Archive of SID

تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۵، شماره ۱، بهار ۱۳۹۲، ۸۱-۸۸

مقایسه خصوصیات فیزیکی یک نوع گچ ایرانی نوع IV با مشابه آلمانی بر اساس استانداردهای ADA

دکتر محمود صبوحی[۱]- دکتر نیلوفر خدائیان[۲]- دکتر مریم سلطانی[۳]- دکتر ابراهیم عطائی[۴]

۱- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی و عضو مرکز تحقیقات پروفسور ترابی نژاد دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

۲- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی و عضو مرکز تحقیقات مواد دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

۳- دندانپزشک

۴- استادیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد

چکیده

زمینه و هدف: *گچ دندانی نوع IV و V بیشترین استفاده را در تهیه کست و دای در پروتز ثابت دارد و باید دارای ویژگیهای خاصی جهت استفاده باشد. هدف از این مطالعه مقایسه خصوصیات فیزیکی گچ نوع IV ایرانی با مشابه آلمانی می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی بر اساس دستورالعمل شماره ۲۵، ADA، آزمون زمان سخت شدن، انبساط حین سخت شدن و استحکام فشاری برای گچ نوع IV ایرانی تارا و آلمانی Gildand انجام گرفت. برای آزمون زمان سخت شدن، از دستگاه Vicat، برای آزمون انبساط حین سخت شدن، از دستگاه انبساط‌سنج و برای آزمون استحکام فشاری از ماشین آزمون چندکاره استفاده گردید. اعداد به دست آمده با استاندارد شماره ۲۵، ADA در مورد گچهای نوع IV مقایسه شد و نتایج توسط آزمون آماری t-test باسطح معنی‌داری ۰/۰۵ تحت آنالیز آماری قرار گرفت.*

یافته‌ها: *میانگین انبساط حین سخت شدن برای گچ ایرانی و آلمانی به‌ترتیب ۰/۰۱۱±۰/۰۲۴ میلی‌متر و ۰/۰۰۹±۰/۰۲۴۵ میلی‌متر بود که هر دو در محدوده استاندارد ADA قرار داشت و تفاوت آماری معنی‌داری با هم نداشتند. (P=۰/۹۶۶) میانگین زمان سخت شدن برای گچ ایرانی و آلمانی به‌ترتیب ۰/۷۰±۴۴/۵ و ۰/۴۱±۱۷/۲۹ دقیقه و میانگین استحکام فشاری برای گچ ایرانی و آلمانی به‌ترتیب ۰/۹۷±۱۶/۱۷ و ۱/۹۶±۲۰/۱۵ مگاپاسکال بود که هیچ یک در محدوده استاندارد ADA قرار نداشت ولی اختلاف دو گروه از نظر آماری معنی‌دار بود.*

نتیجه‌گیری: *گچ ایرانی نوع IV نتوانست استاندارد دو ویژگی از سه ویژگی مورد آزمون در این مطالعه را به دست آورد و اصلاح این گچ جهت استفاده در اعمال لابراتواری پروتز ثابت لازم می‌باشد.*

کلید واژه‌ها: *استحکام فشاری – خواص فیزیکی – سولفات کلسیم*

وصول مقاله: ۱۳۹۰/۱۲/۱۰ اصلاح نهایی: ۱۳۹۱/۳/۱۱ پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۸/۲۸

نویسنده مسئول: دکتر نیلوفر خدائیان، گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

e.mail:khodaeian@dnt.mui.ac.ir

مقدمه

گچها در دندانپزشکی و به خصوص در پروتزهای دندانی استفاده وسیع دارند. (۱)، گچهای مورد استفاده در دندانپزشکی به شکل کلسیم سولفات همی هیدرات ($CaSO_4.\frac{1}{2}H_2O$) بوده و بر اساس استاندارد شماره ۲۵ انجمن دندانپزشکی آمریکا (ADA) به پنج گروه تقسیم می‌شوند. با توجه به اینکه این گروهها فرمول شیمیایی مشابه دارند، ولی دارای خواص فیزیکی متفاوتی هستند و برای اهداف گوناگونی مورد استفاده قرار می‌گیرند. (۲)، در مورد گچها خصوصیات قابل بررسی متعددی وجود دارد ولی در استاندارد شماره ۲۵، ADA تنها پنج خصوصیات به عنوان ویژگیهای اصلی برای ارزیابی گچها تعیین شده است که عبارتند از: زمان سخت شدن، توانایی بازسازی جزئیات، انبساط حین سخت شدن، استحکام فشاری و قوام (جدول ۱)

برای ساخت یک رستوریشن مناسب، کست و یا دای مورد استفاده در تکنیک ریختگی غیر مستقیم باید خواص ویژه‌ای

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱: خصوصیات پنج نوع گچ طبقه بندی شده بر اساس ADA

نوع	تعریف	زمان سخت شدن (دقیقه)	انبساط حین سخت شدن در دو ساعت		استحکام فشاری (مگاپاسکال)	توانایی بازسازی جزئیات		قوام عمق نفوذ (میلی‌متر)	نسبت پودر به آب
			حداقل٪	حداکثر٪		بیش از ۱۵۰٪ میکرون	کمتر از ۷۵٪ میکرون		
I	Plaster, impression	۴±۱	۰/۰۰	۰/۱۵	۴	۹۸	۸۵	–	۰/۷۵–۰/۴۰
II	Plaster, model	۱۲±۴	۰/۰۰	۰/۳۰	۹	۹۸	۹۰	۳۰±۳	۰/۵۰–۰/۴۵
III	Dental stone	۱۲±۴	۰/۰۰	۰/۲۰	۲۱	۹۸	۹۰	۳۰±۳	۰/۳۰–۰/۲۸
IV	Dental stone ,High strength	۱۲±۴	۰/۰۰	۰/۱۰	۳۵	۹۸	۹۰	۳۰±۳	۰/۲۴–۰/۲۲
V	Dental stone , High strength , High expansion	۱۲±۴	۰/۰۱	۰/۳۰	۴۹	۹۸	۹۰	۳۰±۳	۰/۲۲–۰/۱۸

داشته باشند که این ویژگیها به خصوص هنگامی که یک رستوریشن متکی بر ایمپلنت ساخته می‌شود ملاحظات بیشتری را می‌طلبد. از میان موارد مورد استفاده برای ساخت کست و یا دای گچ نوع IV و V بیشترین استفاده را در تهیه کست و دای، در پروتزهای ثابت دارد که به علت دقت ابعادی، قیمت کم و استفاده آسان می‌باشد. (۱، ۳-۴)، تا کنون چندین مطالعه در مورد خواص فیزیکی گچهای ایرانی انجام شده است (۵- ۷) ولی در مورد خواص فیزیکی گچ ایرانی نوع IV مطالعه‌ای صورت نگرفته است. از این رو هدف از مطالعه حاضر، بررسی مقایسه‌ای استحکام فشاری، انبساط حین سخت شدن و زمان سخت شدن گچ ایرانی نوع IV با مشابه آلمانی آن بود.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی از یک نوع گچ ایرانی نوع IV (Tara 250, Kheyzaran, Isfahan, Iran) و یک نوع گچ آلمانی نوعIV (Gildand, Germany) استفاده شد. برای اندازه‌گیری حجم نمونه از روشهای آماری استفاده نشد و تعداد و نحوه تهیه نمونه‌ها و شرایط آزمون برای تمامی آزمایشها بر اساس دستورالعمل شماره ۲۵، ADA و مطالعات مشابه صورت پذیرفت. (۵-۱۱)، شرایط دمایی ۲۳±۲ درجه سانتی‌گراد و رطوبتی ۵۰±۱۰٪برای کلیه وسایل و ابزار آلات فراهم شد و وسایل حداقل ۱۵ ساعت قبل از آزمون در شرایط مذکور قرار گرفتند.

آزمون زمان سخت شدن با روش از قبل مشخص شده (۸) و با استفاده از دستگاه Vicat (اصفهان، ایران) صورت گرفت. این دستگاه اجازه بررسی زمان سخت شدن را از طریق ورود سوزن فلزی (با قطر یک میلی‌متر و طول پنجاه میلی‌متر) متصل به میله آلومینیومی عمودی متحرک تحت وزن کلی سیصد گرم را می‌دهد. استوانه تفلونی با قطر هفتاد میلی‌متر در بالا، شصت میلی‌متر در پایین و ارتفاع چهل میلی‌متر به صفحه شیشه‌ای با ابعاد ۱۰۰ × ۱۰۰ میلی‌متر متصل گردید. توده گچ طبق دستور کارخانه سازنده مخلوط و با کمک ویبراتور (Whip mix Corp., Louisville, KY) درون استوانه تفلونی ریخته شد و سپس زیر دستگاه Vicat قرار گرفت. پس از آن سوزن در ۰/۵ میلی‌متر سطح گچ قرار گرفت و دو دقیقه قبل از اینکه توده شفافیت سطحی خود را از دست بدهد سوزن به طور متوالی هر ۱۵ ثانیه در نواحی مختلف (استاندارد شده در هر ربع محیط) وارد شد تا این که سوزن دیگر نتوانست به طور کامل در توده نفوذ کند (۱۲)، زمان بین شروع مخلوط کردن تا وقتی که سوزن دیگر نتوانست به طور کامل در توده نفوذ کند، توسط کرنومتر

www.SID.ir

Archive of SID

اندازه گیری شد و زمان سخت شدن به دست آمد. (۵، ۸) این آزمون برای هر گچ دو بار انجام گردید.

برای انجام آزمون انبساط حین سخت شدن، از دستگاه انبساط سنج ساخته شده از مواد زنگ نزن و غیر قابل نفوذ استفاده شد. این دستگاه شامل یک ناودان V شکل ثابت شده روی پایه و یک مکعب فولادی متحرک با ابعاد۱±۳۰ میلی‌متر و وزن۱۰±۲۰۰ گرم می‌باشد. ضخامت پوسته ناودان چهار میلی‌متر و عرض داخلی هر ضلع ۱±۳۰ میلی متر بوده و دو ضلع مقابل نسبت به هم زاویه نود درجه داشتند. انتهای یک طرف ناودان بسته و طرف دیگر آن باز بود. برای اندازه گیری میزان انبساط نمونه‌های گچی از یک میکرومتر (Ericsson, Hudiksvall, Sweden) با دقت ۰/۰۰۵ میلی‌متر که با استفاده از یاتاقان آلومینیومی در جای خود ثابت می‌شد، استفاده گردید. در شروع آزمون ابتدا با استفاده از کولیس دیجیتال (CCCP, Russia) با دقت ۰/۰۵ میلی‌متر طول بین قسمت متحرک مکعب فولادی و قسمت ثابت ناودان V شکل با اندازه ۱۰۰±۰/۱ میلی‌متر تنظیم شد. سپس قسمت کف ناودان Vشکل به وسیله یک ورقه لاتکس را بردم (Dentorama, Stockholm, Sweden) به ضخامت ۰/۱ میلی‌متر پوشانده تا از محدود کردن انبساط گچ ممانعت به عمل آید. (۱۳)، مخلوط آب و گچ طبق دستور کارخانه سازنده تهیه و با کمک ویبراتور داخل ناودان Vشکل ریخته شد. روی ناودان با یک ورقه لاتکس رابردم پوشانده گردید تا از تبخیر آب مخلوط جلوگیری شود. یک دقیقه قبل از زمان سخت شدن و دو ساعت پس از شروع اختلاط اندازه گیری انجام شد (۵-۶، ۱۱) و پس از آن درصد انبساط طبق فرمول زیر محاسبه و برای هر گچ دو بار انجام گردید.

$\frac{L_F - L_0}{L_0} \times 100$: L_F طول نهائی ، L_0: طول اولیه

جهت آزمون استحکام فشاری از پنج عدد استوانه تفلونی دو تکه زنگ نزن و غیر قابل نفوذ با قطر ۲۰±۰/۲ میلی‌متر در ارتفاع ۴۰±۰/۴ میلی‌متر استفاده شد، ابتدا هر قالب تفلونی روی صفحه شیشه‌ای قرار گرفت و سپس آب و گچ مخلوط شده طبق دستور کارخانه سازنده با کمک ویبراتور درون قالبها ریخته شد تا کمی لبریز شود. قبل از اینکه سطح مخلوط درخشندگی خود را از دست بدهد، شیشه دوم به نحوی روی آن قرار گرفت که سطح گچ با شیشه در تماس باشد. ۱±۴۵ دقیقه پس از شروع اختلاط قالبها از هم جدا شده و نمونه‌ها در هوای با دمای ۲±۲۳ درجه سانتی‌گراد در رطوبت نسبی ۵±۹۵٪ نگهداری شدند. اگر نمونه‌ای تخلخل یا شکستگی داشت کنار گذاشته شد و نمونه جدید تهیه گردید. شصت دقیقه پس از شروع اختلاط گچ هر پنج نمونـــه توسط دستگاه آزمون چند کاره (Instron Corp., Canton, Mass) با نیروی ۲±۵ کیلوگرم نیوتن/دقیقه تحت آزمون فشاری قرار گرفت. (۵-۶، ۱۰)

نتایج آزمونها توسط نرم افزار SPSS ویرایش ۱۶ و آزمون آماری t-test با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ تحت آنالیز قرار گرفت.

یافته‌ها

یافته‌های این مطالعه درجدول ۲ خلاصه شده است. میانگین استحکام فشاری گچ ایرانی ۰/۹۷±۱۶/۱۷ مگاپاسکال و گچ آلمانی ۱/۹۶±۲۰/۱۵ مگاپاسکال بود که هر دو پایینتر از میزان استاندارد ADA بود. اختلاف میانگین استحکام فشاری دو نوع گچ با همدیگر و هر یک از آنها با مقدار استاندارد (۳۵ مگاپاسکال) با استفاده از آزمون t– test از نظر آماری معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۱) . میانگین انبساط حین سخت شدن برای گچ ایرانی ۰/۰۱۱±۰/۰۲۴ میلی‌متر و برای گچ آلمانی ۰/۰۰۹±۰/۰۲۴۵ میلی‌متر بود. اختلاف میانگین انبساط حین سخت شدن دو نوع گچ از نظر آماری معنی‌دار نبود (P=۰/۹۶۶) و میانگین هر دو گچ در محدوده استاندارد (۰/۱-۰ میلی‌متر) قرار داشت.

میانگین زمان سخت شدن گچ ایرانی ۰/۷۰±۴۴/۵ دقیقه و گچ آلمانی ۰/۴۱±۱۷/۲۹ دقیقه بود. اختلاف میانگین زمان سخت شدن دو گچ از نظر آماری معنی‌دار بود (P<۰/۰۰۱) و هر دو میانگین بالاتر از محدوده استاندارد (۴±۱۲ دقیقه) قرار داشت.

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۲: شاخصهای آماری سه خصوصیت استحکام فشاری ، سخت شدن و انبساط حین سخت شدن به تفکیک نوع گچ

خصوصیت		میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
استحکام فشاری	گچ ایرانی	۱۶/۱۷	۰/۹۷	۱۴/۹۷	۱۸/۱۵
	گچ آلمانی	۲۰/۱۵	۱/۹۶	۱۷/۸۳	۲۴/۸۴
زمان سخت شدن	گچ ایرانی	۴۴/۵۰	۰/۷۰	۴۴/۰۰	۴۵/۰۰
	گچ آلمانی	۱۷/۲۹	۰/۴۱	۱۷/۰۰	۱۷/۵۸
انبساط حین سخت شدن	گچ ایرانی	۰/۰۲۴	۰/۰۱۱	۰/۰۱۶	۰/۰۳۲
	گچ آلمانی	۰/۰۲۴۵	۰/۰۰۹	۰/۰۱۸	۰/۰۳۱

بحث

در مطالعه حاضر سه ویژگی زمان سخت شدن، انبساط حین سخت شدن و استحکام فشاری دو نوع گچ نوع IV مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت.

زمان سخت شدن

فاصله زمانی بین شروع اختلاط پودر گچ و مایع و اتمام سخت شدن ماده تحت عنوان زمان سخت شدن نامیده می‌شود. (۱۴)، این زمان باید نه آنقدر کوتاه باشد که فرصت مناسب را از تکنیسین بگیرد و نه آنقدر طولانی باشد که موجب اتلاف وقت پرسنل لابراتوار گردد. این زمان معمولاً به وسیله یک نوع از آزمون نفوذ اندازه گیری می‌شود که بر اساس استاندارد شماره ۲۵، ADA این زمان با استفاده از دستگاه Vicat استاندارد شده صورت می‌پذیرد. (۲)، زمان سخت شدن انواع گچ بستگی به عواملی مثل نسبت آب و پودر، زمان و سرعت اسپاتولاسیون، دمای محیط و آب، ترکیب پودر و آب مورد استفاده، رطوبت محیطی که گچ در آن نگهداری می‌شود و همچنین تأثیر سیستم‌های کلوئیدال (خون و بزاق) دارد. (۱، ۱۵)، عواملی که باعث کاهش زمان سخت شدن می‌شوند عبارت اند از، کاهش نسبت آب به پودر، افزایش زمان و سرعت اسپاتولاسیون، اضافه کردن ترا آلبا، افزایش نمکهایی مثل کلرید سدیم یا سولفات پتاسیم ۰/۴ ، افزایش دمای آب و محیط از ۲۳ به سی درجه سانتی‌گراد. عکس عوامل فوق باعث افزایش زمان سخت شدن می‌شود. (۱۵)، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که متوسط زمان سخت شدن برای گچ ایرانی ۰/۷۰۷±۴۴/۵ دقیقه و برای گچ آلمانی ۰/۴۱۰±۱۷/۲۹ دقیقه بود که در مقایسه با زمان سخت شدن استاندارد ADA برای گچ نوع IV که ۴±۱۲ دقیقه می‌باشد، هر دو گچ زمان سخت شدن بیشتری را نشان دادند. البته در مورد گچ ایرانی تفاوت با میزان استاندارد به مراتب بیشتر از گچ آلمانی بود. در مطالعه Lucas و همکاران زمان سخت شدن گچ نوع IV مورد بررسی ده دقیقه بود که در محدوده استاندارد قرار داشت. (۱۱)

Spiers, Von Fraunhafer (۱۶) و Brukl و همکاران (۱۷) در مطالعات خود نشان دادند که افزایش محلول ۵٪ کلر پتاسیم و بی کربنات پتاسیم می‌تواند منجر به کاهش زمان سخت شدن شود. در این مطالعه از آب مقطر استفاده شد زیرا املاح موجود در آب مورد استفاده در مناطق مختلف می‌تواند بر زمان سخت شدن گچها تأثیر داشته باشد.

انبساط حین سخت شدن

انبساط توده گچی حین هیدراسیون سولفات کلسیم مورد بحث قرار گرفته است (۱۸-۱۹) و بر اساس ترکیب گچ و فرآیند Calcination انبساط خطی بین ۰/۰۶ تا ۰/۵ مورد انتظار می‌باشد. (۲۰،۱)، این میزان بر اساس استاندارد ADA در مورد گچهای نوع IV بین صفر تا ۰/۱ درصد می‌باشد. در مطالعه حاضر این میزان برای گچ ایرانی برابر با ۰/۰۱۱±۰/۰۲۴٪ وبرای گچ آلمانی‌برابر با ۰/۰۰۹± ۰/۰۲۴۵٪ بود که هر دو در محدود قابل قبول ADA قرار داشتند. در مطالعه Abdullah انبساط توده گچ نوع IV برابر با ۰/۰۱۲±۰/۰۱۳ بود که کمتر از میزان مطالعه حاضر بود.

www.SID.ir

Archive of SID

(۱۰)، ثبات ابعادی گچ در کست‌های دندانی دارای اهمیت زیاد می‌باشد زیرا تغییر زیاد سطح کست‌ها باعث کیفیت کم پروتزهای ساخته شده می‌شود. (۲۱- ۲۸)، تطابق و موفقیت رستوریشن‌های ریختگی وابسته به دقت ابعادی، استحکام و توانایی بازسازی جزئیات مواد مورد استفاده برای دای می‌باشد و اگر دای خصوصیات فوق را داشته باشد، مارژین رستوریشن در تماس بیشتری با خط اختتام تراش دندان قرار خواهد گرفت و مشکلات ناشی از عدم تطابق مارژینال رستوریشن‌ها مانند حل شدن سمان دندانی (۲۱)، ایجاد پوسیدگی (۲۲- ۲۳) ، درگیری پالپ دندان (۲۴)، افزایش پلاک میکروبی (۲۵)، تغییر فلور زیر لثه (۲۶) و التهاب لثه (۲۷و۲۸) به حداقل می‌رسد.

دقت و ثبات کست اصلی از ملزومات اولیه در ساخت پروتزهای متکی بر ایمپلنت می‌باشند. عدم وجود تطابق مارژینال و سیل در رستوریشن‌های متکی بر ایمپلنت، حل شدن سمان در ناحیه مارژین را افزایش داده و می‌تواند منجر به اعمال نیروهای خارج مرکزی به ایمپلنت شود. (۱۳)، به علاوه عدم تطابق مارژین می‌تواند منجر به تغییر شکل پلاستیک فریم ورک فلزی، جداشدگی سرامیک، شکست قطعات سیستم ایمپلنت و تجمع پلاک شود و بنابراین نقش مهمی در طول عمر پروتز ایفا می‌کند. (۲۹- ۳۰)

اگر کست مورد استفاده برای ساخت کست اصلی با ثبات و انبساط کم باشد، می‌تواند باعث‌بهبود تطابق رستوریشن‌های ساخته شده با تکنیک غیرمستقیم گردد. بر اساس نظر Anusavice (۱) و O'Brien (۲۰) مواد شیمیایی که زمان سخت شدن فرآورده‌های گچی را تنظیم می‌کنند باعث کاهش انبساط حین هیدراسیون سولفات کلسیم می‌شوند. بنابراین سازندگان به طور همزمان می‌توانند با کنترل تسریع‌کننده‌ها و بازدارنده‌ها، انبساط را کاهش داده و زمان سخت شدن را کنترل کنند.

عواملی که موجب افزایش انبساط حین سخت شدن می‌شوند عبارتند از کاهش نسبت آب به پودر، افزایش زمان و سرعت اسپاتولاسیون، افزایش حرارت آب و محیط از ۲۳ به ۳۰ درجه سانتی‌گراد و اضافه کردن موادی مثل کلرید سدیم. از طرف دیگر اضافه کردن موادی مثل سولفات پتاسیم موجب کاهش انبساط حین سخت شدن فرآورده‌های گچی می‌شود (۱۳،۱، ۱۷، ۳۱). Lauten Schlager و Corbin نیز در تحقیقی پیرامون تخلخل و رابطه میزان انبساط گچهای دندانی، به این نتیجه رسیدند که با افزایش نسبت آب به پودر، میزان تراکم گچ و همچنین میزان انبساط آن کاهش می‌یابد. (۳۲)

استحکام فشاری

استحکام گچهای دندانی نوع IV و V به ویژه در مورد پروتزهای ثابت پیچیده از اهمیت خاصی برخوردار است. در ساخت مارژین‌های پرسلنی یا مواردی که نیازمند ترانسفر کوپینگ می‌باشد، استحکام از ملزومات اساسی در ساخت رستوریشن محسوب می‌شود. به همین علت در موارد فوق، استفاده از گچ نوع IV آغشته با رزین یا دای پوشیده با مس که استحکام و ثبات ابعادی بهتری را نسبت به گچهای نوع IV و V فراهم می‌آورند، توصیه شده است (۳۳- ۳۴)، با این وجود کاربرد فراورده‌های گچی ساده‌تر می‌باشد. بر اساس استاندارد ADA ، میزان استحکام فشاری گچ نوع IV حداقل ۳۵ مگاپاسکال باید باشد. در مطالعه حاضر استحکام فشاری گچ ایرانی ۰/۹۷±۱۶/۱۷ و گچ آلمانی ۱/۹۶±۲۰/۱۵ بود که هر دو نمونه اختلاف معنی‌داری با میزان استحکام فشاری استاندارد نشان دادند.

در مطالعه Abdullah استحکام فشاری گچ نوع IV ۰/۳۲±۳۸/۲۷ بود که در محدوده استاندارد ADA قرارداشت. (۱۰)، استحکام فشاری گچ به نسبت آب به پودر بستگی دارد که با کاهش این نسبت میزان استحکام فشاری افزایش می‌یابد. افزایش زمان و سرعت اسپاتولاسیون و تغییر درجه حرارت آب و محیط در استحکام فشاری گچ تأثیری ندارد. (۱۵، ۲۰)

گچ ایرانی و آلمانی به جز ویژگی انبساط حین سخت شدن از نظر ویژگی زمان سخت شدن و استحکام فشاری در حدّ قابل قبول نبودند که شاید علت آن بالا بودن نسبت آب به پودر در مخلوط باشد. این در حالی است که زمان سخت شدن و استحکام فشاری در مورد گچ آلمانی به استانداردهای ADA نزدیکتر بود. در این مطالعه دو ویژگی

www.SID.ir

Archive of SID

قوام و توانایی بازسازی جزئیات که از ویژگیهای اصلی در استاندارد ADA می‌باشد مورد بررسی قرار نگرفت ولی با این حال از میان سه ویژگی مورد بررسی، گچ ایرانی نتوانست در دو مورد آن استاندارد ADA را به دست آورد.

نتیجه‌گیری

۱- گچ نوع IV ایرانی و آلمانی در ویژگی انبساط حین سخت شدن در حدّ استاندارد ADA بودند.

۲- گچ نوع IV ایرانی و آلمانی در ویژگیهای زمان سخت شدن و استحکام فشاری در حدّ استاندارد ADA نبودند.

۳- تفاوت زمان سخت شدن و استحکام فشاری گچ آلمانی با استاندارد ADA کمتر از این تفاوت در مورد گچ ایرانی بود.

تشکر و قدردانی

این مقاله بر گرفته از پایان نامه دکترای عمومی دندانپزشکی می‌باشد و توسط معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به شماره ۳۸۴۱۸۱ حمایت مالی شده است و بدین وسیله از آن معاونت تشکر و قدردانی می‌گردد.

REFERENCES

1. Anusavice KJ. Gypsum products. In: Phillips' science of dental materials. 11th ed. St. Louise: Mosby Elsevier; 2006, 255-81.
2. American National Standards/American Dental Association, Specification 25 for dental gypsum products. New York: American National Standards Institute; 2000, 244-53.
3. Winkler MM, Monaghan P, Gilbert JL, Lautenschlager EP. Comparison of four techniques for monitoring the setting kinetics of gypsum. J Prosthet Dent. 1998 May;79(5):532-6.
4. He LH, van Vuuren LJ, Planitz N, Swain MV. A micro-mechanical evaluation of the effects of die hardener on die stone. Dent Mater J. 2010 Aug; 29 (4):433-7.
5. Golbidi F, Kiani M, Ebrahimi M. Evaluation of physical properties of Khodabandeloo plaster (An in vitro study). J Dent Sch Shahid Beheshti Med Sci Univ. 2006 Summer;24(2):235-42.
6. Golbidi F, Davari M. Evaluation of three phyisical properties of iranian stones. Dent J Islamic Ass of Dent. 2003 Jan;14(4):51-64.
7. Golbidi F. Davari M. Comparision of consistenscy and setting time of iranian and foreign stones. Res Med Sci. 2000 Autumn;5(3):257-9.
8. American Dental Association: Specification No. 25 for dental gypsum products. In ADA: Guide to Dental Materials and Devices. Chicago: ADA; 1973, 253-8.
9. Duke P, Moore BK, Haug SP, Andres CJ. Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. J Prosthet Dent. 2000 Apr;83(4):466-73.
10. Abdullah MA. Surface detail, compressive strength, and dimensional accuracy of gypsum casts after repeated immersion in hypochlorite solution. J Prosthet Dent. 2006 Jun;95(6):462-8.
11. Lucas MG, Arioli-Filho JN, Nogueira SS, Batista AU, Pereira Rde P. Effect of incorporation of disinfectant solutions on setting time, linear dimensional stability, and detail reproduction in dental stone casts. J Prosthod. 2009 Aug;18(6):521-6.
12. Rudd KD, Morrow RM, Brown CE Jr, Powell JM, Rahe AJ. Comparison of effects of tap water

www.SID.ir

Archive of SID

and slurry water on gypsum casts. J Prosthet Dent. 1970 Nov;24(5):563-70.

13. Heshmati RH, Nagy WW, Wirth CG, Dhuru VB. Delayed linear expansion of improved dental stone. J Prosthet Dent. 2002 Jul;88(1):26-31.
14. Breault LG, Paul JR, Hondrum SO, Christensen LC. Die stone disinfection: Incorporation of sodium hypochlorite. J Prosthod. 1998 Mar; 7 (1):13-6.
15. Powers JM, Sakaguchi RL. Gypsum products and inverstment. In: Craig's restorative dental materials. 12th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2006, 313-36.
16. Von Fraunhofer JA, Spiers RR. Strength testing of dental stone: A comparison of compressive, tensile, transverse, and shear strength tests. J Biomed Mater Res. 1983 Mar;17(2):293-9.
17. Brukl CE, McConnell RM, Norling BK, Collard SM. Influence of gauging water composition on dental stone expansion and setting time. J Prosthet Dent. 1984 Feb;51(2):218-23.
18. Scaranelo RM, Bombonatti PE, Rister RP, Bombonatti R, Bombonatti JF. Influência de soluções desinfetantes cloradas no tempo e na expansão de presa de dois tipos de gesso. Rev Odont de Araç. 2004 Jun-Jul;25(1):44-8.
19. Twomey JO, Abdelaziz KM, Combe EC, Anderson DL. Calcium hypochlorite as a disinfecting additive for dental stone. J Prosthet Dent. 2003 Sep; 90 (3): 282-8.
20. O'Brien WJ. Gypsum products. In: Dental materials and their selection. 4th ed. Chicago: Quintessence; 2008, 38-61.
21. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. J Prosthet Dent. 1991 Mar; 65 (3):436-42.
22. Phillips RW, Swartz ML, Lund MS, Moore BK, Vickery J. In vivo disintegration of luting cements. J Am Dent Assoc. 1987 Apr; 114 (4): 489-92.
23. Preston JD. Rational approach to tooth preparation for ceramo-metal restorations. Dent Clin North Am. 1977 Oct;21(4):683-98.
24. Goldman M, Laosonthorn P, White RR. Microleakage–full crowns and the dental pulp. J Endod. 1992 Oct; 18 (10):473-5.
25. Khu CH, King NM, Lee AM, Yiu CK, Wei SH. A pilot study of the marginal adaptation and surface morphology of glass-cermet cements. Quintessence Int. 1996 Jul;27(7):493-501.
26. Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. J Clin Periodontol. 1983 Nov; 10(6):563-78.
27. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: Life-span and causes for loss of serviceability. J Am Dent Assoc. 1970 Dec; 81 (6):1395-401.
28. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement. J Prosthet Dent. 1986 Oct;56(4):416-21.
29. Castillo-de-Oyagüe R, Sánchez-Turrión A, López-Lozano JF, Albaladejo A, Torres-Lagares D, Montero J, et al. Vertical misfit of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported crown copings luted with definitive and temporary luting agents. Oral Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012 Jul 1; 17(4):e610-7.
30. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater. 2009 Jan; 25(1):94-102.
31. Mahler DB, Ady AB. An explanation for the hygroscopic setting expansion of dental gypsum

www.SID.ir

Archive of SID

products. J Dent Res. 1960 May-Jun;39(3):578-89.

32. Lautenschlager EP, Corbin F. Investigation on the expansion of dental stone. J Dent Res. 1969 Mar-Apr; 48(2): 206-10.
33. Ragain JC, Grosko ML, Raj M, Ryan TN, Johnston WM. Detail reproduction, contact angles, and die hardness of elastomeric impression and gypsum die material combinations. Int J Prosthodont. 2000 May-Jun;13(3):214-20.
34. Aramouni P, Millstein P. A comparison of the accuracy of two removable die systems with intact working casts. Int J Prosthodont. 1993 Nov-Dec;6(6):533-9.

www.SID.ir