

光散乱型マイクロ光センサの製作と計測への適用

○大森 由喜江*, 澤田 廉士**, 坂野 進***

Yukie Omori*, Renshi Sawada**, Susumu Sakano***

*日本大学大学院工学研究科, **NTT マイクロシステムインテグレーション研究所,
***日本大学工学部

*, ***Nihon University, College of Engineering,

**NTT Telecommunications Energy Laboratories

キーワード：マイクロマシニング技術 (Micro-machining technology)、
パッシブアライメント技術(Passive Alignment)、光センサ(Optical sensor)、
加速度脈波(Second Derivative of plethysmography)

連絡先：〒963-1165 福島県郡山市田村町徳定字中河原 1 番地
日本大学 工学部 機械工学科 メカトロニクス研究室
坂野 進, Tel.:(024)956-8860, E-mail:sakano@mech.ce.nihon-u.ac.jp

1. はじめに

病院内でのベッドサイドモニタリング、遠隔医療、高齢化社会における独居老人の在宅医療、長期生体情報モニターによる個人レベルでの生活習慣病の予防、スポーツ中の生理データ取得などにおいて、生体情報を計測できるウェアラブルな超小型センサが求められている。また、体内に挿入されて用いられる医療用内視鏡における小型センサは、将来の検査、診断、治療にはなくてはならないものにな

っている。

最近の高齢化社会の中で生活習慣病を中心とする健康問題が大きく取り上げられているが、これらの病気が血液循環と深く関連していることがわかっている。そのため、生体情報のなかでも抹消血液循環機能を反映する組織血流量を測定するレーザー血流計に着目し、マイクロマシニング技術による超小型集積型マイクロ血流センサについて述べる。

1.1 マイクロマシニング技術

近年発達したマイクロマシニング技術はフォトリソグラフィを基にした立体的微細加工技術である。この技術により光マイクロマシンの分野では、多様な光センサの小型化、集積化が進められている。

1.2 光センサ

光センサは、高感度、非接触、無浸襲、電磁誘導の影響を受けない、などの技術をもつ。さらにマイクロマシニング技術を用いて製作すると、光軸合わせなどの調節が不要で、超小型、光路長が短く、外乱（熱ドリフト、振動ノイズ、空気ゆらぎ）に強い、光マイクロセンサができる。このような光マイクロセンサを用いた、生体計測用光センサは将来の超高齢化社会における医療分野での今後の展開、実用化が最も期待されている一つである。

2 集積型光マイクロ血流センサ

生体組織表面からレーザー光を入射させ、その散乱光を検出し、その信号を解析することによって組織血流量の比例量を求めることができることは知られている。それ以来、抹消血液循環機能を反映する組織血流量を測定するレーザー血流量は広く普及していった。従来の血流計には、ファイバ型が広く用いられていた。光ファイバ型は、プローブ先端は小型であるが、光ファイバの振動が測定に影響を与え、装置の全体も大型でウェアラブルな用途には向いていない。また、数多

くの備品点数を要するとともに組立工程に時間がかかるために高価であるという課題がある。

2.1 マイクロ血流センサの構成と原理

図に血流センサの構成を、図に集積型マイクロ血流センサと皮膚断面の模式図を示す。センサの構成は、InGaAsP/InP 分布帰還形半導体レーザ (DFB-LD)、断面入射屈折型 PD、遮光用シリコンキャップ、フッ素化ポリイミド導波路を形成したシリコン基盤からなる。(シリコン基盤寸法：2 mm×3 mm)、DFB-LD の端面から出射したレーザ光は、フッ素化ポリイミド導波路を伝搬する。導波路先端はレンズ機能を持たせるため、凸状にエッチングされており、水平方向に広がっていくビームはここでほとんど平行になる。照射された光は、皮膚および皮下組織中で散乱吸収を繰り返しながら後方散乱光として戻ってくる。毛細血管を流れる赤血球で散乱された光はドップラーシフトし、静止組織で散乱されたドップラーシフトしていない光と干渉して PD で電気信号に変換される。この信号のパワースペクトル $S(\omega)$ の 1 次モーメント $\langle \omega \rangle$ が、ドップラーシフトした赤血球の濃度×平均速度に比例するという血流計アルゴリズムを用いて、外付けの信号処理回路により演算し、組織血流量として出力した。なお、パワースペクトル $S(\omega)$ に一次モーメント $\langle \omega \rangle$ は以下の式(1)で表される。

$$\langle \omega \rangle = \int \omega \cdot S(\omega) \cdot d\omega \quad (1)$$

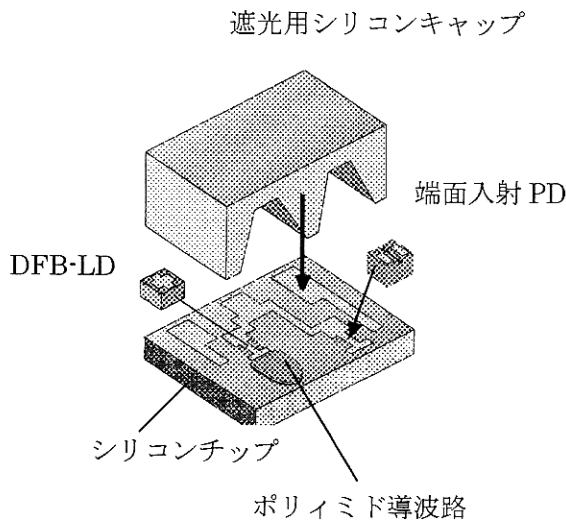


図1 集積型マイクロ血流センサの構成

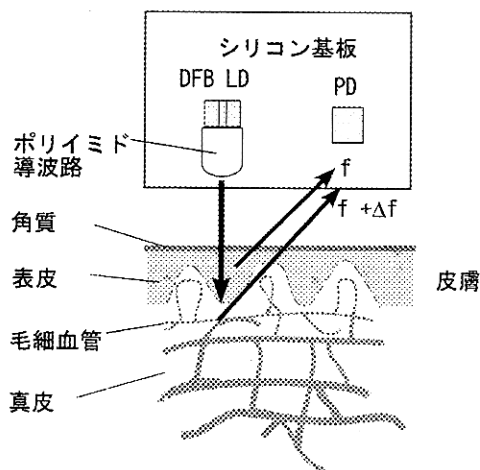


図2 マイクロ血流センサと皮膚断面の模式

2. 2 パッシブアライメント実装技術

従来のレーザ血流計はヒートシンクにモジュール化されたレーザダイオード (LD) やフォトダイオード (PD)、レンズ、ファイバなどの個別光学部品を光軸合わせ (アクティブアライメント) することにより作製されている。しかし、数多くの部品点数を要するとともに組み立て工程に時間がかかるために装置が大型となり、大幅なコスト低減は困難であった。これらの問題を解決するためには、部品点数を最小限に抑え、モジュールの組み立て工程を簡易化する必要がある。

このため光軸調整を不要としたパッシブアライメント実装技術の開発が進められている。光学素子の集積形態には、プロセス技術のみで光学素子を集積するモノリシック型と一部素子を表面実装して集積するハイブリッド型がある。このハイブリッド光集積技術は個別光学素子のアライメントが一切不要なモノリシック集積に比べて、多様な異種光材料素子や異なった技術で製作した特性、信頼性の良い素子との組み合わせ自由度の大きさの点で優れており、高性能で安価な超小型光マイクロセンサを実現する有効なアプローチである。

表面実装型マイクロセンサは、Au/Pt/Ti 電極、Au/Sn はんだ膜、フッ素化ポリイミド導波路を形成したシリコン基板上に高寿命 (10 万時間以上)、単一モード発振の分布帰還型半導体レーザ (DFB-LD) チップと端面入射屈折型 PD チップなどを高精度ボンディングして作製する。

実装基盤にシリコンを用いた理由については、以下に示す。

- ・ エッチングにより基盤表面に高精度な凹凸を作製できる。
- ・ 表面を酸化させ酸化膜（絶縁体）を作製することにより、電極やはんだ幕のパタニングが可能である。
- ・ 熱伝導が高いのでLDのヒートシンク材として最適である。

さらに、将来プリアンプやLD駆動回路などのような電子素子（IC）との集積回路も可能である。パッシブアライメントを実現するためには、LDと光導波路の位置決めを高精度に行う必要がある。シリコンテラス（凸部）はLD搭載時の高さ基準面として機能する。シリコンテラス高さ、電極厚さ、はんだ厚さ、LDの活性層高さを加えたものが、光導波路コア高さまでの高さとも一致するように設定してある。したがって、LDをシリコンテラス上に搭載するだけで、光導波路との高さ方向位置合わせが実現できる。

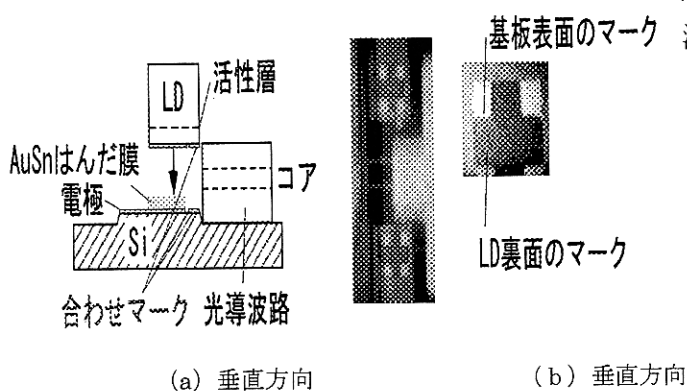


図3 アライメントマークによるパッシブアライメント実装技術

また、シリコンテラス部には、Au/Pt/Tiアライメントマークがリフトオフ法により形成してある。搭載するLD表面にも表面電極とともにアライメントマークが形成してある。これらアライメントマークによる2次元パッシブアライメント法によってLD、PDの位置合わせを行った。この構成により光軸調整数を従来の6軸からx、y、θの3軸に低減することができるため、低コスト化を実現することができる。

2.3 マイクロセンサの特徴

本マイクロ血流センサに使用したDFB-LDの波長は $1.3\mu\text{m}$ を用いた。従来の血流計の波長は $0.6\sim 0.8\mu\text{m}$ 程度であった。波長が $1.1\mu\text{m}$ 以下では、メラニン色素やヘモグロビンでの吸収率が大きい。一方、今回使用した波長 $1.3\mu\text{m}$ では水での吸収は若干あるが、これらの吸収が小さいため、皮膚透過率が高い。そのため、メラニン色素やヘモグロビン量の影響を受けにくく、より深部の血管の血流量測定が可能であると考えられる。

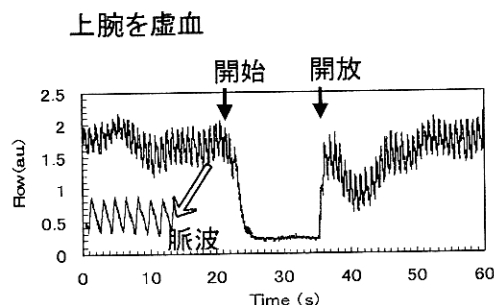


図4 指先の血流量測定

本センサを用いて人間の指先の血流量を測定した。図4は、本マイクロ血流センサによる測定結果である。上腕を虚血すると指先の血流量が急激に減少し、上腕の締め付けを開放すると急激に血流量が回復する様子がわかる。虚血していないときに観察される細かい波形は脈拍に対応しており、脳波が顕著に検出できた。

3 加速度脈波と血管年齢

加速度脈波とは光電式指尖容積脈波 (photoplethysmogram : PTG) の二次微分波 (second derivative of photoplethysmogram) : SDPTG である。脈波センサで得られる脈波は指先の血流量の変化を、発光ダイオードを照らしその透過光量の変化を波形に変換することで得られる。元波形である指尖容積脈波の変曲点をより明瞭にしようとするもので、脈波を二回微分して得られる加速度脈波を指数化して得られる波形から血管年齢を診断しようというものである。これにより、年齢相応の血管壁の状態なのか、あるいは血管壁の硬化が進んでいるか可否が短時間で評価することが可能である。

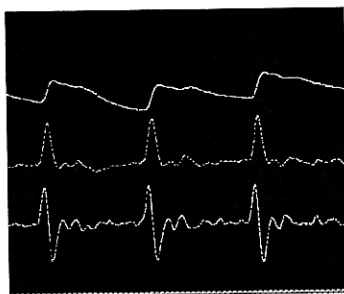


図5 容積、速度、加速度脈波

容積脈波
速度脈波
加速度脈波

一般に速度、加速度といった表現は時間的に場所を移動する物体の移動距離に対して単位時間内の変化率が速度 (1回微分)、さらにその速度の単位時間内の変化率が加速度 (2回微分) となります。加速度脈波とは、元波形である指尖容積脈波を2回微分 (加速度) したものである。

加速度脈波形 (図6) は心臓の収縮期の波形であり、a, b, c, d, e 波の5つの成分波がみられる (e波は前弛緩期に相当)。基線より上を正、下を負の象限としたとき、a波は基線より常に上に位置する陽性波、b波は基線より常に下に位置する陰性波、c波、d波、e波は生体の条件により、陽性または陰性に変化する。

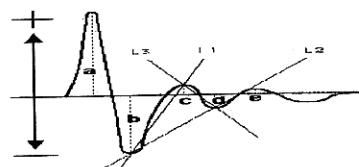


図6 加速度脈波基本波形

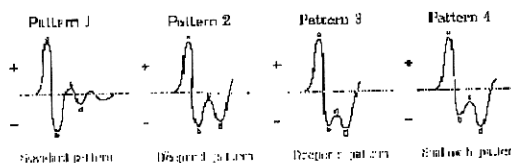


図7 加速度脈波の波形パターン

図7は、加速度脈波の波形パターンを示したもので、加齢・動脈硬化・高血圧

等により a 波に対して b 波が浅くなり、d 波が深くなるといった変化があらわれている。

以下に脈波センサを用いて指尖容積脈波を二回微分処理して得られた加速度脈波を示す。

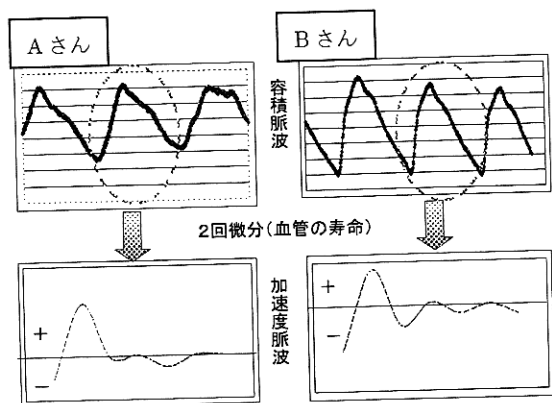


図 8 脈波センサから得た加速度脈波

次に、血流センサからも加速度脈波が得られるのではないかと思います(図 9)、同じような波形を得ることはできなかった。これは、脈波センサは血管の厚み、血液の透過度を測定しているのに対して、血流センサは血液の量を測定しているのですその違いが影響したと思われる。

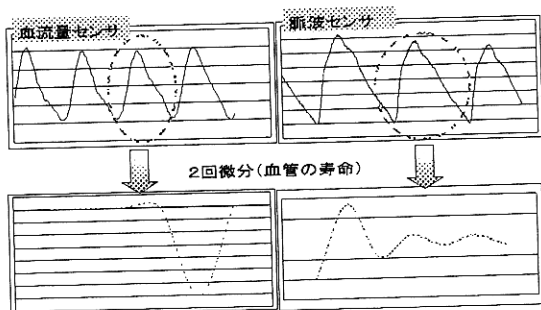


図 9 血流センサと脈波センサとの比較

4 まとめ

小型かつ軽量の集積型マイクロ血流センサ (チップサイズ: 3 mm×2 mm) を製作した。本センサを用いて指先血流量が高感度に測定可能であることを示した。ウェアラブル生体情報センサとしての見通しを得た。

血管の情報を知る方法の一つとして、血流量センサと脈波センサの波形が似ていることから、血流量センサの波形からも加速度脈波形を得ることができるのではないかと考えた。しかし、同じような波形を出すことはできなかった。しかし、何らかの処理を行うことによって血流量センサからも血管の情報を知ることができるのではないかと考える。また、上腕圧迫法による血流量変化にともなって生じる指動脈での収縮期血圧上昇時に見られる波形にも着目していくつもりである。

5 文献

- 1) 日暮 栄治、澤田 廉士: マイクロマシニングによる生体計測用微小センサ
- 2) 日暮 栄治、澤田 廉士、伊藤 高廣: 集積型マイクロ血流センサ
- 3) 東京医科大学第二内科講師 高沢 謙二: 加速度脈早わかり
- 4) 高田 晴子: 加速度脈波と血管年齢
- 5) 藤居 仁、小西 直樹: レーザースペックルを利用した血流分布の可視化
- 6) E. Higurashi, R. Sawada, T. Ito: An integrated laser Doppler blood flowmeter for a wearable health monitoring system