

MEMS 接触圧センサ 一体型レーザ血流量センサ

Palmens(株)
澤田 廉士

1 はじめに

レーザドップラー血流量計の基本原理となるLDF (Laser Doppler flowmetry) 法は、レーザ光照射に伴う生体組織からの後方散乱光のスペckルにより非侵襲に微小循環血流量を計測可能な方法として1980年代初頭から盛んに研究され始め、現在ではレーザ血流量計という一般名称で商品化されている。

2002年筆者らは、MEMS (Micro-electro-mechanical systems) 加工技術を用いて、主流であった光ファイバプローブを使用した血流量計のファイバを廃し、センサ

をプローブ先端部へ搭載し、バッテリー駆動と信号処理部等システム部分の小型化設計によりシステム全体を生体に装着可能としたウェアラブルな携帯型レーザ血流量計を実現した。携帯型レーザ血流量計の実現によって、従来では考えられなかった運動時や日常生活時などの動的環境下において安定した末梢血流量計測が可能になり、医学分野の研究者からも注目されるようになった。

とは言え、血流量センサにはもう一つの大きな課題がある。それは、血流量が接触圧と皮膚温度の影響を大きく受けることである。そこで、新たに開発した、血流量に大きく影響を及ぼす接触圧と皮膚温度も同時測定可能な接触圧・皮膚温度センサー一体型血流量センサについて

(a) 動いている物体と静止した物体等からの散乱反射光の干渉に基づいたドップラーシフトを利用した速度計

(b) 反射散乱光の干渉の結果発生するスペckルパターン挙動の数学的確率の適用に基づく速度計

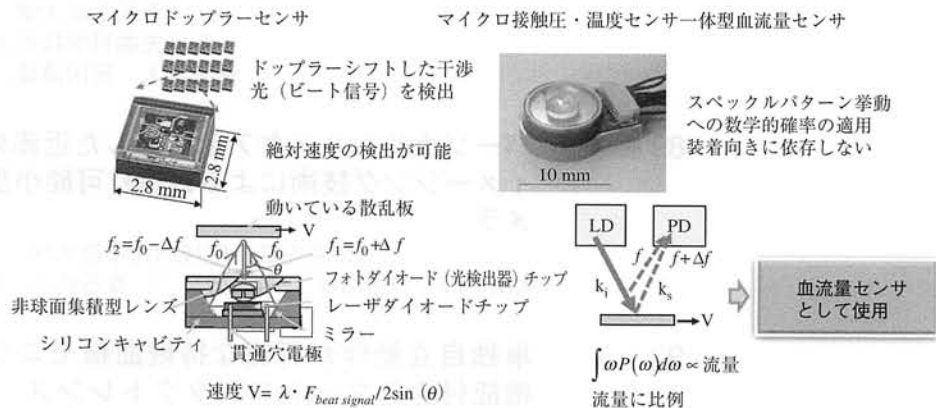


図1 これまで開発したマイクロマシニング技術を用いた2つのタイプのMEMSドップラーセンサ（速度センサ）

述べる。

2 種類のドップラーセンサ

レーザの可干渉性の利用に基づく流量計は次の2種類に分類される：一つは、動いている物体と静止した物体等からの散乱反射光の干渉に基づいたドップラーシフトを利用した速度計（図1 (a)）¹⁾。もう一つは、反射散乱光の干渉の結果発生するスペckルパターン挙動の数学的確率の適用に基づくものである（図1 (b)）²⁾。前者で得られる速度はベクトル，すなわち絶対速度とその方向を測定できる。後者は動きの方向に無関係で，絶対速度をキャリブレーション無しで得ることは難しい。

3 光学系が血流量センサと類似のマイクロエンコーダの研究開発

日本でマイクロマシン（MEMS）国家プロジェクトが開始された1991年に，既の実現していたモノリシックのレーザマイクロエンコーダを図2に示す^{3,4)}。

マイクロエンコーダは回折格子と本体との相対移動量を測定するもので，微小モータの回転角や小型のリニアステージの移動量を高精度に測定できる。マイクロエンコーダはそのスケールの回折格子を散乱体に置き換えると，ドップラーセンサとしても使用できる。左右両方向から出射された2つの光ビームの散乱反射光のドプラ

ーシフトを受けた干渉光であるビート信号を検出することにより，その散乱物体の絶対速度を測定できる。

図3に，このマイクロエンコーダを用いて生体の血流量の測定を行なったドップラーシフトのスペクトルと市販の血流量計の出力の周波数スペクトルとを比較して示す⁵⁾。このエンコーダでもあるドップラーセンサにより脈波信号を検出できることを確認している。

絶対速度を測定できるドップラーセンサであっても，

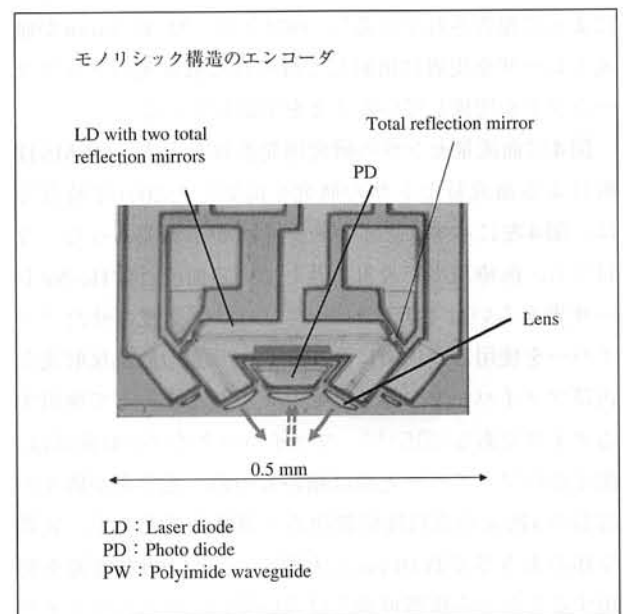


図2 モノリシックマイクロレーザエンコーダ

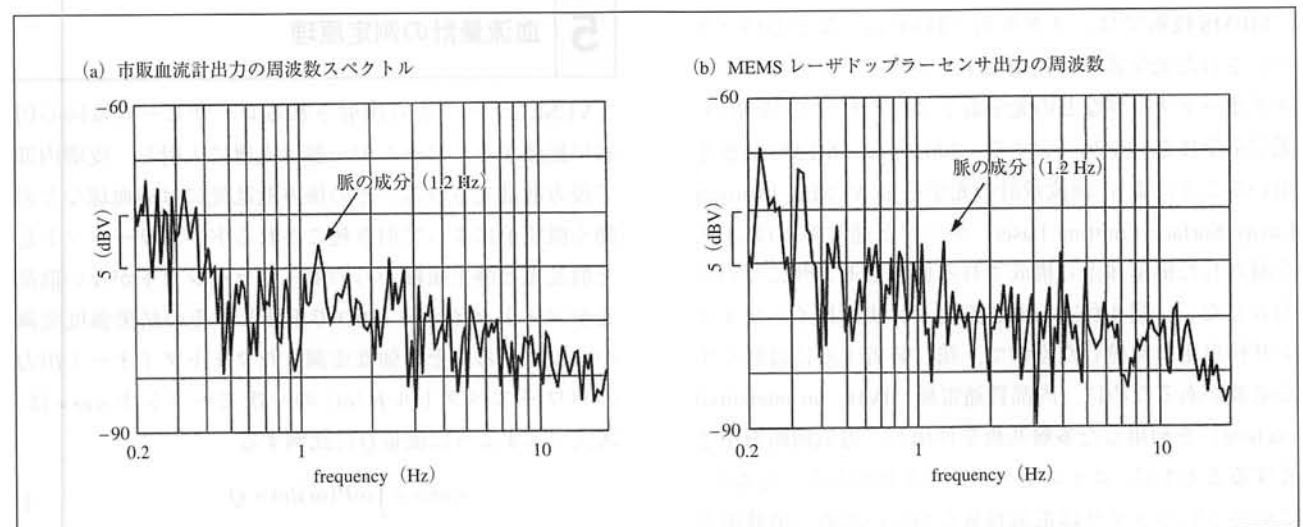


図3 マイクロエンコーダ（マイクロドップラーセンサ）による脈の信号検出

血管内においては速度分布を有する上に、入り組んだ血管を血液が流れており、生体の血流量測定では、絶対速度測定そのものが必ずしも有益でない。むしろ、絶対値の測定よりも、再現性の良い、高感度の血流量の測定が望ましい。

4 大型のファイバータイプの血流量計とそのMEMS血流量センサ

1972年に、レーザ血流量計の最初の応用がC. Rivaらによって報告されている⁶⁾。1975年に、M. D. Sternが血流とレーザを皮膚に射出して得られた散乱光のドップラーシフトが関係していることを実証している⁷⁾。

図4に血流量センサの研究開発推移を示す。MEMS技術による血流量センサの研究を開始した2001年時点では、図4左に示すファイバータイプが主流であった。今日でも、医療現場で最も普及している血流計はHe-Neレーザ光あるいは半導体レーザ (LD) を導波させたファイバーを使用し、皮膚に当てたレーザ光の散乱反射光を再びファイバーで、導波させフォトダイオードで検出するタイプである(図5)^{8,9)}。ファイバータイプの血流計は、測定部のファイバー先端は細いものの、光学系が個々の部品の3次元の高精度位置決め・調整が必要な上、装置全体の大きさが数10 cmと大型で、かつ100 V電源を使用することから携帯可能とは言い難い。さらにファイバーの振動等が光信号のノイズになってしまうという課題がある¹⁰⁾。

MEMS技術では、メタル缶 (TO-Can) などのパッケージされた光学素子は使用せず、レーザチップやフォトダイオードチップなどの光学素子 (ベアチップ) を用い、光学系全体をパッケージする。2003年に、MEMS技術を用いることにより、血流量計の光学系を、VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting Laser) チップと通常のPDに工夫を凝らした構造体から構成される血流量センサについて公表した¹¹⁾。図4右に示す血流量センサは鳥インフルエンザ検出用に開発したもので、鶏に装着するには軽くする必要があるので、内部貫通電極 (IVH: an interstitial via hole) を利用した多層基板を使用し、電気回路を小さくするとともに、コイン型バッテリーを使用した。しかし、この小さいバッテリーは電気容量も小さいため、消費電力を、ヒト用と比べ一桁下げる工夫をした¹²⁾。後で分かっ

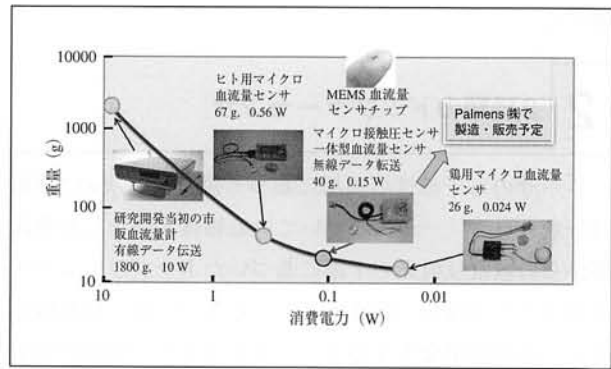


図4 血流量センサの研究開発推移

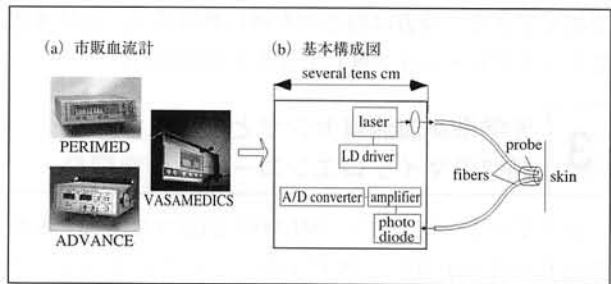


図5 ファイバータイプの血流量計

たことであるが、鳥インフルエンザに感染すると血液が注射器で採血できないほど高い粘度になることから、鳥インフルエンザの検知には血流量センサが有効である。しかし、実用するには、大幅な低コスト化と低消費電力化が必須なのは言うに及ばない。

5 血流量計の測定原理

VCSELチップから射出されるレーザビームは同心円状に拡散する。ビームの一部は皮膚に入射し、皮膚内部で後方散乱光される。その後方散乱光には赤血球などの動く微粒子によって引き起こされるドップラーシフトした散乱光と静止組織からのドップラーシフトがない散乱光がフォトダイオードPDで干渉し、その結果強度変調が検出される。その強度変調したフォトダイオード出力のパワースペクトル $P(\omega)$ の一次モーメント $\langle \omega \rangle$ は、次式で示すように流量 Q に比例する。

$$\langle \omega \rangle = \int \omega P(\omega) d\omega \propto Q \tag{1}$$

血流量計では、統計的に導かれる平均値 $\langle \omega \rangle$ に比例定

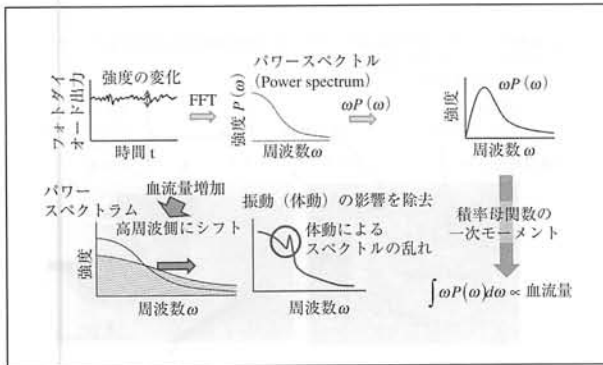


図6 演算工程

数を乗した値が血流量 Q として使用される。

ドップラーシフトは、ベクトルであるため方向性を有するが、血流量計における流量の算出式(1)から得られる流量は、スカラーであり、センサの取り付け方向とは無関係である。また、例え絶対値が測定できる流量計であっても入り込んだ血管を有する生体の血流量に対し、キャリブレーション無しでは絶対値を測定することはできないので、キャリブレーションが少なくとも必要であれば、血流量を式(1)で算出する血流量センサの方が、前述のドップラーシフトタイプよりも安定でしかも高感度であるので望ましいと言える。

図6に、上述の演算工程を図式化する。この血流量信号検出法のもう一つの特長は、フォトダイオードPD出力のスペクトル分布を基に血流量を算出することである。このスペクトル分布には、血流量に関係する周波数スペクトルのみならず、センサと生体間の相対的な速度の体動等による周波数のスペクトル成分も含まれている。体動にともなうスペクトルが分かれば、そのスペクトルの成分を除去することにより、脈波のピークを検出するには差し支えないほどの信号が得られることから、体動の影響を受けにくい脈波センサとしての使用も有望である¹³⁾。

6 接触圧センサー一体型血流量センサ

6.1 接触圧が血流量に及ぼす影響

血流量の測定は、生体の測定部位にプローブを当てて測定する。図7に、接触圧を変化させたときの、接触圧

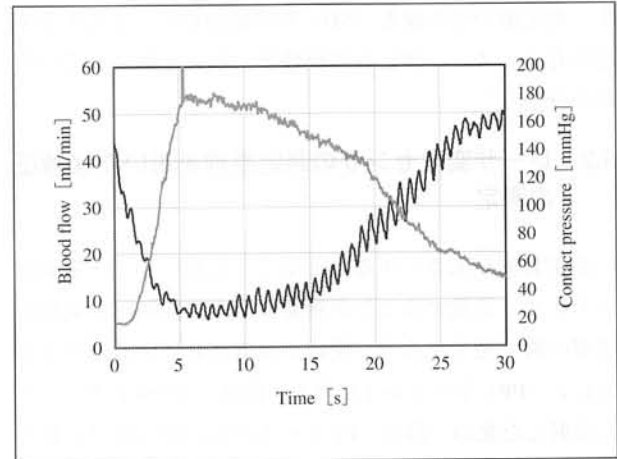


図7 接触圧を変化させたときの血流量信号（血流量ならびに脈波形状）の変化

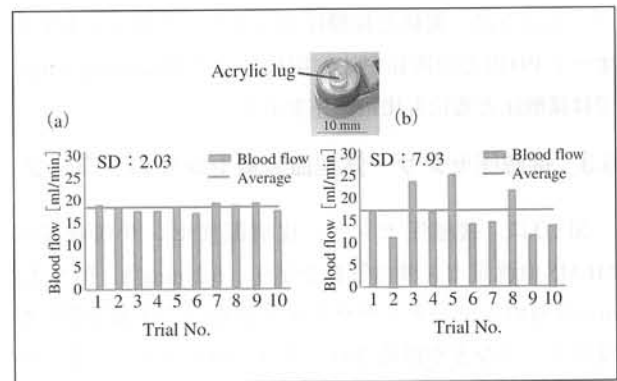


図8 接触部に、透明突起が、(a) がある場合、(b) 無い場合、10回繰り返しした血流量の測定結果

と血流量の関係を示す。接触圧によって血流量ならびに脈波振幅が大きく影響されることが分かる。接触時に測定部位に加わる力がいつも同じとは限らないし、生体が柔らかく、また平坦でないことから、接触圧によって接触面積も変化する。従来の血流量計では接触時における力や接触面積が制御されていないことから、ある場合には、測定のばらつきが生理状態変化に基づく血流量変化よりも大きくなり、生理状態の変化を検出するのが難しい。

血流量センサプローブを測定部位に当てた状態で血流量を測定しているとき、生理状態の変化による血流量の変化が接触圧の変化によるものでないことを明確にすることが重要である。

図8に、接触部に突起がある場合とない場合で、血流量を10回測定した結果と測定値の平均値をそれぞれ示

す。測定値の標準偏差 (SD) が接触面積を一定にする突起の存在により、測定の再現性を大幅に改善されているのが分かる¹⁴⁾。

6.2 レーザ変位センサの測定原理を用いた接触圧の測定

測定装置を大きくすることなく、接触圧センサを血流量センサに搭載することが重要である。接触圧が突起と皮膚の間で発生すると、突起が載置されているポリプロピレン (PP) シートが下に撓む (図9)。VCSEL チップから射出した光の一部が、PPシートの裏に貼り付けられたマイクロミラーで反射し、接触圧測定用フォトダイオード (PD) で検出される¹⁵⁾。そのフォトダイオードの出力は、そのマイクロミラーの変位に応じて変化する。図9の右図に示ように、変位と接触圧モニタリング用フォトダイオード PD 出力の関係が比例関係を示す Measuring range では接触圧と変位も比例関係を示す。

6.3 接触圧センサー一体型血流量センサのプロローブ

図10に、接触圧センサ、皮膚温度センサ搭載後の MEMS 血流量センサの写真を示す。6.2 mm角、厚さ2.3 mm多層のキャビティセラミック基盤内には光学系と初段のアンプなどが搭載され、ガラス封止されている。マイクロコネクタからFPC (Flexible printed cable) で処理回路へ接続され、演算処理回路からはBluetoothで血流量信号、接触圧信号、皮膚温度信号がパソコンへ無線伝送される。IOT (Internet of Things) により、この演算処理回路はクラウド内での演算に置き換えられることが

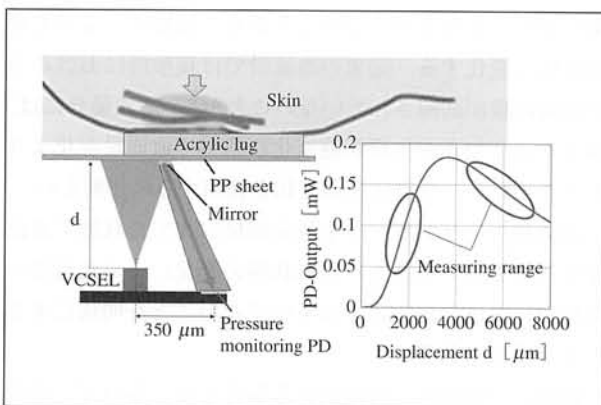


図9 レーザ変位センサの血流量センサの接触圧測定への応用

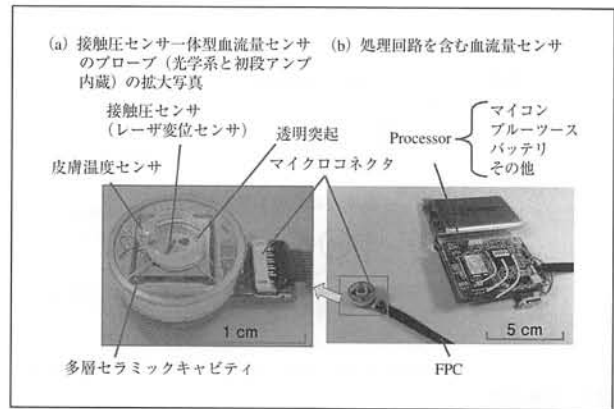


図10 接触圧センサ・温度センサー一体型血流量センサ

期待される。接触圧測定用部品を搭載する前のMEMS血流量センサは、従来のセンサ同様に接触圧測定なしの超小型血流量センサとして使用可能である。

6.4 測定例

血流量信号、接触圧信号、皮膚温度信号のオンライン測定結果のグラフを図11に示す。血流の脈拍に応じて接触圧が変化しているのもみてとれる。これまで、実験では、接触圧の影響を少なくするために、両面テープで血流量センサプロローブを指などの部位に張り付けて血流量の測定を行っていたが、今回開発した接触圧センサ・温度センサー一体型血流量センサは接触部、すなわち測定部位における接触圧、皮膚温度、血流量が同時測定できるのが特長である。

6.4.1 同時測定例

同時測定例を図12と図13に示す。

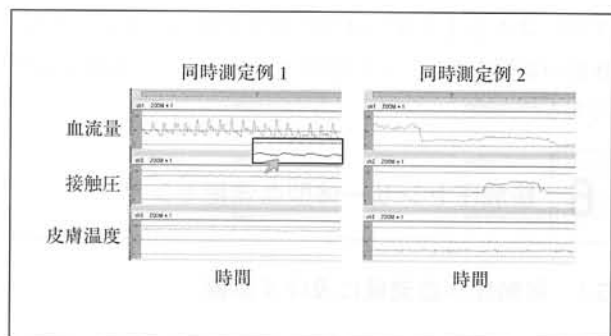


図11 Bluetoothで同時測定したデータをパソコンへ送付し、グラフ表示

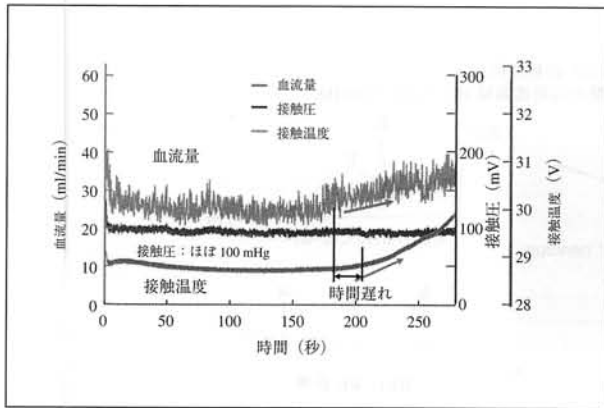


図12 かじかんだ指の血流量測定と接触圧および皮膚温度の同時測定例

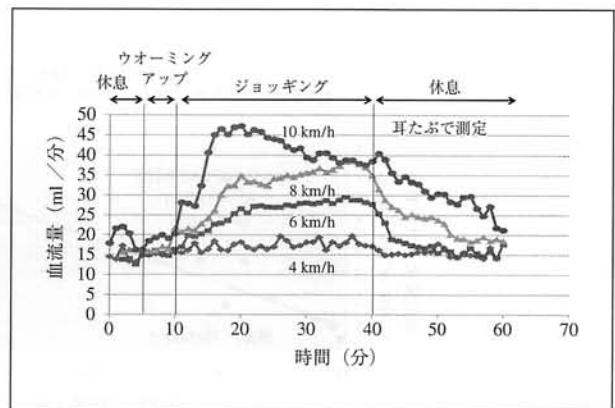


図14 ジョギング中の血流量測定

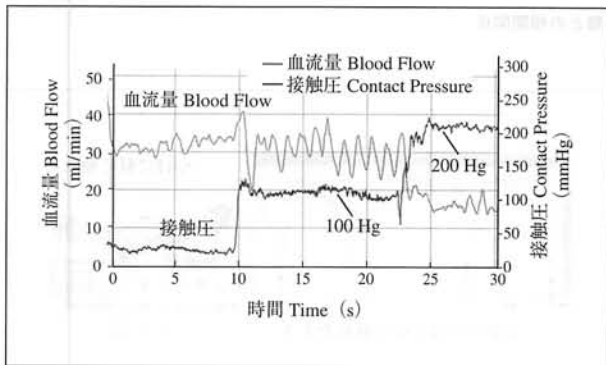


図13 接触圧を変化させたときの指の血流量との同時測定例

- (1)図12は、かじかんだ指を血流量センサに置いた時の測定結果を示す。接触圧はほとんど変化しない状態で、皮膚温度が数10秒遅れで、血流量が上昇しているのが分かる。
- (2)血流量が接触圧の上昇とともに減少し、脈波振幅が100 mHgの接触圧で大きくなり、接触圧の上昇とともに、血流量は低下し、200 mmHgの最大接触圧で最小になるのが観察できる(図13)。

6.4.2 その他の応用例

これまで、我々が開発したマイクロレーザ血流量センサ¹⁶⁾を用いて、ジョギング時¹⁷⁾、強皮症の検知¹⁸⁾、脱水症の検知¹⁹⁾、飲酒時²⁰⁾、ストレス負荷時²¹⁾の結果について述べる。

(1)ジョギング時における血流量測定例

図14に、ジョギング時、血流量センサプローブを

耳に装着したときの血流量測定結果を示す。生体にとって厳しい10 km/hの速度のジョギングの場合、一気に血流量が上昇している。アスリートの場合にはこの程度では血流が上昇するの否が興味あるところである。スポーツ医学等にも適用が有効と考えられる。また、どのジョギング速度に対しても、ウォーミングアップ直後血流量が低下している。これはジョギングにより血液が足等の筋肉に流れるため、耳の血流が一瞬低下するものと思われる。

(2)脱水症の検知

センサプローブを指に装着して挙手する、上肢挙上試験をすることにより、レイノー(強皮症)や脱水症の検知が可能である。図15に脱水前後の上肢挙上試験結果を示す。挙手すると測定部位がポンプの役割をする心臓よりも高いため、位置エネルギー分、ポンプの役割をする心臓にとって負担となるため、血流量は低下するもの

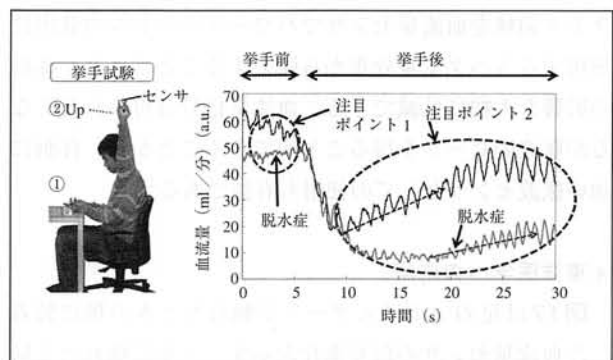


図15 脱水症検出

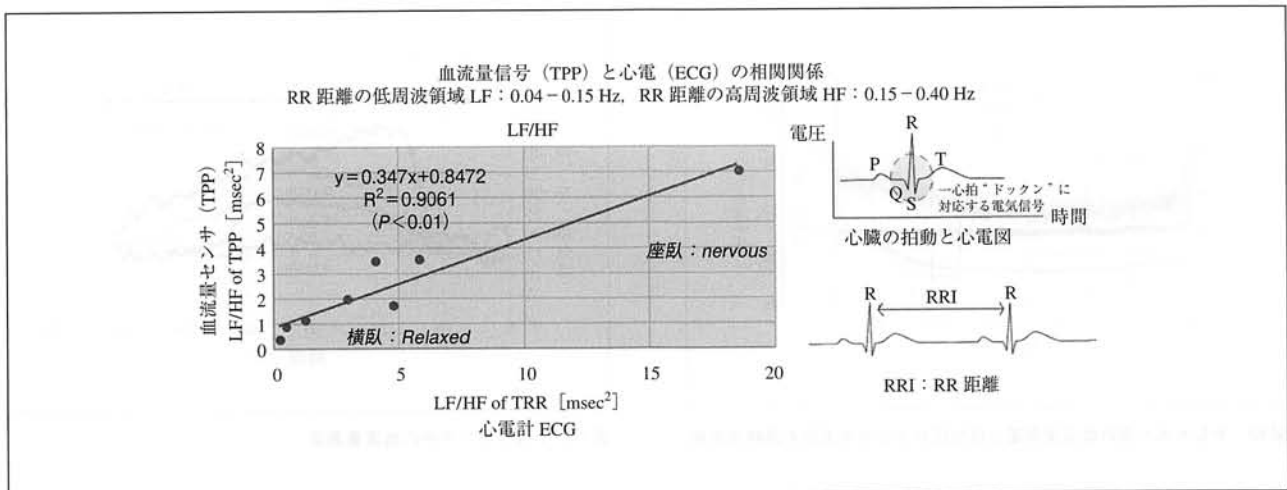


図16 心電計の心電信号間距離 (RR 距離) に代わる脈波信号のピーク間の時間距離との相関関係

の、元に戻そうとする生体の機能により、次第に上昇し始める。その上昇の傾きが脱水前後で大きく異なる。また、脈波高さも脱水すると小さくなるのが特徴的である。また、一定の接触圧を付加することによって、挙手時と類似の現象をみることができる。

(3)体動に強い脈波センサとして使用することによるストレス検知

図16は、心電図のRRIに代わる脈波ピーク間の時間距離によるストレス評価結果を示す。心電波形のピークに相当するR間の時間距離、すなわちRRIのばらつき具合がストレスの程度を表すことが認知されている。心電信号は体動があると乱れやすいことから、心電計に代わるものとして脈波センサが使用されている。血流量センサでも脈波が検出されるために、RRIに代わる脈波ピーク間の時間距離を得ることができる。体動に基づくスペクトル領域を血流量センサでパワースペクトルの算出に使用するスペクトル分布から除去することにより、体動の影響を大幅に低減できる。血流量信号は得られなくなるが脈波のピークを得ることができることから、体動に強い脈波センサとしての使用も有益である²²⁾。

(4)東洋医学への応用

図17は足のツボにスプーンが触れたときの指に装着した血流量センサの信号変化を示す。ツボに触れたと同時に、血流が反応しているのが分かる。神経と血流が深

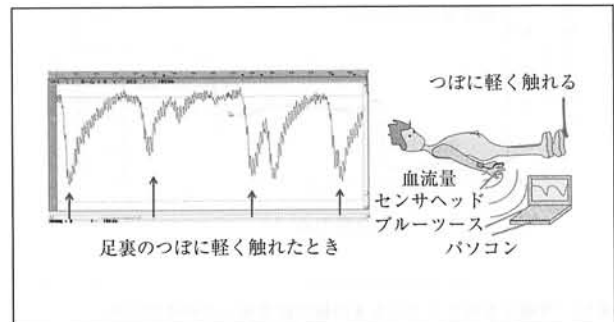


図17 東洋医学への応用

い関係にあることがこの結果からも理解できる。

6.5 一心拍当たりの血流量測定

図18は運動前、運動中、運動後における生理状態の変化を示す²³⁾。運動後、心拍が減少しているものの、一心拍当たりの血流量が増加、あるいは横ばいであるのは注目し値する。心電計や脈波計では測定できない、一心拍当たり血流量の変化によって、運動効果をみるることができる。

6.6 血流量がキーとなる想定される用途例

表1に血流量センサの医療関係で血流量がキーとなる想定される用途を示す。

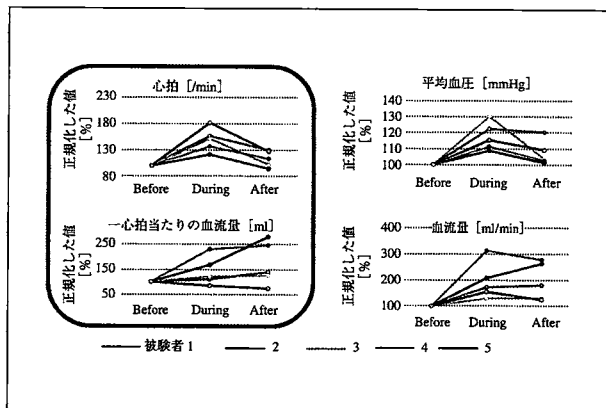


図18 運動前、中、後における血流量信号とその他の生理状態

7 まとめ

MEMS技術を用いて作製した光学系を含む接触圧センサ・皮膚温度センサ一体型血流量センサを主として述べた。その特長を以下に列挙する。

- ・超小型・携帯可能
- ・再現性の高い血流量測定を実現。一心拍当たりの血流量測定による評価も可能。
- ・脈波センサとして使用しても従来の脈波センサよりも振動の影響を受けにくい。
また、用途として以下が想定される。
- ・脱水症の検出、ストレスの検出
- ・スポーツ医学、運動効果の評価
- ・血行をチェックすることによる日常の健康管理
- ・糖尿病患者のフットケア

接触圧センサが内蔵されていない、これまでの血流量センサでは、測定の再現性が悪いため、言い換えれば、生理状態の変化よりも測定のばらつきが大きいため、生理状態変化を顕著に認めることが困難である。接触圧の影響も考慮した再現性の高い血流量の存在によって、一心拍当たり血流量の変化などの測定ができ、スポーツなどの科学的検証にも利用できると確信している。

接触圧センサ一体型血流量センサを最も有効利用するには、接触圧が安定するための生体への装着（固定）方法が、より重要になる。逆に、接触圧を制御して変化させ、脈波信号振幅の変化を基に血圧等の測定が可能な報告もされている。

表1 血流量がキーとなる想定される用途例

内科	抹消循環血流、糖尿病患者の抹消循環障害、自律神経障害の検討、レイノー病感謝の指先血流測定、神経機能検査、内視鏡検査時の胃粘膜血流測定、動物実験の消火器血流
麻酔科	ベインクリニク時の効果の定量化、術中ショックの早期検知
集中治療部救急部	熱傷時の血流測定、抹消循環モニター
消化器外科	消化器臓器血流測定（臨床及び実験）、臓器移植時の血流確認
脳神経外科	脳組織血流測定（臨床及び実験）
呼吸器科	気管支粘膜の血流測定
血管外科	バージャー病（閉塞性血栓性血管炎）等の診断のための測定（カフと水銀柱の組み合わせによる指の収縮期血圧測定）、閉塞性動脈疾患の皮膚血流測定、ASO（閉塞性動脈硬化症）診断のための測定
形成外科 皮膚科	皮弁血流測定、皮膚移植における血流モニター、アレルギーPCA反応の定量化、肌（顔）の血流状態の測定
整形外科	脊髄、神経血流測定、接着指の血流測定
泌尿器科	睾丸血流測定、血流量勃起障害（VED）診断のための測定、腎移植時の人血流測定
小児科	NICUでの抹消血流モニター、動物実験での新生児脳血流測定
産婦人科	子宮癌血流測定、乳癌血流測定
耳鼻咽喉科	蝸牛、鼻粘膜、皮弁血流測定
放射線科	放射線治療時の組織血流測定
高気圧治療部	高気圧治療時の組織血流測定
東洋医学科	針灸治療時の効果の定量化
口腔外科	歯肉、歯髄血流測定、口腔内粘膜血流測定
薬理学	薬物効果の判定（血管拡張、収縮等）
生理学	自律神経機能と抹消血流測定、ストレスによる自律神経系への影響測定
衛生学	白蟻病、レイノー病等の指先血流測定
法医学	窒息時の組織血流の検討
体育学科	運動整理研究（運動中血流量測定、運動前後における血流量変化の測定）
家政学科	被服と皮膚血流
製薬会社	薬物（血管拡張剤、血流収縮剤、血流増加物質等）の効果評価
日常健康維持	血行および血のさらさら度測定、リラックスおよび睡眠（眠気）度測定
その他	研究開発企業（自動車、電気、繊維、化粧品、建設業等）での環境生理学的（快適性）の研究、床ずれの測定

クラウドによる演算処理を実現できれば、微小のみならず大幅な低コストを実現できる可能性がある。

参考文献

- 1) Nobutomo Morita, Hirofumi Nogami, Eiji Higurashi and Renshi Sawada, Grasping Force Control for a Robotic Hand by Slip

- Detection Using Developed Micro Laser Doppler Velocimeter, *Sensors* **2018**, 18, pp. 326.
- 2) N. Morita, H. Nogami, E. Higurashi, T. Ito, and R. Sawada, Development of a Built-In Micro-Laser Doppler Velocimeter, *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 25, No. 2, pp. 380-387, 2016.
 - 3) R. SAWADA, H. TANAKA, O. OHGUCHI, J. SHIMADA, F. SHIMOKAWA, Fabrication of Optical Microencoder, *Int. J. Japan Soc. Prec. Eng.*, Vol. 28, No. 1, 1994, pp. 1-4.
 - 4) INTRODUCTION TO A NEW PROJECT FOR THE NATIONAL RESEARCH AND DEVELOPMENT PROGRAM (LARGE SCALE PROJECT) IN FY1991, MICROMACHINE TECHNOLOGY, Agency of Industrial, Science and technology Ministry of International Trade and Industry Japan.
 - 5) ポリイミドを用いた集積化マイクロセンサの設計・製作に関する研究, 伊藤高廣学位論文, 東京大学, 2001年10月2日.
 - 6) C. Riva, B. Ross, and G. B. Benedek, Laser-Doppler measurements of blood flow in capillary tubes and retinal arteries, *Invest. Ophthalmol.*, vol. 11, pp. 936-944, 1972.
 - 7) M. D. Stern, In vivo evaluation of microcirculation by coherent light scattering, in *Nature*, vol. 254, London, 1975, pp. 56-58.
 - 8) D. Watkins and G. A. Holloway, Jr, An instrument to measure cutaneous blood flow using the Doppler shift of laser light, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-25, no. 1, pp. 28-33, 1978.
 - 9) R. W. Wunderlich, R. L. Folger, D. B. Giddon, and B. R. Ware, Laser Doppler blood flow meter and optical plethysmograph, *Sci. Instrum.*, vol. 51, no. 9, pp. 1258-1262, 1980.
 - 10) T. P. Newson, A. Obeid, R. S. Wolton, D. Boggett, and P. Rolfe, Laser Doppler velocimetry: The problem of fiber movement artefact, *J. Biomed. Eng.*, vol. 9, pp. 169-172, 1987.
 - 11) E. HIGURASHI, R. SAWADA, T. ITO, An Integrated Laser Blood Flowmeter, *IEEE J. Lightwave Technol.*, Vol. 21, No. 3, pp. 591-595, 2003.
 - 12) Kei Nishihara, Wataru Iwasaki, Masaki Nakamura, Eiji Higurashi, Member, IEEE, Tomoki Soh, Toshihiro Itoh, Hironao Okada, Ryutaro Maeda, and Renshi Sawada, Development of a Wireless Sensor for the Measurement of Chicken Blood Flow Using the Laser Doppler Blood Flow Meter Technique, *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, VOL. 60, NO. 6, JUNE 2013, pp. 1645-1653.
 - 13) 特願2019-119877, 澤田, 野上, 尾上, 生体センサ.
 - 14) 特許出願番号: PCT/JP2017/015203, 流量測定装置, 流量測定方法, 圧力測定装置, 及び圧力測定方法, 澤田, 野上, 関口, 林田, 井上, 白石.
 - 15) 特許391979, 特許第3919796号, 変位測定装置, 澤田, 千野.
 - 16) Yoshinori Kimura, Masaki Goma, Atsushi Onoe, Eiji Higurashi and Renshi Sawada, Integrated Laser Doppler Blood Flowmeter Enabling the Wafer Level Packaging, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 57, No. 8, August, pp. 2026-2033, 2010.
 - 17) Wataru Iwasaki, Hirofumi Nogami, Satoshi Takeuchi, Masutaka Furue, Eiji Higurashi, and Renshi Sawada Detection of Site-specific Blood Flow Variation in Humans during Running by a Wearable Laser Doppler Flowmeter, *Sensors*, **2015**, 15, pp. 25507-25519.
 - 18) Makiko Kido, Sayaka Hayashida, Satoshi Takeuchi, Renshi Sawada, Masutaka Furue, Assessment of abnormal blood flow and efficacy of treatment in patients with systemic sclerosis using a newly-developed micro wireless laser Doppler flowmeter and arm-rising test, *British Journal of Dermatology*, Vol. 157, issue 4, pp. 690-697, 2007.
 - 19) Hirofumi Nogami, Wataru Iwasaki, Takeyuki Abe, Yoshinori Kimura, Atushi Onoe, Eiji Higurashi, Satoshi Takeuchi, Makiko Kido, Masutaka Furue, Renshi Sawada, Use of a simple arm-raising test with a portable laser Doppler flowmeter to detect dehydration, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, Journal of Engineering in Medicine*, Volume 225, Issue 4, April pp. 411-419, 2011.
 - 20) W. Iwasaki, H. Nogami, H. Ito, T. Gotanda, Y. Peng, S. Takeuchi, M. Furue, E. Higurashi and R. Sawada, Useful Method to Monitor the Physiological Effects of Alcohol Ingestion by Combination of Micro Integrated Laser Doppler Blood Flow-meter and Arm-raising Test, *Journal of Engineering in Medicine, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H*, Vol. 226, issue 10, October 2012 ISSN 0954-4119, pp. 759-765, (2012).
 - 21) Akiyama Terukazu, Miyazaki Tatsuya, Ito Hiroki, Nogami Hirofumi, Higurashi Eiji, Ando Shin-ichi, Sawada Renshi, Comparable Accuracy of Micro-Electromechanical Blood Flowmetry Based Analysis versus Electrocardiography Based Analysis in Evaluating Heart Rate Variability, *Circulation Journal*, Vol. 79, April, pp. 794-801, 2015.
 - 22) 特願特願2019-119877, 生体センサ, 澤田, 野上, 尾上.
 - 23) R. Shiraishi, H. Nogami, K. Uchida, M. Nomura, R. Sawada, Developed MEMS blood flow sensor with a built-in pressure sensor and its application to Exercise, 5th International Conference on Bio-Sensing Technology 2017 (BITE2017) 7-10, May, 2017, Rivadel Garda, Italy), O24.

■ MEMS Laser Blood Flow Sensor with a built-in Contact Pressure Sensor

■ Renshi Sawada
 ■ Palmens Inc.

サワダ レンシ
 所属: Palmens(株)