

銀ナノインクを用いた非接触読み取り可能なパッシブ型静電容量式圧力センサと着圧測定への応用

橋爪 崇弘¹ 笹谷 拓也¹ 成末 義哲^{1,2} 川原 圭博¹ 浅見 徹¹

概要: 本論文では着圧測定において問題となる体表面に触れる配線の排除を目的とし, センサに与えられた圧力を無電源・非接触で読み取ることのできる薄型のパッシブ型圧力センサを提案する. センサは導電性インクを用いて印刷により形成され, 共振回路のキャパシタンス成分の変化として圧力の変化を非接触コイルで読み取る. 人体に貼り付けても圧力計測を行えるセンサ設計手法を提案し, 衣服において最も着圧が重要となるスポーツ用タイツの着圧を計測することで実用性を確認した.

1. はじめに

近年, 小型で薄型の圧力センサが数多く開発されており, 就寝時の体圧や着座時の座圧, そして足圧分布の計測などへの応用が進んでいる. しかしながら, 既存の圧力センサのセンシング原理は圧力の変化を電気抵抗値や静電容量の変化として検知する方法が主流であり, この値の変化の読み取りには抵抗値の変化を電圧の変化へと変換するための回路や電源などが用いられ, 大きくかさばる配線処理が必要であった. この配線の問題は, 衣服が人体に対して与える圧力を計測する着圧測定において特に問題となっている. それは人間の感覚と圧力とを対応付けることが目的の着圧測定において, 人体と衣服との間に挿入するセンサに必ず配線が必要となることにより, 人間の感覚に衣服以外のものが影響を与えることによるものである.

このような背景のもと, 着圧を測定する際に従来必ず存在していた配線の影響を人体に与えることなく測定する手法を提案する. この手法によって得られる貢献として, スーツ等の衣服のフィット感を調べることによる着心地の評価や, compression garments の評価が適切に行えるようになることがあげられる.

compression garments とは, 着圧の高い衣類のことでとりわけタイツがマラソン選手等のアスリート達を中心に広く利用されている. このタイツは足首から太腿にかけて徐々に圧力を小さくしながら適切に加圧することにより,

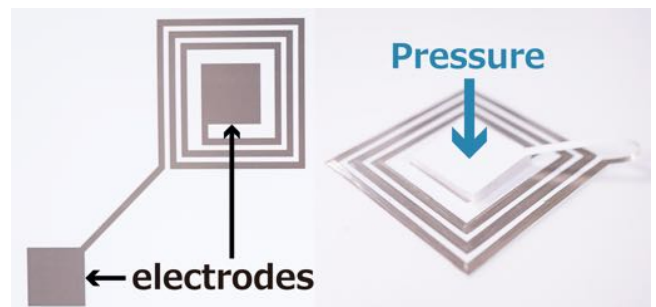


図 1 提案する圧力センサの平面図と立体図

筋肉疲労の軽減や, 運動後の筋肉の回復を早めるといった効果が確認されており, その効果について現在数多くの研究がなされている [1] [2]. しかしながらこれらの効果のメカニズムや効果を最大化する圧力, 運動能力の向上にも寄与するとした研究に関しては未だ結論が出ておらずさらなる調査が待たれている. 研究が進展しない大きな理由として, 着圧タイツの効果を調べる際に人体の形状の差を考慮せず製品の公称値を用いるなどし, どのような状況下でどの部位にどの程度の圧力が加わっているかが計測されておらず, 複数の研究間での比較が難しくなっているということがあげられる. 圧力が計測されない理由として, 人体の動作とタイツの装着感を配線によって妨げることなくタイツが人体に与えている圧力を計測することが難しいという点がある. 研究に関する問題と同様に商業的にも適切に compression garments の着圧を各個人ごとに知ることが重要である. このタイツの効果を最大限引き出すためには足の各部位に適切に加圧しなければならないが, 人体の足の形状は人によって異なるため, 商用として売られている規格化された製品によって自分の足が本当に適切に加圧されているかはわからない. また, もし自分にあったタイツを

¹ 東京大学 大学院情報理工学系研究科
Graduate School of Information Science and Technology,
The University of Tokyo

² 日本学術振興会特別研究員 DC
Research Fellow of Japan Society for the Promotion of Science

購入し使用したとしても、使い続けることによって圧力が弱くなり本来の効果を発揮しなくなる場合がある。このように人によって異なる形状の足に対して、着用したタイツがどの程度の圧力を加えているか部位ごとに知ることできる装置が求められている。

そこで本論文では、薄膜上に形成したセンサに与えられた圧力を無電源かつ非接触で読み取ることができる、パッシブ型パッチ状圧力センサを提案する。この圧力センサは導電性インクを用いて印刷により形成した、LCR 共振回路のキャパシタンス成分の変化として圧力の変化を非接触コイルで読み取ることの特徴とする。これにより配線の問題を解決し、人体に加わる圧力を非接触で読み取ることが可能にする。また、センサ自体が安価なため人体に貼り付けて用いる際にもセンサを保護する必要がなく使い捨てで用いることができる点もメリットである。

実際に人体にセンサを貼り付けて圧力を計測する際には、人体が誘電体として作用してしまい、圧力と対応関係にある共振周波数が変化すると共に読み取り精度が悪化するという問題が発生した。そのため、圧力センサとして用いる際の現実的な束縛条件と人体の存在を考慮したセンサ設計手法を提案し、シミュレーションによるパラメータの導出とその結果に基づく実装を行い、人体貼付時でも圧力が求められることを明らかにした。最後に、着圧測定の場合として、人体の部位に合わせて適切な圧力がかかるよう設計されたスポーツ用タイツの圧力計測を行い実用性を確認した。

2. 関連研究

現在着圧測定において用いられている手法を2つ紹介する。衣服が与える圧力をセンサを用いて直接計測するものと衣服の素材から間接的に推定するものの2つである。

2.1 空気バッグ式着圧計測

センサを人体と計測対象の衣服の間に入れることで直接着圧を測定するもので現在広く用いられている手法が空気バッグ式の計測法である。これは小さく薄い袋に空気を封入したものをチューブにつなげ、衣服と人体との間に入れることで、着圧によって上昇する空圧をチューブでつながれた半導体圧力センサで測定する方法である [3]。人体にセンサがめり込まないために固いセンサが使えないことや、圧力によってセンサの形状がつぶれてしまわないことを解決するために考案された手法であるが、温度変化に弱いことや、チューブによる配線の影響があることが問題である。

2.2 ヤング・ラプラスの法則を用いた着圧推定

センサを用いず、衣服の張力と測定する人体の部位における曲率半径から着圧を推定する手法があり、こちらの手法もよく用いられている。これは表面張力等の計算に用い

られるヤング・ラプラスの法則を衣服に適用したもので、測定する人体の足や手を円柱であると近似したときの曲率半径 r と、衣服の張力 T を用いて求める着圧 P を以下のように表せる [4]。

$$P = T/r \quad (1)$$

計測した衣服の張力と計測部位の曲率半径からこの関係式を基にある程度は着圧を推定できるが、測定対象を円柱であると近似していることから生じる誤差や、円柱に円上に等しく圧力がかかっていると仮定していることから真の圧力とは異なることが問題である。

3. 銀ナノインクを用いたパッシブ型圧力センサ

3.1 設計要件定義

前章の関連研究を元に人体への着圧計測に求められる圧力センサの特徴を以下のように定義した。

(a) 安価であること

センサを保護する必要がなく使い捨てできる程度が望ましい。

(b) 小型で薄型であること

加圧時に人体の表面にめり込まないように薄型にする。

(c) 配線処理の必要がないこと

自由にセンサを配置でき配線が人体に影響を与えないため。

(d) 感度・形状を変更できること

計測部位によってセンサを密に配置したり柔軟に対応できる。

これらの要件を満たす圧力センサとして、安価に作製でき、印刷により感度や形状を自由に設計することのできる、非接触読み取り可能な薄型圧力センサの設計を行った。

3.2 原理

作製した静電容量式の圧力センサは、電極間に柔軟性のある誘電体を挟んだ構造を持つ。誘電体の誘電率 ϵ 、電極の面積 S 、初期の電極間隔 d_0 とし、電極の厚さ方向への変位が極板に加わる圧力 P の関数 $\Delta d(P)$ として表されると仮定すれば、2つの電極からなるコンデンサの静電容量は式 (2) となる。

$$C(P) = \epsilon \frac{S}{d_0 - \Delta d(P)} \quad (2)$$

これによって圧力の変化が静電容量の変化として読み取れることがわかる。この静電容量の変化を共振周波数の変化として捉えるためにこのコンデンサに L と R を直列に接続し、LCR 直列共振回路を構成する。この回路の共振周波数 ω_0 は、コイルのインダクタンス L 、極板間の静電容量 $C(P)$ を用いて

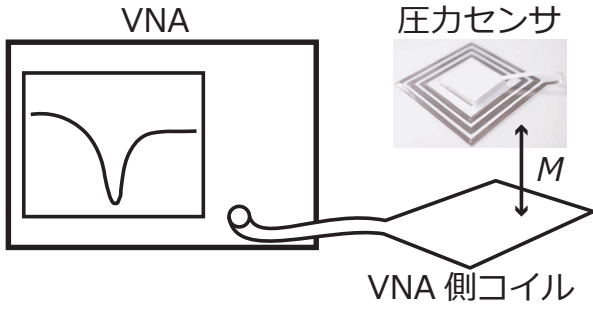


図 2 系の概略図

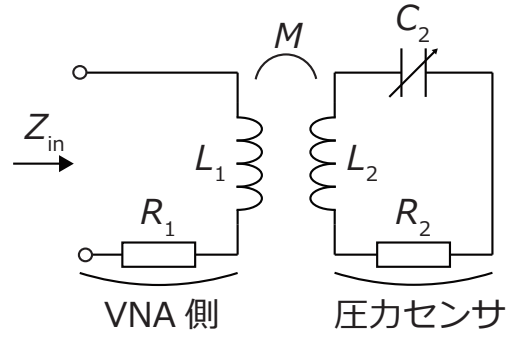


図 3 等価回路図

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC(P)}} \quad (3)$$

と表される。したがって、式 (2), (3) より共振周波数を測定することで極板に加わる圧力が求められる。

3.3 作製と計測方法

この原理に基づき圧力センサを銀ナノインクを用いて印刷し作製した。作製した実際のセンサを図 1 に示す。印刷に使用した銀ナノインクは三菱製紙の NBSIJ-MU01 であり、これは同社の専用紙 NB-RC-3GR120 に印刷することで熱焼成の必要なく導電性が発現する [5]。電極間に挟む誘電体には厚さ 3 mm に切ったメラミンスポンジを用いた。共振周波数の変化は読み取りコイルを通じて、R&S ZVL6 ベクトル・ネットワーク・アナライザ (以下 VNA) を用いて計測した。作成した圧力センサとその読み取りの系の概略図及び等価回路図を図 2, 図 3 に示す。測定器側から見たインピーダンスを Z_{in} 、共振時の Z_{in} の位相の落ち込みを $\Delta\phi$ とすると、

$$\Delta\phi \simeq \tan^{-1} \left(\frac{\omega_0 M^2}{R_2 L_1} \right) \quad (4)$$

となる。共振周波数では Z_{in} の位相が最も小さくなるため、VNA では位相が最小のときの周波数を調べることで圧力センサの共振周波数の変化を計測できる [6]。測定した共振周波数は LAN ケーブルで繋がれた PC に逐次送られ、事前に取得したセンサの特性を基に共振周波数を圧力に変換して表示する。

4. 人体貼付用途を考慮した設計手法

4.1 人体貼付時の問題点

前章の原理に基づいて単純にセンサを実装しただけでは、実際に人体に貼り付けて使用する際に問題が発生する。それは人体が誘電体として作用するためにセンサの共振周波数の値が変化するとともに、インピーダンスの位相の落ち込みが小さくなり、最悪の場合共振点を読み取ることができなくなるという問題である。そのときのセンサの断面図のモデルを図 4 に示す。 w は銀ナノインクの線幅、 s は線間間隔を表す。紙面上に渦巻コイルを形成するため線間に

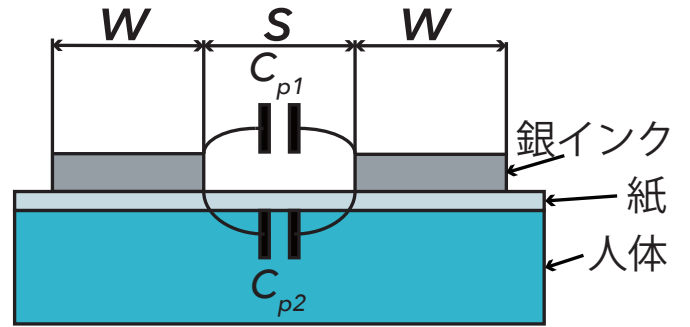


図 4 センサ断面図のモデル

寄生容量が生じ、人体貼付時を考えると空気と人体の誘電率の違いにより図 4 のように、線間の上下で異なる寄生容量としてモデル化できる [7]。

4.2 設計原理

上記の問題点の解決に必要な原理を示す。まずインピーダンスの位相の落ち込み $\Delta\phi$ は式 (4) に式 (3) と $M = k\sqrt{L_1 L_2}$ を用いて以下のように表される。

$$\Delta\phi \simeq \tan^{-1} (k^2 Q_{sens}) \quad (5)$$

$$Q_{sens} = \frac{1}{R_2} \sqrt{\frac{L_2}{C_2}} \quad (6)$$

ここで k は VNA 側の読み取りコイルとセンサの結合係数、 Q_{sens} はセンサの Q 値を表す。

また、読み取りコイルとセンサの結合係数 k は読み取りコイルの半径 r_p 、センサ半径 r_s を用いて、 $r_s \leq r_p$ のとき

$$k(z) \simeq \frac{r_s^2 r_p^2}{\sqrt{r_s r_p} \left[\sqrt{z^2 + r_p^2} \right]^3} \quad (7)$$

と近似できる [8]。

提案するシステムではインピーダンスの位相の落ち込みを読み取るため、加える圧力によらず位相の落ち込み部分の鋭り具合 $Q_{\Delta\phi}$ が鋭いことが望ましい。よってここでは圧力変化に対する $Q_{\Delta\phi}$ の積分値が最大になるセンサを最適として定義し設計を行う。ここで、束縛条件としてセンササイズ d_1 、スポンジサイズから定まる感圧部のサイズ d_2 を考慮すると、読み取りコイルについては、式 (7) より読

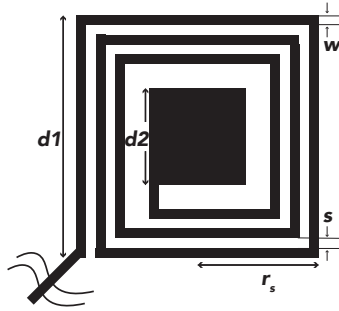


図5 圧力センサのパラメータ

表1 各種定数と最適パラメータ

d_1	30 mm
d_2	10 mm
スポンジ厚さ	3 mm
読み取り距離 z	5 mm
銀インク厚さ	300 nm [5]
σ (銀インク)	6.6667 MS/m
w	2 mm
s	1 mm
巻き数	2.25 巻
r_p	15 mm

み取り時のセンサとの距離 z 離れた時の結合係数 k が最大となるように半径 r_p を設計すればよく、センサ側については、残りの紙面上で最も Q_{sens} が大きくなるようなデザインパターンを求めれば良い。

4.3 シミュレーションによるセンサ設計

設計するセンサのパラメータを図5に示す。センサの Q_{sens} の最大点については式(6)と図5より RLC それぞれのパラメータが互いに相関しあっている (L を大きくするために巻き数を増やすと線幅が細くなり抵抗が大きくなる。抵抗を小さくするために線幅を太くすると線間間隔が細くなり寄生容量が大きくなる) ため、 Q_{sens} が最大となる最適なデザインパターンが存在すると考えられる。そこで線幅 w 、線間間隔 s 、巻数 n を変数として、それぞれの変数を w, s は 1 mm 刻み、巻数は 0.25 巻刻みで変化させ、得られる全てのデザインパターンに対して、三次元モデルで解析を行える電磁界シミュレータ HFSS を用いてシミュレーションを行い最適なパターンを導出した。束縛条件の各種定数として設定したパラメータとシミュレーションの結果最終的に得られたパラメータを表1に示す。シミュレーションで得られたパラメータを用いてセンサを実装し、VNA を用いて、周波数を 200 MHz から 400 MHz まで 50 kHz 刻みで変化させ計測を行うと、無加圧時の状態をシミュレーションで得られた値と比較して図6のような結果となり、共振点と位相の落ち幅はほぼ一致していることが見て取れた。

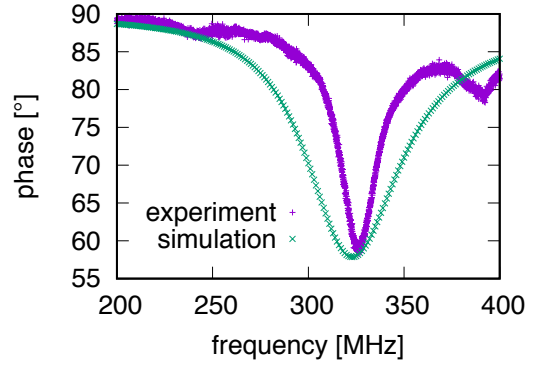


図6 シミュレーションと実測の比較

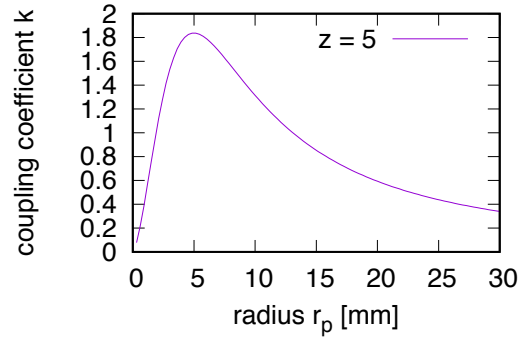


図7 読み取りコイル半径 r_p に対する結合係数 $k(r_p)$ のグラフ

4.4 読み取りコイルの設計

読み取りコイルのコイル半径 r_p は式(7)より、 r_s と読み取り距離 z を決めたときに k が最大となる値を選択すればよい。表1より $r_s = 15$ mm, $z = 5$ mm なので、このときの $k(r_p)$ についてのグラフは図7となる。したがって、図7と 15 mm $\leq r_p$ より k を最大にするためには $r_p = 15$ mm とすればよいことがわかる。

5. 評価実験

5.1 生理食塩水上での実験

人体にセンサを貼り付けるという環境を模して実験をするため、生理食塩水をプラスチック容器に詰めたものの上にセンサを貼り付けることで *in vitro* 実験を行った。生理食塩水上でセンサ感圧部に 50 g ずつ重りを載せて加圧したときのインピーダンスの位相の変化を図8に示す。また、図9では図8から得られた値から共振周波数と圧力の関係を描画した。このように、4章の設計手法に従うことによって人体を模した生理食塩水上でも共振周波数と圧力が対応付けられ、共振周波数から未知の圧力を測定することができる。また、図9より圧力センサの計測可能範囲は最大で 30 kPa 程度であることが見て取れる。例として医療用ストッキングの最大着圧が約 7 kPa であることや、10 kPa から 30 kPa が血圧計の締め付け程度であることを考えるとこの計測可能範囲は人体への被服圧を計測

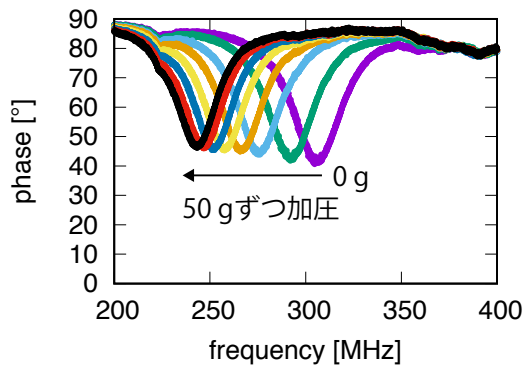


図 8 インピーダンスの位相変化 (saline)

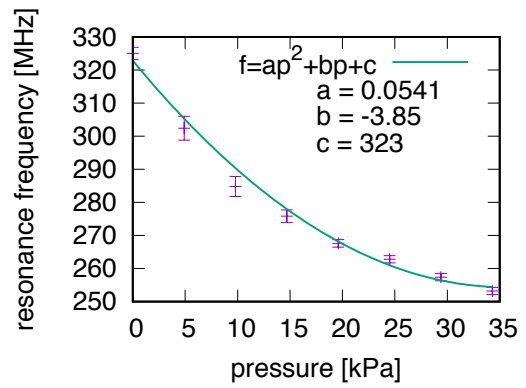


図 10 二次関数によるフィッティング (発泡スチロール上・複数回実験)

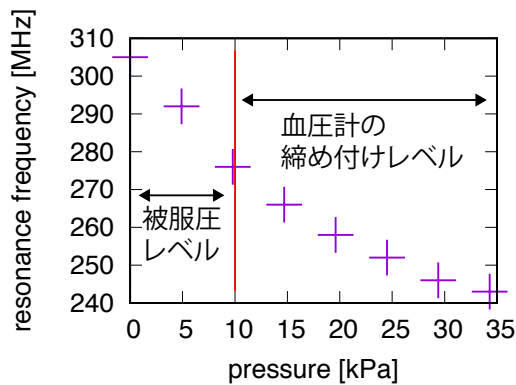


図 9 共振周波数と圧力の関係 (saline)

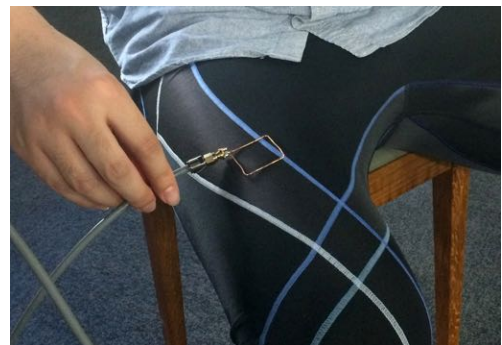


図 11 スポーツ用タイツにおける着圧計測風景

するに十分であるといえる。

5.2 1 個体に関する測定精度

4 章で議論した最適なパラメータで設計した圧力センサを 1 つ作製し、その 1 個体の共振周波数と圧力の対応関係が分かっているときの測定精度について考える。同一センサに対して 50 g ずつ重りを載せ、共振周波数と圧力の関係を測定する実験を 5 回行った。このときの結果をもとに各圧力を付加したときのズレを考慮して二次関数でフィッティングしたものを図 10 に示す。未知の圧力を求める際には、フィッティングを行ったこの二次関数の曲線の式を解くことによって、共振周波数を圧力に変換する。このときに求まる圧力がどの程度信頼できるのかを統計的に議論する。まず実際に測定した共振周波数からフィッティング曲線によって求めた圧力の推定値と、そのときに実際に加えていた圧力との差を求める。次にこの差が正規分布に従うとして、フィッティング曲線を使って圧力を推定したときの真の値とのズレの平均値を t 検定によって導出する。このとき、圧力の推定値と真の値との誤差の母平均 μ は 95 % 信頼区間が $-0.42 \text{ [kPa]} \leq \mu \leq 0.62 \text{ [kPa]}$ であるという結果を得た。これは 10 kPa 程度の圧力が人体に加わっている時に人が知覚できる圧力最小変動量である 1 kPa と同程度の分解能であるため、このセンサを着圧測定に用いることは妥当であるとわかる。

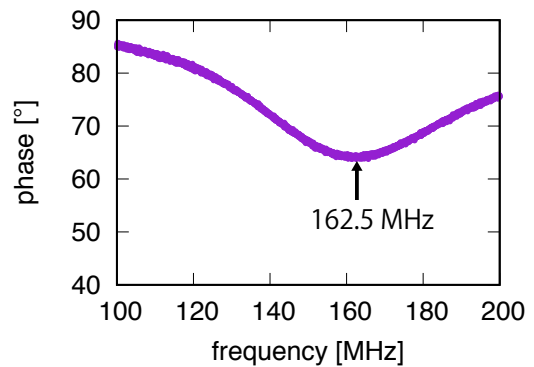


図 12 スポーツ用タイツにおける着圧計測結果

5.3 スポーツ用タイツの着圧計測

実際にスポーツ用タイツを履き、人体に貼り付けた最適パラメータの圧力センサの共振周波数が服の上から取得できるか実験を行った。実験に用いたスポーツ用タイツはワコール社が販売する CW-X Generator という長距離走向向けの締め付けの強いタイプのものである。計測は座った状態でいき、太腿の中央部の着圧の計測を試みた。計測風景と計測結果を図 11, 12 に示す。このように実際の計測でも共振周波数が読み取れることがわかる。事前にセンサ特性を取得しておくことで、服の任意に場所の圧力を計測することができるようになる。

6. おわりに

本論文ではスポーツ用タイツの着圧計測への利用を目的として、センサに与えられた圧力を無電源・非接触で読み取り可能な、配線処理不要のプリントブルパッシブ型圧力センサの提案を行った。センサの設計としては、人体に貼り付けて使用する際に起こる、人体が誘電体として作用するために圧力との対応関係にある共振周波数の値が変化してしまうとともに、読み取り精度が悪化するという問題を解決するため、インピーダンスの位相の落ち込みの鋭さである $Q_{\Delta\phi}$ の積分値が圧力変化に対して最大になるようなデザインパターンを選択するという手法を提案した。また、その手法を用いてシミュレーションによるパラメータの導出とそれを元にしたセンサの実装を行い、人体を模した生理食塩水上でも圧力が求められることを明らかにし、手法の有効性を確認した。また、人体の触圧覚の観点からこの圧力センサが人体の接触圧測定に必要な分解能を有していることを明らかにした。さらに、センサの設計と実装だけでなく、ベクトル・ネットワーク・アナライザと PC を連携させることで一連の圧力計測システムを構築し、実際にスポーツ用タイツの着圧を計測することで実用性を確認した。

今後の課題は VNA を安価なデバイスに置き換えることである。共振回路を利用した圧力センサの共振周波数を読み取る手法や回路の実装方法等に関してはこれまで様々な研究が行われてきている。例えば、Bao ら [9] はインピーダンスの位相の落ち込みを読む回路とデータ処理回路で構成された、低コストで持ち運び可能な測定回路を提案している。この回路は全て一般に売られている IC から構成されており、VNA を用いて計測する場合と比べ格段に安く読み取り装置を用意することが可能である。このような先行研究を参考に、本論文で提案したセンサの周波数帯にあった読み取り装置を作製することで本研究の実用性がより向上すると考えている。

7. 謝辞

本研究は JST ERATO の支援を受けて行われたものである。

参考文献

- [1] MacRae, B. A., Cotter, J. D. and Laing, R. M.: Compression garments and exercise, *Sports medicine*, Vol. 41, No. 10, pp. 815–843 (online), DOI: 10.2165/11591420-000000000-00000 (2011).
- [2] Marqués-Jiménez, D., Calleja-González, J., Arratibel, I., Delextrat, A. and Terrados, N.: Are compression garments effective for the recovery of exercise-induced muscle damage? A systematic review with meta-analysis, *Physiology & behavior*, Vol. 153, pp. 133–148 (online), DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.physbeh.2015.10.027> (2016).

- [3] Brophy-Williams, N., Driller, M., Halson, S., Fell, J. and Shing, C.: Evaluating the Kikuhime pressure monitor for use with sports compression clothing, *Sports Engineering*, Vol. 17, No. 1, pp. 55–60 (online), DOI: 10.1007/s12283-013-0125-z (2014).
- [4] Troynikov, O., Ashayeri, E., Burton, M., Subic, A., Alam, F. and Marteau, S.: Factors influencing the effectiveness of compression garments used in sports, *Procedia Engineering*, Vol. 2, No. 2, pp. 2823–2829 (online), DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.073> (2010).
- [5] Kawahara, Y., Hodges, S., Cook, B. S., Zhang, C. and Abowd, G. D.: Instant Inkjet Circuits: Lab-based Inkjet Printing to Support Rapid Prototyping of UbiComp Devices, *Proceedings of the 2013 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing, UbiComp '13*, New York, NY, USA, ACM, pp. 363–372 (online), DOI: 10.1145/2493432.2493486 (2013).
- [6] Akar, O., Akin, T. and Najafi, K.: A wireless batch sealed absolute capacitive pressure sensor, *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 95, No. 1, pp. 29–38 (online), DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0924-4247\(01\)00753-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0924-4247(01)00753-1) (2001).
- [7] Jow, U.-M. and Ghovanloo, M.: Design and optimization of printed spiral coils for efficient transcutaneous inductive power transmission, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, Vol. 1, No. 3, pp. 193–202 (online), DOI: 10.1109/TBCAS.2007.913130 (2007).
- [8] DeHennis, A. and Wise, K. D.: A double-sided single-chip wireless pressure sensor, *The Fifteenth IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, IEEE, pp. 252–255 (online), DOI: 10.1109/MEMSYS.2002.984250 (2002).
- [9] Bao, K., Chen, D., Shi, Q., Chen, J. and Wang, J.: A readout circuit for wireless passive resonant-circuit sensors, *IEEE SENSORS*, IEEE, pp. 1–4 (online), DOI: 10.1109/ICSENS.2013.6688262 (2013).