

ゲート動作アバランシェフォトダイオードを用いた 高感度反射型パルスオキシメータ

宮田 剛*・岩田 哲郎**・荒木 勉*

A Sensitive Reflection-type Pulse Oximeter Using a Gated Avalanche Photodiode

Tsuyoshi MIYATA,* Tetsuo IWATA,** Tsutomu ARAKI*

Abstract We propose a reflection-type pulse oximeter that employs two pairs of a light-emitting diode (LED) and a gated avalanche photodiode (APD). One LED radiates a red line with an emission wavelength of 635 nm and the other a near-infrared line with 945 nm. These are driven with a pulse current at frequency f ($= 10$ kHz). Superposition of a transistor-transistor-logic (TTL) gate pulse on a direct-current (dc) bias, which is set so as not to exceed the breakdown voltage of each APD, makes the APD work in a gain-enhanced operation mode. Each APD is gated at frequency $2f$ ($= 20$ kHz), and the signal output is fed into a laboratory-made lock-in amplifier that works synchronously with the pulse modulation signal of each LED at frequency f ($= 10$ kHz). A combination of the gated APD and lock-in like signal detection scheme is useful for the reflection-type pulse oximeter owing to the capability of detecting a weak signal against a large background light.

Keywords: reflection-type pulse oximeter, avalanche photodiode, lock-in light detection.

1. はじめに

血中成分を非観血的にモニタするための多くの計測手法が提案されている。その中でも、パルスオキシメータは非観血・非侵襲で動脈血酸素飽和度を測定するもっとも実用化された機器の一つである。パルスオキシメータには透過型と反射型の2種類があるが、測定部位選択の自由度の観点からは、指先や耳朶のように体の突出した特定部位に限定されず、脈が取れるところであればどこでも装着できる反射型が有利である[1-3]。しかしながら、後方散乱光を検出する反射型は、前方散乱光を検出する透過型に比べて脈動成分が非常に微弱であり、信号検出の精度が悪くなる。また、背景光も混入しやすい。そのため、いかに精度よく計測できるかが課題となる。そこで Matsushita らは光源と光検出器の最適距離を光拡散近似で算出し、その距離で計測を行った[4]。さらに、最近では Reuss らが多層モデルでのモンテカルロシミュレーションを行い、メラニ

ンなどの影響を検討している[5]。また Niwayama らは脂肪層の厚みを超音波で計測し、脂肪層を考慮した計算を試みている[6]。検出感度を上げるための光学的な工夫に関しては、発光ダイオード(LED)を中心とする同心円のまわりにフォトダイオード(PD)を複数配置する方法[1]や、PDを中心とする同心円まわりに24個のLEDを配置する方法[3,4]が提案されている。また光量を増強させる目的で主LEDのまわりに2個程度の副LEDを配置している例もある[2]。しかしこれらはいずれも構造が複雑である上、大光量の長時間照射が低温やけどなどの傷害を引き起こす可能性がある。

反射型パルスオキシメータの実用化のためには、背景光の影響を除去でき、かつ微弱光電脈波をS/N比良く検出できる測定要素技術が必須である。その一環として我々はこれまでに変調印加電圧で駆動したアバランシェフォトダイオード(APD)を検出器として使い、ロックインアンプと組み合わせてゲイン増強させる方式を提案した[7]。今回はこれを反射型パルスオキシメータに応用し良好な結果を得たので報告する。ここでは波長の異なる2個のLED光源と、これらに対応した2個の検出用APDを使い、また電子回路にも要所でモジュールを使うなど、装置自体の小型化・簡素化を図っている。

生体医工学シンポジウム 2005 発表 (2005 年 9 月, 大阪)
2005 年 8 月 7 日受付, 2005 年 9 月 29 日改訂
Received August 7, 2005; revised September 29, 2005.

* 大阪大学大学院基礎工学研究科

Graduate School of Engineering Science, Osaka University

** 徳島大学工学部機械工学科

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, The University of Tokushima

2. ゲート動作 APD による反射型パルスオキシメータ

2.1 パルス動作 LED とゲート動作 APD

LED の発光強度は順電流に比例して増大する。したがって大電流で駆動すると S/N 比が良くなるが、電流を増加させると寿命が徐々に短縮し、特に定格電流値を越えると素子が破壊する恐れがある。このような制限を守り、かつ高強度光を得るため LED をデューティ比 (1 周期における LED の ON 時間の比率) 0.5 のパルス電流で駆動した。ここでは平均順電流が定格電流を越えない状態に設定し、電流が ON のタイミングで DC 駆動時の約 2 倍のピーク発光強度を得ている。またパルスの発光させているので、機械的チョップが不用となりロックイン検出が容易になる。

APD はアバランシェモード (光電流が電子雪崩により増幅するモード) で使用する PD であり、通常の PD に比べて数百倍の電流増幅率 (ゲイン) がある。ゲインは図 1 のように逆バイアス電圧 (V_r) の関数で、高電圧領域では指数関数的に光電流が増大するが、ある電圧を越えると急激にノイズ (暗電流) も増加する。このときの電圧をブレイクダウン電圧 (V_b) という。したがってゲインと S/N 比の両立を考慮すると、ブレイクダウン電圧より少し低い電圧で APD を使用することが推奨されている。

ロックイン検出を行う場合、ゲート動作機能を持つ検出器を用いるか、あるいは非ゲート検出器の後段にアナログスイッチで検出信号を断続する手法がとられるが、S/N 比の点からは前者が有利である。そこで APD 自体にゲート

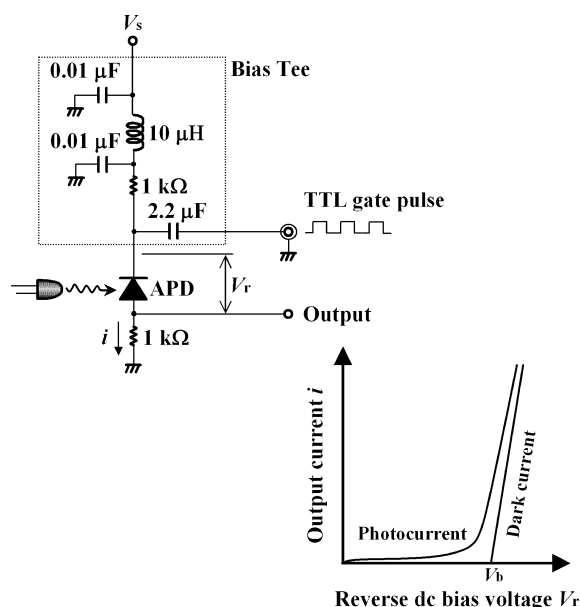


図 1 APD 出力信号電流と暗電流の逆バイアス電圧 (V_r) 依存性及び APD ゲート駆動回路

Fig. 1 The output signal current and dark current of the APD as a function of the reverse bias voltage (V_r), together with a circuitry diagram for the gate mode operation of the APD.

作用を持たせるため、あらかじめ所定の DC バイアス電圧を端子電圧 (V_s) として印加しておき、bias tee 回路からピーク電圧 5 V の TTL (transistor-transistor logic) パルスを重畳させることにした。微弱光のもとでは APD に流れる光電流はわずかなので、端子に印加した DC バイアス電圧は逆バイアス電圧とほぼ等しい。しかし入射光強度が強くなると光電流が増大し、直列抵抗による電圧降下が起こる。そのため V_r が V_s より低くなり、ゲインが低下する。その補正については別途報告したが [8]、今回は微弱光を対象としているため、特に補正は行っていない。

パルスが重畳された状態においてもブレイクダウン電圧を越えないようにするため、 V_s はブレイクダウン電圧の 96% 程度とした。前述のようにブレイクダウン電圧の付近ではゲインの増大が顕著であるため、DC バイアス値におけるゲインに対し、5 V の電圧が加わったときのゲインはさらに 100 倍にもなるので振幅 5 V の TTL パルスによってゲインを大幅に制御でき、ゲート機能を持たせることが可能となる。

2.2 反射型パルスオキシメータ

図 2 に今回提案する反射型パルスオキシメータの模式図を示す。性能を評価するため、光源波長は市販の 2 波長方式透過型パルスオキシメータ (Pulsox-3i, Konica-Minolta) と近い値を選び、赤色 LED (GL5HD43, 中心発光波長; $\lambda = 635$ nm, Sharp) と近赤外 LED (SLR931A, 中心発光波長; $\lambda = 945$ nm, Sanyo) から得た。また APD1 と APD2 は同一機種 (S2382, 浜松フォトニクス) であるが、実測ブレイクダウン電圧が異なるため (APD1: $V_b = 154$ V, APD2: $V_b = 145$ V), APD1 と APD2 のバイアス電圧をそれぞれ DC147.5 V, DC137.5 V とし、TTL パルス重畳時にも V_b を超えないようにした。

図 2 に示すように LED と APD はプローブヘッドに完全に埋め込まれ、プローブ表面に黒色の塗装を施して周囲からの光の影響を減らしている。さらに、図 2 の写真のようにプローブは指先にテープで固定・密着させ、皮膚表面とプローブヘッドの隙間を無くすることで背景光の混入を減らした。また、今回プローブヘッドの大きさの問題から、近赤外光と赤色光は別々の指を用いて測定した。図 2 のように近赤外光を人指し指先端部に、また赤色光を中指先端部に照射している。各 LED は周波数 $f (= 10$ kHz), デューティ比 0.5 で駆動されている。それらの反射光パルスは、光源から d [mm] 離れた APD で検出される。ここで d の値には Matsushita ら [4] が指先で測定する際に最適であると報告した 6 mm を採用した。各 APD には上述のバイアス電圧を印加しておき、周波数 f の光パルスに同期させながら $2f (= 20$ kHz) の TTL パルスでゲート動作させる。この様子を図 3 に示す。ここでは図 2 中の A-E の部位における波形を模式的に示してある。図 3 において A は TTL ゲートパルス、B は APD に入射する光パルスの波形を示してい

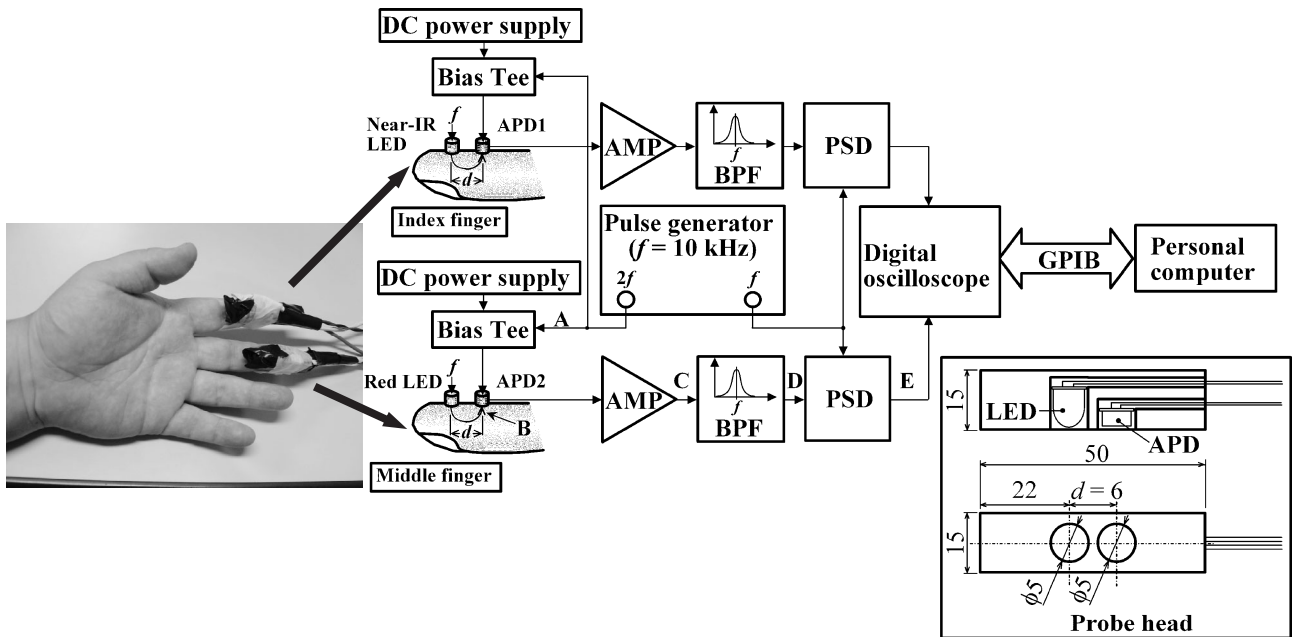


図 2 反射型パルスオキシメータのブロック図

Fig. 2 Schematic block diagram of the reflection-type pulse oximeter. AMP; wideband dc amplifier, BPF; band-pass filter, PSD; phase sensitive detector.

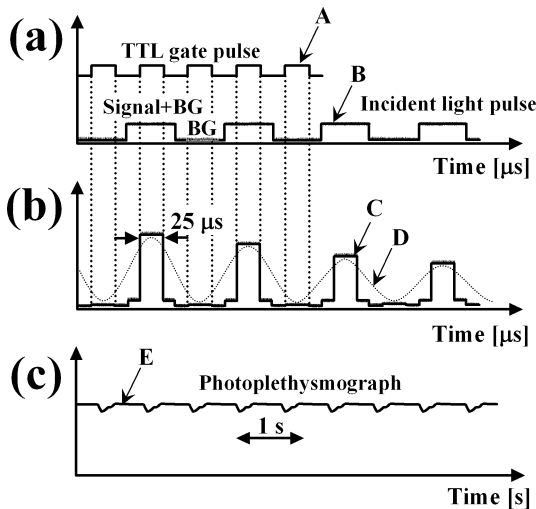


図 3 図 2 に示した反射型パルスオキシメータのブロック図 A ~ E 点における信号波形説明図

(a) TTL ゲートパルス(A)及び APD への入射光パルス (B), (b) ゲート動作 APD からの出力信号波形(C)及び BPF からの出力波形(D), (c) PSD 出力から得られる光電脈波(E).

Fig. 3 Explanatory diagram of signal waveforms obtained from individual points (A~E) on the block diagram of the reflection-type pulse oximeter shown in Fig. 2.

(a) TTL gate pulse(A)and incident light on the APD (B), (b) output signal waveform obtained from the gated APD(C)and that obtained from a band-pass filter (D), and (c) photoplethysmograph obtained from the lock-in light detection system(E).

る。APD をゲート動作させると、C のように APD は [信号成分+バックグラウンド成分] と [バックグラウンド成分] を交互に検出することになる。この信号は、中心周波数 f

のバンドパスフィルター (BPF) を通って D の点線で示されるように、周波数 f の成分波形のみが取出される。その後、参照信号周波数 f で動作する位相検波回路 (PSD; CD-505R2, NF 回路設計ブロック) に導かれ、周波数 f の成分波形の振幅値のみを検出する。この振幅値は、脈波のそれに比例しており、E のような光電脈波を得る。実際の波形測定はオシロスコープ (9350 A, 500 MHz, Lecroy) から GPIB を介してパーソナルコンピュータに取り込み、必要な処理を行った。

3. 実験結果

3.1 ゲート動作 APD による光電脈波測定

近赤外光と赤色光の平均光パワーをそれぞれ 2.5 mW (平均順電流; $I_{Fm} = 20$ mA) 及び 0.5 mW ($I_{Fm} = 20$ mA) に設定した。また APD が高電圧で動作することから、著者自身が被験者となり、左手に試作機の発光・受光ヘッドを装着した。さらに比較用として同時に右手に透過型パルスオキシメータ (Pulsox-3i, Konica-Minolta) を装着した。

図 4 は著者自身の左手で測定した光電脈波を示している。測定時には体動の影響を避けるため、指が動かないように固定し、かつ測定開始より呼吸が整ってきたころより記録を開始した。波形処理は、隣接 10 点平均を施している。縦軸は実測光電脈波の平均値で正規化している。

3.2 経皮的動脈血酸素飽和度 (S_pO_2) の算出

2 波長方式パルスオキシメータにおける経皮的動脈血酸素飽和度 (S_pO_2) は吸光度比 ϕ の関数としてあらわされる [9, 10]。ここで ϕ は次式で定義されている。

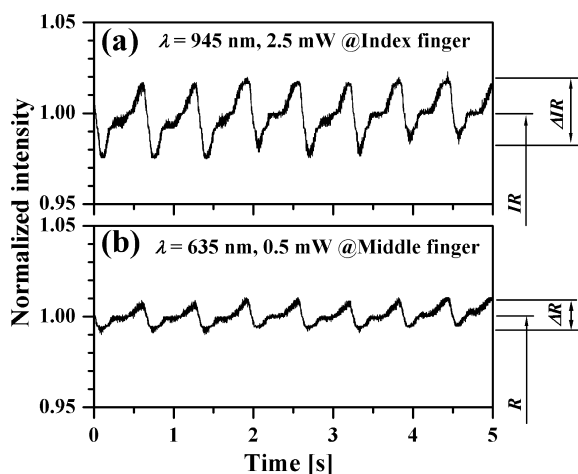


図4 光電脈波のオシロスコープ観測波形
(a) 人指し指から得られた波形 ($\lambda=945$ nm), (b) 中指から得られた波形 ($\lambda=635$ nm).

Fig. 4 Oscilloscope trace of the photoplethysmograph obtained from (a) the index finger ($\lambda=945$ nm), and (b) the middle finger ($\lambda=635$ nm).

$$\phi = \frac{\Delta R / R}{\Delta IR / IR} \quad (1)$$

(1)式において R , IR はそれぞれ赤色光と近赤外光の直流成分であり, ΔR , ΔIR はこれらの脈動成分である.

S_pO_2 は(1)式から得られた ϕ を用いて, 次式より求めることができる[9-11].

$$S_pO_2 = \frac{\phi E_{dIR} - E_{dR}}{\phi(E_{dIR} - E_{oIR}) + E_{oR} - E_{dR}} \quad (2)$$

ここで, E_o は酸素化ヘモグロビン (oxy-Hb) のモル吸光係数, E_d は脱酸素化ヘモグロビン (deoxy-Hb) のモル吸光係数である. 添字の R , IR はそれぞれ赤色光, 近赤外光に対する量であることを意味している. ここで, それぞれの E 値は図5に示すヘモグロビンのモル吸光係数値に従った. なお, 文献[9]を参考にモル吸光係数を算出し図5を作成した.

図4の光電脈波をもとに ϕ を求めると $\phi=0.47$ となった. その結果, (2)式より S_pO_2 は97%と計算された. このとき比較用として同時に右手に装着していた透過型パルスオキシメータの値は97%を表示し, 試作機と同値となった.

今回示した測定データは複数回測定した中の代表値である. その他の測定データにおいても市販の透過型パルスオキシメータとはほぼ同じ値であり, 再現性の点で問題はなかった.

3.3 微弱光検出時における S/N 比の改善

本方式の特長は, 高感度検出器にゲート機能を付加することで, 背景光に埋もれた微弱光を観測できることにある. 図4の測定例ではLEDの平均順電流を20 mAとし, 0.5 mWの発光強度のもとで計測した. そこで, 光量を極端に落とした状態でもどれだけ S/N 比が保持されている

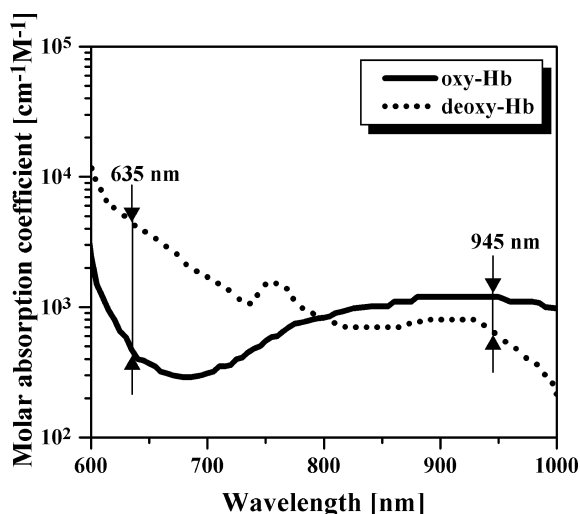


図5 酸化ヘモグロビン (oxy-Hb) と脱酸素化ヘモグロビン (deoxy-Hb) のモル吸光係数の波長依存性

Fig. 5 Dependence of the molar extinction coefficient of oxygenated hemoglobin (oxy-Hb) and that of deoxygenated hemoglobin (deoxy-Hb) on the wavelength.

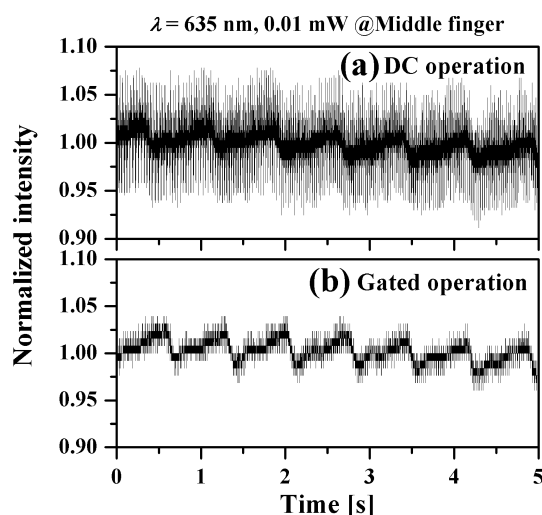


図6 微弱光時におけるゲート動作APDとDCバイアスAPDからの最終出力信号波形の比較
(a) DCバイアスAPDからの出力信号波形, (b) ゲート動作APDからの出力信号波形.

Fig. 6 Comparison of output signal waveforms obtained from the (a) dc-biased APD and (b) gated APD for a situation of the very-low incident light power.

かを調査した.

図6は, 中指に赤色光を平均パワー0.01 mWで入射し, そのとき得られた光電脈波を示している. ここで(a)は通常のDC動作APDで得た波形を, また(b)はゲート方式で得た波形である. DC動作時とゲート動作時におけるAPDのゲインを等しくするため, DC動作時のAPD2への印加電圧は142.5 Vとし, ゲート方式においてTTLパルスを印加した場合のピーク電圧と等しくなるようにした. さらにDC動作APDの出力をパルス光源と同期させたPSDに導

き、ロックイン検出した。この図からも分かるように、ゲート方式を用いることにより S/N 比が 20 倍改善された。これは予想よりも大幅な改善であり、間欠的な動作によって APD 内部の熱発生が抑制された結果、雑音が軽減されたものと思われる。ここで図 6 から S_pO_2 の値を求めると 98% になった。比較用の透過型パルスオキシメータで得られた S_pO_2 は 97% であり、両者はほぼ等しい。このように極微弱信号であっても高信頼計測が可能となることを確認した。

4. 考 察

ゲート動作 APD を用いたロックイン光検出方式を反射型パルスオキシメータに適用した結果、市販の透過型パルスオキシメータと同等の性能を得た。さらに LED 光を 1/50 に減光した場合でも実用感度を持つことが分かった。光ファイバーなどを利用して、体内あるいは局所の光電脈波を観測する場合、光学配置の制約で検出光量が微弱になることが多い。このような状況下で本提案手法は効力を発揮する。

今回の実験では、室内照明用蛍光灯の下で測定を行った。一般に反射型パルスオキシメータは、透過型に比べて背景光が混入しやすい。混入を低減するためプローブの表面には黒色塗装を施しているが、皮膚とプローブの接触状況によっては完全な混入防止は困難であり、本実験でも検出光信号の数%程度の背景光が混入した。検出信号に対する脈波成分の量が高々 5% であることを考えると、わずかであっても不安定な背景光の混入は測定に大きな影響を与える恐れがある。しかし実験結果にも示したように、実用上問題なく脈波計測が行えた。このことから、背景光への対策としても我々が提案するゲート方式は有用であると考えられ、身体装着への自由度が大幅に向上する。

実用化する上での課題として、安全性の確保がある。試作装置では 100 V 以上の高電圧で APD を駆動し、皮膚に検出器を密着させて測定しているため、漏電による身体へのダメージが危惧される。実用化においては、非接触測定や光ファイバープローブを導入し、さらに 20 V 程度で動作する低電圧動作型 APD を利用することを計画している。そこで生じる検出信号の減少については、先に考察したとおり問題はない。

反射型パルスオキシメータは透過型に比べて固定が緩やかであるため、体を動かす際に測定波形が乱れる（体動の影響）ことが多い[12]。実用上の観点からは、 S_pO_2 がおよそ計算できる程度の脈波さえ計測すれば、相関係数や補正式によりパルスオキシメータとしての目的を果たすことはできる。しかし測定への信頼性を向上させるためには、装着に関する抜本的な対策が必要である。今回の試作機では 2 波長測定部を人指し指と中指に分けたが、これを一体化して装着を容易にする必要がある。

以上のような改善を図り、複数の被検者に対するデータを得ることで実用化に向けてさらに精度を向上させなければならぬ。

5. お わ り に

本稿では、反射型パルスオキシメータにおいて検出感度を上げるための新規な光検出方法を提案した。このことにより従来よりも高感度検出を実現でき、高精度な光電脈波を得ることができるようになった。

高精度の光電脈波の情報は、酸素飽和度だけではなく、血管の柔軟度、血流状態や脈拍などの知見をも与える。このような診断情報を含めて、総合的に光電脈波を計測すれば応用範囲はさらに広がる。また機器の身体装着法を改善することで信号の長期的な安定性を得ることができれば、例えば、ストレスの状態なども推定可能になり[13]、その利用価値はますます高くなるであろう。

文 献

- Mendelson Y, Ochs BD: Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography. *IEEE Trans Biomed Eng.* **35**(10): 798-805, 1988.
- Kyriacou PA, Powell S, Langford RM, Jones DP: Esophageal pulse oximetry utilizing reflectance photoplethysmography. *IEEE Trans Biomed Eng.* **49**(11): 1360-1368, 2002.
- 高谷節雄: 光オキシメトリーの理論的背景と現状・将来. *光学.* **30**(10): 644-650, 2001.
- Matsushita K, Aoki K, Kakuta N, Yamada Y: Fundamental study of reflection pulse oximetry. *Opt Rev.* **10**(5): 482-487, 2003.
- Reuss JL: Multilayer modeling of reflectance pulse oximetry. *IEEE Trans Biomed Eng.* **52**(2): 153-159, 2005.
- Niwayama M, Lin L, Shao J, Kudo N, Yamamoto K: Quantitative measurement of muscle hemoglobin oxygenation using near-infrared spectroscopy with correction for the influence of a subcutaneous fat layer. *Rev Sci Instrum.* **71**(12): 4571-4575, 2000.
- Miyata T, Iwata T, Araki T: Simple, small-sized, lock-in light detection system using a gated Si avalanche photodiode. *Proc of Optical Engineering for Sensing and Nanotechnology ICOSN 2001.* 2001, pp. 444-447.
- Miyata T, Araki T, Iwata T: Correction of the intensity-dependent phase delay in a silicon avalanche photodiode by controlling its reverse bias voltage. *IEEE J Quantum Electron.* **39**(7): 919-923, 2003.
- 青柳卓雄: パルスオキシメトリーの理論と性能改善. *医器学.* **66**(8): 440-445, 1996.
- 青柳卓雄: パルスオキシメータ. *医器学.* **68**(8): 315-319, 1998.
- Hayes MJ, Smith PR: A new method for pulse oximetry possessing inherent insensitivity to artifact. *IEEE Trans Biomed Eng.* **48**(4): 452-461, 2001.
- Yao J, Warren S: A novel algorithm to separate motion artifacts from photoplethysmographic signals obtained with a reflectance pulse oximeter. *Proc of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS.* 2004, pp. 2153-2156.
- 吉野公三, 元重朋子, 荒木 勉, 松岡克典: 精神課題ストレス

に対する心臓血管系の生理応答を再現する離散型数値モデル. 生体医工学. 42(4): 90-99, 2004.

宮田 剛 (ミヤタ ツヨシ)

1995年徳島大学工学部機械工学科卒業, 同年新居浜工業高等専門学校機械工学科助手, 2005年大阪大学大学院基礎工学研究科機能創成専攻博士後期課程入学, 現在に至る. 専門は光応用計測学, 生体計測.

日本機械学会, 計測自動制御学会, 応用物理学会, 日本光学会, IEEEなどの会員.



岩田 哲郎 (イワタ テツオ)

1978年大阪大学工学部応用物理学科卒業, 1980年同工学研究科応用物理学専攻修士課程修了, 1984年同博士課程修了, 工学博士, 同年日本分光工業(株)入社, 1989~1991年インディアナ大学訪問研究員, 1998年徳島大学工学部機械工学科助教授, 2002年同教授, 現在に至る. 専門は光・分光計測機器とデータ処理手法の開発.

日本機械学会, 計測自動制御学会, 応用物理学会, 日本光学会, 日本分光学会, Society for Applied Spectroscopy, Optical Society of Americaなどの会員.



荒木 勉 (アラキ ツトム)

1977年大阪大学大学院工学研究科応用物理学専攻博士課程修了, 1978年ウィスコンシン大学研究員, 1979年徳島大学医学部助手, 1987年徳島大学工学部助教授, 1993年徳島大学工学部教授, 1997年大阪大学大学院基礎工学研究科教授, 現在に至る. 工学博士, 医学博士. 専門は光応用計測学, 生体計測.

日本生体医工学会, 日本機械学会, 応用物理学会, 日本光学会, 日本分光学会, Society for Applied Spectroscopy, Optical Society of Americaなどの会員.

