

ポリ乳酸を用いた同軸線型 フレキシブル張力センサの等価回路解析

吉田 光伸^{*1}, 大西 克己^{*}, 谷本 一洋^{*}, 西川 茂雄^{*}

(2017年9月11日受付; 2017年12月18日受理)

Equivalent Circuit Analysys of Flexible Tension Sensor Based on Poly (Lactic Acid) Film of Coaxial Structure

Mitsunobu YOSHIDA^{*1}, Katsuki ONISHI^{*}, Kazuhiro TANIMOTO^{*} and Shigeo NISHIKAWA^{*}

(Received September 11, 2017; Accepted December 18, 2017)

We have developed a tension sensor with a coaxial structure using a narrow slit ribbon made of a uniaxially stretched poly (L-lactic acid) (PLLA) film for the application of wearable device. The prototype of the tension sensor has good flexibility, since the sensor is in the form of a filament which consists of a highly flexible material. In this paper, we analyzed the equivalent circuit of this sensor. The frequency characteristics of gain and phase between tension and output voltage when varying various circuit parameters was investigated. The analysis of the bode plot indicates that the piezoelectric line including the coaxial cable outputs a voltage including a component proportional to the strain rate is in a lower frequency range than the cutoff frequency, and a component proportional to the strain amount is in the higher frequency range side than the cutoff frequency.

1. はじめに

近年, インターネット無線通信, スマートフォン, クラウド技術等の発達に伴い, 腕や頭部などの身体に装着して利用するウェアラブルセンサやウェアラブルデバイスが普及し始めている. 身体や筋肉の動きや心拍, 脈波を検出するためのセンサは静電容量型センサ, MEMS 加速度センサ, 歪ゲージ, 圧電センサ等のいくつかの方法が提案されている¹⁻⁶⁾. その中でもフィルムタイプの平面的なセンサでは3D的な凹凸を有する身体表面にフィットさせ伸縮変形などを測定することが困難であった. フィルムタイプの圧電材料としてポリフッ化ビニリデン (PVDF)⁷⁻¹⁴⁾ 等が知られているが, PVDFは焦電性があり, 温度変化時に焦電性によって誘起される電荷信号が歪を検出する際のノイズとなるのが課題であった. 一方, ポリ乳酸 (PLA) は結晶性のヘリカルキラル高分子であり, その一軸延伸フィルムは圧電性を有している. 結晶の対称性から非焦電性であるため, 温度が変化しても分極の変化が生じず表面の電荷が変化しない. また比誘電率が2.5~2.7程度と比較的小さく, 力を受けたときの電圧感度を示すg定数がPVDF並みに大きいため, 近年, 力や歪を検出するフィルムタイプのセンサが開発

され注目されている¹⁵⁻¹⁹⁾. 我々はポリ乳酸フィルムを細幅にスリットしたリボンを用いて, 3D的な凹凸を有する身体表面にフィットさせることが可能なフレキシブルな同軸線構造の張力センサ (以下圧電ライン) を開発した. 圧電タイプのセンサは歪により分極し電極に誘起した電荷を, センサ直後にチャージアンプやバッファアンプ等を設け測定するのが一般的であるが, 測定対象となるウェアラブル生体センサ等のように, 大きく変形, 湾曲する身体部位に圧電ラインを配置する場合, アンプ回路等のリジッドな回路基板をセンサ直後に配置することは, 着心地等が悪化し好ましくない. 可とう性の高い配線を介して動きの少ない部位に回路基板を配置し, センサ間とアンプ間を可とう性の高い配線で接続することが望まれる. 本稿では圧電ラインの構造およびその動作原理を述べ, さらに同軸ケーブルを介して電圧測定する際の等価回路モデルを提案し, 種々の回路パラメータを変動させたときの挙動を等価回路モデルから導いた伝達関数をベースにゲインと位相の周波数特性から明らかにする.

2. 圧電ラインの基本構造

開発した同軸線構造を有する圧電ラインの構成をFig.1に示す. 同軸線の中心導体は直径0.3 mmで中心に配置された合成繊維の糸と糸の側面に螺旋状に巻付けられた銅箔リボン (幅0.3 mm厚さ20 μm) から構成される. 同軸線構造の絶縁体部分に, ポリ乳酸の一軸延伸フィルムの延伸方向に平行にスリットしたリボン (幅0.7 mm, 厚さ50 μm) を中心導体の側面に中心軸方向に

キーワード: 圧電, ポリ乳酸, ヘリカル, キラル, センサ

^{*} 三井化学株式会社

(〒457-8522 名古屋市南区丹後通2-1)

MITSUI CHEMICALS, INC, 2-1 Tangodori, Minami-ku, Nagoya 457-8522, Japan

¹ Mitsunobu.Yoshida@mitsuichemicals.com

対して 45° の方向に螺旋状に左ネジの方向に隙間なく巻回して配置した. さらに外部導体は平角銅箔 (幅 0.3 mm, 厚さ 20 μm) を螺旋状に隙間なくポリ乳酸フィルムからなる絶縁層の外側に巻回して配置した. このような構成で同軸線構造を形成した. Fig.2 に実際に作製した圧電ラインをボビンに巻いた外観と, 圧電ラインの外観を示す. Fig.1 に示す構造とすることで, 次の特長が期待される.

- ① 圧電ラインに張力を印加すると, 張力に比例した電荷を出力する.
- ② 高い g 定数の PLLA の一軸延伸フィルムを用い, かつフィルムに隙間なく密着する平角銅箔電極を用いることで張力を高感度にセンシングできる.
- ③ 非焦電性の性質を有するポリ乳酸を使用することで温度変化時に焦電電荷によるノイズがなくなり張力のみ反応する.
- ④ 同軸線構造を有しているため, 圧電ラインは静電シールド性に優れる.
- ⑤ 圧電ラインは中心糸以外の部材をコイル状に配置しているため柔軟性に優れる.
- ⑥ 圧電ラインは任意の長さにカットすることが可能であり, 凹凸形状を含む様々なサイズの対象物に配置することができる.

このような①~⑥の特長より, 3次元的な凹凸のある人体の表面にセンサを配置しても, 人体との接触による温度変動時の焦電性起因の誘起電荷をノイズとして考慮せずによく, 高感度に生体情報を検知するウェアラブルセンサ用途への応用が期待される.

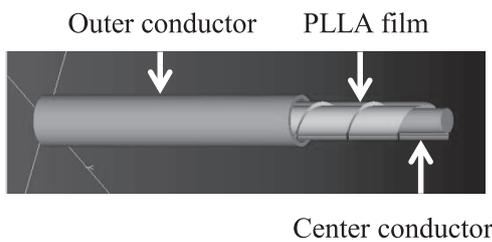


図1 センサ構造
Fig.1 Structure of sensor.

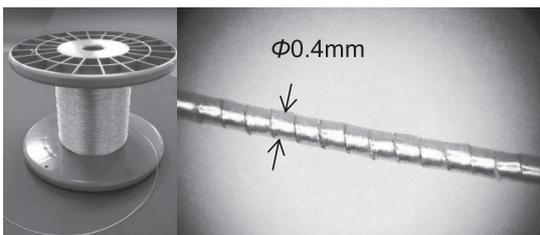


図2 圧電ラインの外観
Fig.2 Appearance of a piezoelectric line.

3. 圧電ラインの張力検出方法

圧電センサが張力を検出する原理について述べる.

まず, Fig.3 にポリ乳酸の一軸延伸フィルムの圧電テンソル式および, 印加応力と発生する電束の位置関係を示す. ポリ乳酸の配向結晶のらせん軸を 3 軸に平行にとり, ずり応力 T_4 を印加したとき 1 軸方向に電束が発生する. 次に Fig.4 に圧電ラインの張力センサとして機能する動作原理を示す. ポリ乳酸のスリットリボンがセンサの長手方向に対して斜め 45° の方向に配置しているため, 張力がセンサに印加された時にポリ乳酸フィルムの配向結晶に対してずり力が印加される. ずり力が加わった PLLA の配向結晶内で電気双極子の回転, 分極が生じフィルム面の法線方向に電束が誘起する. 電束の方向は, Fig.4 に示すように同軸線の円形断面における径広がり方向となる. このようにして圧電ラインは印加された張力を, ポリ乳酸の配向結晶へのずり歪に変換し, 圧電効果によってフィルムに発生した分極が, 中心導体を介して誘起する電束の方向は, Fig.4 に示すように同軸線の円形断面における径広がり方向となる. このようにして圧電ラインは印加された張力を, ポリ乳酸の配向結晶へ

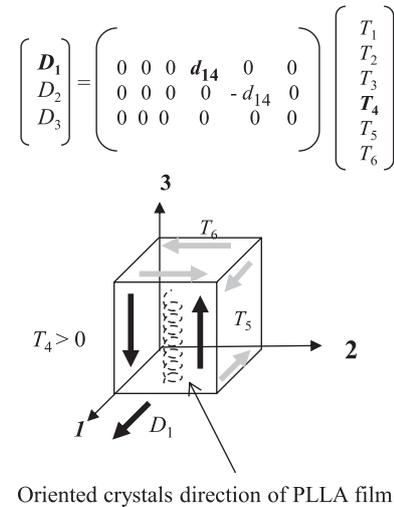


図3 PLLA の圧電テンソル
Fig.3 Pizeoelectric tensor of PLLA.

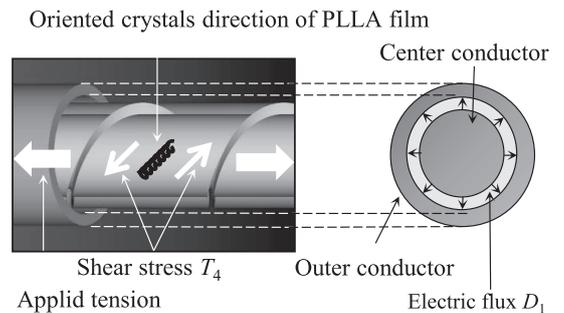


図4 センサ原理
Fig.4 Sensing principle.

表1 圧電ラインプロトタイプの基本仕様

Table 1 Specification of piezoelectric line prototype.

Diameter	Φ 0.4 mm
Weight	0.5 g/m
Capacitance	4.5 pF/cm
Sensor sensitivity	14 pC/ (N·mm)
Strength	13 N
Response frequency	~ (60 kHz)
Operating temperature	~60℃
Storage temperature	-40℃~80℃

のずり歪に変換し、圧電効果によってフィルムに発生した分極が、中心導体を介して誘起電荷として検出される。張力に対して発生する電荷量は0 Nから2 Nの範囲において線形であることを確認した²⁰⁾。開発した圧電ラインの各種暫定仕様値をその他の歪センサとの比較のため参考値として Table 1 に示す。

4. 圧電ライン計測系の等価回路

圧電ラインに張力を印加したとき、PLLAのスリットリボンに印加されたずり歪に比例した分極電荷がフィルム表面に誘起する。電圧として検出する場合、発生した電荷をチャージアンプやバッファアンプ等で電圧に変換する。本稿では圧電ラインを同軸ケーブルに接続し、さらに入力抵抗 R_1 の電圧計で測定したときに観測される電圧値 V_{out} について検討する。まず Fig.5 に前記構成素子を含む等価回路図を示す。

ここで、 C_1 は圧電ラインの静電容量、 C_2 は同軸ケーブルの静電容量、 R_1 は電圧計の入力抵抗を示す。尚、圧電ライン1 mの配線抵抗、直列インダクタンスの実測値はそれぞれ、20 Ω、2.2 μHであり、また同軸ケーブルの配線抵抗、直列インダクタンスは0.61 Ω、2.2 μH (100 kHzで1.4 Ω)である。 R_1 の10 MΩ~1000 MΩに対して無視できるオーダーなので配線抵抗と直列インダクタをそれぞれ省略した。また電圧計の入力容量も0.1~1 pFを想定し配線容量に対して一桁以上低い値なので省略し、Fig.5に示す等価回路が妥当であると考えた。次に圧電ラインに張力 F を印加したときに、電圧測定回路で計測される電圧値を示す伝達関数を導出する。まず圧電ラインは、

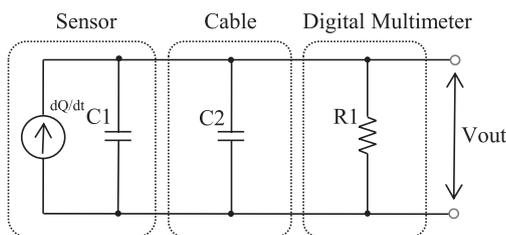


図5 圧電ラインの等価回路

Fig.5 Equivalent circuit of piezoelectric line.

張力を印加したときに PLLA スリットリボンにずり歪が印加され、歪に比例した分極が生じ、フィルムの主面に接している電極に電荷 Q が誘起する。圧電ラインに1 Nの張力を印加したときに生じる分極によって圧電ラインの電極に誘起する電荷量を a (C/N) とすると、張力 F [N] に対して発生する電荷量 Q は式(1)で表される。

$$Q = aF \quad (1)$$

さらに Fig.5 の V_{out} は、 C_1 、 C_2 を合成した静電容量 C_0 と R_1 が並列に接続された合成インピーダンス Z と、誘起電荷量 aF の時間微分値である電流 I の積で式(2)の形で示される。

$$V_{out} = ZI = \frac{R_1(1 - j\omega C_0 R_1)}{1 + (\omega C_0 R_1)^2} \times a \frac{dF}{dt} \quad (2)$$

$$V_{out} = ZI = \frac{(j + \omega C_0 R_1)}{1 + (\omega C_0 R_1)^2} \times a R_1 \omega F \quad (3)$$

式(2)の d/dt をラプラス変換により $j\omega$ とし、式(3)とした。式(3)より張力 F に対する出力電圧 V_{out} のゲインおよび位相は、それぞれ式(4)、式(5)で示される。

$$|V_{out}| = \frac{a R_1 \omega}{\sqrt{1 + (\omega C_0 R_1)^2}} \times F \quad (4)$$

$$\phi_F = \tan^{-1} \left(\frac{1}{\omega C_0 R_1} \right) \quad (5)$$

5. 圧電ラインの静電容量について

各種条件による検討を行う前に圧電ラインの単位長さ当たりの静電容量の実測値と計算値について比較する。圧電ラインは同軸ケーブル構造であり、その静電容量 C は式(6)で示される。

$$C = \frac{2\pi\epsilon l}{\log \frac{b}{a}} \quad (6)$$

ここで、 ϵ は誘電率、 l は同軸線長、 a は内部導体の外径、 b は外部導体の内径を示す。

今回検討に用いた圧電ラインの寸法図を Fig.6 に示す。同軸線の絶縁体部分に厚さ 50 μm のフィルムが配置されており、内部導体の直径 $\phi 0.3$ mm、外部導体の直径 $\phi 0.4$ mm の同軸線となる。圧電ラインの単位長さ当たりの静電容量の計算値と実測値を Table 2 に示す。実測値 $C_{mes.}$ の 450 pF/m に対して、計算値 $C_{calc.}$ は 503 pF/m であり、実測値は計算値に対して比較的一致する結果となった。この理由として、圧電ラインでは平角断面の銅箔と平角断面の PLLA フィルムを用いて隙間なく螺旋状に巻回しているため、絶縁体と圧電体を兼ねる PLLA フィルムの主面全面にすきまなく密着して電極が配置されているの

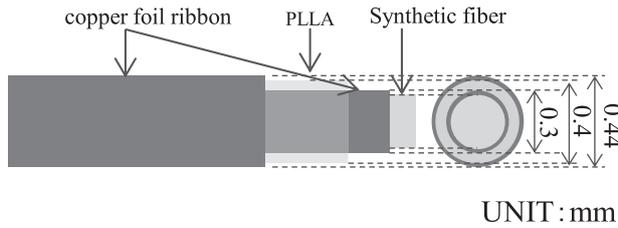


図6 圧電ラインの構成図
Fig.6 Dimensional drawings.

表2 圧電ラインの静電容量
Table 2 Capacitance of coaxial cable.

Piezoelectric line		
Relative permittivity	ϵ_s	2.6
Length	l	1 m
Inside diameter	a	150 μm
Outside diameter	b	200 μm
Capacitance calc.	$C_{\text{calc.}}$	503 (pF/m)
Capacitance mes.	$C_{\text{mes.}}$	450 (pF/m)

で計算値に近い静電容量になったと考えられる。また圧電フィルムに電極が隙間なく密着しているの、ずり歪によって生じた圧電フィルムの分極により電極表面へ効率的に電荷が誘起されていると考えられる。電極の密着性の高さは高感度な歪センシングを実現する上での重要な要因となっていると考えられる。

6. 種々の回路定数におけるゲイン-位相の周波数特性について

式(4)および式(5)を用いて等価回路の抵抗 R_1 、同軸ケーブル長、圧電ライン長をそれぞれ独立に変動したときのゲインと位相について検討する。

CASE1 では等価回路の抵抗 R_1 が 10 M Ω 、100 M Ω 、1000 M Ω と変動したときの出力電圧および位相の周波数特性について計算し、Fig.7 にボード線図としてプロットした。抵抗値以外のパラメータは圧電ライン長 150 mm の 1 N 当たりの出力電荷量：2100 pC/N、静電容量 C_1 ：68.4 pF の値を用いた。尚、1 N 当たりの出力電荷量 2100 pC/N は、圧電ライン 150 mm に 1 N から 2 N の張力を繰り返し印加したときにリニアに発生する電荷量をエレクトロメータで測定した値を用いた。また静電容量 68.4 pF は、150 mm の圧電ラインの静電容量を LCRメータにより測定した実測値を用いた。また圧電ラインに接続する同軸ケーブル長を 15 cm として、同軸線 15 cm 当たり静電容量 C_2 ：13.9pF を用いて計算した。以上のパラメータ諸元を Table 3 に示す。

Fig.7 より、カットオフ周波数以下の低周波数領域で、位相が 90°シフトしていることから、歪量を微分した歪

表3 case1 のシミュレーションパラメータ
Table 3 Parameter of case1.

	R1	M Ω	1000	100	10
Piezoelectric Line	Length	cm	15		
	Sensitivity	pC/N	2100		
	C1	pF	68.4		
Coaxial cable	Length	cm	15		
	C2	pF	13.9		
Total capacitance	C0	pF	82.3		

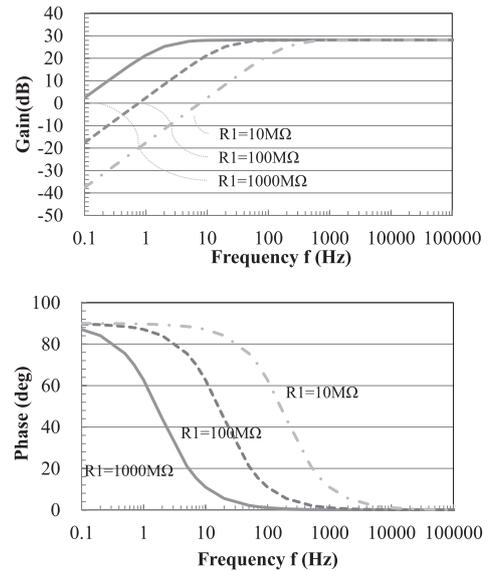


図7 圧電ラインのボード線図 (case1)
Fig.7 Bode plot of Piezoelectric line (case1).

速度に比例した電圧出力をすることがわかる。またカットオフ周波数以上の高周波数領域側では位相は 0°となりゲインは歪量に比例し一定値となる。

抵抗値 R_1 が大きい方が、カットオフ周波数が低周波側にシフトし、電圧出力が歪量に比例する領域が広帯域化することがわかる。低周波数領域では歪速度に対するセンサ感度は抵抗値が大きい程高くなる。例えば、1 Hz において R_1 が 1000 M Ω 、100 M Ω 、10 M Ω のとき、1 N の張力印加時のゲイン (出力電圧) はそれぞれ 21 dB (12 V)、2.4 dB (1.3 V)、-18 dB (0.13 V) となる。

CASE2では、圧電ラインに接続する同軸ケーブルの長さを 15 cm、150 cm、1500 cm と変動させたときの出力電圧および位相の周波数特性について計算し、Fig.8 にボード線図としてプロットした。同軸ケーブル長を変動させた以外のパラメータは、圧電ライン長 150 mm の 1 N 当たりの出力電荷量 2100 pC/N、静電容量 C_1 ：68.4pF の値を用いた。CASE2のパラメータ諸元を Table 4 に示す。

Fig.8 より、CASE1 と同様にカットオフ周波数よりも低周波数領域では、ゲインは歪速度に比例した出力となり、高周波数側ではゲインは一定値となる。また低周波

表4 case2のシミュレーションパラメータ
Table 4 Parameter of case2.

R1		MΩ	100		
Piezoelectric Line	Length	cm	15		
	Sensitivity	pC/N	2100		
	C1	pF	68.4		
Coaxial cable	Length	cm	15	150	1500
	C2	pF	13.9	138.9	1389
Total capacitance	C0	pF	82.3	207	1457

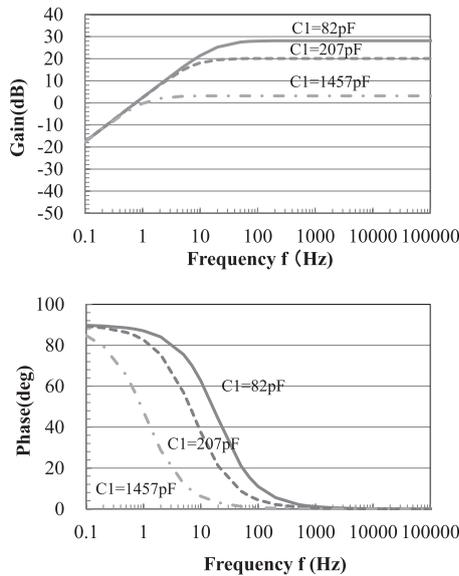


図8 圧電ラインのボード線図 (case2)
Fig.8 Bode plot of Piezoelectric line (case2).

数領域では、ゲインは同軸ケーブルの長さに依存せず、歪速度に比例した電圧出力となる。一方、カットオフ周波数以上の高周波数領域では、同軸ケーブル長が長くなる程、電圧出力が低下し、また周波数依存性がなくなることから歪量に比例する領域が広帯域化することがわかる。高周波数領域でのセンサ感度は歪量に比例する。例えば、100 Hzでの同軸ケーブル長が15 cm, 150 cm, 1500 cmのとき、100 Hzでの1 Nの張力印加時のゲイン(出力電圧)はそれぞれ28 dB (25 V), 20 dB (10.1 V), 3.2 dB (1.4 V)となる。

CASE3では、圧電ラインの長さを15 cm, 150 cm, 1500 cmと変動させたときの出力電圧および位相の周波数特性について計算し、Fig.9にボード線図としてプロットした。圧電ライン長を変動させた以外のパラメータは同軸ケーブル150 mm, 抵抗値R₁:100 MΩの値を用いた。CASE3のパラメータ諸元をTable 5に示す。

Fig.9より、CASE1と同様にカットオフ周波数より低周波数領域では、ゲインは歪速度に比例した成分を含む出力となり、高周波数側ではゲインは一定値となる。また低周波数領域では、ゲインは圧電ラインの長さに依存しており、

表5 case3のシミュレーションパラメータ
Table 5 Parameter of case3.

R1		MΩ	100		
Piezoelectric Line	Length	cm	15	150	1500
	Sensitivity	pC/N	2100	21000	210000
	C1	pF	68.4	684	6840
Coaxial cable	Length	cm	15		
	C2	pF	13.9		
Total capacitance	C0	pF	82.3	698	6854

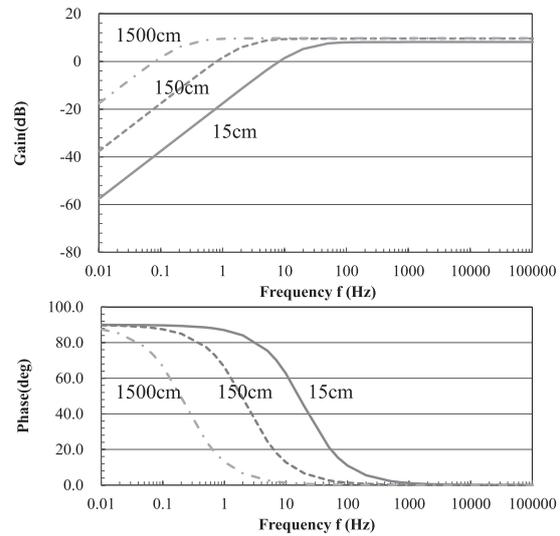


図9 圧電ラインのボード線図 (case3)
Fig.9 Bode plot of Piezoelectric line (case3).

圧電ラインが長くなる程、歪速度に対する感度が高くなり、またカットオフ周波数が低周波数側にシフトし、歪に比例する領域が高帯域化する。一方、カットオフ周波数以上の高周波数領域では、ゲインは圧電ラインの長さに依存せず、一定値となる。カットオフ周波数領域以下の周波数領域では、センサ感度は、歪量に比例する。例えば、圧電ライン長が15 cm, 150 cm, 1500 cmにおいて、0.1 Hzでの1 Nの張力印加時のゲイン(出力電圧)はそれぞれ-37.6 dB (0.013 V), -17.6 dB (0.132 V), 1.7 dB (1.2 V)となる。

以上の結果より圧電ラインをより広い周波数帯域で歪量に比例するセンサとして機能させる場合は、R₁を大きく、圧電ラインはより長く、外付けの同軸ケーブルもしくはコンデンサの値を大きくとることが方策の一つとなる。帯域を広げた後、後段で増幅することにより歪量のセンシングに特化することが可能となると考えられる。

7. 結論

三井化学は3D的な凹凸のある人体に沿わせて生体情報を検出するウェアラブルセンサを想定したフレキシブルな同軸線構造の張力センサを開発した。歪や力を検出する有機圧電材料として非焦電性、高g定数という特長

のあるポリ乳酸の一軸延伸フィルムを細幅にスリット加工したりボンを用いた。本稿では、ポリ乳酸のマイクロスリットリボンを内部導体に螺旋状に巻付けた圧電ラインの構造について述べ、張力印加時にマイクロスリットリボン内の配向結晶に印加されるずり応力から同軸線断面の径広がりに電束を発生させるセンシングの仕組みについて述べた。さらに圧電ラインに同軸ケーブルを外付けし、電圧計で電圧を測定したときの等価回路モデルから、印加張力に対する出力電圧の伝達関数を導出しゲインと位相の周波数特性について検討した。電圧測定計の入力抵抗、同軸ケーブル長、圧電ライン長等のパラメータを変動させたときのボード線図をプロットし比較検討した。その結果、本等価回路では、カットオフ周波数より低周波数領域では歪速度に比例した成分を含む電圧を出力し、高周波数領域側では歪量に比例した成分を含む電圧を出力する傾向を有していることがわかった。

また入力抵抗値が大きい程、カットオフ周波数は低周波数側にシフトし、歪速度から出力電圧へのゲインが増大し、カットオフ周波数より高周波数側ではゲインは変動しないことがわかった。また同軸ケーブル長が長い程、カットオフ周波数は低周波数側にシフトするも、歪速度から出力電圧へのゲインは不変であり、カットオフ周波数から高周波数側のゲインは、減衰することがわかった。さらに圧電ライン長が長い程、カットオフ周波数は低周波数側にシフトするも、歪速度から出力電圧へのゲインは不変であり、カットオフ周波数から高周波数側のゲインは、不変であることがわかった。

今後ウェアラブルセンサとして心拍等を高感度（高ゲイン）で検出することを目的とする場合、今回の知見を活かすとする、圧電ラインは長く、同軸ケーブルは短く、入力抵抗の高い計測器で電圧信号を受けることが有効であることがわかった。また実測値との比較検討も行い、モデルの妥当性についてさらなる検証を図る。

謝辞

本稿の張力センサに用いたポリ乳酸圧電フィルムは、関西大学 田實佳郎教授のご指導のもと、三井化学が開発したものです。厚く御礼申し上げます。

参考文献

- 1) A. Pantelopoulos, N.G. Bourbakis: A Survey on Wearable Sensor-Based Systems for Health Monitoring and Prognosis. *IEEE Trans. Syst. Man. Cy. C.*, **40** (2010) 1
- 2) J.P. Tamez, H.Y. Wang, A. Bhalla, and R. Guo: Polyvinylidene Fluoride (PVDF) Piezoelectric for Intravascular Monitoring of Blood Pressure and Arterial Blood Flow Rate, *Adv. Electroceramic Mater. II* **221** (2010) 231
- 3) C. Pang, C. Lee, and K.Y. Suh: Recent advances in flexible sensors for wearable and implantable devices, *J. Appl. Polym. Sci.* **130** (2013) 1429
- 4) L.M. Castano, A.B. Flatau: Smart fabric sensors and e-textile technologies. *Smart Materials and Structures* **23** (2014) 053001
- 5) M.M. Rodgers, V.M. Pai, and R.S. Conroy: Recent Advances in Wearable Sensors for Health Monitoring. *IEEE Sensors J.* **15** (2015) 3119
- 6) L. Wang, K.J. Loh: Wearable carbon nanotube-based fabric sensors for monitoring human physiological performance. *Smart Materials and Structures* **26** (2017) 055018
- 7) H. Kawai: The Piezoelectricity of Poly (vinylidene Fluoride) . *Jpn. J. Appl. Phys.* **8** (1969) 975
- 8) K. I. Nakamura and Y. Wada: Piezoelectricity, pyroelectricity, and the electrostriction constant of poly (vinylidene fluoride) . *J. Polym. Sci., Part A* **29** (1971) 161
- 9) E. Fukada and T. Furukawa: Piezoelectricity and ferroelectricity in polyvinylidene fluoride. *Ultrasonics* **19** (1981) 31
- 10) Y. Takahashi, S. Ukishima, M. Iijima, and E. Fukada: Piezoelectric properties of thin films of aromatic polyurea prepared by vapor deposition polymerization. *J. Appl. Phys.* **70** (1991) 6983
- 11) X.-S. Wang, M. Iijima, Y. Takahashi, and E. Fukada: Dependence of piezoelectric and pyroelectric activities of aromatic polyurea thin films on monomer composition ratio. *Jpn. J. Appl. Phys.* **32** (1993) 2768
- 12) T. Hattori, Y. Takahashi, M. Iijima, and E. Fukada: Piezoelectric and ferroelectric properties of polyurea - 5 thin films prepared by vapor deposition polymerization. *J. Appl. Phys.* **79** (1996) 1713
- 13) A. Kubono, M. Murai, and S. Tasaka: High piezoelectric activity in nonpoled thin films prepared by vapor deposition polymerization. *Jpn. J. Appl. Phys.* **47** (2008) 5553
- 14) M. Tabaru, M. Nakazawa, K. Nakamura, and S. Ueha: Three-axis acceleration sensor using polyurea films. *Jpn. J. Appl. Phys.* **47** (2008) 4044
- 15) Y. Tajitsu, S. Kawai, M. Kanesaki, M. Date, and E. Fukada: Microactuators with Piezoelectric Polylactic Acid Fibers—Toward the Realization of Tweezers for Biological Cells. *Ferroelectrics* **304** (2004) 195
- 16) Y. Tajitsu: Piezoelectricity of chiral polymeric fiber and its application in biomedical engineering, *Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **55**, (2008) 1000
- 17) F. Carpi and E. Smela: Biomedical Application of Electroactive Polymer Actuators, Chap. 15, Wiley, Chichester, U.K., (2009)
- 18) T. Yoshida, K. Imoto, K. Tahara, K. Naka, Y. Uehara, S. Kataoka, M. Date, E. Fukada, and Y. Tajitsu: Piezoelectricity of Poly (1-lactic Acid) Composite Film with Stereocomplex of Poly (1-lactide) and Poly (d-lactide). *Jpn. J. Appl. Phys.* **49** (2010) 09MC11
- 19) M. Ando, H. Kawamura, K. Kageyama, and Y. Tajitsu: Film sensor device fabricated by a piezoelectric poly (1-lactic acid) film. *Jpn. J. Appl. Phys.* **51** (2012) 09LD14
- 20) M. Yoshida, K. Onishi, K. Tanimoto, S. Nishikawa: Flexible tension sensor based on poly (1-lactic acid) film with coaxial structure. *Jpn. J. Appl. Phys.* **56** (2017) 10PG02