بررسی دقت تعیین نیروی بهینه حاصل از فعال‌سازی فنر کانین رترکتور توسط نرم‌افزار

دکتر مسعود فیض بخش[1]، دکتر پرویز روشن ضمیر[2]، دکتر فاطمه تیموری*

چکیده

مقدمه: امکان اندازه‌گیری دقیق نیروهای ایجاد شده توسط دستگاه‌های ارتودنسی در طی درمان‌های ارتودنسی ایده‌آل است. هدف از این پژوهش، مقایسه آماری نیروی محاسبه شده از طریق فرمول‌های مکانیکی طراحی شده با یک برنامه کامپیوتری با نیروی اندازه‌گیری شده به طور تجربی و با استفاده از گیج، به منظور بررسی راهکاری جهت تعیین میزان فعال‌سازی لازم برای رسیدن به نیروی بهینه بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی- آزمایشگاهی، ابتدا فرمولاسیون نیروی حاصل از فنر کانین رترکتور با استفاده ازعلم مکانیک به دست آمد. جهت تأیید صحت فرمولاسیون به وسیله مقایسه نتایج حاصل از فرمولاسیون و نیروسنج، ۵۰ عدد فنر کانین رترکتور که تعداد آن‌ها از طریق مطالعه بر روی یک گروه پایلوت مشخص شده بود برای این مطالعه در نظر گرفته شد. فنرها از سیم استینلس استیل با قطر، طول بازو، تعداد و قطر متفاوت هلیکس و فعال‌سازی متفاوت ساخته شدند. نتایج حاصل از فرمولاسیون و نیرو سنج مورد مقایسه قرار گرفت. از آزمون Paired-t برای مقایسه، تجزیه و تحلیل نتایج استفاده شد ($\alpha = ۰/۰۵$).

یافته‌ها: اختلاف موجود بین اندازه‌گیری‌های انجام شده توسط نیروسنج (میانگین = ۶۵ گرم) و مقادیر به دست آمده از فرمولاسیون (میانگین = ۶۵/۸۸ گرم)، ۰/۸۸۴۲ گرم و این میزان از لحاظ آماری معنی‌دار بود (p value = ۰/۰۰۳).

نتیجه‌گیری: با توجه به محدودیت‌های این پژوهش، به نظر می‌رسد استفاده از فرمولاسیون به دست آمده جهت تعیین میزان فعال‌سازی فنرها بلامانع بوده و نرم‌افزار طراحی و ساخته شده برای این کار استفاده از فرمولاسیون را تسهیل می‌نماید. با وجود تفاوت معنی‌دار آماری دو روش، این تفاوت از لحاظ کلینیکی معنی‌دار نیست.

کلید واژه‌ها: نرم‌افزار، اپلاینس‌های ارتودنسی، سیستم نیرو.

* دستیار تخصصی، گروه ارتودنسی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی خوراسگان، اصفهان، ایران. (مؤلف مسؤول)
teimoori.fatemeh@yahoo.com

۱: استادیار، گروه ارتودنسی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی خوراسگان، اصفهان، ایران.

۲: دندان‌پزشک، اصفهان، ایران.

این مقاله در تاریخ ۹۰/۶/۱۳ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۹۰/۷/۴ اصلاح شده و در تاریخ ۹۰/۷/۱۹ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان ۱۳۹۰؛ ویژه نامه ۷(۵)؛ ۴۶۰ تا ۴۶۶

مقدمه

در ارتودنسی ایده‌آل آن است که بتوان بزرگی نیروهای ایجاد شده توسط دستگاه‌های ارتودنسی را به طور دقیق اندازه‌گیری کرد. مقدار نیروی تولید شده توسط اپلاینس‌ها فقط برای تعداد اندکی از طرح‌های اپلاینسی گزارش شده است؛ در حالی‌که آگاهی از سطح نیروی اپلاینس‌ها گامی مهم در جهت اعمال نیروی بهینه می‌باشد. اعمال نیروهای فراتر از حد بهینه منجر به عوارضی چون طولانی شدن زمان درمان، عدم رسیدن به اهداف درمانی، تحلیل ریشه، آسیب به استخوان آلوئول و لیگامان پریودنتال خواهد شد[۱].

طیف نیروی بهینه برای انواع حرکات اکستروژن، تیپینگ و روتیشن، حدود ۶۰-۳۵ گرم می‌باشد[۲]. سیستم نیروی وارد توسط فنر ارتودنسی به خصوصیات داخلی و خارجی سیم مورد استفاده بستگی دارد. خصوصیات داخلی جزء کیفیت ذاتی سیم می‌باشند. این خصوصیات توسط ترکیب ماده در سطح مولکولی تعیین می‌شوند (مانند ضریب کشسانی). خصوصیات خارجی، جنبه‌های ماکروسکوپی ماده، مانند قطر و طول سیم می‌باشد. این جنبه را ارتودنتیست می‌تواند تعیین کند[۱]. لذا جهت تولید نیروی بهینه توسط فنر بایستی ترکیب مناسبی از مشخصه‌های یاد شده به کار گرفته شود. از مدت‌ها پیش اقدامات زیادی جهت ابداع روش‌هایی برای تعیین میزان نیروی ایجاد شده توسط فنرهای ارتودنسی صورت گرفته است. Mazza و Mazza[۳] نرم‌افزاری برای اندازه‌گیری دقیق نیروی فنرهای مورد استفاده در تکنیک Segmented arch طراحی کردند. صفوی و امامی[۴] برای بررسی میزان نیروی وارده توسط چند نوع فنر ارتودنسی از علم مکانیک بهره گرفتند و نتایج خود را اعلام کردند.

Viecilli[۵] با کاربرد نرم‌افزار طراحی لوپ (dhal orthodontic software, Athens, Greece) به طراحی لوپی ایده‌آل برای بستن فضا و بررسی اثر زوایای مختلف واحد قدامی بر تغییرات نیروی آن پرداخت.

Martins و همکاران[۶] تلاش کردند با استفاده از یک برنامه نرم‌افزاری طراحی لوپ، دقت تعیین میزان نیروی تولید شده توسط Preactivated titanium T-loop springs را به حداکثر برسانند.

Martins و همکاران[۷] در مطالعه دیگری با استفاده از برنامه نرم‌افزاری طراحی لوپ که از قبل طراحی گردیده بود به مقایسه اثر اعمال انحنا و خم‌های v شکل در فنرهای تیتانیومی مورد استفاده در ارتودنسی ثابت پرداختند.

به نظر می‌رسد تاکنون در مورد فنر کانین رترکتور که جزء فنرهای مورد استفاده در ارتودنسی متحرک است مطالعه‌ای صورت نگرفته و در حال حاضر تعیین میزان فعال‌سازی آن بیش از آن‌که بر پایه علم مکانیک صورت گیرد بر اساس تجارب شخصی دندان‌پزشک صورت می‌گیرد. لذا در این مطالعه نیروی محاسبه شده از طریق فرمول‌های مکانیکی (که با یک برنامه کامپیوتری طراحی شده به این منظور انجام می‌شود) با نیروی اندازه‌گیری شده به طور تجربی (با استفاده از گیج) از نظر آماری مقایسه شده و میزان کارایی این نرم‌افزار در تعیین سریع‌تر نیروی حاصل از فنر کانین رترکتور مورد ارزیابی قرار گرفت.

مواد و روش‌ها

فنرهای کانین رترکتور از نظر علم مکانیک جزء فنرهای پیچشی مارپیچی به حساب می‌آیند. فنرهای پیچشی مارپیچی همان‌گونه که از نام آن‌ها پیدا است برای اعمال گشتاور به کار می‌روند که این عمل در حین تغییر شکل دورانی آن‌ها حول محور مربوطه صورت می‌گیرد[۸]. چند مشخصه فنرهای پیچشی مارپیچی و نکاتی در مورد طراحی و تحلیل آن‌ها در زیر می‌آید:

با افزایش بار روی فنر پیچشی، مطابق روابط زیر، قطر متوسط لوپ کاهش و طول بازوی آن‌ها افزایش می‌یابد.

Equation 1:[۸]

$$D_m = \frac{D\,Na}{Na+\theta} \qquad N_a = N_b + \frac{L_1+L_2}{2\pi D}$$

$$L = d(Na+1+\theta) \qquad \theta = \frac{\theta'}{180}$$

که در این رابطه D_m قطر متوسط لوپ پس از فعال‌سازی، D قطر متوسط لوپ در حالت آزاد، N_a تعداد حلقه‌ها پس از فعال‌سازی، N_b تعداد دورهای لوپ، θ' میزان فعال‌سازی بر حسب دور و θ میزان فعال‌سازی بر حسب درجه و d قطر سیم به کار رفته در ساخت فنر می‌باشند.

تعداد حلقه‌ها پس از فعال‌سازی یعنی N_a از مجموع تعداد دورهای لوپ به نام N_b موجود در بدنه فنر و اثر بازوها که آن‌ها

نیز تحت خمش هستند، تشکیل می‌گردد. اگر اثر بازوها را که طول آن‌ها L_1 و L_2 می‌باشد N_e بنامیم خواهیم داشت:

Equation 2:[۸]

$$Na = Nb + Ne$$

$$Ne = \frac{L_1 + L_2}{2\pi D}$$

$$Na = Nb + \frac{L_1 + L_2}{2\pi D}$$

در یک فنر پیچشی ثابت فنر (K) از نسبت گشتاور خمش (M) به زاویه θ به دست می‌آید پس:

Equation 3:[۸]

$$K = \frac{M}{\theta} = \frac{Ed^4}{10.2 D\, Na}$$

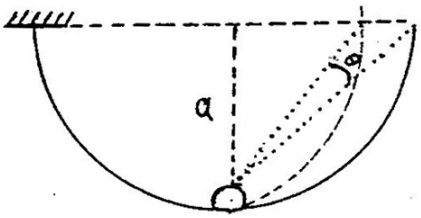
در این فرمول E، ضریب فنریت سیم به کار برده شده در فنر می‌باشد.

محاسبه نیروی فنر

۱- فنر کانین رترکتور با لوپ داخلی:

با توجه به این‌که مقدار گشتاور برابر است با نیروی وارده ضرب در فاصله عمودی تا امتداد اثر نیرو در نتیجه خواهیم داشت: (شکل ۱)

$$M = F\,(a + Dm)$$



شکل ۱. طرح شماتیک فنر با لوپ داخلی

(a + Dm) عبارت است از فاصله عمودی تا امتداد اثر نیرو که در حالت فعال فنر محاسبه می‌شود.

مقدار نیرو با توجه به روابط فوق عبارت است از:

Equation 4:[۸]

$$F = \frac{Ed^4\theta}{10.2 D\,(a+Dm)\left(Nb+\frac{L_1+L_2}{2\pi D}\right)}$$

و یا به صورت ساده‌تر:

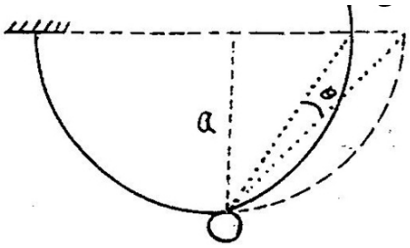
F بر حسب گرم و E بر حسب N/m^2 می‌باشد.

$$F = \frac{Ed^4\theta}{10.2 D\,(a+Dm)}$$

۱- فنر کانین رترکتور با لوپ خارجی:

مقدار گشتاور برابر است با نیروی وارده ضرب در فاصله عمودی تا امتداد اثر نیرو، در نتیجه خواهیم داشت: (شکل ۲)

$$M = F\,(a + D - Dm)$$



شکل ۲. طرح شماتیک فنر با لوپ خارجی

عبارت (D – Dm) به این علت به فاصله عمودی اضافه شده است که در اثر اعمال نیرو قطر لوپ کاهش یافته و بر فاصله عمودی افزوده می‌شود.

مقدار نیرو با توجه به روابط فوق عبارت است از:

$$F = \frac{Ed^4\theta}{10.2 D\,(a+D-Dm)\left(Nb+\frac{L_1+L_2}{2\pi D}\right)}$$

و یا به عبارت ساده‌تر مساوی است با:

F بر حسب گرم و E بر حسب N/m^2 می‌باشد.

$$F = \frac{Ed^4\theta}{10.2 Dn_a\,(a+D-Dm)}$$

در این پژوهش تجربی- آزمایشگاهی پس از به دست آوردن فرمولاسیون نیرو و مشاوره با کارشناس آمار ۱۵ عدد فنر جهت پیش‌آزمون مورد آزمون قرار گرفت. بعد از مقایسه نتایج حاصل از فرمولاسیون و نیروسنج و محاسبات آماری، تعداد نمونه مورد نیاز ۴۷ عدد تعیین شد. در این مطالعه ۵۰ عدد فنر تحت آزمون قرار گرفت. فنرها از سیم استینلس استیل (Dentaurum, Hard spring, Germany) (۲۵ عدد با لوپ داخلی و ۲۵ عدد با لوپ خارجی) با ژئومتری‌های تصادفی (با تنوعاتی در مجموع طول بازوها، تعداد دورها و قطر متوسط لوپ، قطر سیم و فاصله عمودی تا امتداد اثر نیرو) ساخته شدند (جدول ۱).

جدول ۱. مشخصات فنرهای مورد آزمون (Nb بر حسب دور و بقیه متغیرها بر حسب میلی‌متر می‌باشند) و نتایج نیروی به دست آمده از فرمولاسیون و نیروسنج

شماره فنر	نوع loop	L1 + L2	Nb	D	d	a	Θ	نیروی حاصل از نیروسنج	نیروی حاصل از فرمولاسیون
۱	داخلی	۴۳	۱/۲۵	۳/۶۵	۰/۷	۱۷	۱۰	۶۰	۶۹/۷۹
۲	داخلی	۴۴	۲/۲۵	۳/۸	۰/۹	۱۶	۷	۹۰	۸۹/۴
۳	خارجی	۴۶	۰/۷۵	۲/۶۵	۰/۵	۲۱	۴۰	۵۸	۶۱/۲۸
۴	خارجی	۴۶	۱/۷۵	۴/۹۵	۱	۲۱	۵	۸۸	۸۶/۳۶
۵	داخلی	۴۲	۱/۲۵	۵/۲	۱	۲۰	۵	۹۱	۸۹/۱۹
۶	داخلی	۵۲	۲/۲۵	۳/۱	۰/۶	۱۹	۳۵	۶۷	۶۹/۹۱
۷	خارجی	۵۲	۰/۷۵	۳/۳	۰/۷	۲۱	۸	۷۰	۶۹/۰۱
۸	خارجی	۵۰	۱/۷۵	۴/۳	۰/۹	۲۰	۵	۶۱	۶۲/۸۱
۹	داخلی	۴۹	۱/۲۴	۳/۹	۰/۵	۱۷	۴۰	۶۰	۵۸/۸۵
۱۰	خارجی	۵۸	۲/۷۵	۳/۵	۰/۶	۲۴	۴۰	۶۵	۶۷/۹
۱۱	داخلی	۴۳	۱/۲۵	۲/۵	۰/۵	۱۸	۳۱	۵۷	۶۰/۶۱
۱۲	داخلی	۵۰	۲/۲۵	۱/۵	۰/۶	۱۹	۳۵	۶۳	۶۱/۸۵
۱۳	داخلی	۴۸	۲/۲۵	۵	۰/۵	۱۸	۶۱	۵۱	۵۰
۱۴	داخلی	۴۶	۱/۲۵	۳/۵	۰/۷	۱۸	۱۱	۶۳	۶۵/۴
۱۵	داخلی	۴۰	۱/۲۵	۳/۲۵	۰/۶	۱۶	۱۷	۶۵	۶۷/۹۷
۱۶	خارجی	۴۳	۰/۷۵	۳/۶۳	۰/۵	۱۷	۴۰	۶۷	۶۵/۵۵
۱۷	خارجی	۴۳	۰/۷۵	۳	۵	۱۷	۲۳	۵۹	۶۰/۷۵
۱۸	خارجی	۴۹	۰/۷۵	۴.۴	۰/۶	۲۱	۱۷	۵۹	۶۰/۴۱
۱۹	خارجی	۳۷	۱/۷۵	۲/۹۵	۰/۶	۱۵	۱۳	۶۱	۶۰/۶۴
۲۰	خارجی	۴۲	۱/۷۵	۳/۴	۰/۷	۱۷	۹	۶۰	۵۹/۹۸
۲۱	داخلی	۴۴	۲/۲۵	۳/۷۵	۰/۷	۱۹	۱۶	۶۲	۶۳/۵
۲۲	داخلی	۴۵	۱/۲۵	۲/۸۵	۰/۷	۱۹	۱۶	۶۶	۶۳/۹
۲۳	داخلی	۵۳	۱/۲۵	۳/۵	۰/۷	۲۳	۱۵	۶۸	۶۳/۹۸
۲۴	خارجی	۴۹	۱/۷۵	۴	۰/۷	۲۰	۱۳	۶۳	۶۳/۲۷
۲۵	خارجی	۴۴	۰/۷۵	۱/۳	۰/۷	۲۱	۸	۶۵	۶۳/۲۳
۲۶	خارجی	۴۹	۰/۷۵	۴/۷	۰/۵	۱۹	۳۰	۵۲	۵۵/۵
۲۷	خارجی	۵۶	۱/۲۵	۳/۸۵	۰/۵	۲۱	۴۵	۵۰	۲۵/۱
۲۸	داخلی	۴۷	۲/۲۵	۳	۰/۶	۱۶	۲۲	۶۱	۶۳/۰۴
۲۹	داخلی	۵۰	۳/۲۵	۳/۲۵	۰/۶	۱۹	۳۰	۵۰	۲۵/۹۷
۳۰	داخلی	۴۹	۱/۲۵	۳/۲۵	۰/۵	۲۰	۴۰	۵۵	۵۷/۴
۳۱	خارجی	۴۲	۰/۷۵	۲/۲۷	۰/۵	۱۹	۲۵	۶۰	۶۱/۷۹
۳۲	خارجی	۶۱	۱/۷۵	۳/۵	۰/۵	۲۶	۵۵	۵۲	۵۱/۳۳
۳۳	خارجی	۵۶	۲/۷۵	۳	۰/۶	۲۳	۳۰	۵۵	۵۸/۴۵
۳۴	خارجی	۴۲	۰/۷۵	۳/۱	۰/۶	۱۷	۱۱	۶۲	۶۰/۶۷
۳۵	داخلی	۵۰	۱/۲۵	۳/۵	۰/۷	۲۱	۱۳	۶۵	۶۰/۸۵
۳۶	داخلی	۴۸	۲/۲۵	۲/۳	۰/۶	۱۷	۲۵	۶۲	۶۴/۳۵
۳۷	خارجی	۴۵	۰/۷۵	۳/۸	۰/۹	۱۹	۵	۱۰۷	۱۱۱/۲۲
۳۸	داخلی	۴۹	۱/۲۵	۳	۰/۸	۱۸	۶	۶۱	۶۴/۳۷
۳۹	خارجی	۴۷	۲/۷۵	۳/۲	۰/۶	۲۰	۲۵	۶۰	۵۷/۶۴
۴۰	خارجی	۴۴	۳/۷۵	۳/۱	۰/۸	۲۱	۱۰	۵۰	۵۱/۳۴

جدول ۱. مشخصات فنرهای مورد آزمون (Nb بر حسب دور و بقیه متغیرها بر حسب میلی‌متر می‌باشند) و نتایج نیروی به دست آمده از فرمولاسیون و نیروسنج (ادامه)

شماره فنر	نوع loop	L1 + L2	Nb	D	d	a	Θ	نیروی حاصل از نیروسنج	نیروی حاصل از فرمولاسیون
۴۱	خارجی	۴۳	۰/۷۵	۴/۵	۰/۶	۲۰	۱۵	۵۸	۵۹/۹۲
۴۲	خارجی	۴۵	۱/۷۵	۴/۱	۰/۷	۱۸	۱۲	۶۴	۶۵/۷۱
۴۳	داخلی	۴۷	۳/۲۵	۳/۱	۰/۹	۱۷	۶	۶۳	۶۳/۹۹
۴۴	داخلی	۵۱	۱/۲۵	۳/۳	۰/۹	۱۹	۵	۷۳	۷۵/۹۲
۴۵	داخلی	۴۴	۲/۲۵	۳/۵	۰/۷	۲۰	۱۵	۶۲	۶۰/۱۹
۴۶	خارجی	۴۸	۰/۷۵	۴/۲	۰/۶	۲۱	۱۵	۶۱	۶۵/۹۵
۴۷	داخلی	۴۶	۳/۲۵	۲/۳۷	۰/۹	۱۹	۶	۶۶	۶۴/۸۱
۴۸	خارجی	۴۷	۰/۷۵	۳	۱	۱۷	۵	۸۹	۸۹.۵
۴۹	داخلی	۴۴	۲/۲۵	۳/۳	۱	۲۱	۵	۱۱۴	۱۱۵.۱۷
۵۰	داخلی	۵۱	۱/۲۵	۴/۱	۰/۸	۱۸	۷	۵۹	۶۰.۶۴

در این مرحله، به علت آن‌که محاسبه نیروی این فنرها از طریق فرمولاسیون وقت‌گیر بود و همچنین جهت افزایش دقت مطالعه، نرم‌افزاری طراحی شد که با ارایه مشخصات فنرها و میزان فعال‌سازی، نیروی حاصل شده را محاسبه می‌نمود. پس از طراحی نرم‌افزار کامپیوتری نیروی حاصل شده از فنرهای مورد مطالعه با مقادیر مشخص فعال‌سازی به وسیله این نرم‌افزار و سپس نیروسنج (Correx, Dentaurum, Ispringen Germany) اندازه‌گیری و مقادیر آن‌ها ثبت شد. از آزمون Paired-t برای تجزیه و تحلیل نتایج استفاده گردید.

یافته‌ها

با استفاده از نیروسنج و فرمولاسیون، نیروی فنرها به دست آمده و مطابق جدول ۲ ثبت شدند. آزمون Paired-t نشان داد با وجود این‌که اختلاف موجود بین اندازه‌های به دست آمده از نیروسنج (۶۵ = میانگین) و مقادیر به دست آمده از فرمولاسیون (۶۵/۸۸ = میانگین) ناچیز است اما از لحاظ آماری معنی‌دار می‌باشد (p value = ۰/۰۰۳).

بحث

نظر به معنی‌دار بودن اختلاف اندازه‌های به دست آمده از نیروسنج و مقادیر به دست آمده از فرمولاسیون، به نظر می‌رسد شاید نتوان از فرمولاسیون به دست آمده جهت تعیین میزان نیروی حاصل از فنر بهره برد. اما باید به این نکته توجه نمود که اختلاف آماری و اختلاف کلینیکی یکسان نمی‌باشد. لذا در تفسیر داده‌های موجود بایستی اهمیت کلینیکی موضوع مورد توجه قرار گیرد. همان‌طور که ذکر گردید طیف نیروی بهینه برای بیشتر حرکات دندانی ۶۰-۳۵ گرم است. این در حالی است که اختلاف بین میانگین این دو گروه از نتایج ۰/۸۸۴۲ گرم می‌باشد که این میزان نیرو هیچ تأثیری در نتیجه کلینیکی فنر کانین رترکتوری که میزان فعال‌سازی آن از طریق فرمولاسیون به دست آمده، نخواهد داشت. بنابراین استفاده از فرمولاسیون ارایه شده جهت تعیین میزان فعال‌سازی فنر، امکان طراحی آن‌ها را به صورتی که نیرویی در محدوده بهینه جهت حرکات دندانی اعمال نمایند فراهم می‌سازد.

اختلافات بین نتایج حاصل از نیروسنج و فرمولاسیون با وجود آن‌که بسیار ناچیز بودند اما می‌تواند ناشی از عواملی چون عدم کاربرد روش‌های دقیق اندازه‌گیری مانند تکنیک اجزای محدود (Finite element)، خطای آزمون‌گر و ... باشد. همچنین قابل ذکر است که اختلاف نتایج حاصل از نیروسنج و فرمولاسیون ممکن است به علت اعوجاج خفیفی باشد که هنگام فعال‌سازی و اعمال نیروی فنرها، مخصوصاً در آن‌هایی که از طراحی ظریفی برخوردار بودند رخ داده باشد. علاوه بر این جهت طراحی یک فنر کانین رترکتور مناسب، فاکتورهای آناتومیک ناحیه مورد درمان از قبیل عمق وستیبول و فاصله بین بازوی اعمال کننده نیرو و بازوی تکیه‌گاه (انکوریج) که عرض فنر را برای ما مشخص می‌سازد را باید مد نظر داشت و دیگر مشخصات فنر را با توجه به نیروی مورد نیاز و با استفاده از فرمولاسیون ارایه شده تعیین نمود. Nanda[۹] جهت تعیین

تغییرات M/F با تغییرمشخصات لوپ‌های عمودی دارای هلیکس فرمولی ارایه داد. فرمول ارایه شده جهت تعیین میزان M/F لوپ‌های عمودی دارای هلیکس بوده و برای فنر کانین رترکتور قابل استفاده نمی‌باشد.

در تحقیقی مشابه پژوهش حاضر که توسط صفوی و امامی[۴] صورت گرفت فرمولاسیونی جهت تعیین نیروی حاصل از فنرهای مختلف (Z-spring, fingerspring, 8-spring) ارایه شد. البته صحت فرمولاسیون به دست آمده از طریق ایشان مورد بررسی قرار نگرفت. نتایج بررسی فنرها از طریق فرمولاسیون به دست آمده و با ثابت در نظر گرفتن بعضی متغیرها اعلام شد، بنابراین تعمیم‌پذیری نتایج ارایه شده در مورد فنرهای مشابه مورد سؤال می‌باشد.

در یک مطالعه در بررسی قابلیت اعتماد نرم‌افزار طراحی شده به منظور تعیین نیروی حاصل از لوپ‌های مورد استفاده در آرچ وایر پیوسته نتیجه‌گیری شد که کاربرد نرم‌افزار یاد شده برای اهداف بالینی دقت مطلوبی داشته و قابل اعتماد است[۳].

Martins و همکاران[۶] در مطالعه خود برای بهینه‌سازی نیروی تولید شده توسط Preactivated titanium T-loop springs از یک نرم‌افزار طراحی لوپ (dhal, Athens greece) استفاده کردند و اثرات تغییر خصوصیات مختلف لوپ بر نیرو و گشتاور تولید شده توسط آن را مورد بررسی قرار دادند. نرم‌افزار یاد شده قادر به ارزیابی فنرهای موجود و نیز طراحی فنرهای مورد نیاز می‌باشد. در این مطالعه قابلیت کاربرد این نرم‌افزار برای فنرهای T لوپ تیتانیومی از پیش فعال شده تشریح شده است.

در نهایت، جهت استفاده کلینیکی از فرمولاسیون به دست آمده و با توجه به این‌که تعیین میزان فعال‌سازی بر حسب درجه تا حدودی دشوار می‌باشد با کمک علم ریاضی میزان فعال‌سازی بر حسب میلی‌متر محاسبه و طبق آن نرم‌افزاری طراحی شد که میزان دقیق فعال‌سازی را با توجه به مشخصات فنر کانین رترکتور و نیروی مطلوب مورد نظر ارایه دهد.

نتیجه‌گیری

استفاده از فرمولاسیون به دست آمده جهت تعیین میزان فعال‌سازی فنرهای کانین رترکتور با کمک نرم‌افزار طراحی و ساخته شده برای این کار قابل اعتماد بوده و کاربرد بالینی این فنرها را ساده‌تر می‌نماید. پیشنهاد می‌شود در مطالعات مشابه آینده، به جای کاربرد نیروسنج از روش‌های دقیق‌تر همچون Finite element استفاده شود، ضمن این‌که انجام مطالعات مشابه در کلینیک، یعنی مقایسه کلینیکی دقت فعال‌سازی فنرهای مختلف با کمک نرم‌افزار و روش‌های سنتی و نیز انجام مطالعات مشابه بر روی سایر اپلاینس‌های متحرک و ثابت ارتودنسی مفید خواهد بود.

References

1. Nanda R. Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics. 2nd ed. New York: Elsevier Health Sciences; 2005. p. 10, 200.
2. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. 4th ed. New York: Mosby Elsevier; 2007. p. 304.
3. Mazza D, Mazza M. Specialized spring design in segmented edgewise orthodontics: further verification of dedicated software. Angle Orthod 2000; 70(1): 52-62.
4. Safavi MR, Emami A. Determination of activation of orthodontic spring in removable appliances. Shaheed Beheshti University of Dental Journal 2002; 20(3): 9.
5. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 129(1): 48-53.
6. Martins RP, Buschang PH, Martins LP, Gandini LG, Jr. Optimizing the design of preactivated titanium T-loop springs with Loop software. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008; 134(1): 161-6.
7. Martins RP, Buschang PH, Viecilli R, dos Santos-Pinto A. Curvature versus v-bends in a group B titanium T-loop spring. Angle Orthod 2008; 78(3): 517-23.
8. Mott RL. The elements of mechanical design. 3rd ed. New Jersey: Prentice Hall; 2000. p. 333.
9. Nanda R. Biomechanics in clinical orthodontics. 1st ed. Philadelphia: Saunders; 1996. p. 135-7.

Evaluation of the accuracy of determining optimal activation force of canine retractor springs by software

Masood Feizbakhsh, Parviz Roshanzamir, Fatemeh Teimoori*

Abstract

Introduction: *The ability to accurately measure forces produced by orthodontic appliances during orthodontic treatment is desirable. The aim of the present study was to compare forces measured by mechanical formulae designed with a software program and those experimentally measured by a dynamometer to find a scientific way to determine the exact amount of activation needed for applying a force within the optimum range.*
Materials and Methods: *In this in vitro study, at first the formulation of force applied by canine retractor spring was determined with the aid of mechanical sciences. To confirm the accuracy of the formulation, 50 springs made of different wire diameters, working arm lengths, different number and diameters of helices and with different designs, the number of which had been determined by a pilot group, were examined and the results obtained from the formulation and dynamometer were compared. Paired t-test was used for statistical analysis (α = 0.05).*
Results: *The difference between the measurements made by the dynamometer (mean = 65) and those determined by the formulation (mean = 65.88) was 0.8842 gr, which was statistically significant (p value = 0.003).*
Conclusion: *Under the limitations of the present study, it appears formulations can be used to determine the amount of spring activation and the software designed for such a purpose facilitates the use of the formulation.*

Key words: *Force system, Orthodontic appliances, Software.*

Received: 4 Sep, 2011 **Accepted:** 11 Oct, 2011

Address: Postgraduate Student, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Khorasgan Branch, Islamic Azad University, Isfahan, Iran.
Email: teimoori.fatemeh@yahoo.com

Journal of Isfahan Dental School 2012; Special Issue 7 (5): 460-466.