

تغییر تانسور تنش در تحلیل استخوان آلوئول به دنبال اعمال نیروهای ارتودنسی: پژوهشی سه بعدی به کمک روش المان محدود

دکتر الهیار گرامی *

چکیده

این پژوهش، با هدف ارزیابی تنش ایجاد شده در دندان، غشای پرپودنتال، استخوان اسفنجی و کورتیکال، به دنبال اعمال نیروی یک نیوتنی بر تاج دندان ثنائی فک بالا، هنگامی که استخوان پشتیبان در حال تحلیل رفتن است، طراحی و انجام شده است. روش المان محدود (F.E.M.) برای واکاوی تنش‌ها در مدل دارای استخوان پشتیبان طبیعی (ARGue 391)، به عنوان شاهد و پس از تحلیل، به میزان یک، دو و نیم، پنج و شش و نیم میلی متر (ARGue 392-5) به کار گرفته شده است. در هر مرحله از آزمایش توجهی ویژه به ستیغ آلوئول شده و تنش‌های اصلی در راستای اعمال نیرو (δy) و تنش‌های برشی (τ_{yz}, τ_{yx}) در این سطح ارزیابی شده است. افزایش فزاینده‌ی تنش‌ها در همگی بافت‌های درگیر، ضمن پیشرفت تحلیل استخوان، با نسبت‌های گوناگون مشاهده گردید. اعمال نیروی ارتودنتیک، در مواردی که با کاهش سطح استخوان آلوئول روبه رو هستیم، باید همراه با ملاحظات برای جلوگیری از بروز اثرات جانبی ناخواسته باشد.

واژگان کلیدی: تحلیل استخوان، تانسور تنش، روش المان محدود

* استادیار گروه ارتودنسی دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز

به کار گرفته شد. در این روش، سازه‌ی مورد نظر به شماری اجزای کوچک تر (المان) تقسیم می‌شود. رایانه، که برای انجام امور تکراری کاملاً آمادگی دارد، مسئله‌ی مورد نظر را برای تک تک المان‌ها حل کرده و در پایان ضمن ایجاد هماهنگی، نتایج به دست می‌آیند^(۳). شرایط مرزی، به عنوان یک متغیر، برای بیان شرایط سازه‌ی مورد نظر، به گونه‌ای تعریف شدند، که به کل الگو اجازه‌ی حرکت جسمی را نمی‌دهد. ترشر (Thresher) و سایتو (Saito)^(۵) و نیز یترام (Yettram) و همکاران^(۶)، جزو نخستین پژوهشگرانی بوده‌اند، که الگوهای دو بعدی دندان و بافت‌های پشتیبان را ارائه داده‌اند و به بررسی پیرامون مسائلی گوناگون پرداختند. از آن زمان تاکنون، روش المان محدود کارایی خود را به گونه‌ای گسترده در ابعاد گوناگون حرکت دندان،^(۷-۱۳) تنش‌ها،^(۱۴-۱۹) بهینه‌سازی دستگاه‌ها^(۲۰ و ۲۱) و ... به اثبات رسانده است. این پژوهش با هدف بررسی چگونگی تغییر تنش‌های نرمال و برشی، همزمان با تحلیل استخوان آلئول در بافت‌های پشتیبان، متعاقب و در تایید بررسی هم‌اندی است، که تغییرات Maximum Principle Stress را در مراحل تحلیل استخوان آلئول بررسی می‌کند^(۱۹).

روش و ابزار

چهار الگوی سه بعدی از ثنایای میانی فک بالا با میزان‌هایی از تحلیل استخوان، به عنوان اختلاف اصلی آن‌ها، از سوی نگارنده طراحی گردید. غشای پرپودنتال (PDM) در طبقات گوناگون، بر پایه‌ی نظر کولیدج (Coolidge)^(۲۲)، دارای ضخامت‌های مختلف است (جدول شماره‌ی ۱). ابعاد گوناگون الگوها با اندکی تعدیل، از کالبد شناسی اش (Ash)^(۲۳) برگرفته شده است (شکل شماره‌ی ۱ a-c)

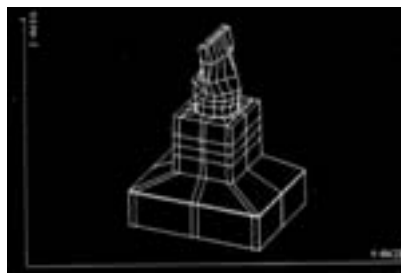
اعمال یک نیرو بر یک سطح، سبب بروز تنش می‌گردد، که آن را، به صورت خارج قسمت میزان نیرو بر سطح وارده بر آن، در نظر می‌گیرند. اگر مکعبی بسیار کوچک از درون جسمی، که تحت نیرو قرار گرفته، در نظر بگیریم، مولفه‌ای از نیروی وارده بر سطح، که عمود بر وجه این مکعب اعمال می‌گردد به عنوان تنش نرمال (Normal Stress) می‌نامند و آشکار است، که در سه امتداد فضایی، قابل تجزیه هستند ($\delta X, \delta Y, \delta Z$). این تنش‌های نرمال بر روی هر سطحی تجزیه شده و تنش‌هایی را در سطح مکعب مورد نظر فراهم می‌آورد، که آن‌ها را تنش برشی (Shearing Stress) می‌نامند. بنابراین، با توجه به این که تنش‌های برشی دو به دو با هم برابر هستند، (که در این گفتار کوتاه، فرصت گفت و گو پیرامون آن نیست)، برای انتقال اطلاعات مورد نیاز در درک درست تنش، باید ۹ یافته عنوان گردند، (سه تنش طبیعی و شش تنش برشی). مجموعه‌ی این ۹ یافته را تانسور تنش (Stress Tensor) می‌نامند^(۱). تحلیل استخوان آلئول شرایط طبیعی را دستخوش تغییر می‌کند. گرچه تحلیل استخوان را به میزان ۰/۰۱۷ میلی متر در سال می‌توان کاملاً طبیعی در نظر گرفت^(۲)، اما میزان بیشتر تحلیل را می‌توان، در بیماران مراجعه کننده برای درمان ارتودنسی، بدون هیچ علت پذیرفتنی ملاحظه کرد. ممکن است بیماران بزرگسال، بیشتر از کودکان تحلیل را نشان دهند. اصول آغازین حرکت دندان، به وسیله‌ی کیوزی (Kusy) و تالوچ (Tulloch)^(۲) شرح داده شده است. روش المان محدود، نخستین بار در صنعت هواپیمایی به کار گرفته شد و سپس، سریعاً به دیگر علوم وارد شد^(۴). روش المان محدود، به عنوان شیوه‌ای برای واکاوی تنش‌ها

| Material | ۲) | |
|---------------|-------|------|
| Tooth | 20300 | 0.30 |
| P.D.M. | 0.667 | 0.49 |
| Spongy bone | 13700 | 0.38 |
| Cortical bone | 3400 | 0.26 |
| Gingiva | 19.06 | 0.30 |

جدول شماره ۱: خواص مکانیکی عناصر سازنده مدل



(پ): الگوی دارای ۶/۵ میلی متر



(ب) الگوی دارای ۲/۵ میلی متری



(الف): الگوی بدون تحلیل

شکل شماره ۱: الگوهای سه بعدی مورد استفاده در این پژوهش

جهت ارزیابی یافته‌ها، برگزیده گردیدند. این نقاط، در سطح لبیال، در حد ستیغ آلونول (در هر مرحله از تحلیل) و در بافت‌های گوناگون بوده‌اند. نیروی یک نیوتنی (۹۸/۱ گرم) در سطح لبیال تاج در ارتفاع ۵/۵ میلی متری لبه‌ی انسیزال، در راستای لبیال اعمال گردید. موقعیت محلی نقطه‌ی اعمال نیرو همانند محل جاگیری براکت برگزیده گردیده است و به دلیل انطباق با محور مرکزی، بدون هر گونه تمایل به ایجاد چرخش است. یافته‌ها، بر پایه‌ی نیوتن بر میلی متر مربع (N/mm^2) به دست آمده است. در پایان، تنش‌های برشی میانگین در نقاط موجود در سطح لبیال مدل، در بافت‌های گوناگون در حد ستیغ آلونول ارزیابی گردیدند.

نرم افزار انتخابی در این پژوهش، Supersap Ver7.1 (Algor Interactive Systems, Inc. 1988) بوده است. خواص فیزیکی مورد نیاز این پژوهش برای بافت‌های مورد استفاده، از بررسی‌های پیشین برگرفته شده اند (جدول شماره ۲).

برای بالا بردن میزان همانندی الگوهای طراحی شده و محیط‌های زیست شناختی، استفاده از هر گونه تقارن، خودداری شده و اطلاعات ورودی برای هر نقطه از فضای سه بعدی شامل مختصات کارتیزین، درجات آزادی خواص فیزیکی المان‌ها و به صورت انفرادی، به محیط نرم افزاری وارد گردیده است. ریشه در این مدل‌ها، دارای هفت لایه و هر لایه، دارای ۱۵ نقطه‌ی بیرونی است. در هر لایه، متناسب با امتداد اعمال نیرو و حرکت، نقاطی در

یافته‌ها

از ۰/۰۲۱۴۲- نیوتون بر میلی متر مربع تا ۰/۱۱۶۸-

نیوتون بر میلی متر مربع (شکل شماره ۲-الف)

ب: غشای پرپودنتال در حد سستیغ آلئول،
متحمل ۴/۸ برابر تنش طبیعی حالت عادی می‌گردد.
از ۰/۰۴۷۴- نیوتون بر میلی متر مربع در حالت طبیعی
به ۰/۲۳۱۲- نیوتون بر میلی متر مربع در حالت دارای
تحلیل. (شکل شماره ۲-ب).

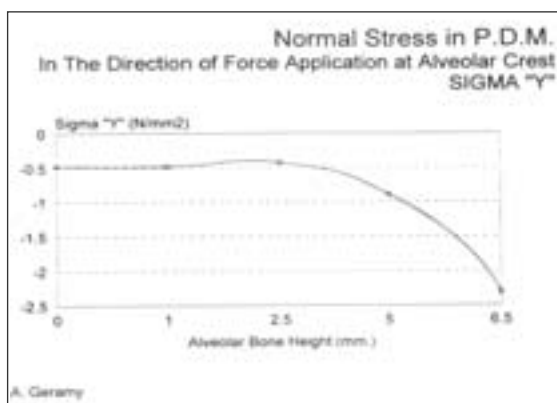
پ: استخوان آلئول افزایش تنش را در اندازه‌ی
۳/۴۱ برابر نمایش می‌دهد، از ۰/۰۳۵۵۳- نیوتون بر
میلی متر مربع در حالت طبیعی، تا اندازه‌ی ۰/۱۲۱۲-
نیوتون بر میلی متر مربع (شکل شماره ۲، پ)

ت: استخوان کورتیکال با کمترین میزان
اثرپذیری ۲/۹۰ برابر تنش افزوده را نشان می‌دهد. از
۰/۰۱۲۵۶- نیوتون بر میلی متر مربع تا
۰/۰۳۶۴۶- نیوتون بر میلی متر مربع (شکل
شماره ۲، د)

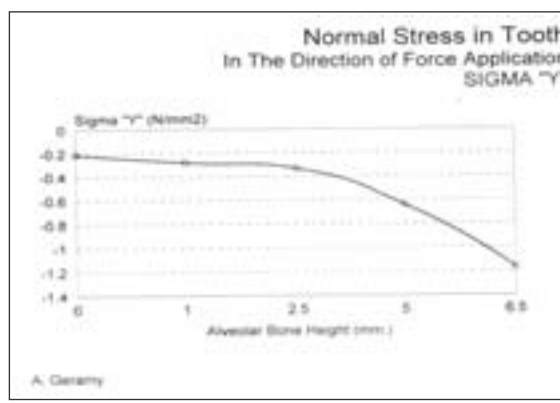
برای بیان روشن و پرهیز از به درازا کشیدن
گفتار یافته عددی به دست آمده، جدول شماره ۲، با
هدف ارایه یافته‌های خام و نیز نتایج نسبی، تنظیم
گردیده است. علامت‌ها، نشانه‌ی گونه‌ی کششی یا
فشاری تنش یاد شده است. تنش نسبی برای هر بافت
نسبت به وضعیت طبیعی تنش در همان بافت در نظر
گرفته شده است (تنش حاصل از اعمال نیرو در مدل
دارای استخوان آلئول طبیعی). برگزیدن تنش طبیعی
در راستای Y، از میان سه گونه‌ی طبیعی تنش، برای
جلوگیری از پیچیدگی یافته‌ها و آسانی واکاوی
اطلاعات از سوی خوانندگان بوده است. (جدول
شماره ۲) به طور خلاصه، بروز تحلیل به میزان ۶/۵
میلی متر، سبب بروز تغییراتی در تنش نرمال (δY) به
شرح زیر می‌گردد: الف: دندان، تا میزان ۵/۴ برابر
حالت طبیعی (به دست آمده از الگوی بدون تحلیل
استخوان) متحمل تنش می‌گردد.

| Bone resorption | Tooth | Relative stress | P.D.M. | Relative stress | Spongy Bone | Relative stress | Cortical Bone | Relative stress |
|-----------------|----------|-----------------|----------|-----------------|-------------|-----------------|---------------|-----------------|
| 0 | -0.02142 | 1 | -0.0474 | 1 | -0.03553 | 1 | -0.01256 | 1 |
| -1 | -0.02817 | 1.3 | -0.04780 | 1 | -0.02159 | 0.6 | -0.01437 | 1.14 |
| -2.5 | -0.03333 | 1.5 | -0.04262 | 0.8 | -0.01723 | 0.48 | -0.008701 | 0.69 |
| -5 | -0.06416 | 2.9 | -0.08909 | 1.8 | -0.02929 | 0.82 | -0.01314 | 1.05 |
| -6.5 | -0.1168 | 5.4 | -0.2312 | 4.8 | -0.1212 | 3.41 | -0.03646 | 2.9 |

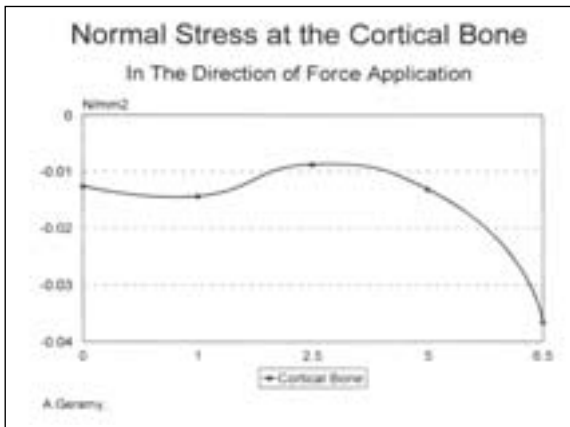
جدول شماره ۲: تنش نرمال (δY) در بافت‌های مختلف (در امتداد اعمال نیرو)



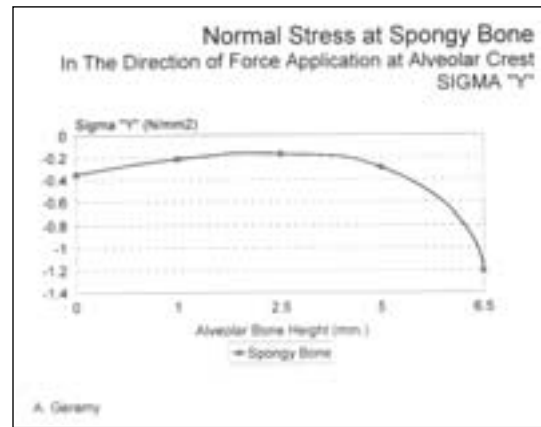
شکل شماره ۲-ب: تغییرات تنش نرمال در غشای پرپودنتال
تحت تأثیر تحلیل استخوان



شکل شماره ۲-الف: تغییرات تنش نرمال در دندان تحت تأثیر
تحلیل استخوان



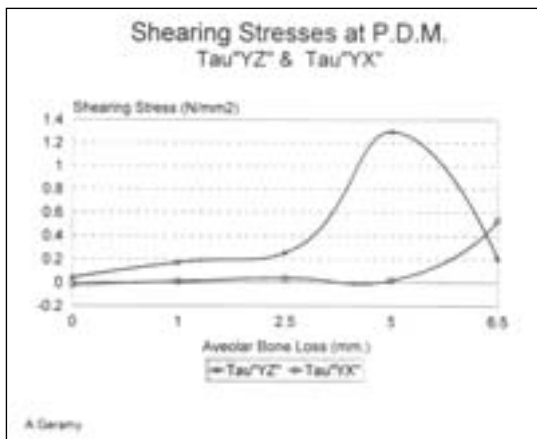
شکل شماره ی ۲: ت) تغییرات تنش نرمال در استخوان کورتیکال تحت تأثیر تحلیل استخوان



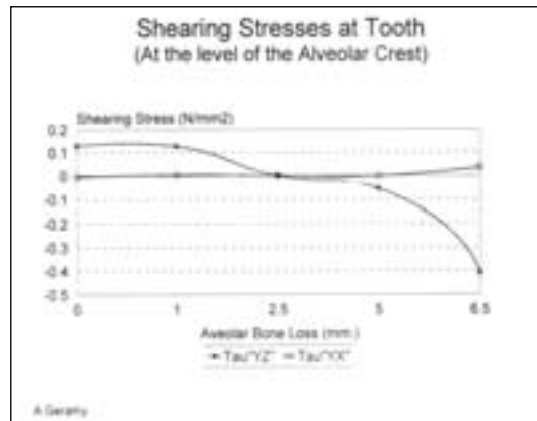
شکل شماره ی ۲: پ) تغییرات تنش نرمال در استخوان آلوئول تحت تأثیر تحلیل استخوان

یافته‌ها پی می‌بریم که تا پنج میلی‌متر، تحلیل استخوان آلوئول در تنش‌های برشی اثری چندانی ندارد. شکل‌های شماره‌ی ۳، الف تا پ، به سادگی، چگونگی تغییرات تنش‌های برشی را در بافت‌های مورد بررسی، نمایش می‌دهد.

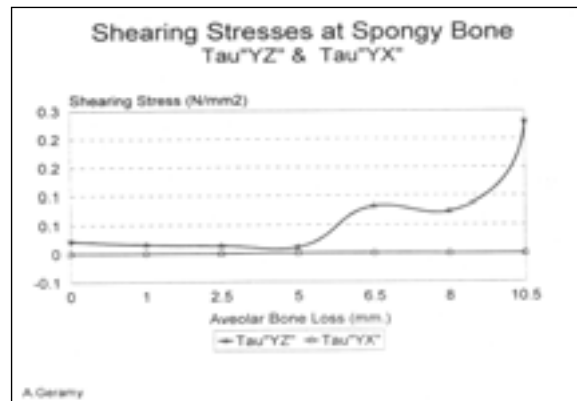
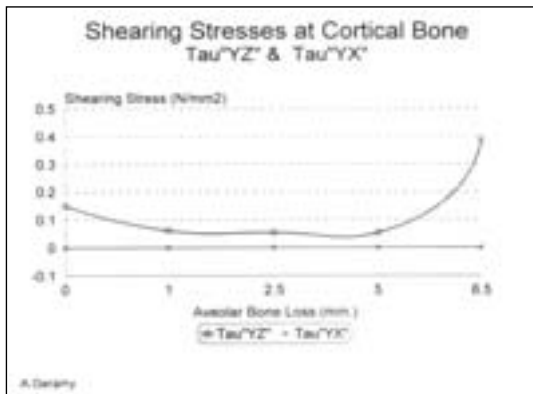
τ_{yx} در دندان در مدت مراحل تحلیل، تقریباً ثابت برجای می‌ماند. اما τ_{yz} در تحلیل‌های بیشتر از پنج میلی‌متر، از منحنی جدا شده و افزایشی را نشان می‌دهد و در اندازه‌ی ۶/۵ میلی‌متر تحلیل را به حداکثر می‌رسد. با ارزیابی



شکل شماره ی ۳: ب) تغییرات تنش برشی در غشای پرپودنتال تحت تأثیر تحلیل استخوان



شکل شماره ی ۳: الف) تغییرات تنش برشی در دندان تحت تأثیر تحلیل استخوان



شکل شماره ۳: پ تغییرات تنش برشی در استخوان کورتیکال تحت تأثیر تحلیل استخوان

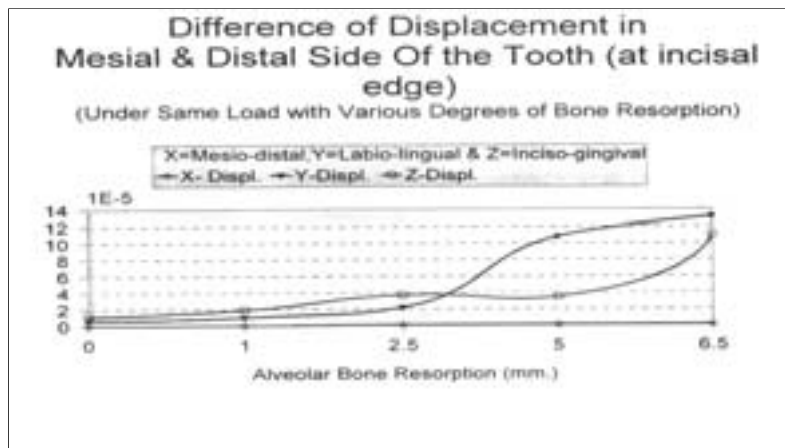
شکل شماره ۳: پ تغییرات تنش برشی در استخوان آلونول تحت تأثیر تحلیل استخوان

اختلافات در حد سرویکال و لبه‌ی انسیزال دندان
ثناپای فک بالا ارزیابی شده است. (جدول شماره ۳)
(شکل شماره ۴)

نکته مهم، بودن اختلاف جابه جایی‌ها در مزیا و
دیستال دندان است، که نشانه‌ی تمایل به ایجاد چرخش
پیرامون محور مرکزی، به هنگام Tipping است. این

| Stress Tensor | Bone loss (mm) | | 0 | -1 | -2.5 | -5 | -6.5 |
|-----------------|-------------------|--------|------------|------------|------------|------------|------------|
| | S _{xx} * | Mesial | | -0.1880e-4 | 0.2130e-3 | -0.3990e-4 | 0.7622e-2 |
| Distal | | | 0.1940e-3 | 0.4786e-3 | 0.1402e-3 | -0.1860e-2 | -0.5677e-3 |
| S _{yy} | Mesial | | -0.1182e-4 | 0.2210e-3 | -0.3619e-4 | 0.1493e-1 | 0.5606e-2 |
| | Distal | | 0.1927e-3 | 0.7385e-3 | 0.1364e-3 | -0.1720e-2 | 0.5949e-3 |
| S _{zz} | Mesial | | -0.0078e-5 | 0.2380e-3 | -0.3372e-3 | 0.1004e-1 | -0.6313e-2 |
| | Distal | | 0.1987e-3 | 0.7587e-3 | 0.1378e-3 | -0.1650e-2 | -0.4527e-3 |
| τ _{xy} | Mesial | | 0.1895e-2 | 0.2266e-2 | 0.3074e-2 | 0.9971e-2 | 0.1092e-1 |
| | Distal | | 0.1900e-2 | -0.2275e-2 | -0.3097e-2 | -0.7245e-2 | -0.7970e-3 |
| τ _{xz} | Mesial | | 0.2842e-4 | 0.6272e-4 | 0.2205e-4 | 0.4673e-3 | 0.5098e-3 |
| | Distal | | -0.4240e-4 | -0.7866e-4 | -0.5930e-4 | -0.1384e-3 | -0.1397e-3 |
| τ _{yz} | Mesial | | 0.1809e-3 | 0.1314e-3 | 0.1106e-3 | 0.5024e-2 | -0.3719e-2 |
| | Distal | | -0.1815e-3 | 0.3126e-3 | -0.1117e-3 | -0.9581e-3 | -0.4139e-3 |

جدول شماره ۳: تعدیل تانسور تنش در غشای پرپودنتال، مزیا و دیستال دندان با مقادیر مختلف تحلیل استخوان
* تمام مقادیر بر حسب نیوتن بر میلی‌متر مربع می‌باشد (N/mm²)



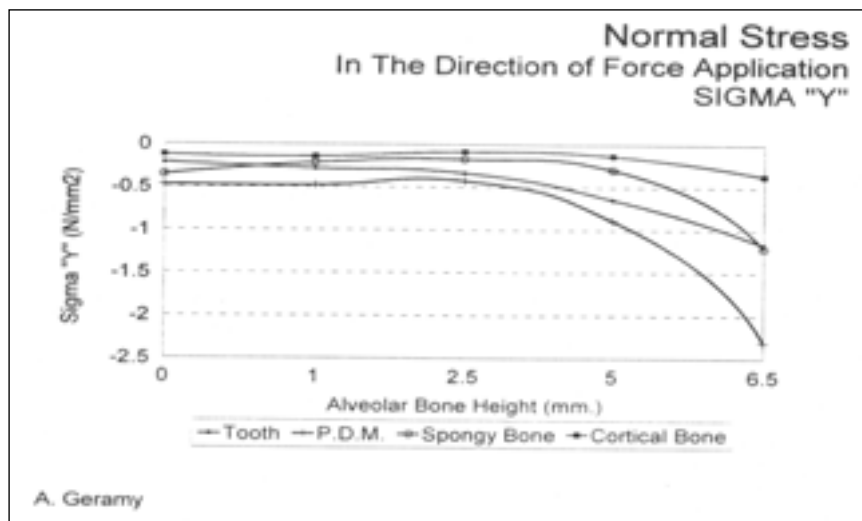
شکل شماره ۴: اختلاف جا به جایی سطح مزیال و دیستال دندان، با افزایش تحلیل استخوان

سهل انگاری در این مرحله، یافته‌هایی غیر واقعی را به دنبال خواهد آورد. متأسفانه، پژوهشگران گوناگون، در این باره اتفاق نظر نداشته و بنابراین، یافته‌های پژوهشگران گوناگون، نیز صد در صد قابل مقایسه نیستند (مگر در صورت آگاهی از ضرایب مورد استفاده از سوی آن‌ها و در نظر گرفتن میزان اثر هر یک). همان گونه که در شکل شماره ۳ نشان داده شده، ضمن مقایسه‌ی چگونگی تغییرات تنش در بافت‌ها، بیشترین تغییرات را در PDM و کمترین آن‌ها را در استخوان کورتیکال ملاحظه می‌کنیم. دندان، به دلیل این که اندامی سخت (Rigid) انگاشته شده است، از گفتار تنش‌ها و آثار آن‌ها کنار می‌رود. (البته، این موضوع در بررسی پیرامون تغییر شکل خود دندان و آثار آن بر مواد ترمیمی و ارزیابی می‌شود). شکل شماره ۳، گواهی مناسب بر اهمیت PDM در تحمل تنش‌های ایجاد شده در اثر اعمال نیروهاست (شکل شماره ۵).

به این ترتیب، پایین‌ترین افزایش تنش‌های برشی τ_{yz} و τ_{yx} در استخوان اسفنجی و بیشترین آن، در PDM است.

بحث

گرچه طراحی یک، مدل ۳ بعدی با استفاده از تقارن و به کارگیری برنامه‌های جانبی نرم افزارهای F.E.M، سبب آسانی مرحله‌ی ورود اطلاعات می‌گردد. اما، از آنجا که محیط زیست شناختی بدون چنین تقارن‌هایی است، اطلاعات تک تک نقاط (Nodes) جداگانه به رایانه داده شده است. مسلماً، این کار وقت گیر و طولانی خواهد بود، اما مدل دقیق تر و به واقعیت نزدیک تر را فراهم خواهد آورد. روش المان محدود، به عنوان یک ابزار نیرومند در جهت حل مسایل گوناگون، به استفاده از میزان‌های دقیق و نزدیک به واقعیت خواص فیزیکی و مکانیکی برای تعریف مواد موجود در سازه‌ها نیاز شدید دارد.



شکل شماره ۵: مقایسه‌ی تغییرات تنش نرمال تحت تأثیر تحلیل استخوان در بافت‌های گوناگون

بافت‌های درگیر، نشانه‌ی این مسئله است که، تا میزان پنج میلی متر تحلیل، تمایل به ایجاد چرخش را ایجاد می‌کند. بنابراین، استفاده از پلاک‌های متحرک ارتودنسی می‌تواند بی‌خطر باشد، اما در رویارویی با تحلیل‌های بیشتر از آن، اگر حرکت دندان تجویز گردد، وسایل Fix و آن هم با دقت زیاد به کار گرفته شوند. بیشترین افزایش تنش برشی در PDM، به نسبت $\frac{4/9}{1}$ برای τ_{yz} و $\frac{-26/7}{1}$ برای τ_{yx} بوده است. این افزایش، در استخوان اسفنجی، به ترتیب، $\frac{3/81}{1}$ و $\frac{-9/81}{1}$ بوده است. یافته‌های این بخش، در هماهنگی کامل با یافته‌های کوبو^(۱۸) و نیز گرامی^(۱۹) است. بیشترین افزایش تنش‌های برشی در PDM، می‌تواند نشانه‌ی یک نقش بی‌همتا برای این بافت، در تحمل تنش و فراهم ساختن شرایط مناسب برای بافت‌های استخوانی باشد. بر پایه‌ی یافته‌های این بررسی، تغییرات شدید تنش طبیعی، پس از ۲/۵ میلی متر تحلیل استخوان آلوتول دیده می‌شود، که در تایید کامل یافته‌های پژوهش پیشین نگارنده است^(۱۹).

تنه (Tanne) و همکاران^(۱۴) هنگام بررسی در مدلی سه بعدی، به نتیجه ۰/۰۱۲ نیوتون بر میلی متر مربع برای تنش موجود در سرویکال دست یافتند. در آن بررسی، یک نیروی یک نیوتونی در راستای لیبال بر پرمولر فک پایینی اعمال شده بوده است. این یافته‌ها، تقریباً با یافته‌های تنه و ساکودا Sakuda^(۱۵)، که ۰/۰۱ نیوتون بر میلی متر مربع را با آزمایشی همانند اعلام کرده اند، هماهنگ است. مک‌گینیز (McGuinness) و همکاران^(۱۷)، تنشی در اندازه‌ی ۰/۱۳۲۰ نیوتون بر میلی متر مربع در در حاشیه‌ی سرویکال مدل مورد بررسی خود به دست آوردند. در این آزمایش، نیرو در راستای مزودیستالی و میزان آن یک نیوتن بوده است. یافته‌های این بررسی، با توجه به مولفه‌های مورد ارزیابی آن (δY) و بدون در نظر گرفتن میزان خاص یافته‌ها، در هماهنگی با یافته‌های کوبو Cobo و همکاران^(۱۸)، گرامی^(۱۹) و همین‌طور، بر خلاف یافته‌های اوماگاری (Omagari) و همکاران^(۲۴) است. بررسی تنش‌های برشی در

اما، تغییرات چشمگیر در تنش‌های برشی، پس از پنج میلی متر تحلیل دیده می‌شود. در مورد تمایل به ایجاد چرخش، به هنگام اعمال نیروی tipping، تنها توجیه منطقی، نبود تقارن در دو نیمه‌ی چپ و راست مدل (همانند وضعیت موجود در محیط طبیعی) و در نتیجه، واکنش‌های متفاوت این دو بخش است. نکته‌ی دارای اهمیت در این میان، افزایش تمایل به حرکت اکستروزیو می‌باشد که کلینسین باید در مورد اعمال نیروها مولفه‌ی اینتروزیو را نیز در نظر گیرد تا با این تمایل مبارزه کند، که این یافته در تایید نظر Melsen^(۲۵) است.

نتیجه‌گیری

افزایش شمار مراجعان، برای درمان ارتودنسی و نیز بالا رفتن میانگین سن، به مواجهه افرادی منجر

می‌شود، که به تحلیل استخوان دچار هستند. این بیماران، توجه ویژه در اعمال سیستم‌های نیرویی نیاز دارند. به طور خلاصه یافته‌های این بررسی، عبارت هستند از:

- ۱- افزایش تنش نرمال ($Y\delta$)
- ۲- افزایش تنش‌های برشی
- ۳- اختلاف میان جابه‌جایی سطح مزیال و دیستال دندان
- ۴- نمایش نقش بی‌همتای PDM در تحمل تنش‌ها و انتقال نیافتن آنها به بافت‌های استخوانی
- ۵- لزوم اعمال مولفه‌های اینتروزیو، هنگام اعمال نیروهای ساده‌ی tipping در بیماران دارای تحلیل استخوان، برای جلوگیری از تمایل اکستروزیو دندان.

Reference

- 1- Beer F P, Johnston E R. Mechanics of material. Mc Graw Hill Co, NewYork; 1988.
- 2- Corn H, Mark MH. Basic biologic concepts associated with adult orthodontics. In: Marks MH, Corn H Atlas of adult orthodontics. Lea & Febiger. Philadelphia. 1989; 56.
- 3- Kusy RP, Tulloch JFC. Analysis of moment/force ratio in the mechanic of tooth movement. American Journal of Orthodontics. 1986; 90:127-131.
- 4- Reddy JN. An Introduction to finite element Method. Mc Graw Hill Co. New Yourk. 1993.
- 5- Thersher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. Journal of Biomechanics. 1993; 6:443-446
- 6- Yettram AL, Wright KWJ, Houston WJB. Center of rotation of a maxillary central incisor under orthodontic loading. British journal of orthodontics. 1977; 4: 23- 27.
- 7- Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. Journal of Biomechanics. 1973; 6: 511- 520.
- 8- Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. Journal of Oral Rehabilitation. 1988;15:615-624.
- 9- Tanne K, Matsubara S. Association between the direction of orthopedic headgear force and sutural responses in the nasomaxillary complex. 1996; 66:125-130.
- 10- Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force raitos and the center of rotation. American Journal of orthodontics. 1988; 94: 426- 431.
- 11- Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification, 3D analysis by means of the finite element method. AJO/DO. 2000; 117: 399- 405.
- 12- Geramy A. Moment/ Force ratio and the center of rotation alteration: 3D analysis by mean of the finite element method. Journal of Dentistry. Shiraz University of Medical Sciences. 2000; 2: 26- 34.
- 13- Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters, and stress profile within the periodontal ligament. AJO/DO. 1991; 99: 427- 440.
- 14- Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three dimensional finite element analysis for stress in the perodontal tissue by orthodontic forces. AJO/DO. 1987; 92:499-505.
- 15- Tanne K, Sakuda M. Initial stress induced in the periodontal tissue at the time of application of various types of orthodontic forces: Three-dimensional analysis by means of the finite element method. J Osaka Univ. Dent. School. 1983; 23: 148- 171.
- 16- Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Pattern of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. AJO/DO. 1991; 100: 66- 71.
- 17- Mc Guinness N, Wilson AN, Jones ML, Middleton J, Robertson NR. Stress induced by edgewise appliance in the periodontal ligament, a finite element study. The angle orthodontist. 1992; 62: 16- 22.
- 18- Cobo J, Sicillia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone by an orthodontic force: Tridimensional analysis by means of the finite element method. 1993; 104: 448- 454.
- 19- Geramy A. Intial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: A three dimensional finite element analysis. European Journal of Orthodontics. 2002; 24 (1): 21-33.
- 20- Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study. Journal of Biomechanics. 1992; 25:261-286.
- 21- Geramy A. Optimization of Unilateral Overjet managment: 3D analysis by means of the finite element method. The angle orthodontist. 2002; 72: 585-592.
- 22- Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc Dent Comos. 1937; 24:1260-70.
- 23- Ash MM. Dental anatomy, Physiology and occlusion. WB Saunders Co, Philadelphia. 1984; 118- 137.
- 24- Omagari K, Ikeda H, Okamoto J, Kuroda T, Maruyama T, Shimoosa T, Tutumi S. Stress analysis of occlusal force by use of the mandibular FEM model. Journal of the Japanese prosthetic society. 1987; 22:574.
- 25- Melsen B. Current Controversies in Orthodontics, Quintessence books, Chicago illinois. 1991; 147- 180.

Abstract

Stress Tensor Modification in Alveolar Bone Resorption: 3D Analysis Using Finite Element Method

A.Geramy.DMD, MScD

Assistant Professor of Orthodontic Department, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences

The main goal of this research was to evaluate the stress produced in tooth, PDM, spongy bone, and cortical bone consequent to force application (1 N) to the crown of an upper central incisor, while the alveolar bone resorbs gradually. Four 3-dimensional FEM models were designed (ARGue392-5) with the same form except for their alveolar bone support that represented 1, 2.5, 5, and 6.5 mm of reduction. All the output data were compared with a normal model (ARGue391). Normal stress in palato-labial direction (δY) and two shearing stresses (τ_{yz}, τ_{yx}) were evaluated. A progressive increase in all stress forms were found in all of the involved tissues in gradual steps of alveolar bone loss. Based upon this study, 2.5 mm of alveolar bone loss can be considered as the limit beyond which the normal stress changes accelerate. This limit is 5 mm for the shearing stresses. There were some clinical suggestions on the manner of force application and the appliance selection, based on the findings of this study, in the article.

Key words: Finite Element Analysis, Alveolar Bone Resorption, Stress Tensor.
