

پیش بینی استحکام فشاری تنه مهره انسان به کمک روش اجزاء محدود غیر خطی

مبتهی بر داده های سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی

احد زینالی^۱، بیژن هاشمی ملایری^{۲*}، شهرام اخلاقپور^۳، مجید میرزایی^۴، سید مجید ناظمی^۵

- ۱- دانشجوی دکترای فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
- ۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
- ۳- استادیار گروه رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی، تهران
- ۴- دانشیار گروه مهندسی مکانیک طراحی کاربردی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران
- ۵- دانشجوی کارشناسی ارشد گروه مهندسی مکانیک طراحی کاربردی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۴/۲۴

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۷/۳/۷

چکیده

مقدمه: به دلیل نقش شکستگی های فشاری تنه مهره انسان در افزایش مرگ و میر و کاهش کیفیت زندگی بیماران، مطالعات زیادی جهت پیش بینی استحکام فشاری تنه مهره، به شکل غیر تهاجمی، با استفاده از روشهای مبتنی بر تعیین تراکم استخوان و اخیراً با استفاده از روش اجزاء محدود خطی انجام شده است. در تحقیق حاضر، از روش اجزاء محدود غیر خطی مبتنی بر داده های سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی در پیش بینی استحکام تجربی تنه مهره انسان، استفاده شد.

مواد و روشها: چهار عدد مهره پشتی-کمری از سه جسد مذکر با میانگین سن ۴۲ سال تهیه و در داخل فانتوم آب قرار گرفت. پس از تصویر برداری نمونه ها، با تهیه برنامه ای در محیط نرم افزار MATLAB، هندسه دقیق و ویژگی های مکانیکی تک تک و کسله های بافت استخوان استخراج و مدل اجزاء محدود سه بعدی نمونه ها در محیط نرم افزار ANSYS تولید و با در نظر گرفتن رفتار ماده الاستیک خطی-پلاستیک خطی و تغییر فرم های بزرگ، استحکام فشاری نمونه ها محاسبه و با مقادیر تجربی مقایسه شد.

نتایج: نتایج نشان می دهد که روش اجزاء محدود غیر خطی در برآورد استحکام فشاری تنه مهره ها، روش موثر تری محسوب می شود به گونه ای که اختلاف مقادیر پیش بینی شده استحکام نهائی با مقادیر اندازه گیری شده در تمام نمونه ها کمتر از ۱ کیلو نیوتن می باشد.

بحث و نتیجه گیری: با توجه به اهمیت استفاده از روشهای غیر تهاجمی جهت پیش بینی ریسک شکستگی های فشاری تنه مهره های انسان و به منظور کاهش عوارض ناشی از آنها و همچنین ارتقاء امید به زندگی در بیماران با بکار گیری روش اجزاء محدود غیر خطی مبتنی بر داده های سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی نشان داده شد که می توان ریسک شکستگی های مذکور را با دقت بیشتری برآورد نماید. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۴، شماره ۱۶ و ۱۷، پاییز و زمستان ۸۶: ۳۲-۱۹)

واژگان کلیدی: پیش بینی شکستگی، شکستگی های فشاری تنه مهره، توموگرافی کامپیوتری کمی، روش اجزاء محدود، استحکام فشاری

* نویسنده مسؤول: بیژن هاشمی ملایری

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران
bijanhashemi@yahoo.com
تلفن: ۸۲۸۸۳۸۹۲- (۲۱) ۹۸+، دورنگار: ۸۸۰۰۶۵۴۴- (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

امروزه شکستگی های فشاری تنه مهره^۱ به عنوان یکی از مهمترین چالشهای سیستم های بهداشتی-درمانی جهان محسوب می شوند، به گونه ای که تنها در آمریکا سالانه بیش از ۷۰۰۰۰۰ مورد از این نوع شکستگی ها بوقوع می پیوندد [۱]. شکستگی های ناحیه ستون فقرات و لگن مهمترین عارضه پوکی استخوان محسوب شده و تنها در کشور ما باعث مرگ حدود ۲۰٪ افراد درگیر در مدت یکسال شده و حدود ۵۰٪ نیز دچار اختلالات و ناتوانی های جدی شده اند [۲]. نظر به اهمیت نقش شکستگی های مهره ای در افزایش مرگ و میر و کاهش کیفیت زندگی بیماران و به منظور کاهش عوارض برخی مداخلات پزشکی، پیش بینی دقیق وقوع شکستگی و ارزیابی تاثیر روش های مختلف درمانی در کاهش ریسک شکستگی از اهمیت بسزائی برخوردار می باشد.

امروزه روش های رایج در پیش بینی استحکام فشاری تنه مهره بر پایه روش های تصویر برداری مانند رادیوگرافی ساده^۲ و توموگرافی کامپیوتری^۳ و یا روش های تعیین چگالی مانند جذب سنجی اشعه ایکس دو گانه^۴ و توموگرافی کامپیوتری کمی^۵ استوارند. پژوهش های صورت گرفته بر این اساس غالبا منجر به یافتن روابطی با ضرایب همبستگی متوسط به منظور پیش بینی استحکام فشاری تنه مهره به شکل غیر تهاجمی می شوند [۷-۳]. انجام مطالعات پارامتری به کمک روش اجزاء محدود نیز در زمینه ارزیابی استحکام فشاری تنه مهره نیز روش قابل اعتمادی محسوب نمی شود زیرا در اینگونه مطالعات توزیع ناهمگن

چگالی استخوان و تفاوت ظریف هندسه موجود بین تنه مهره افراد مختلف در نظر گرفته نمی شود در نتیجه نمی توان نتایج اینگونه مطالعات را به افراد مختلف تعمیم داد.

اینگونه محدودیت ها، مطالعات کلینیکی بر روی هزاران بیمار و دنبال کردن هر یک از بیماران به مدت چندین سال به منظور تهیه داده های آماری کافی را ملزم می سازد تا بتوان تحلیل های قابل قبولی در تشخیص اختلال و بررسی پارامترهای مختلف درمانی انجام داد که بسیار وقت گیر و هزینه بر خواهد بود.

نظر به اهمیت بررسی شکستگی های مهره ای و وقت گیر و هزینه بر بودن مطالعات کلینیکی و دقت غیرقابل قبول روش های مبتنی بر تصویر برداری یا روش های مبتنی بر تعیین چگالی میانگین استخوان، بکار گیری روشی کم هزینه و دقیق به منظور تعیین ریسک شکستگی را بیش از پیش ضروری می سازد. مدل های اجزاء محدود مبتنی بر سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی، می توانند پیش بینی استحکام مهره ها را بهبود بخشند. در این روش با استفاده از داده هایی که سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی در اختیار قرار می دهد، مدل های ایجاد شده شامل هندسه دقیق مهره به همراه خواص مکانیکی نقطه به نقطه آن می باشند. بطور کلی در این روش هر وکسل تصویر معادل یکی از اجزاء در نظر گرفته می شود که خواص مکانیکی آن با استفاده از چگالی مستخرج از سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی^۶ که خود با استفاده از داده های موجود در تصویر قابل محاسبه است، بدست می آید. بدین ترتیب هندسه دقیق مهره با استفاده از روشهای پردازش تصویر، بدست آمده و توزیع خواص مکانیکی آن نیز بطور غیر مستقیم با استفاده از داده های موجود در تصویر بدست می آید و در نتیجه می توان

1- Vertebral body Compressive Fracture (VCF)

2- Plain Radiography

3- Computed Tomography (CT)

4- Dual Energy X-ray Absorbtometry (DEXA)

5- Quantitative Computed Tomography (QCT)

6- QCT Derived Bone Mineral Density (BMDQCT)

پیش بینی استحکام تنه مهره به روش اجزاء محدود غیر خطی

فشاری گردیده و عموماً باعث تخمین کمتر^۶ مقدار واقعی آن می شود [۱۰ و ۱۱].

هدف از انجام این تحقیق استفاده از روش اجزاء محدود مبتنی بر داده های سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی به گونه ای که بتوان استحکام فشاری تنه مهره انسان را با دقت بیشتری برآورد نمود، می باشد. به همین منظور در این پژوهش، علاوه بر روش اجزاء محدود خطی، برای نخستین بار از روش اجزاء محدود غیر خطی مبتنی بر داده های سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی با در نظر گرفتن رفتار غیر خطی بافت استخوان تنه مهره استفاده شد. در این مدل ضمن در نظر گرفتن ضرایب لازم جهت مدل کردن رفتار استخوان بصورت خطی، مقادیر تنش و کرنش تسلیم و نهائی بافت استخوان نیز لحاظ گردیده و در نتیجه رفتار مکانیکی مدل دارای سازگاری بیشتری با رفتار واقعی آن می باشد.

۲- مواد و روشها

۲-۱- تهیه و آماده سازی نمونه ها

تعداد سه عدد مهره یازدهم پشتی (T_{۱۱}) و یک عدد مهره کمری (L_۲) از سه جسد مذکر با میانگین سنی ۴۲ سال بدون هیچگونه سابقه آسیب های مهره ای و یا بیماری هایی که کیفیت استخوان را تحت تاثیر قرار می دهند مانند سرطان های متاستاتیک و غیره، استخراج شد. برای حصول اطمینان تصاویر رادیوگرافیک از نمونه ها تهیه شد و از عدم وجود ضایعات استخوانی، اطمینان حاصل گردید. در ادامه اجزای خلفی مهره ها به کمک اره اتوپسی و بافت های نرم و دیسک های میان مهره ای چسبیده به آن ها نیز به کمک تیغ جراحی جدا شدند.

از نتایج آن برای هر فرد سالم و یا دارای ضایعات ناشی از پوکی استخوان یا ضایعات استئولیتیک با توجه به ویژگی های شخصی آن فرد بهره جست.

تحقیقات صورت گرفته توسط کدی^۱ و همکارانش در سال ۱۹۹۹ [۸] و کیاک^۲ و همکارانش در سال ۲۰۰۱ [۹]، توانائی روش اجزاء محدود خطی مبتنی بر سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی را در برآورد ریسک شکستگی های گردن استخوان ران به اثبات رساند.

در سال ۲۰۰۳ دو مطالعه مهم در زمینه پیش بینی استحکام فشاری تنه مهره انسان، به شکل غیرتأجمعی، با استفاده از روش اجزاء محدود خطی مبتنی بر داده های سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی صورت گرفت. لیبشنر^۳ و همکارانش نشان دادند که سفتی اجزاء محدود مدل تنه مهره دارای همبستگی قابل قبولی با استحکام تجربی آن می باشد ($R^2=0.79$) [۱۰]. همچنین کرافورد^۴ و همکارانش همبستگی قابل قبولی بین استحکام اجزاء محدود مدل تنه مهره و استحکام تجربی آن بدست آوردند ($R^2=0.86$) [۱۱]. بر این اساس، روش بکار گرفته شده توسط کرافورد و همکارانش به جهت استخراج مستقیم مقادیر استحکام فشاری تنه مهره ها و مقایسه آن با مقادیر تجربی، در مقایسه با روش مورد استفاده توسط لیبشنر و همکارانش از برتری نسبی برخوردار می باشد. با این وجود، عدم در نظر گرفتن ویژگی های غیر خطی بافت استخوانی تنه مهره در روش اجزاء محدود خطی و استفاده از معیار نامناسب در تعیین شکستگی فشاری، منجر به بروز خطا در محاسبه استحکام

1- Cody

2- Keyak

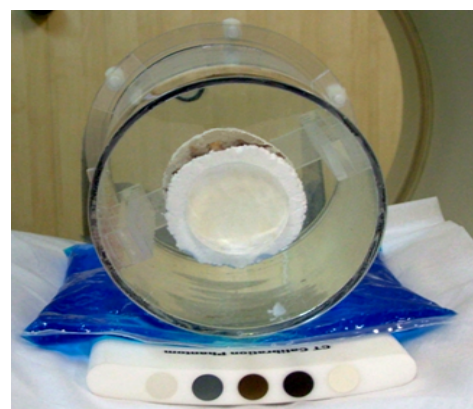
3- Liebschner

4- Crawford

6- Underestimation

۲-۲- تهیه تصاویر

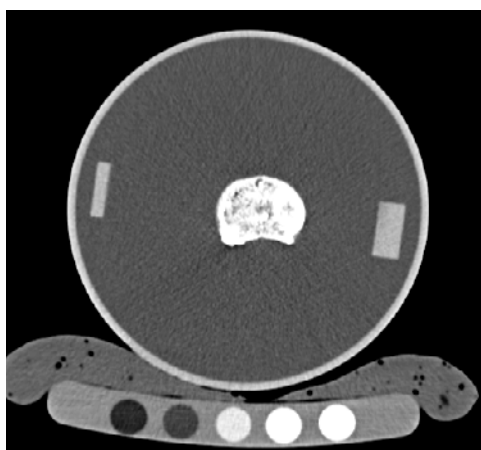
به منظور تهیه تصاویر توموگرافیک از نمونه های تحقیق و شبیه سازی شرایط مشابه بافت های طبیعی بدن انسان از نظر میزان جذب پرتوهای ایکس، ابتدا نمونه ها در یک فانتوم استوانه ای شکل پر از آب از جنس پلکسی گلس^۱ به ضخامت ۵ میلی متر قرار گرفتند. قطر مقطع دایره ای این فانتوم ۱۹۵ میلی متر و ارتفاع آن ۲۱۰ میلی متر انتخاب شد (شکل ۱) [۷].



شکل ۱- تصویر فانتوم مورد استفاده به همراه نمونه های تحقیق که آماده تصویر برداری می باشند.

در این مطالعه جهت تهیه تصاویر توموگرافیک تنه مهره ها از یک دستگاه اسکنر Siemens-64Slices (۱۴۰ kV، ۸۰ mA، ضخامت مقطع ۱ میلی متر، ابعاد پیکسل ۰/۲۵×۰/۲۵ میلی متر) به همراه یک فانتوم استاندارد دانسیتمتری (محتوی تیوب های حاوی مایع K_2HPO_4 با چگالی های مرجع ۵۰، ۱۰۰ و ۲۰۰ میلی گرم بر سانتی متر مکعب، یک تیوب حاوی ماده معادل آب و یک تیوب حاوی ماده معادل چربی) استفاده گردید (شکل ۲). به کمک چگالی های مرجع موجود در فانتوم استاندارد دانسیتمتری، ابتدا دستگاه

کالیبره و سپس رابطه خطی بین اعداد هانسفیلد^۲ و چگالی استخوان استخراج شد.



شکل ۲- تصویر مقطع یکی از مهره های یازدهم پشتی

۲-۳- آزمایش های تجربی

در حین اعمال آزمون های فشاری تک محوری بر روی نمونه های تنه مهره به منظور اندازه گیری تجربی استحکام فشاری آن ها، اطمینان از اعمال یکنواخت بار و عدم ایجاد گشتاور، ضروری است. بنابراین در اکثر مطالعات اخیر برای این منظور، سطوح فوقانی و تحتانی مهره را بوسیله سیمان استخوان^۳ قالب بندی کرده و بدین ترتیب ناهمواری های سطوح مذکور جبران می شود [۱۰-۱۲].

با این حال به دلایل زیر در این مطالعه از یک روش جدید برای اعمال تست های مکانیکی بر روی نمونه ها استفاده شد:

- ۱- در صورتیکه سطوح قالب های سیمان استخوان ایجاد شده بر روی سطوح فوقانی و تحتانی نمونه ها کاملاً با یکدیگر موازی و بر محور عمودی نمونه ها عمود

2- Hansfield Unit (HU)

3- Bone Cement

1- Plexiglas



شکل ۳- نمونه ای از دیسک های لاستیکی مورد استفاده در آزمایش های مکانیکی در این مطالعه

در عمل مشاهده شد که در ابتدای بارگذاری بازای پیش باری حدود ۱۵۰ نیوتن، نمونه ها در دیسک های لاستیکی قرار گرفته و تا پایان بارگذاری موقعیت خود را در دیسک ها حفظ می کنند. در ادامه، هر نمونه تنه مهره در بین دیسک های لاستیکی تهیه شده قرار گرفته و سپس این مجموعه در بین فک های دستگاه تست فشار (Model 5500R Instron Corporation, Canton, MA) قرار گرفت (شکل ۴). پس از آن، آزمایش فشاری تک محوری با اعمال یک جابجایی محوری بر سطح فوقانی مجموعه، اعمال شد. جابجایی محوری اعمال شده، مشابه بیشتر مطالعاتی که جهت تعیین استحکام فشاری نهائی انجام شده اند [۱۵-۱۰]، از آهنگ کندی برخوردار است. به همین جهت به بارگذاری شبه استاتیک^۱ معروف است. برای این منظور فک ها با آهنگ ۰/۵ میلیمتر در دقیقه تا شکستگی کامل تنه مهره ها به یکدیگر نزدیک شدند.

در طول بارگذاری نمونه ها، نیروی اعمال شده به مجموعه ها توسط واحد بارگذاری^۲ دستگاه و تغییر فرم آن ها نیز توسط یک کشش سنج^۳ در هر لحظه اندازه گیری شد و بدین ترتیب نمودار

نباشند، ممان های ناخواسته حاصل خواهند شد. از آنجا که یافتن یک محور عمودی واحد برای تنه مهره در عمل بسیار مشکل است، ریسک ایجاد مولفه های غیر فشاری خالص بسیار بالاست.

۲- از آن جا که سطوح فوقانی و تحتانی نمونه ها با سیمان استخوان که دارای خواص مکانیکی تقریباً مشابهی با استخوان است، پوشانده می شود، شرایط مرزی اعمال شده به نمونه ها مطابق شرایط مرزی واقعی که تنه مهره در جایگاه طبیعی خود در بدن تجربه می کند، نمی باشد.

۳- عمل قالب گیری یک عمل مشکل و زمان بر است و بخصوص هنگام مواجهه با تعداد نمونه های زیاد ریسک ایجاد شرایط غیر یکنواخت برای نمونه ها وجود دارد.

بر این اساس برای اعمال آزمایش های مکانیکی بر روی نمونه ها، دیسک لاستیکی مخصوصی طراحی شد (شکل ۳). ابعاد و جنس دیسک لاستیکی با دقت و به گونه ای اختیار شد که مدول یانگ آن ۳۰٪ کمتر از کمترین مدول یانگ نمونه ها و ارتفاع آن ۱۵٪ متوسط ارتفاع نمونه ها باشد. هدف از این کار جبران ناهموازی های موجود در سطوح فوقانی و تحتانی نمونه ها با تغییر فرم لاستیک در ابتدای بارگذاری است. علاوه بر این سطح دیسک لاستیکی تا عمق مشخصی ماشین گردید و بدین ترتیب جایگاهی به منظور قرارگیری نمونه ها در آن تعبیه شد. قطر جایگاه تعبیه شده در دیسک لاستیکی تقریباً معادل ۳٪ بیشترین قطرنمونه ها اختیار شد و سطوح آن ها نیز به دقت زیر شد تا از لغزش نمونه ها حین اعمال آزمایش جلوگیری شود. شکل ۲ یک نمونه دیسک لاستیکی تهیه شده در این مطالعه را نشان می دهد.

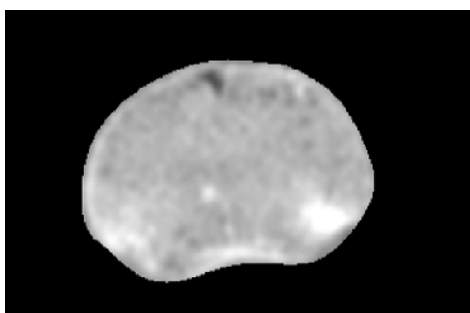
1- Quasi-static Loading

2- Load Cell

3- Extensometer

۲-۴- بخش بندی تصاویر

در هر یک از تصاویر تهیه شده از مقاطع تنه مهره ها، با تهیه برنامه ای در محیط نرم افزار MATLAB، با استفاده از روش آستانه گذاری^۱، جداسازی بافت سخت استخوانی از محیط آب اطراف صورت گرفت و بدین ترتیب تصویر هر مقطع از تنه مهره ها بصورت مجزا از محیط آب اطراف بدست آمد (شکل ۵).



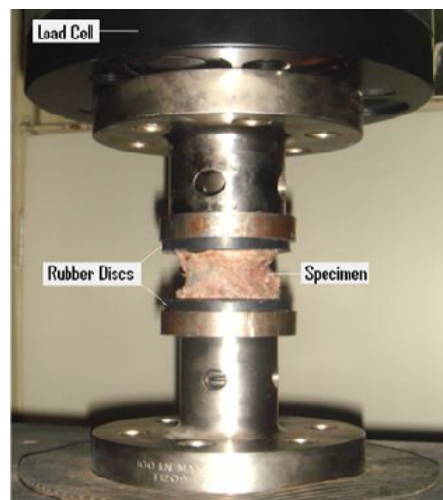
شکل ۵- جداسازی بافت سخت استخوانی تنه مهره از محیط آب اطراف

۲-۵- تهیه مدل اجزاءمحدود سه بعدی

برنامه ای در محیط نرم افزار MATLAB تهیه شد که قادر است از خروجی برنامه جداسازی تصویر استفاده کرده و مدل اجزاءمحدود سه بعدی کل تنه مهره را، به گونه ای که هر وکسل تصویر معادل یکی از اجزاء آجری هشت گرهی^۳ باشد، در محیط نرم افزار اجزاءمحدود ANSYS تولید نماید. بدین ترتیب ابعاد اجزاء معادل ابعاد وکسل ها یعنی ۰/۲۵ میلیمتر و ضخامت هر جزء برابر ضخامت مقاطع تصویر یعنی ۱ میلیمتر می باشد و در نتیجه دقت تصاویر در این جهت حفظ می شود. این برنامه همچنین قادر است با ترکیب چندین جزء در یکی از اجزاء و میانگین گیری داده های تصویر مربوط به آن اجزاء، مدل هایی با تعداد اجزاء کمتر تولید کند که می توان از این مدل

نیرو- جابجایی هر مجموعه به کمک کامپیوتر متصل به دستگاه ترسیم شد. اولین نقطه بیشینه نسبی نمودار به عنوان استحکام فشاری نهایی نمونه در نظر گرفته شد.

ذکر این نکته ضروری است که برای اندازه گیری جابجایی خالص تنه مهره، باید جابجایی دیسک های لاستیکی از روی مدول یانگ آن ها محاسبه شده و از جابجایی کل اندازه گیری شده، کم شوند با این حال نیروی استحکام نهایی به جابجایی دیسک ها بستگی ندارد. همچنین قسمت اول نمودارهای نیرو- جابجایی تجربی به دلیل تغییر شکل دیسک های لاستیکی و همچنین تغییر شکل بافت های نرم و دیسک بین مهره ای که به طور کامل از نمونه ها برطرف نشده اند، قابل اعتماد نمی باشند لذا این قسمت نمودارها در اندازه گیری نیروی استحکام فشاری نهایی اثری نداشته و قابل حذف می باشند.



شکل ۴- آزمایش فشاری تک محوری بر روی نمونه ها

1- Segmentation
2- Thresholding
3- Brick 8-node

پیش بینی استحکام تنه مهره به روش اجزاء محدود غیر خطی

اجزاء در هم ادغام شده اند و اجزایی با ابعاد به ترتیب $0.5 \times 0.5 \times 1$ و $1 \times 1 \times 1$ را تشکیل داده اند. چگالی برای اجزاء جدید با میانگین گیری چگالی اجزاء تشکیل دهنده آن ها محاسبه شد.

۶-۲- پیش بینی استحکام فشاری نهایی به کمک روش اجزاء محدود خطی

۶-۲-۱- اعمال ویژگی های مکانیکی به اجزاء بافت اسفنجی

با استفاده از روابط تجربی (۱) و (۲) برای بافت اسفنجی می توان چگالی هر وکسل را به مدول یانگ درجهت محوری تبدیل کرد [۱۳].

$$E_z(MPa) = -34.7 + 3230 \times BMD_{QCT}(gr/cm^3); \quad (1)$$

$(BMD_{QCT} > 0.0527)$

$$E_z(MPa) = 2980 \times BMD_{QCT}^{1.05}(gr/cm^3); \quad (2)$$

$(BMD_{QCT} \leq 0.0527)$

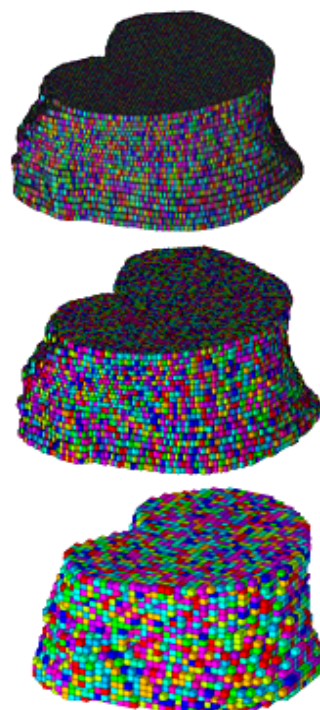
در این عبارات E_z مدول یانگ محوری می باشد. مقدار 0.0527 محل تلاقی دو عبارت (۱) و (۲) می باشد. رابطه (۱) برای مقادیر چگالی بیشتر از 0.0527 و رابطه (۲) برای مقادیر چگالی کمتر از 0.0527 دارای ضریب همبستگی بیشتری است [۱۳]. نسبت پواسون همه اجزاء نیز مستقل از چگالی آن ها برابر 0.381 اعمال شد [۱۱].

۶-۲-۲- اعمال ویژگی های مکانیکی به اجزاء بافت های نرم و پوسته قشری^۱

مقادیری از هانزفیلد که چگالی معادل آن ها منفی می باشد، نشان دهنده بافت های نرم، چربی و مغز استخوان می باشند که

ها به منظور بررسی همگرایی پاسخ سازه و همچنین کاهش حجم محاسبات، بهره جست.

در ادامه مقادیر چگالی هر وکسل با استفاده از چگالی های مرجع بکار رفته در فانتوم دانسیتومتری و رابطه خطی آن با مقادیر هانزفیلد وکسل ها و با استفاده از برازش داده های بدست آمده، محاسبه شد. شکل ۶، مدل اجزاء محدود سه بعدی یکی از مهره های پشتی (T11-1) را نشان می دهد.



شکل ۶- مدل اجزاء محدود یکی از مهره های یازدهم پشتی (T11-1) با ابعاد اجزاء به ترتیب از بالا به پایین 0.25 ، 0.5 و 1 میلی متر مکعب.

در این شکل اجزاء دارای چگالی مختلف با رنگ های مختلف نشان داده شده اند. در تصویر اول این شکل، ابعاد اجزاء دقیقاً برابر اندازه وکسلها یعنی $0.25 \times 0.25 \times 1$ میلی متر مکعب می باشد. در تصاویر بعدی این شکل به ترتیب 4 و 16 عدد از

1-Cortical

می توان آن ها را موادی همگن^۱، همسانگرد^۲ و تراکم ناپذیر^۳ با ضریب الاستیسیته بسیار پایین در نظر گرفت. بر این اساس مقدار 0.0001 MPa به عنوان ماژول یانگ و 0.5 به عنوان نسبت پواسون اجزاء بافتهای نرم و چربی که دارای چگالی منفی بودند در نظر گرفته شد [۱۲-۱۰].

برای اجزاء مربوط به پوسته قشری از روابط مشابه بافت اسفنجی استفاده شد زیرا در مطالعات انجام شده نشان داده شده است که [۱۲-۱۰]:

۱- اثر سازه ای پوسته قشری بسیار ناچیز می باشد.

۲- سیستمهای تصویربرداری موجود به دلیل قدرت تفکیک^۴ اندک، قادر به اندازه گیری دقیق پوسته قشری تنه مهره، که دارای ضخامتی کمتر از 0.3 میلیمتر می باشند، نیستند.

۳-۶-۲- اعمال شرایط مرزی مناسب وانجام تحلیل به کمک اجزاءمحدود خطی

تحلیل اجزاء محدود خطی مدل های سه بعدی نمونه ها با در نظر گرفتن تغییرفرم های کوچک^۵ صورت گرفت. به منظور اندازه گیری سفتی نمونه ها به روش اجزاء محدود خطی، سطح تحتانی مدل ها در جهت محوری مقید گردیده و سطح فوقانی آن ها به اندازه یک میلیمتر به سمت پایین جابجا شد. به منظور جلوگیری از جابجایی و دوران صلب^۶، تعداد معدودی از گره های موجود در سطوح فوقانی و تحتانی در جهات جانبی نیز مقید شدند. نیروی تکیه گاهی با جمع کردن نیروهای گرهی^۷

محوری در سطح تحتانی که در اثر اعمال جابجایی محوری القاء می شوند، محاسبه شد. سفتی اجزاءمحدود (K_{FE}) هر نمونه با تقسیم نیروی تکیه گاهی بر جابجایی محوری اعمال شده به سطح فوقانی آن به دست آمد.

۲-۶-۴- محاسبه استحکام فشاری

برای محاسبه استحکام فشاری نهایی با استفاده از روش اجزاءمحدود خطی، از رابطه زیر استفاده شد [۱۱]:

$$F_{LFE} = 0.0068 K_{FE} H \quad (3)$$

در این رابطه، K_{FE} سفتی اجزاءمحدود و H ارتفاع مدل اجزاءمحدود می باشد.

۲-۷-۷- پیش بینی استحکام فشاری نهایی به کمک روش اجزاءمحدود غیر خطی

۲-۷-۱- اعمال ویژگی های مکانیکی به اجزاء بافت اسفنجی

جهت محاسبه مدول یانگ محوری اجزاء از روابط (۱) و (۲) و جهت محاسبه تنش تسلیم هریک از اجزاء نیز با توجه به چگالی آن از روابط تجربی (۴) و (۵) استفاده شد:

$$\sigma_{ys}(\text{MPa}) = -0.75 + 24.9 \times \text{BMD}_{\text{QCT}}(\text{gr/cm}^3); \quad (4) \\ (\text{BMD}_{\text{QCT}} > 0.06)$$

$$\sigma_{ys}(\text{MPa}) = 37.4 \times \text{BMD}_{\text{QCT}}^{1.39}(\text{gr/cm}^3); \quad (5) \\ (\text{BMD}_{\text{QCT}} \leq 0.06)$$

در این عبارات، σ_{ys} تنش تسلیم می باشد. رابطه (۴) بازای مقادیر چگالی بیشتر از 0.06 (مقدار 0.06 محل تلاقی دو عبارت (۴) و (۵) می باشد) و رابطه (۵) بازای مقادیر چگالی کمتر از 0.06 دارای ضریب همبستگی بیشتری می باشد [۱۳].

-
- 1- Homogenous
 - 2- Isotrope
 - 3- Incompressible
 - 4- Resolution
 - 5- Small Deformations
 - 6- Rigid Displacement and Rotation
 - 7- Nodal Force

رفتار کل سازه غیر خطی خواهد بود. با تولید چنین مدلی از نمونه ها که در آن ویژگی های غیر خطی المانها و هندسه پیچیده نمونه مطابق با شرایط واقعی نمونه شبیه سازی می شود^۳ در صورت اعمال بارگذاری مرحله به مرحله و پیش رونده، منحنی های نیرو - جابجائی نمونه ها بصورت منحنی های غیر خطی بدست می آیند.

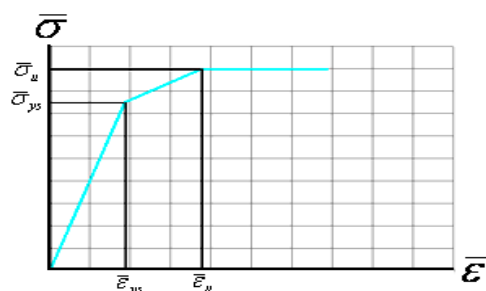
۲-۷-۲- اعمال ویژگی های مکانیکی به اجزاء بافت های نرم و پوسته قشری

در تحلیل به کمک روش اجزاء محدود غیر خطی نیز به دلایل ذکر شده در قسمت ۲-۶-۲، از روابط مشابه بافت اسفنجی برای اعمال ویژگی های مکانیکی به اجزاء مربوط به بافت قشری استفاده گردید. اجزاء مربوط به بافت های نرم، در تحلیل به کمک روش اجزاء محدود غیر خطی نیز به همان صورت همسانگرد، الاستیک و همگن در نظر گرفته شد.

۲-۷-۳- حذف اجزاء محیطی مربوط به بافت های نرم

هنگام جداسازی بافت سخت استخوان از بافت های نرم زمینه، تعداد بسیار معدودی از اجزاء موجود در مرز بافت نرم با بافت سخت، به صورت اجزاء مربوط به بافت سخت تشخیص داده شده و در نتیجه حذف نمی شوند. از آن جا که این اجزاء در محیط جانبی مدل قرار داشته و دارای تراکم بسیار کمی نیز می باشند، قادرند آزادانه تحت نیرو و یا جابجایی های محوری اعمالی کم نیز تغییر شکل های زیاد داده و در نتیجه باعث ناپایداری پاسخ مدل حین تحلیل آن با روش اجزاء محدود غیر خطی شوند. از این رو برنامه ای در محیط نرم افزار MATLAB تهیه شد که به کمک آن اجزاء محیطی مربوط به بافت های نرم حذف شوند، بدون آن که اجزاء مربوط به بافت

تنش نهایی (σ_{II}) هریک از اجزاء ۱/۲ برابر تنش تسلیم آن در نظر گرفته شد [۱۴]. کرنش نهایی (ϵ_{II}) همه اجزاء نیز معادل ۰/۰۱۴۵ در نظر گرفته شد [۱۵]. پس از مشخص شدن مقادیر مدول یانگ محوری، تنش تسلیم، تنش نهایی و کرنش نهایی همه اجزاء، از مدل چند خطی^۱ برای مدل کردن رفتار مادی هر یک از اجزاء استفاده شد. شکل ۷ یک مدل چند خطی را نشان می دهد. شیب اولین خط برابر مدول یانگ محوری و شیب خط دوم نیز با استفاده از مختصات نقطه تسلیم (تنش و کرنش تسلیم) و نقطه نهایی (تنش و کرنش نهایی) بدست می آید. شیب خط سوم نیز برابر صفر در نظر گرفته می شود که نشان دهنده شکست می باشد.



شکل ۷- نمودار تنش- کرنش برای مدل چند خطی

با توجه به اینکه مهمترین منشا غیر خطی بودن تحلیلهای اجزاء محدود درکنار هندسه پیچیده سازه، غیر خطی بودن ویژگی مواد تشکیل دهنده آن می باشد لذا در این تحقیق با استفاده از روابط تجربی موجود بین هر یک از پارامترهای تنش تسلیم، کرنش تسلیم، تنش نهایی و کرنش نهایی (ثوابت مادی) با چگالی [۱۵-۱۳]، از نمودار چند خطی به منظور مدل کردن رفتار مکانیکی هر یک از اجزاء تشکیل دهنده مدل استفاده گردید (شکل ۷). از آن جا که چگالی و به تبع آن ثوابت مادی تک تک اجزاء متفاوت می باشد^۲، لذا رفتار مجموع اجزاء و به عبارت دیگر

1- Multilinear

2- Densitometric Inhomogenities

3- Specimen-specific Modeling

های نرم چربی و مغز استخوان محبوس در بافت اسفنجی حذف شوند.

۲-۷-۴- اعمال شرایط مرزی مناسب و تحلیل به روش اجزاءمحدود غیرخطی

تحلیل اجزاءمحدود مدل ها بصورت غیر خطی و به روش مرحله به مرحله با در نظر گرفتن تغییرشکل های بزرگ^۱ صورت گرفت. با اعمال بارگذاری پیش رونده و کرنشهای بوجود آمده در مواد تشکیل دهنده استخوان، برای کل سازه استخوان منحنی نیرو - جابجائی بدست می آید که شکل آن غیر خطی است به گونه ای که وقتی کل سازه استخوان دچار تسلیم می شود، تغییر شیب واضحی در منحنی نیرو - جابجائی سازه رخ می دهد. به نیروئی که در آن تسلیم رخ می دهد، بار تسلیم استخوان^۲ اطلاق می شود. با ادامه بارگذاری، منحنی نیرو - جابجائی هموار می شود (شیب آن صفر می شود) که به ناحیه شکست^۳ معروف است.

به منظور شبیه سازی شرایط واقعی اعمال شده حین انجام آزمایش های مکانیکی بر روی نمونه ها، سطح تحتانی مدل ها در جهت محوری مقید شده و سطح فوقانی آن ها نیز تحت یک جابجایی محوری به میزان یک میلیمتر به سمت پایین قرار گرفت. در تحلیل به کمک اجزاءمحدود غیر خطی نیز مانند تحلیل به کمک اجزاءمحدود خطی، به منظور جلوگیری از جابجایی و دوران صلب، تعداد معدودی از گره های موجود در سطوح فوقانی و تحتانی در جهات جانبی مقید شدند. با افزایش گام به گام جابجایی اعمال شده به سطح فوقانی و محاسبه نیروی تکیه گاهی^۴ در هر گام، نمودار نیرو-جابجایی^۵ برای هر

یک از نمونه ها بدست آمد. نیروی تکیه گاهی در هر گام با جمع کردن نیروهای گرهی^۶ محوری القاء شده در سطح تحتانی محاسبه شد. بدستیرین نیروی حاصل به عنوان استحکام فشاری پیش بینی شده به کمک روش اجزاءمحدود در نظر گرفته شد.

۲-۸- ارزیابی همگرایی مدل های اجزاءمحدود

با توجه به اینکه روش رایج در ارزیابی همگرایی مدل های مختلف اجزاءمحدود، مقایسه همگرایی منحنی های پاسخ سازه در شرایط یکسان بارگذاری از نظر نیروی اعمالی و شرایط مرزی مشابه ولی با ابعاد اجزاء مختلف می باشد [۱۰-۱۲]، لذا به منظور بررسی همگرایی پاسخ های حاصل از تحلیل های خطی و غیر خطی، تحلیل ها بر روی مدل های دارای ابعاد اجزاء $1 \times 1 \times 1$ و $0.5 \times 0.5 \times 1$ ، $0.25 \times 0.25 \times 1$ و $0.125 \times 0.125 \times 1$ میلیمتر مکعب اعمال و منحنی های نیرو - جابجائی و سفتی اجزاءمحدود آنها استخراج و با هم مقایسه شد.

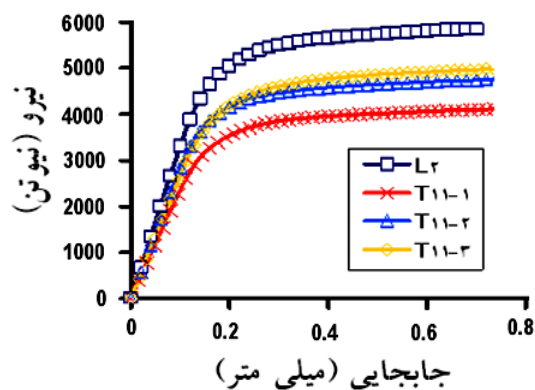
۳- نتایج

جدول ۱، مقادیر سفتی پیش بینی شده به کمک روش اجزاء محدود خطی (K_{FE}) همه نمونه ها را برای مدل های دارای ابعاد $1 \times 1 \times 1$ میلی متر مکعب در کنار مقادیر مربوط به استحکام نهائی پیش بینی شده به کمک روش اجزاءمحدود خطی (F_{LFE}) با استحکام نهائی تجربی (F_U) نمونه ها نشان می دهد.

5- Load-Displacement Diagram
6- Nodal Force

1- Large Deformation
2- Yield Load
3- Failure area
4- Reaction Force

پیش بینی استحکام تنه مهره به روش اجزاء محدود غیر خطی



شکل ۸- نمودار های نیرو- جابجایی پیش بینی شده به کمک روش اجزاء محدود غیر خطی نمونه ها

جدول ۲، مقادیر استحکام فشاری نهایی پیش بینی شده به کمک اجزاء محدود غیر خطی (F_{NLFE}) همه نمونه ها را در کنار مقادیر استحکام نهایی آن ها نشان می دهد.

جدول ۲- مقادیر استحکام فشاری نهایی پیش بینی شده به کمک روش اجزاء محدود غیرخطی و مقادیر تجربی

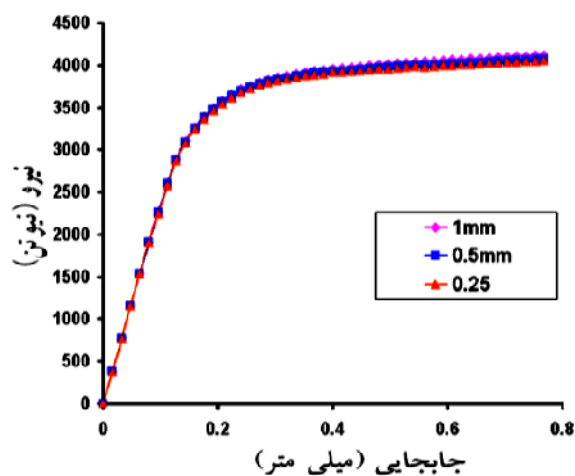
نمونه	$F_{NLFE}(KN)$	$F_u(KN)$
T11-1	۴/۱	۴/۹
T11-2	۴/۸۵	۵/۱
T11-3	۵/۱۲	۵/۳
L2	۵/۸۵	۶/۸

در جدول ۳، مقادیر استحکام فشاری نهایی پیش بینی شده به کمک روش های اجزاء محدود خطی و غیر خطی نمونه ها، با استحکام تجربی آن ها مقایسه و اختلاف آنها نشان داده شده است.

جدول ۱- سفتی های پیش بینی شده نمونه ها به همراه مقادیر استحکام فشاری نهایی پیش بینی شده آنها به کمک روش اجزاء محدود خطی (F_{LFE}) و مقادیر تجربی

نمونه	(N/mm) K_{FE}	$F_{LFE}(KN)$	$F_u(KN)$
T11-1	۲۲۶۶۵	۳/۰۸	۴/۹
T11-2	۲۷۳۹۱	۳/۷	۵/۱
T11-3	۲۵۴۰۸	۳/۸	۳/۵
L2	۳۱۷۳۴	۴/۵	۶/۸

شکل ۸، نمودار نیرو- جابجایی حاصل از تحلیل اجزاء محدود مدل های دارای ابعاد اجزاء $۰/۲۵ \times ۰/۲۵ \times ۱$ ، $۰/۵ \times ۰/۵ \times ۱$ و $۱ \times ۱ \times ۱$ را در یکی از نمونه ها (T11-2) نشان می دهد.



شکل ۸- نمودار نیرو- جابجایی نمونه T11-2 برای مدل های اجزاء محدود به ابعاد المان $۰/۲۵$ ، $۰/۵$ و ۱ میلی متر

شکل ۹، نمودار نیرو- جابجایی همه نمونه های مورد استفاده در این تحقیق را بصورت یکجا نشان می دهد. با توجه به شکل، مقدار بیشینه نیروی تکیه گاهی به عنوان استحکام فشاری نهایی نمونه در نظر گرفته می شود.

جدول ۳- اختلاف مقادیر پیش بینی شده برای استحکام فشاری نمونه ها به کمک روش های اجزاءمحدود خطی و غیر خطی با مقادیر استحکام تجربی نمونه ها

نمونه	$F_{LFE}(KN)$	$F_{NLFE}(KN)$
T11-1	۱/۷۵	۰/۷۸
T11-2	۱/۳۴	۰/۲۸
T11-3	۲/۳۳	۰/۹۵
L2	۲/۳	۰/۹۵

۴- بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه تست های مکانیکی تحت شرایط بارگذاری شبه استاتیکی^۱ صورت گرفته و به تبع آن مدل های اجزاءمحدود نمونه ها نیز تحت همین شرایط مورد تحلیل قرار گرفتند. لذا از خواص ویسکوالاستیک بافت استخوان که عموماً در بارگذاریهای دینامیکی مطرح می شود، صرفنظر شد. بر این اساس، ضرایب مادی اجزاء تشکیل دهنده مدل نمونه ها از جمله مدول یانگ در طول تحلیل ثابت فرض گردیدند. همانطور که در شکل ۸ دیده می شود، با کوچکتر شدن ابعاد اجزاء یا به عبارتی افزایش تراکم اجزاء^۲، منحنی های نیرو-جابجایی حاصله، انطباق قابل قبولی با یکدیگر داشته به گونه ای که اختلاف مقادیر اندازه گیری شده برای سفتی و استحکام کمتر از ۲٪ می باشد که این امر نشان دهنده همگرایی پاسخ های بدست آمده است.

به منظور مقایسه نتایج بدست آمده در این مطالعه با نتایج حاصل از روش تحلیل اجزاء محدود خطی مبتنی بر داده های سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی که روش مرسوم مورد استفاده محققین در سالهای اخیر می باشد، مقادیر استحکام نهائی

بدست آمده با روش اجزاءمحدود غیر خطی معرفی شده در این مطالعه با روش مورد اشاره مقایسه گردید. همانطور که در جدول ۳ نشان داده شده است، استحکام نهائی برآورد شده با روش جدید در مقایسه با استحکام برآورد شده توسط روش اجزاءمحدود خطی، از خطای کمتری برخوردار است به گونه ای که میانگین خطای روش اجزاءمحدود غیر خطی در برآورد استحکام تجربی نمونه های تحقیق، در حدود ۱۰٪ و میانگین خطای روش اجزاءمحدود خطی در حدود ۳۲٪ می باشد که این امر، توان بالای روش غیر خطی را در برآورد استحکام فشاری نهائی نمونه ها نشان می دهد.

شکل ۹، رفتار نیرو- جابجایی بدست آمده از تحلیل اجزاء محدود غیر خطی نمونه های تحقیق را نشان می دهد. همانطور که در این شکل پیداست، رفتار هر نمونه ابتدا خطی بوده و سپس به تدریج از حالت خطی منحرف شده تا اینکه سرانجام نمودار نیرو- جابجایی همه نمونه ها افقی شده و در این هنگام نیروی تکیه گاهی به مقدار بیشینه خود می رسد، که این نیرو به عنوان استحکام فشاری نهائی نمونه در نظر گرفته می شود. بنابراین با استفاده از این روش می توان میزان استحکام فشاری نهائی نمونه را مستقیماً از منحنی نیرو- جابجایی نمونه مورد نظر بدست آورد. اما از آنجا که در روش اجزاء محدود خطی استخراج منحنی نیرو - جابجایی امکان پذیر نمی باشد، لذا نمی توان بطور مستقیم، میزان استحکام فشاری نهائی را بدست آورد. در نتیجه از سفتی اجزاء محدود و فرضهای ساده کننده ای جهت برآورد استحکام فشاری نهائی استفاده می شود که این فرضها باعث بروز خطا در برآورد نتایج می گردند [۱۰ و ۱۱].

اهم فرضیات بکار رفته در تحلیل اجزاء محدود خطی عبارتند از: ۱- نیروی تکیه گاهی بیشینه هنگامی حاصل می شود که تنش محوری در تمام تنه مهره به مقدار نهائی خود رسیده باشد، به

1- Quasi-Static
2- Mesh Density

بر این اساس، روش اجزاء محدود خطی به دلیل استفاده از پیش فرض ها و ساده سازی های متعدد جهت محاسبه استحکام فشاری نهائی، قادر به تحلیل رفتار غیر خطی سازه و در نتیجه استخراج نمودار نیرو- جابجایی آن نمی باشد. لذا با توجه به ماهیت غیر خطی رفتار مکانیکی بافت های استخوانی، استفاده از روش اجزاء محدود غیر خطی در این حوزه، اجتناب ناپذیر می باشد. تحقیق حاضر که برای نخستین بار با بکارگیری روش اجزاء محدود غیر خطی مبتنی بر داده های سیستم توموگرافی کامپیوتری کمی با در نظر گرفتن رفتار ماده الاستیک خطی- پلاستیک خطی جهت برآورد استحکام فشاری تنه مهره در تعداد معدودی از نمونه ها، انجام شد، افق جدیدی را در تعیین ریسک شکستگی های مهره ای می گشاید. بر این اساس چنانچه با تعداد بیشتری از نمونه ها از جامعه آماری گسترده تری نیز بتوان به نتایج مشابهی دست یافت، می توان به کاربرد روشی مطمئن و دقیق در برآورد کلینیکی ریسک شکستگی های فشاری مهره ای در آینده امیدوار بود.

۵- تشکر و قدردانی

این تحقیق با حمایت مالی و تجهیزاتی دانشگاه تربیت مدرس و همچنین با استفاده از تجهیزات تصویربرداری مرکز پزشکی نور تهران انجام شده است. لذا بر خود لازم می دانیم که تشکر و قدردانی خود را از مسئولین و کارکنان دانشگاه و مرکز مذکور ابراز داریم.

عبارت دیگر، هنگامی که تنش محوری در همه اجزاء تشکیل دهنده مدل اجزاء محدود نمونه، به تنش نهایی رسیده باشد.

۲- در محاسبه رابطه پیش بینی کننده استحکام فشاری نهایی تنه مهره انسان، از وابستگی کرنش تسلیم بافت اسفنجی به چگالی آن صرف نظر شده و میزان آن برابر مقدار ثابت (۰/۰۰۷۷) در نظر گرفته می شود.

بر اساس این فرضیات:

$$F = \sum \sigma_u A \quad (۷)$$

که F استحکام نهایی و σ_u تنش نهایی هر اجزاء می باشد. از آن جا که $\sigma_u = 1.2 \sigma_y$ لذا می توان نوشت:

$$F = \sum 1.2 \sigma_y A \quad (۷)$$

همچنین با استفاده از معیار ۰/۲٪ افست برای محاسبه تنش تسلیم، داریم:

$$F = \sum 1.2 A E (\epsilon_y - 0.002) \quad (۸)$$

با جایگزینی مقدار متوسط کرنش تسلیم (۰/۰۰۷۷) برای بافت اسفنجی در رابطه فوق:

$$F = \sum 0.0068 A E \quad (۹)$$

با جایگزینی $\sum A E = K H$ ، رابطه زیر برای برآورد استحکام فشاری نهایی تنه مهره انسان به کمک روش اجزاء محدود خطی مورد استفاده قرار می گیرد [۱۱ و ۱۰]:

$$F_{LFE} = 0.0068 K_{FE} H \quad (۱۰)$$

که در آن K سفتی محاسبه شده به کمک اجزاء محدود خطی و H ارتفاع مدل اجزاء محدود می باشد.

منابع

1. Riggs BL, Melton U. The worldwide problem of osteoporosis: Insights afforded by epidemiology, *Bone* 1995; 17: 505 – 511.
2. Larijani B, Hossein-Nezhad A, Mojtahedi A, Pajouhi M, Bastanhagh MH, Soltani A, Mirfezi SZ, and Dashti R. Normative data of bone mineral density in healthy population of Tehran, Iran: Across sectional study. *BMC Musculoskelet Disord* 2005; 6:38.
3. Whealan KM, Kwak SD, Tedrow JR, Inoue K, Snyder BD. Non-invasive imaging predicts failure load of the spine with simulated osteolytic defects. *J Bone Joint Surg Am* 2000; 82:1240-51.
4. Singer K, Edmondstone S, Day R, Breidahl P, Price R. Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength: correlations with bone mineral density and vertebral region. *Bone* 1995; 17: 167-74.
5. Brickmann P, Biggemann M, Hilweg D. Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Spine* 1989; 14: 606-10.
6. Edmondson SJ, Singer KP, Day RE, Price RI, Breidahl PD. Ex vivo estimation of thoracolumbar vertebral body compressive strength: the relative contributions of bone densitometry and vertebral morphometry. *Osteoporos Int* 1997; 7: 142-8.
7. Ebbesen EN, Thomson JS, Beck-Nielson 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: 283-90.
8. Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, Spencer HJ, Goldstein SA, Fyhrie DP. Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA. *J Biomech* 1999; 32: 1013-1020.
9. Keyak J.H, Rossi S.A, Jones K.A, Les C.M, Skinner H.B. Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element model. *Med Eng Phys* 2001; 23: 657-664.
10. Liebschner MAK, Kopperdahl DL, Rosenberg WS, Keaveny TM. Finite element modeling of the human thoracolumbar spine. *Spine* 2003; 28: 559-65.
11. Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone* 2003; 33: 744-50.
12. Buckley JM, Loo K, Motherway J. Comparison of quantitative computed tomography-based measures in predicting vertebral compressive strength. *Bone* 2007; 40: 767-74.
13. Kopperdahl DL, Morgan EF, Keaveny TM. Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone. *J Orthop Res* 2002; 20: 801-805.
14. Morgan EF, Keaveny TM. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech* 2001; 34: 569-77.
15. Kopperdahl DL, Keaveny TM. Yield strain behavior of trabecular bone. *J Biomech* 1998; 31: 601-608.