

Analytical and Experimental Study of the Creep Behavior of Intervertebral Disc Tissue Affected by Temperature

ARTICLE INFO

Article Type Original Research

Authors Vakili-Tahami F.*1 PhD, Khoshravan M.R.¹ PhD, H. Smit T.² PhD, Rasoulian A.¹ MSc

How to cite this article

Vakili-Tahami F, Khoshravan M.R, H. Smit T, Rasoulian A. Analytical and Experimental Study of the Creep Behavior of Intervertebral Disc Tissue Affected by Temperature. Modares Mechanical Engineering. 2020;20(10):2483-2494.

ABSTRACT

One of the most important and active body tissues during daily life is the intervertebral disc that not only sustains the applied loads to the spine but also it provides the required flexibility for doing different activities. This tissue as an important factor to carry applied loads to the body is always subjected to possible damages. Hence, due to the improvements in medical sciences in treatment or replacing these damaged tissues, investigating the mechanical behavior of the intervertebral disc and assessing the damage level is a major concern for the researchers. For this purpose, different tests should be carried out but to simulate the behavior of the disc more accurately, it is necessary to ensure that the test conditions are as close as possible to the real ones in the body. Hence, the aim of this research is to develop a set of creep constitutive equations that are based on the experimental investigation of the effect of temperature on the creep behavior of the intervertebral disc. To do this, compressive creep tests were carried out on the goat intervertebral disc tissue and the permeability and aggregate modulus were obtained based on fitting the biphasic constitutive equations with the experimental data. Statistical analyses of the experimental data reveal the significant effect of the temperature on the values of both material parameters and the creep behavior of the intervertebral disc, so that with increasing temperature permeability increases and aggregate modulus decreases or vice versa.

Keywords Intervertebral Disc; Experimental Creep Test; Permeability; Aggregate Modulus; Temperature

CITATION LINKS

[1] Global, regional, and national ... [2] Physician office visits for low back ... [3] Spine: Low back and neck ... [4] Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 ... [5] Prevalence and pattern of lumbar magnetic resonance ... [6] ISSLS prize winner: Lumbar vertebral endplate ... [7] Intervertebral disc ... [8] Epidemiology and impact of ... [9] A hyperelastic and almost incompressible ... [10] Calibration of hyperelastic material properties of the human ... [11] The nonlinear characteristics of soft gels and hydrated ... [12] Finite deformation biphasic material properties ... [13] Compressive mechanical properties of ... [14] Regional variation in tensile properties and ... [15] A validation of the quadriphasic mixture theory ... [16] Theoretical model and experimental results for the ... [17] A poroelastic finite element model ... [18] Intervertebral disc creep behavior assessment through ... [19] Finite element study of human lumbar disc ... [20] Computational study of the role of fluid content and ... [21] The compressive creep properties of normal and ... [22] Biomechanical response of intact, degenerated ... [23] Assessing time-dependent response of intact ... [24] Structure and function of vertebral trabecular ... [25] Singular perturbation analysis of the nonlinear ... [26] Finite deformation of soft tissue: analysis ... [27] Biphasic creep and stress relaxation of articular ... [28] Fluid transport and mechanical ... [29] The anisotropic effect of intervertebral disc ... [30] The laplace transform: Theory ... [31] Tables of Laplace ... [32] Obtaining the creep constitutive ... [33] Pareto discrete-continuous ... [34] Development and calibration of 3D ... [35] Regression analysis by ... [36] Optimization methods for the weight ... [37] An experimental study of ... [38] A first course in design and analysis of ... [39] Introduction to statistics and data ... [40] Protein thermal denaturation ... [41] Viscosity of sea water ... [42] Influence of cartilage conformation on ... [43] Anatomy of the sheep spine and its ... [44] Comparison between sheep and human ... [45] Comparison of animal discs ... [46] Experimental intervertebral disc ... [47] Primary spinal segment stability ... [48] Osmosis and viscoelasticity both ... [49] Elastic, permeability and swelling ...

¹Department of Mechanical Engineering, Mechanical Engineering Faculty, University of Tabriz, Tabriz, Iran

²"Department of Orthopedic Surgery" and "Department of Medical Biology", Amsterdam UMC, University of Amsterdam, Amsterdam, The Netherlands

*Correspondence

Address: Department of Mechanical Engineering, Mechanical Engineering Faculty, University of Tabriz, Tabriz, Iran. Postal Code: 5166614766 *Phone*: +98 (41) 33392463 *Fax*: +98 (41) 33354153 f_vakili@tabrizu.ac.ir

Article History

Received: May 6, 2020 Accepted: August 13, 2020 ePublished: October 21, 2020

Copyright© 2020, TMU Press. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.

بررسی تحلیلی و تجربی رفتار خزشی بافت دیسک بین مهرهای با تأثیرپذیری از دما

فرید وکیلی تهامی^{*} PhD

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

محمدرضا خوشروان PhD

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

تئودور هنری اسمیت PhD

"گروه جراحی ارتوپدی" و "گروه زیست پزشکی"، مراکز پزشکی دانشگاه آمستردام، دانشگاه آمستردام، آمستردام، هلند

اکبر رسولیان MSc

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

چکیدہ

یکی از مهمترین و فعالترین بافتهای بدن در زندگی روزانه دیسکهای بین مهرهای هستد که نهتنها نیروهای وارده بر ستون مهره را تحمل میکنند بلکه با فراهمآوردن انعطاف پذیری لازم، امکان انجام حرکتهای مختلف را به شخص میدهند. بافت دیسک بین مهرهای بهعنوان یکی از عوامل اصلی تحملکننده نیروهای وارده به بدن در معرض آسیبهای احتمالی بیشتری قرار دارد؛ در نتیجه با توجه به پیشرفتهای روزافزون علوم زیست پزشکی در زمینه ترمیم یا جایگزینی بافتهای آسیبدیده، بررسی رفتار مکانیکی و میزان آسیبهای وارده به آن از اهمیت ویژهای در میان دانشمندان و متخصصان برخوردار است. بدین منظور آزمایشهای تجربی مختلفی صورت میگیرد اما در این میان، اطمینان هر چه بیشتر از فراهمآوردن شرایطی مشابه شرایط واقعی بافت در داخل بدن بهمنظور شبیهسازی دقیقتر رفتار آن در طول آزمایش، امری ضروری بهنظر میرسد. از اینرو هدف پژوهش حاضر، توسعه تحلیلی معادلات ساختاری خزشی براساس بررسی تجربی اثر دما در رفتار خزشی دیسک بین مهرهای بوده است. برای این منظور از آزمایش تجربی خزش فشاری بر روی بافت دیسک بین مهرهای بز بهره گرفته شده است و مقادیر تجربی ویژگیهای مکانیکی نفوذپذیری و مدول تجمعی بهعنوان ثوابت ماده نیز از برازش منحنیهای تجربی حاصل با معادله ساختاری تئوری دوفازی در خزش تعیین شدهاند. تحلیلهای آماری نتایج تجربی بهدستآمده از معناداربودن تأثیرگذاری عامل دما در مقادیر هر دو ثابت ماده و نیز رفتار خزشی بافت دیسک بین مهرهای حکایت دارند بهگونهای که با افزایش دمای نمونهها، مقدار نفوذپذیری افزایش و مدول تجمعی کاهش مییابد (و برعکس).

کلیدواژهها: دیسک بین مهرهای، آزمایش تجربی خزش، نفوذپذیری، مدول تجمعی، دما

	1294/°A/IA	دريافت:	اريخ
١	₩٩٩/₀۵/۲₩	پذيرش:	ناريخ
f_vakili@tabriz	ول: u.ac.ir	نده مسئو	نويس

مقدمه

تعداد افراد مبتلا به کمردرد و دیسک کمر در سراسر جهان براساس بررسیهای صورتگرفته در حال افزایش بوده و در کنار بیماریهای قلبی و روماتیسم مفصلی یکی از سه عامل اصلی ازکارافتادگی در کشورهای توسعهیافته است^[1]. براساس گزارش موسسه بینالمللی سلامت اصلیترین عامل درخواست مرخصیهای استعلاجی در کارکنان میانسال عارضه درد کمر بوده است^[2]. در یک بررسی در ایالات متحده حدود ۴۰% افراد بزرگسال

در طول دوره سهماهه، گزارشی مبنی بر احساس کمردرد ارایه نموده و ۲۰ تا ۳۳% مبتلایان قادر به انجام کار روزانه خود نبودهاند، در نتیجه این پدیده میتواند تأثیرات عمده اجتماعی و اقتصادی بهدنبال داشته باشد^[3,4]. با توجه به متعددبودن بافتهای موجود در اطراف ستون مهرهها، عامل اصلی بروز کمردرد مشخص نبوده و پیشگیری از وقوع آن امری بسیار دشوار است^[5,6].

نقش دیسکهای بین مهرهای در عملکرد مناسب ستون مهرهها بسیار مهم و اساسی است چرا که علاوهبر تحمل نیروهای وارده، با جدا نگهداشتن مهرهها از یکدیگر هنگام فعالیتهای روزمره، حرکت انعطافپذیر ستون مهرهها را فراهم میآورند. بخشهای اصلی تشکیلدهنده یک دیسک بین مهرهای در علوم بافتشناسی، بخش غضروفی پیرامونی اَنیولِس فایبرسس (Annulus) ، Fibrosus; AF)، بخش ژلەاىمانند مركزى نوكليس ياليسس (Nucleus Pulposus; NP) و صفحات مسطح غضروفی (Cartilaginous Endplates; CEP) محدودکننده دیسک بین مهرهای در بالا و پایین آن هستند. بخش NP مرکزی توسط بخش AF احاطه شده و مجموعه آنها بهوسیله صفحات مسطح غضروفی نسبت به مهرهها محکم نگه داشته شدهاند^[7]. آسیب دیسک بین مهرهای در اثر تنشهای نسبتاً بالای اعمالی بههنگام انجام فعالیتهای سنگین طولانیمدت یکی از شایعترین دلایل مشکلات ستون فقرات است^[8] اما بهدلیل فقدان هر گونه سلول عصبی در دیسک بین مهرهای، هیچ هشداری در راستای وقوع تخریب در دیسک برای بدن صادر نمی شود و معمولاً شخص پس از وقوع تخریب و درگیری دیسک با اعصاب اطراف ستون مهرهها که معمولاً با بروز درد همراه است متوجه این عارضه میشود. از اینرو استفاده از مدلهای ریاضی و همچنین شبیهسازیهای رايانهاى كه بتواند امكان پيشبينى وقوع موقعيت نابههنجار و انجام اقدامات پیشگیرانه برای متخصصان و بیماران را فراهم آورد از اهمیت ویژهای برخوردار است.

بهمنظور مطالعه شرایط بارگذاری بر ستون مهرمها هنگام انجام فعالیتهای روزمره، سه راهکار عمده حل مساله به روش تحلیلی، انجام آزمایشهای تجربی و یا مدلسازیهای عددی پیش روی محققان قرار دارد. استفاده از روش حل تحلیلی معمولاً برای بررسی حالتهای عمومی بارگذاری و هندسههای نسبتاً ساده کاربرد دارد اما میتواند مبنای کاری بسیاری از مدلهای پیچیده عددی و آزمایشهای تجربی قرار گیرد. از نخستین پژوهشهای تحلیلی صورتگرفته برای دیسک بین مهرهای میتوان به مدل ساختاری ارایهشده توسط *ناتالی*^[9] اشاره کرد که به توصیف یک محدود مورد استفاده بهصورت ساده و به شکل متقارن در نظر گرفته شده است. *واگناک* و همکاران^[10] نیز با ارایه یک مدل هایپرالاستیک ساده به بررسی رفتار مکانیکی دیسک بین مهرهای هایپرالاستیک ساده به بررسی رفتار مکانیکی دیسک بین مهرهای تحت بارهای دینامیکی فشاری پرداختهاند. در زمینه بررسیهای

مهرهای با توجه به شباهتهای بافتی موجود از مطالعات انجامشده بر روی غضروفهای مفصلی^[11, 12] الهام گرفته شده است. از اولین پژوهشهای تجربی انجامشده بر روی دیسکهای بین مهرهای میتوان به پژوهش *بست* و همکاران^[13] اشاره نمود که به بررسی خواص مکانیکی بافت AF دیسک بین مهرهای انسان با استفاده از آزمایشهای تجربی خزش با بارگذاری فشاری پرداختهاند. *اسکیجز* و همکاران^[14] نیز در پژوهشی تغییرات موضعی خواص کششی بخش AF را مورد بررسی قرار دادهاند. آنان برای بررسی خواص موردنظر از آزمایش کشش تکمحوره بر روی دیسکهای بین مهرهای انسانی استفاده نمودهاند. *فرینز* و همکاران^[15] نیز به بررسی تجربی رفتار خزشی بافت AF دیسک بین مهرهای سگ تحت بارگذاری فشاری پرداختهاند. نتایج بهدستآمده از آزمایشهای مختلف با وجود اینکه هممرتبه بودند اما از نظر عددی با یکدیگر تفاوت داشتند که علاوهبر متنوعبودن نمونههای آزمایشی، تفاوتهای موجود در روشهای آمادهکردن نمونهها و انجام آزمایشها را میتوان از دلایل این امر دانست.

با وجود دستیابی به نتایج واقعی بافت در آزمایش تجربی اما باتوجه به هزینه و همچنین مسایل اخلاقی در تهیه نمونههای یرتعداد حیوانی و انسانی، مطالعه آزمایشگاهی رفتار مکانیکی برای انواع بارگذاریها امری بسیار دشوار است. همچنین با پیشرفتهای روزافزون صورتگرفته در نرمافزارهای حل عددی، امکان بررسی ساختارهای پیچیده همچون بافتهای بدن از طریق کاربرد مدلهای دقیق هندسی فراهم شده است. از اینرو با توجه به سرعت بالاتر و نیز امکان تکرارپذیری مدلسازیهای عددی، تمرکز محققان بیشتری به سمت حلهای عددی جلب شده است که این امر نیاز بیشتر به وجود بانک داده تجربی با صحت و دقت بالا برای صحهگذاری مدلهای ارایهشده را بهدنبال داشته است. در مدلهای عددی ارایه شده اولیه، مدل سازی دیسک بین مهرهای بهصورت یک جامد الاستیک با هندسه ساده استوانهای صورت گرفته است^[16] اما با گسترش مطالعات، نقش اساسی فاز مایع موجود در داخل دیسک برای جذب ضربات وارده بر مهرهها به اثبات رسیده است. در نتیجه مدلسازیهای پیشرفتهتر بافت دیسک بین مهرهای را بهصورت یک جامد متخلخل با حفرههای بینابینی پرشده با آب در نظر گرفتهاند. بررسی نتایج از مطابقت بهتر مدلهای دوفازی متخلخل با پاسخهای واقعی بهدستآمده از اندازهگیریهای تجربی حکایت داشتهاند^[17-19].

با ارایه مدلهای ساختاری جدید و پیشرفتهتر، اهمیت تعریف دقیق خواص مکانیکی ماده نیز بیشتر شده است تا بتوان به جوابهای دقیقتر و واقعیتری دست یافت^[20]. در بعضی پژوهشهای صورتگرفته، شرایط بارگذاری در هنگام آزمایش و یا میزان سالمبودن نمونهها نیز با دقت بسیاری کنترل شدهاند تا تغییرات احتمالی در وضعیت بافت زنده در تحلیل نتایج در نظر گرفته شود. *پالمر* و *لاتز*^[11]، *نیکخو* و همکاران^[22] و مسیبی و مجری^[23] میزان تأثیر فساد دیسکهای بین مهرهای در ابعاد

— برسی تحلیلی و تجربی رفتار خزشی بافت دیسک بین مهرهای با تأثیرپذیری از دما ۲۴۸۵ مختلف رفتار مکانیکی آن همچون مقادیر ثوابت ماده، مقدار آب درون نمونه و یا میزان کاهش ارتفاع آن بررسی نمودهاند. نکته اساسی در پیشبرد اغلب مدلسازیهای عددی صورت گرفته در زمینه رفتار مکانیکی بافتهای بدن در بارگذاریهای مختلف، صحه گذاری نتایج آنها در مقایسه با دادههای نسبتاً محدود تجربی موجود از رفتار واقعی بافت است؛ از طرفی هم، گاهی بهدلیل دشواریهای موجود در زمینه همگنسازی شرایط آزمایش با شرایط واقعی بافت در درون بدن این محدودیت بیشتر میشود چرا که نمیتوان نتایج آزمایشهای تجربی صورت گرفته در شرایطی متفاوت را بیانگر پاسخ واقعی بافت در برابر بارگذاری

با توجه به اعمال نیروهای غالباً فشاری بر دیسک بین مهرهای^[24] و نیز در نظرگرفتن تحمل نیروها و یا قرارگیری در وضعیتهای مختلف برای مدتزمانهای نسبتاً طولانی در طول فعالیتهای روزمره، انجام آزمایش تجربی خزش با بارگذاری فشاری بهمنظور بهنظر میرسد. همچنین با در نظرگرفتن دما بهعنوان یکی از عوامل مهم و تأثیرگذار در عملکرد بافت، هدف پژوهش حاضر توسعه تحلیلی معادلات ساختاری براساس بررسی تجربی اثر دما بوده است. بدین منظور اثر تغییرات دما بر مقادیر تجربی ویژگیهای مکانیکی نفوذپذیری و مدول تجمعی بهعنوان ثوابت ماده، از برازش معادله ساختاری توسعهیافته برای مساله خزش ماده، از برازش معادله ساختاری توسعهیافته برای مساله خزش تئوری دوفازی بر روی منحنیهای تجربی بهدستآمده مورد بررسی قرار گرفته است.

مدلسازی ریاضی

اعمالی در نظر گرفت.

دیسکهای بین مهرهای تغییر شکلهای متنوعی را براساس بارگذاریهای مختلف اعمالی بر ستون مهرهها بههنگام فعالیتهای روزمره تجربه میکنند. یکی از مهمترین پدیدههایی که در این میان رخ میدهد، راندهشدن مایع درون دیسک به بیرون در اثر اعمال بار و یا جذبشدن مجدد آن به داخل بهدنبال کاهش بار است. با توجه به اینکه این جریان سیال نقش قابل توجهی در رفتار بافت دارد^[25,26]، در نظرگرفتن جریان عبوری مایع از میان بافت بهکمک مدلهای دوفازی بهمنظور مدلسازی دقیقتر رفتار مکانیکی دیسک بین مهرهای مورد اهمیت قرار میگیرد.

حل تحلیلی مدل دوفازی برای مساله خزش

برای مدلسازی موادی که در آنها دوفاز مختلف در حال تعامل با یکدیگر هستند، از مدلهای دوفازی استفاده میشود که در آنها ماده بهصورت تلفیقی از دو فاز جامد متخلخل و مایع عبوری از میان آن در نظر گرفته شده است. امروزه افزایش دقت بررسیهای علمی، گسترش کاربرد مدلهای نسبتاً پیچیده دوفازی در شبیهسازی رفتار مکانیکی بافتهایی همچون استخوان، غضروف و

۲۴۸۶ فرید وکیلی تهامی و همکاران ــــ

ماهیچه که در دستهبندی مواد متخلخل قرار میگیرند، امری غیرقابل انکار است. مبنای حل تحلیلی صورتگرفته، تئوری دوفازی ارایهشده توسط *مو* و همکاران^[27] است که مطابق فرضهای آن، بافت ترکیبی از یک فاز جامد الاستیک همگن همسانگرد نفوذپذیر و فضاهای خالی پرشده با فاز مایع است.

با فرض غیرقابل تراکمبودن فازهای جامد و مایع و برقراری شرایط حالت پایا، روابط تنش دوفاز برای حالت تکبعدی بهصورت روابط ۱ و ۲ بهدست آمدهاند^[28, 29]:

$$\sigma^s = -\alpha p I + H_A(\frac{\partial u}{\partial z}) \tag{1}$$

$$\sigma^f = -pI \tag{(Y)}$$

 α می σ^{f} و σ^{f} بهترتیب تنش فازهای جامد و مایع، α نسبت محتوای جامد که براساس نسبت حجم اولیه (V_s/V_f) نسبت محماولیه u(z,t) تعیین میشود، p فشار، I تانسور همانی، u(z,t) تابع جابهجایی فاز جامد برحسب پارامترهای مستقل موقعیت مکانی در راستای حرکت z و زمان t و H_A مدول تجمعی بهعنوان یکی از ضرایب ثابت ماده هستند.

سپس با جانشانی معادلات تکبعدی تنش ۱ و ۲ در معادلات حرکت، روابط ۳ و ۴ بهدست آمدهاند^[25, 28, 29]:

$$-\alpha \left(\frac{\partial p}{\partial z}\right) + H_A \left(\frac{\partial^2 u}{\partial z^2}\right) - \frac{1}{k(1+\alpha)} \left(\frac{\partial u}{\partial t}\right) = 0 \tag{(4)}$$
$$- \left(\frac{\partial p}{\partial z}\right) + \frac{1}{k(1+\alpha)} \left(\frac{\partial u}{\partial t}\right) = 0 \tag{(4)}$$

که k بیانکننده میزان نفوذپذیری و دومین ضُریبْ ثابت ماده در مدل دوفازی است که به همراه H_A در بیان رفتار مواد متخلخل و تعاملات میان فازهای جامدو مایع بسیار اهمیت دارند.

از حل همزمان معادلات ۳ و ۴، معادله دیفرانسیل حاکم بر تئوری دوفازی بهصورت رابطه ۵ که یک معادله دیفرانسیل با مشتقات جزیی است، بهدست آمده است:

$$\begin{pmatrix} \partial^2 u /_{\partial Z^2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 /_{kH_A} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \partial u /_{\partial t} \end{pmatrix}$$
 (Δ)

شرایط اولیه و مرزی برای ازمایشهای خزش بهصورت روابط ^۶ ارایه شدهاند^[25, 28]:

$$u(z, 0) = 0$$

 $u(0, t) = 0$ (8)

$$\left. H_A rac{\partial u}{\partial z} \right|_{z=h} = -\sigma_0$$
که در آن σ_0 مقدار تنش فشاری وارد بر سطح نمونه است.

حال یکی از راهکارها برای حل معادله دیفرانسیل حاکم (رابطه ۵) که دارای مشتقات جزیی نسبت به z و t است، تبدیل آن به یک معادله دیفرانسیل معمولی است؛ یکی از ابزارهای رایج برای این امر استفاده از تبدیلات لاپلاس و حذف متغیر زمان از معادله حاکم است. اگر تبدیل لاپلاس با نماد L نشان داده شود، رابطه ۷ برای مشتق اول زمانی یک تابع دلخواه همچون f(t) برقرار است[30]:

$$\mathcal{L}\{f'(t)\} = sF(s) - f(0) \tag{Y}$$

که s پارامتر عملگر در حوزه فرکانسی لاپلاس، (F(s تبدیل لاپلاس تابع f(t) و f(0) مقدار اولیه تابع در زمان صفر است.

در نتیجه با استفاده از تبدیلات لاپلاس و شرایط اولیه ارایهشده در رابطه ۶، رابطه ۵ بهصورت یک معادله دیفرانسیل معمولی برحسب

ماهنامه علمی- پژوهشی مهندسی مکانیک مدرس

z نوشته شده است:

$$\frac{d^{2}U(z,s)}{dz^{2}} - \frac{1}{kH_{A}} \left(sU(z,s) - u(z,0) \right) = 0$$

$$\to \frac{d^{2}U(z,s)}{dz^{2}} - \frac{1}{kH_{A}} sU(z,s) = 0$$
(A)

که در آن (*U(z,s* تبدیل لاپلاس تابع (*u(z,t* است.

براساس تبدیل صورت گرفته، شرایط مرزی ارایهشده در رابطه ۶ نیز بدین صورت نوشته شدهاند: U(0,s) = 0

$$\frac{dU(z,s)}{dz} = \mathcal{L}\left\{\frac{-\sigma_0}{H_A}\right\} = B(s), \ z = h$$
(9)

که در آن B(s) تبدیل لاپلاس مقدار شرط مرزی $(-\sigma_0/H_A)$ در سطح بالایی نمونه $(z{=}h)$ است.

برای حل معادله دیفرانسیل معمولی بهدستآمده در رابطه ۸ ریشههای معادله مشخصه آن محاسبه شده است:

$$m^{2} - \frac{s}{kH_{A}} = 0 \xrightarrow{kH_{A} = \gamma^{-2}} m^{2} = \gamma^{2}s \rightarrow m = \pm \gamma\sqrt{s}$$
(10)

با توجه به ریشههای حقیقی و متمایز معادله مشخصه، فرم عمومی جواب معادله دیفرانسیل ۸ بهصورت رابطه ۱۱ بهدست آمده است:

$$U(z,s) = C_1 \sinh(\gamma \sqrt{s}z) + C_2 \cosh(\gamma \sqrt{s}z)$$
(11)

حال برای محاسبه ثابتهای عمومی *C*1 و *C*2 میتوان از شرایط مرزی ارایهشده در رابطه ۹ استفاده نمود:

$$U(0,s) = 0 \rightarrow C_1 \sinh(\gamma \sqrt{s} \times 0) + C_2 \cosh(\gamma \sqrt{s} \times 0) = 0$$

$$\rightarrow C_1 \sinh(0) + C_2 \cosh(0) = 0 \rightarrow C_2 = 0$$

$$\frac{dU(z,s)}{dz} = B(s), \ z = h \xrightarrow{C_2=0} C_1 \gamma \sqrt{s} \cosh(\gamma h \sqrt{s}) = B(s)$$
(1Y)

$$\rightarrow \quad C_1 = \frac{B(s)}{\gamma \sqrt{s} \cosh(\gamma h \sqrt{s})}$$

در نتیجه جواب نهایی معادله دیفرانسیل ۸ بهصورت رابطه ۱۳ حاصل شده است:

$$U(z,s) = \frac{B(s)}{\gamma} \frac{\sinh(\gamma\sqrt{s}z)}{\sqrt{s}\cosh(\gamma h\sqrt{s})}$$
(19)

حال میبایست از رابطه ۱۳ تبدیل وارون لاپلاس گرفته شود تا تابع جابهجایی در حوزه زمان بهدست آید؛ از اینرو، تابع (U(z,s)بهصورت حاصل ضرب دو تابع فرض شده و پس از محاسبه تبدیل وارون هر یک از توابع بهصورت جداگانه، بهمنظور بهدست آوردن تبدیل وارون لاپلاس تابع حاصل ضرب از تعریف انتگرال همگشت مطابق رابطه ۱۴ استفاده شده است^[30]:

$$\begin{aligned} & U(z,s) = F(s)G(s) \to u(z,t) = \mathcal{L}^{-1}\{U(z,s)\} = \mathcal{L}^{-1}\{F(s)G(s)\} \\ & \to u(z,t) = \mathcal{L}^{-1}\{F(s)\} * \mathcal{L}^{-1}\{G(s)\} = (f * g)(t) \\ & (f * g)(t) = \int_{0}^{t} f(t - \tau)g(\tau)d\tau = \int_{0}^{t} g(t - \tau)f(\tau)d\tau = (g * f)(t) \end{aligned}$$

تبدیل وارون لاپلاس برای تابع F(s) با توجه به شرط مرزی F(s) ارایه شده در رابطه ۹ قابل محاسبه است:

$$\begin{split} F(s) &= \frac{B(s)}{\gamma} \to f(t) = \mathcal{L}^{-1}\{F(s)\} = \mathcal{L}^{-1}\left\{\frac{B(s)}{\gamma}\right\} = \frac{-\sigma_0}{\gamma H_A} \end{split} \tag{10}$$
 $\begin{aligned} &\text{(10)} \\ &\text{y, constraints} \\$

$$\begin{aligned} G(s) &= \frac{\sinh(y/sz)}{\sqrt{s}\cosh(yh\sqrt{s})} \\ &\to g(t) &= \frac{2}{\gamma h} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{ (-1)^n \exp\left[\frac{-\pi^2 t}{4\gamma^2 h^2} (2n+1)^2\right] \sin\left[(2n+1)\frac{\pi z}{2h}\right] \right\} \end{aligned} \tag{18}$$

دوره ۲۰، شماره ۱۰، مهر ۱۳۹۹

$$\begin{split} \text{litz} \mathcal{R}(l) &= (f * g)(t) = \int_{0}^{t} f(t - \tau)g(\tau)d\tau \\ &= \int_{0}^{t} \left(\frac{-\eta}{r^{2} h_{A}}\right) \left\{\frac{2}{r_{h}} \sum_{m=0}^{\infty} \left\{(-1)^{n} \exp\left[\frac{-\pi^{2} \tau}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right]\right\} d\tau \\ &= \frac{-2\sigma_{0}}{\gamma^{2} h_{H_{A}}} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{(-1)^{n} \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right] \int_{0}^{t} \exp\left[\frac{-\pi^{2} \tau}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] d\tau \right\} \\ &= \frac{-2\sigma_{0}}{\gamma^{2} h_{H_{A}}} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{(-1)^{n} \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right] \int_{0}^{t} \exp\left[\frac{-\pi^{2} \tau}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] d\tau \right\} \\ &= \frac{-2\sigma_{0}}{\gamma^{2} h_{H_{A}}} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{(-1)^{n} \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right] \left\{\exp\left[\frac{-\pi^{2} \tau}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] - 1\right\} \right\} \\ &= \frac{-4\sigma_{0}}{\pi^{2} H_{A}} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{\frac{(-1)^{n}}{(2n + 1)^{2}} \exp\left[\frac{-\pi^{2} t}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right] \right\} \\ &= \frac{8h\sigma_{0}}{\pi^{2} H_{A}} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{\frac{(-1)^{n}}{(2n + 1)^{2}} \exp\left[\frac{-\pi^{2} t}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right] \right\} \\ &= \frac{8h\sigma_{0}}{\pi^{2} H_{A}} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{\frac{(-1)^{n}}{(2n + 1)^{2}} \exp\left[\frac{-\pi^{2} t}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right] \right\} \\ &= \frac{8h\sigma_{0}}{\pi^{2} H_{A}} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{\frac{(-1)^{n}}{(2n + 1)^{2}} \exp\left[\frac{-\pi^{2} t}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right] \right\} \\ &- \frac{4\sigma_{0} r}{\pi H_{A}} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{\frac{(-1)^{n}}{(2n + 1)^{2}} \exp\left[\frac{-\pi^{2} t}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right] \right\} \\ &- \frac{6\sigma_{0} r}{\pi^{2} H_{A}} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{\frac{(-1)^{n}}{(2n + 1)^{2}} \exp\left[\frac{-\pi^{2} t}{4\gamma^{2} h^{2}}(2n + 1)^{2}\right] \sin\left[(2n + 1)\frac{\pi r}{2h}\right] - \frac{\sigma_{0} r}{H_{A}} \\ \text{expective of } \mathcal{H}_{A} = \gamma^{-2} \sum_{n=1}^{\infty} \left\{\frac{\pi^{2} r}{r}\right\} \right\} \\ \mathcal{L}_{n} \mathcal{L}_{n}$$

и

تابع جابهجایی (*u(z,t* بهدست آمده است:

 $u(z,t) = \frac{8h\sigma_0}{\pi^2 H_A} \sum_{n=0}^{\infty} \left\{ \frac{(-1)^n}{(2n+1)^2} \exp\left[\frac{-\pi^2 k H_A t}{4h^2} (2n+1)^2 \right] \sin\left[(2n+1)\frac{\pi z}{2h} \right] \right\} - \frac{\sigma_0 z}{H_A}$ $(\Lambda \Lambda)$

تعیین مقادیر ثوابت ماده برای مدل دوفازی

حل تحلیلی مساله خزش تئوری دوفازی (رابطه ۱۸) بر روی منحنیهای جابهجایی برحسب زمان حاصل از آزمایشهای تجربی خزش برازش شده و مقادیر تجربی پارامترهای k و H_A تعیین شدهاند. در صورت متعددبودن آزمایشهای تجربی، بانک داده گردآوریشده نیز متنوع خواهد بود؛ از اینرو باید با استفاده از ابزارهای ریاضی مختلف میان دادههای تجربی و حل تحلیلی موجود، بهترین برازش ممکن را بهدست آورد^[32]. از روش بهینهسازی الگوریتم ژنتیکی در مرحله برازش منحنی برای تعیین ثوابت ماده تجربی مدل دوفازی استفاده شده است. عملکرد این الگوريتم براساس انتخاب طبيعى استوار بوده و تحت قانون انتخابی مشخصی دستیابی به جواب بهینه نهایی بهصورت تدریجی صورت میگیرد^[33]. برای مساله بهینهسازی، تابع هزینه بهصورت مجذور اختلاف ميان مقادير تئورى جابهجايى براساس مدل دوفازی و مقادیر تجربی حاصل از آزمایش خزش در زمان مشخص تعریف شده و ضرایب ثابت ماده نیز متغیرهای مساله در نظر گرفته شدهاند. بهعبارت دیگر، تابع هزینه مورد استفاده بهصورت رابطه ۱۹ فرض شده است^[34]:

$$c(t) = \sum_{i=1}^{n} [u(t_i) - u_i^*]^2$$
(19)

که در آن، $u_i^*, t=t_i$ مقدار جابهجایی تئوری در زمان $u_i^*, t=t_i$ مقدار جابهجایی تجربی در همان زمان و *n* تعداد گامهای زمانی هستند. کیفیت برازش منحنی نیز با شاخصی به نام ضریب تعیین ارزیابی شده است^[35]:

$$r^{2} = 1 - \frac{\sum_{i=1}^{n} (u(t_{i}) - u_{i}^{*})^{2}}{\sum_{i=1}^{n} (\bar{u} - u_{i}^{*})^{2}}$$
(Y°)

که در آن $ar{u}$ بیانگر مقدار میانگین جابهجاییهای تجربی در آزمایش خزش است.

برای مناسببودن کیفیت برازش منحنی، قید مساله بهینهسازی بهصورت گزاره شرطی $r^2 \geq 0.90$ ، با استفاده از تابع جریمه به

بررسی تحلیلی و تجربی رفتار خزشی بافت دیسک بین مهرهای با تأثیرپذیری از دما ۲۴۸۷ تابع هزینه مساله اضافه شده است^[36]:

 $c(t) = \sum_{i=1}^{n} [u(t_i) - u_i^*]^2 + \kappa \max\{0, (0.90 - r^2)\}$ که در آن κ بیانگر مقدار جریمه بوده و عددی بسیار بزرگ در مقایسه با مقدار تابع هزینه انتخاب شده است.

در حل مساله بهینهسازی پارامترهای مورد استفاده همچون نرخ جهش، تعداد اعضای جمعیت و تعداد نسل در حالتهای مختلف بررسی شده و بهترین مقادیر براساس تغییرات مقادیر تابع هدف انتخاب شدهاند. براساس بررسیهای صورت گرفته برای کمینهترین مقدار تابع هدف، مقدار نرخ جهش برابر ۵% انتخاب شده است. با توجه به مشاهده تغییرات در مقدار تابع هدف برای جمعیتهای کمتر از ۵۰۰ عضو و نیز عدم تأثیر افزایش جمعیت به بیش از ۵۰۰ عضو در همگرایی الگوریتم، تعداد اعضای جمعیت برابر ۵۰۰ فرض شده است. با بررسی ثابتماندن مقدار تابع هدف در نسلهای مختلف نیز تعداد نسل برای الگوریتم ژنتیکی برابر ۲۰۰ در نظر گرفته شده است.

آزمایش تجربی فرآیند آمادهسازی نمونههای آزمایشی

پس از آمادهسازی چهار ستون مهره بز جوان با میانگین سنی دو سال، دو دیسک بین مهرهای زیرین ناحیه کمری یعنی دیسکهای L4-L5 و L5-L6 از آنها استحصال شدهاند؛ لازم به ذکر است که جداسازی ستونهای مهره از جسد حیوان بلافاصله و در فاصله زمانی کمتر از دو ساعت بعد کشتار انجام شده و ستونهای مهره در فریزر خیلی دما پایین با دمای ۸۰-درجه سانتیگراد در بستهبندیهای داخل نایلونهای مخصوص بهصورت منجمد تا زمان انجام آزمایش نگهداری شدهاند.

برای تهیه نمونهها، ستونهای مهره منجمد از فریزر خارج شده و حدود ۲۴ساعت در دمای اتاق در آزمایشگاه بیومکانیک مراکز یزشکی دانشگاه آمستردام یخزدایی شدهاند. سپس دیسکهای بین مهرهای مورد نظر با دقت و با یک اره نواری از ناحیه بیرونی صفحات غضروفی در محل مهرههای استخوانی برش داده شدهاند. برشها از عمق تقریباً ۲میلیمتری استخوان مهرهها و عمود بر محور ستون مهره ایجاد شده تا از سالمماندن دیسکها اطمینان حاصل شود. پس از انجام تمیزکاریهای لازم، دیسکهای استحصالی در محفظههایی حاوی محلول نمک فسفات با خاصیت بافرى (Phosphate-Buffered Saline; PBS) با علامت تجاری ®gibco ساخت شرکت ™Life Technologies با اسمولالیته ۲۷۰ تا ۳۰۰میلیاسمول در یک کیلوگرم آب نگهداری شدهاند.

با توجه به اینکه معمولاً دمای کاری بافت در بدن جاندار با دمای محیط آزمایشگاه متفاوت است، بررسی اثر دما در رفتار خزشی بافت دیسک بین مهرهای میتواند مورد توجه قرار گیرد؛ از اینرو، سه نمونه آزمایشی از بخش AF هر یک از دیسکهای بین مهرهای تهیه شده است تا نمونههای استحصالی برای استفاده در دماهای

۲۴۸۸ فرید وکیلی تهامی و همکاران ــ

مختلف از دیسک بین مهرهای واحدی بهدست آمده باشند و اثر خالص دما بر رفتار بافت مورد بررسی قرار گیرد. برای تهیه نمونهها، ابتدا با استفاده از یک تیغ جراحی صفحه غضروفی بالای دیسک به دقت برش داده شده است تا سطحی هموار بر روی دیسک بهوجود آید. سپس پانچ دایروی به قطر داخلی ۶میلیمتر بر روی قسمتهای مختلف بخش AF به دقت فشرده شده است تا نمونههایی سالم و با مقطع کاملاً دایروی بهوجود آیند؛ در نهایت نیز دوباره با استفاده از تیغ جراحی، بخش زیرین نمونههای استوانهای بهصورت یکنواخت از صفحه غضروفی زیرین جدا شده است. لازم به ذکر است که بههنگام تهیه نمونهها سعی بر آن شده است که بیشینه تعداد ممکن از هر دیسک بین مهرهای جداسازی شوند تا در صورت بروز هر گونه مشکلی برای سه نمونه اصلی تا انتهای آزمایش بتوان با استفاده از نمونههای بهدستآمده از دیسک بین مهرهای یکسان، نمونه مورد نظر را جایگزین نمود. شکل ۱ نمایی از چگونگی تهیه نمونههای آزمایش تجربی در مرحله برش صفحه غضروفی بالایی دیسک بین مهرهای و پانچ بخش AF را نشان داده است. تمامی نمونههای آمادهشده پیش از آنکه در داخل دستگاه آزمایش قرار گیرند، برای مدت ۳۰دقیقه در داخل PBS نگهداری شدهاند تا در شرایطی مشابه شرایط زیستی داخل بدن قرار گرفته و از سفتشدن بافت بعد از استحصال جلوگیری شود^[37]. در مجموع تعداد ۲۱ نمونه، ۷ نمونه برای هر دما، برای انجام آزمایشهای تجربی خزش فراهم آورده شده است. برای نمونههای AF، ضخامت میانگین (با انحرافمعیار) برابر ۱/۱±۰/۳میلیمتر برآورد شده است.





شکل ۱) نمایی از تهیه نمونههای آزمایش تجربی خزش در مرحله؛ الف) برش صفحه غضروفی بالایی دیسک بین مهرهای، ب) پانچ بخش AF

آزمایشهای تجربی خزش

آزمایشهای تجربی خزش در شرایط فشار محدودشده بهمنظور شبیهسازی بارگذاری زیستی هنگام انجام فعالیتهای روزمره بر روی بافت دیسک بین مهرهای صورت گرفته است. در این راستا، نمونههای استوانهای تهیهشده در داخل سوراخ مرکزی محفظه آزمایش استوانهای شکل به قطر ۶میلیمتر قرار گرفتهاند. یک استوانه صلب با مقطعی هماندازه با قطر سوراخ، در سطح بالایی نمونه قرار گرفته و یک درپوش استوانهای که دارای یک فیلتر متخلخل در مرکز آن است به سطح زیرین محفظه آزمایش پیچ شده است. بهمنظور مرطوب و تازه نگهداشتن بافت حین انجام آزمایشهای تجربی یک سرنگ محتوی محلول PBS به یکی از دو دریچه موجود در جداره کناری درپوش بهعنوان دریچههای ورودی و خروجی سیال متصل شده است. در طول آزمایش، نمونه در صورت نیاز محلول را از طریق فیلتر متخلخل مرکزی جذب و یا آن را دفع نموده است. تثبیتکننده مورد استفاده برای استقرار محفظه آزمایش دارای یک درپوش شیشهای ثابت در سطح بالایی آن است که قابلیت جداشدن از تثبیت کننده بههنگام قراردادن محفظه آزمایش را دارد. یک حسگر نیرو با قابلیت جابهجایی عمودی در قسمت زیرین تثبیتکننده تعبیه شده است که محفظه آزمایش بر روی آن مستقر میشود. مقدار جابهجایی عمودی حسگر نیرو بهوسیله یک حسگر فاصله لیزری با دقت ۰/۰۰۷میلیمتر در بانک داده موجود در رایانه متصل به دستگاه آزمایش خزش ذخیره شده است. در سطح زیرین حسگر نیرو یک منبع فشار پنوماتیک واقع شده که میتواند نیروی معین تنظیمی از طریق نرمافزار رایانهای موجود را در طول آزمایش فراهم کند. منبع پنوماتیک دارای ظرفیت نامی ۱۲۰نیوتن و سامانه کنترلی آن براساس بازخورد دریافتی از حسگر نیرو با دقت فعالسازی ۰۲/۰نیوتن بوده است. در مرکز دریوش شیشهای یک پیچ تنظیم تعبیه شده است که بهعنوان محدودکننده جابهجایی عمودی محفظه آزمایش و حسگر نیروی زیر آن مورد استفاده قرار میگیرد تا نیروی وارده توسط منبع پنوماتیک به نمونه آزمایش موجود در داخل محفظه آزمایش منتقل شود. روند عملكرد پیچ تنظیم بدین صورت است كه ارتفاع پیچ بهگونهای تنظیم میشود که انتهای پیچ در داخل سوراخ مرکزی محفظه آزمایش بهصورت مماس بر ساچمه موجود بر روی استوانه صلب قرار گرفته و از بالاآمدن محفظه آزمایش وحسگر نیرو جلوگیری نماید. دلیل کاربرد ساچمه بین سطح انتهایی پیچ و سطح بالایی استوانه صلب، توزیع یکنواخت نیرو بر روی نمونه در اثر بارگذاری اعمالی از سوی منبع پنوماتیک بوده است. پس از مماس شدن انتهای پیچ تنظیم بر روی ساچمه، مقدار اولیه نیروی حسگر نیرو در نرمافزار بر روی صفر تنظیم شده است تا هنگام شروع آزمایش نیروی دقیق و خالص تنظیمی به نمونه اعمال شود. همچنین برای فراهمآوردن شرایطی پایا و نزدیک به شرایط واقعی بافت در داخل بدن هنگام آزمایش، تثبیتکننده و تمامی تجهیزات جانبی در داخل یک محفظه خارجی عایق با قابلیت

تنظیم دما و رطوبت قرار گرفته است. شکل ۲- الف، نمای کلی دستگاه آزمایش خزش و شکل ۲- ب، تثبیتکننده مورد استفاده پس از قرارگیری محفظه آزمایش در داخل آن را نشان میدهد.



شکل ۲) الف) نمای کلی دستگاه آزمایش خزش، ب) تثبیتکننده مورد استفاده به همراه محفظه آزمایش مستقر در داخل آن

در آزمایشهای خزش، بهمنظور تطبیق شرایط و فراهمآوردن امکان مقایسه و صحهگذاری بخشی از نتایج بهدستآمده با دادههای تجربی موجود در ادبیات فن^[29]، نیروی فشاری 0/منیوتنی در زمان اندک (در محدوده بارگذاری الاستیک شبه استاتیکی) و با نرخ بارگذاری ۲۵/منیوتن در ثانیه اعمال شده و در ادامه به مدت محتقیقه بر نمونههای آزمایش اثر نموده است. با توجه به اندازه قطر ۲میلیمتری نمونههای آزمایشی استوانهایشکل، نیروی فشاری اعمالی، تنش فشاری ثابتی برابر ۲۵/۱۲کیلوپاسکال در آنها بهوجود آورده است. لازم به ذکر است که این شرایط قابل مقایسه

<u>برسی تحلیلی و تجربی رفتار خزشی بافت دیسک بین مهرهای با تأثیرپنیری از دما ۲۴۸۹</u> با شرایط آزمایش در پژوهش *وکیلی تهامی* و همکاران^[29] بوده که در آن، آزمایش تجربی واهلش در مدتزمان ۲۰دقیقه با اعمال کرنش فشاری ۵درصدی بر نمونههای آزمایشی صورت گرفته و نتایج بهدستآمده از دستیابی به تنش تعادلی حدود ۱۷/۷ کیلوپاسکال در انتهای آزمایش حکایت داشتهاند. برای بررسی اثر دما نیز، سه دمای ۲۰ (دمای اتاق)، ۳۹ (دمای طبیعی بدن بز) و ۵۰درجه سانتیگراد در نظر گرفته شده است.

نتايج

مقادیر تجربی ضرایب ثابت نفوذپذیری k و مدول تجمعی H_A که از برازش منحنیهای تجربی آزمایشهای خزش با معادله تحلیلی جابهجایی (رابطه ۱۸) بهدست آمدهاند، به همراه کرنش فشاری ۶ در دماهای مختلف بهصورت مقدار میانگین (با انحرافمعیار) در جدول ۱ قابل مشاهده هستند. نمودار ۱ نیز، برازش منحنی صورتگرفته بر روی دادههای تجربی در دماهای مختلف براساس پاسخ خزشی مدل دوفازی را نشان میدهد که با استفاده از مقادیر تجربی ثوابت ماده k و H_A بهدست آمدهاند. تغییرات مقادیر میانگین تجربی بهدستآمده برای هر یک از پارامترهای k و H_A به همراه انحرافمعیار آنها برحسب دما بهترتیب در نمودارهای ۲ و ۳ ارایه شدهاند. همچنین نمودارهای ۴ و ۵ بهترتیب تغییرات مقادیر تجربی ضریب نفوذپذیری و مدول تجمعی برای هر یک از نمونههای آزمایشی در دماهای مختلف را نشان میدهند. همان طور که در این نمودارها مشاهده می شود با افزایش دما مقدار نفوذپذیری افزایش و مدول تجمعی کاهش مییابد (و برعکس). از مقایسه نمودارهای ۲ با ۴ و نیز نمودارهای ۳ با ۵ میتوان نتیجه گرفت که روند افزایشی یا کاهشی با دما که در حالت عمومی برای مقادیر میانگین ثوابت ماده k و H_A مشاهده می شود با روند حاکم بر هر یک از نمونهها بهصورت انفرادی مطابقت دارد. همچنین با توجه به انحنای موجود در منحنیهای نمودارهای ۲ و ۳ میتوان گفت که رفتار ویژگیهای نفوذپذیری و مدول تجمعی با دما بهصورت غیرخطی بوده و در دماهای بالاتر تغییرات این ویژگیها با دما محسوستر میشود. مقایسه مقادیر تنش، کرنش و نیز ضرایب ثابت k و H_A ارایه شده در جدول ۱ در دمای طبیعی بدن بز با دادههای موجود در ادبیات فن پژوهش *وکیلیتهامی* و همکاران^[29] که در دمای مشابه و با استفاده از آزمایش واهلش با اعمال کرنش فشاری ۵درصدی و دستیابی به تنش تعادلی حدود ۱۷/۵کیلوپاسکال در انتهای مرحله واهلش ۲۰دقیقهای حاصل شدهاند، از تطابق خوب میان نتایج حکایت داشته و مقادیر بهدستآمده را صحهگذاری نموده است.

بهمنظور بررسی میزان اثر دما بر نتایج تجربی بهدست آمده و ویژگیهای k و H_A از تحلیلهای آماری ANOVA که بر پایه بررسی واریانس استوار هستند استفاده شده است^[38]. نتایج تحلیلهای آماری برای هر دو پارامتر k و H_A با فرض سطح اطمینان ۹۵% (سطح معناداری ۵۵) در جدول ۲ ارایه شده اند. در

۲۴۹۰ فرید وکیلی تهامی و همکاران ـ

این جدول، *F* آماره محاسبهشده براساس دادههای موجود، *F*_{critical} مقدار ثابت بهدستآمده از جداول آماری براساس نوع آزمون و میزان سطح اطمینان و *P*-value مقدار احتمال سازگاری دادهها با شرط عدم وجود اختلاف معنادار بین میانگینها را نشان میدهد^[39]. همان طور که در جدول ۲ مشاهده میشود، نتایج تحلیلهای آماری بر وجود اختلافهای معنادار میان مقادیر میانگین نتایج تجربی بهدستآمده در دماهای مختلف برای هر دو پارامتر نفوذپذیری و مدول تجمعی تأکید نمودهاند.



نمودار ۱) برازش منحنی صورتگرفته بر روی دادههای تجربی در دماهای مختلف براساس پاسخ خزشی مدل دوفازی با استفاده از ثوابت ماده تجربی بهدستآمده



نمودار ۲) تغییرات مقادیر میانگین (با انحرافمعیار) تجربی بهدستآمده برای ضریب نفوذیذیری ماده با دما



نمودار ۳) تغییرات مقادیر میانگین (با انحرافمعیار) تجربی بهدستآمده برای مدول تجمعی ماده با دما





نمودار ۴) تغییرات مقادیر تجربی ضریب نفوذپذیری ماده برای هر یک از نمونههای آزمایشی در دماهای مختلف



نمودار ۵) تغییرات مقادیر تجربی مدول تجمعی ماده برای هر یک از نمونههای آزمایشی در دماهای مختلف

جدول ۱) مقادیر میانگین (با انحرافمعیار) تجربی بهدستآمده در دماهای مختلف برای پارامترهای نفوذپذیری و مدول تجمعی AF

دمای نمونه (℃)			• .[].	
۵۰	٣٩	۲.	پارامىر	
$\circ/\gamma \theta \pm \circ/\circ \gamma$	∘/\9 ± ∘/∘\	∘/۱۶ ± ∘/∘۱	نفوذپذیری (10 ⁻¹⁵ m ⁴ /Ns) نفوذپذیری	
\circ/γ + \circ/\circ	°/۳۵ ± ∘/∘۲	°/kA ∓ °/°k	مدول تجمعی (MPa)	
$\lambda/\Upsilon\Psi\pm\circ/\Upsilon\P$	${\rm dim}\pm{\rm oight}$	$\mu/\gamma1 \pm 0/\mu_{E}$	کرنش فشاری (%)	

جدول ۲) نتایج تحلیلهای آماری ANOVA برای پارامترهای نفوذپذیری و مدول تجمعی بهدستآمده در دماهای مختلف

پارامتر	نفوذپذیری (k)	مدول تجمعی (H _A)
F	174/47	۱۳۶/۵۰
F critical	٣/۵۵	٣/۵۵
P-value	\/λ₩×1∘ ^{-₩}	۱/۳٣×۱۰ ⁻ "
جود اختلاف معنادار ميان مقادير		1
بیانگین در دماهای مختلف (P<0.05)	•	v

بحث

با توجه به متفاوتبودن دمای کاری بافتها در بدن جانداران زنده با دمای معمول محیط آزمایشگاه، اطمینان از میزان اثر دمای بافت بههنگام انجام آزمایش بر نتایج تجربی حاصل امری لازم بهنظر میرسد. چرا که با توسعه روزافزون کاربرد مدلهای عددی، نیاز به وجود بانکهای داده دقیق برای شبیهسازی رفتار بافتهای

مختلف بهمنظور ساخت و یا توسعه اندامهای مصنوعی و یا ترمیم بافتهای آسیب دیده بیش از گذشته احساس میشود. از آنجا که دیسکهای بین مهرهای هنگام فعالیتهای روزمره، مدتزمان نسبتاً طولانی تحت بارها و یا وضعیتهای حرکتی مختلف قرار میگیرند، بررسی رفتار خزشی آنها از اهمیت ویژهای برخوردار است. از این رو، نمونههای آزمایشی AF به دست آمده از دمای متفاوت محیط آزمایشگاه، دمای طبیعی بدن بز و دمای «مای متفاوت محیط آزمایشگاه، دمای طبیعی بدن بز و دمای ماه درجه سانتی گراد مورد استفاده قرار گرفتهاند. آزمایش های تجربی خزش در شرایط فشار محدودشده با اعمال تنش فشاری برابر ۲۸/۲۸کیلوپاسکال به مدت ۹۰ دقیقه بر نمونههای آزمایش انجام شدهاند. سپس براساس پاسخ تحلیلی به دست آمده از تئوری دوفازی، با برازش منحنی بر روی دادههای تجربی در دماهای مختلف، مقادیر تجربی ثوابت ماده نفوذپذیری k و مدول تجمعی

با توجه به اینکه به بررسی تأثیر دما در رفتار بافت دیسک بین مهرهای یرداخته شده است، تصمیم بر آن بوده است تا در انتخاب دماهای انجام آزمایش تجربی، علاوهبر دمای کاری بافت که همان دمای طبیعی بدن (۳۹درجه سانتیگراد برای بز) است، هر دو محدوده بالاتر و پایینتر از این دما نیز در نظر گرفته شوند. از اینرو دمای ۲۰درجه سانتیگراد که دمای اتاق در محیط آزمایش بوده و میتواند دمای کاری برای آزمایشهایی باشد که بدون استفاده از محفظه دارای قابلیت تنظیم دما انجام میشوند، بهعنوان پایینترین دمای آزمایش انتخاب شده است. انتخاب حد بالای دمایی نیز با توجه به این مهم صورت گرفته است که با افزایش دما احتمال تجزیه ساختارهای پروتئینی موجود در بافت دیسک بین مهرهای وجود دارد. با توجه به اینکه در پژوهش *بلاویا* و همکاران^[40] دمای شروع تجزیه ساختارهای پروتئینی در بافتهای مشابه ۶۰ تا ۲۰درجه سانتیگراد گزارش شده است بهمنظور اطمینان از عدم بروز تغییرات ساختاری در نمونه آزمایشی، دمای ۵۰درجه سانتیگراد بهعنوان بالاترین دمای آزمایش انتخاب شده است. توجه به این نکته نیز ضروری است که امکان اندازهگیری تفاوت رفتار خزشی دیسک بین مهرهای در اختلاف دمای کم (۳±درجه سانتیگراد که در بدن انسان وجود دارد) به کمک سامانه های آزمایشی بسیار دشوار است. لذا عموماً در آزمایشهای تجربی از اختلاف دمای بیشتر استفاده میشود و پس از تعیین میزان وابستگی خواص، میتوان با استفاده از روشهای درونیابی، مقدار این پارامترها را در محدوده دمای کوچکتری تقريب نمود.

دادههای تجربی حاصل از آزمایشهای خزش در دماهای مختلف به همراه منحنی برازششده براساس حل تحلیلی خزشی مدل دوفازی در نمودار ۱ نشان داده شده است. با توجه به یکسانبودن تمامی شرایط نمونهها بههنگام انجام آزمایشها، تنها عامل موثر بر پاسخ خزشی متفاوت آنها دمای بافت در نظر گرفته شده است. نتایج

<u>ب برسی تحلیلی و تجربی رفتار خزشی بافت دیسک بین مهرهای با تأثیرپذیری از دما ۲۴۹۱</u> ارایهشده در نمودار ۱ نشان میدهند که تحت بار اعمالی برابر، با افزایش دما، مقدار جابهجایی و در نتیجه کرنش فشاری نمونهها افزایش یافته است. دلیل این رفتار را میتوان این گونه بیان نمود

افزایش یافته است. دلیل این رفتار را میتوان این گونه بیان نمود که با توجه به دادههای موجود در پژوهشهای پیشین^[41] برای تأثير دما در تغييرات لزجت سيال، با افزايش دما از ۲۰ به ۵۰درجه سانتیگراد، لزجت سیال حدود ۴۵% کاهش یافته است؛ در نتیجه با کاهش اصطکاک عبوری سیال، فشار منفذ نیز در داخل ماده کاهش یافته و کاهش مقاومت داخلی در برابر تغییر شکل را به دنبال داشته است که این امر به مفهوم کاهش ویژگی مدول تجمعی HA با افزایش دما است. علاوهبر این، براساس دادههای موجود در مطالعه تورزيلی^[42] افزايش دما موجب سستشدن پیوندهای ساختاری بافت و جابهجاشدن آب موجود در فضاهای محصور میانی به فضاهای آزاد بافت می شود که با اعمال تغییرات ساختاری موضعی و نیز افزایش سهم فضای استقرار آب در بافت، تضعیف فاز جامد را بهدنبال دارد. این تضعیف پیوندهای ساختاری، نهتنها منجر به کاهش مقاومت داخلی فاز جامد و در نتیجه کاهش ویژگی مدول تجمعی میشود؛ بلکه از طرف دیگر بهدنبال افزایش سهم فضای استقرار آب در بافت و نیز انبساط نسبی بیشتر بافت در دماهای بالاتر، عبور راحت تر فاز مایع از میان k فاز جامد را میسر نموده است که با افزایش ویژگی نفوذپذیری سازگار است. در حقیقت بررسیهای تجربی نشان میدهند که این تغییرات نهتنها بهدلیل تغییر لزجت آب یا مایع، بلکه بهدلیل اثر مضاعف آن در رفتار ساختاری بافت توأم با مایع درون آن هستند. نتایج ارایهشده در نمودارهای ۲ تا ۵ نیز تاییدکننده این روند در حالت عمومی و نیز برای هر یک از نمونهها بهصورت انفرادی هستند.

نکته مهم دیگری که از منحنیهای نمودارهای ۱ تا ۳ بهدست میآید، رفتار غیرخطی بافت دیسک بین مهرهای با تغییرات دما است. همان طور که در نمودار ۱ مشاهده می شود، با افزایش ۹۵درصدی دما از ۲۰ به ۳۹درجه سانتیگراد مقدار جابهجایی نمونه تحت بار اعمالی یکسان حدود ۳۰% افزایش یافته است و این در حالی است که با افزایش حدود ۲۸درصدی دما از ۳۹ به ۵۰درجه سانتیگراد، افزایش حدود ۶۰درصدی مقدار جابهجایی قابل مشاهده است. در نمودار ۲ نیز بهازای همان افزایش دماهای ۲۰ تا ۳۹ و نیز ۳۹ تا ۵۰درجه سانتیگراد ویژگی نفوذپذیری k بهترتیب ۲۰ و ۵۰% افزایش یافته است. در نمودار ۳ روند غیرخطی از نوع کاهشی اما باز هم با شدت بیشتر در دماهای بالاتر مشاهده میشود، بهطوری که مقدار ویژگی مدول تجمعی برای افزایش دمای ۲۰ تا ۳۹درجه سانتیگراد کاهش ۲۵درصدی و برای ۳۹ تا ۵۰درجه سانتیگراد کاهش ۴۰درصدی از خود نشان میدهد. تمامی این موارد تاییدی دوباره بر رفتار غیرخطی بافت دیسک بین مهرهای با تغییرات دما بوده و نشان دادهاند که با افزایش دما بر شدت این رفتار افزوده میشود. همچنین، با بررسی نتایج ارایهشده در نمودار ۵، دامنه تغییرات بیشتری برای مدولهای تجمعی

۲۴۹۲ فرید وکیلی تهامی و همکاران ـــ

بهدست آمده در دمای ۲۰درجه سانتی گراد که بهصورت تعادلی با دمای محیط آزمایشگاه و بدون بهره گیری از محفظه عایق برقرار شده است، در مقایسه با مقادیر بهدست آمده در دماهای ۳۹ و ۰۵درجه سانتی گراد که بهصورت دقیقتر و با استفاده از محفظه خارجی عایق تنظیم شده اند مشاهده می شود. این امر بهدلیل امکان نوسان اندک دمای محیط آزمایشگاه در طول آزمایش (حدود ۲درجه سانتی گراد) است که می تواند بیانگر اهمیت و حساسیت وابستگی رفتار خزشی دیسک بین مهره ای به دما براساس نتایج آزمایش های تجربی باشد.

هر چند استفاده از نمونههای حیوانی در انجام آزمایشهای تجربی بهعنوان یک محدودیت بهشمار میرود اما با توجه به دشواریها و محدودیتهای موجود در تهیه بافتهای انسانی امری ناگزیر بهنظر میرسد. با این وجود تلاش شده است تا با انجام بررسیهای لازم، با انتخاب نمونههایی که بیشترین شباهت را به دیسکهای بین مهرهای انسان دارند شرایط واقعیتری برای آزمایشهای تجربی فراهم شود. تحقیقات بافتشناسی، نمونههای مختلفی را برای این منظور پیشنهاد نمودهاند اما در این میان، نمونههای استحصالی از گوسفند و میمون بیشترین شباهت را از نظر بافتی دارا بودند^[43-45]. در این میان، انتخاب نمونههای گوسفندی برای استفاده در آزمایشهای تجربی با توجه به امکان دسترسی بیشتر در مقایسه با میمون گزینه مناسبتری بهنظر میرسد. علی رغم تمامی شباهتهای موجود میان دیسکهای بین مهرهای انسانی و گوسفندی، میزان انحنای صفحات غضروفی آنها کمی با یکدیگر متفاوت است؛ به این صورت که صفحات طرفین خارجی دیسکهای گوسفندی دارای انحنا هستند حال آنکه در دیسکهای انسانی این صفحات تقریباً مسطح هستند. تحقیقات انجامشده توسط محققان مراكز پزشكى دانشگاه آمستردام نشان دادهاند که دیسکهای بین مهرهای بز علاوهبر برخورداری از ویژگیهای بافتی مشابه دیسکهای گوسفندی، دارای صفحات غضروفی مسطحتری نسبت به آنها هستند^[46]. از اینرو برای انجام آزمایشهای تجربی خزش، دیسکهای بین مهرهای بز بهعنوان نمونه جایگزین مناسب حیوانی^[47, 48] انتخاب شده است. همچنین با وجود اینکه بافت دیسک بین مهرهای نیز همانند بسیاری از بافتهای دیگر بدن، دارای ساختاری ناهمسانگرد است اما بهمنظور سادهسازی مساله، حل تحلیلی با فرض همسانگردبودن بافت صورت گرفته است و میتواند بهعنوان محدودیتی دیگر در نظر گرفته شود. البته مبنای اصلی این فرض، پژوهش *کورتس* و همکاران^[49] بوده است که به بررسی تغییرات خواص ماده در موقعیتها و نیز در راستاهای مختلف دیسک بین مهرهای پرداختهاند و با وجود ارایه نتایجی در تایید متفاوتبودن خواص در موقعیتها و نیز در راستای ضخامت بافت دیسک بین مهرهای از معنادارنبودن این تفاوتها برای نمونههای استحصالی از موقعیتهای مختلف خبر دادهاند. به همین دلیل نیز از فرض همسانگردبودن بافت در راستای ضخامت استفاده شده است.

با توجه به موارد و محدودیتهای یادشده، در آینده انجام پژوهشی مشابه در صورت امکان با استفاده از نمونههای انسانی و مقایسه نتایج با روند گزارششده خالی از لطف نخواهد بود. همچنین اعمال فرض ناهمسانگردی در حل مساله علاوهبر فراهمآوردن شرایطی نزدیکتر به واقعیت بافت، منجر به افزایش دقت مدلسازی خواهد شد و از اینرو میتواند بهعنوان پیشنهاد دیگری برای پژوهشهای آتی در نظر گرفته شود.

نتيجەگىرى

بافت دیسک بین مهرهای دارای ساختاری دوفازی است و کنشهای بین دو فاز جامد و مایع نقش اساسی در رفتار مکانیکی بافت ایفا میکنند. بهمنظور بررسی رفتار خزشی، از حلها تحلیلی برای تعیین ثابتهای ماده بهره گرفته شده است. نتایج تجربی بهدستآمده، از افزایش مقدار ویژگی نفوذپذیری k و کاهش مدول تجمعی H با افزایش مقدار ویژگی نفوذپذیری k و کاهش مدول به معناداربودن اختلاف میان مقادیر میانگین در دماهای مختلف برای هر دو پارامتر k و H براساس تحلیلهای آماری مورتگرفته، اثر قابل توجه دما بر رفتار خزشی بافت دیسک بین مهرهای قابل استنباط است. از اینرو هنگام انجام آزمایشهای تجربی، فراهمآوردن شرایط دمایی مشابه شرایط واقعی بافت در بهدستآمده داشته باشد.

تشکر و قدردانی: نویسندگان بدین وسیله مراتب سپاسگزاری خود را از مهندس *ساناز سعادتمند هاشمی*، دکتر *کای امانوئل* و دکتر *کریستین روستنبورخ* اعضای تیم تحقیقاتی آزمایشگاه بیومکانیک مراکز پزشکی دانشگاه آمستردام اعلام میدارند که در زمینه انجام آزمایشهای تجربی این پژوهش هماهنگیها و راهنماییهای ارزشمندی را ارایه نمودهاند.

تاییدیه اخلاقی: صحت و اصالت نتایج بهدستآمده توسط نویسندگان تایید شده است.

تعارض منافع: هیچ گونه تعارض منافعی با شخص و سازمانی وجود ندارد.

سهم نویسندگان: فرید وکیلیتهامی (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/روششناس/پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۳۰%)؛ محمدرضا خوشروان (نویسنده دوم)، روششناس/پژوهشگر کمکی (۱۰%)؛ تئودور هنریاسمیت (نویسنده سوم)، روششناس/پژوهشگر کمکی (۲۰%)؛ اکبر رسولیان (نویسنده چهارم)، روششناس/پژوهشگر اصلی/تحلیلگر آماری/نگارنده بحث (۴۰%).

منابع مالی: هزینه قابل ذکری صورت نگرفته است.

منابع

1- Murray CJL, Barber RM, Foreman KJ, Ozgoren AA, Abd-Allah F, Abera SF, et al. Global, regional, and national disability-adjusted life years (DALYs) for 306 diseases and injuries and healthy life expectancy (HALE) for 188 countries, 1990–2013: quantifying the epidemiological transition. The Lancet. 2015;386(10009):2145-2191. ـ بررسی تحلیلی و تجربی رفتار خزشی بافت دیسک بین مهرهای با تأثیرپذیری از دما ۲۴۹۳

18- Castro AP, Wilson W, Huyghe JM, Ito K, Alves JL. Intervertebral disc creep behavior assessment through an open source finite element solver. Journal of Biomechanics. 2014;47(1):297-301.

19- Schmidt H, Bashkuev M, Galbusera F, Wilke HJ, Shirazi-Adl A. Finite element study of human lumbar disc nucleus replacements. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2014;17(16):1762-1776.

20- Velísková P, Bashkuev M, Shirazi-Adl A, Schmidt H. Computational study of the role of fluid content and flow on the lumbar disc response in cyclic compression: Replication of in vitro and in vivo conditions. Journal of Biomechanics. 2018;70:16-25.

21- Palmer EI, Lotz JC. The compressive creep properties of normal and degenerated murine intervertebral discs. Journal of Orthopaedic Research. 2004;22(1):164-169.

22- Nikkhoo M, Wang JL, Parnianpour M, El-Rich M, Khalaf K. Biomechanical response of intact, degenerated and repaired intervertebral discs under impact loading–Ex-vivo and In-Silico investigation. Journal of Biomechanics. 2018;70:26-32.

23- Mosayebi M, Mojra A. Assessing time-dependent response of intact and degenerated cervical intervertebral discs by employing a poroviscoelastic model based on experimental relaxation data. Iranian Journal of Biomedical Engineering. 2019;13(1):31-44. [Persian]

24- Smit TH, Odgaard A, Schneider E. Structure and function of vertebral trabecular bone. Spine. 1997;22(24):2823-2833.

25- Holmes MH, Lai WM, Mow VC. Singular perturbation analysis of the nonlinear, flow-dependent compressive stress relaxation behavior of articular cartilage. Journal of Biomechanical Engineering. 1985;107(3):206-218.

26- Holmes MH. Finite deformation of soft tissue: analysis of a mixture model in uni-axial compression. Journal Biomechanical Engineering. 1986;108(4):372-381.

27- Mow VC, Kuei SC, Lai WM, Armstrong CG. Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: Theory and experiments. Journal of Biomechanical Engineering. 1980;102(1):73-84.

28- Mow VC, Holmes MH, Lai WM. Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: A review. Journal of Biomechanics. 1984;17(5):377-394.

29- Vakili-Tahami F, Khoshravan M, H. Smit T, Rasoulian A. The anisotropic effect of intervertebral disc tissue in confined compression test. Modares Mechanical Engineering. 2020;20(5):1115-1126. [Persian]

30- Schiff JL. The laplace transform: Theory and applications. Berlin: Springer Science & Business Media; 1999.

31- Oberhettinger F, Badii L. Tables of Laplace transforms. Berlin: Springer Science & Business Media; 1973.

32- Vakil-Tahami F, Rasoulian A, Mohammad Alizadeh Fard A. Obtaining the creep constitutive parameters for the layers of butt-welded 1.25 Cr0. 5Mo pipe. Modares Mechanical Engineering. 2015;15(9):407-416. [Persian]

33- Vakili-Tahami F, Hassannejad Qadim R, Rasoulian A. Pareto discrete-continuous optimization of Sikorsky ASH-3D helicopter main gearbox. Modares Mechanical Engineering. 2015;14(16):170-180. [Persian]

34- Saadatmand Hashemi S, Asgari M. Development and calibration of 3D constitutive equations for nonlinear passive multi-axial finite deformations of skeletal

2- Hart LG, Deyo RA, Cherkin DC. Physician office visits for low back pain. Frequency, clinical evaluation, and treatment patterns from a US national survey. Spine. 1995;20(1):11-19.

3- Jacobs JJ, Andersson GB, Bell JE, Weinstein SL, Dormans JP, Gnatz SM, et al. Spine: Low back and neck pain, in United State bone and joint initiative the burden of musculoskeletal disease in the United States. American Academy of Orthopedic Surgeons. 2011:21-56. 4- Murray CJ, Vos T, Lozano R, Naghavi M, Flaxman AD, Michaud C, et al. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990–2010: A systematic analysis for the global burden of disease study 2010. The Lancet. 2012;380(9859):2197-2223.

5- Cheung KMC, Karppinen J, Chan D, Ho DWH, Song YQ, Sham P, et al. Prevalence and pattern of lumbar magnetic resonance imaging changes in a population study of one thousand forty-three individuals. Spine. 2009;34(9):934-940.

6- Wang Y, Videman T, Battié MC. ISSLS prize winner: Lumbar vertebral endplate lesions associations with disc degeneration and back pain history. Spine. 2012;37(17):1490-1496.

7- Raj PP. Intervertebral disc: Anatomy-physiologypathophysiology-treatment. Pain Practice. 2008;8(1):18-44.

8- Kelsey JL, White AA. Epidemiology and impact of low-back pain. Spine. 1980;5(2):133-142.

9- Natali AN. A hyperelastic and almost incompressible material model as an approach to intervertebral disc analysis. Journal of Biomedical Engineering. 1991;13(2):163-168.

10- Wagnac E, Arnoux PJ, Garo A, El-Rich M, Aubin CE. Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads. Journal of Biomechanical Engineering. 2011;133(10):101007.

11- Holmes MH, Mow VC. The nonlinear characteristics of soft gels and hydrated connective tissues in ultrafiltration. Journal of Biomechanics. 1990;23(11):1145-1156.

12- Ateshian GA, Warden WH, Kim JJ, Grelsamer RP, Mow VC. Finite deformation biphasic material properties of bovine articular cartilage from confined compression experiments. Journal of Biomechanics. 1997;30(11-12):1157-1164.

13- Best BA, Guilak F, Setton LA, Zhu W, Saed-Nejad F, Ratcliffe A, et al. Compressive mechanical properties of the human anulus fibrosus and their relationship to biochemical composition. Spine. 1994;19(2):212-221.

14- Skaggs DL, Weidenbaum M, Iatridis JC, Ratcliffe A, Mow VC. Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar anulus fibrosus. Spine. 1994;19(12):1310-1319.

15- Frijns AJH, Huyghe JM, Janssen JD. A validation of the quadriphasic mixture theory for intervertebral disc tissue. International Journal of Engineering Science. 1997;35(15):1419-1429.

16- Wagner DR, Lotz JC. Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus. Journal of Orthopaedic Research. 2004;22(4):901-909.

17- Nikkhoo M, Haghpanahi M, Wang JL, Parnianpour M. A poroelastic finite element model to describe the timedependent response of lumbar intervertebral disc. Journal of Medical Imaging and Health Informatics. 2011;1(3):246-251. the sheep spine and its comparison to the human spine. The Anatomical Record. 1997;247(4):542-555.

44- Kandziora F, Pflugmacher R, Scholz M, Schnake K, Lucke M, Schröder R, et al. Comparison between sheep and human cervical spines: an anatomic, radiographic, bone mineral density, and biomechanical study. Spine. 2001;26(9):1028-1037.

45- Beckstein JC, Sen S, Schaer TP, Vresilovic EJ, Elliott DM. Comparison of animal discs used in disc research to human lumbar disc: Axial compression mechanics and glycosaminoglycan content. Spine. 2008;33(6):166-173.

46- Hoogendoorn RJ, Wuisman PI, Smit TH, Everts VE, Helder MN. Experimental intervertebral disc degeneration induced by chondroitinase ABC in the goat. Spine. 2007;32(17):1816-1825.

47- Krijnen MR, Mensch D, Van Dieen JH, Wuisman PI, Smit TH. Primary spinal segment stability with a standalone cage: In vitro evaluation of a successful goat model. Acta Orthopaedica. 2006;77(3):454-461.

48- Emanuel KS, Van Der Veen AJ, Rustenburg C, Smit TH, Kingma I. Osmosis and viscoelasticity both contribute to time-dependent behaviour of the intervertebral disc under compressive load: A caprine in vitro study. Journal of Biomechanics. 2018;70:10-5.

49- Cortes DH, Jacobs NT, DeLucca JF, Elliott DM. Elastic, permeability and swelling properties of human intervertebral disc tissues: A benchmark for tissue engineering. Journal of Biomechanics. 2014;47(9):2088-2094.

muscles. Modares Mechanical Engineering. 2016;16(9):298-306. [Persian]

35- Chatterjee S, Hadi AS. Regression analysis by example. Hoboken: John Wiley & Sons; 2006.

36- Vakili-Tahami F, Rasoulian A, Saadatmand Hashemi S. Optimization methods for the weight of Agusta helicopter main gearbox. Journal of Mechanical Engineering. 2018;48(3):347-354. [Persian]

37- Saadatmand Hashemi S, Asgari M, Rasoulian A. An experimental study of nonlinear rate-dependent behaviour of skeletal muscle to obtain passive mechanical properties. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2020;234(6):590-602.

38- Oehlert GW. A first course in design and analysis of experiments. New York: Freeman WH and Company; 2010.

39- Bohm G, Zech G. Introduction to statistics and data analysis for physicists. Hamburg: Desy; 2010.

40- Bellavia G, Giuffrida S, Cottone G, Cupane A, Cordone L. Protein thermal denaturation and matrix glass transition in different protein–trehalose–water systems. The Journal of Physical Chemistry B. 2011;115(19):6340-6346.

41- Chen SF, Chan RC, Read SM, Bromley LA. Viscosity of sea water solutions. Desalination. 1973;13(1):37-51.

42- Torzilli PA. Influence of cartilage conformation on its equilibrium water partition. Journal of Orthopaedic Research. 1985;3(4):473-483.

43- Wilke HJ, Kettler A, Wenger KH, Claes LE. Anatomy of