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

* دکتر فریده گرامی‌پناه

** دکتر مریم معماریان

چکیده

در این مطالعه مدلی از مورد همی‌ماکزیلکتومی (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 نگه دارنده 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 ابچوراتور) 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 پارانازال منجر به از دست رفتن ساختمانهای مهمی مانند دندانها، مخاط واستخوان 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 کارآیی نگهدارنده غیرمستقیم درکنترل 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 دارد.

Fritell[1] (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 آبچوراتور 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.

Gordon و Martin[2] 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 گیربیشتری (۵۴۵ gr) نسبت به زمانی‌که بازوی نگه‌دارنده در لینگوال قرار دارد (۵۲۲ gr) وجود خواهد داشت.

Schwartzman[3] (1990) اثر نیروی ثقل بر توزیع تنش در پروتز پارسیل بیماران ماگزیلوفاشیال 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 علوم‌پزشکی تهران

** متخصص پروتزهای متحرک فک و صورت

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-20]

با توجه به اختلافاتی که در زمینه کارآئی 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 ۱ 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.[۲،۵،۶،۷] ضخامت لیگامان پریودونتال ۰/۲۵mm و ضخامت مخاط کام ۱mm فرض شده است.

در این تحقیق دوطرح 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.

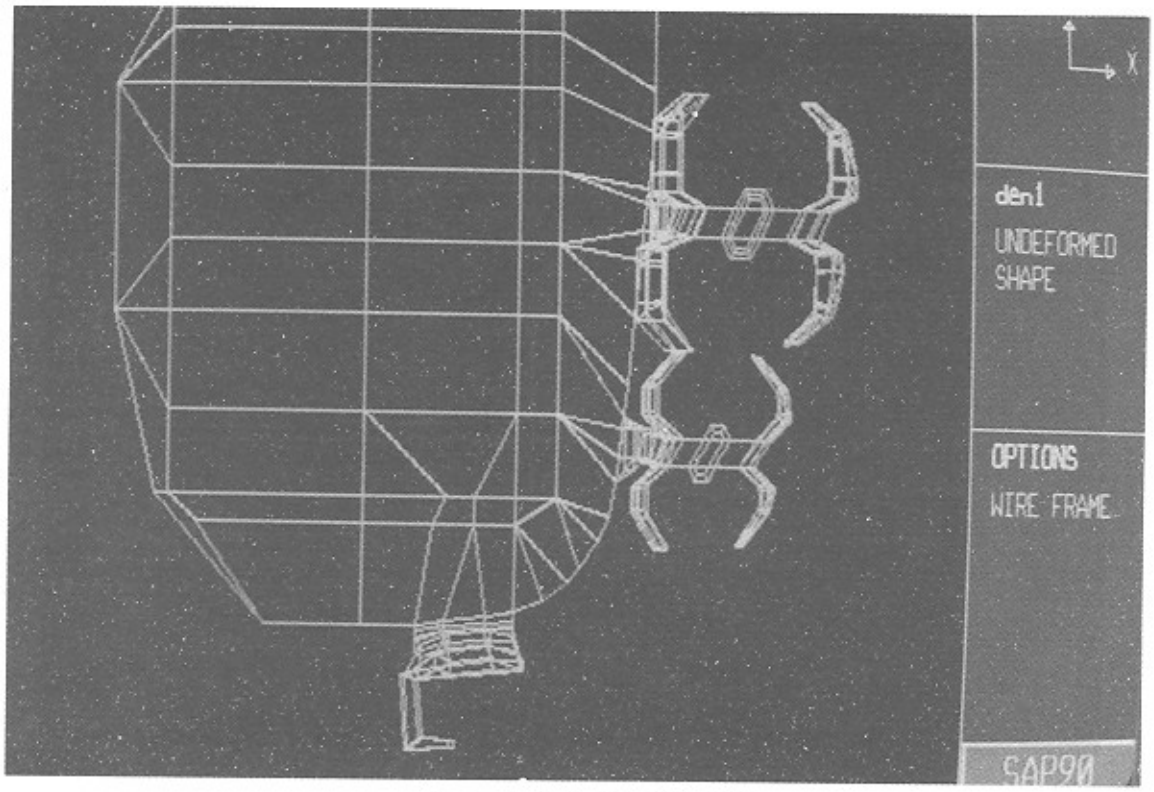
مدل به گونه‌ای بازسازی شد که تمام بازوهای نگه‌دارنده در اندرکات ۰/۲۵ میلیمتری قرار گیرد. اتصال‌دهنده اصلی به شکل Palatal Plate طراحی شد. وزن پروتز ۹۰گرم در نظر گرفته‌شد و محل اعمال نیروی دور از نسج به شکل غیر متمرکز و در سمت ضایعه بود. بعد از اعمال نیرو حداکثر تنش ایجاد شده در هریک از طرح‌ها با یکدیگر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

جدول ۱ـ خصوصیات مکانیکی

نوع ماده	مدول الاستیک (MPa)	ضریب پواسون	چگالی
متوسط عاج و مینا	3.45 E+4[1]	0.32	2.395 E-3
لیگامان پریودونتال	6.9	0.45	1.00 E-3
استخوان اسفنجی	250	0.3	2.01 E-3
کروم و کبالت	206900	0.33	8.0 E-3
رزین	2.67 E+3	0.28	1.7 E-3
مخاط	3.45	0.45	1.13 E-3
۷۰٪ استخوان اسفنجی و ۳۰٪ استخوان متراکم	3175	0.3	2.05E-3

1- Exponential

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-20]



شکل ۱ـ نمای کلی از طرح اسکلت فلزی

نتایج

نتایج حاصل از این تحقیق به صورت زیر طبقه‌بندی گردید:

۱ـ چگونگی حرکت دندان‌ها در قوس فکی

۲ـ چگونگی توزیع تنش در دندان‌ها

۳ـ چگونگی توزیع تنش در مخاط و اسکلت فلزی

۴ـ چگونگی توزیع تنش در PDL و استخوان اطراف آن

۱ـ 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.

۲ـ 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 ۲۴/۹ Kpa و در طرح دوم ۲۵/۱Kpa بود. در دندان سانترال حداکثر تنش در طرح اول ۱۰/۷Kpa ـ و در طرح دوم ۱۱/۸Kpa ـ بود. میزان حداکثر تنش در دندان‌های لاترال و کانین در دو طرح با یکدیگر هیچ تفاوتی نداشت.(اشکال ۲و۳)

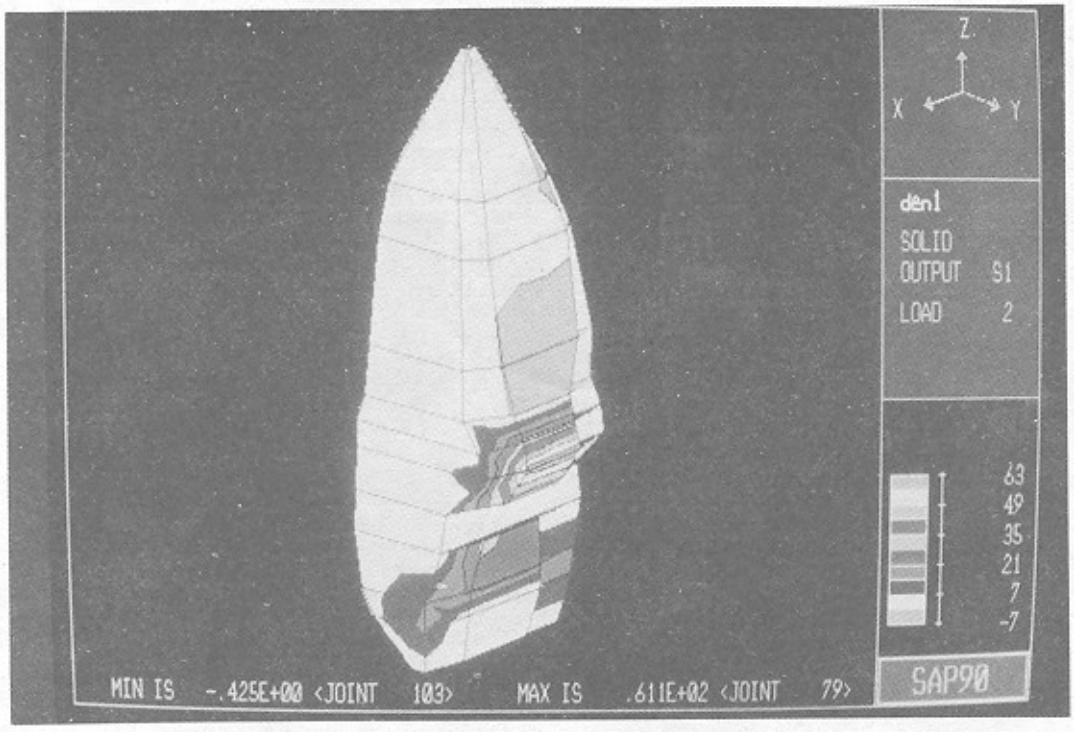
۳ـ چگونگی توزیع‌تنش‌در مخاط و اسکلت فلزی

تفاوت‌محسوسی بین‌دوطرح از نظر توزیع تنش در اسکلت فلزی و مخاط وجود نداشت. منتهای مراتب مقدار ماکزیمم تنش همیشه در اسکلت فلزی بیشتر بود.(اشکال ۴و۵)

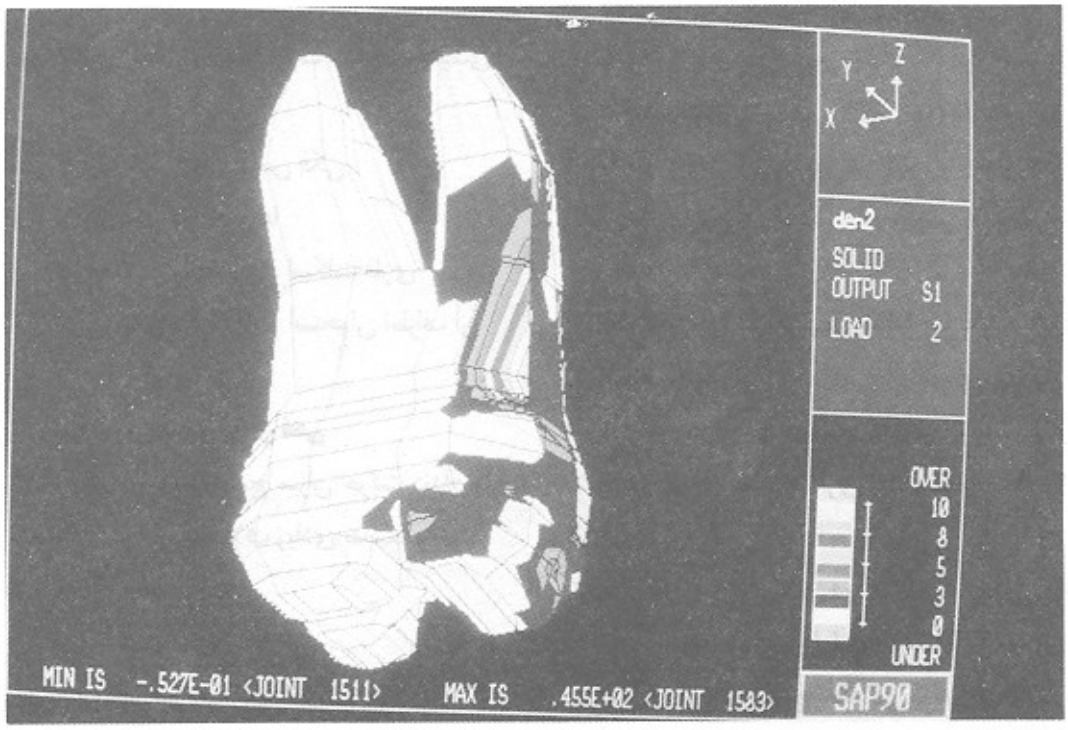
۴ـ چگونگی توزیع تنش در PDL و استخوان اطراف

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 ۸/۲۹Kpa و در دندان مولر دوم ۵۶/۷Kpa بود.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-20]

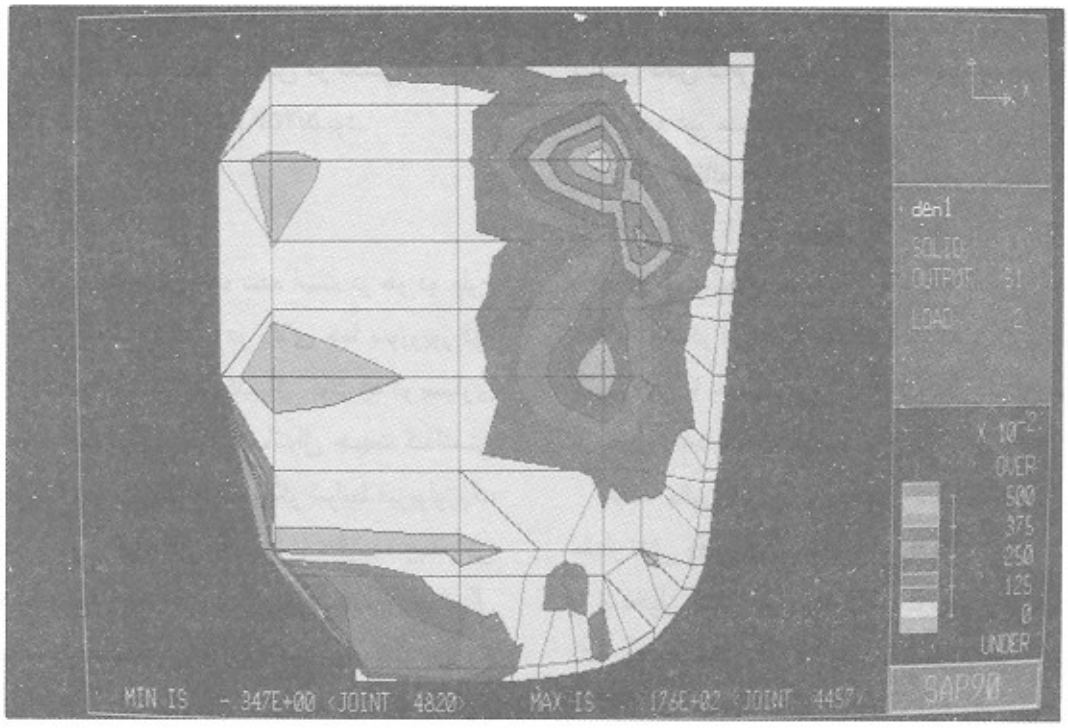


شکل ۲ـ نحوه توزیع تنش در دندان سانترال در طرح اول

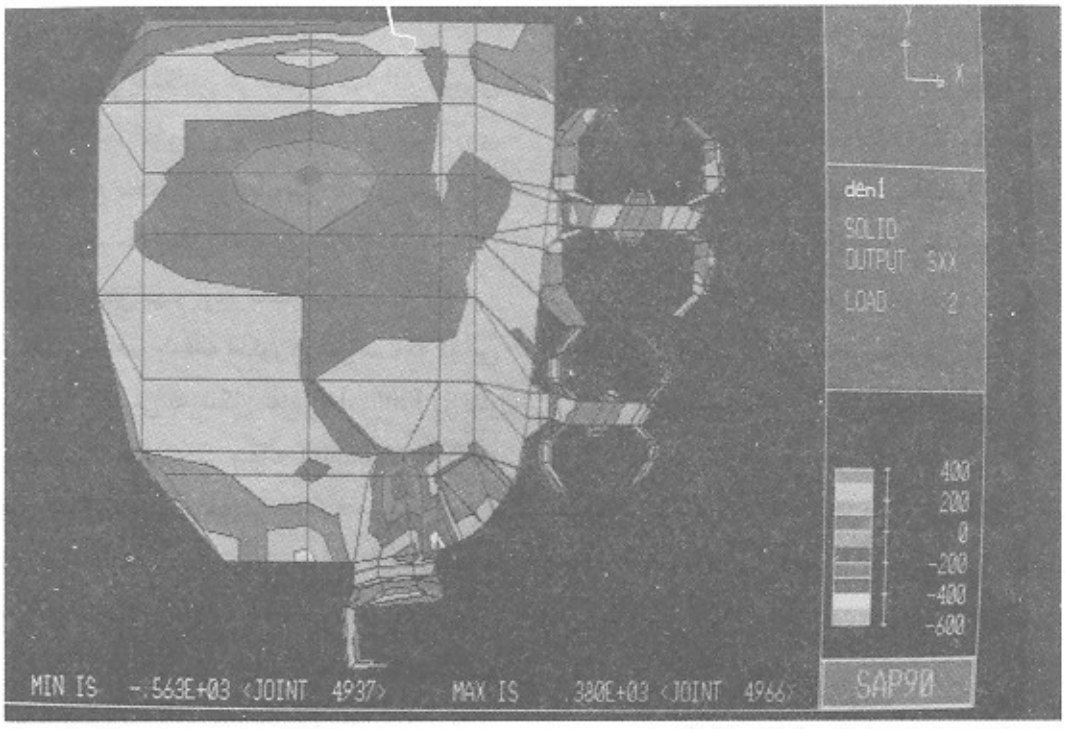


شکل ۳ـ نحوه توزیع تنش در دندان مولر دوم در طرح دوم

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-20]



شکل ۴ـ توزیع تنش در مخاط در طرح اول



شکل ۵ـ نحوه توزیع تنش در اسکلت فلزی

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-20]

نحوه توزیع تنش در استخوان اطراف دندان‌ها در دو طرح اختلافی با هم نداشتند و مقدار تنش در دندان سانترال ۱/۲۲Kpa و در دندان مولر دوم ۵/۴۵Kpa بود.

بحث

همانگونه که قبلاً توضیح داده شده است در هر دو طرح روی دندان سانترال یک کلاسپ در بالای خط سورویور قرار داده شد که دلیل آن تقلید شرایط کلینیکی بود. چه در بسیاری از موارد ساپورت استخوانی دندان سانترال جهت گذاشتن کلاسپ مطلوب نمی‌باشد و از طرف دیگر شرایط فیزیولوژیک این دندان نیز مانع از قراردادن کلاسپ نگه‌دارنده ریختگی برآن میشود. با وجود اینکه بازوئی که روی دندان سانترال قرارداشت 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 براین دندان بیش از دندان پره‌مولر و کمتر از مولرهابود.

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

اختلاف تحقیق حاضر بامقاله مذکور در این‌است که در این تحقیق اتصال‌دهنده اصلی به شکل Palatal Plate در نظر گرفته شده است در حالیکه در مقاله Schwartzman به هیچ‌وجه نقش اتصال دهنده اصلی در نظر گرفته نشده است و فریم با کام فاصله دارد در صورتی‌که، 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 طرف‌دیگر درکار Schwartzman برروی دندان پره‌مولر 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 دومدل فاصله گیج ۱۰ تا خط سوریور 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 سوریور 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 ماگزیلکتومی شده کلاس I آرامانی توسط کامپیوتر مدل سازی شد و تنش حداکثر در دوطرح مختلف پروتزپارسیل با یکدیگر مقایسه شدند. در طرح اول بازوهای نگه‌دارنده حلقوی در باکال قرارگرفتند و در طرح دوم بازوهای نگه‌دارنده حلقوی در لینگوال واقع شدند. نیروی دور از نسج معادل ۹۰ گرم (وزن آبچوراتور) 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 این‌کار مرا یاری داده‌اند تشکر می‌شود.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-20]

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(obutrator 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.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-20]

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 Maxiilary Incisor by Using a three Dimentional Finite Element Method. J of Oral Rehabilition 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.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-09-20]