新しい PDT 用高輝度 LED 光源の試作

岡本兼児, 藤居 仁, 浅野種正*, 金子貞男†

九州工業大学情報工学部
九州工業大学マイクロ化総合技術センター*
岩見沢市立総合病院 脳神経外科†

High power LED source for PDT on brain tumor

Kenji Okamoto, Hitoshi Fujii, Tanemasa Asano*, Sadao Kaneko†

Department of Computer Science and Electronics, Kyushu Institute of Technology
Center for Microelectronics Systems, Kyushu Institute of Technology *
Dept. of Neurological Surgery, Iwanizawa Municipal General Hospital†

Abstract

An Ar-Dye laser used in PDT for brain tumor consumes considerable amount of electric energy and costs of maintenance to keep its stable light power. In this paper, we develop a new miniaturized LED (light emitting diode) source with effective level of light power in PDT for brain tumor. 20 chips of high power LED are fixed in a straight line on a thin electrode, which are covered with epoxy resin. The light source is placed in a thin glass tube with the diameter of 2mm, and the cooling water circulates the glass tube. The total light power emitted from this new LED source is measured as 80mW with the electric power of 2.8W.

1 はじめに

これまで脳腫瘍に対する PDT に用いられてきた Ar-Dye レーザーは、一定の光量を得るためのメンテナンスが繁雑であり、また装置自身も大型で、多大なエネルギーを必要とした。200ボルト、40アンペア程度の電力を消費しても、せいぜい200～300mW程度の光出力しか得られず、エネルギー効率は数十万分の一と非常に低い値であった。レー

ザーよりも取扱いやすく、低消費電力である LED を PDT に応用しようとした研究もあったが[1][2]、LED が低出力であるため長時間の照射を必要としていた。今回我々は、従来までの LED よりも高出力である高輝度 LED チップを用いた新しい PDT 用光源を試作し、その特性評価実験を行った。

2 LED を用いた PDT

Fig.1 脳腫瘍に対する PDT

Fig.2 LED を用いた PDT

PDT においてレーザー光源を用いる理由の一つとして、レーザーの高い指向性を利用して、光ファイバーに効率良く光を導入できることが上げられる。脳腫瘍においては Fig.1 のように光ファイバー先端を腫瘍内部に挿入し、光を組織内に自然拡散する方式を取っている [3] [4]。一方 Fig.2 のように、小型、細径の LED を腫瘍内部に挿入して直接光らせることができれば、ファイバーを必要としなくなり、指向性のない LED でも PDT に用いる事ができる。消費電力がレーザーに比べてかなり低く、波長が組織に対して良好な深達度を持つといった利点からも、PDT に対して LED が有用であると考えられる。唯一レーザーに劣る点はその光出力であるが、最近になって高輝度 LED が開発され、一般に広く出回るように

なってきた。

3 試作した LED 光源とシステムの構成

腫瘍に挿入することを想定して試作した LED 光源の写真を図 3 に示す。LED チップ一つでは PDT に十分なレベルの出力が得られないため、1 mm × 10 mm の基板上に東芝製の LED チップ ($\lambda = 620 \text{ nm}$ ・出力 5 mW) を 20 個並列に並べ、Fig.4 のように各 LED に電極を取り付けた。こうすることによって、この光源は計算上大体 100 mW 程度の光出力が得られると推測できる。

Fig.3 試作した LED 光源

このとき 20 個もの LED が同時に発光するため、LED の周囲はかなりの熱が発生するようになる。LED は熱を持つと発光効率が落ちるため、この熱を外部に逃す必要がある。そこで Fig.5 のように LED の周囲をガラス管で覆い、基板の下のステンレスチューブから冷却水を勢い良く流し、LED の周囲に水を循環させ、熱を外部に逃す工夫を行った。このときに LED に取り付け電極が外れないように、LED チップの周囲をエポキシ樹脂で固めている。なおこの Fig.5 中

Fig.4 LED 光源先端・I

のガラス管の直径は2 mm である。

Fig.5 LED 光源先端・II

システム全体の構成図を Fig.6に示す。図中の電源からリード線を使ってLED に電流を流す。この電源によってLED に流す電流を制限し、光源の光出力を調整する。また小型ポンプを用いて加圧された冷却水は、チューブ内を流して、LED の周囲を循環し外部に排水される。このようにこのシステムは非常に簡単な構成になっており、小型化が容易である。

Fig.6 システム構成

4 LED 光源の特性・仕様

試作したLED 光源の空間的な光出力分布を Fig.7 に示す。この図から、LED 光源は軸方向にほぼ円柱状に光を放出していることが確認され、これを腫瘍内部で用いると、内部組織で更に散乱されるために、腫瘍内に均一に広がると考えられる。なお全光出力を測定した結果、約80 mW、この時LED 光源によって消費された電力は2.8 Wであった。一般のレーザー光源に比べて、極めて低電力である。またこの光源の出力経時変化を Fig.8に示す。この図では時間0での出力を1とし、60分間の光出力比をプロットしている。20分を過ぎたころから多少光出力の低下が見られるのは、LED 20個の素子の内、2個が壊れたためである。このグラフより60分間で平均90%の出力が得られていることがわかる。今後の実用化に際しては安定した光出力、また高出力を得るための改良が必要である。

表1に今回試作したLED 光源の仕様を、一般のAr-Dye レーザーと比較して示す。

Fig.7 試作したLED光源の空間出力分布

Fig.8 LED光源の出力比の経時変化

LED光源の仕様		Ar-Dyeレーザーの場合
・全出力	約80mW	200~1000mW
・波長	620nm	630nm
・消費電力	2.8W	8000W
・エネルギー効率	約3%	0.0025~0.013%
・LED光源ガラス管の長さ	8cm	
・光源部の全長	20cm	
・取り扱いが簡単で、面倒なメンテナンスも必要としない		・携帯性が悪く、面倒なメンテナンスを必要とする

表1 試作したLED光源の仕様

5 まとめ

今回試作したLED光源は、これまでPDT用光源として用いてきた色素レーザーに比べ、エネルギー効率が良く、低消費電力であり、小型で携帯性のある光源といえる。また本光源の全出力は約80mWであり、PDT用光源としては出力が若干不足気味ではあるが、LED光源を同時に数本用いる事によって、その本数に比例した光出力を得ることができる。また組織に対して均一な照射も行える。チップの実装などで企業の協力が更に得られれば、実用化も可能であると思われる。

謝辞

本研究を遂行するに当たり、超高輝度LEDチップを実装、提供して頂いた、(株) 東芝・半導体応用技術部の方々に深謝致します。

参考文献

- [1] 七沢 洋、米川元樹、中沢郁生、西坂 剛:低出力光を用いた光化学療法の研究、日本レーザー医学会誌 5:97-101,1985
- [2] 西坂 剛、磯野 透、江崎 昌俊:発光ダイオードを用いた二波長励起光化学療法、日本レーザー医学会誌 Vol.7,No.4:57-58,1987
- [3] 第14回日本レーザー医学会大会・大会論文集 シンポジウム2【光化学治療のトピックス】
- [4] 金子貞男、他:悪性脳腫瘍患者に対する光線力化学療法の治療成績、第15回日本レーザー医学会大会・大会論文集 45-48(1995)