

---

# 小型レーザー血流センサーの開発

## The Development of Small Laser Doppler Blood Flow Sensor

郷間 雅樹, 森 俊太郎, 伊藤 敦也,  
Masaki Goma, Shuntaro Mori, Atsuya Ito,

橋本 晋弥, 石原 博幸, 立石 潔, 木村 義則  
Shinya Hashimoto, Hiroyuki Ishihara, Kiyoshi Tateishi, Yoshinori Kimura

---

**要旨** 我々は光ディスクシステムで培った光ピックアップや半導体レーザーの技術を応用し、生体の末梢血流量を計測する小型レーザー血流センサーの開発を行っている。我々の開発した血流センサーの特長は、小型・ウェアラブルかつ体動によるノイズフリーであり、これまで考えられなかった運動時や日常生活などの動的環境下において安定した血流計測が可能となった。本論文では血流センサーの概要とその計測例として基本的なデータを用いて紹介する。

**Summary** We are developing the small laser doppler blood flow sensor which measures the peripheral blood flow in the living body by applying the optical disc technology. The feature of the blood flow sensor is small, wearable, and free from noise due to body motion. Therefore it is realized that the unprecedentedly stable blood flow measurement under the dynamic environment such as exercise and daily life. In this article, we introduce the outline of the small blood flow sensor and example of its measurement using fundamental data.

**キーワード**：レーザー Doppler フローメトリー (LDF), 半導体レーザー, 皮膚血流, 光計測, 健康・医療, 流速計測

---

### 1. はじめに

高齢化が進む今日、健康・医療への関心が高まり、その関心は病院から日常生活へと広がりを見せつつある。このような中で心拍計をはじめとする生体情報センサーは、在宅医療、個人レベルでの健康管理、スポーツ中の生理データ取得などに多くの需要が見込まれ、センサーは小型でウェアラブル、かつ動的環境下においてノイズフリーであることが強く求められる時代になった。

数ある生体情報の中で、血圧や体温、心拍数などは非常に身近で有用な生体情報であることはおそらく周知のことであろう。一方、血圧と並び循環動態に関する生体情報として血流が挙げられる。現在、血流計としては超音波方式や電磁式など、いくつかの方式によるものが実用化されているが、レーザー光を用いたレーザー血流計は、生体を傷つけることなく非侵襲に末梢皮膚血流量を計測することが可能であるという特徴がある。また、生体の末梢皮膚血流量を計測するも

のであるので、自律神経系の機能評価等が可能である。しかし現在、レーザー血流計は医療機関や各種研究機関での使用に限定されているため、血流計測自体は一般にはあまり馴染みのないものである。

レーザー血流計の基本原理はレーザー Doppler フローメトリー (LDF) 法であり、レーザー光を生体組織中に照射したときに赤血球で散乱される光の Doppler シフト周波数の広がりから組織血流量を推定するものである。これまでの一般的なレーザー血流計のセンサープローブは光ファイバーを用いているため、プローブ先端こそ小型であるが、光ファイバーの振動や変形が測定結果にノイズとして影響を及ぼしたり、取り扱いの際に光ファイバーが折れてしまうなどの故障が生じやすかった。またその構造や大きさなどはウェアラブルには程遠く、日常生活やスポーツ時などの動的環境下において血流量を計測することは困難であるため、前述のように使用環境が限定され、血流量を計測すること自体が広く普及しなかった。そこで我々

は、当社が長年培ってきた光ディスクピックアップの読み取り技術を応用し、低コストかつ高性能の非侵襲小型レーザー血流センサーを開発し（図1）、これまでにない血流計測の実現に成功した[1]。本論文では小型血流センサーの動作原理・構成及び特長を示し、その計測例を示す。

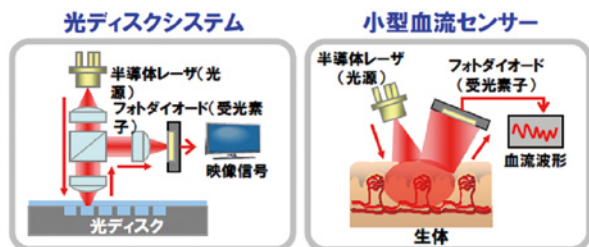


図1 光ディスクシステムと小型血流センサー

## 2. 小型レーザードップラー血流センサーの概要

### 2.1 測定原理とセンサー構造

レーザー光を利用した血流計測は、古くからLDF（Laser Doppler flowmetry）法として研究が進められてきた。LDF法は血流センサーで用いる血流の検出原理である。現在実用化されているLDF装置のほとんどは、基本的に1981年にBonnerらによって提唱された理論に基づいており、移動する散乱物質によって散乱された光が微量にドップラーシフトを受けることで生じる光の波長シフトを検出している[2]。基本的なLDF装置はプローブによる1ポイントでの計測であり、得られる血流量は光の到達している範囲内の生体組織の平均組織血流量として算出される。LDF法における血流の検出原理は以下のように説明することができる。生体に入射した周波数 $f$ （ $f = c/\lambda$ ：但し $c$ は光速、 $\lambda$ は光の波長）のレーザー光は、生体組織に浸透して皮膚や皮下組織などの静止している生体組織によって周波数 $f$ を保ったまま散乱される。一方、血管中を移動する赤血球を主とした血球細胞によって散乱された光は、その移動速度に応じた微量の波長シフト $\Delta f$ を受けることになる。その波長シフト量はドップラー効果によって決定される。静止組織に散乱された周波数 $f$ の散乱光と、移動する血球細胞によって散乱されドップラーシフトを生じた周波数 $f + \Delta f$ の光の干渉によって、差周波 $\Delta f$ が光ビート（うなり）として観測される（図2）。

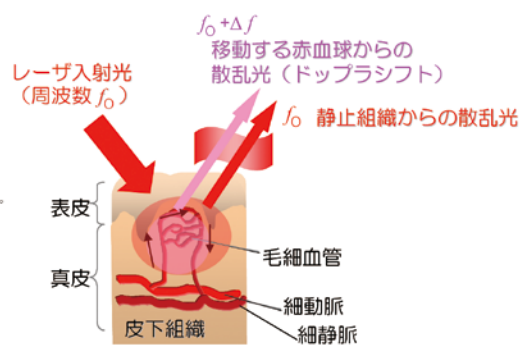


図2 LDFによる血流計測原理模式図

この光ビートによる変調周波数 $\Delta f$ は元の光の周波数 $f$ よりも非常に遅い。例えば波長 $\lambda = 780\text{nm}$ の光の周波数は $f = 400\text{THz}$ 程度であり、通常の受光素子の応答速度を超えている。それに対して光ビート周波数 $\Delta f$ は血球細胞の移動スピードにもよるが、せいぜい数 $\text{kHz}$ ～数 $10\text{kHz}$ であり、通常の受光素子にとっては十分応答できる周波数帯域である。そのため、観測される受光素子出力はDC信号に光ビート周波数 $\Delta f$ の強度変調信号が重畳されたような波形となる。この光ビート信号を解析することによって血流量を算出する。その算出過程は図3である。

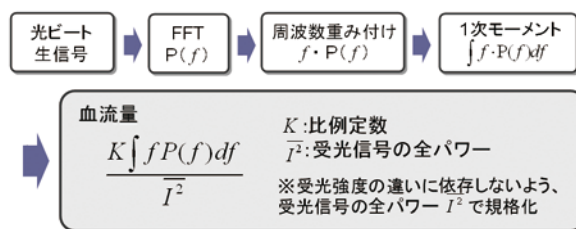


図3 血流量の演算

受光素子によって検出された光ビート信号に高速フーリエ変換（FFT）を行い、周波数の重み付けをし、適当な周波数範囲で積分を行って1次モーメントを演算する。得られた1次モーメントに比例定数をかけ、レーザーの受光強度によらないよう受光信号の全パワーで規格化し、血流量が算出される。

我々が開発した小型血流センサーのセンシング部は、波長 $780\text{nm}$ の半導体レーザー（LD）とフォトダイオード（PD）から構成されている。このセンシング部を核として、レーザー駆動部、フォトダイオードから出力された微弱電気信号をセンサー部近傍で増幅する初段アンプ部、センサープローブから伝送されてきたアナログ電気信号をデジタル信号化するA/D変換部、それを血流信号へと演算処理する信号処理部、演算された血流信号を無線（Bluetooth）によってPC

へと伝送する無線モジュール部、システム全体の動作プロトコル制御を行うシステム制御部、さらにはそれら全体がバッテリーによって駆動されるシステム、によって構成されている（図4）。

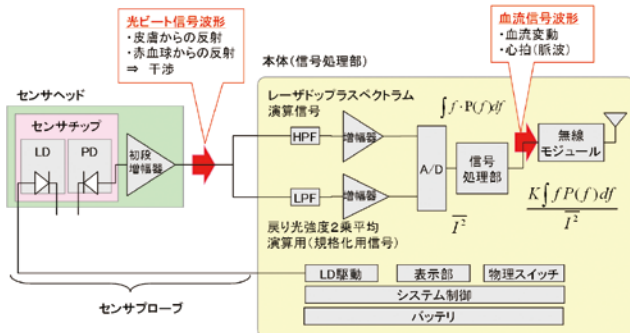


図4 小型血流センサーシステムの概要

信号処理部分は基本的には従来から製品化されているレーザー血流計を踏襲している。しかし、従来と大きく異なるのは、センサー部の小型化、ウェアラブルセンサーとしての使用を可能にするシステム全体の小型化、またバッテリー駆動、さらには計測データの無線伝送によってリアルタイムでPCへ伝送することのできるワイヤレス化を実現している点である。以上のコンセプトのもとで我々は小型血流センサーを試作した。図5に試作した小型血流センサーの概略図を示す。

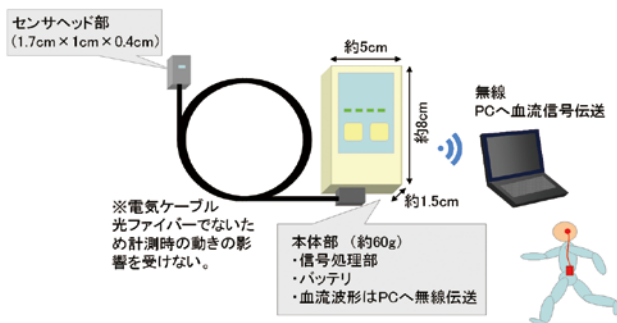


図5 開発した小型血流センサー試作機（概略図）

小型血流センサーの本体の大きさは、約8cm×3cm×1.5cmで重さは約60g、センサーヘッド部は約1.7cm×1cm×0.4cmで重さは約16gである。センサーヘッドからの信号伝送は電気ケーブルであるため、従来の光ファイバーのように動きによるノイズの影響を受けることはない。また、本体が小型・軽量でデータは無線伝送であるため、身体へ装着して動的環境化においても計測が可能となった。このように、センサーヘッド部と血流計システム全体の小型化の両方が可能となって初めて体動ノイズのないウェアラブルセン

サーを実現でき、意味を持つものとなる。

## 2.2 血流モデルによる評価方法の開発とセンサー特性の評価

作製した小型血流センサーの特性の評価には、生体組織を模した血流モデルを作製して評価を行っている。

これは生体には個人差があるため同一生体を用いても生体の条件（体調や環境温度など）によって一定にセンサー特性を評価することは事実上不可能であるためである。我々が考案・開発した血流モデルを図6に示す。

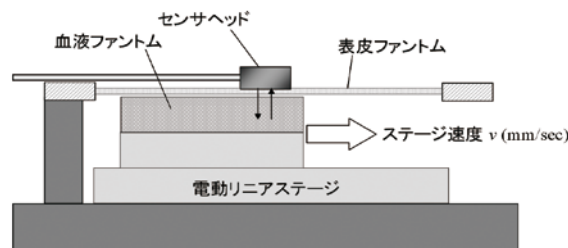


図6 考案・開発した血流モデル

赤血球のサイズは10μm程度であるので、これと同程度の粒子サイズをもつ光学的散乱微粒子を、光学的に透明な媒質中に、ある一定の濃度で分散・固化させて血液を模した「血液ファントム」を作製した。この血液ファントムを電動ステージに搭載して一定速度で動かすことによって「血流」を表現している。また、生体組織においては皮膚のような血流以外の不動部分が存在するため、生体の皮膚と光学特性が類似する樹脂シートを血液ファントム上に配置し「表皮ファントム」としている。このような評価系を用いてセンサー特性の評価を行った。

図7は前述の血流モデルを用いて、センサーヘッドから実際に出力された、血液ファントム移動速度14mm/secでの時間信号波形の例である。時間的にランダムに変動するノイズのような波形であるが、この信号が血流演算のための元信号となる。

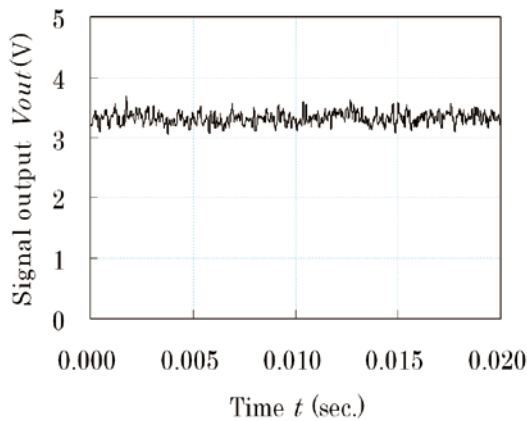


図7 センサーヘッドから出力される信号出力時間波形 (光ビート信号)

図7で示した時間信号波形をFFTアナライザで解析して得られるパワースペクトラムを図8に示す。ここではそれぞれ図中に表記されている血液ファントムの移動速度において観察されるスペクトラムの様子を示している。

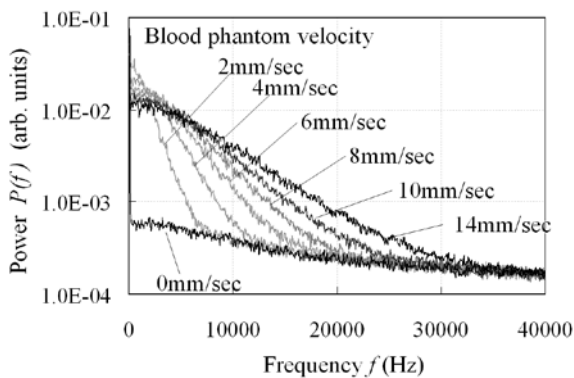


図8 センサーヘッドの出力から得られるパワースペクトラムの血液ファントム速度依存性

図7でノイズのように見えた信号波形は、FFT解析を行うことによって図8のようなパワースペクトラムを持っていることがわかる。

図7および図8に示された特性は、移動する血液ファントム中の散乱体粒子によって生じた後方散乱光（ドップラーシフト光）と、不動体である表皮ファントムによって生じた後方散乱光（非ドップラーシフト光）との間に、光学的な干渉が発生した結果得られたものである。この干渉によって生じる図7のような光強度変調を光ビート信号と呼ぶ。図8が示すように、光ビート信号スペクトラムは、DC から高周波側に向けて徐々に減少するような形状を示す。また血液ファントムの移動速度が速くなるに従い、スペクトラムの裾野がより高周波側に広がっていく様子が明確に観察

される。同様の現象は他の文献においても報告されている[3][4]。計測対象を生体とした場合は、毛細血管中を流れる赤血球による後方散乱光（ドップラーシフト光）と、皮膚などの静止組織によって散乱された後方散乱光（非ドップラーシフト光）が干渉することにより、同様の光ビート信号が計測される。パワースペクトラム形状は、血流モデルによって得られたものと類似している。

図8に示されたパワースペクトラムに対し、図3に示したような演算を行ってそれぞれの血液ファントム移動速度に対する一次モーメントMを算出する。この一次モーメントMを元に血流量Qを算出するが、血流量Qを決定するためには、実際の生体の組織血流量に合うようにシステムのキャリブレーションを行い、係数Kを決定する必要がある。本論文中で示される血流量は実際の生体の血流量とのキャリブレーションを行っておらず、生体の血流量と一定の係数によって関連付けられる値ではあるが、任意単位表示となっている。図9は、血液ファントム移動速度に対して血流センサーから出力される血流量をプロットしたグラフである。

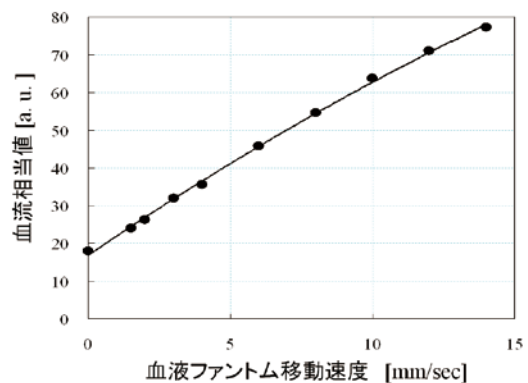


図9 血流相当値の血液ファントム速度依存性

このグラフから分かるように、血液ファントム速度が0mm/sec から14mm/sec の範囲において、ほぼ線形な出力が得られており、血流センサーとしては非常に良好な特性が得られている。このようにして、我々が構築した血流モデルにより試作した血流センサーを評価し、リニアリティの高い血流変換特性が得られることを確認している。

### 3. 試作した小型血流センサーによる計測例

本項では開発した小型血流センサーを用いた血流計測例について、生理学的な側面から基礎データを用いていくつか紹介する。なお血流計測にあたっての被測

定者は筆者であり、図で示す血流波形の縦軸の血流量は任意単位で医学的に意味のあるものではないことに注意頂きたい。

### 3.1 カフ加圧・リリース時の血流反応

血圧計測時の上腕圧迫用のベルトであるカフを左手上腕に、本血流センサープローブを筆者の左手第二指に装着し、カフによって加圧しリリースした際に計測された血流波形を図10に示している。

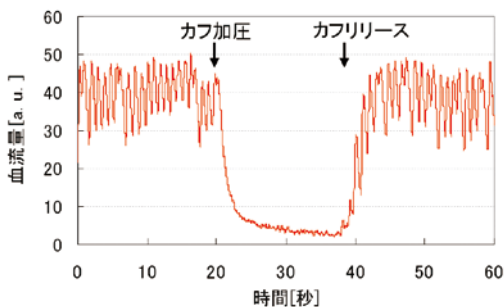


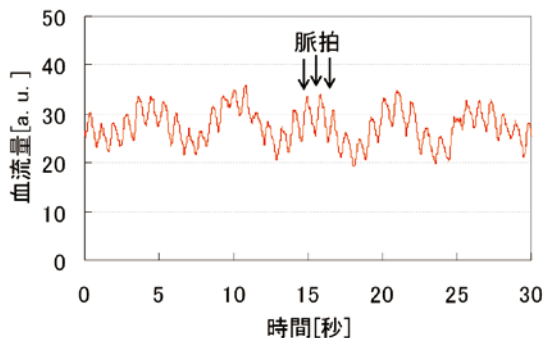
図10 カフ加圧・リリースに伴う血流反応

カフによって加圧すると上腕動脈の血流が阻害されて指先の血流が急速に減少し、カフがリリースされると上腕に貯まった血液が急速に移動して指先の血流量が回復する様子が確認できる。このように開発した小型血流センサーが生体の血流動態を良く捉えていることを簡単に確認することができる。

### 3.2 耳朶血流波形と周波数解析

図11(a)は、開発した小型血流センサーのセンサープローブを筆者の耳朶に装着して計測された血流波形を示しており、図11(b)は血流波形データをFFT処理し周波数解析を行った結果である。ここでは30秒間のデータを示している。血流量のDC値に対して細かい1.1Hz周期の振幅は脈動を示しており、これは心電図波形と同期することが確認されている。また、脈動とは別に0.18Hzをピークとする長周期の揺らぎが血流量のDC値に重畳されていることがわかる。

(a)耳朶血流波形の計測例



(b) 周波数解析結果

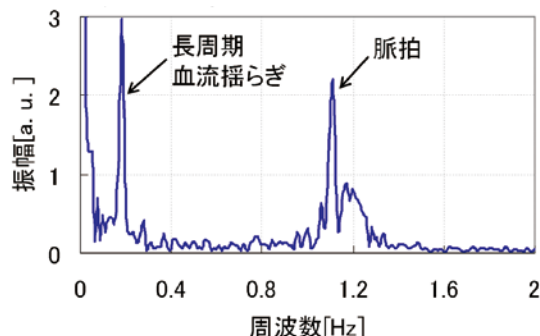


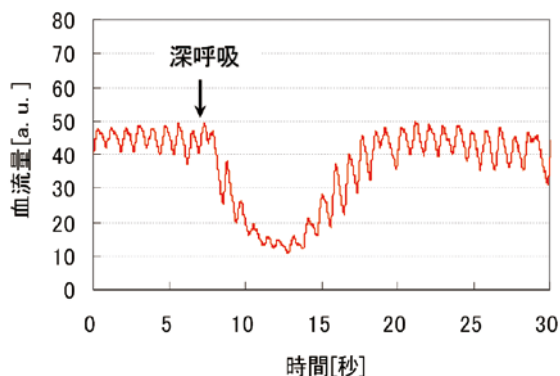
図11 (a)耳朶血流計測例とその(b)周波数解析結果

我々がこれまで行ってきた計測結果から、この長周期血流揺らぎは個人差を含め0.1~0.2Hzにピークを持ち、心拍や呼吸によるものとは異なることがわかっている。この血流揺らぎは一般に「バソモーション」と呼ばれる局所的な血管運動を反映しているものと推測されるが[5]、未だに明確に解明されていない点が多い。しかし、この血流揺らぎを用いてヒトの心身状態評価の研究もなされており、リラックス状態（副交感神経優位）になると血流揺らぎが増加するという報告例もある[6]。一方で生体がもともと持っている自発性の揺らぎとリラックスといった自律神経活動による揺らぎを切り分けることが困難であるのが実際であり、解剖学的に血流揺らぎの原理が解明されないとこれを応用することは難しい。この血流揺らぎについては医学的な原理解明がなされることを期待したい。

### 3.3 交感神経性皮膚血流反応

図12は(a)深呼吸および(b)冷水へ手を浸けた際の血流反応を本血流センサーで計測した結果を示している。いずれのデータも筆者の左手第二指に血流センサーを装着して図中矢印のタイミングで深呼吸および冷水へ手を入れている。冷水には血流センサーを装着している手とは反対側の右手を1秒ほどに浸けて行った。

(a)深呼吸



(b)冷水へ手を浸ける

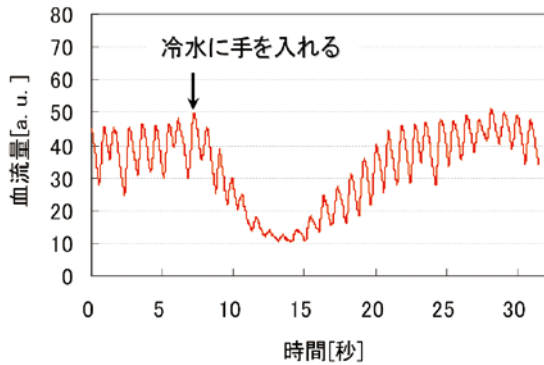


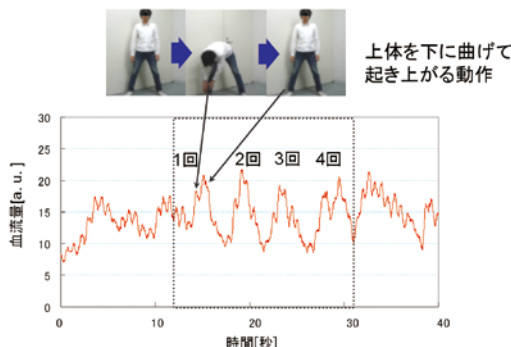
図12 交感神経性皮膚血流反応

図12では、深呼吸や手を冷水に浸けると、血流量が一過性に減少する様子が確認できる。これは交感神経性皮膚血流反応と呼ばれる現象である。皮膚有毛部の皮膚血管は体温調節に重要な働きを果たしているが、無毛部（手掌・足底）の皮膚血管は深呼吸や冷水のような冷たい刺激、運動負荷などの物理的的刺激、また暗算などの精神的ストレスなどにも俊敏に反応して収縮し、皮膚血流は一過性に減少することが一般的に知られている[7]。試作した血流センサーはこの交感神経性皮膚血流反応を良く捉えており、生体の血流動態を正確に計測できていることが確認できる。

### 3.4 運動時の計測例

図13(a)には前屈運動時、(b)にはジャンプ時の筆者の耳朶血流波形を示している。図13(a)では、上体が起きた状態から下方に前屈すると耳朶血流はそれに応じて一度上昇し、上体を起こすと直ちに減少している。この血流波形は体動によるノイズではなく、頭部の動きに対する耳朶血流の変化を捉えていることによる。図中では4回の前屈運動を行っており、回数分の血流の変化がみられている。また、20秒という短時間の中で4回の前屈運動を正確に捉えており、反応性の良さも見てとれる。

(a)前屈時の耳朶血流波形



(b)ジャンプ時の耳朶血流波形

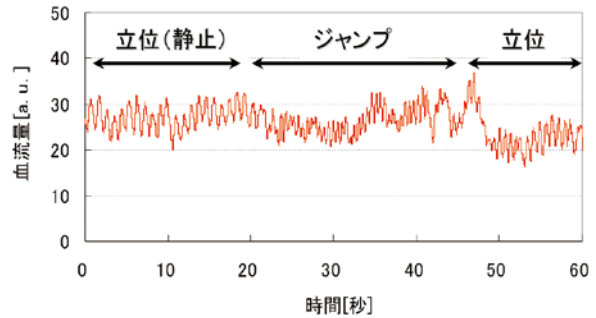


図13 運動中の血流計測例

また図13(b)では、ジャンプの最中においても血流波形には体動によるノイズは重畳されず、安定して血流量および脈拍を計測することができている。ジャンプ中は脈拍数が上昇していることもわかる。以上のような動的環境下における血流計測は、従来の据え置き型光ファイバーセンサーでは体動によるノイズが大きく、測定することは困難であった。小型・ウェアラブル・体動ノイズフリーになって初めて動的環境下での計測が実現でき、日常生活あるいはスポーツ時における生理データ計測が可能になる。

### 4. その他の応用

本項では、血流センサーの生体血流計測以外の応用として工業用途を含めた一般的な流速計としての応用検討も行っているため、それについて述べる。

血流センサーは通常、末梢の血流速度（1~10mm/sec）のような低速域の計測に合わせて信号処理周波数帯域などが設計されている。しかし同様の光学系で10mm/sec以上の高速域計測の検討はなされていなかった。そこで我々は血流センサーの信号処理周波数帯域の広帯域化を行うことにより、高速域の流速計測での特性を確認し、現行のレーザードップラー流速計に比べ光学系及び計測が簡単で安価な流速計としての応用可能性について検討している。

検討中のセンサー部は生体用と同じ波長780nmの半導体レーザーとフォトダイオードから構成されており、信号処理周波数帯域の上限周波数を広帯域化して高流速域計測用のセンサーを試作している。流速の評価は、送液ポンプによってタイゴンチューブ（内径3.1mm×外径6.5mm）に牛乳を送液し、流速を変化させた時のセンサー出力信号をスペクトラムアナライザーで記録した。牛乳を用いるのは、被測定流体には散乱体が必要であり、牛乳の脂肪粒子がその代わりとなるからである。得られたドップラーシフト周波数の広がりから図14に示すようにスペクトラムの平均周波数を

算出して流速に換算し、別途実測した実流量に対する値を評価している。実際に計測された結果を図15に示す。

ける健康管理をサポートできるようなアプリケーションを開発し、血圧計と並んで広く一般的な生理指標として利用されることを期待したい。

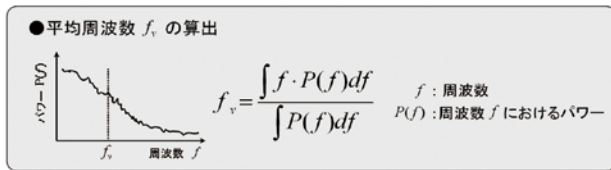


図14 平均周波数の算出

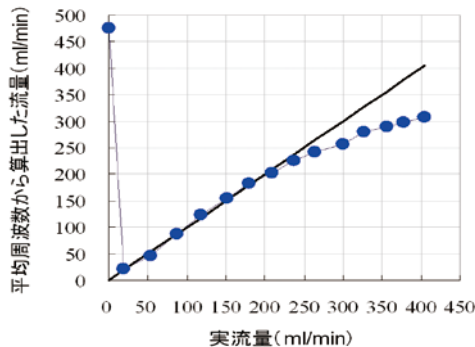


図15 牛乳の流速計測結果

図15では、200ml/minまでの流量域において牛乳の実流量とドップラーシフト広がりから算出した換算流量には線形性が得られていることが確認されている。しかし200ml/min以上においては線形性が悪化している。この高流速域における線形性の低下及び流速の精度については今後の検討課題である。このように生体計測用以外の一般的な流速計としての展望が開かれ、現行のレーザードップラー流速計に比べ光学系及び計測が簡単で安価な流速計としての応用も期待される。

## 5. おわりに

本論文では小型血流センサーの紹介と生体計測例及び一般流速計応用について紹介した。本論文においては医療応用について述べることはできなかったが、血流計が小型・ウェアラブル・体動ノイズフリーとなったことで応用可能性が大きく広がったことを強く実感している。また、生体センサーの研究開発にあたっては、デバイスの進化も必要であるが、医学・生理学といった知識をもって生理現象を把握することが重要であり、従来の研究開発分野の枠を超えた知識・視点を持つことが必要である。医学・生理学分野において「血流」という生理指標に関する新たな知見が得られていくことを期待するとともに、人々の日常生活にお

## 参考文献

- (1) Y. Kimura, M. Goma, A. Onoe, E. Higurashi, and R. Sawada, "Integrated laser Doppler blood flowmeter designed to enable wafer level packaging.", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 57(8), pp.2026-2033, 2010.
- (2) R. Bonner, "Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue" Appl. Opt., 20(12):2097-2107, 1981.
- (3) M.D. Stern: "In vivo evaluation of microcirculation by coherent light scattering" Nature, 254:56-58, 1975
- (4) R. G. M. Kolkman, E. Hondebrink, R. A. Bolt, W. Steenbergen, and F. F. M. de Mul: "Pulsed-laser Doppler flowmetry provides basis for deep perfusion probing" Rev. Sci. Instrum., 72(11):4242-4244, 2001
- (5) 藤澤清編, "新生理心理学第1巻", 北大路書房, 1998, p229
- (6) 向江秀之, 望月美代, 谷口洋介, "皮膚血流リズムを用いた心身状態評価の研究", 日本生理人類学会誌, Vol.11 No.2, 2006, 81-86
- (7) 日本自律神経学会編, "自律神経機能検査第4版", 文光堂, 2007, p249

## 筆者紹介

### 郷間 雅樹 (ごうま まさき)

研究開発部 第三研究部 研究二課に所属。  
入社以来, 血流センサーの開発に従事。

### 森 俊太郎 (もり しゅんたろう)

研究開発部 第三研究部 研究二課に所属。  
強誘電体プローブメモリの研究開発を経て, 現在血流センサーの開発に従事。

### 伊藤 敦也 (いとう あつや)

研究開発部 第三研究部 研究二課に所属。  
GaN系青色半導体レーザーの研究開発, プラズマディスプレイのパネル設計開発を経て, 血流センサーの研究開発に従事。

### 橋本 晋弥 (はしもと しんや)

研究開発部 第三研究部 研究二課に所属。  
DVDレコーダー, ネットワークメディアプレイヤーのソフト開発を経て, 血流センサーの開発に従事。

### 石原 博幸 (いしはら ひろゆき)

研究開発部 第三研究部 研究二課に所属。  
音響信号処理の研究開発を経て, 血流センサーの開発に従事。

### 立石 潔 (たていし きよし)

研究開発部 第三研究部 研究一課に所属。  
光ディスクシステムの制御技術開発, ホログラフィックメモリ, 強誘電体プローブメモリの研究開発を経て, 血流センサーの研究開発に従事。

### 木村 義則 (きむら よしのり)

研究開発部 第三研究部 研究二課に所属。  
GaN系青色半導体レーザーの研究開発, 青/赤二波長集積レーザーの研究開発を経て, 血流センサーの研究開発に従事。工学博士。