

Numerical Simulation of Stress Distribution in Periodontal Ligament of Incisor and Premolar

M. Ashrafi¹, F. Ghalichi^{2*}, B. Mirzakouchaki³

¹Ph.D Student, Mechanical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

²Professor, Mechanical Engineering Department, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

³ Associate Professor, School of Dentistry, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

Receipt in the online submission system 22 June 2015, received in revised form 29 October 2015, accepted 2 January 2016

Abstract

Periodontal ligament (PDL) is a soft fibrous tissue which is located between tooth and alveolar bone. Because the tissue is softer than the surrounding tissue, tooth movement is forced to follow the movement of the soft tissue. The goal of this study is comparison of periodontium related to single and two root teeth behavior with applying different loads. The modeling of the real 3D geometry of incisor and premolar periodontium is carried out using micro CT scan. PDL is considered as hyperelastic material and stress-strain distribution was investigated by applying different loads. The results of finite element simulation show that tooth displacement with different loading is not necessarily in direction of loading and also stress distribution show that PDL absorbs the stresses, consequently alveolar carry less stresses. Strain distribution in PDL and alveolar bone stress represents uniform distribution of force in two root tooth. The analogy of results shows the accommodation with previous studies.

Key words: *periodontal ligament, incisor, premolar, finite element simulation, micro CT scan technique*

Corresponding author

Address: Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Sahand New Town, P.O. Box: 51335-1996, Tabriz, Iran.

Tel: +98-914-1167950

Fax: +98-41-33459490

E-mail: fghalichi@sut.ac.ir

شبیه‌سازی عددی توزیع تنش در لیگامنت پریدنتال مربوط به دندان‌های اینسایزر و پرمولار طی بارگذاری‌های مختلف

مهران اشرفی^۱، فرزنان قالیچی^{۲*}، بهنام میرزا کوچکی^۳

^۱ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز

^۲ استاد، گروه بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز

^۳ دانشیار، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۴/۴/۱، بازنگری: ۱۳۹۴/۸/۷، پذیرش قطعی: ۱۳۹۴/۱۰/۱۲

چکیده

لیگامنت پریدنتال یک بافت نرم فیبروزی است که بین دندان و استخوان آلوئولار قرار گرفته است. با توجه به اینکه این بافت نرم‌تر از بافت‌های مجاور اطراف است، حرکت دندان ناگزیر از پی حرکت این بافت نرم می‌باشد. هدف از این مطالعه، مقایسه‌ی رفتار مجموعه‌ی پریدنتیوم مربوط به دندان‌های تک‌ریشه‌ای و دوریشه‌ای، در اثر اعمال بارهای مختلف است. بدین منظور به کمک تکنیک تصویربرداری میکروسیتی، مدل‌سازی هندسی واقعی سه‌بعدی دندان‌های اینسایزر و پرمولار انجام شده و با در نظر گرفتن خواص هایپرالاستیک لیگامنت پریدنتال، توزیع تنش و کرنش در اثر اعمال نیروهای مختلف بررسی شد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی المان محدود بیانگر این نکته بود که جابجایی دندان تحت بارگذاری‌های مختلف لزوماً در جهت بار اعمالی نمی‌باشد. توزیع تنش نیز نشان داد که لیگامنت پریدنتال، تنش‌های وارده را جذب کرده و در نتیجه استخوان تنش کمتری را تحمل می‌نماید. توزیع کرنش در لیگامنت پریدنتال و نیز تنش وارده به استخوان، نشان‌دهنده‌ی توزیع یکنواخت‌تر نیرو در دندان دو ریشه‌ای بود. مقایسه‌ی بین نتایج نشان‌دهنده‌ی تطابق نتایج این مطالعه با مطالعات گذشته می‌باشد.

کلیدواژه‌ها: لیگامنت پریدنتال، اینسایزر، پرمولار، تحلیل اجزای محدود، تکنیک تصویربرداری میکروسیتی

* نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، کد پستی: ۱۹۹۶-۵۱۳۳۵

تلفن: +۹۸(۹۱۴)۱۱۶۷۹۵۰

دورنگار: +۹۸(۴۱)۳۳۴۵۹۴۹۰

پست الکترونیکی: fghalichi@sut.ac.ir

۱- مقدمه

لیگامنت پریودنتال یک بافت همبند نرم و فیبروزی است، که دو بافت سخت و متفاوت استخوان فک و دندان را به هم متصل می‌کند [۱]. این بافت نیروهای فیزیولوژیکی و یا نیروهای ناشی از اعمال درمان را توزیع می‌کند و در نهایت اجازه حرکت به دندان داده می‌شود. بنابراین، حضور لیگامنت پریودنتال و اعمال نیروهای خارجی به دندان‌ها اجازه می‌دهد تا دندان‌ها در حفره‌ی استخوانی حرکت کنند. این بافت پیچیده‌تر از لیگامنت‌های دیگر است و توضیح دقیق شکل، اندازه و ترکیب آن نیازمند چالشی عمده است. تاکنون ارتباط این اجزا با یکدیگر به درستی شناخته نشده است. با این وجود، شناخت ساختار بیولوژیکی و رفتار مکانیکی لیگامنت پریودنتال می‌تواند توصیف مکانیزم حرکت دندان را گسترده‌تر سازد. این درک صحیح از رفتار مکانیکی نه تنها می‌تواند در مداخله‌های درمانی مفید باشد، بلکه ایده‌ی طراحی تجهیزات دندان‌پزشکی در ذهن مهندسان بیومکانیک را نیز روشن‌تر می‌سازد. شناخت هر چه بیشتر ناحیه‌ی تماس دندان با استخوان و ارائه‌ی اطلاعات بیشتر از خواص مکانیکی آن، می‌تواند فرآیند درمان را برای دندان‌پزشکان تسهیل نموده و در مواقعی سرعت بخشد و در نتیجه احساس راحتی و خرسندی فراهم شود.

یکی از روش‌های مورد مطالعه در این زمینه، استفاده از روش اجزای محدود است. در این راستا، شبیه‌سازی‌های اجزای محدود نشان داده‌اند که حرکت اولیه‌ی دندان به خواص مکانیکی لیگامنت پریودنتال بستگی دارد [۲، ۳]. صحت نتایج آنالیز اجزای محدود به مدل‌کردن پیچیدگی مورفولوژی و خصوصیات مواد بستگی دارد [۴، ۵].

رفتار لیگامنت پریودنتال تا حد زیادی متاثر از نوع بارگذاری مکانیکی روی دندان می‌باشد [۶]. منحنی‌های تنش و کرنش حاصل از آزمایش لیگامنت پریودنتال نشان داده‌اند که لیگامنت پریودنتال رفتار مکانیکی غیرخطی و وابسته به زمان دارند [۷]. در مقالات، رفتار پیچیده‌ی لیگامنت پریودنتال تایید شده است، اما برای مطالعه از مدل‌های ساده‌شده استفاده می‌شود. اندرسون و همکاران [۸]، خاطر نشان کرده‌اند که لیگامنت پریودنتال یک ماده‌ی غیرخطی، غیرهموزن،

ناهمسانگرد و ویسکوالاستیک است، اما به دلیل کمبود داده‌های آزمایشگاهی در تحلیل اجزای محدود آن را الاستیک خطی و همسانگرد در نظر گرفته‌اند. ویسیلی و همکاران [۴]، لیگامنت پریودنتال را به صورت خطی الاستیک و ایزوتروپ در نظر گرفته‌اند و اظهار داشته‌اند که این فرض برای مطالعه‌شان مناسب است، اما اگر لیگامنت پریودنتال با یا بدون در نظر گرفتن فیبرهای لیگامنت پریودنتال به صورت غیرایزوتروپ و غیرخطی مدل شود، متغیرهای اضافی باید در نظر گرفته شوند. کاتانو و همکاران [۵] انتقال نیرو در بارگذاری ارتودونسی از دندان به استخوان را بررسی کردند و تاثیر مقدار نیرو در توزیع تنش و کرنش در استخوان آلوئولار و ساختار اطراف آن را تعیین کردند. نویسندگانی که از روش اجزای محدود استفاده کرده و لیگامنت پریودنتال را به صورت غیرخطی، چند فازی و ویسکوالاستیک در نظر گرفته‌اند، تاثیر انتقال بار از دندان به ریشه را نشان داده‌اند. بر اساس مشاهدات آن‌ها، نیروهای کوچک برای ایجاد تغییر شکل در لیگامنت پریودنتال کافی هستند اما تنش فشاری ایجاد شده بسیار ملایم است [۹، ۱۰].

استفاده از مدل سه‌بعدی در تحقیقات ضروری است، چون مدل دوبعدی مناسب نبوده و نباید برای شبیه‌سازی سیستم دندان استخوان تحت بارگذاری استفاده شود. بنابراین نتایج حاصل از آن قابل تعمیم به سیستم‌های واقعی نیست [۱۱]. همچنین باید شبکه‌ی مناسب و دقیق‌دندانی ایجاد نمود، زیرا نتایج شبیه‌سازی اجزای محدود بسیار به فرضیات مدل‌سازی هندسه وابسته است [۱۲].

در این مطالعه با در نظر گرفتن خواص غیرخطی برای لیگامنت پریودنتال و به کمک تکنیک تصویربرداری میکروسیتی، مدل هندسی واقعی مورد مطالعه بدست آمد. شبیه‌سازی اجزای محدود برای بررسی توزیع تنش در بارگذاری‌های مختلف در دندان‌های اینسایزر و پرمولار انجام شد. نتایج نشان داده‌اند که حرکت دندان نه تنها متاثر از نوع بار اعمالی به آن می‌باشد بلکه نوع دندان و شکل هندسی آن نیز می‌تواند بر حرکت آن تاثیرگذار باشند. در جابجایی‌های دندانی، لیگامنت پریودنتال نقش عمده‌ای در جذب نیروها دارد و مانع از انتقال مستقیم تنش از دندان به استخوان

برای بدست آوردن نتایج دقیق‌تر ضروری است. دندان و استخوان به صورت ایزوتروپیک و الاستیک خطی در نظر گرفته شدند [۳، ۱۳-۱۵]. بافت نرم لیگامنت پرپودنتال تحت کرنش‌های بزرگتری قرار می‌گیرد. برای توصیف چنین رفتاری از تابع انرژی کرنشی استفاده می‌شود [۱۶]. برای برخی از نرخ‌های بارگذاری مانند بارگذاری دندان در هنگام جویدن، می‌توان رفتار لیگامنت پرپودنتال را بر اساس قوانین الاستیسیته‌ی غیرخطی توصیف کرد. از این مدل‌ها بیشتر برای مواد کامپوزیتی استفاده می‌شود و بر همین اساس لیگامنت پرپودنتال نیز بصورت ماتریسی در نظر گرفته می‌شود، که فیبرهای کلاژن در آن قرار داده شده‌اند. به علت قرارگیری فضایی پیچیده‌ی کلاژن‌ها در ماتریس، لیگامنت پرپودنتال رفتار غیرهمسانگردی از خود نشان می‌دهد که باید علاوه بر رابطه‌ی غیرخطی، تنش و کرنش آن نیز در نظر گرفته شود. با فرض اینکه لیگامنت پرپودنتال شامل فیبرهایی باشد که در یک ماتریس همسانگرد قرار گرفته‌اند، بطور معمول مدل ریاضی بر اساس توابع انرژی ذخیره‌شده که به تغییر شکل الاستیک ماده بستگی دارند، بیان می‌شود.

$$W = W(I_1 \times I_2 \times I_3 \times I_4) \quad (1)$$

که I_1, I_2, I_3 نامتغیرهای اصلی تانسور کوشی-گرین هستند. نامتغیر I_4 مربوط به جهت‌گیری فیبرها است و نشان‌گر توزیع آنها در بافت می‌باشد [۱۱]. در این مطالعه از تابع انرژی کرنشی ارائه‌شده توسط برگومی و همکاران [۱۷]، استفاده شده‌است:

$$W = \sum_{k=1}^N 2 \frac{\mu_k}{\alpha_k} \left[\lambda_1^{\alpha_k} + \lambda_2^{\alpha_k} + \lambda_3^{\alpha_k} - 3 + \frac{1}{\beta_k} (J^{-\alpha_k \beta_k} - 1) \right] \quad (2)$$

λ_1, λ_2 و λ_3 نسبت کرنش‌های اصلی، μ_k, α_k و β_k پارامترهای مواد، J ژاکوبین و N (در این مطالعه برابر با یک) درجه‌ی تابع انرژی کرنشی هستند. پارامترهای مواد در جدول (۱) ذکر شده‌اند.

می‌شود. تفاوت‌های موجود در آناتومی دندان و لیگامنت پرپودنتال به احتمال زیاد از عوامل مهم در این زمینه هستند.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- ساخت هندسه

ساخت مدل با استفاده از تصویربرداری از مقاطع عرضی نمونه انجام شد. روش استفاده شده در این مطالعه، پرتونگاری مقطعی کامپیوتری اشعه ایکس می‌باشد. دندان‌ها و استخوان آلوتولار اطراف آن بطور جداگانه توسط میکرو CT، اسکن شدند. اسکن توسط دستگاه (Sky-Scan, Kontich, Belgium) Sky-Scan 1172 High resolution Micro CT انجام شد. در این تکنیک تصویربرداری با استفاده از اشعه‌ی X، از سطوح مقاطع عرضی یک جسم سه‌بعدی تصویربرداری صورت می‌گیرد. این تصاویر می‌توانند بیانگر یک مدل واقعی باشند، بدون اینکه هیچ‌گونه تغییر شکلی را در هندسه بوجود آورد و بنابراین هندسی واقعی مورد مطالعه قرار می‌گیرد. فاصله‌ی هر مقطع دندان و استخوان آلوتولار که از آن تصویربرداری شده- است، ۱/۷ میکرومتر است. این تعداد زیاد تصاویر باعث می‌شوند که بتوان هندسه‌ی بسیار دقیقی از دندان و استخوان آلوتولار اطراف آن بدست آورد. بعد از لایه‌بندی عکس‌های اسکن‌شده و گرفتن خروجی مش سطحی از نرم‌افزار میمیکس^۱، در نرم‌افزار کتیا^۲ به ایجاد سطح بر روی مش سطحی برای هر سه جزء مجموعه‌ی پرپودنتیوم بطور جداگانه پرداخته شد. مدل حاصل را در نرم‌افزار ANSYS Multiphysics 14.0 فراخوانی کرده و پس از مراحل مش‌بندی، بارگذاری و تعریف مواد برای هر جزء، در نهایت حل انجام شد.

۲-۲- خصوصیات مواد

خواص مکانیکی هر کدام از سه جزء یا بخش دندان، لیگامنت پرپودنتال و استخوان آلوتولار بر روی نتایج حاصل از شبیه‌سازی موثر خواهند بود. بنابراین، اعمال خواص مناسب

^۱ Mimics

^۲ Catia

جدول (۱)- خصوصیات مکانیکی دندان، استخوان و لیگامنت

پریودنتال

مواد	رفتار	ثابت‌ها		
		E(MPa)	ν	
دندان	الاستیک	۲۰۰۰۰	۰/۳	
		۱۵۰۰۰	۰/۳	
لیگامنت پریودنتال	هایپرالاستیک	μ (MPa)	α	ν
		۰/۰۳	۲۰/۹	۰/۴۹

۴-۲- شرایط مرزی و بارگذاری

نیروهای کرونال-اپیکال، لینگوال-بوکال و مزیال-دیستال در سطح دندان‌ها به اندازه‌ی ۱۰ نیوتن اعمال شدند. برای صفحات دیستال و مزیال مربوط به استخوان، جابجایی صفر در نظر گرفته شد. اجزا نیز بهم چسبیده فرض شدند.

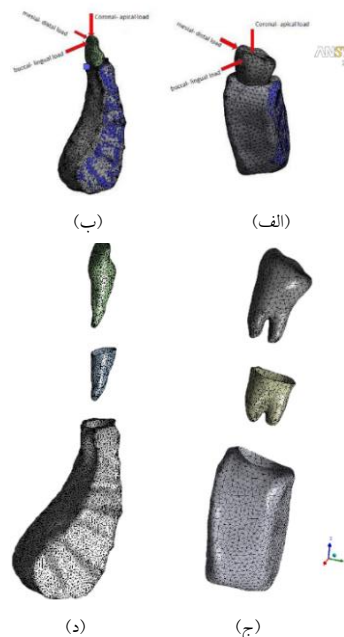
۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- اعمال نیروی فوقانی - تحتانی

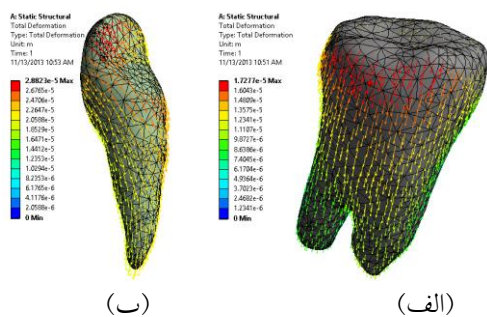
وقتی نیروی کرونال-اپیکال ۱۰ نیوتنی به سر دندان اعمال می‌شود، جابجایی به صورت نشان‌داده شده در شکل (۲)، به دست می‌آید. بیشینه جابجایی برای دندان اینسایزر و پرمولار بترتیب برابر با ۲۸/۸ و ۱۷/۲۷ میکرومتر بدست آمد. با توجه به تغییر شکل، مشاهده می‌شود که دندان علاوه بر جهت کرونال-اپیکال در جهت لینگوال-بوکال نیز جابجا می‌شود. شکل (۳) تنش وون میسر در مجموعه پریودنتیوم را نشان می‌دهد. بیشینه تنش وون میسر برای دندان‌های اینسایزر و پرمولار بترتیب ۳۰۲/۳ و ۲۹۸/۱ مگاپاسکال بدست آمد. مشاهده می‌شود که لیگامنت پریودنتال در جذب تنش‌های وارده نقش دارد. توزیع تنش در استخوان در ناحیه‌ی کورونال-اپیکال و در سطح تماس با لیگامنت پریودنتال بیشتر است. کرنش در لیگامنت پریودنتال حاکی از تحمل کرنش‌های بزرگ‌تر است. همانطور که در شکل (۳) مشاهده می‌شود، بیشینه کرنش برای دندان‌های اینسایزر و پرمولار ۰/۱۷۶ و ۰/۰۷۵ بدست آمد.

۳-۲- روش حل اجزای محدود

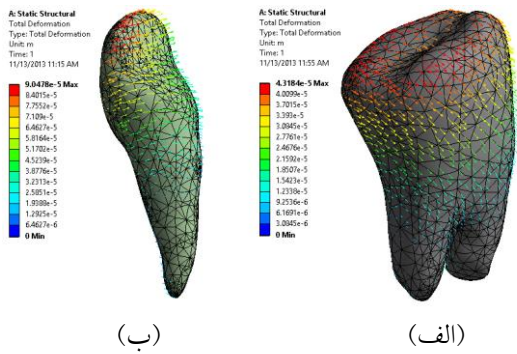
بسته‌ی نرم‌افزاری ANSYS Multiphysics 14.0 برای شبیه‌سازی انتخاب شد. در شبکه‌بندی حل عددی، از مش چهاروجهی غیر ساختاریافته استفاده شد. تغییرات مقادیر بیشینه‌ی جابجایی با تعداد ۳۶۴۴۸ شبکه برای مجموعه‌ی اینسایزر و ۲۹۵۰۱ شبکه برای مجموعه‌ی پرمولار، به ترتیب برابر با ۰/۱ و ۰/۳۵ درصد بدست آمد. مدل‌های ساخته‌شده برای دندان‌های پرمولار و اینسایزر در شکل (۱) مشاهده می‌شوند.



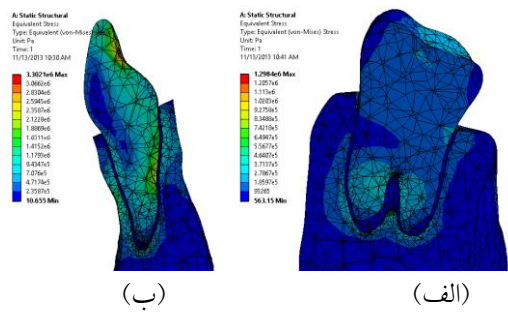
شکل (۱)- مدل اجزای محدود پریودنتیوم مربوط به دندان (الف) پرمولار، (ب) اینسایزر، به همراه شرایط مرزی جابجایی صفر در صفحات مزیال و دیستال و بارگذاری‌های کرونال-اپیکال، لینگوال-بوکال و مزیال-دیستال. دندان، لیگامنت پریودنتال و استخوان مربوط به دندان (ج) پرمولار و (د) اینسایزر



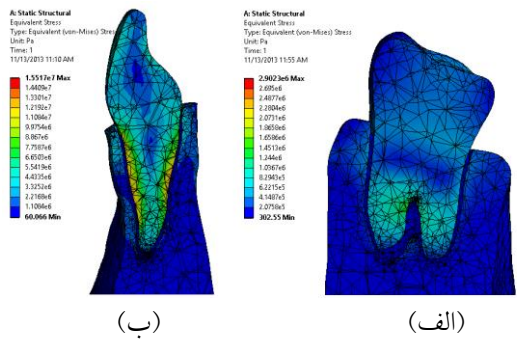
شکل (۲)- جابجایی در اثر اعمال نیروی کورونال-اپیکال، در دندان (الف) پرمولار، (ب) اینسایزر



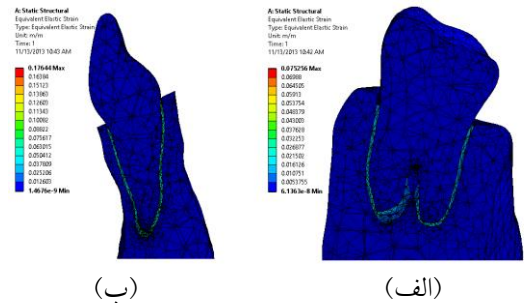
شکل (۵) - جابجایی در اثر اعمال نیروی لینگوال - بوکال ، دندان الف) پرمولار، ب) اینسایزر



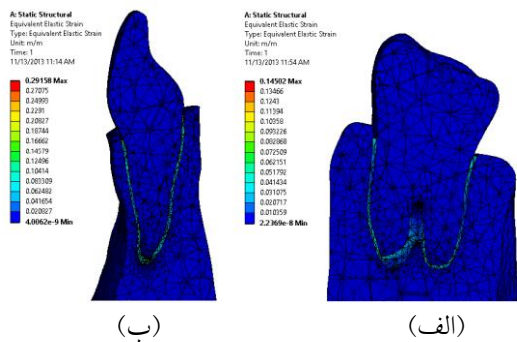
شکل (۳) - توزیع تنش وون میسر در الف) مقطع فرونتال دندان پرمولار، ب) مقطع ساجیتال دندان اینسایزر، در اثر اعمال بار کورونال - اپیکال



شکل (۶) - توزیع تنش وون میسر در الف) مقطع فرونتال دندان پرمولار، ب) مقطع ساجیتال دندان اینسایزر، در اثر اعمال بار لینگوال - بوکال



شکل (۴) - توزیع کرنش در الف) مقطع فرونتال دندان پرمولار، ب) مقطع ساجیتال دندان اینسایزر، در اثر اعمال بار کورونال - اپیکال



شکل (۷) - توزیع کرنش در الف) مقطع فرونتال دندان پرمولار، ب) مقطع ساجیتال دندان اینسایزر، در اثر اعمال بار لینگوال - بوکال

۳-۲- اعمال نیروی لینگوال - بوکال

با اعمال نیروی ۱۰ نیوتنی لینگوال - بوکال به سر دندان، لیگامنت پریودنتال تحت کرنش بزرگتری قرار گرفته و تنش در دندان نیز بیشتر می‌شود. همچنین لیگامنت تنش‌های وارده را جذب کرده و استخوان تنش‌های کمتری را متحمل می‌شود. نتایج جابجایی، تنش وون میسر و کرنش برای هر دو دندان بترتیب در شکل‌های ۵، ۶ و ۷ نشان داده شده‌اند. بیشینه‌ی جابجایی برای این حالت برای دندان اینسایزر و پرمولار بترتیب برابر با ۹۰/۴۷ و ۴۳/۱۸ میکرومتر بدست آمد. تنش وون میسر بیشینه نیز برای هر دندان بترتیب ۵۱۷/۱۵ و ۹۰۲/۲ مگاپاسکال بوده و کرنش ۰/۲۹۱ و ۰/۱۴۵ می‌باشد.

۳-۳- اعمال نیروی مزیال - دیستال

در این حالت نیز توزیع تنش و کرنش در دندان، لیگامنت پریودنتال و استخوان مانند دو حالت قبلی مورد بررسی قرار

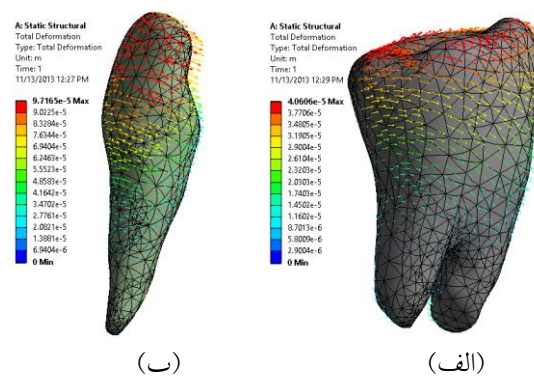
۴- نتیجه گیری

در مطالعات گذشته آزمایشات متعددی برای اندازه‌گیری خصوصیات مکانیکی مجموعه‌ی پرپودنتیوم انجام شده‌است، ولیکن به اندازه‌گیری تنش و کرنش نمونه‌ی جدا شده از کل مجموعه محدود می‌باشند [۱۴، ۱۸-۲۰]. اعتبار نتایج تحلیل اجزای محدود، در چگونگی مدل‌کردن پیچیدگی مورفولوژی و خواص مواد بافت است. تحلیل اجزای محدود این امکان را به ما می‌دهد تا میدان تنش و کرنش را در کل مجموعه‌ی پرپودنتیوم بدست آوریم. در این مطالعه بعد از بدست آوردن هندسه‌ی واقعی به کمک تکنیک تصویربرداری میکروسیتی و با استفاده از روش المان محدود، به بررسی توزیع تنش و کرنش در مجموعه‌ی پرپودنتیوم پرداخته‌شد. این نتایج امکان پیش‌بینی رفتار دندان را در طول بارگذاری ارتدوونسی و فیزیولوژیکی فراهم می‌سازد. نوع نیروی وارده و اعمال مدلی مناسب برای خصوصیات مواد لیگامنت پرپودنتال، تعیین کننده‌ی نوع رفتار آن و در نتیجه چگونگی حرکت دندان است. این امر می‌تواند دید کلی برای دندان‌پزشکان فراهم سازد، به گونه‌ای که جهت و مقدار حرکت دندان در بارگذاری ارتدوونسی در مطلوب‌ترین حالت خود قرار گیرد.

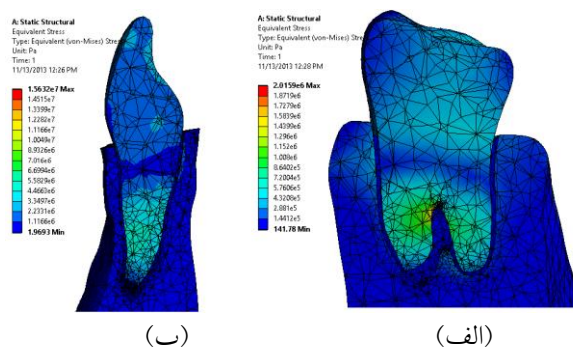
برای برخی نرخ‌های بارگذاری مانند نیروهای جوشی فعالیت لیگامنت پرپودنتال را می‌توان بصورت غیرخطی در نظر گرفت. با توجه به حضور ماتریس زمینه که توسط فیبرهای کلاژن محکم شده‌اند، لیگامنت پرپودنتال پاسخ ناهمسانگردی نشان خواهد داد. مدل هایپراالاستیک می‌تواند برای توضیح پاسخ مکانیکی در این نوع شرایط بارگذاری استفاده شود. با این فرض که لیگامنت پرپودنتال شامل ماتریس الاستیک محکم شده توسط فیبرهای است، خصوصیات مواد را می‌توان توسط تابع انرژی کرنشی، که به تغییر شکل ماده بستگی دارد، تعریف کرد. با در نظر گرفتن این ناهمسانگردی در خصوصیات مواد، نتایج بدست آمده نشان‌دهنده‌ی خصوصیت جاذب نیروی لیگامنت پرپودنتال می‌باشند.

در این تحقیق با ارزیابی جابجایی‌های دندانی و نواحی اعمال تنش، تعیین کردن انواع مختلف حرکات دندانی محتمل گردید. به صورت تئوری، احتمال پیش‌بینی آن دسته از نواحی که احتمالاً دچار بازسازی استخوانی می‌شوند نیز

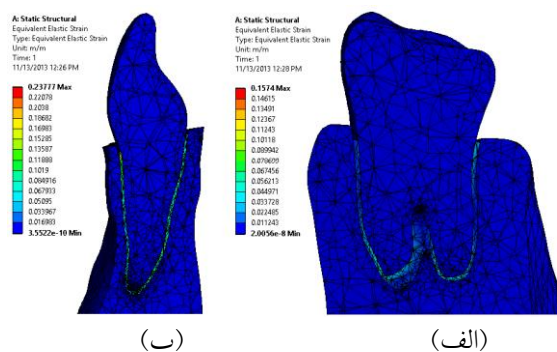
گرفت. بیشینه‌ی جابجایی، تنش وون میسر و کرنش برای دندان‌های اینسایزر و پرمولار بترتیب ۹۷/۱۶ و ۶۰/۴۰ میکرومتر، ۶۳۲/۱۵ و ۰۱۵/۲ مگاپاسکال، ۰/۲۳۷ و ۰/۱۵۷ مشاهده شد.



شکل (۸)- جابجایی در اثر اعمال نیروی میزال- دیستال، در دندان (الف) پرمولار، (ب) اینسایزر



شکل (۹)- توزیع تنش وون میسر در (الف) مقطع فرونتال دندان پرمولار، (ب) مقطع ساجیتال دندان اینسایزر، در اثر اعمال بار میزال - دیستال



شکل (۱۰)- توزیع کرنش در (الف) مقطع فرونتال دندان پرمولار، (ب) مقطع ساجیتال دندان اینسایزر، در اثر اعمال بار میزال- دیستال

با توجه به نتایج، مشاهده شد که لیگامنت پریودنتال مانع از اعمال مستقیم تنش به استخوان شده و در نتیجه استخوان تنش‌های کمتری را متحمل می‌شود. توزیع تنش در دندان و استخوان در سطح تماس با لیگامنت پریودنتال می‌باشد. در هر کدام از سه نوع بارگذاری اعمالی، دندان دو ریشه‌ای توزیع تنش و کرنش یکنواخت‌تر و نیز مقدار کمتری نسبت به دندان تک ریشه‌ای از خود نشان داد. این مطلب با توجه به نقش عملکردی دندان‌های اینسایزر و پرمولار نیز قابل درک می‌باشد. در مطالعه‌ی حاضر، بارگذاری به صورت استاتیکی بوده و نتایج حاصل از آن دیدی کلی برای حرکت دندان در طول اعمال بارهای ارتدوونسی را فراهم می‌سازد. در آینده با در نظر گرفتن بارگذاری‌های ارتدونتیک و حل دینامیک و نیز فرض فرآیند بازسازی استخوان، می‌توان به حل بهتری از حرکت دندان‌ها دست یافت.

۵-مراجع

[1] A. Nanci, 2007, Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function, Elsevier Health Sciences

[2] C. Bourauel, D. Freudenreich, D. Vollmer, D. Kobe, D. Drescher, A. Jager, 1999, "Simulation of Orthodontic Tooth Movements. A Comparison of Numerical Models," Journal of Orofacial Orthopedics, 60(pp. 136-151).

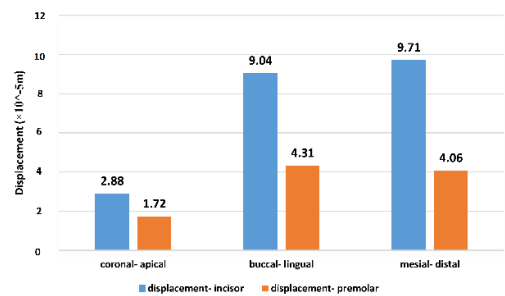
[3] L. Qian, M. Todo, Y. Morita, Y. Matsushita K. Koyano, 2009, "Deformation Analysis of the Periodontium Considering the Viscoelasticity of the Periodontal Ligament," Dent Mater, 25(10), pp. 1285-92.

[4] R. F. Viecilli, T. R. Katona, J. Chen, Jr, J. K. Hartsfield, W. E. Roberts, 2008, "Three-Dimensional Mechanical Environment of Orthodontic Tooth Movement and Root Resorption," American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 133(6), pp. 791. e11-791. e26.

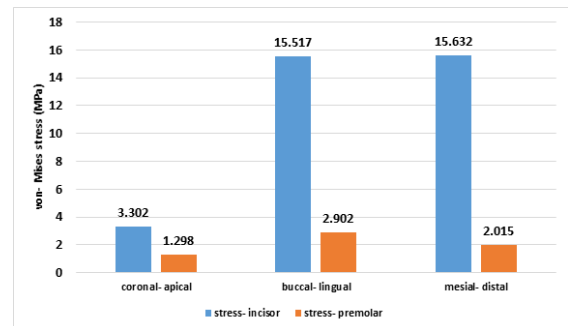
[5] P. Cattaneo, M. Dalstra, B. Melsen, 2009, "Strains in Periodontal Ligament and Alveolar Bone Associated with Orthodontic Tooth Movement Analyzed by Finite Element," Orthodontics & craniofacial research, 12(2), pp. 120-128.

[6] Y. I. Nyashin, M. Y. Nyashin, 2000, "Biomechanical Modeling of Periodontal Ligament Behaviour under Various Mechanical Loads," Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2(pp. 67-74).

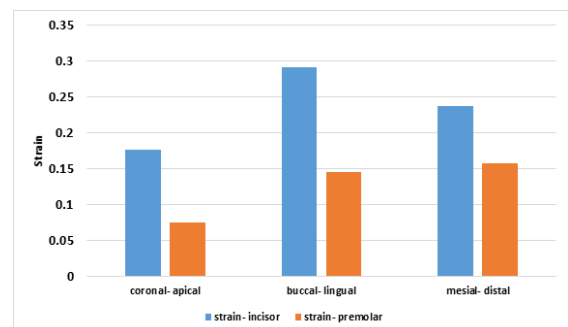
فراهم گردید. به گونه‌ای که با ایجاد تنش در استخوان، جهت‌گیری سلول‌های استخوانی برای مقابله با تنش ایجادشده در نواحی با تنش بالا مهم‌تر یا بزرگتر از سایر نواحی خواهد بود. جابجایی دندان‌ها نشان داد که اعمال بار به دندان لزوماً به حرکت دندان در همان جهت منجر نمی‌شود و دندان به دلیل هندسه‌ی نامتقارن در جهت‌های دیگر نیز جابجا خواهد شد. بیشینه‌ی جابجایی، تنش و کرنش برای هر دو دندان در شکل‌های (۱۱، ۱۲ و ۱۳) برای مقایسه و ارزیابی بهتر نتایج آورده شده‌اند.



شکل (۱۱)- بیشینه جابجایی در دو دندان، طی بارگذاری‌های مختلف



شکل (۱۲)- بیشینه‌ی تنش وون میسز برحسب مگاپاسکال در دو دندان طی بارگذاری‌های مختلف



شکل (۱۳)- بیشینه‌ی کرنش در دو دندان طی بارگذاری‌های مختلف

- [14] C. S. Sanctuary, H. A. Wiskott, J. Justiz, J. Botsis, U. C. Belser, 2005, "In Vitro Time-Dependent Response of Periodontal Ligament to Mechanical Loading," *Journal of Applied Physiology*, 99(6), pp. 2369-2378.
- [15] C. Y. Wang, M. Z. Su, H. H. Chang, Y. C. Chiang, S. H. Tao, J. H. Cheng, L. J. Fuh, C. P. Lin, 2012, "Tension-Compression Viscoelastic Behaviors of the Periodontal Ligament," *JFormos Med Assoc*, 111(9), pp. 471-81.
- [16] J. Butler, S. S. Kohles, R. J. Thielke, C. Chen, R. Vanderby, 1997, "Interstitial Fluid Flow in Tendons or Ligaments: A Porous Medium Finite Element Simulation," *Medical and Biological Engineering and Computing*, 35(pp. 742-746.
- [17] M. Bergomi, J. Cugnoni, M. Galli, J. Botsis, U. C. Belser, H. W. Wiskott, 2011, "Hydro-Mechanical Coupling in the Periodontal Ligament: A Porohyperelastic Finite Element Model," *Journal of Biomechanics*, 44(1), pp. 4-38.
- [18] M. Bergomi, J. Cugnoni, J. Botsis, U. Belser, H. Wiskott, 2010, "The Role of the fluid Phase in the Viscous Response of Bovine Periodontal Ligament," *Journal of Biomechanical Engineering*, 43(pp. 1146-1152.
- [19] A. Asundi, A. Kishen, 2000 "A Strain Gauge and Photoelastic Analysis of in Vivo Strain and in Vitro Stress Distribution in Human Dental Supporting Structures," *Archives of oral biology*, 45(7), pp. 543-550.
- [20] K. Komatsu, C. Sanctuary, T. Shibata, A. Shimada, J. Botsis, 2007, "Stress-Relaxation and Microscopic Dynamics of Rabbit Periodontal Ligament," *Journal of biomechanics*, 40(3), pp. 634-644.
- [7] M. Pini, P. Zysset, J. Botsis, R. Contro, 2004, "Tensile and Compressive Behaviour of the Bovine Periodontal Ligament," *Journal of Biomechanics*, 37(pp. 111-119).
- [8] K. Andersen, H. Mortensen, E. Pedersen, B. Melsen, 1991, "Determination of Stress Levels and Profiles in the Periodontal Ligament by Means of an Improved Three-Dimensional Finite Element Model for Various Types of Orthodontic and Natural Force Systems," *Journal of biomedical engineering*, 13(4), pp. 293-303.
- [9] S. R. Toms, J. E. Lemons, A. A. Bartolucci, A. W. Eberhardt, 2002, "Nonlinear Stress-Strain Behavior of Periodontal Ligament under Orthodontic Loading," *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 122(2), pp. 174-179.
- [10] D. Wills, D. Picton, W. Davies, A Study of the Fluid Systems of the Periodontium in Macaque Monkeys," *Archives of oral biology*, 21(3), pp. 175-185.
- [11] T. S. Fill, J. P. Carey, R. W. Toogood, P. W. Major, 2011, "Experimentally Determined Mechanical Properties of, and Models for, the Periodontal Ligament: Critical Review of Current Literature," *Journal of dental biomechanics*, 2(1), pp.
- [12] A. Hohmann, C. Kober, P. Young, C. Dorow, M. Geiger, A. Boryor, F. M. Sander, C. Sander, F. G. Sander, 2011, "Influence of Different Modeling Strategies for the Periodontal Ligament on Finite Element Simulation Results," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(6), pp. 775-783.
- [13] J. Hazrati Marangalou, F. Ghalichi, B. Mirzakouchaki, 2009 "Numerical Simulation of Orthodontic Bone Remodeling," *Orthodontic Waves*, 68(2), pp. 64-71.