

JACEK MATYS<sup>1, 2, A-D</sup>, KINGA GRZECH-LEŚNIAK<sup>3, E</sup>, RAFAŁ FLIEGER<sup>4, E</sup>,  
MARZENA DOMINIAK<sup>1, E, F</sup>

## Ocena wpływu trybu fali lasera diodowego o długości 980 nm na wzrost temperatury mierzonej za pomocą sondy typu k-02 – wyniki wstępne

### Assessment of an Impact of a Diode Laser Mode with Wavelength of 980 nm on a Temperature Rise Measured by Means of k-02 Thermocouple: Preliminary Results

<sup>1</sup> Katedra i Zakład Chirurgii Stomatologicznej, Uniwersytet Medyczny we Wrocławiu, Wrocław, Polska

<sup>2</sup> Prywatna Praktyka Stomatologiczna, Wschowa, Polska

<sup>3</sup> PerioCare – Specjalistyczne Centrum Stomatologiczne, Kraków, Polska

<sup>4</sup> Prywatna Praktyka Stomatologiczna, Kościan, Polska

A – koncepcja i projekt badania, B – gromadzenie i/lub zestawianie danych, C – analiza i interpretacja danych,  
D – napisanie artykułu, E – krytyczne zrecenzowanie artykułu, F – zatwierdzenie ostatecznej wersji artykułu

#### Streszczenie

**Wprowadzenie.** Lasery diodowe są wykorzystywane w chirurgii tkanek miękkich. Nowoczesne lasery diodowe umożliwiają ustawienie mocy wynoszącej 0–10 W wraz z modyfikacją długości impulsów (Ton) i przerwy między nimi (Toff).

**Cel pracy.** Rozstrzygnięcie, czy istnieje różnica we wzroście temperatury podczas działania lasera diodowego w trybie ciągłym (CW) i pulsacyjnym (PW) z różnymi ustawieniami Ton i Toff oraz mocy lasera. Oceniano ponadto gradient temperatury w trybie CW i PW dla tej samej dawki energii wysłanej przez laser diodowy.

**Materiał i metody.** Sondę temperatury typu k oraz rękojeść lasera diodowego umieszczono nieruchomo w imadle. Wykonano naświetlania sondy za pomocą lasera diodowego 980 nm pracującego w trybie ciągłym (CW) i pulsacyjnym (PW) z różnymi ustawieniami długości impulsu (Ton) i czasu przerwy (Toff). Parametry lasera były następujące: włókno – 200 µm, odległość włókna od sondy – 1 mm, tryb CW (moc w W) – 0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3; 3,5; 4, tryb PW (W) – 0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3; 3,5; 4; 4,5; 5; 5,5; 6, Ton/Toff – 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500. Pomiar temperatury wykonano po 10, 20, 30 i 60 s naświetlania za pomocą skalibrowanego cyfrowego termometru.

**Wyniki.** Zaobserwowano istotny wzrost temperatury wraz ze zwiększaniem mocy w trybie CW i PW. Przyrost temperatury w trybie CW był większy niż w PW w zakresie mocy 0,5–4 W. Nie zaobserwowano istotnej różnicy w wynikach wzrostu temperatury w zależności od stosunku Ton/Toff. Nie stwierdzono także znaczących różnic dla lasera diodowego pracującego w trybie CW i PW po 60 s dla jednakowych wartości wysłanej energii (30, 60, 90, 120, 160, 180 J).

**Wnioski.** Wzrost temperatury dla tej samej mocy lasera jest większy w trybie pracy ciągłej. Wysłanie jednakowej energii w identycznym czasie przez laser diodowy powoduje jednak zwiększenie temperatury podczas pracy w trybie pulsacyjnym (**Dent. Med. Probl. 2016, 53, 3, 345–351**).

**Słowa kluczowe:** temperatura, laser diodowy, fala ciągła, fala pulsacyjna, sonda temperatury.

#### Abstract

**Background.** Diode lasers are utilized successfully in a soft tissue surgery. Modern diode lasers allow to set power in the range of 0–10 W with modification of a pulse and interval duration (Ton and Toff).

**Objectives.** The aim of this study was to establish if there is a difference in temperature rise during operation of

a diode laser in continuous and pulsed wave mode (CW and PW) with different Ton/Toff settings and laser power. The temperature gradient was assessed in CW and PW mode for the same energy dose sent by the laser.

**Material and Methods.** Thermocouple and a diode laser handle were clamped stationary in a vise. Thermocouple was irradiated using a 980 nm diode laser, in CW and PW mode with a different Ton/Toff. Laser parameters were as follows: fiber – 200  $\mu\text{m}$ , distance of the thermocouple to the fiber – 1 mm, CW mode (power in W) – 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4, PW mode (W) – 0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5, 5, 5.5, 6, Ton/Toff – 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500. The temperature was measured continuously after 10, 20, 30 and 60 s of exposure using a calibrated digital thermometer.

**Results.** The results indicated a significant increase in temperature with the increase of power in CW and PW mode. The temperature increase for CW was higher compared to PW mode in a power range 0.5–4 W. There was no difference in results of temperature rise depending on Ton/Toff ratio. The results showed no significant difference in temperature increase for a diode laser operating in CW and PW mode, after 60 s, for the same energy values (30, 60, 90, 120, 160, 180 J).

**Conclusions.** The temperature increase for the same laser power is bigger in CW mode. However, sending the same energy dose at the same time by a diode laser results in a higher increase in temperature when operating in PW mode (**Dent. Med. Probl.** 2016, 53, 3, 345–351).

**Key words:** temperature, diode laser, continuous wave, pulsed wave, thermocouple.

Zastosowanie laserów w zabiegach chirurgicznych w obrębie jamy ustnej stanowi obecnie bezpieczną i sprawdzoną alternatywę dla metod tradycyjnych z użyciem skalpela [1–3].

W pracy klinicznej najczęściej wykorzystywanymi urządzeniami laserowymi są lasery półprzewodnikowe (diodowe). Laser diodowy jest zbudowany z półprzewodników zawierających metale, takie jak: gal, aluminium, arsen oraz ind [4]. Wytwarzanie fali światła przez laser jest spowodowane dostarczeniem napięcia prądu do złącza półprzewodnikowego, co wywołuje emisję fotonu z pasma półprzewodnikowego do walencyjnego (zjawisko rekombinacji promienistej). Taka budowa lasera diodowego sprawia, że efektywność promieniowania spowodowana przepływem prądu wynosi około 40%, dzięki czemu jest to jedno z najskuteczniejszych urządzeń wśród laserów medycznych [4]. W medycynie lasery wykorzystuje się na wiele sposobów. Lasery diodowe są stosowane jako narzędzia do ustawiania pozycji urządzeń diagnostycznych (MRT, CT, CBCT) oraz same służą jako instrumenty diagnostyczne i terapeutyczne [4]. W stomatologii laserów diodowych używa się do: diagnostyki próchnicy, biostymulacji, fotoaktywnej dezynfekcji, cięcia i łączenia tkanek miękkich, leczenia zapalenia okołowszczepowego, łagodzenia bólu czy oczyszczania zakażonych kanałów korzeniowych [5–12].

Efektywne cięcie tkanki miękkiej można uzyskać dzięki dość dobrej absorpcji fali światła laserowego o długości 805–980 nm w hemoglobinie i melaninie [13]. Szczególną uwagę powinno się jednak zwrócić na ograniczenie urazu termicznego tkanek poddawanych działaniu strumienia wiązki laserowej [14]. Praca światłowodem lasera diodowego o mocy do 10 W (wat) w obrębie tkanki miękkiej przebiega zwykle w sposób kontaktowy, co powoduje przenikanie ciepła do okolicznych tkanek, a to z kolei może wywołać uraz termiczny, a na-

wet martwicę tkanki kostnej. Ericsson et al. [15, 16] stwierdzili, że zwiększenie temperatury tkanki kostnej o 10°C w ciągu 60 s przekłada się na nieodwracalne zmiany w jej strukturze. Należy więc ustalić minimalne skuteczne parametry ustawienia mocy lasera w trybie ciągłym (continuous wave – CW) oraz mocy, długości impulsu (Ton) i czasu przerwy między impulsami (Toff) w trybie pulsacyjnym (pulsed wave – PW), które pozwolą na skuteczne cięcie tkanki miękkiej przy jak najmniejszym urazie termicznym.

Lasery diodowe są wykorzystywane w obrębie tkanek miękkich jamy ustnej podczas zabiegów chirurgicznych, takich jak wycięcie wędzidełka, usunięcie przerostów dziąsłowych czy zmian barwnikowych na błonie śluzowej [17]. Wielu autorów zaleca stosowanie lasera diodowego w chirurgii tkanek miękkich z wykorzystaniem różnych parametrów jego pracy [1–3]. Parker [1] w zabiegach drugiej fazy leczenia chirurgicznego po implantacji wszczepu tytanowego stosuje do jego odsłonięcia laser diodowy 980 nm w trybie CW o mocy 1–2 W. Azma et al. [2] wykorzystują podobną wartość parametru mocy lasera diodowego 940 nm wynoszącą 1,5 W w trybie CW przy zabiegach usunięcia zmian barwnikowych dziąseł u osób palących, a przy usunięciu zmian przerostowych – w trybie pracy ciągłej o mocy 3,5 W. Barot et al. [3] zalecają w leczeniu chirurgicznym ankyloglosji języka pracę lasera diodowego w trybie CW o mocy wynoszącej 1,2 W.

Wiele współczesnych stomatologicznych laserów diodowych mających zastosowanie w chirurgii tkanek miękkich (810–980 nm) umożliwia ustawienie mocy wynoszącej 0–10 W wraz z modyfikacją długości impulsów i przerwy między nimi (Ton/Toff) [18]. W badaniach klinicznych dotyczących usuwania tkanek miękkich bardzo często jest wykorzystywana moc lasera poniżej 3 W.

Celem badania jest ustalenie, czy istnieje różnica we wzroście temperatury mierzonej za pomo-

cę czujnika pod wpływem działania lasera diodowego w trybie CW i PW z różnymi ustawieniami długości impulsu (Ton) i przerwy (Toff) oraz mocy lasera. Oceniano ponadto wzrost temperatury czujnika typu k w zależności od wartości Ton i Toff dla tej samej mocy lasera oraz gradient temperatury w trybie CW i PW dla jednakowej dawki energii wysłanej przez laser diodowy.

## Materiał i metody

Sonda temperatury typu k, TP-02 (Zhangzhou Weihua Electronic Co., Fujian, China) oraz rękojeść lasera diodowego (SmartM<sup>®</sup>, Lasotronix, Polska) zostały umieszczone nieruchomo w imadle tak, aby włókno lasera diodowego pozostawało w odległości 1 mm od wierzchołka czujnika temperatury (ryc. 1).

Pomiar temperatury podczas naświetlania sondy wykonano za pomocą skalibrowanego cyfrowego termometru TM-902C<sup>™</sup> (Zhangzhou Weihua Electronic Co., Fujian, China), którego błąd pomiarowy wynosi 0,5%. Doświadczenie przeprowadzono w temperaturze pokojowej 22,5°C (temperatura początkowa – T<sub>0</sub>). Gradient temperatury ( $\Delta T$ ) obliczono po odjęciu od temperatury końcowej T<sub>1</sub> wartości temperatury początkowej badania ( $\Delta T = T_1 - T_0$ ).

W badaniu wykorzystano laser diodowy o długości fali 980 nm i średnicy światłowodu wynoszącej 200  $\mu\text{m}$ , pracujący w trybie ciągłym (CW) i pulsacyjnym (PW) z różnymi ustawieniami długości impulsu (Ton) i czasu przerwy (Toff) między impulsami. Parametry pracy lasera ustawiono następująco:

- tryb CW (moc w W): 0,5; 1; 1,5; 2; 2,5; 3; 3,5; 4;
- tryb PW (W): 0,5 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 1 (Ton/Toff:

50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 1,5 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 2 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 2,5 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 3 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 3,5 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 4 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 4,5 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 5 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 5,5 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500), 6 (Ton/Toff: 50/50, 100/100, 200/200, 300/300, 400/400, 500/500).

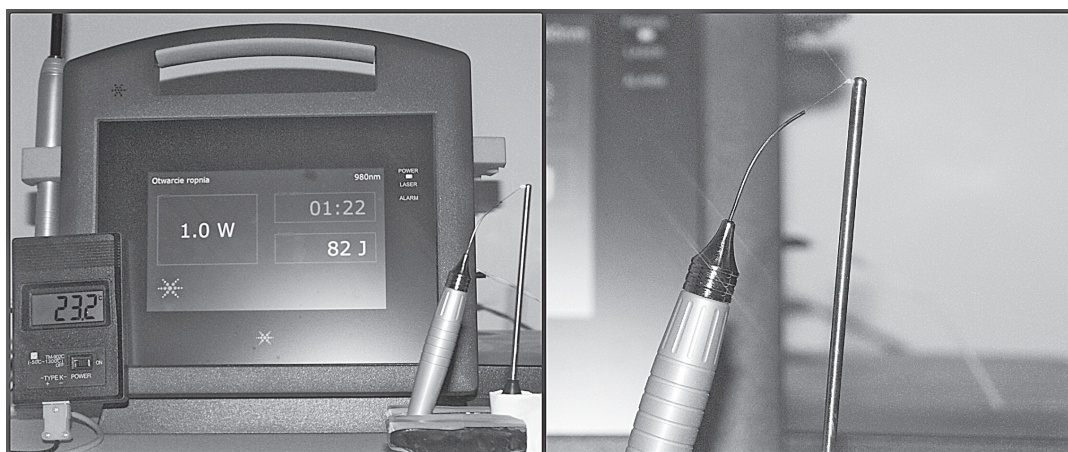
Pomiar temperatury wykonano w sposób ciągły 4 razy: po 10, 20, 30 i 60 s naświetlania.

Badanie statystyczne przeprowadzono na podstawie analizy wariancji ANOVA i testu *t* za pomocą programu STATISTICA<sup>™</sup> 10 (StatSoft<sup>®</sup>, Kraków, Poland). Wyniki, dla których  $p < 0,05$  uznano za istotne statystycznie.

## Wyniki

Analiza wyników badania wskazuje na istotny ( $p = 0,001$ ) wzrost temperatury wraz ze zwiększeniem mocy lasera dla pracy w trybie ciągłym (tabela 1). W badaniu gradientu temperatury zmierzonej przez sondę typu k w zależności od czasu naświetlania zaobserwowano natomiast brak wyraźnej różnicy jedynie między temperaturą zarejestrowaną po 10 i 20 s naświetlania sondy ( $p = 0,076$ ).

Przeprowadzone doświadczenie pozwoliło stwierdzić znaczny ( $p = 0,000$ ) przyrost temperatury wraz ze zwiększeniem mocy lasera dla pracy w trybie pulsacyjnym (tabela 2).



Ryc. 1. Sonda temperatury typu K, TP-02, oraz rękojeść lasera diodowego umieszczone nieruchomo w imadle

Fig. 1. The K-type thermocouple, TP-02, and the diode laser handle stationary placed in a vise

**Tabela 1.** Wzrost temperatury w zależności od ustawionej mocy lasera diodowego dla pracy w trybie ciągłym**Table 1.** The temperature increase in accordance with set power of the diode laser operating in continuous mode

Moc (W) Power (W)	Średnia $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) – CW Mean $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) – CW	SD
0,5	2,17	1,27
1	10,37	5,29
1,5	16,57	8,72
2	26,82	12,86
2,5	37	18,43
3	40,47	19,51
3,5	44,17	23,42
4	59,75	28,43

$^{\circ}C$  – stopnie Celsjusza,  $\Delta T$  – zmiana temperatury, CW – tryb ciągły, SD – odchylenie standardowe, W – wat.

$^{\circ}C$  – degrees Celsius,  $\Delta T$  – temperaturę change, CW – continuous wave, SD – standard deviation, W – watt.

**Tabela 2.** Wzrost temperatury w zależności od ustawionej mocy lasera diodowego dla pracy w trybie pulsacyjnym**Table 2.** The temperature increase in accordance with set power of the diode laser operating in pulsed mode

Moc (W) Power (W)	Średnia $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) – PW Mean $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) – PW	SD
0,5	1,37	0,60
1	5,47	2,74
1,5	7,72	3,35
2	10,48	5,06
2,5	18,35	8,79
3	21,01	10,66
3,5	26,79	13,66
4	34,59	17,42
4,5	43,29	20,62
5	48,38	23,71
5,5	46,85	22,92
6	55,07	28,85

$^{\circ}C$  – stopnie Celsjusza,  $\Delta T$  – zmiana temperatury, SD – odchylenie standardowe, PW – tryb pulsacyjny, W – wat.

$^{\circ}C$  – degrees Celsius,  $\Delta T$  – temperature change, PW – pulsed wave, SD – standard deviation, W – watt.

Wyniki badania dla ustawień mocy lasera diodowego wynoszącej 0,5–4 W wskazują na istotny ( $p = 0,005$ ) wzrost temperatury lasera pracującego w trybie ciągłym w porównaniu z trybem pulsacyjnym (ryc. 2).

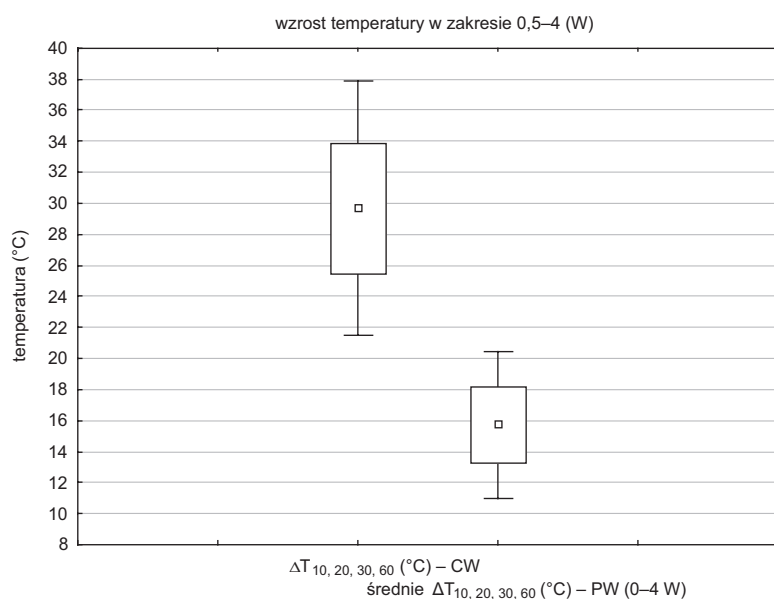
Podczas obserwacji przyrostu temperatury lasera diodowego pracującego w trybie pulsacyjnym nie odnotowano wyraźnej różnicy między różny-

**Tabela 3.** Wzrost temperatury w pomiarach sondy typu k w zależności od długości impulsu i przerwy (Ton/Toff) podczas pracy lasera diodowego**Table 3.** The temperature increase measured by k-type thermocouple in accordance with pulse length and duration (Ton/Toff) during diode laser operation

Ton/Toff ( $\mu s$ )	Średnia $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) PW (1 W)	SD	Średnia $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) PW (2 W)	SD	Średnia $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) PW (3 W)	SD	Średnia $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) PW (4 W)	SD	Średnia $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) PW (5 W)	SD	Średnia $\Delta T$ ( $^{\circ}C$ ) PW (6 W)	SD
50/50	4,65	2,76	8,97	5,34	19,17	9,64	27	14,65	46,67	21,35	44,25	26,54
100/100	5,52	2,81	10,72	6,02	18,12	9,23	32	16,37	49,37	23,33	55,15	27,69
200/200	6,55	2,75	9,90	4,31	22,70	11,49	36	17,15	51,75	21,61	56,25	30,20
300/300	6,42	3,07	10,47	4,70	22,85	11,02	39,05	18,17	52,50	28,92	64,50	32,88
400/400	4,55	2,40	11,17	5,29	21,32	11,25	40,30	19,38	43,75	23,47	53	28,23
500/500	5,12	2,65	11,65	4,74	21,90	11,39	33,17	19,17	46,25	23,68	57,25	28,46

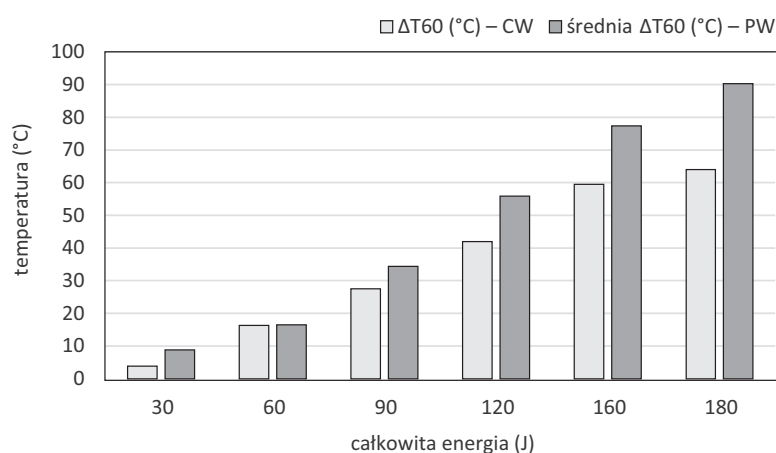
$^{\circ}C$  – stopnie Celsjusza,  $\Delta T$  – zmiana temperatury, CW – tryb ciągły, SD – odchylenie standardowe, PW – tryb pulsacyjny, Ton – czas trwania impulsu, Toff – czas trwania przerwy pomiędzy impulsami, W – wat.

$^{\circ}C$  – degrees Celsius,  $\Delta T$  – temperature change, CW – continuous wave, SD – standard deviation, PW – pulsed wave, Ton – modification of a pulse duration, Toff – modification of an interval duration, W – watt.



**Ryc. 2.** Zależność wzrostu wskazań czujnika temperatury podczas pracy lasera diodowego w zakresie mocy 0,5–4 W dla trybu PW i CW. °C – stopnie Celsjusza,  $\Delta T$  – zmiana temperatury, PW – tryb pulsacyjny, CW – tryb ciągły, W – wat.

**Fig. 2.** The dependence of the sensor temperature rise during operation of the diode laser in the power range of 0.5–4 for PW and CW mode. °C – degrees Celsius,  $\Delta T$  – temperature change, PW – pulsed wave, CW – continuous wave, W – watt.



**Ryc. 3.** Rezultaty wzrostu temperatury czujnika typu k podczas pracy lasera diodowego w trybie CW i PW po 60 s dla tych samych wartości wysłanej energii.

°C – stopnie Celsjusza,  $\Delta T$  – zmiana temperatury, CW – tryb ciągły, J – dżul, PW – tryb pulsacyjny, W – wat.

**Fig. 3.** The results of the temperature rise of k-type thermocouple during diode laser operation in CW and PW mode after 60 s for the same sent energy value.

°C – degrees Celsius,  $\Delta T$  – temperature change, CW – continuous wave, J – joule, PW – pulsed wave, W – watt.

mi ustawieniami czasu trwania impulsów i przerw dla wszystkich przedziałów ustawionej mocy (0,5–6 W) (tabela 3).

Podczas obserwacji wzrostu temperatury czujnika typu k nie stwierdzono istotnej różnicy ( $p = 0,498$ ) dla lasera diodowego pracującego w trybie CW i PW po 60 s dla tych samych wartości wysłanej energii (30, 60, 90, 120, 160, 180 J) (ryc. 3).

## Omówienie

Przeprowadzono kilka doświadczeń potwierdzających skuteczność stosowania laserów diodowych o mocy wynoszącej 1–3,5 W podczas zabiegów chirurgicznych w obrębie tkanek miękkich [1–3]. W naszej opinii nie zostały jeszcze jednak wykonane badania oceniające przyrost temperatury w trakcie pracy lasera diodowego w sposób ciągły i pulsacyjny z różnymi parametrami długości czasu impulsu i przerwy między impulsami. Nie ustalono także, czy istnieje różnica we wzroście temperatury

dla tej samej wartości energii wysłanej przez laser diodowy dla pracy w trybie ciągłym i pulsacyjnym.

Praca laserów o dużej mocy w tkankach jest nierozdzielnie związana z podwyższeniem temperatury, co z kolei powoduje wiele zmian w ich strukturze, takich jak denaturacja białek, odparowanie wody, koagulacja, a nawet topnienie [19, 20]. Pierwsze zmiany w strukturze tkanki miękkiej jamy ustnej zaczynają się w czasie podniesienia jej temperatury do 42°C ( $\Delta T = 5^\circ\text{C}$ ). Dochodzi wówczas do powstania zmian w obrębie błon komórkowych [21, 22]. Zgodnie z badaniami Zetzela et al. [23] denaturacja białek tkanki miękkiej rozpoczyna się powyżej granicy krytycznej, która wynosi 50°C ( $\Delta T = 13^\circ\text{C}$ ).

Parker [1] w zabiegach odsłonięcia implantów proponuje zastosowanie lasera diodowego o mocy 1–2 W w trybie CW. Zgodnie z wyliczeniami własnymi takie parametry powodują wzrost temperatury w ciągu 60 s w przedziale 16,3–42°C, co pozwala na zmianę struktury tkanki i tym samym umożliwia jej cięcie. Wyniki badań własnych po-

kazują, że po 60 s naświetlania czujnika za pomocą lasera diodowego wzrost temperatury był mniejszy od krytycznego gradientu  $\Delta T = 13^{\circ}\text{C}$  dla mocy 0,5 W (CW) i 0,5–1,5 W (PW). Takie wyniki nie pozwalają na zainicjowanie procesu cięcia tkanki miękkiej.

Zzell et al. [22] wykazują, że koagulacja konieczna do bezkrwawego cięcia laserem jest możliwa po podwyższeniu temperatury tkanki do około  $60^{\circ}\text{C}$  ( $\Delta T = 23^{\circ}\text{C}$ ), a efektywne cięcie i waporyzacja tkanki miękkiej zachodzą, gdy naświetlana tkanka osiąga temperaturę  $100^{\circ}\text{C}$  ( $\Delta T = 57^{\circ}\text{C}$ ). Zgodnie z wynikami badań własnych gradient temperatury wymagany do koagulacji i waporyzacji występuje po 60 s naświetlania czujnika temperatury laserem o mocy 1,5 W ( $\Delta T = 27,5^{\circ}\text{C}$ ) i 2,5 W ( $\Delta T = 59,5^{\circ}\text{C}$ ) w trybie CW oraz 2,5 ( $\Delta T = 29^{\circ}\text{C}$ ) i 4 W ( $\Delta T = 56^{\circ}\text{C}$ ) w trybie PW.

W badaniach Barota et al. [3] stwierdzono, że do zabiegu frenektomii języka za pomocą lasera diodowego o długości fali 810 nm optymalna moc wynosi 2 W dla pracy w trybie CW. Zgodnie z wynikami doświadczenia własnego ustawienie mocy 2 W w trybie CW pozwala na osiągnięcie opty-

malnej temperatury umożliwiającej cięcie tkanki miękkiej.

W badaniach własnych wykazano istotny wzrost temperatury czujnika wraz ze zwiększeniem ustawionej mocy lasera diodowego w trybie CW i PW. Otrzymane wyniki są zgodne z obserwacjami Ab-Rahmana i Hassana [24, 25]. Mimo braku istotnej różnicy wzrostu temperatury czujnika po 60 s naświetlania wykazano jednak dla tej samej wartości energii wysłanej przez laser diodowy pracujący w trybie pulsacyjnym większy przyrost temperatury w porównaniu z pracą lasera w trybie ciągłym. Obserwacje te pokazują, że wysłanie 180 J energii przez laser diodowy pracujący w trybie PW w czasie 60 s powoduje o  $26^{\circ}\text{C}$  większy wzrost temperatury w porównaniu z trybem CW. Może to oznaczać, że aby uzyskać podobne efekty termiczne w tkance miękkiej, dawka sumaryczna wysłanej energii dla pracy lasera w trybie PW powinna być mniejsza o 30% w porównaniu z pracą w trybie CW.

Ze względu na ograniczenia badania laboratoryjne dalsze doświadczenia powinny być prowadzone na tkankach miękkich *ex vivo* i *in vivo*.

## Piśmiennictwo

- [1] PARKER S.: Surgical laser use in implantology and endodontics. Br. Dent. J. 2007, 202, 377–386.
- [2] AZMA E., SAFAVI N.: Diode laser application in soft tissue oral surgery. Laser Med. Sci. 2013, 4, 206–211.
- [3] BAROT V.J., VISHNOI S.L., CHANDRAN S., BAKUTRA G.V.: Laser: The torch of freedom for ankyloglossia. Indian J. Plast. Surg. 2014, 47, 418–422.
- [4] BERLIEN H.P., MÜLLER G.J., BREUER H., KRASNER N., OKUNATA T., SLINEY D.: Applied laser medicine. Springer Science & Business Media, Berlin 2003, 61–62.
- [5] SHEEHY E.C., BRAILSFORD S.R., KIDD E.A., BEIGHTON D., ZOITPOULOS L.: Comparison between visual examination and a laser fluorescence system for *in vivo* diagnosis of occlusal caries. Caries Res. 2001, 35, 421–426.
- [6] BJORDAL J.M., BENSADOUN R.J., TUNER J., FRIGO L., GJERDE K., LOPES-MARTINS R.A.: A systematic review with meta-analysis of the effect of low-level laser therapy (LLLT) in cancer therapy – induced oral mucositis. Support. Care Cancer 2011, 19, 1069–1077.
- [7] TAKASAKI A.A., AOKI A., MIZUTANI K., SCHWARZ F., SCULEAN A., WANG C.Y., KOSHY G., ROMANOS G., ISHIKAWA I., IZUMI Y.: Application of antimicrobial photodynamic therapy in periodontal and peri-implant diseases. Periodontol. 2000. 2009, 51, 109–140.
- [8] STUBINGER S., SALDAMLI B., JURGENS P., GHAZAL G., ZEILHOFER H.F.: Soft tissue surgery with the diode laser-theoretical and clinical aspects. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 2006, 116, 812–820.
- [9] ZAJĄC A., POLAKOWSKI H., PIATKOWSKI T., KASTEK M.: Measurements of tissue temperatures during semiconductor laser welding process. Symposium on Photonics and Optoelectronics SOPO, Shanghai 2012, 1–4.
- [10] MATYS J., BOTZENHART U., GEDRANGE T., DOMINIAK M.: Thermodynamic effects after Diode and Er:YAG laser irradiation of grade IV and V titanium implants placed in bone – an *ex vivo* study. Preliminary report. Biomed. Engin. Biomed. Technik, 2016.
- [11] POZZA D.H., FREGAPANI P.W., WEBER J.B., DE OLIVEIRA M.G., DE OLIVEIRA M.A., RIBEIRO NETO N., DE MACEDO SOBRINHO J.B.: Analgesic action of laser therapy (LLLT) in an animal model. Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal. 2008, 13, 648–652.
- [12] WILLIAMS J.A., PEARSON G.J., COLLES M.J.: Antibacterial action of photoactivated disinfection [PAD] used on endodontic bacteria in planktonic suspension and in artificial and human root canals. J. Dent. 2006, 34, 363–371.
- [13] FREITAS P., SIMOES A.: Lasers in dentistry: guide for clinical practice. Wiley-Blackwell, Oxford 2015, 93–94.
- [14] ROMANOS G., NENTWIG G.H.: Diode laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: Clinical observations based on clinical applications. J. Clin. Laser Med. Surg. 1999, 17, 193–197.
- [15] ERIKSSON A.R., ALBREKTSSON T.: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. J. Prosthet. Dent. 1983, 50, 101–107.
- [16] ERIKSSON A.R., ALBREKTSSON T., MAGNUSSON B.: Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. Scand. J. Plast. Recons. 1984, 18, 261–268.

- [17] AZEVEDO L.H., GALLETTA V.C., EDUARDO CDE P., MIGLIARI D.A.: Venous lake of the lips treated using photocoagulation with high-intensity diode laser. *Photomed. Laser Surg.* 2010, 28, 263–265.
- [18] MARTELLI F.S., DE LEO A., ZINNO S.: Laser in odontostomatologia – applicazioni cliniche. Masson SpA., Milan 2000, 59–72 [in Italian].
- [19] ANA P.A., BACHMANN L., ZEZZEL D.M.: Lasers effects on enamel for caries prevention. *Laser Phys.* 2006, 16, 865–875.
- [20] BACHMANN L., CRAIEVICH A.F., ZEZZEL D.M.: Crystalline structure of dental enamel after Ho:YLF laser irradiation. *Arch. Oral Biol.* 2004, 49, 923–929.
- [21] NIEMZ M.H., MARKOLF H.: Laser-tissue interactions – fundamentals and applications. Springer Science & Business Media, Berlin 2007, 77–78.
- [22] ZEZZEL D.M., ANA P.A., PEREIRA T.M., CORREA P.R., WALTER F.: Heat generation and transfer on biological tissues due to high-intensity laser irradiation. [In:] *Developments in Heat Transfer*. Ed.: Bernardes M.A.S, In Tech, Rijeka 2011, 227–246.
- [23] ZEZZEL D.M., RIBEIRO M.S.: Interação da Luz com tecidos biológicos – aplicações. Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia IPEN-FOUSP. Sao Paulo 2007.
- [24] AB-RAHMAN M.S., HASSAN M.R.: Theory of cutoff temperature of operation of uncooled semiconductor laser diode. *Eur. Phys. J. Appl. Phys.* 2002, 50, 20301–20306.
- [25] AB-RAHMAN M.S., HASSAN M.R.: Temperature-pattern dependence of initial carrier density of high-speed digitally modulated uncooled semiconductor laser diodes: Theoretical analysis. Conference, Electrical Engineering and Informatics. Selangor, 2009, 468–471.

### Adres do korespondencji:

Jacek Matys  
ul. Lipowa 18  
67-400 Wschowa  
Polska  
e-mail: jacek.matys@wp.pl

Konflikt interesów: Nie występuje

Praca wpłynęła do Redakcji: 8.03.2016 r.

Po recenzji: 26.03.2016 r.

Zaakceptowano do druku: 10.04.2016 r.

Received: 8.03.2016

Revised: 26.03.2016

Accepted: 10.04.2016