Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 58(3) (2026) 407-426
DOI: 10.22060/mej.2026.25414.7949

Finite Element Analysis of the Mechanical Behavior of the Periodontal Ligament Using a Poro-Transversely Isotropic Hyperplastic Biphasic Model

Hassan Asadi Gilakjani , Kimia Salehinejad Chayjani [2]

Department of Solid Mechanics, Faculty of Mechanical Engineering, University of Guilan, Rasht, Iran.

ABSTRACT: The periodontal ligament as a mechanical connection between the tooth and the bone, plays a fundamental role in transmitting and absorbing chewing loads, distributing stress in the alveolar bone, and facilitating tooth movement during orthodontic treatments. This tissue exhibits time-dependent mechanical behavior due to its complex structure, which includes a network of oriented collagen fibers and a porous, fluid-saturated environment. Therefore, a detailed understanding of the mechanical behavior of the periodontal ligament, especially considering its two-phase performance, is one of the most challenging topics in the field of dental biomechanics. In the present study, the analysis of the biphasic mechanical behavior of the periodontal ligament under orthodontic loading conditions was investigated using the finite element method. In this analysis, the hydro-mechanical coupling theory has been used to simulate the interaction of the solid phase and the fluid within the ligament. Also, the theory of transverse isotropic hyper elasticity has been used as an innovation of this research in modeling the solid phase behavior of collagen fibers, which has led to the implementation of the UMAT subroutine in the ABAQUS software. The results of this simulation show that simultaneously considering hydro mechanical effects and spatial orientation of fibers within a comprehensive and flexible framework as an efficient analytical tool in dental biomechanics, allows for more accurate prediction of mechanical responses of teeth to orthodontic forces.

Review History:

Received: Jan. 31, 2026
Revised: Jul. 19, 2026
Accepted: Aug. 22, 2026
Available Online: Sep. 21, 2026

Keywords:

Periodontal Ligament
Biphasic Model
Finite Element Method
Transversely Isotropic Poro-Hyper-elastic
Hydro-Mechanical Coupling

1- Introduction

The periodontal ligament (PDL) is a soft connective tissue situated between the tooth root and the alveolar bone, serving dual roles in tooth anchorage and the absorption and redistribution of occlusal forces across the jaw[1, 2]. Composed of 57% solid phase and 43% interstitial fluid, its complex architecture - comprising collagen fibers, blood vessels, and interstitial fluid - gives rise to time-dependent, biphasic mechanical behavior. Early linear elastic models failed to capture the nonlinear stress-strain relationship and time dependency of PDL response, prompting more advanced approaches following the introduction of finite element methods in the 1970s; notably, van Driel demonstrated the significant contribution of fluid pressure to long-term orthodontic tooth displacement[3]. Natali proposed the use of multiphase formulations that took into account the presence of liquid phases and blood vessels in the extracellular context[4]. Subsequent viscoelastic and multiphasic poroelastic models, including hyper elastic formulations of the solid matrix, have progressively improved the fidelity of PDL simulation. The present study employs a multiphasic theoretical framework to evaluate the mechanical response of the tooth-PDL-alveolar bone complex under transverse orthodontic loading, with particular focus on stress distribution, interstitial fluid pressure, and tooth displacement, incorporating a transversely isotropic hyper elastic constitutive model for the solid phase to account for collagen fiber orientation.

2- Methodology

In this study, the finite element method (FEM) was employed to model the complex biomechanical behavior of the periodontal ligament (PDL) under transverse orthodontic loading. Given the biphasic nature of this tissue -comprising a solid matrix and an interstitial fluid phase the theory of poroelasticity was adopted to simulate the hydromechanical coupling and interaction between the two phases. The governing equations of this system consist of the stress equilibrium equation and the fluid continuity equation, which together link the pore pressure distribution and tissue deformation over time[5]. The solid phase of the PDL was modeled using a transversely isotropic hyperelastic formulation based on the Holzapfel strain energy density function.The strain energy function in this formulation is decomposed into two contributions: an isotropic term

*Corresponding author's email: hasadi@guilan.ac.ir

Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.

associated with the ground matrix, and an anisotropic term representing the collagen fiber reinforcement[6].

$$W = W_{vol} + W_{iso} = W_{vol} + W_m + W_{fib} \quad (1)$$

To implement this nonlinear, coupled constitutive behavior within the finite element software ABAQUS, a user material subroutine (UMAT) was developed and integrated into the solver.

In the modeling procedure, the three-dimensional geometry comprising the tooth, the PDL, and the alveolar bone was reconstructed and assembled. boundary conditions were defined such that the jawbone was fully constrained at its base, while the orthodontic load was applied to the crown of the tooth. To enable the simultaneous analysis of fluid flow and solid deformation, three-dimensional porous elements possessing pore pressure degrees of freedom- C3D4P element type-were used to discretize the PDL domain [7].

3- Results and Discussion

The biomechanical response of the tooth-periodontal ligament (PDL) - bone complex under loading was extracted through time-dependent analyses. Examination of the stress distribution, displacement field, and interstitial fluid pressure yielded notable results:

Interstitial fluid pressure: In the initial moments following load application, owing to the near-incompressibility of the fluid, the interstitial fluid bore the predominant share of the compressive load. This resulted in a sharp rise in pore pressure within the compression zones. Over time, as the fluid gradually exuded toward the surrounding bone and adjacent regions (fluid exudation), pressure relaxation occurred, and the mechanical load was progressively transferred to the solid phase and the collagen fiber network.

Displacement field: The analyses revealed that tooth movement is strongly dependent on the biphasic behavior of the PDL. During the initial phase, the rate of displacement was markedly slow; as fluid exudation proceeded, the deformation of the soft tissue increased until a steady-state condition was reached. The transversely isotropic model confirmed that tissue resistance to displacement along the direction of the collagen fibers is substantially greater than in directions perpendicular to them.

Stress analysis in the solid phase: Examination of the von Mises stress field indicated that the collagen fibers on the tension side became strongly activated and, by bearing the major portion of the load, prevented excessive tooth displacement. The highest stress concentrations were observed in the cervical and apical regions. The use of the transversely isotropic hyperelastic model produced a considerably more realistic stress distribution compared to linear single-phase models, thereby avoiding the generation of exaggerated stress values within the model.

Fig. 1. System after discretizing.

4- Conclusions

In this study, the mechanical behavior of the periodontal ligament (PDL) under orthodontic loading was investigated using a hydro-mechanically coupled biphasic model, in which the solid matrix was represented as a nonlinear, fibrous, transversely isotropic hyper elastic load application and recovery up. The results of this analysis show that:

- The time-dependent response of the ligament, including gradual displacement (creep) during load application and recovery upon load removal, arises from fluid movement within the tissue.
- The greatest displacement occurs at the tooth crown, which is able to move more freely than other regions.
- In contrast, the middle third of the root, recognized as the tooth's center of resistance, exhibits the smallest displacement. This finding can be particularly useful for accurately locating the center of resistance in orthodontic tooth movement.
- The transversely isotropic hyperelastic model developed for the solid phase of the PDL revealed that fiber orientation angle has a significant influence on the mechanical behavior of the ligament.
- Fibers with smaller angles (closer to the horizontal axis) are oriented nearly along the direction of the applied force and are therefore engaged in tension earlier, which increases ligament stiffness and reduces overall tooth displacement. At the same time, because the tissue becomes stiffer, less space remains available for fluid movement; as a result, the fluid becomes more confined and the interstitial (hydrostatic) fluid pressure increases.
- Fibers with larger angles (closer to the vertical axis), which are initially oriented obliquely relative to the applied force before being stretched, offer less resistance to tooth movement, resulting in greater displacement. In this case, the ligament behaves more compliantly and undergoes greater deformation, which increases the space available for fluid movement and consequently reduces interstitial fluid pressure, as the fluid has greater opportunity to be exuded.
- Under real physiological and anatomical conditions, the collagen fiber architecture of the PDL is highly

heterogeneous, with fiber orientation and arrangement varying by spatial location across different regions (such as the cervical, middle, and apical zones, as well as around the root circumference). Accordingly, future research incorporating structural models with spatially variable and heterogeneous fiber orientations, based on precise experimental and histological data, could yield more realistic predictions and enhance the biomechanical accuracy of the mod.

References

[1] S.W. McCormack, U. Witzel, P.J. Watson, M.J. Fagan, F. Gröning, The biomechanical function of periodontal ligament fibres in orthodontic tooth movement, Plos one, 9(7) (2014) e102387.

[2] X. Wen, F. Pei, Y. Jin, Z. Zhao, Exploring the mechanical and biological interplay in the periodontal ligament, International Journal of Oral Science, 17(1) (2025) 23.

[3] W. Van Driel, E. Van Leeuwen, L. Blankevoort, J. Von den Hoff, J. Maltha, Time dependent displacement of the tooth in response to orthodontic forces, (1998).

[4] A.N. Natali, P.G. Pavan, B.A. Schrefler, S. Secchi, A Multi-Phase Media Formulation for Biomechanical Analysis of Periodontal Ligament*, Meccanica, 37(4-5) (2002) 407–418.

[5] M. Bergomi, J. Cugnoni, M. Galli, J. Botsis, U.C. Belser, H.A. Wiskott, Hydro-mechanical coupling in the periodontal ligament: A porohyperelastic finite element model, Journal of biomechanics, 44(1) (2011) 34–38.

[6] G.A. Holzapfel, T.C. Gasser, R.W. Ogden, A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models, Journal of elasticity and the physical science of solids, 61(1) (2000) 1–48.

[7] M. Ashrafi, F. Ghalichi, B. Mirzakouchaki, I. Zoljanahi Oskui, Numerical simulation of hydro-mechanical coupling of periodontal ligament, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 234(2) (2020) 171–178.

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۸، شماره ۳، سال ۱۴۰۵، صفحات ۴۰۷ تا ۴۲۶
DOI: 10.22060/mej.2026.25414.7949

تحلیل اجزای محدود رفتار مکانیکی لیگامان پریودنتال با استفاده از مدل دوفازی پورو-هایپرالاستیک همسانگرد عرضی

حسن اسدی گیلاکجانی*، کیمیا صالحی‌نژاد چایجانی

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان، رشت، ایران.

خلاصه: لیگامان پریودنتال به عنوان یک اتصال مکانیکی میان دندان و استخوان، نقش اساسی در انتقال و جذب بارهای جویدن، توزیع تنش در استخوان آلوئول و تسهیل حرکت دندان در طول درمان‌های ارتودنسی ایفا می‌کند. این بافت، به دلیل برخورداری از ساختاری پیچیده شامل شبکه‌ای از الیاف جهت‌دار کلاژن و محیطی متخلخل و اشباع از سیال، رفتار مکانیکی وابسته به زمان از خود نشان می‌دهد. از این‌رو، درک دقیق رفتار مکانیکی این بافت، به‌ویژه در نظر گرفتن عملکرد دوفازی آن، یکی از چالش‌برانگیزترین موضوعات در حوزه بیومکانیک دندان به شمار می‌رود. در پژوهش حاضر، تحلیل رفتار مکانیکی دوفازی لیگامان پریودنتال تحت شرایط بارگذاری ارتودنسی با استفاده از روش اجزای محدود مورد بررسی قرار گرفته است. در این تحلیل، از تئوری کوپلینگ هیدرومکانیکی به‌منظور شبیه‌سازی اندرکنش فاز جامد و سیال درون لیگامان استفاده شده است. همچنین، در مدل‌سازی رفتار فاز جامد الیاف کلاژنی از نظریه هایپرالاستیسیته همسانگرد عرضی بعنوان نوآوری این پژوهش بهره گرفته شده که منجر به پیاده‌سازی سابروتین یومت در نرم‌افزار آباکوس شده است. نتایج این شبیه‌سازی نشان می‌دهد که لحاظ نمودن همزمان اثرات هیدرومکانیکی و جهت‌گیری فضایی الیاف، در یک چارچوب جامع و منعطف به عنوان یک ابزار تحلیلی کارآمد در بیومکانیک دندانی امکان پیش‌بینی دقیق‌تر پاسخ‌های مکانیکی دندان به نیروهای ارتودنسی را فراهم می‌کند.

تاریخچه داوری:
دریافت: ۱۴۰۴/۱۱/۱۱
بازنگری: ۱۴۰۵/۰۴/۲۸
پذیرش: ۱۴۰۵/۰۵/۳۱
ارائه آنلاین: ۱۴۰۵/۰۶/۳۰

کلمات کلیدی:
لیگامان پریودنتال
مدل دوفازی
روش المان محدود
پورو-هایپرالاستیک همسانگرد عرضی
کوپلینگ هیدرومکانیکی

۱- مقدمه

لیگامان پریودنتال[1] (PDL) بافتی نرم و همبند است که بین ریشه دندان و استخوان آلوئول قرار می‌گیرد. این لیگامان علاوه بر تثبیت دندان در جایگاه خود، وظیفه جذب و توزیع نیروهای اکلوزال[2] (ناشی از جویدن) بر روی استخوان فک را نیز بر عهده دارد. (PDL) همچنین نقش مهمی در بازسازی استخوان آلوئول و تطابق مکانیکی دندان با تغییرات کشش یا فشار اطراف ریشه ایفا می‌کند. این تطابق برای حفظ انسداد[3] بهینه و حرکت کارآمد دندان در درمان‌های ارتودنسی حیاتی است. از این رو، بررسی نحوه انتقال نیروها به ریشه دندان و بافت‌های پیرامونی آن از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است[۱, ۲] .

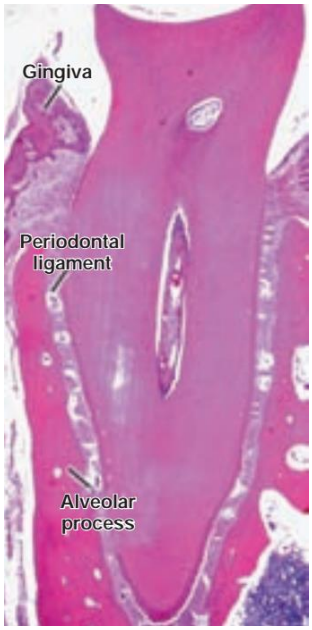
درک رفتار لیگامان پریودنتال با بهره‌گیری از رویکردهای تجربی، تحلیلی و عددی، از دیرباز موضوع مهمی در حوزه بیومکانیک دندان بوده است. شناسایی خواص ماده و رفتار این بافت برای کاربردهای بالینی، از جمله درمان‌های ایمپلنت، ضروری است؛ زیرا در فرآیند جایگذاری پروتز، این لیگامان از بین می‌رود و طراحی ایمپلنت باید به گونه‌ای باشد که عملکردی مشابه دندان طبیعی فراهم آورد[۴].

برخلاف بسیاری از لیگامان‌های دیگر، (PDL) بسیار پرخون و پرسلول است که نقش مهمی در تأمین مواد مغذی و ترمیم بافتی دارد. این لیگامان از ۵۷ درصد فاز جامد و ۴۳ درصد فاز مایع بینابینی تشکیل شده است که این ترکیب به آن خاصیت مکانیکی و زیستی منحصربه‌فردی می‌بخشد. این لیگامان به دلیل ساختار پیچیده خود، که شامل الیاف کلاژن، عروق خونی و مایع میان‌بافتی است، رفتاری دوفازی و وابسته به زمان از خود نشان می‌دهد[۵]. مطالعات اولیه بر روی مدل‌های الاستیک خطی متمرکز بودند اما، رفتار غیرخطی میان تنش و کرنش و وابستگی زمانی این مدل‌ها، توصیف دقیق پاسخ بیومکانیکی (PDL) را محدود می‌کرد [۶]. با توسعه

1. Periodontal Ligament or (PDL)
2. Occlusal
3. Occlusion

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: hasadi@guilan.ac.ir

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.



شکل ۱. دندان، (PDL) و استخوان آلوئول [۳].

Fig. 1. Tooth, periodontal ligament (PDL), and alveolar bone[3].

روش‌های عددی، به‌ویژه روش اجزای محدود در دهه ۱۹۷۰، امکان تحلیل‌های پیشرفته‌تر فراهم آمد[۷, ۸]. فن دریل با در نظر گرفتن تأثیر فشار سیال، جابجایی دندان را تحت بارهای بلندمدت ارتودنسی بررسی کرد و به نقش چشمگیر فشار سیال در این پدیده اشاره نمود[۹].

محققان به بررسی رفتارهای ویسکوالاستیک (PDL)، از جمله هیسترزیس، خزش و آرام‌سازی تنش[1] پرداخته‌اند تا عملکرد حمایتی این بافت را بهتر درک کنند [۱۰–۱۴]. این مدل‌ها، حرکت فاز سیال وابسته به زمان را با رفتار الاستیک آنی فاز جامد ترکیب می‌کنند[۱۵–۱۸]. برخی مطالعات نیز زمینه جامد را به‌صورت هایپرالاستیک مدل‌سازی کرده و رابطه غیرخطی تنش–کرنش را توصیف نموده‌اندنداند. ناتالی و همکاران تحرک دندان را با استفاده از یک مدل هایپرالاستیک بررسی کردند و نتیجه گرفتند که این مدل برای بارهای کوتاه‌مدت مناسب است، در حالی که مدل ویسکوالاستیک برای بارهای بلندمدت بهتر عمل می‌کند [۱۹].

پیچیدگی‌های ساختاری و پاسخ‌های بیومکانیکی متنوع (PDL) به بارگذاری، موجب شده است تا مدل‌های چندفازی، توصیف واقع‌گرایانه‌تری از رفتار این لیگامان ارائه دهند. این مدل‌ها، فازهای مختلف را به‌عنوان محیط‌های پیوسته و متعامل در نظر می‌گیرند [۷, ۱۶, ۲۰]. ناتالی استفاده از فرمولاسیون‌های چندفازی را پیشنهاد کرد که حضور فازهای مایع و عروق خونی را در زمینه خارج سلولی لحاظ می‌کند [۲۱]. مدل‌های عددی بر پایه نظریه محیط متخلخل، فازهای جامد و مایع را در نظر می‌گیرند و اتصال هیدرومکانیکی را مدل می‌کنند [۲۲, ۲۳]. مطالعات نشان داده‌اند که در بارگذاری کششی، شبکه فیبری و در بارگذاری فشاری، فاز مایعی نقش اصلی را در سفتی لیگامان ایفا می‌کنند و رفتار ناهمسانگرد لیگامان، ناشی از ساختار فیبری آن است [۲۴].

در راستای تحقیقات اخیر، این مقاله به بررسی رفتار مکانیکی کمپلکس دندان–لیگامان پریودنتال–استخوان[2] با استفاده از تئوری چندفازی می‌پردازد. هدف اصلی، ارزیابی رفتار مکانیکی (PDL) در برابر بارهای عرضی ارتودنسی وارد بر دندان و توزیع تنش در استخوان فک است. در این مطالعه، اثر جهت‌گیری الیاف کلاژن به‌صورت زاویه‌ی مشخص نسبت به راستای بارگذاری با اعمال نوآوری در مدل‌سازی ماده هایپرالاستیک همسانگرد عرضی برای فاز جامد لیگامان و تحلیل پاسخ‌های وابسته به زمان شامل جابجایی، فشار مایع میان‌بافتی و تنش متمرکز است.

۲- روش انجام تحقیق

این بخش، چارچوب نظری و جزئیات پیاده‌سازی مدل عددی مورد استفاده برای تحلیل رفتار (PDL) را تشریح می‌کند. برای مدل‌سازی ریاضی بخش جامد (PDL) از نظریه هایپرالاستیسیته همسانگرد عرضی و تابع انرژی کرنشی هولزاپفل[3] استفاده شده است. مدل هولزاپفل اساساً یک مدل کامپوزیتی تقویت‌شده با الیاف است و زاویه‌ی الیاف کلاژن (زاویه α) نشان‌دهنده‌ی بردار جهت‌گیری فضایی این رشته‌ها در داخل زمینه بافت (PDL) است. در این مدل، تابع انرژی کرنشی شامل بخش حجمی[4] و ایزوکوریک[5] بوده و به‌صورت تابعی از ناورداها تعریف می‌شود. بخش ایزوکوریک از دو قسمت تشکیل شده است: یکی مربوط به زمینه جامد و دیگری مربوط به الیاف که به‌صورت معادله (۱) تعریف می‌شود [۲۵].

$$W = W_{vol} + W_{iso} = W_{vol} + W_m + W_{fib} \qquad (۱)$$

1. Stress Relaxation

2. Tooth-Periodontal Ligament-Bone Complex or (TPBC)
3. Holzapfel
4. Volumetric
5. Isochoric

که در آن W_m مؤلفه مربوط به زمینه همسانگرد هایپرالاستیک، W_{fib} عبارت ناهمسانگرد الیاف و W_{vol} مؤلفه حجمی هستند که با استفاده از روابط زیر بدست می‌آیند.

$$W_{vol} = \frac{1}{D}\left\{\frac{J^2-1}{2} - \ln J\right\} \qquad (۲)$$

که در آن $\boldsymbol{D}$ پارامتر مربوط به مدول بالک[1] و $\boldsymbol{J}$ ژاکوبین ($J = \det \boldsymbol{F}$) همان تغییرات حجمی و $\boldsymbol{F}$ تانسور گرادیان تغییرشکل می‌باشند. از طرفی، برای محاسبه مقدار W_m از معادله (۳) استفاده می‌شود.

$$W_m = C_1(\bar{I}_1 - 3) \qquad (۳)$$

که در آن، C_1 و $\bar{\boldsymbol{I}}_1$ به ترتیب ثابت مادی و ناوردای مرتبط با تغییرشکل زمینه می‌باشند.

$$W_{fib} = \frac{k_1}{2k_2}\left\{exp\left[\left(\bar{I}_4 - 1\right)^2 - 1\right]\right\} \qquad (۴)$$

در تابع انرژی کرنشی هولزاپفل، الیاف کاملاً هم‌راستا و ایده‌آل در امتداد یک بردار جهتی مشخص فرض شده‌اند و پارامتر پراکندگی الیاف برای آن تعریف نشده است. یک ناوردای مختص به راستای این الیاف تعریف می‌شود که در آن $\bar{\boldsymbol{I}}_4$ ناوردای مربوط به تغییرشکل در راستای جهت‌گیری الیاف و k_1 و k_2 پارامترهای تعیین‌کننده رفتار غیرخطی نمایی رشته‌های کلاژن هستند. ترکیب این ناورداها در تعریف تابع انرژی کرنشی، امکان بررسی تأثیرات ناهمسانگردی و حجمی را به طور همزمان فراهم می‌کند.

$$\bar{I}_4 = a_0 \bar{C} a_0 \qquad (۵)$$

که در آن، $\bar{C}$ تانسور تغییر شکل کوشی-گرین راست و a_0 هم بردار یکه‌ی جهت‌دار می‌باشند. ترکیب این ناورداها در تعریف تابع انرژی کرنشی، امکان بررسی تأثیرات ناهمسانگردی و حجمی را به طور همزمان فراهم می‌کند.

$$\sigma_{vol} = \frac{2}{J}\mathbf{F}\mathbf{S}\mathbf{F}^T = \mathbf{F}\frac{\partial W_{vol}(J)}{\partial J} JC^{-1}\mathbf{F}^T = \frac{\partial W_{vol}}{\partial J}\mathbf{I} \qquad (۶)$$

تنش ایزوکوریک از رابطه زیر بدست می‌آید [۲۶].

$$\begin{aligned}\sigma_{iso} = \frac{2}{J}[&\left(\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_1} + \bar{I}_1\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_2}\right)\bar{\mathbf{b}} \\ &-\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_2}\bar{\mathbf{b}}^2 + \bar{I}_4\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_4}\bar{\mathbf{a}}\otimes\bar{\mathbf{a}} \\ &+\bar{I}_4\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_5}\left(\bar{\mathbf{a}}\otimes\bar{\mathbf{b}}\bar{\mathbf{a}} + \bar{\mathbf{b}}\bar{\mathbf{a}}\otimes\bar{\mathbf{a}}\right)] \\ &-\frac{2}{3}\mathbf{I}[\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_1}\bar{I}_1 + 2\bar{I}_2\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_2} \\ &+\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_4}\bar{I}_4 + 2\bar{I}_5\frac{\partial W_{iso}}{\partial \bar{I}_5}]\mathbf{I}\end{aligned} \qquad (۷)$$

مجموع تنش حجمی و ایزوکوریک تنش بخش جامد را تشکیل می‌دهد.

$$\boldsymbol{\sigma}_s = \boldsymbol{\sigma}_{vol} + \boldsymbol{\sigma}_{iso} \qquad (۸)$$

تنش کل، حاصل جمع تنش بخش جامد و سیال است.

$$\boldsymbol{\sigma}_{tot} = \boldsymbol{\sigma}_s + \boldsymbol{\sigma}_f = \boldsymbol{\sigma}_s - p\mathbf{I} \qquad \boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{\sigma}_s - p\mathbf{I} \qquad (۹)$$

که در آن، p فشار سیال، $\boldsymbol{I}$ تنسور واحد و σ_s تنش‌های موجود در بخش جامد هستند. جریان سیال درون منافذ هم با قانون دارسی توصیف می‌شود:

$$q = -k\nabla p \qquad (۱۰)$$

که در قانون دارسی جریان سیال q را به نفوذپذیری k و گرادیان فشار مایع میان‌بافتی ∇p مرتبط می‌کند. نفوذپذیری k هم به نسبت (فضای خالی) تخلخل e وابسته است و با رابطه شیرازی عدل و همکاران تعریف

1. Bulk Modulus

می‌شود [۲۷]:

$$k_s(e) = k_0 \left[\frac{e(1+e_0)}{e_0(1+e)}\right] exp\left[M\left(\frac{1+e}{1+e_0}-1\right)\right] \quad (۱۱)$$

که در آن k_0 و e_0 به ترتیب نفوذپذیری و نسبت تخلخل اولیه بافت (PDL) در حالتی هستند که هیچ تغییرشکل یا کرنشی در آن ایجاد نشده باشد [۲۸].

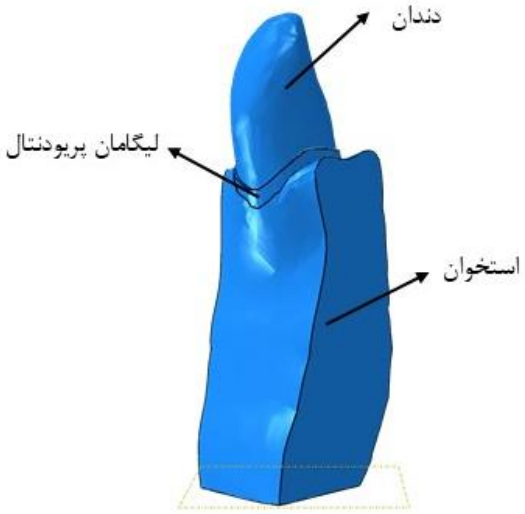
این تحقیق به بررسی رویکرد اتصال هیدرومکانیکی میان رفتار مکانیکی محیط متخلخل و جریان سیال درون آن می‌پردازد؛ رویکردی که در آن تغییرشکل‌های مکانیکی در فاز جامد می‌توانند موجب تغییر فشار و حرکت سیال شوند، در حالی که فشار سیال نیز متقابلاً بر تغییرشکل جامد اثرگذار است.

۳- مدل‌سازی سه‌بعدی و شبیه‌سازی در آباکوس

بر اساس مطالعات پیشین مدل‌های دوبعدی برای شبیه‌سازی سیستم مکانیکی دندان، استخوان و (PDL) تحت بارگذاری، نامناسب بوده بطوری‌که، استفاده از هندسه کامل سه‌بعدی الزامی خواهد بود [۲۹]. برای ساخت مدل سه‌بعدی، ابتدا تصاویر سی‌تی‌اسکن فک با کمک نرم‌افزار میمیکس[1] مورد پردازش قرار گرفت تا مدل سه‌بعدی دندان نیش و فک تهیه شود. سپس این مدل‌ها به نرم‌افزار تری ماتیک[2] منتقل گردید تا تغییرات لازم در سطح مدل اعمال شوند. همچنین، غشای (PDL) با ضخامت ۰/۲ میلی‌متر و فاصله ۲ میلی‌متر از خط طوق دندان ایجاد شد [۱۴]. حفره آلوئولی هم در استخوان فک با دستور تفریق هندسی ایجاد گردید. سپس مدل سه‌بعدی دندان، (PDL) و استخوان به نرم‌افزار آباکوس انتقال پیدا کرد.

۳- ۱- تعریف و تخصیص مواد

در تحقیق حاضر، خواص مکانیکی دندان و استخوان، الاستیک خطی و همسانگرد در نظر گرفته و برای (PDL)، از مدل هایپرالاستیک همسانگرد عرضی که از طریق سابروتین یومت[3] به آباکوس اضافه می‌شود، استفاده گردید. جدول ۱، خواص مواد به کار رفته در این مدل‌سازی را نشان می‌دهد.



شکل ۲.مدل سه بعدی (TPBC).

Fig. 2. Three-dimensional model of the TPBC.

۳- ۲- تعریف گام و نوع تحلیل

برای تحلیل دوفازی و کوپلینگ، از گام تحلیل خاک و تراکم گذرا[4] در آباکوس استفاده شد. تحلیل تراکم نوعی از تحلیل در محیط‌های متخلخل اشباع از سیال است. در این تحلیل، با اعمال بار روی بافت، فشار سیال درون حفرات افزایش می‌یابد و به مرور زمان سیال از بافت خارج می‌شود که این امر منجر به تغییرشکل وابسته به زمان زمینه جامد می‌گردد.

۳- ۳- تعامل و شرایط مرزی

برای تعریف تعامل بین دندان، لیگامان پریودنتال و استخوان، از قید «Tie» در ماژول اینتراکشن استفاده شد تا انتقال دقیق نیروها و جابجایی‌ها بین سطوح تضمین شود. درجات آزادی صفحات برش جانبی در راستای نرمال محدود شدند و صفحه پایینی فک در هر سه راستا مقید گردید. فشار سیال در سطح خارجی مدل نیز $P=0$ تنظیم شد [۲۳].

بارگذاری به صورت یک نیروی ثابت ۰/۰۵ نیوتن در جهت لبی-زبانی[5]، بر روی سطح برنده دندان وارد شد و بلافاصله پس از ۲/۵ ثانیه برداشته شد. نمودار این نحوه‌ی بارگذاری در شکل ۳ نشان داده شده است [۲۱].

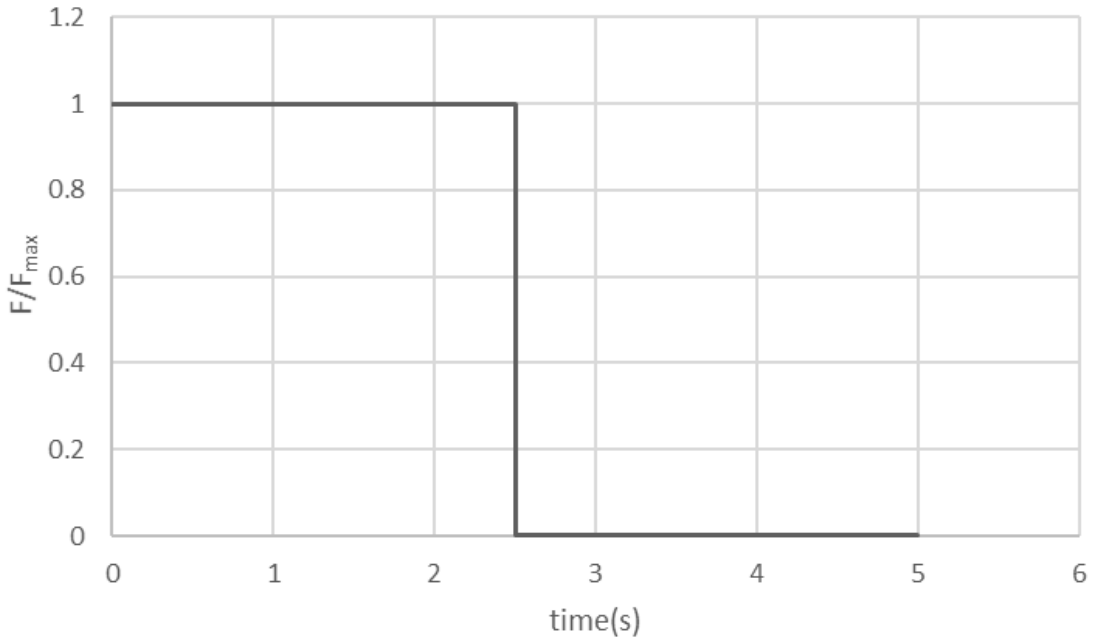
1. Mimics
2. 3-Matic
3. UMAT
4. Transient Consolidation
5. Labio-Lingual

جدول ۱. خواص مواد به کار رفته برای هر بخش [۲۲, ۲٤].

Table 1. Properties of the materials used for each part [22, 24].

مواد	خواص متخلخل			پارامترهای زمینه جامد					
	$\gamma_w(N/mm^3)$	e	$k_s(mm/s)$	C_1	ν	D	k_2	k_1	E
استخوان آلوئول	۹/۸×۱۰$^{-۶}$	۰/۲۵	۵/۲۹×۱۰$^{-۴}$	–	۰/۳۱	–	–	–	۳۴۵
دندان	۹/۸×۱۰$^{-۶}$	۰/۰۴	۳/۸۸×۱۰$^{-۷}$	–	۰/۳۱	–	–	–	۱۵۰۰۰
لیگامان پریودنتال	۹/۸×۱۰$^{-۶}$	۲/۳۳	معادله (۱۱)	۰/۰۱	–	۹/۰۷۸	۱/۵۲۵	۰/۲۹۸	–

توجه: دیگر ضرائب ثابت دارای واحد جدول ۱، بدلیل نداشتن فضای کافی بدین‌صورت تعریف می‌شوند: $k_1(MPa), C_1(MPa), E(MPa), D(MPa^{-1})$.



شکل ۳. نمودار بارگذاری.

Fig. 3. Loading diagram.

۳- ۴- مش‌بندی و انتخاب نوع المان

برای شبیه‌سازی رفتار جامد-سیال، از المان‌های تتراهدرال خطی (C3D4P) با فشار مایع میان‌بافتی استفاده شد. این المان‌ها برای تحلیل تراکم گذرا مناسب هستند و امکان مش‌بندی دقیق هندسه‌های پیچیده را فراهم می‌کنند. تعداد المان‌ها و گره‌ها برای هر بخش در جدول ۲ آمده است.

در خصوص استراتژی مش‌بندی، با توجه به هندسه بسیار پیچیده ساختارهای آناتومیک، سایز اولیه مش به عنوان درشت‌ترین سایز انتخاب شد که توانست ارزیابی کیفیت مش را بدون ایجاد هیچ‌گونه هشدار یا المان‌های دارای اعوجاج با موفقیت پشت‌سر بگذارد. با استفاده از این مش (که از نظر هندسی تأیید شده بود) به عنوان نقطه شروع، یک تحلیل سیستماتیک همگرایی مش با ریزکردن تدریجی المان‌ها انجام گرفت تا اطمینان حاصل شود که نتایج نهایی کاملاً مستقل از اندازه مش هستند.

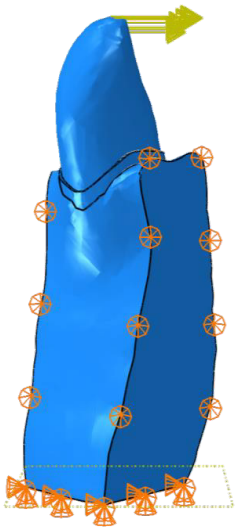
جدول ۲. جدول تعداد المان‌ها و گره‌ها

Table 2. Table of the elements and nodes numbers.

اجزا	تعداد کل المان‌ها	تعداد کل گره‌ها
دندان	۵۰۰۶	۱۲۱۱
لیگامان پریودنتال (PDL)	۳۸۶۱۹	۱۲۱۳۲
استخوان	۳۷۲۰۱	۷۷۵۳

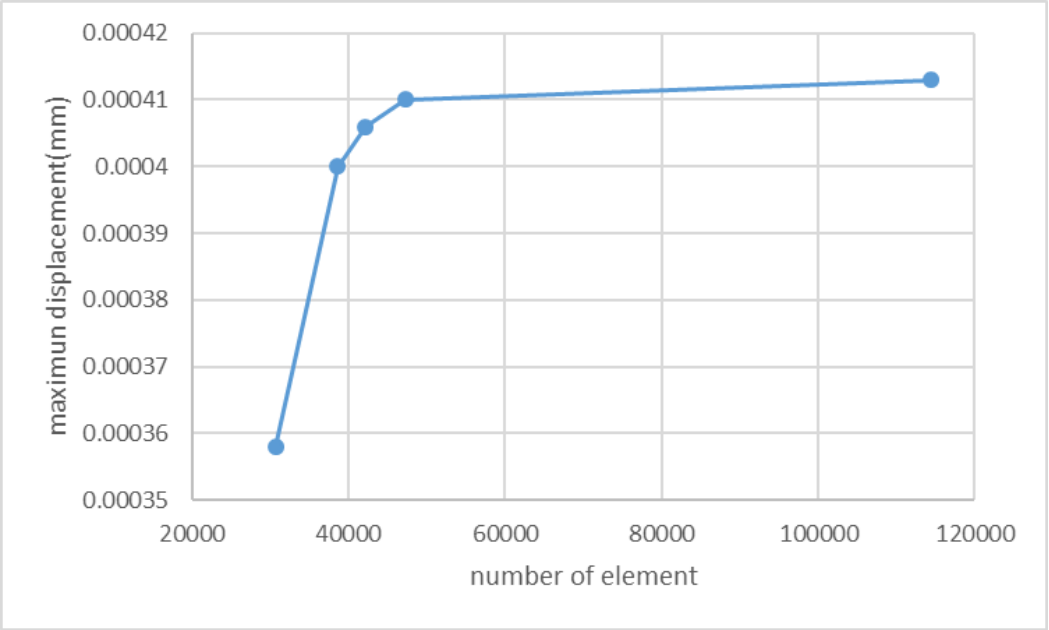
شکل ۴. سیستم پس از شبکه‌بندی.

Fig. 4. The model after discretizing.



شکل ۵. شرایط مرزی و بارگذاری.

Fig. 5. Boundary Conditions and Loading Conditions.



شکل ۶. تحلیل همگرایی مش برای (PDL).

Fig. 6. PDL Mesh Sensitivity Analysis.

۴- نتایج و بحث

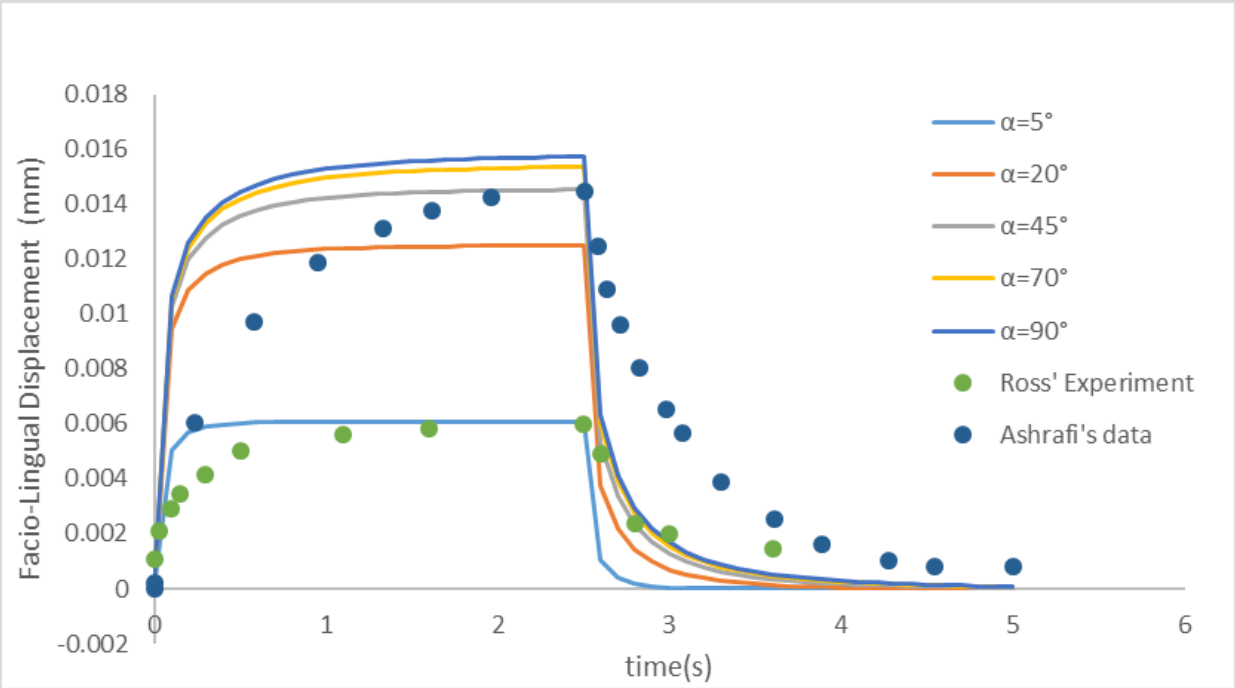
در این بخش، نتایج حاصل از شبیه‌سازی رفتار مکانیکی (PDL) با استفاده از مدل دوفازی متخلخل هایپرالاستیک همسانگرد عرضی ارائه و تحلیل می‌شوند. تحلیل‌ها شامل جابجایی دندان، توزیع فشار مایع میان‌بافتی و تنش‌های معادل (فون مایزز) در پاسخ به بارگذاری و باربرداری ارتودنسی است.

۴- ۱- جابجایی دندان در پاسخ به بارگذاری ارتودنسی

نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که در مرحله بارگذاری، جابجایی دندان برای تمامی زوایا به تدریج افزایش می‌یابد. بیشینه جابجایی حدود ۱۶ میکرون برای زاویه ۹۰ درجه الیاف در انتهای این مرحله ثبت شد. این افزایش تدریجی جابجایی به رفتار خزشی (PDL) و جریان سیال میان‌بافتی نسبت داده می‌شود که منجر به تأخیر زمانی در پاسخ مکانیکی می‌گردند. در مرحله باربرداری، جابجایی به تدریج کاهش یافته و به حالت اولیه نزدیک می‌شود، اما مقدار کمی جابجایی باقی‌مانده مشاهده می‌شود که ناشی از خاصیت ویسکوالاستیک لیگامان و تخلیه تدریجی فشار مایع میان‌بافتی است.

شکل ۷ نمودار جابجایی میانگین دندان را به‌عنوان تابعی از زمان برای زوایای مختلف الیاف (°۵، °۲۰، °۴۵، °۷۰ و °۹۰) نشان می‌دهد. در زاویه ۵ درجه، جابجایی دندان کمترین مقدار را دارد که به هم‌راستایی نسبی الیاف با محور بارگذاری و مقاومت بالاتر (PDL) در برابر تغییرشکل نسبت داده می‌شود. با افزایش زاویه الیاف نسبت به محور بارگذاری، مقاومت لیگامان کاهش یافته و جابجایی دندان افزایش می‌یابد. بطوری‌که، بیشترین جابجایی در زاویه ۹۰ درجه مشاهده می‌شود. دلیل آن هم این است که جهت الیاف بر محور بارگذاری عمود است و (PDL) کمترین مقاومت را ایجاد می‌کند. همچنین، تفاوت جابجایی برای زوایای مختلف در مرحله باربرداری نسبت به بارگذاری کمتر است، که نشان‌دهنده برجسته‌تر بودن نقش الیاف در مرحله بارگذاری و تأثیر بیشتر خواص ویسکوالاستیک و فشار مایع میان‌بافتی در مرحله باربرداری است.

به منظور صحت‌سنجی، نتایج شبیه‌سازی با داده‌های تجربی راس[۳۰] و نتایج مطالعه اشرفی و همکاران مقایسه شد. همان‌گونه که در نمودار شکل ۷ مشاهده می‌شود در زاویه الیاف °α=۵، بهترین انطباق را با داده‌های تجربی راس نشان می‌دهد. با افزایش زاویه الیاف (PDL)، جابجایی دندان افزایش یافته و منحنی‌ها رفتار نرم‌تر و با دامنه بزرگ‌تری را نشان می‌دهند به طوری



شکل ۷. نمودار جابجایی دندان برای زوایای مختلف رشته‌های کلاژن و مقایسه با نتایج راس و اشرفی.

Fig. 7. Time-dependent tooth displacement for different fiber orientation angles, compared with the results of Ross and Ashrafi.

که بیشینه جابجایی در زاویه $\alpha=45^\circ$ با بیشینه جابجایی در مدل پورو-هایپرفوم اشرفی هم‌خوانی مناسبی نشان می‌دهد. این هم‌خوانی همچنین مؤید آن است که با افزایش زاویه الیاف، سهم تقویت‌کنندگی الیاف در تحمل بار کاهش می‌یابد و در نتیجه، پاسخ کلی مدل به‌تدریج به رفتار زمینه نزدیک می‌شود؛ رفتاری که از نظر مکانیکی شباهت بیشتری به پاسخ مدل‌های پورو-هایپرفوم دارد.

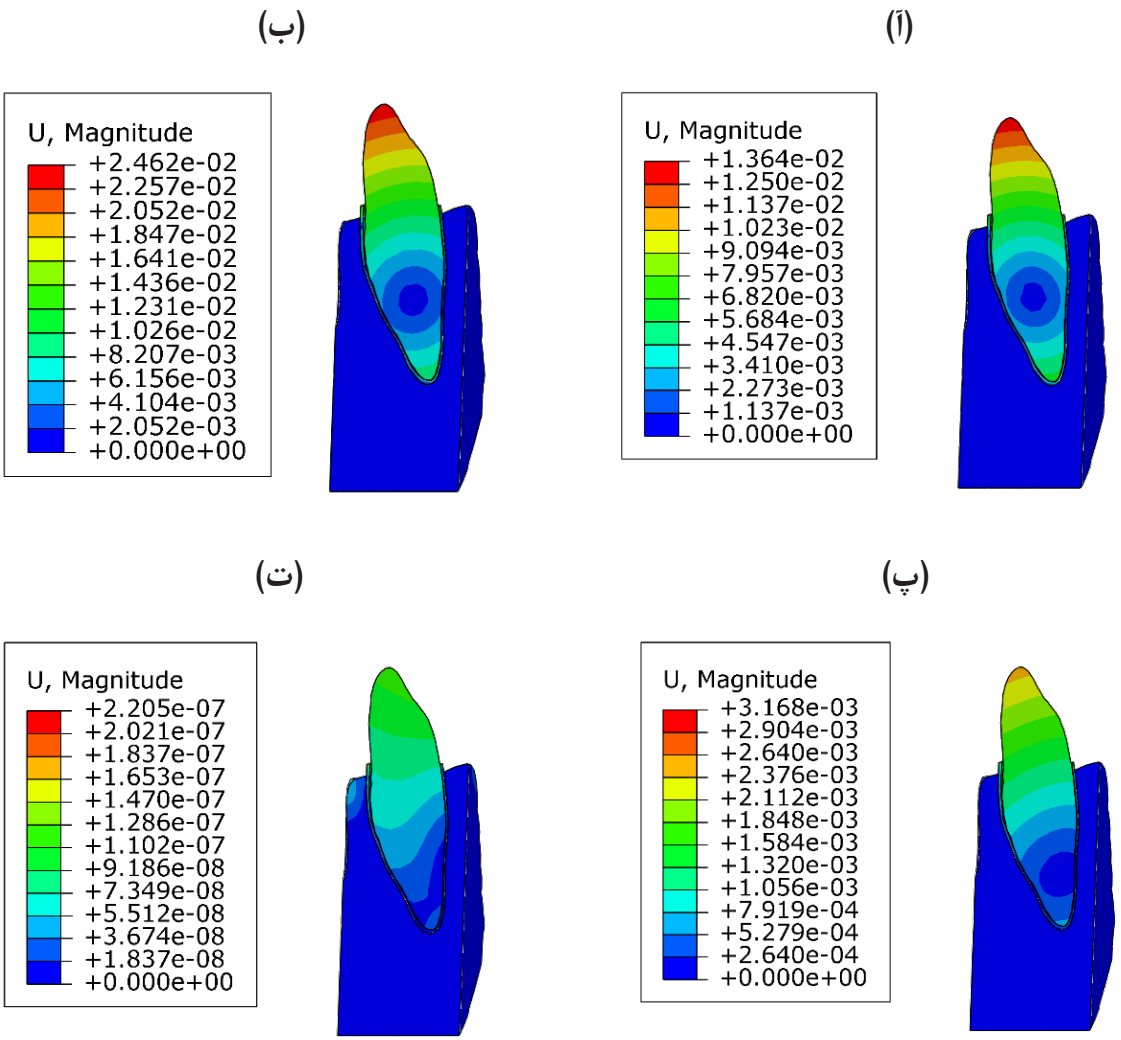
شکل ۸ کانتور جابجایی از مقطع ساجیتال (TPBC) تحت بارگذاری ۰/۰۵ نیوتن را نشان می‌دهد. بطوری‌که، مشاهده می‌شود بیشترین جابجایی در تاج دندان رخ داده است. زیرا این ناحیه از محل اتصال به (PDL) و استخوان، دورتر بوده و آزادانه‌تر حرکت می‌کند. جابجایی در استخوان بسیار کمتر است، زیرا استخوان سخت‌تر و مقاوم‌تر از دندان و (PDL) است. کمترین جابجایی در ناحیه نزدیک به یک سوم میانی ریشه، که مرکز مقاومت دندان است مشاهده می‌شود؛ در این نقطه نیروها به‌طور متعادل‌تری توزیع می‌شوند. در واقع، می‌توان گفت این نتیجه، برای یافتن نقطه‌ی دقیق مرکز مقاومت در حرکت دندان در ارتودنسی بسیار کمک‌کننده خواهد بود.

شکل ۹ نحوه توزیع جابجایی در (PDL) را از ناحیه مجاور دندان در زمان‌های مختلف نشان می‌دهد. در ابتدای اعمال نیرو، جابجایی‌ها محدود به نواحی نزدیک به محل اعمال نیرو هستند اما، با گذشت زمان و در طول بارگذاری، جابجایی‌ها به دلیل ویژگی‌های ویسکوالاستیک و جریان سیال درون (PDL) تغییر می‌کنند. پس از باربرداری، سیستم در حال بازگشت به حالت تعادل برمی‌گردد. همچنین، جابجایی (PDL) در نواحی نزدیک به دندان بیش از نواحی سمت استخوان آلوئول می‌باشد.

۴- ۲- فشار مایع میان‌بافتی در (PDL)

تحلیل فشار مایع میان‌بافتی، به‌عنوان بخشی از پاسخ مکانیکی-هیدرومکانیکی (PDL)، برای درک رفتار این بافت تحت بارگذاری ارتودنسی حیاتی است. (PDL) با ساختار متخلخل و ماهیت دوفازی خود، قابلیت انتقال سیال درون بافتی را داشته و نقش مهمی در توزیع فشار و تغییرشکل بافت ایفا می‌کند.

در مطالعه حاضر، از مدل دوفازی کوپل شده‌ی هیدرومکانیکی برای



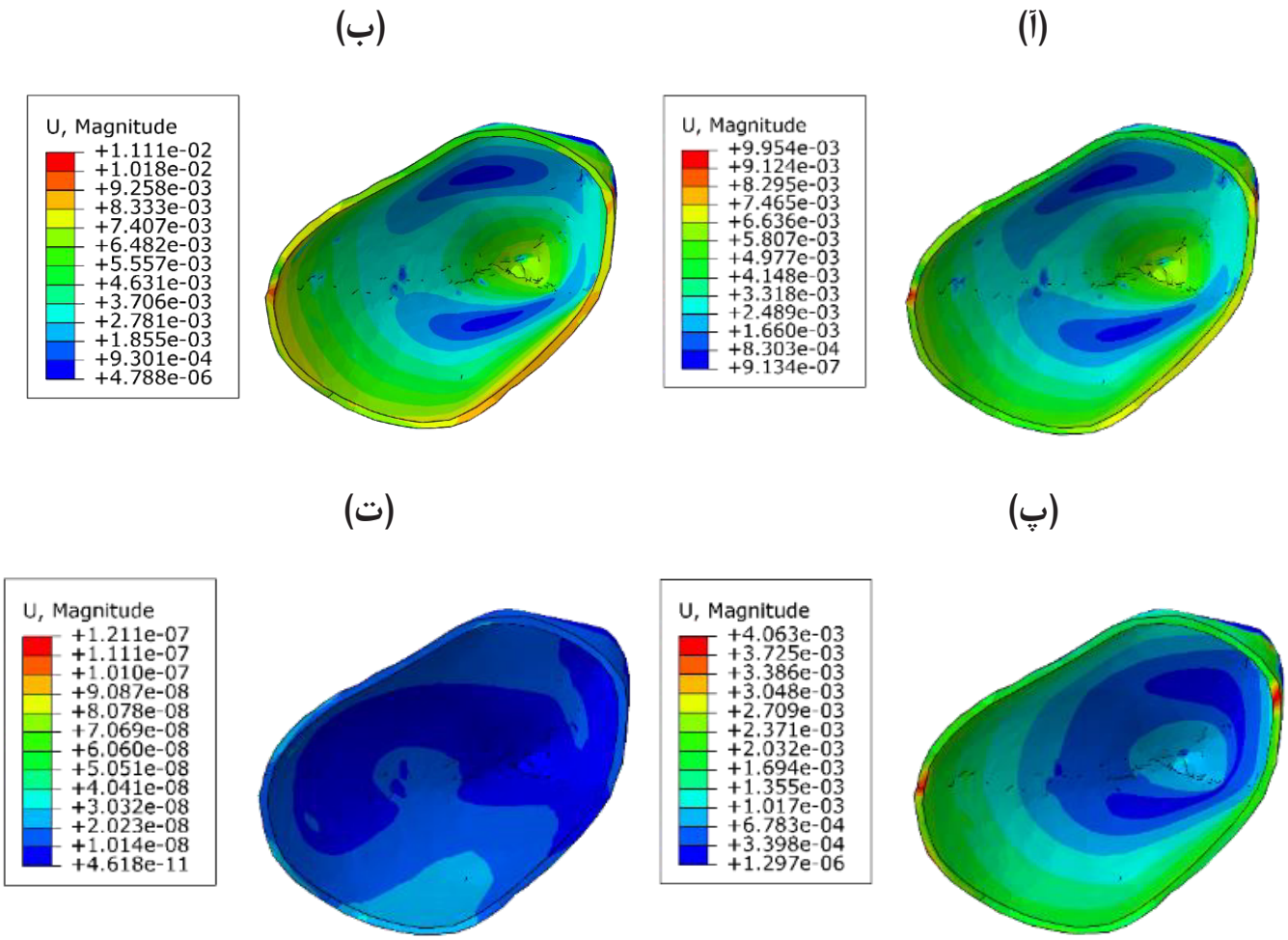
شکل ۸. توزیع جابجایی در (TPBC) در زمان آ) ابتدای بارگذاری(t=0.1s)، ب) انتهای بارگذاری(t=2.5s)، پ) ابتدای باربرداری(t=2.51s) ت) انتهای تحلیل(t=5s).

Fig. 8. Displacement distribution in the tooth–periodontal ligament–bone complex (TPBC) at: (a) the onset of loading (t=0.1s); (b) the end of loading (t=2.5s); the onset of unloading (t=2.51s); and (d) the end of the analysis (t=5s).

شبیه‌سازی رفتار بافت استفاده شد. همچنین، معادلات حاکم بر جریان سیال درون بافتی بر اساس قانون دارسی و معادلات تعادل مکانیکی فرموله شدند.

شکل ۱۰ توزیع فشار مایع میان‌بافتی در (PDL) را از ناحیه مجاور دندان در زمان‌های مختلف نشان می‌دهد. در لحظات اولیه پس از اعمال بار، به دلیل تراکم‌ناپذیری تقریباً کامل مایع، مایع بینابینی متحمل سهم غالب بار فشاری گردیده که این امر، خود به افزایش شدید فشار منفذی در مناطق فشاری منجر شده است. اما با گذشت زمان، با تراوش تدریجی مایع به سمت استخوان اطراف و مناطق مجاور، کاهش فشار رخ داده و بار مکانیکی به تدریج به فاز جامد و شبکه فیبر کلاژنی منتقل می‌گردد. در واقع، سمت زبانی[1]، به دلیل فشردگی ناشی از بارگذاری، بیشترین فشار مایع میان‌بافتی

1. Lingual



شکل ۹. توزیع جابجایی از ناحیه مجاور دندان در (PDL) با زاویه ۵ درجه آ) ابتدای بارگذاری(t=0.1s)، ب) انتهای بارگذاری(t=2.5s)، پ) ابتدای باربرداری (t=2.51s) ت) انتهای تحلیل(t=5s).

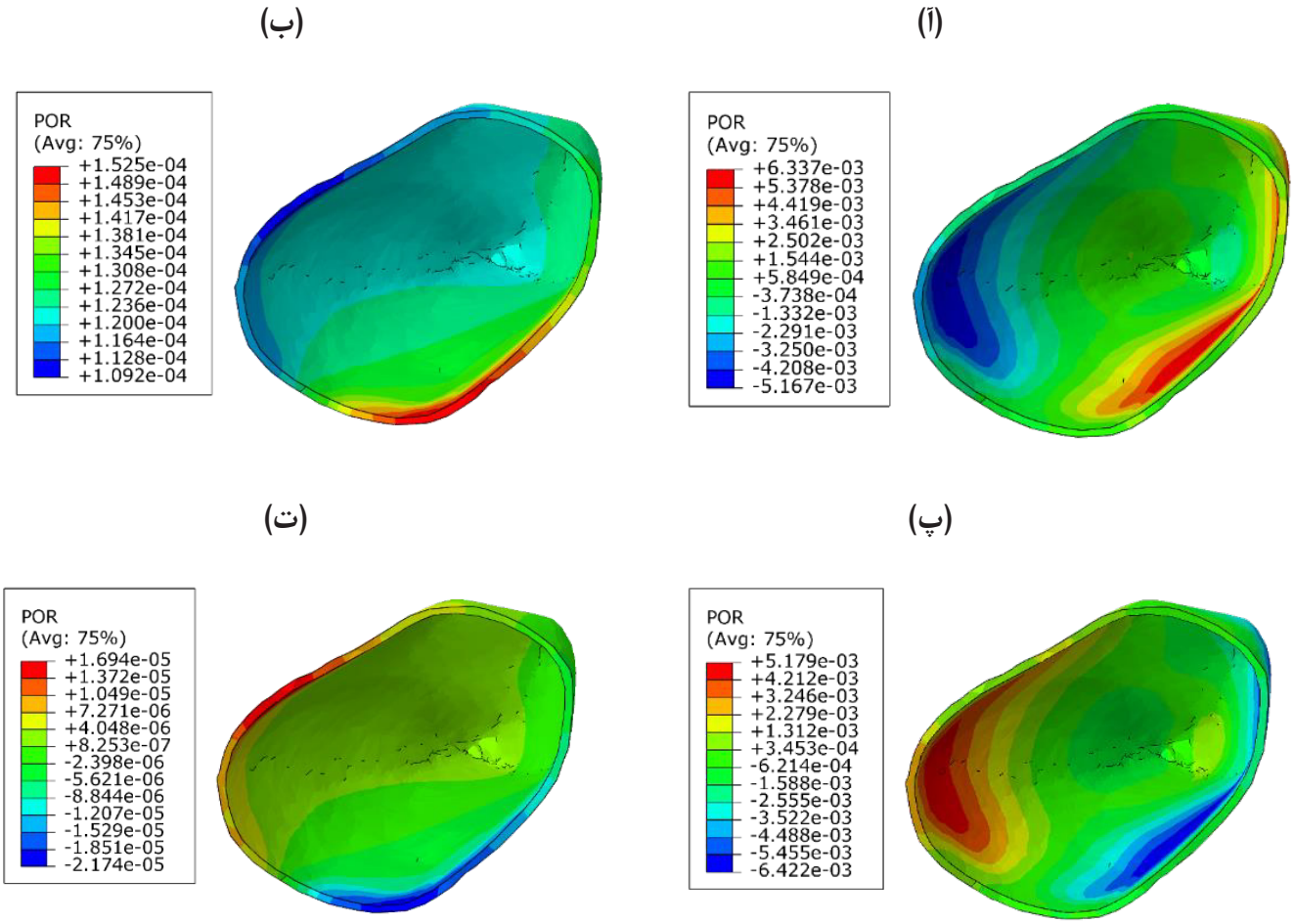
Fig. 9. Displacement distribution in the tooth-adjacent periodontal ligament PDL for a fiber orientation angle 5 deg: (a) loading onset (t=0.1s); (b) end of loading (t=2.5s); unloading onset (t=2.51s); and (d) the end of the analysis (t=5s).

(۶/۳۴ کیلوپاسکال) را تجربه می‌کند. در مقابل، سمت لبی[1] که تحت کشش است، کمترین فشار (۵/۱۷ کیلوپاسکال) را نشان می‌دهد. جریان سیال از نواحی پرفشار به نواحی کم‌فشار رخ می‌دهد، که نشان‌دهنده حرکت محیطی سیال در طول تاریخچه بارگذاری است. جریان کلی سیال از نواحی رأسی و لثه‌ای[2]، نقش کمتری در توزیع و خروج سیال دارد.

همانطور که مشاهده می‌شود مقادیر بیشینه‌ی فشار مایع میان‌بافتی، در لحظات اولیه‌ی هر دو فاز بارگذاری و باربرداری رخ داده که نشان‌دهنده واکنش سریع سیال به تغییرات مکانیکی می‌باشد.

نمودار شکل ۱۱ تغییرات زمانی میانگین حجمی فشار مایع میان‌بافتی (PDL) را برای جهت‌گیری‌های متفاوت الیاف در مدل هایپرالاستیک همسانگرد عرضی نشان می‌دهد. جهت‌گیری الیاف کلاژن بر توزیع فشار منافذ تأثیرگذار است؛ زوایای الیاف پایین‌تر (۵ و ۲۰ درجه) منجر به فشارهای مایع میان‌بافتی بالاتر و تغییرات دینامیکی بیشتر می‌شوند، که این نشان‌دهنده سهم مستقیم الیاف در انتقال نیرو است. در مقابل، زوایای الیاف بالاتر (۷۰ و ۹۰ درجه) به دلیل کاهش نقش الیاف در انتقال بار فشاری،

1. Labial
2. Gingival

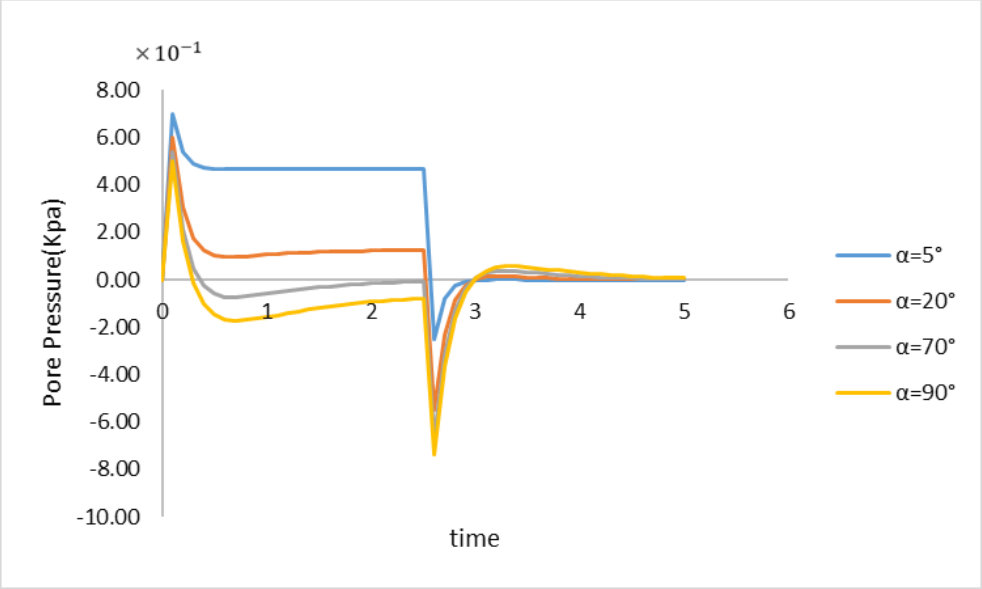


شکل ۱۰. توزیع فشار مایع میان‌بافتی از ناحیه مجاور دندان برای زاویه ۵ درجه در زمان‌های آ) ابتدای بارگذاری(t=0.1s)، ب) انتهای بارگذاری(t=2.5s)، پ) ابتدای باربرداری(t=2.51s) ت) انتهای تحلیل(t=5s).

Fig. 10. Pore pressure contours in the tooth-adjacent periodontal ligament (PDL) region for a fiber orientation angle 5 deg at: (a) the onset of loading (t=0.1s); (b) the end of loading (t=2.5s); the onset of unloading (t=2.51s); and (d) the end of the analysis (t=5s).

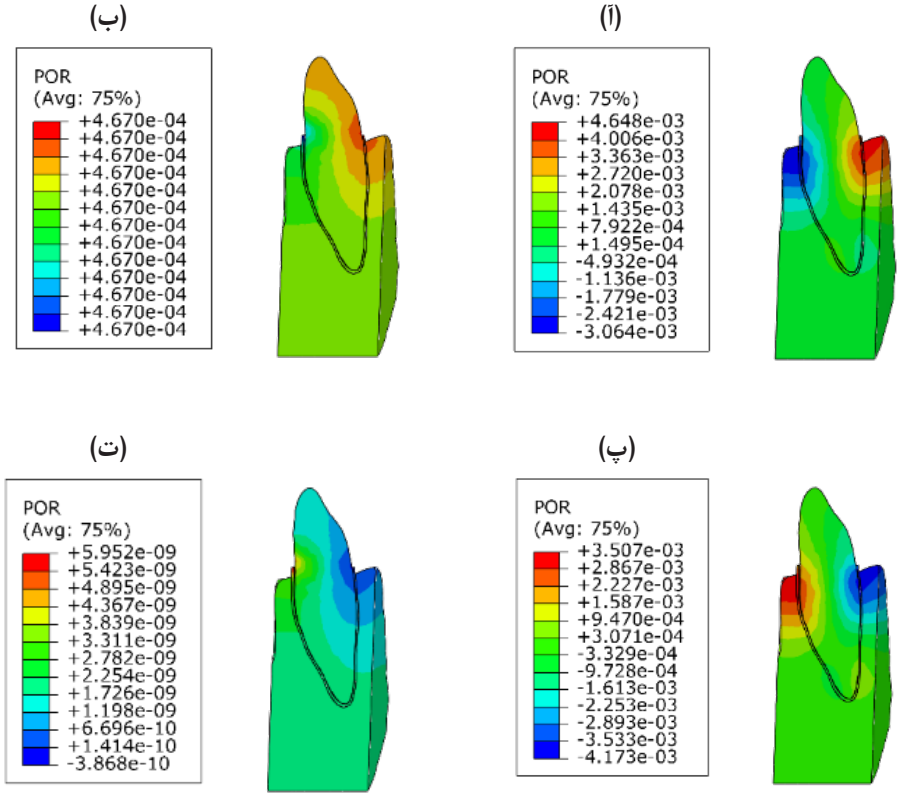
منجر به کاهش فشار و توزیع یکنواخت‌تر می‌گردد. وقتی الیاف کلاژن با جهت بارگذاری هم‌راستا (زوایای نزدیک صفر) هستند، سفتی بافت بسیار بالا بوده بطوری‌که، زمینه بین الیاف فشرده شده و فشار سیال بالا قرار می‌گیرد. اما، در زاویه‌ی ۹۰ درجه، فشار مایع میان‌بافتی به سرعت افت کرده حتی در بازه‌ی زمانی ۰/۵ ثانیه تا ۲/۵ ثانیه منفی هم می‌شود. وقتی بار عمود بر الیاف است، الیاف نقش تقویتی اندکی داشته بطوری‌که، زمینه در این حالت راحت‌تر تغییرشکل می‌دهد.

شکل ۱۲ توزیع فشار مایع میان‌بافتی در مقطع ساجیتال (TPBC) را نشان می‌دهد. در لحظه ابتدای بارگذاری (آ) به دلیل ماهیت نفوذناپذیری آنی مدل پورو–هایپرالاستیک، منجر به افزایش ناگهانی فشار میان‌بافتی شده است. در این مرحله، سیال فرصت جابجایی نیافته و بخش عمده بار هیدرواستاتیک را تحمل می‌کند. با گذشت زمان، سیال تمایل دارد از نواحی پرفشار به نواحی کم فشار حرکت کند. در مرحله‌ی (ب)، تعادل بین فاز جامد (شبکه کلاژنی) و فاز مایع برقرار شده است. از طرفی، با برداشتن بار، فاز جامد (زمینه) تمایل دارد به حالت اولیه بازگردد اما چسبندگی و ویسکوزیته سیال مانع از بازگشت آنی می‌شود. در لحظه‌ی (پ) در نواحی‌ای که قبلاً



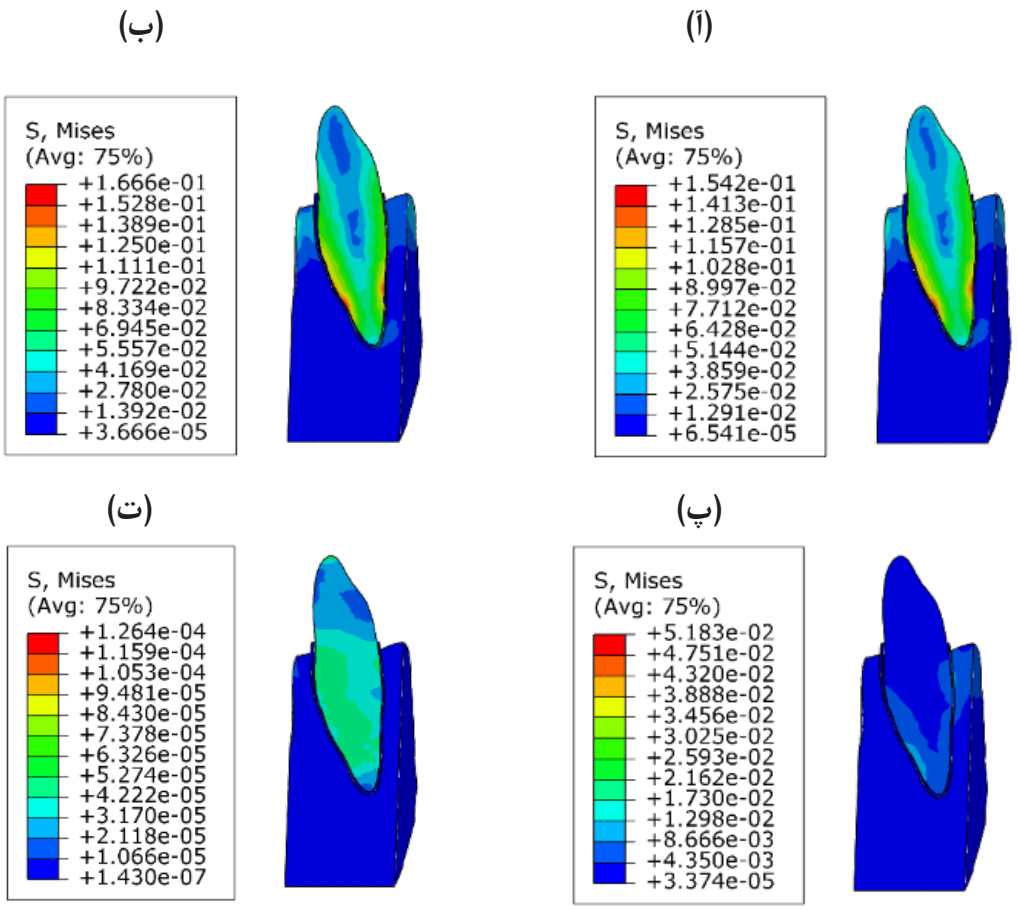
شکل ۱۱. تغییرات زمانی فشار مایع میان‌بافتی میانگین (PDL) برای جهت‌گیری‌های متفاوت الیاف.

Fig. 11. Pore pressure over the PDL domain for different fiber orientations.



شکل ۱۲. توزیع فشار میان بافتی در (TPBC) در زمان‌های آ) ابتدای بارگذاری(t=0.1s)، ب) انتهای بارگذاری(t=2.5s)، پ) ابتدای باربرداری(t=2.51s) ت) انتهای تحلیل(t=5s).

Fig. 12. Pore pressure contours within the tooth–periodontal ligament–bone complex (TPBC) at: (a) the onset of loading (t=0.1s); (b) the end of loading (t=2.5s); the onset of unloading (t=2.51s); and (d) the end of the analysis (t=5s).



شکل ۱۳. تنش فون‌مایزز در مقطع ساجیتال (TPBC) در زمان‌های آ) ابتدای بارگذاری(t=0.1s)، ب) انتهای بارگذاری(t=2.5s)، پ) ابتدای باربرداری(t=2.51s) ت) انتهای تحلیل(t=5s).

Fig. 12. Von Mises stress distribution within the sagittal section of tooth–periodontal ligament–bone complex (TPBC) at: (a) the onset of loading (t=0.1s); (b) the end of loading (t=2.5s); the onset of unloading (t=2.51s); and (d) the end of the analysis (t=5s).

تحت فشار بوده، کاهش ناگهانی فشار رخ می‌دهد. جابجایی فشار مثبت و منفی در این مرحله نشان‌دهنده‌ی تلاش سیستم برای بازگرداندن سیال به داخل بافت است. در انتهای باربرداری بار کاملاً برداشته شده و سیستم در حال بازگشت به تعادل است.

۴- ۳- تنش فون مایزز در (TPBC)

تنش معادل (فون مایزز) در (TPBC)، یک شاخص کلیدی برای ارزیابی رفتار مکانیکی این بافت، در زمان بارگذاری ارتودنسی است. به عنوان مثال، شکل ۱۳ توزیع و تغییرات تنش فون مایزز در (TPBC) را در چهار مرحله اصلی تحلیل نشان می‌دهد. در لحظه اعمال نیرو، تنش در (TPBC) به صورت موضعی و عمدتاً در نواحی تاجی[1] و رأسی[2] افزایش یافته در انتهای مرحله بارگذاری، به بیشینه مقدار خود می‌رسد؛ اما این توزیع تنش غیریکنواخت است طوری‌که، بیشترین مقدار آن در نواحی رأسی و تاجی تجمع می‌یابد.

با حذف نیرو، این تنش در (TPBC) به سرعت کاهش یافته و مقداری از آن، به‌ویژه در نواحی تاجی باقی می‌ماند. در این مرحله، تنش در نواحی رأسی به شدت کاهش یافته و تقریباً به صفر رسیده است. در پایان مرحله‌ی باربرداری هم در اکثر نواحی (TPBC)، به‌ویژه در نواحی میانی و رأسی آن،

1. Coronal
2. Apical

تنش تقریباً به صفر رسیده و توزیع آن یکنواخت‌تر از مراحل قبل می‌شود. بطوری‌که می‌توان گفت مقادیر تنش به حداقل خود رسیده‌اند.

از طرف دیگر، تصاویر چهارگانه‌ی شکل ۱۳ برای درمان‌های ارتودنسی قابلیت تفسیر دارد. زیرا این تصاویر نشان می‌دهند چگونه تنش‌ها در طول زمان، توزیع و مستهلک می‌شوند. همچنین، نواحی تمرکز تنش در ریشه و طوق دندان را بخوبی نشان می‌دهد که نواحی مستعد برای تحلیل رفتن استخوان یا ریشه هستند. در ابتدای بارگذاری مشاهده می‌شود که در نواحی ریشه‌ای و مرز اتصال دندان به (PDL) و در سمت لبی–زبانی بیشینه مقدار تنش ۱۵۴/۲ کیلوپاسکال است اما، با افزایش زمان بارگذاری، از آنجایی‌که، پدیده خروج سیال از منافذ رخ می‌دهد باعث می‌شود اندکی از میزان تحمل بار از سیال به زمینه جامد (الیاف کلاژن) انتقال یافته و تنش بتدریج افزایش یابد بطوری‌که، در زمان ۲/۵ ثانیه به بیشینه مقدار ۱۶۶/۶ کیلوپاسکال برسد. از طرفی، با حذف نیرو، کاهش ناگهانی در مقادیر تنش مشاهده می‌شود. با این حال، به دلیل زمان‌بر بودن نفوذ مجدد سیال به داخل منافذ ساختار متخلخل، تنش فوراً به صفر نمی‌رسد. در نهایت و با گذشت زمان کافی پس از باربرداری، سیال به داخل بافت بازگشته، گرادیان فشار از بین رفته و سیستم با استهلاک تقریباً کامل تنش‌ها، به تعادل کامل می‌رسد. این نتایج بخوبی نشان می‌دهند که بافت (PDL) چگونه با تغییرات فشار هیدرواستاتیک داخلی، تنش را توزیع می‌کند تا از آسیب به استخوان جلوگیری نماید.

۵- نتیجه‌گیری

در این تحقیق، رفتار مکانیکی (PDL) تحت بارگذاری ارتودنسی با استفاده از یک مدل دوفازی کوپل شده‌ی هیدرومکانیکی، که زمینه جامد آن به‌صورت غیرخطی، فیبروزی و هایپرالاستیک همسانگرد عرضی مدل‌سازی شده بود، مورد بررسی قرار گرفت. نتایج این تحلیل نشان می‌دهند که:

- پاسخ وابسته به زمان لیگامان، شامل تغییرمکان تدریجی (خزش) در حین اعمال نیرو و بازیابی پس از حذف بار، به دلیل حرکت سیال درون بافت اتفاق می‌افتد.
- بیشترین جابجایی در تاج دندان رخ می‌دهد که می‌تواند آزادتر از سایر نواحی حرکت کند.
- در مقابل، ناحیه یک سوم میانی ریشه، که به عنوان مرکز مقاومت دندان شناخته شده کمترین جابجایی را نشان می‌دهد. در واقع، این نتیجه در یافتن نقطه‌ی دقیق مرکز مقاومت در حرکت دندان در ارتودنسی بسیار کمک‌کننده خواهد بود.
- مدل هایپرالاستیک همسانگرد عرضی برای فاز جامد (PDL) نشان داد که زاویه‌ی الیاف تأثیر قابل‌توجهی بر رفتار مکانیکی لیگامان دارند.
- فیبرها با زوایای کوچکتر (نزدیک به محور افقی)، تقریباً در راستای نیروی اعمالی قرار داشته از این‌رو، زودتر تحت کشش قرار می‌گیرند که این خود باعث افزایش سفتی لیگامان و کاهش جابجایی کلی دندان می‌شود. از طرفی، بدلیل سفت‌تر شدن بافت، فضای کمتری برای جابجایی سیال ایجاد می‌شود در نتیجه، سیال محبوس‌تر شده و فشار مایع میان‌بافتی یا هیدرواستاتیک افزایش می‌یابد.
- فیبرها با زوایای بزرگتر (نزدیک به محور عمودی)، که در ابتدا نسبت به نیرو زاویه‌دار هستند تا زمانی که کشیده نشده‌اند، مقاومت کمتری در برابر حرکت دندان ایجاد کرده بنابراین، جابجایی بیشتری مشاهده می‌شود. در این حالت لیگامان نرم‌تر عمل کرده و تغییرشکل آن بیشتر است. این امر باعث افزایش فضا برای حرکت سیال شده در نتیجه، فشار مایع میان‌بافتی کاهش می‌یابد زیرا، سیال فرصت بیشتری برای تخلیه دارد.
- در شرایط فیزیولوژیکی و آناتومیکی واقعی، ساختار الیاف کلاژن در PDL کاملا ناهمگن بوده و زاویه و نحوه قرارگیری این رشته‌ها بسته به موقعیت فضایی در نواحی مختلف (نظیر نواحی تاجی، میانی، رأسی و همچنین پیرامون محیط ریشه) تفاوت دارد. از این‌رو، در پژوهش‌های آتی، توسعه مدل‌های ساختاری با لحاظ کردن جهت‌گیری‌های مکانی متغیر و ناهمگن الیاف بر پایه داده‌های تجربی و بافت‌شناسی دقیق، می‌تواند به پیش‌بینی‌های واقع‌بینانه‌تر و ارتقای دقت بیومکانیکی مدل منجر گردد.

منابع

[1] S.W. McCormack, U. Witzel, P.J. Watson, M.J. Fagan, F. Gröning, The biomechanical function of periodontal ligament fibres in orthodontic tooth movement, Plos one, 9(7) (2014) e102387.

[2] X. Wen, F. Pei, Y. Jin, Z. Zhao, Exploring the mechanical and biological interplay in the periodontal ligament, International Journal of Oral Science, 17(1) (2025) 23.

[3] A. Nanci, Ten cate's oral histology development, structure, and function, 8/e, Elsevier india, 2014.

[4] W. Wu, W. Zhang, G. Huang, Z. Zhang, F. Cui, A perspective on the mechanical engineering of biomimetic

[14] A.N. Natali, P.G. Pavan, C. Venturato, K. Komatsu, Constitutive modeling of the non-linear visco-elasticity of the periodontal ligament, Computer methods and programs in biomedicine, 104(2) (2011) 193–198.

[15] J. Zhou, Y. Song, X. Shi, C. Zhang, Tensile creep mechanical behavior of periodontal ligament: a hyper-viscoelastic constitutive model, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 207 (2021) 106224.

[16] A.N. Natali, E.L. Carniel, P.G. Pavan, F.G. Sander, C. Dorow, M. Geiger, A visco-hyperelastic-damage constitutive model for the analysis of the biomechanical response of the periodontal ligament, (2008).

[17] H. Huang, W. Tang, Q. Tan, B. Yan, Development and parameter identification of a visco-hyperelastic model for the periodontal ligament, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 68 (2017) 210–215.

[18] A.I. Zhurov, G. Limbert, D.P. Aeschlimann, J. Middleton, A constitutive model for the periodontal ligament as a compressible transversely isotropic visco-hyperelastic tissue, Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 10(3) (2007) 223–235.

[19] A.N. Natali, P.G. Pavan, C. Scarpa, Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament, Dental Materials, 20(7) (2004) 623–629.

[20] A. Karimi, R. Razaghi, H. Biglari, S.M. Rahmati, A. Sandbothe, M. Hasani, Finite element modeling of the periodontal ligament under a realistic kinetic loading of the jaw system, The Saudi Dental Journal, 32(7) (2020) 349–356.

[21] A.N. Natali, P.G. Pavan, B.A. Schrefler, S. Secchi, A Multi-Phase Media Formulation for Biomechanical Analysis of Periodontal Ligament*, Meccanica, 37(4-5) (2002) 407–418.

[22] M. Bergomi, J. Cugnoni, M. Galli, J. Botsis, U.C. Belser, H.A. Wiskott, Hydro-mechanical coupling in the periodontal ligament: A porohyperelastic finite element model, Journal of biomechanics, 44(1) (2011) 34–38.

[23] M. Ashrafi, F. Ghalichi, B. Mirzakouchaki, I. Zoljanahi Oskui, Numerical simulation of hydro-mechanical periodontal ligament models for biomedical applications, Translational Dental Research, 1(2) (2025) 100016.

[5] E.G. Ovy, D.L. Romanyk, C. Flores Mir, L. Westover, Modelling and evaluating periodontal ligament mechanical behaviour and properties: A scoping review of current approaches and limitations, Orthodontics & Craniofacial Research, 25(2) (2022) 199–211.

[6] A. Natali, P. Pavan, E.L. Carniel, C. Dorow, Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental–numerical analysis, Connective Tissue Research, 45(4-5) (2004) 222–230.

[7] T.S. Fill, R.W. Toogood, P.W. Major, J.P. Carey, Analytically determined mechanical properties of, and models for the periodontal ligament: critical review of literature, Journal of Biomechanics, 45(1) (2012) 9–16.

[8] L. Sabat, C.K. Kundu, History of finite element method: a review, Recent Developments in Sustainable Infrastructure: Select Proceedings of ICRDSI 2019, (2020) 395–404.

[9] W. Van Driel, E. Van Leeuwen, L. Blankevoort, J. Von den Hoff, J. Maltha, Time dependent displacement of the tooth in response to orthodontic forces, (1998).

[10] L. Qian, M. Todo, Y. Morita, Y. Matsushita, K. Koyano, Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament, Dental materials, 25(10) (2009) 1285–1292.

[11] S.R. Toms, G.J. Dakin, J.E. Lemons, A.W. Eberhardt, Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament, Journal of biomechanics, 35(10) (2002) 1411–1415.

[12] C.-Y. Wang, M.-Z. Su, H.-H. Chang, Y.-C. Chiang, S.-H. Tao, J.-H. Cheng, L.-J. Fuh, C.-P. Lin, Tension-compression viscoelastic behaviors of the periodontal ligament, Journal of the Formosan Medical Association, 111(9) (2012) 471–481.

[13] C. Dorow, N. Krstin, F.-G. Sander, Determination of the mechanical properties of the periodontal ligament in a uniaxial tensional experiment, Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie, 64(2) (2003) 100–107.

coupling of periodontal ligament, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 234(2) (2020) 171–178.

[24] J. Ortún-Terrazas, J. Cegoñino, U. Santana-Penín, U. Santana-Mora, A.P. Del Palomar, Approach towards the porous fibrous structure of the periodontal ligament using micro-computerized tomography and finite element analysis, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 79 (2018) 135–149.

[25] G.A. Holzapfel, T.C. Gasser, R.W. Ogden, A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models, Journal of elasticity and the physical science of solids, 61(1) (2000) 1–48.

[26] J.C. Castillo Méndez, Simulación numérica no lineal esfuerzo-deformación de la cubierta plástica de un invernadero a través del método del elemento finito, Universidad Autónoma Chapingo, 2016.

[27] M. Argoubi, A. Shirazi-Adl, Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression, Journal of biomechanics, 29(10) (1996) 1331–1339.

[28] Z. Wei, X. Yu, X. Xu, X. Chen, Experiment and hydro-mechanical coupling simulation study on the human periodontal ligament, Computer methods and programs in biomedicine, 113(3) (2014) 749–756.

[29] I.A. Poiate, A.B. Vasconcellos, M. Mori, E. Poiate Jr, 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography, Computer methods and programs in biomedicine, 104(2) (2011) 292–299.

[30] G.G. Ross, C.S. Lear, R. DeCou, Modeling the lateral movement of teeth, Journal of biomechanics, 9(11) (1976) 723–734.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

H. Asadi Gilakjania , K. Salehinejad Chayjani, Finite Element Analysis of the Mechanical Behavior of the Periodontal Ligament Using a Poro-Transversely Isotropic Hyperelastic Biphasic Model, Amirkabir J. Mech Eng., 58(3) (2026) 407-426.

DOI: 10.22060/mej.2026.25414.7949