

آناتومی دندان (Tooth anatomy)

یک دندان شامل چندین لایه است. خارجی ترین لایه enamel یا مینای دندان نام دارد. مینای دندان سخت ترین و معدنی ترین ماده در بدن است. بعد از این لایه، بافت نازک و نسبتاً سختی به نام سیمان یا cementum قرار دارد. لایه بعدی dentin است که به سختی استخوان بوده و برخلاف مینای دندان یا dental pulp یک بافت عروقی شامل مویرگ ها، شریان های بزرگ تر خونی، بافت هم بند، فیبرهای عصبی و سلول های شامل odontoblasts, fibroblasts, macrophages, lymphocytes است. Pulp وظیفه گذارسازی به دندان در طول رشد آن را داشته و پس از اینکه دندان به میزان رشد یافته خود رسید وظیفه آگاهی دادن به فرد از طریق انتقال درد در زمان ایجاد عفونت یا آسیب دیدگی دندان را به عهده دارد.

حفره های دندان (Dental cavity)

حفره های دندانی عفونت هایی هستند که توسط ترکیبات کربوهیدراتی حاوی مواد غذایی و باکتری هایی هستند که در دهان، زندگی می کنند. باکتری ها به صورت فیلم های پیوسته بر سطح دندان و اطراف دهان ما شکل می گیرند. که به این فیلم ها plaque گفته می شود. با وجود انواع مختلفی از باکتری ها تنها مقدار کمی از آنها مسئول ایجاد حفره هستند که نام تعدادی از این باکتری ها عبارت است از:

- ۱- Streptococcus mutans
- ۲- Lactobacillus casei
- ۳- Acidophilus
- ۴- Actinomyces naeslundii

این باکتری ها کربوهیدرات ها را پیدا کرده و آنها را می خورند و ایجاد اسید می کنند. این اسید سبب افت PH سطح دندان می شود به طوریکه قبل از خوردن غذا PH دهان تقریباً ۷/۰ تا ۶/۲ بوده که تنها مقدار کمی اسیدی تر از PH آب است. با خوردن غذاهای شیرین و کربوهیدراتی PH تا حد ۵/۲ تا ۵/۵ افت می کند. اسید ایجاد شده مینای سخت دندان را که پوشش خارجی دندان است در خود حل می کند. با خوردن

چنین غذاهایی دندان به مدت ۲۰ دقیقه در معرض این محیط اسیدی قرار می‌گیرد. با از بین رفتن مینا، حفره تا عمق بیشتر دندان عصب و قسمت خون رسانی نفوذ می‌کند.
-پرکننده ها (Fillers)

تاریخچه حفره های دندانی به قرن ها پیش بر می گردد اما در سال ۱۸۷۵ فردی به نام دکتر G.V. Black اول بار یک روش سازمان یافته برای درمان را ارائه داد که روش های سیستماتیک وی هنوز مورد استفاده قرار می گیرند. روش های درمانی وی شامل خالی کردن قسمت فاسد شده دندان و جایگزینی آن با amalgam بود.

حفره های سطحی دندان که هنوز به قسمت dentin نرسیده اند نباید تحت درمان پرشدگی قرار گیرند زیرا این حفره ها قابلیت احیا و معدنی شدن دوباره توسط فلوراید را دارند.

پرکردن دندان شامل دو اصل اولیه است:

۱- خالی کردن قسمت فاسد دندان

۲- بازسازی ساختار از بین رفته دندان توسط ماده پرکننده

عمل خالی کردن پس از تزریق ماده بی حسی و ایزوله کردن دندان از بقیه دهان توسط dental drill یا لیزر انجام می شود و پس از آن اغلب از یک liner یا آستر برای کاهش حساسیت دندان استفاده می شود. آستر های مختلف عبارتند از:

dycal copalite varnish , gluma , dycal که برای بازسازی و حفظ مغز دندان استفاده می شود. در پر کردن های عمیق تر از یک ماده پایه یا base در کنار liner استفاده می شود. Base های متداول مورد استفاده در زیر پر کننده های دندانی عبارتند از zine phosfate cement , glass ionomer cement هدف اصلی base مجزا کردن دندان از تغییرات دمایی در دهان است. پس از این مرحله دکتر می تواند بین پرکننده های مختلف دندانی از جمله , whithe (composit resins) , perocelain, و amalgam انتخاب کند. این مواد بر روی base یا liner قرار می گیرند.

-ملغمه دندانی (Dental amalgam)

این پر کننده بیشتر از ۱۵۰ سال است که مورد استفاده قرار می گیرد. آمالگام سفت شده ترکیبی است از، ۴۵-۳۵٪ نقره و ۱۵٪ قلع، مقادیر بسیار کمی مس و روی و ۴۵-۵۵٪ جیوه که به صورت زیر واکنش می دهد.

مزایا:

۱- نسبتاً ارزان

۲- بادوام

۳- آزموده شده

معایب:

۱- در اثر مرور زمان سیاه رنگ شده و ظاهر مناسب ندارند.

۲- باعث تقویت دندان نمی شوند.

۳- تحقیقات، اثرات جانبی سمیت جیوه موجود در آمالگام را هنوز نشان نداده اند.

Procelain-

یک شیشه غیر کریستالی است که ترکیبی از سیلیکون و اکسیژن است و به عنوان پر کننده های دندانی و قالب گیری دندان مورد استفاده قرار می گیرد.

مزایا:

۱- ظاهر بسیار مناسب برای دندان های قدامی

معایب:

۱- ترد و شکننده

۲- گران تر از آمالگام و رزین

۳- دشواری تکنیک کاشت (نیاز به دو دندان پزشک)

۴- می تواند فرسودگی دندان مخالف را تسریع کند.

۵- به دلیل عمر کوتاه عملاً دیگر مورد استفاده قرار نمی گیرد.

- طلا (Gold)

به صورت آلیاژی حاوی ۷۵٪ یا بیشتر طلا به همراه نقره، پلاتینیم، پالادیوم و روی.

مزایا:

۱- بسیار با دوام (۲ تا ۴ برابر با دوام تر از دیگر پرکننده ها)
۲- در هنگام گاز گرفتن موجب آسیب دیدن دندان مخالف نمی شود.
۳- سازگاری بسیار با لثه و دیگر بافت‌های دهان.

معایب:

۱- گران

۲- ظاهر نامناسب

۳- دشواری تهیه (کاشتن آن نیاز به مهارت دارد)

- پرکردنی های کامپوزیتی (Composite resin or White fillers)

- استفاده از amalgam و آلیاژ طلا برای دندان های خلفی مناسب است. اما به

دلیل ظاهر نامناسب برای دندان های قدامی به کار برده نمی شوند.

بهترین انتخاب در این حالت رزین های کامپوزیتی هستند که دارای عمری معادل ۲

دهه می باشند. رزین های کامپوزیتی مرکب از یک ماتریس پلیمری آلی به نام

Bisphenol - A - Glycidyl methacrylate (BIS - GMA)

و ذرات غیر آلی سفت گوشه دار مانند کوارتز، **Lithium aluminum silicate** و

borosilicate glass که این مواد غیر آلی به ماده مورد بحث سفتی نسبتاً زیاد و

مقاومت سایشی زیاد می بخشد. علاوه بر آن به دلیل شفافیت و ضریب شکست

مشابه مینای دندان بسیار قابل قبول است.

BIS- GMA محصول واکنش پلیمریزاسیون اضافی (addition) دو ماده زیر است.

Dimethylmethane , **bis(۴ - hydroxyphenol)**

glycidylmethacrylate

می باشد. از آنجا که در ابتدا، ماده مخلوط می گردد و سپس در حفره قرار داده می

شود تا بسپارش صورت گیرد ویسکوزیته باید به اندازه کافی کم و بسپارش باید

کنترل شده باشد. مایعات با ویسکوزیته کم مثل تری اتیلن گلیکول و دی متا کریلات

مصرف می شوند تا لزجت را کاهش دهند و بازدارنده هایی مثل **BHT** مورد استفاده

قرار گیرند.

BHT (butylated trioxytoluene or ۲, ۴, ۶-tri-tert-butylphenol)

مورد استفاده قرار می گیرند تا از بسپارش نابهنگام جلوگیری شود. بسپارش میتواند با آغازگرماشیمیایی مثل بنزوئیل پراکسید یا با آغاز فتوشیمیایی مثل بنزوئیل الکیل اتر شروع شود. در صورت استفاده از آغاز گر فتوشیمیایی پس از آنکه دندان پزشک نور فرابنفش (یا نور معمولی) به ماده کامپوزیت بتاباند، رادیکال آزاد ایجاد می شود و واکنش آغاز می گردد.

همانند مواد دندان‌دی دیگر، انبساط حرارتی اینگونه مواد از ساختمان دندان بیشتر است تفاوت انبساط حرارتی در حدی است که سبب نشت بزاق، باکتری و امثال آن در بین سطحی دندان - ماده می شود. استفاده از سیلیس کلوئیدی در کامپوزیت های دندان‌دی که پرکننده آنها ریز بوده و با واژه **microfillers** نامیده می شوند امکان پرداخت رزین را فراهم ساخته و در نتیجه سایش (**wear**) کمتری اتفاق می افتد و **plaque** کمتری تجمع می نماید.

مشکل دیگر وجود **creep** یا خزش در کامپوزیت های دندان‌دی است به طوریکه این کامپوزیت ها طی مدت زمان ۱۰ ثانیه تا ۳ ساعت و تحت بار ثابت سفتی آنها از ۲/۵ تا ۴ تغییر می کند. این خزش ممکن است منجر به دندان‌دانه دار شده یا فرورفتگی ترمیم شود.

مزایا:

- ۱- ظاهر مناسب
- ۲- غیر رسمی
- ۳- ایجاد پیوند مستقیم و مستحکم با سطح دندان بجای پر کردن صرف حفره
- ۴- نیاز به مته کاری (**undercut**) کمتر
- ۵- عمر کامپوزیت در حدود ۷ تا ۱۰ سال است.
- ۶- کامپوزیت دندان را از تغییر دمایی بیش از حد دهان عایق نگاه میدارد.

معایب:

- ۱- گران قیمت تر از آمالگام (۱/۵ برابر)

- ۲- در صورت کاشت نامناسب به سرعت پوسیده می شوند.
 - ۳- تحقیقات اخیر در مورد برخی از رزین های A - bisphenol نشان داده که می تواند خطر سرطان پستان را افزایش دهد.
 - ۴- احتمال بروز حساسیت پس از عمل
 - ۵- تغییر رنگ و ایجاد لکه پس از مدت زمان در اثر نوشیدن چای، قهوه و یا خوردنی های لکه زا.
 - ۶- پوسیدگی سریعتر از آمالگام
 - ۷- از آنجا که الکل حلال رزین است، نوشیدن الکل می تواند سبب نرم شدن ماتریس کامپوزیت گشته و باعث ساییده شدن ماده رزین می شود.
- با اصطلاح کامپوزیت ها کاربرد این مواد در حال افزایش است.

How Is Bonding Done?

فرایند پیوند کامپوزیت با دندان در ابتدا با زبر سازی محسوس محل مورد نظر ترمیم انجام می گیرد که عمدتاً نیازمند بی حسی نیست. پس از آن سطح دندان توسط ژل etch می شود. رزین بر روی دندان اعمال شده و نور با شدت بالا جهت سخت کردن کامپوزیت تابانده می شود.

گاهی اوقات از رزین های با طیف رنگ مختلف به صورت لایه لایه استفاده می شود تا رنگ واقعی دندان به دست آید. همچنین برای براق کردن رزین حاصل می توان آن را پرداخت کرد.

در دندان پزشکی ۵ گونه رزین کامپوزیتی مختلف که قابلیت سخت شدن توسط نور مرئی را دارند یافت می شوند.

این کامپوزیت ها تحت تابش نور پلاسمایی با انرژی $1300mw/cm^2$ قرار گرفته و فاکتورهای انقباض (Contraction)، نرخ انقباض و دمای القایی تابش آنها آنالیز می شود. روند تابش (exposure) میتواند هم به شکل پیوسته و هم گسسته یا ترکیبی با فاصله زمانی ۱۰ دقیقه باشد. با مقایسه طول زمان تابش برای القای یک انقباض مشابه در یک ماده مشخص مشاهده شده که طول زمان تابش بانور پلاسمایی در مقایسه با طول زمان تابش نور هالوژن به طور قابل ملاحظه ای با نسبت ۱:۱۰ کاهش پیدا کرده است. همچنین دیده شده که انقباض نهایی مواد تحت تابش پلاسما کمتر است در حالیکه نرخ انقباض بدست آمده توسط منحنی های متغیر خطی - بعدی ایجاد شده بوسیله با روش اسکن باریکه لیزر تفاوت فاحش بین دو نور افشان نداد. افزایش دمای القا شده توسط نور پلاسما بر روی ماده از دمای القا شده توسط نور معمولی تجاوز نمی کند.

۱- مقدمه

رزین های کامپوزیتی سخت شونده توسط نور مرئی که توسط Camphorquinone فعال می شوند به طور گسترده در دندان پزشکی به عنوان مواد احیا کننده برای اتصالات سرامیکی پلیمری یا فلزی دندان پزشکی تا روکش حفره، رخنه گیر شکاف و

عامل های درزگیر مورد استفاده قرار می گیرند و هم شدت نور در طول موج حساسیت نوری (۴۷۰nm) برای (Camphorquinone) و طیف نور (شدت بر حسب فرکانس) در طول موج های بلندتر از فعال سازی آن می تواند بر انقباض، نرخ انقباض، زمان تابش، دمای سطح تابش درجه تبدیل منومرها به پلیمر و عمق پلیمریزاسیون تأثیر بگذارند.

اگر شدت نور افزایش پیدا کند برخی از مشخصه های کلینیکی (از قبیل زمان تابش کوتاهتر، عمق بزرگ تر پلیمریزاسیون اصلاح می شود. افزایش مشخصه های دیگر (انقباض، نرخ انقباض و دما) می تواند سبب ایجاد تأثیرات نامطلوب شود. در حقیقت انقباض القایی پلیمریزاسیون به درجه تبدیل وابسته بوده و منجر به افزایش تنش های برشی و یا کششی در بین سطحی محل و ترمیم دندان می شود. تنش های ایجاد شده می توانند چسبندگی پیوند ماده بازسازی را در دیواره های حفره تضعیف کرده و منجر به نشستی های میکرونی در بین سطح دندان محل ترمیم می گردد.

فرایند پلیمریزاسیون را میتوان با فازهای پیش و پس ژلی مشخص کرد. در فاز پیش ژلی تنش توسط شار (جریان) ماده کاهش یافته، اما تنش پس ژلی باقی می ماند. در محل ژل زمانی که چسبندگی بازسازی حفره شکل گرفت یا لحظه پس از نرخ بالاتر انقباض به واسطه غلظت بالاتر رادیکال های فعال شده توسط نور افزایش بیشتر تنش در پیوند بین سطحی را القا می کند. این امر توسط افزایش مدول الاستیسیته رزین در حالت ویسکوالاستیک صورت می گیرد.

شدت نور زمان تابش و دمای دندان تحت تابش با هم مرتبط هستند. برای یک نور هالوژن معمولی هرچه شدت نور بیشتر باشد درمای تولید شده بیشترافزایش یافته و در نتیجه دمای سطح تحت تابش بالاتر خواهد رفت. بر اساس نظریه Zach و همکارانش هنگامی که دمای دندان از ۴۲/۵ c بالاتر باشد آسیب های غیر قابل برگشت بوجود می آید.

در حال حاضر، واحدهای درمانی مجهز به نور هالوژن ($400-600\text{mw}/\text{cm}^2$) در ۶۰ تا ۲۰ سیکل درمانی به کار برده می شود. در این شرایط گونه هایی با ضخامت ۳mm-

۲ پلیمر می شوند. هنگامی که عمق حفره بزرگ باشد روش جایگزین سازی افزایشی به کار گرفته می شود. افزایش شدت خروجی در هنگام کاهش زمان تابش و افزایش عمق درمان مفید خواهد بود. مزیت اصلی کوتاه تر بودن زمان تابش کم شدن زمان کاشتن کامپوزیت و سیکل های درمانی متعاقب و همچنین بهتر شدن درجه کنترل زمان تابش، برای اپراتور است. متأسفانه دمای دندان در هنگام افزایش شدت نور هالوژن به طور قابل ملاحظه ای افزایش پیدا می کند. کاهش زمان تابش با استفاده از نور لیزر آرگون به دست می آید. برای کامپوزیت های میکروفیل (microfill) از تابش ۴۰ ثانیه نور مرئی و ۳۰ ثانیه نور آرگون استفاده می شود. هر چند این مدت تابش آرگون سبب آسیب بافت های مجاور می شود اخیراً یک منبع نور متفاوت به نام نور پلاسما (PL) با شدت بیشتر ($1320, mw/cm^2$) در دسترس قرار گرفته است سازنده ادعا می کند که طیف این نور آبی درمقایسه با نوع هالوژن (HL) متفاوت است. (شکل ۱).

منحنی (a) و (b) به ترتیب طیف HL و PL می باشد. منحنی (a) داری پیک شدت کمتری در طول موج ۴۷۵nm (طول موج فعال سازی (Camphorquinone) و گستره طول موجی بزرگتری را در بر گرفته است که سبب بالاتر رفتن تأثیر گرمایی در مقایسه با منحنی (b) است.

در این فعالیت، اثرات PL در تراکم پلیمریزاسیون، نرخ تراکم زمان تابش و دمای القا شده توسط نور با مقایسه با نور HL مورد مطالعه قرار گرفت.

۲- آزمایشگاهی (بالینی)

۲-۱- در این آزمون پنج ماده تست شد (جدول ۱) که سه نمونه از هر ماده مورد تحلیل قرار گرفت. از آنجا که درجه تبدیل به رنگ و گذردهی نوری ماده بستگی دارد، از مواد تک فام استفاده شد (Single shade materials)

۲-۲- واحدهای درمانی نور

واحد درمانی نور معمولی HL جهت مقایسه با واحد پرشدت PL انتخاب شد.

خروجی واحد HL ($400mw/cm^2$) توسط رادیومتر Demetron تعیین می شود.

خروجی واحد PL ($1300\text{mw}/\text{cm}^2$) توسط توان سنج Molectron مشخص شد. واحد PL دارای مراحل درمانی (sc) ۱ و ۲ و ۳ و سیکل های بی رنگ سازی پرتو دهی (1 nim) است.

بر اساس دستورالعمل سازنده تنظیمات پلیمریزاسیون Sc در دو مرحله صورت می گیرد برای مثال ۱/۵ s با نصف توان ($700\text{m}/\text{cm}^2$) به دنبال مدت زمان ۳/۸s با کل توان ($1300\text{mw}/\text{cm}^2$). در آزمایشات نخستین تفاوتی در منحنی های تراکم یا دمای سطح تحت تابش بین سیکل SC و دو سیکل ترتیبی ۳s دیده نشد.

۲-۳- اندازه گیری های انقباض

سنجش تراکم پلیمریزاسیون در دمای $23 \pm 0^\circ\text{C}$ توسط روش اسکن باریکه لیزر ثبت می شود. چندین اندازه گیری پیوسته اتوماتیک توسط یک سیستم کامپیوتری مجهز به تجهیزات ترسیم دقیق گراف از دستگاه لیزر گرفته می شود. عمل ثبت ابتدای نوردهی شروع می شود. وزن نمونه از ۱۰ تا ۲۰ mg تغییر کرده و ضخامت آن حداکثر ۱/۵mm خواهد بود.

۲-۴- دمای القا شده توسط نور

اندازه گیری دمای القا شده نوری توسط نور یک مقاومت گرمایی پلاتینیوم PT100 (Platinum Thermo resistor) با قدرت تفکیک $\pm 0/1^\circ\text{C}$ که توسط لایه ای به قطر ۱mm (۶۵ mg) از یک ماده غیر پلیمر شده پوشیده شده است صورت می گیرد. اندازه گیری با قراردادن ماده در فاصله ۱mm از نوک منبع نور انجام می شود. دما به مدت ۱ دقیقه از شروع تابش HL یا PL ضبط می شود. در آزمایشی دیگر، مقاومت گرمایی در دندان قرار می گیرد. در این حالت مقاومت گرمایی توسط یک لایه کامپوزیتی به ضخامت ۱mm (۳۶ mg) پوشانده می شود. جهت حذف اثر شرایط مختلف سرمایش دندان بوسیله جریان آب خنک نمی شود. این آزمایش در یک محفشه Plexiglass بسته مجهز به وزنده هوای گرم در دمای 36°C انجام می شود.

۳- نتایج و بحث

به منظور یافتن رابطه تعادلی بین زمان تابش دو منبع نوری، تراکم های نمونه های تحت رفتار PL یا HL با هم مقایسه می شود. بر اساس نتایج استانفورد و همکارانش تأثیرات تابش دهی پیوسته و ترتیبی در زمان یکسان بر میزان پلیمریزاسیون مشابه است. در مورد تغییرات بعدی تراکومات ترتیبی مشابه توسط نورهای معادل تولید می شود. شکل ۲، منحنی های تراکمی دو نمونه Ariston را نشان می دهد. منحنی A (خاکستری رنگ) توسط پرتو ترتیبی HL بدست آمده (۲۰ ثانیه برای یک تابش منفرد) با فاصله زمانی ۱۰ دقیقه. منحنی B (سیاه رنگ) به همان طریق با PL بدست آمده و زمان تابش های منفرد ۲s بود. بعد از اولین تابش پرتو دهی های بعدی سبب القای یک مرحله در منحنی های تراکمی می شود. بعد از تابش به مدت ۶۰s توسط HL یا ۶s توسط PL، پرتو دهی بیشتر هیچ گونه مرحله ای را ایجاد نمی کند. با در نظر گرفتن رفتار مشابه از طرف دو منحنی، آشکار می شود که تابش دهی توسط PL بدلیل کوتاهتر بودن زمان تابش در آن به میزان ۱۰ برابر مناسب تر از HL است. کلیه آزمون های انجام گرفته حاکی از نسبت ۱ به ۱۰ بین منابع پرتو دهی PL و HL است.

زمان کل ۵-۶s برای PL و ۵۰-۶۰s برای HL برای پلیمریزاسیون کامل است. علاوه بر این تراکم نهایی نمونه های تحت تابش PL کمتر از نمونه های تحت HL است (جدول ۲). در این موارد نمونه های تحت PL کوچک تر خواهند بود.

مقادیر تراکم ذکر شده در جدول ۲ بعد از ۶۰ دقیقه به طور قابل ملاحظه تغییر نمی کنند. برای منو هر تحت مطالعه، مواد برای مثال EXI119 تراکم مورد انتظار برای بیشترین تبدیل توسط عبارت $M \times 2\alpha = 1/3 \times 22 \times 100$ تراکم خطی % مشخص می شود.

که M وزن مولکولی منومر α بخش حجمی منومر است. با ملاحظه ای باردهی پرکننده غیر آلی EXI که برابر ۷۱% در حجم و GMA - BiS (۷۵%) و TEGDMA (۲۵%) از رزین از طریق فرمول مشاهده می شود که تراکم خطی ۱۰۰%، ۷۰% خواهد

بود. از جدول ۲ دیده می شود که تابش ۱ دقیقه ای HL تراکم نظری ۱۰۰٪ ایجاد می کند.

۲-۳- نرخ تراکم

نرخ تراکم سریع تر سبب افزایش تنش کششی پیوند بین سطحی می شود. در پلیمریزاسیون، تراکم سریعتر و نقطه ژل در مراحل اولیه انتشار یعنی ۴s-۲ بعد از شروع پرتودهی با HL یا ۱S- بعد از شروع پرتودهی PL ایجاد می شود. بنابراین تغییر در نرخ تراکم را میتوان با شیب تانژانت برای مثال مشتق منحنی زمان- تراکم در مراحل اولیه انتشار زمانی که کاهش نهایی تغییرات بعدی رخ می دهد. شکل ۳ منحنی تراکم سه نمونه Ariston تحت تابش HL به مدت ۱ دقیقه را نشان می دهد، بدست آورد. زمان صفر زمان شروع تابش است. سه منحنی ۱ و ۳ تانژانت شروع واکنش انتشار را نشان میدهند که به ترتیب به وسیله t_0^1 و t_0^3 نشان داده می شوند. شیب تانژانت (مشتق) شروع شده از t_0^1 کمتر از شیب تانژانت (مشتق) t_0^3 است در نتیجه نرخ تراکم منحنی ۱ کمتر از منحنی ۳ است. نتایج محاسبات مشتق کلیه مواد آزمون شده در جدول ۳ گزارش شده است. این اطلاعات به صورت تصادفی از $1/5 \times 10^{-4}$ تا $46/0 \times 10^{-4} s^{-1}$ تغییر می کند، اما قسمت اصلی مقادیر در دامنه $1/0 \times 10^{-4}$ تا $5/0 \times 10^{-4} s^{-1}$ قرار می گیرد. این امر به واسطه این حقیقت است که حتی با یک ماده و یک نوع نور برخی اختلافات در نرخ تراکم وجود دارد که احتمالاً به علت تغییر ترکیبات ایجاد شده است. (رفتار متفاوت سه منحنی را در شکل ۳ ببینید). این اختلاف در مقایسه نمونه های تحت تابش HL با PL مشابه است. بنابراین، اختلاف عمده ای بین گونه های تابش شده بوسیله PL یا HL وجود ندارد. بدین ترتیب تنش القا شده توسط نرخ تراکم در پیوند بین سطحی در کلیه مواد یکسان است.

۳-۳- دما در حین تابش

شکل ۴ تصویری از دمای ثبت شده توسط ترمیستور پوشیده شده با نمونه های Ariston غیر پلیمری (با وزن ۶۵ mg و قطر ۱mm) تحت تابش HL به مدت ۶۰s

(منحنی ۱) یا برای ۶s تحت PL (منحنی ۲) را نشان می دهد. دما در شرایط تاریک $36^{\circ}C$ بود. دمای القا شده HL به مقادیر بالاتری رسید و مسلماً مدت طولانی تری در این حالت در مقایسه با دمای القایی PL باقی ماند. این امر مطابق با طیف PL شکل ۱، است که پیک بالاتری در طول موج $475nm$ نشان داده و منطقه کم وسعت تری از فرکانس ها را با تبدیل گرمایی بالاتر نشان می دهد. متناسب با جسم دندان، دما به طور قابل ملاحظه ای در حالت احیا کاهش می یابد. منحنی ۳ مربوط به احیا (36 mg ، ضخامت 1 mm) یک حفره درجه ۱ (first class) تحت PL به مدت ۶ ثانیه است. در منحنی های ۱ و ۲ و ۳ برخی از سهم های دمایی توسط گرمای واکنش پلیمریزاسیون که توسط پیک دمایی چندین درجه ($3^{\circ}C - 2^{\circ}C$) در مراحل اولیه پرتو دهی توصیف می شود. جهت ارزیابی این مهم دندان احیا شده مشابه منحنی ۳ دوباره تحت تابش PL قرار گرفت، (۶s). که داده های آن در منحنی ۴ شکل ۴ آمده است. افزایش نهایی دما بواسطه واکنش شیمیایی را چندان قابل ملاحظه نبوده و بزرگ تر از $0.3 - 1/4^{\circ}C$ نبود.

ب- نتایج

بازدهی بالا و اثرات گرمایی کم PL امکان افزایش توان نور و زمان بسیار کوتاه تابش را فراهم می کند. شدت بالا در طول موج فعال سازی آغاز گرها نه تنها بر نرخ پلیمریزاسیون تأثیر نگذاشته بلکه سبب شروع تراکم پس از ۱-۲ s می شود. همان طور که ملاحظه می شود، مقادیر کوچکتر تراکم القایی PL منجر به اثر حرارتی کمتر PL می شود. در حقیقت نمونه ها تحت تابش PL تحت دمای بالاتر در زمان کوتاهتر در مقایسه با نمونه های تحت تابش با HL هستند. تأیید این نظریه با آزمون های اضافی با ملاحظه درجه تبدیل و آزاد سازی اجزاء غیر پلیمر شده لازم است. در نتیجه، مشاهدات هیچ گونه مزیت کلینیکی PL بر HL را نشان نمی دهد.