

Mirosław DĄBROWSKI
Rafał DULSKI
Paweł ZABOROWSKI
Stanisław ŻMUDA

BADANIE ROZKŁADU TEMPERATURY W TKANKACH JAMY USTNEJ OŚWIETLANYM PROMIENIOWANIEM LASEROWYM IR W ZABIEGACH STOMATOLOGICZNYCH

STRESZCZENIE *Celem badań było określenie przyrostu temperatury tkanek jamy ustnej podczas laseroterapii. Autorzy sprawdzili zalecane przez producentów metody posługiwania się urządzeniami laserami w wybranych zabiegach stomatologicznych pod kątem ilości ciepła odbieranego przez tkanki w wyniku oddziaływania wiązki promieniowania świetlnego na pole zabiegowe. Pomiary zostały zrealizowane za pomocą kamery termowizyjnej zarówno w warunkach *in vivo* jak i *in vitro*. Do badań użyto trzech typów laserów: YAG:Nd, YAG:Er, i CO₂.*

Na podstawie uzyskanych wyników sformułowano zalecenia pozwalające zmniejszyć ryzyko powstania niekorzystnych zmian w tkankach jamy ustnej na skutek oddziaływania promieniowania laserowego.

Słowa kluczowe: *lasery w stomatologii, wzrost temperatury, termowizja*

dr inż. Mirosław DĄBROWSKI, dr inż. Rafał DULSKI
e-mail: mdabrowski@wat.edu.pl, e-mail: rdulski@wat.edu.pl

Zakład Techniki Podczerwieni i Termowizji
Instytut Optoelektroniki Wojskowej Akademii Technicznej

lek. stom. Paweł ZABOROWSKI
Centralna Wojskowa Przychodnia Lekarska „CePeLek” w Warszawie

dr nauk med. Stanisław ŻMUDA
Wojskowy Instytut Medyczny w Warszawie

PRACE INSTYTUTU ELEKTROTECHNIKI, zeszyt 245, 2010

1. WSTĘP

Przyrosty temperatury, jakie powstają podczas zabiegów stomatologicznych, nierzadko przekraczające dopuszczalne z przyczyn fizjologicznych granice, mogą w niekorzystnych warunkach prowadzić do nieodwracalnych zmian w tkankach jamy ustnej. Pamiętając o ograniczeniach wynikających ze specyfiki umiejscowienia pola obserwacji należy stwierdzić, że technika termowizyjna może wspierać diagnostykę stomatologiczną oraz służyć do ilościowej oceny efektów cieplnych powstających na skutek uwalniania dużych ilości energii cieplnej w trakcie zabiegów stomatologicznych wykorzystujących najnowsze technologie, np. lasery.

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. Z uwagi na niewielki zakres wykorzystywanych temperatur (zawierający się w przedziale 20–60°C) oraz znaczne zróżnicowanie cieplne stosunkowo niedużej powierzchni jamy ustnej, niezwykle ważne jest zapewnienie wysokiej czułości i rozdzielczości kamery termowizyjnej, zarówno temperaturowej, jak i przestrzennej. Powyższe warunki implikują konieczność stosowania w diagnostyce stomatologicznej kamer wyższej klasy, zaliczanych do kategorii kamer pomiarowych [1].

Dla pomiarów porównawczych, gdy interesujący jest jedynie względny przyrost temperatury, dokładna znajomość współczynnika emisyjności nie jest potrzebna i wystarczy operowanie pojęciem tzw. temperatur pozornych. Do badań termicznego oddziaływania urządzeń stomatologicznych w warunkach klinicznych, gdy ważne jest określenie rzeczywistej, maksymalnej wartości temperatury, niezbędna staje się jednak znajomość własności emisyjnych badanych materiałów i tkanek. W celu określenia średnich wartości współczynnika emisyjności autorzy wykonali badania wybranych materiałów światłoutwardzalnych oraz szkliwa zęba w zakresie widmowym 8–12 μm [2].

Rejestracje rozkładów temperatury w zastosowaniach stomatologicznych są obarczone licznymi utrudnieniami, niespotykanymi w pomiarach martwej natury. Oprócz zapewnienia w czasie pomiarów stabilnych warunków termicznych otoczenia, niemniej ważny staje się także właściwy dobór czasów rejestracji termograficznych oraz opracowanie odpowiedniej do zastosowania

metodologii pomiaru, polegającej na precyzyjnym określeniu sposobu rejestracji oraz zachowania pacjenta.

Wykonywanie termowizyjnych badań stomatologicznych w warunkach *in vivo* nie zawsze jest możliwe. Z tego powodu autorzy opracowali metodologie pomiarów umożliwiające badanie rozkładów temperatury na powierzchni zębów w warunkach *in vitro*, zbliżonych do rzeczywistych warunków termicznych występujących w jamie ustnej pacjenta [1, 3].

2. BADANIA

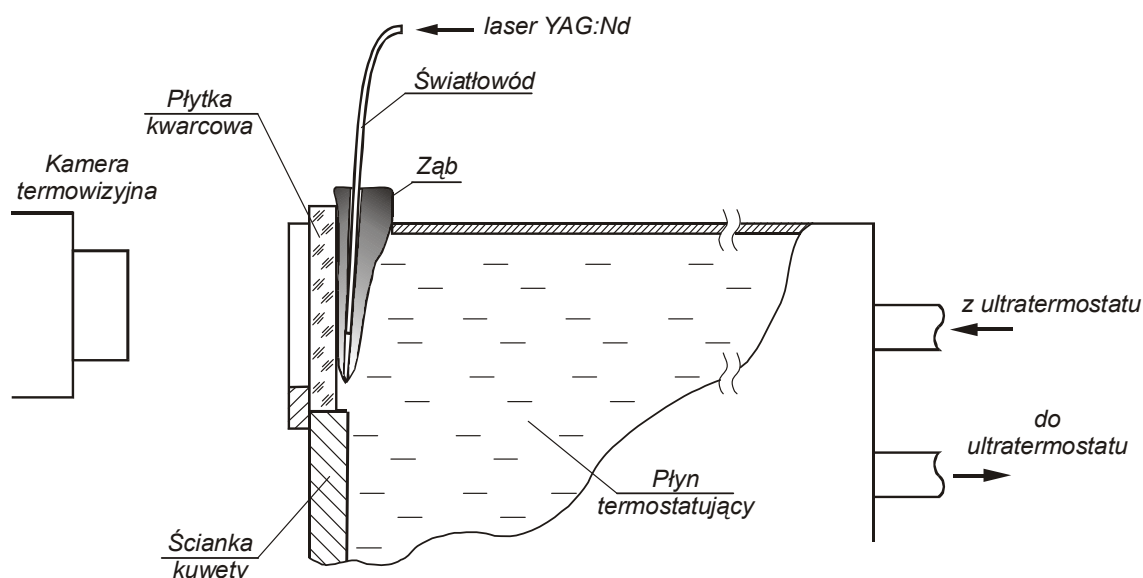
Badania przeprowadzono dla czterech wybranych zabiegów stomatologicznych wykonywanych za pomocą laserów: sterylizacji kanału zęba, laserowej plastyki wędzidełka wargi dolnej i języka, wycinania błony śluzowej języka oraz laserowej sterylizacji patologicznej kieszonki dziąsłowej. Celem badań była ocena termicznego oddziaływania laserów na tkanki jamy ustnej podczas zabiegów. W trakcie badań sprawdzono zalecenia producentów sprzętu laserowego w odniesieniu do realizowanych zabiegów dla różnych kombinacji parametrów pracy urządzeń, takich jak czas oddziaływania promieniowania na pole zabiegowe, moc emitowanego promieniowania oraz sposób prowadzenia narzędzia zabiegowego.

2.1. Laserowa sterylizacja kanału zęba

Standardową procedurą leczniczą w stomatologii jest procedura sterylizacji kanału zęba polegająca na wprowadzeniu promieniowania laserowego do wnętrza kanału i zniszczeniu flory bakteryjnej w efekcie wytworzenia wysokiej temperatury. Jest to metoda powszechnie stosowana w gabinetach dentystycznych, wykonywana za pomocą lasera YAG:Nd, którego promieniowanie doprowadzane jest do miejsca zabiegowego za pomocą światłowodu. Dobór warunków pracy lasera, w tym mocy promieniowania, jest określany przez producenta urządzenia. Jednakże sama technika przemieszczania zakończenia światłowodu w kanale zęba i związany z tym czas oddziaływania na jego ścianki nie są dokładnie zdefiniowane, pomimo faktu, że właśnie te czynniki mają decydujące znaczenie z punktu widzenia przyrostów temperatury tkanek.

Autorzy zaproponowali metodę pomiaru przyrostu temperatury w warunkach *in vitro*, która uwzględnia warunki transmisji ciepła przez ząb znajdujący się w jamie ustnej. W tym celu zaprojektowano specjalną kuwetę

połączoną z termostatem cieczowym, umożliwiającą stabilizowanie ciepłone umieszczonych w niej zębów. Kuweta posiada okno kwarcowe, które pozwala na obserwację powierzchni zębów w podczerwieni. Zaproponowana metoda pomiaru pozwala na określenie, za pomocą kamery termowizyjnej, rozkładu temperatury na powierzchni zębów w zależności od parametrów pracy lasera podczas sterylizacji kanału zęba (rys. 1).

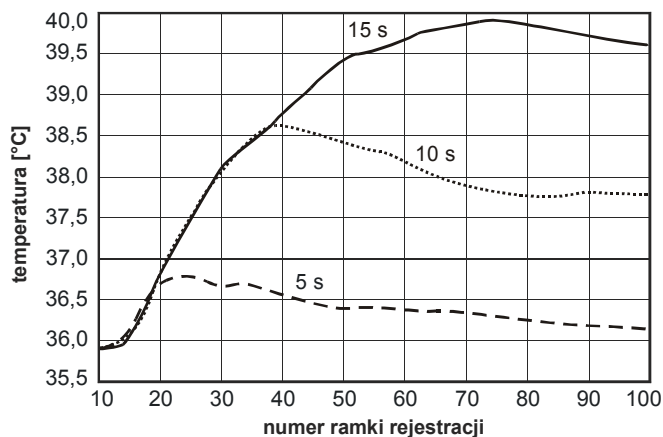


Rys. 1. Schemat realizacji pomiaru

Pomiary realizowano na zębach jednokorzeniowych, które zostały usunięte ze wskazań stomatologicznych. Temperaturę wody stabilizującej warunki pomiaru dobrano w taki sposób, aby uzyskać średnią wartość temperatury ścianki kanału zmierzoną za pomocą termoelementu w kanałach zębów leczonych pacjentów. Tak wykonane stanowisko pozwoliło odtworzyć warunki termiczne zbliżone do warunków podczas zabiegów stomatologicznych przy otwartych ustach.

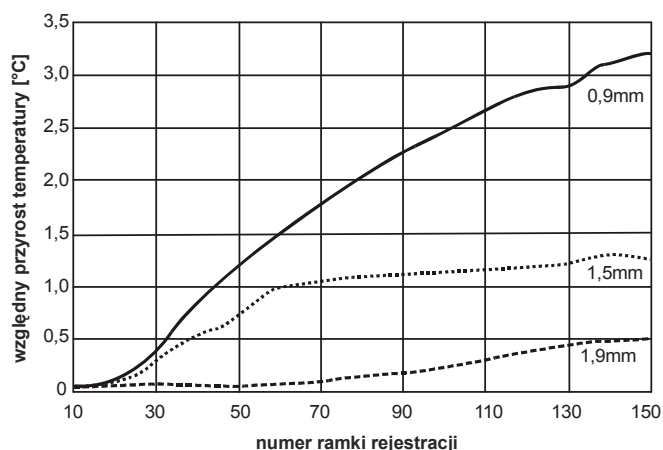
Zarejestrowane podczas badań termogramy poddano analizie statystycznej. Analizą objęto przyrosty i rozkład temperatury na powierzchni zębów oraz dynamikę transmisji ciepła przez tkankę kostną podczas opracowywania kanałów laserem. Wyniki opracowano dla dwóch istotnych parametrów badanego procesu: czasu sterylizacji kanału zęba oraz grubości tkanki kostnej.

Wybrano trzy wartości czasu sterylizacji (przemieszczania światłowodu wzdłuż kanału od wierzchołka do góry zęba): 5, 10 i 15 sekund. Uzyskane w trakcie pomiarów wyniki dla zastosowanej mocy lasera: 200 miliwatów przy częstotliwości impulsu 20 Hz obrazują przyrost temperatury maksymalnej na powierzchni zęba w trakcie sterylizacji (rys. 2).



Rys. 2. Przyrost temperatury w trakcie sterylizacji kanału dla różnych czasów zabiegu

Znaczny wpływ na temperaturę powierzchni zewnętrznej zęba podczas laseroterapii ma grubość tkanki korzeniowej zęba. Grubość ta jest różna wzdłuż całego kanału zęba, zależy od jego rodzaju i jest cechą osobniczą, a więc różni się u poszczególnych pacjentów. Grubości zębiny można określić na podstawie zdjęcia radiologicznego wykonywanego przy leczeniu kanałowym. Na wykresie (rys. 3) przedstawiono przyrosty temperatury na powierzchni zewnętrznej zębów w trakcie sterylizacji kanałów dla trzech grubości zębiny przy zastosowaniu mocy promieniowania laserowego o wartości 150 miliwatów i czasie oddziaływania 15 sekund. Względny przyrost temperatury jest kilkakrotnie większy w przypadku tkanki o grubości 0,9 mm w stosunku do tkanki o grubości 1,9 mm.



Rys. 3. Przyrost temperatury w trakcie sterylizacji kanału dla różnej grubości zębiny

Zaprezentowane stanowisko pomiarowe pozwala na dokładną rejestrację i analizę procesu nagrzewania się zęba podczas wykonywania zabiegu sterylizacji kanału z zastosowaniem lasera YAG:Nd.

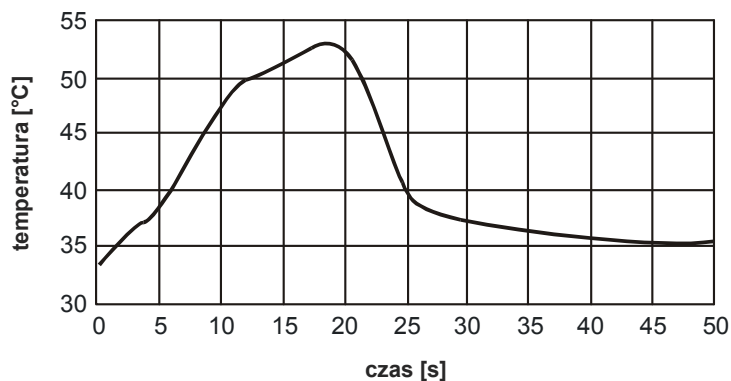
2.2. Laserowa sterylizacja patologicznej kieszonki dziąsłowej

Konsekwencją zapaleń przyzębia jest nie tylko utrata uzębienia. Głębokie kieszonki w zmienionym chorobowo przyzębiu należy traktować jako potencjalne ognisko zakażenia, będące rezerwuarem niekiedy bardzo groźnych dla zdrowia mikroorganizmów. Skuteczne metody leczenia stanów zapalnych przyzębia obejmują głównie doszczętne, mechaniczne usunięcie płytki bakteryjnej i kamienia, złogów wtórnych i chorej tkanki własnej poprzez zabieg zwany kiretażem (4).

Laserowy kiretaż poddziąsłowy jest uznawany za metodę mało inwazyjną i przedstawia szereg zalet w stosunku do tradycyjnych metod leczenia. Oprócz możliwości wykonywania zabiegu bez znieczulenia, zastosowanie lasera poprawia widoczność pola zabiegowego (redukcja krwawienia), skraca czas zabiegu i podnosi komfort pacjenta. Jednakże w trakcie laseroterapii może dochodzić do niekontrolowanego wzrostu temperatury prowadzącego do nieodwracalnych zmian w tkance żywej. Uzyskanie informacji o tym, czy temperatura tkanki przekroczyła dopuszczalną wartość w obszarze zabiegu, jest możliwe poprzez analizę powierzchniowych rozkładów temperatury. Zastosowanie metody termowizyjnej pozwala na obserwację i rejestrację szybko zmiennych procesów cieplnych badanej powierzchni w trakcie laseroterapii. Jej szczególną zaletą jest w tym przypadku możliwość bezkontaktowego określenia temperatury małej i trudno dostępnej powierzchni błony śluzowej jamy ustnej z dużą dokładnością.

Po uzyskaniu zgody komisji bioetyki CSK WAM przeprowadzono badania *in vivo* u pacjentki ze zdiagnozowaną zaawansowaną postacią przewlekłego zapalenia przyzębia. Zmiany temperatury na powierzchni dziąsła brzeżnego rejestrowano przy pomocy kamery termowizyjnej. Zabieg prowadzono w obszarze kieszonki przyzębnej siekacza od strony wargowej do momentu, gdy temperatura na powierzchni dziąsła osiągnęła maksymalną wartość 50°C. Następny cykl pomiarowy rozpoczynano po ustabilizowaniu się temperatury dziąsła brzeżnego na poziomie ok. 32°C i powtórzono 10-krotnie.

Na podstawie zapisu termograficznego wszystkich przeprowadzonych cykli sterylizacji kieszeni przyzębnej określono czas, jaki upływał od momentu rozpoczęcia kiretażu do otrzymania na powierzchni dziąsła brzeżnego maksymalnej temperatury 50°C. Czas ten we wszystkich przypadkach był zbliżony i wynosił około 17 sekund (rys. 4).



Rys. 4. Zmiany temperatury na powierzchni dziąsła w trakcie kiretażu

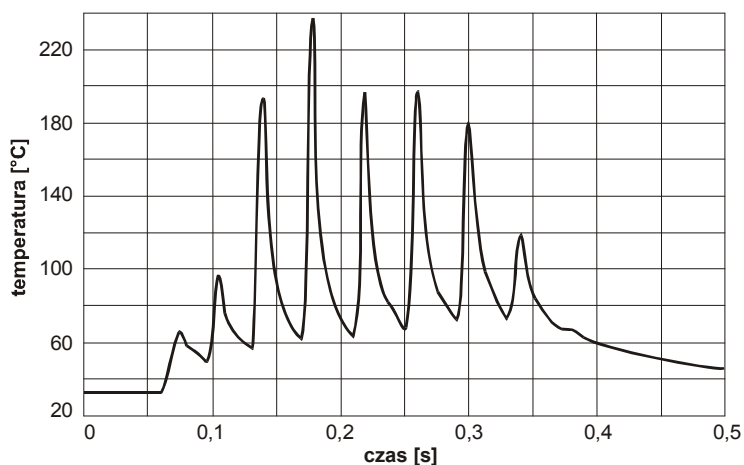
Przeprowadzone badania pozwalają stwierdzić, że podczas zabiegu kiretażu laserem Nd:YAG bez chłodzenia następuje bardzo szybki przyrost temperatury na powierzchni dziąsła brzeżnego. Warunkiem bezpieczeństwa tego zabiegu jest chłodzenie pola zabiegowego. W prezentowanych badaniach chwilowy wzrost temperatury do 50°C nie stanowił zagrożenia dla pacjentki, nie stwierdzono klinicznych objawów uszkodzenia tkanek przyzębia. Ponadto obszar, w którym temperatura przekraczała nieznacznie 50°C stanowił zaledwie ok. 6% powierzchni całego pola zabiegowego.

2.3. Laserowa chirurgia błony śluzowej jamy ustnej

W chirurgii błony śluzowej jamy ustnej laser CO₂ coraz częściej zastępowany jest przez urządzenia wykorzystujące laser YAG:Er. Laser ten, w odróżnieniu od lasera CO₂, nie powoduje koagulacji tkanek, zatem może być wykorzystywany jako narzędzie do cięcia tkanek miękkich wszędzie tam, gdzie efekt koagulacji nie jest pożądany. Także czas gojenia jest krótszy ze względu na mniejsze uszkodzanie nabłonka, a znacznie niższa temperatura powstająca w obszarze operacyjnym i przenoszona na okoliczne tkanki umożliwia cięcie struktur wrażliwych na duży przyrost temperatury, np. kości.

W badaniach przeprowadzonych na szczurach laboratoryjnych analizowano termiczne oddziaływania lasera YAG:Er w wybranych zabiegach z zakresu chirurgii tkanek miękkich jamy ustnej, tj. zabiegu plastyki wędzidełka i zabiegu wycięcia błony śluzowej języka. Zabiegi wykonano stosując różne kombinacje parametrów pracy lasera. Zmiany temperatury na powierzchni obszaru zabiegowego rejestrowano za pomocą kamery termowizyjnej. Rejestracja termograficzna przeprowadzonych zabiegów pozwoliła na wszechstronną analizę termicznego oddziaływania lasera na tkanki.

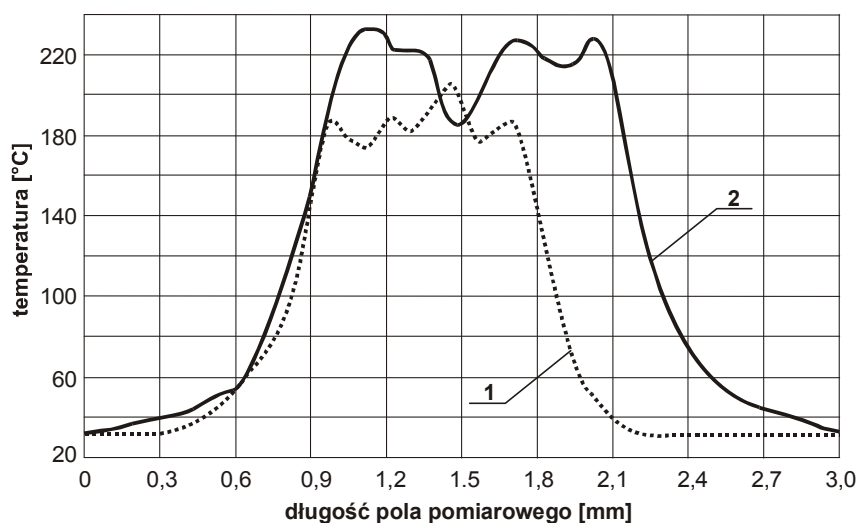
W zabiegu plastyki wędzidełek przy wybranym schemacie cięcia zaobserwowano ciągły przyrost temperatury minimalnej ze względu na zbyt krótki czas relaksacji bodźca termicznego (rys. 5).



Rys. 5. Zmiana temperatury na powierzchni śluzówki w trakcie zabiegu

Wyniki pomiarów analizowano w wybranych punktach pola zabiegowego oraz wzdłuż wybranych linii. Przeprowadzona analiza umożliwiła dobranie parametrów lasera oraz opracowanie schematu przesuwania końcówki światłowodu w stosunku do pola zabiegowego, aby efekt podgrzania tkanek był jak najniższy.

Dla zabiegu wycięcia błony śluzowej języka analizowano zmianę temperatury na powierzchni pola zabiegowego wzdłuż wybranej linii w momencie maksymalnego przyrostu temperatury (rys. 6).



**Rys. 6. Rozkład temperatury wzdłuż wybranej linii na powierzchni śluzówki:
1 – 80 mJ, 2 Hz; 2 – 160 mJ, 2 Hz**

Zarejestrowana w trakcie pomiaru maksymalna wartość temperatury dla każdego wariantu pracy lasera oraz obszar oddziaływania cieplnego były podstawą do określania właściwych warunków pracy urządzenia w realizacji tego typu zabiegu. Określono również czas potrzebny na pełną relaksację bodźca cieplnego w obu przypadkach mniejszy niż 0,5 sekundy.

Wyniki badań pozwoliły stwierdzić, że warunkiem bezpieczeństwa zabiegów na tkankach miękkich jest bezkontaktowy tryb pracy, zapewniony poprzez odpowiednią odległość czoła światłowodu od powierzchni pola zabiegowego z jednoczesnym chłodzeniem powierzchni tkanki docelowej oraz płynne przemieszczanie końcówki zabiegowej, co pozwala zapobiec lokalnemu przegrzewaniu tkanek.

3. WNIOSKI

Zrealizowane przez autorów badania dla wybranych zabiegów z zakresu stomatologii zachowawczej i periodontologii wskazują, że bardzo ważnym zagadnieniem, z medycznego punktu widzenia, jest informacja o zmianach temperatury tkanek w obrębie pola zabiegowego. Wykonujący zabiegi lekarz stomatolog powinien posiadać pełną wiedzę o fizycznych efektach oddziaływania promieniowania laserowego z tkankami. Pozwala to zoptymalizować wykorzystanie nowoczesnych urządzeń terapeutycznych, które działają w oparciu o technologię laserową. Pozyskanie tych informacji jest możliwe na drodze rejestracji, za pomocą kamery termowizyjnej, zmian temperatury tkanek na powierzchni pola zabiegowego w trakcie laseroterapii. Zastosowanie do badań pomiarowych kamer termowizyjnych, także dzięki możliwości rejestracji szybko zmiennych procesów cieplnych, pozwala na sprawdzenie i odpowiednie dobranie niektórych schematów postępowania terapeutycznego w stomatologicznych zabiegach z zastosowaniem urządzeń laserowych. Analiza wyników przeprowadzonych badań umożliwia określenie optymalnych, z medycznego punktu widzenia, parametrów impulsu promieniowania laserowego, głównie częstotliwości i energii impulsu w konkretnych technikach terapeutycznych. Bardzo cenna jest możliwość monitorowania termicznego oddziaływania lasera na opracowywane tkanki jamy ustnej w trakcie trwania zabiegu. Wspomaga to uzyskanie maksymalnego efektu klinicznego i pozwala uniknąć niebezpiecznych poziomów wzrostu temperatury w obszarze oddziaływania lasera.

Autorzy wyrażają przekonanie, że wykorzystanie techniki termowizyjnej w stomatologii zarówno w odniesieniu do metod laseroterapii, jak również innych metod terapeutycznych i diagnostycznych powinno się upowszechnić wraz ze wzrostem dostępności kamer termowizyjnych.

LITERATURA

1. Madura H. red.: Pomiar termowizyjny w praktyce. Termowizja w stomatologii. Agenda Wydawnicza SIMP, Warszawa, 2004.
2. Żmuda S., Zaborowski P., Trykowski P., Dąbrowski M., Dulski R.: Wpływ własności emisyjnych materiałów dentystycznych i tkanek twardych zęba na bezkontaktowy pomiar temperatury uzębienia. Stomatologia Współczesna, Suplement nr 1/2000, 8-12.
3. Żmuda S., Ignatowicz E., Preiskorn E., Stolarek M., Dąbrowski M., Dulski R.: Thermographic monitoring of temperature changes on the surface of titanium implant during CO2 laser irradiation – in vitro study, 9th European Congress of Medical Thermology, Kraków, (29May – 1 June 2003).
4. Ketterl W. red.: Parodontologia. Urban & Partner, Wrocław, 1995.

Rękopis dostarczono dnia 28.04.2010 r.

Opiniował: prof. dr hab. inż. Maciej Rafałowski

INVESTIGATION OF TEMPERATURE DISTRIBUTION IN ORAL CAVITY TISSUES IRRADIATED OF IR LASER IN PROCEDURES OF DENTISTRY

Mirosław DĄBROWSKI, Rafał DULSKI,
Paweł ZABOROWSKI, Stanisław ŻMUDA

ABSTRACT *A main goal of the study was to determine the temperature increase inside oral cavity during laser treatments. Methodology and parameters recommended by equipment manufacturers was tested in chosen operations to determine how they influence on the amount of heat absorbed by oral cavity tissues. Measurements were performed using IR camera. In vitro and in vivo conditions was taking into consideration. Three types of laser was tested: Nd:YAG, Er:YAG, and CO₂.*

On the basis of gathered results of investigations a list of recommendations was formulate which allow to avoid unfavorable changes in the oral cavity resulting from influence of laser radiation.

Dr inż. Mirosław DĄBROWSKI – główny specjalista w Zakładzie Techniki Podczerwieni i Termowizji Instytutu Optoelektroniki Wojskowej Akademii Technicznej. Realizuje zadania naukowo-badawcze dotyczące praktycznego wykorzystania kamer termowizyjnych. Od 1996 roku we współpracy ze stomatologami z Wojskowego Instytutu Medycznego (dawniej CSK WAM) prowadzi badania z zakresu wykorzystania termowizji w stomatologii.



Dr inż. Rafał DULSKI – adiunkt naukowy w Zakładzie Techniki Podczerwieni i Termowizji Instytutu Optoelektroniki Wojskowej Akademii Technicznej. Prowadzi zajęcia dydaktyczne oraz realizuje badania w zakresie termowizji, komputerowego modelowania sceny termalnej i urządzeń termodetekcyjnych oraz analizy i przetwarzania obrazu termograficznego. Od 1996 roku współpracuje ze stomatologami z Wojskowego Instytutu Medycznego (dawniej CSK WAM).

Lek. stomatolog Paweł ZABOROWSKI – absolwent Wojskowej Akademii Medycznej (1988 r.). Specjalista I stopnia stomatologii ogólnej (1991 r.) oraz specjalista II stopnia stomatologii zachowawczej (1993 r.). Obecnie pracuje w Poradni Dentystycznej Centralnej Wojskowej Przychodni Lekarskiej w Warszawie. Od 1996 roku współpracuje z pracownikami Zakładu Techniki Podczerwieni i Termowizji w zakresie zastosowania termowizji w stomatologii.



Dr n. med. Stanisław ŻMUDA – absolwent Wojskowej Akademii Medycznej (1988 r.). Specjalista I stopnia chirurgii stomatologicznej oraz II stopnia periodontologii. Obecnie Kierownik Pracowni Periodontologicznej Wojskowego Instytutu Medycznego. Od 1996 roku współpracuje z pracownikami Zakładu Techniki Podczerwieni i Termowizji w zakresie zastosowania termowizji w stomatologii.

