

[A26]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

0434053 瀧川隆介

1 緒言

パルスオキシメータは動脈血の酸素飽和度を赤色光と近赤外光を用いて無侵襲でリアルタイムに測定する医療機器であり、広範囲にわたり使用されている。現在広く用いられているパルスオキシメータは主に透過型と呼ばれるもので、指などを軽く挟み、圧迫して測定を行っている。そのため、圧迫に起因する血流障害による傷害や、発光源である LED（発光ダイオード）が長時間にわたり直接生体に触れることによって起こる低温やけどの症状があり、長時間測定は禁じられている。このような欠点を解決するためには、圧迫を伴わない反射型で小型のパルスオキシメータが望ましい。そこで本研究では、反射型でかつ LED が直接生体に触れない積分球式パルスオキシメータを提案し、このパルスオキシメータにおける酸素飽和度測定を実現するために実験と理論検討を行ったのでそれについて述べる。

2 積分球式反射型パルスオキシメータ

Fig.1 に提案する積分球式反射型パルスオキシメータの概略を示す。内表面に高反射率の硫酸バリウム粒子を塗布した半球の中心部付近に発光用の 2 個の LED と集光用の PD（フォトダイオード）を背中合せに設置する。LED からの光は半球内面で多数回拡散反射した後皮膚に照射される。皮膚に照射された光の一部は組織内で散乱反射して PD で検出される。半球の内半径は 10mm 以下であり内部は透明な樹脂で満たされている。

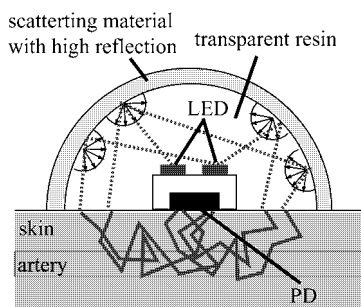


Fig. 1: Geometry of integrating-sphere type pulse oximeter.

このように積分球の原理を用いて皮膚に光を入射さ

せることによって、入射光強度が皮膚照射面において円周方向に一様になり、その結果光が動脈に到達する確率が向上し、一部でも光が入射すれば酸素飽和度が測定可能となる。また、LED を皮膚に直接触れない位置に設置することにより長時間モニタリングによる低温やけどなどを回避でき、LED の増設も容易になり、増設の際にプローブ全体のサイズ変更の必要がないので小型化につながると考えられる。

3 測定原理

パルスオキシメータでは一般に赤色光と近赤外光の 2 波長を用いる。本研究では波長 660nm 付近の赤色光と波長 880nm 付近の近赤外光を選択した。

動脈血の酸素飽和度の測定には、動脈血は血管内で拍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。この脈動成分による吸光度を波形変動幅（ V_{AC} 値）とし、動脈血以外の組織による変動しない吸光度を波形平均値（ V_{DC} 値）とし次の式 (1), (2) によって酸素飽和度を算出する。

$$r \equiv \frac{\mu_{V_{AC}}}{V_{DC}}_R \cdot \frac{\mu_{V_{AC}}}{V_{DC}}_{IR} \quad (1)$$

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

ここで添え字の R, IR はそれぞれ赤色光と近赤外光を表し、 SpO_2 はパルスオキシメータで測定された酸素飽和度を表す。関数 $f(r)$ は透過型のパルスオキシメータを用いて実測することによって作成された関数である。

4 実験および結果

積分球式パルスオキシメータで実際に酸素飽和度が測定できるかを検討するために、現在広く用いられている透過型パルスオキシメータの r の測定値との比較実験を 13 名の被験者に対して行った。実験は左手薬指に透過型パルスオキシメータを装着し、積分球式パルスオキシメータは被験者の指の大きさにより適宜左手の指を選択し、指の腹にプローブを装着して実験を行った。また積分球式のプローブは爪にも装着し実験を行った。Fig.2 に実験のデータを示す。

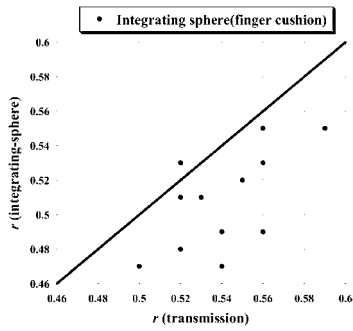


Fig. 2 Results of r .

Fig.2の結果より、ほぼ全ての被験者で透過型の r より積分球式の r が小さくなっていることがわかる。これは同じ関数 $SpO_2 = f(r)$ を用いて酸素飽和度を算出すると積分球式の酸素飽和度の方がみかけ上高く測定されていることを意味する。

このような結果になる原因を検討するために、変数 A' と D' を次の式(3)、(4)のように定義し比較する。

$$A' \equiv \frac{[(V_{AC})_R / (V_{AC})_{IR}]_{is}}{[(V_{AC})_R / (V_{AC})_{IR}]_t} \quad (3)$$

$$D' \equiv \frac{[(V_{DC})_R / (V_{DC})_{IR}]_{is}}{[(V_{DC})_R / (V_{DC})_{IR}]_t} \quad (4)$$

ここで添え字の is, t はそれぞれ積分球式、透過型を表す。この A', D' を使うと透過型と積分球式の r_t と r_{is} の関係は次の式(5)のようになる。

$$r_{is} = \frac{A'}{D'} r_t \quad (5)$$

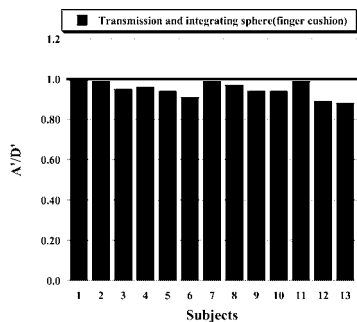


Fig. 3 Results of A'/D' .

Fig.3は A'/D' の値をそれぞれの被験者について算出したものである。 A'/D' はほぼ全ての被験者において1より小さくなっている。これはDC成分が動脈以外の組織の吸光度であり、AC成分が動脈の脈動による吸光度の変動に基づくことを考慮すると、反射型である積分球式においては脈動成分のうち特に赤色光の脈動成分が小さいことを意味する。これは、積分球式におい

ては近赤外光より赤色光の方が平均浸透深さが浅いためだと考えられる。

これらの結果より積分球式反射型パルスオキシメータにおいても脈波を検出し r を測定できていることから、積分球式反射型パルスオキシメータによる酸素飽和度測定は可能であると考えられる。しかし、赤色光の平均浸透深さが浅いために赤色光が動脈血の吸光成分を捉えにくくなっているなどの問題点もある。平均浸透深さは入射 - 検出間距離を大きくすることで深くすることができるので、入射 - 検出間距離を大きくするなどの工夫が必要だと考えられる。

5 SpO₂ = f(r) の理論検討

パルスオキシメータの酸素飽和度算出に欠かせない関数 $SpO_2 = f(r)$ を生体内の光伝播の様子を表すBeer-Lambert則、光拡散理論(表面反射考慮しない)、光拡散理論(表面反射考慮する)で理論的に作成できるかどうか検討した。

5.1 Beer-Lambert 則による導出

Beer-Lambert 則では生体内に存在する光吸収体をオキシヘモグロビン HbO₂ とデオキシヘモグロビン Hb とすると、ある波長 λ の吸光度の変化 ΔOD は次の式(6)で表される。

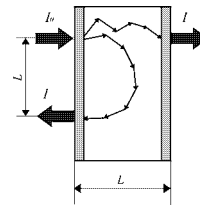


Fig. 4 Simulation model for Beer-Lambert's law.

$$\Delta OD^\lambda = i \epsilon_{HbO_2}^\lambda \Delta [HbO_2] + \epsilon_{Hb}^\lambda \Delta [Hb] \overset{C}{L} B^\lambda \quad (6)$$

ここで、 L は入射検出間距離、 ϵ はモル吸光係数、 $\Delta[HbO_2], \Delta[Hb]$ はそれぞれHbO₂, 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くことにより最終的に動脈血の酸素飽和度は次の式(7)のように表される。

$$SpO_2 = \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda_2} r^i B^{\lambda_2} / B^{\lambda_1} \overset{C}{\epsilon}_{Hb}^{\lambda_1}}{\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} - r (B^{\lambda_2} / B^{\lambda_1}) \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2}} \quad (7)$$

5.2 光拡散理論による導出

光拡散理論ではFig.5のように指先を半球に模した計算モデルを用いて透過型と反射型について理論検討を

行った．球座標系の光拡散方程式は次の式 (8) のように表される．

$$\frac{1}{\rho^2} \frac{d}{d\rho} \left(\mu \rho^2 \frac{d\phi(\rho)}{d\rho} \right) - \mu_e^2 \phi(\rho) = -\frac{1}{D} S(\rho) \quad (8)$$

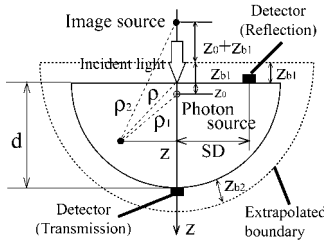


Fig. 5 Simulation model for photon diffusion theory.

ここで ρ は光の入射点から任意の位置までの距離， ϕ は積分強度， $\mu_e = \frac{\mu_a}{3\mu_a\mu'_s}$ は有効減衰係数， 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 は点光源を表す．

5.2.1 表面反射を考慮しない場合

生体組織と外部との屈折率の差で生じる表面反射を考慮しない場合，境界条件を考慮して式 (8) を積分強度 ϕ について解くと次の式 (9) のようになる^[1]．

$$\phi_{hemi}(\rho) = \frac{z_0 z P_0}{2\pi D \rho^2} \left(C_1 e^{-\mu_e \rho} \frac{1}{\rho} + \mu_e + C_2 e^{\mu_e \rho} \frac{1}{\rho} - \mu_e \right) \quad (9)$$

ここで P_0 は光源強度， $z_0 = 1/\mu'_s$ ， $C_1 = 1/(1 - e^{-2\mu_e d})$ ， $C_2 = 1/(1 - e^{2\mu_e d})$ である．この式 (9) を用いて検出光強度などを導くと最終的に動脈血の酸素飽和度は次の式 (10) のように表される．

$$SpO_2 = \frac{r_t \sigma_{a,IR}^{0\%} - K'_t \sigma_{a,R}^{0\%}}{K'_t (\sigma_{a,R}^{100\%} - \sigma_{a,R}^{0\%}) + r_t (\sigma_{a,IR}^{0\%} - \sigma_{a,IR}^{100\%})} \quad (10)$$

ここで σ は赤血球の吸収断面積で上付きの 100%，0% は酸素化 (HbO₂)，脱酸素化 (Hb) を意味し， K'_t は透過型における散乱の効果を表す係数である．反射型に対しても同様の結果が得られる．

5.2.2 表面反射を考慮する場合

生体組織と外部との屈折率の差で生じる表面反射を考慮する場合に積分強度 ϕ について式 (8) を解くと次の式 (11) のようになる．

$$\phi_{hemi}(\rho) = \frac{P_0}{4\pi D} \left(\frac{C_{1+}}{\rho_1} e^{-\mu_e \rho_1} + \frac{C_{2+}}{\rho_1} e^{\mu_e \rho_1} - \frac{C_{1-}}{\rho_2} e^{-\mu_e \rho_2} + \frac{C_{2-}}{\rho_2} e^{\mu_e \rho_2} \right) \quad (11)$$

この式 (11) を用いて検出光強度などを導くと最終的に動脈血の酸素飽和度は前節と同様に式 (10) のように導かれる．しかし，散乱の効果を表す係数である K'_t の数値が異なる．また反射型についても同様の結果が得られる．

6 理論計算の方法の検討

前節で示した 3 つの理論計算の方法について理論計算の妥当性を検討するために実際の生体組織の光学特性値を用いて理論計算を行い比較した．

6.1 透過型についての理論計算

透過型についての理論計算の結果を Fig.6 に示す．Beer-Lambert 則における L ，表面反射を考慮しない光拡散理論と考慮する光拡散理論の (SD) はそれぞれ入射検出間距離を表しているのので， $L = (SD) = 10[\text{mm}]$ 以下として理論計算を行った．

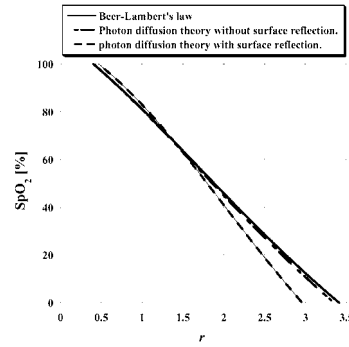


Fig. 6: Results of theoretical calculation for transmission type.

この結果より表面反射を考慮した場合の光拡散理論による理論計算では曲線が上に凸になっており，これは一般に広く知られている実測の曲線と傾向が一致する．これは Beer-Lambert 則は生体組織のような強散乱体には適用できず，また，皮膚と空気では屈折率が異なり生体組織から出てくる光は反射されることより，表面反射を考慮した光拡散理論がより妥当な結果を示したと考えられる．

6.2 反射型についての理論計算

反射型についての理論計算の結果を Fig.7 に示す．Beer-Lambert 則における L ，表面反射を考慮しない光拡散理論と考慮する光拡散理論の (SD) はそれぞれ入射検出間距離を表しているのので， $L = (SD) = 10[\text{mm}]$ 以下として理論計算を行った．

反射型についての理論計算においては，光拡散理論による表面反射を考慮しない場合とする場合において上に凸になるという結果になった．また，低酸素飽和度で光拡散理論による結果に大きな差が見られた．

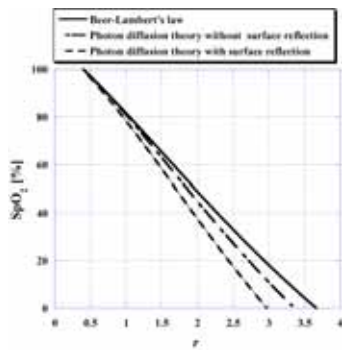


Fig. 7: Results of theoretical calculation for reflection type.

6.3 透過型と反射型の理論計算の結果の比較

6.1, 6.2 節の結果より比較の際に Beer-Lambert 則は除き, 光拡散理論の表面反射を考慮しない場合と考慮する場合について比較する. 透過型については指の厚さ d を $d = 10[\text{mm}]$ とし, 反射型についても指の厚さは透過型と同じにし, 入射検出間距離 (SD) は (SD) = 10[mm] 以下として計算を行った. 結果を Fig.8, 9 に示す.

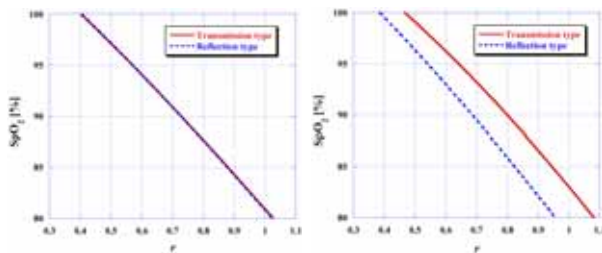


Fig. 8: Results of the- Fig. 9: Results of theoretical calculation for transmission and reflection type (surface reflection is not considered). theoretical calculation for transmission and reflection type (surface reflection is considered).

この結果より, 表面反射を考慮しない光拡散理論による理論計算では透過型と反射型の結果はほぼ同じになっているが, 表面反射を考慮する光拡散理論による理論計算では透過型と反射型の結果が 4 節の実験結果と傾向が一致する. このことより, 表面反射を考慮している光拡散理論による理論計算の方が結果として妥当だと考えられる.

これらの結果より, 表面反射を考慮する光拡散理論が関数 $\text{SpO}_2 = f(r)$ を作成するために妥当であると考えられる.

7 理論計算における生体パラメータの影響

表面反射を考慮する光拡散理論における理論計算で, 生体パラメータの影響を考慮するために指の厚さ, ヘマトクリットを変化させて理論計算を行い検討した. そ

他のパラメータは実際の生体パラメータを用い, 反射型における (SD) は 10mm 以下として計算した. 結果を Fig.10-13 に示す.

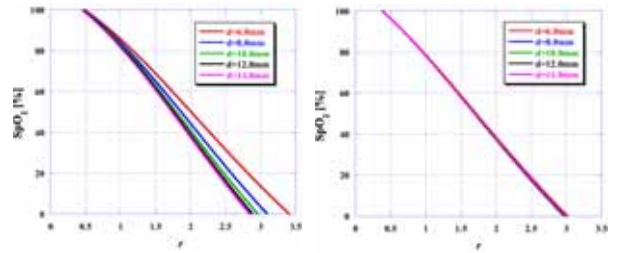


Fig. 10: Effect of finger thickness for transmission type. Fig. 11: Effect of finger thickness for reflection type.

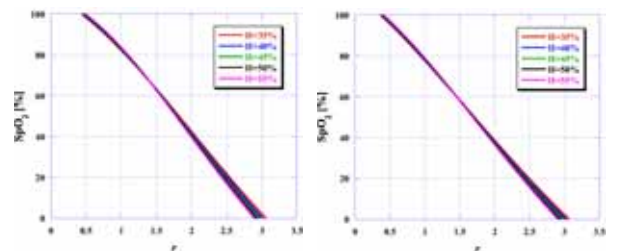


Fig. 12: Effect of hematocrit for transmission type. Fig. 13: Effect of hematocrit for reflection type.

Fig.10 より, 透過型の場合は指の厚さの影響が低酸素飽和度の領域において大きいという結果になった. また, Fig.11 より反射型の場合は指の厚さの影響はほぼ無いたことが判明したが, これは反射型の場合は検出器が入射点と同じ面にあるためであると考えられる. Fig.12, 13 よりヘマトクリットの変化の影響は低酸素飽和度の領域で大きくなるのがわかる. また, 透過型と反射型を比較すると, ヘマトクリットの変化の影響はほぼ同じであることがわかる.

8 結言

積分球式において実験により酸素飽和度測定が可能であることを確認した. また, 理論計算においては理論的に関数 $\text{SpO}_2 = f(r)$ を作成できる可能性を示し, 生体パラメータが酸素飽和度測定に与える影響を確認した.

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.