

بررسی اثرات اسپلینت کردن دندانهای پایه ضعیف پروتز پارسیل انتهای آزاد به روش تحلیل اجزای محدود

دکتر مهستی سحابی^۱ - دکتر الهیار گرامی^۲ - دکتر مهدی ادیب راد^۳

۱- استادیار گروه آموزشی پروتزهای ثابت دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

۲- دانشیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- دستیار تخصصی گروه آموزشی پریودنتیکس دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

چکیده

زمینه و هدف: اسپلینت کردن دندانهای پایه پروتز متحرک پارسیل انتهای آزاد در توزیع فشارهای وارده موثر است ولی این امر می تواند در مواردی که دندانهای پایه درگیری پریدنتال دارند، طرح درمان را با پیچیدگی روبرو سازد. هدف از این مطالعه بررسی تاثیر اسپلینت کردن دندانهای پایه ضعیف پروتز پارسیل انتهای آزاد بر توزیع تنش در استخوان اطراف به روش تحلیل اجزای محدود (FEA) می باشد. **روش بررسی:** مدل های FEA سه بعدی دندانهای پره مولر اول و دوم فک پایین به همراه PDL و استخوان اطراف آنها طراحی گردید. در این مطالعه سه مدل شامل: ۱- هر دو دندان سالم، ۲- دندان چهار سالم و دندان پنج دارای تحلیل استخوان ($C/R=1$) و ۳- هر دو دندان دارای تحلیل استخوان ($C/R=1$) به کار رفت. هر مدل نیز در دو حالت بدون اسپلینت و با اسپلینت مورد ارزیابی قرار گرفت. در نهایت پس از اعمال نیروی پنجاه نیوتنی، فشار Von mises در استخوان اطراف ریشه دندانها محاسبه و گزارش گردید. **یافته ها:** در هر سه مدل پیش از اسپلینت کردن، بیشترین فشار در ناحیه آپیکال دندانها و کمترین فشار در اطراف کرسرست مزیالی دندان چهار و کرسرست دیستالی دندان پنج ثبت شد. اسپلینت کردن موجب کاهش چشمگیر فشارها در ناحیه کرسرست بین دندانی گردید. در مدل یک و دو فشارهای ناحیه آپیکال افزایش یافت در حالی که در مدل سه فشارهای ناحیه آپیکال دندانها کاهش پیدا کرد. در مجموع بهترین نتایج در مدل دو (اسپلینت کردن دندان پنج دارای درگیری پریدنتال به دندان سالم کناری) رخ داد. **نتیجه گیری:** اسپلینت کردن ثابت دندانهای دارای درگیری پریدنتال به کاهش فشارها در ناحیه کرسرست بین دندانی و بهبود نحوه انتشار فشارها در استخوان اطراف کمک می کند.

کلید واژه ها: روش تحلیل اجزای محدود - اسپلینت کردن ثابت - درگیری پریدنتال - دندان پایه - پروتز متحرک پارسیل.

پذیرش مقاله: ۱۳۸۷/۱۲/۴

اصلاح نهایی: ۱۳۸۷/۱۰/۴

وصول مقاله: ۱۳۸۷/۳/۱۳

نویسنده مسئول: دکتر مهستی سحابی، گروه آموزشی پروتزهای ثابت دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی e.mail:mahsahabi@yahoo.com

مقدمه

نیروهای اکلوزالی و تأمین حمایت و گیر کافی برای پروتز خواهند بود. (۹-۶، ۱)، در صورت کاهش حمایت استخوانی، انتخاب دندانهای پایه و نحوه به کارگیری آنها برای دندانپزشک چالشی بس دشوار محسوب می گردد. (۱۰) در ساخت رستوریشن های ثابت نسبت مطلوب تاج به ریشه برای دندان پایه دو به سه می باشد و یک به یک حداقل نسبتی است که برای یک دندان پایه در شرایط طبیعی و با توجه به وضعیت دندانهای مقابل قابل قبول است. (۱۱) در مواردی که دندانهای پایه مورد نظر جهت ساخت پروتز

درمان بیماران دارای ریج بی دندانی انتهای آزاد (CI, II) کندی) را می توان از طریق ساخت پروتزهای پارسیل متحرک، پروتزهای متکی بر ایمپلنت و یا پروتزهای ثابت کانتی لور انجام داد و عوامل مختلفی نظیر ملاحظات آناتومیک، بیومکانیک و محدودیتهای مالی می توانند در انتخاب نوع درمان دخیل باشند. (۵-۱)

در صورت استفاده از پروتزهای پارسیل متحرک (RPDs) دندانهای پایه می بایست از ساپورت (حمایت) پریدنتالی کافی برخوردار باشند، در غیر این صورت قادر به تحمل

می‌شود. در این موارد شاید فدا کردن یک دندان که حمایت استخوانی ضعیفی دارد پیش آگهی دندان مجاور را که حمایت استخوانی مناسبی دارد بهتر نماید. (۱، ۲۱) با توجه به وجود اختلاف نظر بین محققان در زمینه اسپلینت کردن یا نکردن دندانهای پایه ای که از حمایت پریودنتال نا کافی برخوردار هستند، به نظر می‌رسد که اطلاعات موجود در زمینه تأثیرات اسپلینت کردن بر میزان فشارهای وارده بر روی دندانهای پایه پروتزهای پارسیل ناکافی است.

هدف از این مطالعه، بررسی تأثیر اسپلینت کردن بر روی فشارهای ایجاد شده در اطراف دندانهای پایه ضعیف پروتزهای پارسیل انتهای آزاد می‌باشد و به منظور بررسی و تحلیل فشارها نیز از تحلیل تنش به روش اجزای محدود (FEA) که از روشهای نظری تحلیل تنشها می‌باشد، استفاده گردید.

روش بررسی

در این مطالعه توصیفی، توزیع تنش به روش اجزای محدود (Finite Element) سه بُعدی انجام گرفته است که یکی از روشهای نظری تحلیل تنش می‌باشد. مطابق این روش ابتدا ساختار مورد نظر به قطعات مجزایی با شکل هندسی ساده تر تقسیم می‌شوند و محل تماس رؤس این اجزا، گره‌ها را تشکیل می‌دهند. در ادامه ضریب الاستیسیته و ضریب پوآسون هر یک از مواد تشکیل دهنده جسم تعیین شده و به طریقه ریاضی (دستگاه معادلات خطی) و با کمک رایانه، توزیع تنش در داخل هر یک از اجزا و سپس در کل ساختار جسم بررسی می‌شود.

الف) مدل سازی: این مرحله با استفاده از نرم افزار Solid Works 2006 انجام گرفت و هر مدل به صورت مجزا به Ansys Workbench version 10 منتقل شد. مدل‌ها مربوط به قطعه ای از فک پایین شامل پره مولر اول و دوم بودند. هر مدل شامل لیگامان پریودنتال (به ضخامت ۰/۵ میلی‌متر)، استخوان کورتیکال (به ضخامت ۱/۵ میلی‌متر)، استخوان اسفنجی (به ضخامت ۱۸/۵ میلی‌متر) و دندان بود. تمامی ابعاد دندانها با توجه به کتاب مرجع آناتومی دندان مشخص گردید. (۲۲)

در این مطالعه سه مدل Finite Element سه بُعدی طراحی شد. در مدل اول (شکل ۱) دندانهای پره مولر اول و دوم دارای پریودنشیوم سالم و فاقد تحلیل استخوان بودند. در

پارسیل نشانه‌هایی از کاهش حمایت پریودنتالی داشته و فاقد نسبت تاج به ریشه مطلوب باشند از راه حل‌های درمانی مختلفی می‌توان استفاده کرد که از آن جمله می‌توان به موارد زیر اشاره نمود:

۱- خارج کردن دندان و استفاده از دندان سالم مجاور آن به عنوان دندان پایه. (۱)

۲- کوتاه کردن دندان و ایجاد نسبت تاج به ریشه مناسب و سپس استفاده از پست کوپینگ. (۱۲)

۳- متصل کردن دندان مورد نظر به یک یا چند دندان مجاور (اسپلینت کردن). (۴، ۱۲-۱۸)

در صورت فراهم بودن شرایط مناسب جهت اسپلینت کردن دو یا تعداد بیشتری دندان، این روش از بهترین انتخابهای درمانی محسوب می‌گردد. زیرا گسترده کردن ناحیه لیگامان پریودنتال، انتشار موثر نیروها را تسهیل کرده و حمایت و ثبات لازم را برای پروتز پارسیل متحرک فراهم می‌آورد.

A.A.Caputo و R.S.Wylie (۳) در سال ۱۹۹۱ تحقیقی به روش فتوالاستیک سه بُعدی انجام دادند که هدف از آن ارزیابی تأثیر میزان حمایت پریودنتال و همچنین اسپلینت کردن در پروتزهای ثابت کانتی لور بود. H. Itoh و A.A. Caputo و R.Wylie (۴) در سال ۱۹۹۸ با استفاده از روش فتوالاستیک سه بُعدی، تأثیر حمایت پریودنتال و اسپلینت کردن ثابت را بر روی نیروهای منتقل شده توسط پروتز پارسیل متحرک، مورد بررسی و مطالعه قرار دادند. Hong So Yong و همکاران (۱۹) در سال ۱۹۹۹ به کمک روش F.E.A. دو بُعدی تأثیر اسپلینت کردن را بر روی پروتزهای ثابت مورد بررسی قرار دادند. H. El Charkauk و M. El Wakad (۲۰) در سال ۱۹۹۶ به کمک تکنیک Strain gauge، تأثیر اسپلینت کردن را روی انتشار نیروها به هنگام استفاده از پروتز پارسیل انتهای آزاد دارای اتچمنت خارج تاجی مورد بررسی قرار دادند.

در این زمینه برخی صاحب‌نظران همچون Itoh و Caputo معتقدند که هر چه شدت ضایعه پریودنتالی افزایش یابد تأثیر استفاده از اسپلینت کردن پررنگتر می‌شود. (۳-۴) در مقابل برخی دیگر از محققان بر این باورند که هنگام اسپلینت کردن دو دندان باید در نظر داشت که اسپلینت کردن دندان پایه بسیار ضعیف به دندان سالم کناری نه تنها مزیتی به همراه ندارد بلکه اغلب موجب تضعیف دندان پایه قویتر

نیروی پنجاه نیوتنی به صورت دو نیروی ۲۵ نیوتنی، عمود بر دو ناحیه افقی تعبیه شده در مارجینال ریج دندانها، اعمال گردید. نهایتاً برای بررسی نتایج فشار Von Mises مجموعه نقاطی در مسیر دیواره استخوانی دندانهای چهار و پنج در نظر گرفته شد و فشارها از آنها استخراج و ثبت گردید. این نقاط از مزایل پره مولر اول در دیواره استخوان مجاور لیگامان پریودنتال آغاز شده و به سمت آپکس و سپس به طرف کرسر آلونول بین پره مولر اول و دوم و مجدداً به سمت آپکس پره مولر دوم و سرانجام به بخش دیستالی آن ختم می‌شود.

یافته‌ها

در مدل یک (هر دو دندان سالم)، کمترین فشار در نزدیکی مزایل دندان چهار و کرسر دیستال دندان پنج، و بیشترین آن در ناحیه آپیکال دندانها ثبت گردید. با اسپلینت کردن دندانهای چهار و پنج، کاهش قابل توجهی در فشارهای ناحیه کرسر بین دندان و افزایش مشخصی در فشار ناحیه آپیکال دندانها رخ داد به نحوی که بیشترین فشار در ناحیه آپیکال دندان پنج گزارش شد. (نمودار ۱)

در مدل دو (دندان پنج دارای تحلیل و دندان چهار سالم) پیش از اسپلینت کردن مشابه مدل قبل، کمترین میزان فشار در نزدیکی مزایل دندان چهار و کرسر دیستال دندان پنج، و بیشترین آن در ناحیه آپیکال دندانها (حداکثر میزان فشار در آپیکال دندان پنج) مشاهده شد. در این مدل قبل از اسپلینت کردن فشار قابل ملاحظه‌ای (۰/۹۹۴ نیوتن بر میلی‌مترمربع) در ناحیه کرسر بین دندان وجود داشت که بسیار بیشتر از مدل یک (۰/۵۰۴ نیوتن بر میلی‌مترمربع) بود و نشان می‌داد که تحلیل استخوان اطراف دندان پایه انتهایی موجب افزایش فشارهای وارده به ناحیه کرسر بین دندان می‌گردد. پس از اسپلینت کردن، شاخصترین تغییر کاهش چشمگیر فشارها در ناحیه کرسر بین دندان بود که این کاهش واضحتر از مدل یک بود. به علاوه اسپلینت کردن منجر به افزایش تجمع فشارها در ناحیه آپیکال (حداکثر میزان فشار در آپیکال دندان پنج) دندانها گردید. ولی در این مدل بر خلاف مدل یک، فشارها در ناحیه آپیکال دندان چهار افزایش بسیار بیشتری را نسبت به دندان پنج نشان دادند. به طور کلی در این مدل هم نقش مثبت و مفید اسپلینت کردن غیر قابل انکار بود. (نمودار ۲)

مدل دوم (شکل ۲) تحلیل استخوان تنها در اطراف پره مولر دوم رخ داده بود و در مدل سوم (شکل ۳) تحلیل استخوان در اطراف هر دو دندان پره مولر اول و دوم وجود داشت. تحلیل استخوان در این دو مدل اخیر در حدی بود که نسبت تاج به ریشه دندان به ۱/۱ رسیده بود.

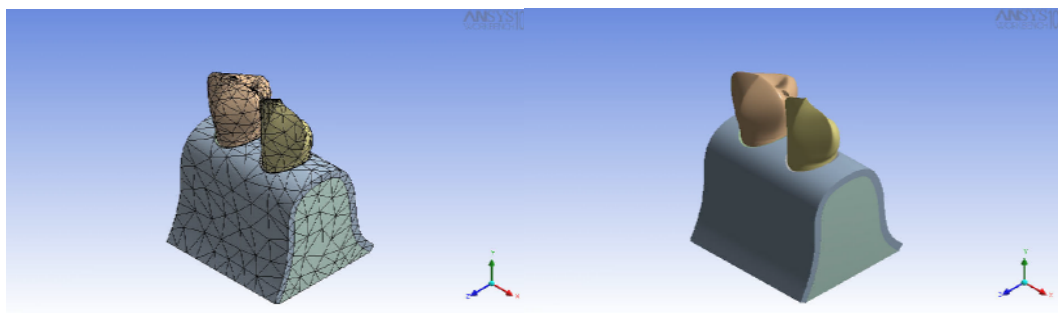
مرحله بعدی تعیین المان‌های تماسی (Contact Element) بود که عبارتست از اجزایی از هر مدل که قرار است با هم تماس داشته باشند. در غیر این صورت این اجزا در روش المان محدود هیچ عمل و عکس العملی را از هم نخواهند پذیرفت. کلاً برای هر مدل دو وضعیت در نظر گرفته شد. درحالت اول دندانها به صورت مجزا (بدون اسپلینت) نسبت به نیرو عکس العمل نشان دادند و درحالت دوم دندانها به هم اسپلینت شدند. بدین منظور بین تاج دو دندان محل تماسی از ناحیه مارجینال ریج تا ۱/۳ آپیکالی تاج دندان تعریف گردید. سرانجام دو ناحیه به صورت دو سطح افقی در مارجینال ریج مزایل پره مولر دوم و مارجینال ریج دیستال پره مولر اول، به عنوان محل اعمال نیرو تعبیه گردید. (۲۳)

ب) **مَش‌بندی:** طی این مرحله حجمها به المان تبدیل می‌گردند و ممکن است هر حجمی به چندین المان تبدیل شود که هر یک در نرم افزار دارای جنس خاص خود است. با استفاده از المان‌های ریزتر که به معنای افزایش تعداد المان‌هاست می‌توان دقت محاسبات را در یک مدل اجزای محدود افزایش داد. (اشکال ۱-۳) تعداد نودها به ترتیب در مدل‌های اول، دوم و سوم برابر با ۲۳۸۰۱، ۲۱۷۹۶ و ۱۸۸۹۸ بود. تعداد المان‌ها نیز به ترتیب ۱۸۸۹۰، ۱۶۳۱۴ و ۱۷۳۵۲ و نهایتاً تعداد المان‌های تماسی به ترتیب ۵۲۷۵، ۴۰۷۹ و ۳۹۶۶ بودند.

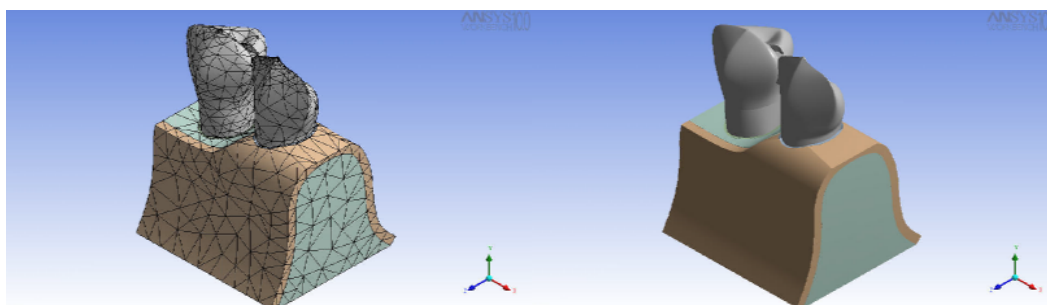
در ادامه شرایط مرزی (Boundary conditions) تعریف شد. شرایط مرزی منعکس کننده چگونگی وقوع حرکات در گره‌ها و روابط آنها با هم است. (۲۴) بدین ترتیب در هر مدل بخشهای مزیالی، دیستالی و ناحیه بیس مقید گردید.

ج) **خصوصیات مواد:** خصوصیات مکانیکی تمامی ساختارها و بافتهای سازنده مدل‌ها، با توجه به منابع موجود (۲۴-۳۴) تعیین گردید (جدول ۱) مطالعه در محدوده الاستیک انجام گرفته و تمامی انساج و ساختارها ایزوتوپ و هموزن در نظر گرفته شد.

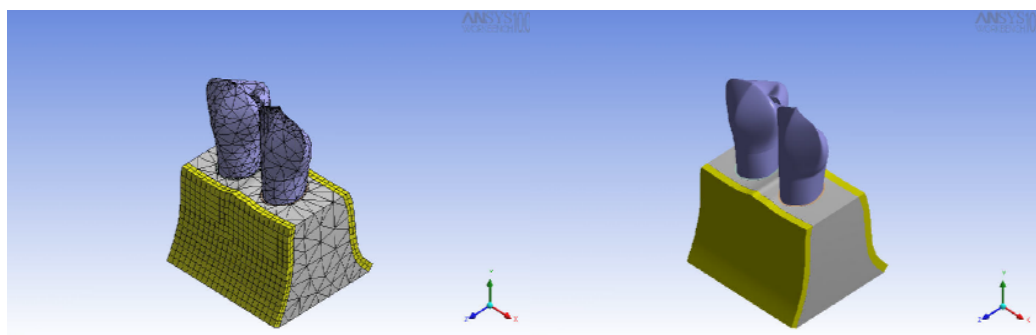
د) **اعمال نیرو:** با توجه به منابع موجود (۱۹-۲۰، ۳۱-۳۲)



شکل ۱: مدل Finite Element اول: وضعیت سلامت پریودنشیوم پره مولر اول و دوم



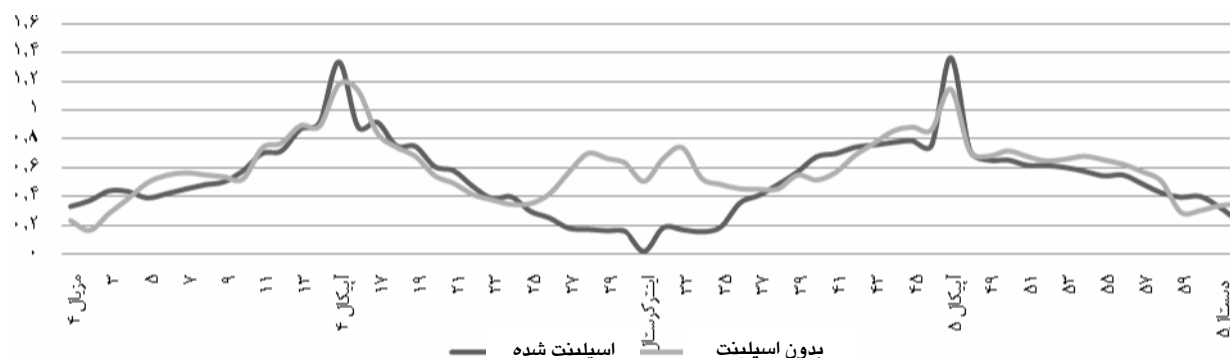
شکل ۲: مدل Finite Element دوم: تحلیل استخوان در اطراف پره مولر دوم



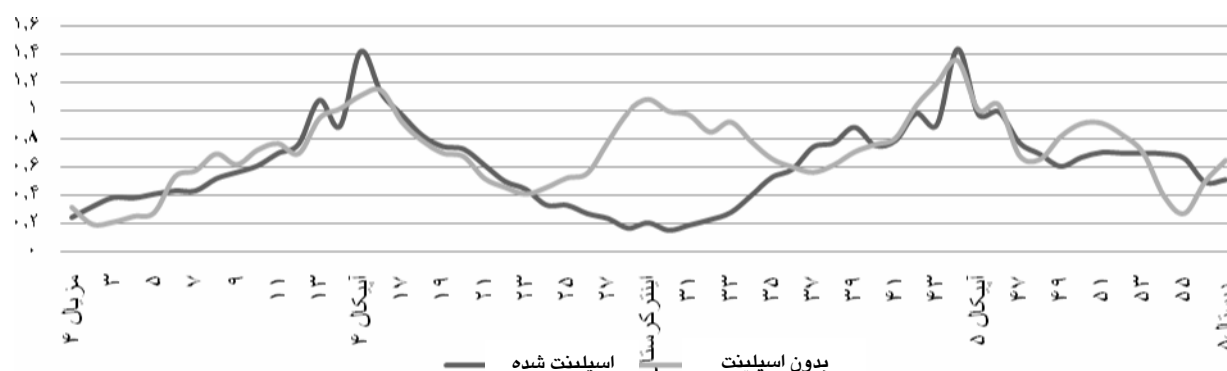
شکل ۳: مدل Finite Element سوم: تحلیل استخوان در اطراف هر دو دندان پره مولر اول و دوم

جدول ۱: خواص مکانیکی مواد سازنده مدل ها

دندان	لیگامان پریودنتال	استخوان اسفنجی	استخوان کورتیکال
ضریب یانگ (مگاپاسکال)	۶۶/۷	۱۳۴۰۰	۳۴۰۰۰
ضریب پوآسون	۰/۴۹	۰/۳۸	۰/۲۶



نمودار ۱: نمودار دندان ۴ و ۵ هر دو سالم: مقایسه فشارهای Von mises در وضعیت بدون اسپلینت و با اسپلینت

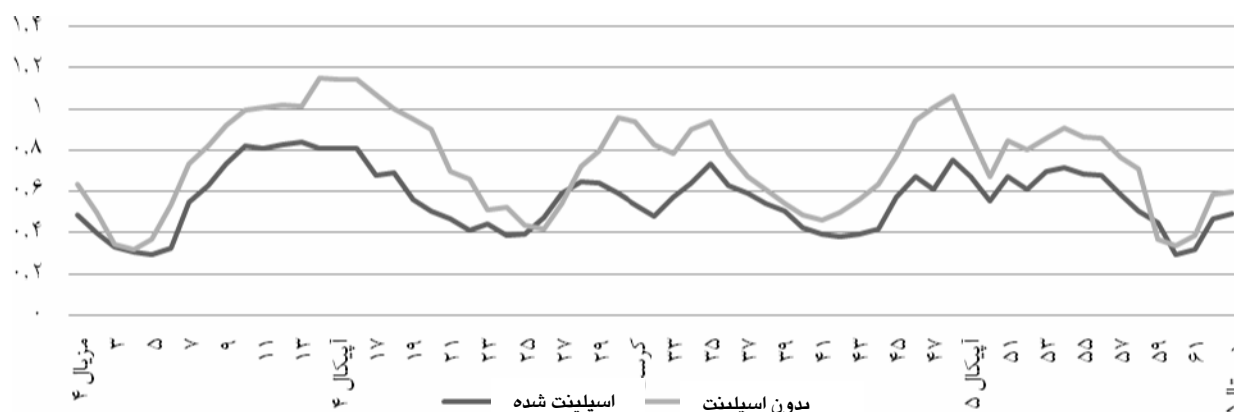


نمودار ۲: دندان ۵ دچار تحلیل استخوان و دندان ۴ سالم: مقایسه فشارهای Von mises در وضعیت بدون اسپلینت و با اسپلینت

بحث

مروار مقالات و منابع موجود در این زمینه موید آن است که هر گونه فشاری اعم از فشاری، کششی و برشی وقتی به حد بالاتر از تحمل انساج برسد، می‌تواند به تخریب ساختارهای پشتیبان دندان بینجامد. (۱، ۲، ۱۳) از آنجایی که مقاومت نواحی مختلف استخوان احاطه کننده ریشه دندان در برابر این فشارها متفاوت است لذا نواحی ضعیفتری همانند کرست استخوان در مقایسه با ناحیه آپیکال، از قدرت تحمل پایینتری بر خوردار بوده و زودتر دچار تخریب خواهد شد. (۶، ۳۵) از آن جایی که اکثر موارد بی دندانی نسبی در بیماران سالمند اتفاق می‌افتد لذا غالباً تعدادی یا

در مدل سه (هر دو دندان دارای تحلیل) نیز همانند مدل‌های پیشین کمترین فشار در نزدیکی مزیال دندان چهار و کرست دیستال دندان پنج، و بیشترین آن در ناحیه آپیکال دندانها ثبت شد. در این مدل هم قبل و هم بعد از اسپلینت کردن میزان فشارها در ناحیه آپیکال نزدیک به این میزان در ناحیه کرست بین دندانی بود. با وجودی که در دو مدل قبلی اسپلینت کردن موجب افزایش تجمع فشارها در ناحیه آپیکال دندانها گردید، ولی در مدل سه کاهش فشارها هم در ناحیه کرست بین دندانی و هم در ناحیه آپیکال دندانها رخ داد. البته این کاهش به اندازه دو مدل قبلی چشمگیر نبود. (نمودار ۳)



نمودار ۳: هر دو دندان ۴ و ۵ دارای تحلیل استخوان: مقایسه فشارهای Von mises در وضعیت بدون اسپلینت و با اسپلینت

کاهش فشارهای وارده به ناحیه کرسست بین دندانی در مدل دوم (دندان پنج دارای تحلیل و دندان چهار سالم) مشهودتر از مدل اول بود. (جدول ۲) در مدل سوم از آنجایی که یک دندان دارای مشکل پریودنتال به یک دندان ضعیف اسپلینت می شود لذا الگوی انتشار فشارهای وارده دچار بهبودی چشمگیری نمی شود. با این همه چون اسپلینت کردن موجب افزایش سطح ریشه می شود، بنابراین طبق رابطه $S=F/A$ فشارهای وارده کاهش پیدا می کند.

Wylie و Caputo در تحقیقی به روش فتوالاستیک سه بُعدی، از اسپلینت کردن ثابت دندانهای پایه ضعیف پروتز ثابت کانتی لور به دندان سالم کناری حمایت کردند. (۳)، از آنجایی که این مطالعه بر روی پروتز ثابت کانتی لور صورت گرفته بود، نیرو بر روی پروتز کانتی لور اعمال شده بود و متعاقباً نتایج این مطالعه در مورد نحوه انتشار فشارها و نواحی تمرکز آنها تفاوت بارزی با یافته های مطالعه حاضر داشت. Caputo و همکارانش در مطالعه دیگری به روش فتوالاستیک سه بُعدی با عنوان تأثیر حمایت پریودنتال و اسپلینت کردن ثابت بر نیروهای منتقل شده توسط پروتز پارسیل متحرک انتهای آزاد نتیجه گرفتند اسپلینت کردن ثابت موجب توزیع بهتر فشارها توسط پروتز متحرک می گردد، به نحوی که فشارهای وارد شده به پروتز به نواحی اپیکالی تر دندانهای پایه و انساج پشتیبان آنها انتقال می یابد. (۴)، البته باید اشاره کرد که مزیت عمده روش Finite Element سه بُعدی نسبت به این روش، توانایی دقیقتر آن در تعیین تنشهای موجود در کل ساختار به صورت کمی می باشد. در حالی که روش فتوالاستیک بیشتر

تعدادی یا همه دندانهای باقیمانده دچار درگیری و بیماری پریودنتال هستند و باید برای تقویت آنها در برابر نیروهای وارده چاره ای اندیشیده شود. (۱۳، ۱۵)

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که قبل از اسپلینت کردن بیشترین میزان تجمع فشار در ناحیه کرسست بین دندانی مربوط به مدل دوم (دندان پنج دارای تحلیل و دندان چهار سالم) است. علت این مسئله احتمالاً تفاوت بین ارتفاع حمایت استخوانی دو دندان مجاور است که باعث تجمع بیشتر نیروها در ناحیه کرسست می شود. (۳۱)، در ادامه مشخص شد که در تمامی مدل ها اسپلینت کردن دندانهای پایه موجب کاهش فشارهای وارده به ناحیه کرسست بین دندانی می شود و بدین ترتیب از این ناحیه ضعیف در برابر نیروهای وارده محافظت می کند. اسپلینت کردن ثابت در مدل های اول و دوم باعث انتقال فشارها از ناحیه کرسست بین دندانی به ناحیه آپیکال می گردد و همان گونه که ذکر شد با توجه به حجم قابل ملاحظه استخوان در ناحیه آپیکال، مقابله در برابر فشارهای وارده در این ناحیه بسیار بهتر صورت می گیرد. بنابراین اسپلینت کردن ثابت می تواند از توان تخریب پریودنشیوم و پیشروی سریع بیماری پریودنتال در نتیجه فشارهای وارده بکاهد.

در ارتباط با مدل اول، اسپلینت کردن موجب تبدیل شدن دو دندان تک ریشه ای به یک دندان دو ریشه ای شده و فشار وارده به ناحیه کرسست بین دندانی را تقریباً حذف می کند. با این همه چون دندانها دارای حمایت پریودنتال طبیعی هستند قبل از اسپلینت کردن هم تمرکز فشار در ناحیه بین دندانی چندان بالا نیست. لذا تأثیر مثبت اسپلینت کردن ثابت در

Fejérdy، و همکاران و همچنین Brudvik در سال ۲۰۰۸ طی مطالعات جداگانه‌ای مزایای استفاده از RPD دارای طراحی مناسب را به هنگام درگیری پریودنتال دندانهای پایه نشان دادند. (۳۸-۴۰)

برخلاف مزایای واضح و متعدد اسپلینت کردن ثابت در کاهش و بهبود نحوه انتشار فشارهای وارده، باید یادآوری کرد که یک ایراد عمده اسپلینت ثابت ناتوانی بیمار در تمیز کردن دندانهای اسپلینت شده است. بنابراین امبرازورهای اینترپروگزیمالی آن باید به نحوی تعبیه شود که اتصال آنها در نزدیکی محل تماس طبیعی دندانها برقرار شود تا ساختار طبیعی امبرازور حفظ گردد و به راحتی قابل تمیز کردن باشد. (۳۵-۳۶) از طرفی به بیمار نیز باید نحوه صحیح رعایت بهداشت این نواحی آموزش داده شود. البته Hochman در یک پیگیری ۱۷ ساله نشان داد که اسپلینت کردن ثابت در بیماران دارای پروتز پارسیل متحرک موجب افزایش تمایل بیمار به رعایت بهداشت و نهایتاً بهبود پروگنوز کلی درمان می‌گردد. (۱۵)

در پایان با توجه به بهره‌گیری از روش FEA سه بُعدی در این پژوهش، باید اذعان داشت که اگرچه این روش همانند سازی دندان و مدل‌سازی را بهتر از دیگر روشها امکان‌پذیر می‌سازد و حل مسائل پیچیده بیومکانیک را تسهیل می‌نماید ولی همان‌گونه که پیشتر هم اشاره شد، صحت مطالعه وابسته به دقت مدل‌های به کار رفته است. (۲۶) در مطالعه حاضر اجسام ایزوتوپ و هموزن فرض شده و رفتار مواد تشکیل دهنده سازه در محدوده الاستیک بررسی گردید که از محدودیتهای این مطالعه می‌باشد.

نتیجه‌گیری

اسپلینت کردن ثابت دندانهای پایه موجب کاهش فشارهای وارده به ناحیه کرسست بین دندانی می‌شود و در نتیجه می‌تواند از توان تخریب پریودنشیوم و پیشروی سریع بیماری پریودنتال، در نتیجه فشارها وارده بکاهد. در این مطالعه بهترین نتایج به هنگام اسپلینت کردن دندان پایه انتهایی دارای تحلیل متوسط استخوان ($C/R = 1$) به دندان سالم کناری مشاهده گردید.

محل و تمرکز فشارها را به صورت کیفی نمایش می‌دهد. (۲۵)

Elwakad و همکاران طی تحقیقی به روش Strain Gauge نتیجه گرفتند که در یک پروتز پارسیل انتهای آزاد دارای اتچمنت خارج تاجی، به هنگام سلامت پریودنشیوم، اسپلینت کردن ثابت دیستالی‌ترین دندان پایه به دندان مجاور منجر به کاهش چشمگیر فشارهای وارده به نسوج پشتیبان در تمامی نواحی می‌شود. (۲۰)، با این وجود مطالعه حاضر نشان داد که در تمامی مدل‌ها (به جز مدل ۳) علی‌رغم کاهش چشمگیر فشارها در ناحیه کرسست بین دندانی، فشارها در ناحیه آپیکال دندانها دچار افزایش گردید. آنها همچنین بیشترین تجمع فشار را در سطح دیستالی دندان پایه انتهایی گزارش کردند. طبق یافته‌های مطالعه حاضر محل تمرکز حداکثر فشارها در ناحیه آپیکال دندانها بود. این اختلاف احتمالاً به دلیل محدودیت روش Strain Gauge در ارزیابی فشارها باشد. زیرا این روش کرنش را در نقاط مجزایی از سطح جسم بررسی می‌کند و اطلاعات حاصله از آن مربوط به کرنشهای درونی جسم نمی‌باشد. (۲۹)، در حالی که یکی از مزایای روش FEM توانایی دقیق آن در تعیین فشارها و تنشهای موجود در کل ساختار می‌باشد. (۳۱)

نتایج مطالعه حاضر در زمینه تأثیر مثبت اسپلینت کردن ثابت دندانهای پایه پروتزهای پارسیل انتهای آزاد با یافته‌های تحقیق Aydinlik (۳۶) و نتایج تحقیق Wei M و همکاران (۳۳) بر روی پروتز پارسیل فک بالا به روش FEM سه بُعدی مطابقت دارد. Aydinlik اظهار داشت که بهترین شیوه برای حفاظت و تثبیت دندانهای پایه پروتزهای پارسیل (چه در حالت سلامت و چه به هنگام بیماری پریودنشیوم) اسپلینت کردن به دندان کناری است که موجب تبدیل دو دندان تک ریشه‌ای به یک دندان چند ریشه‌ای و کاهش حرکت و لقی به میزان ۶۰٪ - ۷۸٪ می‌گردد. (۳۶) Kanno اخیراً در مطالعه‌ای اعلام کرد که به هنگام ابتلای دندان پایه به بیماری پریودنتال، استفاده از اسپلینت ثابت و کاربرد پروتز پارسیل متحرک با یک تنظیم فیزیولوژیک و صحیح، مزایای غیرقابل انکاری نسبت به پروتز ثابت کانتی لور دارد. (۳۷) به علاوه Zlatarić و همکاران در سال ۲۰۰۲

REFERENCES

1. Phoenix D R, Cagna D R, Defreest C F . Stewart's clinical removable partial prosthodontics. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co; 2004, 119-125, 197-205, 277-285.
2. Carr T, Mc Giveny, Brown. Mc Cracken's removable partial prosthodontics. 11thed. ST Louis, Missouri: Mosby Inc; 2005, 210-220, 245-265.
3. Wylie R, Caputo AA. Effect of fixed cantilever splints on teeth with normal and reduced periodontal support. J Prosthodont Dent. 1991 Feb; 66(3):734-42.
4. Itoh H, Caputo AA, Wylie R, Berg T. Effect of periodontal support and fixed splinting on load transfer by RPDs. J Prosthodont Dent. 1998 Apr; 79(4):465-71.
5. Budtz E .Prosthodontics of elderly diagnosis and treatment .2nd ed. Chicago: Quintessence publishing; 1999,127-9.
6. Petridis H, Hempton J. Periodontal considerations in RPDs treatments: A review of literatures. Int J Prosthodont. 2001 Mar-Apr; 14(2):164-72.
7. Nippon, Hotetsua, Zasshi. Study on the dynamic behaviour of mandibular distal extension RPDs utilizing finite element method. J Prosthet Dent. 1989 Aug ;33(4): 952-962.
8. Hanssen C A, Clear KE. RPDs design considerations where periodontally compromised teeth exist. Int J Period Rest Dent. 1997 Feb; 17(7):145-9.
9. Kevser Aydin A, Tekkaya AE. Stresses induced by different loadings around weak abutments. J Prosthodont Dent. 1992 Aug; 68(6):879-84.
10. Caputo AA, Berg T. Maxillary distal extension RPD abutments with reduced periodontal support. J Prosthet Dent. 1993 Sep; 70(3):245-50.
11. Shillenburg HT, Hobo S, Jacobi R. Fundamental of fixed prosthodontic. 3rd ed. Chicago: Quintessence Books; 1997: 89-93.
12. Muraki H, Wakabayashi N, Park I .Finite element contact stress analysis of the RPD abutment teeth and periodontal ligament. J Dent. 2004 Nov; 32(8):659-65.
13. Amsterdam M .Periodontal prostheses; 25 years in retrospect. Alpha Omega.1974 Mar; 5(4):29-31.
14. Faucher R R, Brayant RA. Bilateral fixed splinting .Int J Periodont Dent. 1983 Aug; 5(6):9-37.
15. Hochman N, Yaffe A, Ehrlich J. Splinting: A retrospective 17-years follow up study. J Prosthet Dent. 1992 May; 67(5): 600-2.
16. Fredrick D R, Caputo A A. Stress distribution to the supporting tissues of abutments stabilized by fixed splints. J California Dent Assoc.1980 May; 8(4):33-37.
17. Awadalla A, Azarbal M. Three dimensional FEA of a cantilever FPD. J Prosthet Dent. 1992 Apr; 68(4):243-8.
18. Kunavissarut C, Lang L A, Felton D A .FEA of dental implant supported prostheses without passive fit. J Prosthet Dent. 2002 Mar; 11(1):30-40.
19. Hong-So Yang ,Lisa A Lang ,Felton D A. FEA on the effect of the splinting in FPDs. J Prosthet Dent. 1999 Feb; 81(2):721-8.
20. El Charkawi G, El Waked M .Effect of splinting on load distribution of extracoronary attachments with distal extension prosthesis, in vitro. J Prosthet Dent. 1996 Sep; 76(3):315-20.

21. Fejerdy P, Borbely J, Schmidt J, Janh M, Hermann P. Removable partial denture design and its effect on remaining teeth, based on Hungarian national survey. *Fogorv Sz.* 2008 Feb; 101(1): 3-11.
22. Ash M. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. 8th ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 2005, 145-60.
23. Craig R G, Farah W J. Stress from loading distal extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1978 Aug; 39(6):274-7.
24. Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification: 3D analysis by means of the FEM. *Am J Orthod.* 2000 Mar; 11(7):399-405.
25. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of alveolar bone loss of varying extent: Three dimensional analysis using finite element method. *European J Orthod.* 2002 Apr; 24(2):21-33.
26. Geramy A. Optimization of unilateral overjet management: 3D analysis using finite element method. *J Angle Orthod.* 2002 May; 75(6):585-592.
27. Geramy A, Morgano S. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent.* 2004 Sep; 92(3):434-40.
28. Geramy A. Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis using finite element method. *Quintessence Intl.* 2003 May; 34(4):526-533.
29. Geramy A. Faghihi SH. Secondary trauma from occlusion: 3D analysis using Finite Element method. *Quintessence Intl.* 2004 Apr; 35(6):835-843.
30. Safavi SMR, Geramy A, Khezri AK. M/F ratio constancy of three different loops designs: 3D analysis using FEM. *Aust Orthod J.* 2006 Aug; 22(4):121-126.
31. Gharechahi J, Sharifi E, Aghdaee NA, Nosohian S. Finite element method analysis of the stress distribution to supporting tissues in a class IV aramany removable partial denture (Part I: The teeth and periodontal ligament). *J Contemp Dent Pract.* 2008 Sep 1; 9(6):65-72.
32. Gharechahi J, Sharifi E, Nosohian S, Aghdaee NA. Finite element method analysis of stress distribution to supporting tissues in a Class IV aramany removable partial denture (Part II: bone and mucosal membrane). *J Contemp Dent Pract.* 2008 Nov 1; 9(7):49-56.
33. Wei M, Wang M, Lin YH, Luo Y. Stress distribution on periodontium of separated removable partial denture assembly. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2008 Aug; 26(4):387-90,395.
34. Berg T, Caputo A A. Comparision of load transfer by maxillary distal extension RPDs with a spring loaded plunger attachment and I-bar retainer. *J Prosthodont.* 1992 Apr; 68(4):492-9.
35. Bodineau-Mobarak A, Veille-Finet A, Tenenbaum A. Hygiene and maintenance of removable dental prostheses. *Soins Gerontol.* 2008 Mar-Apr; 70(9):45-6.
36. Aydinlik E. Effect of splinting on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent.* 1983 Nov; 11(3): 477-81.
37. Kanno T, Nakamura K, Hayashi E, Kimura K, Hirooka H, Kimura K. What prosthodontic therapy should we select for periodontally compromised patients? Part 2: Review of the literature focusing on conventional prosthodontic therapy for periodontally compromised patients and clinical implication (RPD vs FPD vs implant). *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi.* 2008 Apr; 52(2):143-9.

38. Zlatarić DK, Celebić A, Valentić-Peruzović M. The effect of removable partial dentures on periodontal health of abutment and non-abutment teeth. J Periodontol. 2002 Oct; 73(2):137-44.
39. Brudvik JS, Ma PS Managing the maxillary partially edentulous patient with extensive anterior tooth loss and advanced periodontal disease using a removable partial denture: A clinical report. J Prosthet Dent. 2008 Oct; 100(4):259-63.
40. Inukai M, Baba K, John MT, Igarashi Y. Does removable partial denture quality affect individuals' oral health? J Dent Res. 2008 Aug;87(8):736-9.