

[研究助成 (A)]

医療器具への多数センサ集積のための配線レスな
信号スイッチ機構

2251031

研究代表者
(助成金受領者)

立命館大学 総合科学技術研究機構

准教授

坊 野 慎 治

[研究の目的]

細長い医療器具を利用して本来の機能に加えて、生体情報をモニタリングするためには、複数のセンサを配置する必要がある。しかし、センサ数を増やすと、同時に配線数が増え本来の機能を阻害する可能性がある。そのため、配線数を低減するための信号スイッチ機構 (SSM) への注目が高まっている。

最近ガリウム合金により構成される液体金属液滴 (LMD) を用いた SSM を開発した。ガリウム合金は室温で液体状態であり、低毒性及び高電気伝導性を示す。このため滴状のガリウム合金を容易に形成することができる。一方で、ガリウム合金を用いて LMD を形成すると、LMD の表面に自発的に絶縁性の酸化膜が形成される。このためスイッチに用いる信号として直流電圧を用いることは出来ない。そこで我々は電極対を統合した流路に、導電性を有する LMD が進入すると、実効的な電極間距離が減少し、それに伴い静電容量が上昇することに注目した。信号として交流電圧を利用する場合にはインピーダンスが重要となる。そして、LMD が進入した電極対はインピーダンスが減少するので、その電極に接続したセンサからの信号が選択的に伝達される。これまでに、SSM に接続した複数センサのうち LMD により選択したセンサ信号を選択的に取得することに成功した。

本研究では、医療器具として尿管ステントを

選定し、ステント上の多点圧力計測へ向けた選択的信号取得を目指す。そのために LMD-SSM を尿管ステントへ集積し圧力モニタリングステントを構築する。そして尿管ステントに圧力センサを配置し、LMD の輸送を利用して取得する信号を選択する。そのために、はじめに柔軟な LMD-SSM を作製し、溝を加工した尿管ステントへ統合した。そして、圧力をセンシングするための圧力ヒューズを開発し、尿管ステントに配置した。LMD の進入を利用して、圧力ヒューズを接続した電極の静電容量を変調し、圧力モニタリングステントによる圧力計測を行う。そして本研究で開発した圧力モニタリングステントの検出精度の評価に取り組む。

[研究の内容、成果]

・実験結果

図 1 (a) に我々が作製した圧力モニタリングステントを示す。市販の尿管ステントに深さ 100 μm 、幅 1 mm の溝を形成した。圧力検出を行うために自作の圧力ヒューズを SSM の 1 つの上部電極に接続し、尿管ステントの腎臓側に固定した。そして圧力ヒューズの電気特性を選択的に計測するために、尿管ステントに形成した溝に SSM を統合した。

図 1 (b) に SSM の模式図を示す。SSM は 3 つの上部電極をパターンニングしたポリイミドフィルムと 1 つの下部電極をパターンニングしたポリイミドフィルム、流路により構成される。

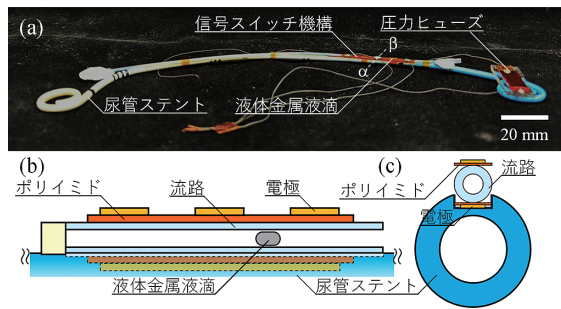


図1 圧力モニタリングステント。(a) 圧力モニタリングステントの写真。(b) ステントに統合したSSMの模式図。(c) 圧力モニタリングステントの断面模式図。

個々の上部電極の幅及び長さはそれぞれ $600\ \mu\text{m}$ 及び $5.0\ \text{mm}$ とした。下部電極として幅及び長さがそれぞれ $600\ \mu\text{m}$ 及び $40\ \text{mm}$ の金属薄膜を用いた。今回用いる LMD の長さは $5\ \text{mm}$ であり、複数の電極に同時に進入させないために、電極の間隔を $10\ \text{mm}$ とした。LMD を SSM の流路内に配置した。流路の片側を接着剤により封鎖し、開放端側から圧力を印加した。先行研究において流路への圧力印加により流路内における LMD の位置を制御できることが報告されている。上部電極のうち中央の電極に圧力ヒューズを接続した。他の電極にも圧力ヒューズを取り付けることが可能であるが、今回は圧力の変化を取得できることを示すことが目的なので、1つの圧力ヒューズを用いた。

図1(c)に圧力モニタリングステントの図1(a)における α - β 断面模式図を示す。ステントの溝に下部電極をパターンニングしたポリイミドフィルム及び流路の一部が埋め込まれている。SSM の高さ及び尿管ステントの深さはそれぞれ $1.1\ \text{mm}$ 及び $0.1\ \text{mm}$ である。SSM の流路は、尿管ステントの長軸に沿って配置されている。対象の信号を選択的に取得するために、LMD が SSM の流路内を移動し、尿管ステントに配置されたセンサ付近に移動する。

本研究の圧力ヒューズはダイヤフラム、銅プレート・テープにより構成される。大気圧下において銅プレートと銅テープは接触しており、電気的な導通が担保されている。負圧印加下に

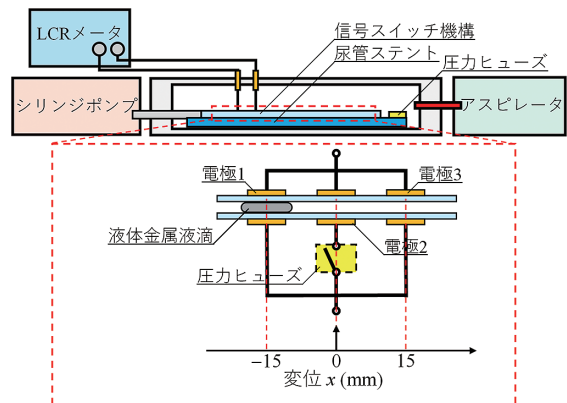


図2 圧力モニタリングステントの静電容量測定系の模式図。インセットに圧力モニタリングステントの等価回路を示した。

圧力ヒューズを置くとダイヤフラムが膨張し、閾圧力を超えると銅プレートと銅テープが空間的に開放される。この電気特性の変化を利用して圧力の変化をセンシングする。

圧力モニタリングステントの信号取得特性を評価する。図2に測定系の模式図を示す。圧力モニタリングステントをチャンバー内に封入し、アスピレータを用いて圧力を計測しながら減圧した。SSM の流路とチャンバー外のシリンジポンプとを接続し、チャンバー内の圧力とは独立に流路内の圧力を制御した。圧力モニタリングステントのインピーダンスを計測するために、SSM の電極をチャンバー外の LCR メータに接続した。

図2のインセットに圧力モニタリングステントの等価回路を示す。上部電極を左から順番に電極1、電極2、そして電極3と定義し、圧力ヒューズを電極2に接続した。流路長軸に沿って x 軸を定義し、電極1、電極2、そして電極3はそれぞれ $x = -15\ \text{mm}$, $0\ \text{mm}$, そして $15\ \text{mm}$ に位置する。チャンバー内の負圧 ($-P$) を一定に保ちながらシリンジポンプにより流路内の LMD を一定速度で輸送しながら、インピーダンスを計測した。そしてインピーダンスの虚部より静電容量 (C) を求めた。

図2中の等価回路からわかるように、LMD が電極間に進入していなくとも、圧力ヒューズ

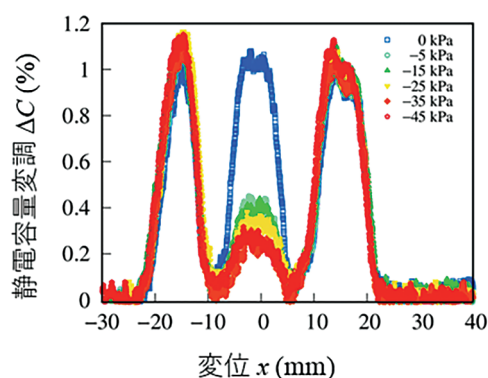


図3 規格化された静電容量 (ΔC) の LMD 位置 (x) に対する依存性。

の電気特性が変化すると C が変化する。本研究では LMD を電極間に輸送することにより、信号を取得する電極を選択する。つまり LMD の進入による静電容量の変調量が重要である。そこで、静電容量を $\Delta C = (C - C_0)/C_0$ のように規格化し、LMD によりアクティベートされた信号と印加負圧の関係性を調べる。

図3に ΔC の x 依存性を示す。 $P = 0$ kPa, つまり大気圧下において、 ΔC は LMD の位置 x に依存し、 ΔC には3つのピークが観察された。それぞれのピークは LMD が電極1、電極2そして電極3に進入した際の静電容量の増加を示している。そこで、LMD がいずれの電極にも進入していない場合の静電容量、LMD が電極1、電極2、そして電極3に進入している場合の静電容量をそれぞれ ΔC_0 , ΔC_1 , ΔC_2 , 及び ΔC_3 と定義する。

大気圧下においては、3つのピーク (ΔC_1 , ΔC_2 , ΔC_3) の高さはほとんど一致している ($\sim 1\%$)。これは圧力ヒューズの銅プレートと銅テープが電氣的に接触していると、電極2と圧力ヒューズを含む部分回路は、電極1や電極3を含む部分回路と等価な回路とみなせるためであると考えられる。

圧力モニタリングステントを負圧印加下に置くと、 ΔC_2 のみが単調に減少する。 $P = -45$ kPa において ΔC_2 は 0.2% まで低下する。これは負圧印加によって開放した圧カステントの電気特

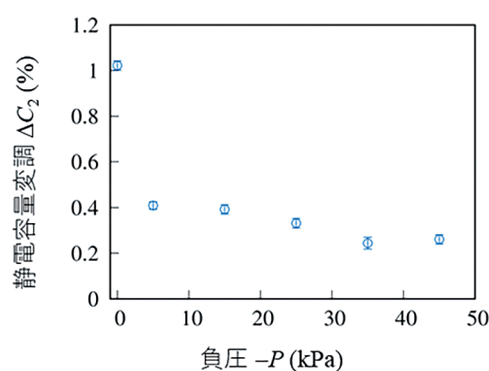


図4 ΔC_2 の印加負圧 ($-P$) 依存性。

性が変化したことに由来すると考えられる。以上の結果から、 ΔC_2 から圧力の変化を計測できることがわかった。

LMD が進入した電極に接続された圧力ヒューズの電気特性から圧力を求めるために、静電容量の変調量を定量的に評価する。図4に ΔC_2 の印加負圧 ($-P$) 依存性を示す。5 kPa 程度の負圧印加により ΔC_2 は、 0.4% 以下に減少することがわかった。これは5 kPa 程度の負圧印加により圧力ヒューズが開放したことを示唆している。さらに負圧を印加すると ΔC_2 は単調に減少し、45 kPa においては、 ΔC_2 は 0.2% 程度まで減少することが明らかになった。

圧力ヒューズの顕微鏡観察の結果から、45 kPa の負圧印加下において圧力ヒューズの銅プレートと銅テープが離れていることが明らかになっている。一方で45 kPa の負圧印加下においても LMD の電極2への進入に伴う ΔC のピークは消失しないことがわかった。これは圧力ヒューズが開放していても、有限のインピーダンスに保たれていることを示唆している。

以上の結果から、約5 kPa 程度の圧力変化に伴う圧力ヒューズの電気特性評価を SSM によって選択的に取得できることを示している。急性疾患に伴う腎臓内圧の変化は8 kPa であることが報告されている。我々の圧力モニタリングステントはこの疾患をセンシングするのに十分な検出感度を有する。

・考察

SSM を利用した圧力変化に伴う静電容量変動の選択的取得について等価回路を用いて解析する。図 5 (a) に負圧を印加していない場合、つまり $P = 0$ kPa の場合の等価回路を示す。ここで圧力ヒューズは導通しているので、単純な配線とみなした。等価回路において各電極の静電容量をそれぞれ $\hat{c}_1$ 、 $\hat{c}_2$ 、及び $\hat{c}_3$ と定義した。LMD が電極 2 に進入している場合を考えるので、 $\hat{c} = \hat{c}_1 = \hat{c}_3 \neq \hat{c}_2$ である。大気圧下において LMD が電極 2 に進入している及びいずれの電極にも進入していない場合の合成静電容量 C (0 kPa) 及び C_0 (0 kPa) はそれぞれ以下のように与えられる。

$$C(0 \text{ kPa}) = \hat{c}_1 + \hat{c}_2 + \hat{c}_3 \quad (1)$$

$$C_0(0 \text{ kPa}) = 3\hat{c} \quad (2)$$

図 5 (b) に閾値以上の負圧を印加した場合の等価回路を示す。実験において閾値以上の負圧印加下において銅プレートと銅テープが離れた状態においても、LMD が電極 2 に進入すると静電容量のピークが観察された。これは開放した圧力ヒューズが有限のインピーダンスを保っていることを示唆している。そこで我々は開放した圧力ヒューズをコンデンサとみなし、その静電容量を $\hat{c}_{pf}$ と定義した。負圧印加下において LMD が電極 2 に進入している場合の全静電容量 $[C(-P)]$ は以下のように与えられる。

$$C(-P) = \hat{c}_1 + \frac{\hat{c}_{pf}}{\hat{c}_2 + \hat{c}_{pf}} \hat{c}_2 + \hat{c}_3 \quad (3)$$

よって (1) 及び (2) 式を (3) 式へ代入すると

$$\hat{c}_{pf} = \frac{\{C(0 \text{ kPa}) - 2\hat{c}\} \{C(-P) - 2\hat{c}\}}{C(0 \text{ kPa}) - C(-P)} \quad (4)$$

が与えられる。実験で得られた $C(0 \text{ kPa}) = 3.43$ pF, $C_0(0 \text{ kPa}) = 3.40$ pF, 及び $C(-P = 45 \text{ kPa}) = 3.13$ pF を (4) 式を代入すると $\hat{c}_{pf}/\hat{c} = 2.9$ が得られる。

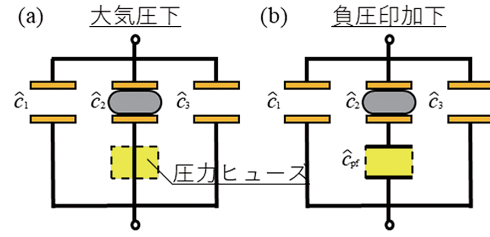


図 5 圧力センシングステントの (a) 大気圧下及び (b) 負圧印加下における等価回路

一方で、幾何的にも圧力ヒューズの静電容量を求めることができる。SSM の電極面積及び電極間隔はそれぞれ 3 mm^2 及び 1.1 mm である。開放した圧力ヒューズにおいて銅プレートと銅テープがオーバーラップしている面積 S はおよそ 12 mm^2 であることが顕微鏡観察よりわかった。そして本研究における最大負圧印加下 (-45 kPa) において、 $d = 1.8 \text{ mm}$ であった。SSM において電極間は polydimethylsiloxane (PDMS) と空気に占められている。そしてその割合は、およそ 59:41 である。PDMS の占有面積及び比誘電率が 2.7 程度であることを考慮すると、SSM における実効的な比誘電率 ϵ は約 2 である。静電容量は $\epsilon S/d$ で与えられるので、開放した圧力ヒューズと SSM の電極の誘電率比は $\hat{c}_{pf}/\hat{c} = 3.3$ が得られる。幾何的に求めた $\hat{c}_{pf}/\hat{c}$ は、実験値に基づき等価回路から求めた比 (~ 2.9) と一致している。この結果より、我々の圧力ヒューズは導通から、開放端ではなくコンデンサにスイッチすることを示唆している。

負圧印加によって圧力ヒューズが断線せず、コンデンサとしてふるまうのは、応用上の利点を有する。先行研究において、流路に印加する圧力から LMD の位置を推定できることが示されている。しかし圧力センシングステントを体内に導入すると、LMD が SSM 流路のどこに位置するか直接観察することが難しい。このため圧力ヒューズが断線し、静電容量ピークが完全に消失すると、圧力ヒューズが断線したのか LMD が電極間を通過していないのか判別できない。しかし我々の考案した圧力ヒューズは負

圧印加下でコンデンサとしてふるまうので、静電容量のピークは消失せず、ピークの高さのみが減少する。このため、我々の圧力ヒューズの動作原理を利用すると、LMD が電極間を通過したことを電氣的に確認でき、同時に体内の圧力が変化したことも計測できる。今回我々が用いた圧力ヒューズはプロトタイプである。今後圧力センシングステントとして応用するうえで、小型化や生体適合性などの改良が必要である。しかし負圧印加によって導通状態からコンデンサへ変化するという機構は、LMD の位置を直接観察できない環境下で特に有用な機構であると考えられる。

・結論

我々は圧力ヒューズと SSM を統合した尿管ステントを構築し、ステントの機能を有しつつ腎臓の圧力をモニタリングするための圧力モニタリングステントを開発した。圧力変化を電気特性に変換するためのプロトタイプとして、圧力ヒューズを作製した。LMD が流路をサンドイッチする電極対間に進入すると、静電容量のピークが観察される。この静電容量の変調量は負圧を印加すると減少する。これは負圧印加下において圧力ヒューズが開放し、導通状態から有限の静電容量を有するコンデンサに変化するためであることが分かった。我々の圧力モニタリングステントは少なくとも 5 kPa 程度の圧力

検出分解能を有するので、急性疾患に伴う腎臓の内圧変化を検出できると期待される。

今回我々はプロトタイプの圧力ヒューズを用いて、圧力を選択的に取得する原理を示した。この圧力ヒューズは、負圧印加によって静電容量変調のピークが消失するのではなく、ピークが減少する。このため、LMD の位置を直接観察できない体内環境において、複数の圧力センサを接続し、計測している圧力を同定するうえで、有用なセンシング特性である。さらに今後圧力ヒューズの小型化や生体適合性などの改良を行うことによって、我々の圧力モニタリングステントの医療応用が実現すると期待される。

[成果の発表、論文など]

・学術論文

- [1] Shinji Bono, Hinata Mori, Ryotaro Nakai, Satoshi Konishi, "Selective power transmission using a shift in resonant frequency due to the transportation of liquid metal droplets", Scientific Reports, Vol.15, Article number 13907 (2025)
- [2] Shinji Bono, Ryotaro Nakai, Satoshi Konishi, "Selective Measurement of Capacitive and Resistive Signals Using Simultaneous Position Control of Multiple Liquid Metal Droplets", IEEJ Transactions on Sensors and Micromachines (E), Vol.145, p.91 (2025)
- [3] Shinji Bono, Hinata Mori, Satoshi Konishi, "Switching between Sensor Signal Acquisition and Power Transmission Using Liquid Metal Droplets in Channels", IEEJ Transactions on Sensors and Micromachines (E), Vol.146, p.123 (2026)