

Mirosław DĄBROWSKI¹, Rafał DULSKI¹, Paweł ZABOROWSKI², Stanisław ŻMUDA³

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

²CENTRALNA WOJSKOWA PRZYCHODNIA LEKARSKA, PRACOWNIA DENTYSTYCZNA

³WOJSKOWY INSTYTUT MEDYCZNY, PRACOWNIA PERIODONTOLOGICZNA

Badania cieplnego oddziaływania promieniowania laserowego na tkanki w trakcie zabiegów stomatologicznych

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

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

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 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

Celem badań było określenie zmian temperatury tkanek w polu zabiegowym podczas różnych zabiegów stomatologicznych z wykorzystaniem lasera. W artykule opisano metody pomiarów opracowane dla poszczególnych zabiegów oraz urządzenia do rejestracji temperatury. W badaniach zastosowano lasery stomatologiczne: laser CO₂, laser Nd:YAG i laser Er:YAG. Rejestracje termograficzne wykonano za pomocą dwóch pomiarowych kamer termowizyjnych ThermaCAM SC1000 i ThermaCAM SC3000. Omówiono efekty uzyskane dzięki rejestracji powierzchniowych rozkładów temperatury podczas zabiegów, a w szczególności opracowano zalecenia zwiększające bezpieczeństwo stosowania laserów w stomatologii.

Słowa kluczowe: Lasery w stomatologii, przyrosty temperatur, termografia.

Study of laser irradiation thermal effect on oral tissues during procedures of dentistry

Abstract

The aim of the study was to determine the temperature changes of tissues in the operative area during several dental treatments involving the use of a laser. The paper presents the measurement methods specially created for that task as well as the devices used to record infrared images. During the research three kinds of laser devices were used: CO₂ laser, Nd:YAG laser and Er:YAG laser. Infrared images were recorded by two measurement IR cameras: ThermaCAM SC1000 and ThermaCAM SC3000. The effects obtained by the possibility of real-time recording of surface temperature distribution during treatment were discussed and the recommendations improving the safety of use of laser devices in dental treatment were created.

Keywords: Lasers in dentistry, temperature rise, thermography.

1. Wstęp

Lasery są powszechnie stosowane w gabinetach stomatologicznych już od kilkunastu lat. Za pomocą laserów lekarze wykonują wiele zabiegów leczniczych, oddziałując na tkanki miękkie i twarde jamy ustnej pacjentów. Zastosowanie metod laseroterapii w stomatologii przyniosło szereg pozytywnych efektów, jednakże promieniowanie laserowe może spowodować niepożądane, z punktu

widzenia medycznego, efekty. Związane są one przede wszystkim z przyrostami temperatury tkanek na skutek absorpcji energii w trakcie zabiegu. W skrajnych przypadkach niekontrolowany wzrost temperatury może prowadzić do nieodwracalnych zmian w żywej tkance. Bardzo istotnym zagadnieniem jest więc poznanie wartości i zakresu zmian temperatury w trakcie zabiegów stomatologicznych z zastosowaniem laserów. Informację o tym czy temperatura tkanki przekroczyła dopuszczalną wartość w obszarze zabiegu można uzyskać poprzez analizę powierzchniowych rozkładów temperatury. Uzyskanie wiarygodnych danych o powierzchniowych rozkładach temperatury jest możliwe poprzez zastosowanie kamery termowizyjnej, a więc urządzenia do rejestracji obrazu w zakresie promieniowania podczerwonego [2].

Jednym z najbardziej użytecznych narzędzi w chirurgii jamy ustnej jest laser CO₂, jednak jego wadą jest duży przyrost temperatury tkanek [1]. Oprócz lasera CO₂, do chirurgii tkanek miękkich wprowadzane są lasery Er:YAG. W przypadku tych laserów mamy do czynienia z lepszą absorpcją przez wodę promieniowania laserowego, co skutkuje mniejszym nagrzewaniem pola zabiegowego.

Stosowanie techniki termowizyjnej w medycynie rozpoczęło się już w latach siedemdziesiątych ubiegłego wieku. Jednakże w aplikacjach stomatologicznych technika ta pojawiła się dopiero pod sam koniec dwudziestego wieku, a liczba publikacji dotyczących efektywnego wykorzystania kamer termowizyjnych do obrazowania zmian temperatury w trakcie zabiegów stomatologicznych jest nadal stosunkowo niewielka. Biorąc pod uwagę ograniczenia wynikające ze specyfiki umiejscowienia pola obserwacji możemy stwierdzić, że technika termowizyjna jest znakomitym wsparciem dla diagnostyki stomatologicznej oraz bardzo dobrze nadaje się do ilościowej oceny efektów cieplnych występujących wskutek uwalniania dużych ilości energii cieplnej w trakcie zabiegów stomatologicznych z zastosowaniem najnowszych technologii. Zastosowanie kamery termowizyjnej stwarza również możliwość różnicowania stanów fizjologicznych i patologicznych tkanek przyżęcia leczonych przy użyciu lasera, a w konsekwencji umożliwia kontrolowanie efektów leczenia tych tkanek metodą obojętną dla organizmu pacjenta, w odróżnieniu od inwazyjnego badania radiologicznego.

2. Metodyka pomiarów

Opisane w artykule pomiary były realizowane zarówno w warunkach *in vitro* (symulowane laboratoryjnie warunki rzeczywistych zabiegów) jak i w warunkach *in vivo* (rejestracje wykonywane podczas zabiegów w gabinecie stomatologicznym). W obu przypadkach warunki zewnętrzne tj. temperatura i wilgotność powietrza, były ustalone i nie zmieniały się w trakcie pomiaru. Zastosowanie odpowiednich obiektywów pozwoliło uzyskać optymalne położenie kamery termowizyjnej w stosunku do pola pomiarowego w poszczególnych badaniach. Wyniki pomiarów temperatury korygowano w oparciu o przeprowadzone badania emisyjności materiałów dentystycznych i tkanek jamy ustnej [3].

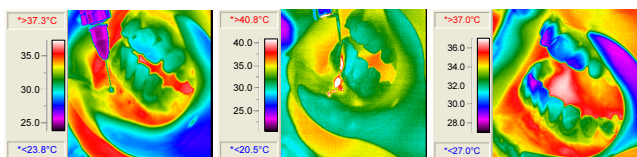
W badaniach wykorzystano dwie kamery termowizyjne: ThermoCAM SC1000 firmy Inframetrics oraz ThermoCAM SC3000 firmy FLIR. Kamera termowizyjna ThermoCAM SC1000 jest kamerą pomiarową pracującą w zakresie spektralnym 3-5 μm , wyposażoną w matrycę detektorów chłodzonych do temperatury ciekłego azotu w zamkniętym obiegu Sterlinga. Wielkość matrycy wynosi 256x256 pixeli, rozdzielczość termiczna jest równa 0.1°C. Kamera ThermoCAM SC3000 wyróżnia się częstotliwością pracy detektora, która zawiera się w zakresie od 20 do 900Hz. Możliwość zapisu obrazów termicznych w ilości 900 na sekundę pozwala rejestrować szybko zmienne procesy cieplne, a więc także te, które występują w przypadku oddziaływania promieniowania laserowego z tkankami. Ta wysokiej jakości kamera pomiarowa pracuje w zakresie spektralnym 8-9 μm z rozdzielczością termiczną 0.02°C. Matryca detektorów o wymiarach 320x240 pixeli jest chłodzona do temperatury ciekłego helu.

Zabiegi stomatologiczne, zarówno te symulowane jak i rzeczywiste, wykonywane były za pomocą trzech laserów medycznych przeznaczonych dla stomatologii: laserem gazowym CO₂ oraz dwoma laserami na ciele stałym Nd:YAG i Er:YAG. Laserów tych używano w różnych zabiegach wykorzystując podane przez producentów parametry odpowiednie dla danego rodzaju zabiegu. Ocena termicznego oddziaływania promieniowania była prowadzona pod kątem określenia optymalnych, z medycznego punktu widzenia, parametrów impulsu promieniowania laserowego, a więc częstotliwości i energii impulsu. Istotnym celem była też próba weryfikacji i optymalizacji stosowanych schematów postępowania terapeutycznego w stomatologicznej laseroterapii.

3. Ocena termicznego oddziaływania lasera CO₂

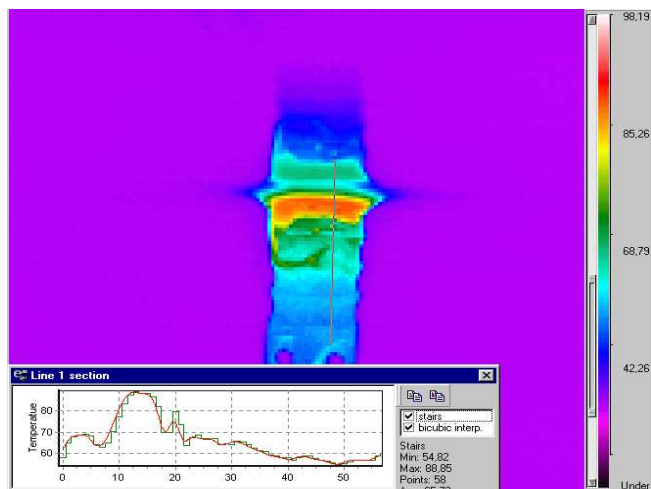
Pomiary zostały wykonane dla następujących zabiegów stomatologicznych: pogłębienia przedsonka jamy ustnej (zabieg *in vivo*), odsłaniania implantu (zabieg *in vitro*) oraz cięcia tkanki (zabieg *in vitro*).

Zabieg pogłębienia przedsonka jamy ustnej jest wykonywany metodą cięcia laserem CO₂, ponieważ jest to metoda prostsza, szybsza i bardziej komfortowa w odróżnieniu od tradycyjnej metody chirurgicznej. Zobrazowanie w podczerwieni poszczególnych etapów zabiegu pozwoliło zaobserwować szybkość procesu znieczulenia, oszacować obszar działania lasera i stan błony śluzowej po zakończeniu zabiegu. Termograficzna kontrola procesu gojenia rany ułatwiła ocenę prawidłowości tworzenia się dziąsła właściwego po cięciu laserem i stwierdzenie braku stanu zapalnego w obszarze gojącej się tkanki (rys.1).



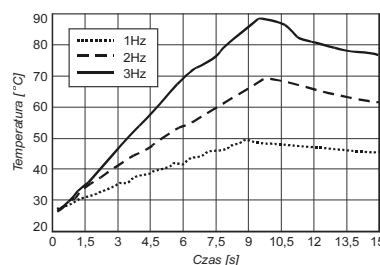
Rys. 1. Termogramy procesu znieczulenia, cięcia błony śluzowej oraz kontroli gojenia rany
Fig. 1. IR images of anesthetic process, mucosal membrane cutting and wound healing process

W zabiegu odsłonięcia implantu lasery CO₂ wykorzystuje się ze względu na szybkie odparowanie przykrywających implant tkanek, dzięki czemu uzyskuje się łatwo dostęp do śruby gojącej. Jak i w przypadku innych zabiegów wykonywanych za pomocą lasera, metoda ta charakteryzuje się szybszym gojeniem ran pooperacyjnych z minimalnym zagrożeniem pojawienia się powikłań, np. w postaci stanów zapalnych błony śluzowej. Jednak również i w tym przypadku zabieg laserowego odsłonięcia implantu może spowodować lokalny wzrost temperatury, przekraczający dopuszczalne wartości. Z przeprowadzonych przez autorów pomiarów wynika, że niebezpieczeństwo spowodowania termicznych uszkodzeń tkanek może wystąpić już przy pracy lasera z częstotliwością większą od 1Hz (rys. 3) [7].



Rys. 2. Termogram implantu tytanowego zarejestrowany w trakcie oddziaływania lasera na śrubę gojącą

Fig. 2. The IR image of the titanium implant recorded during laser irradiation of the cover screw



Rys. 3. Przyrost temperatury lokalnej przy odsłanianiu implantu dla różnych częstotliwości pracy lasera

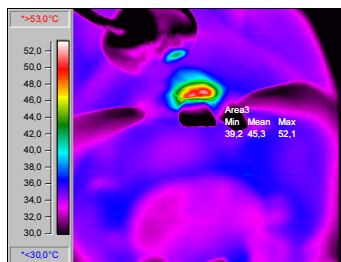
Fig. 3. Increase of local temperature during implant expose process for different operating frequencies of a laser

4. Ocena termicznego oddziaływania lasera Nd:YAG

Pomiary zostały wykonane dla dwóch zabiegów stomatologicznych: sterylizacji kieszonki dziąsłowej (zabieg *in vivo*) oraz sterylizacja kanału zęba (zabieg *in vitro*). W obu zabiegach zastąpienie tradycyjnej metody terapii metodą terapii laserowej nastąpiło dzięki możliwości doprowadzenia promieniowania laserowego do miejsca zabiegu za pomocą cienkiego (średnica 200 lub 300 μm) światłowodu.

Zabiegowi laserowego kiretażu patologicznej kieszonki dziąsłowej poddano żąb sieczny przyśrodkowej szczęki. Za pomocą systemu do ciągłej rejestracji obrazu termograficznego zostały zarejestrowane zmiany temperatury na powierzchni dziąsła brzęznego w trakcie oddziaływania lasera na pole zabiegowe. Rejestrację rozpoczynano po otwarciu przez pacjentkę ust. W momencie, gdy temperatura dziąsła brzęznego badanego siekacza spadła do ok. 32°C, rozpoczynano kiretaż. Zabieg trwał do momentu, gdy temperatura na powierzchni dziąsła osiągnęła maksymalną wartość 50°C (rys. 4). Następnym cyklem pomiarowej rozpoczynano po schłodzeniu dziąsła do temperatury początkowej. Zabieg powta-

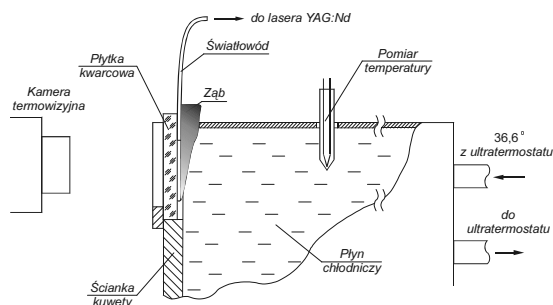
rzano 10-krotnie. Przeprowadzenie pomiarów zgodnie z powyższą metodologią pozwoliło na monitorowanie termicznego oddziaływania lasera na opracowywane tkanki jamy ustnej. Obserwowanie zmian temperatury w trakcie zabiegu umożliwiło optymalne ustawienie parametrów pracy lasera, dla których uzyskuje się maksymalny efekt kliniczny i jednocześnie wyklucza wzrost temperatury tkanek powyżej dopuszczalnych wartości, co pozwala na bezpieczne stosowanie tej metody terapii [5].



Rys. 4. Termogram pola zabiegu po zakończeniu kiretażu
Fig. 4. The IR image of the treatment area after laser curettage process

Zabieg sterylizacja kanału zęba jest jednym z ważniejszych zabiegów dentystycznych. Bezpieczne przeprowadzenie zabiegu zależy nie tylko od właściwych parametrów pracy lasera, ale również od techniki przemieszczania światłowodu w kanale zęba, determinującej czas oddziaływania promieniowania laserowego na ścianki kanału. Podczas oddziaływania promieniowania laserowego na ścianki kanału zęba następuje silna absorpcja tego promieniowania poprzez zębinę korzeniową (tkanka twarda zęba) i w konsekwencji miejscowy przyrost temperatury na powierzchni zewnętrznej korzenia zęba. Wysoka temperatura wytworzona w tej strefie może spowodować miejscowe przegrzanie tkanek przyzębia i w skrajnym przypadku doprowadzić do nieodwracalnych zmian. Celem badań było określenie bezpiecznych warunków pracy lasera Nd:YAG w trakcie sterylizacji kanału. Ponieważ z przyczyn technicznych nie można było przeprowadzić badań w warunkach in vivo (tzn. w jamie ustnej pacjentów), do badań wykonano stanowisko pomiarowe, pozwalające na symulację warunków zbliżonych do występujących w jamie ustnej człowieka (rys. 5) [4].

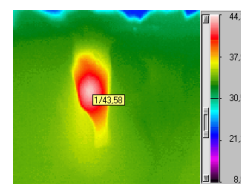
Głównym elementem stanowiska pomiarowego była kuweta z zamontowaną na jednej ze ścian kwarcową płytką, do której przyklejano zęby w taki sposób, że ciecz termostatu opływała zęby w części korzeniowej, a pozostała część (od linii szkliwno-zębinowej zęba do brzegu siecznego) znajdowała się poza płynem (w temperaturze otoczenia). Temperatura cieczy termostatu była tak dobrana, aby uzyskać wewnątrz kanału zęba temperaturę równą średniej temperaturze zmierzonej podczas badań in vivo w kanale zęba.



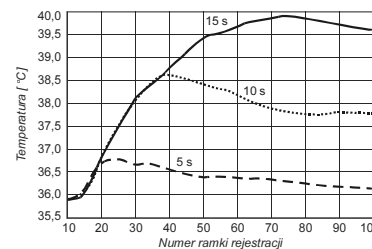
Rys. 5. Schemat stanowiska do pomiaru rozkładu temperatury na powierzchni zęba w trakcie sterylizacji kanału
Fig. 5. Diagram of laboratory stand for measurement of the temperature distribution during root canal sterilization process

Zarejestrowane podczas badań termogramy (rys. 6) poddano analizie statystycznej. Analizą objęto przyrosty temperatury na powierzchni zębów, rozkład temperatury wewnątrz kanału i dynamikę transmisji ciepła przez tkankę kostną podczas opracowywania kanałów laserem. Wartości temperatury uzyskane z termo-

gramów korygowano uwzględniając przepuszczalność widmową płytki kwarcowej. Ze względu na dynamikę procesów cieplnych w omawianym zadaniu pomiarowym, istotnym czynnikiem umożliwiającym analizę zmian temperatury na powierzchni zęba była możliwość szybkiej, ciągłej rejestracji termogramów. Główną uwagę skupiono na zmianach temperatury maksymalnej badanych obszarów (rys. 7).



Rys. 6. Termogram zęba zarejestrowany w trakcie sterylizacji kanału
Fig. 6. The IR image recorded during root canal sterilization process



Rys. 7. Przyrost temperatury maksymalnej na powierzchni zęba podczas sterylizacji kanału promieniowaniem laserowym o mocy 200 mW, dla różnych czasów sterylizacji
Fig. 7. Increase of maximum temperature on the tooth surface during laser irradiation of root canal at the power of 200 mW for different sterilization time

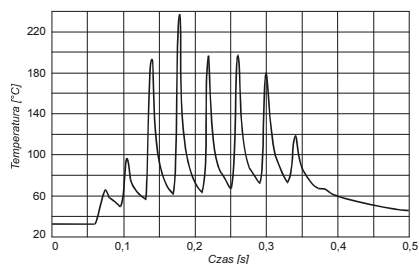
Zaproponowana metoda pomiaru temperatury na powierzchni zewnętrznej zębów w warunkach in vitro pozwala określić bezpieczne warunki pracy lasera Nd:YAG podczas sterylizacji kanałów [8].

5. Ocena termicznego oddziaływania lasera Er:YAG

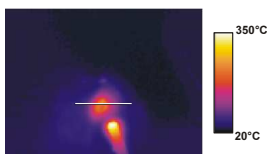
W chirurgii błony śluzowej jamy ustnej najczęściej stosowany jest laser CO₂. W ostatnich latach pojawiły się urządzenia wykorzystujące do tych celów laser Er:YAG. Laser ten, w odróżnieniu od lasera CO₂, nie powoduje koagulacji tkanek, zatem może być wykorzystywany jako narzędzie do cięcia tkanek miękkich wszędzie tam, gdzie efekt koagulacji nie jest pożądanym. Także czas gojenia jest krótszy w przypadku zastosowania lasera Er:YAG ze względu na mniejsze uszkodzanie nabłonka. Znacznie niższa temperatura powstająca w obszarze operacyjnym i przenoszona na okolice tkanek umożliwia cięcie struktur wrażliwych na duży przyrost temperatury, np. kości.

Badania przeprowadzono na zwierzętach laboratoryjnych - szczurach rasy Wistar. Zbadano termiczne oddziaływania lasera Er:YAG w wybranych zabiegach z zakresu chirurgii tkanek miękkich jamy ustnej, tj. zabiegu plastyki wędzidełka i zabiegu wycięcia błony śluzowej języka. Do analizy zmian temperatury w zabiegu plastyki wędzidełek wybrano stały punkt na powierzchni pola zabiegowego, umiejscowiony w linii cięcia tkanki. Zmiany temperatury w tym punkcie przedstawiono na wykresie (rys. 8). Przy wybranym schemacie cięcia został zaobserwowany ciągły przyrost temperatury minimalnej ze względu na zbyt krótki czas relaksacji bodźca termicznego. Wyniki pomiaru pozwoliły na takie dobranie schematu przesuwania końcówki światłowodu w stosunku do pola zabiegowego, aby efekt podgrzania tkanek był jak najniższy.

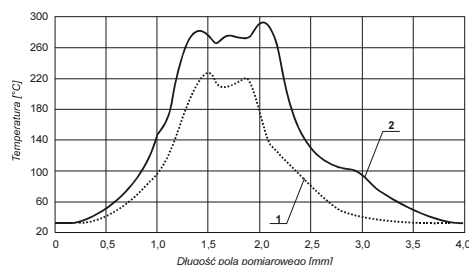
Kolejnym elementem analizy był rozkład temperatury pola zabiegowego wzdłuż wybranej linii (rys. 9), przy maksymalnym przyroście temperatury. Przyrost temperatury powyżej 50°C zarejestrowano na długości 2 mm dla energii 100 mJ oraz 3 mm dla energii 300 mJ (rys. 10). Zwiększenie energii promieniowania laserowego spowodowało przyrost temperatury pola zabiegowego o ok. 25% (z 230°C do 290°C).



Rys. 8. Zmiana temperatury w wybranym punkcie na powierzchni śluzówki
Fig. 8. Temperature change in the selected point on the surface of oral mucosa



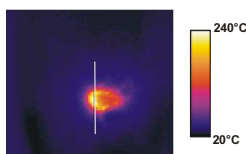
Rys. 9. Wybrany termogram zarejestrowany w trakcie zabiegu
Fig. 9. Example of IR image recorded during laser surgery



Rys. 10. Rozkład temperatury wzdłuż wybranej linii na powierzchni śluzówki:
1 – 100mJ, 25Hz; 2 – 300mJ, 15Hz

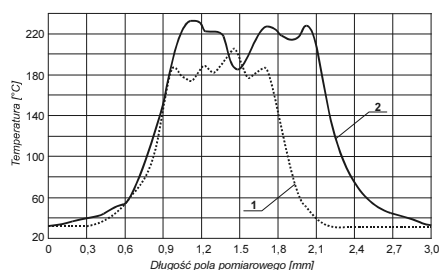
Fig. 10. Temperature distributions along selected line on the surface of oral mucosa:
1 – 100mJ, 25Hz; 2 – 300mJ, 15Hz

Dla zabiegu wycięcia błony śluzowej języka analizowano zmianę temperatury na powierzchni pola zabiegowego wzdłuż wybranej linii w momencie maksymalnego przyrostu temperatury (rys. 11). Zarejestrowana w trakcie pomiaru maksymalna temperatura wynosiła 206°C dla 80 mJ, przy czym zaobserwowano przyrost temperatury powyżej 40°C na długości 1,6 mm. Dla promieniowania o energii 160 mJ temperatura maksymalna osiągnęła wartość 230°C, a podwyższenie temperatury powyżej 40°C wystąpiło na długości 2,5 mm (rys. 12). Czas potrzebny na pełną relaksację bodźca cieplnego w obu przypadkach był mniejszy niż 0,5 sekundy.



Rys. 11. Wybrany termogram zarejestrowany w trakcie zabiegu wycięcia śluzówki języka

Fig. 11. Example of IR image recorded during lingual mucosa excision



Rys. 12. Rozkład temperatury wzdłuż wybranej linii na powierzchni śluzówki:
1 – 80mJ, 2Hz; 2 – 160mJ, 2Hz

Fig. 12. Temperature distributions along selected line on the surface of oral mucosa:
1 – 80mJ, 2Hz; 2 – 160mJ, 2Hz

Wyniki badań pozwoliły stwierdzić, że warunkiem bezpieczeństwa zabiegów na tkankach miękkich jest bezkontaktowy tryb pracy (odpowiednia odległość czuła światłowodu od powierzchni pola zabiegowego) z jednoczesnym chłodzeniem powierzchni tkanki docelowej oraz płynne przemieszczanie końcówki zabiegowej, co pozwala zapobiec lokalnemu przegrzewaniu tkanek [9].

6. Wnioski

Wykonane badania wskazują, jak ważnym zagadnieniem, z medycznego punktu widzenia, jest wiedza o zmianach temperatury tkanek w obrębie pola zabiegowego. Pełna wiedza lekarza o fizycznych efektach oddziaływania promieniowania laserowego z tkankami pozwala zoptymalizować wykorzystanie nowoczesnych, opartych na laserach, urządzeń terapeutycznych. Zebranie tych informacji jest możliwe przez rejestrację powierzchniowych zmian temperatury tkanek w obszarze poddanym laseroterapii za pomocą kamery termowizyjnej. Użycie pomiarowych kamer termowizyjnych, także dzięki możliwości rejestracji szybko zmiennych procesów cieplnych, pozwoliło na weryfikację i optymalizację niektórych schematów postępowania terapeutycznego w stomatologicznej laseroterapii. Dzięki takim badaniom możliwe jest określenie optymalnych, z medycznego punktu widzenia, parametrów impulsu promieniowania laserowego, a więc częstotliwości i energii impulsu dla poszczególnych technik terapeutycznych.

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

7. Literatura

- [1] J. Melcer, Zastosowanie laserów CO2 w stomatologii: wyniki kliniczne, *Magazyn Stomatologiczny*, 2(3/4), 12-13, 1992.
- [2] P.A. Biagoni, J.G. McGimpsey, P. J. Lamey, Electronic Infrared Thermography as a dental research technique, *Brit. Dental J.*, 180, 6, 1996, p. 226-230.
- [3] 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.
- [4] M. Dąbrowski, R. Dulski, P. Zaborowski, St. Żmuda, Kamera termowizyjna w ocenie termicznego oddziaływania lasera Nd:YAG na ścianki kanału zębowego w badaniach in vitro, V Konferencja Krajowa Termografia i Termometria w Podczzerwieni, Ustroń 14-17 listopad 2002.
- [5] St. Żmuda, E. Ignatowicz, M. Dąbrowski, R. Dulski, Thermographic assessment of the thermal effects of laser during sterilization of pathological periodontal pocket, *Seminarium Termografii i Laserów w Medycynie*, Łódź 6th December 2003.
- [6] H. Madura, M. Dąbrowski, R. Dulski, P. Zaborowski, St. Żmuda, Thermographic method for evaluation of thermal influence of Nd:YAG laser on external surfaces of a tooth root, 7th International Workshop on Advanced Infrared Technology and Applications, Piza (9-11 wrzesień 2003).
- [7] St. Żmuda, E. Ignatowicz, M. Preiskorn, M. Stolarek, M. Dąbrowski, R. Dulski. 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.
- [8] M. Dąbrowski, R. Dulski, P. Zaborowski, St. Żmuda, Zastosowanie termowizji do określania przyrostów temperatury tkanek podczas laserowych zabiegów stomatologicznych, VI Konferencja Krajowa Termografia i Termometria w Podczzerwieni, Ustroń 4-6 listopad 2004.
- [9] St. Żmuda, E. Ignatowicz, J. Stankiewicz, M. Dąbrowski, Termograficzna ocena cieplnego oddziaływania lasera Er:YAG w chirurgii periodontologicznej, *Lekarz Wojskowy*, nr 4/2005, str. 244-246.