

مقایسه آزمایشگاهی انبساط آبی سه نوع کامپوزیت با بیس رزینی مختلف

دکتر فرید زایری^۱ - سارا رزم آور^۲ - کاظم ناصری نژاد^۳ - دکتر علیرضا اکبرزاده باغبان^۴ - دکتر حسن تراب زاده^۵ - دکتر مسعود صالحی^۶

- ۱- عضو مرکز تحقیقات پروتئومیکس و استادیار گروه آموزشی آمار زیستی دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
- ۲- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
- ۳- دانشجوی کارشناسی ارشد گروه آمار زیستی دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
- ۴- استادیار گروه آموزشی آمار زیستی دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
- ۵- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی و دانشیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
- ۶- استادیار گروه آمار و ریاضی دانشکده مدیریت و اطلاع رسانی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: امروزه استفاده از کامپوزیت‌ها به دلایلی مانند زیبایی با توجه به هم‌رنگ بودن آن با دندان مورد توجه قرار گرفته است. یکی از خواص فیزیکی کامپوزیت‌ها جذب آب و انبساط آبی کامپوزیت است. کامپوزیت در اثر جذب آب ممکن است کارایی خود را به عنوان یک ماده ترمیمی از دست دهد. هدف از این مطالعه مقایسه آزمایشگاهی انبساط آبی سه نوع کامپوزیت با بیس رزینی مختلف می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی، برای بررسی عوامل مؤثر بر انبساط آبی کامپوزیت‌ها از سه کامپوزیت مختلف (P90, Z250 و Kalore) استفاده شده است. این کامپوزیت‌ها در دو محیط آب مقطر و بزاق طبیعی دهان به مدت سه ماه قرار گرفته و طول آنها هیجده بار در فواصل زمانی معین اندازه‌گیری شده است. برای تحلیل آماری داده‌ها از روش آماری مدل بندی حاشیه‌ای (که در آن همبستگی بین داده‌های پاسخ در مدل وارد می‌شود) استفاده شده است.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که نوع کامپوزیت تا تأثیر آماری معنی‌داری بر انبساط آبی کامپوزیت دارد ($P < 0/05$). به طوری که کامپوزیت Z250 دارای کمترین و کامپوزیت P90 دارای بیشترین انبساط آبی است. همچنین زمان به عنوان یک متغیر مستقل بر انبساط آبی کامپوزیت تأثیر معنی‌داری داشته است. ($P < 0/05$)، از سوی دیگر، محیط نگهداری در انبساط آبی کامپوزیت‌ها اثر آماری معنی‌داری نداشته است. ($P > 0/05$)

نتیجه‌گیری: به طور کلی، نتایج بیانگر این است که نوع کامپوزیت و گذشت زمان اثر آماری معنی‌داری بر انبساط آبی دارد. بنابراین بهتر است از کامپوزیت‌هایی که انبساط آبی کمتری دارند (از قبیل Z250) جهت ترمیم دندان بیماران استفاده شود.

کلید واژه‌ها: کامپوزیت‌های رزینی - انبساط آبی - مطالعات طولی

۱۳۹۰/۶/۵

۱۳۹۰/۴/۱۴ پذیرش مقاله:

اصلاح نهایی:

۱۳۸۹/۱۲/۵

نویسنده مسئول: دکتر فرید زایری، گروه آموزشی آمارزیستی دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی e.mail:fzayeri@yahoo.com

مقدمه

کامپوزیت‌ها در دهه ۱۹۶۰ اشاره کرد که از دی متاکریلات‌ها به صورت BisGMA، TEGDMA یا UDMA در کامپوزیت‌ها استفاده گردید. (۲)، با وجود این پیشرفته‌ها، کامپوزیت‌ها بر اساس متاکریلات دارای محدودیتهایی مانند انقباض بعد از پلی‌مریزاسیون هستند که این انقباض در اثر نزدیک شدن و اتصال مولکول‌های مونومر به یکدیگر حین پلی‌مریزاسیون

تحقیق برای کشف ماده‌ای ایده‌آل از نظر زیبایی و استحکام در سالهای گذشته به پیشرفتهایی در مورد روشهای ترمیم دندان منجر شده که باعث به وجود آمدن رزین‌های کامپوزیتی به همراه استفاده از تکنیک اسیدچاپ شده است. (۱)، در دهه‌های گذشته پیشرفتهای روزافزون در کامپوزیت‌های دندانی ایجاد شده که از آن جمله می‌توان به تحول بزرگ در

حاشیه‌ای می‌شوند که می‌تواند باعث ایجاد فاصله، حساسیت پس از ترمیم رنگ پذیری لبه‌های ترمیم و حتی پوسیدگی ثانویه شود. یکی دیگر از عوارض ناشی از انقباض پلی‌مریزاسیون جابه‌جایی کاسپ‌ها است که می‌تواند موجب حساسیت دندان، ایجاد ترک و یا حتی شکست دندان شود. (۱۱-۱۲)

یکی از خواص فیزیکی کامپوزیت‌ها جذب آب و انبساط آبی است. در اثر جذب آب ممکن است خواص کامپوزیت تغییر کرده و کارایی آن به عنوان ماده ترمیمی از بین برود. علاوه بر این مطلب انبساط آبی، در حدی که اثر تخریبی بر ساختار کامپوزیت نداشته باشد، ممکن است بتواند انقباض پلی‌مریزاسیون را جبران کند. از طرفی مطالعات محدودی در زمینه انبساط آبی و تغییرات ابعادی کامپوزیت‌های انقباض کم انجام شده است و از آن جا که این کامپوزیت‌ها با ادعای کاهش انقباض پلی‌مریزاسیون وارد بازار شده‌اند، بررسی میزان انبساط آبی و مقایسه آن با مق‌دار انقباض پلی‌مریزاسیون در این مواد حائز اهمیت می‌باشد. (۱۳)

با توجه به تنوع زیاد تعداد کامپوزیت‌های موجود، مقالات متعددی در زمینه مقایسه خواص مختلف (نظیر ریزسختی، ریزنشست، انبساط حرارتی و...) این کامپوزیت‌ها به چاپ رسیده است که در هیچ یک از این مقالات سه کامپوزیت یاد شده از نظر میزان انقباض یا انبساط آبی مورد مقایسه قرار نگرفته‌اند. در مقالاتی با موضوعی تقریباً مشابه، Martin و همکاران و همچنین Rutterman و همکاران میزان انقباض و انبساط آبی چند کامپوزیت رزینی متفاوت را مورد مقایسه قرار دادند. آنها نتیجه گرفتند که این کامپوزیت‌ها دارای میزان انقباض و انبساط‌های آبی متفاوتی هستند که این تفاوت بیشتر ناشی از نوع رزین پایه به کار رفته در این کامپوزیت‌ها است. همچنین آنها نشان دادند که در کامپوزیت‌های مورد بررسی، انبساط آبی قابلیت جبران میزان انقباض را ندارد. (۱۴-۱۵)

به‌عنوان نمونه‌ای در مطالعات داخلی، Sadaghiani و همکاران اثر فاصله دستگاه لایت‌کیور LED و هالوژن را بر ریزسختی کامپوزیت Z250 بررسی کرده و به این نتیجه رسیدند که

اتفاق می‌افتد و باعث عدم تطابق مارچین ها می‌شود که در نتیجه باعث ریزنشست، حساسیت بعد از ترمیم و در نهایت کاهش طول عمر ترمیم می‌گردد. (۳-۴)

از اواخر دهه ۱۹۵۰ کامپوزیت‌های رزینی به عنوان گروهی از مواد ترمیمی دندان معرفی شدند. (۵)، این مواد علاوه بر تأمین زیبایی دندان، قابلیت باند شدن به ساختار دندان را بدون نیاز به حذف بافت سالم دارا می‌باشند. به دلیل توانایی باند شدن به ساختار دندان توسط سیستم باندینگ، کاربرد کامپوزیت‌ها در دندانپزشکی محافظه‌کارانه افزایش یافته‌است. بنابراین از کامپوزیت‌ها می‌توان در زمینه‌های درمانی مختلف از جمله: پوسیدگیهای قدیمی و خلفی، تنظیم اکلوزن، سمان کردن ترمیمهای غیرمستقیم، چسباندن براکت‌های ارتودنسی و تغییرات استتیک در دندانها استفاده کرد. (۶-۷)

به طور کلی رزین‌های کامپوزیتی مخلوطی از ذرات غیرآلی سخت هستند که توسط ماتریکس رزینی نرم به هم متصل شده و از سه بخش اصلی تشکیل شده‌اند:

- ۱- فیلر غیرآلی که از ذراتی مانند گلاس، کوارتز و یا سیلیکای متصل شده تشکیل شده است.
- ۲- سیستم مونومری (شامل سیستم آغازگر برای شروع پلی‌مریزاسیون از طریق واکنش رادیکال آزاد و تثبیت کننده برای ایجاد حداکثر ثبات کامپوزیت کیور نشده و ثبات شیمیایی کامپوزیت کیور شده).
- ۳- عامل اتصال که معمولاً ارگانوسایلین می‌باشند و بین فیلر و ماتریکس رزینی به طریق شیمیایی پیوند برقرار می‌کنند. عملکرد کامپوزیت به اجزای تشکیل‌دهنده آن مربوط می‌شود. برخی خواص بیشتر به نوع فیلر و عامل اتصال مربوط شده و برخی دیگر به ماتریکس رزینی ارتباط پیدا می‌کنند. خواصی مانند استحکام، سختی، مقاومت به سایش و ضریب انبساط حرارتی به نوع فیلر و عامل اتصال مربوط می‌شوند، درحالی که ثبات رنگی و تمایل به نرم شدن مربوط به نوع رزین است. خواصی مانند انقباض پلی‌مریزاسیون و جذب آب هم به نوع ماتریکس رزینی و هم به نوع فیلر و عامل اتصال وابسته است. (۸-۱۰) کامپوزیت‌ها در نتیجه پلی‌مریزاسیون و فشار ناشی از آن تخریب مهر و موم

برای مقایسه ساده کامپوزیت‌ها از آزمون تحلیل واریانس یک سویه و برای مقایسه دو محیط نگهداری از آزمون t در دو جامعه مستقل استفاده گردید. از آن جا که اندازه‌گیریهای مکرر روی هر کامپوزیت موجب به وجود آمدن پاسخهای همبسته می‌شود، لذا تحلیل این داده‌ها نیازمند روشهایی است که این همبستگی را لحاظ نمایند. (۱۷-۱۸)، بدین منظور برای تعیین اثر همزمان سه متغیر مستقل یعنی نوع کامپوزیت، محیط نگهداری و زمان بر میزان انبساط آبی در ۱۸ زمان توصیف شده، از روش مدل بندی حاشیه‌ای که یکی از رایجترین و کاراترین روشهای تحلیل داده‌های طولی است، استفاده شده است. (۱۹-۲۰)، نرم‌افزار SPSS ویرایش ۱۶ برای انجام آزمونها و مدل بندی حاشیه‌ای مورد استفاده قرار گرفته است. مقادیر $P < 0.05$ به عنوان معنی دار آماری در نظر گرفته شده‌اند.

یافته‌ها

در جدول ۲ میانگین و انحراف معیاری انبساط آبی هر کامپوزیت به تفکیک در دو محیط آب مقطر و بزاق دهان آمده است. ارقام گزارش شده در واقع مربوط به میانگین مقادیر در سه حده تکرار توصیف شده است. هر چند مقادیر میانگین انبساط آبی در این جدول برای تمامی کامپوزیت‌ها تقریباً مشابه به نظر می‌رسند، اما این مقادیر به صورت میانگین‌گیری شده در تمامی ۱۸ زمان اندازه‌گیری است. از این رو برای درک بهتر اختلاف بین کامپوزیت‌های مورد مطالعه، نمودارهای ۱ و ۲ ترسیم شده‌اند که در آنها تغییرات مقادیر میانگین انبساط آبی به تفکیک محیط نگهداری و در طی زمان به طور واضحتری قابل مشاهده است. بر این اساس می‌توان چنین استنباط کرد که کامپوزیت Z250 دارای کمترین و کامپوزیت P90 دارای بیشترین میزان انبساط آبی بوده‌اند.

نتایج به دست آمده از آزمون t -student بیانگر این است که اختلاف آماری معنی‌داری بین دو محیط نگهداری آب مقطر و بزاق طبیعی وجود دارد. ($P=0.001$)، همچنین نتایج حاصل از تحلیل واریانس بیانگر این است که اختلاف آماری

ریز سختی تمام نمونه‌های سخت شده در فاصله صفر به طور معناداری بیشتر از نمونه‌های سخت شده در فاصله پنج میلی‌متر بود. همچنین یافته‌های این مطالعه نشان داد که نسبت ریزسختی سطح به عمق در دستگاه LED بیشتر از هالوژن است. (۱۶)، نکته قابل توجه دیگر در مطالعات یاد شده این است که در غالب آنها از آزمونهای آماری تک متغیره (نظیر تحلیل واریانس) برای مقایسه خواص مختلف کامپوزیت‌ها استفاده شده است. با توجه به موارد فوق هدف از انجام این مطالعه استفاده از یک مدل آماری مناسب برای تحلیل داده‌های طولی، به منظور بررسی تغییرات انبساط آبی سه کامپوزیت P90, Z250 و Kalore در یک دوره سه ماهه در دو محیط آب مقطر و بزاق طبیعی می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی، برای بررسی عوامل مؤثر بر انبساط آبی کامپوزیت‌ها از سه کامپوزیت مختلف (P90, Z250 و Kalore) استوانه‌ای شکل استفاده شده که خصوصیات این کامپوزیت‌ها در جدول ۱ ارائه شده است. از هر کامپوزیت ده نمونه استوانه‌ای شکل با ابعاد 6×4 میلی‌متر (قطر چهار میلی‌متر و طول شش میلی‌متر) ساخته شده و در دو محیط آب مقطر و بزاق طبیعی دهان به مدت سه ماه قرار گرفته است. طول این استوانه‌ها ۱۸ بار (۲۴ ساعت، ۴۸ ساعت، پنج روز بعد، یک هفته، نه روز، ۱۱ روز، دو هفته، ۱۸ روز، بیست روز، سه هفته، یک ماه، شش هفته، دو ماه، ده هفته، ۷۸ روز، هشتاد روز و سه ماه پس از آماده‌سازی) اندازه‌گیری شده‌اند. برای هر حالت (محیط-کامپوزیت) تعداد پنج نمونه در نظر گرفته شده است و برای افزایش دقت در هر مرحله اندازه‌گیری، دو بار از هر واحد آزمایشی اندازه‌گیری می‌شود. برای بررسی میزان انبساط آبی خطی در این مطالعه از یک میکرومتر دیجیتالی با دقت اندازه‌گیری یک میکرون استفاده شده است.

برای توصیف داده‌ها از مقادیر میانگین و انحراف معیار انبساط آبی برای هر کامپوزیت در دو محیط نگهداری به همراه نمودارهای خطی مناسب استفاده شده است. همچنین

جدول ۱: ویژگیهای کامپوزیت‌های مورد مطالعه

Composite	Type	Manufacturer	Batch No.	Color Shade	Monomer	Filler (Wt %)
Filtek Z250	Micro-Hybrid	3M ESPE, St Paul, MN, USA	N132502	A3	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Silicon dioxide, Zirconium dioxide (82%)
Filtek P90	Micro-Hybrid	3M ESPE, St Paul, MN, USA	N146379	A3	Silorane (3,4-epoxycyclohexylethyl cyclopolymethylsiloxane, Bis-3,4-epoxycyclohexylethyl-phenylmethylsilane)	Silicon dioxide, ytterbium Trifluoride (76%)
GC Kalore	Nano-Hybrid	GC-International Tokyo-Japan	0906021	A3	DuPont monomer, UDMA, Dimethacrylate comonomers	Perpolymerized filler (lanthanoide fluoride), fluoaluminosilicate glass, strontium/barium glass, Silicone dioxide (82%)

جدول ۲: میانگین و انحراف معیار (برحسب میلی‌متر) انبساط آبی کامپوزیت‌ها به تفکیک در دو محیط آب و بزاق طبیعی

محیط نگهداری		نوع کامپوزیت
آب مقطر	بزاق طبیعی	
۵/۹۷ ± ۰/۰۱۰	۵/۹۶ ± ۰/۰۱۳	Z250
۶/۰۰ ± ۰/۰۲۷	۵/۹۸ ± ۰/۰۲۱	P90
۵/۹۷ ± ۰/۰۱۴	۵/۹۸ ± ۰/۰۲۱	Kalore

روشها در تحلیل داده‌های همبسته طولی استفاده شده است. مدل حاشیه‌ای مورد استفاده عبارتست از:

$$Y_{it} = \theta + \beta_1 Time_{it} + \beta_2 Composite_i + \beta_3 Environment_i$$

$$i = 1, 2, \dots, 30; t = 1, 2, \dots, 18$$

که در آن Y_{it} نشان دهنده میزان انبساط آبی کامپوزیت i ام در t امین زمان اندازه‌گیری است. (۲۳ - ۲۱) نتایج حاصل از برآزش این مدل در جدول ۳ آمده است.

نتایج بیانگر این مطلب است که گذشت زمان اثر معنی داری بر انبساط آبی کامپوزیت داشته است ($P < ۰/۰۰۱$). همچنین

نوع کامپوزیت اثر آماری معنی‌داری بر انبساط آبی دارد،

بدین صورت که اختلاف بین کامپوزیت‌های Z250 و P90

معنی‌دار بوده است ($P = ۰/۰۰۸$). اما این مدل تفاوت آماری

معنی‌داری بین دو کامپوزیت P90 و Kalore نشان نداد

($P = ۰/۰۸۵$). از سوی دیگر، دو محیط نگهداری آب مقطر و

بزاق طبیعی تفاوت آماری معنی‌داری از نظر میزان انبساط

آبی با یکدیگر نداشته‌اند ($P = ۰/۷۷۷$).

معنی‌داری بین سه کامپوزیت وجود دارد. ($P < ۰/۰۰۱$)، همان

طور که گفته شد، یک دلیل مهم برای معنی‌دار شدن

تفاوت‌های ظاهراً ناچیز در این دو آزمون، تعداد زیاد مشاهدات جمع‌آوری شده (۱۸ زمان اندازه‌گیری برای هر نمونه) است.

هر چند در این حالت که داده‌ها به طور مکرر در طول زمان

اندازه‌گیری شده‌اند (و در نتیجه دارای همبستگی درونی

می‌باشند)، استفاده از چنین آزمون‌هایی ممکن است نتایج

دقیقی به دست ندهند، چرا که در آزمون‌های یک متغیره (نظیر

آزمون t یا تحلیل واریانس یک سوپیه) اثر زمان قابل بررسی

نیست.

برای رفع این نقیصه، استفاده از مدل‌های پیچیده‌تر آماری

برای تحلیل داده‌ها و احتساب ساختار همبستگی اندازه‌های

جمع‌آوری شده در طول زمان ضروری به نظر می‌رسد.

برای بررسی اثر هم زمان نوع کامپوزیت، زمان و محیط

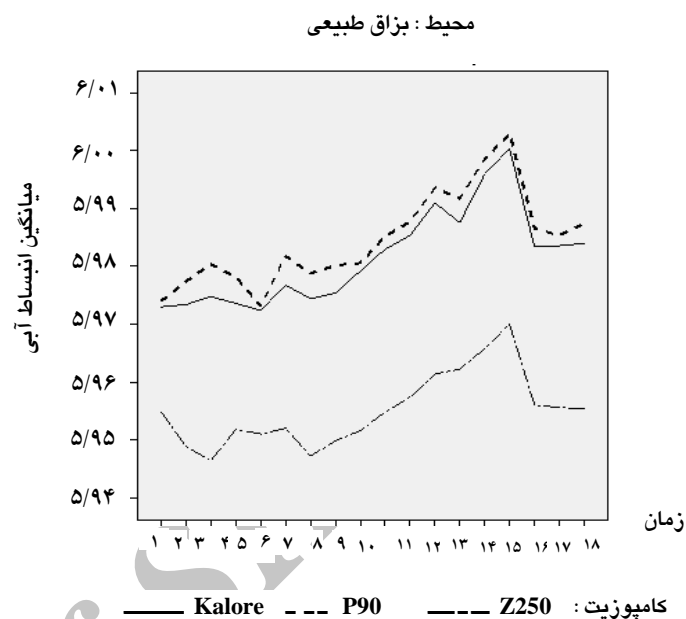
نگهداری بر انبساط آبی از روش مدل‌سازی حاشیه‌ای (که

در آن ساختار همبستگی درونی داده‌ها به عنوان یک پارامتر

در مدل در نظر گرفته می‌شود) به عنوان یکی از رایجترین



نمودار ۱: مقایسه میانگین انبساط آبی کامپوزیت‌ها در محیط آب مقطر در ۱۸ زمان مختلف



نمودار ۲: مقایسه میانگین انبساط آبی کامپوزیت‌ها در محیط بزاق طبیعی در ۱۸ زمان مختلف

جدول ۳: نتایج حاصل از برآزش مدل حاشیه‌ای به داده‌های انبساط آبی کامپوزیت‌ها

متغیر	طبقه	برآورد	خطای معیار	P	نسبت شانس
عرض از مبدا	---	۵/۹۸۰	۰/۰۰۷۷	---	---
نوع کامپوزیت	Z250	-۰/۰۲۲	۰/۰۰۸۳	۰/۰۰۰۸	۰/۹۷۸
	Kalore	-۰/۰۱۷	۰/۰۰۹۹	۰/۰۸۵	۰/۹۸۳
	P90				
محیط نگهداری	آب مقطر	-۰/۰۰۲	۰/۰۰۶۹	۰/۷۷۷	۰/۹۹۸
	بزاق طبیعی				
زمان	---	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰۱	<۰/۰۰۱	۱/۰۰۱

بحث

رسیدن به تعادل به زمانهای متفاوتی نیاز دارند (هر چه اندازه نمونه کوچکتر باشد، زمان لازم برای رسیدن نمونه به تعادل کوتاهتر است)، البته ساختار شیمیایی ماده را نیز م وثر است، زیرا هرچه ماده بیشتر تمایل به جذب آب داشته باشد، زمان بیشتری برای رسیدن به تعادل نیاز است. (۲۴-۲۵)، در این مطالعه از نمونه‌های استوانه‌ای به طول شش و قطر چهار میلی‌متر استفاده شد. مزایای استفاده از نمونه‌هایی با این ابعاد این است که شبیه ترمیمه‌ای دندان‌ی

مطالعات بسیاری در زمینه جذب آب، انبساط آبی و حلالیت کامپوزیت‌ها انجام شده‌است. با این حال مرتبط کردن این مطالعات با مطالعه حاضر کار دشواری است. زیرا در این مطالعات از بازه‌های زمانی مختلف، کامپوزیت‌های گوناگون و روشهای اندازه‌گیری متفاوت استفاده شده است. (۲۴) مسرله قابل تأمل آن است که انبساط آبی در تحقیق های مختلف از نمونه‌هایی با اندازه‌های متفاوت استفاده شده است، چون نمونه‌ها با اندازه‌های متفاوت بعد از غوطه‌وری در آب برای

معنی دار بر میزان انبساط داشت، در صورتی که نوع محیط اثر آماری معنی دار بر میزان انبساط خطی نداشت. بیشترین میزان انبساط آبی در مطالعه حاضر در کامپوزیت P90 دیده شد. این یافته با نتایج حاصل از مطالعه وی و همکاران در سال ۲۰۱۱ مطابقت دارد. (۲۹)، در واقع، مطالعه حاضر نشان داد که کامپوزیت Z250 دارای کمترین میزان انبساط آبی بوده و در نتیجه از این نظر بر دو کامپوزیت دیگر برتری دارد. کامپوزیت Z250 دارای مونومرهای (گروههای هیدروفیل اورتان)، BisGMA (گروههای هیدوکسیل) و پیوندهای استری هیدروفیل می باشد. از طرفی، کامپوزیت P90 دارای مونومر سیلوران است که به عنوان یک مونومر هیدروفوب شناخته می شود. برخی از مطالعات P90 را به عنوان یک کامپوزیت با انقباض کم معرفی کرده و میزان انقباض پلی مریزاسیون آن را کمتر از یک درصد حجمی تخمین زده اند. (۳۱)، بنابراین میزان انبساط آبی بالا در کامپوزیت P90 (علی رغم وجود مولکول Siloxane که دارای خاصیت هیدروفوب است) می تواند بافتهای دندان اطراف را تحت فشار قابل ملاحظه ای قرار داده و در نهایت باعث ایجاد درد و ترک و حتی شکست دندان شود. (۲۶)، برخی مطالعات دیگر بر روی کامپوزیت P90 نتایج تقریباً مشابهی در این زمینه گزارش کرده اند، هر چند در هیچ یک از این مقالات این کامپوزیت به طور مستقیم با دو کامپوزیت دیگر و در شرایط محیطی یکسان با پژوهش حاضر مقایسه نشده است. با این وجود در برخی مطالعات به توانایی بالای مهر و موم کردن کامپوزیت P90 اشاره شده است. (۲۶ و ۳۱-۳۲)، در مطالعه Palin و همکاران که در آن محلول حاوی نمونه ها (آب مقطر) هر دو هفته یک بار تعویض می شد، میزان جذب آب کامپوزیت P90 به طور معناداری کمتر از Z250 گزارش شد. (۳۳)، در خصوص کامپوزیت Kalore، مطالعه حاضر نشان داد که در محیط آب مقطر این کامپوزیت دارای انبساط آبی پایین (تقریباً یکسان با کامپوزیت Z250)، اما در محیط بزاق طبیعی دارای انبساط آبی بالایی (تقریباً یکسان با کامپوزیت P90) است. در مطالعه وی و همکاران نیز انبساط آبی بالایی برای این

بزرگ بوده و ابعاد آن با بسیاری از ترمیمهایی که در کلینیک انجام می شود قابل مقایسه است. این یافته که کامپوزیتها برای رسیدن به تعادل ابعادی به زمان نسبتاً طولانی نیاز دارند توسط مطالعه حاضر و بسیاری از مطالعات دیگر تأیید شده است. Mc Cabe و Momoi در سال ۱۹۹۴ انبساط آبی کامپوزیتها را طی شش ماه از طریق محاسبه نیروی وارده از طرف کامپوزیت به دیواره مولدهای برنجی بررسی کردند. (۲۶)، نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که میزان نیروی طی شش ماه افزایش یافته است. این امر وجود نواحی اشباع نشده در نمونه ها را تا یید کرد. این نتایج با بسیاری از مطالعات دیگر، از جمله مطالعه حاضر، تطابق دارد. (۲۷-۲۸) طبق نتایج مطالعات گذشته سرعت جذب آب و انبساط آبی در کامپوزیتها در چند روز اول بسیار بیشتر است ولی برای اینکه مقدار انبساط به تعادل برسد به زمان بیشتری نیاز است. (۲۹)، Pearson در سال ۱۹۷۹ در مطالعه خود بر روی زمان ذخیره سازی کامپوزیتها در محیط آبی، نشان داد که میزان جذب آب و انبساط آبی کامپوزیتها طی دو هفته اول اتفاق می افتد و طی هشت هفته به تعادل می رسد. (۳۰)، همچنین Martin و همکاران در مطالعه ۶۴ روزه خود به این نتیجه رسیدند که ۶۳٪ انبساط طی ده روز اول اتفاق می افتد و پس از آن هر چند انبساط به تعادل نمی رسد، اما مقدار آن کاهش می یابد. (۱۴)، کاهش میزان انبساط خطی در طول زمان ممکن است به دو دلیل باشد: اول، اشباع شدن شبکه پلیمری کامپوزیت. دوم، افزایش میزان حلالیت ذرات کامپوزیت. Rutterman و همکاران در مطالعه خود به این نکته اشاره کردند که با افزایش زمان غوطه وری نمونه در آب، میزان حلالیت افزایش و انبساط آبی کاهش خواهد یافت. (۱۵) اگرچه در مطالعه حاضر زمان تعادل با سایر مطالعات تطابق ندارند، اما نمودارهای ۱ و ۲ به وضوح روند افزایش اولیه انبساط آبی و سپس کاهش نسبی آن را از اندازه گیری پانزدهم (ده هفته) به بعد نشان می دهند. در این مطالعه هر سه نوع کامپوزیت طی مدت مطالعه، تغییرات ابعادی نشان دادند که از نظر آماری نوع ماده اثر

نتیجه‌گیری

به طور کلی، نتایج بیانگر این است که نوع کامپوزیت و گذشت زمان اثر آماری معنی‌داری بر انبساط آبی دارد. بنابراین بهتر است از کامپوزیت‌هایی که انبساط آبی کمتری دارند (از قبیل Z250) جهت ترمیم دندان بیماران استفاده شود. همچنین برای تحلیل داده‌های انبساط آبی کامپوزیت‌ها (که معمولاً به صورت اندازه‌گیریهای تکراری در طول زمان گردآوری می‌شوند) بهتر است از مدل‌های پیشرفته آماری که در آنها همبستگی بین داده‌ها و همچنین اثر زمان قابل احتساب است، استفاده شود.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بخشی از نتایج پایان نامه کارشناسی ارشد رشته آمار زیستی در دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی در زمینه داده‌های طولی را در بردارد. نویسندگان مقاله به این وسیله از مساعدت کلیه همکاران دانشکده‌های پیراپزشکی و دندانپزشکی و همچنین مرکز تحقیقات اندودنتیکس دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تشکر و قدردانی می‌نمایند.

کامپوزیت گزارش شده است. (۲۹)

نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که دو محیط نگهداری آب مقطر و بزاق طبیعی تفاوت آماری معنی‌داری از نظر میزان انبساط آبی با یکدیگر نداشته‌اند. هر چند در برخی از مطالعات عنوان شده است که میزان جذب آب و انبساط آبی در بزاق به علت کاهش شیب اسمزی کاهش می‌یابد، اما نکته قابل توجه این که در غالب این مطالعات از بزاق مصنوعی برای شبیه سازی محیط نگهداری نمونه‌ها به محیط دهان استفاده کرده‌اند. (۳۴)، به عنوان نمونه، Martin و همکاران و همچنین Musanje و همکاران میزان جذب آب و حلالیت کامپوزیت‌ها را در آب مقطر و بزاق مصنوعی طی یک دوره دو ماهه بررسی و به این نتیجه رسیدند که کامپوزیت‌ها در بزاق مصنوعی افزایش وزن بیشتر و حلالیت کمتری نسبت به نمونه‌های غوطه ور شده در آب نشان می‌دهند. (۱۴ و ۳۵) به عنوان نکته پایانی باید متذکر شد که در برخی موارد نتایج حاصل از آزمونهای t-student و تحلیل واریانس با نتایج حاصل از مدل آماری به کار رفته در این مطالعه متناقض بوده است. علت این است که هیچ‌کدام از این آزمونهای یک متغیره اثر و گذشت زمان را در نظر نمی‌گیرند، در حالی که مدل حاشیه‌ای اثر هم زمان نوع کامپوزیت، زمان و محیط نگهداری را بر انبساط آبی در نظر می‌گیرد و در نتیجه نتایج حاصل از آن از نظر آماری دقیقتر و معتبرتر خواهند بود.

REFERENCES

1. Roberson T, Heymann H, Swift E. Sturdevant's art and science of operative dentistry. 5th ed, St. Louis: Elsevier Mosby; 2006.
2. Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. Am J Dent. 2000 Nov; 13(Spec No): 82-4.
3. Braga R, Ferracane J. Alternatives in polymerization contraction stress management. Crit Rev Oral Biol Med. 2004 Jun; 15(3): 176-84.
4. Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha J. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. Dent Mater. 2006 Oct; 22(10): 896-902.
5. Bowen R. Use of epoxy resins in restorative materials. J Dent Res. 1956 Jun; 35(3): 360-9.
6. Silikas N, Eliades G, Watts D. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. Dent Mater. 2000 Jul; 16(4): 292-6.

7. Causton B, Millet B, Sefton J. The deformation of cusps by bonded posterior composite restorations: An in vitro study. *Br Dent J.* 1985 Dec; 159(12): 397-400.
8. Palin WM, Fleming GJ. Review low-shrink monomers for dental restorations. *Dent Update.* 2003 Apr; 30(3): 118-22.
9. Vasudeva G. Review monomer systems for dental composites and their future: A review. *J Calif Dent Assoc.* 2009 Jun; 37(6): 389-98.
10. Malhotra N, Kundabala M, Shashirashmi A. Strategies to overcome polymerization shrinkage--materials and techniques. A review. *Dent Update.* 2010 Mar; 37(2):115-25.
11. McCulloch A, Smith B. In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J.* 1986 Dec; 161(11): 405-9.
12. Meredith N, Setchell D. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent.* 1997 May-Jul; 25(3-4): 331-7.
13. Pearson G, Hegarty S. Cusp movement in molar teeth using dentine adhesives and composite filling materials. *Biomaterials* 1987 Nov; 8(6): 473-6.
14. Martin N, Jedynekiewicz NM, Fisher AC. Dent Mater. Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater.* 2003 Mar; 19(2): 77-86.
15. Rüttermann S, Krüger S, Raab WH, Janda R. Polymerization shrinkage and hygroscopic expansion of contemporary posterior resin-based filling materials--a comparative study. *J Dent.* 2007 Oct; 35(10): 806-13.
16. Sadaghiani M, Saghafi F, BasirShabestari S. [Comparing the effect of light Tip distance curing units LED & Halogen on Z250 composite microhardness]. *J Mashhad Dent Sch.* 2008 Summer; 32(2): 137-42. (Persian)
17. Lindsey JK. Models for repeated measurements. 2nd ed. New York: Oxford University Press; 1999, Chap 14.
18. Fitzmaurice GM, Laird NM, Ware JH. Applied longitudinal analysis. New York: John Wiley & Sons; 2004, Chap 13,14.
19. Catalano PJ. Bivariate modeling of clustered continuous and ordered categorical outcomes. *Stat Med.* 1997 Apr; 16(8): 883-900.
20. Liang KY, Zeger SL. Longitudinal data analysis using generalized linear models. *Biometrika.* 1986 Jan; 73(1): 13-22.
21. Diggle P J, Heagerty P, Liang K Y, Zeger S L, Analysis of longitudinal data. 2nd ed. New York: Oxford University Press; 2002.
22. Qu Y, Piedmonte MR, Medendorp SV. Latent variable models for clustered ordinal data. *Biometrics* 1995 Mar; 51(1): 268-75.
23. Williamson JM, Lipsitz SR, Kim K. Geecat and Geegor: Computer programs for the analysis of correlated categorical response data. *Comput Methods Programs Biomed.* 1999 Jan; 58(1): 25-34.
24. Santerre J, Shajii L, Leung B. Relation of dental composite formulations to their degradation and release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001 May; 12(2): 136-51.
25. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent.* 2003 Jan; 31(1): 43-50.
26. Momoi Y, McCabe J. Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *Br Dent J.* 1994 Feb; 176(3): 91-6.

27. Asmussen E, Jorgensen K. A microscopic investigation of the adaption of some plastic filling materials to dental cavity walls. *Acta Odontol Scand J.* 1972 Mar; 30(1): 3-21.
28. Irie M, Nakai H. Effect of immersion in water on linear expansion and strength of three base/linear materials. *Dent Mater.* 1995 Jun; 14(1): 70-7.
29. Wei Y, Silikas N, Zhang Z, Watts DC. Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater.* 2011 Mar; 27(3): 53-60.
30. Pearson G. Long term water sorption and solubility of composite filling materials. *J Dent.* 1979 Mar; 7(1): 64-8.
31. Klautau EB, Carneiro KK, Lobato MF, Machado SM, Silva e Souza MH Jr. Low shrinkage composite resins: influence on sealing ability in unfavorable C-factor cavities. *Braz Oral Res.* 2011 Jan-Feb; 25(1):5-12.
32. Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MA, *et al.* Comparison of silorane and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission. *Braz Dent J.* 2010 Jun; 21(6): 538-42.
33. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dent Mater.* 2005 Sep; 21(9): 852-63.
34. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005 Jan; 21(1): 68-74.
35. Musanje L, Shu M, Darvel BW. Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent Mater.* 2001 Sep; 17(5): 394-401.

Archive of SID