YAGレーザーによる深部照射時の多点温度計測

Microcomputer-based multithermocouple
system for use on tissue coagulation
with YAG laser

○杉浦敏文* 金井宏之** 吉村敬三** 橋本大定***
辻 隆之*** 戸川達雄***

○Toshifumi Sugiura*, Hiroyuki Kanai**, Keizo Yoshimura**,
Daijo Hashimoto***, Takayuki Tsuji***, Tatsuo Togawa***

* 静岡大学大学院電子科学研究科 ** 浜松医科大学第一外科

*** 東京大学医学部第二外科 *** 東京医科歯科大学医用器材研究所

* Graduate School of Science and Technology, Shizuoka University
** 1st Dept. of Surgery, Hamamatsu University, School of Medicine
*** 2nd Dept. of Surgery, Faculty of Medicine, University of Tokyo
*** Inst. for Med. and Dent. Eng., Tokyo Med. and Dent. Univ.

ABSTRACT

Multithermocouple system for temperature measurements of lased tissue is constructed. It consists of 8 sensors, an amplifier and a floppy disc unit. It required about 2 seconds for measuring and recording 8 points data. Resolution and repeatability of the measurements was $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$. Indepth irradiation by YAG laser was applied on the resected liver of pig and the liver of dog under anesthesia and the temperature and its distribution was compared for demonstration.

1. はじめに

YAGレーザーは、 $1.06\mu\text{m}$ の波長をもち、適度な吸収係数と散乱係数により比較的深く組織内に浸透する為、そのエネルギーをコントロールすることにより組織の破壊から凝固まで、生体に対する広範囲の作用が期待できる。

橋本らは、すでにYAGレーザー（富士写真光機製、フジノンFYL-M1）を用いた癌の深部照射

療法を試みているが¹⁾、その作用効果を確実にするには、組織の温度及び温度分布をレーザーエネルギーとの関係において把握しておくことが重要である。そこで今回著者らは、実験室レベルで手軽に使用できる熱電対を用いた多点温度計測装置を試作し、深部照射時における組織温度の上昇の様子及び分布について測定し、検討したので報告する。

2. 計測装置

(1)熱電対

シース型250 μ mの熱電対(CA型、助川電気工業製)を注射針(21G)に封入したもの、及び、同熱電対4本を5mm間隔で同軸上に配置したものを使用した。各センサは、レーザー光の輻射的影響を除去する為に²⁾、イオンスパッタリングにより、金をコートした(写真1)。

(2)熱電対増幅部(図1)

熱電対の出力は、熱電対専用増幅器³⁾(AD595、アナログデバイス社)により1 $^{\circ}$ Cあたり約10mVの電圧に変換された後、フルスケールで10Vになる様に増幅された。従来、熱電対の出力を増幅する場合は、かなり複雑な回路を要したのであるが、この専用増幅器を用いることにより、冷接点補償回路も不用となり、非常に簡単に増幅回路を組むことができた。

(3)測定システム(写真2)

製作した測定システムのブロックダイアグラムを図2に示す。熱電対の出力を適当に増幅した後、AD変換し、パーソナルコンピュータ(PC9801あるいはPC8801、NEC)へ入力する。測定値は、CRT上に表示されると同時にディスクに記録され、プリンタへ出力される。インタフェース内(図1)のADコンバータ(ADC80-AG12、12ビット、8チャンネル)の変換時間は、1チャンネルあたり25 μ secであるが、制御信号のやりとり、データの計算及び補正等の為、8チャンネルすべてを使用した場合は、1回の計測に約2秒間を必要とした。

(4)測定の精度

熱電対増幅回路の動作を安定にする為、電源投入後1時間半以上経過してから、各チャンネル毎に校正を

行なった。校正には、サーミスタ温度計(三栄測器製、MGAⅢ)を使用した。校正後のドリフトを室温(28 $^{\circ}$ C)で調べた結果を、3つのチャンネルについて図3に示す。3つとも $\pm 0.1^{\circ}$ C以内におさまっていることがわかった。この場合は、計測範囲を340 $^{\circ}$ C程度までとしているが、もっと低い温度に限定すれば、より高い精度の実現が可能となる。100 $^{\circ}$ C以上の高温については適当な校正手段がないので、メーカー発表のデータに従ってソフトウェアによって補正をした。

3. 実験および結果

測定システムの電源投入後、1時間半以上経過した後、実験を行なった。

摘出した豚肝内に表面より深さ3.5cmレーザーファイバーを挿入し、熱電対をファイバ軸方向に、ファイバ先端より5mm(この位置を“CH4”で表す。以下同様。)、10mm(CH3)、15mm(CH2)および、ファイバ先端より5mm前方の位置(CH4)から真横にそれぞれ、5mm(CH7)、10mm(CH6)の位置に、計5点セットし、5Wで3分間の照射を行なった(図4)。その結果、CH4は1分後に約125 $^{\circ}$ C、2分後に190 $^{\circ}$ C、3分後では220 $^{\circ}$ Cまで上昇した。CH3では上昇は遅く、2分で約50 $^{\circ}$ C、3分では約65 $^{\circ}$ Cであった。CH7では、2分で約70 $^{\circ}$ C、3分で約90 $^{\circ}$ Cまで上昇した。またCH4の位置は炭化、蒸散しており、CH3及びCH7の位置は凝固していた。それらより外側では(CH2、CH6)、組織変化はみられなかった。

同じ条件での照射を、ネブタール麻酔下にて成犬の肝臓に対して行なった結果、ほぼ同様な温度推移を示した。その中で、CH7の結果を比較して図5に示す。両方とも3分で90 $^{\circ}$ C程度まで上昇しているが、照射終了後の温度は、犬の肝臓の方がわずかながらはあるが、はやく下がっている。これは、凝固層の外側の正常組織中の血流による冷却効果のあらわれであると考えられる。またCH4(4図)の温度は

照射終了時に急激に減少していることから、YAGレーザー光の輻射の影響をかなり強く受けていると考えられる。

豚肝にできた凝固層の広がり、長軸が約18mm、短軸が約15mmの回転楕円体に近似できた。それに対して犬の肝臓の場合は、長軸、短軸がそれぞれ16mm、14mmと、ひとまわり小さいものであった。これはYAGレーザー光が血液によってより多く吸収されてしまう為と考えられる⁴⁾。

4. 検 討

室温付近から340°Cまでの広い範囲にわたって、かなり良い精度での温度計測が実現できた。しかしながら、深部照射時の多点温度計測を行なう場合、複数の温度センサの位置を正確に固定、及至、把握することが意外に困難であることがわかった。今回は、アクリル板に穴をあけてセンサを挿入、固定し

たが、スマートな方法とは考えられず、よりよい方法を開発する必要がある。センサの位置の正確な固定ができれば、コンピュータとレーザー発振装置とを連動させることによって、炭化層をできる限り少なくし、より安全で確実な治療が可能になると思われる。

参考文献

1. 橋本大定他：外科手術へのヤグレーザーの応用、第3回日本レーザー医学会誌、大会号(1982、11月)。
2. 長澤明範他：熱電対プローブを改良したレーザー照射組織の真温度計測、第3回日本レーザー医学会誌、大会号(1982、11月)。
3. ANALOG DEVICES, Data sheet, AD595.
4. 長澤明範他：YAGレーザーの組織凝固作用に関する実験的考察とその臨床応用技法、第3回日本レーザー医学会誌、大会号(1982、11月)。

図1 熱電対増幅部とインターフェース

図3 室温におけるドリフト

図2 システムのブロックダイアグラム

写真1 熱電対

写真2 計測装置

図4 摘出した豚肝における深部照射時の温度推移。

図5 麻酔下における成犬肝と摘出豚肝との比較。ファイバ先端より前方45度、約7 mmの位置。