

بررسی عددی کماتش دینامیکی استخوان مبتلا به عارضه پوکی با خواص مکانیکی متفاوت

آرش ایمانی آریا

دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

حسن بیگلری*

استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

چکیده

در این مقاله با استفاده از روش المان محدود، نمونه‌ای از استخوان به صورت دینامیکی تحت بارگذاری فشاری محوری قرار داده شده و با افزایش شدت بارگذاری، تغییرات کرنش نسبت به زمان بدست آمده است. شدت باری که در آن با افزایش دینامیکی بار تغییرات جهشی در کرنش بوجود می‌آید، به عنوان بار بحرانی کماتش ثبت می‌شود. در این تحلیل، فرض بر این است که استخوان رفتار ویسکوالاستیک از خود نشان می‌دهد. برای مدل کردن رفتار ویسکوالاستیک استخوان از مدل ماکسول استفاده شده است. زمانی که بار دینامیکی به صورت ضربه‌ای بر یک جسم ویسکوالاستیک وارد می‌شود، به دلیل بروز سفتی ویسکوزی گذرا کماتش دینامیکی رخ می‌دهد. برای شبیه‌سازی عددی استخوان مدل‌های گوناگونی ارائه شده است که یکی از رایج‌ترین آنها مدل استوانه‌ای پوسته‌ای می‌باشد. خواص ویسکوالاستیکی استخوان با انجام تست‌های خزش و وادادگی در زمان‌های مختلف بدست می‌آیند. در این مقاله، به دلیل تغییرات شدید چگالی در اثر بروز عارضه پوکی استخوان، بارهای بحرانی به ازای چگالی‌های مختلف بدست آمده و با هم مقایسه شده‌اند. نتایج بیان‌گر آن است که بر خلاف کماتش استاتیکی، کماتش دینامیکی وابستگی بسیار ناچیزی به چگالی ماتریس استخوان دارد.

واژه‌های کلیدی: کماتش دینامیکی استخوان، المان محدود، ویسکوالاستیسیته، مدل ماکسول.

Numerical Investigation of Dynamic Buckling of Osteoporotic with Different Mechanical Properties

A. ImaniAria

Mechanical Engineering Department, University of Tabriz, Tabriz, Iran

H. Biglari

Mechanical Engineering Department, University of Tabriz, Tabriz, Iran

Abstract

In this study, an osteoporotic sample has been simulated with finite element method and increasing dynamical axial loading has been applied to achieve strain variations with time. The critical load which causes sudden changes in strain is considered as critical load of buckling. In this study, bone is assumed to have a viscoelastic behavior and Maxwell's viscoelastic model is used for modeling of its behaviors. Impact load causes transient stiffness in viscoelastic materials, which is the trigger for having dynamical buckling. Various models are proposed for computational studies of bone. The most common model is bone-shell model (BSM). Viscoelastic properties of bone are achieved by creep and relaxation tests in different times. Since density variation in osteoporotic bones is high, different critical loads are calculated for different densities and compared with each other. The obtained results show that, despite of static buckling, dynamic buckling has a really low sensitivity to density of bone matrix.

Keywords: Dynamical buckling of bone, Finite element, Viscoelasticity, Maxwell model.

۱- مقدمه

دندان، جایگذاری پین در استخوان، بکارگیری بایو مواد^۱ در بدن، ارسال هدفدار دارو به نقاط خاص^۲ و ... استفاده کرده‌اند.

کاربرد مهندسی مکانیک در حوزه ارتوپدیک سابقه ۱۰۰ ساله دارد. در سال ۱۸۹۲ ایده‌ای توسط دانشمندان مهندسی مکانیک مطرح شد که طبق آن استخوان سازه‌ای است که ساختمان مکانیکی خود را به شکلی بهینه‌سازی می‌کند تا بهترین عملکرد را داشته باشد [۱]. بافت استخوانی^۳ اکثریت پستانداران را می‌توان به دو دسته کورتیکال^۴ و کنسلوس^۵ یا تراپیکولار^۶ دسته‌بندی کرد. این دو دسته به استحکام

رابطه بین مهندسی و پزشکی در علوم روزمره با سرعت زیادی در حال پیشرفت است. رشته‌های مهندسی برق، مهندسی شیمی و مهندسی مکانیک با آمیخته شدن در علوم بیولوژیکی باعث پیدایش جهشی بزرگ در پیشرفت علم پزشکی شده‌اند. مهندسان پزشکی روش‌های درمانی نوینی را برای درمان انواع بیماری‌های صعب‌العلاج کشف کرده‌اند که دوره درمان کوتاه‌تری نسبت به روش‌های درمانی پزشکی محض دارند و در عین حال عوارض جانبی کمتری دارند. مهندسان مکانیک با ورود به حوزه‌های مهندسی بافت، دندان‌پزشکی، ابزارآلات دقیق پزشکی، اندام‌های مصنوعی و علوم ارتوپدیک از قوانین فیزیکی و خواص مکانیکی مواد برای از بین بردن سلول‌های سرطانی، کاشت

¹ Bio Materials

² Drug Delivery

³ Bone Tissue

⁴ Cortical Bone

⁵ Cancellous

⁶ Trabecular

سازه‌های اسکلت بدن کمک شایانی می‌کنند [۲]. استخوان کورتیکال بافت سختی است که سطح خارجی نظام استخوان را تشکیل می‌دهد. استخوان کورتیکال چگال بوده و رگ‌های خونی درون آن در مقیاس میکروسکوپی می‌باشند. استخوان کنسلیوس توسط کورتیکال محیط شده است و از شبکه‌های سختی از فیلامنت‌های مرتبط با یکدیگر به نام تراپیکولار تشکیل شده است. درون این شبکه رگ‌های خونی قرار دارند که وظیفه‌شان رساندن مواد غذایی از جمله کلسیم به استخوان است. به طور کلی استخوان کورتیکال بیشتر در قسمت‌های میانی^۱ و کنسلیوس در بیشتر در مجاورت مفاصل قرار دارند [۳].

بحث کمناش استخوان اخیراً مورد توجه محققین قرار گرفته است. در زندگی روزمره بسیار پیش می‌آید که تحت شرایطی مانند تصادفات رانندگی، پرش از ارتفاعات و یا حوادث ورزشی مانند فوتبال آسیب دیدگی از نوع شکست استخوان روی دهد. در این موقعیت‌ها، بار به صورت ناگهانی به استخوان وارد شده و شکست مکانیکی از نوع دینامیکی رخ می‌دهد [۱]. گاهی بروز عوامل غیر طبیعی در بدن، استخوان را بیشتر مستعد شکست در زمان وقوع ضربه می‌کند. شرایط غیر طبیعی از آنجایی نشأت می‌گیرد که در مقابل عملیات جذب^۲ سلولی در استخوان، تولید^۳ سلول وجود نداشته باشد. این موضوع می‌تواند دلایل متعددی داشته باشد که عمده‌ترین آن بالا رفتن سن می‌باشد. اصطلاح پوکی استخوان در واقع بالا رفتن میزان تخلخل در استخوان می‌باشد که شرایط بروز کمناش اعم از استاتیکی و دینامیکی را فراهم می‌آورد. رمتانی [۴] در سال ۲۰۱۵، با انجام تحلیل المان محدود و با بهره‌گیری از تئوری الاستیسیته سازگار^۴، کمناش استاتیکی استخوان تراباکولولی را بررسی کرد. در آن مدل، استخوان به مدت هشتاد روز تحت بارگذاری استاتیکی قرار گرفت. با در نظر گرفتن میزان تغییرات چگالی، تغییر شکل جانبی^۵ و تغییر شکل طولی در طول زمان و در طول المان تیر نشان داده شد که دو عامل گرادیان چگالی^۶ و خواص مادی^۷ تأثیر به سزایی روی بار کمناش و زمان شروع آن دارند.

بحث ناپایداری دینامیکی در اثر اعمال ناگهانی نیرو و یا ضربه به استخوان موضوع مهمی است که با توجه به اطلاعات نویسندگان تاکنون به آن پرداخته نشده است. در این مقاله، استخوان بصورت یک مدل ویسکوالاستیک در نظر گرفته شده است. هدف از این مقاله، شبیه‌سازی عددی رفتار دینامیکی استخوان به صورت مدل استخوان-ستون و تعیین مقدار باری است که در آن، تغییرات چشمگیری در کرنش لگاریتمی بوجود می‌آید. این مقدار بار همان ظرفیت کمناش دینامیکی استخوان است. نتایج بیان‌گر آن است که بر خلاف کمناش استاتیکی، کمناش دینامیکی وابستگی بسیار ناچیزی به چگالی ماتریس استخوان دارد.

۲- ویسکوالاستیسیته استخوان

استخوان را می‌توان سازه الاستیک متخلخلی در نظر گرفت که درون

حفره‌های سیالی با خاصیت ویسکوز جاری است. از این دیدگاه، استخوان یک ماده ویسکوالاستیک است که خواص مکانیکی آن وابسته به زمان است. وجود خاصیت ویسکوزیته در استخوان باعث بروز دمپینگ در اثر تحریکات دینامیکی با سرعت بالا می‌شود که همین موضوع در پیدایش ناپایداری دینامیکی مهم‌ترین نقش را ایفا می‌کند. برای مدل‌سازی مواد ویسکوالاستیک مدل‌های متعدد دیفرانسیلی و انتگرالی وجود دارند که یکی از مناسب‌ترین آنها مدل ماکسول می‌باشد [۵]. مدل ماکسول یک مدل ویسکوالاستیک دو عضوی شامل یک عضو فنر خطی و یک عضو میراگر لزج خطی است که بصورت سری به یکدیگر متصل شده اند (شکل ۱).

رابطه بین تنش و کرنش در میراگر بصورت زیر می‌باشد [۶]:

$$\sigma_1 = \eta \dot{\epsilon}_1 \quad (۱)$$

رابطه بین تنش و کرنش در فنر نیز بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$\sigma_2 = R \epsilon_2 \quad (۲)$$

از طرفی چون فنر و میراگر با هم سری می‌باشند، تنش‌ها در عضو فنر و دمپر برابر است و کرنش کل برابر مجموع کرنش فنر و دمپر است:

$$\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma \quad (۳)$$

$$\epsilon = \epsilon_1 + \epsilon_2 \quad (۴)$$

$$\dot{\epsilon} = \dot{\epsilon}_1 + \dot{\epsilon}_2 \quad (۵)$$

بنابراین، رابطه بین تنش و کرنش در مدل ماکسول با حذف متغیرهای داخلی به صورت زیر بدست می‌آید:

$$\dot{\epsilon} = \frac{\sigma}{R} + \frac{\sigma}{\eta} \quad (۶)$$

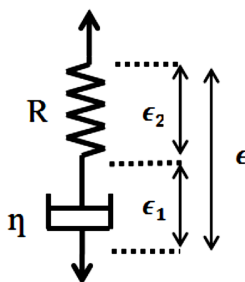
برای تعیین خواص ویسکوالاستیکی مواد روش‌های مختلفی وجود دارد که رایج‌ترین آنها روش آزمایش خزش و آزمایش وادادگی می‌باشند [۵]. توجه شود که طبق رابطه (۶)، ماده ویسکوالاستیک خاصیت خطی خواهد داشت:

$$\epsilon(a\sigma) = a\epsilon(\sigma) \quad (۷)$$

۲-۱- آزمایش خزش

در این آزمایش، تنش بصورت ثابت به نمونه اعمال شده و تغییرات کرنش بر حسب زمان ثبت می‌شود. اگر نمودار تنش-کرنش چنین ماده‌ای رسم شود، منحنی حاصل یک خط راست خواهد بود (شکل ۲). مدول نرمی خزش^۸ به صورت نسبت کرنش به تنش تعریف می‌شود:

$$C_{cp}(t) = \frac{\epsilon_t}{\sigma_0} \quad (۸)$$



شکل ۱- مدل ماکسول برای یک جسم ویسکوالاستیک

^۱ Fumer

^۲ Resorptiom

^۳ Synthesis

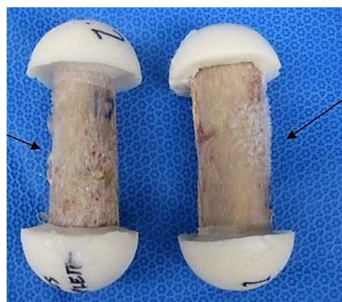
^۴ Adaptive Elasticity Theory

^۵ Deflection

^۶ Density Gradient

^۷ Material Coefficient

^۸ Creep Modulus

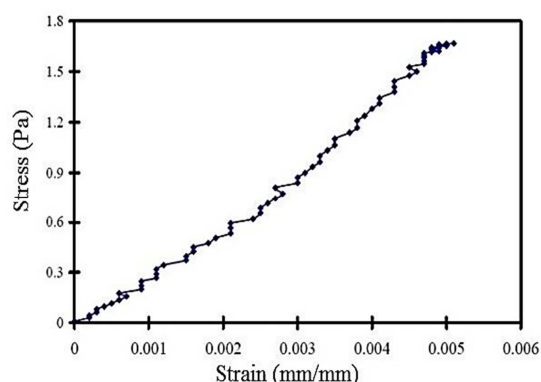


الف- نمونه‌های استخوان مبتلا به پوکی

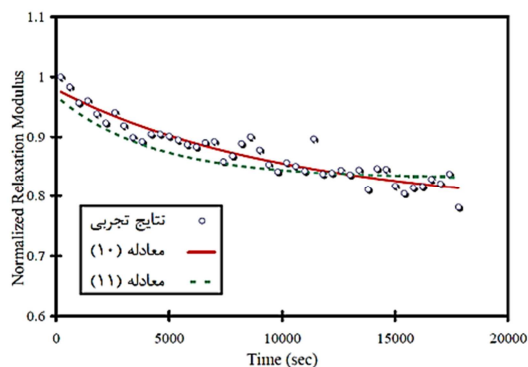


ب- آزمایش خزش روی نمونه استخوان

شکل ۴- آزمون خزش و وادادگی برای تعیین خواص ویسکوالاستیک استخوان [۷]

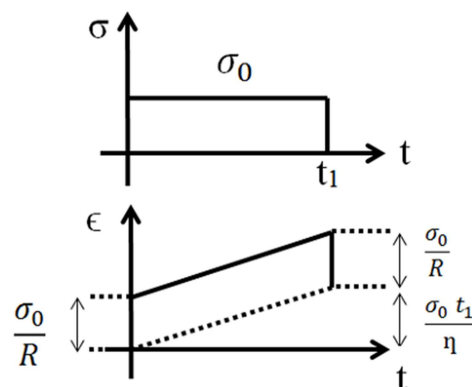


الف- نتایج آزمایش خزش استخوان



ب- نتایج آزمایش وادادگی استخوان

شکل ۵- نمودار تنش- کرنش بدست آمده از آزمایش خزش و وادادگی روی استخوان مبتلا به پوکی [۷]



شکل ۲- نمودار تنش- کرنش در تست خزش

۲-۲- آزمایش وادادگی تنش

در این آزمایش، کرنش ثابتی به نمونه اعمال شده و تغییرات تنش بر حسب زمان را ثبت می‌کنند (شکل ۳). مدول وادادگی که یک خاصیت خطی است، به صورت زیر تعریف می‌شود:

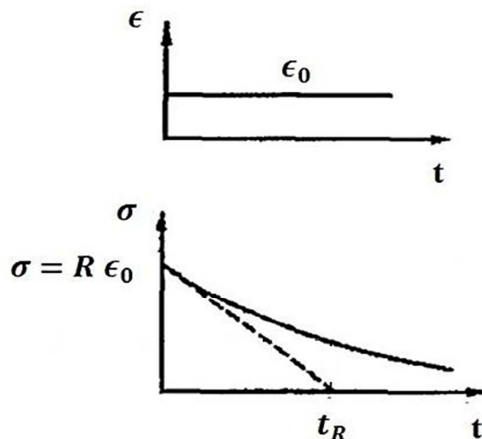
$$E(t) = \frac{\sigma(t)}{\epsilon_0} \quad (9)$$

آزمایش‌های خزش و وادادگی تنش برای دو نمونه استخوان واقعی مبتلا به پوکی استخوان برای تعیین خواص ویسکوالاستیک آنها در شکل ۴ نشان داده شده است. در این آزمایش، نمونه‌ای به قطر ۱۴ میلیمتر تحت بارگذاری ثابت استاتیکی قرار گرفته و نمودارهای بار-جابجایی برای آنها بدست می‌آید [۷]. نتایج حاصل از این آزمایش، بصورت نمودار تنش-کرنش در شکل ۵ برای آزمایش خزش و وادادگی نشان داده شده است. در شکل ۵-ب، نمودار وادادگی تنش برای سه حالت ترسیم شده است: نتایج تجربی و دو معادله تحلیلی که بر نتایج تجربی تطبیق داده شده است. این معادلات به شرح زیر هستند:

$$G(t) = 0.2012 + 0.613e^{-0.0001t} + 0.6417 \quad (10)$$

$$G(t) = 0.8304 + 0.1371e^{2.33 \times 10^{-4}t} \quad (11)$$

در این مقاله با استفاده از داده‌های تجربی تست وادادگی تنش، مشخصات ماده ویسکوالاستیک برای نرم‌افزار تجاری آباکوس تعریف شده است. این مشخصات با انجام آزمایش‌های خزش و وادادگی تنش توسط نیدیک [۷] بدست آمده‌اند.



شکل ۳- نمودار تنش- کرنش در تست وادادگی تنش

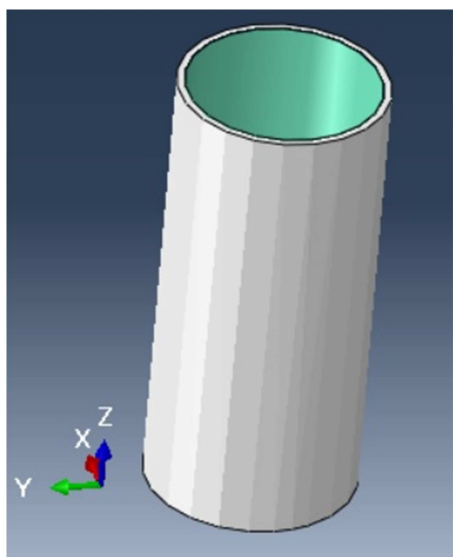
۳- مدل سازی

در ادبیات فن، دو روش برای مدل سازی استخوان ارائه شده است [۸]. در روش اول کل استخوان به صورت یک جسم جامد تو پر در نظر گرفته می شود (شکل ۶-الف). در روش دوم، استخوان از دو قسمت مجزای تراپیکولار و کورتیکال تشکیل می شود (شکل ۶-ب). در این تحقیق، استخوان به صورت مدل پوسته استوانه ای با قطر ۱۴ میلی متر، ارتفاع ۶۵ میلی متر و ضخامت ۰/۴ میلی متر مدل شده است (شکل ۷). بارگذاری به صورت محوری و دینامیکی اعمال شده و تغییرات کرنش ضمن افزایش بار دینامیکی تحت نظر قرار داده شده است.

۴- بررسی نتایج

هدف این مقاله، بررسی کمانش دینامیکی استخوان توسط یک مدل ویسکوالاستیک (مدل ماکسول) و تاثیر چگالی در بار کمانش دینامیکی می باشد. خواصی که در مدل سازی عددی برای استخوان استفاده شده است، نتیجه آزمایش های تجربی روی یک نمونه استخوان مبتلا به پوکی برگرفته از مرجع [۷] می باشد.

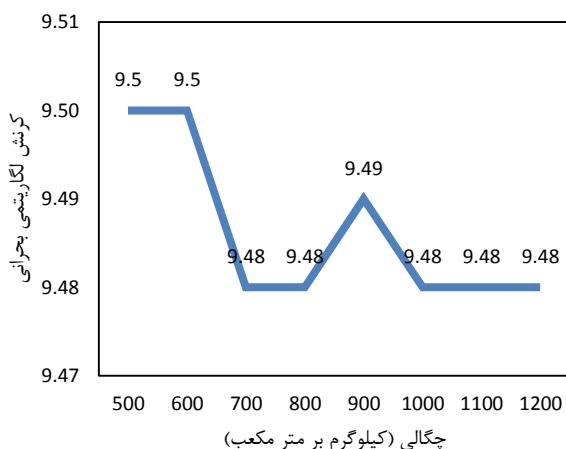
با توجه به حساسیت مواد ویسکوالاستیک به نرخ بارگذاری، اولین نکته ای که در این تحلیل مورد توجه قرار گرفته است، مدت زمان اعمال بار دینامیکی است. مقدار بار دینامیکی برابر ۵۰۰ نیوتون و در دو بازه زمانی متفاوت ۰/۱ و ۱ ثانیه به استخوان اعمال می شود. بارگذاری دینامیکی به مدت ۰/۱ توانایی کمانش نمونه استخوان را ندارد. ولی زمانی که همین بار به مدت ۱ ثانیه به نمونه اعمال شود، کمانش دینامیکی رخ داد.



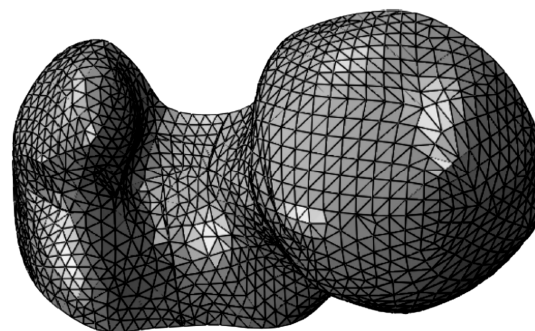
شکل ۷- مدل شبیه سازی شده استخوان در نرم افزار آباکوس

نکته ای دیگری که قابل تامل می باشد این است که در آغاز بارگذاری، استخوان نسبت به تغییرات بار بسیار حساس می باشد و با افزایش بارگذاری تغییرات قابل ملاحظه ای در کرنش بوجود می آید. ولی با ادامه روند بارگذاری و بعد از گذشت ۰/۶ ثانیه، حساسیت استخوان به شدت بارگذاری بسیار کم تر شده و نرخ تغییرات کرنش به شدت کم می شود.

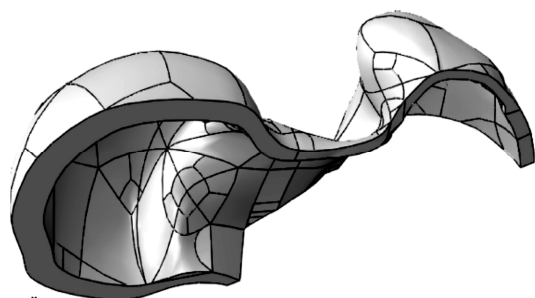
برای بررسی تاثیر پوکی استخوان بر بار بحرانی کمانش دینامیکی، شبیه سازی عددی در مقادیر چگالی های مختلف ۵۰۰ تا ۱۲۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب مورد بررسی قرار گرفت. مقدار بار بحرانی کمانش برای تمامی این چگالی ها ۱۲۰۰ پاسکال بدست آمد. به عبارتی، بار بحرانی کمانش دینامیکی استخوان وابستگی بسیار کمی به چگالی آن دارد. نمودار کرنش لگاریتمی بحرانی (کرنشی که در آن کمانش دینامیکی آغاز می شود) نسبت به چگالی در شکل ۸ رسم شده است. ملاحظه می شود که تاثیر چگالی بر کرنش لگاریتمی بسیار ناچیز است.



شکل ۸- نمودار تغییرات کرنش لگاریتمی نسبت به چگالی



الف- مدل جسم جامد توپر استخوان



ب- مدل کورتیکال استخوان

شکل ۶- مدل های رایج برای مدل سازی استخوان [۸]

[6] Akloni J.J., MacKnight W.J., and Shen M. Introduction to Polymer Viscoelasticity, Wiley-Interscience, NewYork, 2005.

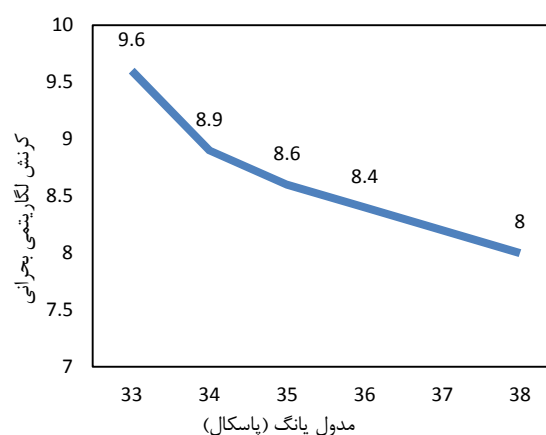
[7] Neidigk S., Salas C., Mercer D., and Reda Taha M.M., Creep and Relaxation of Osteoporotic Bones, Proceeding of the SEM Annual Conference, New Mexico, USA, June, 2009.

[8] Pietraszkiewicz W., and Gorski, J., 2013. Shell Structures: Theory and Applications, Vol. 3, CRC Press, 2013.

در شکل ۹، اثر سفتی استخوان (مدول الاستیک در جزء فنر مدل ویسکوالاستیک) بر روی کرنش لگاریتمی بحرانی نشان داده شده است. بر خلاف چگالی، بار بحرانی نسبت به مدول یانگ حساس است. مطابق شکل، با افزایش مدول یانگ، کرنش لگاریتمی با شیب نسبتاً ثابتی کاهش می‌یابد.

۵- نتیجه‌گیری

در این تحقیق استخوان توسط یک مدل ویسکوالاستیک (مدل ماکسول) با استفاده از روش المان محدود تحت بررسی قرار گرفت. بر اساس نتایج حاصله، چگالی استخوان نقش تعیین‌کننده‌ای در آغاز ناپایداری مکانیکی ندارد و شکست دینامیکی استخوان وابستگی بیشتری به سایر خواص مکانیکی از جمله مدول یانگ دارد.



شکل ۹- نمودار تغییرات کرنش لگاریتمی نسبت به مدول یانگ

احتمال می‌رود که تاثیر سیال ویسکوز موجود در ماتریس استخوان بر روی کمانش دینامیکی بیشتر از نقش خود ماتریس استخوان باشد. این پدیده دقیقاً عکس رخداد کمانش استاتیکی می‌باشد. در کمانش استاتیکی به دلیل بالا بودن زمان وقوع پدیده معمولاً از نقش مکانیکی سیال ویسکوز صرف نظر می‌کنند. در حالی که در اعمال ناگهانی بار، سیال ویسکوز مقاومت چشم‌گیری از خود نشان می‌دهد.

۶- مراجع

[1] Muri K., and Judah A., Dynamic Pulse Buckling of Viscoelastic Columns. American Institute of Aeronautics and Astronautics, Vol. 3, No. 7, pp. 374-381, 1997.

[2] Frost H.M., Wolff's Law and Bone's Structural Adaptations to Mechanical Usage: An Overview for Clinicians. The Angle Orthodontist. Vol. 64, No. 3. pp. 175-188, 1994.

[3] Cowin, S.C., Bone Remodeling I: Theory of Adaptive Elasticity, Journal of Elasticity, Vol.6, No. 3, pp. 313-326, 1975.

[4] Ramtani S, and Abdi M., Buckling of Adaptive Elastic Bone-Plate: Theoretical and Numerical Investigation. Biomech Model Mechanobiol, Vol. 3, No. 4, pp. 200-8, 2015.

[5] Safari M., Investigating the Dynamic Response of Sandwich Plate with Transverse Flexible and Viscoelastic Core under Transient Loads. MSc Thesis, University of Tabriz, November. 2015.