

Mirosław DĄBROWSKI¹, Rafał DULSKI¹, Paweł ZABOROWSKI², Stanisław ŻMUDA³

¹ WOJSKOWA AKADEMIA TECHNICZNA, INSTYTUT OPTOELEKTRONIKI, ZAKŁAD TECHNIKI PODCZERWIENI I TERMOWIZJI

² CENTRALNA WOJSKOWA PRZYCHODNIA LEKARSKA, PRACOWNIA DENTYSTYCZNA

³ WOJSKOWY INSTYTUT MEDYCZNY, PRACOWNIA PERIODONTOLOGICZNA

Badania efektów cieplnych w czasie polimeryzacji stomatologicznych materiałów do wypełnień ubytków

Mgr inż. Mirosław DĄBROWSKI

Absolwent Wydziału Mechanicznego Wojskowej Akademii Technicznej (1984). Od 1985 roku pracuje w Zakładzie Techniki Podczerwieni i Termowizji. Jego zainteresowania to zastosowania termowizji, modelowanie sceny termalnej oraz projektowanie zespołów mechanicznych do urządzeń podczerwieni. Współautor kilkudziesięciu publikacji naukowych z dziedziny techniki podczerwieni.



e-mail: mdabrowski@wat.edu.pl

Lek. stom. Paweł ZABOROWSKI

Absolwent Wojskowej Akademii Medycznej (1988). Specjalista I stopnia stomatologii ogólnej (1991) oraz specjalista II stopnia stomatologii zachowawczej (1993). Obecnie kierownik Poradni Dentystycznej Centralnej Wojskowej Przychodni Lekarskiej w Warszawie. Autor i współautor kilkudziesięciu publikacji naukowych. Jego zainteresowania to badania cieplnego oddziaływania promieniowania laserowego na tkanki oraz badanie termofizycznych charakterystyk materiałów dentystycznych.



e-mail: zaborowski58@o2.pl

Dr inż. Rafał DULSKI

Absolwent Wydziału Elektroniki Wojskowej Akademii Technicznej (1993). Od roku 1994 pracuje w Instytucie Optoelektroniki WAT, obecnie na stanowisku adiunkta w Zakładzie Techniki Podczerwieni i Termowizji. W roku 1998 uzyskał stopień naukowy doktora nauk technicznych w specjalności optoelektronika. Autor i współautor kilkudziesięciu publikacji. Jego zainteresowania to zastosowania termowizji, komputerowe modelowanie sceny termalnej oraz modelowanie działania urządzeń termodetekcyjnych.



e-mail: rdulski@wat.edu.pl

Dr n. med. Stanisław ŻMUDA

Absolwent Wojskowej Akademii Medycznej (1988). Specjalista I stopnia chirurgii stomatologicznej oraz II stopnia periodontologii. W roku 1999 uzyskał stopień naukowy doktora nauk medycznych. Obecnie Kierownik Pracowni Periodontologicznej Wojskowego Instytutu Medycznego. Zajmuje się oceną efektów termicznego oddziaływania na tkanki zęba laserów i lamp polimeryzacyjnych oraz problemami wykorzystania termowizji w diagnostyce stomatologicznej.



e-mail: zmudastan@orange.pl

Streszczenie

W artykule przedstawiono wyniki badań dynamiki zmian temperatury podczas polimeryzacji stomatologicznych materiałów do wypełnień z użyciem lamp polimeryzacyjnych. W badaniach wykorzystano powszechnie używane materiały stomatologiczne oraz trzy typy lamp polimeryzacyjnych stosowane w gabinetach dentystycznych: halogenową, ksenonową i lampę z diodami półprzewodnikowymi. W celu porównania własności lamp zmierzono ich parametry promienne. Pomiar temperatury wykonano w warunkach *in vivo* oraz *in vitro*. Stwierdzono istotne różnice, zarówno w wartości jak i w szybkości przyrostu temperatury polimeryzowanych materiałów w zależności od typu lampy i rodzaju użytego materiału. Na podstawie wyników badań można stwierdzić, że niewłaściwe użycie lampy polimeryzacyjnej stwarza możliwość uszkodzenia tkanek zęba.

Słowa kluczowe: lampy polimeryzacyjne, materiały stomatologiczne, termografia

Evaluation of thermal effects during polymerization of restorative dental materials

Abstract

In the article the test results are presented, which show the dynamics of temperature change during polymerization of restorative dental materials illuminated by different light sources. Most popular dental materials were examined as well as three different lamps: halogen, xenon and LED-based. The parameters of those lamps were measured in order to compare their characteristics. Temperature measurements were conducted in both *in vivo* and *in vitro* conditions. Significant differences were observed in magnitude and temperature increase rate depending on the light source and the type of used material. It was proven that improper choice of illuminating lamp may lead to a damage of dental tissue.

Keywords: Polymerization lamps, dental materials, thermography

1. Wprowadzenie

Obecne leczenie próchnicy polega na mechanicznym bądź laserowym usunięciu próchnicowo zniszczonych tkanek zęba.

Odtworzenie usuniętych tkanek następuje poprzez wprowadzenie w ich miejsce materiałów stomatologicznych do wypełnień. Współczesne materiały stomatologiczne są w większości preparatami światłoutwardzalnymi, a do ich utwardzania (polimeryzacji) stosuje się specjalne lampy polimeryzacyjne.

Procesowi polimeryzacji towarzyszy wydzielanie ciepła, które w czasie zabiegu jest pochłaniane przez twarde tkanki zęba, a następnie przekazywane do miąższu. Absorpcja energii cieplnej stwarza potencjalne zagrożenie uszkodzenia żywych tkanek, gdyż wzrost temperatury miąższu już o parę stopni ponad poziom fizjologiczny może powodować w niej nieodwracalne zmiany [1, 2]. Przeprowadzający zabieg dentysta nie ma możliwości precyzyjnego określenia temperatury tkanek, a co gorsza, nie zawsze jest świadomy zagrożeń wynikających z niewłaściwego stosowania lamp polimeryzacyjnych, określanych w instrukcjach obsługi terminem „urządzenie bezpieczne”. Niezwykle ważne, z punktu widzenia bezpieczeństwa zabiegów, staje się zatem ściśle przestrzeganie zasad pracy z lampą polimeryzacyjną, a w szczególności dopuszczalnego czasu pracy lampy: na tyle długiego, aby proces polimeryzacji mógł się zakończyć, ale jednocześnie na tyle krótkiego, aby nie uszkodzić termicznie żywych tkanek [3, 4]. Oprócz czasu pracy duże znaczenie ma także rodzaj źródła światła stosowanej lampy [5].

W celu odpowiedzi na pytanie czy temperatura tkanek w czasie zabiegu stomatologicznego z wykorzystaniem lamp polimeryzacyjnych może przekroczyć dopuszczalny poziom, przeprowadzono badania porównawcze trzech typów lamp polimeryzacyjnych używanych powszechnie w gabinetach dentystycznych: halogenowej ksenonowej oraz lampy z diodami LED.

Badania obejmowały dopasowanie widmowe mocy światła lamp do charakterystyki widmowej materiału polimeryzacyjnego (w celu optymalizacji procesu polimeryzacji) oraz dynamikę zmian temperatury podczas polimeryzacji materiałów do wypełnień z wykorzystaniem tych lamp.

Chociaż próby zastosowania technik termograficznych w stomatologii sięgają lat sześćdziesiątych ubiegłego wieku [6] to doniesienia o praktycznym wykorzystaniu kamer termowizyjnych w stomatologii pojawiły się dopiero w ostatniej dekadzie XX

wieku [7, 8]. Autorzy artykułu zajmują się tą tematyką od 1996 roku i są jednymi z pionierów badań tego rodzaju, a wyniki swoich prac prezentowali wielokrotnie zarówno w kraju jak i za granicą.

2. Metodyka badań

Uzyskanie wiarygodnych i powtarzalnych wyników pomiarów temperatury tkanek zębów i jamy ustnej za pomocą kamery termowizyjnej wiąże się ze spełnieniem szeregu warunków. Specyfika pomiarów termowizyjnych w stomatologii determinuje odpowiedni dobór sprzętu oraz wymusza stosowanie specjalnych technik rejestracji. Do właściwej interpretacji wyników pomiarów termowizyjnych niezbędna staje się również wiedza medyczna z zakresu anatomii i fizjologii człowieka [9].

Do badań użyto trzy typy lamp polimerizacyjnych: halogenową Elipar Highlight ESPE, ksenonową Clipo i diodową LUXoMAX AP 100 oraz następujące materiały stomatologiczne: Ultra Blend, Tetric Ceram i Valux Plus.

Pomiary termowizyjne wykonano za pomocą kamery termowizyjnej Inframetrics ThermoCAM SC 1000 z komputerowym systemem ciągłej rejestracji obrazu termowizyjnego oraz oprogramowaniem ThermalStudio.

Stykowe pomiary temperatury wykonano za pomocą systemu wielokanałowego pomiaru temperatury SCXI.

Do pomiaru właściwości promiennych lamp zastosowano spektrofotometr Ocean Optics 2000 oraz miernik mocy Coherent – Ultima z sondą LM-3.

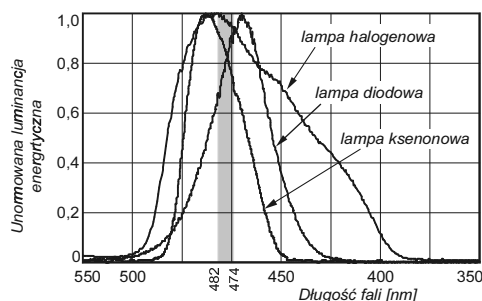
2.1. Badania promiennych parametrów lamp polimerizacyjnych

Do wyznaczenia zakresu widmowego oraz mocy światła lamp wykorzystano spektrofotometr i miernik mocy promieniowania laserowego.

Zmierzone moc promieniowania poszczególnych lamp jest następująca:

- lampa halogenowa 400 mW (faza wstępna 65 mW),
- lampa diodowa 50 mW (faza wstępna 15 mW),
- lampa ksenonowa 760 mW (faza wstępna nie występuje).

Na rys. 1 przedstawiono zbiorczy wykres widmowego rozkładu mocy promieniowania lamp z naniesionym przedziałem widmowym luminancji optymalnym dla procesu polimeryzacji.



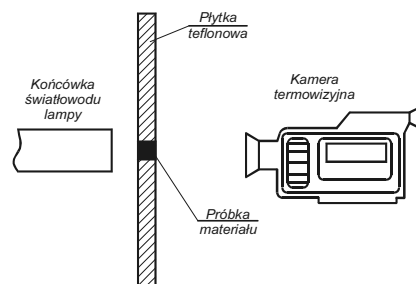
Rys. 1. Rozkład widmowy promieniowania lamp
Fig. 1. Spectral characteristics of different polymerization lamps

Badania wzrostu temperatury towarzyszącego procesowi polimeryzacji materiałów stomatologicznych w czasie zabiegów przeprowadzono w warunkach *in vivo* oraz *in vitro* [10].

2.2. Badanie przyrostu temperatury w warunkach *in vitro*

Do pomiarów w warunkach *in vitro* użyto specjalnego stanowiska pomiarowego. Na rys. 2 pokazano sposób rozmieszczenia elementów stanowiska oraz próbek badanych materiałów. Materiały nakładano do otworów o średnicy 2 mm wywierconych w płytce teflonowej o grubości 2 mm. Płytkę teflonową była

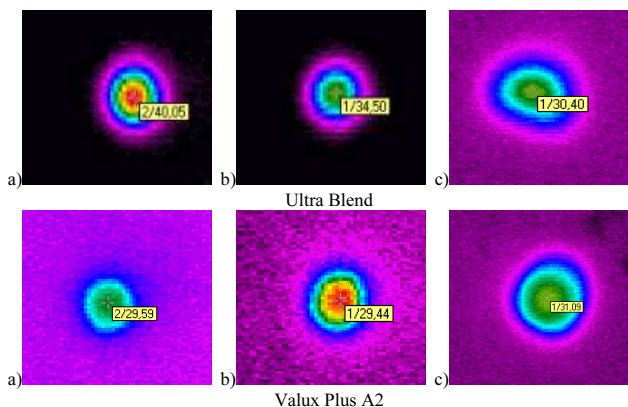
zamocowana stabilnie w uchwycie laboratoryjnym. Próbkę materiału polimeryzowano przykładając końcówkę światłowodu wybranej lampy do jednej z powierzchni próbki. Lampy mocowano w ustalony sposób za pomocą statywu. Za pomocą kamery termowizyjnej obserwowano przeciwną powierzchnię materiału i rejestrowano zmiany temperatury podczas fotopolimeryzacji, wykorzystując cyfrowy, ciągły zapis obrazu.



Rys. 2. Schemat stanowiska pomiarowego
Fig. 2. Test stand set-up

Czasy ekspozycji światła dla wykorzystywanych lamp ustalano zgodnie z zaleceniami producentów.

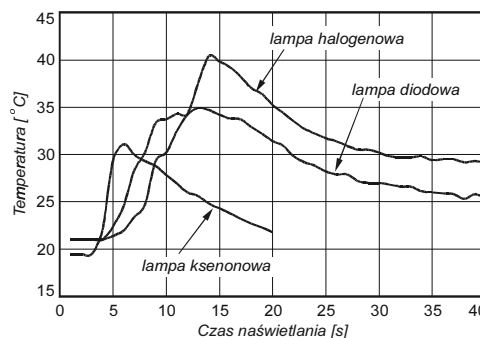
Przykładowe termogramy obrazujące rozkłady temperatury na powierzchni popularnych materiałów wiatłoutwardzalnych, odpowiadające maksymalnej temperaturze polimeryzacji przedstawiono na rys. 3. Termogramy rejestrowano poddając działaniu lampy polimerizacyjnej próbki materiałów zgodnie z podaną powyżej metodyką badawczą [11].



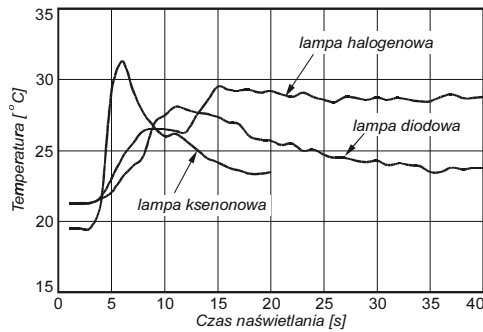
Rys. 3. Maksymalne temperatury polimeryzacji dla lamp: a) halogenowej, b) diodowej, c) ksenonowej dla dwóch rodzajów materiałów światłoutwardzalnych

Fig. 3. Peak polymerization temperatures for two types of light-hardened materials: a) halogen lamp, b) diode lamp, c) xenon lamp

Wykresy dynamiki zmian temperatury w procesie polimeryzacji dla trzech typów badanych lamp oraz wybranych materiałów stomatologicznych pokazano na rys. 4 i 5.



Rys. 4. Przyrost temperatury w procesie polimeryzacji dla materiału Ultra Blend
Fig. 4. Temperature increase during polymerization process for Ultra Blend material



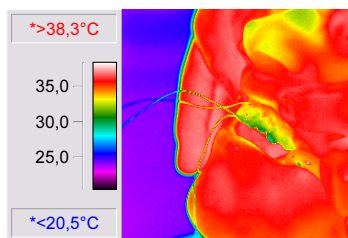
Rys. 5. Przyrost temperatury w procesie polimeryzacji dla materiału Valux Plus A2
Fig. 5. Temperature increase during polymerization process for Valux Plus A2 material

2.3. Badanie przyrostu temperatury w warunkach *in vivo*

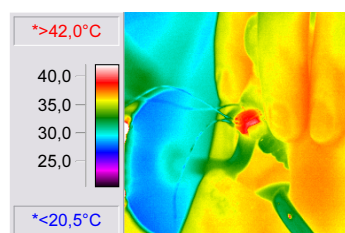
Badania *in vivo* polegały na rejestracji za pomocą kamery termowizyjnej wszystkich istotnych z punktu widzenia zmian temperatury faz rzeczywistego zabiegu wypełniania ubytku w zębie. Ponieważ pomiar termowizyjny wykazuje tylko powierzchniowy rozkład temperatury i zależy od wielu trudnych do kontrolowania w czasie zabiegu *in vivo* parametrów (np. kąta obserwacji), w celu uwiarygodnienia badań zastosowano porównawczy, punktowy pomiar temperatury za pomocą termopar [12].

Określenie rzeczywistej, maksymalnej wartości temperatury wymaga znajomości właściwości emisyjnych badanych materiałów i tkanek. W celu określenia średnich wartości współczynnika emisyjności, autorzy skorzystali z danych o emisyjności badanych materiałów wyznaczone metoda odbiciową za pomocą spektrofotometru [13]. Wartości temperatur radiacyjnych, wskazywane przez kamerę termowizyjną, były więc korygowane do wartości temperatur rzeczywistych.

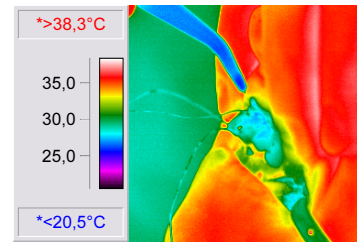
Na rys. 6-9 pokazano przykładowe termogramy ilustrujące istotne, z punktu widzenia zmian temperatury, fazy rzeczywistego zabiegu stomatologicznego wypełniania ubytku w zębie. Faza I to stan początkowy, przed rozpoczęciem leczenia próchnicy. Faza II to proces polimeryzacji warstwy podkładu po opracowaniu próchnicy. Rozkład temperatur na powierzchni zęba (górny siekacz) pozwala ocenić poziom przyrostu temperatury. Tkanki sąsiednich zębów zachowują temperaturę fizjologiczną. Faza III to proces suszenia po fazie wytrawiania i wypłukaniu. Widoczny jest wyraźny spadek temperatury zębów. Faza IV to polimeryzacja materiału wypełniającego. Jak widać na termogramach, przyrost temperatury zęba w stosunku do fazy utwardzania materiału podkładowego jest znacznie wyższy.



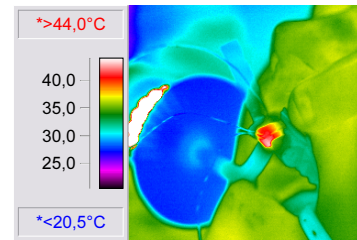
Rys. 6. Faza I - stan przed leczeniem próchnicy (widoczne termopary)
Fig. 6. Phase I - before the treatment (thermocouples visible)



Rys. 7. Faza II - proces polimeryzacji warstwy podkładu
Fig. 7. Phase II - polymerization of substrate layer



Rys. 8. Faza III - proces suszenia
Fig. 8. Phase III - drying process



Rys. 9. Faza IV - polimeryzacji materiału wypełniającego
Fig. 9. Phase IV - polymerization of restorative material

Przetworzenie i analiza wszystkich zarejestrowanych danych termograficznych pozwoliła na wyznaczenie maksymalnych przyrostów temperatury. W trakcie badań, oprócz czasu naświetlania i rodzaju lampy polimeryzacyjnej, brano również pod uwagę, rodzaj użytego materiału światłoutwardzalnego.

3. Omówienie wyników badań

Wykorzystanie do polimeryzacji materiałów lampy ksenonowej i lampy diodowej jest znacznie efektywniejsze niż lampy halogenowej. Zakres widmowy światła lampy z żarówką halogenową odbiega znacznie od optymalnego zakresu widmowego dla procesu polimeryzacji, co powoduje najmniejszą skuteczność wykorzystania mocy źródła światła.

Przeprowadzone pomiary wykazały znaczny wpływ rodzaju źródła światła lampy na efekty termiczne powstające w czasie polimeryzacji badanych materiałów. Lampa halogenowa powoduje największy wzrost temperatury materiału podkładowego (o ok. 20°C), co może być przyczyną uszkodzenia miazgi zęba. Lampy diodowa i ksenonowa podgrzewają ten materiał w znacznie mniejszym stopniu. Dla użytych materiałów wypełniających uzyskano następujące, maksymalne przyrosty temperatury:

- lampa halogenowa - przyrost o 12°C dla materiału Tetric Ceram i o 8°C dla materiału Valux Plus,
- lampa diodowa - przyrost o 7°C dla obu materiałów,
- lampa ksenonowa - przyrost o 12°C dla obu materiałów.

Badane lampy różnią się znacznie pod względem zalecanego przez producenta czasu naświetlania, niezbędnego do całkowitej polimeryzacji materiałów. Dla lampy ksenonowej polimeryzacja następuje po 3 s, pozostałe wymagają 40 - sekundowej ekspozycji światła. Czas przyrostu temperatury w procesie fotopolimeryzacji jest istotny z punktu widzenia odprowadzenia ciepła absorbowanego przez tkanki zęba. Duża ilość ciepła zakumulowana w krótkim czasie (lampa ksenonowa) może stworzyć zagrożenie miejscowym przegrzaniem miazgi zęba. W przypadku lampy halogenowej czas utrzymywania się podwyższonej temperatury jest również niekorzystny. Minimalny przyrost temperatury w przypadku lampy z diodami półprzewodnikowymi świadczy o jej przewadze nad pozostałymi lampami pod względem bezpiecznego użytkowania.

4. Wnioski

Uzyskane w trakcie badań dane umożliwiają pełniejsze poznanie zagadnień dynamiki oddziaływania cieplnego procesu fotopolimeryzacji na tkanki zębów. Badania wykazały, że proces fotopo-

limeryzacji materiałów podkładowych i wypełniających powoduje lokalny wzrost temperatury, którego wartość i dynamika jest zależna od rodzaju źródła światła lampy i rodzaju materiału. Ponieważ w niektórych przypadkach wzrost temperatury przewyższa znacznie dopuszczalne wartości, sugerowane w doniesieniach literaturowych, istnieje realne zagrożenie uszkodzenia żywych tkanek. Rozwiązaniem problemu jest ściśle przestrzeganie przez dentystę zasad pracy z lampą oraz wiedza o potencjalnym zagrożeniach wynikających z ich stosowania.

5. Literatura

- [1] J. Carson, T. Rider, D. Nash: A thermographic study of heat distribution during ultra-speed cavity preparation. *J Dent Res* 1979;48:1681-4.
- [2] L. Zach, G. Cohen: Thermogenesis in operative techniques, comparisons of four methods. *J Prosthet Dent* 1962; 12:977-84.
- [3] L. Wagner i wsp.: Doświadczalna ocena efektywności lamp przeznaczonych do polimeryzacji materiałów dentystycznych światłem widzialnym. *Magazyn stomatologiczny*, nr 3, 1994, s 14.
- [4] S. Masutani i wsp.: Temperature rise during polymerization of visible light-activated compsite resins. *Dent. Mater.* 1988, 4, 174-178.
- [5] St. Żmuda, P. Zaborowski, M. Dąbrowski, R. Dulski: Wpływ źródła światła lampy na wzrost temperatury materiałów dentystycznych w procesie polimeryzacji. *Magazyn Stomatologiczny*, nr 4(116) rok XI, kwiecień 2001, str. 72-74.
- [6] C.E. Crandel, R.P. Hill: Thermgraphy in dentistry – a pilot study, *Oral Surg., Oral Med. Oral Pathol.*, 21, 1966, p. 316-320.
- [7] P.A. Biagoni, J.G. McGimpsey, P. J. Lamey: Electronic Infrared Thermgraphy as a dental research technique. *Brit. Dental J.*, 180, 6, 1996, p. 226-230.
- [8] P. Zaborowski, S. Żmuda, M. Dąbrowski, R. Dulski: Termowizyjna metoda określenia przyrostu temperatury w komorze zęba w czasie zabiegów z wykorzystaniem laserów medycznych i lamp do polimeryzacji materiałów dentystycznych. *Kongres Diagnostyki Technicznej*, Gdańsk (17-20 września 1996), str. 385-390.
- [9] M. Dąbrowski, R. Dulski, P. Zaborowski, St. Żmuda: Termowizja w stomatologii, Rozdz. w pracy zbiorowej: *Pomiary termowizyjne w praktyce. Pomiary Automatyka Kontrola, Agenda Wydawnicza PAK*, 2004, rozdz. 10.5, str. 143-150.
- [10] St. Żmuda, P. Zaborowski, P. Trykowski, M. Dąbrowski, R. Dulski: Wzrost temperatury na powierzchni zęba po naświetlaniu lampami polimeryzacyjnymi w warunkach in vitro i in vivo. *Stomatologia Współczesna*, vol. 5 nr 4/98, str. 259-264.
- [11] St. Żmuda, P. Zaborowski, M. Dąbrowski, R. Dulski: Wpływ źródła światła lampy na wzrost temperatury materiałów dentystycznych w procesie polimeryzacji. *Stomatologia Praktyczna, Suplement nr 4(116) rok XI, kwiecień 2001, str. 72-74.*
- [12] St. Żmuda, P. Zaborowski, M. Dąbrowski, R. Dulski, C. Pogorzelski: Thermal evaluation of temperature distribution in oral cavity during dental operations – the process of change in temperature distribution of tooth surface during dental material polymerization (p. 28), Edit.: A. Joung J. Żuber, F. Ring. *A casebook of infrared imaging in clinical medicine*, Medpress, Warszawa 2003, p. 23-30, ISBN 83-916116-2-0.
- [13] St. Żmuda, P. Zaborowski, P. Trykowski, M. Dąbrowski, R. Dulski: Wpływ własności emisyjnych materiałów dentystycznych i tkanek twardych zęba na bezkontaktowy pomiar temperatury uzębienia. *Stomatologia Współczesna, Suplement nr 1/2000, str. 8-12.*

Artykuł recenzowany

INFORMACJE

WYDAWNICTWO POMIARY AUTOMATYKA KONTROLA



specjalizuje się w wydawaniu czasopisma i książek popularno-naukowych w dziedzinie automatyki i pomiarów

Osoby i firmy przemysłowe zainteresowane współpracą z Wydawnictwem proszone są o kontakt bezpośredni dla uściślenia szczegółów współpracy

Adresy:

Dyrektor Wydawnictwa
00-050 Warszawa
ul. Świętokrzyska 14A
tel./fax 022 827 25 40
tel. 022 827 31 22
e-mail: pak@data.pl

Z-ca Dyrektora Wydawnictwa
(Redaktor Naczelny PAK)
44-100 Gliwice
tel. 032 237 25 17
fax 032 237 20 34
e-mail: pak.redaktor@polsl.pl

www.pak.home.pl