

مدل سازی بافت اسفنجی مهره ی ستون فقرات به منظور تخمین خطر شکست استخوانی در بیماری پوکی استخوان بر اساس چگالی و خصوصیات ریزساختاری استخوان اسفنجی

محمد رضا امجدی کاشانی^۱، دکتر آرش رزمجو^۲، دکتر نوید ارجمند^۳، دکتر کیخسرو فیروز بخش^۴، مریم هویت طلب^۵، دکتر محمد پرنیان پور^۶

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف،

۲- دکترای مهندسی مکانیک دانشکده ی مکانیک دانشگاه تربیت مدرس

۳- استادیار دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف

۴- استاد دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف

۵- مربی دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف

۶- استاد معین گروه آموزشی بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف

چکیده

زمینه و هدف: امروزه یکی از مهم ترین مسائل بهداشتی در جوامع به خصوص در میان سالمندان، پوکی استخوان می باشد. کاهش چگالی استخوانی در بافت را تحت عنوان پوکی استخوان می شناسند که موجب افزایش خطر شکستگی به علت کاهش استحکام و سفتی، در ساختارهای استخوانی می گردد. یکی از نواحی مستعد پوکی و متعاقب آن شکستگی ناشی از پوکی، مهره های ستون فقرات می باشند. در حال حاضر روش هایی برای پیش بینی خطر شکست در مهره ها وجود دارند که از آن بین می توان به جذب سنجی دوگانه اشعه ایکس و برش نگاری کمی کامپیوتری اشاره نمود. تمامی این روش ها بر اساس سنجش چگالی استخوانی بوده و توجه چندانی به دیگر عوامل موثر در خواص مکانیکی بافت های استخوانی اسفنجی مانند کیفیت مادی اجزای اسفنجی و کیفیت اتصال بندی ندارند. ریزساختار بافت اسفنجی بر اساس سن و جنس و نژاد متفاوت می باشد. هدف این پروژه مدل سازی پارامتری بافت اسفنجی بر اساس تئوری جامدات سلولی به صورت ساختاری متخلخل و میله ای شکل است.

روش بررسی: به منظور مدل سازی بافت اسفنجی، مشابه آن چه در تنه ی مهره وجود دارد- برنامه ای در نرم افزار ANSYS، نوشته شد که قابلیت تولید شبکه های مختلف را چه از نظر خواص مادی و چه از نظر چگالی ساختاری (پارامتر قابل اندازه گیری در روش های تصویر برداری) داراست. سپس هر کدام از این شبکه های تحت بار گذاری جابه جایی فشاری قرار گرفته و با ترسیم منحنی تنش- کرنش برای هر یک، مشخصه های استحکام و سفتی محوری محاسبه می شوند. به منظور مقایسه جواب های مدل با جواب های حاصل از داده های آزمایشگاهی، مدل برای ۶ نمونه ی استخراج شده از مهره های جسد یک زن اهدا کننده ۷۸ ساله و یک مرد اهدا کننده ۹۱ ساله بازسازی و پیش بینی سفتی و استحکام نمونه ها انجام شده است.

یافته ها: پاسخ های حاصل از تست مکانیکی نمونه ها، بین دو جواب مدل در دو حالت اتصال بندی ضعیف و اتصال بندی متوسط، خواهد افتاد و این امر به دلیل مجهول بودن کیفیت اتصال بندی در نمونه های حاصل از تست مکانیکی نشانه قدرت مدل برای ارائه ی محدوده ای از خواص مکانیکی می باشد. به علاوه پاسخ های مدل در مقایسه با جواب های حاصل از رابطه ی صرفا مبتنی بر چگالی نزدیکی بیشتری به جواب های حاصل از تست دارد.

نتیجه گیری: بر طبق مدل پیشنهادی می توان گفت سفتی و استحکام و یا دیگر خواص مکانیکی در مهره ها به صورت قابل توجهی تابع خواص مادی اجزای اسفنجی تشکیل دهنده و خصوصیات ساختار شناسانه مانند کیفیت اتصال بندی می باشد. بنابراین خطر شکست در مهره ها تنها به عامل چگالی که توسط روش های برش نگاری کامپیوتری کمی و یا جذب سنجی دوگانه ی اشعه ایکس قابل اندازه گیری است، بستگی ندارد. نتایج مدل سازی حاکی از آن است که مدل پیشنهادی حال حاضر بر اساس نظریه جامدات سلولی با در نظر گرفتن این مجموعه عوامل می تواند ارزیابی بهتری از خواص مکانیکی ساختارهای اسفنجی داشته باشد.

کلید واژه ها: تئوری جامدات سلولی، خطر شکستگی، مهره ی ستون فقرات، استخوان اسفنجی، مدل اجزای محدود

(ارسال مقاله ۱۳۹۱/۳/۲۹، پذیرش مقاله ۱۳۹۲/۲/۷)

مسئول مقاله: خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک

Email: mramjadi.arshad@gmail.com

مقدمه

می باشند. یکی از مهم ترین چالش هایی که کیفیت زندگی افراد به خصوص سالمندان را به خطر می اندازد شکستگی های ناشی از پوکی استخوان می باشد. پوکی استخوان در واقع کاهش میزان

امروزه با پیشرفت جوامع و بالا رفتن سطح بهداشت و در نتیجه ی آن افزایش امید به زندگی مسائلی مانند کیفیت زندگی و عوامل موثر در مرگ و میر از اهمیت زیادی برخوردار

فاصله‌ی اسفنجی در کنار سایر عوامل موثر همچون توزیع ناهمگن چگالی، ناهمسانگرد بودن بافت اسفنجی استخوان، هندسه‌ی سه بُعدی و چگونگی توزیع تنش نمی‌تواند ارزیابی دقیقی از میزان واقعی استحکام فشاری تنه‌ی مهره‌های درگیر با ضایعاتی شبیه پوکی داشته باشد.

امروزه جذب سنجی دوگانه‌ی اشعه‌ی ایکس (DEXA)، به عنوان یکی از پر کاربردترین روش‌های سنجش تراکم استخوان برای تخمین خطر شکستگی‌ها در کلینیک‌های تشخیصی و مراکز پژوهشی محسوب می‌شود. از امتیازهای این روش می‌توان به:

- ۱- دقت مطلوب در محاسبه‌ی تراکم استخوان
 - ۲- میزان پرتو گیری کم
 - ۳- هزینه‌ی اقتصادی پایین و دسترسی آسان
- اما این روش دارای ضعف‌های تکنیکی نیز می‌باشد که می‌توان به موارد زیر اشاره نمود (۱۰):
- ۱- حساسیت بالای پاسخ به نمای مورد استفاده به علت وجود لایه‌ی فشرده و زوائد مهره‌ای
 - ۲- ایجاد خطا در مقادیر چگالی به علت چربی ناحیه‌ی شکمی و زوائد مهره‌ای در نمای تصویربرداری از رو به رو.
 - ۳- اندازه‌گیری چگالی متوسط کلی ناحیه‌ی مورد بررسی
 - ۴- عدم توانایی تفکیک میان بافت اسفنجی و استخوان فشرده
 - ۵- و از همه مهم‌تر این روش قادر به شناسایی تغییرات به وجود آمده در ساختار بافت اسفنجی مانند نازک شدگی و یا کیفیت اتصال بندی میان اجزای اسفنجی نمی‌باشد.
- با توجه به نکته‌های گفته شده روش جذب سنجی دوگانه‌ی اشعه ایکس در تعیین خطر شکستگی‌های فشاری مهره‌ای توانایی بالایی ندارد و تحقیق‌های سالهای اخیر نشان داده‌اند توانایی این روش در تخمین خطر شکست در محدوده‌ی ۴۰ تا ۵۰ درصد است. (۱۸-۱۱)

با توسعه روش‌های برش نگاری کامپیوتری کمی و روش تحلیل اجزای محدود (QCT_Based FEM) در دهه‌ی اخیر خطر شکستگی‌های فشاری تنه‌ی مهره‌های سالم و مهره‌های درگیر با ضایعاتی چون پوکی با دقت بالایی پیش‌بینی می‌شود (۱۹)، (۲۰)، (۲۱)، (۲۲). مدل‌های اجزای محدود مبتنی بر سیستم QCT می‌توانند پیش‌بینی استحکام مهره‌ها را بهبود ببخشند، چرا که در این روش با استفاده از داده‌هایی که از سیستم QCT به دست می‌آید، مدلی ایجاد می‌شود که شامل هندسه‌ی دقیق مهره به همراه خواص مکانیکی نقطه به نقطه‌ی آن خواهد بود. صحت این امر در همپوشانی قابل توجه نتایج چگالی سنجی

چگالی و کیفیت ساختاری بافت‌های استخوانی به خصوص بافت‌های اسفنجی بوده و نواحی مانند مهره‌های ستون فقرات و گردن فمور که به طور عمده‌ای از این نوع بافت استخوانی تشکیل شده‌اند را در معرض خطر شکستگی قرار می‌دهد. پوکی استخوان با افزایش سن پیشرفت کرده و کاهش میزان چگالی استخوانی را در دهه‌های بعد از ۵۰ سال در خانم‌ها بعد از سن یائسگی نسبت به مردان بیشتر می‌باشد. خطر وقوع شکستگی مهره‌ای برای یک زن سفید پوست ۵۰ ساله، در طول زندگی ۱۶٪ و برای یک مرد سفید پوست ۵۰ ساله این خطر ۵٪ می‌باشد (۱). احتمال وقوع شکستگی برای یک زن ۶۵ ساله که دچار شکستگی شده است در ۵ سال بعد از آن حدود ۲۵٪ می‌باشد که با درمان این احتمال می‌تواند به میزان ۱۲/۵٪ کاهش یابد (۲). طبق تخمین‌ها تنها حدود ۳۳٪ افراد دچار شکستگی مهره به کلینیک‌ها مراجعه می‌کنند و بنابراین تشخیص زودرس و به موقع پوکی استخوان امروزه از اهمیت زیادی برخوردار است (۳). موارد شکستگی‌های مهره‌ای در هر دو جنس زن و مرد با افزایش سن بالا می‌رود. تحقیقات نشان می‌دهند که تعداد این شکستگی‌ها در آقایان مشابه و یا حتی شاید بیشتر از خانم‌ها در سنین میان ۵۰ تا ۶۰ سال است (۴، ۵). طبق مطالعه‌ی انجام شده آمار شکستگی مفصل هیپ در کشور ما حدود ۰/۸۵٪ موارد جهانی و ۱۲/۴٪ موارد خاورمیانه را شامل می‌شود و این رقم حدود ۵۰۰۰۰ در سال ۲۰۱۰ بوده و پیش‌بینی می‌شود به ۶۲۰۰۰ مورد در سال ۲۰۲۰ برسد (۶).

تاکنون روش‌های متفاوتی برای ارزیابی غیر تهاجمی خطر شکست در استخوان اسفنجی مهره‌ای پیشنهاد شده‌اند که از آن جمله استفاده از روش‌های تصویربرداری مانند رادیوگرافی و برش نگاری کامپیوتری و یا روش‌های مبتنی بر تعیین چگالی استخوان همچون جذب سنجی دوگانه‌ی اشعه ایکس و...

در مطالعات پارامتریک انجام شده به کمک روش‌های دانسیتومتری همچون جذب سنجی دوگانه اشعه ایکس (Dual-energy X-ray absorptiometry... DEXA) و برش نگاری کامپیوتری کمی (Quantitative Computed tomography... QCT) و (Magnetic response imaging: MRI) می‌باشند، برای ارزیابی استحکام فشاری و دیگر خواص مکانیکی موثر در خطر شکستگی‌های فشاری مهره‌ای، نتایج چندان قابل اعتمادی به دست نیامده است (۷-۹).

این روش‌ها به علت عدم توانایی در برآورد تاثیر پارامترهای مکانیکی و پارامترهای ساختاری استخوان مانند ضخامت و

افراد دارای شکستگی و بدون شکستگی به اثبات رسیده است. بنابراین تنها چگالی، آن هم به عنوان یک پارامتر کلی و مقدار متوسط برای بافت مهره قادر به تخمین خطر شکست های مهره ایی نخواهد بود. با توجه به نکته‌های گفته شده می‌بایست به دنبال شناسایی عوامل موثر دیگری مانند کیفیت معدنی سازی و کیفیت اتصال بندی اجزای اسفنجی، علاوه بر چگالی بافت اسفنجی به منظور ارزیابی مکانیکی و تخمین خطر شکست در مهره ها باشیم.

روش مدل سازی

تاکنون مدل‌های زیادی برای ارزیابی خواص مکانیکی بافت اسفنجی مهره ستون فقرات پیشنهاد شده‌اند. با پیشرفت‌های انجام شده در زمینه‌ی تصویربرداری می‌توان با استفاده از اسکن سی تی و یک فانتوم کالیبراسیون تصویر، تصویر سه بُعدی مهره یا هر ساختار مورد نظر دیگری را در دسترس داشت. نقش فانتوم کالیبراسیون که حاوی غلظت‌های متفاوتی از هیدرکسی آپاتیت می‌باشد، در واقع تعریف محدوده‌های تصویری (از سفید به سمت سیاه) به منظور به دست آوردن توزیع ناهمگن چگالی ساختاری چون مهره است. در چند مدل پیشنهادی پیشین هر وکسل تصویری را با یک المان مکعبی جایگزین شده و خواص مکانیکی المان تبدیل یافته را با استفاده از روابط تجربی موجود (۲۳) برای مدول یانگ محوری (Young modulus... E_z) و تنش تسلیم (Yield stress... σ_y) محوری محاسبه می‌نمایند. این روابط با استفاده از چگالی معدنی استخوانی (Bone Mineral Density... BMD) به دست آمده از روش تصویربرداری QCT، میزان سفتی و استحکام بافت استخوانی را برای هر وکسل تصویری (Voxel) به دست می‌آورند.

$$E_z (MPa) = 3230 \times BMD \left(\frac{g}{cm^3} \right) - 37.4 \quad \text{Stiffness}$$

$$\sigma_y (MPa) = 24.9 \times BMD \left(\frac{g}{cm^3} \right) - 0.75 \quad \text{strength}$$

E_z : مدول یانگ محوری

σ_y : تنش تسلیم

BMD: چگالی معدنی استخوانی

با توجه به طبیعت متخلخل بافت اسفنجی و ساختار

میله‌ای شکل آن در مهره ستون فقرات می‌توان با شبیه سازی ساختارها و شبکه‌های میله‌ای که خواص مورفولوژیک و مادی متغیر دارند، روابطی برای خواص مکانیکی بافت اسفنجی بر اساس پارامترهای ساختار، پیشنهاد داد تا علاوه بر در نظر گرفتن چگالی ساختار به عوامل دیگری چون مدول یانگ بافتی و یا کیفیت اتصال بندی (Connectivity) اجزای اسفنجی نیز وابسته باشد. به منظور مدل سازی بافت اسفنجی، شبکه‌های مکعبی متشکل از اجزای تیری شکل در نرم افزار تحلیلی ANSYS ایجاد شد که قابلیت شبیه‌سازی بافت‌های متفاوت استخوانی را بر اساس چگالی ساختاری و خواص معدنی یا همان کیفیت معدنی استخوان‌ها دارا می‌باشند. این برنامه در واقع یک ساختار مکعبی از بافت اسفنجی را به صورت پارامتری و بر اساس ورودی‌های چگالی و خواص مکانیکی بافتی استخوان اسفنجی، مدل سازی می‌نماید (شکل ۱). شرایط مرزی اعمال شده برای تمامی ساختارها به این صورت می‌باشد که گره‌های تحتانی در همه درجات آزادی خود مقید شده و گره‌های سطح فوقانی تحت بارگذاری جابه جایی فشاری می‌گیرند. بارگذاری مدول تا رسیدن به نقطه‌ی شکست انجام شده و تحلیل به صورت روش اجزای محدود غیر خطی انجام می‌گردد. سپس منحنی نیرو- جابه‌جایی برای هر ساختار (خواص مادی و مورفولوژیک متفاوت) محاسبه شده و با استفاده از منحنی به دست آمده می‌توان پارامترهای مانند سفتی و استحکام بافت استخوانی را به دست آورده و مورد بررسی قرار داد (شکل ۲).

$$\epsilon_{cb} = \frac{\delta_{cb}}{L_{cb}} \quad \text{کرنش ساختاری}$$

$$\sigma_{cb} = \frac{F}{L_{cb}^2} \quad \text{تنش ساختاری}$$

$$E_{cb}^{app} = \frac{\sigma_{cb}}{\epsilon_{cb}} \quad \text{سفتی ساختاری}$$

ϵ_{cb} : جابه جایی اعمال شده به نمونه ی مکعبی مدل سازی شده

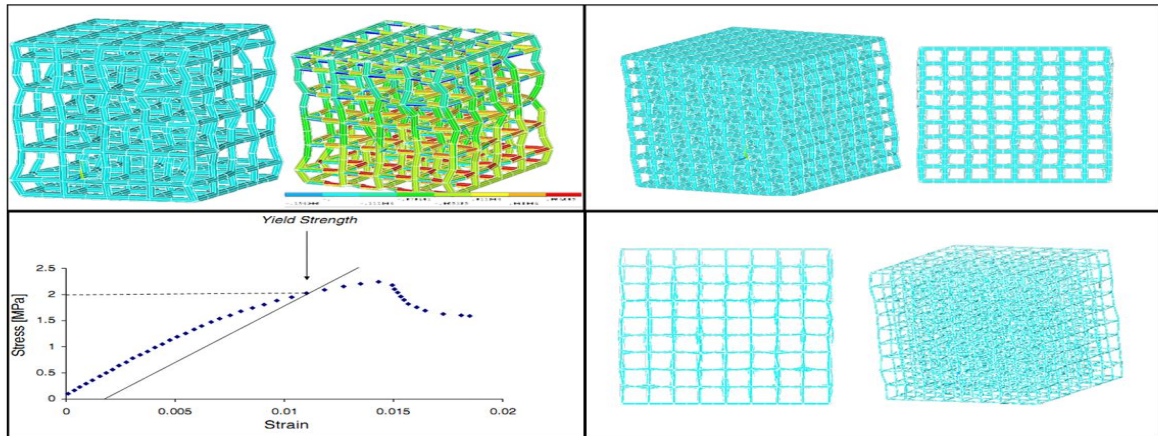
از استخوان اسفنجی

σ_{cb} , ϵ_{cb} : تنش و کرنش ایجاد شده در ساختار مکعبی

L_{cb} : طول ضلع نمونه ی مدل سازی شده (۹ میلی متر)

E_{cb}^{app} : سفتی ساختاری محاسبه شده برای ساختار مدل سازی

شده از بافت اسفنجی



شکل ۱- نماهای از شبکه های تولیدی شبیه ساز بافت اسفنجی در نرم افزار ANSYS. تصویر بالا: شبکه با چگالی ساختاری زیاد (تصویر بالا، سمت راست) و شبکه با چگالی ساختاری پایین (پایین، سمت راست). بارگذاری شبکه های شبیه ساز بافت اسفنجی در نرم افزار ANSYS (قسمت بالا، سمت چپ). نمونه ایی از منحنی تنش- کرنش به دست آمده برای شبکه ی بارگذاری شده تا نقطه ی شکست (قسمت پایین، سمت چپ (۲۴))

دست آمده از سه نمونه از هر مهره به عنوان مدول بافتی اعمال شده در مدل مورد استفاده قرار خواهد گرفت. خواص گزارش شده در واقع به عنوان پارامترهای ورودی مدل و خواص میله- های شبیه ساز اجزای اسفنجی در نظر گرفته می شوند. این مقادیر برای نمونه ی ۷۸ ساله مدول یانگ ۶/۹ گیگا پاسکال و تنش تسلیم بافتی ۵۵/۲ مگا پاسکال به دست آمده و برای نمونه ی ۹۱ ساله هم مدول یانگ ۸/۱ گیگا پاسکال و تنش تسلیم بافتی ۶۴/۸ مگا پاسکال محاسبه شده اند. (۲۵). خواص ساختاری هر کدام از نمونه ها نیز به وسیله ی تجزیه و تحلیل تصاویر رزولوشن بالای میکرو سی تی برای اعمال در مدل ها به دست می آیند (جدول ۱).

به منظور بررسی قدرت مدل در تخمین و پیش بینی خواص مکانیکی و رفتار شکست بافت های استخوانی، جواب های مدل با چند نتیجه ی تست مکانیکی به روی نمونه های جسد در ادامه آورده شده است. روال آزمایش به این صورت بوده که ابتدا از مهره های کمری دو جسد مرد ۹۱ ساله و زن ۷۸ ساله هر کدام سه نمونه ی استوانه ایی شکل استخراج شده است و سپس با استفاده از اسکن مایکرو سی تی (Micro computed tomography) مدل سه بعدی ریز اجزای محدود هر کدام از نمونه های استوانه ایی تولید می شود. به منظور تخمین مدول الاستیک بافتی و تنش تسلیم بافتی برای اعمال در مدل تیر- شبکه ایی، با استفاده از روش اجزای محدود معکوس برای هر نمونه مدول بافتی تخمین زده شده مقدار میانگین مدول بافتی به

جدول ۱- خواص ساختاری برای نمونه های مورد آزمایش به منظور اعمال در مدل (بر اساس داده ها (۲۵))

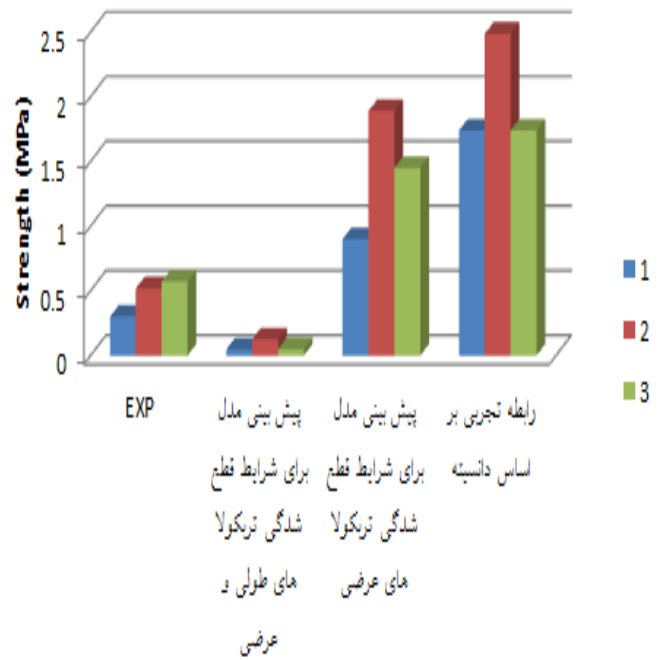
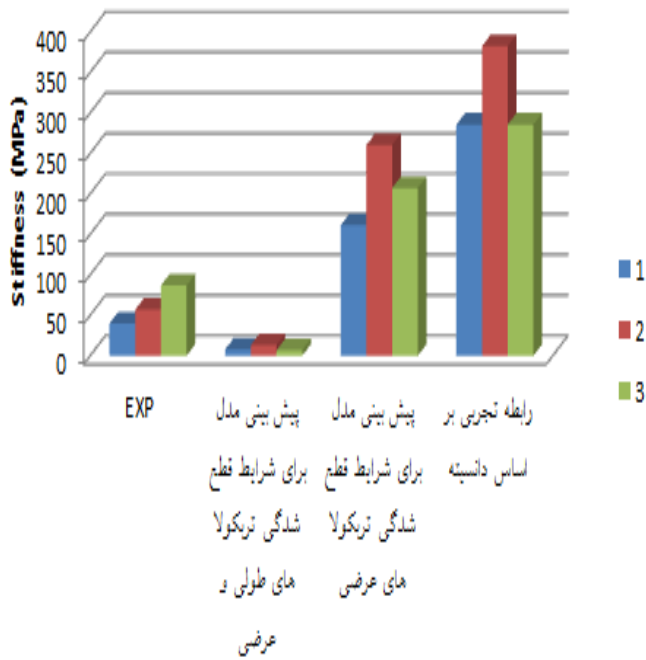
Th.Sp (μm)		Tb.Th (μm)		چگالی ($\frac{g}{cm^3}$)	شماره نمونه	سطح	سن (جنس)
جهت طولی	جهت عرضی	جهت طولی	جهت عرضی				
۰/۸۸۱	۱/۰۸۹	۰/۲۲۷	۰/۱۳۸	۰/۱	۱	مهره	۷۸ (زن)
۰/۸۰۱	۰/۹۹	۰/۲۴۵	۰/۱۴۹	۰/۱۳	۲	سوم	
۰/۹۷۴	۱/۲۰۴	۰/۲۶	۰/۱۵۸	۰/۱	۳	کمری	
۰/۹۱۱	۱/۱۲۶	۰/۲۱۳	۰/۱۲۹	۰/۹۹	۱	مهره	۹۱ (مرد)
۱/۰۱۲	۱/۲۵۱	۰/۲۶	۰/۱۵۸	۰/۲۳	۲	اول	
۱/۰۲۱	۱/۲۶۲	۰/۲۴	۰/۱۴۶	۰/۲۵	۳	کمری	

Trabecular Thickness: Tb.Th - ضخامت اسفنجی

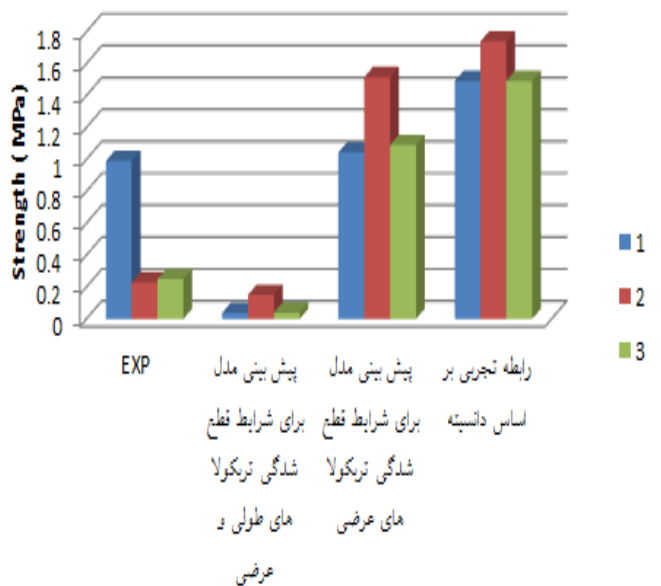
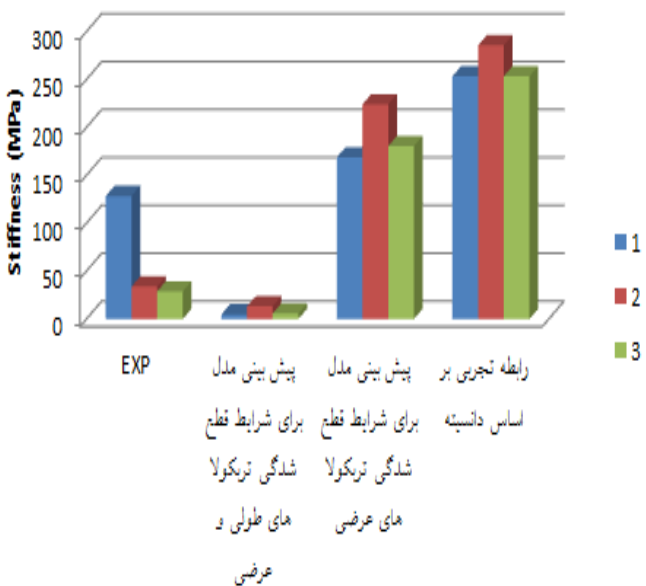
Trabecular Separation: Th.Sp - فاصله اسفنجی

اسفنجی افقی و دیگری برای ۲۰٪ قطع شدگی اجزای اسفنجی در هر دو راستای افقی (عمود بر راستای باربرداری) و طولی (راستای باربرداری) انجام می‌شود. در واقعیت هم بافت‌های اسفنجی از اتصال بندی کامل و سالمی در بین اجزای اسفنجی به خصوص میان نمونه‌های مسن و دچار پوکی برخوردار نیستند.

از آنجایی که نتایج حاصل از تست مکانیکی دارای پراکندگی زیادی در جواب‌ها میان نمونه‌های مختلف می‌باشند و همین طور با توجه به این نکته که یکی از پارامترهای مهم در استحکام بافت‌های اسفنجی کیفیت اتصال میله‌های و صفحات اسفنجی به هم است، بنابراین مدل‌سازی بر اساس دو شبکه‌ی مختلف، یکی دارای ۲۰٪ قطع شدگی اتصال بندی در اجزای



شکل ۲- مقایسه‌ی پیش بینی سفتی (سمت راست) و استحکام (سمت چپ) مدل با نتایج آزمایشگاهی و رابطه‌ی تجربی (۲۳) برای سه نمونه استخراج شده از مهره ۷۸ ساله



شکل ۳- مقایسه‌ی پیش بینی سفتی (سمت راست) و استحکام (سمت چپ) مدل با نتایج آزمایشگاهی و رابطه‌ی تجربی (۲۳) برای سه نمونه استخراج شده از مهره ۷۸ ساله

کمانش و ناپایداری اجزای اسفنجی تحت بارگذاری‌های بالاتر از حد تحمل ساختار مهره به وجود می‌آید، سعی در شبیه‌سازی این فرآیند و ماندگی در بافت اسفنجی داشته ایم. در واقعیت هم بافت‌های استخوان اسفنجی به خصوص در تنه‌ی مهره‌های ستون فقرات در اثر افزایش سن به صورت ساختاری میله‌ای مانند در آمده و این میله‌های در جهت طولی که راستای باربرداری مهره می‌باشد، شکل می‌گیرند. همان طوری که در شکل ۲ و ۳ مشاهده می‌شود، برای نمونه‌های ۷۸ و ۹۱ ساله خواص تخمینی بر اساس مدل ارائه شده می‌توان مقادیر حاصل از تست مکانیکی را با دقت قابل قبولی پیش بینی نمود. بر خلاف رابطه‌ی تجربی که در حال حاضر سفتی و استحکام بافت اسفنجی را بر اساس چگالی به دست می‌دهد، مدل ما اثر مجموعه‌ای از پارامترهای موثر در پاسخ مکانیکی را در نظر گرفته است. در نتیجه پراکندگی موجود میان داده‌های آزمایشگاهی بر اساس تست مکانیکی را بهتر توجیه کرده و امکان پیش‌بینی دقیق‌تر خواص و کیفیت بافت اسفنجی را فراهم می‌آورد. اهمیت این موضوع زمانی مشخص‌تر می‌شود که اگر تنها چگالی استخوانی را مبنا قرار دهیم چه بسا دو نمونه با چگالی یکسان دارای سفتی و یا استحکام بسیار متفاوت از هم باشند. چرا که با نازک شدن میله‌های اسفنجی و یا پایین آمدن کیفیت معدنی در اثر عوامل پاتولوژیک مثل پوکی و یا تومورها و یا حتی کاهش اتصال اجزای میله‌ای در هر دو جهت طولی و عرضی به علت فرآیند استخوان خواری، قابلیت باربرداری بافت هم تغییر می‌کند. با شناسایی این عوامل و نحوه‌ی تاثیر آن‌ها در هر یک از حالات پاتولوژیک می‌توان تخمین‌های بهتری از استحکام بافت‌های اسفنجی به دست داد.

قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از پایان‌نامه کارشناسی ارشد بیومکانیک در سال ۹۱ با عنوان "مدلسازی پارامتری رفتار استخوان اسفنجی مهره‌ای بر اساس تئوری جامدات سلولی به روش اجزای محدود" می‌باشد و با حمایت دانشگاه صنعتی شریف انجام شده است. در پایان از دکتر میرزائی، استاد دانشگاه تربیت مدرس که با راهنمایی‌های بی‌دریغشان ما را در این پروژه یاری نمودند کمال تشکر را داریم.

برای هر کدام از نمونه‌های بافت اسفنجی بر اساس خواص مادی و ساختاری فوق که از نمونه‌های جسد به دست آمده است، نمونه‌ای مکعبی به ابعاد ۹ میلی متر تولید و شبیه‌سازی می‌گردد و در نرم افزار تحت بارگذاری فشاری تا نقطه‌ی شکست قرار گرفته است. برای هر کدام از نمونه‌ها با استفاده از منحنی تنش- کرنش خواص سفتی و استحکام استخراج شده‌اند. در هر کدام از شکل‌های ۳و۲، میزان سفتی و یا استحکام نمونه‌های با استفاده از رابطه‌ی تجربی (۲۳) نیز محاسبه شده‌اند. روابط تجربی مذکور در واقع پارامترهای سفتی و استحکام را بر اساس چگالی نمونه‌ها پیش بینی می‌نمایند. همان طوری که از شکل ۲ و ۳ مشخص می‌باشد پاسخ‌های حاصل از تست مکانیکی نمونه‌ها، میان پیش بینی مدل قرار داشته و نشانه‌ی این امر می‌باشد که مدل شبکه‌ای می‌تواند با در نظر گرفتن پارامترهای دیگری علاوه بر چگالی، تخمین بهتری از نمونه‌های داشته باشد.

بحث

مدلسازی بافت اسفنجی با استفاده از روش‌های تصویر برداری و به صورت غیر تهاجمی از اهمیت زیادی برای تخمین خطر شکست بافت‌های استخوانی از جمله مهره‌های ستون فقرات برخوردارند. این مدل‌ها به منظور بررسی پارامترهای مختلف در خواص مکانیکی بافت اسفنجی و بررسی آسیب‌های ناشی از بارهای مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرند. بسیاری از مدل‌هایی که تا کنون مورد مطالعه قرار گرفته‌اند به بررسی تاثیر چگالی و رابطه‌ی آن با خواص و رفتار ساختار اسفنجی معطوف شده‌اند و تعداد مطالعاتی که به مطالعه و بررسی دیگر پارامترهای موثر بر استحکام بافت و نحوه‌ی اعمال آن‌ها در مدل‌های بیمار- محور مهره چندان زیاد نمی‌باشد یکی از جدیدترین ایده‌هایی که به منظور مدلسازی بافت اسفنجی صورت پذیرفت شبیه‌سازی شبکه‌های مشابه بافت اسفنجی به کمک المان‌های تیری شکل می‌باشد که در کارهای تحقیقاتی قبلی تنها پارامتر سفتی با استفاده از این مدل‌ها پیش بینی شده و علاوه بر آن نحوه‌ی تغییرات خروجی‌ها با کیفیت‌های معدنی و ساختاری استخوان‌ها به درستی معلوم نگردیده بود. در مدل حاضر با در نظر گرفتن مکانیزم‌های واقعی تسلیم و واماندگی بافت اسفنجی که در اثر

REFERENCES

1. Cooper C, Melton LJ. Epidemiology of osteoporosis. Trends Endocrinol Metab 1992 Aug;3(6):224-9.

2. Kaptoge S, Armbrecht G, Felsenberg D, Lunt M, O'Neill TW, Silman AJ, et al. When should the doctor order a spine X-ray? Identifying vertebral fractures for osteoporosis care: results from the European Prospective Osteoporosis Study (EPOS). *J Bone Miner Res*. 2004;19(12):1982-93.
3. Cooper C, Atkinson EJ, O'Fallon WM, Melton LJ. Incidence of clinically diagnosed vertebral fractures: a population-based study in Rochester, Minnesota, 1985-1989. *J Bone Miner Res* 1992;7(2):221-7.
4. Davies KM, Stegman MR, Heaney RP, Recker RR. Prevalence and severity of vertebral fracture: the Saunders County Bone Quality Study. *Osteoporos Int* 1996;6(2):160-5.
5. O'Neill TW, Felsenberg D, Varlow J, Cooper C, Kanis JA, Silman AJ. The prevalence of vertebral deformity in European men and women: the European Vertebral Osteoporosis Study. *J Bone Miner Res* 1996;11(7):1010-8.
6. Ahmadi-Abhari S, Moayyeri A, Abolhassani F. Burden of hip fracture in Iran. *Calcif Tissue Int* 2007;80(3):147-53.
7. Silva MJ, Hipp JA, McGowan DP, Takeuchi T, Hayes WC. Strength reductions of thoracic vertebrae in the presence of transcortical osseous defects: effects of defect location, pedicle disruption, and defect size. *Eur Spine J* 1993;2(3):118-25.
8. Whealan KM, Kwak SD, Tedrow JR, Inoue K, Snyder BD. Noninvasive imaging predicts failure load of the spine with simulated osteolytic defects. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82(9):1240-51.
9. Snyder BD, Cordio MA, Nazarian A, Kwak SD, Chang DJ, Entezari V, et al. Noninvasive prediction of fracture risk in patients with metastatic cancer to the spine. *Clinical Cancer Research* 2009;15(24):7676-83.
10. Cowin SC. *Bone mechanics handbook*. 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press; 2001.
11. Brinckmann P, Biggemann M, Hilweg D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1989;14(6):606-10.
12. Ebbesen EN, Thomsen JS, Beck-Nielsen H, Nepper-Rasmussen HJ, Mosekilde L. Vertebral bone density evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry and quantitative computed tomography in vitro. *Bone* 1998;23(3):283-90.
13. Bergot C, Laval-Jeantet AM, Hutchinson K, Dautraix I, Caulin F, Genant HK. A comparison of spinal quantitative computed tomography with dual energy X-ray absorptiometry in European women with vertebral and nonvertebral fractures. *Calcif Tissue Int* 2001;68(2):74-82.
14. Lochmuller EM, Burklein D, Kuhn V, Glaser C, Muller R, Gluer CC, et al. Mechanical strength of the thoracolumbar spine in the elderly: prediction from in situ dual-energy X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography (QCT), upper and lower limb peripheral QCT, and quantitative ultrasound. *Bone* 2002;31(1):77-84.
15. Mirzaei M, Zeinali A, Razmjoo A, Nazemi M. On prediction of the strength levels and failure patterns of human vertebrae using quantitative computed tomography (QCT)-based finite element method. *J Biomech* 2009;42(11):1584-91.
16. Zeinali A, Hashemi B, Akhlaghpour S. Noninvasive prediction of vertebral body compressive strength using nonlinear finite element method and an image based technique. *Physica Medica* 2009;26(2):88-97.
17. Graeff C, Marin F, Petto H, Kayser O, Reisinger A, Pena J, et al. High resolution quantitative computed tomography-based assessment of trabecular microstructure and strength estimates by finite-element analysis of the spine, but not DXA, reflects vertebral fracture status in men with glucocorticoid-induced osteoporosis. *Bone* 2013;52(2):568-77.
18. Perilli E, Briggs AM, Kantor S, Codrington J, Wark JD, Parkinson IH, et al. Failure strength of human vertebrae: prediction using bone mineral density measured by DXA and bone volume by micro-CT. *Bone* 2012;50(6):1416-25.
19. Crawford RP, Christopher EC, Tony MK. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone* 2003;33(4):744-50.
20. Jenni MB, Kenneth L, Julie M. Comparison of quantitative computed tomography-based measures in predicting vertebral compressive strength. *Bone* 2007;40(3):767-74.
21. Silva MJ, Keaveny TM, Hayes WC. Computed tomography-based finite element analysis predicts failure loads and fracture patterns for vertebral sections. *J Orthop Res* 1998;16(3):300-8.
22. Liebschner MA, Kopperdahl DL, Rosenberg WS, Keaveny TM. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003;28(6):559-65.
23. Kopperdahl DL, Morgan EF, Keaveny TM. Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone. *J Orthop Res* 2002;20(4):801-5.
24. Diamant I, Shahar R, Gefen A. How to select the elastic modulus for cancellous bone in patient-specific continuum models of the spine. *Med Biol Eng Comput* 2005;43(4):465-72.
25. McDonald KA. An experimental and finite element investigation of the biomechanics of vertebral compression fractures PhD thesis. 2009.

A parametrical model of trabecular core of vertebrae in order to assess risk of fracture in osteoporosis based on density and micro structural parameters of trabecular bone

Amjadi Kashani M^{1*}, Razmjoo A², Arjmand N³, Firoozbakhsh K⁴, Hoviattalab M⁵, Parnianpour M⁶

1- M.Sc of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology

2- PhD of Mechanics, Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University

3- Professor of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology

4- Professor of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology

5- M.Sc of Mechanics, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology

6- Professor of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology

Abstract

Background and aim: One of the important health problems in societies, especially among aged population is osteoporosis. Loss of bone density in bone structures is called osteoporosis which increases the risk of fracture due to a decrease of bone stiffness and bone strength. One of the most common sites for osteoporosis-related fractures is the spine. Current assessment of osteoporosis status is based on bone densitometry tools like QCT (Quantitative Computed Tomography) or DEXA (Dual Energy X-ray absorptionmetry). With these methods it is only possible to estimate density regardless of the morphology of trabecular constructing parts (rods and plates). The microstructure of cancellous bone in the vertebrae can be varied based on age, sex, race, etc. The cellular solids theory is a common procedure to model porous materials and we have attempted to present a model parametrical for trabecular bone as a rod like structure based on cellular solids method..

Materials & Methods: In order to model trabecular bone as foam, like what exists in vertebrae core, a finite element code has been written by APDL capability in ANSYS. This parametric code can produce different lattices that can represent various structural and material properties. Then each cubic sample was loaded under compression displacement to failure point to obtain the stress-strain curve. The stress-strain curve is used to calculate mechanical properties of simulated bone model. In order to compare with experimental results, the model has been reconstructed for 6 bone samples were taken from two different vertebrae donors; one has 78 years old and the other one has 91 years old then stiffness and strength predictions have been done.

Results: The results have shown that the mechanical properties of experimental results fall between lower and upper limits of model output and it is due to unknown connectivity level for all samples. The model is capable of presenting a band for mechanical properties. Plus the lattices that simulated bone samples taken from cadavers can predict stiffness and strength better than density-based relationships for mechanical properties.

Conclusion: According to the findings of the current study, the strength and stiffness or other mechanical properties of trabecular tissues in vertebrae are highly affected by many parameters like material specification of bone tissue and morphology characteristics like connectivity. It can be concluded that risk of fracture in vertebrae is a function of various factors beyond the bone mineral density that is evaluated by measurements such as DEXA and QCT. This has been shown that our cellular solid model may improve the assessments of mechanical properties of trabecular bone structures.

Keywords: Cellular solids, Risk of fracture, Vertebrae, Trabecular bone, Finite element model

***Corresponding author:** Mohammad Reza Amjadi, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology

Email: mramjadi.arshad@gmail.com