

اثر طول موج و شدت تابش لیزر آرگون روی خواص فیزیکی و مکانیکی رزین دندان

The Effect of Argon Laser Wavelength and Radiant Intensity on the Physical and Mechanical Properties of Dental Resin

سید محمد عترتی خسرو شاهی^{۱*}، محمد عطائی^۲، سید محمد صادق نوربخش^۱

۱- تهران، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، صندوق پستی ۱۵۸۱۷۵/۴۴۱۳

۲- تهران، پژوهشگاه پلیمر و پتروشیمی ایران، پژوهشکده علوم، گروه علوم پلیمر، صندوق پستی ۱۴۹۶۵/۱۱۵

دریافت: ۸۴/۱۰/۱۸، پذیرش: ۸۵/۷/۲۸

چکیده

رزینهای کامپوزیتی نورپخت به طور گسترده در دندان پزشکی استفاده می‌شوند. در این پژوهش، اثر طول موج، شدت و زمانهای مختلف تابش لیزر روی خواص فیزیکی و مکانیکی رزین دندان بر پایه بیس فنول A-گلیسیدیل متاکریلات (Bis-GMA) بررسی شده است. رزین مورد استفاده از مخلوط Bis-GMA و تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات با نسبت وزنی ۷۵ به ۲۵ تهیه شد. کامپوزیتون و دی متیل آمین اتیل متاکریلات به عنوان نور آغازگر به این مخلوط اضافه شد. رزین با استفاده از لیزر آرگون در طول موجهای ۴۸۸ nm و ۵۱۴ nm، با شدت ۷۰۰ و ۱۰۷۵ mW/cm^۲ در زمانهای تابش مختلف پخت شد. نتایج اندازه‌گیری درجه تبدیل رزین با استفاده از طیف سنجی زیر قرمز نشان می‌دهد که مقدار درجه تبدیل رزین پخت شده با طول موج ۴۸۸ nm و شدت ۱۰۷۵ mW/cm^۲ بیشتر از سایر نمونه‌هاست و در مدت زمان کمتر از ۲۰ s حداکثر درجه تبدیل بدست می‌آید. مقدار افزایش دمای حاصل از واکنش در نمونه‌های پخت شده با طول موج ۴۸۸ nm و شدت ۱۰۷۵ mW/cm^۲ در حدود ۱۳/۵°C است که بیشتر از افزایش دمای ناشی از نمونه‌های پخت شده با طول موج ۴۸۸ nm و شدت ۷۰۰ mW/cm^۲ است و تأیید کننده نتایج درجه تبدیل است. مقدار جذب آب و انحلال پذیری نمونه‌های پخت شده با طول موج ۴۸۸ nm و شدت زیاد به ترتیب ۲۲/۷ و ۲/۲۰ μg/mm^۲ است. استحکام خمشی نمونه‌های پخت شده با این طول موج در دو شدت مختلف تفاوت قابل ملاحظه‌ای با یکدیگر دارند، در حالی که استحکام خمشی نمونه‌های پخت شده با دو طول موج سبز و آبی و در شدت یکسان تفاوت قابل ملاحظه‌ای با یکدیگر ندارند. بررسی نتایج یاد شده نشان می‌دهد که کاربرد لیزر آرگون با طول موج ۴۸۸ nm و شدت ۱۰۷۵ mW/cm^۲ برای کاربردهای دندان پزشکی مناسب است.

واژه‌های کلیدی

لیزر آرگون، رزین دندان، درجه تبدیل، انحلال پذیری، استحکام خمشی

مقدمه

اشاره کرد [۵]. استفاده از مونومر Bis-GMA برای کامپوزیتهای دندان برای اولین بار در سال ۱۹۶۲ عنوان شد [۶]. مهمترین مشخصه‌های رزین کامپوزیتی، درجه تبدیل و عمق پلیمر شدن است. این دو عامل نقش مهمی در عمر بالینی

در سالهای اخیر لیزر کاربردهای متعددی در علوم پلیمر یافته است. از کاربردهای لیزر در زمینه پلیمرها می‌توان به استفاده از آن در اصلاح سطح [۱]، کندگی [۲،۳] و بلوری کردن ساختار پلیمرها [۴]، همچنین پخت کامپوزیتهای دندان

Key Words

argon laser, dental resin, conversion degree, solubility, flexural strength

نور پلیمر شدن رزینهای دندان نورپخت قابل توجه و از نظر پزشکی مهم است. این افزایش دما ناشی از دو اثر گرمای حاصل از واکنش پلیمر شدن و نیز گرمای ناشی از انرژی نور است.

برای اندازه گیری استحکام کامپوزیتهای دندان یکی از آزمایشهای استحکام قطری، استحکام فشاری، استحکام خمشی یا ترکیبی از آنها استفاده می شود. چون ابعاد نمونه های خمش سه نقطه ای بزرگتر از پنجره خروجی دستگاه نور پخت است. بنابراین هنگام پخت، نمونه ها باید طوری نوردهی شوند که محل های تابش نور با هم همپوشانی داشته، کل نمونه نوردهی شود. این امر ممکن است باعث ناهمگنی پلیمر شدن در نمونه کامپوزیت شود [۱۶].

هدف از این پژوهش، بررسی آثار شدت و طول موجهای سبز (۵۱۴ nm) و آبی (۴۸۸ nm) لیزر آرگون روی خواص فیزیکی و شیمیایی رزین دندان است.

تجربی

مواد

مخلوط مونومری استفاده شده شامل ۲،۲- بیس [۴ (۲- هیدروکسی-۳- متاکریلوکسی) پروپیلوکسی فنیل] پروپان یا بیس فنول A - گلیسیدیل متاکریلات (Bis-GMA) و تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات (TEGDMA) با نسبت وزنی ۷۵ به ۲۵ است. این ترکیب مشابه فرمولبندی رزین دندان تجاری است. آغازگر متشکل از کافورکینون (۵/۰ درصد وزنی) و ۲- دی متیل آمینو اتیل متاکریلات (DMAEMA) (۵/۰ درصد وزنی) است.

دستگاهها

در این پژوهش، لیزر آرگون مدل Mellos Griot ساخت آمریکا، طیف سنج زیر قرمز Bruker مدل ۵۵ Equinox ساخت آلمان، دستگاه MTS برای اندازه گیری استحکام خمشی و سختی سنج Buehler Micromet بکار گرفته شد.

روشها

برای اندازه گیری درجه تبدیل، ابتدا قطره ای از رزین پخت نشده بین دو فیلم پلی اتیلن قرار گرفته، پرس شد تا فیلمی خیلی نازک تهیه شود. سپس، پیکهای جذب آن با شیوه (mode) عبوری دستگاه FTIR بدست آمد. نمونه ها با استفاده از لیزر آرگون در طول موج ۴۸۸ nm و شدت ۱۰۷۵ mW/cm^۲ برای زمانهای ۳، ۶، ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۳۰، ۴۰، ۶۰، ۸۰ و ۱۰۰ s

درازمدت ترمیمها دارند. درجه تبدیل به معنای درصد پیوندهای دوگانه مصرف شده در واکنش پلیمر شدن است. تبدیل مونومر به پلیمر در کامپوزیتهای فعال نوری به عوامل متعددی مانند تکفامی یا غیر تکفامی بودن منبع نور، شدت، طول موج، ضریب جذب، ترکیب رزین و مقدار آغازگرهای فعال کننده و بازدارنده بستگی دارد [۷، ۸].

درجه تبدیل کم کامپوزیت باعث مقاومت سایشی ناکافی و پایداری کم اتصال آن به سطح دندان می شود. این مشکلات پزشکی ممکن است منجر به انقباض حاشیه ای، از دست رفتن شکل آناتومی و شکست ترمیمها شود. با استفاده از روشهای ارتعاشی می توان عمق پلیمر شدن و مقدار درجه تبدیل کامپوزیت رزینهای متاکریلاتی را به طور دقیق ارزیابی کرد. این ارزیابی با مقایسه نسبت جذب ارتعاشی پیوندهای متاکریلاتهای پلیمر نشده، پیوند C=C آلیفاتیک در 1638 cm^{-1} به پیوندهای C=C آروماتیک در 1608 cm^{-1} انجام می شود. جذب ارتعاشی در ناحیه 1608 cm^{-1} به عنوان استاندارد داخلی استفاده می شود، زیرا طی واکنش پلیمر شدن تغییر نمی کند [۹، ۱۰].

با وجود پیشرفتهای بدست آمده در مواد اتصال دهنده دندان، کاهش زمان پخت مسأله مهمی در موفقیت پزشکی اتصال مواد دندان است. امروزه لیزر آرگون به عنوان جایگزینی برای منابع پلیمر شدن رزینها که زمان پخت را کاهش و درجه تبدیل را افزایش می دهد، معرفی شده است. لیزر آرگون در شدت کم، عمق پلیمر شدن مناسبی را ایجاد و از افزایش دما و مقادیر زیاد انقباض حاصل از پلیمر شدن جلوگیری می کند [۱۱].

یکی دیگر از عواملی که در بررسی خواص رزینهای کامپوزیتی اهمیت دارد مقدار جذب آب و انحلال پذیری رزین پخت شده است. ورود آب به داخل کامپوزیتهای دندان در محیط دهان در طول زمان باعث تضعیف خواص فیزیکی و مکانیکی آنها می شود که علت اصلی این امر شکست آبکافتی پیوند بین سیلان و ذرات پرکننده، جدا شدن پرکننده و زمینه و حتی تخریب آبکافتی پرکننده هاست. جذب آب همچنین باعث کاهش استحکام کششی، استحکام خمشی و مقاومت سایش رزینهای کامپوزیتی می شود [۱۲، ۱۳].

با افزایش شدت نور برخی از ویژگیهای بالینی کامپوزیت بهبود می یابد که می توان به کاهش زمان تابش و افزایش عمق پلیمر شدن اشاره کرد. ولی، این امر باعث افزایش انقباض کامپوزیت و افزایش دما می شود که آثار نامطلوبی هستند. شدت تابش، زمان تابش دهی و دمای ایجاد شده در سطح دندان کاملاً به هم وابسته اند. شدت بیشتر منبع نور باعث تولید گرمای بیشتر و در نتیجه افزایش دمای سطح تابش می شود. پژوهشگران [۱۴، ۱۵] نشان داده اند که اگر دمای دندان از $42/5^{\circ}\text{C}$ بیشتر شود باعث آسیبهای برگشت ناپذیر پالپ می شود. افزایش دمای ناشی از

تابش و بعد از آن ثبت شد. با کسر کردن دمای محیط از دمای خوانده شده اثر دمای محیط حذف و افزایش دمای رزین محاسبه شد. این افزایش دما ناشی از تابش و واکنش شیمیایی با هم است. نمونه‌های پخت شده پس از رسیدن به دمای محیط مجدداً به مدت ۴۰ s در معرض تابش قرار گرفتند و افزایش دمای ناشی از تابش نیز اندازه‌گیری شد. با کم کردن این دو مقدار از یکدیگر افزایش دمای ناشی از واکنش شیمیایی بدست آمد. این آزمایش برای هر طول موج و شدت تابش ۵ مرتبه تکرار و میانگین افزایش دمای ناشی از تابش و پلیمر شدن اندازه‌گیری شد.

به منظور اندازه‌گیری استحکام خمشی و مدول خمشی، قالب دو تکه‌ای با طول ۲۵ mm، ضخامت ۲ mm و ارتفاع ۲ mm که روی لام شیشه‌ای قرار گرفته بود با رزین پر شد. سپس، با استفاده از روش تابش همپوشانی‌کننده با طول موج و شدت‌های یاد شده در آزمایش‌های قبلی به مدت ۴۰ s پخت شد. برای هر طول موج و شدت ۵ نمونه تهیه شد. این نمونه‌ها ۲۴ h قبل از انجام آزمایش خمش در آب قرار داده شدند. پس از این مدت نمونه‌ها از آب خارج شده خشک شدند و ابعاد آنها به وسیله کولیس رقمی اندازه‌گیری شد. آزمایش خمش به وسیله دستگاه MTS انجام شد. در این آزمون فاصله تکیه گاهها ۲۰ mm، سرعت حرکت فکها ۰/۵ mm/min و حداکثر بار معادل ۱ kN تنظیم شد. اعمال بار تا زمان شکستن نمونه ادامه یافت و اطلاعات مربوط به استحکام خمشی و مدول خمشی ثبت شد. استحکام (FS) و مدول خمشی (FM) سه نقطه‌ای مطابق معادله‌های (۴) و (۵) محاسبه شد:

$$FM = \frac{F_1 l^3}{\epsilon b h^3 d} \quad (4)$$

$$FS = \frac{3 F_1 l}{2 b h^2} \quad (5)$$

در این معادله‌ها F حداکثر بار اعمال شده (N)، l فاصله بین دو تکیه‌گاه (mm)، b عرض نمونه (mm)، h ارتفاع نمونه (mm)، F_1 حداکثر بار اعمال شده در ناحیه خطی نمودار تنش - کرنش (N) و d مقدار انحنا برابر بار F_1 (mm) است.

برای اندازه‌گیری مقدار سختی، رزین داخل قالبی آلومینیمی به قطر ۶ mm و ضخامت ۲ mm بین دو شیشه نازک قرار داده شد، سپس با تابش لیزر در طول موجهای ۴۸۸ nm و ۵۱۴ nm و شدت‌های یاد شده در آزمایش‌های قبلی به مدت ۴۰ s پخت شد. برای هر طول موج و شدت، ۵ نمونه تهیه شد. برای اندازه‌گیری سختی از روش ویکرز استفاده شد. عدد سختی ویکرز (Vickers Hardness Number, VHN) با تقسیم بار بر مساحت فرورفتگی معین می‌شود. در عمل این مساحت از مقادیر

در معرض تابش قرار گرفتند، پیکهای جذب برای نمونه‌های پخت شده بدست آمد. برای هر یک از زمانها سه نمونه پخت شد و میانگین درجه تبدیل بدست آمد. درصد پیوندهای دوگانه کرین - کرین واکنش ن داده از نسبت شدت جذب کرینهای دوگانه آلیفاتیک (1638 cm^{-1}) به جذب استاندارد داخلی قبل و بعد از پخت نمونه‌ها بدست می‌آید. این آزمایش برای طول موج ۴۸۸ nm با شدت 700 mW/cm^2 در زمانهای مشابه با آزمایش قبل و برای طول موج ۵۱۴ nm با شدت 700 mW/cm^2 در زمانهای ۲۰، ۴۰، ۶۰، ۸۰ و ۱۰۰ s انجام شد. درجه تبدیل نیز در این شرایط مطابق با معادله (۱) بدست آمد:

$$(1) \quad 100 \times \frac{A}{B} = \text{درجه تبدیل}$$

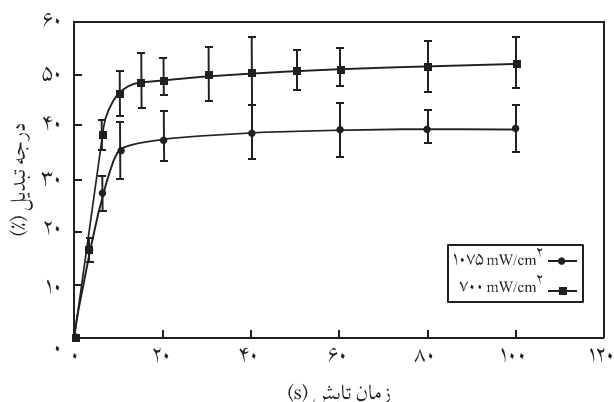
در این معادله A نسبت جذب پیوندهای $C=C$ آلیفاتیک در 1638 cm^{-1} به جذب پیوندهای $C=C$ آروماتیک در 1608 cm^{-1} بعد از پخت و B نسبت جذب پیوندهای $C=C$ آلیفاتیک در 1638 cm^{-1} به جذب پیوندهای $C=C$ آروماتیک در 1608 cm^{-1} قبل از پخت است.

برای اندازه‌گیری مقدار جذب آب و انحلال‌پذیری، رزین داخل قالب آلومینیمی به قطر ۶ mm و ضخامت ۱ mm بین دو شیشه نازک قرار داده شد، سپس با تابش لیزر در طول موجهای ۴۸۸ nm و ۵۱۴ nm و شدت‌های یاد شده در آزمایش اندازه‌گیری درجه تبدیل به مدت ۴۰ s پخت شد. برای هر طول موج و شدت ۵ نمونه تهیه شد. این نمونه‌ها طبق روش ذکر شده در استاندارد ISO ۴۰۴۹ خشک و توزین شدند (m_1). سپس، نمونه‌ها در آب غوطه‌ور شدند، پس از زمانهای مشخص از آب خارج و رطوبت ظاهری آنها گرفته شد، سپس توزین شدند (m_2). این کار تا رسیدن نمونه‌ها به وزن ثابت ادامه یافت. مجدداً نمونه‌ها طبق روشی که در مرحله اول ذکر شد تا رسیدن به وزن ثابت خشک شدند (m_3). مقادیر جذب آب (W_S) و انحلال‌پذیری (S_L) رزین از معادله‌های (۲) و (۳) محاسبه شد [۱۲]:

$$W_S = (m_2 - m_3)/V \quad (2)$$

$$S_L = (m_1 - m_3)/V \quad (3)$$

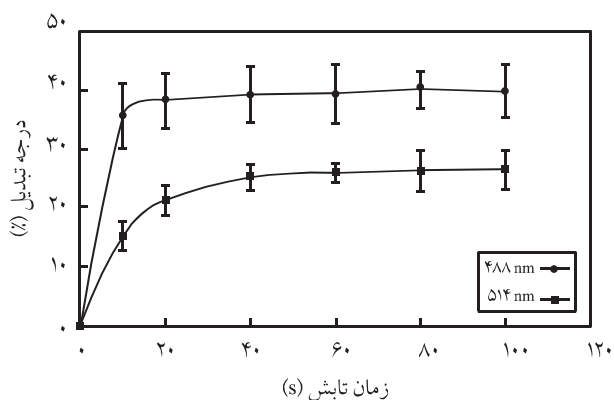
برای اندازه‌گیری افزایش دمای رزین در اثر پلیمر شدن، رزین داخل قالبی با قطر ۶ mm و ضخامت ۲ mm قرار داده شد و به مدت ۴۰ s در معرض تابش لیزر آرگون با طول موج و شدت‌های یاد شده قرار گرفت. به وسیله ترموکوپلی از نوع K دمای نمونه‌ها نسبت به زمان طی فرایند



شکل ۲ اثر زمان و شدت تابش لیزر با طول موج ۴۸۸ nm روی درجه پخت رزین بر پایه Bis-GMA.

پلیمر شدن را می توان به دو مرحله پیش ژل و پس ژل دسته بندی کرد، در نقطه ژل گرانی روی مونومرها افزایش یافته، شیشه ای شدن رخ می دهد که این امر باعث کاهش تحرک مونومرها و رادیکالهای آزاد می شود، در نتیجه عامل نفوذ کنترل کننده واکنش می شود. بنابراین، با افزایش زمان تابش تغییر زیادی در مقدار واکنش و درجه تبدیل رخ نمی دهد [۱۷، ۱۸].

شکل ۳ اثر طول موج لیزر را روی درجه تبدیل رزین پخت شده نشان می دهد. همان طور که مشاهده می شود درجه تبدیل رزین پخت شده به وسیله تابش با طول موج ۴۸۸ nm و شدت ۷۰۰ mW/cm^۲ در هر زمان از درجه تبدیل رزین پخت شده با طول موج ۵۱۴ nm و شدت ۷۰۰ mW/cm^۲ بیشتر است، مقدار درجه تبدیل رزین در این طول موج با وجود زمانهای طولانی حداکثر ۲۷ درصد است. همان طور که انتظار می رود در هر زمان درجه تبدیل رزین پخت شده در طول موج ۴۸۸ nm از درجه تبدیل آن در طول موج ۵۱۴ nm بیشتر است. چون، طول موج



شکل ۳ اثر طول موجهای مختلف لیزر روی درجه تبدیل رزین بر پایه Bis-GMA.

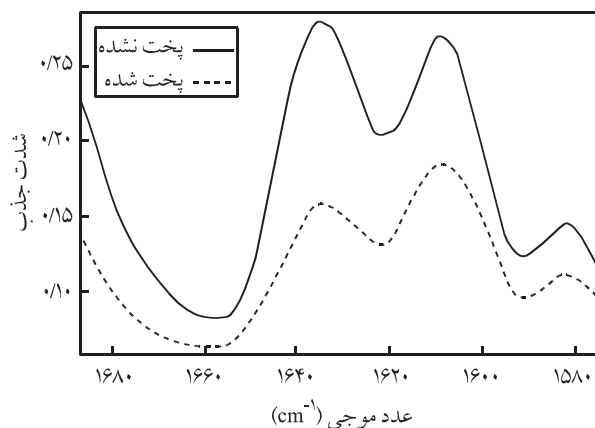
میکروسکوپی طولها و قطرهای اثر محاسبه می شود. سختی ویکرز از معادله (۶) بدست می آید:

$$VHN = \frac{2P \sin(\theta/2)}{L^2} = \frac{1/85 \epsilon P}{L^2} \quad (6)$$

در این معادله P بار اعمال شده (kg)، L طول میانگین قطرها (mm) و θ زاویه بین وجوه مقابل الماس (۱۳۶ درجه) است. مقدار بار مورد استفاده ۱۰ g بود. برای هر نمونه سختی در سه نقطه مختلف اندازه گیری و مقدار میانگین سختی محاسبه شد.

نتایج و بحث

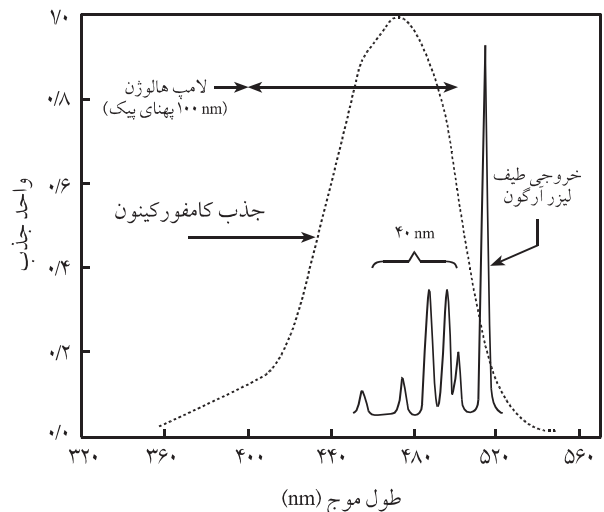
شکل ۱ طیف FTIR نمونه پخت شده در ۴۸۸ nm، با شدت ۱۰۷۵ mW/cm^۲ به مدت ۴۰ s را به همراه نمونه پخت نشده نشان می دهد. پیک مربوط به C=C آروماتیک در ۱۶۰۸ cm^{-۱} (استاندارد داخلی) و پیک مربوط به C=C متاکریلاتی در ۱۶۳۸ cm^{-۱} به طور واضح مشخص است. همان طور که در شکل ۱ مشخص است ارتفاع پیک مربوط به پیوند دوگانه آلیفاتیک (۱۶۳۸ cm^{-۱}) نسبت به پیک مرجع کاهش یافته است که این امر بیانگر پیشرفت واکنش پلیمر شدن است. شکل ۲ اثر زمان و تابش با طول موج ۴۸۸ nm را در شدتهای ۷۰۰ و ۱۰۷۵ mW/cm^۲ روی درجه تبدیل رزین نشان می دهد. همان طور که مشاهده می شود پس از ۲۰ s، افزایش زمان تابش اثر قابل ملاحظه ای روی درجه پخت رزین ندارد. افزون بر این، با افزایش شدت لیزر درجه پخت افزایش می یابد. از آنجا که فرایند



شکل ۱ طیف FTIR رزین بر پایه Bis-GMA قبل و بعد از پخت به وسیله تابش لیزر با طول موج ۴۸۸ nm و شدت ۱۰۷۵ mW/cm^۲ به مدت ۴۰ s.

در شکل ۶ مقدار جذب آب نمونه‌های پخت شده در دو طول موج ۴۸۸ nm و ۵۱۴ nm و شدت 700 mW/cm^2 با یکدیگر مقایسه شده است. با توجه به این نمودار اختلاف قابل توجهی بین مقدار جذب آب نمونه‌های پلیمر شده با طول موج ۴۸۸ nm و نمونه‌های پخت شده با طول موج ۵۱۴ nm وجود دارد که بیانگر اثر طول موج لیزر بر مقدار جذب آب نمونه‌هاست. علت اصلی این است که پیک جذب نور آغازگر در محدوده طول موج آبی (۴۸۸ nm) قرار دارد و طول موج سبز (۵۱۴ nm) را به مقدار بسیار کمتری جذب می‌کند [۱۹]. این امر باعث می‌شود تا مقدار پلیمر شدن در نمونه‌های پخت شده با طول موج سبز کمتر از نمونه‌های پخت شده با طول موج آبی باشد. این نتایج با مقادیر بدست آمده برای درجه تبدیل نمونه‌ها مطابقت خوبی دارد. به علت کم بودن درجه تبدیل نمونه‌های پخت شده با طول موج ۵۱۴ nm، مقدار شبکه‌ای شدن این نمونه‌ها کمتر است. بنابراین، مولکولهای آب راحت‌تر می‌توانند درون شبکه پلیمری نفوذ کرده، مقدار جذب آب در این نمونه‌ها بیشتر است. حداکثر مقدار جذب آب نمونه‌های پخت شده با طول موجهای ۴۸۸ nm و ۵۱۴ nm به ترتیب برابر ۲۴ و $56 \mu\text{g/cm}^3$ است. همان‌طور که نتایج نشان می‌دهد مقدار جذب آب نمونه‌های پخت شده با طول موج سبز به مقدار قابل توجهی زیاد است. بنابراین، از نظر مقدار جذب آب نیز ۵۱۴ nm طول موج مناسبی برای پخت رزین نیست.

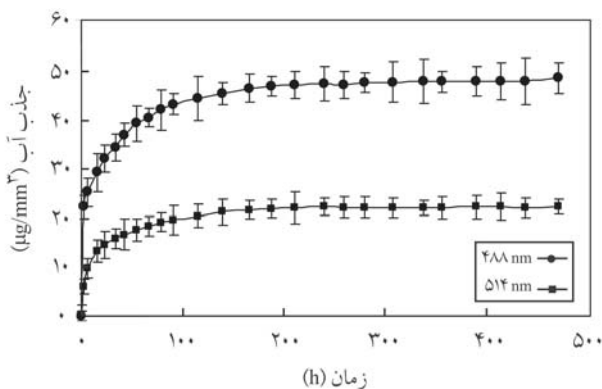
با بررسی مقدار انحلال پذیری نمونه‌های پخت شده در طول موجها و شدتهای یاد شده نتایج تقریباً مشابهی بدست می‌آید. هرچه درجه پلیمر شدن نمونه‌ها بیشتر باشد مقدار مونومرهای باقی مانده در آنها کمتر است. بنابراین، مقدار آزادسازی مونومرهای واکنش نکرده در اثر نفوذ آب به داخل شبکه پلیمری کمتر است. انحلال پذیری در واقع مقدار آزادسازی مونومرهای واکنش نکرده در اثر جذب آب است، که یکی از عوامل مهم در بررسی رزینهای دندانی است، چون آزادسازی



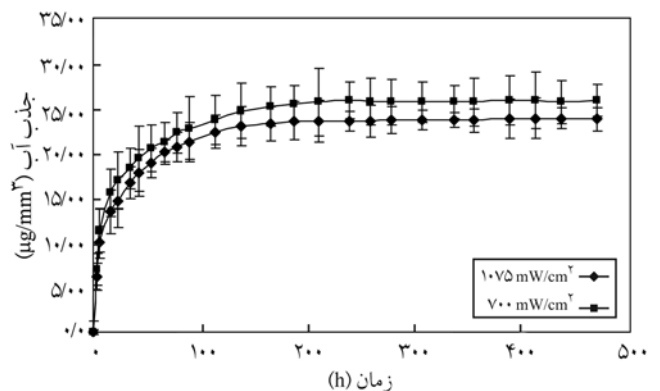
شکل ۴ طیف جذب کامفورکینون و طیف نشر لیزر آرگون و لامپ هالوژن [۱۹].

۵۱۴ nm در محدوده پیک جذب کامفورکینون قرار ندارد. این مطلب در شکل ۴ به خوبی مشخص است.

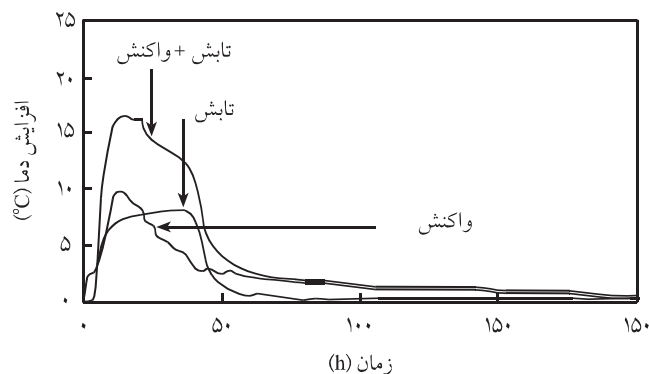
شکل ۵ اثر شدت تابش لیزر را روی مقدار جذب آب رزین نشان می‌دهد. طبق این نمودار روند جذب آب در نمونه‌ها یکسان بوده، افزایش سریع مقدار جذب آب در ۳ روز اول آزمایش مشاهده می‌شود، بعد از آن به مقدار ثابتی می‌رسد. اختلاف قابل توجهی بین مقدار جذب آب نمونه‌های پلیمر شده با این دو شدت مختلف در این طول موج وجود ندارد. این امر بیانگر این موضوع است که شدت تابش لیزر اثر زیادی بر مقدار جذب آب نمونه‌ها ندارد. بنابراین، می‌توان از شدتهای کمتر برای دستیابی به مقدار جذب آب مطلوب استفاده کرد. حداکثر مقدار جذب آب در این نمونه‌ها به ترتیب ۲۴ و $26 \mu\text{g/cm}^3$ است.



شکل ۶ جذب آب در نمونه‌های رزین بر پایه Bis-GMA پخت شده با دو طول موج مختلف در شدت 700 mW/cm^2 .



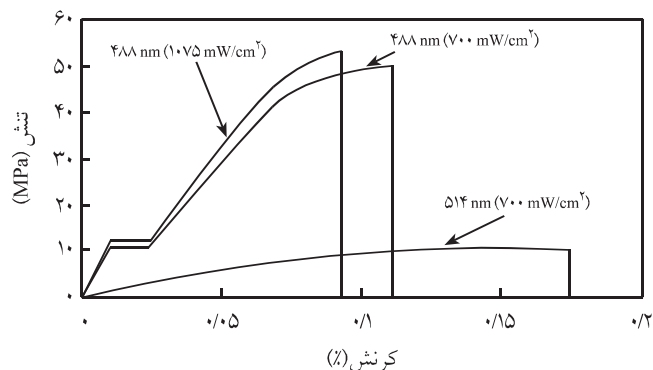
شکل ۵ مقایسه جذب آب رزین بر پایه Bis-GMA پخت شده با طول موج آبی (۴۸۸ nm) در دو شدت متفاوت.



شکل ۸ افزایش دمای رزین بر پایه Bis-GMA ناشی از واکنش شیمیایی و منحنی سینتیکی واکنش در طول موج ۴۸۸ nm و شدت ۷۰۰ mW/cm^2 .

واکنش شیمیایی و منحنی سینتیکی واکنش را در طول موج ۵۱۴ nm نشان می‌دهد. همان‌طور که از این نمودار مشخص است مقدار افزایش دمای ناشی از واکنش ناچیز بوده، منحنی سینتیکی پیک واضحی ندارد که این امر به علت عدم تطابق طول موج لیزر با پیک جذب نور آغازگر کامفورکینون است. در این نمودار نمی‌توان منطقه انتقال واضح از حالت ژل به حالت جامد را مشخص کرد. حداکثر افزایش دمای ناشی از واکنش ۳°C است.

شکل ۸ افزایش دمای ناشی از واکنش شیمیایی و منحنی سینتیکی واکنش را در طول موج ۴۸۸ nm و شدت ۷۰۰ mW/cm^2 نشان می‌دهد. از این نمودار مشخص می‌شود مقدار افزایش دمای ناشی از واکنش قابل توجه بوده، منحنی سینتیکی پیک واضحی دارد. این نمودار نشان می‌دهد که نقطه پایان فرایند ژل شدن پس از ۱۵ s تابش دهی اتفاق می‌افتد و



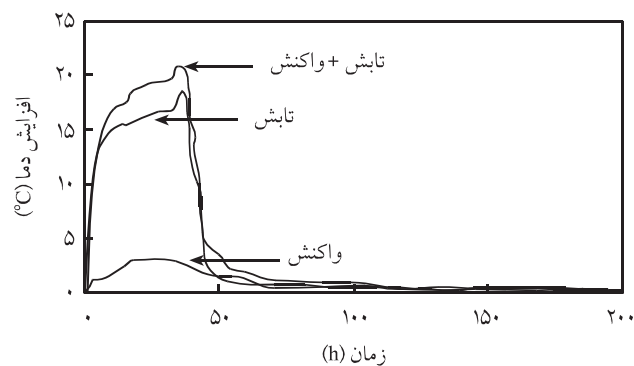
شکل ۹ نمودار تنش - کرنش نمونه‌های رزین بر پایه Bis-GMA پخت شده با طول موج و شدت‌های مختلف.

جدول ۱ مقایسه مقدار افزایش دما، دمای نهایی و انحلال پذیری نمونه‌های رزین بر پایه Bis-GMA پخت شده در طول موج و شدت‌های متفاوت.

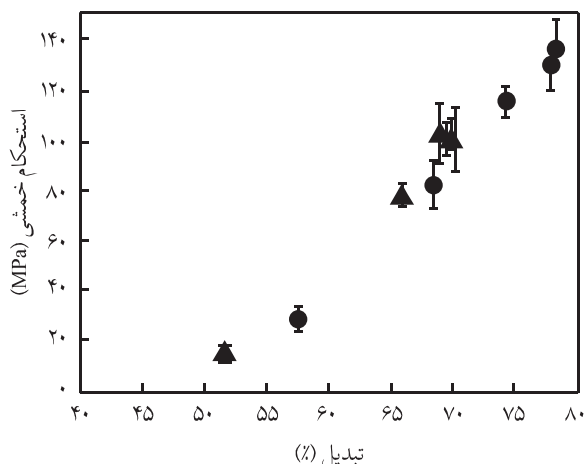
طول موج (nm)	شدت (mW/cm^2)	انحلال پذیری ($\mu\text{g/mm}^3$)	افزایش دما ($^\circ\text{C}$)	دمای نهایی ($^\circ\text{C}$)
۴۸۸	۱۰۷۵	۲/۲۰	۱۳/۵	۲۴/۹
۴۸۸	۷۰۰	۳/۴۰	۹/۸	۱۶/۸
۵۱۴	۷۰۰	۱۶/۴۰	۳/۵	۲۰/۷

مونومرها در محیط دهان باعث سمیت و ایجاد حساسیت در بیمار می‌شود. نتایج مقدار انحلال پذیری رزین پخت شده در طول موج و شدت‌های متفاوت در جدول ۱ با یکدیگر مقایسه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود مقدار انحلال پذیری در نمونه‌های پخت شده با طول موج ۵۱۴ nm بسیار بیشتر از مقدار انحلال پذیری نمونه‌های پخت شده با طول موج ۴۸۸ nm در شدت یکسان است. مقدار انحلال پذیری نمونه‌های پخت شده در طول موج ۴۸۸ nm و شدت‌های ۷۰۰ و ۱۰۷۵ mW/cm^2 تفاوت قابل ملاحظه‌ای با یکدیگر ندارند، این مقدار کمتر از میزان ذکر شده در استاندارد است که بیانگر مناسب بودن این طول موج برای پخت رزین دندانی است.

در پلیمر شدن پس از واکنش مونومرها با هم، رزین گرانو به حالت ژل در می‌آید و با ادامه فرایند و ایجاد پیوندهای عرضی رزین سفت شده، به حالت جامد در می‌آید [۲۰]. برای محاسبه مقدار افزایش دمای ناشی از واکنش شیمیایی بخش دوم نمودارهای یاد شده از بخش اول کم می‌شود و منحنی سینتیکی واکنشها بدست می‌آید که از روی آنها می‌توان نقطه ژل را مشخص کرد [۲۱]. شکل ۷ افزایش دمای ناشی از



شکل ۷ افزایش دمای رزین بر پایه Bis-GMA ناشی از واکنش شیمیایی و منحنی سینتیکی واکنش در طول موج ۵۱۴ nm.



شکل ۱۰ نمودار استحکام خمشی بر حسب درجه تبدیل رزین پخت شده با لامپهای هالوژن و قوس پلاسما [۲۳].

خمشی نمونه پخت شده حدود ۳۵ MPa است که به مقدار قابل توجهی از استحکام خمشی نمونه‌های پخت شده با طول موج ۴۸۸ nm (با درجه تبدیل حدود ۵۲ درصد) کمتر است. نتایج سختی نمونه‌های پخت شده با طول موجها و شدتهای ذکر شده نیز در جدول ۲ آورده شده است. سختی نمونه‌هایی که با طول موج ۴۸۸ nm و شدت 1075 mW/cm^2 پخت شده‌اند، از سایر نمونه‌ها بیشتر است که با نتایج بدست آمده از سایر آزمایشها مطابقت دارد. مقادیر بدست آمده برای سختی نمونه پخت شده با طول موج ۴۸۸ nm به مدت ۴۰ s با شدتهای مختلف به شکل قابل توجهی از نتایج بدست آمده از پژوهشهای دیگر [۲۳] بیشتر است. در این پژوهش، سختی 6 kg/mm^2 برای نمونه پخت شده با نور مرئی بدست آمده است.

نتیجه گیری

پخت رزین دندانی در طول موج ۴۸۸ nm لیزر آرگون و با شدت نسبتاً زیاد در زمانهای بسیار کوتاه (کمتر از ۲۰ s) ممکن بوده، خواص فیزیکی و مکانیکی ترمیم حاصل قابل قبول است. بنابراین، کاربرد فیبر نوری مناسب همراه با این سامانه برای کاربردهای دندان پزشکی به ویژه ترمیم، دارای کارایی مناسب است و عملی به نظر می‌رسد.

جدول ۲ استحکام و مدول خمشی و سختی نمونه‌های رزین بر پایه Bis-GMA پخت شده با طول موج و شدتهای مختلف.

طول موج (nm)	سختی (kg/mm^2)	مدول خمشی (MPa)	استحکام خمشی (MPa)
۴۸۸	$19/59 \pm 1/61$	$1112/75 \pm 4/28$	$57/19 \pm 2/10$
۴۸۸	$17/58 \pm 0/38$	$907/43 \pm 96/52$	$49/90 \pm 0/92$
۵۱۴	$0/15 \pm 1/20$	$107/76 \pm 10/63$	$7/42 \pm 0/97$

حداکثر افزایش دمای ناشی از واکنش $9/5^\circ\text{C}$ است. به طور کلی هرچه مقدار درجه تبدیل بیشتر باشد درصد پیوندهای دوگانه واکنش نداده کمتر است. این امر نشان دهنده پلیمر شدن بیشتر است و در نتیجه مقدار افزایش دمای ناشی از پلیمر شدن نیز بیشتر خواهد بود. البته، باید توجه داشت که دمای نهایی یعنی دمای ناشی از واکنش و تابش عامل مهمتری است. چون اگر دمای داخل دهان در اثر تابش و پلیمر شدن به مقدار قابل توجهی افزایش یابد باعث آسیب دیدگی پالپ دهان و بافت مردگی خواهد شد. در جدول ۱ افزایش دمای ناشی از واکنش و دمای نهایی نمونه‌های پخت شده با طول موجها و شدتهای مختلف نشان داده شده است

در شکل ۹ نمودارهای تنش - کرنش برای نمونه‌های پخت شده با طول موج ۵۱۴ nm و شدت 700 mW/cm^2 و طول موج ۴۸۸ nm و شدتهای 700 mW/cm^2 و 1075 mW/cm^2 آورده شده است که تصویر روشنی را از مقدار تنش مورد نیاز برای شکست و مقدار تغییر شکل قبل از شکست ارائه می‌کند.

جدول ۲ استحکام خمشی و مدول خمشی نمونه‌های پخت شده را در طول موج و شدتهای ذکر شده نشان می‌دهد. استحکام و مدول خمشی نمونه‌های پخت شده با طول موج ۴۸۸ nm و شدت 1075 mW/cm^2 از سایر نمونه‌ها بیشتر است. این نتایج در مقایسه با نتایج بدست آمده توسط سایر پژوهشگران [۲۲] مقادیر بیشتری را نشان می‌دهد. در پژوهشی از لامپ قوس پلاسما (PAC) با شدت 2000 mW/cm^2 و لامپ هالوژن با شدت 600 mW/cm^2 برای پخت رزین استفاده شد و اثر درجه تبدیل روی استحکام خمشی رزین بررسی شد. در شکل ۱۰ نتایج بررسی این پژوهش آورده شده است. این نمودار نشان می‌دهد که در درجه تبدیل حدود ۶۰ درصد مقدار استحکام

مراجع

1. Khosroshahi M., Karkhaneh A. and Orang F., A Comparative Study of Chop-wave and Super Pulse CO₂ Laser Surface Modification of Polyurethane, *Iran. Polym. J.*, **13**, 503-511, 2004.
2. Jadranka B.-G. and Jaroslav K., IR Laser Ablation of Poly(vinyl chloride): Formation of Monomer and Deposition of Nanofibres of Chlorinated Polyhydrocarbon, *Polym. Degrad. Stab.*, **91**, 213-220, 2006.
3. Dong Sig Sh., Jae Hoon L., Jeong S. and To Hoon K., Determination of the Debris Produced from Poly(ethylene terephthalate) during KrF Excimer Laser Ablation, *Appl. Surface Sci.*, **252**, 2319-2327, 2006.
4. Falk F. and Andrä G., Laser Crystallization-A Way to Produce Crystalline Silicon Films on Glass or on Polymer Substrates, *J. Cryst. Growth*, **287**, 397-401, 2006.
5. Kirsten W., Jürgen H. and Gerhard M., Penetration Depth of Light for Argon Laser Curing of Dental Composites, *Med. Laser Appl.*, **20**, 71-76, 2005.
6. Bowen R.L., Dental Filling Material Comprising Vinyl Silane Treated Fused Silica and a Binder Consisting of the Reaction Product of Bisphenol and Glycidyle Acrylate, *US Pat.* 3,066,122, 1962.
7. Lundin S. and Koch G., Cure Profiles of Visible-light Cured Class II Composite Restorations *In Vivo* and *In Vitro*, *Dent. Mater.*, **8**, 7-9, 1992.
8. Uctasli S., Tezvergil A., Lassila L.V.J. and Vallittu P.K., The Degree of Conversion of Fiber-reinforced Composites Polymerized Using Different Light-curing Sources, *Dent. Mater.*, **21**, 469-475, 2005.
9. Stansbury J. and Dickens S.H., Determination of Double Bond Conversion in Dental Resins by Near Infrared Spectroscopy, *Dent. Mater.*, **17**, 71-79, 2001.
10. Atai M., Nekoomanesh M., Hashemi S.A. and Asgari F., Synthesis and Characterization of Bis-GMA and the Physical and Mechanical Properties of its Composite, *Iran. J. Polym. Sci. Technol.*, **15**, 315-321, 2003.
11. Cornelis J.K. and Feilzer A.J., Polymerization Shrinkage and Contraction Stress of Dental Resin Composites, *Dent. Mater.*, **21**, 1150-1157, 2005.
12. Martin N. and Jedyakiewicz N., Measurement of Water Sorption in Dental Composites, *Biomaterials.*, **19**, 77-83, 1998.
13. Sideridou I., Tserki V. and Papanastasiou G., Study of Water Sorption, Solubility and Modulus of Elasticity of Light-cured Dimethacrylatebased Dental Resins, *Biomaterials*, **24**, 655-665, 2003.
14. Zach L. and Cohen G., Pulp Response to Externally Applied Heat, *Oral Surg.*, **19**, 515-530, 1965.
15. Uhl A., Volpel A. and Sigusch B.W. Influence of Heat from Light Curing Units and Dental Composite Polymerization on Cells *In Vitro*, *J. Dent.*, **34**, 298-306, 2006.
16. Ferracane J.L., Berge H.X. and Condon J.R., *In Vitro* Aging of Dental Composites in Water-effect of Degree of Conversion, Filler Volume, and Filler/Matrix Coupling, *J. Biomed. Mater. Res.*, **42**, 465-472, 1998.
17. Fano L., Marcoli P.A. and Pizzi S., Polymerization of Dental Composite Resins Using Plasma Light, *Biomaterials*, **23**, 1011-1015, 2002.
18. Versluis A., Tantbirojn D. and Douglas W.H., Distribution of Transient Properties During Polymerization of a Light-initiated Restorative Composite, *Dent. Mater.*, **20**, 543-553, 2004.
19. Cook W., Photopolymerization Kinetics of Dimethacrylates Using the Camphoroquinone/Amine Initiator System, *Polymer*, **33**, 600-609, 1992.
20. Asmussen E. and Peutzfeldt A., Two-step Curing: Influence on Conversion and Softening of a Dental Polymer, *Dent. Mater.*, **19**, 466-470, 2003.
21. Atai M., Watts D.C. and Atai Z., Shrinkage Strain-rates of Dental Resin-monomer and Composite Systems, *Biomaterials*, **26**, 5015-5020, 2005.
22. Lovell L.G., Newman S.M., Donaldson M.M. and Bowman C.N., The Effect of Light Intensity on Double Bond Conversion and Flexural Strength of a Model, Unfilled Dental Resin, *Dent. Mater.*, **19**, 458-465, 2003.
23. Sun G.J. and Chae K.H., Properties of 2,3-Butanedione and 1-Phenyl-1,2-Propanedione as New Photosensitizers for Visible Light Cured Dental Resin Composites, *Polymer*, **41**, 6205-6212, 2000.