# بررسی خارج دهانی نیروی کششی و مقایسه‌ی کاهش نیرو در سه گونه کش ارتودنسی

**سید حمید راجی** [*]**، شیوا علوی** [*]**، مهدی یاسینی** [**]

[*] استادیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی اصفهان
[**] دندانپزشک، متخصص ارتودنسی

## چکیده

**بیان مساله**: یکی از منابع تامین نیرو در ارتودنسی، کش‌هایی است، که از جنس لاستیک طبیعی ساخته شده‌اند. استفاده از کش‌ها با تکیه بر میزان نیروی کششی اعلام شده توسط سازنده، برای اندازه‌های متفاوت کش‌هاست. از سویی، نیروی وارده توسط کش‌ها ثابت نبوده و نیروی وارده توسط این مواد کاهش می یابد.

**هدف**: هدف این پژوهش، بررسی نیروی آغازین سه گونه کش لاتکس مورد استفاده در ارتودنسی و میزان کاهش نیرو در فرایند یک دوره‌ی بیست و چهار ساعته بود.

**مواد و روش**: در این بررسی آزمایشگاهی، شمار 20 عدد کش از نمونه‌های آمریکن ارتودنتیکس، دنتاروم و یونیتک مورد استفاده قرار گرفت. از کش‌های با اندازه‌های همانند ($\frac{3}{16}$اینچ) استفاده شد. برای بررسی میزان نیرو دو گونه آزمون بر روی آنها انجام گرفت: 1.آزمون خشک، برای نیروی کششی، 2. آزمون مرطوب، برای ارزیابی میزان کاهش نیرو در بزاق مصنوعی. از دستگاه دارتک با گنجایش لودسل 200 نیوتن برای انجام آزمون‌ها استفاده شد. برپایه‌ی نمایه‌ی استاندارد میزان کشش کش‌ها به اندازه ی سه برابر قطر درونی اعلام شده ی لومن بود. اندازه‌گیری نیرو در هفت فاصله زمانی، در زمان‌های صفر، نیم ساعت، یک ساعت، سه، شش، دوازده و بیست و چهار ساعت انجام گردید. از آزمون‌های آماری ANOVA و آزمون تی (T-test) استفاده شد.

**یافته‌ها**: نتایج، محدوده‌ی وسیعی از نیروی آغازین را میان کش‌ها، در کشش سه برابر قطر درونی لومن نشان داد. کش‌های آمریکن و دنتاروم نیرویی تولید می‌کردند، که به صورت معنادار کمتر از سطح نیروی اعلام شده در کشش سه برابر قطر درونی لومن بود و کش‌های یونیتک به صورت معنادار نیرویی بیشتر از نیروی اعلام شده در کشش سه برابر قطر درونی لومن تولید می‌نمودند ($p<0/05$). کاهش چشمگیری برای همه‌ی کش‌ها در برابر بزاق مصنوعی وجود داشت، که حدوداً 18/64 درصد در یک ساعت بود و میانگین حدود چهار درصد کاهش بیشتر را در فرایند 24 ساعت نشان می دادند.

**نتیجه‌گیری**: اکثر کش‌ها با نمایه‌ی اختصاصی استفاده شده در آزمون خشک، هماهنگ نبودند نیروی کش‌های امریکن و دنتاروم کمتر و یونیتک بیشتر از مقدار اعلام شده بودند. الگوی کاهش نیرو برای هر سه گروه کش‌ها همانند بود.

**واژگان کلیدی**: نیروی کششی، کاهش نیرو، کش لاتکس

تاریخ دریافت مقاله: 87/3/21 ، تاریخ پذیرش مقاله: 87/10/2 *Shiraz Univ Dent J 2009; 10(1):7-15*

**مقاله‌ی پژوهشی اصیل**

**نویسنده‌ی مسوول مکاتبات**: شیوا علوی. اصفهان، خیابان هزارجریب، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، گروه آموزشی ارتودنسی، کد پستی: 73461-81746،
**تلفن**: 0311-7922842، **پست الکترونیک**: alavi@dnt.mui.ac.ir

## درآمد

کش‌های ارتودنسی که از لاستیک طبیعی ساخته می‌شوند، به عنوان جزیی جدایی‌ناپذیر از درمان‌های ارتودنسی، از منابع تامین کننده‌ی نیروهای ارتودنسی به شمار می روند و به دلیل قابلیت کششی، انعطاف پذیری بالا و هزینه‌ی پایین به گونه‌ای رایج استفاده می‌گردند. استفاده از کش‌ها با در نظر گرفتن میزان نیروی کششی اعلام شده توسط سازنده، برای اندازه‌های متفاوت کش‌هاست. نمایه‌ی استانداردی که توسط اکثر تولیدکنندگان به کار می‌رود، نشان می‌دهد که در کشش سه برابر قطر درونی داخلی لومن کش، نیروی اعمال شده بر روی بسته بندی را اعمال می‌کند. آگاهی از درستی این نمایه‌ی نیرو، ارتودونتسیت را قادر می‌سازد، تا با اطمینان بیشتری کش مورد استفاده‌اش را که نیروی مطلوب را به دندان‌ها اعمال می‌کند، انتخاب کند و به این ترتیب نیرویی موثرتر اعمال نموده و سبب کاهش مدت زمان درمان گردد [1].

همه‌ی مواد الاستومریک که شامل لاستیک طبیعی لاتکس هم می شود، دچار خستگی (Fatigue) و خزش (Creep) و آزاد سازی نیرو می شوند، که نتیجه ی آن کاهش نیروست (Force decay). خصوصیات کش الاستومرها، به آرایش نامنظم زنجیرهای مولکولی بسیار طویل و متصل به هم، در نقاط خاص بستگی دارد، که توسط پیوندهای کوالانسی میان اتم‌های متفاوت همچون سولفور با دو اتم کربن مشخص می گردد [2]. خصوصیت اختصاصی قابلیت کشش قابل برگشت آنها، ناشی از ساختار حلقوی زنجیره‌های پلیمری طویل و پیچ خورده است. با کشش، این زنجیر حلقه شده طویل می‌گردد و به ساختار منظمی تبدیل می‌شود، که شامل زنجیره‌های خطی است. این حالت تمایل دارد که با برداشتن فشار طویل کننده، به وضعیت نامنظم اصلی برگردد و این دلیل رفتار کش در این مواد است [3].

ازن سبب کاهش شیمیایی لاستیک‌های طبیعی می‌گردد و لاستیک‌های طبیعی در حضور حلال‌ها به متورم شدن تمایل دارند. الاستومرهای مصنوعی به چیرگی بر برخی از این مشکلات قادر هستند. همچنین، الاستومرها بیشتر با افزاینده‌های گوناگون همچون کربن سیاه به کار می‌روند. این کار، مواد را تقویت کرده و سفتی (Stiffness) و استحکام (Strength) و مقاومت به سایش را در مواد الاستومریک بهبود می‌بخشد [4]. گر چه قسمت عمده‌ی کش‌های ارتودنسی موجود در بازار، کش‌های لاتکس هستند [5]، اما این ماده در تماس با پوست اشخاص حساس به لاتکس درماتیت تماسی ایجاد می‌کند. هر چند تماس موکوزال، همانند مواردی که از کش‌ها در ارتودنسی استفاده می شود بیشتر احتمال دارد، که باعث واکنش سیستماتیک سریعی مانند شوک آنافیلاکسی گردد [6].

بالز (Bales) برای نخستین بار نمایه‌ی استاندارد را در کش-های ارتودنسی گونه‌ی3M آزمایش کرد. هدف او مشاهده‌ی تفاوت میان کش‌های گوناگون و بررسی تغییرات ناشی از دو آزمون متفاوت محیطی (بازسازی محیط دهان و وضعیت خشک) بود. نتایج این آزمون نشان داد،که هیچ تفاوت معناداری میان کش‌های مورد آزمایش در محیط‌های خشک و مرطوب وجود ندارد. همچنین، او اعلام نمود، که انتخاب کش‌ها بر پایه‌ی کشش سه برابر اندازه‌ی لومن، احتمالاً باعث تولید نیروی بیشتر از آنچه قبلاً اعلام شده است می شود. به نظر می رسد، که این رابطه با نمایه-ی دو برابر لومن بهتر برقرار شود [1].

کانچانا (Kanchana)، نیروی کششی و کاهش نیرو را در کش‌های لاتکس بررسی کرد. اکثر کش‌ها با نمایه‌ی استاندارد در آزمون خشک هماهنگ نبودند. کاهش نیروی چشمگیری برای همه‌ی کش‌ها که در آب شناور بودند مشاهده شد، که حدوداً در طی یک ساعت سی درصد بود. اما، میانگین کاهش نیرو پس از یک ساعت تا روز سوم کمتر از هفت درصد بود. میان کشش‌های گوناگون برای کش‌های سازندگان متفاوت، تفاوت آماری معناداری وجود داشت [2].

کرسی (Kersey)، به مقایسه‌ی کش‌های ارتودنسی لاتکس و غیر لاتکس در آزمون‌های استاتیک و دینامیک پرداخت. هدف از پژوهش او، بررسی آزمون دینامیک و آزمون استاتیک بر روی خصوصیات کاهش نیروی کش‌های ارتودنسی از یک نمونه بود. هر دو گونه‌ی کش، نیروی کششی همانندی که کمتر از مقدار نیروی اعلام شده در کشش سه برابر قطر داخلی معین شده بود، اعمال می‌کردند. در آزمون‌های دینامیک به صورت معنادار، از دست رفتن نیرو بیشتر بود و این تفاوت در سی دقیقه‌ی آغازین روی می داد. برای آزمون‌های استاتیک کش‌های لاتکس، درصد نیروی آغازین برجامانده در 4، 8 و 24 ساعت به ترتیب 87 درصد، 85 درصد و 83 درصد بود و برای آزمون دینامیک، درصد نیروی آغازین برجامانده 77درصد، 76درصد، 75 درصد گزارش گردید [5].

بیتی(Beattie)، اثرات شبیه‌سازی برنامه‌ی غذایی و همکاری بیمار را در تعویض کش‌های لاتکس ارتودنسی بررسی

نمود. با در نظر گرفتن کش‌های یک نمونه، هیچ تفاوتی در سطوح همکاری بیمار و برنامه‌ی غذایی دیده نشد. با این حال قوی ترین نیرو را کش‌های راکی مانتین دارا بودند و در درجه‌ی بعدی یونتیک و آمریکن کمترین نیرو را داشتند [7].

جیوکا (Gioka)، پژوهشی را روی کش‌های گونه‌ی ارتوتکنولوژی (Orthotechnology)، اورمکو (Ormco) و گلنرو (Glenroe) با اندازه‌های ($\frac{3}{8}$و $\frac{5}{16}$ و $\frac{1}{4}$ و $\frac{3}{16}$) با هدف ارزیابی کاهش نیروی کش‌های لاتکس در 24 ساعت و نیز، برآورد کشش مورد نیاز برای رسیدن به نیروی اعلام شده بر روی بسته بندی کش ها انجام داد. او اعلام کرد، که با چشم پوشی از اندازه، سازنده و یا سطح نیروی کش، حداکثر کاهش نیرو در سه تا پنج ساعت اول پس از کشش روی می‌دهد. در همخوانی با نمایه‌ی استاندارد، گوناگونی چشمگیری وجود داشت، که دارای دامنه ای از 2/7 تا 5 برابر قطر درونی لومن کش بود [8].

وانگ (Wang)، در پژوهشی کاهش نیروی کش‌های لاتکس را در کاربرد بالینی و در محیط بیرون دهانی ارزیابی نمود. او تفاوت معنادار آماری را در میزان کاهش نیروی کش‌ها، در روش‌ها و فاصله‌های زمانی گوناگون مشاهده نمود. کش ها در شرایط اتاق و در حالت خشک کمترین کاهش نیرو را نشان دادند، اما در استفاده‌ی بالینی، در کشش میان دو فک میزان کاهش نیرو بیشتر از زمانی بود که اعمال کشش در یک فک انجام می شد [9].

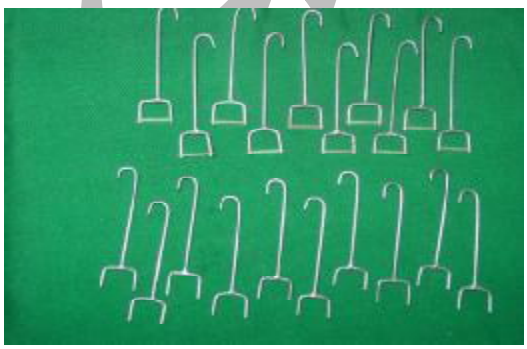
با توجه به اهمیت آگاهی ارتودونتیست از میزان نیروی اعمال شده به وسیله‌ی کش‌ها به دندان‌ها، ارزیابی نیروهای اعلام شده توسط سازندگان و تعیین میزان پایداری نیروها ضروری به نظر می رسد. هدف از این بررسی، تعیین نیروی کش‌های لاتکس بر مبنای نمایه‌ی استاندارد و برآورد میزان کاهش و از بین رفتن نیرو پس از کاربرد سه گونه کش مورد استفاده در درمان‌های ارتودنسی بود.

## مواد و روش

این بررسی تجربی در سال 1385 در آزمایشگاه بیوفیزیک دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شد. گروه آماری مورد پژوهش شامل 60 عدد کش‌های لاتکس اندازه‌ی $\frac{3}{16}$ اینچ ساخت شرکت‌های دنتاروم آلمان و آمریکن ارتودانتیکس از آمریکا با نیروی 4/5 اونس و کش های $\frac{3}{16}$ اینچ شرکت یونیتک آمریکا با نیروی 4 اونس بود. نمونه ها از آخرین واردات نمایندگی‌های شرکت‌های یاد شده در بسته‌های کاملاً دست نخورده (Seal) فراهم شد. روش نمونه گیری آسان و حجم نمونه برای سطح اطمینان 95 درصد و برای هر فرآورده20 عدد تعیین گردید. از دستگاه یونیورسال دارتک (Dartec) سری HC10 با ظرفیت لودسل 200 نیوتن استفاده شد. دقت اندازه گیری موقعیت بدون نیرو، 0/01 میلی متر بود. برای نگهداری کش‌ها در دارتک دو قطعه‌ی نگهدارنده طراحی شدند، که هر یک دارای زایده‌ی میله-ای شکل از جنس استیل با قطر 1/5 میلی‌متر و طول یک سانتی-متر بودند (نگاره‌ی 1). این قطعات به صورت جداگانه به لودسل در بالا و کراس هد در پایین به گونه‌ای متصل می‌شدند که دو زایده-ی میله‌ای شکل به صورت افقی و موازی و هماهنگ در مقابل هم قرار می‌گرفت.

دستگاه دارتک کشش‌های خوانده شده را بر پایه‌ی نیوتن بر صفحه‌ی دیجیتالی اعلام می‌کرد. برای نگهداری نمونه ها در میزان کشش ثابت $\frac{9}{16}$ اینچ در محیط بزاق مصنوعی، ابزارهای تراش کاری شده طراحی گردید. جنس آن از سیم با قطر 1/5 میلی متر استیل با قابلیت جوش آرگون بود و فاصله‌ی انتهای دو سر نگهدارنده $\frac{9}{16}$ اینچ طراحی شد. در این پژوهش از دو آزمون استفاده گردید.

1. اندازه‌گیری نیروی کششی در کشش 14/3 میلی‌متر در محیط خشک
2. ارزیابی مقدار کاهش نیرو در محیط بزاق مصنوعی در کشش ثابت 14/3 میلی متر و فاصله‌های زمانی 30 دقیقه، 1، 3، 6، 12و 24 ساعت.



***نگاره‌ی 1:*** *وسایل نگهدارنده‌ی کش‌ها*

در آزمون خشک، برای هر گروه، نمونه‌های کش با حالت شل از 5 میلی‌متر تا 14/3 میلی‌متر توسط دارتک با سرعت 25

میلی‌متر در دقیقه کشیده شده و در کشش 14/3 میلی متر که لودسل از حرکت ایستاده بود، نیرو خوانده و ثبت می‌شد. این آزمایش در شرایط دمای اتاق 25 درجه‌ی سانتی‌گراد و هوای خشک انجام شد. شمار کل کشش‌های آزمون خشک 60 عدد بود، که در سه گروه بیست تایی انجام گردید.

برای ارزیابی کاهش نیرو، در محیط بزاق مصنوعی، هر نمونه پس از ثبت نیروی آغازین در طول 14/3 میلی‌متر، بی تغییر طول توسط اپلاینس طراحی شده بی درنگ در محیط بزاق مصنوعی با دمای 37 درجه‌ی سانتی‌گراد به صورت شناور قرار گرفت و با همان اپلاینس‌ها در طول 14/3 میلی متری نگهداری شد. استفاده از دمای 37 درجه‌ی سانتی‌گراد به دلیل بازسازی دمای بدن انسان توسط دستگاه گرم کننده با مارک هانو محصول کشور آمریکا با دقت گرم‌کننده‌ی درونی یک درجه‌ی سانتی‌گراد انجام گردید. ترکیب بزاق مصنوعی استفاده شده شامل 5 گرم کربوکسی متیل سلولز اضافه شده به محلول شامل 250 میلی لیتر آب، 100 میلی لیتر تری کلسیم فسفات 0/053 درصد در HCL، 0/01N و 100 میلی‌لیتر از یک ترکیب شامل 15 گرم سوربیتول، 0/6 گرم kcl، 0/42 گرم Nacl، 0/026 گرم $6H_2O$ و $Mgcl_2$ بود.

هر نمونه پس از سی دقیقه شناوری در بزاق مصنوعی، از زمان نخستین کشش در آزمون خشک، دوباره به دستگاه انتقال داده شد و میزان نیروی اعلام شده توسط دستگاه ثبت گردید و پس از ثبت نیرو بی‌درنگ کش به محیط بزاق مصنوعی برگردانده شد. مقدار کشش در این مرحله ثابت و به میزان 14/3میلی متر در دستگاه دارتک بود. اندازه‌گیری و ثبت نیرو در زمان‌های یک، سه، شش، دوازده و بیست و چهار ساعت به همین روش انجام شد.

روی هم رفته، 60 کشش در محیط خشک برای اندازه-گیری نیروی آغازین و 360 کشش در محیط مرطوب برای اندازه-گیری مقدار کاهش نیرو انجام گرفت. پس از ثبت نتایج مربوط به هر نمونه، نیروی کششی و کاهش نیروی مربوط به هر گروه در زمان‌های مشخص تعیین گردید و نمودار کاهش نیروی آن گروه رسم شد. مقدار متوسط نیروی کششی با نیروی اعلام شده توسط سازنده و الگوی کاهش نیرو در گروه‌های گوناگون با یکدیگر مقایسه گردید.

داده‌های به دست آمده با استفاده از نرم افزار SPSS در ویندوز (Version 11.5)، توسط روش‌های آمار توصیفی و آزمون-های آماری واکاوی شدند. از آزمون‌های آماری آنوا (ANOVA) و Two sample T-test برای مقایسه زمان‌های مختلف در هر گروه از کش‌ها استفاده شد. آزمون ANOVA برای مقایسه‌ی گروه‌های مختلف کش ها با یکدیگر و آزمون DUNCAN برای مقایسه‌ی دو به دوی گروه‌ها به کار برده شد.

## یافته‌ها

میانگین نیروی کششی تولید شده توسط کش‌های لاتکس آمریکن زمانی که $\frac{9}{16}$ اینچ کشیده می‌شوند 6±95 گرم بود و در مقایسه با نیروی اعلام شده توسط سازنده (128 گرم)، متوسط نیروی اعمال شده توسط این کش‌ها بسیار کمتر از حد مورد انتظار بود. آزمون تی تفاوت معنادار میان متوسط نیروی آغازین به دست آمده و نیروی اعلام شده توسط کارخانه را نشان داد ($p$ <0/05).

میانگین نیروی کششی تولید شده توسط کش‌های دنتاروم در کشش سه برابر قطر آغازین، 6/7 ± 105 گرم بود و در مقایسه با نیروی اعلام شده توسط سازنده (128 گرم)، کش های گونه‌ی متوسط دنتاروم میانگین نیروی آغازین کمتری را نشان دادند و آزمون تی تفاوتی معنادار میان متوسط نیروی آغازین اندازه‌گیری شده و نیروی اعلام شده توسط کارخانه را نشان داد ($p$<0/05).

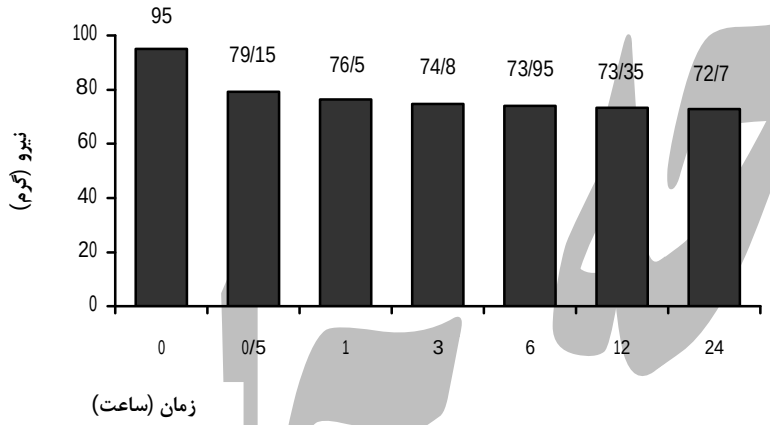
سومین فرآورده‌ی مورد بررسی، کش های لاتکس مارک یونتیک بود. میانگین نیروی کششی تولید شده در کشش سه برابر قطر لومن این کش‌ها، 9/6±120/6 بود، که در مقایسه با نیروی اعلام شده توسط سازنده (113 گرم)، نیروی آغازین اندازه‌گیری شده‌ی بیشتری را نشان دادند. آزمون تی، تفاوتی معنادار میان متوسط نیروی آغازین اندازه‌گیری شده و نیروی آغازین اعلام شده توسط سازنده را نشان داد ($p$<0/05).

نمودارهای 1، 2و 3 میانگین نیروی کششی و میانگین نیروهای برجامانده‌ی سه فرآورده‌ی مورد بررسی را نشان می‌دهد.

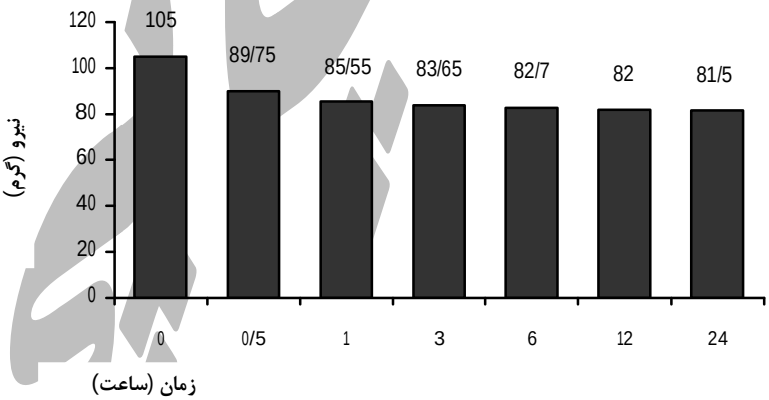
در جدول 1 نیز، یافته‌های مربوط به درصد کاهش نیرو به تفکیک زمان‌های گوناگون و همچنین، آزمون ANOVA برای داده های تکراری به منظور مقایسه‌ی گروه ها ارایه شده است.

**جدول 1:** درصد افت نیرو میان سه گونه کش امریکن- دنتاروم- یونیتک در زمان‌های گوناگون

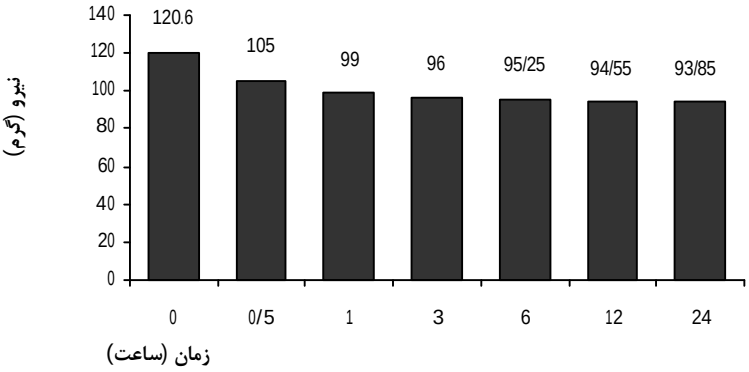
| | 30 دقیقه | 1 ساعت | 3 ساعت | 6 ساعت | 12 ساعت | 24 ساعت |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **گونه‌ی کش امریکن** | 16/68 | 19/49 | 21/28 | 22/18 | 22/83 | 23/51 |
| **گونه‌ی کش دنتاروم** | 14/52 | 18/52 | 20/34 | 21/25 | 21/94 | 22/39 |
| **گونه‌ی یونیتک** | 12/9 | 17/91 | 20/41 | 20/99 | 21/56 | 22/15 |
| **اختلاف آماری P value** | 0/000 | 0/083 | 0/346 | 0/200 | 0/217 | 0/136 |




**نمودار 1:** میانگین نیروی کششی و نیروهای برجامانده‌ی کش‌های آمریکن در زمان‌های گوناگون




**نمودار 2:** میانگین نیروی کششی و نیروهای برجامانده‌ی کش دنتاروم در زمان‌های گوناگون




**نمودار 3:** میانگین نیروی کششی و نیروهای برجامانده‌ی کش یونیتک در زمان‌های گوناگون

## بحث

گرچه آزمون آزمایشگاهی ساده قادر نیست کاربرد بالینی واقعی را مشخص نماید، انتظار می رود، که نتایج بررسی کنونی، راهنمایی در انتخاب و استفاده‌ی بالینی از کش‌های لاتکس باشد. احتمال حضور ریزجانداران و آنزیم‌ها و دیگر موارد موجود در بزاق که بازسازی آنها در آزمایشگاه تاکنون امکان‌پذیر نشده است، می‌تواند در ایجاد این تغییرات هنگام کاربرد بالینی کش‌ها مؤثر باشد[10].

شماری از پژوهشگران روند کاهش نیرو را در محیط دهان سریع تر از محیط بازسازی شده در آزمایشگاه گزارش کرده‌اند[11,12]. در شرایط استفاده‌ی بالینی، کش‌ها بی درنگ پس از خارج شدن از بسته بندی که در دمای اتاق نگهداری می‌شود، در درون دهان قرار می‌گیرند، بنابراین، شرایط بررسی ما برپایه‌ی دو گونه آزمون طراحی و اجرا شد. نخست، اندازه گیری نیروی آغازین در دمای اتاق و هوای خشک انجام گرفت و به این دلیل که در شرایط بالینی در طول 24 ساعت کش با دمای حدوداً 37 درجه سانتی‌گراد بدن به تعادل می‌رسد، اندازه گیری کاهش نیرو در بزاق مصنوعی 37 درجه‌ی سانتی‌گراد برای نزدیک‌تر شدن به شرایط بالینی اجرا شد. نسبت به نمایه ی استاندارد، کش‌های یونیتک نیروی بیشتر و کش‌های دنتاروم و آمریکن نیروی کمتری اعمال می کردند.

در مقایسه‌ی میان نیروی آغازین تولید شده توسط هر سه گونه کش، با استفاده از آزمون ANOVA تفاوت معنادار آماری دیده شد ($p$ <0/001). در مقایسه‌ی میانگین نیروهای آغازین سه گونه کش، یونیتک با 120/5 گرم قوی ترین و دنتاروم با 105 گرم در رتبه‌ی بعدی و آمریکن با 95 گرم کمترین قدرت را داشتند. بررسی‌های پیشین مشخص کردند که از نظر بالینی، میان نیروی اعلام شده توسط سازندگان و رفتار مکانیکی واقعی کش‌ها تفاوت وجود دارد.

بلز گزارش نمود، که نیروی وارد شده در کشش سه برابر قطر درونی لومن، بیشتراز نیروی اعلام شده توسط سازنده است. او یادآوری می کند، که تنها کشش به اندازه‌ی دو برابر قطر درونی لومن، از نظر بالینی سطح نیروی مناسب‌تری ایجاد می کند [1].

راسل اعلام کرد کش‌ها در کشش سه برابر قطر درونی لومن نیروی بیشتری از مقدار اعلام شده وارد می‌نمایند و در کشش دو برابر قطر داخلی لومن، نیروی اعمال شده توسط کش از مقدار اعلام شده کمتر است [6]. کانچانا اعلام کرد، میان همه‌ی نیروهای کششی سازندگان گوناگون تفاوت وجود دارد. همچنین، او در بررسی کش های $\frac{3}{16}$ اینچ یونیتک، ارمکو و تامی، نتیجه گرفت، که نیروی کششی در همه‌ی این کش ها، بیشتر از نیروی اعلام شده بود و در کل، کش های اندازه های گوناگون یونیتک 29 درصد و دنتاروم 13/1 درصد نیروی بیشتر از مقدار اعلام شده‌ی سازنده تولید می کردند [2].

بیتی پژوهشی بر روی کش های اندازه‌ی $\frac{3}{16}$ اینچ مارک راکی مانتین، یونیتک و آمریکن در محیط‌های گوناگون انجام داد و مشخص نمود که در کشش 25 میلی متر میان نیروی هر سه کش تفاوت معناداری وجود دارد و در همه‌ی محیط ها کش راکی مانتین قوی‌ترین و یونیتک در درجه بعدی و کش های آمریکن، کمترین قدرت را داشتند [7]. جیوکا اعلام نمود، که در همخوانی با نمایه‌ی استاندارد، گوناگونی چشمگیری وجود داشت، که دارای دامنه‌ای میان 2/7 تا 5 برابر قطر درونی لومن کش بود [8].

یافته‌های بررسی ما در راستای بررسی بیتی و جیوکا و تا حدودی کانچانا و راسل است، ولی یافته‌های بلز را تأیید نمی کند. به نظر می‌رسد، که تفاوت نتایج بررسی‌ها به فرایندهای تولید کش در زمان‌های متفاوت و شرایط نگهداری فرآورده تا رسیدن آن به دست ارتودونتیست برمی گردد. در مواردی که فرآورده‌ها توسط نمایندگی‌ها به صورت غیرمستقیم از شرکت‌های سازنده خریداری می‌شود و احتمالاً در کشورهای با آب و هوای گرمسیری در شرایطی غیراستاندارد نگهداری می شوند، بر کیفیت فرآورده اثر می‌گذارد.

در آزمون آماری در بررسی میزان درصد کاهش نیرو، در چارچوب زمان‌های مشخص شده و با کشش ثابت در محیط مرطوب برای کش های آمریکن در همه‌ی زمان‌ها اختلاف معنادار وجود داشت ($p$ <0/001).

با این حال، پرسش مهم این است، که چه مقدار کاهش نیرو به صورت بالینی معنادار است؟ اما پاسخی روشن به این پرسش داده نشده و به مقدار نیرو و دقت مطلوب ارتودونتیست بستگی دارد. هیچ توافقی در مطالعات وجود ندارد، اما 10درصد کاهش نیرو، در زنجیرهای الاستومتریک به صورت بالینی معنادار است [13] و احتمالاً ده درصد عددی منطقی است.

اما، میزان درصد کاهش نیرو برای کش آمریکن در یک ساعت از نظر بالینی با اهمیت است، ولی پس از این زمان، تا 24 ساعت تنها 4/02 درصد کاهش در میزان نیرو روی می دهد. در

کل، کش‌های لاتکس آمریکن پس از 24 ساعت 23/51 درصد از نیروی آغازین را از دست می دادند. درصد کاهش نیرو در کش-های دنتاروم در 30 دقیقه 14/52درصد و در یک ساعت 18/52درصد و تا ساعت سوم 20/34درصد و در ساعات 6 و12و 24 به ترتیب 21/25درصد ، 21/94درصد و 22/39 درصد بود. آزمون آماری میان درصد کاهش نیرو در همه‌ی زمان‌ها اختلافی معنادار نشان داد ($p<0/001$). با این همه در صورتی که ده درصد کاهش نیرو را از نظر بالینی معنادار در نظر بگیریم، بیشترین مقدار کاهش نیرو در طی یک ساعت روی می‌دهد و پس از آن تا 24 ساعت 3/87درصد کاهش نیرو وجود دارد. در کل کش‌های لاتکس دنتاروم پس از 24 ساعت 22/39درصد نیرو از دست می-دادند.

درصد کاهش نیرو کش های یونیتک در 30 دقیقه 12/9درصد و در یک ساعت 17/91درصد و تا ساعت سوم 20/41درصد و در ساعات 6 و 12و 24 به ترتیب 20/99درصد، 21/56درصد و 22/15درصد بود. آنالیز آماری میان درصد کاهش نیرو در همه‌ی زمان ها اختلاف معنادار نشان داد ($p <0/001$). پس بیشترین مقدار کاهش نیرو در یک ساعت روی می داد و پس از آن تا 24 ساعت، 4/24درصد کاهش نیرو وجود داشت و در کل کش های لاتکس یونیتک پس از 24 ساعت 22/15درصد نیروی آغازین را از دست می دادند. در بررسی مقایسه‌ای، درصد کاهش نیرو میان سه گونه کش، گر چه در زمان‌های30 دقیقه میان هر سه گونه‌ی کش و در زمان یک ساعت میان کش‌های یونیتک و آمریکن تفاوت آماری وجود داشت، با این حال الگوی کلی کاهش نیرو برای هر سه نوع کش همانند بود و بیشترین مقدار کاهش نیرو در یک ساعت روی می داد و پس از آن میزان کاهش نیروی بسیار کمتری طی 24 ساعت وجود داشت. درصد کاهش نیرو در هر سه کش پس از 24 ساعت همانند بود و اختلاف آماری وجود نداشت.

این یافته‌ها در توافق کلی با یافته‌های کانچانا [2]، راسل [6]، کرسی [7] و جیوکا [9] بود. کانچانا، میانگین 29/9درصد کاهش نیرو را در یک ساعت و کاهش جزیی نسبتاً بیشتری را در 24 ساعت گزارش نمود. همچنین، اعلام کرد، که کاهش نیرو برای کش‌های $\frac{3}{16}$ اینچ که در 40 میلی متر کشش نگه داشته شده بودند، در ساعت اول شناوری تقریباً میانگین50درصد داشت. این مقدار از دست دادن نیرو به صورتی معنادار بیشتر از کش هایی بود، که در کشش 20 تا 32 میلی متر نگه داشته شده بودند. این نشان می دهد، که مرز کشیدن کش برای کش های $\frac{3}{16}$ حدوداً میان 32 تا 40 میلی متر است [2]. سطح مقطع کش ها بر پایه‌ی وزن متفاوت است. کش های سنگین، سطح مقطع بزرگتری نسبت به کش های متوسط دارند و کش های متوسط، سطح مقطع بزرگتری نسبت به کش های سبک دارند. با این همه، بررسی های متفاوت نشان داده است که سطح مقطع کش ها بین خود گروه ها نیز، بسیار متفاوت است و راسل میان کش های 1/4 اینچ متوسط لاتکس و غیرلاتکس، به طور متوسط سطح مقطع 0/69 میلی متر مربع تا 1/46 میلی متر مربع را گزارش می‌کند، که میان 0/05 تا 0/09 انحراف معیار دارند [6]. کرسی بیان می‌کند، که میان نیروی آغازین تولید شده توسط کش ها با سطح مقطع همبستگی قوی وجود دارد [14].

علت اینکه چرا در بررسی های متفاوت میان نیروهای تولید شده در کشش سه برابر قطر لومن تفاوت وجود دارد کاملاً روشن نیست. اما می توان به این نکته اشاره کرد، که تفاوت میان تولیدکنندگان یا بسته های کش می‌تواند وجود داشته باشد.

در بررسی ما کاهش نیرو به صورت استاتیک بررسی شد، به این معنی که طول کشش کش در فاصله‌ی معین $\frac{9}{16}$ اینچ ثابت نگه داشته شد. اکثر بررسی‌های انجام شده روی کش‌ها از این روش پیروی می‌کنند. شمار کمتری بررسی به صورت دینامیک انجام شده است. آزمون دینامیک کش‌های ارتودنسی به از دست رفتن نیروی بیشتری برای کش های لاتکس و غیرلاتکس منجر می شود. در مقایسه‌ی تأثیر کشش تکرار شونده بر کش های لاتکس و غیرلاتکس، کش‌های غیرلاتکس بیشتر دچار کاهش و از بین رفتن نیرو می شدند. دلیل آن می‌تواند سر خوردن بیشتر رشته‌ها در سطح مولکولی در اثر کشش تکرار شونده باشد. کرسی اعلام کرد، که اثر کشش تکرار شونده کش‌ها در مقایسه با آزمون استاتیک باعث کاهش بیشتر نیرو در آغاز آزمون می شود، اما میزان کاهش نیرو پس از یک ساعت برای کش‌های هر دو گونه آزمون همانند است [5].

ایراد وارده بر بررسی‌های دینامیک انجام شده این است،که فاصله‌ای که کش تحت کشش تکرارشونده قرار گرفته اختیاری نیست و همچنین، شمار کشش‌هایی که برای منعکس نمودن حداکثر بازکردن دهان در هنگام جویدن و حداکثر فراوانی بازکردن دهان در دیگر زمان‌ها انجام شده، یک کشش در دقیقه است.

بنابراین، شرایط به صورت تهاجمی بازسازی شده است [5].

تاثیر شناوری بر روی پلیمرها نیز ممکن است، که به شکل‌های گوناگون مانند قابلیت انحلال توسط شست و شوی مواد تشکیل دهنده، تورم ناشی از جذب آب، ترک خوردن و شکاف برداشتن ناشی از تنش محیطی روی دهد.

جذب آب باعث کاهش سختی سطحی می‌شود و خصوصیات مکانیکال را به شدت زیر اثر قرار می‌دهد. چندین یون فلزی غیرزیستی و مقدار کمی مواد زیستی به درون محلول آزاد می‌شوند، که قابل شناسایی هستند [15]. در پایان آزمون محیط مرطوب پس از 24 ساعت، کش‌ها دچار تغییراتی در ظاهر شده بودند، رنگ آنها از کاهی زرد به سفید گچی تغییر پیدا کرده بود و ظاهر باد کرده داشتند و در نهایت، مقداری تغییر شکل دایمی داشتند، که نشان دهنده‌ی تغییر در ساختار آنهاست.

به نظر می‌رسد، که کیفیت تولید کش‌ها در کارخانه‌ها، شیوه‌ی نگهداری آنان و شرایط ذخیره کردن کش‌ها تا رسیدن مواد یاد شده به دست ارتودونتیست می‌تواند از عوامل اثرگذار بر میزان نیروی وارده توسط کش‌ها باشد. پیشنهاد می‌گردد، که هنگام استفاده بالینی، با استفاده از گیج، میزان نیروی وارد شده توسط کش در کشش سه برابر قطر لومن اندازه گیری گردد.

## نتیجه گیری

1. کش‌های لاتکس آمریکن و دنتاروم $\frac{3}{16}$ اینچ در کشش به اندازه سه برابر قطر درونی لومن، نیروی اولیه‌ای تولید نمودند که به صورتی معنادار کمتر از سطح نیروی اعلام شده بود ($p<0/05$).
2. کش‌های لاتکس یونیتک $\frac{3}{16}$ اینچ در کشش به اندازه سه برابر قطر درونی لومن، نیروی اولیه‌ای تولید می‌کردند، که به صورتی معنادار بیشتر از سطح نیروی اعلام شده بود ($p<0/05$).
3. هر سه دسته کش لاتکس، منحنی کاهش نیروی همانندی در طول 24 ساعت داشتند و در کل 18/64درصد، کاهش میانگین نیروی آغازین طی یک ساعت اول روی می‌دهد و پس از آن، تا 24 ساعت حدوداً 4درصد کاهش نیروی بیشتری وجود داشت.

## سپاسگزاری

این تحقیق با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و همکاری مرکز تحقیقات دندانپزشکی ترابی نژاد انجام پذیرفته است.

## References


1. Bales TR, Chaconas SJ, Caputa AA. Force extension characteristics of orthodontic elastics. Am J Orthod 1977; 72: 296-302.
2. Kanchana P, Godfrey K. Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic Latex elastics. Am J Orthod Dentofac Orthop 2000; 118: 280-287.
3. Wong AK. Orthodontic Elastic materials. Angle Orthod 1976; 46: 196-205.
4. Young RJ, Lovell PA. Introduction to polymers. 2nd ed. London: Chapman and Hall; 1991.p. 300-305.
5. Kersey ML, Glover KE, Heo G, Raboud D, Major PW. A comparison of dynamic and static testing of latex and non latex orthodontic elastics Angle Orthod. 2003;73:181-186.
6. Russell KA, Milne AD, Khanna RA, Lee JM. In vitro assessment of the mechanical properties of latex and non-latex orthodontic elastics. Am J Orthod Dentofac Orthop 2001; 120: 36-44.
7. Beattie S, Monaghan P. An in vitro simulating effects of daily diet and patient elastic band change compliance on orthodontic latex elastics. Angle Orthod 2004; 74: 234-239.
8. Gioka Ch, Zinelis S, Eliades T, Eliades G. Orthodontic latex elastics: A force relaxation study. Angle Orthod 2006; 76: 475-479.
9. Wang T, Zhou G, Tan X. Evaluation of force degradation characteristic of orthodonoic latex elastics in vitro and in vivo. Angle Orthod 2007; 77: 688-693.
10. Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: An in vivo study. Am J Orthod 1986; 89: 73-78.
11. Andreasen GF, Bishara S. Comparison of Alastic chains to elastics involved with intra and molar to molar forces. Am J Orthod 1971; 60: 200-201.
12. Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. J Dent Res 1978; 58: 685-690.
13. Baty DL, Volz JE, Fraunhofer JA. Force delivery properties of colored electrometric modules. Am J Orthod Dentofac Orthop 1994; 106: 40-46.
14. Kersey ML, Glover K, Heo G, Rabound D, Major PW. An in vitro comparison of 4 brands of nonlatex orthodontic elastics. Am J Orthod Dentofac Orthop 2003; 123: 401-407.
15. Billmayer FW. Textbook of polymer science. 3rd ed. New York: John Wiley and Sons; 1984. p. 361-382.