



ストレス評価を目指した皮膚代謝状態の分光画像計測

| | |
|-------|--|
| メタデータ | 言語: jpn 出版者: 室蘭工業大学SVBL 公開日: 2007-12-18 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 相津, 佳永, 内山, 雄介, 鹿又, 淳志, 湯浅, 友典, 三品, 博達 メールアドレス: 所属: |
| URL | http://hdl.handle.net/10258/315 |

ストレス評価を目指した皮膚代謝状態の分光画像計測

機械システム工学科 相津佳永, 内山雄介 (修士1年), 鹿又淳志 (4年),
湯浅友典, 三品博達

1. はじめに

社会のIT化・グローバル化による現代人の過剰なストレスが、健康障害、交通事故・労働災害、生産性低下など、様々な問題を引き起こしており、生活・作業状態中の人間のストレスを、非接触、無侵襲に定量計測する技術が求められている。そこで、著者らは皮膚の分光反射率に注目した。ヒトの皮膚組織表面は体内血液状態を外部に伝える情報部位と考えられ、反射光が波長に依存する特性は、特に光の吸収源であるメラニン・ヘモグロビン濃度と密接に関係している。

著者らは、皮膚組織表面から得た3波長分光反射率画像に非線形重回帰分析を適用することで、メラニン、酸化・還元ヘモグロビン濃度を求める方法を昨年までに確立した^{1,2)}。しかし、ヘモグロビン酸素飽和度の計測が難しく、まだ実現できていなかった。本研究では、酸化と還元ヘモグロビン間の吸光スペクトルの直交性により近い波長を調査、適用することで、皮膚の分光画像から血中ヘモグロビン濃度と酸素飽和度を非接触・無侵襲計測する手法の検討を行った³⁾。また、生活・作業状態中での利用を目指すため、照明光の強度を抑制する可能性についても実験的に検討した。

2. 測定原理と装置

2.1 3波長反射率のシミュレーション

まず、メラニン濃度 C_m 、酸化ヘモグロビン濃度 C_{oh} 、還元ヘモグロビン濃度 C_{dh} を文献値を参考に設定し、モンテカルロシミュレーションにより各波長(540, 560, 580nm)での反射率を計算する。ここで、実際のヒト皮膚は複雑な複数の層からできているが、本研究ではFig.1のようにメラニン色素が含まれる表皮層と、毛細血管として酸化・還元ヘモグロビンが含まれる真皮層の単純2層からなると仮定した。また、皮下脂肪等は省略し、表皮層の厚さを0.06(mm)、真皮層の厚さを4.94(mm)とし、表皮・真皮の光学特性は同じとみなした。屈折率は全ての層で $n = 1.4$ とし、各層の散乱係数 $\mu_s(\text{cm}^{-1})$ 、非等方性パラメータ g 、メラニン及びヘモグ

ロビンの吸収係数 $\mu_a(\text{cm}^{-1})$ はヒトの文献値を利用した。

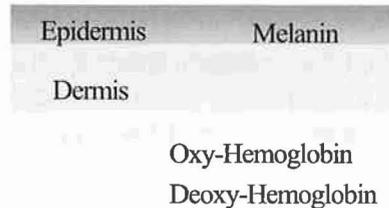


Fig.1 2-layer skin tissue model.

2.2 重回帰分析

シミュレーションにより計算された反射率 $R(\lambda)$ を、式(1)により吸光度 OD に変換する。

$$OD = -\log_{10} R(\lambda) \quad (1)$$

次に、目的変数を2.1で設定した C_m, C_{oh}, C_{dh} に、また説明変数を式(1)より得た3波長での吸光度にして、式(2), (3), (4)の回帰式を用いて重回帰分析を行い回帰係数 $\alpha_i, \beta_i, \gamma_i (i=0,1,2,3)$ を求める。実際には式(2), (3), (4)を拡張し、条件により最高3次の項までの回帰式を用いる。

$$C_m = \alpha_1 OD_{540} + \alpha_2 OD_{560} + \alpha_3 OD_{580} + \alpha_0 \quad (2)$$

$$C_{oh} = \beta_1 OD_{540} + \beta_2 OD_{560} + \beta_3 OD_{580} + \beta_0 \quad (3)$$

$$C_{dh} = \gamma_1 OD_{540} + \gamma_2 OD_{560} + \gamma_3 OD_{580} + \gamma_0 \quad (4)$$

以上より、 C_m, C_{oh}, C_{dh} の回帰係数 α, β, γ が求まる。

2.3 計測手順

まず、標準白色板をCCDカメラで540, 560, 580nmの波長にて画像撮影する(標準白色板の応答: W)。このとき各波長毎のシャッター露光時間を決めて、全ての撮影で一定の露光時間とする。次に、CCDカメラのレンズを完全に絞ってから蓋をして、同様に各波長での画像を撮影する(暗電流ノイズの応答: D)。そして、次に計測したい皮膚を同様に撮影する(測定対象の応答: I)。得られたデータから、式(5)によって各波長での反射率画像に変換する。

$$R(\lambda) = \frac{I - D}{W - D} \quad (5)$$

以上によって求めた反射率 $R(\lambda)$ を吸光度 OD に変換して式(2), (3), (4)に代入し, 2.2 で求めた回帰係数により計算することによってメラニン濃度 C_m , 酸化ヘモグロビン濃度 C_{oh} , 還元ヘモグロビン濃度 C_{rh} を測定することができる. 全ヘモグロビン濃度 C_{th} は酸化・還元ヘモグロビン濃度の和であり, 酸素飽和度 SO_2 は全ヘモグロビン濃度に対する酸化ヘモグロビン濃度の割合として算出される.

2. 4 測定装置

Fig. 2 に今回使用した CCD カメラによる測定装置の概要を示す. ハロゲンランプ光源からの白色光を拡散板を通して強度分布を均一にしたのち測定対象に照射する. 対象からの反射光を狭帯域干渉フィルター(中心波長 540, 560, 580nm)を通して, CCD カメラにより撮影する. 2 枚の偏光フィルターは表面反射光の除去のために用いた.

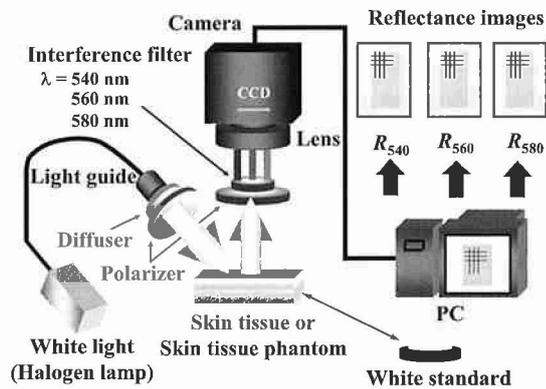


Fig.2 Experimental apparatus (setup 1).

3. 実験 一手法の検証

3. 1 皮膚ファントム実験

ヒト皮膚では実際の濃度が未知なため, 本手法の可能性を確認するために濃度が既知の人工皮膚ファントムによる実験を行った. この皮膚ファントムはヒト皮膚と同様な光学特性を持たせるように作成した. 生理食塩水で寒天を溶かした寒天溶液を媒体として, 表皮の吸収体にはメラニン色素の代わりにコーヒー溶液を, 真皮の吸収体には毛細血管を考

慮しHct (ヘマトクリット値) を44%に調整したウマ血液を微量使用した. また表皮, 真皮共に散乱体としてイントラリピッドを使用した. 今回は Fig. 3 のように皮膚ファントムの上部と下部で領域 a, b に分け, 表皮コーヒー濃度 C_c は4%で統一して, 真皮ヘモグロビン濃度 C_{th} は領域 a を 0.2%, 領域 b を 0.4%, 酸素飽和度 SO_2 は領域 a を 100% (完全酸化) で領域 b を 0% (完全還元) とした. このように作成した皮膚ファントムを CCD カメラにより撮影し, 各濃度を計測した.

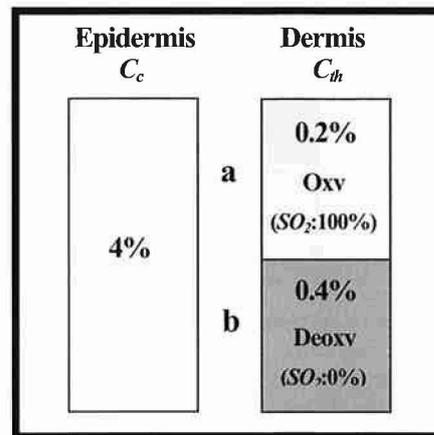


Fig.3 Concentration of pigments setup for skin tissue phantom used in the experiment.

3. 2 結果と考察

皮膚ファントム実験の結果を Fig. 4 に示す. (a) が表皮コーヒー濃度, (b) が真皮ヘモグロビン濃度, (c) が真皮ヘモグロビンの酸素飽和度の測定結果である. 数字で示した値は領域内の1ピクセルごとの値を全ピクセルで平均した値である. この結果を見ると, (a) ではコーヒー濃度が設定値4%に対して領域 a で 5.27%, 領域 b で 5.96%と誤差が大きくなっており, かつ真皮のヘモグロビン濃度の差による影響を若干受けている可能性があり, 2つの領域で値が異なっている. これは推定に用いた回帰式の係数がまだ最適でないためと考えられる. (b) のヘモグロビン濃度と (c) の酸素飽和度に関しては比較的良好な結果となっているが, まだ十分な精度とは言えない. 酸素飽和度については, 値が 100%を超えることはないはずであるが, 結果の値は重回帰推定での推定誤差が影響していると考えられる.

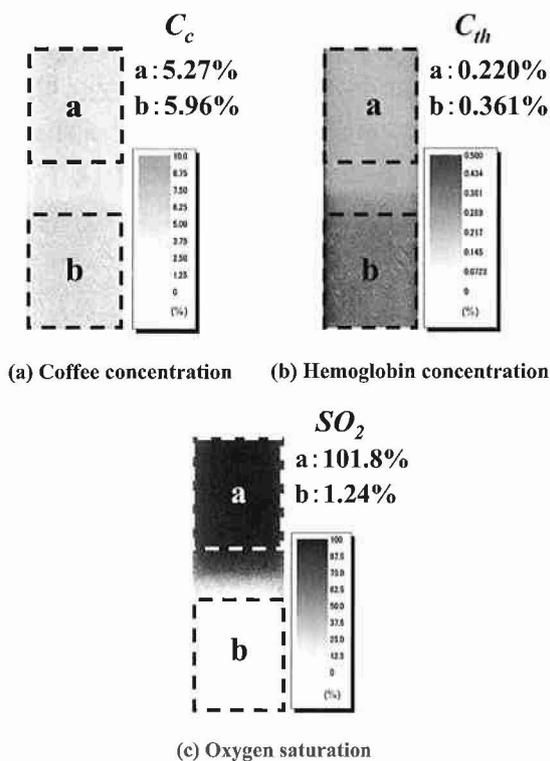


Fig.4 (a)Coffee concentration, (b)hemoglobin concentration and (c)oxygen saturation images obtained from the 2-layer skin tissue phantom of Fig.3.

4. 実験 —光源照度の影響—

4. 1 測定系

Fig. 5 に本実験で使用した測定系を示す。前述と同様の計測を光源の照度を変更することに行い、ハロゲンランプ光源からの照度を測定面で照度計により同時計測できるようにした。基本構成は Fig. 2 と同じである。

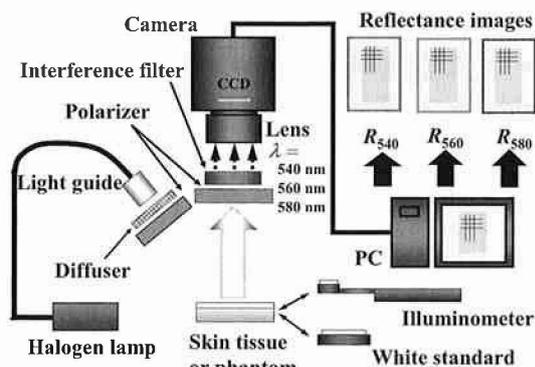


Fig.5 Experimental apparatus (setup 2).

4. 2 ファントム実験と結果

初めに濃度既知の皮膚ファントムによる実験を行い、各測定濃度とその標準偏差を算出し、照度の影響を検討した。Fig. 6 に示すのは $C_c=6\%$, $C_{th}=0.6\%$, $SO_2=100\%$ の皮膚ファントムのある照度におけるメラニン濃度の分布図の例であり、丸く写っているのは白色板の領域であり、実際に濃度を算出できるのはこの部分だけである。3つの照度条件におけるこの白色板の各中心付近の濃度の平均値を Table 1 に、濃度の標準偏差を Table 2 示す。

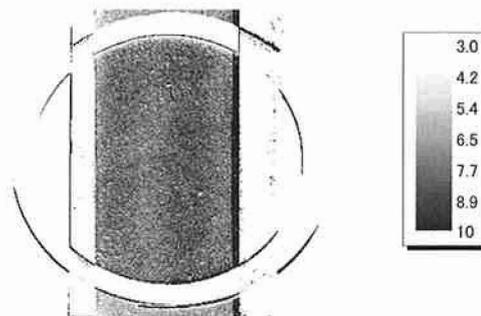


Fig.6 Measured image of melanin concentration in the skin tissue phantom.

Table 1 Measured mean values of C_c , C_{th} , and SO_2 in the skin phantom for three different illuminance conditions.

| Illuminance (lx) | Measured mean values | | |
|---------------------|----------------------|--------------|------------|
| | C_c (%) | C_{th} (%) | SO_2 (%) |
| 1330 | 8.0 | 0.51 | 94 |
| 700 | 7.7 | 0.55 | 93 |
| 400 | 8.2 | 0.53 | 97 |

Table 2 Standard deviation for the results of Table 1.

| Illuminance (lx) | Standard deviation | | |
|---------------------|--------------------|--------------|------------|
| | C_c (%) | C_{th} (%) | SO_2 (%) |
| 1330 | 1.1 | 0.052 | 4.1 |
| 700 | 1.4 | 0.065 | 4.7 |
| 400 | 2.0 | 0.084 | 6.5 |

結果を見ると、平均値では酸素飽和度に関して比較的よい結果となっているが、全ヘモグロビン濃度は設定値が 0.6% に対して 0.5~0.55% と誤差が生じ、またコーヒー濃度では、

設定値が6%に対して8%前後と誤差が大きくなっている。この原因は、CCDカメラでの反射率の測定における誤差や求めた回帰係数の精度が考えられるので、今後CCDカメラの再校正や回帰係数の見直しが必要である。また、メラニン濃度、全ヘモグロビン濃度、酸素飽和度のいずれにおいても、照度が低くなると結果の標準偏差が大きくなっていることから、雑音による結果の変動が大きくなることが明らかとなった。本手法による計測では照度の影響を受けることがわかるが、今後は照度の実環境での値を設定してさらに検討する必要がある。

4. 3 ヒト皮膚における実験

ヒト前腕部内側の皮膚画像を撮影して、 C_m , C_{th} , SO_2 の測定と各濃度の標準偏差の算出を行った。Fig. 7に示すのはある照度における酸素飽和度の分布図の例であり、この中心付近の濃度の平均値をTable 3に、濃度の標準偏差をTable 4に示す。結果を見ると、皮膚ファントムにおける実験に比べ、全ヘモグロビン濃度と酸素飽和度の標準偏差が大きいことがわかる。これは、血液が一様に分布されている皮膚ファントムとは違い、ヒトの血液は血管と毛細血管の中を流れているため、血液中に存在するヘモグロビンがヒト皮膚においては一様に分布していないことに起因するものと考えられる。また、ヒト皮膚における実験でも照度の影響を確認できるが、照度変化による標準偏差の変化が皮膚ファントムと異なる傾向を示したので、今後はサンプル数を増やすとともに、今回の実験よりも弱い照度における計測も行う必要がある。

5. おわりに

今回、新たに選定した3波長での反射率画像を用いて、メラニン、ヘモグロビン濃度と酸素飽和度の分布を計測する方法の有効性を確認した。今後様々な場合のヒト皮膚での計測を行い、実際の皮膚への適用性を高めたい。また、照度の影響を調べたが、今後は実環境に近い条件での評価が必要であ

る。また、必要な照度の下限についても検討が必要である。

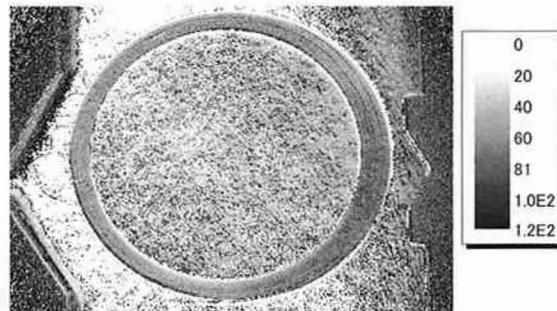


Fig.7 Measured result of oxygen concentration in human forearm.

Table 3 Measured mean values of C_m , C_{th} , and SO_2 in human skin tissue for three different illuminance conditions.

| Illuminance (lx) | Measured mean values | | |
|---------------------|----------------------|--------------|------------|
| | C_m (%) | C_{th} (%) | SO_2 (%) |
| 1330 | 4.3 | 0.22 | 42 |
| 700 | 3.7 | 0.27 | 42 |
| 200 | 3.1 | 0.35 | 49 |

Table 4 Standard deviation for the results of Table 3.

| Illuminance (lx) | Standard deviation | | |
|---------------------|--------------------|--------------|------------|
| | C_m (%) | C_{th} (%) | SO_2 (%) |
| 1330 | 1.2 | 0.15 | 16 |
| 700 | 1.1 | 0.15 | 15 |
| 200 | 1.1 | 0.17 | 21 |

参考文献

- 1) I. Nishidate, Y. Aizu, and H. Mishina, "Depth visualization of a local blood region in skin tissue by use of diffuse reflectance images," Opt. Lett. 30(16), 2128/2130 (2005).
- 2) I. Nishidate, Y. Aizu, and H. Mishina, "Estimation of melanin and hemoglobin in skin tissue using multiple regression analysis aided by Monte Carlo simulation," J. Biomed. Opt. 9(4), 700/710(2004).
- 3) 内山雄介, 西館泉, 相津佳永, 三品博達: 3波長反射率画像を用いた皮膚組織内吸収成分分布の計測, 第38回SICE北海道支部学術講演会講演予稿集 p. 3. (2006).