

《様式 B》

(平成 27 年度募集) 第 28 回 助成研究 完了報告書

研究テーマ 「理学療法士の施術可視化のための膜面皮膚センサの形成と形状最適化の評価」

研究責任者 所属機関名 国立高等専門学校機構 岐阜工業高等専門学校
官職又は役職 講師
氏 名 渡邊尚彦 メールアドレス watanabe@gifu-nct.ac.jp
共同研究者 所属機関名 湘南工科大学
官職又は役職 准教授
氏 名 森貴彦

1. 実施内容および成果ならびに今後予想される効果の概要

申請者はこれまでに、脳卒中片麻痺患者に運動機能再構築を促すハンドリング技術を定量化するための要素技術を開発してきた。すなわち、複数の歪ゲージを幾何学的に配置したシート状の薄膜皮膚センサのパターンを検討し、布生地を基材とした薄膜皮膚センサを試作した。しかし、製造プロセスにおける制約が多いため小型化は困難で、細かな曲面形状への適用が課題であることが判明した。また、製造の手間がかかりすぎるため、柔軟にアレンジできないことが課題であった。そこで、本研究では、薄膜皮膚センサの感度向上と小型化・効率化を図るために、計測回路の改良および基材材料の見直しを目的とした。

まず、センサ感度の向上を目的とした計測回路の改良を行った。これまでに培った二段増幅回路では、不安定にならないように2つの差動増幅器の増幅率を調整するために、固定抵抗値の調整や2つの増幅率の調整に経験が必要であり、扱いづらい問題があった。そこで、変動要因を排除すべく、二段増幅回路から三段増幅回路に変更した。その結果、極めて安定な増幅を実現することに成功した。三段増幅回路を用いた計測回路（以下、本計測回路）について、本計測回路のプリント基板用配線図を設計・製作した。さらに、製作したプリント基板上にマイコンや差動増幅器など電子パーツを実装した。プリント基板化した本計測回路によって安定した増幅の実現が可能になり、薄膜皮膚センサの感度向上が達成された。

次に、センサ製作の小型化・効率化を目的とした基材材料の見直しを行った。本申請では、布生地基材を皮膚への親和性に優れている医療用フィルム「パーミロール」に変更した。パーミロールは、薄膜かつ低コストであるため、多軸皮膚センサ配置等、小型化かつ柔軟なアレンジが容易となった。薄膜皮膚センサ、パーミロール、導電性接着剤、自作の電極から構成された薄膜皮膚センサシートを試作した。

このように、基材を低価格なパーミロールへ変更したことにより、薄膜皮膚センサの小型化かつ柔軟なアレンジが容易になった。また開発した増幅回路システムにより多方向・複数位置での歪の安定した計測が可能となった。今後は、複数の歪ゲージを配置した各センサパターンを迅速に試作できるため、センサ形状最適化の評価の早期解決が期待できる。

2. 実施内容および成果の説明

1. 本研究の背景と目的

1. 1 本研究の背景

リハビリテーション現場において、**図 1.1** に示すように脳卒中片麻痺患者の運動学習を促す際、療法士は患者の皮膚表面の形状変形を巧みに利用している。しかし、療法士による施術とその効果の相関関係は、経験則によってのみ説明されている。そのため、新たな療法士の育成や技能の伝承および向上を行う場合、定性的な指導を行うに留まり、習熟に多くの時間を要してしまう課題がある。

そこで、申請者は、平成27年度ぎふ技術革新センター運営協議会共同研究助成事業の下で、脳卒中片麻痺患者に施すハンドリング技術（皮膚を通じて運動機能再構築を促す施術方法の一つ）を定量化するための要素技術を開発した。東京大学染谷研究室ベンチャー企業である株式会社 Xenoma の薄くて柔らかい有機デバイス技術を用いた薄膜センサの提供を受けて、**図 1.2** に示すように複数の歪ゲージを幾何学的に配置したシート状の薄膜皮膚センサのパターンを検討し、布生地を基材とした薄膜皮膚センサを試作した（**図 1.3**）。理学療法士による性能評価の結果、耐久性があることが確認されたが、感度向上と小型化が要望された。しかし、製造プロセスにおける制約が多いため小型化は困難で、細かな曲面形状への適用が課題であることが判明した。また、製造の手間がかかりすぎるため、柔軟にアレンジできないことが課題であった。



図 1.1 右半身麻痺患者へのハンドリングの様子（左：療法士，右：患者）



図 1.3 布生地を基材とした薄膜皮膚センサ

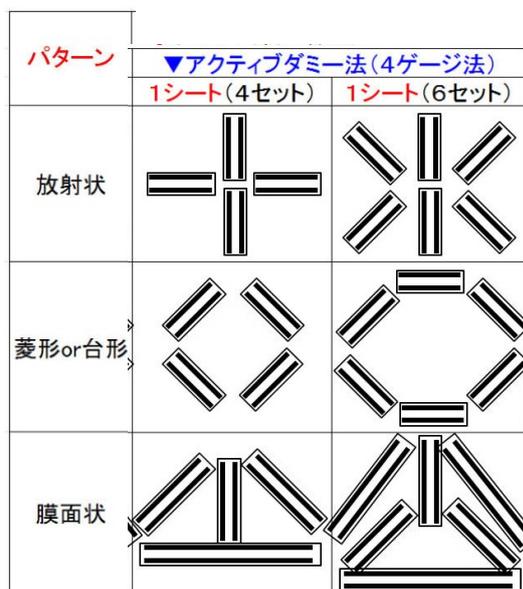


図 1.2 薄膜皮膚センサのパターンとその概形

1. 2 本研究の目的

本研究を遂行するにあたり最終的に必要な開発項目は、複数の歪ゲージを幾何学的かつ曲面状に配置したシート状の薄膜皮膚センサの形成、および曲面展開を用いた特徴量抽出による形状最適度の評価である。現段階において曲面配置問題を解決するために薄膜皮膚センサ形成に求められる喫緊の課題は、センサ感度向上とセンサ製作の小型・効率化である。そこで、本

研究では、薄膜皮膚センサの感度向上と小型化・効率化を図るために、計測回路の改良および基材材料の見直しを目的とする。

2. センサ感度の向上を目的とした計測回路の改良

2.1 二段増幅回路

柔らかい皮膚表面の形状変形を計測する際に、増幅された信号を一定の電圧範囲に維持するためのキャリブレーションが重要となる。本研究ではこれまでに培った基準電圧自動調整機能を実現する計測制御技術に基づいた計測回路（図 2.1a）を適用することにした。基準電圧自動調整機能とは、予期せぬ姿勢変化に伴う皮膚変化がもたらす影響をキャンセルするためのアルゴリズムである。このアルゴリズムは、不要な出力電圧の変化分（オフセット）を常に検知し、出力電圧を強制的に規定範囲内（不感帯）へ移動させて、誤動作を防止するための制御システムである。本技術は1枚の歪ゲージを増幅するために差動増幅器が2つ必要であるが、入力信号が極めて小さく、また、生体自体が常に微動するため、増幅する直前の信号自体が揺らいでしまい、安定な増幅が得られない課題があった。

そこで、本申請では、入力信号を安定化するため、計測回路に DA コンバータを1個追加することで安定化を図った。センサを2~6枚まで対応できるテスト用回路基板を試作し、同時計測が可能であることを実験検証した（図 2.1b）。しかし、状態によって不安定になる現象も確認された。

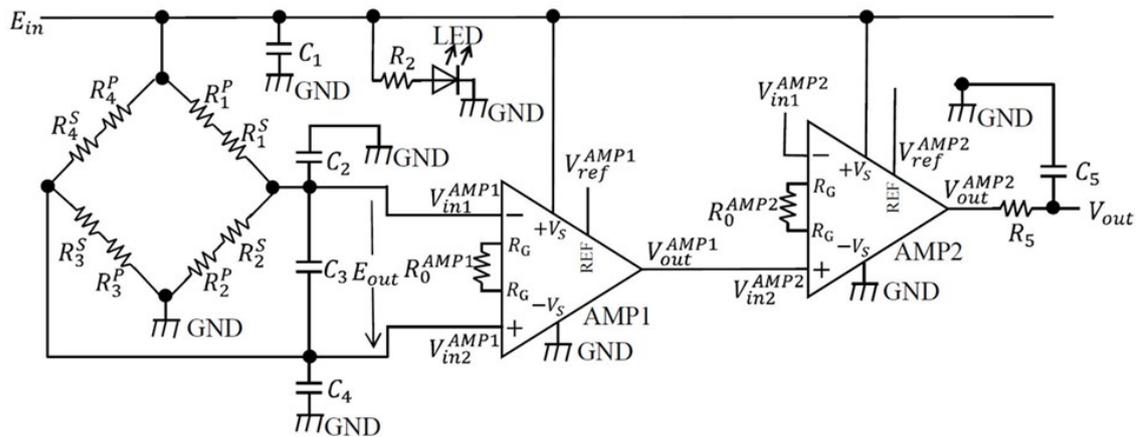


図 2.1a 基準電圧自動調整機能を実現する計測制御技術に基づいた計測回路

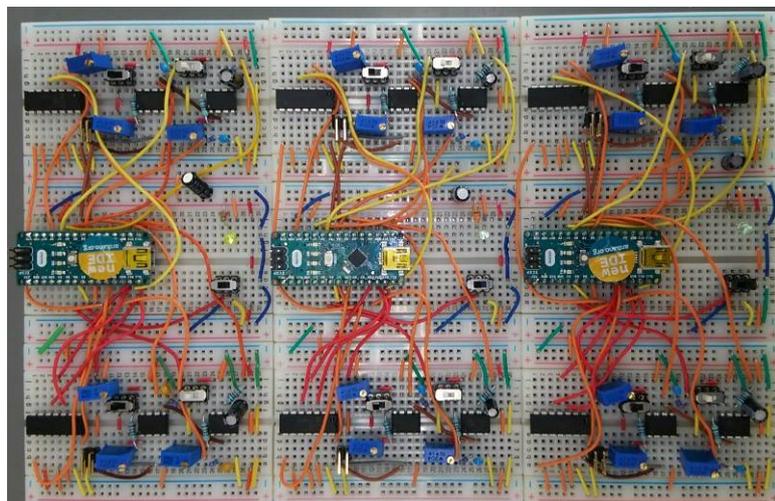


図 2.1b センサ6枚対応計測回路

2.2 三段増幅回路

上述した二段増幅回路では、不安定にならないように2つの差動増幅器の増幅率を調整するために、増幅率を決定する固定抵抗値の調整、2つの増幅率のバランスに経験が必要であり、扱いづらい問題があった。

そこで、変動要因となる値をマイコンから制御するため、差動増幅器をさらにもう1個追加することとし、二段増幅回路から三段増幅回路に変更した。1個のマイコンで1枚の歪ゲージの出力信号しか増幅できなくなるが、極めて安定な増幅を実現することに成功した。図 2.2a にテスト用回路基板で試作した三段増幅回路を用いた計測回路を示す。また、図 2.2b に6枚の歪ゲージの出力信号を同時に計測可能な三段増幅回路を用いた計測システムを示す。

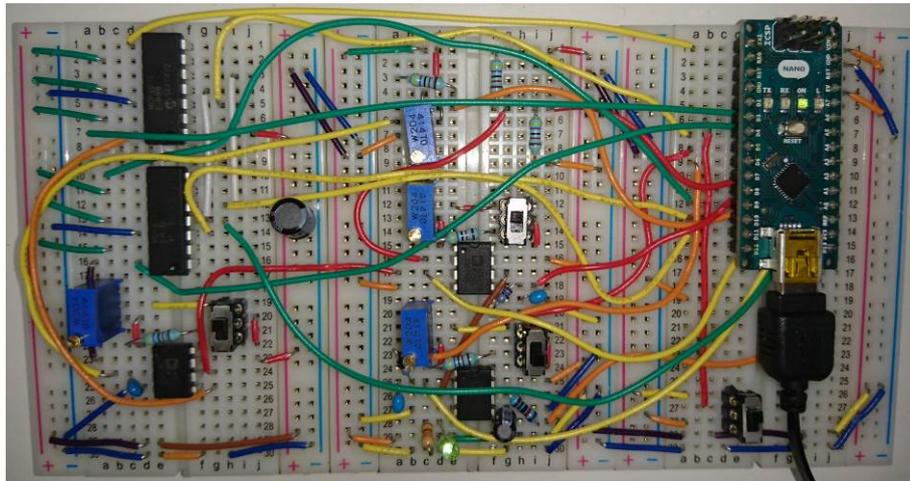


図 2.2a 三段増幅回路を用いた計測回路

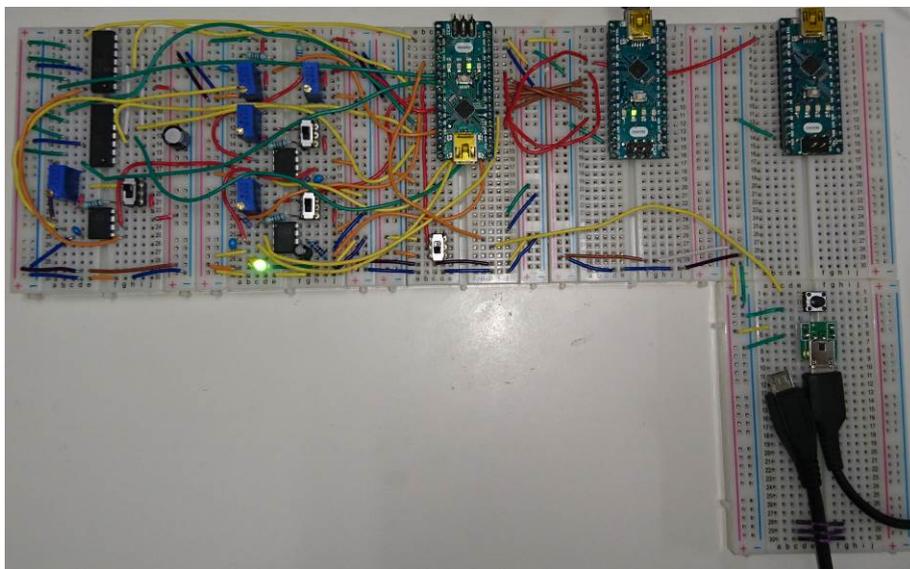


図 2.2b 6枚の歪ゲージの出力信号を同時計測可能な計測システム

(※写真は1枚の歪ゲージ用回路で撮影)

三段増幅回路を用いた計測回路（以下、本計測回路）について、テスト用回路基板を用いた実験検証を繰り返し、常に安定した増幅が実現できたため、電子回路 CAD ソフト「EagleCAD」を用いて、完成した本計測回路のプリント基板用配線図を設計した（図 2.2c）。また、プリント基板製造業者を通して、電子パーツが搭載されていない状態のプリント基板を製作した（図 2.2d）。さらに、製作したプリント基板上にマイコンや差動増幅器など電子パーツを申請者が実装した（図 2.2e）。

プリント基板化した本計測回路によって、回路製作効率が飛躍的に向上した。また、本計測回路によって安定した増幅の実現が可能になり、薄膜皮膚センサの感度向上が達成された。

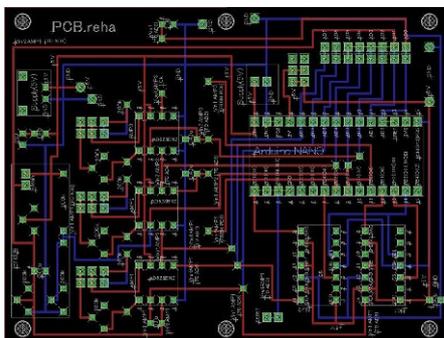


図 2.2c Eaglecad で作図したプリント配線図

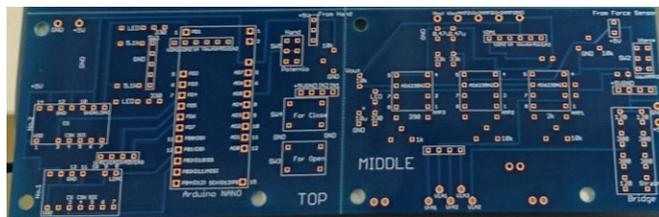


図 2.2d 専門業者で製作したプリント基板



図 2.2e 電子パーツを実装したプリント基板 (左: マイコン等, 三段増幅器等)

3. センサ製作の小型化・効率化を目的とした基材材料の見直し

申請者らはこれまでに、複数の歪ゲージを幾何学的に配置したシート状の薄膜皮膚センサのパターンを検討し、布生地を基材とした薄膜皮膚センサを試作してきた。しかし、布生地を基材とした薄膜皮膚センサ製作は、布生地由来の特性および特殊な製作プロセスによって、センサの小型化が困難かつプロセスが複雑になり、細かな曲面形状へのセンシングができず、また、パターンレイアウトを柔軟にアレンジできないことが課題であった。

そこで、本申請では、布生地基材を皮膚への親和性に優れている医療用フィルム「パーミロール」(Nitto)に変更した。パーミロールは、フィルム厚 $30\mu\text{m}$ かつ低コストであるため、小型化かつ柔軟なアレンジが容易になった。薄膜皮膚センサ、パーミロール、導電性接着剤、自作の電極から構成された薄膜皮膚センサシートを試作した。図 3.1 に試作した 2 セットの薄膜皮膚センサシートを人工皮膚 (Beaulax 製ウレタンゲル) に貼った例を示す。また、センサ・フィルムを積層することにより多軸センサ配置も可能であることが確認できた (図 3.2)。



図 3.1 パーミロールを用いた薄膜皮膚センサシート

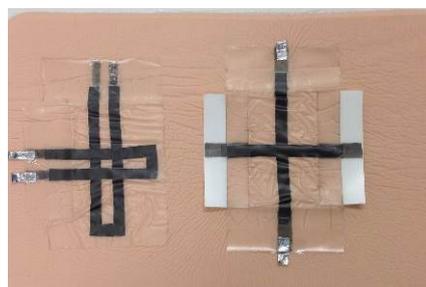


図 3.2 積層による多軸センサ

4. 評価実験

パーミロールを用いた薄膜皮膚センサシートは、導電性接着剤の導電性が安定しない場合があり、接着剤の材料調整が必要である。また、三段増幅回路を用いた計測回路のプリント基板は、テスト用回路基板回路と同じ電子パーツを使用しているにもかかわらず内部抵抗やノイズ環境が変わるため、安定化まで入念なパラメータ調整が必要である。したがって、ここでは布生地を基材とした薄膜皮膚センサおよびテスト用回路基板による評価実験結果を報告する（図 4a～図 4d）。

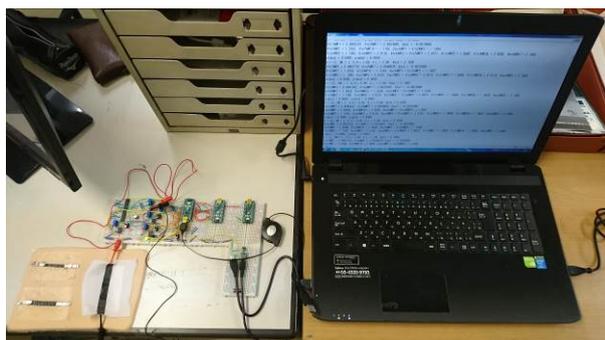


図 4a 評価システム

```
Vin1AMP1 = 2.8565187, Vin2AMP1 = 2.8554689, Eout = -0.0010498
VrefAMP1 = 1.2592, VrefAMP1b = 1.3186, VoutAMP1 = Vin2AMP2 = 1.1464
Vin1AMP2 = 1.1380, VrefAMP2 = 3.0120, VoutAMP2 = Vin2AMP3 = 2.6371, Vin1AMP3 = 1.9880, Vin1AMP3b = 2.0240, VoutAMP3 = 2.1668
alpha1 = 0.0000, alpha2 = 0.0000
k = 12, SW = 1, V.H = 3.00, V.L = 2.00, Vout = 2.1920
Vin1AMP1 = 2.8607179, Vin2AMP1 = 2.8559679, Eout = -0.0010500
VrefAMP1 = 1.2892, VrefAMP1b = 1.3144, VoutAMP1 = Vin2AMP2 = 1.1422
Vin1AMP2 = 1.1380, VrefAMP2 = 3.0120, VoutAMP2 = Vin2AMP3 = 2.5615, Vin1AMP3 = 1.9880, Vin1AMP3b = 2.0114, VoutAMP3 = 2.1920
alpha1 = 0.0000, alpha2 = 0.0000
k = 12, SW = 1, V.H = 3.00, V.L = 2.00, Vout = 2.1962
Vin1AMP1 = 2.8461202, Vin2AMP1 = 2.8470705, Eout = -0.0010498
VrefAMP1 = 1.2892, VrefAMP1b = 1.3228, VoutAMP1 = Vin2AMP2 = 1.1338
Vin1AMP2 = 1.1380, VrefAMP2 = 3.0120, VoutAMP2 = Vin2AMP3 = 2.6875, Vin1AMP3 = 1.9880, Vin1AMP3b = 1.9820, VoutAMP3 = 2.1962
alpha1 = 0.0000, alpha2 = 0.0000
k = 12, SW = 1, V.H = 3.00, V.L = 2.00, Vout = 2.2256
Vin1AMP1 = 2.8565187, Vin2AMP1 = 2.8554689, Eout = -0.0010498
VrefAMP1 = 1.2598, VrefAMP1b = 1.2850, VoutAMP1 = Vin2AMP2 = 1.1590
Vin1AMP2 = 1.1338, VrefAMP2 = 3.0120, VoutAMP2 = Vin2AMP3 = 2.6161, Vin1AMP3 = 1.9880, Vin1AMP3b = 1.9652, VoutAMP3 = 2.2256
alpha1 = 0.0000, alpha2 = 0.0000
k = 12, SW = 1, V.H = 3.00, V.L = 2.00, Vout = 2.2088
Vin1AMP1 = 2.8523195, Vin2AMP1 = 2.8512697, Eout = -0.0010498
VrefAMP1 = 1.2598, VrefAMP1b = 1.2892, VoutAMP1 = Vin2AMP2 = 1.1086
Vin1AMP2 = 1.1338, VrefAMP2 = 3.0120, VoutAMP2 = Vin2AMP3 = 2.6623, Vin1AMP3 = 1.9880, Vin1AMP3b = 1.9988, VoutAMP3 = 2.2088
alpha1 = 0.0000, alpha2 = 0.0000
k = 12, SW = 1, V.H = 3.00, V.L = 2.00, Vout = 2.1836
Vin1AMP1 = 2.8607179, Vin2AMP1 = 2.8596679, Eout = -0.0010500
VrefAMP1 = 1.2598, VrefAMP1b = 1.2850, VoutAMP1 = Vin2AMP2 = 1.1380
```

図 4b 計測値（モニター画面）

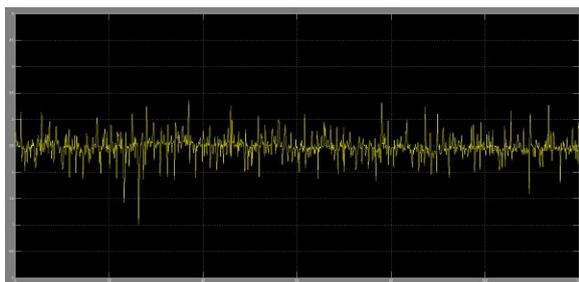


図 4c 出力電圧の時間応答グラフ(120 秒間)
(常に基準電圧自動調整機能 ON)

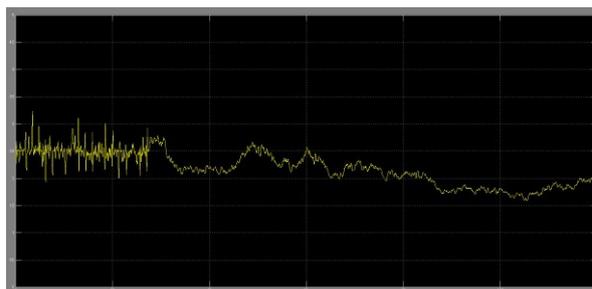


図 4d 出力電圧の時間応答グラフ(120 秒間)
(開始 30 秒から基準電圧自動調整機能 OFF)

図 4a は、薄膜皮膚センサ、テスト用回路基板、ノート PC からなる評価システムである。図 4b は、テスト用回路基板が時々刻々と計測した全計測値を映し出したノート PC のモニター画面である。図 4c は、全計測値のうち履歴が必要な出力電圧のみをグラフ化したものである。実験条件は、常に基準自動調整機能を有効とした。薄膜皮膚センサを伸縮させても増幅された出力電圧が一定の電圧範囲内で安定化されていることがわかる。図 4d は、開始 30 秒から基準自動調整機能を無効とした。増幅された出力電圧が一定の電圧範囲から外れて不規則に変化していくことがわかる。

5. 今後予想される効果

基材を低価格なパーミロールへ変更したことにより、薄膜皮膚センサの小型化かつ柔軟なアレンジが容易になった。また開発した増幅回路システムにより多方向・複数位置での歪の安定した計測が可能となった。今後は、複数の歪ゲージを配置した各センサパターンを迅速に試作でき、皮膚運動が簡易に計測可能となるため、センサ形状最適度の評価の早期解決が期待できる。