



# Porównanie Depozycji Ciepła Laserów Er:YAG i Er,Cr:YSGG w Twardych Tkankach Zębowych

Tadej Perhavec, Prof. Janez Diaci

Uniwersytet w Ljubljanie, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Ljubljana, Słowenia

## STRESZCZENIE

W niniejszym artykule opisano badanie porównawcze szczątkowej depozycji ciepła laserów Er:YAG i Er,Cr:YSGG podczas ablacji twardych tkanek zębowych. Resztkowa depozycja ciepła została uzyskana ze zmierzonych charakterystyk spadku temperatury tkanki twardej następującej po impulsach laserów erbowych. Zmierzone ciepło rezydualne było wyższe w szkliwie niż w zębinie zarówno w przypadku laserów Er:YAG jak i Er,Cr:YSGG. Ilość niepożądanego ciepła resztkowego, które pozostaje zgromadzone w zębie dla trybu H Er,Cr:YSGG jest dwukrotnie większa, a w przypadku trybu S Er,Cr:YSGG trzykrotnie większa w porównaniu do ciepła zgromadzonego w przypadku trybu MSP lasera Er:YAG. Powyższe wyniki oraz rozważania dotyczące długości fali, czasu trwania impulsu oraz jego kształtu, dokonane w poprzednich opracowaniach [4], wyjaśniają zaobserwowaną niższą efektywność ablacji laserów Er,Cr:YSGG w porównaniu do laserów Er:YAG. Obniżona wydajność w sposób oczywisty prowadzi do zmniejszenia bezpieczeństwa i komfortu pacjentów.

Słowa kluczowe: Er:YAG, Er,Cr:YSGG, laser erbowy, depozycja ciepła, laser dentystyczny, tkanki twarde .

## WSTĘP

Er:YAG (2940 nm) i Er,Cr:YSGG (2780 nm) są obecnie dwoma najpowszechniej używanymi laserami w stomatologii. [1]. Odnaczają się one najwyższą absorpcją w wodzie i hydroksyapatycie ze wszystkich laserów i dlatego też doskonale nadają się do „optycznego borowania” w szkliwie, zębinie i wypełnieniach kompozytowych. [2,3] Laser Er:YAG odznacza się około trzy razy większą absorpcją w wodzie w porównaniu do lasera Er,Cr:YSGG. Poza różnicami w długości fal, lasery różnią się także dostępnym zakresem czasów trwania impulsu. Laser Er,Cr:YSGG jest ograniczony do impulsów o czasie trwania wynoszącym więcej niż 400 $\mu$ s z powodu niskich czasów relaksacji Er-Cr. Lasery Er:YAG mogą działać przy impulsach o czasie trwania poniżej 100 $\mu$ s [4].

Optymalne parametry dla ablacji tkanek twardych ustala się biorąc pod uwagę długość fali i czas trwania impulsu. Parametry powinny zapewnić wysokie prędkości ablacji oraz minimalną depozycję ciepłą w zębie. Ostatnie badania porównały zakresy ablacji laserów Er:YAG i Er,Cr:YSGG przy użyciu metody optycznej triangulacji.[4-6] W przypadku lasera Er:YAG określono, że jest on 60% bardziej skuteczny w szkliwie i 30% w zębinie jeśli chodzi o prędkość ablacji względem średniej mocy lasera (w mm<sup>3</sup>/Ws). Różnice w długości fali i czasach trwania impulsu przypisano temu zróżnicowaniu.

Niniejsze opracowanie prezentuje szerzej porównanie pomiędzy tymi dwoma laserami erbowymi, wzbogacając je o ciepło rezydualne pozostałe w zębie po ablacji. Celem opracowania jest eksperymentalne ustalenie warunków minimalizujących niepożądane obciążenie termiczne zęba a przez to zbliżenie się do „zimnego” borowania optycznego.

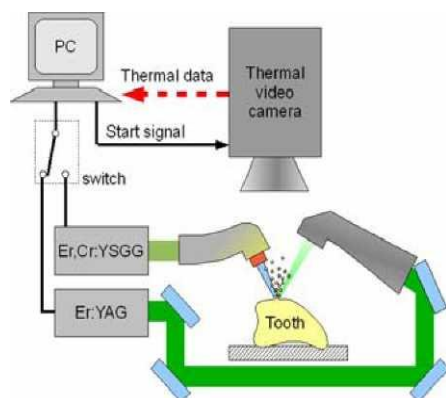
Wiele badań symulowało wzrost temperatury w tkankach lub używało kamer termowizyjnych i termopar w celu zmierzenia wzrostu temperatury podczas naświetlania laserem. [7-11] Niemniej jednak, istnieje tylko kilka opracowań

na temat ciepła rezydualnego po każdym impulsie lasera używanym do ablacji. [12,13] Pomiary radiologiczne temperatury podczas trwania i zaraz po zakończeniu impulsu laserowego są zaburzone przez wysokie temperatury ponownie naświetlanej chmury ablacyjnej, co ogranicza dokładność metody głównie do reżimów sub-ablacyjnych. Fried i inni [13] ustalili rezydualną depozycję ciepła poprzez kalorymetryczne zmierzenie wskaźnika wzrostu temperatury wzbudzonej przez ablacyjne i nieablacyjne impulsy laserowe na tylnej stronie kostnych blozków bydłeczych.[12] Zmierzone wartości rezydualnej depozycji ciepła wahały się od 25 do 70% w zależności od czasu trwania impulsu i długości fali badanych systemów laserowych. Badanie wskazało również, że rezydualna depozycja ciepła zmniejszała się w miarę jak impulsy lasera były krótsze.

Niniejsze badanie ustala ciepło rezydualne przy użyciu czasu opadania temperatury powierzchni. Kamera termowizyjna mierzy ewolucję temperatury powierzchni zęba w czasie po każdym impulsie laserowym po rozproszeniu chmury ablacyjnej. Metoda ta nadaje się w szczególności do badania ciepła rezydualnego w reżimach ablacyjnych. Można założyć, że temperatura powierzchni tkanki na końcu każdego impulsu jest zawsze zbliżona do temperatury eksplozji tkanki. Czas opadania temperatury powierzchni po każdym impulsie zależy od ostatecznej grubości nagrzewanej warstwy zęba a co za tym idzie również od ciepła nagromadzonego podczas impulsu. Ilość ciepła pozostałego w tkance po każdym impulsie laserowym można zatem ustalić za pomocą zmierzonego czasu opadania temperatury powierzchni.

## MATERIAŁY I METODA

Laser Er:YAG użyty w niniejszym badaniu to Fotona AT Fidelis wyposażony w R02; bezkontaktową kątnicę z rozmiarem plamki wynoszącym 0,6mm w ognisku. Użyty laser Er,Cr:YSGG to Biolase Waterlase MD wyposażony w kątnicę „Gold” z końcówką ze światłowodem o rozmiarze plamki 0,6mm. Porównania pomiędzy tymi dwoma laserami dokonano przy użyciu zakresu dostępnych ustawień czasu trwania impulsów dla obu laserów; SSP (80 $\mu$ s), MSP (150 $\mu$ s) i SP (300 $\mu$ s) dla AT Fidelis Er:YAG oraz H (500-700 $\mu$ s) i S (1200-1400 $\mu$ s) dla Waterlase MD Er,Cr:YSGG. Nie użyto rozpylaczy wody podczas pomiarów.



Rys 1.: Zestaw eksperymentalny

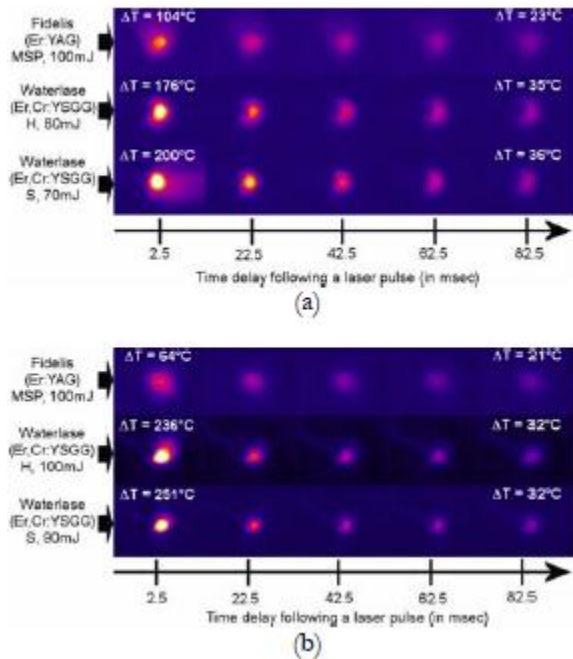
*Legenda: Thermal data - dane termiczne; Thermal video camera - kamera termowizyjna ; start signal - sygnał uruchomienia; switch - przełącznik; tooth - ząb*

Kamera termowizyjna Flir ThermoCAM P45 , została przymocowana nad powierzchnią zęba a jej ostrość ustawiono na miejsce dokonywania ablacji (Rys. 1). Końcówka światłowodowa Er,Cr:YSGG została umiejscowiona blisko, ale nie stykała się z, powierzchnią zęba. Kątnica Er:YAG została ustawiona tak, aby wiązka skupiała się na powierzchni zęba. Obrazy z kamery termowizyjnej były robione co 20ms zaczynając od około 2,5ms po impulsie laserowym. Czas naświetlania wynosił około 5ms.

Do eksperymentu losowo wybrano wyrwane zęby przedtrzonowe i trzonowe, przechowywane w 10% roztworze formaliny zaraz po wyrwaniu. W każdym pomiarze pojedynczy impuls lasera był dostarczany do różnych stref zęba w celu uniknięcia skumulowanego wysuszenia tkanki. Energie impulsów laserowych ( $E_{pulse}$ ) wynoszące około 100mJ

zostały użyte w celu wytworzenia fluencji laserowej większej niż wartość progowa ablacji jednocześnie zachowując głębokość ablacji równą 10  $\mu\text{m}$  lub niższą. [4]

## WYNIKI

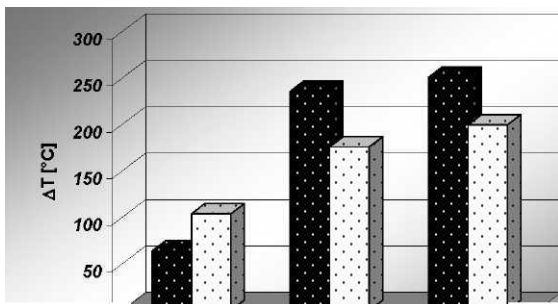


Rys. 2: Typowe obrazy termiczne nasświetlanej powierzchni szkliwa (a) i zębiny (b) zęba przy 2.5, 22.5, 42.5, 62.5 and 82.5ms po pojedynczym impulsie laserowym. Różnica temperatur,  $\Delta T$ , reprezentuje wzrost temperatury ponad początkową średnią temperaturą pokojową w centralnym obszarze 0,3mm nasświetlanej powierzchni.

Legenda: Time delay following a laser pulse (in msec) - czas po impulsie laserowym (w ms)

Rysunek 2 pokazuje, że opadanie temperatury jest najszybsze zarówno w szkliwie jak i zębiny po impulsach laserowych MSP Er:YAG. Różnica w czasach opadania temperatury jest najlepiej widoczna w przypadku zmierzonych temperatur w 2,5ms po impulsie, kiedy to efekty przenikania termalnego są najbardziej wyraźne.

Początkowy spadek temperatury jest dobrym wskaźnikiem czasu opadania ciepła po impulsie, zakładając, że początkowa temperatura powierzchni zaraz po impulsie jest równa temperaturze ablacji tkanki  $T_a$  (różnej dla zębiny i szkliwa), a tym samym jest niezależny od parametrów lasera. Niższe zmierzone temperatury wskazują na szybsze schładzanie a tym samym niższe czasy opadania ciepła. Rysunek 3 przedstawia zmierzone różnice temperatur,  $\Delta T = T - T_0$ , w 2,5 ms po impulsie laserowym przy różnych warunkach eksperymentu. Tutaj  $\Delta T$  reprezentuje wzrost temperatury zęba ponad początkową średnią temperaturą pokojową  $T_0$  zmierzoną w centralnym obszarze 0,3mm nasświetlanej powierzchni.



Rysunek 3 pokazuje, że zmierzone temperatury są najniższe przy impulsach laserowych MSP Er:YAG a tym samym sugerują to samo dla czasów opadania ciepła. Zmierzone temperatury są wyższe a czasy opadania ciepła dłuższe w szkliwie niż w zębinie. Przy energii impulsu wynoszącej 100mJ, różnice pomiędzy zmierzonymi krzywymi opadania ciepła dla ustawień czasu trwania impulsu Er:YAG SSP, MSP i SP mieszczą się w zakresie błędu eksperymentalnego. Pomiary przy wyższych energiach impulsów (nie zaprezentowane) ujawniły szybsze opadanie ciepła w przypadku ustawienia krótszych czasów trwania impulsów Er:YAG.

## ANALIZA

Mechanizm ablacji impulsowej tkanek biologicznych przy użyciu lasera erbowego wciąż nie jest w pełni zrozumiany. [14] Większość naukowców twierdzi, że wysoka efektywność ablacji laserów erbowych wynika z mikroeksplozji przegrzanej wody tkankowej, która to głównie absorbuje energię lasera. [15,16]

Ilość ciepła podawana przez impuls laserowy na powierzchnię zęba zmniejsza się wraz z odległością w tkance. Częściowo dzieje się tak z powodu gwałtownego spadku natężenia światła lasera w tkance, tak jak to pokazuje

$$I = I_0 \exp(-\mu x) \quad , \quad (1)$$

gdzie  $I_0$  to natężenie padającego światła laserowego a  $\mu$  to współczynnik absorpcji optycznej tkanki dla poszczególnych długości fali padającego światła laserowego.

Dystrybucja ciepła w tkance odbywa się również poprzez mechanizm przewodnictwa cieplnego, tj. przenikanie ciepła do sąsiednich tkanek. W granicach znikomej głębokości absorpcji optycznej, dystrybucja ciepła na równomiernie naświetlanej powierzchni, przez czas ( $t$ ), jest przybliżona przez funkcję Gaussa [17,21]:

$$\Delta T = K \exp(-x^2/4Dt) \quad , \quad (2)$$

gdzie  $D$  to dyfuzyjność cieplna tkanki a  $K$  to stała, która zależy od parametrów lasera i tkanki. Im dłuższy czas trwania impulsu i większa dyfuzyjność termiczna tkanki, tym głębiej rozprzestrzenia się ciepło.

Ablacja rozpoczyna się, gdy powierzchnia tkanki zostaje podgrzana do temperatury ablacji  $T_a$ . Potem, zakładając ograniczony model wrzenia ablacji laserowej [16], temperatura powierzchni przestaje rosnąć i utrzymuje wartość temperatury „wrzenia”  $T_a$  przez cały proces ablacji. Niemniej jednak, dystrybucja temperatury od powierzchni stale się zmienia podczas trwania impulsu laserowego, ponieważ przenikanie nie kończy się po osiągnięciu wartości progowej ablacji.

W dalszej części zakładamy, że głębokość penetracji dyfuzyjnej,  $d = \sqrt{4Dt}$  , jest większa niż głębokość penetracji optycznej,  $1/\mu$ , oraz że dystrybucja termalna na końcu impulsu ablacyjnego może być przybliżona przez:

$$\Delta T = (T_1 - T_0) \exp(-x^2/d_R^2) \quad (3)$$

Tutaj głębokość rezydualna,  $d_R$ , reprezentuje ostateczną głębokość nagrzaną tkankę dokładnie na końcu impulsu laserowego i reprezentuje miarę depozycji ciepła rezydualnego. Im cieńsza warstwa, tym mniejsza ilość nagromadzonego ciepła rezydualnego  $Q_{res}$

$$Q_{res} = A \rho c_p \int_0^{\infty} (T_1 - T_0) \exp(-x^2/d_R^2) dx \quad (4)$$

gdzie  $A$  to obszar plamki lasera,  $\rho$  to gęstość tkanki a  $c_p$  to pojemność cieplna tkanki.

Ciepło nadal przenika do tkanki i temperatura powierzchni zaczyna spadać poniżej  $T_a$ , po zakończeniu impulsu laserowego. Tutaj zignorowaliśmy znacznie wolniejsze konwekcyjne chłodzenie powierzchni przez powietrze otaczające. Zakładając, że rozkład termiczny na końcu impulsu laserowego jest taki, jak opisano w (3), to czasową ewolucję temperatury powierzchni  $T$ , po impulsie laserowym, można obliczyć używając równania dyfuzji jednowymiarowej

[17,21]:

$$\frac{\rho c}{\lambda} \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} \quad (5)$$

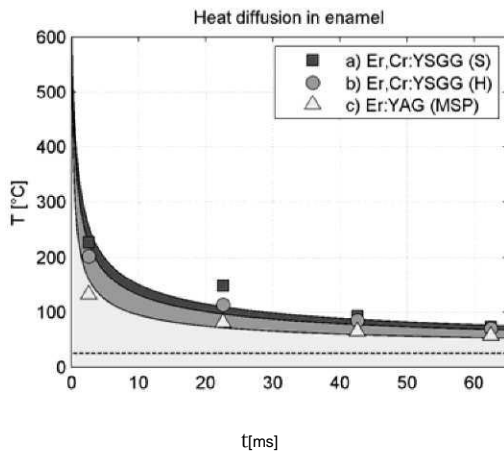
Przyjmuje się, że równanie dyfuzji jednowymiarowej jest dobrym przybliżeniem, ponieważ średnica plamki lasera jest o wiele większa niż głębokość przenikania. Alternatywnie, początkowe  $T_a$  and  $d_R$  można ustalić za pomocą zmierzonego zmniejszania temperatury powierzchni poprzez dopasowanie obliczonych krzywych opadania temperatury do zmierzonych wyników.

Parametry pokazane w Tabeli 1 zostały użyte w modelu przenikania. [19]

	Szklivo	Zębina
$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	2800	1960
$\lambda$ [W/mK]	0.933	0.569
$c_p$ [J/kgK]	711	1590
$D = \lambda / \rho c_p$ [m <sup>2</sup> /s]	$4.68 \cdot 10^{-7}$	$1.83 \cdot 10^{-7}$

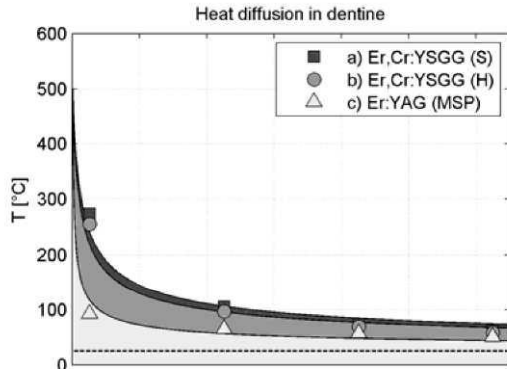
Tabela 1: Parametry użyte w modelu przenikania.

Rysunki 4 i 5 pokazuje dane zmierzonego opadania temperatury po impulsie erbowym w zębini i szklivie oraz najlepsze numeryczne dopasowanie do równania przenikania (5).



Rys 4.: Opadanie temperatury powierzchni zębiny po a) impulsie laserowym S Er,Cr:YSGG; b) impulsie laserowym H Er,Cr:YSGG; i c) impulsie laserowym MSP Er:YAG. Linie reprezentują dopasowanie numeryczne do Równ.(5), gdzie najlepsze dopasowanie uzyskano przy stałych przenikania  $d_R$  wynoszących odpowiednio (a)  $30\mu\text{m}$ ; (b)  $25\mu\text{m}$ , i (c)  $15\mu\text{m}$ . Pozioma linia przerywana reprezentuje początkową temperaturę otoczenia  $T_0$ .

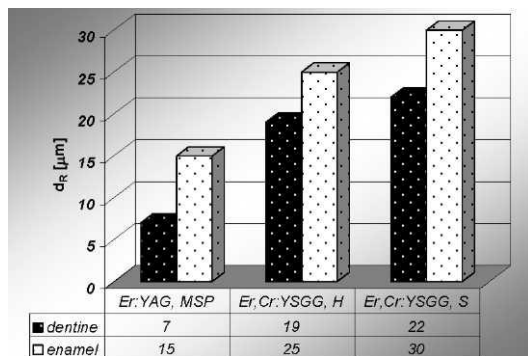
Legenda: Heat diffusion in enamel - dyfuzja ciepła w szklivie



Rys. 5: Opadanie temperatury powierzchni zębiny po a) impulsie laserowym S Er,Cr:YSGG; b) impulsie laserowym H Er,Cr:YSGG; i c) impulsie laserowym MSP Er:YAG. Linie reprezentują dopasowanie numeryczne do Równ.(5), gdzie najlepsze dopasowanie uzyskano przy stałych przenikania  $d_R$  wynoszących odpowiednio (a) 22 $\mu$ m; (b) 19 $\mu$ m, and (c) 7 $\mu$ m. Pozioma linia przerywana reprezentuje początkową temperaturę otoczenia  $T_0$ .

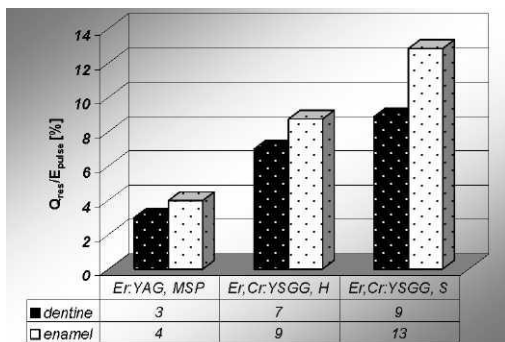
Legenda: Heat diffusion in enamel - dyfuzja ciepła w zębinie

Najlepsze dopasowanie do wszystkich pomiarów uzyskane jest poprzez przyjęcie temperatur ablacyjnych,  $T_a$ , wynoszących  $600^\circ\text{C} \pm 50^\circ\text{C}$  dla szkliwa i  $500^\circ\text{C} \pm 50^\circ\text{C}$  dla zębiny. Rys. 6 przedstawia osiągnięte głębokości rezydualne nagromadzonego ciepła obliczone za pomocą danych z Rys. 4 i 5.



Rys. 6: Zmierzone głębokości rezydualne  $d_R$  w zębinie i szkliwie uzyskane z pomiarów opadania ciepła.

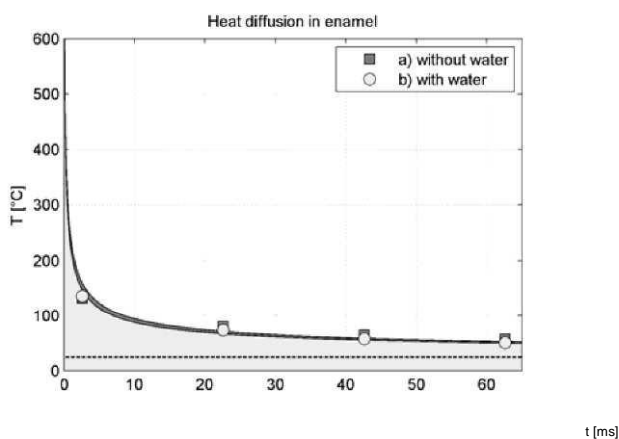
Odpowiednie wartości ciepła szczątkowego uzyskano z (4) jak pokazano na Rys. 7.



Rys. 7: Ciepło szczątkowe  $Q_{res}$  jako procent energii impulsu laserowego  $E_{pulse}$ .

## DYSKUSJA

Podczas pomiarów nie użyto rozpylacza wody, ponieważ celem było określenie nagromadzenia ciepła szczątkowego, a nie rzeczywiste czasy opadania temperatury w warunkach klinicznych. Schładzanie wodą naświetlanej powierzchni zęba podczas impulsu laserowego nie jest istotne, ponieważ warstwa wody jest odparowywana podczas etapu ablacji a w warstwie tworzony jest „otwór” optyczny. [18] Pomiary kontrolne, w których krzywe opadania temperatury zostały uzyskane po impulsie laserowym z kroplą wody naniesioną na ząb, przed naświetlaniem laserem, potwierdziły tę hipotezę. W przypadku obu źródeł lasera, warstwa wody nie miała wpływu na wartości opadania temperatury w zakresie większym niż 10%, co mieści się w zakresie błędu pomiaru temperatury. Przykładowo rysunek 3 pokazuje zmierzone krzywe opadania temperatury dla impulsów laserowych MSP Er:YAG, z i bez warstwy wody.



Rys 8.: Porównanie opadania temperatury po impulsie laserowym Er:YAG (a) bez i (b) z warstwą wody na powierzchni szkliwa. Obliczone wartości stałej przenikania  $d_R$  oszacowano na odpowiednio (a) 15 $\mu\text{m}$  i (b) 13 $\mu\text{m}$ . Pozioma linia przerywana reprezentuje początkową temperaturę otoczenia  $T_0$ .

Współczynniki absorpcji  $\mu$  dla lasera Er:YAG wynosiły około 150 $\text{mm}^{-1}$  w szkliwie i 200 $\text{mm}^{-1}$  w zębinie.[15, 20] Odpowiadające im współczynniki absorpcji dla lasera Er,Cr:YSGG były około trzy razy niższe. Dlatego też długość fali lasera Er:YAG jest w stanie dokonać penetracji na głębokość około 7 $\mu\text{m}$  w szkliwie i 5 $\mu\text{m}$  w zębinie (Równ. 1). Długość fali lasera Er,Cr:YSGG charakteryzuje się głębszą penetracją, 21 $\mu\text{m}$  w szkliwie i 15 $\mu\text{m}$  w zębinie. Porównanie wykazuje, że te głębokości penetracji optycznej są mniejsze niż ustalone głębokości rezydualne,  $d_R$ , w większości warunków eksperymentu i zgodnie z założeniem głównie dyfuzyjnej dystrybucji temperatury (Równ. 3). Rzeczywista dystrybucja temperatury, zwłaszcza przy krótszych czasach trwania impulsu, jest niewątpliwie połączeniem optycznej wykładniczej i dyfuzyjnej funkcji Gaussa. Niemniej jednak, dokładny kształt krzywej dystrybucji termalnej nie ma znaczącego wpływu na numeryczne dopasowanie i głębokości rezydualne  $d_R$  uzyskane poprzez założenie rozkładu Gaussa. Jak pokazano na Rys. 6, może to zostać uznane za znaczącą miarę grubości rezydualnej warstwy termalnej a co za tym idzie rezydualnego nagromadzonego ciepła dla wszystkich rozpatrywanych parametrów lasera.

Przy wysokich energiach i impulsach o krótkim czasie trwania (tj. przy wysokiej mocy impulsów laserowych), prędkość ablacji jest większa niż szybkość, z jaką ciepło przenika do tkanek.[15] Im większe moce impulsu laserowego, tym mniejsza powierzchnia tkanki na którą ma wpływ ciepło poprzez ablację uprzednio nagrzaną tkanki, i staje się ona w coraz większym stopniu ograniczona jedynie do bezpośrednio podgrzewanej objętości w granicach głębokości penetracji optycznej. Efekt ten został eksperymentalnie zmierzony przez Frieda i in., którzy zaobserwowali stopniową redukcję ciepła rezydualnego w miarę wzrostu fluencji laserowej. [12] Dotyczy to również naszego eksperymentu, gdzie szacowane głębokości ablacji przy użytej fluencji były rzędu 10 $\mu\text{m}$  [4], prawdopodobnie znacznie zmniejszając warstwę, w której rozprzestrzeniało się ciepło. Głębokości rezydualne,  $d_R$ , uzyskane w naszym badaniu tym samym mają zastosowanie jedynie do określonych fluencji użytych w naszym eksperymencie (około 35 J/cm<sup>2</sup>).

## WNIOSKI

Ilość ciepła rezydualnego, które pozostaje w twardej tkance zębowej po naświetlaniu laserem erbowym uzyskano z pomiaru zmierzonych wartości opadania temperatury powierzchni. Wyniki ukazują znacznie szybsze opadanie temperatury w przypadku użyciu lasera Er:YAG w porównaniu do lasera Er,Cr:YSGG, wskazując na mniejszą głębokość pozostającej nagrzananej warstwy. Przypisuje się to krótszemu czasowi trwania impulsu i mniejszej głębokości penetracji optycznej w przypadku lasera Er:YAG. W przypadku obu laserów, zmierzone ciepło rezydualne było wyższe w szkliwie niż w zębinie. Przy energii impulsu wynoszącej 100mJ, ilość niepożądanego ciepła resztkowego, które pozostaje zgromadzone w zębie dla trybu H Er,Cr:YSGG jest dwukrotnie większa, a w przypadku trybu S-Er,Cr:YSGG ponad trzykrotnie większa w porównaniu do ciepła zgromadzonego w przypadku trybu MSP lasera Er:YAG. Przyczynia się to do zaobserwowanej mniejszej skuteczności ablacji laserów Er,Cr:YSGG [4] i może powodować mniejsze bezpieczeństwo i komfort pacjentów w porównaniu do laserów Er:YAG.

## BIBLIOGRAFIA

1. Hibst R. Lasers for Caries Removal and Cavity Preparation: State of the Art and Future Directions. *J Oral Laser Appl* 2002; 2:203-211.
2. Lukac M, Marincek M, Grad L. Super VSP Er:YAG Pulses for Fast and Precise Cavity Preparation. *J Oral Laser Appl* 2004; 4:171-173.
3. Meister J, Franzen R, Forner K, Grebe H, Stanzel S, Lampert F, Apel C. Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Opt* 2006; 11(3):034030 1-7.
4. T. Perhavec, J. Diaci. Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG dental lasers, *J. Oral Laser Appl.*, 2008 ;8 :87-94.
5. T. Perhavec, A. Gorkic, D. Bracun, J. Diaci. A method for rapid measurement of laser ablation rate of hard dental tissue, *Optics and Laser Technology*, 2009; 41(4). 397-402
6. J. Diaci, Laser Profilometry for the Characterization of Craters Produced in Hard Dental Tissues by Er:YAG and Er,Cr:YSGG Lasers, *J. Laser and Health Academy*, 2008/2.
7. M. J. Zuerlin, D. Fried, W. Seka, J.D.B. Featherstone, Modelling thermal emission in dental enamel induced by 911 urn laser light, *Appl. Surf. Science* 127-129 (1989) 863868.
8. V. Armengol, A.Jean, D. Marion, temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin, *J. Endodontics*, 26 (2000) 138-141
9. D. Fried, S.R. Visuri, J.D.B. Featherstone, J.T. Walsh, W. Seka, R.E. Glens, S.M. McCormack, H.A. Wigdor, Infrared radiometry of dental enamel during Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation, *J. Biomedical Opt.* 1(4) (1996) 455-465
10. V. Venugopalan, N. S. Nishioka, B.B. Mikic, Thermodynamic response of soft biological tissues to pulsed infrared laser irradiation, *Biophysical J.*, 70 (1996) 29812993.
11. D.B. Harris, D. Fried, L. Reinisch, T. Bell, D. Schachter, L. From, J. Burkart, Eyelid resurfacing, *Lasers in Surg. Med.* 25 (1999) 107-122
12. D. Fried, J. Ragadio, A. Champion, Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6, and 10.6 um, *Lasers Surg.Med.* 29 (2001) 221-229
13. J. Neev, I.B DaSilva, MD Feit, MD Perry, AM Rubenchik, BC Stuart, Ultrashort pulse lasers for hard tissue ablation, *IEEE J. Selected Topics Quant.Electr.* 2 (1996) 790-808.
14. A. Vogel, V. Vengugopalan, Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissues, *Chem.Rev.* 2003,103, 577644.
15. B. Majaron, D. Sustersic, M. Lukac, U.Skaleric, N. Funduk, Heat diffusion and debris screening I Er:YAG laser ablation of hard biological tissues, *Appl.Phys.B*, 66, 1-9 (1998)
16. B. Majaron, P. Plestenjak, M. Lukac, Thermo-mechanical laser ablation of soft tissue: modeling the micro-explosions, *Appl.Phys.B* 69,71-80 (1999).
17. B. Cox, Introduction to Laser-Tissue Interactions, PHAS 4886 Optics in Medicine, *Październik* 2007, 1-61.
18. M. Forrer, M. Frenz, V. Romano, HP Weber, Channel propagation in water and gelatine by a free-running erbium laser, *J.Appl. Phys* 74(1), 720-727 (1993)
19. W.S. Brown, W.A. Dewey and H.R. Jacobs, Thermal properties of teeth, *J Dent Res*, 1970, 49, 752-755
20. B. Ivanov, A.M. Hakimian, G.M. Peavy, and R.F. Haglund, Mid-infrared laser ablation of hardbiocomposite material: mechanistic studies of pulse duration and Interface effects, *Appl Surf Sci*, 208-209 (2003) 77-84.
21. M.H. Niemz, *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications*, Wydanie 2, Springer, (2002) str. 58-85.

Celem niniejszej publikacji Laser and Health Academy jest ułatwienie wymiany informacji na temat poglądów, wyników badań i doświadczeń klinicznych w społeczeństwie związanym z laserami medycznymi. Za zawartość niniejszej publikacji odpowiedzialni są wyłącznie autorzy, a publikacja nie może w żadnym wypadku być traktowana jako oficjalne informacje o produkcie medycznym. W przypadku wątpliwości prosimy zwrócić się do producentów z zapytaniem, czy dany produkt lub zastosowanie zostało zatwierdzone lub dopuszczone do obrotu i sprzedaży w Państwa kraju.