

## نسبت Moment/Force و مرکز چرخش تحقیقی سه بعدی به کمک روش المان محدود

دکتر الهیار گرامی

استادیار بخش ارتودنتیکس دانشکده‌ی دندانپزشکی شیراز

---

### چکیده

هدف اصلی این تحقیق، بررسی اثر اعمال نسبت‌های مختلف Moment/force در ایجاد انواع حرکات دندانی است. یک مدل ۳ بعدی از ثنایای میانی فک بالا به همراه PDM پیرامونش، استخوان اسفنجی و کورتیکال توسط نگارنده و بر اساس میانگین‌های ارایه شده طراحی گردید. با اعمال نیروی ثابت ۱۰۰ گرمی و گشتاورهای مختلف (M/F های مختلف) حرکات مختلف دندانی ایجاد گردید. در هر مرحله‌ای مرکز چرخش حاصله به دقت و به کمک محاسبات ریاضی تعیین شد. به منظور ارائه یک دیدگاه مناسب از چگونگی ارتباط M/F اعمال شده و مرکز چرخشی که به دست آمده بود، منحنی حرکت دندان ترسیم گردید. M/F لازم جهت ایجاد حرکت جسمی (Bodily) ۸/۴۴- بود که مرکز چرخش آن در ۹۲۳/۹۸ میلی‌متری آپکس دندان واقع گردید. مرکز چرخش حرکت Tipping ساده نیز ۶/۵۳ میلی‌متر در درون ریشه تعیین گردید. در نهایت M/F بین ۶/۵- و ۷- ایجاد حرکت Tipping کنترل شده بود.

---

نظر گرفتن تمام المان‌ها و ارتباط آنها، پاسخ‌ها، یکنواخت گردیده و به پاسخ نهایی مبدل می‌شود. این روش که اولین مرتبه در علوم هوا-فضا ابداع و بکار گرفته شد سریعاً به علوم تجربی راه یافت و کفایت خود را در حل مسائل بخوبی به اثبات رسانده است. مسائل مربوط به حرکت دندان، تأثیر طول ریشه<sup>(۱۶)</sup>، تحلیل استخوان<sup>(۱۳ و ۱۷)</sup> تا مسائل پیچیده‌تر در مورد بررسی درزهای کرانیال تحت تأثیر نیروی ارتوپدیک شواهدی بر کفایت این روش می‌باشند.

### وسایل و روش‌ها

یک مدل ۳ بعدی از ثنایای میانی فک بالا در محیط نرم افزاری Supersap Ver. 7.1 در یک کامپیوتر پنتیوم II طراحی گردید. شکل ۱ نشان‌دهنده فرم کلی و محورهای مختصات این مدل می‌باشد. اطلاعات ابعادی لازم با کمی تعدیل و تغییر از آناتومی دندان‌های Ash اخذ شد<sup>(۱۹)</sup>. PMD در طبقات مختلف دارای ضخامت‌های متفاوتی است که بر طبق نظر Coohidge (جدول ۱) طراحی و منظور گردید.

مدل دندان‌های مورد نظر دارای ۱۴ طبقه عمود بر محور طولی و دارای ۴ نوع ماده سازنده می‌باشد: دندان (بدون در نظر گرفتن مینا، عاج و پالپ و تعریف خواص فیزیکی بصورتیکه کل دندان بصورت Rigid در نظر گرفته شود و تغییر فرم خود دندان بدلیل کوچکی خیلی زیاد از لحاظ عددی چشم‌پوشی شده است) غشاء پرپودنتال (PMD)، استخوان اسفنجی و استخوان متراکم (کورتیکال) و نظر به عدم وجود هر گونه قرینگی در محیط‌های زنده و به منظور ایجاد مشابهت هر چه تمام‌تر با اینگونه محیط‌ها، در طراحی مدل موجود به هیچ وجه از روش‌های ایجاد متقارن اجسام در اینگونه نرم‌افزارها استفاده نگردیده است.

درمان‌های ارتودنسی با کمک اعمال سیستم‌های نیرویی که خود مشتمل بر دو جزء نیرو و گشتاور هستند، انجام می‌گردد. عبارت دیگر تنش انتخابی ایجاد شده در PDM است که نوع حرکت دندان را تعیین می‌نماید. نیرو یا گشتاور به تنهایی نمی‌توانند نوع حرکت دندان را توصیف نمایند ولی نسبت  $M/F$  می‌توان بعنوان یک ملاک قابل اعتماد در پیش‌گویی نوع حرکت ایجاد شده مطرح گردد<sup>(۴-۲)</sup>. تحقیقات زیادی در مورد چگونگی ارتباط  $M/F$  اعمال شده و حرکت دندان به صورت تجربی و هم با کمک تجزیه و تحلیل‌های کامپیوتری منتشر گردیده است<sup>(۱۲-۵)</sup>.

هر یک از تحقیقات فوق بدلیل اعمال یکسری پیش‌فرض‌ها نتایج نسبتاً متفاوتی را بدست آورده‌اند.

این تحقیق با هدف ارائه یک مدل ۳ بعدی قابل قبول با حداقل پیش‌فرض‌های معمولی بمنظور آشکار نمودن چگونگی ارتباط  $M/F$  اعمال شده در حرکت دندان، طراحی و به مرحله اجرا گذارده شده است.

روش المان محدود، یک شیوه حل عددی است که می‌تواند در درک چگونگی پاسخ‌ها، تنش‌ها و ... ما را در تجزیه و تحلیل سیستم‌ها یاری نماید. طیف کارایی این روش از مسائل نیرویی تا انتقال حرارت و از مسائل ساده‌ی استاتیک تا پیچیده‌ترین مشکلات دینامیک گسترده است<sup>(۱۳، ۱۴ و ۱۵)</sup>. قابلیت کاربری انواع پیش‌سازهای ساختمانی در این روش در نظر گرفته شده است. در این شیوه، ساختمان مورد بررسی بصورت تئوریک به اجزاء ساختمانی کوچکتری که Element نامیده می‌شوند تقسیم و در عین حال تمامیت ساختمان اولیه حفظ می‌گردد. المان‌ها بر اساس نوع می‌توانند دارای اشکال متفاوتی باشند، ولی در تعریف آنها از نقاطی (Node) بهره گرفته می‌شود<sup>(۱۴ و ۱۵)</sup>. مسئله موجود برای هر المان حل گردیده و در نهایت با در

Node ۷۸۶ بصورت تک-تک با ارایه مختصات کامل متغیرهای لازم در سیستم در محیط نرم افزار تعریف گردید.

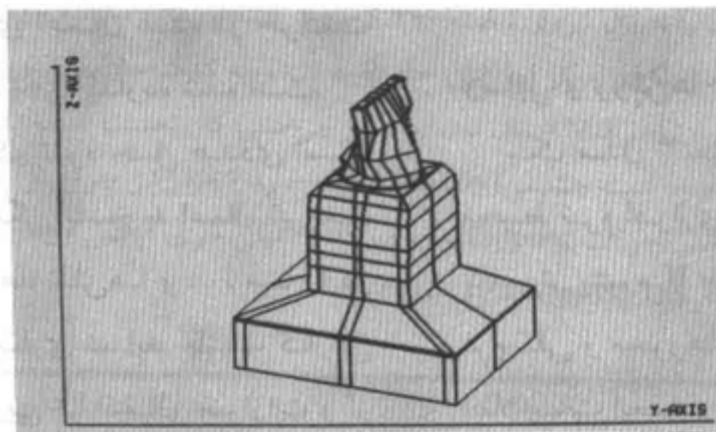
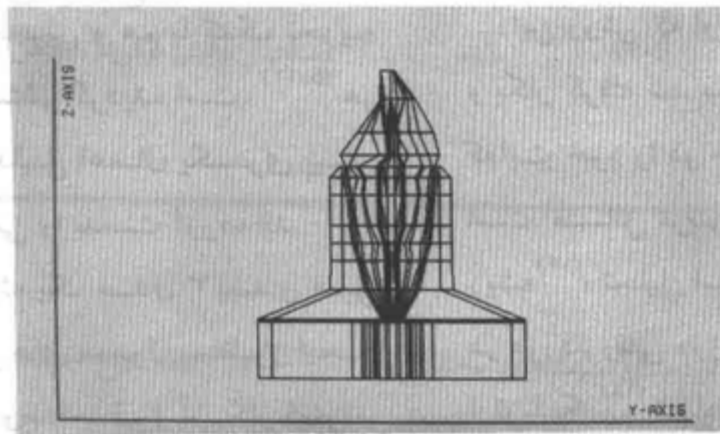
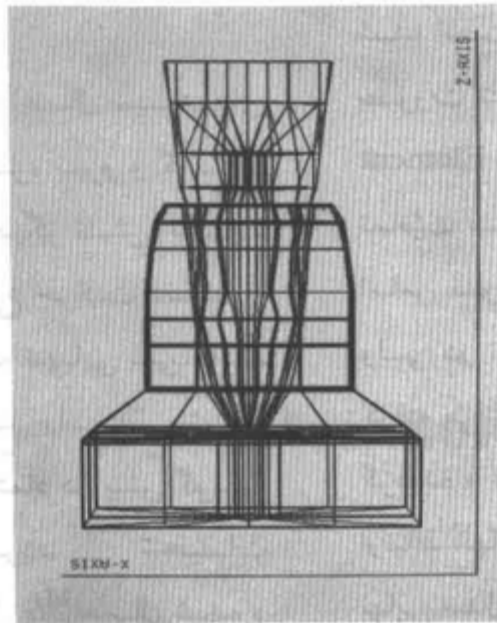
جدول ۲ خواص فیزیکی لازم جهت تعریف نسوج مختلف را ارائه می نماید. بدین طریق ۵۰۶ المان Solid و هموزن تعریف شدند.

این تحقیق در فاز الاستیک به انجام رسیده است. یک نیروی ۱۰۰ گرمی در امتداد محور Y (در پلن X-Y) به جهت لینگوال در نقطه‌ای ۵/۵ میلی‌متری لبه انسیزال (در سطح Z=16 میلی‌متر) و همچنین گشتاورهای مختلفی اعمال گردید.

بدین ترتیب نسبت‌های متفاوت M/F بدست آمد. در هر مرحله مرکز چرخش بر اساس این تحقیق که فاقد حرکت جابجایی در امتداد سیستم نیروی اعمال شده می‌باشد، محاسبه گردید. برای هر نسبت M/F اعمال شده، منحنی خاصی طراحی شد تا بتوانیم موقعیت مرکز چرخش را به سادگی

نمایش دهیم. این منحنی‌ها متشکل از یک محور عمودی که نشانگر سطح ریشه در سمت لیال در طبقات مختلف (در مسیر حرکت) است و یک محور افقی که بیانگر میزان حرکت طبقات مختلف ریشه می‌باشد.

بر حسب M/F اعمال شده، منحنی حاصله ۲ حالت کلی پیدا می‌کند. حالت اول منحنی‌هایی را شامل می‌گردد که با محور عمودی تقاطع نموده و بیانگر وجود یک مرکز چرخش در طول ریشه است (شکل b و ۲a). نوع دوم فاقد چنین تقاطعی می‌باشد. در نوع دوم ضمن بررسی دقیق ۲ نوع متفاوت از منحنی‌ها را می‌توان تشخیص داد. در گروهی از این منحنی‌ها، تقارب منحنی با محور عمودی در سمت بالای آن می‌باشد. بنابراین مرکز چرخش حاصله در سمت انسیزال مورد انتظار است (شکل ۲e). ولی در گروه دیگر این تفاوت در سمت اپیکال بنظر می‌رسد که مرکز چرخشی در سمت اپیکال را نمایش می‌دهد (شکل ۲c).



شکل ۱: فرم کلی و دستگاه مختصات مدل موجود

الف- نمای لیپولینگوال

ب- نمای مزبودیستال

ج- نمای ۳ بعدی مدل موجود

جدول ۲- خواص فیزیکی عناصر تشکیل دهنده مدل موجود

Young's modulus (N/mm <sup>2</sup> )	Poisson's ratio	Material
۲۰۳۰۰	۰/۳۰	دندان
۰/۱۶۶۷	۰/۴۹	P.D.M.
۱۳۷۰۰	۰/۳۸	استخوان اسفنجی
۳۴۰۰۰	۰/۲۶	استخوان کورتیکال

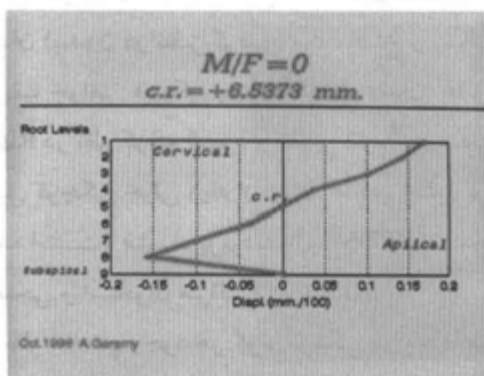
جدول ۱- ضخامت PDM در طبقات مختلف ریشه

فاصله از ستیغ آلونول (mm.)	مزبال (mm.)	لینگوال (mm.)	دیستال (mm.)	لیبیال (mm.)
۱۳/۰	۰/۲۲	۰/۲۵	۰/۲۵	۰/۲۵
۱۰/۵	۰/۲۰	۰/۲۲	۰/۱۸	۰/۲۲
۸/۰	۰/۱۷	۰/۲۰	۰/۱۵	۰/۲۰
۶/۵	۰/۱۶	۰/۱۸	۰/۱۴	۰/۱۸
۵/۰	۰/۱۷	۰/۲۰	۰/۱۵	۰/۲۰
۲/۵	۰/۲۰	۰/۲۲	۰/۱۸	۰/۲۲
۰/۰	۰/۲۱	۰/۲۴	۰/۱۹	۰/۲۴

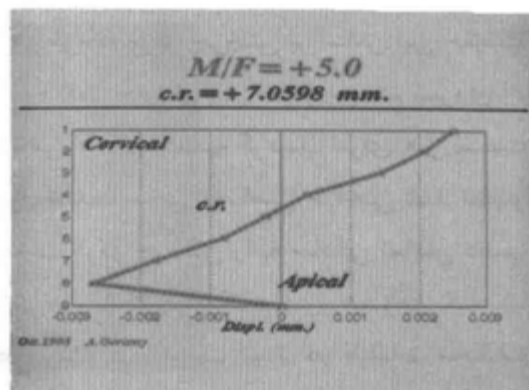
## نتایج

کنترل شده بدست آمد. جدول ۳ خلاصه‌ای از  $M/F$  های اعمال شده و مرکز چرخش متناظر با آنها می‌باشد. شکل ۳ منحنی حرکت دندان بر مبنای جدول ۳ می‌باشد. کاهش نسبت  $M/F$  از +۱۰ به صفر سبب تغییر مرکز چرخش از ۷/۲۹ میلی‌متری آپکس (درون ریشه) به ۶/۵۳ میلی‌متری می‌گردد. با کاهش نسبت  $M/F$ ، جابجایی مرکز چرخش در طول محور مرکزی دندان شتاب می‌گیرد تا اینکه حرکت جسمی بدست می‌آید. حرکت جسمی حالتی است بین انواعی از حرکات Tipping و انواعی از حرکات ریشه‌ای. بعبارت دیگر حرکت جسمی نقطه اتصال حرکتی با مرکز چرخش انسیزالی (حرکات ریشه) و حرکتی با مرکز چرخش‌های اپیکالی (Tipping) می‌باشد.

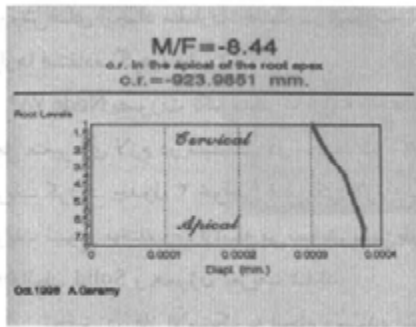
انطباق خط اثر نیرو در سیستم نیروهای اعمال شده بر محور طولی دندان از بروز هر گونه تمایل چرخشی ممانعت بعمل می‌آورد. تصاویر ۲a-e انواعی از این منحنی‌ها را نمایش می‌دهند. در حرکت Tipping حاصل از اعمال یک نیروی واحد ( $M/F=0$ ) مرکز چرخش در ۶/۵۳ میلی‌متری آپکس در ریشه تولید شد. در  $M/F=-8/44$  مرکز چرخش در ۹۲۳/۹۸ میلی‌متری سمت اپیکال آپکس (خارج دندان) واقع گردید. این حالت نزدیک‌ترین وضعیت به حرکت جسمی را در دندان ایجاد نمود. بدین ترتیب و با در نظر گرفتن ابعاد دندان، مرکز مقاومت مدل دندانی موجود در ۵/۴۴ میلی‌متری ستیغ آلونول می‌باشد. وقتی نسبت  $M/F$  بین ۶/۵- و ۷- قرار گرفت، حرکت Tipping



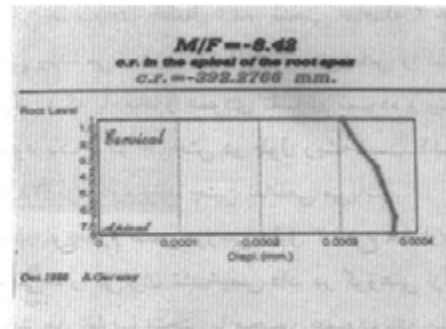
شکل ۲- ب: اعمال یک نیرو بدون گشتاور  $M/F=0$  ایجاد مرکز چرخشی به فاصله‌ی ۶/۵۳ میلی‌متری آپکس گردید.



شکل ۲- الف:  $M/F=+5/0$  متجر به چرخشی حول نقطه‌ای به فاصله‌ی ۷/۰۵۹۸ میلی‌متری آپکس گردید.



شکل ۲- د: نزدیکترین حالت به حرکت جسی (bodily) حین اعمال  
 M/F = -8.44 ایجاد شد که مرکز چرخش حاصله ۹۲۳/۹۸ میلی متری آپکس  
 (خارج از ریشه) به دست آمد.



شکل ۲- ج: اعمال M/F = -8.44 ایجاد مرکز چرخش ۳۹۲/۸ میلی متری در  
 سمت آپیکال آپکس (خارج از ریشه) گردید.

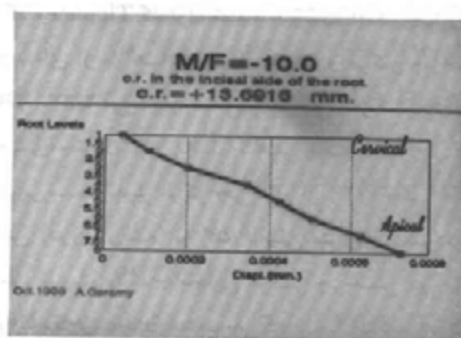
جدول ۳- نسبت های مختلف M/F اعمال شده و مرکز  
 چرخش های حاصله

M/F اعمال شده	موقعیت مرکز چرخش در جهت انسیزال نسبت به آپکس دندان (mm.)
+10	۷/۲۹
+9	۷/۲۵
+8	۷/۲۱
+7	۷/۱۷
+6	۷/۱۲
+5	۷/۰۵
+4	۶/۹۸
+3	۶/۹۰
+2	۶/۸۰
+1	۶/۶۸
۰	۶/۵۳
-1	۶/۳۴
-2	۶/۰۸
-3	۵/۷۳
-4	۵/۲۱
-5	۴/۳۶
-6	۲/۷۶
-6/5	۱/۳۳
-7	۱/۱۷ (در سمت اپیکال آپکس)
-7/5	-۶/۲۵
-8	-۲۲/۵۰
-۸/۱	-۳۱/۲۴
-۸/۲	-۴۶/۸۴
-۸/۳	-۸۲/۵۵
-۸/۴	-۲۴۷/۴۱
-۸/۴۲	-۳۹۲/۲۷
-۸/۴۳	-۵۵۵/۴۱
-۸/۴۴	-۹۲۳/۹۸
-۸/۴۶	۳۸/۶۱
-۸/۴۸	۳۶/۹۵
-۸/۵	۳۵/۴۳
-9	۱۹/۹۰
-9/5	۱۵/۶۹
-10	۱۳/۶۹
-10/5	۱۲/۵۲
-11	۱۱/۷۶
-12	۱۰/۷۹
-13	۱۰/۲۱
-14	۹/۸۲
-15	۹/۵۴

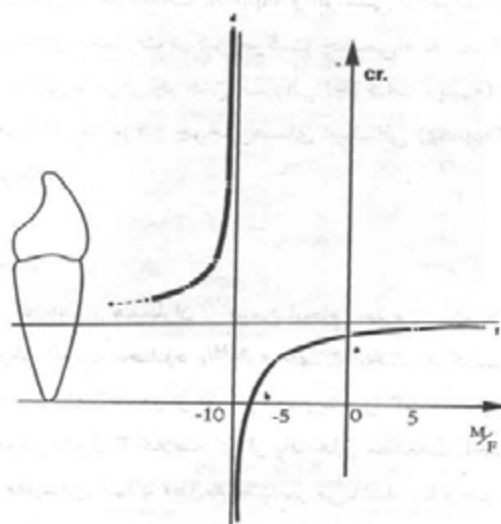
## بحث

لبه مقاومت را در ثنایای میانی فک بالا در حد ۰/۵۲ و برای کانین فک بالا ۰/۵ محاسبه و تعیین نمودند. Burstone و Pryputniewicz<sup>(۷)</sup> بکمک روش هولوگرافی مرکز مقاومت را در ۰/۳۱ طول ریشه از ستیغ آلوئول ریشه را ارائه می‌نمایند. که در ۷/۵۶ میلی‌متری آپکس در درون ریشه می‌باشد که برابر با ۰/۴۱۸ طول ریشه در جهت اپیکال از ستیغ آلوئول قرار می‌گیرد. نتایج این تحقیق با یافته‌های Tanne و همکاران مشابهت قابل قبولی دارد و در تایید آن است. طبق یافته‌های این مقاله مرکز مقاومت از آنچه Burstone و Pryputniewicz<sup>(۷)</sup> و Tanne و همکاران<sup>(۲۱)</sup> ارائه داده‌اند، اپیکالی‌تر قرار می‌گیرد.

Tanne و همکاران<sup>(۱۶)</sup> ضمن انجام تحقیقی بکمک روش المان محدود  $M/F$  لازم جهت ایجاد حرکت جسمی را ۸/۳۹ و از آن حرکت ریشه را ۹/۵۳- تعیین نمود. جدول ۳ خلاصه‌ای از یافته‌های مطالعات اخیر و مقایسه‌ی آنها با مطالعه حاضر می‌باشد. با وجود مشابهت‌های این مطالعه با تحقیق Tanne و همکاران<sup>(۲۱)</sup>، بیان این نکته ضروری است که مشابهت‌ها و یا عدم مشابهت‌های موجود در بین مدل‌های موجود، نشانگر کارایی یا عدم کارایی آنها نمی‌باشد. Burstone<sup>(۲۱)</sup> در یک مدل ۲ بعدی از ریشه‌ی دندان تک ریشه‌ای ضمن انجام محاسبات ریاضی به مرکز مقاومتی در حد ۰/۴ طول ریشه از



شکل ۲- هم: با اعمال  $M/F = -10$  حرکت ریشه با مرکز چرخش ۱۳/۰۰۱۶ میلی‌متری لبه‌ی اپیکال ایجاد گردید.



شکل ۳- منحنی حرکت دندان بر حسب اعمال شده مرکز چرخش ایجاد شده.

• نشان دهنده Simple tipping است.

• نشان دهنده Controlled tipping است.

## خلاصه و نتیجه

نیرو یکسان باشد. به عبارتی نسبت Load / deflection نیروی عامل بر تاج با نسبت Torque/deflection گشتاور برابر باشد.

- حساسیت موقعیت محلی مرکز چرخش در اطراف حرکت جسمی (bodily) خیلی زیاد و بتدریج که از آن دور می‌شود از آن کاسته می‌شود. بعبارت دیگر در نزدیک حرکت فوق تغییرات کوچک در M/ F می‌تواند اثرات شدیدی بر نوع حرکت بگذارد، در حالیکه در موارد دیگر تأثیر آن میزان تغییر M/ F اندک خواهد بود.

- مرکز چرخش در حرکت دندان به نسبت بین گشتاور و نیروی اعمال شده M/F بستگی دارد و به هیچیک از اعداد مربوط به گشتاور یا نیرو به تنهایی بستگی ندارد.  
- اعمال یک M/F معین در یک دندان بخصوص سبب نوع خاصی از حرکت می‌شود ولی در دندان دیگر بدلیل تنوع آناتومیک حرکت دیگری ایجاد خواهد شد.  
- با گذشت زمان متعاقب اعمال یک M/F خاص، تنها در صورتی می‌توان به ثبات مرکز چرخش امیدوار بود که نرخ تغییرات گشتاور

## Abstract

The main goal of this research was to evaluate the effects of applying different M/F ratios in producing different tooth movement types. A 3-D model of an upper central incisor with PDM, spongy and cortical bone was designed by the author based on the Ash dental anatomy. Sap90 as software, working based on finite Element Method was chosen for their modeling process. A constant force of 1 N and different amounts of moment was applied at each phase of this study. center of rotation (Crot.) was calculated at each phase. Tooth motion curve was plotted to provide the reader with a clear presentation of the relationship between applied M/f ratios and Crot. The nearest position to the bodily movement, reachable with sap90, was found to be -8.44. The Crot. found at this position was at 923.98mm gingival to the apex. The Crot. of simple tipping movement was located at 6.53mm incisal to the apex. Finally, controlled tipping was calculated to be produced by M/F ratios between -6.5 and -7.0. Due to the lack of any data with dynamic nature, static evaluations are the only possible way to make clear the nature of tooth movements.



- 1- Marcotte MR. Biomechanics in orthodontics. Philadelphia Bc Decker; 1990.
- 2- Bursone CJ. The biomechanics of tooth movement. in: kraus Bs, reidel RA, editors. vistas in orthodontics. hiladelphia: Lea & Febiger; 1962.p.197-213.
- 3- Bursone CJ. The mechanics of segmented arch technique. The Angle orthodontist 1966; 36:99-120.
- 4- Bursone CJ. In: Graber TM, swain BF, editors. application of bioengineering to clinical orthodontics. 1st ed. st. Louis: The C. V. Mosby Co.;1985 P. 193-228.
- 5- Nikolai RJ. An optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction, AJO/DO 1975; 68:290-302.
- 6- Kusy RP, Tulloch JFC. Moment/Force ratio in mechanics of tooth movment. AJO/DO 1986;90:127-131.
- 7- Bursone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. AJO/DO 1980;396-409.
- 8- Fortin J. Translation of premolars in the dog by controlling the moment to force ratio on the crown, AJO/DO 1971; 59:541-51.
- 9- Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi PK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. AJO/DO 1974; 65: 250-9.
- 10- Christiansen RL, Bustone CJ. Centers of rotation within periodontal space. AJO/DO 1986;55:351-69.
- 11- Matsuura T. Mechanical study on intial changes during canine retraction. J Jpn ortho.Soc., 1984;43:33-52.
- 12- 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.
- 13- Desia CS. Elementary finite element method. Newjersy : Prentice-Hall; 1979. chp1-3.
- 14- Reddy JN. An introduction to the finite element method. 2nd ed. New York: MC Graw-Hill, Inc.; 1993. chp1-z.
- 15- Zienkiewicz OC, Taylor RL. The finite element method, 4th.ed. Vol.1. London:McGraw-Hill Co., 1989.chp1.
- 16- Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights . AJO/DO 1991;100:66-71.
- 17- Cobo J, Sicilia A, Argüelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse digrees of bone loss by an orthodontic force: Tridimensional analysis by means of the finite element method. AJO/DO 1993;104(5):448-54.
- 18- Tanne K, Matsubara S, Association between the direction of orthopedic headgear force and sutural response in the nasomaxillary copmlex. Angle orthod 1996;66(2): 125-30.
- 19- Ash MM. Dental anatomy, physiology and Occlusion. 6th ed. Philadelphia , W.B. Saunders . 1984. pp111-129.
- 20- Coolidge ED. The Thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent. Assoc, Dent. Cosmos 1937; 24: 1260-70.
- 21- Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment of force ratios and center of rotation. AJO/DO 1988; 94(5): 426-31.