

顔映像を用いた非接触式血中酸素飽和度測定法

Non-Contact Measurement of Blood Oxygen Saturation Using Facial Video

○佐々木 颯馬*, 杉田 典大*, 八巻 俊輔*, 市地 慶*, 本間 経康*, 吉澤 誠*

○Soma Sasaki*, Norihiro Sugita*, Shunsuke Yamaki*, Kei Ichiji*
Noriyasu Homma*, Makoto Yoshizawa*

*東北大学

*Tohoku University

キーワード : 顔映像 (Facial video), 経皮的動脈血酸素飽和度 (SpO₂)
映像脈波 (Video plethysmography), 画像処理 (Image processing)

連絡先 : 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05
東北大学 サイバーサイエンスセンター 吉澤 (誠)・杉田研究室
佐々木 颯馬, Tel : (022)795-7130

E-mail : soma.sasaki.q3@dc.tohoku.ac.jp

1. はじめに

生体に十分な量の酸素が行き届いているかどうかを定量的に確かめることのできるパラメータの1つとして、経皮的動脈血酸素飽和度 (SpO₂) が存在する。SpO₂ は式 (1) で定義されている。

$$\text{SpO}_2 \equiv \frac{C_{\text{HbO}_2}}{C_{\text{HbO}_2} + C_{\text{Hb}}} \times 100 [\%] \quad (1)$$

C_{HbO₂} : 酸化ヘモグロビン濃度 C_{Hb} : 還元ヘモグロビン濃度

SpO₂ を即時かつ継続的に測定するための機器として、パルスオキシメータがある。ただし、パルスオキシメータは計測時にセンサを皮膚表面へ接触させる必要があるため、肌の弱い新生児や入院患者の SpO₂ を長時間モニタリングすることは、皮膚の炎症や強いストレスを引き起こす危険性がある。本研究では、顔映像を解析することで、非接触で SpO₂ を推定する手法の確立を目的とする。

2. 原理

2.1 パルスオキシメータの原理

パルスオキシメータは赤色光と近赤外光のLEDからなる発光部と、透過光を測定する受光部によって構成されており、発光部と受光部の間に指を挟むことで SpO₂ の測定が可能である。パルスオキシメータの外観および内部構造を Fig.1 に示す。動脈には酸化ヘモグロビン (HbO₂) が、静脈には還元ヘモグロビン (Hb) が多く存在している。ここで、HbO₂ と Hb における光の波長とモル吸光係数の関係は Fig.2 のようになっている。赤色光でのモル吸光係数は Hb が HbO₂ より大きく、近赤外光でのモル吸光係数は HbO₂ が Hb より大きい。したがって、赤色光と近赤外光における吸光度の変動比から SpO₂ の値が算出される。

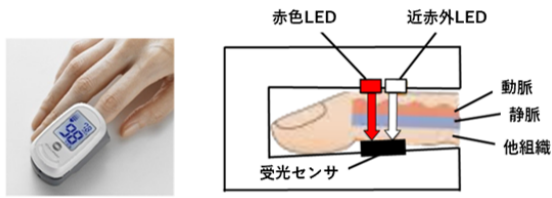


Fig. 1: パルスオキシメータの外観(左) [1] および内部構造(右)

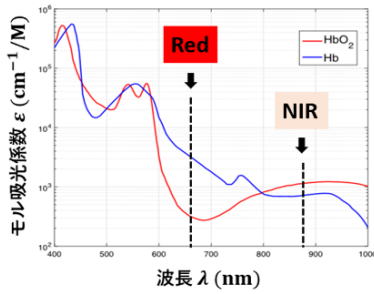


Fig. 2: 光の波長とモル吸光係数の関係

2.2 顔映像を用いた血中酸素飽和度測定の原理

顔などの皮膚に光を当てると、反射光強度は血管内のヘモグロビン量の変動により時間的に変化する。ビデオカメラを用いて反射光強度の時間変化を算出した Fig.3 のような波形を映像脈波 (Video PlethysmoGraphy: VPG) と呼ぶ。

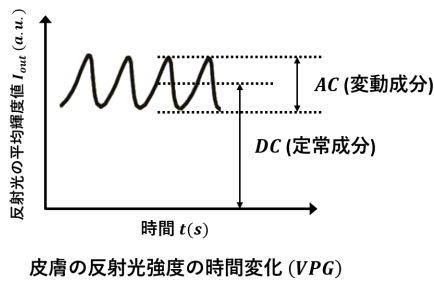


Fig. 3: 皮膚の反射光強度の時間変化 (VPG)

ここで、Lambert–Beer の法則 [2] より、波長 λ の光を入射した時の脈動による吸光度の変動 ΔA_λ は、式 (2) に示すように直流成分 DC_λ を用いて正規化した変動成分である nAC_λ に置き換えることができる。

$$\Delta A_\lambda \simeq \frac{AC_\lambda}{DC_\lambda} \equiv nAC_\lambda \quad (2)$$

式 (3) に示すように、異なる 2 波長 λ_1, λ_2 における nAC_λ の比を正規化 AC 比 R_{nAC} と定義する。

$$R_{nAC} \equiv \frac{nAC_{\lambda_1}}{nAC_{\lambda_2}} = \frac{AC_{\lambda_1}/DC_{\lambda_1}}{AC_{\lambda_2}/DC_{\lambda_2}} \quad (3)$$

ここで、Lambert–Beer の法則および SpO_2 の定義から、 R_{nAC} と SpO_2 の関係式 (4) が導かれる。

$$SpO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_1) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_2)R_{nAC}}{\varepsilon_{Hb}(\lambda_1) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) + \{\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_2)\}R_{nAC}} \quad (4)$$

$\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$: 波長 λ の光を照射した時の HbO_2 の吸光度

$\varepsilon_{Hb}(\lambda)$: 波長 λ の光を照射した時の Hb の吸光度

したがって、異なる 2 波長 λ_1, λ_2 における VPG から R_{nAC} の値を算出し、式 (4) に代入することで SpO_2 の値が算出される。

2.3 正規化 AC 比 R_{nAC} と SpO_2 の線形近似式の算出

本研究では VPG 計測時の照射光源として 630 nm(赤) と 850 nm(近赤外) の LED を使用した。Lambert–Beer の法則および SpO_2 の定義を用いて、上記の 2 波長における R_{nAC} と SpO_2 の線形近似式を求めた結果を Fig.4 に示す。

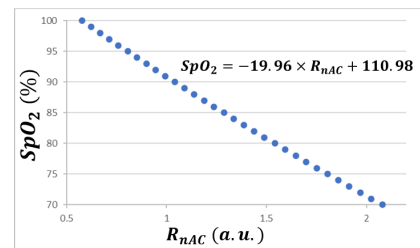


Fig. 4: R_{nAC} と SpO_2 の線形近似

3. 実験

本研究では、2 つの実験を行った。まず最初に Shao らによる研究 [3] を参考に、 SpO_2 の実測値と推定値を比較する実験 1 を行った。しかし、Shao らの研究には SpO_2 の推定値を補正するために実測値を利用しているという問題点が

ある。したがって、実測値を用いずに SpO_2 を推定する手法を確立するための検証を実験2として行った。

3.1 実験1

Fig.6のような実験環境を構築した。本実験では、20代の男女3名を被験者とし、座位安静状態の被験者の顔映像を20 cm離れた位置のビデオカメラ (ORCA-Flash4.0 V3 デジタルCMOSカメラ) から取得した。波長630 nmの赤色LEDと波長850 nmの近赤外LEDを50 ms毎に交互に光らせることによって、異なる波長由来のVPGを同時に取得した。LEDおよびカメラの制御は、マイクロコンピュータ (mbed LPC1768) を用いてトリガー信号を入力することにより実現した。また、本実験は周囲光の影響をなくするため暗室で行った。

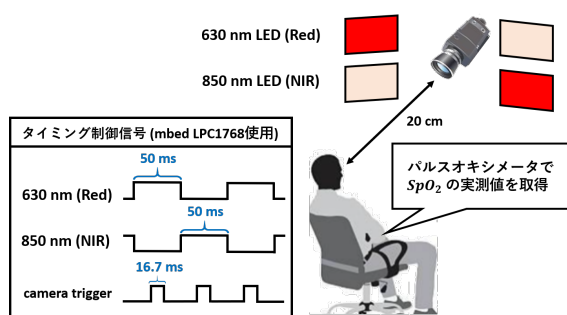


Fig. 5: 実験環境

取得した映像を偶数フレーム (Red) と奇数フレーム (NIR) に分け、それぞれのVPGを求めた。ROIは鼻と口を含む領域に設定した。続いてVPGを時間窓10秒で切り出し、各範囲において R_{nAC} を求めた後、Fig.4の線形近似式に代入することで SpO_2 の推定値を求めた。測定時間を70秒とし、その途中で呼吸を停止することで SpO_2 を低下させる実験を実施し、パルスオキシメータから読み取った実測値と上記の方法で算出した SpO_2 の推定値を比較した。同様の実験を測定時間を100秒、130秒に変えて3度行った。結果を Fig.6 に示す。

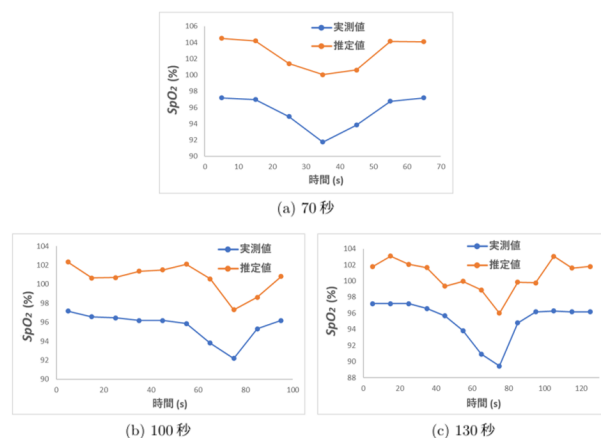


Fig. 6: 実測値と推定値

Fig.6より、すべての測定回において実測値と推定値の変化の傾向が似ていることが確認できた。この結果から、 R_{nAC} と SpO_2 の線形近似式における傾きは妥当なものであったが、バイアス値で測定回ごとの差が生じたと考えられる。したがって、 SpO_2 の値を正確に推定するために、顔映像の測定を開始してから最初の30秒間のデータを用いて線形近似式のバイアス値の補正を行った。本実験においては10秒ごとに SpO_2 の推定値を算出しており、3回分の推定値と実測値の差が得られるため、その平均値を推定値から引くことで補正を行った。Fig.6に示した各データにおける実測値と補正值それぞれの時間変化を Fig.7 に示す。また、異なる被験者においても測定時間を130秒として同様の実験を行った。各測定データにおけるRMSEの推定値と補正值の比較図を Fig.8 に示す。

Fig.8より、各実験回ごとに適切な値を用いて線形近似式のバイアス値の補正を行うことで、 SpO_2 の推定精度が上がったことが確認できた。ただし、本実験ではバイアス値の補正にパルスオキシメータから得られる SpO_2 の実測値を利用した。実測値を用いることなく線形近似式のバイアス値の補正を行う手法を確立するために、実測値と推定値のずれの個人内・個人間差を検証する実験を行った。

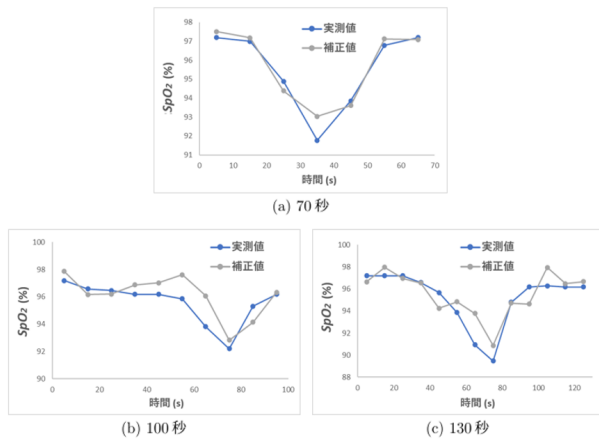


Fig. 7: 実測値と補正值

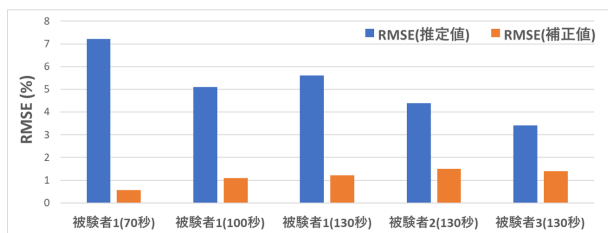


Fig. 8: RMSE の推定値と補正值

3.2 実験 2

本実験では SpO_2 の推定値と実測値との差をバイアス値のずれとして定義し、このずれの個人内・個人間差をそれぞれ検証した。個人内差の検証では、ROI と LED 強度を変化させたときのバイアス値のずれを調べた。本実験では、男女 5 名を被験者とした。

3.2.1 個人内差の検証結果：ROI を変化させたとき

まずは個人内差の検証として、Fig.9 に示すような 3 種類の ROI についてバイアス値のずれを調べた。結果は Fig.10 に示す。



Fig. 9: ROI の設定範囲

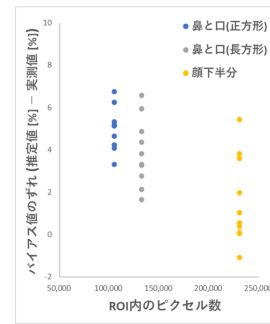


Fig. 10: ROI を変化させたときのバイアス値のずれ

Fig.10 より、同一測定回においては ROI 内の面積が大きくなるほどバイアス値のずれが小さくなり、バイアス値のずれのばらつきは大きくなることがわかった。異なる被験者でも同様の結果となった。

3.2.2 個人間差の検証結果：LED 強度を変化させたとき

続いて個人間差の検証として、異なる 5 人の被験者において LED 強度を変化させたときのバイアス値のずれについて検証を行った。ROI は Fig.10 の結果を受けて、バイアス値のずれのばらつきが最も小さかった鼻と口 (正方形) の領域に固定した。各被験者には 2 種類の強度の LED を照射した。結果を Fig.11 に示す。

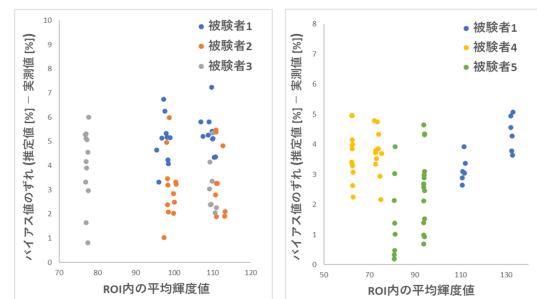


Fig. 11: ROI を変化させたとき

Fig.11 より、測定回と ROI が一定のとき同一被験者においてバイアス値のずれおよびそのばらつきが概ね一定であることがわかった。また、LED の強度が同じ場合であっても、ROI 内の平均輝度値の個人間差が大きくなっていることが

確認できた。ここで、同一の測定回とは、設置したカメラやLEDを片付けることなく、同一の実験環境下で行った測定を指す。

3.2.3 個人内差の検証結果：LED強度を変化させたとき

最後に、LED強度を変化させたときのバイアス値のずれについて個人内差の検証を行った。結果をFig.12に示す。なお、Fig.12において、同じ種類の枠線で囲まれたプロットは、測定回が同一である。

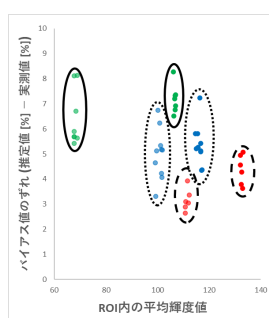


Fig. 12: LED強度を変化させたとき

Fig.12より、測定環境がバイアス値のずれに与える影響は大きく、測定環境が異なるデータ群はバイアス値のずれの傾向が異なっていることがわかった。

4. 考察

実験2の結果から、測定環境を構築するたびにバイアス値のずれの傾向が変化することがわかった。これは、測定環境の再構築によりLEDの傾きやカメラとLEDの相対位置等が意図せずずれてしまっているからであると考えられる。ここで、測定環境の再現が困難となる一因は、図6のようにビデオカメラの周辺4箇所に面照明を配置していることが挙げられる。したがって、内径の異なる2種類のリング型照明を用いて、その中にカメラを通すことを考えている。

実験結果から、測定環境とROIが一定のとき同一被験者においてバイアス値のずれが概ね一

定であることがわかっているため、測定環境の再現が困難であるという問題が解決すると個人内差が小さくなるのではないかと考える。しかし、個人間差については皮膚のメラニン色素等の影響を考慮する必要があるため、異なる対処法を考える必要がある。

5. 結言

本研究の目的はビデオカメラから得られる顔の映像を解析することにより、非接触でSpO₂を測定する手法を確立することであった。

まず初めに、SpO₂の実測値と推定値の比較を行い、次いで測定データを用いて線形近似式のバイアス値の補正を行った。補正を行った結果、SpO₂の推定精度が上昇した。しかし、前述の方法ではバイアス値の補正にSpO₂の実測値を利用しているため、実測値を用いることなく補正を行う手法を確立するために、バイアス値のずれの個人内・個人間差を検証した。その結果、同一測定回においてROI内の面積が大きくなるほどバイアス値のずれが小さくなり、バイアス値のずれのばらつきが大きくなることがわかった。また、測定環境とROIが一定のとき同一被験者においてバイアス値のずれおよびそのばらつきは概ね一定であることがわかった。

課題点としては、考察でも述べた実験回ごとの測定環境の再現が困難であるという点と、本実験のSpO₂推定法が被験者の動きに弱いという点が挙げられる。

参考文献

- 1) KONICA MINOLTA 「パルスオキシメーターは何が測れるの?」
<https://www.konicaminolta.com/jp-ja/newsroom/topics/2020/0424-01-01.html> (2020/10/27)
- 2) 小坂誠, 吉田愛, and 大江克憲. パルスオキシメーターの原理, 日本集中治療医学会雑誌 (2016): 625-631.
- 3) Shao, Dangdang, et al. Noncontact monitoring of blood oxygen saturation using camera and dual-wavelength imaging system, IEEE Transactions on Biomedical Engineering (2015): 1091-1098.