

## 内視鏡下レーザー治療のための温度推定法に関する基礎検証

### Basic verification for temperature estimation of endoscopic laser surgery

○関健史\*, 高橋朗人\*, 岡潔\*\*, 長縄明大\*

○ Takeshi Seki\*, Akito Takahashi\*, Kiyoshi Oka\*\*, Akihiro Naganawa\*

\*秋田大学, \*\*株式会社 OK ファイバーテクノロジー

\*Akita University, \*\*OK Fiber Technology Co., Ltd.

キーワード : レーザー治療 (Laser treatment), 温度推定 (Temperature estimation)

連絡先 : 〒 010-8502 秋田県秋田市手形学園町 1-1 秋田大学大学院 理工学研究科  
システムデザイン工学専攻 機械工学コース

関健史, Tel.: (018)889-2729, Fax.: (018)889-2729, E-mail: [seki@gipc.akita-u.ac.jp](mailto:seki@gipc.akita-u.ac.jp)

#### 1. はじめに

手術における患者への負担をできる限り少なくすることを目的とした低侵襲治療は、患者の QOL (Quality Of Life : 生活の質) 向上などの利点から一般的な治療として広まってきている。内視鏡, ファイバ스코ープ, カテーテルなどの器具を使用した治療が低侵襲治療主流であるが, これらの器具から直接医師が得られる生体情報は乏しく, 医師の経験や直感で処置や診断の判断, 決定されているのが現状である。具体例として, 羊水中の胎盤上の血管にレーザー照射して止血する胎児外科治療のある処置では, (a) 血流計測, (b) 距離計測, (c) 形状計測, (d) レーザー出力制御, (e) 温度計測が処置に必要な情報だと考えられるが, 実際には医師の経験や直感で判断, 決定されている。これまでの成果により, 外径 1~2 mm の光ファイバ스코ープ 1 本を体内に挿入するだけで, 少なくとも (a) 血流計測, (b) 距離計測, (c) 形状計測, (d) レーザー

出力制御が同時に実現できる可能性が得られた。しかしながら, 現状のレーザー出力制御技術では, 接触式の熱電対を用いたフィードバック制御系を構築しなければならず, 体内に熱電対を挿入しなければならない。そこで, 複合型光ファイバ스코ープを用いた非接触による照射部温度技術の確立が, 解決すべき課題となっている。

上記の背景およびこれまでに得られた研究成果をもとに, 本研究では, レーザー治療装置に適用できる温度計測手法に関する基礎的研究を行い, 医師の経験や直感に頼らず適切な治療を行うための治療方法への基板となる研究を行う。研究機関内に, 以下のことを明らかにすることを目的とした。(1) 照射部温度と生体組織の光学特性 (吸収, 散乱, 反射) の関係を明確にするため, 計測用レーザーおよび照射部からの反射光を受光するプローブ, 分光器などからなる解析部で構成される検証システムを構築する。(2) 未照射部と照射痕部の光学特性 (吸収, 散乱, 反射) の違いを計測し, 照射部温度と光学特性変

化と関係を明らかにする。(3) 検証システムをレーザー治療装置に組み込み、計測用プローブを用いてレーザー照射および対象からの反射光の受光を同時に行えるようにする。(4) 温度推定用ソフトウェアの構築と精度検証試験を実施する。

## 2. 組織温度と光学特性の検証

生体組織に対してレーザー光を照射すると、その光の一部が熱に変換されることで組織を加熱される。そのときの加熱温度によって変化する組織の光学特性がどのように変化するか明確するため、ここでは、対象組織を指定した温度まで加熱・保持した状態をつくり、計測用光として用いる広波長域を持つ白色光源の反射光強度の変化を検証する。

### 2.1 実験装置

Fig. 1 に示す検証装置は、計測用光である白色光源 (HL-2000HP, 波長域: 約 360~2000 nm Ocean Optics) とデータ解析用 PC を共通使用とし、反射光強度を解析するための分光器の波長域の違いに応じて、可視光領域計測用として、7本の光ファイバが内蔵された計測用プローブ (R-600-7-UV-125F, Ocean Optics) と分光器 (Maya-2000Pro, 波長域: 約 200~1120 nm, Ocean Optics), 近赤外領域計測用として、計測用プローブ (R-200-7-VIS-NIR, Ocean Optics) と分光器 (NIR-Quest, 波長域: 約 900~1722 nm, Ocean Optics) をそれぞれの領域に合わせて用いる。Fig. 2 は検証装置の構成図を示しており、白色光源から照射された光はプローブの光ファイバを通して先端から照射され、対象からの反射光は別の光ファイバにより受光し、分光器により分光され、解析用 PC により解析、記録が行われる。また、レーザー照射などにより加熱されることで変性・凝固した組織を模擬するため、温度制御可能なホットプレート (ND-1, アズワン) の上に、

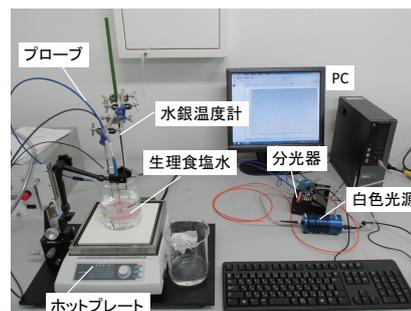


Fig. 1 Overview of experimental setup.

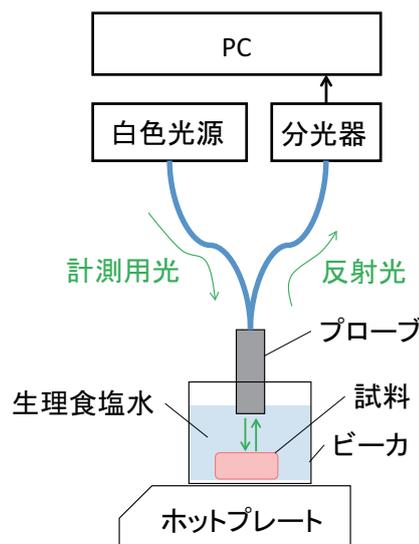


Fig. 2 Schematic of experimental setup.

生理食塩水を入れたビーカをのせて加熱できるようにした。実験の際は、生体組織を模擬したトリ胸肉を生理食塩水により指定の温度まで加熱した後、この鶏胸肉の光学特性を計測できるように、プローブは鉛直下向きで、プローブと試料の間の距離を 0 mm として固定した。組織温度は、ホットプレートにより 30~80 度までの 10 度刻みのほかに室温、55 度で温度調整した生理食塩水中に 10 分間入れて加熱した試料の反射光強度の計測を同条件で 3 回繰り返した。なお、未加熱試料の反射光強度の AUC (Area Under the Curve ; 曲線下面積) を 1 としたとき、各温度で加熱後の試料から得られる反射光強度の AUC の比を評価した。

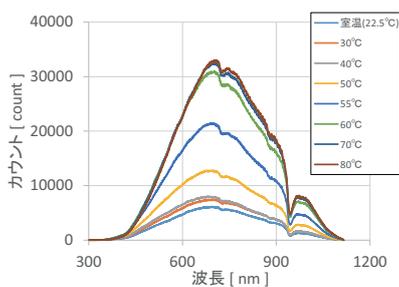


Fig. 3 Results of wavelength (visible band).

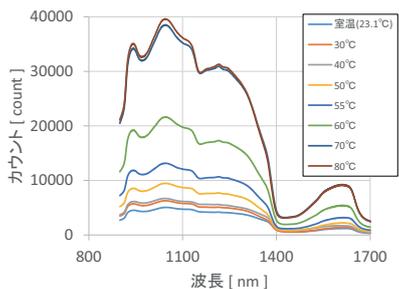


Fig. 4 Results of wavelength (near-infrared band).

## 2.2 結果

Fig. 3, 4 はそれぞれ可視領域, 近赤外領域で計測した各加熱温度での反射光強度の変化を示しており, 横軸が波長, 縦軸は強度を示しており, 加熱温度の違いをグラフの色別で示している. この結果をもとに各加熱温度での AUC 比を求めた結果を Fig. 5, 6 にそれぞれ示す. この結果より, 可視領域, 近赤外領域の結果ともに, 室温から 40 度まではほとんど AUC 比に変化はなく, 加熱温度が 50~55 度を越えると加熱温度とともに AUC 比が増加し, 70 度以上では, AUC 比の増加が見られないことがわかる. 加熱温度が 50 度付近から AUC 比が増加し始める原因として, 約 60 度で発生する試料のたんぱく変性が発生していることが考えられる. また, 70 度以上で AUC 比の増加が見られないのは, 加熱時間 10 分の間に試料全体のタンパク変性が止まったためと考えられる. 以上のことから, 組織温度が約 50 度以上になると, 温度と AUC 比に相対関係があることがわかった.

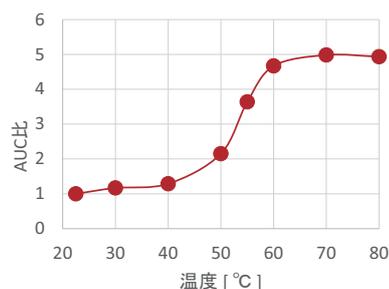


Fig. 5 Results of AUC ratio (visible band).

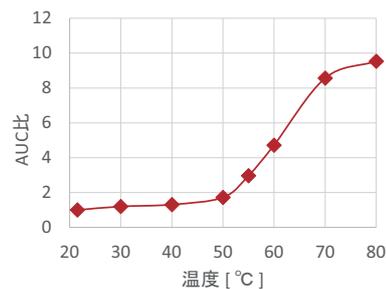


Fig. 6 Results of AUC ratio (near-infrared band).

## 3. レーザー照射時の光学特性変化の検証

前章では, 特定の温度に調整された組織に対する AUC 比の変化について検証を行っていたが, リアルタイムに加熱しているときの光学特性の変化については検証していなかった. そこで, 本章では, レーザーによる組織加熱中における温度と光学特性である AUC 比の関係をリアルタイムに計測し, その関係について検証を行う. なお, 前章の結果より, 可視領域, 近赤外領域ともに, 加熱温度に対する AUC 比の変化はほぼ同等であったことや, 波長域全体で増減していたことから, 本章では, 治療用レーザーの波長と同波長の AUC 比について検証することとした.

### 3.1 実験装置

レーザーによる加熱変性中における光学特性の変化を計測する必要があるため, Fig. 7 で示した検証装置の構成のように, レーザー光源 (波

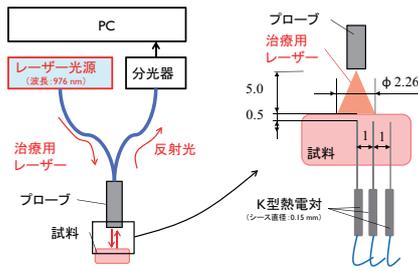


Fig. 7 Experimental setup using medical laser device.

長：980 nm，最大出力：45 W，ユニタック)を白色光源の代わりに組み合わせた。これにより，プローブの光ファイバを通してレーザー光の照射および反射光の受光をリアルタイムに実行可能となる。併せて，治療用レーザーを試料へ照射した際の温度変化を定量的に評価する目的で，熱電対を用いた温度測定の構成も同図に示す。ここで，試料とプローブ間距離を5 mmのとき，プローブ先端から出射されたレーザーは直径約2.26 mmの円形で試料に照射されることを考慮し，照射時の加熱温度を，照射中心から0, 1, 2 mm離れた位置，深さ0.5 mmに先端がくるように，シース直径0.15 mmのK型熱電対を試料内部に設置した。熱電対で得られた照射部温度は，変換回路，AD変換器を介してPCに記録される。試料である鶏胸肉は，熱電対の設置の際の容易さから，ペースト状にしたものを用いており，レーザー装置の操作，温度計測，反射光強度の記録は同一のPCによりサンプリング周期50msで実施できるようにソフトウェアを作成した。

## 3.2 結果

### 3.2.1 温度とAUC比の計測

Fig. 8は(3)で示した検証装置を用いて試料に対して5Wのレーザーを300 s照射した際の温度とAUC比の結果を示している。横軸は時間，右縦軸は温度，左縦軸はAUC比を表す。この結果より，レーザー照射開始とともに，温度が

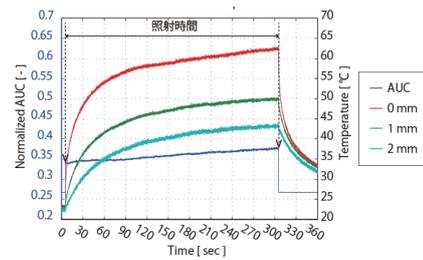


Fig. 8 Results of AUC ratio and temperature measurement.

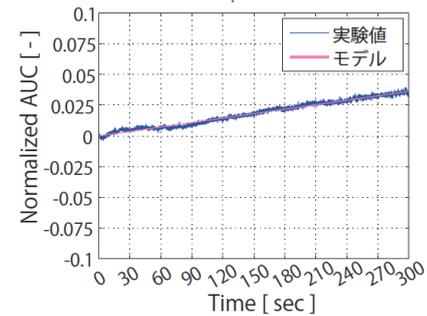


Fig. 9 Comparison of temperature and first order lag element model

上昇し始め，約150 s後以上になると，その温度上昇が直線的になっていることがわかる。また，レーザー照射中心からの距離が近い程，全体的な温度が高い傾向であることもわかる。一方で，AUC比は，レーザー照射開始とともに直線的に上昇していることがわかるが，これは，レーザー照射による熱変性による影響であると考えられる。

### 3.2.2 実験結果のモデル化

前節の結果をもとに，レーザー照射による温度とAUC比の変化をそれぞれ1次遅れ要素( $G_1 = K_1/(1+T_s)$ )と積分器( $G_2 = K_2/s$ )でそれぞれモデル化し，実験結果と比較したものをFig. 9, 10に示す。なお，それぞれのモデルパラメータ( $K_1, K_2, T$ )は試行錯誤により，決定した。この結果より，実験値とモデルの結果はおおよそ一致しており，妥当なモデルを設計できていると考える。

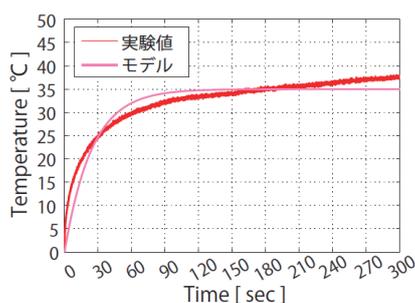


Fig. 10 Comparison of AUC ratio and integrating element model.

### 3.2.3 温度推定式の構築と精度検証

前節の実験では、一定出力のレーザー照射であり、得られた温度と AUC の時間応答はステップ応答とみなせる。ここで、伝達関数の合成を利用することで、AUC 比を入力信号、中心温度の結果を出力信号とした伝達関数モデルを構築できる。先に求めた温度と AUC 比の各伝達関数モデルより、入力信号である AUC 比から中心温度までを表す伝達関数は  $G_3 = G_1/G_2$  となる。ここで得られた伝達関数は、AUC 比の変化から照射部中心温度を推定する式となる。

Fig. 11 は、実験で得られた照射部中心温度と、実験で得られた AUC 比をもとに推定式を用いて推定した温度を比較した結果の一例を示す。同条件で実験を 5 回行った結果、全体の誤差平均は 15~60 度となり、推定精度が今後の課題となった。誤差平均が非常に大きくなった原因として、推定式として用いた伝達関数モデルの次数の少ない単純なモデルを用いたことによるモデル化誤差が考えられるが、モデル化誤差を少なくするために、複数の伝達関数を組み合わせるといった改善策を検討している。

## 4. おわりに

本研究では、レーザー照射時の照射中心温度を推定するための手法として、レーザー光の反射光強度の変化を利用した方法について検討した。具体的には、加熱による組織変性によって変

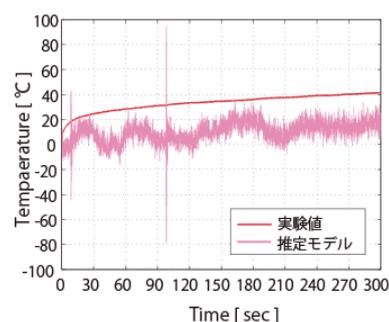


Fig. 11 Comparison of true temperature and estimation temperature.

化するレーザー光の反射光強度の変化を入力信号、照射部中心温度を出力信号とした伝達関数をあらかじめ構築することにより、反射光強度から中心温度を推定できる方法である。今後は、より推定精度を高めるための伝達関数の検討や、生体組織に対する検証が課題である。熱電対やサーモグラフィといった温度センサでの計測が困難である内視鏡下レーザー治療の場合、本手法を確立することは、レーザー治療における安全性や治療効果の向上にも貢献できる可能性があると考えられる。

謝辞本研究の一部は JSPS 科研費 JP26820081 の助成を受けたものである。

## 参考文献

- 1) 粟津邦男 (編): 赤外レーザー医光学, 大阪大学出版会 (2008)
- 2) 粟津邦男, Steven L. Jacques, 本多典広, 間久直: 生体組織の光学特性値計測—光線力学療法的基础技術を例に一, 機能材料, 33-11, 66/69, シーエムシー出版 (2013)