

# 科学研究費助成事業(学術研究助成基金助成金)研究成果報告書

平成 25 年 5 月 24 日現在

機関番号:50104 研究種目:若手研究(B) 研究期間:2011~2012 課題番号:23760374 研究課題名(和文) 撮影条件に影響されない皮膚ヘルスモニタリングシステムの開発

研究課題名(英文) Development of the skin health monitoring system without influence of imaging condition

### 研究代表者

横井 直倫 (YOKOI NAOMICHI) 旭川工業高等専門学校・機械システム工学科・准教授

研究者番号:60353223

#### 研究成果の概要(和文):

本研究では、レーザーを利用して皮膚の血行動態を撮影条件の影響を受けず実時間に解析で き、同時に皮膚組織の酸化・還元へモグロビン濃度変化を計測することで血液濃度変化も解析 できる皮膚ヘルスモニタリングシステムを開発した.さらに、血流と血液濃度の解析結果をデ ータベースに蓄積することで、皮膚腫瘍や皮膚アレルギーの診断に活用できるようにした.

### 研究成果の概要(英文):

In the present study, I have developed the skin health monitoring system that can simultaneously images the blood flow distribution and hemoglobin concentration change on the skin surface. The proposed system can reproduce the blood flow and the blood concentration change with a frame rate of the imaging device used. The data of the blood flow and the blood concentration change of various patients are accumulated to the database and are utilized for diagnosis of skin cancer and allergic skin disease.

## 交付決定額

			(金額単位:円)
	直接経費	間接経費	合 計
交付決定額	3, 400, 000	1,020,000	4, 420, 000

研究分野:光計測

科研費の分科・細目:電気電子工学・計測工学 キーワード:計測工学,血流計測,色彩計測,皮膚診断,画像処理

#### 1. 研究開始当初の背景

近年,インターネットの飛躍的な普及に伴い、これを最大限に利用した離島等の遠隔地 患者のヘルスモニタリングへの要求が高ま っている.皮膚は「内臓の鏡」と呼ばれるよ うに、その疾患の初期診断は、その背後に潜 む重大な内臓疾患などの早期発見につなが るため、単なる皮膚科診断の領域を超えた総 合的な診断技術として位置付けられてきた. しかしながら,皮膚疾患の症状の現れ方は患 者により多様であるため,症名の特定は医師 の経験に頼る部分が大きく,診断の客観化が 困難な分野とされてきた.

本研究代表者は、従来の研究成果を踏まえ、 スペックル画像の空間差分処理による血流 イメージングと2波長分のスペックル画像を 利用した分光計測による酸化・還元へモグロ ビン濃度変化イメージングの両方に基づき 疾患部の状態を定量化し、さらに本技術を新 たに構築するインターネットを利用した動 画データ転送・画像処理システムと組み合わ せることで、遠隔医療への応用が可能な皮膚 腫瘍や皮膚アレルギーの初期診断システム を開発できるとの着想に到った.本システム が実現できれば、皮膚科の医師が簡便に利用 できる皮膚へルスモニタリングシステムを 実現できると考えたことが、本研究の着手に 到った動機である.

2. 研究の目的

本研究における皮膚ヘルスモニタリング システムの開発では、「皮膚の血行動態」と 「酸化・還元ヘモグロビン濃度変化」の2つ をいかに定量的にかつ効率的に解析できる かが成功の鍵を握る.従って、本研究は両者 を2つの柱として実施された.

まず皮膚の血行動態の解析については、本 研究代表者がただ1枚のスペックル画像の ブレ(測定対象の動きにより発生する鮮鋭度 の低下)を(5×5) 画素の解析単位毎に空間 差分に基づいて定量評価し, 血流速分布をコ ントラストでイメージングする新たな血流 評価値を考案した.本血流評価値を利用すれ ば、使用する撮影機器のデータ取り込み速度 により決定される時間分解能で、実時間に血 流を可視化することができる. さらに, 解析 単位毎にスペックルコントラストも求め、その 自乗値を同一の解析単位における上述の血流 評価値に乗ずることで, 血行動態解析におけ るスペックルコントラストの影響を大幅に 低減できる方法も新たに考案した.従って, 本方法を用いれば、撮影条件が異なっても同 一の血流に対しては常に同一の血流評価値 が得られるため、医師の誤診の防止策と成り 得るものと考えられる.

さらに酸化・還元ヘモグロビン濃度変化の 解析については、本研究代表者が近赤外域の 2 波長(780nm 及び 830nm)のレーザーを同 時照射したときに観測される各波長のスペ ックル画像の輝度値から分光反射率を求め、 これを基に酸化・還元ヘモグロビン濃度変化 をイメージングする方法を既に考案していた ため、本研究においてもこの方法を利用した.

3.研究の方法

本研究では、皮膚ヘルスモニタリングシステムを開発するにあたり、研究過程を以下に示す 6つの項目に分け、段階的に研究を遂行した.

- [1] 2 波長のスペックル画像の同時撮影を行える測定光学系の構築.
- [2] スペックル画像の空間統計解析による血 流速分布可視化のためのソフトの開発.
- [3] 2 波長分のスペックル画像を利用した分 光計測による酸化・還元ヘモグロビン濃 度変化可視化のためのソフトの開発.

- [4] ローカルコンピュータ(複数台,遠隔地 医療機関への配置用)による測定光学系 の自動化,ならびにローカルコンピュー タとホストコンピュータ(1台,都市部 医療機関への配置用)のネットワーク化.
- [5] ホストコンピュータへのソフトの搭載, ならびにローカルコンピュータより転送されてきた動画データから画像処理 に基づき血流速分布画像と酸化・還元へ モグロビン濃度分布画像を同時に再現 でき,さらに結果をデータベースに蓄積 できる統合管理ソフトウェアの開発と 本ソフトウェアに基づく装置全体のネ ットワークシステム化.
- [6] 実際に各種皮膚疾患を対象とした性能 確認試験を実施し、本研究で開発する皮 膚ヘルスモニタリングシステムが実用 化に耐え得ることを実証.

4. 研究成果

ここでは、先に研究の方法で示した 6 項目 に関する成果を併せて整理し、以下の 4 項目 に研究成果として報告する.

(1) はじめに

各種皮膚疾患に伴う血液循環動態の変化 の把握において,血流分布の情報が有用では あるがそれだけでは不十分であり、分光計測 法に基づいた血中酸素飽和度計測が併せて 求められる. このため、レーザースペックル 法に基づく血流イメージングと同時に,近赤 外分光法による酸化・還元ヘモグロビン濃度 変化イメージングが必要不可欠である.本報 告では2波長の近赤外レーザー光源とそれぞ れの波長のスペックルパターンを同時に撮 像する2系統の検出系を構成し、まず生体組 織による散乱の影響が比較的少ない麻酔下 ラットの切開された咽頭部の総頸動脈を対 象とした測定を試みた上で, 生体組織による 散乱の影響が大きいヒトの手首付近の動脈 についての測定を試みたので、これらの結果 を併せて報告する.本方式は、フレームレー トで撮影した一組のスペックル画像データ から、 散乱に基づく 血流イメージングと吸収 に基づくヘモグロビン濃度変化イメージン グの両方を同時に提供できる点が大きな特 長である.

(2) 血流イメージング

[A] 測定原理

図1に、本申請者が今回開発した皮膚ヘル スモニタリングシステムにおいて、スペック ルパターンを検出するための測定光学系の 構成を示す.光源には近赤外域の半導体レー ザーを使用し、光源からの光を拡大し直径が 約40mmの円形光として測定対象に照射し、 その反射散乱光を結像系を介して、結像面に おいた CCD(640×480 画素、フレームレート 30fps)の検出面上に結像倍率 0.2 倍で縮小結 像して画像検出した. なお,本研究で用いた CCD カメラはモノクロ 8bit, 352×240 画素,画 素径 14µm のものである.





本研究では、スペックル画像を数ピクセル 四方からなる (*p*×*p*) 画素の解析単位に細か く分割し、各解析単位内での空間差分に基づ く評価量を *RSD*(Reciprocal Spatial Difference),

$$RSD = \frac{\left[\left\{\sum_{x=1}^{p} \sum_{y=1}^{p} I_{x,y}\right\} / p^{2}\right]^{2}}{\left[\left\{\sum_{x=1}^{p} \sum_{y=1}^{p} \left(I_{x,y} - I_{0.5(p+1),0.5(p+1)}\right)\right\} / (p^{2} - 1)\right]^{2}}$$
(1)

と定義して用いた.ここで、 $I_{x,y}$  ( $1 \le x \le p, 1 \le y$ ≤p)は解析単位中の任意画素(x, y)の強度を 表し,式(1)の分子は解析単位内の全画素平均 強度の自乗,分母は解析単位内の中心画素 *I*<sub>0.5(p+1),0.5(p+1)</sub>と全周囲画素間の強度差分平均 値の自乗を与えている. 測定対象の動きが速 くなりスペックルの時間変動率が増加する と、CCDの積分効果によるスペックルの空間 的なブレが顕著になるため、スペックルの鮮 鋭度に相当する式(1)の分母が減少する.した がって、RSD は速度にほぼ比例して増加する 評価パラメータとなる. なお,  $p^2$  で与えられ る解析単位のサイズは、空間統計の信頼性を 確保するため、CCD の検出面上における平均 スペックルサイズに対して十分に大きく設 定されなければならない. ただし, 解析単位 があまり大きくなりすぎると,血流可視化に おける空間分解能の著しい低下を招くとい う相反する問題が生じてしまう.従って、本 研究における測定条件下では実測の平均ス ペックルサイズを CCD カメラの画素径と同 程度に設定していることから、p=5 で与えら れる (5×5) 画素の解析単位を採用した. これ により、空間統計の信頼性を維持しつつ、空 間分解能の低下を最小限に抑えた血流可視 化が実現できる.

[B] 測定例

まず散乱の影響が比較的少ない麻酔下ラット総頸動脈を対象に, RSD 値に基づき血流 イメージングを行った.スペックルパターン 検出のための測定光学系の基本構成は既に 図1で示したが,図2に麻酔下ラットを対象

とした測定で実際に使用した実験系をより 詳細に示す. 光源には波長 780nm および 830nm の近赤外半導体レーザー光を使用し, 偏光ビームスプリッター (PB) を介して同軸 方向から測定対象に照射する. 測定対象から の反射散乱光をビームスプリッター (BS) に より光軸を2つに分け、結像面においた2台 の CCD カメラ (640×480 画素, 撮像領域 35×35mm<sup>2</sup>, フレームレート 30fps) により画 像検出する. なお, 各々の CCD カメラの前方 には鏡面反射除去のための偏光板を配し、さ らに2つの光源の中心波長に一致した干渉フ ィルタを介することで波長分離を行う.これ により、各々のCCDカメラで、波長780nmお よび 830nm に対応するスペックルパターン を鏡面反射の影響を受けずに個別に検出す ることができる. なお, 麻酔下ラットの測定 部位は、Fig.1の写真内に示すように切開され た咽頭部における総頸動脈とした.また,測 定時間は30秒とし、平常時測定開始10秒後 に心拍数の調節に関与する咽頭部の迷走神 経に 3V, 300µs, 周波数 40Hz の電気パルス信 号を 10 秒間与え, 刺激停止後さらに 10 秒間 撮影するプロセスで行った.



図2 2波長を利用した測定光学系の概略図



図3 総頸動脈部における RSD 値画像

まず, 測定開始2 秒後から3 秒後までの1 秒間について, RSD 値画像の経時変化を1フ レーム毎に調べたところ, 総頸動脈部におけ る輝度値がほぼ一定の周期で変動を繰り返 すことがわかった. 一例として, 図3 の(a)に 総頸動脈部の輝度値が最小となる2.2 秒後, また(b)に最大となる 2.4 秒後の RSD 値画像を それぞれ示す. なお,図 3(a),(b)のいずれにつ いても,画像中央部に縦方向に存在する太い 血管が総頸動脈である.図3(a),(b)の比較から, 総頸動脈とその周辺部の両方において輝度 値が大きく変化することがわかる.これは, 心拍による血流の変化に起因するものと予 想される.従って, RSD 値は心拍による血流 の変化を十分に再現できる可能性がある血 流評価値と考えられる.



図4 RSD 値の経時変化と心電図データ

図4上は、図3(a),(b)に例示したような画像 について、総頸動脈中央部の 40×40 画素の正 方領域における RSD 値の全画素平均値を求 め、測定開始8秒後から25秒後までの時間に 対してプロットした結果である.図4上より、 電気パルス信号による刺激を与えなかった8 ~10 秒後ならびに 20~25 秒後の時間帯にお いて, RSD 値がほぼ1秒間に2回の割合で周 期的にピークを示すことがわかる.一方,図 4 下は同一の測定時間に取得した心電図のデ ータである.図4上の結果と計測開始のタイ ミングが正確に同期していないため横軸の 目盛りが異なるが、横軸のスケールは正確に 一致している. 図 4 上下の比較より, RSD 値 と心電図のピーク位置が正確に一致してい ることから、RSD 値により心拍に起因する血 流変動を再現できることがわかった.



図5 ヒトの手首動脈部における RSD 値画像



さらに、ヒトの手首付近の動脈についても 同様の評価を試みてみた. 測定光学系は図 2 に示したものを使用し、手首を完全に静止さ せた状態で 30 秒間計測を行った. 一例とし て、図 5 の(a)に、一心周期中において動脈部 の輝度が最小となる場合(心拡張期),また (b)に最大となる場合(心収縮期)の RSD 値 画像をそれぞれ示す. なお, 図 5(a),(b)のいず れについても、画像上部に横方向に動脈が存 在している. 図 5 の結果を見ると、(a)に比べ て(b)の方が、心収縮に伴う血流の上昇により 画像全体の輝度値が明らかに上昇している ことがわかる. また, 図 6 は図 5(a),(b)に例示 したような画像について、動脈部の 40×40 画 素の正方領域における RSD 値の全画素平均 値を求め時間に対してプロットした結果で ある. 図6より, RSD 値が1秒間に1~2回の 割合で周期的にピークを示すことがわかる. 従って、ヒトの血流を対象とした場合につい ても, RSD 値により心拍に起因する血流変動 を十分に再現できることがわかった.

(3) 酸化・還元ヘモグロビン濃度変化イメージング

[A] 測定原理

まず,2波長を用いた酸化・還元ヘモグロビン 濃度変化イメージングの基本原理を示す.測 定光学系については,図2に示したものを使用 する.波長λのレーザー光を皮膚組織に照射し たときの反射率*R*(λ)から得られる吸光度*OD*は, 散乱を考慮した光強度の吸収に関する法則で ある修正Beer-Lambert 則に基づき次式で表す ことができる.すなわち,

$$-\log R(\lambda) = OD$$

$$= \varepsilon_{oxy}(\lambda)C_{oxy}l + \varepsilon_{deoxy}(\lambda)C_{deoxy}l + OD_0(\lambda) + S(\lambda)$$

(2)

ここで、 $\varepsilon$ は文献値に基づく吸光係数であり、 Cはヘモグロビン濃度、lは平均光路長、 $OD_0$ は他の色素による吸収、Sは散乱による減衰 を表す.さらに、添字oxy、deoxy はそれぞれ 酸化、還元ヘモグロビンを意味する.光トポ グラフィー法の解析方式に従えば、生理的変 化に伴うヘモグロビン濃度変化前後での吸光 度差 $\Delta OD$ は、

$$\Delta OD = \varepsilon_{oxy} \Delta C_{oxy} l + \varepsilon_{deoxy} C_{deoxy} l \tag{3}$$

となる. ここで, ヘモグロビン変化量と比べ 他の吸収や散乱による項の変化量, ならびに 平均光路長の変化は無視できると仮定した. ΔCは各濃度の変化量である. (3)式を2波長に ついて各々記述し, これらの連立方程式を解 くと,酸化・還元ヘモグロビン濃度変化は,

$$\begin{pmatrix} \Delta & (C_{oxy} l) \\ \Delta & (C_{deoxy} l) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \varepsilon_{oxy}^{\lambda_1} & \varepsilon_{deoxy}^{\lambda_1} \\ \varepsilon_{oxy}^{\lambda_2} & \varepsilon_{deoxy}^{\lambda_2} \end{pmatrix}^{-1} \cdot \begin{pmatrix} \Delta OD^{\lambda_1} \\ \Delta OD^{\lambda_2} \end{pmatrix}$$
(4)

と得られる.(4)式より, 平均光路長l を含む酸 化ヘモグロビン濃度変化ΔCox, 還元ヘモグロ

ビン濃度変化 $\Delta C_{deoxy}$ を計算することができる. ただし、2波長の平均光路長をほぼ等しいと仮 定する.以上より、全ヘモグロビンの濃度変 化は,

 $\Delta C_{total} l = \Delta C_{oxy} l + \Delta C_{deoxy} l$ (5)

と得られ,本手法ではこれを組織の血液濃度と して扱う. 通常は、画像ノイズとなるスペック ルを低減するため1秒間30フレームの時間平 均を行う.また,標準白色板からの参照用スペ ックルパターンに対しては、画像処理による移 動平均を行うことでスペックルを低減する. [B] 測定例

最初に,スペックルパターンの時間平均フ レーム数が濃度変化画像の画質に及ぼす影 響を評価した. 図 7(a)~(d)に, 麻酔下ラット の咽頭部の総頸動脈を対象に,迷走神経刺激 による止血の直前と刺激停止による開放直後 の濃度変化画像を測定した結果の例を示す.

なお、(a)は通常の解析方法である 30 フレー ムの時間平均での結果、(b)は10フレームの時 間平均での結果、(c)は5フレームの時間平均 での結果, (d)は3フレームの時間平均での結 果であり、いずれも(i)が10秒後(刺激直前). (ii)が 20 秒後(開放直後)の結果である. 図 7 の結果を見ると、(b)ではフレーム数の減少に よりノイズの影響が増すが、(a)と同様に濃度 変化を読み取れる.しかし、(c)と(d)ではノイ ズの影響がさらに顕著となり, 画質が劣化し ていることがわかる.

そこで次に、空間平均を併用することによ り濃度変化画像の画質の改善を試みた. ここ では、濃度解析前のスペックルパターンに (2×2), (3×3), (4×4) および (5×5) 画素 の解析単位を適用して空間平均によるスペ ックルリダクションを行った後, (4)および(5) 式に基づき濃度変化画像を求めた.



(時間平均フレーム数を変えた場合)

(空間平均の画素数を変えた場合)

図8に、時間平均フレーム数が3フレームの 場合について,空間平均を併用した濃度変化 画像の例を示す.なお、(a)は(2×2)画素の空 間平均の場合,(b)は(3×3) 画素の空間平均の 場合,(c)は(4×4) 画素の空間平均の場合,(d) は(5×5)画素の空間平均の場合であり.いず れも(i)が10秒後(刺激直前),(ii)が20秒後 (開放直後)の結果である.図8の結果を見 ると、(a)では空間平均の効果により図 7(d)で 見られたようなノイズが大幅に低減されて おり, 空間分解能はやや低下するが, 通常の 30 フレームの時間平均での測定結果である 図 7(a)とほぼ同等の画質を有する濃度画像を 示している. 一方, (b)~(d)を見ると, 図7 (a) に比較してさらに空間平均によるノイズの 低減効果が増すものの. 空間分解能も低下す るために画像全体にモザイクパターンが出 現し、結果として画質が低下するという別の 問題が生じている.以上より、(2×2) 画素の 解析単位を適用した空間平均により時間平 均フレーム数を最小で3フレームまで減少で きることがわかった.

(4) おわりに

本研究で開発した皮膚ヘルスモニタリン グシステムを用いて、血流イメージングと酸 化・還元ヘモグロビン濃度変化イメージング を. 近赤外域の2波長によるスペックルパタ ーンを利用して同時に実現した.血流イメー ジングについては、ただ1つのスペックル画 像から空間差分に基づき血流速度を可視化 することで、撮影機器のフレームレートでの 血行動態解析を実現した.酸化・還元ヘモグ ロビン濃度変化イメージングについては、ス ペックルパターンの時間平均と空間平均を 併用したスペックルリダクションにより濃 度解析における時間分解能の改善を試みた. 濃度変化の解析画像を定量的または視覚的 に評価した結果.(2×2) 画素の空間平均によ り時間平均フレーム数を最小で3フレームま で減少させることができ、従来の10倍に相 当する毎秒 10 フレームの時間分解能で濃度 解析を行えることが確認できた.以上の成果 により、本システムの有効性が十分に確認さ れたといえる.本システムにより得られた成 果は、血液循環の動態と状態を同時に一つの データから取得できることを意味し,各種皮 膚疾患の初期診断において極めて有効な手 段と成り得る. 今後は、血流ならびにヘモグ ロビン濃度変化の解析手法をさらに改善し, 本システムの性能をさらに向上させていき たいと考えている.

5. 主な発表論文等 (研究代表者、研究分担者及び連携研究者に

は下線)

〔雑誌論文〕(なし)

〔学会発表〕(計7件)

- (1) <u>横井直倫</u>、近赤外バイオスペックル血液 濃度イメージングにおける時間分解能の 改善、第50回光波センシング技術研究会、 2012年12月5日、東京理科大学(東京 都新宿区)
- (2) <u>横井直倫、レーザースペックル血液濃度</u> イメージングのためのスペックル低減効 果の検討、2012 年度日本光学会年次学術 講演会(Optics & Photonics Japan 2012)、 2012 年 11 月 25 日、タワーホール船堀(東 京都江戸川区)
- ③ <u>横井直倫、スペックル血液濃度解析にお</u> ける時間分解能の検討、第59回応用物理 学関係連合講演会、2012年3月17日、 早稲田大学(東京都新宿区)
- ④ 横井直倫、フレームレート2波長スペックルイメージングによる経皮動脈計測の 試み、第47回応用物理学会北海道支部/ 第8回日本光学会北海道地区合同学術講 演会、2012年1月6日、北海道大学(北 海道札幌市)
- (5) <u>横井直倫、レーザースペックルイメージ</u> ングによる橈骨動脈エリアの経皮的血流 計測、2011 年度日本光学会年次学術講演 会(Optics & Photonics Japan 2011)、2011 年 11 月 30 日、大阪大学(大阪府吹田市)
- ⑥ 横井直倫、血流・血液濃度変化同時イメ ージングのための2波長スペックルイメ ージング光学系、日本機械学会北海道支 部第50回講演会、2011年10月1日、旭 川工業高等専門学校(北海道旭川市)
- ⑦ <u>N. Yokoi</u>, Measurements of blood flow and hemoglobin concentration change in anesthetized rat using two-wavelength laser speckle imaging, Conference on Lasers and Electro-Optics 2011 (CLEO2011), 2011 年 5 月 2 日, Baltimore (USA)

 研究組織
研究代表者 横井 直倫(YOKOI NAOMICHI) 旭川工業高等専門学校・機械システム工学 科・准教授 研究者番号:60353223

(2)研究分担者 なし

(3)連携研究者 なし