مجله دندانپزشکی
دوره ۱۲
شماره ۴
زمستان ۱۳۷۹

مقاله علمی (تحقیقی)

بررسی توزیع تنش در فک پایین با تغییر ناحیه جوش (Bitting) در پروتز کامل به روش اجزای محدود

دکتر جعفر رستمیان*
دکتر اسماعیل شریفی**
دکتر محمدرضایی پژند***
دکتر سیدرضا سرافرازی****

چکیده:

در این بررسی نحوه توزیع تنش در فک پایین با توجه به تغییر محل تماسهای دندانی در وضعیت CR مورد بررسی قرار گرفته است. روش به کار رفته روش اجزای محدود سه‌بُعدی می‌باشد که در تحلیل سازه‌های پیچیده مهندسی کاربرد وسیعی دارد.

برای این منظور، الگوی سه‌بُعدی از فک پایین به همراه ساختمانهای حمایت کننده از دنچر مانند نسج نرم باقیمانده روی استخوان متراکم و استخوان اسفنجی تهیه شد، سپس نحوه توزیع تنش با توجه به محل تماسهای دندانی مورد بررسی قرار گرفت و نتایج زیر بدست آمد:

محل تمرکز تنش فشاری و کششی حداکثر در زاویه فک در قسمت قدامی سرکندیل قرار دارد که در شرایط مختلف تماسی محل آن تغییر نمی‌کند. با وجود این، هرچه نقاط تماس دندانی قدامیتر قرار گیرد؛ میزان تنشهای کششی و فشاری افزایش می‌یابد. در شرایط تماسی مختلف ناحیه فورامن

* استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اهواز.
** دانشیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد.
*** دانشیار گروه آموزشی عمران دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد.
**** عضو هیأت علمی دانشکده مهندسی دانشگاه بیرجند.

ماندیبولر زیر اثر تنشهای کشش و فشاری بسیار کم قرار دارد.

کلید واژه‌ها: بیومکانیک - پروتز کامل - روش اجزای محدود.

مقدمه:

بررسی اتفاقاتی که در فک پایین انسان در هنگام اعمال نیروهای فانکشنال روی می‌دهد، از سابقه‌ای طولانی برخوردار است ولی هنوز تمامی جنبه‌های آن به طور کامل شناخته نشده است. عمده‌ترین علّت آن عدم وجود روشهای مناسب بررسی می‌باشد. روشهای مستقیم بررسی تنشها و نیروها به دلیل ماهیت آسیب‌رسان خود، در انسان قابل اجرا نیستند. از سوی دیگر، مدل‌سازی مکانیکی و ریاضی اغلب بر پایه پیش فرضهایی بنا می‌شود که درستی آنها به طور کامل پذیرفته نیست. از این میان، استفاده از روش اجزای محدود به علّت توانایی در حل دقیق مسائل بدون امکان آسیب‌رسانی و ارائه مدلی تا حد امکان واقعی می‌تواند بسیار مفید باشد. با وجود این، تاکنون پژوهش جامعی در زمینه بررسی توزیع تنشها در فک پایین هنگامی که شخص بی‌دندان می‌شود و از پروتز کامل استفاده می‌کند، به عمل نیامده است. یکی از عواملی که می‌تواند در این تنشها دخالت داشته باشد نحوه تماس دندانهای مصنوعی است. بررسی تنشها در بافتهای زیرین دست دندان و در فک به روشهای گوناگونی صورت می‌گیرد:

۱- روش پوششهای ترد و شکننده (Brittle Lacquer Coating Technique):

در این روش یک لایه لاک روی دنچر اسپری می‌شود، پس از خنک شدن آن به دنبال بارگذاری در مسیر دلخواه، ترکهایی در سطح لاک ایجاد می‌شود. عمده‌ترین اشکال این فنّاوری این است که ترکهایی که در هنگام بارگذاری به آسانی دیده می‌شود با حذف آن ناپدید می‌گردند.(۱)

۲- روش کرنش سنج الکتریکی (Electrical Strain Gauge):

در این روش کرنش ایجاد شده در جسم اندازه‌گیری و با توجه به اینکه اکثر مواد دارای رابطه مستقیم یا خطی بین تنش و کرنش هستند با استفاده از ضریب کشسانی می‌توان به میزان تنش پی برد. (۱)

۳- روش نورکشسانی (Photoelastic Method):

در این روش تنشهای داخلی در اجسامی که تحت تأثیر نیروهای مختلف قرار گرفته‌اند به الگوهای نوری تبدیل می‌شوند. خطوط ایجاد شده در این فنّاوری مبین جهت، اندازه و محل

تنش می‌باشد. ایراد اساسی در این روش تهیه موادی است که از نظر ضریب کشسانی کاملاً مشابه با بافتهای دهانی باشند. (۲)

۴- روش نظری (Theoretical Method):

در این روش از فرمول‌های مهندسی استفاده می‌شود که احتیاجی به روشهای تجربی ندارد اما نیاز به محاسبات بسیار پیچیده ریاضی دارد. (۳)

۵- روش اجزای محدود (Finite Element Method):

پایه و اساس این روش بر گسسته سازی یک محیط پیوسته و کاهش بی‌نهایت مجهول به یک تعداد مجهول محدود است. یا به عبارت دیگر اساس این روش بر تقسیم یک جسم مرکب به اشکال هندسی ساده‌تر می‌باشد. در این روش ساختمان اصلی به تعداد محدودی عناصر ساختاری مجزا با شکل هندسی معین تقسیم و در کنار یکدیگر قرار می‌گیرند، به گونه‌ای که توسط تعداد محدودی نقاط تماس (گره‌ها) به یکدیگر مرتبط و متصل می‌شوند. وقتی که ساختمان اولیه به تعداد مناسبی از اشکال هندسی منظم تقسیم می‌شود عناصر یا اجزای محدود پدید می‌آید. این بخشهای مجزا، خواص واقعی ماده حقیقی را حفظ می‌کنند و به این طریق توزیع تنش وارده بر هر قطعه کوچک بررسی شده و از مجموع اطلاعات حاصل، توزیع تنش در جسم اصلی استخراج می‌شود. سازه‌هایی که شکل هندسی ساده و منظمی داشته باشد کافی است که به تعداد کمی اجزا تقسیم شوند اما در مورد اجسامی که شکل پیچیده‌ای دارند باید دارای تعداد اجزای بیشتری باشند و از روش تحلیل سه‌بُعدی استفاده کرد تا دقت تحلیل بالاتر رود. (۴)

مروری بر مقالات:

J.A. Ralph, A.A. Caputo در سال ۱۹۷۵ با استفاده از روش نور کشسانی سه بُعدی چگونگی پخش نیروها را در فک پایین مورد بررسی قرار دادند. طبق بررسی آنها در طی بارگذاری دوطرفه در ناحیه مولرها خطوط اصلی پخش نیروها در امتداد لبه خلفی از زاویه فک به طرف شاخه صعودی راموس تا کندیل، به طور مایل از ناحیه مولرها در تنه به طرف راموس تا کندیل، از ناحیه مولر به طرف بالا تا لبه قدامی راموس و تا زائده کرونوئید و در امتداد لبه سیگموئید ناچ، بوده و در بارگذاری یک‌طرفه، مسیر پخش تنش برای طرف زیر اثر بار و طرف مقابل طراحی متفاوت را نشان می‌دهد. (۵)

A.A. Caputo, J.P. Standle نتایج مشابهی را با روش فوق گزارش کردند (۶) روش اجزای محدود اوّلین بار توسط Konell در سال ۱۹۷۷ برای بررسی توزیع تنش در فک پایین بکار رفت.

Hylander با استفاده از کرنش سنج الکتریکی نشان داد که طرح توزیع نیرو در کندیل با توجه به محل بایت می‌کند. (۷)

Haskell و همکاران در سال ۱۹۸۶ مدل دو بُعدی از فک پایین را ارائه دادند. البته هدف آنها بیشتر نشان دادن ارتباط بین طرح نادرست فعالیت عضلات ماضغه و ایجاد دیسپلازی فک پایین خصوصاً دیپ بایت و اوپن بایت اسکلتال بوده است. (۸)

G.S. Throckmorton با تحلیل دوبُعدی فک پایین اعلام کرد که میزان نیروی وارده بر مفصل به مقدار زیادی به طول بازوی گشتاور برآیند نیروی عضلات و طول بازوی گشتاور محل تماس دندانی تا مرکز چرخش کندیل بستگی دارد.(۹)

V.Ferrario و همکاران فک پایین را به صورت تیری با تکیه‌گاه ساده مدل‌سازی و اعلام کردند محل Bitting در میزان نیروی وارده بر مفصل اهمیت زیادی دارد و هرچه این محل قدامیتر قرار گیرد، نیروی وارده بر مفصل بیشتر خواهد بود. (۱۰)

Hart و همکارانش در سال ۱۹۹۲ بیومکانیک فک پایین را به طور سه‌بُعدی با استفاده از روش اجزای محدود مورد بررسی قرار دادند و براساس نتایج به دست آمده بیشترین تجمع تنش در ناحیه قدامی راموس، زائده کرونوئید، سیگموئید ناچ، کندیل و در اطراف محل اعمال نیرو مشاهده شد. (۱۱)

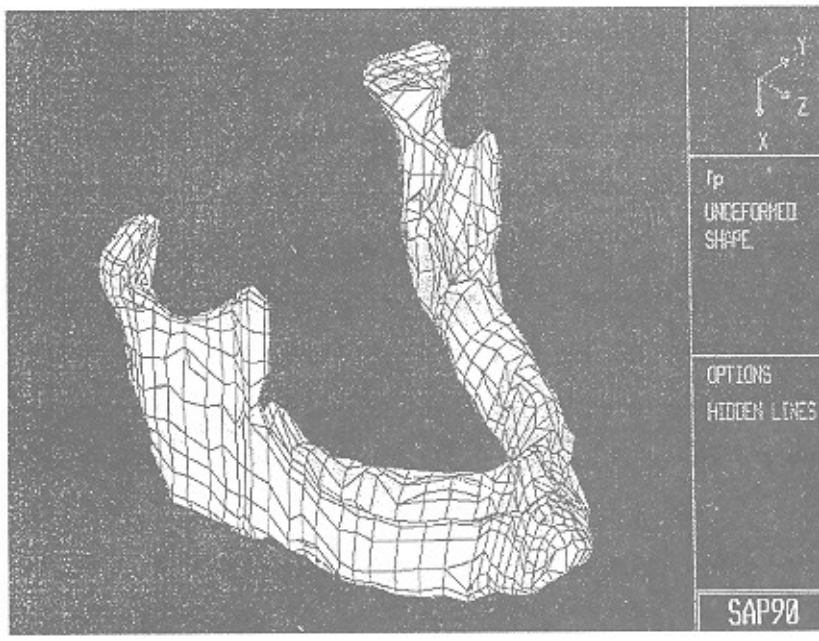
Korioth و همکارانش تحلیل سه‌بُعدی فک پایین در هنگام تماس یک طرفه دندان مولر را با استفاده از روش اجزای محدود ارائه دادند. طبق بررسی آنها بیشترین تنشهای اصلی در نقاط اعمال نیرو، سطح قدامی زائده کرونوئید، ناحیه سمفیز، تنه فک پایین در سمت راست و چپ و استخوان آلوئول دیده می‌شود. (۱۲) همچنین Korioth در سال ۱۹۹۳ با استفاده از روش اجزای محدود تغییر شکل فک پایین و همچنین تغییرات عرض قوس فکی را در حین اعمال نیروهای مختلف مورد بررسی قرار داد. طبق نتایج حاصل فک پایین پس از اعمال نیرو دارای تغییر شکل الاستیکی می‌باشد. (۱۳)

مواد و روشها:

یک استخوان ماندیبول فاقد دندان از بخش آناتومی تهیه گردید و از ناحیه سمفیز نصف شد. برای آنکه وضعیت طبیعی دهان روی آن ایجاد شود، ابتدا از قسمت ریج باقیمانده استخوان با آلژینات قالب گرفته شد و پس از ریختن قالب توسط آکریل بیسی به ضخامت ۱/۵- میلی‌متر تهیه گردید این لایه روی ریج باقیمانده قرار شد از نظر ضخامت مشابه لایه مخاط باشد، بنابراین قالب مجددی از فک، تحت شرایطی که لایه مخاط در محل خودش روی استخوان قرار داشت، گرفته شد. بدین ترتیب قالبی مشابه شرایط دهان طبیعی بدست آمد. روی کست حاصل از این مرحله بیس دنچر تهیه و با توجه به اندکس‌های مختلف مثل ریج مایل داخلی و ریج مایلوهیوئید و قسمت قدامی راموسی، دندانها چیده شد. مجموعه شامل استخوان فک، لایه مخاط (از جنس آکریل) و دنچر بود که در داخل مُفلی که مخصوص این کار ساخته شده بود قرار داده شد و به طور کامل توسط گچ ارتودنسی ریخته و در داخل گچ دفن شد. سپس به فواصل دو میلی‌متری بلوک تهیه گردید. با تریمر ارتودنسی ترمیم شده و از مجموعه استخوان، مخاط و دنچر در هر مقطع اسلاید تهیه گردید و شکل هر مقطع با بزرگنمایی شش برابر به روی کاغذ مختصات منتقل شد. پس از انتقال اطلاعات به کامپیوتر نیمه دیگر فک به صورت قرینه نیمه اوّل تعریف و سپس رسم گردید. بدین ترتیب شکل کامل یک ماندیبول به صورت سه‌بُعدی بدست آمد. محل تماسهای کاسپ‌های فانکشنال فک پایین (کاسپ‌های باکال دندانهای خلفی) انتخاب شد. مقدار نیرو با استفاده از کتاب بوچر تعیین گردید که نیروی جوش در حالت بی‌دندانی تقریبا معادل ۱/۳ حالت دندانی است.

تحلیل تنش در این تحقیق با روش اجزای محدود سه‌بُعدی و توسط نرم‌افزار Sap90 انجام گرفته است. برای این منظور روی نصف یک استخوان فک پایین بدون دندان، لایه مخاط دنچر ساخته شد. سپس مقاطعی با فواصل دو میلی‌متر از آن تهیه و توسط اجزای هشت گرهی مدل‌سازی گردید. خصوصیات مواد بکار رفته در مدل سازی مزبور به شرح جدول ۱ می‌باشد.

پس از انتقال اطلاعات به کامپیوتر نیمه دیگر فک به صورت قرینه نیمه اول فک تعریف و تصویر سه‌بُعدی فک بدست آمد. (شکل شماره ۱)



شکل شماره ۱

در این تحقیق تأثیر تماسهای دو طرفه دندانی با تغییر محل، مورد بررسی قرار گرفت و بدین منظور چهار حالت در نظر گرفته شد:

حالت fp: حداکثر تماس کاسپ‌های فانکشنال (تماس شش نقطه در رأس کاسپ باکال دندانهای فک پایین در هر طرف)

حالت fpa 50: کاهش تماس کاسپ‌های فانکشنال به میزان نصف حالت قبل و استقرار آنها به‌طور یکنواخت در قدام و خلف (تماس سه کاسپ)

حالت fpb 50: تماس کاسپ‌های فانکشنال در ناحیه خلفی (تماس سه کاسپ در ناحیه خلفی)

حالت fpc 50: تماس کاسپ‌های فانکشنال در ناحیه قدامی (تماس سه کاسپ در ناحیه قدامی)

هر حالت تحت باری معادل $\frac{1}{3}$ نیروی جوشی به شکل دندان طبیعی و به طور دو طرفه قرار داده شد. (۱۵)

نتایج:

در این تحقیق تنشهای فشاری و کششی حداکثر، در هر چهار حالت جداگانه محاسبه گردید. نتایج حاصل شامل مقادیر تنشهای کششی و فشاری حداکثر می‌باشد که به همراه محل آن، در جدولهای ۲ و ۳ ارائه شده‌اند. در این جدول اعداد منفی مبین تنشهای فشاری و اعداد مثبت بیانگر تنشهای کششی برحسب نیوتن بر میلی‌متر مربع می‌باشد:

جدول ۱ - خصوصیات مواد داده شده به کامپیوتر

کد ماده	جنس ماده	ضریب الاستیسیته	ضریب پواسان	مرجع
M_1	استخوان متراکم	۱۳۷۰۰	۰/۳	۱۴
M_2	استخوان اسفنجی	۱۳۷۰	۰/۳	۱۴
M_3	رزین	۲۰۰۰	۰/۳	۱۴
M_4	مخاط	۱۰	۰/۴	۱۴

جدول ۲ - تنشهای فشاری حداکثر همراه با شماره گره آن در هر چهار حالت تحت بارگذاری

کد برنامه	تنش فشاری حداکثر	شماره گره
fP	-۰/۱۶۴ E3	۱۶۵۷
fPa50	-۰/۱۶۱ E3	۱۶۵۷
fPb50	-۰/۱۵۰ E3	۱۶۵۷
fPc50	-۰/۱۸۸ E3	۱۶۵۷

جدول ۳ - تنشهای کششی حداکثر همراه با شماره گره آن در هر چهار حالت تحت بارگذاری

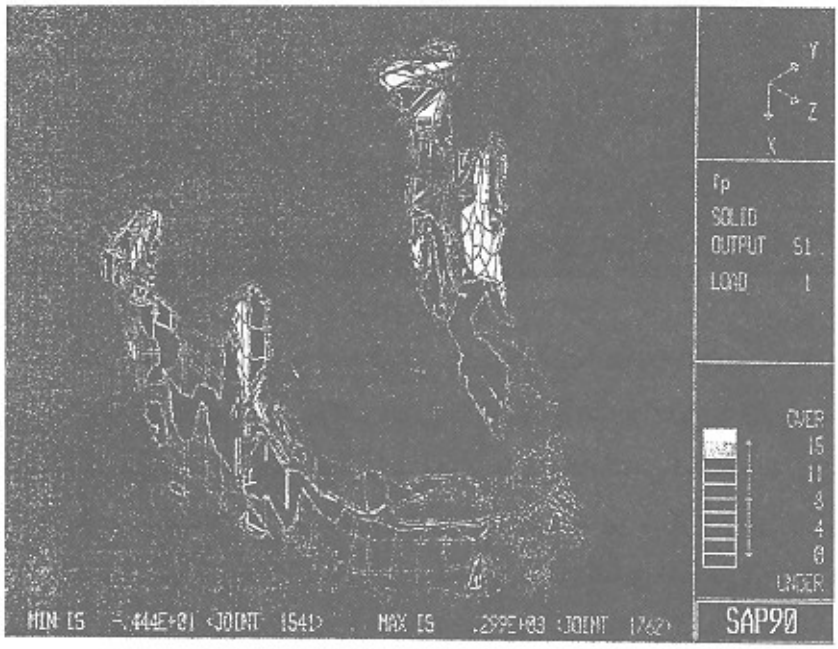
کد برنامه	تنش کششی حداکثر	شماره گره
fP	-۰/۲۹۹ E3	۱۷۶۲
fPa50	-۰/۲۹۸ E3	۱۷۶۲
fPb50	-۰/۳۰۴ E3	۱۷۶۲
fPc50	-۰/۳۰۲ E3	۱۷۶۲

طبق نتایج بدست آمده در شرایط مختلف تماس محل تجمع تنش کششی و فشاری حداکثر تغییر نمی‌کند. نقطه تجمع تنشهای فشاری حداکثر در زاویه فک و نقطه تجمع تنشهای کششی حداکثر در قسمت قدامی سر کندیل قرار دارد. با توجه به جدول شماره ۲ و ۳ مشخص می‌گردد کاهش تعداد نقاط تماس کاسپ‌های فانکشنال به طور یکنواخت سبب کاهش تنشهای کششی و فشاری گردیده است ولی تمرکز تماسها در ناحیه خلفی نسبت به حالت معمول (fP) باعث کاهش تنشهای فشاری و افزایش تنشهای کششی حداکثر شده است. همچنین تمرکز تماسها در ناحیه قدامیتر نسبت به حالت معمول (fP) باعث افزایش تنشهای فشاری و کششی حداکثر شده است. نکته قابل توجه دیگری که با مشاهده طرح توزیع تنش در فک دیده می‌شود این است که در قسمت خلفی راموس تمرکز تنشهای فشاری و در قسمت قدامی کندیل، قسمت قدامی راموس و زائده کرونوئید، تمرکز تنشهای کششی ملاحظه می‌گردد و در هریک از این حالتهای تماسی میزان تنش در ناحیه فورامن ماندیبولار که محل عبور عروق و اعصاب فک پایین است، بسیار کم می‌باشد. (اشکال شماره ۲ و ۳)

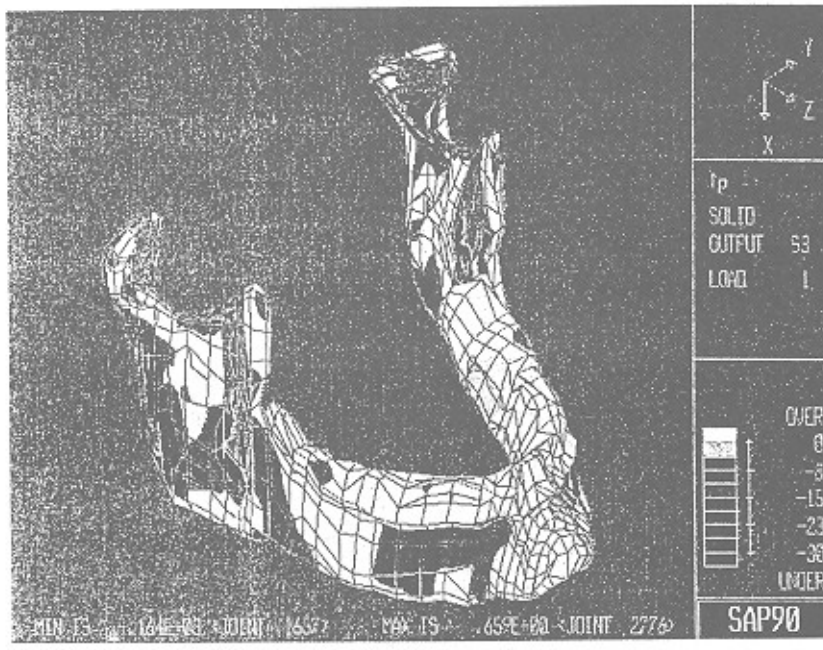
بحث:

براساس نتایج به دست آمده از حالتهای کامپیوتری اجرا شده می‌توان میزان تنش، نحوه توزیع و محل تمرکز آن را بررسی کرد. با توجه به جدول شماره ۲ و ۳ مشخص می‌شود که کاهش تعداد نقاط تماس به طور یکنواخت و در تمامی نواحی باعث کاهش میزان تنشهای فشاری و کششی می‌گردد و طرح توزیع تنش تفاوتی نمی‌یابد، ولی تغییر محل تماسها و تمرکز آنها در یکی از نقاط خلف یا قدام باعث تغییر میزان تنشهای فشاری و کششی می‌گردد به گونه‌ای که انتقال تماسها به خلف باعث کاهش تنشهای فشاری و افزایش تنشهای کششی و انتقال تماسها به قدام باعث افزایش تنشهای فشاری و کششی می‌شود. این یافته‌ها با نتایج Hylander در سال ۱۹۷۹ (۷)، Throckmorton (۹) در سال ۱۹۸۹ و Ferrario (۱۰)، در سال ۱۹۹۲ مطابقت دارد. این موضوع توجیه کننده علّت تمایل بیماران پروتز کامل به استفاده از ناحیه پرمولرها در هنگام مصرف غذاهای سخت‌تر نسبت به غذاهای نرمتر می‌تواند باشد بدین ترتیب بیمار سعی می‌کند با توجه به خاصیت الاستیسیته استخوان فک میزان نیرو را افزایش و غذا را خُرد نماید. همچنین نحوه توزیع تنش با نتایج بدست آمده از بررسیهای نور کشسانی فک

پایینی مطابقت دارد. طبق بررسیهای Caputo (۵) و Standle (۶) تنش در چهار مسیر از جمله لبه قدامی راموس و لبه خلفی آن انتقال می‌یابد، با توجه به تصاویر شماره ۲ و ۳ که چگونگی توزیع تنش در فک را به روش اجزای محدود نشان می‌دهد می‌توان مشابهت آنها را مشاهده کرد. نکته‌ای که در این ناحیه دیده می‌شود این است که لبه خلفی راموس تحت تنشهای فشاری و لبه قدامی راموس تحت تنشهای کششی قرار می‌گیرد. همچنین برخلاف اظهارات آنها که یکی از مسیرهای توزیع تنش، از ناحیه مولرها به طور مایل به طرف کندیل است، در این تحقیق مشخص گردید که به علّت وجود فورامن ماندیبولار در این مسیر موضوع امکان ندارد.



شکل شماره ۲



شکل شماره ۳

نکته قابل توجه دیگر مربوط به ناحیه فورامن ماندیبولار است. Ash (۱۶) شلینبرگ (۱۷) و هویو (۱۸) ذکر کرده‌اند که در طی حرکات انتقالی فک محور چرخش از کندیل به این ناحیه یا نزدیک به آن تغییر محل می‌یابد. نحوه حرکت فک در طی حرکت انتقالی که توأم با حرکت چرخشی نیز هست مشابه حرکت دستگاه سینترون می‌باشد و تعیین مرکز چرخش آن نیز براساس محاسبات مهندسی قابل دستیابی است. همچنین در این تحقیق مشخص گردید که در طی حالات مختلف تماسی در این ناحیه حداقل تجمع تنش مشاهده می‌گردد که براساس فیزیولوژی ناحیه و عبور عروق و اعصاب از این ناحیه کاملاً توجیه‌پذیر است.

نتیجه‌گیری:

میزان و نحوه توزیع تنش با توجه به حالات مختلف تماس دندانهای مصنوعی با هم در فک پایین مورد بررسی قرار گرفت و نتایج زیر بدست آمد:

۱- در تماس دو طرفه دندانها طرح توزیع تنش با تغییر تماسهای دندانی تغییری نمی‌کند

ولی مقادیر آن تغییر می‌کند.

۲- محل تمرکز تنش فشاری در ناحیه خلفی در زاویه فک و محل تمرکز تنش کششی در قسمت قدامی سر کندیل قرار دارد و تحت شرایط مختلف تماسی محل آن تغییر نمی‌کند.

۳- در ناحیه راموس، قسمت خلفی راموس تحت تنشهای فشاری و قسمت قدامی آن تحت تنشهای کششی قرار می‌گیرد.

۴- هرچه نقاط تماس دندانی در ناحیه قدامیتر قرار گیرد میزان تنشهای فشاری و کششی افزایش می‌یابد و هرچه نقاط تماس دندانی در ناحیه خلفیتر قرار گیرد میزان تنشهای فشاری کاهش و کششی افزایش می‌یابد.

۵- تحت هر شرایط تماسی ناحیه فورامن ماندیبولار تحت تنشهای کششی و فشاری بسیار کمی قرار می‌گیرد.

REFERENCES:

1) Darbar UR. *Stress analysis techniques in complete dentures. J Dent* 1994; 22: 259-264.

2) Craig R, Farah R C, Jen W. Three photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. *J Prosth dent* 1974; 31: 122-129.

3) Ledley S R Theoetical analysis of displacement and force distribution for tissue - bearing surface of dentiwes. *J dent Res* 1968; 17: 318-322.

۴) ویلسون ادوارد. ال؛ حبیب ا... اشراف. *تحلیل استاتیک و دینامیکی سازه‌ها*، ترجمه عباس مختارزاده. چاپ دوم، تهران: نشر سالکان؛ ۱۳۷۴.

5) Ralph J P, Caputo A A. Analysis of stress patternsin the human Mandible. *J Dent Res* 1972; 54: 814-821.

6) Standle J P, [et al]. Stress trajectories within the mandible under occlusal loads *J Dent Res* 1977; 56: 1297-1302.

7) Hylander WLBys R. An Invivo strain gauge analysis. *J Arch Oral Biol* 1979; 24: 689-697.

8) Haskell B, Day M, Tetz J. Camputer - aided modeling in the assessment of the biomechanical determination of diverse skeletal patterns. *Am J Orthod* 1986; 89: 363-382.

9) Throckmorton G S, Throckmorton L S. Quantitative calculations of ..... *J Biomech* 1985; 445-452.

10 Ferraio V F, Sforza C. Biomechanical model of the .... *J Prosth dent* 1992; 66: 829-835.

11)Hatt R T, [et al]. Modeling the biomechanics of the mandible: A Three Dimensional finite element study. *J biomech* 1992; 25: 261-286.

12)Korioth T W, [et al]. Three dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Ame J Phys Anthropol* 1992; 88: 69-96.

13)Korioth T W, Hanmam A G. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994; 73: 56-66.

14)Maeda Y, Wood WW. Finite element method simulation of bone resorbtion beneath a complete denture. *J Dent Res* 1989; 68: 1370-1373.

15)Korioth T W, Hannam A G. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 1994; 73: 56-66.

16)Ash M M, Ramfjord S. *Occlusion.* 4th ed. Philadelphia: The W.B.

Saunders Company 1995.
17) Shlinberg H T, [et al]. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3rd ed. [S.L]: The Quintessence Publishing Co. Ltd; 1997.
18) Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation.* [S.L]: The Quintessence Publishing Co. 1991.