

تجزیه و تحلیل سیستم نیروی Cervical Headgear :

تحقیقی سه بعدی به کمک روش المان محدود

دکتر الهیار گرامی استادیار بخش ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز

چکیده

Headgear یکی از وسایل درمانی در تکنیک‌های مختلف ارتودنسی است که Norman W. Kingsley⁽¹⁾ آنرا معرفی نمود. بیومکانیک سیستم نیروی عامل در انواع آن همیشه مورد توجه محققین بوده است. تجزیه و تحلیل نیروها با روشهای محاسبه دستی همگی بر مبنای Rigidity تمام اجزا (حتی کمان خارجی) انجام گردیده است. این تحقیق با هدف ارزیابی سیستم نیروهای وارده در نوع سرویکال به انجام رسیده است. دقیق ترین شیوه موجود، روش المان محدود (FEM) می باشد که یک روش حل عددی برای یافتن نیرو و گشتاور و ... است.

بدین منظور یک مدل سه بعدی از Cervical Headgear با طول متوسط کمان خارجی توسط نگارنده طراحی گردید. مزیت عمده این تحقیق در نظر گرفتن مجموعه تغییر شکل های الاستیک بازوی خارجی و دیگر اجزاء این مدل می باشد. تمایل به حرکت در جهت اکسپاند شدن در کمان داخلی و حرکت باکالی مولر انتهایی و وجود حداکثر نیروهای محوری در محل اتصال بازوی خارجی به داخلی از یافته های این تحقیق بوده است.

روش انجام این تحقیق با توجه به احتساب تغییر شکل الاستیک کمان خارجی در مجموعه مقالات موجود در مورد Headgear سابقه نداشته است.

مختلف دندان‌بکاري مي‌رود داشته‌اند. او جهت تجزيه و تحليل نيروي موجود از روش ساده محاسبه دستي کمک گرفته که نتايج اين تحقيق با اين شيوه مقايسه خواهد شد. Jacobson^(۱) با فرض Rigidity سيستم، اظهار نموده است که شکل کمان خارجي تأثيري در سيستم نيروي ندارد که مسلماً با واقعيّت هماهنگ نيست. چرا که طول بازوي خارجي مي‌تواند در خاصيت ارتجاعي ايجاد شده تأثير مستقيم بگذارد. پيش فرض Rigidity براي آغاز بحث تجزيه و تحليل نيروها که توسط محققين مختلف مورد قبول بوده^(۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲) صرفاً بدليل سهولت محاسبه بوده و با واقعيّت هماهنگ نيست. واقعيّت آنست که Headgear ضمن اتصال به Neck-strap دچار يک تغيير شکل برگشت پذير (الاستيک) مي‌گردد و تجزيه و تحليل نيروها در اين حالت را مي‌توان از توانائي‌هاي روش المان محدود متوقع بود. اين روش يک شيوه حل عددي براي نيروها، جابجائي‌ها، تنشها و... مي‌باشد.^(۹-۱۰) که در ابعاد مختلف از حرکت دندان^(۱۱) در حالت عادي تا مواردی خاص چون تحليل استخوان و تأثير آن بر مکانیک نيروهاي مورد استفاده^(۱۲) و ... کاربرد مناسبی يافته و کارآئي خود را به اثبات رسانده است. اين تحقيق با هدف ارائه شيوه اي کاملاً دقيق و نزديک به واقعيّت در احتساب تغيير شکل الاستيک Cervical headgear که تا کنون در مجموعه مقالات مرتبط با Headgear سابقه نداشته است طراحي و به مرحله اجرا گذاشته شده است.

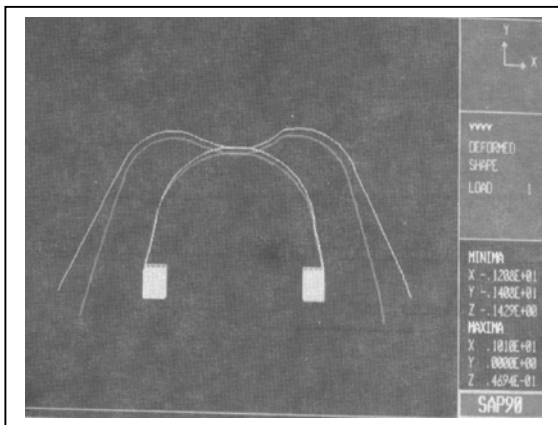
Headgear يکي از وسايل درماني در تکنیکهاي مختلف ارتدنسي مي‌باشد. اين وسيله گرچه در دوره‌هائي از زمان کمتر مورد توجه محققين و کلينيسين‌ها قرار گرفته است، اما در نهايت مشکلات درمان ارتدنسي را با توانائي‌هاي متعدد خود کاسته است. اين وسيله را Norman W Kingsley^(۱) معرفي نمود. Angle به تصور امکان بهره‌گيري از الاستيکهاي داخل دهاني بجاي آن، Headgear را کمتر مورد استفاده قرار داد ولي بعداً مجدداً احياء شد و اهميت پيشين را بازيافت. تحقيقات متعددي در زمينه مکانیک نيروها و تجزيه آنها و اثرات درماني و همچنين اثرات ناخواسته آنها منتشر شده است.^(۸-۹) Gould^(۲) در تحقيقي، اهميت دقت در زاويه قرارگيري facebow و تأثيري که مي‌تواند بر امتداد نيروي حاصله بگذارد را به تفصيل شرح داده است. در ضمن استفاده از ۸ ساعت نيروي Headgear در اين تحقيق کافي در نظر گرفته شده است. Armstrong^(۳) در مقاله‌اي تحقيقي و به تفصيل عملکرد انواع Headgearها را شرح داده و نتايج درماني حاصل از آنها را نيز بيان نموده است. اين اثرات با مقايسه عملکرد انواع Headgear در افراد تحت درمان مورد بررسي قرار گرفته است. Oosthuizen و همکارانش^(۴) در تحقيقي قصد ارائه نحوه عملکرد Kloeohn Headgear را وقتي جهت ايجاد حرکات

مواد و روش کار:

تهیه مدل ۳ بعدی

بمنظور ایجاد یک تصویر روشن از چگونگی جابجائی دندان مولر انتهایی ضمن اعمال سیستم نیروی یک Headgear سرویکال و بمنظور صرفه جویی در تعداد نقاط لازم جهت ایجاد یک دندان با طرح واقعی، ۲ نماد به شکل معکب مستطیل بجای دندانهای مولر انتهایی و یک Headgear طراحی و بکار گرفته شد.

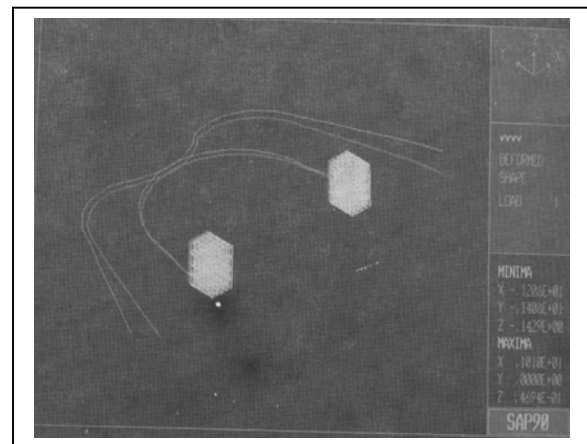
مدل ۳ بعدی موجود، مدل کامل یک Cervical Headgear و دو دندان مولر انتهایی می باشد. (شکل ۱)



شکل ۱):

ب: نمایی دیگر از مدل سه بعدی موجود و تغییر شکل الاستیک کمان خارجی و جابجائی مولر انتهایی حاصل از اعمال نیرو.

Node و ۳۲۰ المان. فاصله مولرها از خط وسط ۳۵ میلی متر و فاصله کمان خارجی نیز ۷۰ میلی متر می باشد. سطح مقطع کمان خارجی ۰/۰۵۴ اینچ و کمان داخلی از ۲۰ میلی متر در قدام مولر تا انتها ۰/۰۴۵ اینچ می باشد. هر یک از ۲ مولر موجود به شیوه ای مقید (restrained) شده اند که توسط فنرهای در $\frac{2}{3}$ سطح فوقانی به خارج از سیستم مرتبطند. فنرهای موجود یک بستر ارتجاعی را برای دو دندان مولر فراهم می نمایند. اعداد حاصل از میزان جابجایی اینتروزیو یک مدل دندانی ۳ بعدی (Geramy 24)^(۱۱) تحت تأثیر نیروی ۱ نیوتن ضمن انجام محاسباتی منجر به یافتن ضریب ثابت فنریت مورد نیاز برای این تحقیق شده



شکل ۱):

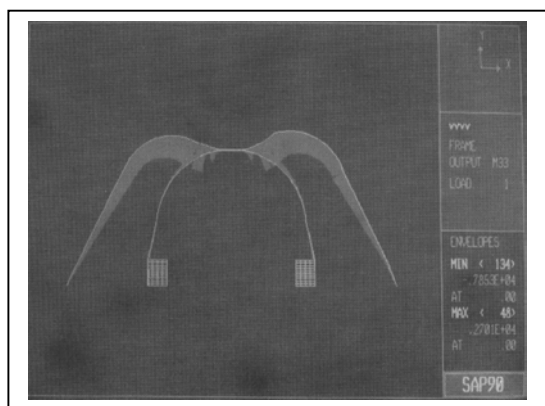
الف: مدل سه بعدی موجود و تغییر شکل الاستیک کمان خارجی و جابجائی مولر انتهایی حاصل از اعمال نیرو.

که در محیط Sap 90 طراحی گردیده و شامل ۲ نوع المان می باشد. المان beam جهت طراحی Headgear با

حداقل تأثیرات را در کمان داخلی ببینیم. نتایج کاملاً رضایت بخش بوده بصورتیکه جابجائی ۲ میلی متری در کمان خارجی به جانب محور تقارن تنها ایجاد ۰,۰۸ میلی متر جابجائی در کمان داخلی را نمود.

نتایج

نخستین بخش نتایج، ایجاد تغییر شکل الاستیک کمان خارجی بوده است که تصویر مدل ۳ بعدی قبل و بعد از اعمال نیرو در شکل ۱ آمده است. یافته حائز اهمیت دیگر در مورد کمان خارجی، وجود بیشترین گشتاور محوری و همچنین بیشترین نیروی محوری در محل اتصال بازوی خارجی به بازوی داخلی می باشد. (شکل ۲ الف و ب) نحوه عکس العمل دندان مولر انتهایی به نیروهای وارده از کمان خارجی را می توان



شکل ۲:

الف: توزیع گشتاور محوری در پلن اکلوزال و حداکثر این میزان در محل اتصال کمان خارجی و داخلی.

است. این ضریب با توجه به تعداد کل نقاط در نظر گرفته شده است. بعبارت دیگر PDM اگر بصورت یک بستر ارتجاعی حاصل از تعدادی فنر در نظر گرفته شود، چنین ضریب ثابت فنری می داشت. در مرحله بعد، این دو نوع المان به شیوه ای با هم Constrained شده اند که تمام حرکات مربوط به facebow به دندان های مولر منتقل می گردد.

در چنین شرایطی، محل تقریبی قسمت خلفی گردن بیمار حدود ۵۰ میلی متر پائین تر از پلن کمان خارجی Headgear در نظر گرفته شد و نیروی وارده در حد ۲۰۰ گرم در هر سمت بوده است.

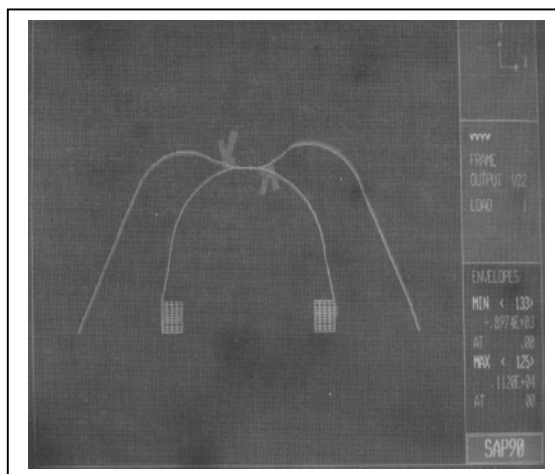
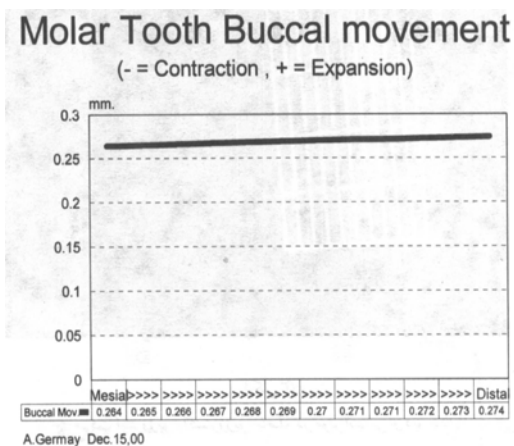
تغییر شکل الاستیک Headgear، الگوی توزیع گشتاور در این وسیله و همچنین نیروهای محوری منتقله از طریق Headgear نیز مورد ارزیابی قرار گرفت.

بمنظور درک کارائی یا عدم کارائی و میزان مشابهت هر مدل طراحی شده علاوه بر دقت در اطلاعات ورودی و در مرحله بعد از اتمام طراحی می توان آزمایشهایی انجام داد.

در اینجا بمنظور حصول اطمینان از قابلیت اعتماد بودن مدل موجود و کارائی آن اقدام به جابجایی کمان خارجی به سمت خط وسط گردید که در این آزمایش انتظار می رود

نمودار (۱):

حرکت باکالی مولر انتهایی تحت تأثیر نیروی Headgear از مزیاال به دیستال میزان حرکت باکالی مختصری افزایش می‌یابد.

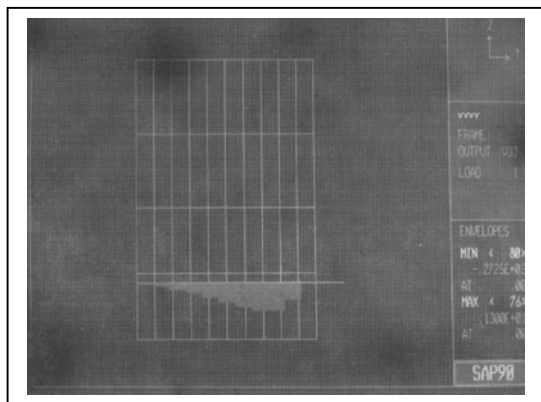


شکل (۲):

ب: توزیع نیروهای محوری در پلن اکلوزال و حداکثر میزان آن در محل اتصال کمان خارجی به داخلی.

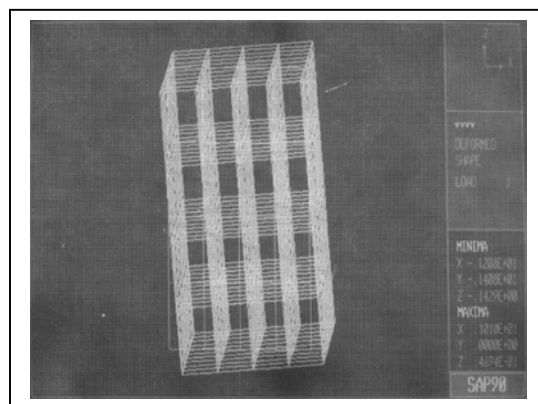
شکل ۳ ب نیروی عمودی وارده بر دندان از سمت باکال را نشان می‌دهد. که نحوه تغییر آن از مزیاال به دیستال بخوبی دیده می‌شود و نمودارهای ۲ و ۳ به تفکیک، این حرکت را در قسمت‌های مختلف نشان می‌دهد.

به شکل حرکت مولر انتهایی در ۳ پلن تفکیک نمود. ترکیب ۳ نما از حرکت مولر می‌تواند در کنار نمودارهای ۱ تا ۴ شیوه حرکت آن را توضیح دهد. شکل ۳ الف نشانگر اکسپانژ شدن بخش تحتانی مولر انتهایی سمت راست می‌باشد که مطابق با نمودار ۱ است.



شکل (۳):

ب: توزیع نیروی محوری در طول سطح باکال (نمای باکال).

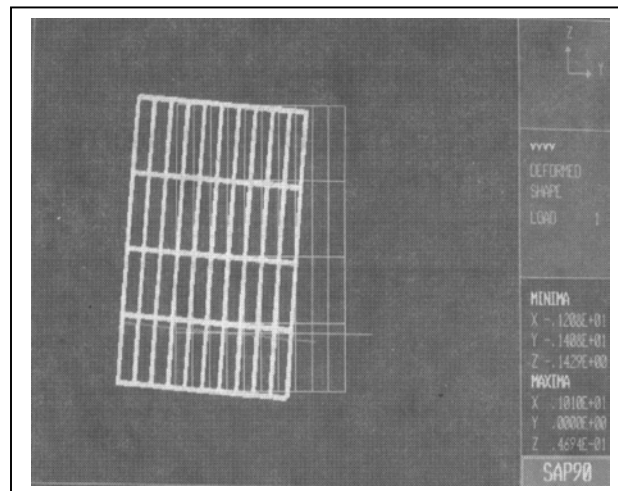


شکل (۳):

الف: اکسپانژشن حاصله در مولر انتهایی بهمراه بزرگنمایی.

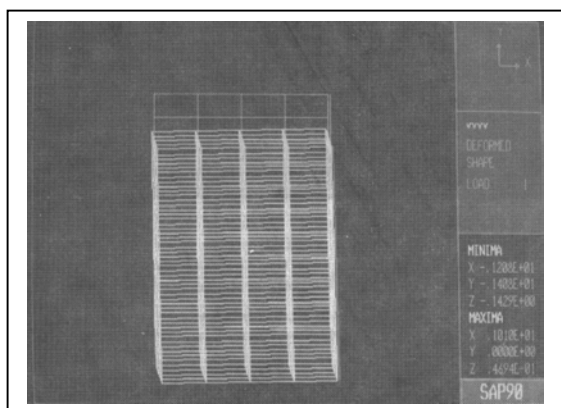
شکل ۳ ج عکس العمل دندان را نشان می‌دهد که البته این تصویر حرکت دیستالی را نیز نمایش می‌دهد.

بررسی نمودار ۲ می‌رساند که حرکت عمودی در سمت پالاتال و باکال با هم متفاوت است که در مورد ایتروژن و اکستروژن به چشم می‌خورد. همین مسئله در مورد مارجینال ریج مزیالی و دیستالی بخوبی به چشم می‌خورد. (نمودار ۳)



شکل (۳):

ج: حرکت ایتروژیو / اکستروژیو حاصله در مولر انتهایی از دید باکال (البته حرکت دیستالی نیز ثبت شده است).

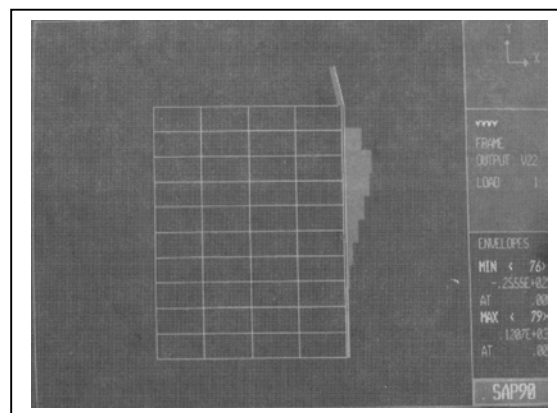


شکل (۳):

ه: حرکت اکسپانشن حاصله از اعمال نیرو در سطح باکال.

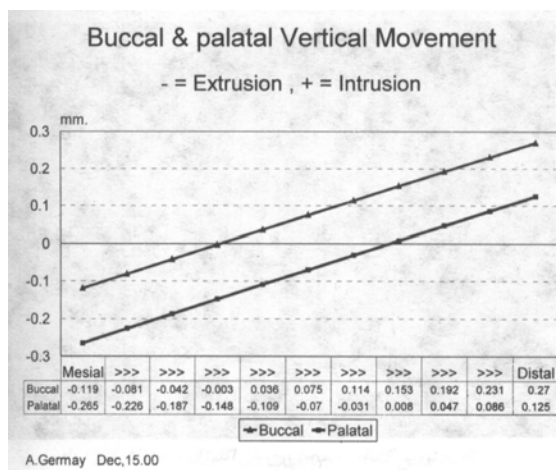
نمودار (۲):

حرکت عمودی نقاط سطح اکلوزال دندان - به اختلاف حرکت عمودی در سمت باکال و پالاتال توجه فرمائید.



شکل (۳):

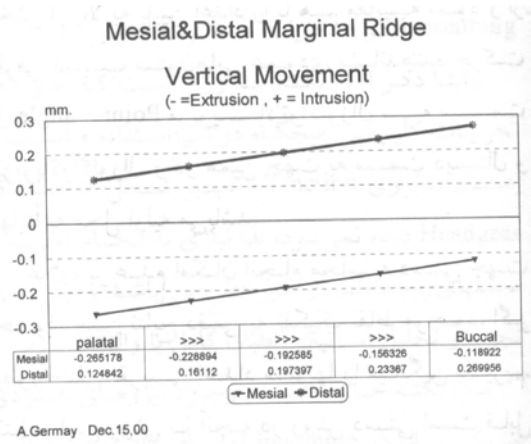
د: توزیع نیروی محوری در طول سطح باکال نمای (اکلوزالی)



شکل ۳ د نشاندهنده نیروی اکسپانسیو موجود می‌باشد که در شکل ۳ ه حرکت حاصله دیده می‌شود.

نمودار (۳):

حرکت عمودی مارجینال ریج‌های مزینال و دیستال. به اختلاف موجود توجه فرمائید.

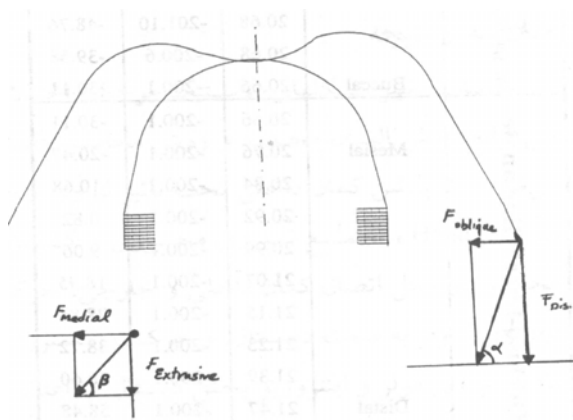


بحث

این تحقیق اولین بررسی بکمک روش المان محدود در مورد عملکرد Headgear است. ولی از این نکته مهمتر آنست که اولین تحقیقی می‌باشد که خاصیت ارتجاعی کمان خارجی را با توجه به جنس و ابعاد واقعی در نظر می‌گیرد.

یکی از یافته‌هایی که شایسته مختصری بحث است، وجود حداکثر گشتاور و نیروی محوری منتقله از طریق Headgear در محل اتصال بازوی خارجی و داخلی می‌باشد که منطبق بر محل بروز شکست در Headgear می‌باشد که شاید بتوان آنرا به بروز Fatigue در این محل نسبت داد. (شکل ۲ الف و ب) در ادامه بحث نتایج حاصل از روش محاسبه دستی را که به کمک شرایط موجود در این تحقیق با نتایج حاصل از روش المان محدود مقایسه می‌نمائیم. اگر

نیروی Headgear در هر طرف ۲۰۰ گرم فرض شود (شکل ۴) بر اساس موقعیت انتهای کمان خارجی (به فرض Rigidity) و محل انتهای Traction گردنی، خواهیم داشت: (شکل ۴)



شکل (۴):

محاسبه دستی تجزیه و تحلیل نیروهای Cervical Headgear

$1.2 = \text{ضریب زاویه خط واصل انتهای hook کمان خارجی و انتهای Traction}$

$$\text{Arc tg } 1.2 = 56.345^\circ = \alpha$$

$$F_{\text{Dis.}} = F \cdot \sin \alpha$$

$$F_{\text{Dis.}} = 200 \times 0.774$$

$$= 154.8 \text{ gr.} \quad \text{نیروی دیستاله کننده}$$

$$F_{\text{Oblique}} = F \cdot \cos \alpha$$

$$= 200 \times 0.633$$

$$= 126.6 \text{ gr.} \quad \text{برآیند نیروی اکستروزیو و جانب به مرکز}$$

مجدداً با احتساب موقعیت ۳ بعدی نقطه انتهای کمان خارجی و انتهای Traction در پلن کروئال

$$0.7 = \text{ضریب زاویه خط واصل}$$

$$\text{Arc tg } 0.7 = 42.083^\circ = \beta$$

$$E_{\text{Extrusive}} = F_{\text{oblique}} \times \sin \beta$$

$$= 126.6 \times 0.614$$

$$= 77.76 \text{ gr} \quad \text{نیروی اکستروزیو}$$

$$F_{\text{Medial}} = F_{\text{Oblique}} \times \cos \beta$$

$$= 126.6 \times 0.789$$

$$= 99.887 \text{ gr.} \quad \text{نیروی جانب به مرکز}$$

نیروهای وارده در چهار Line angle سطح اکلوزال در جدول تنظیم گردیده است.

Mesial Marginal Ridge	Palatal	20.68	-202.10	-67.14
		20.68	-201.61	-57.96
		20.68	-201.10	-48.76
		20.68	-200.6	-39.58
	Buccal	20.66	-200.1	-30.11
Occluso-buccal line angle	Mesial	20.66	-200.1	-30.11
		20.76	-200.1	-20.47
		20.84	-200.1	-10.68
		20.92	-200.1	0.82
		20.99	-200.1	9.06
	Distal	21.07	-200.1	18.95
		21.15	-200.1	28.84
		21.23	-200.1	38.72
		21.39	-200.1	48.60
		21.47	-200.1	58.48
		-200.1	68.35	
Distal Marginal Ridge	Buccal	21.47	-200.10	68.35
		21.47	-200.61	59.17
		21.47	-201.11	49.98
		21.47	-201.61	40.80
	Palatal	21.47	-202.10	31.61
Occluso-palatal line angle	Distal	21.47	-202.1	31.61
		21.39	-202.1	21.73
		21.31	-202.1	11.86
		21.23	-202.1	1.98
		21.15	-202.1	-7.89
	Mesial	21.07	-202.1	-17.77
		20.99	-202.1	-27.64
		20.91	-202.1	-37.52
		20.84	-202.1	-57.27
		20.76	-202.1	-67.14
		20.68	-202.1	-78.73

جدول ۱:

نیروهای وارده بر نقاط در طول Line angle های

چهارگانه اکلوزال در سه پلن فضایی

در واقع این جدول از ۴ بخش افقی مجزا از هم ولی در عین حال مرتبط تشکیل شده است که می توان در هر بخش از بالا به پایین اعداد را با هم مقایسه نمود و از طرفی تعقیب ستون هایی عمودی نشان دهنده حرکت از Point angle مزیوپالائو اکلوزال به سمت مزیوپاکواکلوزال و در همین جهت به سمت دیستال و نهایتاً به محل اولیه می باشد.

علاوه بر عدم امکان انجام محاسبه دستی جهت حصول چنین نتایج دقیقی به تفکیک نقاط موجود، اگر بطور خیلی تقریبی اعداد ستونها را میانگین بگیریم. نتایج این روش با آنچه در روش دستی است قابل مقایسه خواهند بود. نیروی مدیولترالی ۲۱,۰۵ گرم طبق روش المان محدود (البته بصورت میانگین) و در روش دستی ۷۷,۷۶ گرم و در مورد نیروی دیستاله کننده اختلاف از ۱۵۴,۸ در روش دستی تا ۱۹۳,۹۶ گرم در روش المان محدود است. نتایج در مورد نیروی عمودی به روش المان محدود آنقدر کامل است که بنظر نمی رسد بتوان با روش دستی آنرا مقایسه نمود.

مسئله بعدی وقوع اکسپانشن کمان داخلی است که در تأیید نظر Hershey و همکاران می باشد.^(۱۳) در ادامه این بحث مراجعه به اعداد این نکته را واضح می نماید که علیرغم تمایل به حرکت اکسپانشن در مولرها این میزان حرکت در سمت مزیال از دیستال کمتر است.

این تحقیق ارائه گر شیوه نویسی از تجزیه و تحلیل نیروها در Headgear می باشد و سابقه قبلی در مقالات ندارد و از لحاظ احتساب تغییر شکل الاستیک با

نیروهای عمودی در نقاط مختلف مارجینال ریجهای
مزایالی و دیستالی است.

خلاصه و نتیجه

احتساب تغییر شکل‌های الاستیک موجب اختلاف
بین نتایج روش المان محدود و روش محاسبه دستی
می‌شود. اکسپانشن کمان داخلی تحت تأثیر نیروی وارده
بر **Headgear**، تجمع نیروی محوری و گشتاور
محوری در محل اتصال کمان داخلی و خارجی، حرکت
Tipping مولر به سمت دیستال، و حرکت اکستروزیو
بخش مزایالی مولر و اینتروزیو بخش دیستالی با اعداد و
جداول و تصاویر نمایش داده شد.

تحقیقات **Gould**^(۲)، **Oosthuizen** و همکاران^(۴)،
Worms و همکاران^(۵)، **Contasti** و **Legan**^(۶) و
Meesenburg و همکاران^(۸) مغایرت اساسی دارد.
نهایتاً ذکر این نکته ضروری است که چون در
تجربیات کلینیکی هیچگاه در اثر استفاده مناسب و
اعمال نیروی **Traction**، تغییر شکل پلاستیک
Headgear دیده نمی‌شود، لذا نیازی به انجام تجزیه و
تحلیل‌های پیچیده‌تر و غیرخطی نمی‌باشد و جواب‌های
تجزیه و تحلیل استاتیک انطباق کامل با واقعیت دارد.
یک نکته حائز اهمیت، وجود نیروهای عمودی
غیریکسان در **Line-angle** های اکلوزوباکال و
اکلوزوپالاتال می‌باشد. بدان معنی که وقوع حرکات
عمودی حتی بین سمت باکال و پالاتال سطح اکلوزال
نیز با هم متفاوت است و مسئله بعدی عدم یکسانی

Abstract

Cervical Headgear force system: 3D Analysis using Finite element method

A. Geramy: Assistant Professor, Orthodontics Department, Dental School, Shiraz University of Medical Sciences.

Headgear provides an extra-oral anchorage and is needed in many treatment procedures. Application of a headgear needs a complete knowledge of the involved active and reactive forces. The main goal of this study was to make clear the very events of a cervical headgear use. The finite element method of analysis was chosen to accomplish the research. A 3D F.E.M. model consisting of a cervical headgear and two separate blocks as the terminal molars was designed and a 200 grf. was applied at each side and the results were obtained. The most important result was the consideration of the elastic deformation of the outer bow and its effect on the force delivered to the terminal molar. A brief discussion of the differences between the manual calculation of the forces and the results obtained by the F.E.M. was presented at the end of the article.

- 1-Graber TM. Extraoral Force-Facts and Fallacies. AJO 1955; 41:490-505.
- 2-Gould IE. Mechanical principles in external anchorage. AJO 1957; 43(5): 319-333.
- 3-Armstrong MM. Controlling the magnitude, direction, and duration of extraoral force. AJO 1971; 59(3): 217-243.
- 4-Oosthuizen L, Dijkman JFP, Evans WG. A mechanical appraisal of the Kloehn extraoral assembly. The Angle Orthodontist 1973; 43(3): 221-232.
- 5-Worms FW, Isaacson RJ, Spiedel TM. A concept and classification of centers of rotation and extraoral force systems. The Angle Orthodontist 1973; 43(4), 384-401.
- 6-Jacobson A. A key to the understanding of extraoral forces. AJO 1979; 75(4): 361-386.
- 7-Contasti GI, Legan HL. Biomechanical guidelines for headgear application. JCO 1983; 16(5): 308-312.
- 8-Meesenburg DK, Jager A, Bormann V. Kloehn headgear force analysis. JCO 1984; 18(12): 882-890.
- 9-Reddy JN. An introduction to the finite element method. 2nd ed. New York: Mc Graw-Hill. Inc.; 1993.
- 10-Zienkiewicz OC, Taylor RL. the finite element method. 4th. ed. Vol 1. London: McGraw-Hill Co. 1989.
- ۱۱-گرامی الهیار: نسبت Movement / Force و مرکز چرخش: تحقیقی سه بعدی به کمک روش المان محدود. مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ۱۳۷۹، ۲: ۳۳-۲۶.
- 12-Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification: 3D analysis by means of the finite element method. AJO/DO 2000; 117: 399-405.
- 13-Hershey HG, Houghton CW, Burstone CJ. Unilateral face-bows: A theoretical and laboratory analysis. AJO 1981; 79:229-249.