

بررسی توزیع تنش در دو طرح مختلف پروتز پارسیل کلاس I آرامانی در حرکت دور از نسج

✱ دکتر فریده گرامی پناه

✱✱ دکتر مریم معماریان

چکیده

در این مطالعه مدلی از مورد همی ماکزیلکتومی (کلاس I آرامانی) توسط کامپیوتر بازسازی شد و سپس با روش المانهای محدود نحوه توزیع تنش در پروتز پارسیل دندانها، مخاط، PDL و استخوان مورد بررسی قرار گرفت. حداکثر تنش در دو طرح پروتز پارسیل یکی با استفاده از بازوی نگهدارنده حلقوی در باکال و دیگری با استفاده از بازوی نگهدارنده حلقوی در لینگوال با یکدیگر مقایسه شدند. فرض شد بر پروتز نیرویی معادل ۹۰ گرم (وزن آبچورتور) و در جهت دور از نسج اعمال می‌گردد. نتایج نشان داد که مقدار حداکثر تنش در بین این دو طرح اختلافی با یکدیگر ندارند.

مقدمه

برداشتن تومورهای ماکزیلا و سینوس‌های پاراناژال منجر به از دست رفتن ساختمانهای مهمی مانند دندانها، مخاط و استخوان می‌گردد. به دنبال انجام جراحی حفظ دندانهای باقیمانده اهمیت زیادی در تأمین گیر، ثبات و ساپورت پروتز پارسیل دارد. طراحی پروتز پارسیل در بیماران ماکزیلکتومی شده باید به نحوی انجام شود که تنش‌های پاتولوژیک در اثر حرکت پروتز به دندان‌های باقیمانده وارد نشود. یکی از حرکات پروتز پارسیل در بیماران ماکزیلکتومی شده حرکت دور از نسج است. این حرکت به دلیل وزن Obturator و اثر نیروی ثقل در موارد ماکزیلکتومی شده نسبت به پروتزهای پارسیل انتهای آزاد بیشتر است. بدیهی است کارایی نگهدارنده غیرمستقیم در کنترل این حرکت نقش عمده‌ای دارد. از طرف دیگر محل قرارگیری بازوهای نگهدارنده در تأمین فانکشن نگه دارنده غیر مستقیم می‌تواند مؤثر واقع شود. جهت طراحی پروتزهای پارسیل کلاس I آرامانی می‌توان بازوهای نگهدارنده را در باکال و یا در لینگوال قرار داد.

Fritell¹ (۱۹۸۰) مقایسه‌ای بر میزان گیر بازوهای نگهدارنده باکالی و لینگوالی انجام داد. مدل مورد مطالعه وی یک مدل غیر آناتومیک بود. وی میزان مقاومت در برابر

حرکت دور از نسج را به وسیله دستگاه کشش ارزیابی نمود و به این نتیجه رسید که وجود آبچورتور از میزان گیر پروتز پارسیل می‌کاهد و در صورتی که بازوی نگه دارنده در لینگوال قرار گیرد مقاومت بیشتر در برابر جابه‌جایی نسبت به بازوی نگه‌دارنده در باکال از خود نشان می‌دهد.

Martin و Gordon² در بخشی از مطالعه خود به بررسی میزان گیر پروتز پارسیل در کیس کلاس I آرامانی پرداختند. آنان نشان دادند زمانی که پروتز از سمت ضایعه کشیده می‌شود و بازوی نگه‌دارنده در باکال و پلیت در لینگوال قرار می‌گیرد گیر بیشتری (۵۴۵ gr) نسبت به زمانی که بازوی نگه‌دارنده در لینگوال قرار دارد (۵۲۲ gr) وجود خواهد داشت. Schwartzman³ (1990) اثر نیروی ثقل بر توزیع تنش در پروتز پارسیل بیماران ماکزیلوفاشیال را بررسی نمود. وی به این نتیجه رسید که هنگام قرارگیری بازوی نگه‌دارنده در لینگوال تنش بیشتری نسبت به بازوی نگه‌دارنده باکالی به دندان‌ها اعمال می‌گردد و طرح I بار و بازوی نگه‌دارنده حلقوی هنگامی که در باکال قرار می‌گیرند تنش کمتری ایجاد می‌نمایند.

✱ استادیار گروه پروتزهای متحرک دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

✱✱ متخصص پروتزهای متحرک فک و صورت

فرض شده است.

در این تحقیق دو طرح اسکلت فلزی یکی با استفاده از بازوی نگه‌دارنده حلقوی در سمت باکال (طرح ۱) و دیگری با استفاده از بازوی نگه‌دارنده حلقوی در لینگوال (طرح ۲) مورد بررسی قرار گرفت. مشخصات اسکلت فلزی در شکل (۱) آمده است. لازم به ذکر است روی دندان سانترال صرفاً از یک بازوی کوچک و به شکل اصطکاکی استفاده شده است.

مدل به گونه‌ای بازسازی شد که تمام بازوهای نگه‌دارنده در اندرکات ۰/۲۵ میلیمتری قرار گیرد. اتصال دهنده اصلی به شکل Palatal Plate طراحی شد. وزن پروتز ۹۰ گرم در نظر گرفته شد و محل اعمال نیروی دور از نسج به شکل غیر متمرکز و در سمت ضایعه بود. بعد از اعمال نیرو حداکثر تنش ایجاد شده در هریک از طرح‌ها با یکدیگر مقایسه شدند. مدل بازسازی شده ۳۳۲۰ المان و ۳۸۵۰ گره داشت.

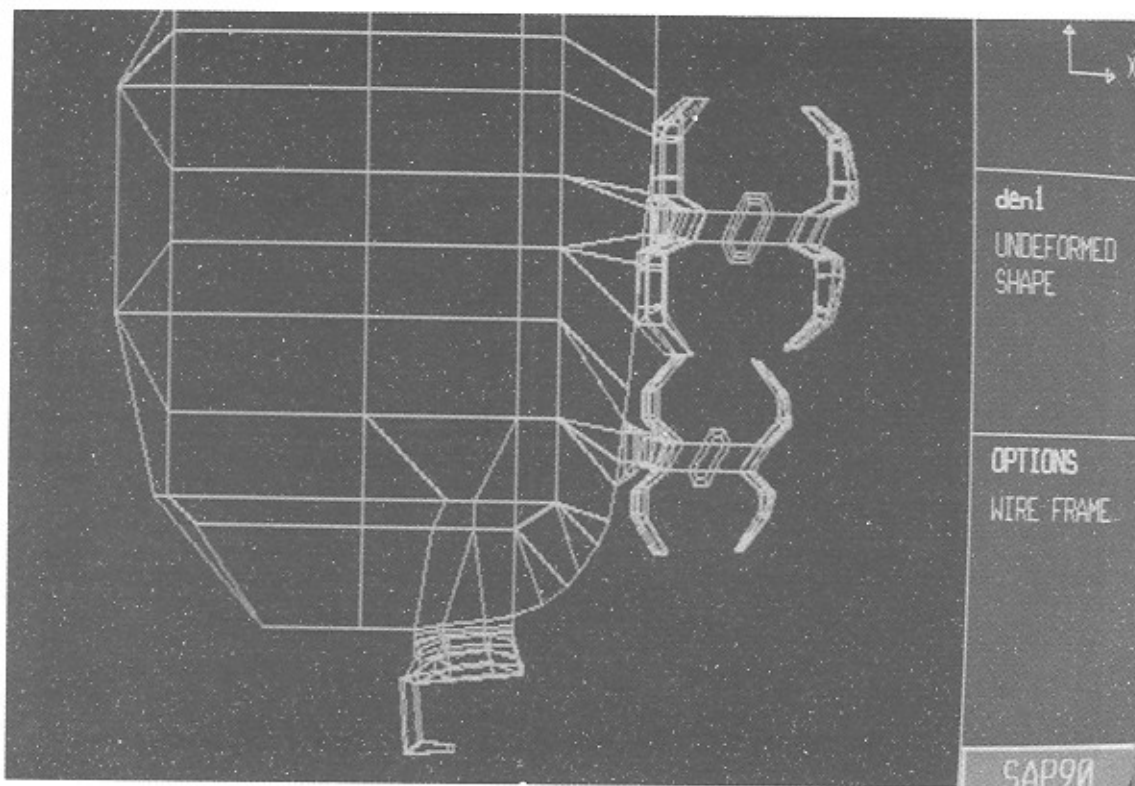
با توجه به اختلافاتی که در زمینه کارایی بازوی نگه‌دارنده باکالی و یا لینگوالی وجود دارد و از آنجا که مطالعات بسیار کمی در زمینه توزیع تنش با طرح‌های مختلف پروتز پارسیل کلاس I آرامانی انجام شده است لذا بر آن شدیم تا نحوه توزیع تنش در پروتز پارسیل کلاس I آرامانی با دو طرح مختلف در حرکت دور از نسج را مورد بررسی قرار دهیم.

مواد و روش

جهت بازسازی مدل فک بیمار کلاس I آرامانی اطلاعات مربوط به آناتومی و مشخصات دندان به کامپیوتر داده شد.^[۸] به منظور بررسی تنش از روش المان‌های محدود و نرم‌افزار sap 90 استفاده شد. المان مورد استفاده المان brick شش‌وجهی با هشت گره و ۲۴ درجه آزادی بود. خصوصیات مکانیکی مربوطه در جدول ۱ آمده است.^[۷,۵,۲] ضخامت لیگامان پریودونتال ۰/۲۵mm و ضخامت مخاط کام ۱mm

جدول ۱ - خصوصیات مکانیکی

چگالی	ضریب پواسون	مدول الاستیک (MPa)	نوع ماده
2.395 E-3	0.32	3.45 E+4	متوسط عاج و مینا
1.00 E-3	0.45	6.9	لیگامان پریودونتال
2.01 E-3	0.3	250	استخوان اسفنجی
8.0 E-3	0.33	206900	کروم و کبالت
1.7 E-3	0.28	2.67 E+3	رزین
1.13 E-3	0.45	3.45	مخاط
2.05E-3	0.3	3175	۷۰٪ استخوان اسفنجی و ۳۰٪ استخوان تراکم



شکل ۱- نمای کلی از طرح اسکلت فلزی

نتایج

نتایج حاصل از این تحقیق به صورت زیر طبقه‌بندی

گردید:

۱- چگونگی حرکت دندان‌ها در قوس فکی

۲- چگونگی توزیع تنش در دندان‌ها

۳- چگونگی توزیع تنش در مخاط و اسکلت فلزی

۴- چگونگی توزیع تنش در PDL و استخوان اطراف آن

۱- چگونگی حرکت دندان‌ها در قوس فکی

به دنبال اعمال نیروی دور از نسج میزان حرکت دندان‌ها (کرنش ایجاد شده) در دو طرح اختلاف زیادی نداشت و هر دو در حد ضخامت PDL بود.

۲- چگونگی توزیع تنش در دندان‌ها

در هر دو طرح میزان تنش از دندان سانترال تا پره‌مولر کاهش یافته و سپس در ناحیه مولرها میزان تنش افزایش

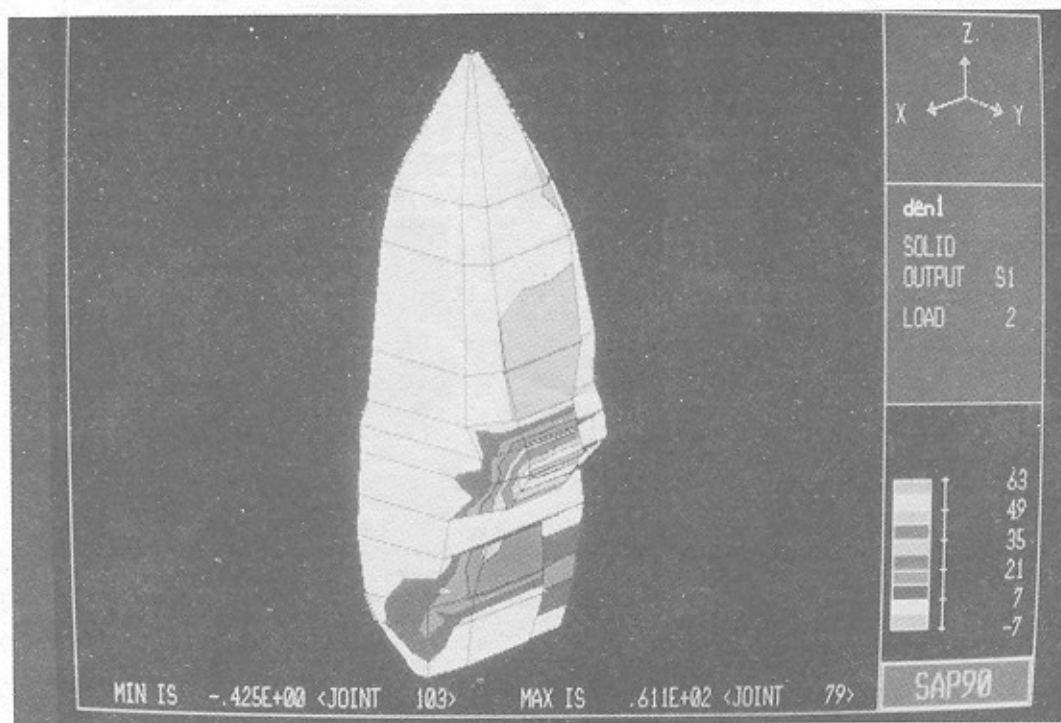
می‌یابد. بیشترین میزان تنش در دندان مولر دوم در طرح اول $24/9 \text{ Kpa}$ و در طرح دوم $25/1 \text{ Kpa}$ بود. در دندان سانترال حداکثر تنش در طرح اول $10/7 \text{ Kpa}$ و در طرح دوم $11/8 \text{ Kpa}$ بود. میزان حداکثر تنش در دندان‌های لاترال و کانین در دو طرح با یکدیگر هیچ تفاوتی نداشت. (اشکال ۲ و ۳)

۳- چگونگی توزیع تنش در مخاط و اسکلت فلزی

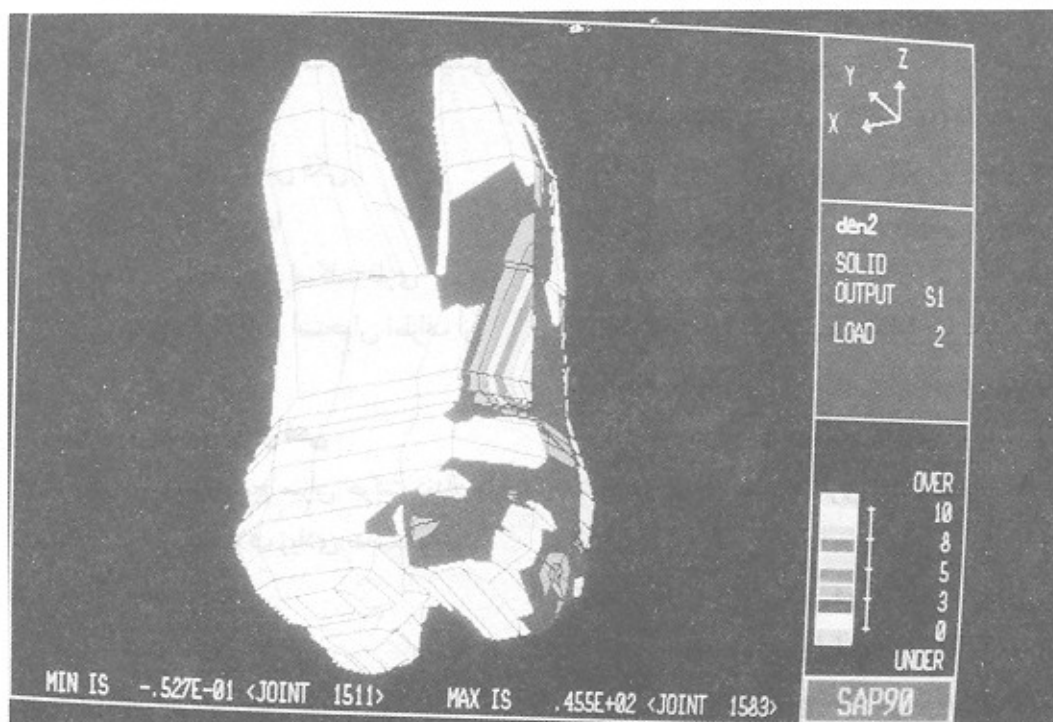
تفاوت محسوسی بین دو طرح از نظر توزیع تنش در اسکلت فلزی و مخاط وجود نداشت. منتهای مراتب مقدار ماکزیمم تنش همیشه در اسکلت فلزی بیشتر بود. (اشکال ۴ و ۵)

۴- چگونگی توزیع تنش در PDL و استخوان اطراف

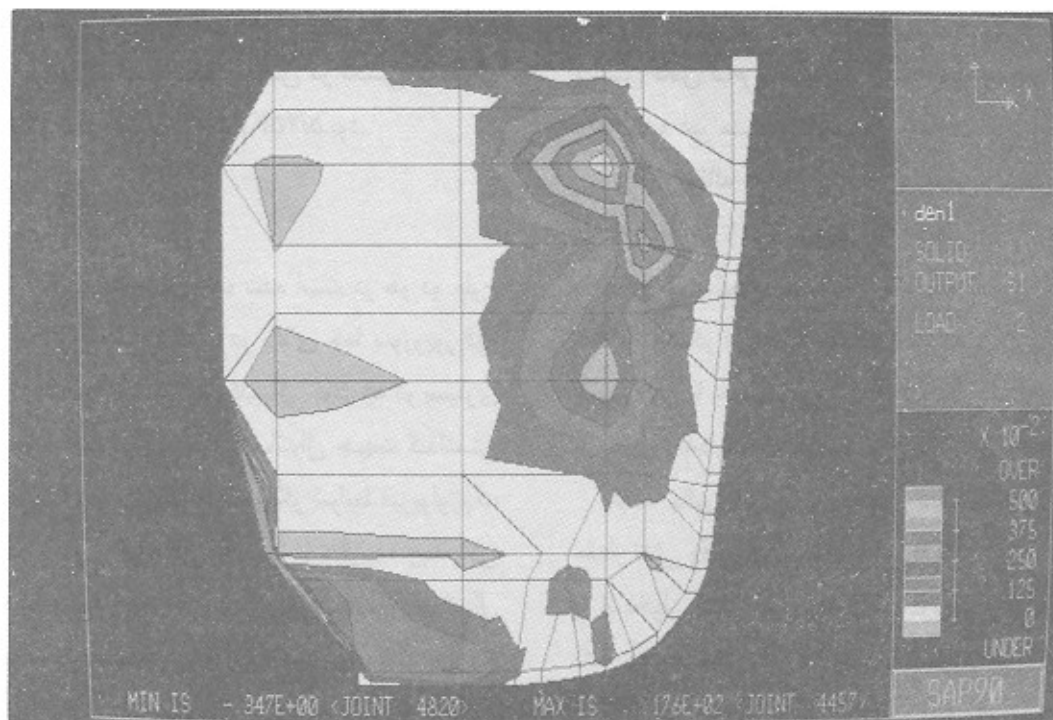
نحوه توزیع تنش در اولین لایه PDL مجاور دندان (در اپیکال) در دو طرح هیچ اختلافی با هم نداشتند و در دندان سانترال حداکثر تنش $8/29 \text{ Kpa}$ و در دندان مولر دوم $56/7 \text{ Kpa}$ بود.



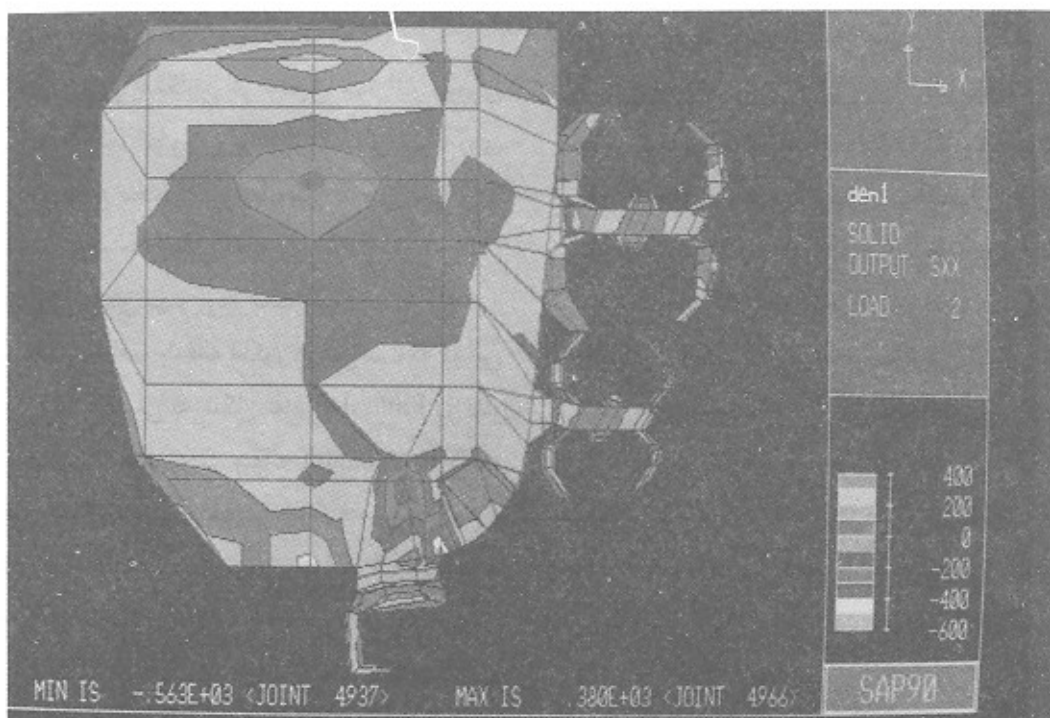
شکل ۲- نحوه توزیع تنش در دندان سانترال در طرح اول



شکل ۳- نحوه توزیع تنش در دندان مولر دوم در طرح دوم



شکل ۴- توزیع تنش در مخاط در طرح اول



شکل ۵- نحوه توزیع تنش در اسکلت فلزی

تنش بالائی اعمال گردید که دلیل آن می‌تواند باز هم عدم پوشش کامل کام و در واقع استفاده از پره‌مولر به عنوان نگه‌دارنده غیر مستقیم باشد.

در این مقاله در طراحی مدل‌ها سعی شد در هر دو مدل فاصله گیج ۱۰ تا خط سورپور در بازوهای نگه‌دارنده واقع شده در باکال و لینگوال یک اندازه باشد که به این مسئله نیز در مطالعات دیگر اشاره‌ای نشده است. مزیت یکسان بودن فاصله گیج تا خط سورپور ایجاد شرایط یکسان برای کارایی بازوهای نگه‌دارنده در هر دو طرح می‌باشد.

نکته جالبی که در این تحقیق دیده می‌شود این است که مقدار تنش وقتی که از دندان و PDL به استخوان منتقل می‌شود به شدت کاهش می‌یابد که این امر نشان‌دهنده نقش PDL در جذب تنش‌ها می‌باشد.

خلاصه

در این مقاله یک مورد همی ماگزیکتومی شده کلاس I آرامانی توسط کامپیوتر مدل سازی شد و تنش حداکثر در دو طرح مختلف پروتز پارسیل با یکدیگر مقایسه شدند. در طرح اول بازوهای نگه‌دارنده حلقوی در باکال قرار گرفتند و در طرح دوم بازوهای نگه‌دارنده حلقوی در لینگوال واقع شدند. نیروی دور از نسج معادل ۹۰ گرم (وزن آبجوراتور) فرض شد. نتایج به‌دست آمده نشان داد که در هر دو طرح مقدار حداکثر تنش با یکدیگر تفاوتی نداشتند و بیشترین تنش به ترتیب به دندان‌های مولر دوم، مولر اول، سانترال و سپس پره‌مولرها وارد شد. به نظر می‌رسد پوشش کامل کام نقش مهمی در متعادل ساختن حداکثر تنش‌ها ایفا می‌نماید. به‌علاوه وجود PDL می‌تواند تنش‌های وارده به استخوان اطراف را به نحو چشمگیری کنترل نماید.

* از زحمات مهندس قدرتی که در انجام این کار مرا یاری داده‌اند تشکر می‌شود.

نحوه توزیع تنش در استخوان اطراف دندان‌ها در دو طرح اختلافی با هم نداشتند و مقدار تنش در دندان سانترال $1/22\text{Kpa}$ و در دندان مولر دوم $5/45\text{Kpa}$ بود.

بحث

همانگونه که قبلاً توضیح داده شده است در هر دو طرح روی دندان سانترال یک کلاسیپ در بالای خط سورپور قرار داده شد که دلیل آن تقلید شرایط کلینیکی بود. چه در بسیاری از موارد ساپورت استخوانی دندان سانترال جهت گذاشتن کلاسیپ مطلوب نمی‌باشد و از طرف دیگر شرایط فیزیولوژیک این دندان نیز مانع از قراردادن کلاسیپ نگه‌دارنده ریختگی بر آن می‌شود. با وجود اینکه بازویی که روی دندان سانترال قرار داشت به شکل اصطکاکی می‌توانست عمل کند اما به واسطه وجود اجزاء پروتز پارسیل، منجمله رست و سطوح راهنما بر روی این دندان تنش به دندان لاترال نیز منتقل گردید. البته لازم به ذکر است مقدار تنش وارده بر این دندان بیش از دندان پره‌مولر و کمتر از مولرها بود.

Schwartzman و همکاران در تحقیق خود اثر نیروی ثقل اعمال شده توسط آبجوراتور بر تنش اعمال شده روی دندان‌ها را با دو طرح مختلف پروتز پارسیل بررسی نمود و به این نتیجه رسید که در طرح‌هایی که بازوی نگه‌دارنده در باکال قرار گرفته‌اند توزیع تنش بهتر بوده است.

اختلاف تحقیق حاضر با مقاله مذکور در این است که در این تحقیق اتصال‌دهنده اصلی به شکل Palatal Plate در نظر گرفته شده است در حالیکه در مقاله Schwartzman به هیچ‌وجه نقش اتصال‌دهنده اصلی در نظر گرفته نشده است و فریم با کام فاصله دارد در صورتی که، تماس اتصال‌دهنده اصلی با کام می‌تواند نقش نگه‌دارنده غیر مستقیم داشته باشد. در کلینیک معمولاً سعی می‌شود که با پوشش بیشتر کام و استفاده از فرم هندسی آن تنش را تا حدودی مستهلک نمود. از طرف دیگر در کار Schwartzman بر روی دندان پره‌مولر

Summary

In this study a model of hemimaxillectomy case was constructed by computer and stress distributions in partial dentures around teeth, mucosa, PDL and bone was evaluated. Maximum stress in two designs of partial dentures, one with circumferential clasps in buccal and another with circumferential clasps in lingual was compared. The force which applied to prosthesis was 90 gr(obturator weight) and direction of it was outward the tissue.

Results showed that there is no difference in maximum stress between two designs of partial dentures.

REFERENCES

1. Firtell D N, Grisius R J. Retention of Obturator- Removable Partial Dentures. A Comparison of Buccal and Lingual Retention. J Prosthet Dent. 1980; 43: 212.
2. Martin J W, Gordon E K. Framework Retention for Maxillary Obturatorprosthesis J. Prosthet.Dent. 1984; 51: 66.
3. Schwartzman B, Caputo A A, Beumer J. Gravity - Induced Stresses by an Obturator Prosthesis: J Prosthet. Dent. 1990; 64: 466.
4. Darendelliler S. Analysis of a Central Maxiillary Incisor by Using a three Dimentional Finite Element Method. J of Oral Rehabilitation 1992; 19: 371.
5. Craig R G. Stresses from Loading Distal- Extention Removable Partial Dentures J. Prosthet. Dent. 1979; 39: 274.
6. Cook S D, Wein Stein A M. A three Dimentional Finite Element of a Porous Rooted CO- Cr- Mo alloy Dental Implant. J. Dent. Res. 1982; 61: 25.
7. Rubin. Stress Analysis of the Human Tooth by Using a three Dimentional Finite Element Model. J. Dent. Res 1983; 62: 82.
8. Wheelers Dental Anatomy and Physiology and Occlusion. 6th ed. Philadelphia: Sanders co; 1984.