DOI: 10.22041/ijbme.2005.13526

Mathematical Modeling of Frictional Force between Ligature and Orthodontic Wire

J. Rezaeepazhand [1*], S. M. Chavoshi [2]

[1] Department of Mechanical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad
[2] Department of Orthodontics, Rafsenjan University of Medical Sciences

Received 24 November 2003; received in revised form 1 February 2005; accepted 7 February 2005

Abstract

The main objective of this study is to present a mathematical model for frictional forces in orthodontic tooth movements. In order to produce lighter and more efficient sliding movement, good estimation of frictional forces must be determined. For the purpose of analysis, a typical bracket with a circular cross section arch wire is considered with a view to examine the effect of ligation technique (shape), geometry and properties of ligature, and arch wire on the friction forces between ligature and arch wire. Both uniform and non-uniform distributions of contact forces are considered. The result presented herein indicated that, for circular orthodontic arch wires, friction force between ligature and wire is proportional to tensile force in elastomeric ligature. This force is depended on the shape of ligation, material properties and geometries of wire, bracket and ligature.

Keywords: Ligature; Friction force; Mathematical models; Circular orthodontic wire; Tooth movement

* **Corresponding author**
Address: *Department of Mechanical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, P.O. Box 91777948944-1111, Mashhad, I.R.Iran*
Tel: *+98 511 8815100*
E- mail: *jrezaeep@ferdowsi.um.ac.ir*

© Copyright 2005 ISBME, http://www.ijbme.org

DOI: 10.22041/ijbme.2005.13526

مدلسازی ریاضی نیروی اصطکاک بین لیگاچور و سیم ارتودنسی

جلیل رضایی پژند*[۱]، سید محمد چاووشی[۲]

[۱] دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده مهندسی، گروه مکانیک

[۲]دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، دانشکده دندانپزشکی، بخش ارتودنسی

تاریخ ثبت اولیه: ۱۳۸۲/۹/۳، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۳/۱۱/۱۳، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۳۸۳/۱۱/۱۹

چکیده

هدف از این مطالعه, دستیابی به یک مـدل ریاضی برای محاسبه نیروی بین سیم و لیگاچور الاستومری در حرکت لغزشی دندان است. بـا استفاده از ایـن مـدل ریـاضی می‌توان اصطکاک را از زوایای مختلف, از نقطه نظر کیفی و کمی تحلیل نمود. در اثر کشش لیگاچور، نیروي فشاری بین سطـوح تمـاس لیگاچور و سیم ارتودنسی ایجاد می‌شود, از این رو, هنگام حـرکت دندان، نیروی اصطکاک بین ایـن سطـوح ایجـاد می‌گردد. در این بررسی, آن قسمت از نیـروی اصطکاک که در سطوح تماس سیم و لیگاچور ایجاد می‌شود مـورد توجه قرار گرفته است. مابین نیـروی کششی لیگاچـور و نیروی اصطکاک بین لیگاچـور و سیم و هم چنین سیم و براکت, رابطه مستقیم وجود دارد. از این مـدل می‌توان رابطـه بین نیروی اصطکاک با جنس، ضریب کشسانی، ابعاد و تغییر طول لیگاچور و نیز ابعاد براکت، قطر و جنس سیم ارتودنسی را مشخص نمود.

واژه های کلیدی: نیروی اصطکاک؛ لیگاچور؛ سیم ارتودنسی؛ مدل ریاضی؛ حرکت دندان

* عهده دار مکاتبات

نشانی: مشهد، دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده مهندسی، گروه مکانیک

تلفن: ۰۵۱۱-۸۸۱۵۱۰۰، صندوق پستی: ۱۱۱۱-۹۱۷۷۹۴۸۹۴۴، پیام نگار: jrezaeep@ferdowsi.um.ac.ir

© Copyright 2005 ISBME, http://www.ijbme.org

۱- مقدمه

در بسیاری از موارد، درمان ارتودنسی مبتنی بر کشیدن دندان و سپس بستن فضا می‌باشد. بستن فضا به روش لغزشی معمولاً کاربردی‌تر بوده و از تکنیک ساده‌تری (نسبت به روش غیرلغزشی) برخوردار است، اما از طرف دیگر, وجود اصطکاک در این روش, یک نقطه ضعف بزرگ به حساب می‌آید. اصطکاک می‌تواند باعث از دست رفتن انکوریج[1] شود، سلامت دندان و پریودنشیوم را به خطر بیندازد، باعث کج شدن دندان لغزنده شود و دوره درمان را طولانی تر کند. برای غلبه بر اصطکاک، نیروی بیشتری باید به دندان وارد نمود و همین امر, زمینه را برای بروز خطرات فوق فراهم می‌کند, بنابراین از مدت ها قبل، تحقیقات تجربی جهت ارزیابی اثر عوامل مختلف بر اصطکاک, مورد توجه بسیاری از پژوهشگران واقع شده است.

Riley، در مورد نحوه بستن[2] اعتقاد دارد لیگاچورهای فلزی در مقایسه با انواع الاستومری معمولاً اصطکاک کمتری ایجاد می کند [۱]. Tidy، مطلق نگری در این مسأله را مردود دانسته و معتقد است مقدار نیروی فشارنده در لیگاچور فلزی به دست پزشک بستگی دارد و می‌تواند از صفر تا فوق‌العاده زیاد تغییر کند [۲]. Berger، عقیده دارد در شرایط یکسان، میزان اصطکاک در حالت بستن خودکار[3], به طور کلی, کمتر از لیگاچورهای فولادی و الاستومری است [۳]. نظر Bender به جز در مواقعی که از سیم شماره ۱۴ (۰/۰۱۴ اینچی) استفاده می شود، کاملاً مخالف با Berger است [۴]. Sims، در مورد اثر نحوه بستن بر اصطکاک نشان داد اگر نحوه محکم کردن در لیگاچورهای الاستومری به شکل 8 (دو حلقه ای) باشد نیروی اصطکاک ۷۰% تا ۲۲۰% بیشتر از کاربرد معمولی (تک حلقه ای یا دایره ای) این لیگاچور می‌باشد [۵]. به اعتقاد Edwards، بین اصطکاک لیگاچور الاستومری که به شکل 8 قرار می‌گیرد و لیگاچورهای فولادی تفاوت قابل ملاحظه‌ای وجود ندارد و لیگاچورهای با پوشش تفلون همواره کمترین اصطکاک را دارند [۶]. Meling با بررسی اثر اصطکاک در مرحله اول درمان ارتودنسی توصیه نمود برای کاهش این اثرات باید توجه بیشتری به مسأله نحوه بستن مبذول داشت [۷].

تقریباً تمام تحقیقاتی انجام شده در مورد اثر اصطکاک در درمان ارتودنسی به روش تجربی بوده است. در تحقیق حاضر, هدف دستیابی به یک مدل ریاضی است که بتواند اصطکاک بین براکت و لیگاچور را در حین لغزش دندان, با دقت خوبی محاسبه کند. بدیهی است سایر جنبه‌های اصطکاک احتیاج به مطالعات جداگانه‌ای دارد. این مدل‌ها, نه تنها دارای ارزش کلینیکی هستند بلکه لزوم تحقیقات تجربی را در آینده کاهش می‌دهند. با استفاده از این مدل‌ها می‌توان طرح‌های جدیدی از براکت سیم و لیگاچور با خصوصیات لغزشی بهتر ارائه داد.

۲- روش

به منظور مطالعه سیستم‌های موجود در طبیعت معمولاً از روش‌های تجربی، تحلیلی و در سال‌های اخیر, از روش‌های عددی و/یا ترکیبی از این روش‌ها استفاده می‌شود. با توجه به محدودیت ذاتی روش های تجربی از نظر هزینه و زمان و هم چنین روش های عددی، ارائه یک مدل ریاضی ساده و در عین حال دقیق, کمک شایانی به تخمین دقیق‌تر نیروی اصطکاک در درمان ارتودنسی خواهد داشت.

در این روش, ابتدا یک مدل سادهٔ فیزیکی- هندسی بر اساس اصول مکانیک ارائه می‌شود. سپس با استفاده از این مدل, تأثیر پارامترهای مختلف بر میزان نیروی اصطکاک بررسی خواهد شد. مؤثرترین عامل در ایجاد اصطکاک, نیروی عمود وارد بر سطح یا نیرویی می‌باشد که دو جسم را به هم می‌فشارد. در نتیجه در این تحقیق، نیروی لیگاچور بر سیم به عنوان عامل اصلی ایجاد نیروی اصطکاک در براکت‌های معمولی [۸] مورد توجه قرار گرفته است. این نیرو در لیگاچورهای فلزی غیرقابل پیش‌بینی است اما در انواع الاستومری، مشخص و از نظر ریاضی قابل تحلیل است. پس از تحلیل رفتار لیگاچور، رابطهٔ این نیرو با نیروی کشش لیگاچور مشخص می‌گردد. نیروی کشش با مقدار تنش نسبت مستقیم دارد و تنش نیز با در دست داشتن ضرایب کشسانی و کرنش لیگاچور قابل محاسبه خواهد بود. بنابراین

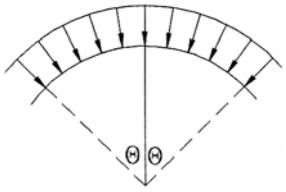
[1]Anchorage [2]Ligation [3]Self ligation

© Copyright 2005 ISBME, http://www.ijbme.org

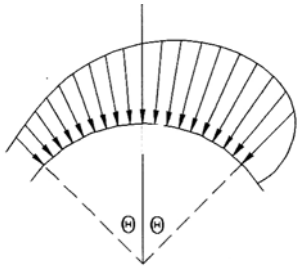
ابتدا با محاسبهٔ کرنش، تنش به دست می‌آید و با بدست آمدن تنش و معلوم بودن سطح مقطع لیگاچور، نیروی کشش متوسط لیگاچور محاسبه می‌شود. با قرار دادن این نیرو در رابطه مربوط به نیروی لیگاچور می‌توان مقدار عددی نیروی لیگاچور در سطح تماس را به دست آورد. با مشخص شدن نیروی تماسی و ضریب اصطکاک بین سیم و لیگاچور، نیروی اصطکاک قابل محاسبه می‌گردد. با توجه به تشابه مدل ارائه شده برای سیم‌های گرد و چهارگوش [۹]، در این مقاله رفتار سیستم براکت با سیم های گرد بررسی شده است.

۲-۱- سیم با سطح مقطع دایره‌ای

در اینجا فرض شده است سیم و براکت, دو جسم کاملاً صلب بوده و توزیع نیرو در سطح تماس این دو به صورت خط می‌باشد. هنگامی که از سیم گرد استفاده می‌شود توزیع نیرو در سطح تماس لیگاچور با سیم, برخلاف شکل ۱, یکنواخت نیست و به علت وجود اصطکاک و هم چنین مسطح نبودن سطح تماس، تراکم نیرو نظیر شکل ۲, در یک طرف بیشتر است.



شکل ۱- توزیع یکنواخت
نیروی عمود بر سطح تماس لیگاچور با سیم ارتودنسی



شکل ۲- توزیع غیر یکنواخت (واقعی)
نیروی عمود بر سطح تماس لیگاچور با سیم ارتودنسی

با انجام محاسبات ساده می‌توان نشان داد نیروی کشش لیگاچور از رابطه ۱ به دست می‌آید [۱۰]:

$$\mathrm{Ln}\frac{T_1}{T_2} = \mu\theta \quad \rightarrow \quad T_1 = T_2 e^{\mu\theta} \qquad (۱)$$

در این رابطه، $\mu = \mu_{lw}$، ضریب اصطکاک بین سیم و لیگاچور، T_2، نیروی کشش محلی لیگاچور و T_1، نیروی کشش لیگاچور در یک نقطه مفروض بر سطح تماس لیگاچور و سیم بر حسب زاویه θ می‌باشد. می‌توان نشان داد نیروی عمود بر واحد طول در سطح تماس, $W(\theta)$, از رابطه ۲ به دست می‌آید:

$$W(\theta) = \frac{T_2}{r} e^{\mu\theta} \qquad (۲)$$

رابطه ۲ نشان دهندهٔ نیروی عمودی لیگاچور بر سطح تماس لیگاچور و سیم در یک نقطهٔ مفروض متناظر با زاویهٔ θ است. با انتگرال‌گیری از رابطهٔ ۲, مقدار کل این نیرو در سطح تماس مربوطه به دست می‌آید:

$$N = \int_{S_1}^{S_2} W(\theta)ds = \int_{\theta_1}^{\theta_2} T_2 e^{\mu\theta} d\theta \qquad (۳)$$

اگر $\theta_2 = -\theta_1 = \theta$ برابر با نصف زاویه تماس سیم و لیگاچور فرض شود، نیروی عمود بر سطح تماس سیم و لیگاجور با فرض توزیع غیریکنواخت نیرو (شکل ۲), به صورت رابطه ۴ است:

$$N_n = \frac{T_2}{\mu_{lw}}(e^{\mu_{lw}\theta} - e^{-\mu_{lw}\theta}) \qquad (۴)$$

و برای توزیع یکنواخت نیرو (شکل ۱) به صورت رابطه ۵ خواهد بود:

$$N_u = 2T_2\theta \qquad (۵)$$

رابطه ۶، نیروی اصطکاک در سطح تماس سیم و لیگاچور را نشان می دهد:

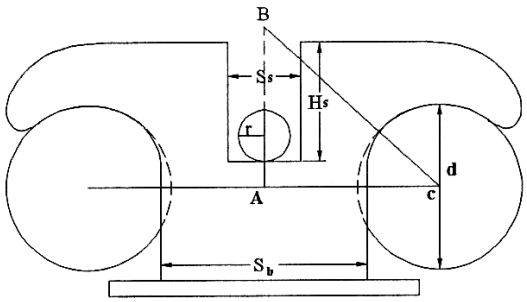
$$f_{lw} = N_i \mu_{lw} \quad , \quad i = n, u \qquad (۶)$$

در این رابطه، N_i، نیروی عمود بر سطح تماس سیم و لیگاچور می‌باشد که از روابط ۴ یا ۵ بدست می‌آید.

با توجه به رابطه ۶، اگر در یک سیستم خاص از براکت، سیم و لیگاچور (از نظر ابعاد و جنس)، نیروی T_2 مشخص شود f_{lw} به آسانی محاسبه خواهد شد. برای محاسبه T_2, ابتدا باید کرنش، ε، ایجاد شده در لیگاچور را بعد از قرار گرفتن در

© Copyright 2005 ISBME, http://www.ijbme.org

موضـع به دست آورد. در اینجا دانستن ابعـاد دقیـق براکت و ابعـاد اولیـه لیگاچـور ضروری است. شکل ۳، مقطع عـرضی نمونه‌ای از سیستم براکت- سیم- لیگاچـور را در نسبت های حقیقی اما اندازه مجازی نشان می‌دهد.



شکل ۳- نمای عرضی از براکت، سیم گرد و لیگاچور
S_b، عرض براکت؛ r، شعاع سطح مقطع سیم؛ d، قطر مقطع لیگاچور؛ H_s، عمق شکاف براکت؛ S_s، عرض شکاف براکت

با توجـه به شکـل ۳, مقـدار ازدیاد طول لیگاچور از رابطه ۷ محاسبه می‌گردد.

$$\Delta L = L_f - L_0 = 2(2BC - W_b) - 2\pi R \qquad (۷)$$

در این رابطه، L_0 و L_f به تـرتیب طول اولیـه و طول نهایی و R, شعاع متوسط لیگاچـور الاستـومری قبل از قرار گرفتن در مـوضـع است. W_b، پهنای بـراکت است که در شکل ۳ نشان داده نشده است. در شکل ۳، BC، وتر مثلث ABC به صورت تابعی از ابعاد براکت، سیم و لیگاچـور بر اساس رابطه ۸ قابل محاسبه است:

$$BC = \sqrt{AC^2 + AB^2}$$
$$BC = \sqrt{(0.5S_b + 0.5d)^2 + (2r + d - 0.5H_s)^2} \qquad (۸)$$

بـا مشخص شـدن مقـدار تغییر طـول لیگاچـور، کـرنش ε و نسبت افزایش طول λ، لیگاچور مشخص خواهد شد.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \lambda - 1 \qquad (۹)$$

$$d_f = d.\lambda^{-0.5} \qquad (۱۰)$$

$$L_f = \lambda.L_0 \qquad (۱۱)$$

در روابط ۹ تا ۱۱، d و d_f به ترتیب قطر سطح مقطع لیگاچور قبل و بعد از تغییر شکل است.

مرحلـة دوم از محـاسبة T_2 شـامل محـاسبة تنش σ می‌باشد. از جملـه مشـخصـات بـارز الاستـومـرهـا (مـواد لاستیکـی) می توان به افزایش طـول الاستیک بسیار زیاد آنها (۵ تا ۷۰۰ درصـد) در اثـر اعمـال بـار اشـاره نمـود. در الاستـومـرها و لاستیک‌ها، رابطه تنش- کرنش خطی نیست به عبارت دیگر, این مـواد از قانـون هـوک تبعیت نمـی‌کنند از ایـن رو, برای این مـواد در صورتی می‌توان از رابطـه $\sigma=E\times\varepsilon$ استفاده نمود که کرنش طبق تئـوری الاستیسیته مـواد لاستیکی[4] به صورت زیر تعریف شود:

$$\varepsilon = \frac{1}{3}(\lambda - \lambda^{-2}) \qquad (۱۲)$$

$$\sigma = \frac{E}{3}(\lambda - \lambda^{-2}) \qquad (۱۳)$$

E، ضریب کشسانی در کـرنش صفـر الاستومر می‌باشد [۱۱]. با مشخص شـدن σ، نیروی کشش لیگاچور T_2, از رابطه ۱۴ محاسبه می شود:

$$T_2 = \sigma.A_0 \qquad (۱۴)$$

A_0، سطح مقطع اولیه لیگاچور بوده و مقدار آن معلوم است. پس از محاسبه T_2، f_{lw} از رابطه ۶ محاسبه خواهد شد. f_{lw}, در دو حـالت, تـوزیـع غیـریکنـواخت نیـرو و توزیع یکنواخت نیرو, به ترتیب از روابط ۱۵ و ۱۶ قابل محاسبه است:

$$f_{lw} = \tfrac{1}{3}EA_0(\lambda - \lambda^{-2})(e^{\mu_{lw}\theta} - e^{-\mu_{lw}\theta}) \qquad (۱۵)$$

$$f_{lw} = \tfrac{2}{3}EA_0\,\mu_{lw}(\lambda - \lambda^{-2}) \qquad (۱۶)$$

روابط ۱۵ و۱۶ نیروی اصطکاک حاصل از تمـاس لیگاچـور الاستومری با سیم ارتودنسـی را به صـورت تابعی از خواص مهندسـی و ابعـاد لیگاچـور، بـراکـت و سیـم ارتـودنـسی و هم چنین کیفیت تماس سیم و لیگاچور نشان می‌دهد. منظور از کیفیت تمـاس همـان ضـریب اصطکاک دو سطـح تمـاس است. با تـوجه به اینکه سیستم براکت، سیـم و لیگاچـور در دهان بیمار بـر روی دندان نصب می‌گردد در نظر گرفتن یک عـدد مشخـص بـرای ضـریـب اصطکاک غیـرمنطقـی است [۱-۸] . به همین دلیل ضـریب اصطکاک در حالت کلـی, در محدوده $0 < \mu_{lw} < 0.5$ فرض شده است.

با توجه به روابط بدست آمـده تأثیر پارامتـرهـای مختلف بر نیروی اصطکاک قابل بررسی خواهد بود. پارامترهای در نظر گرفتـه شـده عبارتند از: قطـر سیـم ارتودنسـی، ابعاد شکاف براکت و نحوه بستن لیگاچور.

[4] Rubberlike Elasticity

© Copyright 2005 ISBME, http://www.ijbme.org

۳- نتایج و بحث

برای یک براکت و لیگاچور با ابعاد مشخص، اگر سیم‌هایی با قطر متفاوت استفاده شود زاویه تماس بین سیم و لیگاچور تغییر خواهد کرد. شکل۴ نشان می‌دهد با افزایش قطر سیم از ۰/۰۱۲ تا ۰/۰۲۰ اینچ (۰/۳۰۵ تا ۰/۵۰۸ میلی متر)، زاویه تماس سیم و لیگاچور افزایش می‌یابد. در صورت افزایش عمق شکاف براکتی (H_s)، مقدار زاویه تماس کاهش خواهد یافت. لازم به ذکر است قطر سیم معمولاً به هزارم اینچ نشان داده می شود.

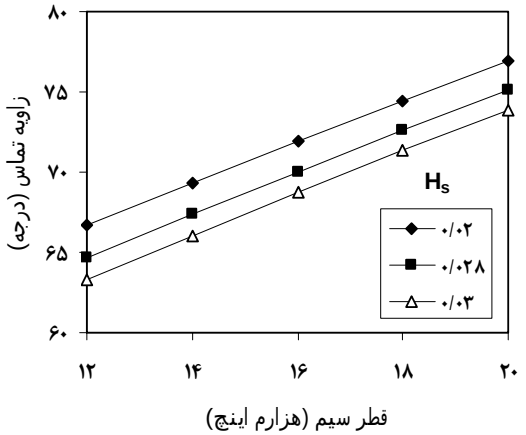
در شکل ۵, مقدار نیروی اصطکاک در هر محل تماس سیم و لیگاچور بر حسب ضریب اصطکاک سطح تماس برای ابعاد متفاوت سیم ارائه شده است. بر اساس شکل ۵, با افزایش قطر سیم ارتودنسی, میزان نیروی اصطکاک افزایش می‌یابد. از طرف دیگر, همان طور که انتظار می‌رفت با افزایش ضریب اصطکاک, مقدار نیروی اصطکاک به صورت خطی افزایش می‌یابد.

نتایج ارائه شده در شکل ۵, با فرض یکنواخت بودن نیروی سطح تماس (رابطه ۱۵) به دست آمده‌اند. برای درک بهتر میزان درستی این فرض، نیروی اصطکاک بر اساس توزیع نیروی تماسی غیریکنواخت (رابطه ۱۴) نیز محاسبه گردیده است. درصد اختلاف (%Disc.) بین نیروی اصطکاک محاسبه شده در حالت نیروی تماسی یکنواخت و حالت غیریکنواخت, که در شکل ۶ مشاهده می شود، از رابطه ۱۷ محاسبه شده است:

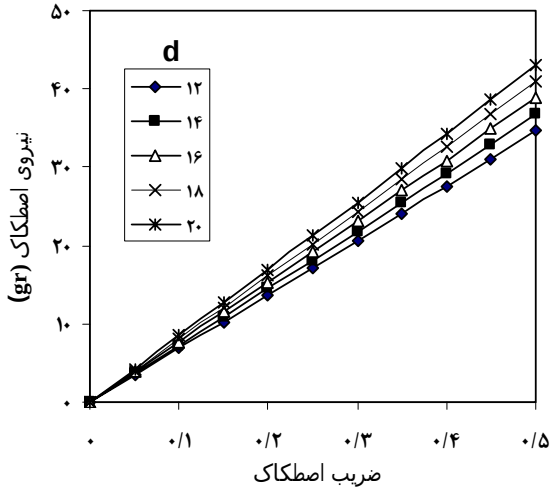
$$\%Disc. = \frac{N_n - N_u}{N_u} \times 100 \qquad (۱۷)$$

منحنی‌های شکل ۶ برای سیم‌های متفاوت و ضرایب اصطکاک مختلف ارائه شده‌اند. همان طور که مشاهده می‌شود فرض ساده توزیع یکنواخت نیروی تماسی, درصد اختلاف بسیار کمی (کمتر از ۲% در بحرانی‌ترین حالت) با حالت غیریکنواخت نیروی تماسی دارد از این رو, استفاده از فرض یکنواخت بودن نیرو, قابل قبول است.

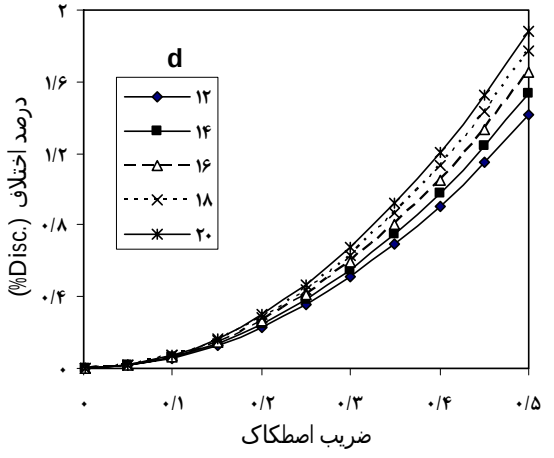
شکل‌های ۴ تا ۶ برای حالت معمولی بستن لیگاچور الاستومری (به صورت حلقه‌ای دور براکت) ارائه شده است. اگر نحوه بستن لیگاچور به شکل 8 (دو حلقه ای) باشد،



شکل ۴- اثر قطر سیم (d) و ابعاد براکت (H_s)
بر مقدار زاویه تماس سیم و لیگاچور (2θ)



شکل ۵- اثر قطر سیم و ضریب اصطکاک
بر مقدار نیروی اصطکاک (با فرض توزیع یکنواخت نیرو)



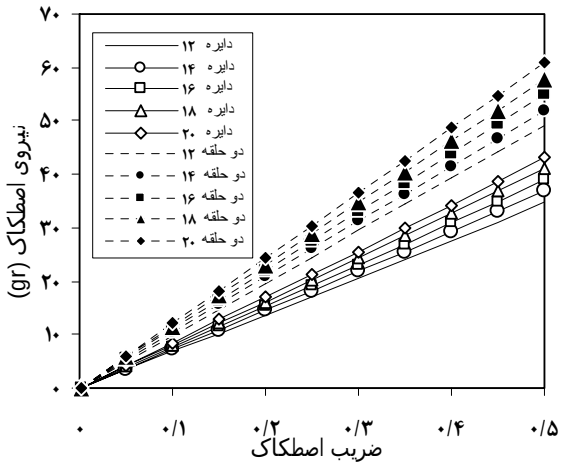
شکل ۶- درصد اختلاف بین نیروی اصطکاک
با فرض یکنواخت بودن (N_u) و غیر یکنواخت بودن (N_n) توزیع نیرو

© Copyright 2005 ISBME, http://www.ijbme.org

نحـوه محاسبه نیـروی اصطکاک کاملاً مشابه حـالت معمولی بستن لیگاچـور بـوده و تنها تفاوت در مقـدار افـزایش طول لیگاچور خواهد بود. در روش بستن به شکل 8 میزان افزایش طول تقریبی از رابطه ۱۸ به دست می‌آید:

$$L_f = 4(BC + \sqrt{BC^2 + 0.25W_b^2}) \qquad (۱۸)$$

در شکل ۷ مشاهـده مـی‌شـود اگر لیگاچـور به شکل 8 بسته شـود نیـروی اصطکاک بیشتری (تقـریباً ۴۶%) در هـر محـل تماس سیم لیگاچـور نسبت به حـالت عـادی بستن لیگاچور ایجـاد می‌گردد. در ضمن بـاید خـاطر نشـان کرد در حـالت بستن عـادی لیگاچـور، سیم و لیگاچـور در دو محل، تماس خواهند داشت در صورتی که در حالت بستن به شکل 8, در سـه محل در تمـاس خـواهند بود که بـاعث افـزایش نیروی اصطکاک کل می شود.



شکل ۷- تأثیر نحوه بستن لیگاچور (معمولی و به شکل 8) بر مقدار نیروی اصطکاک در سطح تماس سیم و لیگاچور (با فرض نیروی یکنواخت)

۴- نتیجه‌گیری

با استفاده از یک مـدل ساده ولـی دقیق، نیـروی اصطکاک در سطح تماس سیم ارتودنسی و لیگاچور الاستومری به صورت تابعی از مشخصات هندسی و فیزیکی اجزاء ارائه گردیـد. بـا توجه به نتایج ارائه شده برای سیم‌های گرد، نیروی اصطکاک (سیم- لیگاچور) یا نیروی کشش لیگاچور با جنس و خواص الاستیک لیگاچور، ابعاد اولیه و نهایی و نحوه بستن لیگاچور، ابعـاد شکاف بـراکـت، جنس و قطـر سطح مقطع سیم رابطه دارد. تمـامـی عوامـل ذکـر شـده بـر میزان نیروی اصطکاک حـاصل در سطـح تمـاس سیم ارتـودنـسی و لیگاچـور مؤثر می‌باشند. با استفاده از روابط ارائه شده, تغییرات عوامل مؤثر به سـادگی مـورد بـررسـی قـرار می‌گیرد. این مدل‌ها, نه تنها دارای ارزش کلینیکی هستند بلکـه بـا استفاده از آنها می‌توان طرح‌های جدیدی از بـراکت سیم و لیگاچـور با خصوصیات لغزشی بهتر ارائه داد.

با توجه به اهمیت نیروی اصطکاک در درمان ارتودنسی، ارائه یک مـدل ریاضی کامل که توانایی پیش‌بینی نیروی اصطکاک را داشته باشـد بسیار ضـروری به نظـر می‌رسد. مقاله حاضر فقط نیـروی اصطکاک بین دو جـزء سیم و لیگاچور را مورد بررسی قرار داد. در مطالعات آینده نیروی اصطکاک در اجزاء دیگر سیستم سیم لیگاچور- براکت باید بررسی شود.

مراجع

[1] Riley JL, Garrett SG, Moon PC; Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets; Journal of dental research 1975; 58: A21.

[2] Tidy DC; Frictional forces in fixed appliances; Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989; 96: 249-54.

[3] Berger JL; The influence of the SPEED brackets self-ligating design on force levels in tooth movement: A comparative invitor study; Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990; 97: 219-228.

[4] Bender JR, Gruendeman GW, Sandrik JL; A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires; Am J orthod Dentofacial Orthop 1991; 100: 513-522.

[5] Sims AP, Waters NE; A comparison of the forces required to produce tooth movement. In vitro using two types of ligation; Eurp J Orthod 1991; 15(5): 337-385.

[6] Edwards GD, Davies EH, Jones SP; The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and arch wires, Br J Orthod 1996; 22(2): 145-153.

[7] Meling TR; The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic Beams: A theoretical and in vitro study; Am J Orthod 1997; 112: 41-49.

[8] Kuroe K, Tajiri T, Nakayama T, Nagakubo G; Frictional Forces with Friction-Free Edgewise Bracket; JCO 1994; 28 (6): 347-351.

[۹] چاووشی سیدمحمد؛ ارزیابی نیروی اصطکاک در حرکتهـای ارتودنتیک دارای اصـطکاک؛ پایـان نامـه دکتـرای تخصصـی ارتودنسی، دانشـکده دندانپزشـکی، دانشـگاه علـوم پزشـکی مشهد؛ ۱۳۷۷.

[10] Sandors B; Engineering Mechanics, Statics and Dynamics. 2nd Edition, Prentice Hall Inc 1987.

[11] Nielsen LE, Landel RF; Mechanical Properties of polymers and Composites, Marcel Dekker Inc 1994.

© Copyright 2005 ISBME, http://www.ijbme.org