

2009/038A

厚生労働科学研究費補助金

医療技術実用化総合研究事業

極細径光ファイバ圧力センサ

平成21年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 芳賀 洋一

平成22(2010)年 5月

目 次

I. 総括研究報告	
極細径光ファイバ圧力センサ	----- 1
芳賀 洋一	
II. 分担研究報告	
1. 極細径光ファイバ圧センサに関する研究	----- 5
齋木 佳克	
2. 極細径光ファイバ圧センサの作製技術に関する研究	----- 7
松永 忠雄	
3. 検出器の設計および作製	----- 11
戸津 健太郎	
III. 研究成果の刊行に関する一覧表	----- 15

目 次

目 次

厚生労働科学研究費補助金（医療技術実用化総合研究事業）  
（総括）研究報告書

極細径光ファイバ圧力センサ

研究代表者 芳賀 洋一 東北大学大学院医工学研究科教授

研究要旨

本研究の目的は体内狭所での圧力測定を可能にする外径 125 $\mu\text{m}$  の極細径光ファイバ圧力センサを低侵襲医療ツールに組み込その安全性と効果の評価を行い、臨床で広く用いられるデバイスとして臨床応用と実用化を加速するものである。本年度は医療機器への実装に関してガイドワイヤーおよびカテーテルそれぞれについて要求仕様を具体的な根拠に基づいて策定し試作を行うとともに、上記の仕様に合わせた検出器と評価システムの設計を行った。

研究分担者氏名・所属研究機関名及び所属研究機関における職名

齋木佳克、東北大学病院・心臓血管外科、講師

松永忠雄、東北大学マイクロシステム融合研究開発センター、助教

戸津健太郎、東北大学マイクロシステム融合研究開発センター、准教授

A. 研究目的

体内狭所での圧力測定を可能にする外径 125 $\mu\text{m}$  の極細径光ファイバ圧力センサを低侵襲医療ツールに組み込みシステムとして完成させ安全性と効果の評価を行い、臨床応用と実用化を加速する。

B. 研究方法

使用用途に関し、本年度はバルーンカテーテル、ガイドワイヤーそれぞれについて要求仕様を具体的な根拠に基づいて策定し

た。

上記の結果に基づきバルーンカテーテルとしてのパッケージング方法を検討し、血管内で用いるための最も単純なポリマー被覆センサの試作およびガイドワイヤー実装のためのパーツ試作を行った。

また、センサとしての計測特性改善のためのプロセス見直しと封止プロセスを行い、評価した。

体外において実装したセンサを接続し結果を出力する検出器(コンソール)に関して、実際の臨床用途を想定した光源の見直し、および、急峻な圧変化に対応するための光検出器の見直しと計算処理回路の検討を行った。

また、今後作製する血管モデルを接続し、水を流しながら実際の体内の血圧と拍動を再現し光ファイバ圧力センサの評価を行うシステムを準備した。

### C. 研究結果

使用用途に関し、カテーテルとして血管手術中に臓器への血液灌流を確保するバルーンカテーテルにおける圧測定、ガイドワイヤーとしてFFR(血流量予備比)計測、の2つを優先的に検討し、具体的な使用と実装方法を策定した。

この結果に基づき、8Fr バルーンカテーテルを用いた実装についてカテーテルの後加工による実装と圧センサ搭載腔を予め形成したカテーテルの2つについて作製方法と実装の検討を行うとともに、FFR計測に関して実使用可能な最も簡単な構造として図1のように光ファイバ圧センサ本体となるファイバ部にテフロン(PTFE)製の熱収縮チューブを被覆したものを試作した。外径0.016inch(0.41mm)、長さ1800mmと一般のガイドワイヤーとほぼ同等の形状とサイズである。測定位置までの挿入はガイドワイヤーとマイクロカテーテルとを組み合わせで行う。

実装組立(アセンブリー)前後の拡大写真を図2に示す。

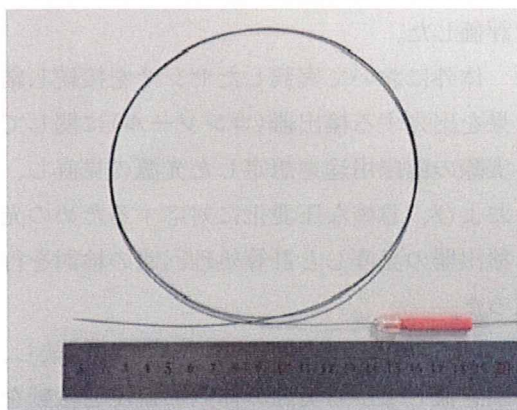


図1 熱収縮チューブ被覆  
外径 0.016inch(0.41mm)-1800mm

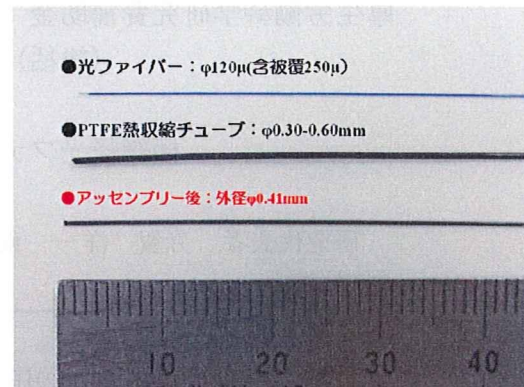


図2 熱収縮チューブの被覆の工程(先端部)

熱収縮チューブ先端部から少しだけ内側に引いた位置に圧センサ面が位置するとダイヤモンドの機械的破損を防止できると期待される。今後、機械的操作性・安全性の評価試験を行うとともに動物実験、臨床評価の準備を進める。

上記の実装パッケージングでは一般に用いられるガイドワイヤーとしての操作性、具体的にはプッシュビリティとトラッカビリティを確保することが難しいことから、新たに東北大学未来医工学研究開発治療センターに導入されたウオーターレーザー装置を利用してステンレス、超弾性合金などの細径金属パイプを微細加工しガイドワイヤー部品のハイポチューブを自作する準備を進めた。加工装置のワーク部分写真を図3に示す。チャックに固定された金属チューブをX, Y,  $\theta$  ステージなどで移動しながら、外径約50 $\mu$ mの水柱の中を通して波長532nmのレーザーを用いてアブレーション加工と加工により発生するデブリ除去を同時に行う。



図3 ウォーターレーザー装置(一部)

センサ受圧部に関し、温度に影響されない安定した計測のためにセンサ部におけるダイヤフラムと光ファイバ端面のギャップ間キャビティに残存する気体を除去し封止を行うこととし、具体的な試作を行い封止性と温度特性評価を行い、体内の温度範囲において実用上問題ないと結論した。

体外において実装したセンサを接続し結果を出力する検出器(コンソール)に関して、今回策定した用途に最適な設計を行った。検出器は、光源と光ファイバケーブル(分岐・結合器)、分光器(グレーティング素子と CCD イメージャ)、計算処理回路および測定結果出力装置で構成されるが、特に寿命と長期安定性および装置全体の小型化、低コスト化を考慮し光源としてハロゲンランプの他、発光ダイオード(LED)の仕様検討およびこれに関わる検出アルゴリズム改良を行った。今後求められる可能性のある急峻な圧変化に対応するための光検出器の見直しと計算処理回路の検討に関して、複数の CCD イメージセンサを調査し高速処理対応の試作を開始した。

実装した細径光ファイバ圧力センサ付きカテーテルおよびガイドワイヤーを有効に

評価するには動物実験の他に、可視下で繰り返し評価できるモデルを用いた実験が有効である。今後実際の血管狭窄部など病変部を造影 CT 等のデータから実サイズと形状で再現した血管モデルを試作し、これを用いて圧センサを実装したカテーテルおよびガイドワイヤーの挿入性試験を行うとともに、水を流しながら実際の体内の血圧と拍動を再現し圧力センサとしての評価を行う。本年度は、この目的のため、図4のようなシステムを準備した。心拍による脈動を作ることができる拍動ポンプとポリマーチューブを接続し水を循環させる。今後、流路途中に別途作製する血管モデルを流路内に挟み込む。カテーテルおよびガイドワイヤーはポリマーチューブに留置するシースを介して挿入する。



図4 実装デバイス評価用拍動循環モデル

#### D. 考察

本開発試作着手以前においては、医療用途以外に一般的な工業、民生用途もカバーするためのセンサ設計と検出器(コンソール)設計になっていたため、そのままでは具体的な臨床用途に用いることが難しかったが、本事業初期において最適化されたセンサ及び検出部の設計試作ができ、今後の臨



床応用と評価に向けた足がかりをつけることができた。また、実際に臨床応用するために目的部位へ安全に導入、留置し安定した計測を行う必要があり、ガイドワイヤーやカテーテルへの実装が不可欠であったが、これについて使用用途に適した形状と大きさ、実装方法をそれぞれ検討し単純な物から順次試作を行うとともに今後の評価に関する具体的な道筋を立てることができた。

今後引き続き、ガイドワイヤーおよびカテーテルへの実装と評価を行うとともに、血管モデル、動物実験による評価を経て臨床評価へ繋げる。

#### E. 結論

体内狭所での圧力測定を可能にする外径125 $\mu\text{m}$ の極細径光ファイバ圧力センサをカテーテルやガイドワイヤーに搭載し臨床に役立てるための研究開発として、使用用途を策定し、センサと検出器、実装に関して改良と試作を行った。今後、実装と検出器の開発を実用化が早いと思われる使用用途と手技に合わせて行い、モデル実験、動物実験を経て臨床評価を行う。同時に臨床効果と市場性の大きい用途を優先させて順次実装と臨床評価、安全性に関わる評価を行い広く用いられる極細径センサ付き医療機器の開発およびこれに適したシステム開発を行う。

#### F. 健康危険情報

なし

#### G. 研究発表

##### 1. 論文発表

なし

##### 2. 学会発表

なし

#### H. 知的財産権の出願・登録状況

##### 1. 特許取得

なし

##### 2. 実用新案登録

なし

##### 3. その他

なし

厚生労働科学研究費補助金（医療技術実用化総合研究事業）  
（分担）研究報告書

極細径光ファイバ圧センサに関する研究

研究分担者 齋木 佳克 東北大学病院心臓血管外科講師

研究要旨

MEMS 技術により作製された外径 125 $\mu\text{m}$  の極細径光ファイバ圧力センサを医療ツールとして実用化するために、初年度の研究として、臨床上最もニーズが高い用途を選定し、その目的に沿った具体的なマイクロデバイスシステムの仕様策定を行った。その結果、バルーン付き選択的臓器灌流用カテーテルへの実装法とガイドワイヤー型圧センサとしての実装法の二つを具体化することができた。

A. 研究目的

MEMS 技術により作製された 700nm 厚のシリコン酸化膜ダイヤフラム構造を先端に内包した外径 125 $\mu\text{m}$  の極細径光ファイバ圧力センサを医療ツールに組み込むことで、各種診断の精度を改善し、また、様々な治療行為をより安全で精度の高いものに改良するための実用化を図ることを目的とする。

B. 研究方法

当該センサの用途ごとの仕様に基づきその効果を確認できるマイクロデバイスシステムを開発するに当たって、まず仕様を大きく二つに分けて策定した。

(1) 選択的臓器灌流用カテーテルへの実装のための仕様策定

選択的臓器灌流用カテーテルは、大動脈手術施行中に必要となるデバイスで、大動脈を人工血管に置換している時間内において、それぞれの分枝の支配臓器が虚血に陥らないために持続

灌流を可能とするカテーテルであるが、その新規改良を目指す。

(2) ガイドワイヤー圧センサとしての実装のための仕様策定、特に血流量予備比：fractional flow reserve (FFR)、測定のための構造決定

上記のそれぞれについて要求仕様(外径、要求分解能、周波数特性、使用時間、センシング部の数)を具体的な根拠に基づいて策定した。

C. 研究結果

(1) 選択的臓器灌流用カテーテルとしては、10Fr 以上の外径を有していなければ現行では圧測定ができないことが解った。頸動脈、腹腔動脈、上腸間膜動脈、そして腎動脈内腔への灌流を施行するには 8Fr のカテーテルが必要となるため、持続灌流下にあつて流量を阻害せずに圧をモニタリングするためには、カテーテルの壁内へ新規に開発した光ファイバ圧センサを実装する必要があ

ることが解った。圧力測定範囲としては 0～250mmHg の測定レンジが要求される。その実装に際して必要となる光ファイバのコーティング法について熱収縮性高分子体の使用が妥当であると判断された。

(2)臓器栄養血管内での当該センサの活用法として、血流量予備比(FFR)を高い精度で測定するためには、0.014 inch 以内の外径に留める必要があることが解った。その上で、先端には可塑性を、シャフト部にはある程度の剛性を持たせるための被覆材の選定と構造を絞ることができた。また、FFR 計算のための必要精度として 0.5～1mmHg の圧力測定分解能が必要であることも判明した。

#### D. 考察

仕様、および、用途の異なる二つの路線で極細径光ファイバ圧力センサの臨床応用への道筋が定まったことで、今後実用化へ向けて研究開発が加速されるもの考えられる。

#### E. 結論

上述の二つの仕様・用途は、新規開発デバイスの臨床導入により、いずれも医学的な治療過程への介入がなされ、医療効果と医療経済性の向上に繋がると考えられる。

#### F. 研究発表

##### 1. 論文発表

なし

##### 2. 学会発表

Saiki Y, Kumagai K, Takahashi G, Shibuya T, Sato A, Oda K, Kawamoto S, Akiyama M, Kagatani T, Motoyoshi N, Saito T, Sato S, Iguchi A, Tabayashi K. Strategy to achieve safe

thoracoabdominal aortic surgery.

第 62 回日本胸部外科学会, 横浜, 2009  
(選択的腹部臓器灌流用カテーテルによる圧モニタリング・ガイド下の灌流量調節の有用性に関する報告)

#### G. 知的財産権の出願・登録状況

##### 1. 特許取得

なし

##### 2. 実用新案登録

なし

##### 3. その他

なし



厚生労働科学研究費補助金（医療技術実用化総合研究事業）  
（分担）研究報告書

極細径光ファイバ圧センサの作製技術に関する研究

研究分担者 松永 忠雄 東北大学マイクロシステム融合研究開発センター助教

研究要旨

MEMS 技術により作製された外径  $125\mu\text{m}$  の極細径光ファイバ圧力センサを医療ツールとして実用化するために、初年度の研究として、プロセスの改善、最適化を行う。また、センサの温度特性の向上についても試作検討した。その結果、センサの封止が実現できたとともに、温度特性の向上も確認できた。

A. 研究目的

本研究の目的は体内狭所での圧力測定を可能にする外径  $125\mu\text{m}$  の極細径光ファイバ圧力センサを低侵襲医療ツールに組み込み、臨床で広く用いられるデバイスとして実用化することであり、当該事業を通じて動物実験や臨床試験で多くセンサを供給することが求められる。圧力センサはMEMS（微小電気機械システム）技術により作製された  $700\text{nm}$  厚のシリコン酸化膜ダイヤフラム構造が直径  $125\mu\text{m}$  の光ファイバ端面に形成されており、圧力によるダイヤフラムのたわみを白色光の干渉スペクトルの変化で検出する。今までになく小さく高性能でありながら 1 回のプロセスで 1 枚のシリコンウェハから数十万個という膨大な数のダイヤフラム構造体を得ることができ、ディスプレイ化が容易である。

当年度では、微細加工技術を用いた極細径光ファイバ圧力センサの仕様に合わせセンサを設計する必要があるとともに、プロセスの改善、最適化が求められる。加えて、

圧力センサ特性の安定化を図るために、今年度は圧力センサの封止、および温度特性の向上についても試作検討した。

B. 研究方法

本センサは、これまでにヤギを用いた動物実験において左心室内圧および大動脈圧変化を測定していた。一方で、絶対圧計測、温度特性の向上が課題であった。

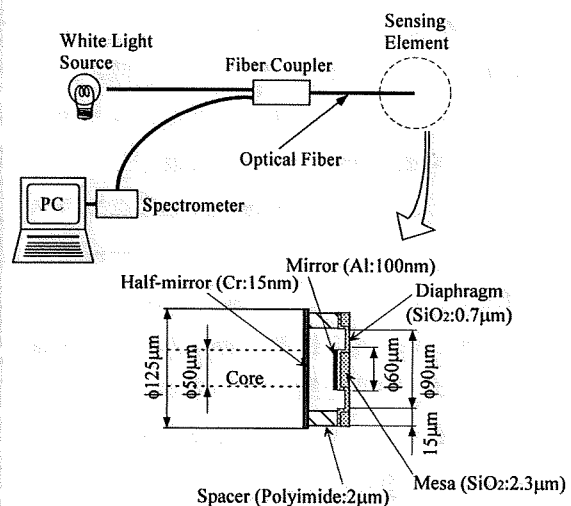


図1 センサ構造、および検出系

本センサの構造を図1に示すとおり、ダイヤフラムと光ファイバはポリイミドで接合されている。ダイヤフラムと光ファイバ間のギャップに存在する気体が、このポリイミドからスローリークするために、絶対圧測定ができなかった。加えて、この狭ギャップに気体が存在していたために、センサの雰囲気温度が変化することで、気体の熱膨張による応力でダイヤフラムが変形することがわかっていった。

この2点の問題を解決するために、センサチップと光ファイバ表面に封止材料を塗布し、気体のスローリークを防止するとともに、センサ狭ギャップを低真空に保つことを試みた。

### C. 研究結果

#### 【センサ封止】

図2に接合に関する製造工程を示す（センサチッププロセスは変更していないため、省略した）。

封止材料として低融点ガラスを用いた。センサチップと光ファイバを接合した後、低融点ガラスを塗布し、約350°Cで加熱する。その後、シリコンのみをXeF<sub>2</sub>ガス中で気相エッチングし、圧力センサを作製した。その結果を図3に示す。シリコンエッチング後の低融点ガラスのバリ対策として、シリコンをエッチングする前に低融点ガラスとシリコンチップをダイシングソーによる切削加工を行うことで、図4に示すとおり、バリ無くセンサを作製可能であることが確認できた。バリを無くすことで、カテーテルやガイドワイヤーへの実装工程がより容易になると思われる。

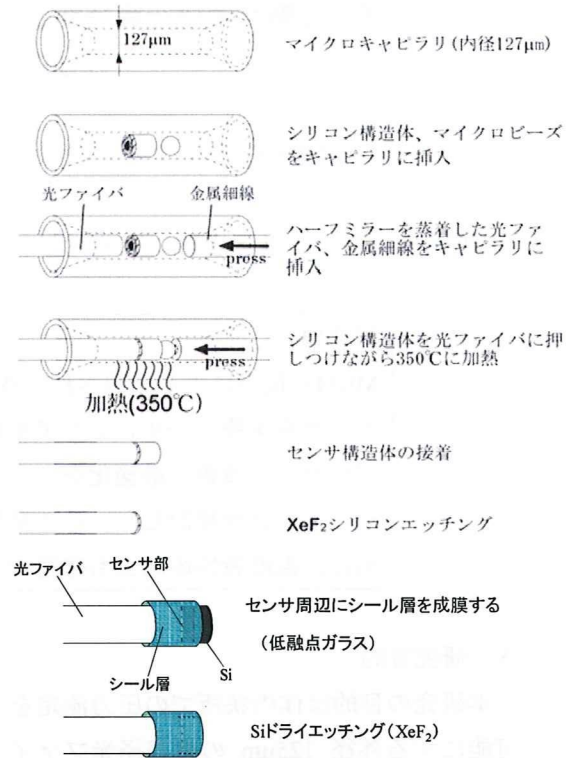


図2 封止のための接合工程

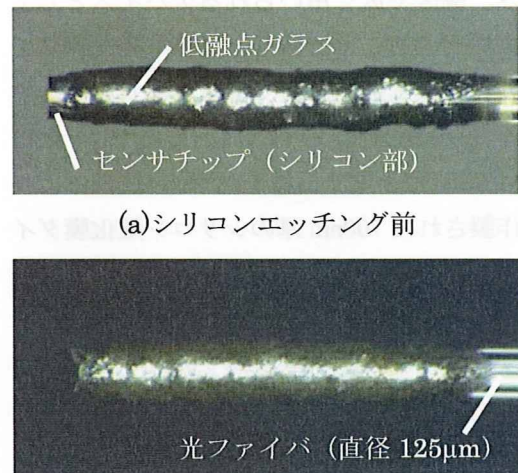
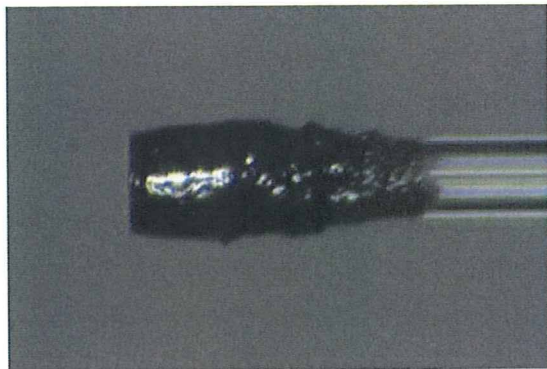


図3 低融点ガラスによるセンサ封止



(a)側面の様子

切断断面



(b)端面の様子

図4 低融点ガラスによる封止後の端面処理

【センサ封止確認実験】

既述した封止した圧力センサの封止特性を図5に示す真空チャンバーを用いた実験系で評価した。評価方法は大気、真空中でセンサのギャップ長を計測し、ギャップの変化を計測した。その結果を図6に示す。一方、封止されていないセンサの圧力とギャップとの関係を図7に比較のために示す。

図6から、減圧した状態で2時間保持してもギャップに変化は無く、また、大気と減圧の気圧サイクルを繰り返してもギャップが安定して元の値に戻ることから、封止は実現できていると考えられる。

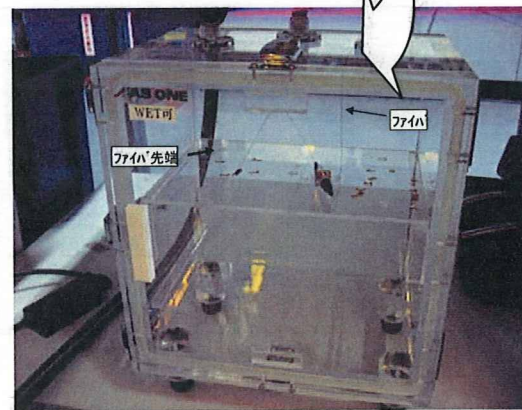
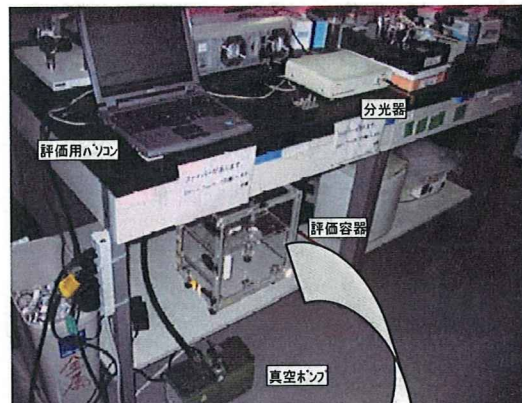


図5 圧力とギャップ計測の評価系

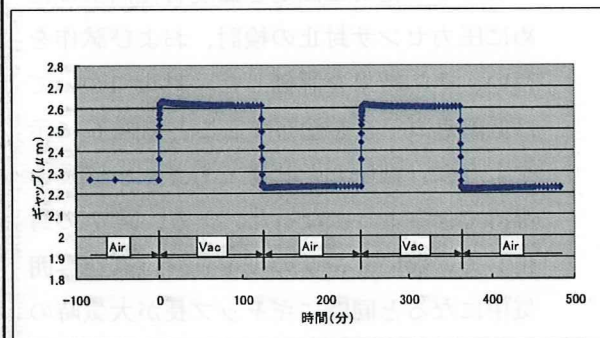


図6 ギャップ計測結果 (封止有)



### 【センサの温度特性】

封止したセンサの温度特性について評価した。センサを恒温恒湿チャンバーに設置し、温度を変化させながらセンサのギャップを計測した。その結果を図8に示す。

センサの感度は約 330nm/atm であり、温度に対するギャップ変化は 20°C~60°Cにおいて約 70nm であったことから、温度特性は 4mmHg/°Cであった。

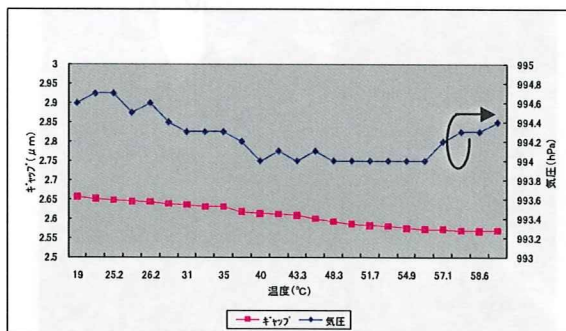


図8 センサ温度依存性

### D. 考察

センサの絶対圧測定と温度特性向上のために圧力センサ封止の検討、および試作を行い、その結果を評価した。封止については低融点ガラスを塗布することで図6に示すように、減圧した状態でもギャップ長を維持できるようになった。一方、図7の封止していないセンサのギャップは真空雰囲気中になると同時にギャップ長が大気時のそれに戻っていくことから、低融点ガラスによる封止は有効であり、封止を実現できた。また、温度特性については、気圧変化も同時計測した結果、4mmHg/°Cであったが、この数値は、医療用途で本センサを利用することからセンサを使用する温度領域は 37°C~42°C (フルスケールで 5°C) 程度とすれば、特に問題にはならないことも考えられる。さらに温度特性を向上するには、

封止時のセンサギャップ間の真空度を上げることで、温度特性の向上ができると考えられる。

### E. 結論

本研究の目的は体内狭所での圧力測定を可能にする外径 125 $\mu$ m の極細径光ファイバ圧力センサを低侵襲医療ツールに組み込み、臨床で広く用いられるデバイスとして実用化することであり、当該事業を通じて動物実験や臨床試験で多くセンサを供給することが求められる。そのためにセンサの特性向上を図った。センサの絶対圧測定と温度特性向上を行い、十分な特性を得ることができた。今後は、安定した供給のための体制を整える。また、臨床応用のための実装については、本年度導入したコイリング器を用いたガイドワイヤーへの実装、および既存の医療機器メーカーとの実装についての協議を進めており、カテーテルや、ハイポチューブを用いた実装も検討している。様々な臨床応用に対する仕様を検討し、実装方法についての検討も来年度に行う。

### F. 研究発表

#### 1. 論文発表

なし

#### 2. 学会発表

なし

### G. 知的財産権の出願・登録状況

#### 1. 特許取得

なし

#### 2. 実用新案登録

なし

#### 3. その他

なし

厚生労働科学研究費補助金（医療技術実用化総合研究事業）  
（分担）研究報告書

検出器の設計および作製

研究分担者 戸津 健太郎 東北大学マイクロシステム融合研究開発センター准教授

研究要旨 極細径光ファイバ圧力センサに用いる検出器を、用途に応じた周波数特性や要求分解能を満たすように改良し、設計および作製を行った。具体的には 1) 光源の検討、2) 光検出器の検討、3) 検出器システムの設計を行い、試作を行った。

A. 研究目的

これまでの先行研究において、極細径光ファイバ圧力センサの検出器を開発した。しかし、この検出器は臨床現場で利用するために必要とされる周波数特性、分解能などの性能は有していない。本研究ではこのような検出器について各要素を再検討し、臨床現場において実用的に利用するための検出システムを実現することを目的とした。

B. 研究方法

体内狭所での圧力測定を可能とする極細径光ファイバ圧力センサの実用化を目指し、外径 125 $\mu\text{m}$  の光ファイバの先端に搭載された圧力センサのダイヤフラム部変形量を測定する検出器の設計及び作製を進めてきた。これまで、USB 接続型の分光器およびハロゲンランプを用いた検出器で圧力の測定が可能であることを確認している。本年度はこれらを临床上必要な性能を満たすように改良し、システムとして組み上げるべく、以下について研究を行った。

1) 光源の検討

現在光源として使用しているハロゲンラ

ンプは、センサ部の変位の検出には不要な波長、特に赤外領域を多く含んでいるため、センサ部の温度が上昇してセンサの出力特性が変化する恐れがある。また、寿命が 900 時間と短く、長期の連続測定には向いていない。今年度、本研究では新たに 2 社の LED 光源をとハロゲン光源との比較、検討を行った。

2) 光検出器の検討

これまで利用している USB 接続型分光器に用いられている CCD イメージセンサ (ILX511) はデータの転送レートが最大 2MHz である。CCD の素子は 2048 個あるため、すべてのデータを転送するためには 1.024ms を要する。臨床現場で高速応答が求められる用途では、これ以下の時間でデータを更新・出力するためには、さらに高速で駆動可能な CCD イメージセンサに変更する必要がある。

3) 検出器システムの設計

临床上必要な要求仕様を満たすシステムの設計を行った (Fig. 1)。高速駆動可能な

CCD イメージセンサを使用するため、CCD イメージセンサの駆動用に CPLD（プログラマブルロジックデバイス）を搭載して制御している。演算素子として DSP（デジタルシグナルプロセッサ）を使用するため、多点同時計測時においても高速な信号処理・出力が可能である。また、センサデバイスの特性にはある程度バラつきがあるが、RFID タグもしくは QR コードを用いることで、デバイスごとの固有の特性を読み込み、データを調整して正しい値を出力することが可能になる。

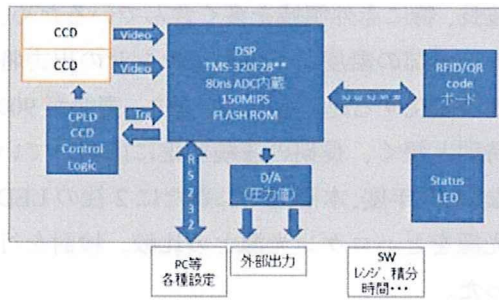


Fig.1 検出器のシステム

### C. 研究結果

#### 1) 光源の検討

ハロゲンランプに代わる光源として LED 光源を取り上げ、その特性を検討した。

Fig.2 に LED 光源およびハロゲンランプの代表的なスペクトル分布の例を示す。ハロゲンランプは広いスペクトル範囲を持つが、ピークは赤外領域になっている。一方 LED 光源は波長の範囲が狭いが、すべてが可視光域になる。ただし、青色周辺に鋭いピークを持つため、実際に使用可能な部分は青色部分を除いた 500~650nm 程度となる。

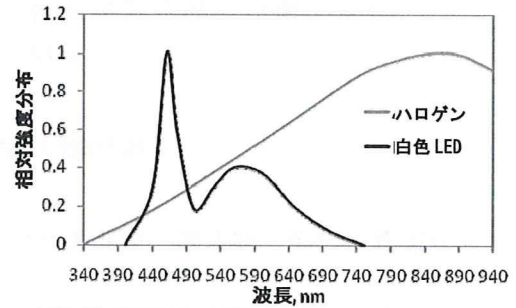


Fig.2 ハロゲンランプと LED 光源の比較

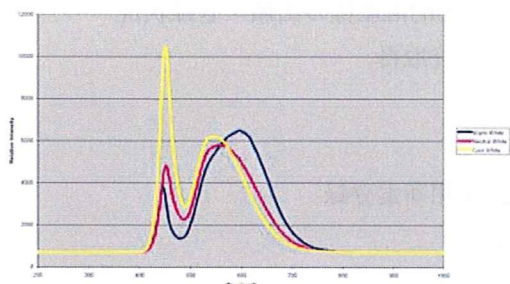
LED 光源として、Fig.3 に示す 2 種を購入し、ハロゲンランプと比較・検討した。光出力コネクタはいずれも SMA 形である。ハロゲン光源の光は放射状に出力されるため、光ファイバに集光可能な光量には限界がある。光量を増すためには出力を大きくすればよいが、装置が大型化してしまう。また、装置の発熱も増えるため、適切な冷却を行う必要がある。一方、LED 光源から出力される光は指向性があるため、効率良く集光させることが可能である。ただし、使用可能な波長範囲が狭いことが問題となる。CCD イメージセンサで検出されるピーク位置  $\lambda_N$  は、圧力センサ部のミラー間ギャップ  $L$  から、式(1)で求めることができる。同式から、 $L$  を約 2500nm 以上にする事で、LED 光源の波長範囲 (500~650nm) に 2 個以上のピークを作り、測定に使用可能となることが判明した。

$$\lambda_N = 2L / N \quad (N=1, 2, 3, \dots) \quad (1)$$

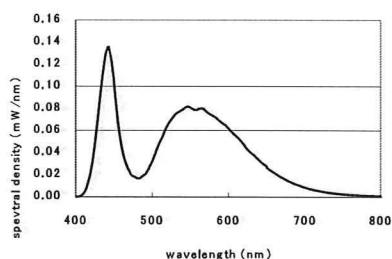
#### 2) 光検出器の検討

圧力の測定値の出力レートを 1ksps とす





(a)LLS-Warm White(サンドハウスデザイン)



(b)LED-Vrwhite-15 (ファイバーラボ)

Fig.3 LED光源の出力特性

ることを目指し、CCD イメージセンサの選定を行った。上記の出力レートを達成するためには、CCD イメージセンサの有効素子数を 2048 個とした場合、データの転送レートは 2.048MHz 以上が必要となる。上記を満たす CCD イメージセンサとして検討した中で代表的なものを、Table 1 に示す。

Table 1 CCD イメージセンサの比較

	素子数	転送レート	感度
Dalsa IL-C6-2048	2048	12kHz/Line	57 V/lx · s
SONY ILX551	2048	2.4kHz/Line	40 V/lx · s
TOSHIBA TCD1209D	2048	9.6kHz/Line	37 V/lx · s

検討した CCD イメージセンサの中で最も転送レートが高く、感度も高かった IL-C6-2048 を購入し、分光器に組み込んでいる。ただし、IL-C6-2048 は駆動方式が 4 相式であり、多数の電源電圧と駆動用の信号波形が必要である。このため、駆動回路に CPLD を搭載し制御を行う必要がある。

#### D. 考察

LED 光源は寿命が長く発熱も少ないが、使用可能な波長範囲は 500nm~650nm と狭い。現在、圧力センサの変形量の測定方式として、式(2)に示す、ピーク波長を 2 個追尾する方式を採用している。この検出方式では、検出したピーク位置が何番目のものであるかを判定する必要がないため、スペクトル分布から圧力へ正確に変換することが可能である。一方、使用可能な波長の範囲に 2 個以上のピーク値を必要とするため、ミラー間ギャップ L を 2500nm より広くする必要があり、これはセンサ部製作時の歩留まりに影響する恐れがある。また、ピーク位置を補間して検出する場合、補間のアルゴリズムを 2 回実行する必要があるため、検出に要する時間も長くなる。

これに対し、式 (3) に示す、ピーク 1 個で圧力を求める方式では、ミラー間ギャップの制約はなくなり、データ処理の効率も良くなる。検出されたピークが何番目のものであるかを明確にする必要があるが、これを固有の値として RFID タグもしくは QR コードに書き込むことで十分対処が可能である。

$$L = \lambda_N \times \lambda_{N-1} / 2(\lambda_{N-1} - \lambda_N) \quad (2)$$

$$L = \lambda_N \times N / 2 \quad (3)$$



## E. 結論

極細径光ファイバ圧力センサ用検出器の構成要素として、光源および光検出器の検討・選定を行った。また、これらを使用したシステムの設計・試作と、圧力の検出アルゴリズムの改良を行った。

ハロゲンランプは波長範囲が広いが大部分は赤外領域であり、センサ部の変位の測定には不要である。また寿命が 900 時間と短いことが欠点であった。これに対し LED 光源は寿命が長く、発熱が少ない。ただし、使用可能な波長範囲が狭いことが欠点である。そこで本研究では、ミラー間ギャップを 2500 $\mu\text{m}$  以上にすることで検出可能なピーク 2 個以上を LED 光源の波長範囲に発生可能であることを確認した。また、変位の測定方法としてピーク 1 個を追尾する方式を提案した。これらの方式を採用することにより LED 光源が使用可能となる。そこで、LED 光源 2 種を選定し、システムに組み込んだ。また、高速駆動可能な CCD イメージセンサを検討し DALSA 製 IL-C6-2048 を選定した。さらに、上記の構成要素を考慮した上で、システム全体の設計を行った。

本研究での検討により、極細径光ファイバ圧力センサ用検出器の臨床における信頼性が向上した。今後は、本研究で試作したシステムを調整し、最適なパッケージングを行うことで、臨床で使いやすいシステムとしてさらに改善することを目指す。

## F. 研究発表

### 1. 論文発表

なし

### 2. 学会発表

なし

## G. 知的財産権の出願・登録状況

### 1. 特許取得

なし

### 2. 実用新案登録

なし

### 3. その他

なし

## 研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

なし

雑誌

なし

