

آپرایتینگ مولر دوم مندیبل با Temporary Anchorage Devices به روش آنالیز المان محدود

اللهیار گرامی (DDS, MS)^۱، صدیقه شیخ زاده (DDS, MSc)^{۲*}، حدیث مجد (DDS)^۲

۱- گروه ارتودنسی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
۲- مرکز تحقیقات مواد دندان، پژوهشکده سلامت، دانشگاه علوم پزشکی بابل، بابل، ایران

دریافت: ۹۶/۱۱/۲۶، اصلاح: ۹۷/۲/۳۱، پذیرش: ۹۷/۵/۳

خلاصه

سابقه و هدف: از دست رفتن زود هنگام مولر اول مندیبل مشکل شایعی در بالغین می باشد. تیپینگ مولر دوم در این شرایط اغلب رخ می دهد. روشهای مختلفی برای آپرایت کردن مولر دوم پیشنهاد شده است. هدف مطالعه حاضر بررسی چهار روش آپرایتینگ مولر دوم با روش آنالیز المان محدود می باشد.

مواد و روشها: در این مطالعه المان محدود، ۴ مدل سه بعدی از سگمنت خلفی مندیبل (سمت راست) به روش بالا به پایین در نرم افزار Solidworks2011 (Solidworks, Massachusetts, USA) مدلهای شامل لثه، استخوان کورتیکال (ضخامت ۱mm)، استخوان اسفنجی، مولردوم راست مندیبل (با تیلت مزیالی) و PDL با ضخامت یکنواخت (۰/۲۵mm) است. در مدل اول از T لوپ با سیم ۰/۱۹×۰/۰۲۵ اینچ بتا تایتانیوم برای آپرایتینگ استفاده شد. در مدل دوم مینی اسکرو در فضای رترومولر گذاشته و با chain نیرو به مولر دوم وارد شد. در روش سوم سیم ۰/۱۶×۰/۰۲۲ اینچ بتا تایتانیوم با یک خم اکلوژالی تر از مینی اسکروی دیستالی، مدل شد. در روش آخر مینی اسکرو در مزیال مولر دوم با زاویه ۷۰ درجه نسبت به سطح استخوان قرار گرفت و با سیم ۰/۱۸×۰/۰۲۵ اینچ بتاتایتانیوم با هلیکس، به مولر نیرو وارد شد. اکستروژن و مرکز چرخش دندان حین حرکت و توزیع استرس در PDL در چهار روش مقایسه گردید.

یافتهها: کاسپ باکال در روش های اول تا چهارم، به ترتیب ۰/۰۰۱۳۶، ۰/۰۰۱۱۳، ۰/۰۰۰۹۷۴ و ۰/۰۰۱۴۹ میلی متر اکستروژن کاسپ لینگوآل در مدل سوم رخ داد (۰/۰۰۰۶۸۳- میلی متر). این میزان در مدل دوم ۰/۰۰۱۱۲ و در مدل اول ۰/۰۰۰۴۰۵ میلی متر گزارش شد. حداکثر اکستروژن در روش چهارم مشاهده گردید (۰/۰۰۹۰۱ میلی متر). کاسپ های مزیال و دیستال به ترتیب ۰/۰۰۰۲۱۲ و ۰/۰۰۱۵۸ میلی متر در مدل اول، ۰/۰۰۱۱۴- و ۰/۰۰۳۸۰ میلی متر در مدل دوم، ۰/۰۰۲۷۳- و ۰/۰۰۰۷۰۴ میلی متر در روش سوم و ۰/۰۰۱۸۸ و ۰/۰۰۸۵۷ میلی متر در روش چهارم اکستروژن شدند. مرکز چرخش در مدل سوم در بایفورکیشن مولر قرار گرفت. **نتیجه گیری:** براساس نتایج این مطالعه حداکثر میزان اکستروژن در روش چهارم رخ داد. بهترین نوع حرکت در مدل سوم مشاهده شد، زیرا اکستروژن حداقل بوده و مرکز چرخش در بای فورکیشن مولر قرار گرفت.

واژه های کلیدی: آنالیز المان محدود، تکنیک حرکت دندان، آپرایتینگ.

مقدمه

از دست رفتن زود هنگام مولر اول مندیبل مشکل شایعی در بالغین می باشد. تیپینگ مولر دوم در این شرایط اغلب رخ می دهد(۱). تمایل مزیالی مولر می تواند موجب اکستروژن دندان، مشکلات پرودنتال و دشواری جایگزین کردن مولر اول با رستوریشن ها شود. اگر طرح درمان، ساخت برج باشد، تراش بیش از حد دندان و گاهی درمان کانال ریشه دندانهای پایه ممکن است ضروری گردد. آپرایت کردن دندانهای مجاور می تواند ایجاد فضای کافی و جلوگیری از درمانهای اندودنتیک ناخواسته را تسهیل کند. اگر پروتزهایی با ساپورت ایمپلنت اندیکاسیون دارد، هم سطح کردن مارجینال ریج ها و ایجاد فضای کافی با آپرایتینگ مولر دوم ممکن است مفید باشد. آپرایتینگ همچنین عمق پاکت را در بخش مزیالی مولر تیپ شده کاهش می دهد، کنترل پلاک را تسهیل نموده و یک کرسر انگولار استخوان آلوتل بین

مولر در حال آپرایتینگ با دندانهای مجاور ایجاد می کند(۲). در مطالعات قبلی، مکانوتراپی های مختلفی با آرچ وایرهای ممتد، اپلایس های سگمنتال کانونشنال و دستگاه های انکوریج موقت برای آپرایتینگ مولر پیشنهاد شده است(۳-۶). Lau و همکاران بیان کردند که یک وایر ممتد که مولر را آپرایت می کند، اثرات نامطلوبی بر سایر دندانها در قوس دارد. آنها مکانیک های سگمنتال را برای جلوگیری از این عوارض جانبی پیشنهاد کردند(۷). با این وجود، Kim و همکاران نشان دادند زمانی که T-Loop برای آپرایتینگ مولر دوم به کار می رود، دندانهای مجاور که به عنوان واحد انکوریج عمل می کنند، تحت نیروها و گشتاورهای متفاوتی قرار می گیرند (۸). استفاده از TADs در مطالعات اخیر به صورت انکوریج مستقیم و غیر مستقیم امکان تغییر نیروها را فراهم نموده است. با استفاده از TADs نیروها

* مسئول مقاله: دکتر صدیقه شیخ زاده

آدرس: بابل، دانشگاه علوم پزشکی بابل، دانشکده دندانپزشکی، گروه ارتودنتیکس. تلفن: ۰۱۱-۳۲۹۱۴۰۸

E-mail: elfsh@yahoo.com

قرار می‌دهد و در تیوب مولر دوم قرار می‌گیرد (۹). در مدل چهارم یک مینی اسکرو در سمت مزبال با زاویه 70° نسبت به سطح استخوان قرار می‌گیرد و یک سیم 0.18×0.25 اینچ بتاتیتانیوم با هلیکس برای آپراتینگ به کار می‌رود (۲). نیرو با فعال کردن سگمنت وایری با تغییر شکل الاستیک اعمال می‌گردد. مدل‌ها برای انجام محاسبات به نرم افزار ANSYS Work-bench Ver. 12.1 (ANSYS Inc. Conosburg, USA) منتقل شدند.

همه بافت‌های زنده، الاستیک، هموژن و ایزوتروپیک در نظر گرفته شدند. خصوصیات الاستیک مربوطه از جمله مدولوس یونگ و نسبت پواسون تعریف شد (جدول ۱). مدل‌ها بین ۲۹۸۱۱ و ۳۸۰۹۹ نود (Node)، مش (Mesh) شدند. اجزاء تماسی تعریف شدند تا امکان اسلاید کردن سیم در درون تیوب فراهم شود. (مدل ۱، ۳ و ۴). در مدل ۲، مینی اسکرو، چسبیده به استخوان در نظر گرفته شد. همه نودها در سطوح مزبال و دیستال مدل‌ها محصور شدند تا از هر گونه حرکات rigid جلوگیری شود.

جدول ۱. مدولوس یونگ و نسبت پواسون برای مواد مختلف

ماده	مدولوس یونگ (MPa)	نسبت پواسون
استخوان کورتیکال	$1/37 \times 10^4$	۰/۳۰
استخوان اسفنجی	$7/9 \times 10^4$	۰/۳۰
دندان	$2/07 \times 10^4$	۰/۳۰
TMA	$8/0 \times 10^4$	۰/۳۰
مینی اسکرو	$1/05 \times 10^5$	۰/۳۰
PDL	۵۰/۰۰	۰/۴۹

TMA: تیتانیوم مولیدنیوم؛ PDL: لیگامان پریودنتال

یافته‌ها

در بعد باکولینگوال، کاسپ باکال در هر یک از روش‌های T-loop، مینی اسکرو در ناحیه رترومولرید، مینی اسکروی دیستالی و مینی اسکروی مزبالی به ترتیب 0.00136 ، 0.00113 ، 0.000974 و 0.00149 میلی متر اکستروژن شد (جدول ۲). حداکثر اکستروژن کاسپ لینگوال در روش چهارم با قراردادی مینی اسکرو در مزبال رخ داد (0.0091 میلی متر). میزان اکستروژن این کاسپ در مدل T-loop 0.00405 میلی متر بود. با قرارگیری مینی اسکرو در ناحیه رترومولرید، اکستروژن به 0.00112 میلی متر و در روش مینی اسکروی دیستالی به 0.00683 میلی متر کاهش یافت. حداقل اکستروژن کاسپ‌های باکال و لینگوال با استفاده از مینی اسکروی دیستالی مشاهده شد. در بعد مزبودیستال، کاسپ‌های دیستال و مزبال به ترتیب 0.00212 و 0.00158 میلی متر در مدل اول، 0.00114 و 0.00380 میلی متر در مدل دوم، 0.00273 و 0.00704 میلی متر در روش سوم و 0.00188 و 0.00857 میلی متر در روش چهارم اکستروژن شدند. کاسپ مزبال در همه مدل‌ها بیشتر از کاسپ دیستال اکستروژن شد (جدول ۳).

جدول ۲. جابه جایی عمودی (میزان اکستروژن/اینتروژن کاسپ‌های باکال و لینگوال) در پلن باکولینگوال در روش‌های مختلف طراحی شده.

T-loop	نسبت	مینی اسکرو در رترومولرید	نسبت	مینی اسکروی دیستالی	نسبت	مینی اسکروی مزبالی	نسبت
باکال	0.00136	$3/36$	0.00113	$2/79$	0.000974	$2/4$	0.00149
لینگوال	0.00405	۱	0.00112	$2/76$	0.00683	$1/68$	0.00901

صرفاً بر دندانهای مورد نظر اعمال شده و جهت مطلوب نیروها فراهم می‌گردد (۱۶-۹). این تکنیک‌ها نیاز به درگیر کردن سایر دندانها در دهان ندارند و نتایج موفقیت آمیزی در کلینیک نشان می‌دهند (۱۳-۱۱). مکانوتراپی‌های مختلف به کار رفته در مطالعات می‌توانند دندانها را به طرق مختلفی تحت تأثیر قرار دهند و توزیع استرس در ساختارهای اطراف دندان می‌تواند متفاوت باشد (۱). جهت طراحی و انتخاب بهترین مکانوتراپی‌ها در ارتودنسی، تعیین واکنش دندان‌ها و بافت‌های احاطه کننده آنها به نیروها، اهمیت دارد.

مدلسازی المان محدود (FEM)، یک ابزار مفید برای آنالیز این واکنش‌ها نسبت به مکانیک‌های مختلف در ارتودنسی است. با یک مدلسازی سه بعدی کامپیوتری، شرایط مختلف بارگذاری در حوزه دهان قابل تخمین هستند. این روش، یک سیستم را به اجزاء منفرد تقسیم نموده و پاسخ هر یک از اجزاء را به روش‌های مختلف بارگذاری ارزیابی می‌کند. سپس اطلاعات یکپارچه می‌گردد تا نمایانگر کل سیستم باشد و توزیع استرس در دندان‌ها، لیگامان پریودنتال و استخوان آلوتل می‌تواند از این طریق ارزیابی گردد. FEM یک ابزار مفید است که می‌تواند بسیاری از ابهامات در دندانپزشکی را رفع نموده و از اثرات جانبی ناخواسته ناشی از مکانوتراپی‌های مختلف جلوگیری کند (۱۷).

اگرچه مطالعات مختلف اثرات کلینیکی روشهای آپراتینگ مولر را ارزیابی کرده‌اند، اما حرکات دقیق و توزیع استرس از طریق FEM بهتر قابل بررسی است. از آنجائیکه هیچ مطالعه FEM تاکنون، دیاگرام استرس را در روشهای مختلف آپراتینگ مولر ارزیابی نکرده است. بنابراین هدف از این مطالعه، مقایسه یک T-Loop کانونشنال و سه روش دیگر با کاربرد TADs برای آپراتینگ مولر دوم مندیبل مزبالی، به کمک FEM است.

مواد و روش‌ها

مدل‌ها: در این مطالعه المان محدود، ۴ مدل سه بعدی از سگمنت خلفی مندیبل (سمت راست) به روش بالا به پایین در نرم افزار Solidworks2011 (Solidworks, Massachusetts, USA) طراحی شد. مدل‌ها شامل لثه، استخوان کورتیکال (ضخامت ۱mm)، استخوان اسفنجی، مولردوم راست مندیبل (با تیلت مزبالی) و PDL با ضخامت یکنواخت (0.25mm) است. مدلسازی دندان بر اساس آناتومی دندان Ash (۱۸) و مدلسازی سگمنت مندیبل بر اساس اطلاعات حاصل از CBCT یک بیمار انجام شده است.

در مدل ۱، یک آرج وایر 0.19×0.25 اینچ بتاتیتانیوم سگمنتال با یک T-Loop، نیروی آپراتینگ را با Gable bend اعمال می‌نماید. در مدل دوم، یک مینی اسکرو در جهت عمودی در فضای رترومولر قرار می‌گیرد (۱۹). یک button در سمت مزبال تاج مولر چسبانده شده و نیرو با یک چین الاستومریک که به مینی اسکروی دیستالی متصل است، اعمال می‌گردد. مدل سوم شامل یک قطعه سیم بتاتیتانیوم 0.16×0.22 اینچ است، با خمی که امتداد آن را اکلوزالی تر از اسکرو

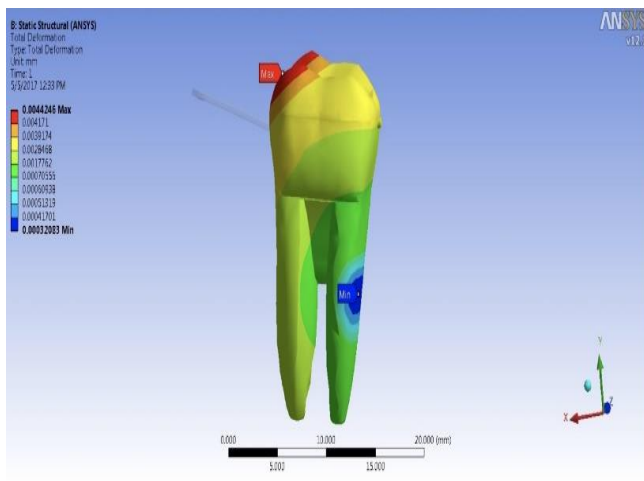
جدول ۳. جابه جایی عمودی (میزان اکستروژن/اینترژن کاسپهای مزپال و دیستال) در پلن مزپودیستالی در روش‌های مختلف طراحی شده.

نسبت	نسبت	نسبت	نسبت	نسبت	نسبت	نسبت	T-loop
دیستال	۰/۰۰۲۱۲	۱	-۰/۰۰۱۱۴	-۵/۳۸	-۰/۰۰۳۷۳	-۱۱/۱۷	۰/۰۰۱۸۸
مزپال	۰/۰۰۱۵۸	۷/۴۵	-۰/۰۰۳۸۰	۱۷/۹۲	-۰/۰۰۰۷۰۴	۳/۳۲	۰/۰۰۸۵۷

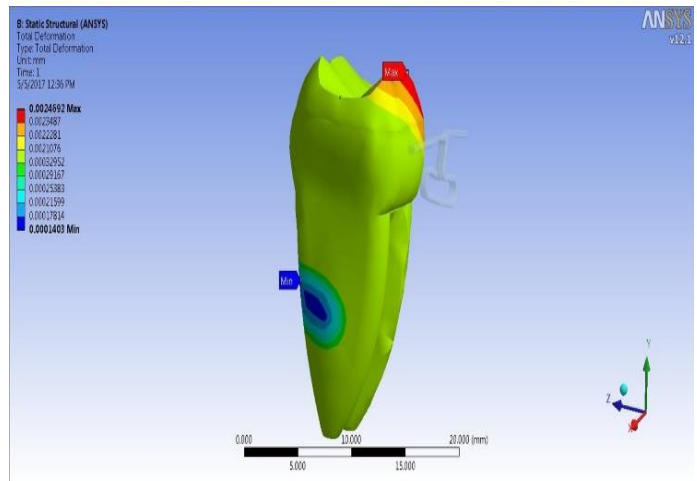
* کمترین مقدار به عنوان واحد در نظر گرفته شد.

بنابراین بیشترین جابجایی در بخش مزپالی صفحه اکلوزالی دندان رخ داد (۰/۰۰۷۳۵ میلی متر) و حداقل میزان آن ۰/۰۰۰۸۱۷ میلی متر در مرکز چرخش بود. در روش سوم با مینی اسکرو در سمت دیستال حداکثر میزان حرکات در مارچینال ریج مزپال مشاهده شد و مرکز چرخش در ریشه دیستال قرار گرفت (شکل ۳). بیشترین جابجایی در مارچینال ریج مزپال به میزان ۰/۰۰۴۴۲ میلی متر رخ داد. با کاربرد مینی اسکروی مزپالی، مرکز چرخش در سطح دیستالینگوآل ریشه دیستال مشاهده شد (شکل ۴). حداکثر اکستروژن در کاسپ باکال مشاهده شد (۰/۰۱۵۰ میلی متر). کمترین میزان اکستروژن ۰/۰۰۰۴۱۷ میلی متر بود که در مرکز چرخش دندان اتفاق افتاد.

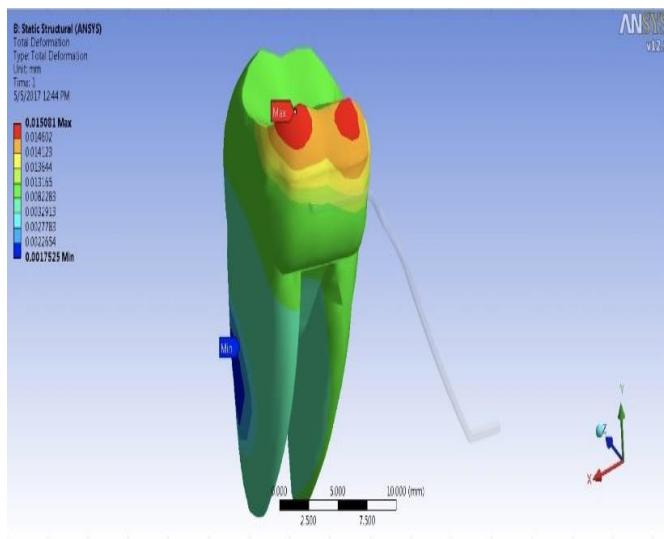
بیشترین میزان اکستروژن در روش چهارم با مینی اسکروی مزپالی در کاسپ مزپال رخ داد (۰/۰۰۸۵۷ میلی متر)؛ در حالیکه حداقل میزان آن در هر دو کاسپ مزپال و دیستال با استفاده از مینی اسکروی دیستالی قابل رویت بود (۰/۰۰۲۷۳) و ۰/۰۰۰۷۰۴ میلی متر). با استفاده از TMA loop، مرکز چرخش در بخش دیستال ریشه قرار گرفت و حداکثر جابه جایی به میزان ۰/۰۰۲۴۶ میلی متر در سطح مزپوباکال تاج مشاهده شد (شکل ۱). حداقل میزان این جابجایی ۰/۰۰۰۱۷۸ میلی متر بود. زمانی که مینی اسکرو در رترومولر پد قرار داده شد و نیرو با چین الاستومریک اعمال گشت، مرکز چرخش به سطح مزپال ریشه دیستال، در محل بای فورکیشن منتقل شد (شکل ۲).



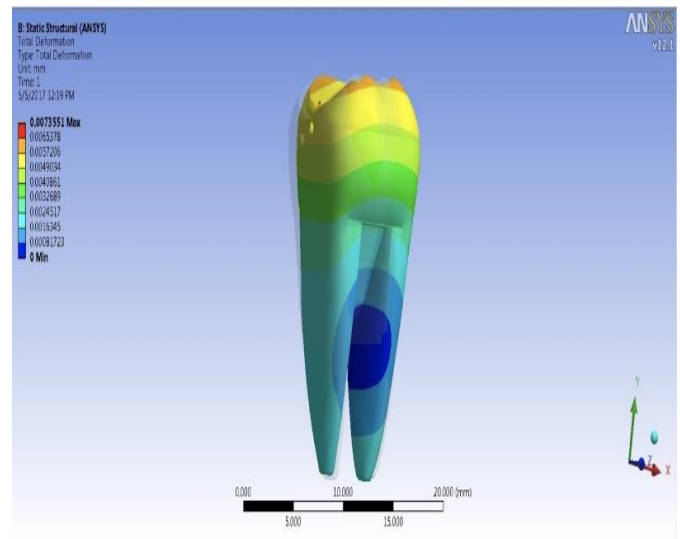
شکل ۳. الگوی حرکت دندان توسط مینی اسکروی دیستالی.



شکل ۱. الگوی حرکت مولر دوم با TMA Loop از نمای دیستال



شکل ۴. آپرایتینگ مولر دوم با مینی اسکروی مزپالی



شکل ۲. آپرایتینگ مولر دوم با نیروی اعمال شده توسط چین الاستومریک

بحث و نتیجه گیری

در مدل مینی اسکروی دیستالی با چین الاستومری، مرکز چرخش در بخش مزبال ریشه دیستالی در محل بای فورکیشن مولر دوم قرار گرفت. در یک مطالعه المان محدود، Kojima و همکارانش تیپینگ باکالی مولر دوم را با کاربرد فنرهای آپراتینگ، گزارش کردند. آنها ایجاد یک خم در بازوی فنر راجهت کاهش تیپینگ دندانهای انکورپیج پیشنهاد کردند. این کار می‌تواند تیپینگ باکالی مولر را در مقایسه با فنرهای بدون خم، افزایش دهد (۲۰).

مطالعه دیگر با یافته‌های مشابه، یک مرور سیستماتیک توسط Magkavali-Trikka و همکارانش در سال ۲۰۱۷ است که از مینی ایمپلنتها برای آپرات کردن مولر مندیبل استفاده نموده اند. مینی ایمپلنتها در نواحی مختلفی از جمله رترومولر، به صورت عمودی در ریج بی دندانی یا بین ریشه دندانهای مجاور در مزبال مولر، قرار داده شدند. نیروهای آپراتینگ با چین‌های الاستومریک متصل شده به باتن‌ها، فنرها یا کانتی لورها اعمال شد. اغلب این روشهای مختلف، نیروهای باکالی و اینتروزیو بر مولری که تیپ لینگویال دارد، اعمال می‌کنند (۱۳). تفاوت در نتایج ممکن است به علت نقطه اعمال نیرو، فاصله آن از مرکز مقاومت و تفاوت در مکانوتراپی‌های به کار رفته در مطالعات مختلف باشد.

مینی اسکروی مزبالی با بیشترین تغییرات عمودی دندان در بعد باکولینگوال همراه بود. کمترین تغییرات عمودی مولر، با مینی اسکروی دیستالی و مینی اسکرو در فضای رترومولر مشاهده شد. این یافته‌ها با تحقیقات Muggiano و Giancotti مطابقت دارد که معتقد بودند قراردعی مینی اسکرو در ناحیه رترومولر مزبالی بیومکانیکی زیادی دارد (۲۱). این یافته مشابه به علت اعمال نیروها از دیستال مرکز مقاومت در روش مینی اسکروی دیستالی است که می‌تواند به کنترل عمودی مولردوم در حین آپراتینگ کمک کند. Musilli و همکاران نیز عنوان کردند که این روش انتخاب مناسبی جهت آپراتینگ دیستالی مولر و باز کردن فضا در مواردی است که کنترل عمودی اهمیت زیادی دارد. با این وجود آنها تأکید کردند که موقعیت دقیق مینی اسکرو برای کنترل عمودی مناسب، ضروری است (۹). اکستروژن مولر حین آپراتینگ می‌تواند عمق پاکت را در بخش مزبال مولر دوم کاهش دهد. اگرچه، تماس‌های پیش رس و باز شدن بایت نیز ممکن است رخ دهد که اغلب نامطلوب هستند، به ویژه اگر درمان جامع ارتودنسی مدنظر نباشد (۲۲). در پلن مزیودیستال، مطالعه حاضر نشان داد که در همه روش‌ها کاسپ‌های مزبالی بیشتر از کاسپ‌های دیستالی اکستروژ شدند. با این وجود، با استفاده از T-Loop، تغییرات عمودی حداقل بوده و بیشترین تغییرات عمودی در روش مینی اسکروی مزبالی رخ داد. مرکز چرخش در حین آپراتینگ در ۴ روش مختلف، متفاوت بوده است. در روش‌های اول و چهارم (T-Loop و مینی اسکروی مزبالی)، مرکز چرخش در بخش دیستولینگوالی ریشه دیستالی بود. حداکثر جابه جایی با T-

Loop در سطح مزبو باکال تاج رخ داد. Derton و همکارانش در یک مطالعه کیس ریپورت، با استفاده از مینی ایمپلنتها و وایرهای سکشنال ۰/۱۸×۰/۰۲۵ اینچ TMA با هلیکس، توانستند به آپراتینگ، اینتروژن و حرکت مزبالی بادیلی مولر، دست یابند (۲۳). با قرار دادن مینی اسکرو در رترومولر پد و استفاده از چین الاستومریک (روش دوم)، مرکز چرخش به بخش مزبالی ریشه دیستال در بای فورکیشن مولر دوم، منتقل شد. بهترین نوع حرکت در روش مینی اسکروی دیستالی باچین دیده شد. Musilli و همکارانش تأیید کردند که این روش یک نیروی دیستاله کننده اعمال می‌کند که از مرکز مقاومت می‌گذرد و موجب چرخش و ترنسلیشن مولر می‌گردد. در گزارشات آنها، تیپینگ دیستالی تاج - بیشتر از حرکت مزبالی ریشه بود. Musilli پیشنهاد کرد که این روش به علت درک بهتر سیستم نیروی حاصل از آن، رایج‌تر است (۹).

در مطالعه حاضر، زمانی که مینی اسکروی دیستالی با یک کانتی لور استفاده شد (روش سوم)، مارچینال ریج مزبال بیشترین حرکت را حول مرکز چرخشی در ریشه دیستال داشت. طبق نظرات Musilli و همکاران، کانتی لوری که به مینی اسکروی دیستالی متصل شده است می‌تواند یک گشتاور و یک نیروی اینتروزیو بر مولر وارد کند. اصطکاک بین سیم و تیوب مولر، تیپینگ دیستالی تاج را کاهش می‌دهد. آنها این روش را برای آپرات کردن خفیف مولر و باز کردن فضا در مواردی که کنترل عمودی حیاتی است، پیشنهاد کردند (۹). Musilli و همکاران و Carnei و همکاران، همچنین معتقدند که در موارد تیپینگ خفیف مزبالی مولر، موقعیت دیستالی مینی اسکرو برای تولید گشتاور لازم جهت آپراتینگ، مناسب است اما در موارد تیپینگ متوسط تا شدید، فاصله عمودی بین نیرو و مرکز مقاومت کاهش می‌یابد، بنابراین قرار دادن یک مینی اسکرو در مزبال، قابلیت بیشتری برای تولید گشتاورهای آپراتینگ کافی، دارد (۱۴ و ۹). یک محدودیت دیگر در رابطه با مینی اسکروی دیستالی، حضور هر دندانی در دیستال مولر است که ممکن است با قراردادن مینی اسکرو و حرکت دیستالی تاج در حال آپراتینگ، تداخل کنند. از آنجاییکه اندازه‌گیری کلینیکی توزیع استرس در ساختارهای دندانی غیرممکن است، مدلسازی المان محدود تخمین مناسبی از موقعیت کلینیکی فراهم می‌کند. اما دقیقاً شرایط واقعی را نشان نمی‌دهد. بنابراین برخی فاکتورهای بیومکانیکی مشمول مطالعه ما ممکن است با مطالعات in-vivo متفاوت باشد. همچنین باید به این نکته توجه کرد که برخی تفاوت‌های فردی در پاسخ‌های بیولوژیک و واکنش دندانها به نیروهای ارتودنسی ممکن است، وجود داشته باشد. حداقل اکستروژن با استفاده از مینی اسکروی دیستالی مشاهده شد و بیشترین میزان جابجایی عمودی در روش سوم با مینی اسکروی مزبالی رخ داد. بهترین - نوع حرکت دندان در روش مینی اسکروی دیستالی و چین الاستومریک ایجاد شد که مرکز چرخش دندان در بخش مزبال ریشه دیستال در بای فورکیشن مولر قرار گرفت.

Second Molar Uprighting with Temporary Anchorage Devices: A Finite Element Study

A. Geramy (DDS,MS)¹, S. Sheikhzadeh (DDS,MS)*², H. Majd (DDS)²

1.Department of Orthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, I.R.Iran

2.Dental Materials Research Center, Institute of Health, Babol University of Medical Sciences, Babol, I.R.Iran

J Babol Univ Med Sci; 20(11); Nov 2018; PP: 7-12

Received: Feb 15th 2018, Revised: May 21st 2018, Accepted: Jul 25th 2018.

ABSTRACT

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Premature loss of mandibular first molar is a common problem in adults. Mesial tipping of second molar may occur in this situation. Various orthodontic mechanics have been proposed for molar uprighing. The aim of this study was to compare four methods of molar uprighing using Finite Element Analysis(FEM).

METHODS: In first model of this finite element study, a 0.019×0.025 inch beta-titanium segmental arch wire with a T-loop was used. In second model a miniscrew was inserted in retromolar space and force was applied using elastomeric chain. The third model was a piece of 0.016×0.022inch beta-titanium wire with a bend which was placed more occlusal than the screw. The fourth model contained a mesially inserted miniscrew with an angle of 70 degrees to bone surface and a 0.018×0.025inch beta-titanium wire with helix. Extrusion, center of rotation and stress distribution in PDL during movement was compared between methods.

FINDINGS: Buccal cusp extruded 1.36E-03, 1.13E-03, -9.74E-04 and 1.49E-03 mm in first, second, third and fourth model, respectively. Similarly, in lingual cusp, the amount of vertical displacement was at least in third model (-6.83E-04 mm). This amount in second and first method was 1.12E-03 and 4.05E-04 mm, respectively. The maximum amount of extrusion of lingual cusp occurred in fourth model (9.01E-03 mm).

Mesial and distal cusps extruded 2.12E-04 and 1.58E-03 mm in first model, -1.14E-03 and 3.80E-03 mm in second method, -2.37E-03 and 7.04E-04 mm in third design and, 1.88E-03 and 8.57E-03 mm in the fourth model.

The center of rotation was located at molar bifurcation in third model.

CONCLUSION: The maximum amount of extrusion in both mesiodistal and buccolingual path was seen in fourth model. The best type of movement was found in third model, in which minimum extrusion occurred and center of rotation located at molar bifurcation.

KEY WORDS: *Finite Element Analysis, Tooth Movement Technique, Tooth Uprighting.*

Please cite this article as follows:

Geramy A, Sheikhzadeh S, Majd H. Second Molar Uprighting with Temporary Anchorage Devices: A Finite Element Study. J Babol Univ Med Sci. 2018;20(11):7-12.

*Corresponding Author: S. Sheikhzadeh (DDS, MSc)

Address: Department of Orthodontics, School of Dentistry, Babol University of Medical Sciences, Babol, I.R.Iran

Tel: +98 11 32291408

E-mail: elfsh@yahoo.com

References

1. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. 5th ed. Elsevier; 2013.
2. Roberts WW, Chacker FM, Burstone CJ. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1982;81(3):177-84.
3. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Uprighting mesially inclined mandibular second molars with a modified uprighter jet. *J Clin Orthod*. 2007; 41(5):281-4.
4. Gianocotti A, Arcuri C, Barlattani A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004; 126(1): 113-7.
5. Tuncay OC, Biggerstaff RH, Cutcliffe JC, Berkowitz J. Molar uprighting with T-loop springs. *J Am Dent Assoc*. 1980;100(6):863-6.
6. Lee KJ, Park YC, Hwang WS, Seong EH. Uprighting mandibular second molars with direct miniscrew anchorage. *J Clin Orthod*. 2007;41(10):627-35.
7. Lau CK, Whang CZ, Bister D. Orthodontic uprighting of severely impacted mandibular second molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;143(1):116-24.
8. Kim M, Kim M, Chun YS. Molar uprighting by a nickel-titanium spring based on a setup model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;146(1):119-23.
9. Musilli M, Marsico M, Romanucci A, Grampone F. Molar uprighting with mini screws: comparison among different systems and relative biomechanical analysis. *Prog Orthod*. 2010; 11(2):166-73.
10. Sohn BW, Choi JH, Jung SN, Lim KS. Uprighting Mesially Impacted Second Molars with Miniscrew Anchorage. *J Clin Orthod*. 2007;41(2):94-7.
11. Yun SE, Lim WH, Chun YS. Molar control using indirect miniscrew anchorage. *J Clin Orthod*. 2005; 39(11):661
12. Zachrisson BU, Bantelon HP. Optimal mechanics for mandibular molar uprighting. *World J Orthod*. 2005;6(1):80-7.
13. Magkavali-Trikka P, Emmanouilidis G, Papadopoulos MA. Mandibular molar uprighting using orthodontic miniscrew implants: a systematic review. *Prog Orthod*. 2018;19(1):1.
14. Cernei ER, Mavru RB, Zetui IN. Second molar uprighting after premature loss of mandibular first permanent molar- Case report. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi*. 2015;119(2):572-8.
15. Ruellas AC, Pithon MM, Santos RL. Miniscrew-supported coil spring for molar uprighting: description. *Dental press J Orthod*. 2013 Feb;18(1):45-9.
16. Lin TS, Tsai FD, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial*. 2013;143(2):182-9.
17. Geramy A, Sheikhzadeh S. Torque Control of Upper Incisor in Intrusive Loads and Comparison of the Lingual and Labial Bracket Systems: A Finite Element Analysis. *Prensa Med Argent* 2015;101:2. doi:10.4172/lpma.1000145
18. Ash MM. Dental anatomy, physiology, and occlusion. 6th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co. 1984:245-86.
19. Park HS, Kyung HM, Sung JH. A simple method of molar uprighting with Micro-Implant Anchorage. *J Clin Orthod*. 2002;36(10):592-6.
20. Derton N, Perini A, Mutinelli S, Gracco A. Mandibular molar uprighting using mini-implants: Different approaches for different clinical cases- Two case reports. *Orthodontics (Chic)*. 2012;13(1):138-45.
21. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132(5):630-8.
22. Shellhart WC, Oesterle LJ. Uprighting molars without extrusion. *J Am Dent Assoc*. 1999;130(3):381-5.