بررسی اثر تغییرات دمایی محیط دهان در جریان مصرف مواد نوشیدنی سرد و گرم بر دمای ایمپلنت

دکتر محمود کاظمی[۱] - دکتر سعید نوکار[۱] - دکتر احمد روحانیان[۱+] - دکتر عادل پژوهان[۲]

۱- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران
۲- دندانپزشک

Effect of thermal changes of mouth environment by hot and cold drinks on the implants temperature

Mahmod Kazemi[1], Saeed Nokar[1], Ahmad Rohanian[1†], Adel Pazhohan[2]

1†- Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (adrntehran86@yahoo.com)
2- Dentist

Background and Aims: Thermal changes in the oral cavity can be transferred to the implants placed in bone and affect the prognosis of the treatments. Furthermore, some investigators proposed improvement of habitual consumption of hot or cold beverages. The aim of the present study was to measure the effect of temperature changes in the oral cavity following consumption of hot and cold drinks on the temperature of implant.

Materials and Methods: In this clinical trial, 3 eligible patients were selected. Two months after implant insertion, temperature of the implants was measured following the drinking of hot and cold beverages using a sensor connected to a thermometer. The thermal changes of the implants through the different time intervals were analyzed using Friedman non-parametric test.

Results: The implant temperatures were significantly increased in the time following drinking of the hot beverages (P=0.009). Furthermore, the implant temperature were statistically decreased in the time after drinking cold beverage (P=0.004). When drinking hot beverages, the maximum and minimum temperatures were 41.57^{o}C and 36.77^{o}C, respectively. The maximum and minimum temperatures of the implants were also 34.13^{o}C and 26.83^{o}C , respectively, when drinking cold beverages.

Conclusion: It seems that the temperatures noted in the implants in the current study cannot weaken the prognosis of implant restorations; however, habitual consumption of hot and cold beverages can lead to debilitating implant prognosis and therefore, should be given the necessary warnings to patients.

Key Words: Temperature, Dental implants, Drinks

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2014;26(4):281-87

+ مؤلف مسؤول تهران- انتهای کارگر شمالی بعد از انرژی اتمی- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران- گروه آموزشی پروتزهای دندانی
تلفن: ۸۸۰۱۵۹۵۰ نشانی الکترونیک: adrntehran86@yahoo.com

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-08-18]

چکیده

زمینه و هدف: تغییرات دمایی قابل توجه در محیط دهان می‌تواند به ایمپلنت‌های قرار گرفته در درون استخوان نیز منتقل و پیش‌آگهی درمان را تحت تأثیر قرار دهد. تا بدان جا که برخی محققان، تصحیح عادات تغذیه افراد بعد از دریافت درمان ایمپلنت را توصیه کرده‌اند. مطالعه حاضر با هدف تعیین اثر تغییرات دمایی محیط دهان به دنبال مصرف مواد غذایی مختلف بر دمای ایمپلنت انجام شد.

روش بررسی: در یک کارآزمایی بالینی، ۳ بیمار واجد شرایط برای دریافت ایمپلنت انتخاب و ۲ ماه بعد از جراحی قرار دادن ایمپلنت، مورد آزمایش قرار گرفتند. دمای داخلی ایمپلنت‌ها در بیماران و به دنبال مصرف مایعات سرد و گرم با استفاده از سنسور متصل به ترمومتر اندازه‌گیری شد. سپس تغییرات دمایی اندازه‌گیری شده در طول زمان با استفاده از آزمون ناپارامتری Friedman مورد قضاوت آماری قرار گرفت.

یافته‌ها: به دنبال مصرف مایعات گرم، دمای ایمپلنت‌ها به صورت معنی‌دار و صعودی در طول زمان افزایش پیدا کرده بود (P=۰/۰۰۹). همچنین، بعد از مصرف نوشیدنی‌های سرد، دمای ایمپلنت‌ها به صورت معنی‌دار و نزولی در طول زمان کاهش یافته بود (P=۰/۰۰۴). بیشترین دمای ثبت شده در ایمپلنت‌ها بعد از نوشیدن مایعات گرم برابر ۴۱/۵۷ درجه سانتی‌گراد و حداقل آن برابر ۳۶/۷۷ درجه سانتی‌گراد گزارش شد. همچنین، حداکثر دمای ایمپلنت‌ها بعد از نوشیدن مایعات سرد برابر ۳۴/۱۳ درجه سانتی‌گراد و حداقل آن نیز برابر ۲۶/۸۳ درجه سانتی‌گراد بود.

نتیجه‌گیری: به نظر نمی‌رسد دماهای ثبت شده در تحقیق حاضر بتواند پیش‌آگهی درمان‌های ایمپلنت را تضعیف نماید، هرچند نوشیدن مایعات خیلی داغ و سرد ممکن است یکی از عوامل تضعیف کننده پیش‌آگهی درمان ایمپلنت بوده و درنتیجه، باید هشدارهای لازم به بیماران داده شود.

کلید واژه‌ها: دما، ایمپلنت‌های دندانی، نوشیدنی‌ها

وصول: ۹۱/۱۲/۲۱ اصلاح نهایی: ۹۲/۰۹/۱۲ تأیید چاپ: ۹۲/۰۹/۱۵

مقدمه

وجود استخوان سالم و آماده‌سازی بدون ترومای استخوان از ضروریات موفقیت درمان‌های ایمپلنت به شمار می‌رود. تغییرات دمایی شدید می‌تواند آسیب‌های غیرقابل برگشتی به بافت‌ها و ازجمله بافت استخوانی وارد نماید. تماس نزدیک ایمپلنت با استخوان و فلزی بودن جنس ایمپلنت‌ها، امکان انتقال سریع‌تر و راحت‌تر حرارت به استخوان اطراف ایمپلنت را فراهم می‌نماید. از طرف دیگر، برخی از بیماران عادت به مصرف خوراکی‌ها و نوشیدنی‌های داغ در طی وعده‌های غذایی دارند، که تاکنون اثرات آن به صورت کامل درمورد ماندگاری ایمپلنت‌های دندانی ارزیابی نشده است. آسیب به بافت دهان در اثر قرار گرفتن در معرض نوشیدنی‌های داغ و آسیب حرارتی ناشی از استعمال دخانیات در گزارشات قبلی نشان داده شده است (۱،۲). در حالت کلی، آسیب‌های حرارتی وابسته به دمای حرارت تولید شده و مدت زمان قرار گرفتن در آن دما می‌باشد (۳). آنزیم‌های سلول‌های زنده موجود در بافت استخوانی نظیر آنزیم آلکالین فسفاتاز نسبت به حرارت بیش از ۴۷ درجه سانتی‌گراد بسیار حساس بوده و این حرارت منجر به از کار افتادن فعالیت آنزیم‌ها و مرگ سلول‌های فوق خواهد شد (۴) و همچنین قرار گرفتن استخوان به مدت ۱ دقیقه در دمای ۴۷ درجه سانتی‌گراد موجب نکروز خواهد گردید (۵). این درحالی است که مصرف مواد غذایی با حرارت بیش از ۶۷ درجه سانتی‌گراد در بعضی افراد گزارش شده است. دراین موارد، طبق بررسی‌های مدل‌سازی شده ریاضی، حرارت در ایمپلنت‌ها به بالای ۴۷ درجه سانتی‌گراد خواهد رسید (۶).

درمواردی نیز، وقوع هایپرمیا (Hyperemia) در دماهای بالای ۴۰ درجه سانتی‌گراد گزارش شده است (۷) و پروتئین‌هایی مانند Procollagen و Collagen I که در پدیده Remodeling استخوان مشارکت می‌نمایند، در دمای ۴۲ درجه سانتی‌گراد و بالاتر دناتوره شده است (۷). با توجه به شیوع قابل توجه تحلیل استخوان سرویکال در بیماران دارای ایمپلنت، می‌توان اثر انتقال حرارت دهان به استخوان را نیز ارزیابی و تمهیدات لازم برای جلوگیری از آسیب به استخوان اطراف ایمپلنت‌ها را اتخاذ نمود. تحقیق حاضر با هدف تعیین اثر تغییرات دمایی محیط دهان در جریان مصرف مواد غذایی مختلف بر دمای ایمپلنت انجام شد.

روش بررسی

در تحقیق حاضر سه بیمار با آگاهی از مراحل درمان و با اخذ رضایت‌نامه، پس از ارزیابی رادیوگرافی نواحی بی‌دندانی پره‌مولار ماگزیلا، از لحاظ ضخامت کافی استخوان و فاصله ایمپلنت از

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-08-18]

شاخص‌های آناتومیک وارد مطالعه شدند. برای انجام درمان، از ایمپلنت‌های Tissue level سیستم ایمپلنت (Cowellmedi Co. Ltd, South Korea) ساخت کره جنوبی استفاده شد و به منظور ثبت تغییرات حرارتی نیز از دستگاه ترمومتر TES مدل 1307 Datalogging (TESELectric Corp, Taiwan) Thermometer و سنسورهای ترمومتر استاندارد از نوع J-type استفاده شد (شکل ۱).

شکل ۱- دستگاه ترمومتر TES مدل 1307 Datalogging Thermometer و ترمومترهای استاندارد از نوع J-type

درمان جایگذاری ایمپلنت براساس روش استاندارد انجام شد. در طول کلیه مراحل جایگذاری ایمپلنت شستشوی مداوم توسط محلول سرم صورت گرفت تا ترومای ناشی از جراحی و ایجاد حرارت به دنبال استئوتومی به حداقل ممکن کاهش یابد. نصب ایمپلنت‌ها در موقعیت مناسب بدون اکسپوز شدن سطح ایمپلنت و به دنبال برقراری ثبات اولیه قابل قبول صورت گرفت. پس از این مرحله و به دنبال بستن Cover screw، برگرداندن فلپ و با اکسپوژر Cover screw به داخل دهان بخیه کامل انسیزیون انجام شد.

با گذشت ۲ ماه بعد از جراحی کارگذاری ایمپلنت و پس از ارزیابی کلینیکی و رادیوگرافیک بیماران برای آزمایش آماده شدند. یک اباتمنت سوراخ شده به گونه‌ای که یک سنسور حرارتی از آن عبور کند و ۲ میلی‌متر پایین‌تر از لبه ایمپلنت با بدنه ایمپلنت یعنی محلی که استخوان، اطراف ایمپلنت را دربرگرفته بود، تماس داشته باشد طراحی شد (شکل ۲).

برای اطمینان از اینکه انتهای سنسور داخل بدنه ایمپلنت و در قسمت سرویکال فضای داخل آن قرار داشته باشد، سنسور در خارج از دهان بیمار، یک بار از روی اباتمنت اندازه‌گیری شده و یک بار دیگر نیز، از داخل سوراخ تعبیه شده اباتمنت متصل به یک نمونه ایمپلنت عبور داده و اندازه‌گیری شد. هنگام آزمایش روی بیمار، سنسور از داخل اباتمنت ایمپلنت عبور کرده و اگر تا علامتی که قبلاً روی سنسور پیش‌بینی شده بود، داخل اباتمنت متصل به ایمپلنت قرار می‌گرفت، محل صحیح سنسور تأیید می‌شد (شکل ۲). سپس باقیمانده طول سنسور با عایق مخصوص سیستم پوشانده شد. هنگام انجام آزمایش اباتمنت بدون پیچ قرار داده شد و دسترسی پیچ در سطح فوقانی اباتمنت توسط ماده پانسمان سیل شد برای اطمینان کامل از دقت سنسور اصلی متصل به دستگاه ترمومتر آزمایشات زیر انجام شد.

شکل ۲- باقیمانده طول سنسور با عایق مخصوص سیستم پوشانده شد و از اباتمنت سوراخ شده عبور می‌کند

آزمایش اول: در این آزمایش، سنسور عایق شده به یک نمونه ایمپلنت که اباتمنت برروی آن بسته شده، وصل شد و داخل آب یک دستگاه Heater که حاوی دماسنج برای اندازه‌گیری تغییرات دمایی آب بود قرار گرفت و مشخص گردید که اختلاف دمایی سنسور عایق شده و دمای آب، درحد نزدیک به هم و قابل قبول بوده است.

آزمایش دوم: همان سنسور بدون اینکه عایق شود، داخل آب دستگاه Heater که دمای آن توسط دماسنج اندازه‌گیری می‌شد، قرار گرفت. اندازه‌گیری دما توسط سنسور عایق نشده و دمای آب داخل دستگاه هیتر نشان داد که اختلاف دمای آن‌ها اندک و درحد قابل قبول بوده است (۰/۲-۰/۱ درجه سانتی‌گراد) (شکل ۳).

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-08-18]

شکل ۳- اندازه‌گیری دما در سنسور عایق نشده متصل به ترموکوپل و دمای آب داخل دستگاه Heater

آزمایش سوم: آزمایش سوم با استفاده از دو سنسور انجام شد. سنسور اصلی مورد استفاده در آزمایش که با عایق پوشانده شده و به ایمپلنتی که اباتمنت سوراخ شده روی آن بسته شده بود، متصل گردید. سنسور دیگر نیز بدون عایق، به طور هم‌زمان داخل مایعات سرد و گرم و در دماهای مختلف قرار گرفت و اختلاف دمای هر دو سنسور در حالت مختلف اندازه‌گیری شد. براین اساس مشخص گردید که اختلاف دمای سنسور متصل به ایمپلنت و سنسور دیگر درحد قابل قبول می‌باشد (۰/۲-۰/۱ درجه سانتی‌گراد).

آزمایش چهارم: برای آزمایش چهارم، از دو سنسور که همزمان به دستگاه ترمومتر متصل شده بود و دو دماسنج مرتبط با مایعات سرد و گرم به طور هم‌زمان استفاده شد و براین اساس مشخص گردید اختلاف دمای دو سنسور متصل به دستگاه ترمومتر و اختلاف دماسنج‌های مرتبط با مایعات سرد و گرم درحد قابل قبول می‌باشد.

برای شروع آزمایش، مایعات کاملاً گرم (داغ) و کاملاً سرد در اختیار بیماران قرار گرفت و از ایشان خواسته شد هر بار آن‌ها را امتحان کند. در همان ابتدا، بیشترین و کمترین دمایی را که بیمار قادر به نوشیدن آن بود تعیین و دمای اولیه آن توسط دستگاه ترمومتر ثبت گردید. در ادامه پس از قرار دادن اباتمنت بروی ایمپلنت و اتصال سنسور حرارتی به روشی که پیشتر اشاره شد، بیمار شروع به خوردن مایعات کرده و تغییرات دمایی در فاصله زمانی مشخص (۳۰ ثانیه) و در کل با تکرار ۱۰ مرتبه به مدت ۵ دقیقه، توسط سنسور حرارتی متصل به دستگاه ترمومتر ثبت شد (شکل ۴). مقادیر تغییرات دمایی مایعات سرد و گرم به صورت جداگانه تعیین شدند. دمای نهایی (بعد از ثبت ۱۰ مرحله) مایعات سرد و گرم توسط دستگاه ترمومتر ثبت شده و اندازه‌گیری تغییرات دمایی به پایان رسید.

شکل ۴- بیمار در حال آشامیدن مایعات

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار آماری (SPSS) نسخه ۱۶ استفاده شد. شاخص‌های پراکندگی مرکزی شامل میانگین و انحراف معیار میزان دماهای ثبت شده در زمان‌های مختلف و هنگام مصرف نوشیدنی‌های گرم و سرد تعیین و گزارش شدند. همچنین، تغییرات دما در هنگام نوشیدن مایعات گرم و سرد با استفاده از آزمون ناپارامتری Friedman ازنظر آماری مورد قضاوت قرار گرفت. در این تحقیق، میزان خطای نوع اول (نوع α) برابر ۰/۰۵ درنظر گرفته شده و در صورتی که P-value در هر یک از محاسبات، کمتر یا مساوی ۰/۰۵ به دست می‌آمد، تفاوت موجود ازنظر آماری معنی‌دار درنظر گرفته می‌شد.

یافته‌ها

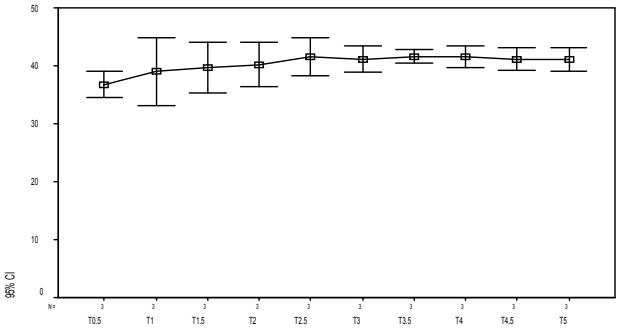
در جدول ۱، مقادیر میانگین و انحراف معیار دماهای اندازه‌گیری شده در زمان‌های مختلف در هنگام نوشیدن مایعات گرم و سرد در بیماران مورد مطالعه نشان داده شده است. همچنین، نمودار ۱ (الف و ب) ۹۵٪ فاصله اطمینان دماهای اندازه‌گیری شده در مایعات گرم و سرد را نشان می‌دهد. براین اساس، به دنبال نوشیدن مایعات گرم با افزایش زمان، دمای ایمپلنت نیز افزایش یافته و یک روند صعودی در این زمینه دیده شد. این افزایش دما براساس نتایج آزمون ناپارامتری Friedman ازنظر آماری نیز معنی‌دار بود (P=۰/۰۰۹). به دنبال نوشیدن مایعات سرد و همزمان با افزایش زمان،

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-08-18]

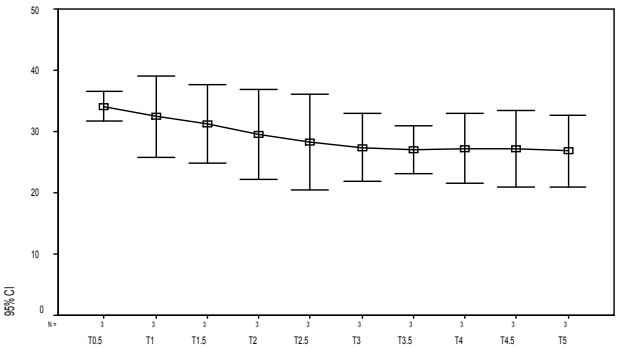
جدول ۱- میانگین و انحراف معیار دماهای اندازه‌گیری شده در اطراف ایمپلنت‌ها به دنبال نوشیدن مایعات گرم و سرد در زمان‌های مختلف در بیماران

زمان	نوشیدنی گرم (انحراف معیار ± میانگین)	نوشیدنی سرد (انحراف معیار ± میانگین)
۳۰"	۳۶/۷۷ ± ۰/۹۳	۳۴/۱۳ ± ۰/۹۸
۱	۳۹/۰ ± ۲/۳۶	۳۲/۴۷ ± ۲/۶۷
۱:۳۰"	۳۹/۶۷ ± ۱/۷۴	۳۱/۲۷ ± ۲/۵۷
۲	۴۰/۲۳ ± ۱/۵۵	۲۹/۵۳ ± ۲/۹۸
۲:۳۰"	۴۱/۶ ± ۱/۳۱	۲۸/۳ ± ۳/۱۶
۳	۴۱/۱۳ ± ۰/۹۱	۲۷/۴ ± ۲/۲۵
۳:۳۰"	۴۱/۵۷ ± ۰/۴۷	۲۷/۰۳ ± ۱/۶
۴	۴۱/۵ ± ۰/۷۵	۲۷/۲۳ ± ۲/۲۸
۴:۳۰"	۴۱/۱۷ ± ۰/۷۶	۲۷/۱۷ ± ۲/۵۱
۵	۴۱/۱ ± ۰/۷۹	۲۶/۸۳ ± ۲/۳۷

دمای اندازه‌گیری شده در اطراف ایمپلنت کاهش یافته و یک روند نزولی در این زمینه دیده شد. این کاهش براساس آزمون آماری Friedman معنی‌دار تشخیص داده شد (P=۰/۰۰۴).



(الف) مایعات گرم



(ب) مایعات سرد

نمودار ۱- فاصله اطمینان ۹۵ درصد میانگین دمای اندازه‌گیری شده اطراف ایمپلنت‌ها به دنبال نوشیدن مایعات در زمان‌های مختلف

بحث و نتیجه‌گیری

افزایش حرارت و دمای محیط درون حفره دهان درمواردی که دمای نوشیدنی یا غذای مورد استفاده بالای ۴۲ درجه سانتی‌گراد باشد، به احتمال زیاد به ایمپلنت‌های جایگذاری شده در درون استخوان فک آسیب خواهد رساند (۵). مطالعه‌ای که براساس خصوصیات فیزیکی فلز به کار رفته در ایمپلنت انجام شد، مشخص نمود که درصورت اعمال دماهای معمول در غذاهای داغ به ایمپلنت در قسمت‌های مختلف آن نظیر ناحیه اپیکالی، دما به ۴۷ درجه سانتی‌گراد خواهد رسید (۸). هرچند، Ormianer و همکاران با قرار دادن مواد آکریلیک روی ایمپلنت و اندازه‌گیری دمای پلیمریزاسیون آن‌ها، انتقال حرارت به ایمپلنت را مشاهده نمودند ولی میزان آن درحد میزان قابل تحمل بافت به دست آمد (۹). مطالعه دیگری نیز بر روی استخوان زنده (Fresh bone) با هدف بررسی اثر حرارت ناشی از پلیمریزاسیون مقادیر محدود آکریل اتوپلیمریزه در هنگام ساخت روکش‌های موقت درحد فاصل ایمپلنت و استخوان، افزایش دما تا حد آسیب استخوانی را نشان نداد (۱۰). از آنجا که در درون محیط دهان، اباتمنت در تماس مستقیم با ایمپلنت قرار گرفته و به آن متصل شده است، به دلیل انتقال و تبادل سریع حرارت این دو قسمت مجزا می‌توانند همانند یک مجموعه واحد درنظر گرفته شده و عملکرد یکسانی داشته باشند. مقایسه نتایج تحقیق حاضر با نتایج مطالعات آزمایشگاهی صورت گرفته

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-08-18]

در این زمینه نشان دهنده محدوده اندک تغییرات گزارش شده در این تحقیق می‌باشد. به نظر می‌رسد محدودیت‌های تکنیکی مدل‌های بالینی تحقیقاتی نظیر نحوه اتصال سیم‌های سنسور ترمومتر در داخل دهان بیمار در این زمینه مؤثر باشد. زیرا این موضوع می‌تواند موجب کند شدن سرعت نوشیدن و سختی بلع شده، و درنتیجه دمای مایعات و غذاهای در داخل محیط دهان تا حدودی تعدیل شده و دماهای اندازه‌گیری شده به دنبال آن نیز کاهش می‌یابد. تحقیقاتی که به صورت آزمایشگاهی صورت گرفته‌اند، به دلیل شرایط آسان و کنترل مناسب نقش متغیرهای مداخله‌گر در محیط آزمایشگاه، نمی‌توانند نتایج خود را به صورت کامل به شرایط محیط دهان تعمیم دهند. با توجه به مشکلات موجود در دقت پایین و تعمیم‌پذیری محدود نتایج تحقیقات آزمایشگاهی، مطالعه حاضر به صورت بالینی و در دهان بیماران انجام شد. باید توجه داشت که به دلیل الگوهای متفاوت بلع در بیماران، موقعیت ایمپلنت در دهان (خلف یا قدام) نیز می‌تواند میزان اکسپوژر حرارتی را در نواحی مختلف اطراف ایمپلنت تحت تأثیر قرار دهد. براساس نتایج مطالعه Feuerstein و همکاران، احتمال بروز دماهای بالاتر در دندان‌های خلفی کمتر بوده و این دندان‌ها در مقایسه با دندان‌های اینسایزور، توانسته بودند به مدت زمان بیشتری، دماهای بالا و پایین را تحمل نمایند (۱۱).

با این حال، Ormianer و همکاران (۱۲) نیز در ارزیابی تغییرات گرمایی روی داده در ایمپلنت‌های دندانی به دنبال نوشیدن مایعات داغ در محیط دهان، مقادیر دمای اندکی را در مقایسه با تحقیقات قبلی گزارش نمودند و علیرغم برخی تفاوت‌های جزیی، مقادیر دمای ثبت شده مشابه با تحقیق حاضر گزارش گردیده است (۴۷/۳ درجه سانتی‌گراد در اباتمنت، ۴۵/۶ درجه سانتی‌گراد در فضای درونی ایمپلنت و ۴۴/۶ درجه سانتی‌گراد در حدفاصل ایمپلنت/ اباتمنت). لذا به نظر می‌رسد حداکثر میزان حرارت ایجاد شده در ایمپلنت‌های مورد مطالعه در تحقیق حاضر و مدت زمان ماندگاری این حرارت در آن‌ها کمتر از آن میزانی باشد که بتواند سبب تخریب سلول‌های استخوانی در اطراف ایمپلنت‌ها گردد (۱۳). حداکثر دمای گزارش شده در داخل دهان در هنگام مصرف نوشیدنی‌های داغ برابر ۷۶/۳ درجه سانتی‌گراد و درمورد غذاهای داغ برابر ۵۳/۶ درجه سانتی‌گراد گزارش شده است که این دماها ممکن است در بیمارانی دیده شود که عادات نوشیدن مایعات و غذاهای داغ را دارا باشند (۱۱). البته از طرف دیگر، حداکثر دماهای قابل تحمل افراد در دهان به شدت متفاوت می‌باشد (۱۴). میزان تحمل افراد نسبت به دماهای مختلف می‌تواند تحت تأثیر فاکتورهایی مانند درجه کراتینیزاسیون مخاط دهان یا سن فرد باشد. با درنظر داشتن این موضوع و با وجود تکرار آزمایشات اندازه‌گیری دمای ایمپلنت‌ها در هر فرد به تعداد ۱۰ بار، باید دقت نمود که به دلیل محدودیت تعداد بیماران داوطلب، نتایج به دست آمده از ۳ بیمار شاید از دقت قابل قبولی برای تعمیم به تمامی بیماران برخوردار نباشد. بنابراین به نظر می‌رسد انجام تحقیقات بیشتر در ارزیابی تغییرات دمایی ایمپلنت‌ها به دنبال مصرف مواد غذایی مختلف در تعیین آستانه دمایی قابل تحمل استخوان همچنان ضرورت داشته باشد.

نتایج ارزیابی تغییرات دمایی ایمپلنت‌ها به دنبال مصرف مایعات گرم و سرد نشان داد:

– به دنبال مصرف مایعات گرم، دمای ایمپلنت‌ها به صورت معنی‌دار و صعودی در طول زمان افزایش پیدا کرده بود.

– همچنین، بعد از مصرف نوشیدنی‌های سرد، دمای ایمپلنت‌ها به صورت معنی‌دار و نزولی در طول زمان کاهش یافته بود.

– بیشترین دمای ثبت شده در ایمپلنت‌ها بعد از نوشیدن مایعات گرم برابر ۴۱/۵۷ درجه سانتی‌گراد و حداقل آن برابر ۳۶/۷۷ درجه سانتی‌گراد گزارش شد. همچنین، حداکثر دمای ایمپلنت‌ها بعد از نوشیدن مایعات سرد برابر ۳۴/۱۳ درجه سانتی‌گراد و حداقل آن نیز برابر ۲۶/۸۳ درجه سانتی‌گراد بود.

– با درنظر گرفتن مقادیر آستانه دمایی گزارش شده در تحقیقات قبلی، به نظر نمی‌رسد دماهای ثبت شده در تحقیق حاضر بتواند پیش‌آگهی درمان‌های ایمپلنت را تضعیف نماید، هرچند باید توجه داشت که نوشیدن مایعات خیلی داغ و سرد ممکن است یکی از عوامل مرتبط با تضعیف کارآیی ایمپلنت‌های دندانی باشد. بنابراین، ضروری است هشدارهای لازم در این زمینه به بیماران داده شده و آن‌ها را از نوشیدن این مایعات به دنبال دریافت ایمپلنت برحذر نمود. علاوه بر این به نظر می‌رسد با توجه به کم بودن تعداد بیماران داوطلب جهت انجام آزمایش، با طراحی تحقیقی مشابه با مطالعات اجزا محدود بتوان به طور وسیع‌تری در این مورد به مطالعه پرداخت.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-08-18]

تشکر و قدردانی

با تشکر از مشاور آمار جناب آقای دکتر شمشیری، این مقاله حاصل پایان‌نامه دانشجویی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران به شماره ۴۷۲۰ می‌باشد.

منابع:

1- Tehemar SH. Factor affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14(1):127-36.

2- Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. Clin Oral Impl Res. 1997;8(3):189-97.

3- Dewhirst M, Viglianti BL, Lora-Michiels M, Hanson M, Hoopes PJ. Basic principles of thermal dosimetry and thermal thresholds for tissue damage from hyperthermia. Int J Hyperthermia. 2003;19(3):267-94.

4- Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. Int J Oral Surg. 1982;11(2):115-21.

5- Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. Clin Oral Implants Res. 2002;13(3):293-7.

6- Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent. 1992;67(3):325-7.

7- Eriksson R, Alberktsson T, Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in rabbit. Scand J Plast Recontr Surg. 1984;18(3):261-8.

8- Wong K, Boyde A, Howell PG. A model of temperature transients in dental implants. Biomater. 2001;22(20):2795-7.

9- Ormianer Z, Laufer BZ, Nissan J, Gross M. An investigation if heat transfer to the implant-bone interface related to exothermic heat generation during setting of autopolymerizing acrylic resins applied directly to an implant abutment. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(6):837-42.

10- Kazemi M, Jalali H, Eghtedari M, Sadrimanesh R, Sadr-Eshkevari P, Maurer P. Acrylic resin polymerization in direct contact to the abutment and the temperature at bone-implant interface: a pilot in vitro study. J Oral Implantol. 2012;38(5):595-601.

11- Feuerstein O, Zeichner K, Imbari C, Ormianer Z, Samet N, Weiss EI. Temperature changes in dental implants following exposure to hot substances in an ex vivo model. Clin Oral Impl Res. 2008;19(6):629-33.

12- Ormianer Z, Feuerstein O, Assad R, Samet N, Weiss EI. In vivo changes in dental implant temperatures during hot beverage intake: a pilot study. Implant Dent. 2009;18(1):38-45.

13- Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. J Prosthet Dent. 1983;50(1):101-7.

14- Barclay CW, Spence D, Laird WR. Intra-oral temperatures during function. J Oral Rehabil. 2005;32(12):886-94.

[Downloaded from jdm.tums.ac.ir on 2024-08-18]