

第 16 回  
日本生体医工学会甲信越支部  
長野地区シンポジウム  
講演論文集

日時：平成30年3月15日（木）13：30～16：30

会場：信州大学松本キャンパス

信州地域技術メディカル展開センター

103ミーティングルーム（松本市旭三丁目1番1号）

主催：日本生体医工学会甲信越支部長野地区



## 第 16 回 日本生体医工学会甲信越支部 長野地区シンポジウム

日時：平成 30 年 3 月 15 日（木）13：30～16：30

会場：信州大学松本キャンパス 信州地域技術メディカル展開センター  
103 ミーティングルーム

主催：日本生体医工学会甲信越支部長野地区

### プログラム：

13:30-13:35 開会あいさつ 座長：杉原 伸宏

(信州大学学術研究・産学官連携推進機構)

13:35-13:50

《01》シート型筋電図電極を用いた嚙下時の筋活動の測定 ..... 1  
ー嚙下筋活動の測定におけるバラツキの評価ー

○澤野友貴\*, 渡辺誠一\*, 大森信行\*\*, \*\*\*\*, 百瀬英哉\*\*\*, 遠藤博史\*\*\*\*, 近井学\*\*\*\*,  
井野秀一\*\*\*\*

\*長野工業高等専門学校, \*\*長野県工業技術総合センター材料技術部門, \*\*\*株式会社スキノスNAGANO,  
\*\*\*\*国立研究開発法人産業技術総合研究所人間情報研究部門

13:50-14:05

《02》マイクロ流路内に形成された血小板血栓の成長と閉塞 ..... 3

○小松瑞輝\*, 小林俊一\*\*, David N. Ku\*\*\*

\*信州大学大学院理工学研究科, \*\*信州大学繊維学部, \*\*\*ジョージア工科大学

14:05-14:20

《03》運動想起に基づく脳波を用いた BCI に関する研究 ..... 5

○松尾祐汰\*, 橋本昌巳\*\*, 香山瑞恵\*\*, 伊東一典\*\*

\*信州大学大学院総合理工学研究科, \*\*信州大学工学部

14:20-14:35

《04》FBG センサの脈波測定時における血圧急変の影響 ..... 7

○大城浩輝\*, 小林宥華\*, 千野駿\*\*, 児山祥平\*\*\*, 石澤広明\*\*\*\*

\*信州大学大学院総合理工学研究科, \*\*信州大学大学院総合工学系研究科, \*\*\*信州大学繊維学部,  
\*\*\*\*信州大学国際ファイバー工学研究所

14:35-14:50

《05》FBG センサを用いた人工血管モデルにおける脈波信号の測定 ..... 9

○千野駿\*, 児山祥平\*\*, 石澤広明\*\*\*, 早瀬敏幸\*\*\*\*, 白井敦\*\*\*\*, 宮内優\*\*\*\*,

荻原知弘\*, 坪井達哉\*\*\*\*\*

\*信州大学大学院, \*\*信州大学繊維学部, \*\*\*信州大学国際ファイバー工学研究所, \*\*\*\*東北大学流体科学研究所,  
\*\*\*\*\*東北大学大学院医工学系研究科

14:50-15:00 休憩

15:00-15:15

《06》FBGを用いた脈波測定における体動ノイズ除去手法の検討 ..... 1 1

○小川顕\*, 児山祥平\*\*, 石澤広明\*\*\*

\*信州大学大学院総合工学系研究科, \*\*信州大学繊維学部, \*\*\*信州大学国際ファイバー工学研究所

15:15-15:30

《07》質問回答時における手掌部発汗量の変化 ..... 1 3

○竹内圭介\*, 百瀬英哉\*\*, 坂口正雄\*\*\*, 荒井善昭\*

\*長野工業高等専門学校, \*\*株式会社スキノス NAGANO, \*\*\*スキノス東御研究所

15:30-15:45

《08》乾燥剤(シリカゲル)を用いたマイクロ発汗計  
—流量補償方式喚気カプセル型発汗計との特性比較— ..... 1 5

○坂口正雄\*, 百瀬英哉\*\*, 坂田貴士\*\*\*, 大橋俊夫\*\*\*\*

\*スキノス東御研究所, \*\* (株) スキノス NAGANO, \*\*\*テクノネクスト (株), 信州大学医学部

15:45-16:00

《09》喚気カプセル法発汗計におけるカプセル形状の影響 ..... 1 7

○百瀬英哉\*, 坂口正雄\*\*, 斉藤颯斗\*\*\*, 小野伸幸\*\*\*

\* (株) スキノス NAGANO, \*\*スキノス東御研究所, \*\*\*長野高専

16:00-16:30

《10》信州大学繊維学部西川・岩本研究室におけるメディカルロボティクス研究  
..... 1 9

○西川敦, ○岩本憲泰

信州大学繊維学部機械・ロボット学科バイオエンジニアリングコース

16:30 閉会挨拶

## シート型筋電図電極を用いた嚥下時の筋活動の測定

### —嚥下筋活動の測定におけるバラツキの評価—

澤野 友貴\*, 渡辺 誠一\*, 大森 信行\*\*\*\*, 百瀬 英哉\*\*\*, 遠藤 博史\*\*\*\*, 近井 学\*\*\*\*, 井野 秀一\*\*\*\*

\*長野工業高等専門学校 〒381-8550 長野県長野市徳間 716

\*\*長野県工業技術総合センター材料技術部門 〒389-0601 長野県長野市若里 1-18-1

\*\*\*株式会社スキノス NAGANO 〒394-0084 長野県岡谷市長地片間町 1-5-16

\*\*\*\*国立研究開発法人 産業技術総合研究所 人間情報研究部門 〒305-8566 茨城県つくば市東 1-1-1

### Measurement of muscle activity during swallowing using sheet-type electromyography electrode —Evaluation of variability in measurement of swallowing muscle activity—

Tomoki SAWANO\*, Seiichi WATANABE \*, Nobuyuki OHMORI\*\*\*\*, Hideya MOMOSE\*\*\*,  
Hiroshi ENDO\*\*\*\*, Manabu CHIKAI\*\*\*\*, and Shuichi INO\*\*\*\*

\*National Institute of Technology, Nagano College, 716 Tokuma, Nagano-shi, Nagano 381-8550, Japan

\*\*Material Technology Department, Nagano Prefecture General Industrial Technology Center, 1-18-1 Wakasato, Nagano-shi,  
Nagano 380-0928, Japan

\*\*\*Sukinosu NAGANO Co., Ltd., 1-5-16 Osatikatama, Okaya-shi, Nagano 394-0084, Japan

\*\*\*\* National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, 1-1-1 Higashi, Tsukuba-shi, Ibaraki 305-8566, Japan

## 1. はじめに

本研究では、食事から得られる幸福感について嚥下筋活動を測定することで、人の食嗜好に関する仕組みを調査して、おいしさを感じられる食品開発に活かすことを目指している。

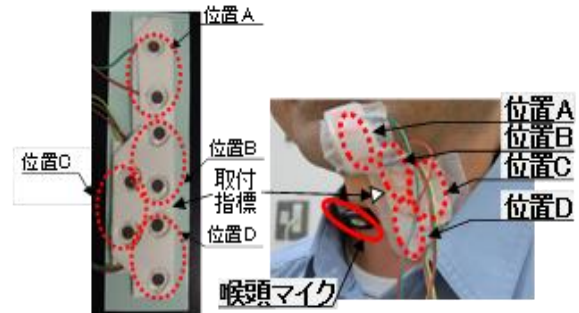
1人が同一食品で同一量の嚥下を繰り返すと継続時間等に一定のバラツキが生じる<sup>[1]</sup>。しかし、このバラツキの要因はわかっていない。本論文ではこの要因を実験により検討した結果について述べる。

## 2. 嚥下におけるバラツキの要因計測

### 2.1. 実験方法

図1に測定に用いたセンサシート<sup>[2]</sup>と貼り付け状態を示した。同図(a)は粘着シートにディスク電極を取り付けたセンサシートである。電極は嚥下に関連する筋群のうち舌骨上筋群付近と舌骨下筋群付近にそれぞれ2ヶ所ずつ取り付くよう配置した。同図(b)の位置A、位置Bが舌骨上筋群、位置C、位置Dが舌骨下筋群を示している。このセンサシートを用いて嚥下直前の水の位置と嚥下の強さを意識的に変えた場合の筋電位への影響を計測した。

図2にセンサシートを用いた筋電図測定システムの構成を示した。被験者にセンサシートと嚥下音測定マイクを喉に取り付けた。また、接地電極は肘に取り付けた。電極は延長ケーブルを介して筋電図用アンプに接続して、筋電図用アンプはA/D変換器と接続して、筋電波形はデジタル値にした後にパソコンで記録した。



(a) センサシートの形状 (b) 張り付けた様子

図1 センサシートと貼り付け状態

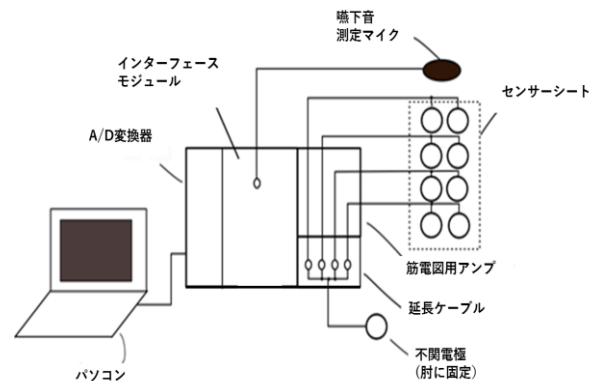


図2 筋電図測定システムの構成

筋電測定実験の手順は以下の通りである。

- (1) 水を用意して、①舌の上(舌背)に保持した状態で強く、②舌の上に保持した状態で弱く、③舌の下(口底)に保持した状態で強く、④舌の下に保持した状態で弱くの計4つの条件での嚥下をそれぞれ5回ずつ2セット行う
- (2) 1回の嚥下は4mLとする

(3) 以上の測定を被験者1名で行う

(4) (1)の条件のうち嚥下時の筋電位のバラツキが1番小さくなる嚥下条件で被験者2名を同様に測定し、3名の継続時間の平均値を計算する

図3に筋電図の測定結果と継続時間計算の例を示した。測定で得られた筋電波形は数値解析ソフトウェアMATLABを用いて、バンドパスフィルタ処理を行った後、全波整流と平滑化を行った。

その後、各位置における継続時間の平均値(5回×2セットの計10回)は条件毎に計算した。各位置における継続時間の違いをWilcoxon rank sum testで検定した。

## 2.2. 筋電図への影響に関する実験結果

図4に舌の上に保持した状態での嚥下の強弱を意識的に変化した場合の嚥下時間の比較を、図5に嚥下する前に水を舌の上に保持した場合と舌の下に保持した場合の活動時間を比較した結果を、図6に位置Bにおいて従来方法<sup>[2]</sup>と今回提案する方法で計算した継続時間の比較を示した。嚥下方法は図4では位置A,B,Dで、図5では全ての位置で標準偏差が小さかった舌上強くで行った。嚥下の強弱では、嚥下を意識的に強く行った場合の方が継続時間が1箇所は小さく、2箇所は大きくなることがわかった。また、嚥下前の水の保持位置では、舌下保持にした方が継続時間が長くなることがわかった。図6より嚥下方法の指定により被験者間のバラツキを小さくすることができる可能性を確認できた。

## 3. まとめ

嚥下の強弱及び水の保持位置により嚥下筋電の継続時間が影響を受けることから、被験者への教示等の実験の統制方法が被験者内バラツキの要因となっていること、被験者間のバラツキの大きさに影響することがわかった。

## 参考文献

- [1] 大森信行 他, 嚥下筋活動計測におけるばらつき要因の検討, ヒューマンインタフェースシンポジウム概要集, pp.345-348, 2017.
- [2] 中川晴貴 他, シート型筋電図電極を用いた嚥下時の筋活動の計測, 第15回日本生体医工学会甲信越支部長野地区シンポジウム概要集, pp.1-2, 2017.

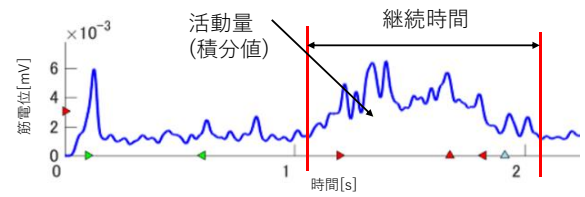


図3 位置Aの筋電図の一例(舌上保持強く)

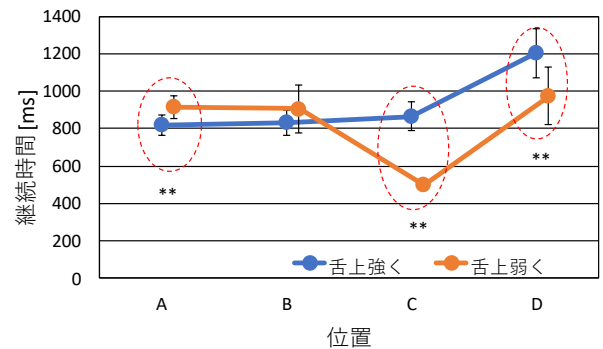


図4 舌上保持, 嚥下の強弱を変えた場合の継続時間の比較(被験者1名, 平均±S.D.)

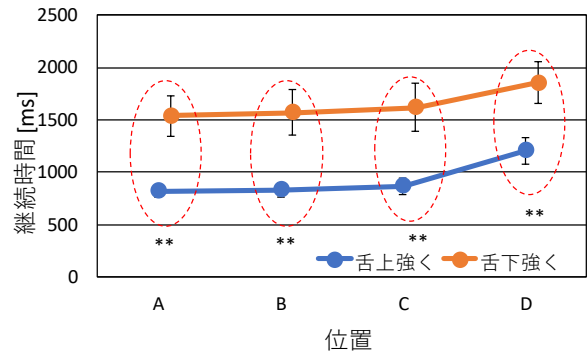


図5 強く嚥下, 水の位置: 舌上と舌下保持の継続時間の比較(被験者1名, 平均±S.D.)

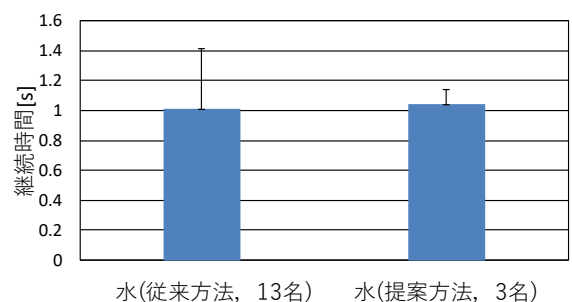


図6 提案法と従来法との比較(平均±S.D.)

# マイクロ流路内に形成された血小板血栓の成長と閉塞

小松 瑞輝\*, 小林 俊一\*\*, David N. Ku\*\*\*

\*信州大学大学院理工学研究科, \*\*信州大学繊維学部, \*\*\*ジョージア工科大学

## Platelet Thrombus Growth and Occlusion under Blood Flow in Micro-channel

Mizuki KOMATSU\*, Shunichi KOBAYASHI\*\*, David N. KU\*\*\*

\* Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University

\*\* Graduate School of Science and Technology, Shinshu University

\*\*\* Georgia Institute of Technology

### 1. 緒言

動脈病変部における血流の高せん断速度による血栓の形成や成長、閉塞を調べ、その形成機序を明らかにする研究は多くなされており、著者らは *in vitro* 実験として、ポリビニルアルコールハイドロゲルによる動脈病変部を模擬した狭窄モデルを用いて、リアルタイムで血栓形成や閉塞の様子を可視化、検討してきた<sup>(1)</sup>。本研究では血栓の生成と閉塞をより詳細に把握するため、マイクロ流路による狭窄モデルを用いて検討するものであり<sup>(2)</sup>、ヘマトクリット値が血栓の形成や成長・閉塞に与える影響を検討することを目的とする。その第一段階として、全血と多血小板血漿（PRP）について明視野顕微鏡で血栓を観察し、血流速や閉塞する時間について検討した。これより全血と PRP 共に、血栓が生成した流路の画像の輝度が、減少から増加に転ずる時間（画像輝度の変曲点の時間）がほぼ閉塞する時間に相当することを見いだした<sup>(3)</sup>。本報告では血小板を蛍光標識することで血小板血栓の生成と成長を共焦点顕微鏡による3次元画像から体積を求め<sup>(4)</sup>、全血と PRP による違いについて検討し、明視野顕微鏡の画像輝度の変曲点との関連について考察した結果を述べる。

### 2. 実験方法

#### 2.1. 実験装置

使用した実験装置の模式図を図1に示す。ブタ血液（全血および PRP）を一定圧力でマイクロ流路（狭窄モデル）に灌流させ、形成された血栓を共焦点顕微鏡（Carl Zeiss LSM7）で撮影した。全血と PRP で高さ（圧力）が違ふのは、粘度が異なるため灌流開始時の流量を同じにするためである。同図の Stenosis channel として表したマイクロ流路の形状と寸法を図2に示す。この流路は四角形状であり、PDMS 製であるが下部平坦部はカバーガラスである。この実験系はこれまでの明視野顕微鏡を用いた実験と同じであり、図2には共焦点顕微鏡を用いた映像観察部と、明視野顕微鏡を用いた際の流路の輝

度の領域（ROI）も示す。これらは血栓が生成、閉塞する部分をカバーしている。また、明視野顕微鏡の画像から PIV による血流速を計測する領域（ROI）も合わせて示す。

なお、初期流量における流路の最大壁面せん断速度は CFD コード（ANSYS CFX）で計算、 $9500 \text{ s}^{-1}$  であった。

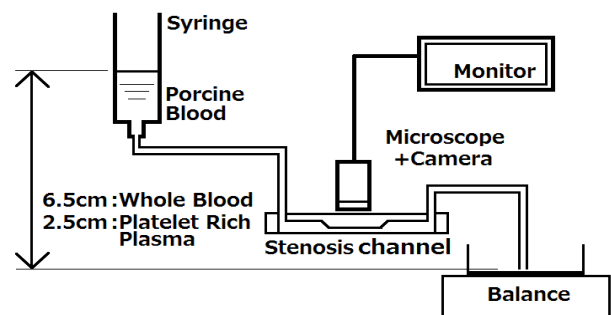


Fig.1 Schematic diagram of experimental set-up.

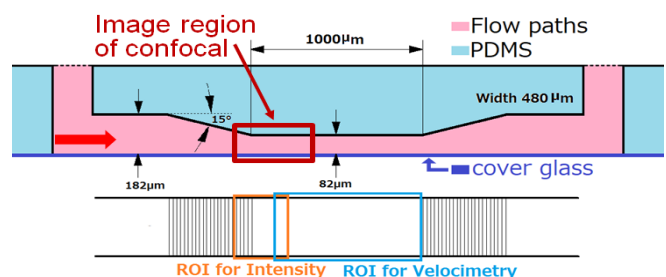


Fig.2 Diagram of stenosis channel.

#### 2.2. 実験手順

実験 24 時間前に Stenosis channel にコラーゲン Type I（Chronopar; Chronolog Inc.）を流路内に塗布した。実験には採取してから 6 時間以内のブタの全血、またはその全血から Boycott 効果を利用して得た多血小板血漿（PRP）を用いた。なお、血液が凝固しないようにヘパリンナトリウム（Heparin Sodium, Wako）を血液に対して 3.5 units/ml で混合させた。この血液をメパクリンによって蛍光標識し

た後に、図1で示した実験系で灌流、血栓を撮影した。その後撮影した画像から ImageJ を用いて血小板体積を求めた。

### 3. 実験結果

血小板は狭窄上流側の下部平坦部（カバーガラス）に付着して成長した。共焦点顕微鏡で撮影した画像から求めた血小板体積の時間的変化を図3に示す。ここでは、血小板の最大体積に対する相対値で示してある。同図より、血小板の体積は全血(WB)とPRP共に血小板体積が最大になってから減少することが分かる。

共焦点顕微鏡で撮影した画像から求めた血小板体積が最大となる時間と、明視野顕微鏡の流路画像の輝度が減少から増加に転ずる時間（輝度の inflection point の時間）を図4に示す。これより、全血の方が両時間共に短いこと、血小板体積が最大となる時間は輝度の inflection point の時間よりもやや長いことが分かる。

血小板の体積増加の開始時間として、図5に血小板体積が最大値の5%となる時間を示す。これより、全血(WB)の方がPRPよりも短いことが分かる。

### 4. 考察

血小板体積が最大となる時間、血栓が生成した流路輝度の inflection point の時間、血小板の体積増加の開始時間の全てにおいて、全血のほうがPRPよりも短いことが分かった。これは全血では赤血球が血小板を流路の壁面付近に押しやる Near Wall Excess の状態にあるためである。また、血小板体積が最大となって減少するのは凝集した血小板の隙間が縮むためと考えられる。

流路輝度の inflection point の時間が血栓でほぼ閉塞する時間に相当することについて、血小板体積と

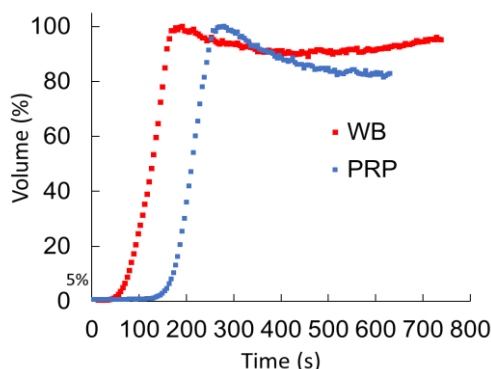


Fig.3 Change in platelet volume with time. (WB: Whole Blood, PRP: Platelet Rich Plasma)

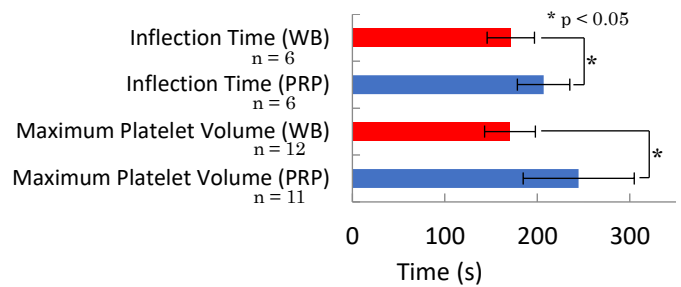


Fig.4 Time of maximum platelet volume and inflection time of image intensity (WB: Whole Blood, PRP: Platelet Rich Plasma).

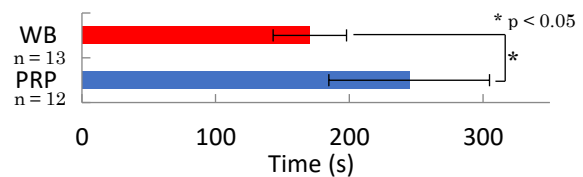


Fig.5 Time of 5% platelet volume. (WB: Whole Blood, PRP: Platelet Rich Plasma).

の関連については次のように考えている。まず、全血に関しては、変曲点の時間と血小板体積が最大になる時間がほぼ一致しているため、血栓が縮む Clot Contraction によって血小板の隙間が縮み、その分だけ血漿の割合が増えるのと、フィブリンも生成されて赤血球は少なくなり、輝度が上昇して変曲点を発生させていると考えている。一方でPRPの場合は、血小板の最大体積となる時間が輝度の inflection point の時間と比べてやや長く、血小板の隙間が収縮する前から明るさが上昇していたことを表す。この理由として、PRP では赤血球が僅かであるため、血小板の隙間が縮む少し前に黄・白色のフィブリンが多く形成されるのが輝度の増加になると予想しており、そのためにもフィブリンも蛍光標識して評価することが今後の課題である。最後に、ブタ血液採取には長野県上田食肉衛生検査所のご指導とご支援を受けました。深く感謝申し上げます。

### 5. 参考文献

- (1) 奥山, 岡本, 小林, Ku, 日本機械学会第26回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, 2014, pp. 451-452.
- (2) L.D.C. Casa, S.E. Gillespie, S.L. Meeks, D.N. Ku, *J. Hematol Thrombo Dis.*, 4 (4), 2016, 1000249.
- (3) 小松, 小林, 日本機械学会北陸信越支部第54期総会・講演会講演論文集, (2017), D024.
- (4) 小松, 小林, Ku, 日本機械学会第30回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, 2017, 2F19.

## 運動想起に基づく脳波を用いた BCI に関する研究

松尾 祐汰\*, 橋本 昌巳\*\*, 香山 瑞恵\*\*, 伊東 一典\*\*

\*信州大学大学院 総合理工学研究科, \*\*信州大学 工学部

### A study on BCI using EEG based on motor imagery

Yuta MATSUO\*, Masami HASHIMOTO\*\*, Mizue KAYAMA\*\*, Kazunori ITOH\*\*

\*Graduate School of Science and Technology, Shinshu University, \*\*Faculty of Engineering, Shinshu University

#### 1. はじめに

障害者とのコミュニケーション手段として、ブレインコンピュータインタフェース (Brain Computer Interface : BCI) と呼ばれるシステムの研究が行われている。BCI とは、人間の脳における電気信号を脳波として解析し、コンピュータなどの外部デバイスの操作を行うシステムである。障害者が自らの考えを伝える手段がない場合でも、脳波を利用することで、障害者の意図を汲み取ることができるようになる。その中でも重度の筋萎縮性側索硬化症患者のような不自由が多い障害者に対して有効であると期待されている[1]。

事象関連電位 (Event-Related Potential : ERP) の中に運動想起時に出力が低下する事象関連脱同期 (Event Related Desynchronization : ERD) が報告されている[2]。人が運動をした時、あるいは、運動を想起した時に生じる脳波の変化で、 $\alpha$  波 (8 ~ 12 Hz 付近) や  $\beta$  波 (15 ~ 30 Hz 付近) などの周波数領域において、脳波出力が低下する現象である。本研究では、この運動想起による ERD を用いて BCI の構築を目指した。左手開閉運動想起時と平常状態の脳波を判別するために、サポートベクターマシン (Support Vector Machine : SVM) による機械学習判別器を用いた。運動想起により得られた脳波から ERD を含む脳波成分を抽出し、判別精度を求め、二つから一つを選ぶことによって意図を伝えられる簡単な BCI へ利用可能であるか評価した。

#### 2. 運動想起時の脳波検出

運動想起による ERD を確認するために、左手開閉運動想起時と平常状態の脳波測定を行った。そし

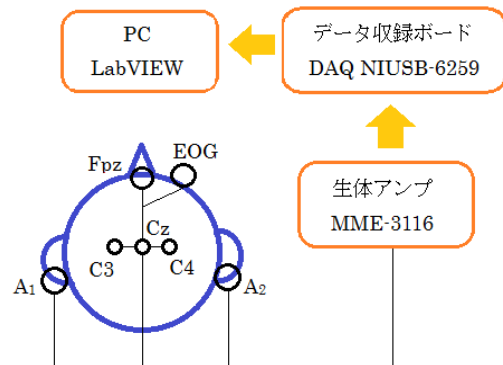


図 1: 実験システム

て、2 想起間の脳波が判別可能であるか SVM 判別による交差検証で評価した。

#### 2.1. 実験環境

実験システムを図 1 に示す。脳波は頭皮に装着した Ag-AgCl 皿電極 (日本光電: NE-121B) より生体アンプ (日本光電: MME-3116) に取り込む。脳波測定部位は国際 10/20 法に基づき Cz, C3, C4 の 3 点として、基準電極を両耳朶連結 A1 + A2、接地電極を Fpz とした。アーチファクトとして右の眼電位を記録し、解析時間中に絶対値 50  $\mu$ V を超える電位が生じた状態の脳波は除外した。生体アンプは増幅率 80 dB、雑音除去のため低域で 0.53 Hz、高域で 50 Hz のカットオフ周波数を設定した。脳波データは DAQ (National Instruments : NIUSB-6259) により、サンプリング周波数 1 kHz、量子化ビット数 16 bit で LabVIEW (National Instruments) に取り込む。実験はシールドルーム内の安静椅子座位で行った。

#### 2.2. 実験方法

運動想起の動作として、左手開閉運動を対象とし、比較対象として平常時の脳波を測定した。実験の流

れを図2に示す。運動想起と平常状態をランダムに指示し100回行う。被験者は同意の得られた20代健康男性3名で行った。

### 2.3. 評価手法

計測した脳波は LabVIEW 内の WA Analytic Wavelet Transform を用いて Wavelet 変換を行った。想起時間中のデータを、Gabor Wavelet を Mother Wavelet として時間、周波数、スペクトルの3次元情報を得た。解析幅0.1秒、1Hzごとで得られるパワースペクトルを平均化して、8～30Hzのスペクトル平均値を3電極合わせてSVMに用いる特徴量とした。SVMにはRBFカーネルを用い、誤識別許容度C、カーネル幅 $\gamma$ は、グリッドサーチにより最適項を探索した。得られたデータセットから5-fold Cross Validation による交差検証によって判別精度を求め評価した。

### 2.4. 結果と考察

表1に各被験者の交差検証による判別精度を示す。BCIに用いる場合は4回に1回程度の選択ミスが生じてしまうことになり、実用性は低い。原因として運動想起の難しさが考えられる。先行研究[3]にて、運動想起をしているかいないかは、外部から判断することができないと述べられている。BCIへ利用するためには、運動想起の困難さも踏まえた工夫が必要であると考えられる。

## 3. 運動想起脳波の判別

前節のSVMを基に判別手法に工夫し、被験者が選ぶ想起状態を判別、評価実験を行った。

### 3.1. 実験方法と判別手法

被験者は任意に想起の有無を選び3回連続想起を行う。それを1試行として、20試行繰り返した。動作指示と試行数以外の条件は前節と同じである。

前節で得られた各被験者の判別器を使用し、本実験の脳波を前節と同手法で求めた特徴量を用いて、選んだ想起どおりに判別が行えるか評価した。1試行3回の想起によって判別される3つの選択から最も多く選ばれた想起をその試行の判別結果とした。

### 3.2. 結果と考察

表2に被験者が選んだ想起どおりに判別できた

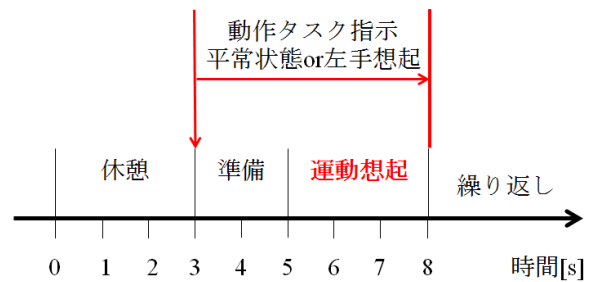


図2: 実験の流れ

表1: 5-fold CV による判別精度

| 被験者  | A     | B     | C     |
|------|-------|-------|-------|
| 判別精度 | 77.0% | 78.0% | 66.0% |

表2: 判別正答率

| 被験者  | A      | B     | C     |
|------|--------|-------|-------|
| 平常状態 | 70.0%  | 80.0% | 80.0% |
| 左手想起 | 100.0% | 90.0% | 90.0% |

正答率を示す。平均して85.0%であった。運動想起の困難さを考慮し、判別にかかる時間は増加するが、3回に1回の誤判別を許容させる手法ならば、BCIに利用可能な判別精度が得られると考えられる。

## 4. まとめ

左手開閉運動想起時と平常時の脳波をSVMによって判別を行った。その結果、確実性の高い3試行で一つの選択とすることで、平均85.0%とBCI利用が検討できる高い精度が得られた。

今後は、想起に意味を持たせて実用的なインタフェースにする、判別率向上の工夫などを行うことでBCIの実装に取り組みたい。

## 5. 参考文献

- [1] Tyler C. Major, James M Conrad, "A Survey of Brain Computer Interfaces and Their Applications", SOUTHEASTCON 2014, IEEE, pp.1-8, 2014.
- [2] G. Pfurtscheller, F.H. Lopes da Silva, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles", Clinical Neurophysiology 110, pp.1842-1857, May 1999.
- [3] 高橋光他, "運動想起フィードバック訓練による事象関連脱同期(ERD)出現の検証", システム制御情報学会論文誌, Vol.22-5, pp.199-205, May 2009.

## FBG センサを用いた脈波測定時における血圧急変の影響

大城 浩輝\*, 小林 宥華\*, 千野 駿\*\*, 児山 祥平\*\*\*, 石澤 広明\*\*\*\*

\*信州大学大学院総合理工学研究科, \*\*信州大学大学院総合工学系研究科, \*\*\*信州大学繊維学部, \*\*\*\*信州大学国際ファ  
イバー工学研究所

## Influence of sudden change in blood pressure during pulse wave measurement using FBG sensor

Hiroki Oshiro\*, Yuka Kobayashi\*, Shun Chino\*\*, Shouhei Koyama\*\*\*, Hiroaki Ishizawa\*\*\*\*

\*Graduate School of Science and Technology, Shinshu University \*\*Interdisciplinary Graduate School of Science and Technology,  
Shinshu University \*\*\* Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University \*\*\*\* Institute for Fiber Engineering, Shinshu  
University

### 1. はじめに

現在日本は超高齢社会となった<sup>[1]</sup>. そこで医師や看護師による医療が生活の場で生活形態に合わせてうけられる在宅医療や, 病気を治療するのではなく病気になるように注意し健康を維持する予防医療が注目されている<sup>[2]</sup>. これらでは, バイタルサイン測定は有効とされており, 中でも日常的な血圧測定は健康管理に役立つ<sup>[3]</sup>. しかし現在の測定方法では圧力がかかる, 常時測定ができないといった問題がある. そこで新たなバイタルサイン測定器の開発のために FBG センサを用いた研究を行っている. FBG センサは小型で軽量, また脈動点に貼り付けるだけで脈波の取得が可能であるため常時測定可能でありウェアラブル化が望める. 先行研究では, FBG センサで測定された脈波を解析することで血圧算出が可能であることが示されている<sup>[4]</sup>.

本報告では, 血圧の急変時に FBG センサ信号がどのように変化するか, また血圧の急変に追従可能かどうか検討した結果を述べる.

### 2. 原理

FBG センサは光ファイバの一部に回折格子を有する歪センサであり, 広帯域の波長を持つ光を入射すると回折格子部でブラッグ波長という特定の波長のみが反射する. ブラッグ波長は(1)式で表され,  $\lambda_B[\text{nm}]$ はブラッグ波長,  $n_{\text{eff}}$  はコアの有効屈折率,  $\Lambda[\text{nm}]$ はグレーティング周期を表す.

$$\lambda_B = 2 n_{\text{eff}} \Lambda \quad (1)$$

センサ部が伸縮すると回折格子間隔が変化し, それに伴ってブラッグ波長が変位する. そのブラッグ波長を干渉計により干渉光とすることで, 波長の変位量を捉えている. センサ部を脈動点に貼り付けたとすると, 脈動によってセンサに生じた歪変化を波長変位として捉え, 脈波を取得している<sup>[5]</sup>.

### 3. 実験方法

サンプリング周波数 10kHz, 被験者は 20 代男性 1 名, 測定姿勢は座位とした. 左手首で FBG センサによる脈波測定を行い, 右上腕ではベッドサイドモニタにより参照血圧値を測定した. これらの同時測定を 1 回とし計 10 回測定した. そのうち 2~5 回目では, 寒冷刺激として約 10℃の氷水に足を浸し血圧の上昇を図った. 本研究の被験者実験は, 「信州大学ヒトを対象とした研究に関する倫理委員会」の承認を得て実施した (「ウェアラブルバイタルサインシステムの検証的臨床試験 承認番号: 3202」).

### 4. 結果

氷水に足を浸している間は顕著に血圧が上昇した. 収縮期血圧の 1 回目 120mmHg (安静時) と比較すると, 5 回目 144mmHg (寒冷刺激時) の生波形の振幅は小さくなった. また一次微分及び規格化を施すと, 図 1 より 1 回目と 5 回目の脈波形状の 0.1~0.3 秒付近で特徴が異なった. この変化は, 年齢を重ねることによる動脈硬化の影響で起こる脈波形状の変化と似た傾向が確認できた. さらに, 目

的変数を参照収縮期血圧，説明変数を一次微分規格化波形として10回分の測定値からPLS回帰分析により検量モデルの構築を行った結果，相関係数0.98，平均較差2mmHgで急な血圧変動にも追従できることが明らかになった。

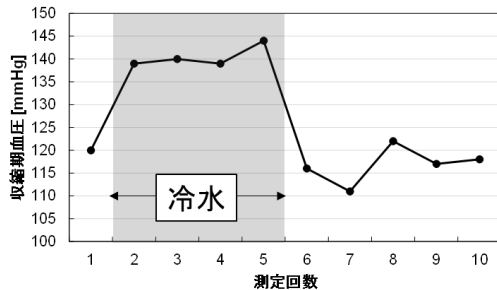


Fig. 1 参照収縮期血圧結果

## 5. 考察

生波形の振幅は，寒冷刺激により血管が収縮したことで，FBG センサが貼り付けてある皮膚表面から血管までの距離が遠くなり，信号が小さくなったと考えられる。また，一次微分規格化波形の0.1-0.3秒付近は末梢血管からの反射波であると考えられる。本実験では血管が収縮したことで反射波が大きくなり，血圧値が上昇している。この血圧の変化が最も現れる部分である反射波の変化を捉えることができたために，高精度に血圧算出が可能になったと考えられる。

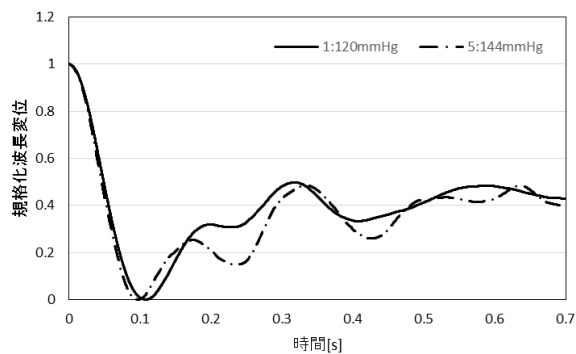


Fig.2 一次微分規格化波形

## 6. 結言

本報告では，寒冷刺激を利用した血圧の急変に伴うFBG センサ信号の変化を追ひ，その追従は可能であることを示した。今後，病院や在宅医療などにおいて，FBG センサを血圧変動モニタとして利用しリアルタイムの情報を第三者に伝え迅速な対応

に役立てるといった活用を目指す。

## 7. 謝辞

本研究は，JSPS 科研費 JP16H01805 の助成を受けたものである。また，本研究の一部は国立研究開発法人科学技術振興機構（JST）の研究成果展開事業「産学共創プラットフォーム共同研究推進プログラム（OPERA）（生理学的データ統合システムの構築による生体埋込型・装着型デバイス開発基盤の創出）」の支援によって行われた。

## 8. 参考文献

- [1] 総務省統計局 統計トピックス No. 103 統計からみた我が国の高齢者（65 歳以上）  
<http://www.stat.go.jp/data/topics/topi1031.htm>
- [2] 土井正裕 他，“予防医療情報としての生体情報の評価法 - 生活習慣病への応用 -”，生体医工学 No.46, pp.367-376, 2008.
- [3] 保坂寛，“ウェアラブルセンサを用いた健康情報システム”，マイクロメカトロニクス 47-1, pp.47-51, 2003.
- [4] Katsuragawa, Y.; Ishizawa, H. Non-invasive blood pressure measurement by pulse wave analysis using FBG sensor. In Proceedings of the 2015 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), Pisa, Italy, 11–14 May 2015; pp. 511–515.
- [5] 佐々木一正：“光ファイバセンシング-FBG 歪センシングと応用”，pp.66-72, 2009

## FBG センサを用いた人工血管モデルにおける脈波信号の測定

千野 駿\*, 児山 祥平\*\*, 石澤 広明\*\*\*, 早瀬 敏幸\*\*\*\*, 白井 敦\*\*\*\*, 宮内 優\*\*\*\*, 荻原 知弘\*, 坪井 達哉\*\*\*\*\*

\*信州大学大学院, \*\*信州大学繊維学部, \*\*\*信州大学国際ファイバー工学研究所, \*\*\*\*東北大学流体科学研究所,

\*\*\*\*\*東北大学大学院医工学系研究科

### Measurement of pulse wave signal in artificial blood vessel model using FBG sensor

Shun Chino\*, Shouhei Koyama\*\*, Hiroaki Ishizawa\*\*\*, Toshiyuki Hayase\*\*\*\*,

Atsushi Shirai\*\*\*\*\*, Suguru Miyauchi\*\*\*\*\*, Tomohiro Ogihara\*, Tatsuya Tsuboi\*\*\*\*\*

\*Graduate School of Science and Technology, Shinshu University, \*\*Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu

University, \*\*\*Institute for Fiber Engineering, Shinshu University, \*\*\*\*Institute of Fluid Science, Tohoku University

\*\*\*\*\*Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University

## 1. はじめに

日本では高齢者の割合が25%を超え、医療費の高騰や医療従事者の不足が社会問題化している。このような状況下で、個々人で健康状態を常時把握し異常を早期発見する在宅医療が求められる。在宅医療では人の健康状態を端的に表すバイタルサインの測定が不可欠である。また白衣高血圧や仮面高血圧に代表されるように、バイタルサインは精神的な影響を受けやすいため無意識下で連続的に測定することが理想的である。しかし、血圧測定ではカフによる圧迫が必要であり、測定装置が大型であるため無意識下での測定が難しいという問題がある。

そこで本研究では、FBG センサを用いた常時バイタルサイン測定器の開発を目指している。これまでに、FBG センサを用いた脈拍数、呼吸数計測の妥当性は示されている[1]。また、脈波を用いてPLS回帰分析を行うことで血圧を算出できることが示唆されている[2]。しかし、血圧を算出するためのメカニズムは完全には解明されていない。ヒトを測定した脈波信号は心拍出量や毛細血管の拡張度合い、血管壁の弾性等様々な要因によって変化する。先行研究において人工血管モデルにおける血管径の変化とFBG信号がよく対応することがわかっている[3]。そこで本報告ではFBG センサを用いて測定した人工血管モデルにおける脈波信号とモデル内径に加え内圧を測定し、血圧と脈波の関係について検討した。

## 2. FBG センサ測定原理

FBG(Fiber Bragg Grating)とは光ファイバのコアの一部に回折格子を形成したものである。コアに広帯域の光が入射すると式(1)を満たすブラッグ波長をもつ光のみが反射する。 $\lambda_B$  [nm]はブラッグ波長、 $n_{eff}$ はコアの有効屈折率、 $\Lambda$  [nm]はグレーティング間隔を示す。

$$\lambda_B = 2 n_{eff} \Lambda \quad (1)$$

センサ部に流体の拍動が加わると歪が生じ、グレーティング間隔が変化する。それに伴ってブラッグ波長も変化する。このブラッグ波長の変位量を求めることでセンサ部の歪の変化を捉えることができる。したがって、人工血管モデルにおける脈波信号を測定できる。

## 3. 方法

人工血管モデル (ATS Laboratories, Model 524, 内径  $D=8.15$  mm, 長さ 220 mm ポリウレタン製) を用いた実験系の構成を Fig. 1 に示す。人工血管モデルと拍出装置がアクリルパイプで繋がれている。本報告で用いた拍出装置は、拍出流量と拍出時間を任意で設定することが可能である。流路内を擬似血液 (CIRS, Model 046, 密度  $\rho=1.04 \times 10^3$  [Kg/m<sup>3</sup>]) で満たし、拍出装置のピストンで押し引きすることで血流の再現を行う。本報告では段階的に拍出流量と拍出時間を変化させて実験を行った。

FBG センサは人工血管モデル上に、疑似血液の流れ方向に対して垂直になるように医療用テープ

で固定した。サンプリング周波数は 10 [kHz] で信号を測定した。

圧力変換器および動ひずみ測定器(共和電業製)を用いて圧力の測定を行った。圧力変換器は人工血管の後ろに接続し、人工血管モデル部分に加わる圧力を測定した。サンプリング周波数は 1 [kHz] である。

また、超音波診断装置 LOGIC S8(GE ヘルスケア製)を使用し、人工血管内部の超音波動画を撮影した。動画を 1 フレームごとの画像として出力し、輝度のピーク間距離より血管直径を算出した。動画フレームレートは 20 [fps] であり、撮影断面方向は血流方向に対して平行とした。

疑似血液を拍出している間、FBG センサ、圧力計、超音波診断装置を同時に測定し、比較を行った。

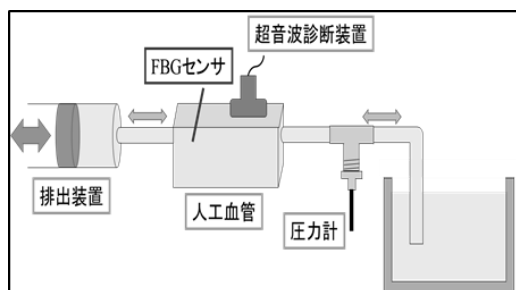


Fig. 1 実験系の構成

#### 4. 結果および考察

Fig. 2 に排出流量 30 [ml], 排出時間 1.0 [s] における, FBG を用いて測定された信号と圧力計より測定された圧力変化を示す。FBG 信号には, バンドパスフィルタ (0.005 [Hz]~7.5 [Hz]) を施した。両者を比較した結果, FBG 信号と圧力変化は相関係数 0.95 と高い正の相関があった。したがって, FBG 信号と圧力値の変化はよく対応している。

Fig. 3 に超音波診断装置で測定した血管直径の時系列変化, および同時測定した FBG 信号(バンドパスフィルタ 0.005 [Hz]~7.5 [Hz])を示す。両者を比較した結果, FBG 信号と血管径変化は相関係数 0.89 と高い正の相関があった。

以上の結果から FBG センサを手首などの脈動点に固定した場合, 得られる脈波信号は血管を流れる血液の圧力および血管径と対応した信号であることが示唆された。そのため, FBG センサを用いて測定した脈波信号を血圧算出に使用することは妥当であると考えられる。

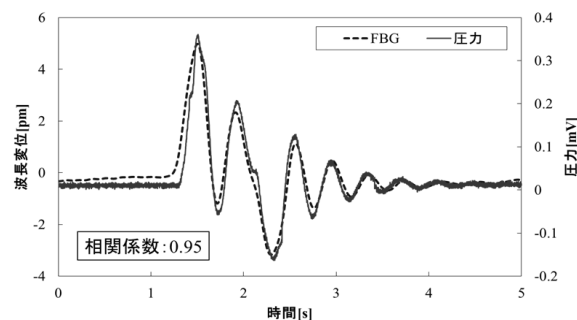


Fig. 2 FBG 信号と圧力値の比較

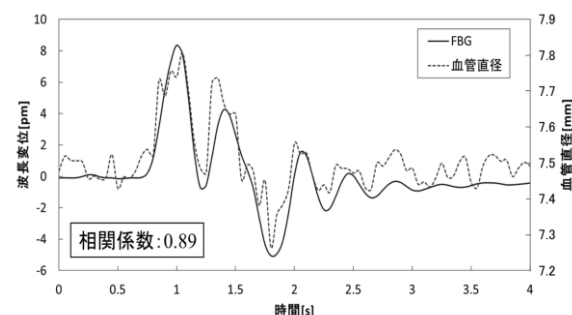


Fig. 3 FBG 信号と血管径変化

#### 5. まとめ

本報告では FBG センサを用いた血圧算出のメカニズム解明を目的とし, 人工血管モデルにおける脈波信号を測定した。その結果, FBG 信号はモデル血管内部の圧力および血管径の変化とよく対応する結果が得られた。

#### 6. 謝 辞

本研究はJSPS 科研費 JP16H01805 の助成を受けたものである。本研究の一部は国立研究開発法人科学技術振興機構 (JST) の研究成果展開事業「産学共創プラットフォーム共同研究推進プログラム (OPERA) プログラム」の支援によって行われた。

#### 7. 参考文献

- [1] 宮内祐樹 他, “Fiber Bragg Grating センサによる脈拍数, 呼吸数計測”, 計測自動制御学会論文集, Vol.49, No.12, pp.1101-1105, 2013
- [2] S.Koyama 他, “Influence of Individual Differences on the Calculation method for FBG-Type Blood Pressure Sensors”, Sensors, 2017, 17, 48
- [3] 原田大輔 他, “超音波計測融合シミュレーションによる FBG バイタルセンシング機序の解明 (超音波ファントムによる計測実験)”, 日本機械学会東北支部, 2018

## FBG を用いた脈波測定における体動ノイズ除去手法の検討

小川 顕\*, 児山 祥平\*\*, 石澤 広明\*\*\*

\*信州大学大学院総合工学系研究科, \*\*信州大学繊維学部, \*\*\*信州大学国際ファイバー工学研究所

### Motion Artifact Reduction Method on Plethysmograph measured with Fiber Bragg Grating

Ken Ogawa\*, Shouhei Koyama\*\*, Hiroaki Ishizawa\*\*\*

\* Graduate School of Science and Technology, Shinshu University, \*\* Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University, \*\*\* Institute for Fiber Engineering, Shinshu University

#### 1. はじめに

バイタルサインセンシングは呼吸、心拍（脈波、心音等）を測定するものであり、高齢社会の進展に伴ってニーズが高まっている。特に常時測定を行うためには、センサの持ち運びに伴うノイズ（体動）を除去する必要がある。また常時測定のためにはセンサの小型化が不可欠である。Fiber Bragg Grating (FBG) センサ[1]は、光ファイバ中に形成された回折格子に加わった歪みや温度を反射波長の変化として捉えるセンサ素子であり、直径数百  $\mu\text{m}$  程度と小型・細径であることから、バイタルサインセンシングに於いても衣服に編み込んで常時測定を実現する等の応用が研究されている[2]。この場合、FBG センサに於いても体動の除去が課題となる。先行研究では、光電脈波センサの体動を除去する手法として、適応フィルタが検討されている[3]。適応フィルタは、ノイズと求める脈波が混在した信号と、ノイズのみが記録された信号の二つの信号を同時に測定し、フィルタの係数を逐一更新することで、ノイズのみを除去する手法である。本研究では、FBG センサを橈骨動脈上及び橈骨動脈に隣接した橈骨上に設置し、意図的に起こした体動を適応フィルタの一種である Normalized Least Mean Square(NLMS) で除去する手法を検討した。

#### 2. 方法

##### 2.1. FBG センサ及び測定器

一般的な光ファイバは光が伝播するコア及びその周囲のクラッド、被覆の3層構造となっており、FBG はコアに形成された周期的な屈折率変調であ

る（図1）。

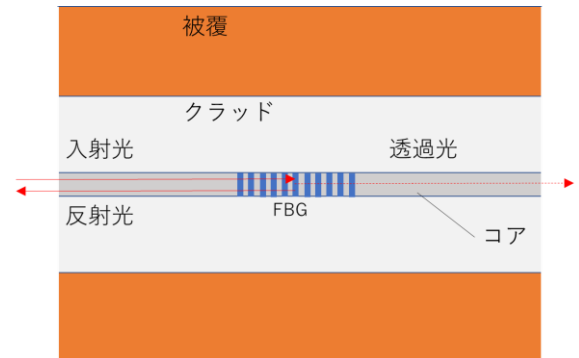


図1 FBG センサの構造

FBG は回折格子として機能し、式(1)に応じた波長  $\lambda$  の光を反射し、残りは透過する[1]。

$$\lambda = 2nd \quad (1)$$

$n$  は光ファイバコアの有効屈折率、 $d$  は屈折率変調の間隔である。FBG に歪みや温度が加わると、式(1)に応じて反射波長が変化する。

FBG 反射波長の読み取りには FBG インテロゲータ（PF25-S01、長野計器（株））を使用した。

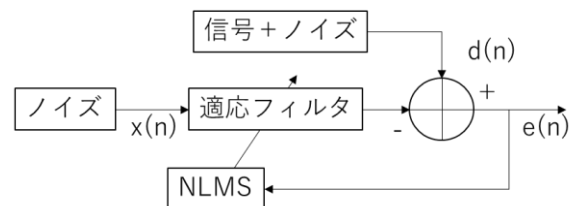


図2 適応フィルタの概要([3]を参考に作成)

##### 2.2. 適応フィルタ

適応フィルタの概略図を図2に示す。適応フィルタは、求める波形とノイズが混在した信号  $d(n)$  と、ノイズのみのリファレンス信号  $x(n)$  を同時に測定し、FIR フィルタの係数を逐次更新することでノイズのみを除去した信号  $e(n)$  を得ることを目的とした手法である[3]。本研究では、適応フィルタのアル

ゴリズムの一種である NLMS を用いた。実装には、Labview (National Instruments (株)) を用い、フィルタ長は 700, ステップサイズは 0.02 とした。

### 2.3. 橈骨動脈上の脈波の測定

橈骨動脈は手首付近で触知される脈波である。本研究では、橈骨動脈が触知できる部分、及びリファレンスとして隣接する部位の橈骨に FBG を医療用テープで張り付けて脈波を測定した。また、橈骨動脈上の FBG はクランプとスポンジを用いて押さえた。測定部位の写真を図 3 に示す。椅子に座った状態で測定を開始し、測定中に起立と着席を繰り返すことで体動を意図的に印加した。



図3 FBG センサの取り付けの様子

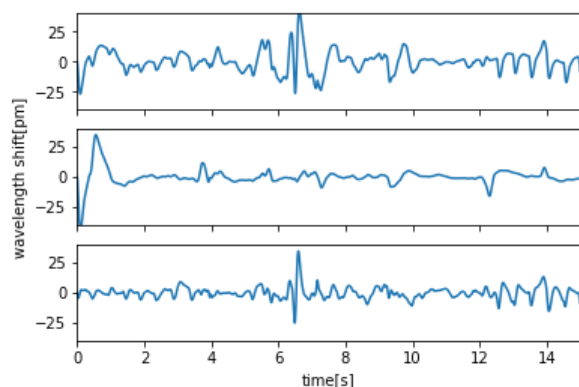


図4 (上段) 橈骨動脈上の測定データ (中段) リファレンスデータ (下段) 適応フィルタにより体動を除去したデータ

## 3. 結果と考察

### 3.1. 実験結果

橈骨動脈上で測定された信号、リファレンス信号及び適応フィルタでノイズを除去した波形を図 4 に示す。

### 3.2. 考察

図 4 の 1 秒付近、及び 7~8 秒付近に見られるように、橈骨動脈上とリファレンスの両者にノイズが乗った場合、体動を除去できていると考えられる。

一方、図 4 の 6.5 秒付近に見られるように、片方の FBG のみに乗った体動は除去できていない。

## 4. まとめ

FBG センサを用いた橈骨動脈の測定に於ける、適応フィルタによる体動の除去を検討した。結果、体動が橈骨動脈上とリファレンスの両方の FBG に乗った場合、ある程度除去できる可能性を示した。

## 5. 謝辞

本研究 (の一部) は国立研究開発法人科学技術振興機構 (JST) の研究成果展開事業「産学共創プラットフォーム共同研究推進プログラム (OPERA) (生理学的データ統合システムの構築による生体埋込型・装着型デバイス開発基盤の創出)」の支援によって行われた。被験者実験においてはウェアラブルバイタルサイン測定システムの検証の臨床試験の承認 (承認番号 3202) により行った。

## 6. 参考文献

- [1] Hill KO, Meltz G. Fiber Bragg grating technology fundamentals and overview. Journal of lightwave technology. 1997 Aug;15(8):1263-76.
- [2] Quandt BM, Scherer LJ, Boesel LF, Wolf M, Bona GL, Rossi RM. Body - Monitoring and Health Supervision by Means of Optical Fiber - Based Sensing Systems in Medical Textiles. Advanced healthcare materials. 2015 Feb 1;4(3):330-55.
- [3] Lee JW, Nam JH. Design of filter to reject motion artifacts of PPG signal by Using Two Photosensors. Journal of information and communication convergence engineering. 2012;10(1):91-5.

## 質問回答時における手掌部発汗量の変化

竹内 圭介\*, 百瀬 英哉\*\*, 坂口 正雄\*\*\*, 荒井 善昭\*

\*長野工業高等専門学校, \*\*株式会社スキノス NAGANO, \*\*\*スキノス東御研究所

## Changes in perspiration sweating amount during question answering

Keisuke Takeuchi\*, Hideya Momose\*\* and Masao Sakaguchi\*\*\*, Yoshiaki Arai\*

\*National Institute of Technology Nagano College, \*\*SKINOS NAGANO, \*\*\*SKINOS Tomi Institute

### 1. はじめに

生理学の分野では、手掌部と足底部に限り、情動と関係の深い扁桃体・海馬・大脳辺縁系が関与して、情動に関わる発汗（精神性発汗）が生じることが証明されている<sup>1</sup>。これを解析すればストレスの発見などに対して応用できると考えられる。そこで、精神的な緊張や動揺などによって生じる手掌部の発汗量を解析し、質問に対してどんな反応を示すのかを調べることにした。

本研究では、発汗計（SMN-1000：株式会社スキノス NAGANO）を用いて、まず、No テストと呼ばれる、被験者が嘘をついた時に発汗に顕著な反応が出やすい実験を行い<sup>2</sup>、その後被験者に様々な質問を行って本当のことを言った時と嘘をついた時の発汗量を測定する。No テストで正確に嘘と判定できた解析アルゴリズムで、その後行った様々な質問に対して被験者が本当のことを言った時と嘘をついた時の発汗量を解析することで、嘘をついたときに発汗量が変わるかどうかを調べる。

### 2. 実験

最初に No テストを行い、その後7つの様々な質問をした時の被験者の発汗を測定する。

#### 2.1. No テスト

被験者の精神性発汗を測定しながら、次の手順で実験を行った。

1. 被験者は5枚のカード(ダイヤのA, クラブの2, スペードの8, ハートの9, スペードのK)の中から1枚を選択する
2. 5枚のカードを1枚ずつ被験者に見せ、「選

んだカードはこれですか」と聞いていく

3. 被験者は見せられたカードが選択したカードであるかないかに関わらず「いいえ」と答える

被験者は自分が選んだカードの時だけ嘘をつくことになる。そのため、発汗量が多いカードが選んだカードである可能性が高いと考えられる。

#### 2.2. 嘘をついた時の反応を調べる実験

実験方法は以下の通りである。質問に慣れが出ると反応が悪くなる傾向があるため、実験方法ごとに異なる被験者を用意し実験を行った。

1. 全ての質問に「いいえ」と答えてもらい、その後もう一度同じ質問に対して「はい」と答えてもらう
2. 全ての質問に「はい」と答えてもらい、その後もう一度同じ質問に対して「いいえ」と答えてもらう
3. 全ての質問に嘘をついてもらい、その後もう一度同じ質問に対して本当のことを答えてもらう

被験者に問う質問は、回答の真偽が第三者からもわかるように、答えが明らかにわかり、以下のよう

- に「はい」か「いいえ」で答えられるものとした。
- A) (晴れの日) 今日雪ですか？
  - B) あなたは男ですか？
  - C) (黒の物を指し) これは黒色ですか？
  - D) (他人のペンを指し) これはあなたの物ですか？
  - E) (イスを指し) これはイスですか？
  - F) (日中に) 今は夜ですか？
  - G) 1+1 は2 ですか？

### 3. 解析

No テストに対して発汗が顕著に現れた被験者の実験結果に対し、以下の解析を行った。

1. 立ち上がる直前を起点とするときの発汗量の平均
2. 刺激を与えた直後の立ち上がりの傾き
3. 立ち上がりの直前と発汗のピークの差

1 番目の解析は発汗量の時間平均である。2 番目の解析は発汗の波形の変化を一時近似したときの傾きである。3 番目の解析は波形の立ち上がりの直前と頂点との差である。

それぞれの解析で、嘘をついたことと本当のことを答えたことがより正確に判断できる解析方法により、嘘をついた時の反応を調べる実験に対して被験者が本当のことを言った時と嘘をついた時の発汗量を解析する。

### 4. 結果

No テストの実験結果を 3 種類の解析方法で調べた結果、1 番目と 2 番目の解析では被験者が選択したカードを当てることができない場合があったが、3 番目の解析では被験者が選択したカードを全て当てることができた。よって、3 番目の解析によって嘘をついているか本当のことを言っているかを区別すべきであることがわかった。

次に、嘘をついた時の反応を調べる実験を被験者に行った結果に対して 3 の解析をし、それぞれの質問に対して被験者が嘘をついた時の「立ち上がりの直前と発汗のピークの差」と、本当のことを言った時の「立ち上がりの直前と発汗のピークの差」を算出した。その結果、嘘をついた時と本当のことを言った時の発汗量の違いは確認されなかった。

### 5. 検討とまとめ

No テストでは嘘をついたときに発汗量の変化が観測されたのに対し、嘘をついた時の反応を調べる実験では嘘をついた時と嘘をついていないときの発汗量の違いが観測されなかったことから、手掌発

表 1 クラブの 2 を選択して全て「いいえ」と言った時の発汗量

|      | A    | 2    | 8    | 9    | K    |
|------|------|------|------|------|------|
| 1 回目 | 0.18 | 0.18 | 0.12 | 0.20 | 0.12 |
| 2 回目 | 0.04 | 0.12 | 0.11 | 0.10 | 0.08 |
| 3 回目 | 0.08 | 0.12 | 0.08 | 0.00 | 0.04 |
| 平均   | 0.10 | 0.14 | 0.11 | 0.10 | 0.08 |

表 2 ダイヤの A を選択して全て「はい」といった時の発汗量

|      | A    | 2    | 8    | 9    | K    |
|------|------|------|------|------|------|
| 1 回目 | 1.23 | 0.77 | 1.60 | 1.18 | 0.24 |
| 2 回目 | 0.60 | 0.77 | 0.16 | 0.30 | 0.19 |
| 3 回目 | 0.50 | 0.00 | 0.10 | 0.12 | 0.12 |
| 平均   | 0.78 | 0.51 | 0.62 | 0.53 | 0.18 |

汗の原因は単に嘘をついただけではないと言える。

次に、なぜ No テストで嘘をついたときに発汗量の変化が観測されたのかを調べるため、No テストの実験に対して全て「はい」と答えさせ、自分が選んだカード以外を見せたときに嘘をつかせた。この実験結果を 3 番目の解析方法で解析した結果を表 1、表 2 に示す。

表 1、表 2 を見ると自分が選んだカードの時だけ発汗量が多かったので、被験者が嘘をついたかついていないかに関わらず、見せられたカードは自分が選択したカードだと意識した時点で発汗量が多くなると考えられる。

No テストには関係していて、嘘をついた時の反応を調べる実験に関係が無いことは記憶・意識・緊張であると考えられるので、手掌部の発汗ではその 3 つが関係している可能性がある。

### 5. 参考文献

- [1] 石河利寛(著)：最新看護学全書 3 生理学，[改訂第 3 版]メヂカルフレンド社，1979.
- [2] 新保敦子，宮下真理子，大橋俊夫，清水英孝，清水基弘，田中正一，稲積満広，岡本則久，窪田茂男，滝沢俊，田島郁男：手掌部発汗現象と人工頭脳を搭載したコンピューターシステムとを用いた No テストの開発とその評価，発汗学，Vol.11.No2，P61-63，2004

乾燥剤（シリカゲル）を用いたマイクロ発汗計

ー流量補償方式換気カプセル型発汗計との特性比較ー

坂口 正雄\*, 百瀬 英哉\*\*, 坂田 貴士\*\*\*, 大橋 俊夫\*\*\*\*

\*スキノス東御研究所, \*\* (株) スキノス NAGANO, \*\*\*テクノネクスト (株), 信州大学医学部

Comparison of Performance Characteristics between Two Sweating Rate-meters  
: Micro Sweating Rate-meter (TPL3520) and Ventilation-type Sweating Rate-meter (SMN-1000S)

SAKAGUCHI Masao\*, MOMOSE Hideya\*\*, SAKATA Takashi\*\*\*, OHHASHI Toshio\*\*\*\*

\*Lab. SKINOS, Tohmi, \*\*SKINOS NAGANO Co., Ltd., \*\*\*Techno next Co., Ltd.,

\*\*\*\*Shinshu university Sch. of Med.

# 1. はじめに

従来、発汗量の定量的連続測定装置として、換気カプセル法を原理とする発汗計が採用されてきた。

発汗計の普及に伴い、無拘束での発汗量の計測が求められてきたが、無拘束計測には発汗計の小型化が重要な課題であった。

最近、乾燥剤（シリカゲル）の吸湿作用を応用した小型発汗計が開発、市販されるに至った<sup>(1, 2)</sup>。

今回、市販されているシリカゲルを用いた小型発汗計（マイクロ発汗計 TPL3520 テクノネクスト）と、流量補償方式換気カプセル型発汗計（ハンディタイプ発汗計 SMN-1000S スキノス NAGANO<sup>(3)</sup>）との特性比較を試みた。

# 2. マイクロ発汗計(TPL3520)

テクノネクスト社から市販されているマイクロ発汗計の構成ブロック図を図1に、外観写真を図2に、主な仕様(カタログ他)を表1に示す。

マイクロ発汗計は、小型温湿度センサ(SHT71)、温湿度ロガー(TSDL-HT4)を採用した小型発汗計で

ある。マイクロ発汗計は、カプセル概要(図1)に示すように、乾燥剤（シリカゲル 約5g）に蒸散水分（汗）を吸収させる形式で、センサ部は密閉されており、外部空気あるいは乾燥ガスを必要とせずに発汗量が計測できる。

温湿度ロガー(TSD-HT4)とパーソナルコンピュータ(PC)を付属のUSBケーブルで接続することによりPC画面上で各種設定、リアルタイムデータ確認およびデータ保存(CSV)が可能である。

表1 マイクロ発汗計の主な仕様

|        |                              |
|--------|------------------------------|
| センサ    | SHT71 (Sensirion社製)          |
| 湿度範囲   | 0~100%RH                     |
| 温度範囲   | -40℃~123.8℃                  |
| 測定精度   | 湿度 ±3%RH<br>温度±0.4℃(25℃において) |
| 記憶容量   | 温湿度データ 7999データ               |
| 測定間隔   | 1~120sec                     |
| ダウンロード | USB接続専用ケーブル                  |
| 内蔵電池   | CR1220                       |

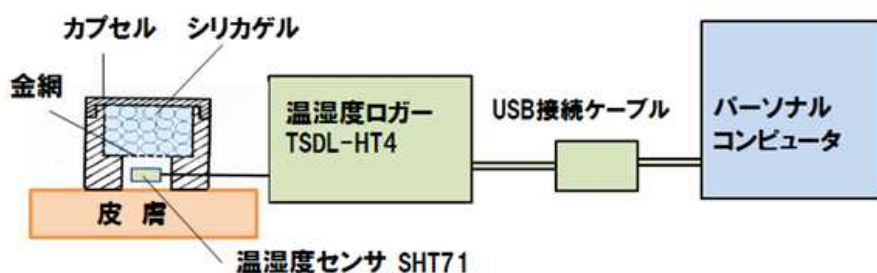


図1 マイクロ発汗計構成ブロック図



図2 外観写真

### 3. 流量補償方式換気カプセル型発汗計

スキノス NAGANO 社から市販されている流量補償方式換気カプセル型発汗計の原理図を図3に示す。

同発汗計は、室内空気をカプセルに供給し、カプセル供給前後の空気湿分の差を求め、さらに発汗量に応じて空気流量を制御するサーボ系を構成して、高応答かつ多量発汗の計測を可能としている。

### 4. マイクロ発汗計(TPL3520)と流量補償方式換気カプセル型発汗計(SMN-1000S)との特性比較

特性実験のデータ処理は、サンプリング間隔を1秒とし、CSV データに変換、発汗解析ソフトMOD-002(スキノス NAGANO)を用いて解析した。

図4は、湿ったろ紙で形成した模擬皮膚を約25℃の基板上に置き、カプセルを摺動して行ったTPL3520とSMN-1000Sのステップ応答の一例である。両者のステップ応答における平均値をそれぞれ求め、TPL3520 の出力(発汗量、湿度)とSMN-1000S の出力(発汗量) 関係を図5に示した。

図6は、右手拇指指腹にTPL3520、掌にSMN-1000Sの各カプセルを貼付して行った精神性発汗の測定例である。図7は、両者のカプセルを前胸部に貼付して行ったステップ運動時の温熱性発汗の測定例である(室温19.5℃)。運動中(12分間、1583歩、運動量51kcal)に惹起した発汗量は、それぞれ6.47mg(TPL3520)、2.31mg(SMN-1000S)であった。

#### 参考文献

- 1) テクノネクスト(株):マイクロ発汗計 TPL シリーズ(カタログ2016)
- 2) 梶井宏修他:第22回日本睡眠学会学術大会抄録,72(2013)
- 3) 坂口正雄他:発汗学, Vol. 24, No. 2, 52-54(2017)

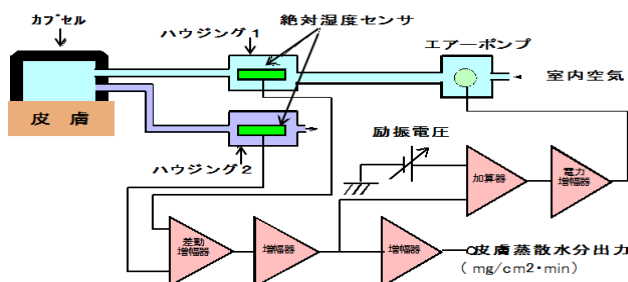


図3 流量補償方式換気カプセル型発汗計原理図

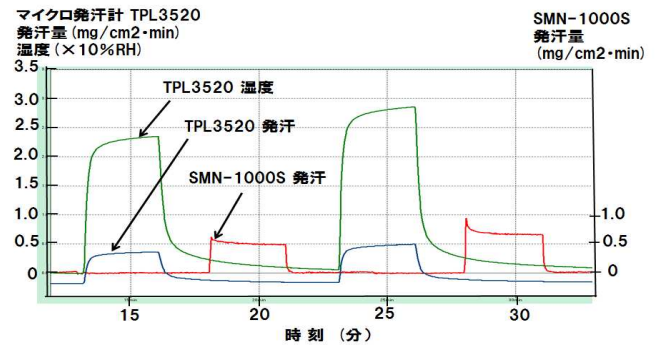


図4 模擬皮膚を用いたステップ応答の一例

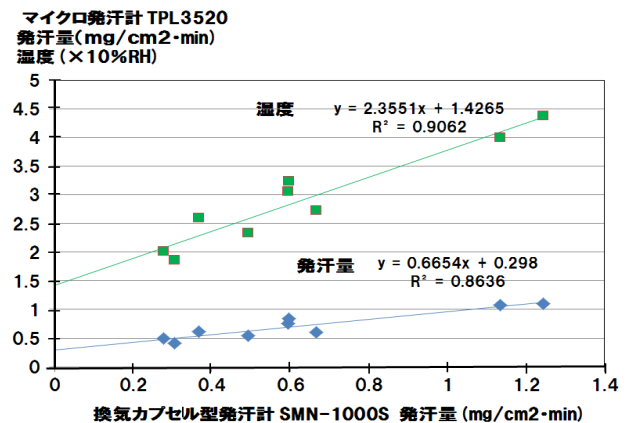


図5 マイクロ発汗計(TPL3520)と換気カプセル型発汗計(SMN-1000S)出力関係

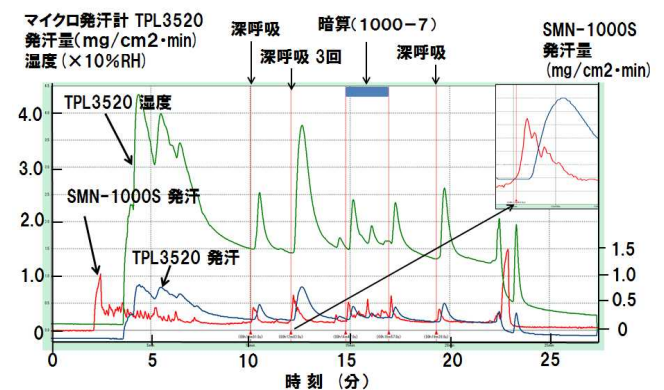


図6 右手手掌部における精神性発汗の測定例



図7 ステップ運動時の前胸部発汗の測定例

## 換気カプセル法発汗計におけるカプセル形状の影響

百瀬英哉\*, 坂口 正雄\*\*, 斉藤颯斗\*\*\*, 小野伸幸\*\*\*

\* (株) スキノス NAGANO, \*\* スキノス東御研究所, \*\*\* 長野高専

### Effects of capsule in a sweating rate meter

Nideya MOMOSE\*, SAKAGUCHI Masao\*\*, Hayato SAITO\*\*\* and Nobuyuki ONO\*\*\*

\*Skinos NAGANO Co.,Ltd., \*\*Lab. SKINOS, Tohmi, \*\*\*National Institute of Technology, Nagano College

#### 1. はじめに

発汗には精神性ストレスを起因とする精神性発汗と、温熱刺激を起因とする温熱性発汗の2つが存在する。発汗機能の異常は、たとえば温熱性発汗では体温調節機能の欠損など生命に関わる要因となる。また、精神性発汗は自律神経系の機能評価の一つとして用いられている。

定量的な発汗量測定方法の一つとして換気カプセル法がある<sup>1,2,3)</sup>。この方法は、キャリアガスを皮膚表面に装着したカプセルに供給し、皮膚表面から漏出した発汗による水分を拡散・蒸発させる。この水分によりカプセルより流出するキャリアガスの湿度が上昇し、その湿度より算出される水分量を発汗量とするものである。したがって、カプセル内における水分を如何に早くキャリアガスに拡散・蒸発させるかが発汗計の性能、すなわち、応答性やダイナミックレンジの広さに大きく寄与すると考えられる。

そこで今回、換気カプセル型発汗計におけるカプセル形状が発汗計の装置特性に与える影響について検討するとともに、性能向上を目指し、拡散・蒸発の効率化を図ったカプセル試作を実施した。

#### 2. カプセル形状改良の指針

図1は現在主流の換気カプセル型発汗計の基本原則を示す。まず、キャリアガスをカプセルに供給する。カプセル内でキャリアガスは皮膚表面より生じた発汗による水分を拡散・蒸発させる。カプセルへの流入および流出ガスの湿度を湿度センサで検出し、その差分より皮膚からの失水分量を発汗量として算出する構造である。

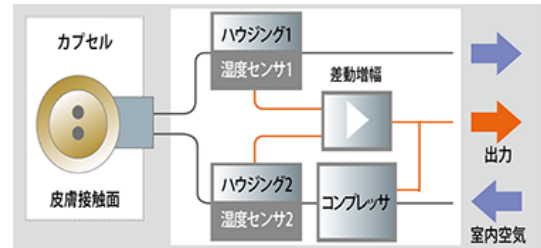


図1 換気カプセル法の基本原理

カプセルは皮膚を覆う一定面積の開口部を有しており、キャリアガスの流入口と流出口を供えている。キャリアガスが発汗による水分を拡散・蒸発させるメカニズムを最も単純な拡散モデルとすれば、開口部全域に一樣なキャリアガスの流れが確保され、かつ、キャリアガスの流速は高いほどよいと考えられる。

#### 3. カプセル形状と流速シミュレーション

図2に実験に使用したカプセル開口部におけるキャリアガス流れのシミュレーション結果を示す。なお、シミュレーションにはCAD付属の簡易シミュレーションソフトウェアを使用し、流入ガス流量150ml/min、流出口における圧力は大気圧とした。

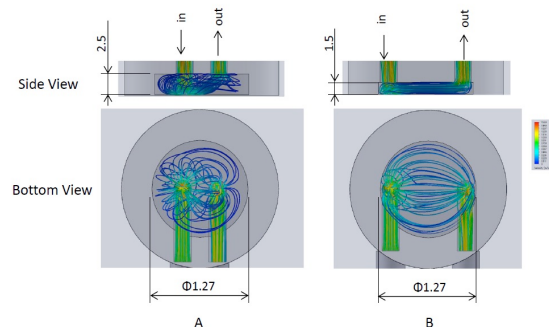


図2 カプセル形状とシミュレーション結果

図AはSKN-2000（スキノス NAGANO）で使われ

れているカプセル形状におけるシミュレーション結果である。このカプセルは開口部面積  $1\text{cm}^2$  であり、開口部の深さ  $2.5\text{mm}$  である。このカプセルの開口部流れは不均一であり、開口部を十分に換気していないと考えられた。図中 B は、改良型カプセルであり、A に対して流入および流出口位置を変更し、さらに流速上昇を目的として開口部深さを  $1.5\text{mm}$  とした。なお、開口部面積は A と同一とした。この形状では、開口部全域に一樣な流れが生じていると考えられた。

#### 4. 実験

2つのカプセルを使用し、発汗計の校正に使用される皮膚モデルを使用したステップ応答より、皮膚モデルからの失水分量の差異について評価した。キャリアガスにはシリカゲルで除湿した空気(5%RH以下、流量  $150\text{ml/min}$ )を使用した。また、皮膚モデルの開口面積はカプセル開口部と等しくした。まず、カプセル開口部を密閉した状態でキャリアガスを供給して流出ガスの湿度が安定した後、皮膚モデルにカプセルを装着し1分間ガスを供給した。この間に生じたカプセルからの流出ガス湿度を相対湿度センサで検出し、ガス温度および相対湿度、流量、流入ガス湿度より皮膚モデルからの失水分量を算出した。

#### 5. 結果

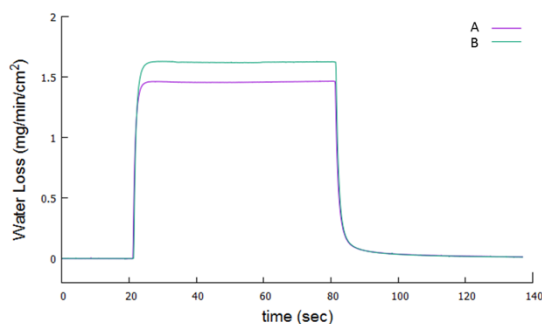


図3 カプセル形状によるステップ応答の変化

図3に形状AおよびBにおける流出ガスの湿度変化より求めた失水分量のステップ応答を示す。この結果、既存のカプセル形状Aに対し改良した形状Bにおける失水分量が増加した。図4にステップ応答実験を5回繰り返す、各応答における最大失水

分量の平均値の変化を示す。既存のカプセル形状Aに対し、改良したカプセル形状Bではおよそ12%の失水分量増加が見られた。また、両者の間に有意差1%未満で、改良したカプセル形状Bにおける失水分量は有意に増加した。

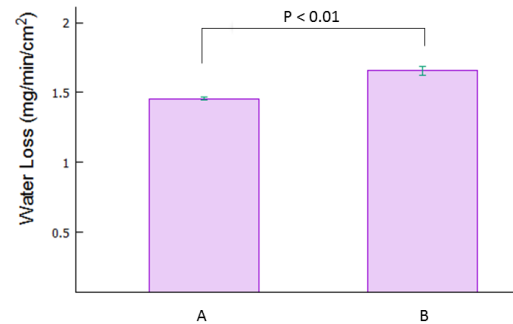


図3 カプセル形状による失水分量の変化

#### 6. 考察およびまとめ

換気カプセル型発汗計におけるカプセル形状が、装置特性に与える影響について検討した。図3に示すように、既存のカプセル形状に対して開口部におけるキャリアガスの流れを改善すると、失水分量は有意に増加し、改良型カプセルでは拡散・蒸発の効率が向上した。今回のシミュレーションでは開口部内における流れの均質化を目的として形状を決定した。さらに、発汗による水分を迅速に蒸発・気化させ、湿度センサに供給するためには、流速およびガス圧、キャリアガスの湿度など、様々な因子を組み合わせ、最適な形状およびガス供給系の空気回路を設計する必要性が高いともいえる。また、センサ周りのガス流れについても十分な検討を行うことで、感度および応答性の高い発汗計が実現できると考えられた。

#### 参考文献

1. 坂口ほか、湿度センサを用いた精神性発汗連続記録装置, 医用電子と生体工学, 28(2), pp.137-142, 1990
2. 百瀬ほか、流量補償方式換気カプセル型デジタル発汗計の開発, 信学技報告, MBE2008-39, pp.69-72, 2008
3. 鶴岡ほか、小型発汗計の開発とストレス負荷及び温熱負荷時の発汗計測, 生体医工学, 54(5), pp.207-217, 2016

信州大学繊維学部西川・岩本研究室におけるメディカルロボティクス研究

西川 敦, 岩本 憲泰

信州大学繊維学部機械・ロボット学科バイオエンジニアリングコース

Medical Robotics Research at the Nishikawa-Iwamoto Laboratory, FTST, Shinshu University

Atsushi Nishikawa and Noriyasu Iwamoto

Dept. of Mechanical Engineering and Robotics, Faculty of Textile Science and Technology, Shinshu University

## 1. はじめに

2018年4月1日、信州大学医学部附属病院に「包括先進医療棟」が開設される。同棟には、ハイブリッド手術室、ロボット手術室、スマート手術室といった最先端の手術環境が整備される[1]。一方、2017年4月1日、信州大学繊維学部機械・ロボット学科バイオエンジニアリングコースに西川・岩本研究室が開設された（前身の西川研究室は2010年4月1日発足）。当研究室は、医療ロボットの知能化（自律化・汎用化）を目指す **Autonomy** グループ、生物の振る舞いに着目し柔らかな新しいロボットの機構と動作制御の創出を目指す **Mechanism** グループ、ヒト筋骨格系の運動制御メカニズムの理解とインタフェース応用を目指す **Human** グループの3つのグループから構成される[2]。本稿では、これら3つのうち、包括先進医療棟手術室における主要設備と極めて関連が深い **Autonomy** グループの研究に焦点をあてて、本研究室の最近の取組を紹介する。

なお、本研究グループの名称にもなっており、本稿のキーワードでもある **Autonomy**（自律性）は、ISO規格 ISO8373:2012 においては、「現在のシステムの状態とセンシングに基づいて、意図するタスクをヒトの介入なしに実行する能力」と定義されていることを付記しておく。

## 2. デプス画像を実時間で生成可能なステレオ内視鏡に基づく手術支援ロボットの自律制御

内視鏡手術は、患者の腹部や胸部に開けられた数個の小さな孔からカメラ（内視鏡）と手術器具を挿入して外科的処置を行う方法であり、開腹・開胸手術に比べ、患者に優しく美容面や経済面でも優位なため、急速に普及している。その一方で、外科医に

は非常に高度な技術が要求されるため、医療事故も多発している。この問題に対処するべく、米国 **Intuitive Surgical** 社製のマスタ・スレーブ式内視鏡手術支援ロボット **da Vinci** が2009年の医療機器としての認可以来、日本各地の大病院に導入されており、わが国の医療ロボット市場を席巻している（2016年9月末時点で237台 [3]。信州大学医学部附属病院包括先進医療棟にも **da Vinci** 専用のロボット手術室が設置される[1]）。しかしながら、**da Vinci** をはじめとする現存の内視鏡手術支援ロボットには、**Levels of Autonomy**（自律レベル）[4]の観点で本質的な「限界」があることも最近指摘されている。すなわち、「外科医が、内視鏡映像のみから手術のあらゆる状況を認識・判断し、（自分の両目および両手の代わりとなる）3～4本のロボットアームのすべての自由度をマスタ・スレーブ方式で遠隔操作しなければならないこと」に起因する操作性の限界である。この限界を打破するためには、内視鏡手術支援ロボットに高度なセンシング能力をもたせて自律性を部分的に付与・向上させることが必須課題となる。

本研究では、近年の手術支援ロボットシステムに標準的に装備されているステレオ内視鏡が、まさに手術支援ロボットの「目（高性能視覚センサ）」になり得ることに着目した。著者らの研究グループは、（1）任意のステレオ内視鏡の出力である左画像と右画像の対から撮像対象表面の3次元形状（表面各点までの距離を濃淡値に変換したデプス画像として記述）を実時間で推定する技術の研究、ならびに、（2）デプス画像を用いた内視鏡手術支援ロボット制御の高性能化（自律レベルの向上）に関する研究を推進している。（1）の技術の詳細は、2018年3

月7日のプレスリリース記事[5]を参照されたい。なお、本技術は、任意のステレオ内視鏡を新規の「術中実時間3次元形状計測モダリティ」に変換するものと捉えることができ、ロボット制御のみならず、多元計算解剖学モデル[6]の構築にも有効である。

本研究は、中央大学理工学部情報工学科、国立がん研究センター中央病院胃外科との共同研究であり、2017-2018年度科研費新学術領域研究「多元計算解剖学」(A03-KB102)として実施している。

### 3. 多マスタ・多スレーブ選択結合型ミドルウェアが拓く次世代手術支援ロボットシステム

近年、医療ロボットの分野において、da Vinciなどの特定のマスタ・スレーブロボットを対象としたオープンプラットフォームという新たな取り組みが始まっている[7]。従来マスタとスレーブは直結で専用の制御機器のみが介在していたが、ミドルウェアをマスタとスレーブの間に組み込むことで新たなセンサや制御則、動作制御手法を共同構築・共有することを目的とした研究が多くの大学で連携して行われている。一方、著者らのグループでは、特定のロボットに限らず、様々なセンサやロボット、操作デバイスを接続可能とすることでマスタとスレーブの組み合わせを自由に選択・評価できるミドルウェア MRLink [8]を提案している。現在、MRLinkにはPC用マウスやジョイスティックなどの一般的なユーザインタフェースや、著者らが独自に開発した複数の内視鏡手術支援ロボットのマスタとスレーブ、汎用の光学式3次元計測装置が接続されている。加えて、本研究室はda Vinciと同様の内視鏡手術支援ロボットであるZEUS (Computer Motion Inc.)を2セット保有しており、ZEUSシステムの一部であるAESOPのマスタとスレーブ、ならびにZEUSスレーブもそれぞれMRLinkに既に接続可能となっている[8]。MRLinkは日本ロボット工業会が提唱する産業用ミドルウェアORiN [9]をベースとしており、同じくORiNをベースとした信州大学包括先進医療棟スマート手術室Standard SCOT [10]と簡単に接続できる。SCOTでは手術室内の医療機器を統

合しているため、将来的にはこれらのまさに多元計算解剖学情報を活用した新たなロボット制御システムの構築も可能である。

本研究は、東京女子医科大学先端生命医科学研究所、大阪工業大学ロボティクス&デザイン工学部ロボット工学科との共同研究であり、2016-2020年度科研費基盤研究(A)として実施している。

### 4. まとめ

本稿では、西川・岩本研究室 Autonomy グループの取組(メディカルロボティクス研究)を概説した。

謝辞：本研究は JSPS 科研費 JP16H01859 および JP17H05287 の助成を受けたものです。

### 5. 参考文献

- [1] 信州大学医学部附属病院：包括先進医療棟.  
<<http://www.hp.md.shinshu-u.ac.jp/comprehensive/>>
- [2] 信州大学繊維学部西川・岩本研究室 WWW ページ.  
<<http://nishika-iwamolab.whitesnow.jp/>>
- [3] 日本ロボット外科学会：da Vinci 導入実績.  
<<http://j-robo.or.jp/da-vinci/nounyu.html>>
- [4] Yang GZ et al.: Medical robotics—Regulatory, ethical, and legal considerations for increasing levels of autonomy. *Science Robotics*, 2(4), eaam8638, 2017.
- [5] 中央大学：プレスリリース, 2018年03月07日, 任意のステレオ内視鏡を用いた手術の記録動画を多視点裸眼3Dディスプレイ上で表示可能な形式に変換した動画コンテンツを中央大学の管理する動画アーカイブから学術目的で公開開始.  
<<http://www.chuo-u.ac.jp/aboutus/communication/press/2018/03/67037/>>
- [6] 多元計算解剖学. <<http://wiki.tagen-compana.org/>>
- [7] Shared Platforms for Medical Robotics Research.  
<<https://smarts.lcsr.jhu.edu/events/iros-2017-workshop/>>
- [8] Iwamoto N et al.: A Novel Medical Robot Architecture with ORiN for Efficient Development of Telesurgical Robots. CARS2018. June 20-23, 2018, Berlin, in press.
- [9] ORiN. <<http://www.orin.jp/>>
- [10] 岡本淳 ほか：次世代手術室 SCOT (Smart Cyber Operating Theater) の開発. *MEDIX*, 66, pp. 4-8, 2017.