

[A25]積分球式反射型パルスオキシメータの研究

知能機械工学専攻 山田研究室

0534008 尹娜

1 緒言

パルスオキシメータは赤色光と近赤外光を用いて無侵襲でリアルタイムに動脈血の酸素飽和度を測定する医療機器である。現在広く用いられている透過型パルスオキシメータは指等を軽く圧迫して測定を行っている。測定が長時間にわたると、圧迫に起因する血流障害による傷害や、直接生体に触れる発光源 LED による低温やけど等の恐れがあるので、同じ部位での長時間測定は禁じられている。これらの問題を解決するために、反射型のパルスオキシメータが期待されている。そこで我々は、反射型でかつ LED が直接生体に触れない小型化可能な積分球式パルスオキシメータを提案した(Fig.1)。このパルスオキシメータは半球形状を有し、その内表面に高い反射率を持っている材料を塗布し、半球の中心部付近に赤色光と近赤外光を発出する二つの LED と検出用の一つの PD が背中合わせで設置されている。また、半球内部は透明な樹脂で満たされている。

本研究では、積分球式反射型パルスオキシメータを用いて酸素飽和度を精度よく安定して測定できるようにするための条件をいくつかの実験とシミュレーションを行って検討した。

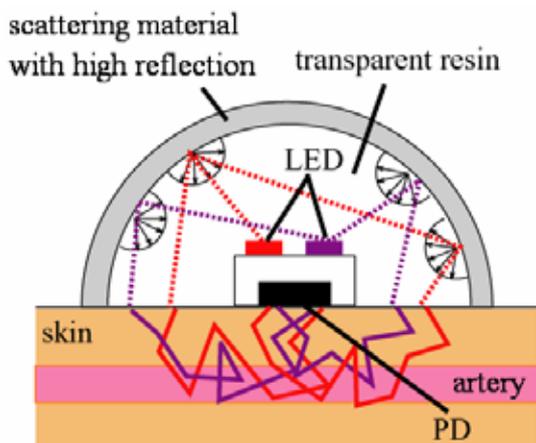


Fig.1 積分球式反射型の模式図

2 パルスオキシメータの原理

2.1 原理

パルスオキシメータは 660nm 付近の赤色光と 880nm 付近の近赤外光を用いて、この二つの波長におけるオキシヘモグロビン(HbO_2)とデオキシヘモグロビン(Hb) の吸光度の差によって酸素飽和度を求める。実際の測定では、動脈血は血管内で脈動しているという現象を用いる。動脈の拍動により光の吸収は脈動成分を持つ。動脈の吸光度を検出光電圧の波形変動幅 V_{AC} とし、動脈血以外の生体組織による変動しない吸光度を波形平均値 V_{DC} 値とする。酸素飽和度は次の二つの式によって算出できる。

$$r \equiv \left(\frac{V_{AC}}{V_{DC}} \right)_R / \left(\frac{V_{AC}}{V_{DC}} \right)_{IR} \quad (1)$$

$$SpO_2 = f(r) \quad (2)$$

ここで、添字の R と IR はそれぞれ赤色光と近赤外光を表し、 SpO_2 は酸素飽和度を表す。関数 $SpO_2=f(r)$ は臨床実験あるいは理論解析により作成される関数である。

2.2 $SpO_2=f(r)$ の理論検討

現在、酸素飽和度の測定に使われている関数 $SpO_2=f(r)$ は臨床的な実測により作成されている。理論的に関数が作成できれば、測定の規格化と正確さに良い基準を提供することができると考えられる。

ここで生体組織内の光伝播の様子を表す Beer-Lambert 則と光拡散理論という二つの方法を用いた関数 $SpO_2=f(r)$ の導出に関して、簡単に述べる。

(1) Beer-Lambert 則による導出

Beer-Lambert 則による関数 $SpO_2=f(r)$ の導出においては、拡張 Beer-Lambert 則が最適である。それは散乱しない媒体を対象とする Beer-Lambert 則に比べて、拡張 Beer-Lambert 則は組織中の多重散乱を考慮するからである。拡張 Beer-Lambert 則のモデルを Fig.2 に示す。

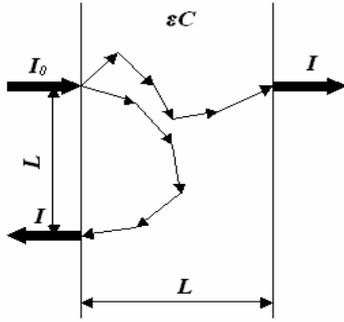


Fig.2 拡張 Beer - Lambert 則のモデル図

ここで I_0 は入射光強度、 I は検出光強度、 L は媒体の厚さを表す。

これにより、生体内に存在する光吸収体をオキシヘモグロビン(HbO_2)とデオキシヘモグロビン(Hb)とすると、ある波長 λ における吸光度の変化 ΔOD^λ は次の式で表される。

$$\Delta OD^\lambda = (\epsilon_{HbO_2}^\lambda \Delta[HbO_2] + \epsilon_{Hb}^\lambda \Delta[Hb])LB^\lambda \quad (3)$$

ここで、 ϵ はモル吸光係数、 $\Delta[HbO_2]$ と $\Delta[Hb]$ はそれぞれ HbO_2 と Hb の濃度変化、 B は散乱による光路長の増加を表す係数である。この式より波長 λ_1 と λ_2 の検出光強度の比を適切に導出することにより最終的に酸素飽和度 SpO_2 は次式のように算出される。

$$SpO_2 = \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda_2} r(B^{\lambda_2} / B^{\lambda_1}) - \epsilon_{Hb}^{\lambda_1}}{(\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_1}) - r(B^{\lambda_2} / B^{\lambda_1})(\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2})} \quad (4)$$

(2) 光拡散理論による導出

光拡散理論による導出では、指先を半球とし、境界条件を外挿境界条件として(Fig.3)、関係式 $SpO_2=f(r)$ を作成した[1]。

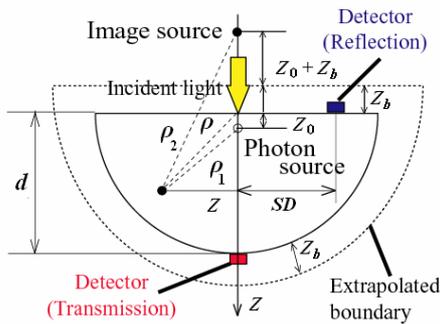


Fig.3 外挿境界条件下の半球モデル図

これらの条件での光拡散方程式は次のように表される。

$$\frac{1}{\rho^2} \frac{d}{d\rho} \left(\rho^2 \frac{d\varphi(\rho)}{d\rho} \right) - \alpha^2 \varphi(\rho) = -\frac{1}{D} S(\rho) \quad (5)$$

ここで ρ は照射点からの距離、 φ は積分強度、

$\alpha^2 = 3\mu_a\mu'_s$ (μ_a は吸収係数、 μ'_s は換算散乱係数)、 $D = 1/(3\mu'_s)$ は拡散係数、 S は光源である。この光拡散方程式を使って、検出光強度等を導くことにより動脈血の酸素飽和度は次のように表される。

$$SpO_2 = \frac{K' \sigma_R^{0\%} - r \sigma_{IR}^{0\%}}{K' (\sigma_R^{0\%} - \sigma_R^{100\%}) + r (\sigma_{IR}^{100\%} - \sigma_{IR}^{0\%})} \quad (6)$$

ここで、 σ は赤血球の吸収断面、上付きの 0% と 100% はそれぞれ脱酸素化と酸素化を表し、 K' は散乱の効果を表す係数である。透過型と反射型では同じ式(6)を用いるが、 K' が異なる。

3 実験

3.1 透過型と積分球式反射型の同時実験

積分球式反射型パルスオキシメータによる測定の可能性を評価するために、積分球式反射型と透過型の同時実験を行った。

各被験者は透過型を左手の薬指に、積分球式反射型を指の大きさに合わせて適当な指に装着し、透過型と積分球式反射型について同時にデータを取得した。また積分球式反射型においては指の腹と指の爪の両方でデータを取得した。被験者は 5 人、一人当たり 10 回で、1 回当たり 1 分間の測定を行った。積分球式反射型プローブの検出間距離はおよそ 2mm ~ 4mm である。

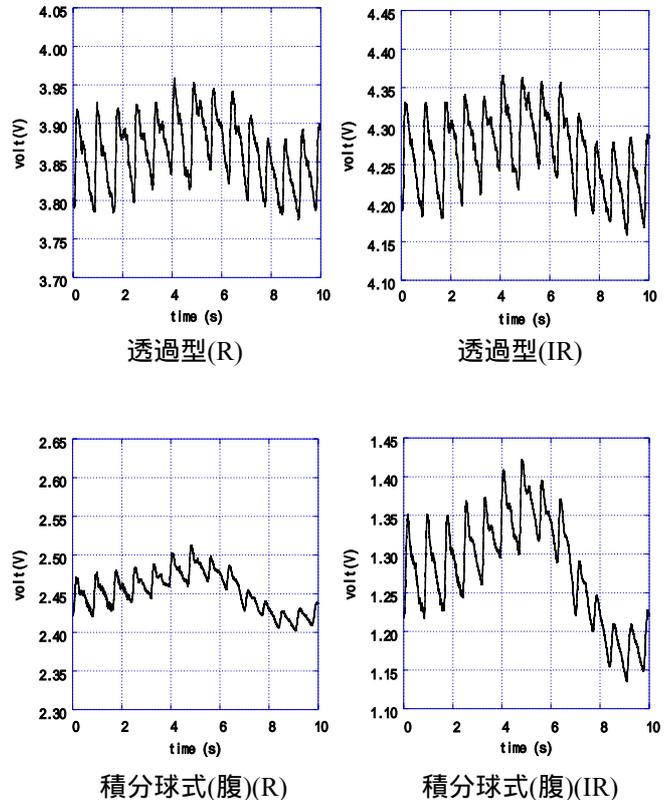


Fig.4 透過型と積分球式(腹)の同時実験結果 (被験者 B 例)

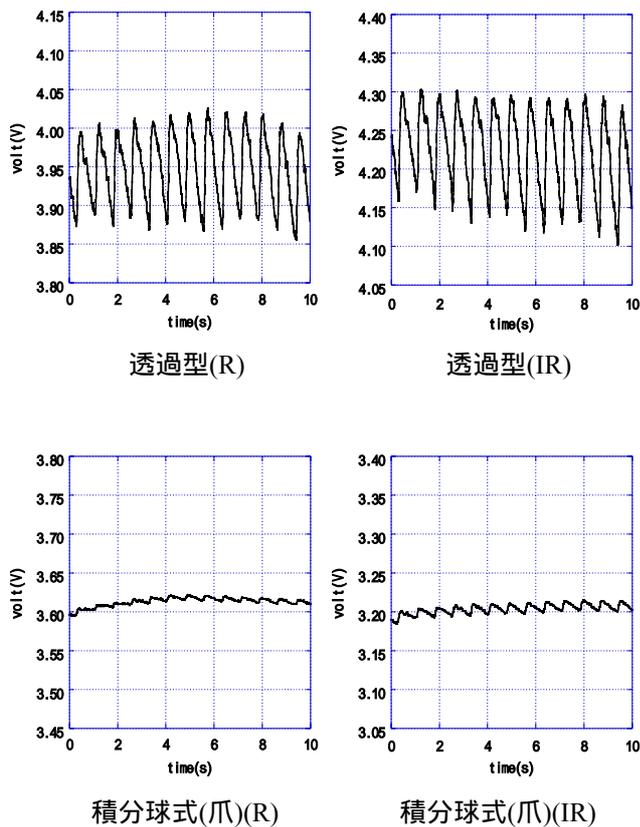


Fig.5 透過型と積分球式(爪)の同時実験結果 (被験者 B 例)

実験結果よりいずれの被験者に対しても、積分球式反射型により酸素飽和度を測定することができることがわかった。

3.2 光強度分布測定

積分球式反射型の皮膚照射面における光強度分布を調査するために、一定の光強度で連続発光するプローブを用いて、皮膚照射面の光強度分布を測定した。

測定では積分球式反射型の赤色光と近赤外光のどちらか一方だけを発光させる。CMOS カメラにより光強度分布を測定した。

測定結果より赤色光と近赤外光のそれぞれに対する測定結果には同じ傾向が表れている。中心部に向かって光強度が強くなり、プローブの同一円周方向で、光強度はほぼ同じである。これらの結果よりプローブの皮膚照射面において光強度分布が均一ではないということが分かった。

4 光強度分布のシミュレーション

この章では、理論上から積分球式反射型の光強度分布を検討するために、積分球式反射型プローブのモデルを作って、乱数を使用するモンテカルロ法[2][3]を用いて、プローブの皮膚照射面における光強度分布のシミュレーションを行った。

4.1 モデル

Fig.6 に示したように、積分球式反射型のプローブを半球としてモデル化する。半球の内部は透明で、半球内で光の吸収と散乱がなく、光が直進伝播とする。また、内表面は光を拡散反射させる性質を持つとする。光子は半球底面の中心 O から発出され、半球の内表面に衝突して、反射されるということを繰り返し、最後に半球底面から出て皮膚に照射される。このことを多数個の光子について行うことにより、実際の積分球式反射型の皮膚照射面における光強度分布をシミュレートした。

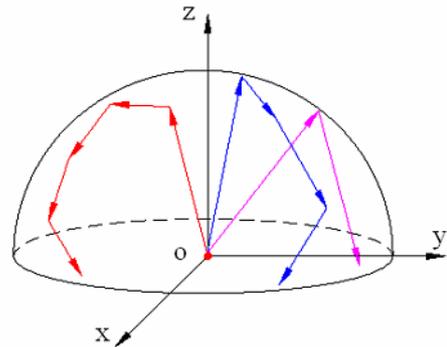


Fig.6 底面中心から発光する積分球の模式図

4.2 結果および考察

(1) 底面からのある高さの平面内での光強度分布

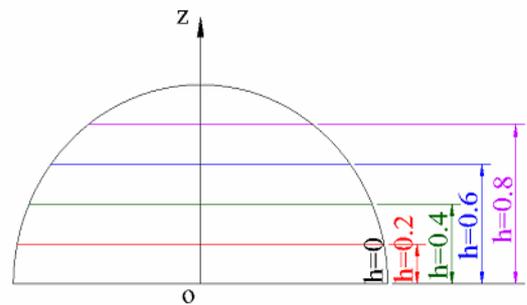


Fig.7 半球底面に平行する各平面の模式図

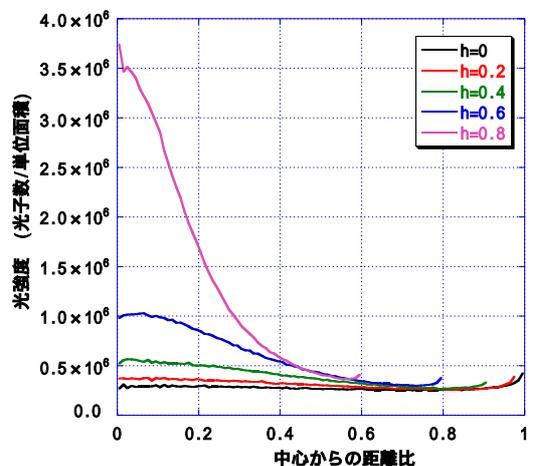


Fig.8 底面からのある高さの平面内での光強度分布結果

半球形状の影響を調べるために、半球底面からある高さの平面内の光強度分布を計算した。Fig.7 に示したように底面から半径の 0.2 倍の間隔で、半球底面に平行する平面を作った。各平面における光強度分布を Fig.8 に示す。

計算結果より底面に近づくほどの平面における光強度分布は均一となるということがわかった。つまり、同じ光子量に対して、積分球の形が完全半球に近づくほど底面における光強度分布が均一である。そのため、積分球は完全な半球が良いと考える。

(2) 発射光角度範囲の影響

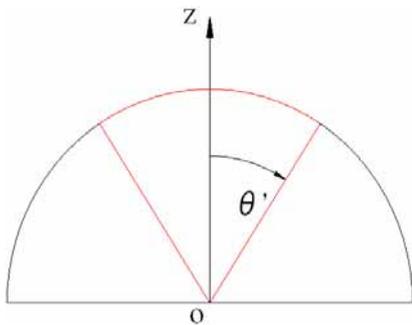


Fig.9 発射光角度 θ' の二次元模式図

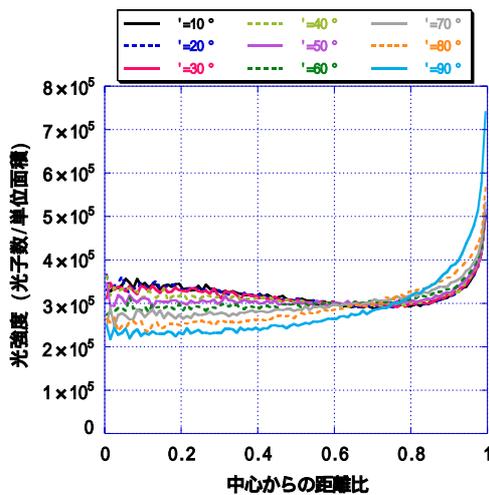


Fig.10 発射角度 θ' の変化に対する光強度分布の結果

光源の発射光角度 θ' (Fig.9) は $10^\circ \sim 90^\circ$ まで、 10° 間隔でそれぞれ発光する場合の光強度分布を計算した。各発射光角度に対する光強度分布の結果を Fig.10 に示す。

いずれの発射光角度 θ' に対しても底面半径の大きい位置ほど、光強度が強くなる。また、発射光角度 θ' が大きくなるのに伴って、中心部に近づくほど光強度が弱く、外周に近づくほど光強度が強くなる。検出間距離が大きいほど、光の浸透深さが大きくなり、動脈血の脈動情報が良く取れることを考えれば、光源は発射光角度が大きいほど良いと考える。

(3) 拡散反射率の影響

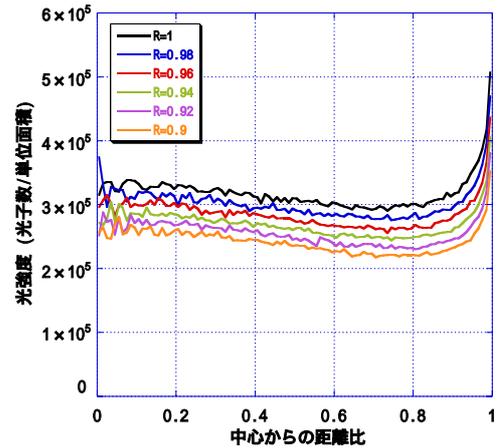


Fig.11 拡散反射率の変化に対する光強度分布の結果

ここで、半球内表面の拡散反射率を 1、0.98、0.96、0.94、0.92、0.9 の値をとってそれぞれ計算した。計算結果を Fig.11 に示す。

拡散反射率が高いほど光強度は強くなるが、各拡散反射率に対する光強度分布の傾向は同じである。つまり、ほかの条件が一定の場合、拡散反射率は光強度分布に影響を与えないと考える。

5 結言

- (1) 透過型と積分球式反射型の同時実験から、積分球式により酸素飽和度を測定することができることがわかった。
- (2) 光強度分布測定実験では、積分球式の皮膚照射面において、赤色光と近赤外光の光強度分布はほぼ同じ形であるが、どちらの場合も光強度分布は均一ではない。
- (3) 光強度分布のシミュレーションにより、完全半球で大きい発射光角度を持っている積分球式は安定した測定ができると予測された。また、半球内面の拡散反射率が高いほど光強度は強くなるが、光強度分布に影響を与えない。

参考文献

- [1] Joseph M. Schmitt, "Simple Photon Diffusion Analysis of the Effects of Multiple Scattering on pulse Oximetry" IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 38, pp.1194-1203, 1991.
- [2] Lihong Wang, Ph. D. and Steven L. Jacques, Ph. D. "Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C," Laser Biology Research Laboratory, University of Texas M. D. Anderson Cancer Center, pp.1-19, 1992.
- [3] ユー・ア・ロザノフ, イ・エム・ソボリ 著, 坂本実, 磯野秀明 訳, "確率論 モンテカル口法", 総合図書, 134-181(1970)