بررسی اثر شکل کام و ضخامت بیس رزین اکریلی بر استحکام خمشی پروتزهای کامل فک بالا

دکتر رامین مشرف*#، دکتر مانا نوراله، دکتر علیرضا رجایی****

* دانشیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و مرکز تحقیقات علوم دندانپزشکی دکتر ترابی نژاد

** دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله : ۸۵/۱۲/۶ – تاریخ پذیرش : ۸۵/۷/۵

Title: In vitro Investigation of The Wear Quantity of Targis Opposing The Enamel, Porcelain and Composite

Authors:
Mosharraf R.*#. Noor-Allah M.**, Rejaee AR.**
* Associate Professor, Dept of Prosthodontics, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran and Member of Torabinejad Dental Research Center
** Dentist

Introduction: Fracture of acrylic resin denture base is a common problem in maxillary dentures. Because the stresses in mouth on the denture base are of flexural type, the aim of this study was to determe the effect of palatal shape combined with acrylic resin thickness on the flexural strength of the denture base.

Materials & Methods: In this experimental study, 48 stone casts in 3 groups (shallow, medium and deep palatal vault) were prepared. Eight casts of each palatal form were covered with a single layer of base-plate wax and eight were covered with two layers. Patterns were invested and processed with Acropars acrylic resin in the same manner. Flexural strength, deflection and fracture load were measured with DARTEC testing machine. Statistical analysis was performed using multivariate ANOVA, Kruskal-Wallis and Mann Whitney tests.

Results: The results showed that the flexural strength of shallow bases were significantly different from medium and deep palatal shapes at both thicknesses (P<0.001). There were no statistically significant differences in flexural strength between the medium and deep palatal shapes (P=0.583). Increasing the base thickness significantly increases the flexural strength in each palatal shape (P<0.001).

Conclusion: This study revealed that palatal shape and base thickness have significant effects on flexural strength of denture bases. In shallow palates, increasing the thickness of denture base can enhance flexural strength of denture.

Key words: Flexural strength, maxillary denture, acrylic resin, palatal shape, base thickness.

 # Corresponding Author: mosharraf@dnt.mui.ac.ir

Journal of Mashhad Dental School, Mashhad University of Medical Sciences, 2007; 31: 111-6.

چکیده

مقدمه: شکستن بیس آکریلی پروتزهای کامل مشکل شایعی است که اغلب در فک بالا به وقوع می پیوندد. از آنجا که نیروهای وارد بر پروتز در دهان معمولاً از نوع خمشی است، در این بررسی، تأثیر شکل کام و ضخامت رزین اکریلی بر استحکام خمشی بیس پروتز مورد مطالعه قرار گرفته است.

مواد و روش ها: در این مطالعه تجربی - آزمایشگاهی تعداد ٤٨ کست گچی در سه گروه کام کم عمق، متوسط و عمیق تهیه شد و در هر گروه نیمی از بیس ها با ضخامت یک لایه موم و نیمی دیگر با دو لایه موم بیس پلیت تهیه و پس از اکریل گذاری با اکریل اکروپارس، تعداد ٤٨ بیس اکریلی ساخته شد. سپس بیس ها تحت بارگذاری دستگاه دارتک قرار گرفتند و استحکام خمشی آنها محاسبه گردید. یافته های حاصل توسط آزمون های Multivariate ANOVA و Kruskal-wallis و آزمون تکمیلی Mann whitney تجزیه و تحلیل آماری شدند.

یافته ها: مقایسه استحکام خمشی سه شکل مختلف کام با توجه به ضخامت بیس نشان داد که استحکام خمشی بیس های مربوط به کام های کم عمق با دو گروه دیگر تفاوت معنی داری دارد (P<۰/۰۰۱). تفاوت آماری معنی داری بین شکل های متوسط و عمیق کام مشاهده نشد (P=۰/۵۰۳) و میانگین استحکام خمشی بیس های ضخیم تر، نسبت به میانگین استحکام خمشی بیس های نازک تفاوت معنی داری داشت (P<۰/۰۰۱).

نتیجه گیری: در این بررسی مشخص شد که شکل کام و ضخامت بیس اثر مشخصی بر استحکام خمشی بیس پروتز دارد. در کام های کم عمق که استحکام خمشی از کام های متوسط و عمیق کمتر است می توان با افزایش ضخامت بیس، استحکام خمشی پروتز را بیشتر کرد.

واژه های کلیدی: استحکام خمشی، دست دندان فک بالا، رزین اکریلی، شکل کام، ضخامت بیس.

مولف مسؤول، آدرس : اصفهان، دانشکده دندانپزشکی اصفهان، بخش پروتزهای دندانی، تلفن : ۷۹۲۲۸۱۹-۰۳۱۱ ، همراه : ۷۱۹۶-۱۱۹-۰۹۱۳
E-mail: mosharraf@dnt.mui.ac.ir

مقدمه

ماده ای که معمولاً در ساخت دست دندان های کامل به کار می رود پلی متیل متاکریلات می باشد که با وجود داشتن مزایای فراوان بدون عیب نیز نمی باشد.[۱-۳] از جملهٔ این عیوب شکستن بیس رزینی دست دندان پس از استفاده در دهان می باشد که اغلب در خط وسط فک بالا[۲-٤] و به میزان ۲ برابر دست دندان های پایین روی می دهد.[٥] در بیشتر موارد شکستگی در دست دندان ها بیشتر از آن که مربوط به مشکلات رزین آکریلی باشد، مربوط به وجود اشکال در طراحی و ساخت پروتز اعم از اکلوژن نامناسب یا تطابق ضعیف پروتز با بافت های زیرین می باشد.[٦] همچنین این شکستگی می تواند مربوط به وجود نواحی تضعیف کننده ای مثل بریدگی لبیال عمیق[٦] یا ضرباتی باشد که به طور تصادفی به دست دندان وارد می شوند.[۷] علاوه بر این مشخص شده که در اثر نیروهای جونده مکرری که ممکن است تا پانصد هزار بار در سال به بیس پروتز وارد شوند، بیس پروتز دچار تغییر شکل و در نهایت خستگی و شکست می شود.[۸و٤] بروز خستگی در بیس پروتز با زیاد شدن تعداد دفعات خمش و افزایش میزان نیروی وارده سریع تر اتفاق می افتد اما این پدیده با شکل کام و میزان عمق آن هم به طور معنی داری ارتباط دارد.[۱۰و۹]

یکی از ساده ترین راه ها برای غلبه بر این مشکل، افزایش ضخامت پروتز می باشد.[٤] البته با افزایش ضخامت، مشکلات دیگری همچون حالت تهوع یا کاهش گیر و ثبات دست دندان و مشکلات گفتاری به وجود خواهند آمد.[٦] امروزه روش های دیگری برای افزایش استحکام خمشی بیس پروتز پیشنهاد شده اند مانند استفاده از آکریل های با استحکام بالا[۱۱] و کاربرد روش های تقویت کننده مثل بیس ها یا سیم های فلزی، فیبرهای تقویت کننده و... [۱۲-۱٤] از آنجا که کاربرد این روش های جدید در کشور ما چندان مرسوم نمی باشد و لابراتوارهای تجاری هنوز هم از روش های قدیمی و رزین های آکریلی معمولی برای تهیه دست دندان های کامل استفاده می کنند، در این مطالعه، هدف بررسی تأثیر شکل کام و ضخامت بیس رزینی بر استحکام خمشی پروتزهای کامل فک بالا بوده است.

مواد و روش ها

در این مطالعه تجربی-آزمایشگاهی برای تهیه مدل های مختلف شکل کام از یک مانکن بی دندان فک بالا توسط یک تری اختصاصی آکریلی (اکروپارس- صنایع پزشکی مارلیک - تهران - ایران) و ماده قالب گیری آلژینات (ایرالژین - شرکت گلچای - تهران - ایران) سه بار قالب گیری شد و با گچ استون (مولدانا- پارس دنتال - تهران - ایران) سه کست مشابه تهیه شد. یکی از این کست ها به عنوان نماینده کام های معمولی نگهداری گردید و در دو کست دیگر تغییراتی داده شد. به این صورت که در یکی از آنها به عمیق ترین نقطه کام به ارتفاع ۷ میلی متر موم اضافه شد و عمق کام تا فاصله ٤ میلی متری از رأس ریج بی دندان با موم پر شد. در کست دیگر در عمیق ترین نقطه کام شیاری به عمق ۷ میلی متر با فرز فیشور ایجاد شد و به طور متناسب تا فاصله ٤ میلی متری رأس ریج تراشیده شد تا کامی عمیق با عمق معین ایجاد شود. سپس از روی این دو کست با دو تری اختصاصی جدید قالب گیری مجدد انجام شد تا در نهایت سه کست با عمق کم (Shallow)، متوسط (Medium) و عمیق (Deep) به دست آید. مجدداً برای هر سه کست تری اختصاصی اکریلی با فاصلهٔ ۲ لایه موم بیس پلیت (Dentsply-Dentsply Co. England) تهیه گردید. این کست ها به مدت ۲۰ دقیقه در Slurry water قرار داده شدند و سپس از هر کدام ۱٦ بار قالبگیری با آلژینات انجام شد. چهل و هشت کست گچی حاصل، شامل سه گروه ۱٦ تایی (کام کم عمق - متوسط -

عمیق) بودند که در هر گروه نیمی از کست ها با یک لایه و نیمی دیگر با دو لایه موم بیس پلیت پوشانده شدند (جدول ۱). ضخامت موم ها در ٤ نقطه (خط وسط ریج، دو ناحیه در محاذات دو فرنوم باکال در رأس ریج و عمیق ترین نقطه کام در خط وسط) توسط پروب پریودنتال اندازه گیری گردید و در صورت لزوم نمونه ها دوباره موم گذاری گردیدند. پس از مفل گذاری به صورت دو مرحله ای و حذف موم، اکریل گذاری با آکریل گرما سخت آکروپارس (آکروپارس - صنایع پزشکی مارلیک - تهران - ایران) و طبق دستور سازنده و در دستگاه های تمام اتوماتیک (KAVO 5518-KAVO-Germany) انجام شد. پس از جدا کردن بیس های اکریلی، ضخامت آن ها در ٤ نقطهٔ ذکر شده مجدداً توسط گیج و ریزسنج اندازه گیری و از یکنواخت بودن ضخامت بیس ها اطمینان حاصل شد. روی تمامی نمونه ها محل تقاطع خط واصل بین فرنوم های باکال دو طرف و خط وسط کام به عنوان محل اعمال نیرو مشخص گردید. سطح پالیش نمونه ها در دستگاه دارتک (TLCLO, Dartec series, England) روی یک صفحه فلزی ثابت شد و نیرو با سرعت ٥ میلی متر در دقیقه توسط یک استوانه فلزی عمودی به قطر ٥ میلی متر به محل علامت گذاری شده در سطح بافتی بیس ها وارد گردید. با شروع اعمال نیرو، رایانه با گذشت هر ۰/۸ ثانیه میزان نیروی وارده و خمیدگی حاصل در بیس را ثبت و در نهایت با شکستن نمونه، استحکام نهایی آن را اندازه گیری می نمود. برای هر نمونه یک منحنی نیرو-خمش رسم و سطح زیر آن (Energy to fracture) محاسبه شد. در این بررسی میزان نیروی لحظه شکست (Fracture load) بر حسب نیوتن، خمیدگی در لحظه شکست (Deflection) بر حسب میلی متر و انرژی لحظه شکست (Energy to fracture) بر حسب kgf.cm برای هر 6 گروه بیس اکریلی اندازه گیری شد. برای مقایسه آماری گروه های مختلف از آزمون Multivariate ANOVA و آزمون تکمیلی Tukey استفاده شد. مقایسه آماری انرژی شکست، پس از انجام آزمون همگنی واریانس ها(Test of homogeneity of variances) و با توجه به عدم برقراری شرط همگنی واریانس با استفاده از آزمون Kruskal-wallis انجام شد. برای مقایسه دو به دوی گروه ها از آزمون تکمیلی Mann whitney استفاده شد.

جدول ۱ : علایم اختصاری در بیان گروه های مختلف

ضخامت عمق	یک لایه موم	دو لایه موم
کم عمق (Shallow)	S_I	S_{II}
عمق متوسط (Medium)	M_I	M_{II}
عمیق (Deep)	D_I	D_{II}

یافته ها

در جدول ۲ میزان نیروی لحظه شکست، خمیدگی در لحظه شکست و انرژی لحظه شکست برای هر ٦ گروه و نتیجه آزمون ANOVA درج شده است. برای مقایسه آماری گروه های مختلف از آزمون Multivariate ANOVA استفاده شد و مشخص گردید که گروه های مختلف از نظر نوع کام و ضخامت موم و اثر هم زمان این دو، با هم تفاوت معنی دار دارند. برای مقایسه دوبه دوی گروه ها از آزمون تکمیلی Tukey (جدول ۳) استفاده شد. به کمک این آزمون مشخص شد که از نظر نیروی لحظه شکست به جز در مورد گروه های کام متوسط و عمیق در هر دو ضخامت یک و دو لایه موم ($M_{I\&II}$ و $D_{I\&II}$)، بقیه گروه ها با هم تفاوت معنی داری ندارند (P=۰/۵۰۳). انرژی لحظه شکست گروه S_I از همه گروه ها پائین تر بود و گروه های M_I و D_I و S_{II} با هم در یک سطح قرار داشتند و گروه های M_{II} و D_{II} دارای انرژی لحظه شکست بیشتری بودند. نتایج در مورد خمیدگی و نیروی لحظه

شکست نیز در جدول ۵ به گونه ای درج شده که گروه هایی که دارای میانگین کمتر بودند در ستون اول و گروه هایی که دارای میانگین بیشتری بودند در ستون های بعدی قرار گرفتند.

لازم به ذکر است که در تمام نمونه ها، شکست در خط وسط فک بالا اتفاق افتاده بود.

جدول ۲ : میانگین ضخامت آکریل، میانگین و انحراف معیار نیروی لحظه شکست، خمیدگی و انرژی شکست برای گروه های ۶ گانه بیس های اکریلی

گروه	نیروی لحظه شکست *(N)	خمیدگی لحظه شکست * (mm)	انرژی شکست * kgf.cm
S_I	۲۶۳/۱±۴۲/۰	۲/۲۳±۰/۲۵	۳/۰۱±۰/۷۲
M_I	۴۴۸±۳۲/۷	۳/۰۳±۰/۴۱	۶/۹۰±۰/۸۴
D_I	۵۳۵/۶±۶۱/۰	۲/۴۱±۰/۱۶	۶/۵۸±۰/۹۹
S_{II}	۷۱۷/۶±۴۳/۱	۱/۷۷±۰/۲۲	۶/۴۹±۰/۹۴
M_{II}	۱۰۶۶/۱±۱۰۵/۱	۲/۱۹±۰/۱۲	۱۱/۹۱±۱/۵۹
D_{II}	۱۱۵۹/۹±۲۳۷/۶	۱/۸۸±۰/۲۱	۱۱/۰۹±۲/۳۳
نتیجه آزمون	P<۰/۰۰۱	P<۰/۰۰۱	P<۰/۰۰۱

* M±SD

جدول ۳ : نتایج آنالیز آماری Tukey برای خمیدگی نیرو و انرژی لحظه شکست بین گروه های مختلف

گروه	تعداد نمونه	خمیدگی لحظه شکست*	نیروی لحظه شکست*	انرژی لحظه شکست*
یک لایه موم	۲۴	۲/۵۵±۰/۴۵	۴۵۷/۳±۱۹۴/۱	۵/۵±۱/۹۷
دو لایه موم	۲۴	۳/۹۵±۰/۲۵	۹۸۱/۲±۲۴۲/۶	۹/۸۳±۲/۹۴
	M±SD	P<۰/۰۰۱	P<۰/۰۰۱	P<۰/۰۰۱

جدول ۴ : نتایج آنالیز آماری Kruskal-wallis برای انرژی شکست بین گروه های مختلف

گروه	تعداد نمونه	حداقل	حداکثر	انحراف معیار + میانگین	P-value
S_I	۸	۲/۰۶	۴/۱۰	۳/۰۱±۰/۷۲	
M_I	۸	۵/۳۳	۷/۷۵	۶/۹۰±۰/۸۴	<۰/۰۰۱
D_I	۸	۵/۰۶	۸/۰۷	۶/۵۸±۰/۹۹	
S_{II}	۸	۵/۵۳	۸/۱۱	۶/۴۹±۰/۹۴	
M_{II}	۸	۱۰/۱۳	۱۴/۳۳	۱۱/۹۱±۱/۵۹	<۰/۰۰۱
D_{II}	۸	۸/۲۲	۱۴/۱۳	۱۱/۰۹±۲/۳۳	

جدول ۵ : نتایج آزمون دانکن برای خصوصیات مورد بررسی در گروه های مختلف

خصوصیات	ستون اول	ستون دوم	ستون سوم	ستون چهارم
انرژی شکست	S_I	S_{II} D_I M_I	D_{II} M_{II}	
خمیدگی لحظه شکست	S_{II} D_{II}	M_{II} D_I S_I	M_I	
نیروی لحظه شکست	S_I	D_I M_{II}	M_I	S_{II} D_{II}

بحث

در طی استفاده از پروتز کامل در دهان تنش های مختلفی از جمله تنش های فشاری، کششی و برشی به آن وارد می شود. اما یکی از خصوصیات بیس پروتز که در موقع وارد شدن نیروهای جویدن اهمیّت زیادی پیدا می کند استحکام خمشی است که خواص فیزیکی متعددی را شامل می شود.[۶و۱] عوامل زیادی در مقاومت بیس های آکریلی در برابر شکستن دخالت دارند، اما به نظر می رسد علاوه بر خصوصیات مواد تشکیل دهنده بیس پروتز، ویژگی های دیگری نظیر شکل هندسی و ضخامت آن هم در استحکام بیس تأثیر داشته باشند.[۶-۴] در برخی مطالعات برای بررسی استحکام عرضی رزین های آکریلی از مدل هایی شبیه به میله ها یا صفحات صاف آکریلی استفاده شده است.[۱۴و۶و۱] اما در این مطالعه، همانند بررسی تاکایاما[۱۰] و موریس[۴] برای تشابه بیشتر نمونه ها به شرایط واقعی از مدل هایی شبیه به شکل طبیعی بیس پروتز کامل فک بالا استفاده شد. البته در دو بررسی مشابه از کست های بی دندانی بیماران عادی استفاده شده بود که طبیعتاً ممکن است از لحاظ عدم تشابه اندازه در گروه های مورد بررسی دارای اشکالاتی باشند. در بررسی حاضر برای رفع این مشکل از یک مدل مشترک که فقط در بخش میانی کام تغییراتی در آن داده شده بود استفاده گردید.

تاکایاما[۱۰] و موریس[۴] گزارش نمودند که بیس پروتز در کام های کم عمق از کام های عمیق، و متوسط ضعیف تر است. Von fraunhofer نیز بیان داشت با آن که بروز خستگی در بیس پروتز با زیاد شدن تعداد دفعات خمش و افزایش میزان نیروی وارده سریع تر اتفاق می افتد اما این پدیده با شکل کام و میزان عمق آن به طور معنی داری ارتباط دارد.[۹] در بررسی حاضر نیز مشخص گردید که در هر ضخامتی، انرژی لازم برای شکستن بیس های کام کم عمق به طور معنی داری کم تر از دو گروه دیگر است اما میانگین انرژی شکست در گروه کام عمیق و کام متوسط با هم تفاوت معنی داری ندارند. البته در بررسی موریس[۴] در ضخامت یک لایه ای بیس، بین گروه های متوسط و عمیق هم تفاوت معنی داری مشاهده نشد که بر خلاف مطالعه حاضر بوده است. این تفاوت در نتایج ممکن است به دلیل اختلاف در شکل کست های مورد استفاده یا به دلیل تفاوت جنس اکریل مورد استفاده در این بررسی ها باشد.

همچنین در بررسی حاضر مشخص شد که در هر شکلی از کام (از نظر عمق)، بیس های ساخته شده با دو لایه موم از بیس های یک لایه ای به صورت معنی داری استحکام بیشتری داشتند (جدول ۳). در بررسی موریس[۴] افزایش ضخامت بیس آکریلی در کام های کم عمق سبب افزایش انرژی شکست (استحکام خمشی) و نیروی شکست گردید و در کام های با عمق متوسط و عمیق، افزایش ضخامت تأثیری بر میزان خمش نداشت ولی استحکام خمشی و نیروی شکست را تحت تأثیر قرار می داد. اما در بررسی حاضر تغییر ضخامت بیس آکریلی بر هر سه فاکتور فوق اثر معنی داری داشت. بنابراین، بررسی

حاضر هم همانند برخی مطالعات دیگر، بر تاثیر افزایش ضخامت بیس دنچر بر استحکام خمشی آن صحه می گذارد.[۴-۶]

در بررسی حاضر در تمام نمونه ها، شکست در خط وسط فک بالا اتفاق افتاده بود. این امر بنا به اذعان بسیاری از محققین به دلیل وجود ناچ لبیال و اثر تضعیف کننده آن بر استحکام عرضی بیس پروتز فک بالا است.[۵و۶]

تفاوت دیگری که در نتایج مطالعه حاضر با بررسی های مشابه دیده می شود، در قدر مطلق نیروی شکست و انرژی شکست می باشد که این مقادیر به طور میانگین در بررسی موریس[۴] و تاکایاما[۱۰] بیش از دو برابر مقادیر حاصل از این پژوهش است. از جمله دلایل این اختلاف می توان به تفاوت در نوع تجاری رزین های اکریلی به کار رفته (نوع ایرانی در مقایسه با انواع خارجی)، اختلاف در اندازه و شکل نمونه ها، و تفاوت ضخامت بیس های اکریلی در این بررسی با بررسی های مشابه، که احتمالاً مربوطه به تفاوت در نوع موم های بیس پلیت به کار رفته و تفاوت در نحوه تهیه بیس های مومی و ... می باشد، اشاره کرد.

نتیجه گیری

بیس های ساخته شده برای کام های کم عمق به نحو مشخصی ضعیف تر از کام های متوسط و عمیق هستند. با افزایش ضخامت تا حدودی می توان این مشکل را جبران کرد ولی افزایش بیش از حد ضخامت بیس پروتز از نظر کلینیکی قابل قبول نخواهد بود.

منابع

1. Jagger DC, Jagger RG, Allen M, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of high strength denture base acrylic resins. J Oral Rehabil 2002; 29(3): 263-7.
2. Schneider RL, Stokes JL, La Duke D. Design and fabrication technique for metal palates in maxillary complete denture. J Dent Technol 2000; 17(7): 11-8.
3. John J, Gangadher SA, Shah J. Flexural strength of heat-polymerized poly methyl methacrylate denture resin reinforced with glass, armaid, or nylon fibers. J Prosthet Dent 2001; 86(4): 424-7.
4. Morris JC, Khan Z, Von Fraunhofer JA. Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture bases. J Prosthet Dent 1985; 53(5): 670-3.
5. Beyli MS, Von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 1981; 46(3): 238-41.
6. Meng TR, Latta MA. Physical properties of four acrylic denture base resins. J Contemp Dent Pract 2005; 6(4): 93-100.
7. Rodford RA. Further development and evaluation of high-impact-strength denture base materials. J Dent 1990; 18(3): 151-7.
8. Johnson W, Mathews E. Fatigue studies on some dental resins. Br Dent J 1999; 10(4): 252-5.
9. Von Fraunhofer JA, Khan Z, Razavi R. The effect of the posterior palatal on the strength of maxillary denture bases. Quintessence Dent Technol 1987; 11(3): 193-4.
10. Takayama Y. Influence of the different palate forms on the thin palate dentures. Shika Rikogaku Zasshi 1980; 21(53): 48-63.
11. Rodford RA, Braden M. Further observations on the high impact strength denture base materials. Biomaterials 1992; 13(10): 726-8.
12. Vallitu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. J Prosthet Dent 1999; 81(3): 318-26.
13. Aydin C, Yilmaz H, Caglar A. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. Quintessence Int 2002; 33(6): 457-63.
14. Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE. Effects of chemical disinfectants on the transverse strength of denture base acrylic resins. J Oral Rehabil 2003; 30(11): 1085-9.