

# TERMOWIZYJNA OCENA ZMIAN TEMPERATURY W TKANCIE PODCZAS TERMOTERAPII LASEROWEJ IN VITRO

## THERMOVISION EXAMINATION OF THE TISSUE TEMPERATURE CHANGES DURING THERMAL LASER THERAPY IN VITRO

Iwona Hołowacz\*, Magdalena Jałowko

Instytut Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej, Politechnika Wroclawska, Wydział  
Podstawowych Problemów Techniki, 50-370 Wrocław, Wybrzeże Wyspiańskiego 27

\* e-mail: iwona.holowacz@pwr.wroc.pl

### STRESZCZENIE

Celem pracy była analiza zmian rozkładu temperatury podczas zabiegów termoterapii laserowej. Badania przeprowadzono na powierzchni tkanek zwierzęcych (piersi i wątroba indyka). W termoterapii użyto aplikatory światłowodowe typu „bar fibre”. Badano rozkład temperatury w tkance w zależności od mocy zastosowanego promieniowania laserowego dla różnych czasów oddziaływania promieniowania na tkanki. Tkanekę wątroby poddano zabiegom trwającym 1 minutę. Tkanekę mięśniową natomiast poddano działaniu promieniowania laserowego przez 1, 2 lub 3 minuty. W zabiegach 2 i 3 minutowych zastosowano moce promieniowania 500 mW, 1 W, 2 W oraz 3 W. Natomiast w zabiegach 1 minutowych zastosowano moce: 500 mW, 1 W, 2 W, 3 W oraz 4 W. Z zarejestrowanych zdjęć termowizyjnych odczytano temperaturę maksymalną ( $T_{max}$ ) w miejscu, które zostało poddane działaniu promieniowania laserowego. Ze zdjęć odczytano również średnicę stref temperaturowych ( $\varphi$ ) powstałych w miejscach poddanych zabiegom. Zauważono wzrost  $T_{max}$  w trakcie trwania zabiegu oraz po zastosowaniu promieniowania o większej mocy.

### ABSTRACT

The aim of this study was to determine the temperature distribution changes during the laser thermotherapy. The study was performed *in vitro* on the surface of animal tissues (turkey liver and breast), using fiber optic applicators. The temperature distribution tissue, depending on the power of the laser, was examined. The temperature distribution after 1 minute of liver irradiation and 1, 2 or 3 minutes of muscle tissue irradiation was examined. Output powers were 500 mW, 1 W, 2 W and 3 W or 4 W. The maximal temperature ( $T_{max}$ ) in areas treated by laser, were determined. The diameter of the temperature zones ( $\varphi$ ) resulting from laser radiation, was estimated as well. It was shown that the  $T_{max}$  depends on the laser power and the time of radiation.

Słowa kluczowe: termowizja, terapia laserowa

Keywords: thermovision, laser thermotherapy

## 1. Wstęp

Kamera termowizyjna jest urządzeniem służącym do detekcji, rejestracji, przetwarzania i wizualizacji promieniowania podczerwonego (daleka podczerwień) emitowanego przez badany obiekt. Poprzez wizualizację rozkładu promieniowania podczerwonego, uzyskujemy informację o rozkładzie temperatury na powierzchni tego obiektu. Technika termowizyjna ze względu na swą nieinwazyjność oraz bezkontaktowość znalazła zastosowanie w diagnostyce medycznej i monitorowaniu postępów terapii [1]. Termografia jest często badaniem uzupełniającym stosowane rutynowo metody diagnostyczne, ponieważ tkanki zmienione chorobowo wykazują inną temperaturę niż tkanki zdrowe.

Gromadzenie się ciepła w tkankach spowodowane jest wyłącznie przez światło zaabsorbowane. Ciepło zgromadzone  $S(r, z, t)$  wewnątrz naświetlanej tkanki można wyrazić jako iloczyn współczynnika absorpcji  $\mu_a$  naświetlanej tkanki oraz natężenia światła  $I(r, z, t)$ , co wyraża wzór:

$$S(r, z, t) = \mu_a \cdot I(r, z, t) \quad (1)$$

gdzie:  $S(r, z, t)$  – lokalne gromadzenie się ciepła,  $\mu_a$  – współczynnik absorpcji naświetlanej tkanki,  $I(r, z, t)$  – lokalne natężenie światła.

Akumulacja ciepła  $S(r, z, t)$  zależy od długości fali promieniowania  $\lambda$ , ponieważ współczynnik absorpcji  $\mu_a$  jest zależny od  $\lambda$  [2].

Zmiana energii cieplnej wewnątrz tkanki o wielkość  $dQ$  powoduje liniową zmianę temperatury o  $dT$ , jeżeli w tkance nie zachodzi przemiana fazowa (parowanie lub topienie się tkanki) lub zmiana struktury tkanki (w wyniku koagulacji czy karbonizacji). Można to wyrazić za pomocą wzoru:

$$dQ = m \cdot c \cdot dT \quad (2)$$

gdzie:  $m$  – masa tkanki,  $c$  – ciepło właściwe (jego dobrym przybliżeniem jest zależność podana przez Takatę i jego współpracowników  $c = \left(1,55 + 2,8 \frac{\rho_w}{\rho}\right) \left[\frac{kJ}{kg \cdot K}\right]$ , gdzie  $\rho$  to masa właściwa badanej tkanki [ $kg/m^3$ ], natomiast  $\rho_w$  to masa właściwa wody [3].

Przewodzenie jest głównym mechanizmem odpowiadającym za transport ciepła do naświetlanych tkanek. Przewodnictwo cieplne można określić jako przenoszenie energii, wywołane różnicą temperatur pomiędzy sąsiadującymi tkankami. Strumień ciepła  $j_Q$  jest proporcjonalny do gradientu temperatury  $\nabla T$ . Można go określić równaniem dyfuzyjnym za pomocą wzoru [4]:

$$j_Q = -k \cdot \nabla T \quad (3)$$

gdzie:  $k$  – współczynnik przewodnictwa cieplnego wg Takaty  $k = \left(0,06 + 0,57 \frac{\rho_w}{\rho}\right) \left[\frac{W}{m \cdot K}\right]$  [3].

Wielkością opisującą przestrzenny zakres przenoszenia ciepła jest głębokość penetracji termicznej  $z_{term}$ . Jest to wielkość zależna od czasu opisująca odległość, dla której temperatura zmniejsza się do wartości  $1/e$  wartości maksymalnej. Można ją zdefiniować za pomocą wzoru [2]:

$$z_{term}(t) = \sqrt{4 \cdot \kappa \cdot t} \quad (4)$$

gdzie:  $\kappa$  – stała termiczna dyfuzji,  $t$  – czas,

W celu zminimalizowania zasięgu strefy uszkodzenia zdrowej tkanki podczas termicznego zniszczenia tkanki ważny jest dobór odpowiedniego czasu ekspozycji. Parametrem wpływającym na czas naświetlania jest czas relaksacji termicznej  $\tau_{term}$ . Można go wyznaczyć poprzez porównanie stałej termicznej dyfuzji  $\kappa$  oraz głębokości penetracji optycznej  $\delta$ , co prezentuje wzór [2]:

$$\delta = \sqrt{4 \cdot \kappa \cdot \tau_{term}} \quad (5)$$

Czas relaksacji termicznej w sensie fizycznym traktować można, jako podatność termiczną tkanki. Przyjmuje się, że dla  $\tau < \tau_{\text{term}}$  ciepło nie dyfunduje na głębokość penetracji optycznej. W takim przypadku zniszczenie tkanki jest minimalne. Natomiast dla  $\tau > \tau_{\text{term}}$  zniszczenie tkanki otaczającej obszar naświetlania jest duże, gdyż ciepło może dyfundować na wielokrotność odległości penetracji optycznej. Parametr ten zależy od długości fali padającego promieniowania [5].

Interstycjalna termoterapia laserowa (ang. *Laser-induced Thermotherapy*, LITT) jest to minimalnie inwazyjny zabieg niszczenia wewnątrznarządowych zmian patologicznych. Niszczenie zmian zachodzi poprzez dostarczenie energii promieniowania laserowego do wnętrza organizmu za pomocą włókna światłowodowego, które zwykle jest wyposażone w specjalny aplikator. Zabieg ten jest stosowany zwłaszcza w przypadku trudnodostępnych zmian chorobowych lub też zmian chorobowych z różnych przyczyn nieoperowalnych [6].

W zabiegach interstycjalnej termoterapii laserowej objętość skoagulowanej tkanki oraz rozkład temperatury zależą od wielu czynników. Są to między innymi optyczne i termiczne właściwości tkanki, parametry promieniowania czy rodzaj zastosowanego aplikatora. Głębokość przenikania promieniowania zależy m.in. od długości fali wiązki laserowej. Do zabiegu LITT stosuje się promieniowanie w zakresie bliskiej podczerwieni, ze względu na słabą absorpcję tkanek biologicznych w zakresie długości fal 600–1100 nm. W tkance głębokość przenikania promieniowania bliskiej podczerwieni wynosi 1–2 cm. Jednakże w wyniku przewodzenia ciepła w tkance pojawiają się duże strefy koagulacji. W interstycjalnej termoterapii laserowej stosuje się laser Nd:YAG (1064 nm) oraz lasery półprzewodnikowe (800–980 nm) [7].

W badaniach tu opisanych zastosowano fotokoagulator laserowy LS FL 1000/08 firmy Laser Secura, emitujący promieniowanie o długości fali  $\lambda = 810$  nm.

## 2. Materiał i metody

Zabieg termoterapii laserowej przeprowadzono *in vitro* na dwóch różnych rodzajach tkanek. Tkanki wykorzystane w doświadczeniu to tkanka wątroby indyka oraz tkanka mięśniowa (piers indyca). Fragment tkanki położono na podstawce, nad którą w specjalnym uchwycie umieszczono aplikator od lasera. Kamerę termowizyjną zamontowano na statywie i ustawiono w taki sposób, aby możliwe było wykonywanie zdjęć podczas zabiegu. Wygląd stanowiska, na którym wykonywano badania pokazano na rysunku 1.



Rys. 1. Stanowisko pomiarowe

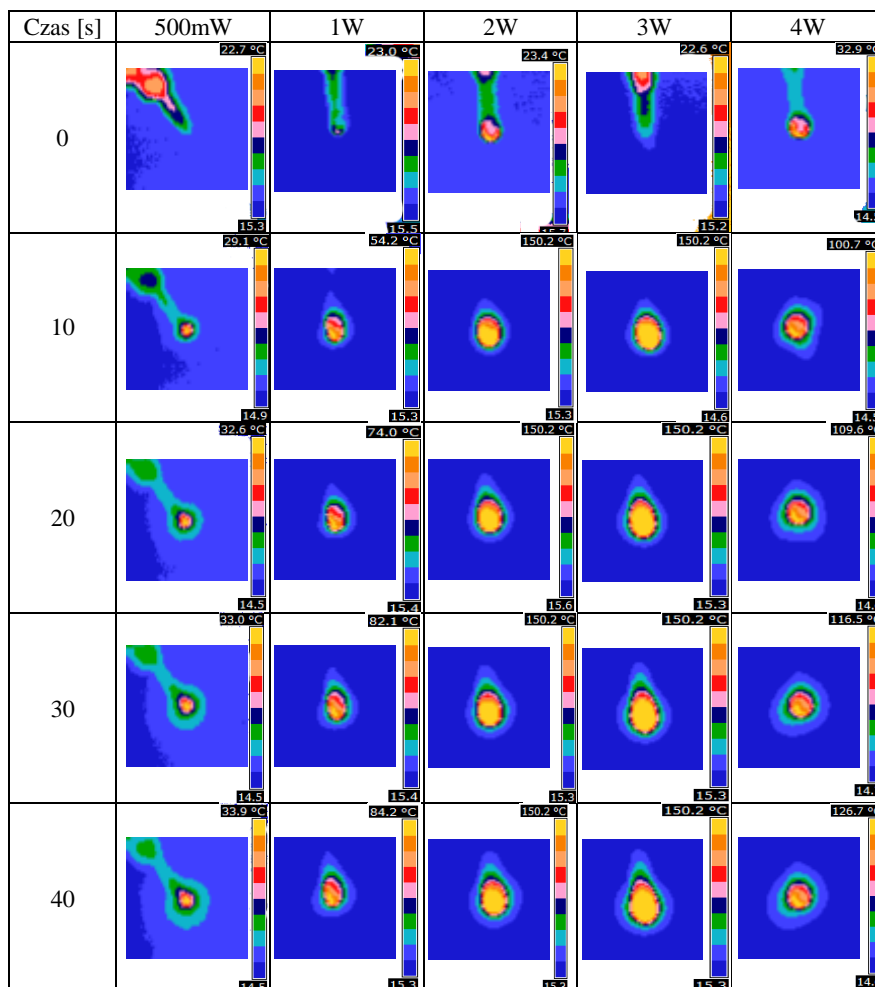
Tkanki przed zabiegiem były przetrzymywane w lodówce, w związku z czym były ochłodzone. Tkanka wątroby została ochłodzona do temperatury 19 °C, natomiast tkanka mięśniowa do temperatury 16 °C. W badaniach zastosowano różne moce promieniowania laserowego oraz różne czasy zabiegu. Analizowano rozkład temperatury podczas zabiegu przy mocach: 500 mW, 1 W, 2 W, 3 W oraz 4 W. Tkanekę wątroby naświetlano przez 1 minutę, a w przypadku tkanki mięśniowej zastosowano czasy zabiegów: 1, 2 oraz 3 minuty.

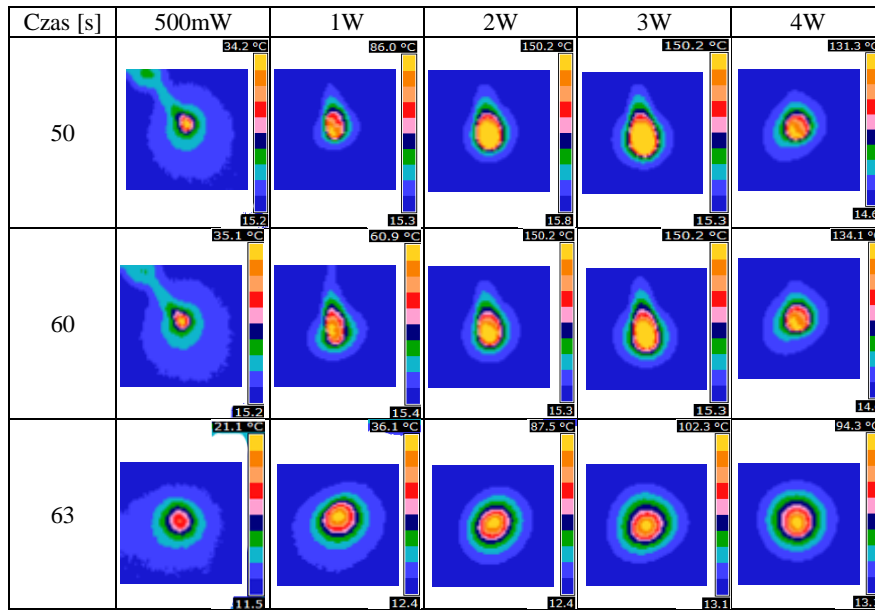
Zdjęcia termowizyjne były rejestrowane za pomocą kamery termowizyjnej FLIR T335. Uzyskane termogramy poddano analizie w programie do obróbki zdjęć termowizyjnych FlirQuick Report 1.2 SP2. Program ten umożliwia zmianę skali temperatur widocznej na zdjęciu. Możliwa jest również zmiana palety barw na zdjęciu. Rejestrowano obrazy w paletcie IronHi, charakteryzującej się ciągłą zmianą barw. Do analizy małych różnic w rozkładzie temperaturowym bardziej odpowiednia jest paleta Medical, która przypisuje określoną barwę danemu zakresowi temperatur. Tę paletę wykorzystano do analizy uzyskanych zdjęć termowizyjnych. Przy zabiegach trwających 1 minutę, zdjęcia wykonywane były co 10 sekund, natomiast przy zabiegach trwających 2 oraz 3 minuty termogramy rejestrowano w odstępach 20 sekundowych. Zarejestrowano również termogramy po 3 sekundach po zakończeniu zabiegu.

### 3. Wyniki badań

Z otrzymanych zdjęć termowizyjnych odczytano temperaturę maksymalną ( $T_{max}$ ) w miejscu, które zostało poddane promieniowaniu lasera. Ze termogramów odczytano także średnicę stref ( $\varphi$ ) o zmienionej temperaturze, powstałych w miejscach poddanych zabiegom. Zauważono wzrost  $T_{max}$  w trakcie trwania zabiegu oraz wzrost temperatury maksymalnej przy większych zastosowanych mocach. W czasie trwania zabiegu średnica stref objętych wzrostem temperatury powiększała się. Zauważono również wzrost średnicy strefy podwyższonej temperatury w zależności od zastosowanej mocy. Największe średnice mają strefy przy największej zastosowanej mocy (4 W). W tabeli 1 pokazano przykładowe termogramy zarejestrowane podczas badań na tkance mięśniowej.

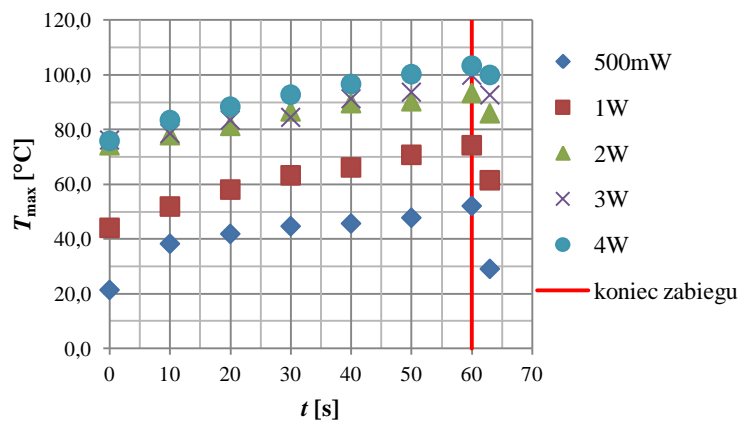
Tabela 1. Przykładowe termogramy – obrazy stref o podwyższonej temperaturze w przypadku tkanki mięśniowej poddanej zabiegom laserowym trwającym 1 minutę



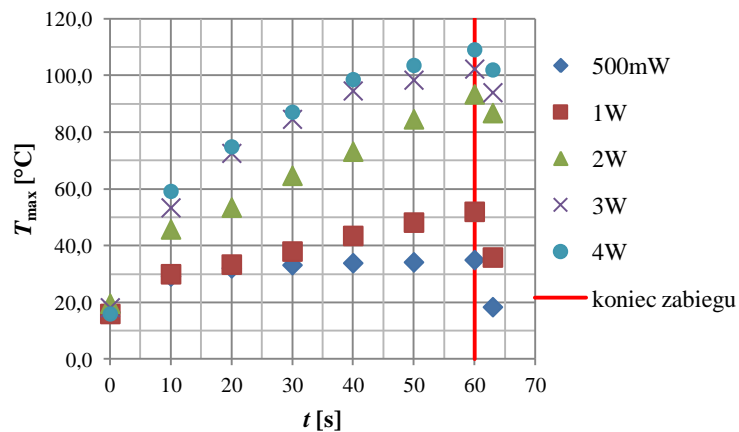


### 3.1 Analiza rozkładu temperatury

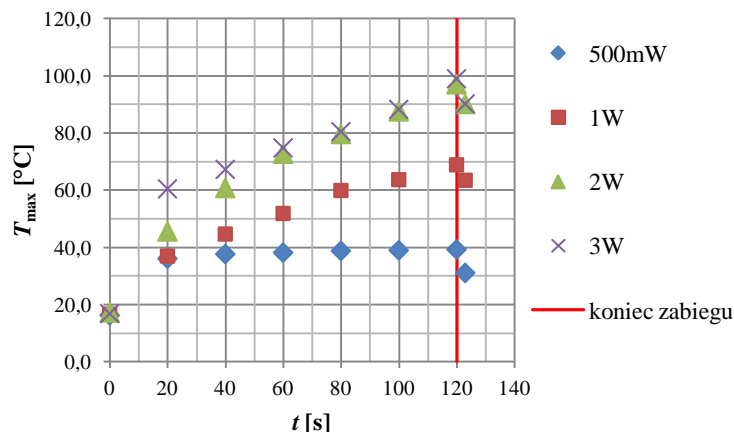
Na podstawie uzyskanych wartości temperatury maksymalnej ( $T_{max}$ ) wykonano wykresy zależności  $T_{max}$  od czasu ( $t$ ) dla każdej z badanych tkanek (p. rys. 2–5).



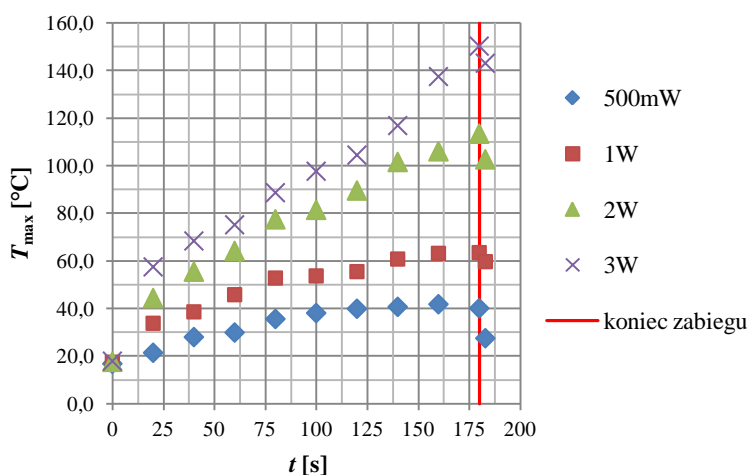
Rys. 2. Wykres zależności temperatury maksymalnej ( $T_{max}$ ) w funkcji czasu ( $t$ ) dla tkanki wątrobowej przy czasie trwania zabiegu 1 minutę



Rys. 3. Wykres zależności temperatury maksymalnej ( $T_{max}$ ) w funkcji czasu ( $t$ ) dla tkanki mięśniowej przy czasie trwania zabiegu 1 minutę



Rys. 4. Wykres zależności temperatury maksymalnej ( $T_{\max}$ ) w funkcji czasu ( $t$ ) dla tkanki mięśniowej przy czasie trwania zabiegu 2 minut



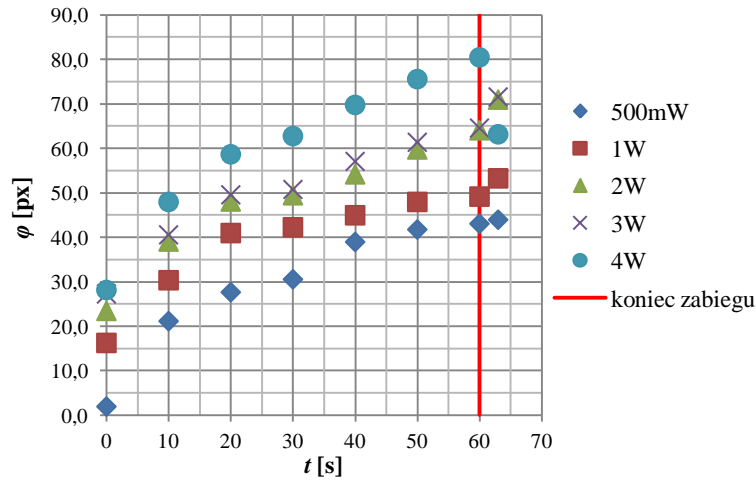
Rys. 5. Wykres zależności temperatury maksymalnej ( $T_{\max}$ ) w funkcji czasu ( $t$ ) dla tkanki mięśniowej przy czasie trwania zabiegu 3 minut

Jak widać na przedstawionych wykresach (p. rys. 2–5) temperatura maksymalna zaobserwowana podczas zabiegów termoterapii laserowej rośnie w miarę czasu trwania zabiegu. Natomiast po zakończeniu zabiegu zaobserwowano spadek temperatury. Zauważono również, że dla wyższych wartości mocy, zarejestrowano wyższe wartości temperatury maksymalnej niż w przypadku mocy niższych.

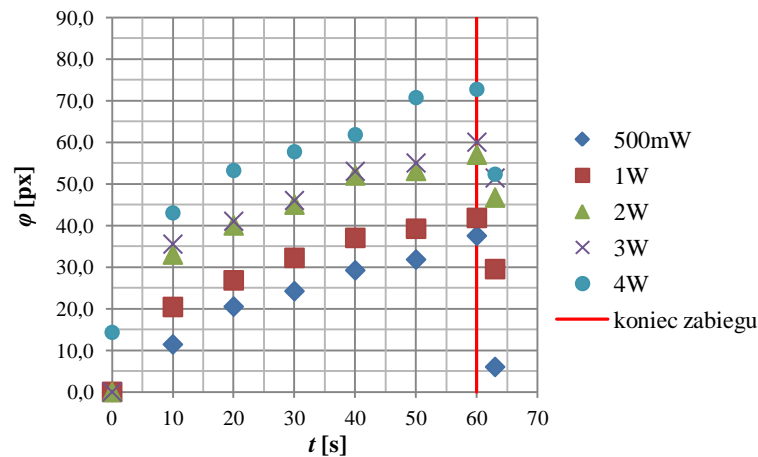
Na wykresie dotyczącym tkanki wątrobowej (p. rys. 2) widać, iż temperatura maksymalna rośnie w czasie trwania zabiegu, w podobnym tempie dla każdej z wybranych mocy promieniowania. Natomiast w przypadku tkanki mięśniowej dla mocy 500 mW i 1 W wzrost  $T_{\max}$  jest wolniejszy niż dla większych mocy promieniowania (2 W, 3 W oraz 4 W). Może to być spowodowane faktem, że tkanka wątroby jest bardziej ukrwiona niż tkanka mięśniowa, przez co szybciej się nagrzewa. Tkanka mięśniowa jako bardziej zbita, przy niższych mocach wykazywała wolniejsze zmiany temperatury niż przy wyższych mocach. Aby zaszła koagulacja tkanki mięśniowej, potrzebne są większe moce promieniowania. Widoczne było to również po rozmiarach stref koagulacyjnych zaobserwowanych po zakończeniu badania. W przypadku tkanki mięśniowej, dla mniejszych wartości mocy, strefy koagulacyjne były bardzo małe (dla mocy 500 mW praktycznie nie zaobserwowano koagulacji). Podczas gdy dla większych mocy zauważono znaczne rozmiary stref koagulacyjnych. W przypadku tkanki wątroby zaobserwowano strefy koagulacyjne dla wszystkich zastosowanych mocy promieniowania (nawet dla niższych 500 mW).

### 3.2 Analiza rozmiaru strefy objętej zmianą temperatury

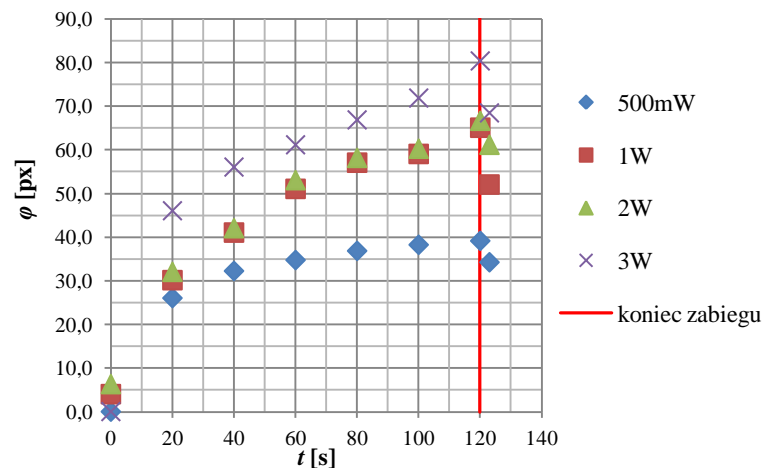
Na podstawie uzyskanych wartości rozmiaru strefy objętej działaniem promieniowania ( $\varphi$ ) wykonano wykresy zależności  $\varphi$  od czasu ( $t$ ) dla każdej z badanych tkanek (p. rys. 6–9).



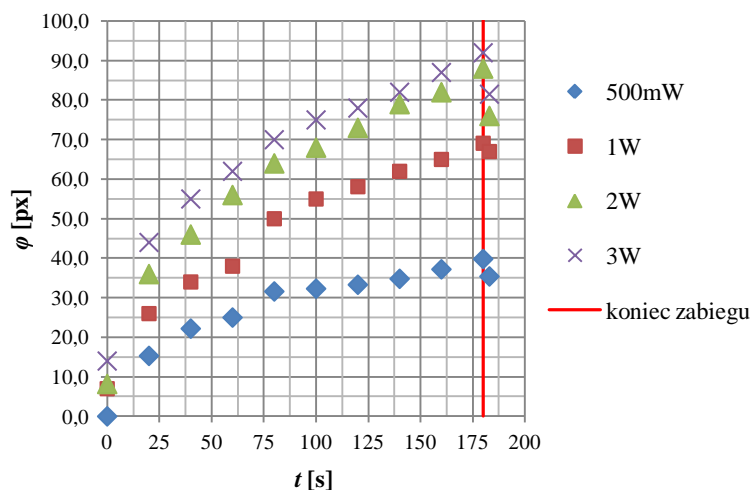
Rys. 6. Wykres zależności średnicy ( $\varphi$ ) strefy objętej działaniem promieniowania laserowego w zależności od czasu ( $t$ ) dla tkanki wątroby poddanej zabiegowi LITT w czasie 1 minuty



Rys. 7. Wykres zależności średnicy ( $\varphi$ ) strefy objętej działaniem promieniowania laserowego w zależności od czasu ( $t$ ) dla tkanki mięśniowej poddanej zabiegowi LITT w czasie 1 minuty



Rys. 8. Wykres zależności średnicy ( $\varphi$ ) strefy objętej działaniem promieniowania laserowego w zależności od czasu ( $t$ ) dla tkanki mięśniowej poddanej zabiegowi LITT w czasie 2 minut



Rys. 9. Wykres zależności średnicy ( $\phi$ ) strefy objętej działaniem promieniowania laserowego w zależności od czasu ( $t$ ) dla tkanki mięśniowej poddanej zabiegowi LITT w czasie 3 minut

Analizując wykresy zależności średnicy  $\phi$  w zależności od czasu zabiegu ( $t$ ) można zauważyć, że średnice  $\phi$  stref objętych zmianą temperatury zwiększają się w trakcie trwania zabiegu. Taką zależność można zauważyć dla obu badanych tkanek. Można również zauważyć, że im wyższa zastosowana moc promieniowania, tym większe rozmiary strefy objętej zmianą temperatury.

W przypadku tkanki wątrobowej zauważono, że po zakończeniu zabiegu średnica strefy o podwyższonej temperaturze jest większa niż w ostatniej sekundzie trwania zabiegu. Z kolei w tkance mięśniowej nie obserwujemy takiej zależności. Średnica po zakończeniu zabiegu jest mniejsza niż podczas ostatniej sekundy trwania zabiegu. Może to świadczyć o tym, że w tkance miękkiej przez jakiś czas po zakończeniu zabiegu ciepło jest wciąż przewodzone, przez co strefa o podwyższonej temperaturze zwiększa swój rozmiar po zakończeniu zabiegu. Natomiast tkanka mięśniowa szybciej oddaje ciepło otoczeniu, przez co strefa o podwyższonej temperaturze zmniejsza się po zakończeniu zabiegu.

#### 4. Podsumowanie

Kamera termowizyjna jest przydatnym narzędziem w analizie przebiegu zabiegów termoterapii laserowej. Umożliwia rejestrację i analizę zdjęć termowizyjnych rozkładu temperatury na powierzchni tkanki poddawanej zabiegowi. Zauważono zależność wartości temperatury maksymalnej na powierzchni tkanki od mocy zastosowanego promieniowania. Im wyższa moc, tym wyższe wartości temperatury maksymalnej na powierzchni tkanki. Rozmiar średnicy obszaru objętego zmianą temperatury zmieniał się w zależności od zastosowanej mocy lasera. Zauważono tu podobną zależność. Im wyższa moc, tym większa średnica zmienionego temperaturowo obszaru. Przy analizowaniu rozmiarów stref poddanych działaniu temperatury należy jednakże zwrócić szczególną uwagę na zakres skali temperatur na analizowanym zdjęciu termowizyjnym. Należy poddawać analizie te zdjęcia, które mają takie same zakresy skali. W innym przypadku może to wprowadzić duże błędy pomiarowe.

Zauważano, że tkanka wątroby jako dobrze ukrwiona, lepiej przewodzi promieniowanie cieplne, przez co nawet dla małych wartości mocy, zaobserwować można duże wartości  $T_{\max}$  oraz duży rozmiar strefy objętej zmianą temperatury. Natomiast tkanka mięśniowa, mniej ukrwiona, wykazuje zmiany pod wpływem promieniowania laserowego dopiero dla większych wartości mocy. Dla małych mocy zmiany te są niewielkie. Zwrócono również uwagę na wpływ czasu trwania zabiegu na temperaturę maksymalną oraz średnicę  $\phi$  strefy objętej zmianą temperatury. Zauważono, że im dłuższy czas trwania zabiegu, tym wyższa  $T_{\max}$  oraz większe rozmiary średnicy  $\phi$ . Przy większych mocach promieniowania dla tkanki mięśniowej obserwowano większe strefy tkanki skarbonizowanej, co jest efektem niepożądanym.



## LITERATURA

- [1] H. Podbielska, A. Skrzek, (red.): *Zastosowanie niskich temperatur w biomedycynie*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012.
- [2] H. Podbielska: *Metody w fizyce środowiska*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1996.
- [3] A.N. Takata, L. Zaneveld, W. Richter: *Laser-induced thermal damage in skin*, Aerospace Medicine, Rep. SAM-TR-77-38, 1990.
- [4] H. Podbielska, A. Sieroń, W. Stręk, (red.): *Diagnostyka i terapia fotodynamiczna*, Urban & Partner, Wrocław 2004.
- [5] H. Podbielska, (red.): *Optyka Biomedyczna – Wybrane zagadnienia*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2011, s. 179–214.
- [6] C.M. Philip, H-P. Berlien: *Laser-Induced Thermotherapy (LITT), Basics*, Applied Laser Medicine, Chapter II-5, 2003, s. 235–249.
- [7] I. Hołowacz: *Konstruowanie światłowodowych aplikatorów żol-żelowych do interstycjalnej termoterapii laserowej i badanie ich właściwości*, Rozprawa doktorska, Politechnika Wroclawska, Wrocław 2006.

otrzymano / submitted: 26.04.2013r.  
wersja poprawiona / revised version: 28.05.2013r.  
zaakceptowano / accepted: 30.06.2013r.