散乱体を用いた生体モデルにおける半導体レーザー光の散乱状態の評価

藤崎秀輝^{1, 2}, 會沢勝夫², 南谷晴之¹, 金田 明³

慶應義塾大学生体医工¹, 東京医科大学第二生理², 松下産業機器³

The light scattering state of a semiconductor laser in phantom using scattering particles

Hideki Fujisaki^{1,2}, Katsuo Aizawa², Haruyuki Minamidani¹, Akira Kaneda³

Department of Biomedical Engineering, Faculty of Science and Technology, Keio University¹, Department of Physiology Tokyo Medical College², Matsushita Industrial Equipment Co.,Ltd³

Abstract

The effect of light scattering in vivo is large in comparison with the effect of light absorption. To discuss the light scattering in vivo, a novel vitro model with Sephadex micro cell which has the properties of the scattering and transmittance in particles imitating cellular transmittance is proposed. As an optical source, a semiconductor laser (wavelength : 664 nm) is prepared. The incident laser beam diameter at the sample surface is 4mm, and the power density was $1 \mu \text{W}/\text{cm}^2$. The beam profile inside the phantom on the doped-diffuser concentration dependence is evaluated experimentally.

keywords ; Sephadex micro cell, cellular transmittance, semiconductor laser(wavelength : 664nm).

1. 緒言

現在 Mono-L-aspartyl chlorin e6(ME2906)を用いた光線力学的治療(PDT)では、波長664 nmの半導体レーザーを使用している。波長664 nmのレーザーはヘモグロビンや水による吸収が少ない波長域であるため組織の透過性が高く、深部の癌

に対する治療効果が期待できる。我々は波長664 nmのレーザー光が630 nmに比べて透過性が高いことを牛、豚の組織を用い本学会で発表した。しかしながら、可視域レーザー光での生体組織における散乱は吸収に比べて光の透過性に対して極めて強く影響しているので、生体組織内にお

けるレーザ光の散乱による伝播状況を知る事が非常に重要になってくる。今回、664 nmの半導体レーザ光の組織内での散乱状況を評価するため、散乱体を用いた生体モデルを作成し、散乱体濃度を変化させたときのレーザ光の透過状況の変化についての解析を行った。この解析結果を基にシミュレーションを行いその結果と比較し散乱状態を考察した。

2. ファントム(生体模擬試料)について

散乱体は、細胞内をレーザ光が透過する性質を模擬するために、完全散乱体为了避免して粒子内透過の性質を合わせ持つSephadex粒子を用いた。

Sephadex G-50は、ビーズ状に成形された親水性ゲルで、乾燥時平均粒子径:50 μm 、膨潤時平均粒子径:102.5 μm である。この散乱体の濃度を0, 0.8, 1.6, 2.4, 3.2, 4.8, 8.0, 9.6, 11.2, 12.8 $\times 10^4$ 個/ cm^3 で変化させ、5%ゼラチン溶液で均一に混ぜ合わせ固めたものを生体モデルとした。試料の大きさは、縦 約25 mm、横 約50 mmとした。

3. 実験システム及び方法

実験システムをFig.1に示す。半導体レーザ発振器より光ファイバーを通した光をレンズ、ピンホールを通し直径4 mmのビーム径で試料中心に対して照射した。そのときのパワー密度は約 $1 \times 10^{-6} \text{ W/cm}^2$ である。各々の散乱体濃度に対して試料の厚さを5, 10, 15, 20 mmと変化させ、透過光強度分布(Fig.2)をフォトダイオードアレイにより検出しA/Dコンバーターを介してデジタル化して、コンピュータに取り込み解析した。

又、ファイバーの先端からA/Dコンバーターまでは暗幕により外部からの光を遮断した。

散乱状態を評価するために、測定された透過光

強度分布波形の半値幅を求めた。又、中心部での濃度変化に対する透過光強度を測定し、試料の透過性とした。

Fig.1 実験システム

Fig.2 透過光強度分布

4. 実験結果

半値幅 - 散乱体濃度特性(Fig.3)より、散乱体の濃度を0から 12.8×10^4 個/ cm^3 に増加させたとき半値幅の増加がみられ、 8.0×10^4 個/ cm^3 を越えた濃度からは半値幅の変化は殆ど見られなかった。これに対応して透過光強度は濃度の増加に伴って減少していくが、濃度が 8.0×10^4 個/ cm^3 以上ではどの試料の厚さでも透過光強度の減少が見られなくなった(Fig.4)。又、分光光度計よ

り測定した結果、散乱体を混ぜたときの粒子の吸収は波長550 nm～750 nmの範囲では認められなかった。従って、散乱体の濃度が 8.0×10^4 個/cm³以上になると散乱状態が一定となり、このとき透過光強度の変化も殆んど認められないことから、殆どの透過光は、散乱体膨潤粒子内を透過したものであると考えられる。従って、Fig.3, Fig.4より透過光強度の変化は散乱体濃度を高くする程、粒子内を透過する光に依存してくる事が考えられる。

Fig.3半値幅 - 散乱体濃度特性

Fig.4最高透過光強度 - 散乱体濃度特性

5. 考察

実験結果とPattersonの式⁹⁾を用いたシミュレーション結果を比較した。この式は生体組織内でのパルス光の伝播による、ある媒質厚での透過光強度を表した式である。この式を時間積分することにより定常光による媒質内の伝播としてシミュレーションを行った。

完全散乱体とした場合、Pattersonの理論式において吸収係数を0とし、又、散乱角の平均余弦と屈折率は生体に近いと考えられている値($g=0.9, n=1.4$)を代入した。そこで、実験における散乱体濃度の増加はシミュレーションにおける散乱係数の増加に対応している事により、散乱係数を増加させて強度分布を求めて、その半値幅を計算しグラフ化した。その結果、散乱係数の増加に伴いFig.5に示す様に半値幅が下がってゆく傾向が現れた。

Fig.5半値幅 - 散乱係数特性

一方、我々の実験結果では最大密度に近い濃度 12.8×10^4 個/cm³においても半値幅の減少は認められなかった。この違いは、我々の実験において粒子内透過光の性質によるものであり、

組織内透過光を考慮したという点で、生体に近い性質を示したファントムであったと思われる。

6. 結語

1)Sephadex粒子を用いた生体モデルは、レーザ光の組織内透過の性質を考慮し、それを含んだ散乱状態を示したものであり、この点において、完全散乱体とは違う一つの新しい生体モデルとして有効なものであると考えられる。

2)Sephadex粒子による生体モデルの散乱状態の結果から、散乱体濃度の増加に伴って半値幅が一定になる傾向が示された。この事により、波長664 nmの半導体レーザ光の生体内での散乱状態を示す一つの基礎データが得られた。

7. 参考文献

1)Michael S. Patterson, B. Chance, and B. C. Wilson, "Time resolved reflectance and transmittance for the noninvasive measurement of tissue optical properties," APPLIED OPTICS. Vol.28, No. 12. (15 June 1989).