

مقایسه تغییرات دما در دیسک‌های عاجی با ضخامت و فواصل مختلف از سر دستگاه

لایت کیور با دو دستگاه لایت کیور متفاوت

دکتر مهرداد برکتین^۱ - دکتر محمدرضا مالکی‌پور^۱ - دکتر سمانه علایی^۲ - دکتر مریم کاوسی^۳

۱- استادیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان

۲- دستیار تخصصی گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان

۳- دندانپزشک

چکیده

زمینه و هدف: با افزایش دمای ایجاد شده در طول کیورینگ ترمیم‌های دندان‌های فعال شونده با نور امکان آسیب غیر قابل برگشت به پالپ دندان وجود دارد. هدف از این مطالعه اندازه‌گیری افزایش دمای ایجاد شده با دو دستگاه کیورینگ مختلف با ضخامت‌های مختلف دیسک عاجی و فواصل مختلف سر دستگاه لایت کیور از دیسک عاجی می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه مداخله‌ای تجربی از دستگاه QTH با شدت چهارصد میلی وات/ سانتی‌مترمربع و دستگاه LED با شدت هزار و پانصد میلی وات/ سانتی‌مترمربع استفاده شد. دیسک‌های عاجی با ضخامت‌های ۰/۵، ۱/۰ و ۱/۵ میلی‌متر تهیه شدند. فواصل یک، دو و سه میلی‌متر بین سر دستگاه لایت کیور و دیسک‌های عاجی تنظیم و افزایش دما با دماسنج دیجیتالی لیزری اندازه‌گیری گردید. اطلاعات به دست آمده با تست *t-test*, *Duncan*, *ANOVA(2Way)* تجزیه و تحلیل شدند.

یافته‌ها: نتایج به دست آمده از آزمون‌های آماری نشان داد که هم فاصله هم ضخامت دیسک‌های عاجی هر دو بر افزایش دمای ایجاد شده در هر دو دستگاه QTH و LED تاثیر معنی‌داری دارد. ($P < 0/001$)

نتیجه‌گیری: دستگاه LED بیشتر از دستگاه QTH موجب افزایش حرارت در دیسک‌های عاجی شد. با افزایش ضخامت عاجی باقیمانده و فاصله سر دستگاه لایت کیور از عاج و کاهش انرژی خروجی دستگاه لایت کیور، فشارهای حرارتی کاهش یافت.

کلید واژه‌ها: دما - لایت کیور - عاج

پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۲/۱۰

اصلاح نهایی: ۱۳۹۱/۲/۹

وصول مقاله: ۱۳۹۰/۷/۱۳

نویسنده مسئول: دکتر سمانه علایی، گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان

e.mail:samaneh_alaei@yahoo.com

مقدمه

سلامت دندان از جنبه‌های مختلف در ارتباط مستقیم با سلامت یک بافت منحصر به فرد به نام پالپ دندان می‌باشد. (۱)، درمان‌های جراحی و ترمیمی، تحریکات فیزیکی، شیمیایی و حرارتی برای پالپ دندان ایجاد می‌کند که در این میان افزایش حرارت داخل پالپ از اهمیت زیادی برخوردار است. (۲)، به نظر می‌رسد که یک طیف بحرانی برای درجه حرارت داخل پالپ وجود دارد، مطالعات نشان داده‌اند که افزایش دمای پالپی بیش از ۵-۸ درجه سانتی‌گراد به آسانی منجر به مرگ سلولی خواهد شد. (۳-۴)، در مطالعات اولیه‌ای که توسط Zach و Cohen انجام گردید نشان داده شد که

سلامت دندان از جنبه‌های مختلف در ارتباط مستقیم با سلامت یک بافت منحصر به فرد به نام پالپ دندان می‌باشد. (۱)، درمان‌های جراحی و ترمیمی، تحریکات فیزیکی، شیمیایی و حرارتی برای پالپ دندان ایجاد می‌کند که در این میان افزایش حرارت داخل پالپ از اهمیت زیادی برخوردار است. (۲)، به نظر می‌رسد که یک طیف بحرانی برای درجه حرارت داخل پالپ وجود دارد، مطالعات نشان داده‌اند که افزایش دمای پالپی بیش از ۵-۸ درجه سانتی‌گراد به آسانی منجر به مرگ سلولی خواهد شد. (۳-۴)، در مطالعات اولیه‌ای که توسط Zach و Cohen انجام گردید نشان داده شد که

علت شدت نور خروجی بیشتر (هزار و ششصد میلی وات/سانتی‌مترمربع) در مقایسه با دستگاه LED با شدت کمتر (هزار و صد میلی‌وات/سانتی‌مترمربع) منجر به افزایش قابل ملاحظه‌تر درجه حرارت گردید. (۱۴)

هدف از مطالعه حاضر مقایسه حرارت ایجاد شده در دستگاه‌های LED و سیستم نوردهی قدیمی لامپ هالوژن و تأثیر ضخامت عاج باقیمانده در حفرات ترمیمی و فاصله سر دستگاه لایت کیور تا عاج باقیمانده را بر افزایش حرارت حاصله می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه مداخله‌ای تجربی از سی عدد دندان عقل سالم و بدون پوسیدگی که در طول تیمول ۰/۲٪ نگهداری شده بودند استفاده گردید. ابتدا ضخامت مینای دندانها توسط فرزند الماسی به همراه شستشوی فراوان آب حذف شد و تقریباً سطح صافی از مقطع عرضی تاج دندان به دست آمد سپس دندانها در درون آکريل ارتودنسی مانت شدند. سطح مقطع عرضی تاج دندان و آکريل نگهدارنده در اطراف دندان در همان سطح، توسط دستگاه تریم به همراه آب فراوان، صاف و یکدست شد. به کمک خط کش و گونیا زاویه بین سطوح طرفی آکريل با سطح صاف شده اولیه (توسط تریم) عاج - آکريل به صورت نود درجه تریم گردید. سی دندان مانت شده را به صورت تصادفی به سه گروه ده تایی تقسیم کرده و بر روی آکريل سطوح طرفی ضخامتهای عاجی مورد نظر علامت زده شد. (۰/۵ - یک - ۱/۵ میلی‌متر) دندانها توسط دستگاه برش نان استاپ (Non stop-Bego, Germany) مقطع زده شدند، دندانهای مانت شده در دستگاه به صورتی قرار گرفت که دیسک دستگاه بر روی خط میلی‌متر اندازه زده شده هنگام برش قرار گیرد و لبه‌های اضلاع آکريل مماس با بازوهای دستگاه بوده تا تیغه برش عمود بر آکريل قرار گرفته و از دندان یک مقطع دیسکی با ضخامت یکنواخت به دست آید. بعد از برش، مقاطع دندانی با گیج اندازه‌گیری شد. به دلیل بیشتر بودن ضخامت مقاطع عاج از ضخامتهای مورد نظر، مقاطع به صورت دستی و با ساییدن بر روی

از انتقال حرارت، ضخامت، رنگ و ترکیب کامپوزیت مصرفی (۵-۹)، عامل تاثیرگذار مهم دیگر ضخامت عاج باقیمانده است. به علت پایین بودن هدایت حرارتی عاج، افزایش مستقیم دما داخل پالپ به حداقل می‌رسد. (۱۰)، همچنین خطر آسیب به پالپ هنگام استفاده از دستگاههای لایت کیور با شدت انرژی خروجی بالاتر در مقایسه با دستگاههای با شدت انرژی خروجی پایینتر بیشتر می‌باشد. (۱۱)

بعضی از انواع دستگاههای لایت کیور، در حین نوردهی حرارت قابل ملاحظه‌ای ایجاد می‌کنند به طوری که شخص عمل‌کننده نمی‌تواند انگشت خود را در فاصله ۲-۳ میلی‌متری برای بیست ثانیه نگه دارد. (۱۲)، دستگاههای جدید لایت کیور که بر اساس سیستم دیود استوار هستند (LED) شدت نوردهی بسیار بالایی دارند که این شدت بالا می‌تواند سلامت پالپ را به خطر اندازد. در این رابطه Santini و همکارانش در سال ۲۰۰۸ افزایش دمای پالپ دندان را با دو دستگاه LED و یک دستگاه هالوژنی بررسی کردند. آنها بیان کردند حرارت ایجاد شده در پالپ چمبر توسط دستگاههای LED با شدت هزار و صد میلی‌وات/سانتی متر مربع به طور قابل ملاحظه‌ای بالاتر از دستگاه QTH با شدت پانصد میلی‌وات/سانتی‌مترمربع می‌باشد. (۱۱)، در مطالعه‌ای دیگر که توسط Bagis و همکارانش انجام شد افزایش دمای حاصل از دستگاههای لایت کیور مختلف (LED، QTH) و پلاسما آرک) در فاصله یک میلی‌متری از سر دستگاه مقایسه شد. بیشترین افزایش دما مربوط به دستگاه پلاسما آرک و کمترین افزایش دما مربوط به دستگاه LED بود. (۱۳)، Dogan و همکارانش در سال ۲۰۰۹ به بررسی افزایش دمای ایجاد شده به دنبال استفاده از دستگاههای لایت کیور مختلف (LED، QTH) و پلاسما آرک) در ضخامتهای عاجی متفاوت پرداختند. ضخامت دیسکهای عاجی در این مطالعه ۰/۵، یک، ۱/۵ و دو میلی‌متر بود.

بیشترین دمای اندازه‌گیری شده مربوط به دستگاه QTH در ضخامت ۰/۵ میلی‌متری و کمترین دمای اندازه‌گیری شده مربوط به دستگاه LED در ضخامت دو میلی‌متری گزارش شد. در مقایسه بین دستگاه LED و PAC، دستگاه PAC به

به صفحه باشد، قرار گرفت. به این ترتیب یک طرف صفحه آکریلی، مقطع عاج و طرف دیگر سر دستگاه لایت کیور قرار داشت و فواصل یک تا سه میلی‌متری که بین مقاطع عاجی و سر دستگاه لایت کیور، مورد نظر بود توسط این صفحات آکریلی به صورت یکنواخت تهیه شد. دمای اولیه مقاطع دندان‌های با دمای محیط اتاق ($27/0 \pm 0/1$) یکسان‌سازی گردید. شدت خروجی دستگاه QTH (Litex 695 C-Dentamerica, USA) مورد نظر چهارصد میلی وات/سانتی‌مترمربع بود و هر سی دیسک عاجی با هر سه فاصله مورد نظر از سر دستگاه، به مدت بیست ثانیه در معرض نور دستگاه قرار داده شد. بیشترین دمای اندازه‌گیری شده توسط دماسنج یادداشت گردید. برای هر مقطع، اندازه‌گیری دما سه بار تکرار شد. (البته بعد از هر بار نوردهی مقطع، دمای اولیه مقطع به همان $27/0$ درجه سانتی‌گراد رسانده شد).

در ادامه همین مراحل کاری با دستگاه LED (Litex 680 A - Dentamerica, USA) با شدت خروجی هزار و پانصد میلی وات/سانتی‌مترمربع به مدت بیست ثانیه انجام شد. (شدت خروجی هر دو دستگاه به کمک لایت متر (LCM 1000 و CM 300-1000) اندازه‌گیری گردید).

برای تجزیه و تحلیل آماری داده‌های تحقیق از نرم افزار SPSS و آزمون t و ANOVA (2 way) و Duncan استفاده شد.

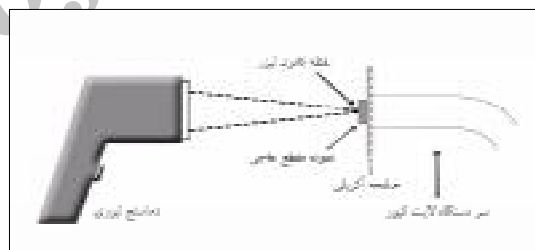
یافته‌ها

نتایج این مطالعه به صورت میانگین تغییرات دما بر حسب درجه سانتی‌گراد ارائه شده است. با توجه به سه ضخامت دیسک عاجی ($0/5$ ، $1/0$ و $1/5$ میلی‌متر) و سه فاصله سر دستگاه لایت کیور تا دیسک عاجی (1 ، 2 ، 3 میلی‌متر) و دو نوع دستگاه لایت کیور (LED - QTH)، ۱۸ حالت مختلف با آزمون ANOVA بررسی شد. نتایج حاصل در جداول ۱ و ۲ مشاهده می‌شود. همچنین برای بررسی اثر ضخامت‌های مختلف دیسک عاجی و فواصل مختلف سر دستگاه لایت کیور با دیسک عاجی بر روی افزایش حرارت از

برگه سمباده به ضخامت موردنظر رسانده شد. به این ترتیب سی عدد دیسک عاجی (ده دیسک عاجی با ضخامت $0/5$ میلی‌متر، ده دیسک عاجی با ضخامت یک میلی‌متر و ده دیسک عاجی با ضخامت $1/5$ میلی‌متر) تهیه شد. پس از آن مقاطع عاجی آماده شده در درون آب مقطر نگهداری شدند.

برای اینکه بتوان فواصل یک تا سه میلی‌متری بین مقاطع‌های عاجی و سر دستگاه لایت کیور را به صورت ثابت و دقیق باشد، صفحات آکریلی به ضخامت‌های فواصل مورد نظر تهیه شدند که این صفحات به صورت مربع بوده و در مرکز آنها سوراخی گرد به اندازه سطح مقطع سر دستگاه لایت کیور ایجاد شد.

برای اندازه‌گیری افزایش حرارت از دماسنج دیجیتال لیزری (Scan temp 485 - Dostman electronic, China) استفاده شد که دمای یک نقطه یا سطحی از جسم را که لیزر به آن تابیده می‌شود را مشخص می‌کند. (شکل ۱)



شکل ۱: طرح شماتیک از نحوه اندازه‌گیری دما

بر روی یک صفحه یونولیت، دماسنج دیجیتالی لیزری را به صورت ثابت مانده کرده و نقطه کانونی لیزر دستگاه بر روی صفحه یونولیت مشخص شد. در این نقطه شیار برای گیر صفحات آکریلی مربع تصویر ایجاد گردید سپس دیسک‌های عاجی با کمک موم چسب بر روی سوراخ گرد صفحه آکریلی چسبانده شد. آکریل مربعی به صورتی در شیار یونولیت قرار می‌گیرد که نقطه کانونی لیزر دستگاه ترمومتر دقیقاً بر روی مرکز مقطع دیسک عاجی قرار گرفته باشد. پس از آن دستگاه لایت کیور مورد نظر توسط یک بازوی نگهدارنده در طرف دیگر صفحه آکریلی، به صورتی که سر خروجی دستگاه به موازات سوراخ آکریل و چسبیده

جدول ۱: مقایسه میانگین تغییرات دما در فواصل مختلف از سر دستگاه در ضخامتهای مختلف عاج در دستگاه LED
توسط آنالیز ANOVA (2way)

تعداد	انحراف معیار	میانگین	ضخامت	فاصله
۱۰	۱/۴۶	۱۲/۳۸	۰/۵	۱
۱۰	۱/۳۵	۱۱/۱۵	۱	
۱۰	۰/۸۷	۹/۵۳	۱/۵	
۳۰	۱/۶۹	۱۱/۰۲	مجموع	
۱۰	۱/۵۲	۹/۶۸	۰/۵	۲
۱۰	۰/۷۶	۹/۱۴	۱	
۱۰	۰/۶۸	۸/۶۲	۱/۵	
۳۰	۱/۱۱	۹/۱۴	مجموع	
۱۰	۰/۸۵	۹/۳۹	۰/۵	۳
۱۰	۰/۵۹	۹/۰۶	۱	
۱۰	۰/۴۶	۷/۹۱	۱/۵	
۳۰	۰/۹	۸/۷۸	مجموع	
۳۰	۱/۸۶	۱۰/۴۸	۰/۵	مجموع
۳۰	۱/۳۵	۹/۷۸	۱	
۳۰	۰/۹۵	۸/۶۸	۱/۵	
۹۰	۱/۶۰	۹/۶۵	مجموع	

جدول ۲: مقایسه میانگین تغییرات دما در فواصل مختلف از سر دستگاه در ضخامتهای مختلف عاج در دستگاه QTH
توسط آنالیز ANOVA (2way)

تعداد	انحراف معیار	میانگین	ضخامت	فاصله
۱۰	۰/۸۵	۷/۱۸	۰/۵	۱
۱۰	۰/۷۷	۶/۹۶	۱	
۱۰	۰/۵۹	۶/۱۲	۱/۵	
۳۰	۰/۸۶	۶/۷۵	مجموع	
۱۰	۰/۷۹	۶/۳۱	۰/۵	۲
۱۰	۰/۵۳	۵/۸۷	۱	
۱۰	۰/۳۶	۵/۰۰	۱/۵	
۳۰	۰/۷۹	۵/۷۳	مجموع	
۱۰	۰/۶۳	۶/۲۴	۰/۵	۳
۱۰	۰/۵۸	۵/۷۴	۱	
۱۰	۰/۲۹	۴/۹۳	۱/۵	
۳۰	۰/۷۴	۵/۶۳	مجموع	
۳۰	۰/۸۵	۶/۵۷	۰/۵	مجموع
۳۰	۰/۸۳	۶/۱۹	۱	
۳۰	۰/۶۹	۵/۳۵	۱/۵	
۹۰	۰/۹۴	۶/۰۴	مجموع	

مربع به بازار سعی دارند که زمان کار کلینیکی را کوتاه‌تر کرده و عمق کیورینگ را افزایش دهند، ولی هنگام استفاده از دستگاه‌های لایت کیور با شدت بالا در مقایسه با لامپ‌های هالوژنی معمولی افزایش دمای واضحی در پالپ دندان ایجاد می‌شود و توان ریسک آسیب پالپی در دستگاه لایت کیور با شدت خروجی بالا در مقایسه با دستگاه‌های با شدت خروجی کم، بیشتر است. (۱۱)

در این مطالعه، اثر ضخامت‌های عاجی و فواصل مختلف از سر دستگاه لایت کیور و نوع دستگاه لایت کیور (QTH و LED) بر روی میزان افزایش حرارت حاصل شده بعد از کیورینگ در مقاطع عاجی، مورد بررسی قرار گرفت. در مطالعه حاضر با مقایسه میانگین تغییرات دمای ایجاد شده در ضخامت‌های عاجی و فواصل مختلف از سر دو نوع دستگاه لایت کیور مشخص شد که افزایش حرارت با دستگاه LED بیشتر از QTH و اختلاف بین آنها از لحاظ آماری معنی‌دار بود. ($P < 0/001$)، دامنه تغییرات دما در دستگاه LED بین $7/91 - 12/38$ درجه سانتی‌گراد و در دستگاه QTH بین $4/93 - 7/18$ درجه سانتی‌گراد نشان داده شد.

در مطالعه‌ای که توسط Cohen و Zach انجام گردید، نشان داده شد که افزایش دمای بیش از $5/5$ درجه سانتی‌گراد در پالپ می‌تواند سبب نکروز پالپ در 15% موارد گردد. این در حالی است که افزایش $11/1$ درجه سانتی‌گراد، 60% نکروز پالپی و افزایش $16/6$ درجه سانتی‌گراد، 100% نکروز پالپی را به دنبال خواهد داشت. (۴)

بر اساس جداول ۱ و ۲ مشخص شد که تغییرات دما در هر نُه حالت مختلف اندازه‌گیری شده با دستگاه LED بیشتر از مرز دمای بحرانی $5/5$ درجه سانتی‌گراد است در حالی که در دستگاه QTH فقط دو حالت از نُه حالت اندازه‌گیری شده با این دستگاه کمتر از $5/5$ درجه سانتی‌گراد است. علی‌رغم اینکه هفت حالت دیگر این دستگاه هم اختلاف زیادی با دمای بحرانی همانند دستگاه LED ندارد. در بهترین شرایط اندازه‌گیری دما با دستگاه LED (ضخامت عاج $1/5$ میلی‌متر و فاصله سه میلی‌متری سر دستگاه با مقطع عاج) باز هم

آزمون‌های ANOVA (2way) و Duncan استفاده شد، که تأثیر این دو عامل به صورت جداگانه برای دو دستگاه QTH و LED محاسبه گردید.

بیشترین افزایش دما در دستگاه LED در فاصله یک میلی‌متری سر دستگاه لایت‌کیور از دیسک‌عاجی به ضخامت $0/5$ میلی‌متر بود ($12/38 \pm 1/46$ درجه سانتی‌گراد). کمترین افزایش دما در دستگاه QTH در فاصله سه میلی‌متری سر دستگاه لایت کیور از دیسک عاجی به ضخامت $1/5$ میلی‌متر بود ($4/93 \pm 0/29$ درجه سانتی‌گراد).

نتایج به دست آمده از آزمون آماری ANOVA 2way نشان داد که هم فاصله هم ضخامت دیسک‌های عاجی هر دو بر افزایش دمای ایجاد شده در هر دو دستگاه QTH و LED تأثیر معنی‌داری دارد. ($P < 0/001$)

با مقایسه نتایج بدست آمده مشاهده شد که میانگین افزایش حرارت در فواصل معین با کم شدن ضخامت عاجی، در هر دو دستگاه QTH و LED بیشتر شده است. ($P < 0/001$)، همچنین در ضخامت‌ها و فواصل معین، دستگاه LED موجب افزایش حرارت بیشتری نسبت به QTH شده و اختلاف بین آنها معنی‌دار است. ($P < 0/001$)، دیگر اینکه مشاهده شد که در فواصل مختلف از سر دو دستگاه QTH و LED با دیسک‌های عاجی، افزایش فاصله موجب کاهش حرارت شده و اختلاف بین آنها معنی‌دار است ($P < 0/001$).

با مقایسه جزئیات سه ضخامت بر اساس آزمون Duncan در هر دو دستگاه مشاهده شد که اختلاف دما بین ضخامت $1/5$ و $1/0$ میلی‌متر از لحاظ آماری معنی‌دار است.

با مقایسه جزئیات سه فاصله بر اساس آزمون Duncan مشخص گردید که اختلاف دما بین فاصله یک میلی‌متری با فاصله دو و سه میلی‌متری از لحاظ آماری معنی‌دار است.

بحث

یکی از مسائلی که در ارتباط نزدیک با کیفیت ترمیم‌های همرنگ دندان است، دستگاه‌های سخت‌کننده نوری می‌باشد. امروزه بیشتر کارخانه‌های سازنده دستگاه‌های لایت کیور با معرفی دستگاه‌هایی با شدت بالای هزار میلی‌وات/ سانتی‌متر

افزایش دما با دستگاه QTH را بیشتر از دستگاه LED بیان کردند. در این مطالعه شدت دستگاه LED، هزار و صد میلی‌وات/سانتی‌مترمربع و دستگاه QTH، هفتصد و پنجاه میلی‌وات/سانتی‌مترمربع بود (۱۴)، که با نتایج مطالعه حاضر یکسان نیست. علت را می‌توان زمان تابش متفاوت دستگاه دانست زیرا زمان تابش در دستگاه QTH چهل ثانیه و در دستگاه LED ده ثانیه بوده است.

در تحقیقات قبلی مانند تحقیق Santini و همکارانش (۱۱) و Yazici و همکارانش (۱۸) اکثراً تغییرات دما با قرار دادن سر ترموکوپل در درون پالپ چمبر دندانهایی که تاج آنها دارای تراش حفره CII بوده و ضخامتی معین از عاج دندان در کفه پالپی حفره باقیمانده بود، اندازه‌گیری می‌شد ولی در مطالعه حاضر مشابه مطالعه Dogan و همکارانش (۱۴) دیسک‌هایی از بافت عاجی دندان تهیه شد که امکان ارزیابی دقیق ضخامت آنها به راحتی وجود داشت. از سوی دیگر دماسنج مورد استفاده در مطالعه حاضر بدون نیاز به سنسور و با داشتن اشعه لیزر و با تاباندن آن بر روی سطح عاج بدون اینکه دمای محیط بر روی آن تأثیر بگذارد، تغییرات دما را ثبت می‌کرد.

در مطالعه حاضر رابطه ضخامت دیسک‌های عاجی ۰/۵، ۱/۰ و ۱/۵ میلی‌متری با تغییرات دمای ایجاد شده نیز بررسی گردید و مشاهده شد که با کمتر شدن ضخامت عاج افزایش دما بیشتر می‌شود و اختلاف دما در بین ضخامتهای عاجی مختلف از لحاظ آماری معنی‌دار است. ($P < 0/001$)، از طرفی با مقایسه تغییرات دما در سه ضخامت عاجی بر اساس آنالیز Duncan مشخص شد که تغییرات دما بین ضخامت ۰/۵ و ۱/۰ و ۱/۵ میلی‌متر از لحاظ آماری معنی‌دار است. پس در ترمیم حفرات در صورتی که ضخامت عاج باقیمانده کمتر از ۱/۵ میلی‌متر باشد باید تمهیدات حرارتی بیشتری برای حفاظت از پالپ دندان در نظر گرفته شود.

و همکارانش در مطالعه‌ای که بر روی ضخامتهای عاجی صفر، یک، دو و سه میلی‌متر انجام دادند گزارش کردند که در عاج ضخیمتر کمترین افزایش دما را دارد. (۱۹) که با نتایج مطالعه حاضر هماهنگ است.

افزایش دمای ایجاد شده ۷/۹۱ درجه سانتی‌گراد بود که ۲/۴۱ درجه بیشتر از دمای بحرانی ۵/۵ درجه سانتی‌گراد است، در حالی که در بدترین حالت اندازه‌گیری دما با دستگاه QTH (ضخامت عاج ۰/۵ میلی‌متر و فاصله یک میلی‌متری سر دستگاه با مقطع عاج) افزایش دمای ایجاد شده ۷/۱۸ درجه سانتی‌گراد بود که ۱/۶۸ درجه بیشتر از دمای بحرانی ۵/۵ درجه است. با توجه به شدت نور خروجی بیشتر دستگاه LED (هزار و پانصد میلی‌وات / سانتی‌متر مربع) در مقایسه با دستگاه QTH (چهارصد میلی‌وات/ سانتی‌مترمربع)، مشاهده می‌شود که تغییرات دما در دستگاه LED به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر از دستگاه QTH می‌باشد که این مؤید ارتباط مستقیم شدت نور خروجی دستگاه با آسیب احتمالی پالپ در طی استفاده از دستگاههای لایت کیور می‌باشد. این نکته با نتایج مطالعه Guiraldo و همکارانش در سال ۲۰۰۸ که اثر دستگاههای لایت کیور با شدت متفاوت و ضخامتهای عاجی مختلف بر روی تغییرات دما را مقایسه کردند مطابقت دارد. در مطالعه آنها شدت تابش نور خروجی و زمان تابش، مهمترین عوامل افزایش دما در طی کیورینگ گزارش شدند. (۱۵)، در مطالعه‌ای که توسط Millen و همکارانش در سال ۲۰۰۷ انجام شد، حرارت ناشی از دو دستگاه لایت کیور QTH با شدت چهارصد و پنجاه میلی‌وات/سانتی‌مترمربع و دستگاه LED با شدت هزار و صد میلی‌وات/سانتی‌مترمربع بررسی گردید و مشاهده شد که حرارت ناشی از دستگاه LED به علت شدت بالاتر نور خروجی بیشتر از دستگاه QTH بود (۱۶) که نتایج مطالعه حاضر را تأیید می‌کند. در تحقیقی که Durey و همکارانش در سال ۲۰۰۸ انجام دادند افزایش دمای پالپ دندان را با دو دستگاه LED و یک دستگاه QTH بررسی کردند، در این مطالعه افزایش دمای پالپ دندان هنگام استفاده از دو دستگاه LED با شدت بالاتر، بیشتر از نوع QTH بود ولی بین دو دستگاه LED تفاوت قابل ملاحظه‌ای مشاهده نگردید (۱۷)، نتایج این بررسی هم با مطالعه حاضر مطابقت دارد. اما بر خلاف این مطالعات، در مطالعه‌ای که Dogan و همکارانش در سال ۲۰۰۹ انجام دادند

همانگ است. (۲۱)

در انتها ذکر دو نکته لازم است، بر اساس مطالعه زیر مدت زمان تابش نور برای هر دو دستگاه LED و QTH بیست ثانیه در نظر گرفته شد. در تحقیقی که در سال ۲۰۰۵ میلادی توسط Knezevic و همکارانش انجام شد گزارش کردند که بیشترین تغییرات افزایش دما در دستگاه‌های لایت کیور قبل از بیست ثانیه تابش اتفاق می‌افتد و بعد از بیست ثانیه تا سی ثانیه دما تغییر زیادی نمی‌کند و یا به طور میانگین ۱-۲ درجه افزایش می‌یابد و در بین ثانیه‌های سی تا چهل تغییر دمایی وجود ندارد. (۲۲)

نکته دیگر این است که در این مطالعه اگر چه افزایش دما با هر دو دستگاه LED و QTH بیشتر از دمای بحرانی ۵/۵ درجه سانتی‌گراد است، ولی نمی‌توان تغییرات دمای به دست آمده در این مطالعه آزمایشگاهی را به صورت مستقیم با شرایط بالینی و در دهان یکسان دانست، زیرا تعدادی عوامل کلینیکی مثل جریان خون پالپ چمبر، مایع داخل توبول عاجی و بافتهای پرپودنتال که می‌توانند موجب کاهش دما شوند (۱۴) در شرایط آزمایشگاهی وجود ندارند.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج حاصل از این مطالعه، افزایش حرارت حاصل از دستگاه LED در ضخامت‌های مختلف عاجی و فواصل مختلف سر دستگاه لایت کیور با عاج، بیشتر از دستگاه QTH می‌باشد.

عامل مورد بررسی دیگر در این مطالعه، تأثیر فاصله سر دستگاه لایت کیور تا دیسک‌های عاجی بر افزایش حرارت ایجاد شده بود. فاصله‌های مورد ارزیابی یک، دو و سه میلی‌متر از سر دستگاه بودند. مشخص شد با زیاد شدن فاصله، میزان افزایش حرارت کمتر می‌شود که این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار بود. ($P < 0/001$) بر اساس آزمون Duncan هم مشخص گردید که اختلاف افزایش حرارت بین فاصله یک میلی‌متری و فاصله دو و سه میلی‌متری از لحاظ آماری معنی‌دار می‌باشد اما بین گروه دو و سه میلی‌متری این اختلاف معنی‌دار نیست. پس بهتر است که در هنگام کیورینگ، سر دستگاه لایت کیور در فاصله دو میلی‌متری عاج در ترمیم‌های هم‌رنگ باشد زیرا در فواصل کمتر از دو میلی‌متر افزایش حرارت بیشتر می‌گردد و از طرفی لزومی برای افزایش فاصله تا سه میلی‌متر وجود ندارد و در صورت امکان به دلیل رابطه معکوس فاصله سر دستگاه لایت کیور با عمق کیورینگ کامپوزیت (۲۰) این فاصله باید در حد دو میلی‌متر حفظ گردد. Soh و Yap به بررسی افزایش دما به دنبال استفاده از دو نوع دستگاه LED و QTH در فواصل سه و شش میلی‌متری پرداختند. در فاصله سه میلی‌متری افزایش دما با دستگاه LED، $4/1 - 12/9$ درجه سانتی‌گراد و با دستگاه QTH بین $17/4 - 46/4$ درجه سانتی‌گراد مشاهده و در فاصله شش میلی‌متری افزایش دما با دستگاه LED، $2/4 - 7/5$ درجه سانتی‌گراد و با دستگاه QTH، $12/7 - 25/5$ درجه سانتی‌گراد مشاهده گردید که این افزایش دمای بیشتر در فاصله کمتر با مطالعه حاضر

REFERENCES

1. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. Critical reviews in oral biology and medicine: An official publication of the Ame Asso Oral Biolog. 1996 Jan;7(2):104-33.
2. Summitt J, Robbins J. Fundamentals of operative dentistry: A contemporary approach. 3rd. Chicago: Quintessence Publishing; 2006.
3. Zach L, Cohen G. Thermogenesis in operative techniques: Comparison of four methods. J Prosthet Dent. 1962 Nov;12(5):977-84.
4. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1965 Apr; 19(4): 515-30.

5. Goodis HE, White JM, Jr. GWM, Yee K, Fuller N, Gee L, et al. Effects of Nd: And Ho: yttrium-aluminium-garnet lasers on human dentine fluid flow and dental pulp-chamber temperature in vitro. *Arch Oral Biol.* 1997Dec; 42(12):845-54.
6. Karaarslan ES, Secilmis A, Bulbul M, Yildirim C, Usumez A. Temperature increase beneath etched dentin discs during composite polymerization. *Photomed Laser Surg.* 2011 Jan;29(1):47-52.
7. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater.* 1999 Jul;15(4):275-81.
8. Jakubinek MB, O'Neill C, Felix C, Price RB, White MA. Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations. *Dent Mater.* 2008 Nov; 24(11):1468-76.
9. Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehabil.* 1998 Dec;25(12):908-13.
10. Hargreaves KM, Goodis HE. Seltzer and Bender's dental pulp. 3rd ed. Chicago: Quintessence Pub. Co. 2002.
11. Santini A, Watterson C, Miletic V. Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. *Open Dent J.* 2008 Jan;5(2):137-41.
12. Craig RG, Ward ML. *Restorative Dent Mater.* España: Elsevier; 2006.
13. Bagis B, Bagis Y, Ertas E, Ustaomer S. Comparison of the heat generation of light curing units. *J Contemp Dent Pract.* 2008 Jan;9(2):65-72.
14. Dogan A, Hubbezoglu I, Dogan OM, Bolayir G, Demir H. Temperature rise induced by various light curing units through human dentin. *Dent Mater J.* 2009 May;28(3):253-60.
15. Guiraldo RD, Consani S, Lympius T, Schneider LFJ, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photoactivation. *J Oral Sci.* 2008 Jun;50(2):137-42.
16. Millen C, Ormond M, Richardson G, Santini A, Miletic V, Kew P. A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units. *J Contemp Dent Pract.* 2007 Nov; 8(7):29-37.
17. Durey K, Santini A, Miletic V. Pulp chamber temperature rise during curing of resin-based composites with different light-curing units. *Prim Dent Care.* 2008 Jan;15(1):33-8.
18. Yazici AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent.* 2006 Mar;31(2):261-5.
19. Aguiar FHB, Barros GKP, Lima DANL, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of composite resin polymerization modes on temperature rise in human dentin of different thicknesses: an in vitro study. *Biomed Mater.* 2006 Sep;1(3):140-3.
20. Roberson TM, Heymann H, Swift EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry.* 5 th. St. Louis: Mosby; 2006.
21. Yap AUJ, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. *Operative Dent.* 2003 May;28(3):260-6.
22. Knezević A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil.* 2005 May;32(5):362-7.