

Schauer の回路と  
マイクロコントローラを組み合わせた  
簡易型微小位相差計測回路に関する研究

2017 年 3 月

佐賀大学大学院工学系研究科  
システム創成科学専攻

野 口 卓 朗



# 目次

|                                      |           |
|--------------------------------------|-----------|
| <b>第 1 章 序論</b> .....                | <b>1</b>  |
| 1.1 研究の背景と目的.....                    | 1         |
| 1.2 本論文の構成.....                      | 4         |
| <br>                                 |           |
| <b>第 2 章 微小位相差計測回路</b> .....         | <b>6</b>  |
| 2.1 はじめに.....                        | 6         |
| 2.2 Schauer の回路.....                 | 6         |
| 2.3 超電導コイルの交流損失測定.....               | 10        |
| 2.3.1 超電導コイル.....                    | 10        |
| 2.3.2 超電導コイルの交流損失.....               | 11        |
| 2.3.3 簡易型微小位相差計測回路による交流損失測定回路.....   | 13        |
| 2.3.4 電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路.....    | 13        |
| 2.3.5 シミュレーション結果.....                | 15        |
| 2.4 まとめ.....                         | 15        |
| <br>                                 |           |
| <b>第 3 章 簡易型微小位相差計測回路の高性能化</b> ..... | <b>18</b> |
| 3.1 はじめに.....                        | 18        |
| 3.2 AB 級電流バッファ.....                  | 18        |
| 3.3 周波数通倍回路.....                     | 19        |
| 3.4 シミュレーション結果.....                  | 22        |
| 3.4.1 位相差計測結果.....                   | 24        |
| 3.4.2 コイル電流計測結果.....                 | 24        |
| 3.5 まとめ.....                         | 26        |
| <br>                                 |           |
| <b>第 4 章 自動計測システム</b> .....          | <b>28</b> |
| 4.1 はじめに.....                        | 28        |
| 4.2 自動振幅調整回路.....                    | 28        |
| 4.3 自動振幅調整プログラム.....                 | 30        |
| 4.4 自動計測システムによる位相差計測実験.....          | 31        |
| 4.4.1 予備実験.....                      | 32        |
| 4.4.2 自動計測実験.....                    | 33        |
| 4.4.3 自動振幅調整回路の改善.....               | 34        |
| 4.5 まとめ.....                         | 36        |

|  |           |
|--|-----------|
| <b>第 5 章 簡易型微小位相差計測回路を用いた膀胱内尿量計測</b> ..... | <b>39</b> |
| 5.1 はじめに.....                              | 39        |
| 5.2 生体インピーダンス計測.....                       | 39        |
| 5.3 膀胱内尿量計測の原理.....                        | 41        |
| 5.4 膀胱内尿量計測回路.....                         | 41        |
| 5.4.1 電圧電流変換回路.....                        | 42        |
| 5.4.2 生体インピーダンス計測回路.....                   | 43        |
| 5.4.3 位相差計測回路.....                         | 44        |
| 5.4.4 自動計測プログラム.....                       | 45        |
| 5.5 膀胱内尿量計測実験.....                         | 45        |
| 5.5.1 生体電極.....                            | 46        |
| 5.5.2 測定条件.....                            | 47        |
| 5.5.3 実験結果.....                            | 48        |
| 5.6 まとめ.....                               | 50        |
| <br>                                       |           |
| <b>第 6 章 結論</b> .....                      | <b>52</b> |
| <br>                                       |           |
| <b>謝辞</b> .....                            | <b>55</b> |
| <br>                                       |           |
| <b>参考文献</b> .....                          | <b>56</b> |
| <br>                                       |           |
| <b>研究発表</b> .....                          | <b>62</b> |
| <br>                                       |           |
| <b>付録 : Arduino プログラム</b> .....            | <b>67</b> |
| 付録 1 第 4 章実験のプログラム.....                    | 67        |
| 付録 2 第 5 章実験のプログラム.....                    | 69        |

# 図目次

|        |                                     |    |
|--------|-------------------------------------|----|
| 図 2.1  | Schauer の回路                         | 7  |
| 図 2.2  | 基準信号 $V_a$ と応答信号 $V_b$              | 7  |
| 図 2.3  | 超電導コイルの等価回路                         | 12 |
| 図 2.4  | コイル電圧－電流ベクトル図                       | 12 |
| 図 2.5  | Schauer の回路による超電導コイルの交流損失測定回路       | 13 |
| 図 2.6  | 電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路              | 14 |
| 図 3.1  | AB 級電流バッファ                          | 19 |
| 図 3.2  | 電圧電流変換回路部分の直流特性                     | 20 |
| 図 3.3  | 周波数逡倍回路                             | 21 |
| 図 3.4  | 周波数逡倍回路の入出力特性                       | 21 |
| 図 3.5  | 全体回路図                               | 22 |
| 図 3.6  | シミュレーションに用いる超電導コイルの等価回路             | 22 |
| 図 3.7  | 試作した酸化物超電導コイル                       | 23 |
| 図 3.8  | 交流損失測定回路による位相差計測結果                  | 25 |
| 図 3.9  | コイル電流計測結果                           | 25 |
| 図 4.1  | 自動振幅調整回路を付加した微小位相差計測回路              | 29 |
| 図 4.2  | Arduino Due                         | 30 |
| 図 4.3  | 自動振幅調整プログラムのフローチャート                 | 31 |
| 図 4.4  | 自動振幅調整における $V_{con}$ と $\gamma$ の関係 | 32 |
| 図 4.5  | 自動計測実験における $V_{out}$ 波形と FFT 結果     | 33 |
| 図 4.6  | 改善版自動振幅調整回路を付加した微小位相差計測回路           | 34 |
| 図 4.7  | 図 4.6 の回路における $V_{out}$ と $V_c$ 波形  | 35 |
| 図 4.8  | 図 4.6 の回路における $V_c$ の FFT 結果        | 36 |
| 図 5.1  | 生体インピーダンスの電氣的等価回路                   | 40 |
| 図 5.2  | 4 端子法の原理図                           | 40 |
| 図 5.3  | 膀胱内尿量に応じた膀胱形状の変化                    | 41 |
| 図 5.4  | 膀胱内尿量計測回路                           | 42 |
| 図 5.5  | 電圧電流変換回路                            | 43 |
| 図 5.6  | 生体インピーダンス計測回路                       | 43 |
| 図 5.7  | 位相差計測回路                             | 44 |
| 図 5.8  | フローチャート                             | 46 |
| 図 5.9  | 膀胱と生体電極の相関図                         | 47 |
| 図 5.10 | ディスプレイ電極                            | 47 |
| 図 5.11 | 実験結果                                | 48 |
| 図 5.12 | インピーダンスと位相差の変化量                     | 50 |

## 表目次

|       |                         |    |
|-------|-------------------------|----|
| 表 2.1 | シミュレーションによる位相差計測結果..... | 16 |
| 表 3.1 | 試作した酸化物超電導コイルの仕様一覧..... | 24 |
| 表 4.1 | Arudino Due 仕様表 .....   | 30 |
| 表 4.2 | 予備実験結果.....             | 32 |
| 表 4.3 | 自動計測実験結果.....           | 36 |
| 表 5.1 | 実験結果.....               | 49 |



# 第1章 序論

## 1.1 研究の背景と目的

近年、半導体微細加工技術の進歩に伴う素子の微細化により、集積回路の高速化・多機能化が進み、デジタル回路で扱える情報量が飛躍的に増大している[1]-[3]。これにより、従来はアナログ回路で処理されていた信号が、デジタル回路で処理されるようになってきた。しかし、音、光、温度など自然界に存在するあらゆる情報はアナログ量であり、これらのアナログ信号を捉えるための自然界とのインターフェイス、生体信号処理、高速信号処理等においては現在もアナログ回路が重要となっている[4]-[7]。例として、マイクロフォン、デジタルカメラ、スマートフォン等の電子デバイスでは、各種センサーで捉えたアナログ信号を取り扱うためにデジタル信号に変換処理する必要がある[8]。また、スピーカーや液晶ディスプレイ等の出力部でも、デジタル信号をアナログ信号に再変換処理する必要がある。これらの変換過程では、アナログ信号の増幅やフィルタ処理を行なう回路も必須である。

このようなアナログ信号処理回路において、アナログ信号の高精度な測定及び評価を実現するためには、振幅レベルのみでなく位相情報の検出も不可欠である。信号間の位相差の計測・検出は電気工学、物理化学、薬学、農学、生物学、公害防止等あらゆる分野において、分析機器、測定機器、検出機器等に用いられている。例として、未知の物質の吸収スペクトルを計測することによりその物質の組成や分子構造を特定できる赤外分光光度計、コイルやコンデンサ、抵抗の値を測定するLCRメータ、Sパラメータなどを測定できるベクトルネットワーク・アナライザ、金属探知器などがある[9]。また、電力や生体等の分野においては、微小な位相差の計測が切望されている。特に生体分野においては呼吸計測、心拍観測等にインピーダンス計測が用いられており、これらの情報をリアルタイムでモニタリングするシステムが求められている[10]-[13]。

生体情報のモニタリングのように、日常生活における様々な場面で微小位相差計測を行なう場合には、小型で可搬性に優れたシステムが適している。しかし、一般に位相差計測に用いられるロックインアンプやネットワーク・アナライザ等の計測機器は大型で据置での利用を前提としている。また、価格も一台数十万円～数百万円と高価であり、一般家庭等での利用を想定した場合に現実的ではない。

一方、生体分野においては、内蔵や胎児等の対象物に超音波を照射し画像化する超音波検査（エコー検査）が実用化されている[14][15]。この手法は、入射波を照射し反射波が返ってくるまでの時間から距離を推定するものであるが、入射波と反射波の位相差を測定することでも同様の効果を得ることができると考えられる。近

年は一般家庭向けの超音波検査機器も市販されているが、価格は数万円～数十万円程度であり、測定には専門的な知識・技術が必要といった問題点もある。

これらの問題点を解決する可能性のある回路として、小型で可搬性に優れた Schauer の回路[16]がある。Schauer の回路は 1981 年に F. Schauer によって提案されたものであり、微小位相差の計測に特化した回路である。オペアンプと抵抗器のみで実現可能なため、前述した計測機器と比較して非常に安価に構成することができる。2つの信号間の位相差を振幅情報に変換して検出できることが特長であり、振幅レベルが最小になるように可変抵抗を調整することで微小位相差を計測することができる。しかし、前述した論文以降、この回路に関する続報は発表されておらず、また件の論文を引用した文献も確認できない。

そこで筆者は、この Schauer の回路を用いた簡易型微小位相差計測回路を提案し、その応用に関する研究を行なっている。提案回路の妥当性について、超電導コイルの交流損失測定への応用を通して検証してきた。通常、超電導線材では直流に対する電気抵抗はゼロであるが、交流使用時には本質的に交流損失が生じてしまう[17]。この損失による発熱に起因して、冷媒への温度負荷が増加し超電導機器全体の効率が低下してしまうほか、超伝導状態の不安定性の 1 つの要因となる可能性がある。よって、超電導技術の最優先課題である超電導機器の高効率化や高安定化を実現するためには、交流損失の高精度な測定及び評価が重要である。本研究室では、簡易型微小位相差計測回路を用いてコイルに流れる電流と電圧の位相差を測定することで、超電導コイルの交流損失を測定する方法を提案している[18]。現在までに、簡易型微小位相差計測回路に 90 deg 移相回路を付加して超電導コイルの交流損失の計測を行ない、成果の一部を得た[19][20]。しかし、位相差が小さくなるにつれてマイクロボルトオーダーでの細かな振幅調整が必要となり、可変抵抗の手動調整は面倒であるほか計測者による人因性誤差の要因となってしまう。これらの問題を解決するために計測の自動化についても並行して研究を行なっており、現在までに PIC (Peripheral Interface Controller) や FPGA (Field Programmable Gate Array) を用いた自動振幅調整回路を付加する方法を検討してきた[21][22]。これにより振幅の自動調整が可能となり、測定の自動化が実現された。

しかし、この簡易型微小位相差計測回路と自動振幅調整回路を組み合わせた構成では、被測定物に十分な電流を流すことができないという問題点があった。一般に、超電導コイルの交流損失を測定するためには、コイルに数 A～数十 A 程度の大電流を供給して安定駆動する必要がある。しかし、従来の簡易型微小位相差計測回路では、コイルに供給できる電流量がオペアンプの出力電流に依存してしまうため数～数十 mA 程度と小さく、コイルを安定駆動する能力が不足してしまう。また、従来の自動振幅調整回路では ADC (Analog-to-Digital Converter) と DAC (Digital-to-Analog Converter) がデジタル回路部分から独立しており、回路構成が複雑になってしまい制御が煩雑であった。

本論文では、これらの問題点を解決するために、以下に示す 2 つのアプローチか

ら簡易型微小位相差計測回路の改善に関する研究を行なった。

### ①簡易型微小位相差計測回路の計測対象を広げる

超電導コイルのようにアンペアオーダーの供給電流を必要とする負荷も測定対象とできるよう、従来の簡易型微小位相差計測回路に AB 級電流バッファを付加して、被測定物への供給電流量を増加させる方法を提案した[23]。また、測定精度を向上させることを目標に、周波数通倍回路によって測定周波数を拡大し等価的に位相差を拡大して測定する方法を提案した[24]。これにより、位相差 1 deg 程度まで精度良く測定でき、アンペアオーダーの大きな電流をコイルに供給することが可能となった。

### ②Schauer の回路とマイクロコントローラを組み合わせた新たな自動計測システムを提案する

従来の自動振幅調整回路と異なり、Schauer の回路の可変抵抗部分を J-FET による電圧制御抵抗に置き換える方法を提案した[25][26]。また、従来のデジタル素子の代わりに ADC と DAC を内蔵したマイクロコントローラ (Arduino) ボードを用いる方法を提案し、従来の PIC や FPGA を用いた自動振幅調整回路と比較して、制御と回路構成の簡素化を実現できた。さらに、高調波の影響を低減するための改善版自動振幅調整回路を提案し、実際に位相差の自動計測実験を行ない、約 0.17 deg ~ 0.65 deg の位相差における測定誤差率 1.08% 以下という成果を得た[27]。

さらに、簡易型微小位相差計測回路を生体インピーダンス計測に応用することを目指し、膀胱内尿量計測回路を提案して研究を行なった。近年、高齢化社会における高齢者介護の負担は大きく、特に尿失禁による介護者の負担や被介護者の精神的苦痛は大きな問題となっている[28]。膀胱内尿量をリアルタイムでモニタリングし排尿を事前検知できるシステムが確立できれば、尿失禁を防止し介護者の負担を軽減でき、被介護者の QOL (Quality of Life) の向上も望める。生体インピーダンスを用いた膀胱内尿量計測については以前から検討されており、イヌやヒトを被験体とした生体実験により、その有用性が報告されている[29][30]。J. C. Denniston ら[31]や P. T. Doyle ら[32]は、カテーテルを用いて膀胱内に尿や生理食塩水を注入して短時間での膀胱内尿量とインピーダンスの変化を測定している。また、ロノ町ら[33]や R. Li ら[34]は自然状態でのゆるやかな貯尿による膀胱内尿量とインピーダンスの変化を測定しているほか、山田ら[35]はパンツ型電極を試作して生体実験を実施している。このように、現在までに様々な研究がなされているが、現時点では実用化に至っていない。そこで我々は、簡易型微小位相差計測回路を用いることでインピーダンスと併せて膀胱の左右 2 点の電圧の位相差を測定し、複合的に膀胱内尿量の変化を推定できないかと考えた。

本論文では、4 電極方式により生体に周波数 50 kHz の交流電流を印加し、膀胱内

尿量に応じたインピーダンスと膀胱形状に応じた膀胱の左右 2 点の電圧の位相差の変化傾向を非侵襲で求める回路を提案した。また、実際に生体で膀胱内尿量計測実験を行い、排尿後にインピーダンスと位相差ともに上昇しその後ゆるやかに減少する傾向を示した。これより、簡易型微小位相差計測回路を膀胱内尿量計測に応用できることが確認できた。

## 1.2 本論文の構成

本論文は、全 6 章で構成している。以下に各章の概要を述べる。

第 2 章では、簡易型微小位相差計測回路の基本となる Schauer の回路の動作原理と、超電導コイルの交流損失測定への応用について述べる。

第 3 章では、簡易型微小位相差計測回路の改善として、AB 級電流バッファと周波数逡倍回路を付加する方法を提案し、シミュレーションにより動作を検証した結果について述べる。

第 4 章では、Schauer の回路と J-FET やマイクロコントローラ (Arduino) ボードを組み合わせた新たな自動計測システムと自動振幅調整プログラムを提案し、それらを用いて行なった自動位相差計測実験の結果について述べる。

第 5 章では、簡易型微小位相差計測回路の応用として膀胱内尿量計測回路を提案し、膀胱内尿量に応じたインピーダンスと膀胱形状に応じた 2 つの電圧電極間の位相差の変化傾向、実験により検証した結果について述べる。

第 6 章では、以上で述べた簡易型微小位相差計測回路について統括し、本研究をまとめる。



## 第2章 微小位相差計測回路

### 2.1 はじめに

2つの信号の位相差を計測する回路は、エレクトロニクス分野や医療分野など工学系から物理化学系、生物系まで幅広い分野に応用されており、基本的で重要な回路の1つである。2つの信号の位相差を計測する方式としては、ロックインアンプの内部回路に用いられている乗算器を用いる方式、信号を加減算する方式、信号を増幅して方形波パルスに変形しパルス幅から求める方式などが挙げられる。

一般に、位相差の計測にはロックインアンプ、インピーダンス・アナライザ、ネットワーク・アナライザといった計測機器が用いられているが、これらの計測機器は大型で高価であり、据え置きでの利用を前提としている。また、一般的なロックインアンプの位相分解能は0.01 deg~0.001 deg程度であり、微小な位相差を対象とした場合に精度良く計測することは困難である。そこで、微小位相差の計測に特化した回路としてSchauerの回路が提案されている。この回路は2つの信号を減算することで位相差を求めることができ、少ない素子による簡素な構成ながら精度の高い微小位相差計測が可能である。

本章では、本論文で提案する「簡易型微小位相差計測回路」の基本となるSchauerの回路の動作原理と、これを用いた超電導コイルの交流損失測定について述べる。

### 2.2 Schauerの回路

図2.1にSchauerの微小位相差計測回路を示す[16]。この回路はF. Schauerによって1981年に提案されたものであり、減算器を用いた簡単な構成ながら、高精度で2つの信号間の位相差を測定することができる。また、オペアンプと抵抗器のみで構成可能なため、前述したロックインアンプやインピーダンス・アナライザ等の計測機器と比較して、非常に小型かつ安価に実現できる。

図2.2のように位相が $\Delta\varphi$ だけずれた2つの信号 $V_a$ と $V_b$ が入力された場合を例に、Schauerの回路の動作原理を述べる。 $V_a$ 、 $V_b$ はそれぞれ(2.1)式、(2.2)式とする。

$$V_a = \alpha \sin \omega t \quad (2.1)$$

$$V_b = \beta \sin(\omega t + \Delta\varphi) \quad (2.2)$$

図2.1の減算器のオペアンプにおいて、

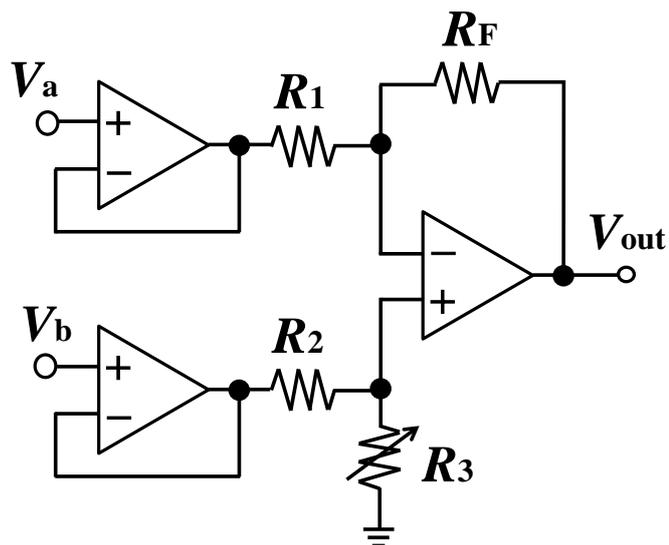


図 2.1 Schauer の回路

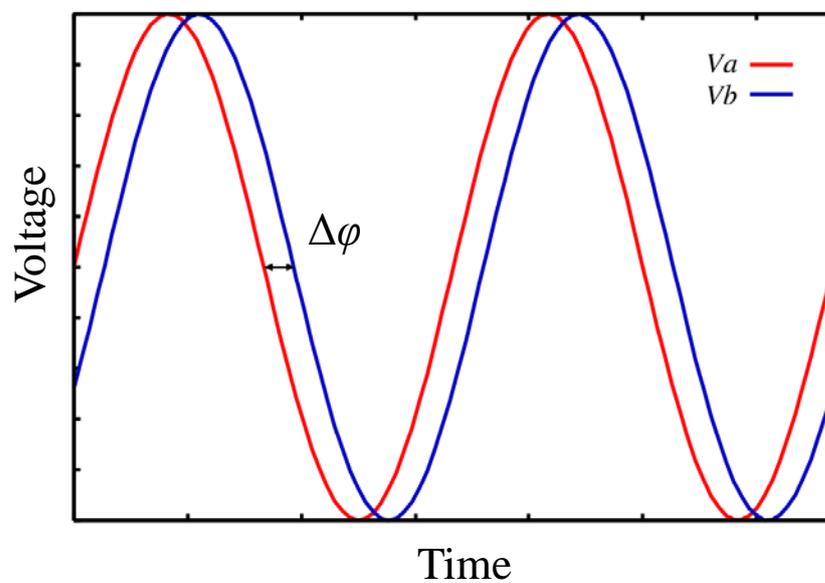


図 2.2 基準信号  $V_a$  と応答信号  $V_b$

$$V_+ = \frac{R_3}{R_2 + R_3} V_b \quad (2.3)$$

$$V_- = \frac{R_F}{R_1 + R_F} V_a + \frac{R_1}{R_1 + R_F} V_{out} \quad (2.4)$$

が成り立つ。ここで、バーチャルショートにより  $V_+ = V_-$  なので、

$$\frac{R_3}{R_2 + R_3} V_b = \frac{R_F}{R_1 + R_F} V_a + \frac{R_1}{R_1 + R_F} V_{out} \quad (2.5)$$

$$\frac{R_1}{R_1 + R_F} V_{out} = \frac{R_F}{R_1 + R_F} V_a - \frac{R_3}{R_2 + R_3} V_b \quad (2.6)$$

$$V_{out} = \frac{R_F}{R_1} V_a - \frac{R_3(R_1 + R_F)}{R_1(R_2 + R_3)} V_b \quad (2.7)$$

となる。ここで、(2.1) 式, (2.2) 式を (2.7) 式に代入すると

$$V_{out} = \frac{R_3(R_1 + R_F)}{R_1(R_2 + R_3)} \beta \sin \omega t - \frac{R_F}{R_1} \alpha \sin(\omega t + \Delta\varphi) \quad (2.8)$$

と表すことができる。ここで、

$$X = \frac{R_3(R_1 + R_F)}{R_1(R_2 + R_3)} \beta \quad (2.9)$$

$$Y = \frac{R_F}{R_1} \alpha \quad (2.10)$$

とおくと、(2.8) 式は

$$\begin{aligned} V_{out} &= X \sin \omega t - Y \sin(\omega t + \Delta\varphi) \\ &= X \sin \omega t - Y(\sin \omega t \cdot \cos \Delta\varphi + \cos \omega t \cdot \sin \Delta\varphi) \\ &= (X - Y \cos \Delta\varphi) \sin \omega t + (-Y \sin \Delta\varphi) \cos \omega t \\ &= \sqrt{(X - Y \cos \Delta\varphi)^2 + (-Y \sin \Delta\varphi)^2} \sin \left\{ \omega t + \tan^{-1} \left( \frac{-Y \sin \Delta\varphi}{X - Y \cos \Delta\varphi} \right) \right\} \\ &= \sqrt{X^2 + Y^2 - 2XY \cos \Delta\varphi} \sin \left\{ \omega t + \tan^{-1} \left( \frac{-Y \sin \Delta\varphi}{X - Y \cos \Delta\varphi} \right) \right\} \quad (2.11) \end{aligned}$$

と表すことができる。ここで (2.11) 式の振幅を  $\gamma$  とすると,

$$\gamma = \sqrt{X^2 + Y^2 - 2XY \cos \Delta\varphi} \quad (2.12)$$

と表すことができる。つぎに,  $Y$  を変化させて (2.12) 式の振幅  $\gamma$  が最小になる場合について考える。つまり (2.12) 式を  $Y$  で偏微分して,

$$\frac{\partial \gamma}{\partial Y} = \frac{1}{2} (X^2 + Y^2 - XY \cos \Delta\varphi)^{-\frac{1}{2}} (2X - 2Y \cos \Delta\varphi) \quad (2.13)$$

となる。ここで,  $\gamma$  が最小の場合を考えるため,

$$\frac{\partial \gamma}{\partial Y} = 0 \quad (2.14)$$

とすると, (2.13) 式において

$$(2X - 2Y \cos \Delta\varphi) = 0 \quad (2.15)$$

の場合に常に (2.14) 式を満たす。よって,

$$X = Y \cos \Delta\varphi \quad (2.16)$$

となり,  $\gamma$  の最小値を  $\gamma_{\min}$  として (2.16) 式を (2.12) 式に代入すると,

$$\begin{aligned} \gamma_{\min} &= \sqrt{Y^2 + (Y \cos \Delta\varphi)^2 - 2Y(Y \cos \Delta\varphi) \cos \Delta\varphi} \\ &= \sqrt{Y^2 - Y^2 \cos^2 \Delta\varphi} \\ &= Y \sin \Delta\varphi \end{aligned} \quad (2.17)$$

となる。よって, 2つの信号間の位相差  $\Delta\varphi$  は

$$\Delta\varphi = \sin^{-1} \frac{\gamma_{\min}}{Y} \quad (2.18)$$

と求まる。 $\gamma_{\min}$ は $V_{\text{out}}$ の振幅 $\gamma$ の最小値であり、可変抵抗 $R_3$ の値を調整することにより得られる。ここで、 $R_1 = R_F$ のとき、 $Y = \beta$ となり (2.18) 式は

$$\Delta\varphi = \sin^{-1} \frac{\gamma_{\min}}{\beta} \quad (2.19)$$

となる。また、 $\Delta\varphi \ll 1 \text{ rad}$  (52.296 deg) のとき (2.19) 式は

$$\Delta\varphi = \frac{\gamma_{\min}}{\beta} \quad (2.20)$$

と近似することができる。このように、Schauerの回路では2つの信号間の位相差を振幅情報に変換して検出でき、振幅レベルが最小になるように可変抵抗を調整することで微小位相差を計測可能である。

## 2.3 超電導コイルの交流損失測定

微小位相差計測回路の妥当性を検証するためのターゲットとして、超電導コイルの交流損失測定に着目した。超電導技術は電力機器を高効率化・高機能化できる可能性が高く、エネルギー・電力分野をはじめ、産業・輸送分野、診断・医療分野、情報・通信分野等の幅広い分野において研究開発が進められている[36][37]。超電導技術の最優先課題である超電導機器の高効率化や高安定化を実現するためには、交流使用時に生じる交流損失の高精度な測定及び評価が重要となる。

### 2.3.1 超電導コイル

超電導とは、特定の金属やセラミック等を非常に低い温度まで冷却することで電気抵抗がゼロになる現象である。1911年にオランダの実験物理学者カマリン・オンネス (Kamerlingh Onnes) により、水銀で初めて発見され、その後この現象を応用するために種々の研究・開発が行われてきた。近年では様々な分野で急速に実用化されつつあり、その1つに超電導線材がある。

通常、電気抵抗が存在すると電流が流れる際に発熱によるエネルギー損失が生じ

てしまうが、超電導状態では熱が発生しないため、大電流をエネルギー損失無しで流し続けることが可能となる（完全導電性）。また、超電導状態ではこの現象と同時に、超電導体に磁場を加えても磁束を侵入させないようにするマイスナー効果（完全反磁性）という現象も生じる。超電導体の上に磁石をのせると、磁石から出る磁力線を超電導体が跳ね返すため、まるで重力に逆らうように浮上する[38]。

超電導現象が生じる温度のことを臨界温度  $T_c$  (Critical Temperature) と呼び、現在は臨界温度が比較的高く、液体窒素温度 (77 K) 以上でも超電導特性を示す高温超電導体も発見されている[39]。

超電導線材をコイル状に巻いた超電導コイルは、医療用核磁気共鳴画像 (Magnetic Resonance Imaging ; MRI) や超電導磁気エネルギー貯蔵 (Superconducting Magnetic Energy Storage system ; SMES) 等の用途で広く実用されている。また、超電導コンピュータ等への応用についても研究が進められており、実用化されれば社会への影響は大きいと期待されている。

### 2.3.2 超電導コイルの交流損失

超電導技術にもいくつかの問題点があり、その1つが交流損失である。超電導線材では直流に対する電気抵抗はゼロであり、大電流をエネルギー損失無しで流し続けることができる。しかし、送電ケーブルや変圧器といった電気機器の多くは交流で用いられるため、超電導線材は交流電流を輸送しなければならない。この交流使用時に、微小ながら本質的に交流損失が生じてしまう。これは銅線のジュール損失と比較すると極めて小さいのだが、この損失による発熱に起因して冷媒への温度負荷が増加し、超電導機器全体の効率が低下してしまう。また、超電導状態の不安定性の1つの要因となる可能性がある。よって、超電導機器の高効率化や高安定化を実現するためには、この交流損失の高精度な測定及び評価が求められている。

一般に、超電導コイルの交流損失測定法は、熱的測定法と電氣的測定法の2つに大別することができる。しかし、これらの測定法は、測定に時間を要する、キャンセルコイルを用いる等特別な工夫が必要となる、といった問題点がある[40]-[43]。そこで本研究では、位相差計測回路を用いてコイルに流れる電流と電圧の位相差を測定することで超電導コイルの交流損失を測定する方法を提案している。この方法では、安価な構成でリアルタイムかつ高精度な交流損失の評価が可能となる。

図 2.3 に超電導コイルの等価回路を示す。このように、超電導コイルはインダクタンス  $L$  と抵抗  $R$  を直列接続した等価回路で表現される。抵抗  $R$  は直流抵抗  $R_{DC}$  と交流損失  $R_{ACloss}$  の合成抵抗である。超電導コイルでは直流に対する電気抵抗はほぼゼロであるため、 $R_{DC}$  は無視することができる。超電導コイルの電圧を  $V$ 、流れる電流を  $I$  とおくと、 $L$  と  $R_{ACloss}$  の関係は

$$V = (R_{ACloss} + j\omega L)I \quad (2.21)$$

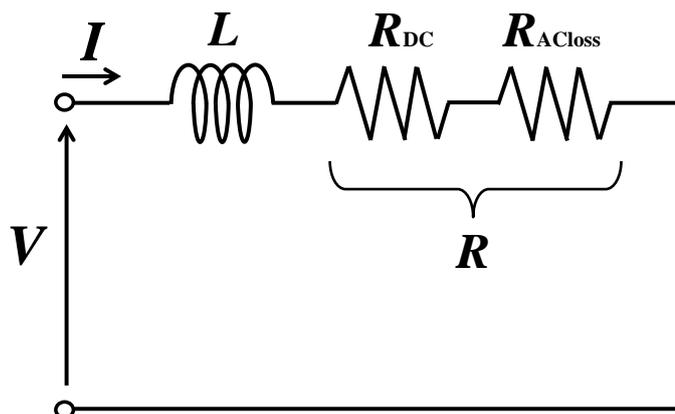


図 2.3 超電導コイルの等価回路

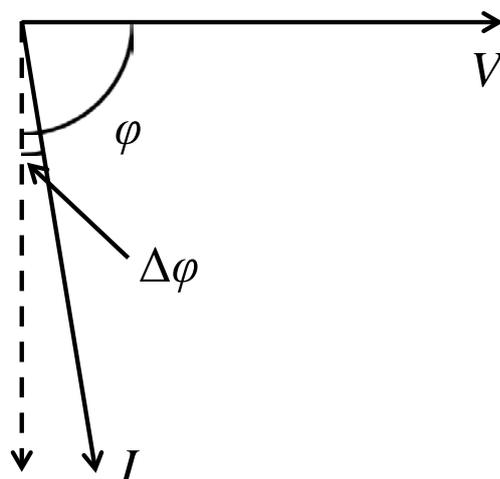


図 2.4 コイル電圧－電流ベクトル図

となり， $V$ と $I$ の位相差 $\varphi$ は，

$$\varphi = \tan^{-1}\left(\frac{\omega L}{R_{ACloss}}\right) \quad (2.22)$$

と求まる。よって， $R_{ACloss}$ は

$$R_{ACloss} = \frac{\omega L}{\tan \varphi} \quad (2.23)$$

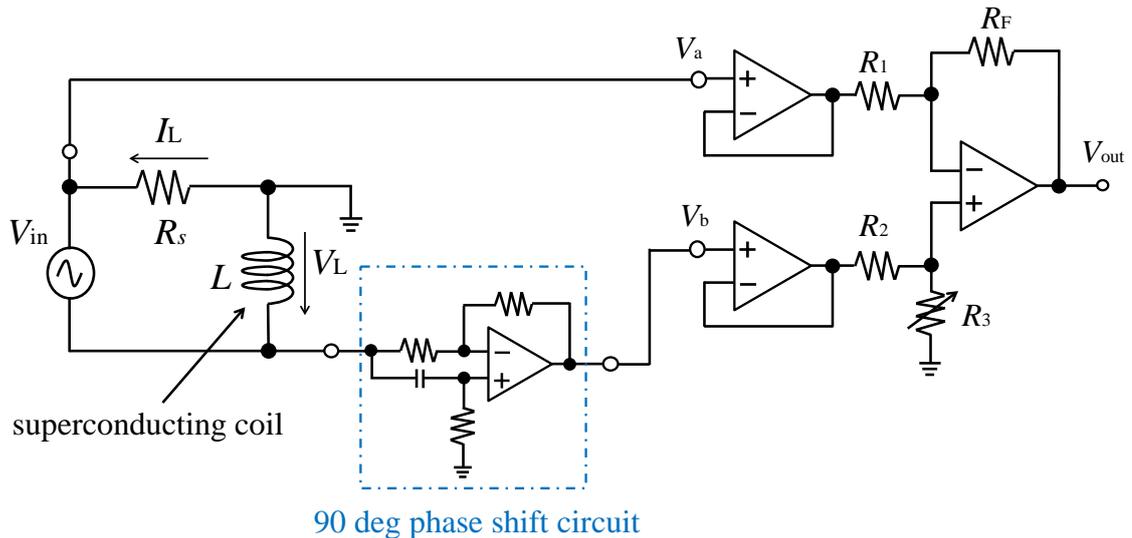


図 2.5 Schauer の回路による超電導コイルの交流損失測定回路

となり、コイル電圧  $V$  とコイル電流  $I$  の位相差  $\phi$  から  $R_{ACloss}$  が求まることがわかる。

図 2.4 に  $V$  と  $I$  のベクトル図を示す。超電導コイルにおいて、 $R_{ACloss}$  はリアクタンス  $\omega L$  に対して極めて小さな値となり、 $V$  と  $I$  の位相差  $\phi$  はほぼ  $90 \text{ deg}$  となる。そこで、 $90 \text{ deg}$  移相回路を付加して  $90 \text{ deg}$  からの差分  $\Delta\phi$  を測定し位相差を求める。

### 2.3.3 簡易型微小位相差計測回路による交流損失測定回路

図 2.5 に Schauer の回路による超電導コイルの交流損失測定回路を示す。この回路に用いる抵抗  $R_s$  は、コイル電流  $I_L$  を検出するための電流シャント抵抗である。このときのコイル電圧  $V_L$  及び  $I_L$  の位相差を測定することで超電導コイルの交流損失を求めるのだが、 $I_L$  は  $V_L$  より位相が  $(90 - \Delta\phi) \text{ deg}$  だけ進んでいる。よって、2.3.2 項で述べたように  $90 \text{ deg}$  移相回路を付加することで  $V_L$  の位相を  $+90 \text{ deg}$  シフトさせ、 $90 \text{ deg}$  からの差分  $\Delta\phi$  を測定する。 $90 \text{ deg}$  移相回路には、基本的な進相回路である全域通過回路（オールパスフィルタ）を用いた[18]。

この回路では、Schauer の回路の出力電圧  $V_{out}$  の振幅  $\gamma$  が最小になるよう可変抵抗  $R_3$  を制御することで、超電導コイルの交流損失を測定することが可能となる。しかし、可変抵抗を手動で調整することは面倒であるほか、計測者の人因性誤差の要因となってしまう等の問題点がある。また、 $I_L$  を検出するための電流シャント抵抗  $R_s$  が必要となり、電源のグラウンドがとれないためノイズに弱い回路構成となっている。

### 2.3.4 電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路

図 2.6 に改善した微小位相差計測回路を示す。この回路は、従来の Schauer の回

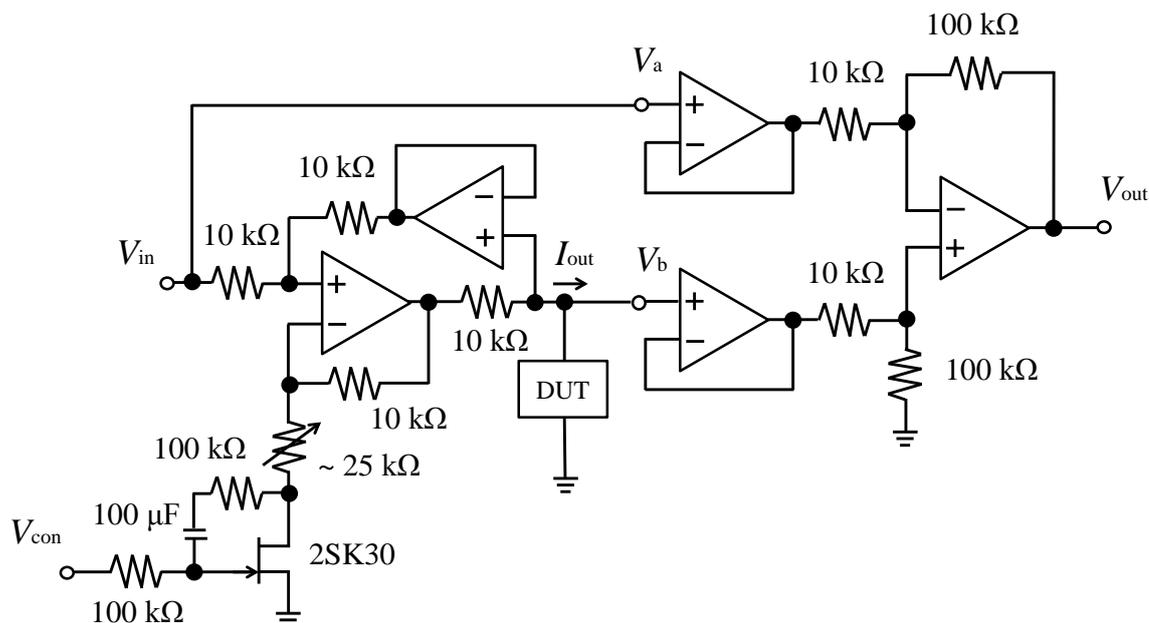


図 2.6 電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路

路に、J-FET を用いた電圧電流変換回路を付加した構成となっている。この回路には、次の2つの特徴がある。

(1) 電圧電流変換特性：

Schauer の回路の前段に付加した電圧電流変換回路により、入力信号  $V_{in}$  の電圧に応じた電流を被測定物 (Device Under the Test ; DUT) である超電導コイルに直接流せるため、コイル電流  $I_L$  を検出するための電流シャント抵抗が不要である。このため電源と超電導コイルのグラウンドを共通にすることが可能であり、図 2.5 の回路と比較してノイズに強い回路構成となっている。

(2) 利得可変特性：

図 2.5 の回路における可変抵抗  $R_3$  の代わりに、J-FET を電圧制御抵抗として利用することで、利得可変特性を実現している。振幅制御端子  $V_{con}$  の電圧を調整することで J-FET の出力抵抗の大きさを変化させ、DUT を介した応答信号の振幅  $V_b$  を制御することができる。これにより、 $V_{con}$  の電圧によって Schauer の回路の出力電圧  $V_{out}$  の振幅を調整することが可能となり、可変抵抗の手動調整が不要となる。

通常、J-FET は非線形であり線形では利用できないため、改善策として帰還ループを構成してドレイン電圧をゲート端子に 1/2 帰還することで補正している。また、出力抵抗が線形とみなせるゲート電圧の範囲内 (約-0.5~-1.5 V 程度) で利用している。

### 2.3.5 シミュレーション結果

図 2.6 の回路を用いた位相差計測結果をシミュレーションにより確認する。被測定物 DUT として、キャパシタ  $C$  と抵抗  $R$  による 1 次遅れ系を用いて既知の位相差を与えた。このとき位相差の理論式は、

$$\Delta\phi = \tan^{-1}(\omega RC) \quad (2.24)$$

で与えられる。入力信号  $V_{in}$  として振幅 500 mV、周波数 60 Hz の正弦波を入力し、 $R = 10 \text{ k}\Omega$  で固定して  $C$  により位相差を変化させた。シミュレーションには LTspice を利用し、 $V_{con}$  の電圧をスイープさせて  $V_{out}$  が最小になる点を探索し、その際の振幅  $\gamma_{min}$  を測定することで位相差を求めた。シミュレーション結果を表 2.1 に示す。これより、位相差約 0.26 deg 程度までは真値と測定値との誤差率 1 % 未満で測定できていることが確認できた。また、位相差が小さくなるほど誤差率が大きくなっているが、これは位相差が小さくなるにつれて  $\gamma_{min}$  も数ミリボルトと小さくなってしまったためだと考えられる。

## 2.4 まとめ

本章では、本論文で提案する「簡易型微小位相差計測回路」の基本となる Schauer の回路の動作原理について述べた。この回路は、ロックインアンプやネットワーク・アナライザ等の計測機器と比較して小型で安価な構成ながら、2 つの信号間の位相差を求めることができる回路であった。また、Schauer の回路の応用として超電導コイルの交流損失測定に着目し、J-FET を用いた電圧電流変換回路を付加した測定回路を提案しシミュレーションにより動作を確認した。

表 2.1 シミュレーションによる位相差計測結果

| $C$ [nF] | $R$ [k $\Omega$ ] | $\gamma_{\min}$ [mV] | $\Delta\phi$ (measured)<br>[deg] | $\Delta\phi$ (theoretical)<br>[deg] | error rate [%] |
|----------|-------------------|----------------------|----------------------------------|-------------------------------------|----------------|
| 9.9370   | 10                | 187.363              | 2.1475                           | 2.1454                              | 0.10           |
| 8.4190   | 10                | 158.802              | 1.8200                           | 1.8179                              | 0.12           |
| 6.7360   | 10                | 127.119              | 1.4568                           | 1.4547                              | 0.15           |
| 4.7450   | 10                | 89.619               | 1.0270                           | 1.0248                              | 0.21           |
| 4.3290   | 10                | 81.781               | 0.9372                           | 0.9350                              | 0.24           |
| 3.9880   | 10                | 75.355               | 0.8635                           | 0.8613                              | 0.26           |
| 3.2350   | 10                | 61.167               | 0.7009                           | 0.6987                              | 0.32           |
| 2.7300   | 10                | 51.650               | 0.5919                           | 0.5897                              | 0.38           |
| 2.2730   | 10                | 43.038               | 0.4932                           | 0.4910                              | 0.45           |
| 1.8500   | 10                | 35.059               | 0.4017                           | 0.3996                              | 0.54           |
| 1.4860   | 10                | 28.204               | 0.3232                           | 0.3210                              | 0.69           |
| 1.2050   | 10                | 22.908               | 0.2625                           | 0.2603                              | 0.86           |
| 0.9970   | 10                | 18.988               | 0.2176                           | 0.2154                              | 1.04           |
| 0.8280   | 10                | 15.802               | 0.1811                           | 0.1788                              | 1.25           |
| 0.6870   | 10                | 13.145               | 0.1506                           | 0.1484                              | 1.51           |
| 0.5720   | 10                | 10.977               | 0.1258                           | 0.1236                              | 1.81           |
| 0.4720   | 10                | 9.092                | 0.1042                           | 0.1020                              | 2.20           |
| 0.3810   | 10                | 7.377                | 0.0845                           | 0.0823                              | 2.73           |
| 0.3320   | 10                | 6.454                | 0.0740                           | 0.0717                              | 3.13           |
| 0.2150   | 10                | 4.249                | 0.0487                           | 0.0464                              | 4.84           |
| 0.1790   | 10                | 3.570                | 0.0409                           | 0.0387                              | 5.82           |
| 0.1480   | 10                | 2.986                | 0.0342                           | 0.0320                              | 7.05           |
| 0.1190   | 10                | 2.440                | 0.0280                           | 0.0257                              | 8.76           |
| 0.1030   | 10                | 2.139                | 0.0245                           | 0.0222                              | 10.15          |
| 0.0834   | 10                | 1.769                | 0.0203                           | 0.0180                              | 12.55          |
| 0.0677   | 10                | 1.473                | 0.0169                           | 0.0146                              | 15.40          |
| 0.0562   | 10                | 1.257                | 0.0144                           | 0.0121                              | 18.68          |
| 0.0384   | 10                | 0.923                | 0.0106                           | 0.0083                              | 27.46          |



## 第3章 簡易型微小位相差計測回路の高性能化

### 3.1 はじめに

第2章では、簡易型微小位相差計測回路の応用として超電導コイルの交流損失測定に着目し、その原理と測定回路について述べた。電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路を提案し、被測定物が  $RC$  による一次遅れ系の場合の動作をシミュレーションにより確認した。この回路では、電圧電流変換回路の出力電流を被測定物に供給する構成となっているため、供給できる電流量は電圧電流変換回路の出力段であるオペアンプの出力電流に依存する。実際に超電導コイルの交流損失を測定する際には、アンペアオーダーの大電流をコイルに流し、コイルを安定駆動させる必要がある。しかし、市販されているオペアンプの出力電流は数～数十 mA 程度であり、超電導コイルを安定して駆動するには電流量が不足してしまう。

本章では、超電導コイルに供給できる電流量を増加させることを目的に、AB 級電流バッファを付加した微小位相差計測回路について述べる[23]。被測定物に供給できる電流量を増加させることで、簡易型微小位相差計測回路の応用の幅が広がると思われる。また、測定精度を向上させることを目標に、周波数逡倍回路を付加する改善方法についても述べる[24]。

### 3.2 AB 級電流バッファ

図 2.6 に示した電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路では、被測定物に供給できる電流量がオペアンプの出力電流に依存してしまい、数～数十 mA 程度と制限されてしまう。超電導コイルの安定駆動にはアンペアオーダーの大きな電流が必要であるため、この構成では十分な電流を得ることができず、交流損失を測定することができない。そこで電流バッファを付加した微小位相差計測回路を提案し、被測定物に供給できる電流量を増加させる方法を検討する。

図 3.1 に電流量を増加させるための AB 級電流バッファを示す。この回路は相補型のパワー MOS-FET を用いた AB 級プッシュプル回路[44]で構成されている。パワー MOS-FET は大電力取扱用に設計されており、熱破壊に強くモータ等の重い負荷を駆動する際等に利用される。この回路は N 型と P 型の MOS-FET を上下に重ねており、負荷に対して N 型 MOS-FET が電流をはき出し、P 型 MOS-FET が電流を吸い込むように動作するため、プッシュプル回路と呼ばれている。負荷に流れる電流はすべていずれかの MOS-FET を通過するため、出力波形がクリップしてしまうことはない。また、MOS-FET のゲート部分に抵抗を付加することで無入力 ( $V_{in}=0$ ) 時でも一定レベルのゲート電圧が加わるため、クロスオーバー歪みを除去できる。

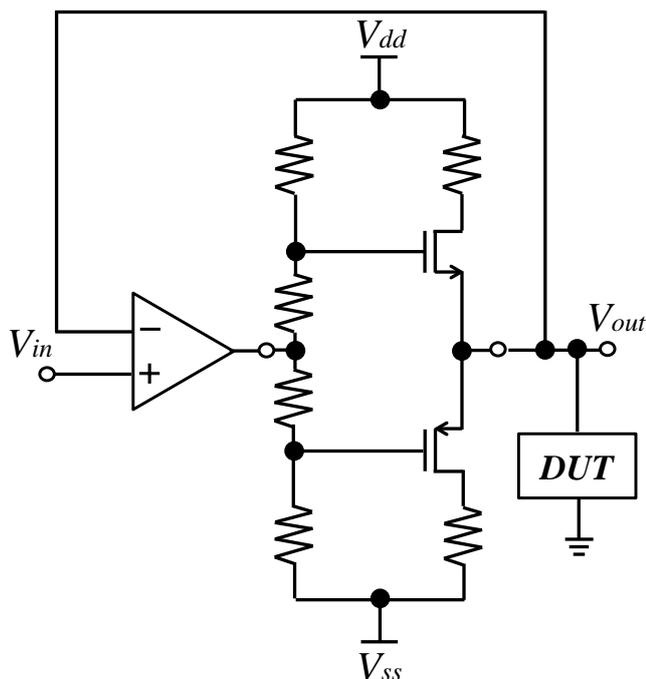


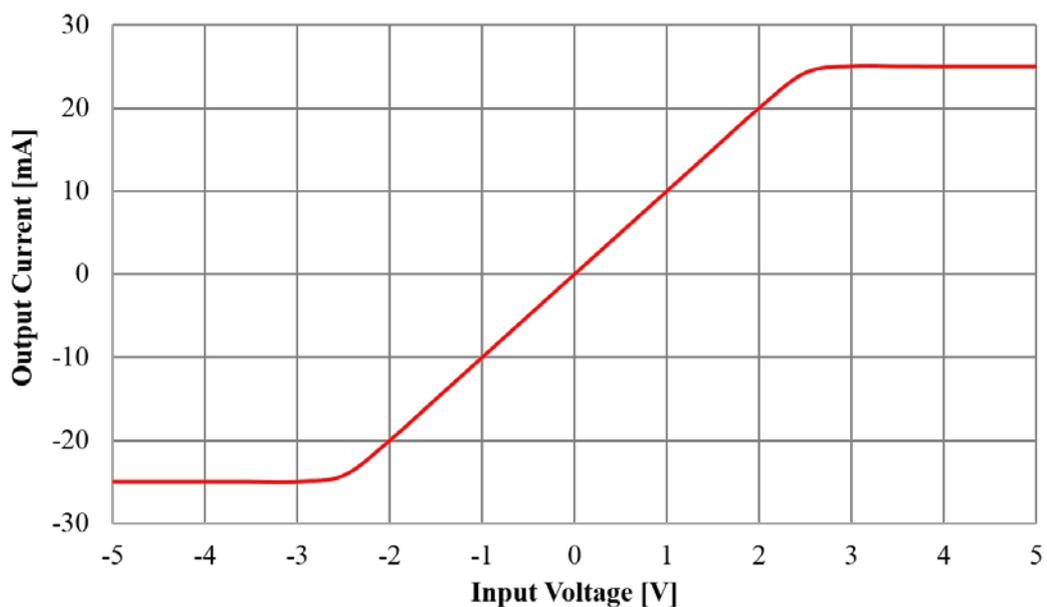
図 3.1 AB 級電流バッファ

AB 級電流バッファを付加する前後の電圧電流変換回路部分の DC 特性を、LTspice を用いたシミュレーションにより確認した。図 3.2 にシミュレーション結果を示す。図 3.2 (a) に示す AB 級電流バッファ付加前の特性では、出力電流範囲は  $\pm 25$  mA 程度であり、超電導コイルを安定して駆動することができない。一方、図 3.2 (b) に示す AB 級電流バッファ付加後の特性では、出力電流範囲は  $-3.4$  A  $\sim$   $4.2$  A 程度まで増幅されており、超電導コイルの駆動に十分な出力電流が得られることが確認できた。

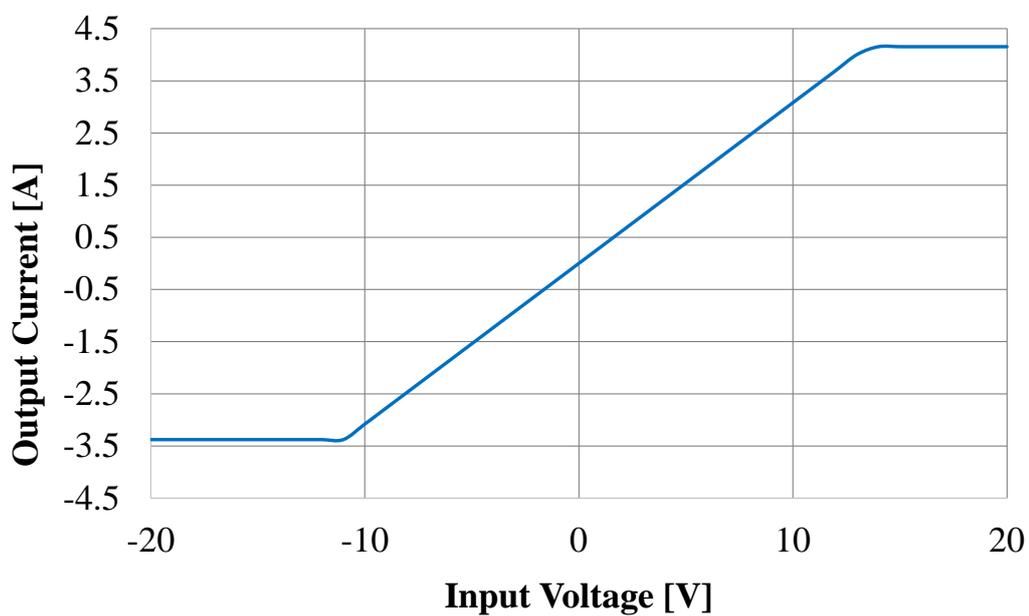
### 3.3 周波数逡倍回路

微小位相差計測回路の測定精度を向上させる方法として、周波数逡倍回路を付加する方法を提案する。この回路によって周波数を逡倍することで、測定対象となる位相差を等価的に拡大でき、測定精度を向上させることができると考えられる。例として、表 2.1 より従来の回路構成では位相差約  $0.2$  deg において誤差率  $1.04$  %であったが、位相差を 2 倍に拡大して約  $0.4$  deg とすると、誤差率  $0.54$  %で測定できることになる。

図 3.3 に周波数逡倍回路を示す。この回路は、乗算器と BPF (Band-Pass Filter) から構成されている。回路への入力信号  $V_{in}$  を



(a) バイラテラル型電圧電流変換回路の直流特性



(b) 電流バッファを付加した電圧電流変換回路の直流特性

図 3.2 電圧電流変換回路部分の直流特性

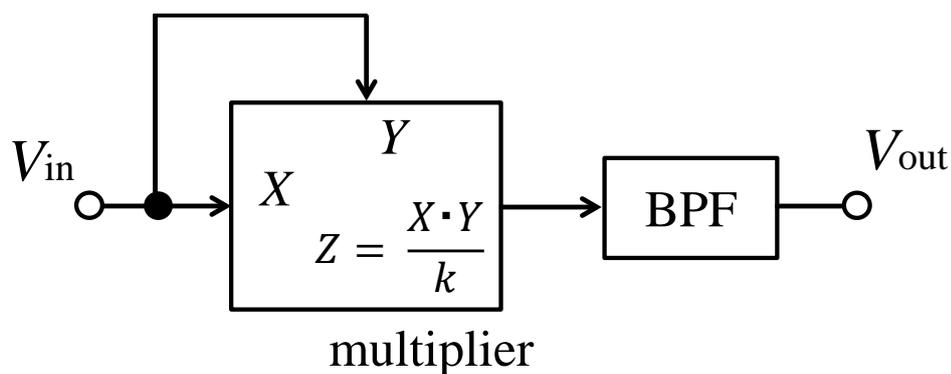


図 3.3 周波数通倍回路

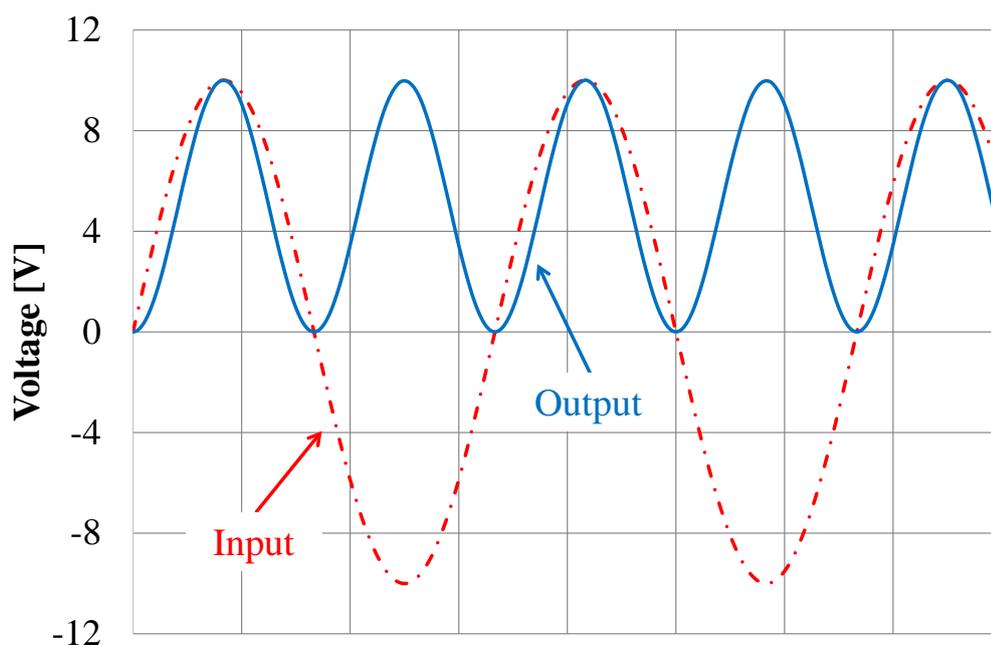


図 3.4 周波数通倍回路の入出力特性

$$V_{in} = \alpha \sin(\omega t + \Delta\varphi) \quad (3.1)$$

とすると、回路の出力  $V_{out}$  は

$$V_{out} = \frac{1}{2k} \alpha^2 - \frac{1}{2k} \alpha^2 \cos 2(\omega t + \Delta\varphi) \quad (3.2)$$

となり、直流成分と2通倍された周波数成分が得られる。しかし、実際にはノイズ

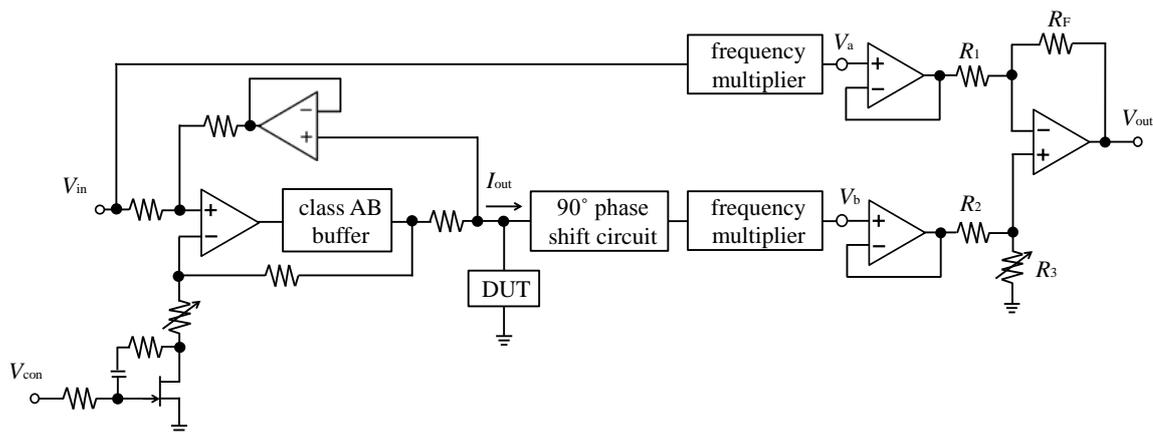


図 3.5 全体回路図

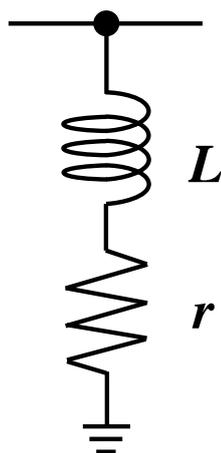


図 3.6 シミュレーションに用いる超電導コイルの等価回路

等の不要な成分が混在してしまう可能性があるため、BPFを通すことで不要な成分を除去し、2倍成分のみを取り出すことができる。

図 3.4 に周波数通倍回路の入出力特性を示す。破線が入力信号，実線が出力信号の波形である。これより，出力信号周波数は入力信号周波数の 2 倍になっていることが確認できる。

### 3.4 シミュレーション結果

図 3.5 に改善した超電導コイルの交流損失測定回路の全体図を示す。この回路は，電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路に，前述した AB 級電流バッファと周波数通倍回路を加えた構成となっている。AB 級電流バッファは，電圧電流変換回路の帰還ループの中に挿入している。これにより，AB 級電流バッファのバイアス変動した場合でも補正できるようにしている。また， $V_a$ ， $V_b$ それぞれの経路



図 3.7 試作した酸化物超電導コイル

に周波数逡倍回路を挿入しており、測定対象となる位相差を等価的に拡大して測定できる。

図 3.5 の回路についてシミュレーションにより動作を確認する。シミュレーションには LTspice を用いた。図 3.6 に今回シミュレーションに用いる超電導コイルの等価回路を示す。シミュレーションにおいて、理想インダクタ  $L$  のみだと損失抵抗はゼロになってしまうため、損失抵抗  $r$  を  $L$  と直列に挿入することで任意の位相差を与えている。この回路における位相差の理論式は、

$$\Delta\varphi = 90 - \tan^{-1}\left(\frac{\omega L}{r}\right) \quad (3.3)$$

で与えられる。

今回、超電導コイルのインダクタンスは  $L = 8.6 \text{ mH}$  とした。これは、本研究室において過去に試作した酸化物超電導コイルのインダクタンスの設計値を想定している。図 3.7 にこの酸化物超電導コイルの外観を、表 3.1 に仕様一覧をそれぞれ示す。この超電導コイルは、50 m 線材 2 本を銀ペーストで接着して作成したパンケーキ型酸化物超電導コイルである。実験用に簡易的な構造で作成したため大きな電流を流すと破損してしまう可能性があり、安全にかつ特性を十分測定可能な許容電流は 1~2 A 程度である。そこで、今回のシミュレーションでは 1 A 程度の電流を流すことを目標とした。また、超電導コイルの交流損失に加えて、リード線や接触部の抵抗等も含めたものを交流損失とする。

表 3.1 試作した酸化物超電導コイルの仕様一覧

|        |                     |                            |
|--------|---------------------|----------------------------|
| Coil : | Type                | Double Pancake             |
|        | Outer Diameter      | 200 mm                     |
|        | Inner Diameter      | 100 mm                     |
|        | Inductance          | 8.6 mH (design)            |
| Wire : | Kind of Wire        | Bi-2223                    |
|        | Width               | 3 mm                       |
|        | Thickness           | 0.3 mm                     |
|        | Number of Filaments | 37 (without twist)         |
|        | Ag : Bi-2223        | 2.2 : 1                    |
|        | Critical Current    | 40 A (at 77 K, self-field) |
|        | Total Length        | 100 m                      |

### 3.4.1 位相差計測結果

提案回路における位相差測定結果と誤差率の関係を、シミュレーションにより確認した。入力信号として振幅 500 mV、周波数 60 Hz の正弦波を用いた。また、 $L = 8.6$  mH に固定し、 $r$  を変化させて位相差を変えた。

図 3.8 に位相差測定結果の理論値とシミュレーション値との誤差率を示す。破線は周波数逡倍回路を付加していない場合、実線は周波数逡倍回路を付加した場合のシミュレーション結果である。位相差約 1.3~2 deg においてはどちらの場合も同程度の誤差率であるが、位相差約 1.3 deg 以下では周波数逡倍回路を付加した場合の方が測定精度が向上していることが確認できた。しかし、周波数逡倍回路を付加した場合でも、位相差が小さくなるにつれて誤差率が上昇してしまっている。これは、表 2.1 の結果と同様に、位相差が小さくなるほど微小位相差計測回路自体の出力振幅が小さくなるためだと考えられる。

### 3.4.2 コイル電流計測結果

提案回路における超電導コイルへの供給電流と測定誤差率の関係を、シミュレーションにより確認した。入力信号は周波数 60 Hz の正弦波で、振幅を変化させることでコイル電流の大きさを変えた。また、DUT には  $L = 8.6$  mH、 $r = 70$  m $\Omega$  を用いた。(3.3) 式より、このときの位相差の理論値は 1.23 deg である。

図 3.9 にコイル電流と測定誤差率との関係を示す。破線が電流バッファを付加していない場合、実線が電流バッファを付加した場合のシミュレーション結果である。電流バッファを付加していない場合は、コイル電流が 0.01 A を超えたあたりで急激に測定誤差率が上昇しており、電流値もほぼ一定となってしまっていることが確

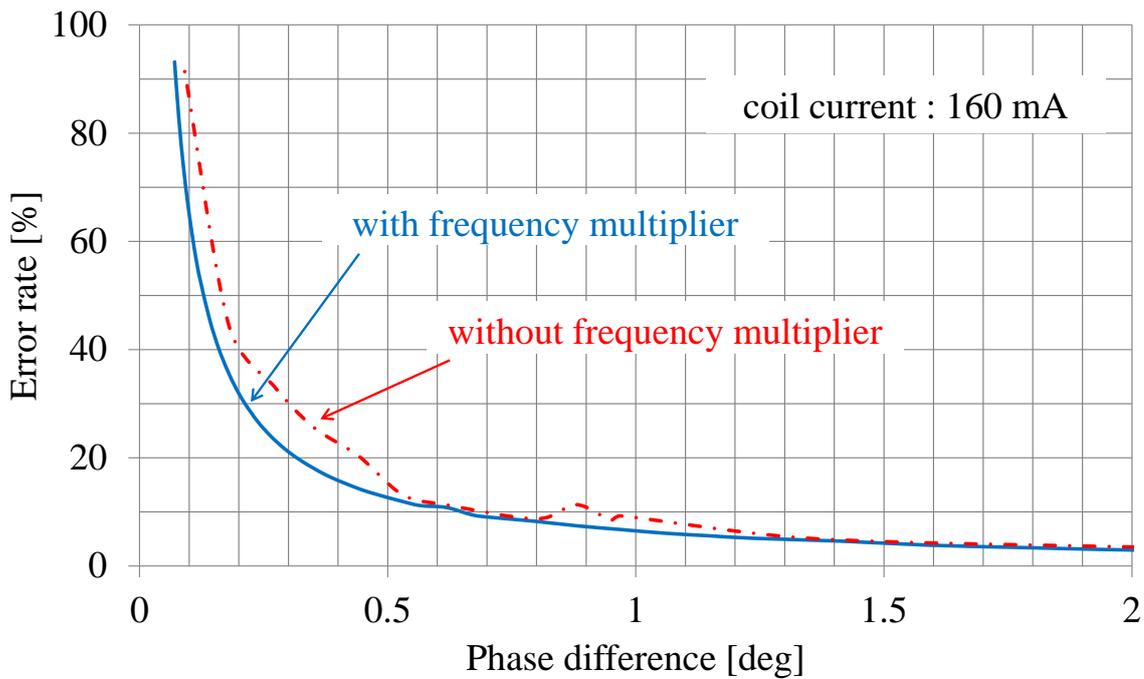


図 3.8 交流損失測定回路による位相差計測結果

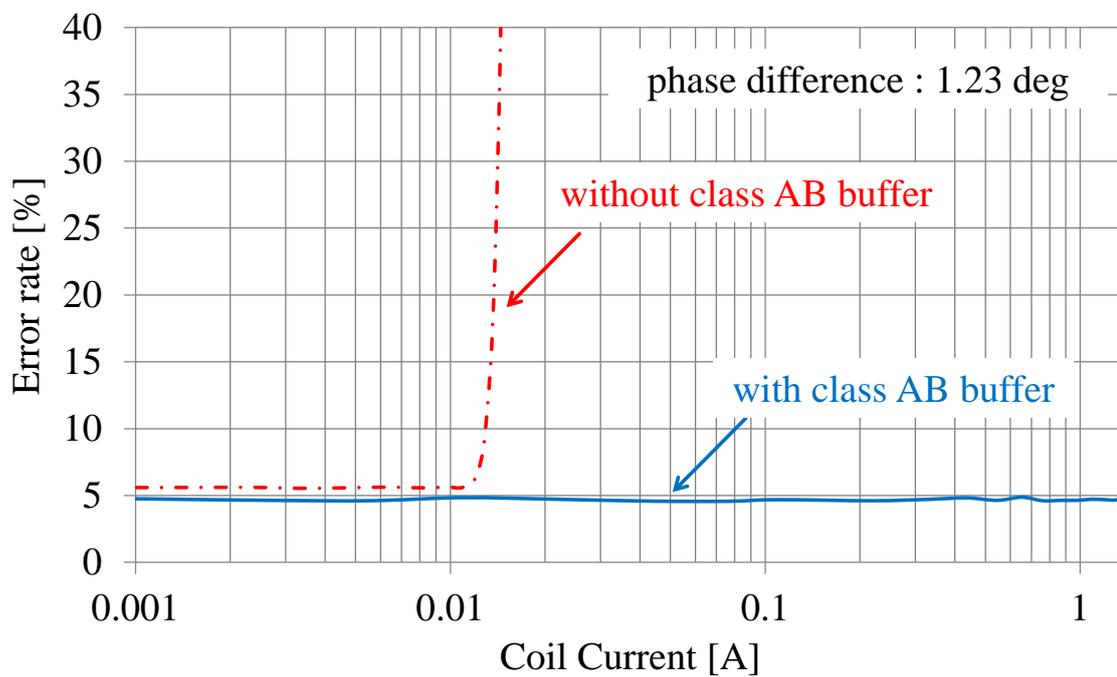


図 3.9 コイル電流計測結果

認できた。一方、電流バッファを付加した場合はコイル電流が1 Aを超えてもほぼ一定の誤差率で精度良く測定できており、電流バッファを付加することの有効性が確認できた。

### 3.5 まとめ

本章では、第2章で述べた電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路の高性能化について検討した。まず、超電導コイルのようにアンペアオーダーの供給電流を必要とする負荷も測定対象とできるよう、AB級電流バッファを付加して被測定物への供給電流量を増加させる方法を提案した。また、測定精度を向上させることを目標に、周波数逡倍回路によって測定周波数を拡大し等価的に位相差を拡大して測定する方法を提案した。超電導コイルを被測定物とした場合の動作をシミュレーションにより検証し、周波数逡倍回路を付加した場合に測定精度が向上することを確認できた。また、電流バッファを付加した場合に、コイル電流が1 Aを超えてもほぼ一定の誤差率で精度良く測定できることを確認できた。



## 第4章 自動計測システム

### 4.1 はじめに

第3章までは、微小位相差の計測に特化した Schauer の回路を用いた簡易型微小位相差計測回路を提案し、応用と高性能化について検討してきた。Schauer の回路では、可変抵抗の値を調整することで出力振幅  $\gamma$  の最小値  $\gamma_{\min}$  を求め、2つの信号間の位相差を測定することができた。また、電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路では、J-FET のゲート電圧制御端子  $V_{\text{con}}$  の電圧値を調整することで  $\gamma_{\min}$  を求めることができた。しかし、測定対象となる位相差が小さくなるにつれて  $\gamma$  も小さくなり、マイクロボルトオーダーでの細かな振幅調整が必要となる。そのため、可変抵抗や制御電圧の値を手動で調整することは面倒であるほか、計測者による人因性誤差の要因となってしまう。そこで、計測値のばらつき解消・計測作業の簡素化等を目的とし、振幅調整を自動で行なう自動計測システムについて研究を行っている。

現在までに PIC や FPGA (Field Programmable Gate Array) を用いた自動振幅調整回路を付加する方法を検討してきたが、ADC (Analog-to-Digital Converter) と DAC (Digital-to-Analog Converter) がデジタル回路から独立しており、回路が複雑になってしまい制御が煩雑であった。

本章では、ADC と DAC を内蔵した Arduino ボードを用いた自動振幅調整回路と自動振幅調整プログラムを提案する[25]-[27]。

### 4.2 自動振幅調整回路

図 4.1 に自動振幅調整回路を付加した微小位相差計測回路を示す。この回路は、Schauer の回路の可変抵抗の代わりに J-FET を電圧制御抵抗として利用し[45]、検波回路と Arduino ボードからなる自動振幅調整回路を付加した構成となっている。

図 4.2 と表 4.1 に、今回使用した Arduino Due の外観と主な仕様を示す[46]。Arduino Due は最大分解能 12 bit の ADC と DAC を内蔵しており、PIC や FPGA を用いた回路よりも制御と回路構成の簡素化を実現できた。

自動振幅調整回路では、まず、微小位相差計測回路からの出力を HPF (High-Pass Filter) に通すことで、オフセット電圧等の直流成分を除去する。次に、 $V_{\text{out}}$  の振幅  $\gamma$  は数十～数百ミリボルトと小さいため 2 段のオペアンプで増幅し、LPF (Low-Pass Filter) により遮断周波数以上の余分な高周波数成分を除去した後、ダイオード検波回路により直流電圧へと変換する。ダイオードは、電圧降下の小さいショットキーバリアダイオードを用いた。その後、Arduino のアナログポートへと入力し内部

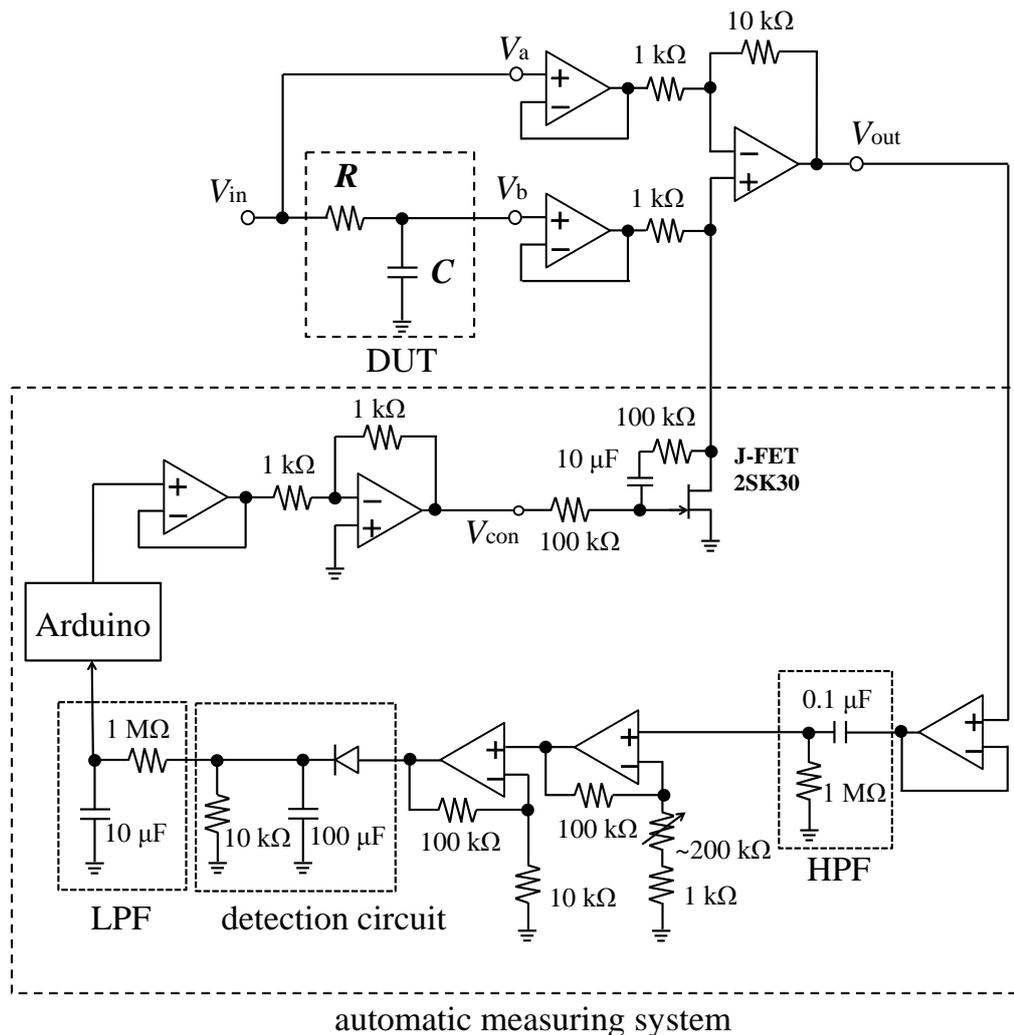


図 4.1 自動振幅調整回路を付加した微小位相差計測回路

ADCによりAD変換を行う。Arduinoからは内部DACによりDA変換された直流電圧が出力され、利得1倍の反転増幅回路により負の電圧へと変換した後、微小位相差計測回路のフィードバック端子  $V_{con}$  へ帰還している。このフィードバック電圧をArduinoの処理により制御することで、J-FETのゲート電圧を変化させ電圧制御抵抗として利用し、微小位相差計測回路の出力振幅を調整することができる。

この回路のベースとなる微小位相差計測回路は差動増幅回路の形になっており、2組の相対的な抵抗比が等しくなるように自動振幅調整回路によってJ-FETの出力抵抗を制御する。そのため、抵抗の温度特性等により回路特性が変化してしまった場合にも対応可能である。

表 4.1 Arudino Due 仕様表

|                   |               |
|-------------------|---------------|
| CPU core          | ARM Cortex-M3 |
| CPU clock         | 84 MHz        |
| Operating voltage | 3.3 V         |
| ADC capabilities  | 12-bit        |
| DAC capabilities  | 12-bit        |

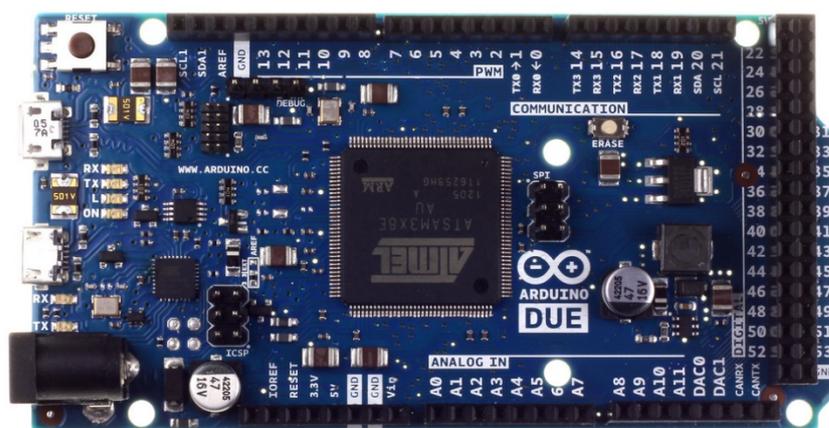


図 4.2 Arduino Due

### 4.3 自動振幅調整プログラム

図 4.1 の回路において、微小位相差計測回路の出力振幅  $\gamma$  とフィードバック電圧  $V_{con}$  の関係は下に凸の波形となり、自動振幅調整プログラムにより  $\gamma$  が最小となるように  $V_{con}$  を収束させることで最小振幅  $\gamma_{min}$  が求まる。

図 4.3 に自動振幅調整プログラムのフローチャートを示す。

- STEP 1 :  $V_{con} = 0$  となるように Arduino の出力電圧を初期化し、レジスタ  $minv$  に格納する。
- STEP 2 : Arduino のアナログ入力ポートの電圧値  $V_A$  をレジスタ  $minr$  に格納する。
- STEP 3 : 出力電圧を 1 つインクリメントし、この時のアナログ入力ポートの電圧値  $V_A'$  と  $minr$  とを比較する。
- STEP 4 :  $V_A' < minr$  ならば  $minr$  の値を更新し、その時の  $V_{con}$  を  $minv$  に格納する。
- STEP 5 :  $V_{con} = 4095$  となるまで STEP 2~STEP 4 までを繰り返し、最終的に  $minv$  に格納されている値が  $\gamma_{min}$  の時の  $V_{con}$  となる。

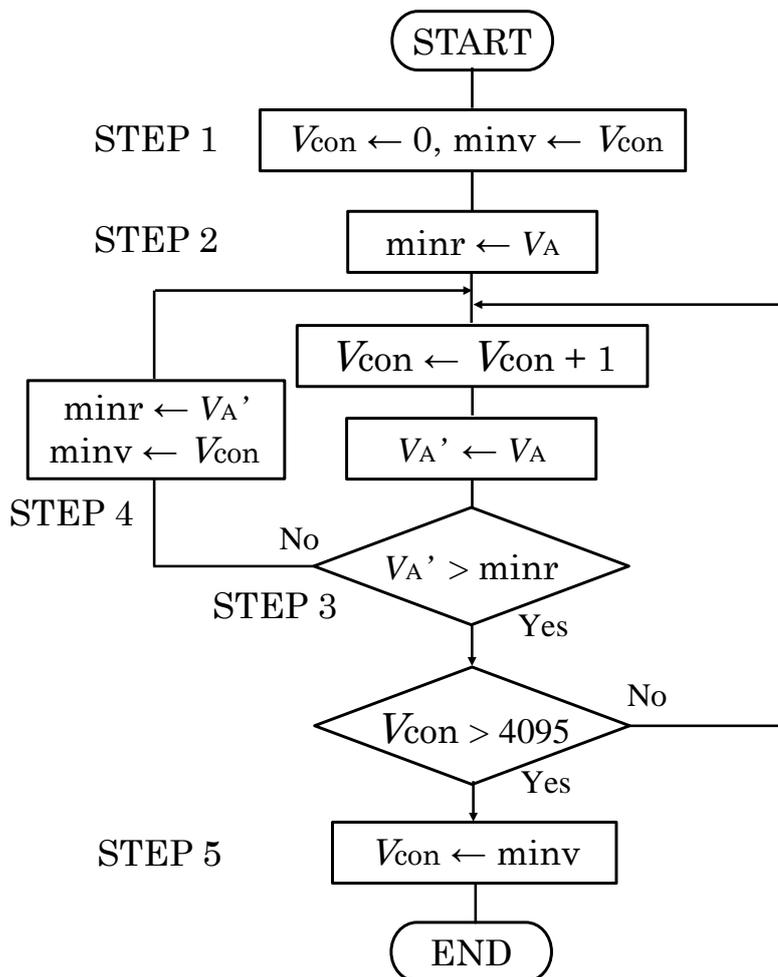


図 4.3 自動振幅調整プログラムのフローチャート

図 4.4 (a) に  $V_{con}$  と  $\gamma$  の関係を示す。このプログラムでは  $V_{con}$  の値を増やしなが  
ら  $\gamma_{min}$  を探索する（以下、パターン A）。理論的には  $minr$  と  $V_A'$  の大小関係が逆転  
した時点で終了する方が効率的であるが、実際には最小点付近はしばらくの間ほぼ  
一定の電圧値となる。また  $V_A$  の読み値は数ミリボルト程度変動してしまうため、  
図 4.3 のような手法をとっている。

また、プログラムの違いによって計測結果に差が生じるのかを検証するために、  
図 4.4 (b) のようにこの方法とは逆に  $V_{con}$  の値を減らしながら  $\gamma_{min}$  を探索するプロ  
グラム（以下、パターン B）についても検証し、これら 2 通りのプログラムを用い  
て位相差計測実験を行った。

#### 4.4 自動計測システムによる位相差計測実験

図 4.1 の回路を用いて位相差計測実験を行なった。被測定物として、 $R$  と  $C$  によ  
る一次遅れ回路を用いて既知の位相差を与えた。このとき位相差の理論式は、

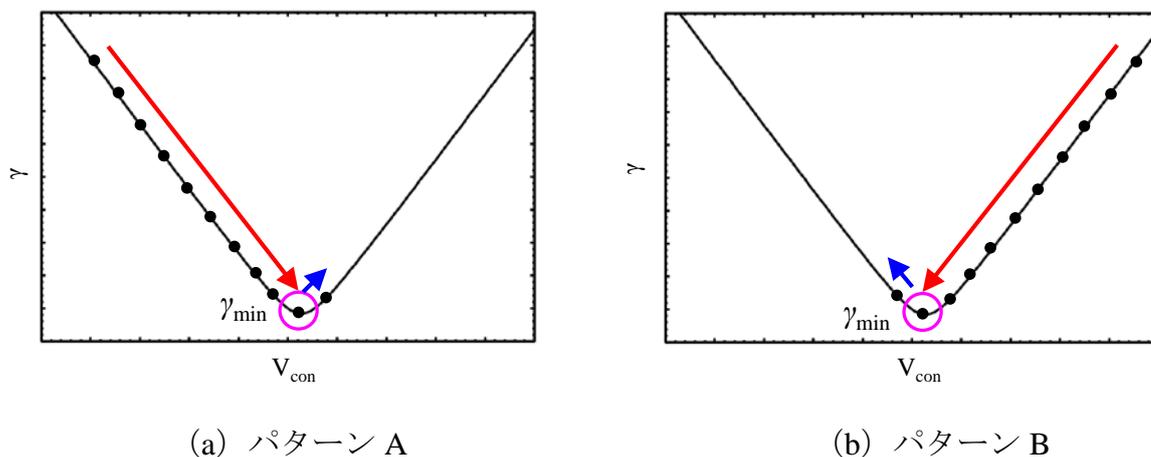
図 4.4 自動振幅調整における  $V_{con}$  と  $\gamma$  の関係

表 4.2 予備実験結果

| $C$ [nF] | $\Delta\phi$ [deg]<br>(theoretical) | pattern A                        |                | pattern B                        |                |
|----------|-------------------------------------|----------------------------------|----------------|----------------------------------|----------------|
|          |                                     | $\Delta\phi$ [deg]<br>(measured) | error rate [%] | $\Delta\phi$ [deg]<br>(measured) | error rate [%] |
| 1.7827   | 0.6413                              | 0.6414                           | 0.01           | 0.6411                           | -0.03          |
| 0.9793   | 0.3523                              | 0.3525                           | 0.07           | 0.3525                           | 0.07           |
| 0.6847   | 0.2463                              | 0.2461                           | -0.06          | 0.2464                           | 0.04           |
| 0.4678   | 0.1683                              | 0.1684                           | 0.06           | 0.1681                           | -0.11          |

$$\Delta\phi = \tan^{-1}(\omega RC) \quad (4.1)$$

で与えられる。入力信号として振幅 500 mV、周波数 1 kHz の正弦波を入力し、 $R = 1 \text{ k}\Omega$  で固定して  $C$  により位相差を変化させた。また、理論値の計算にはインピーダンス・アナライザ（横河 HP 製 4192A）により測定した  $R$  と  $C$  の値を用い、最小振幅  $\gamma_{min}$  の計測にも同機器を使用した。

#### 4.4.1 予備実験

提案回路の動作を確認するための予備実験を行った。Arduino から固定電圧を出力するだけのプログラムを作成して実装し、1 回の計測毎に Arduino の出力電圧の値を書き換えながら  $V_{con}$  と  $\gamma$  の計測を繰り返した。 $\gamma$  の値を前述したインピーダンス・アナライザにより計測し、この最小値を  $\gamma_{min}$  とした。表 4.2 に予備実験の結果を示す。計測値約 0.17 deg~0.65 deg において、パターン A とパターン B のプログラムのように Arduino の出力電圧を増やしていく場合と減らしていく場合の実験を行った。双方とも理論値 - 計測値の誤差率は  $\pm 0.11\%$  以下と低い数値となった。

よって、提案回路は有用であり、プログラムの違いによる結果の違いはほぼ無いことが確認できた。

#### 4.4.2 自動計測実験

次に、自動化した際の精度を確認するために Arduino の出力電圧を自動振幅調整プログラムにより制御し実験を行なった。図 4.5 に位相差計測回路の出力電圧  $V_{out}$  の出力波形と FFT 波形を示す。 $V_{out}$  には高調波成分が含まれており、この影響で検波回路がうまく動作していないことが分かった。これは J-FET のゲート電圧  $V_{GS}$  を線形領域外となる大きさに使用していたことが原因だと考えられる。

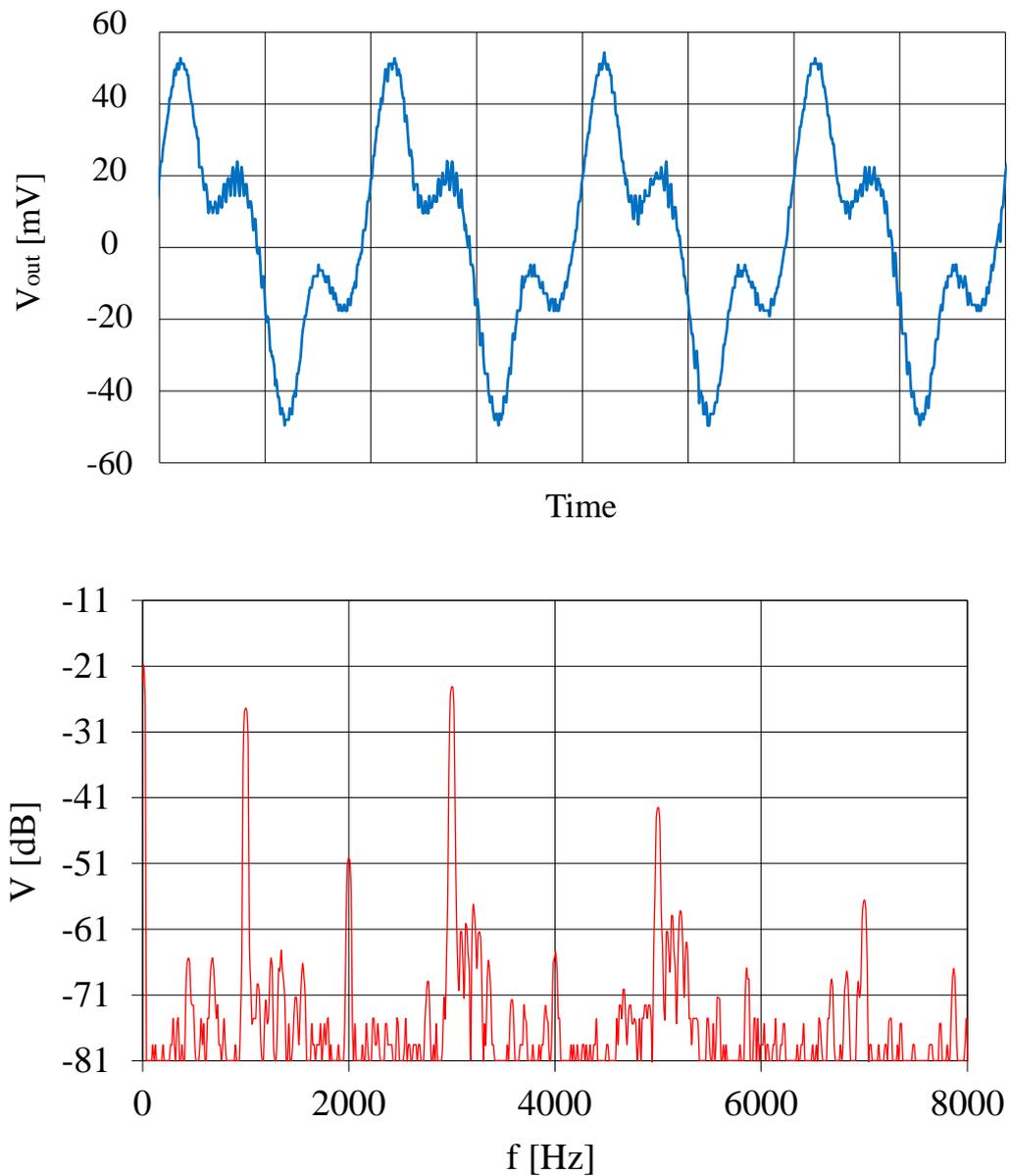


図 4.5 自動計測実験における  $V_{out}$  波形と FFT 結果

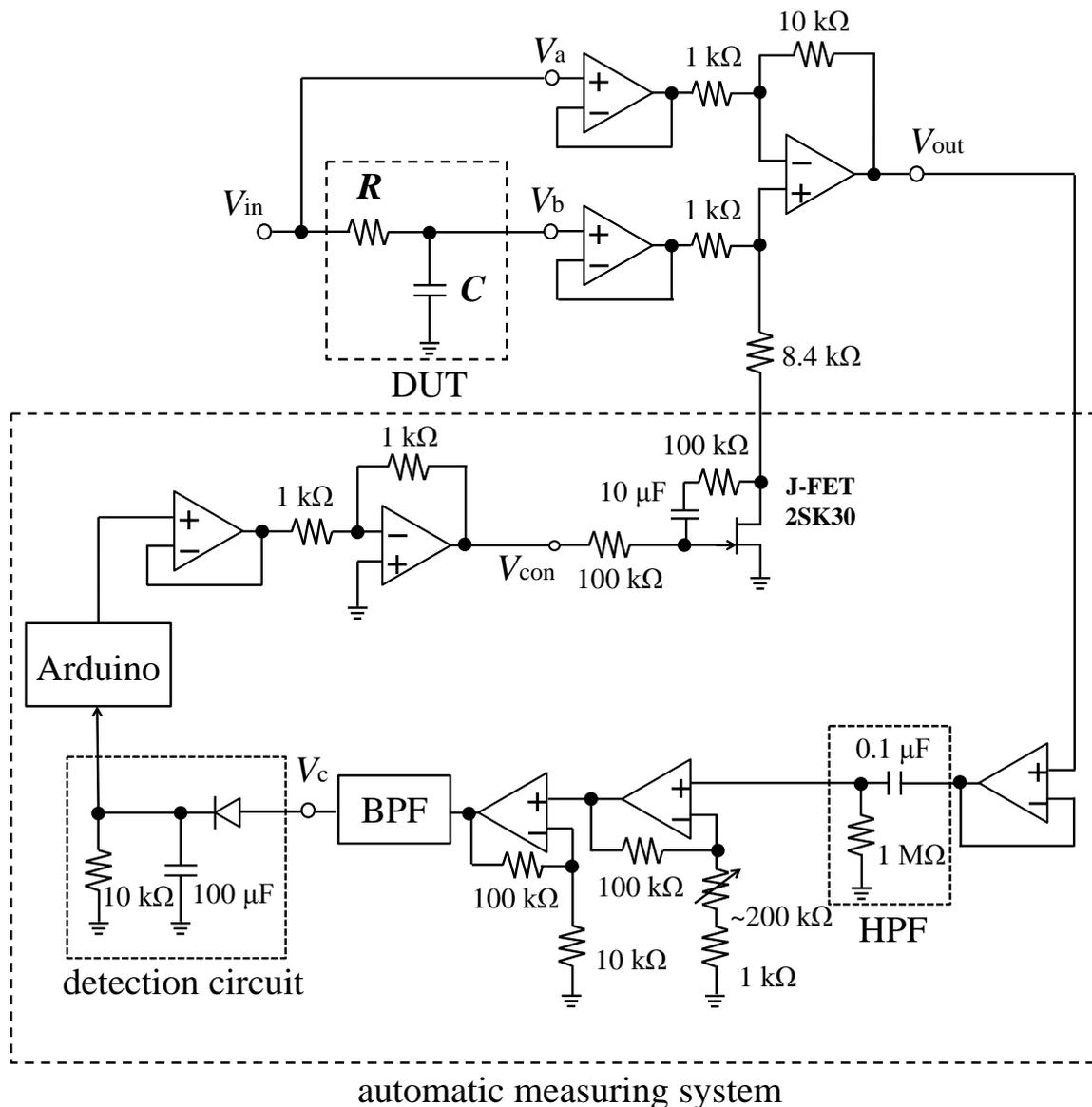


図 4.6 改善版自動振幅調整回路を付加した微小位相差計測回路

#### 4.4.3 自動振幅調整回路の改善

図 4.6 に改善版自動振幅調整回路を付加した微小位相差計測回路を示す。この回路は J-FET のドレイン側に固定抵抗を挿入し J-FET による電圧制御抵抗との合成抵抗として利用することで、J-FET が線形領域内で動作するようにしている。また、検波回路の前段に BPF (Band-Pass Filter) を挿入することで高調波の影響を低減している[47]。

図 4.7 に微小位相差計測回路の出力電圧  $V_{out}$  と BPF 通過後電圧  $V_c$  の波形を示す。また、図 4.8 に  $V_c$  の FFT 波形を示す。これらのグラフより、改良版自動計測システムでは高調波の影響を低減できていることが確認できる。

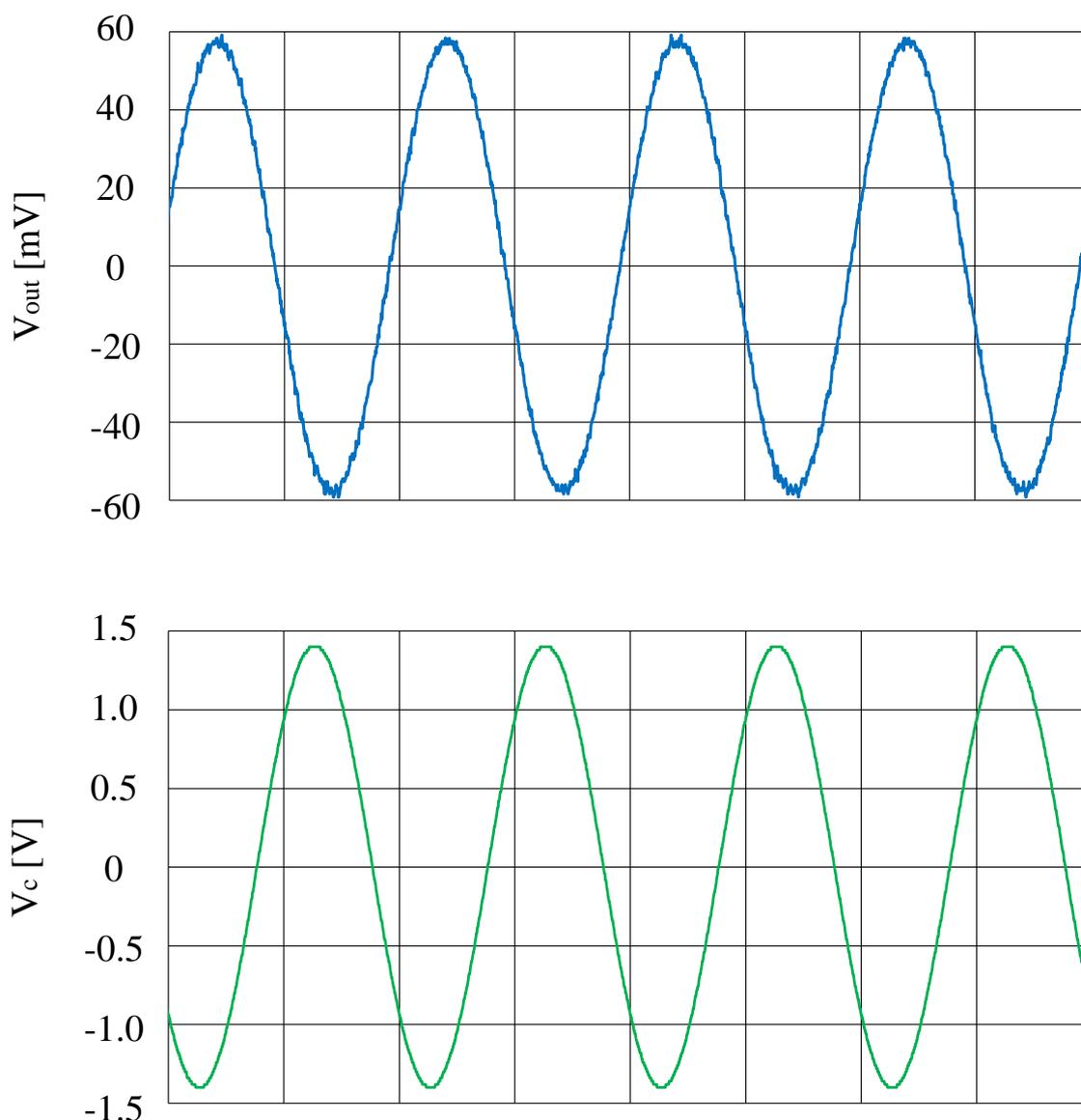
図 4.7 図 4.6 の回路における  $V_{out}$  と  $V_c$  波形

表 4.3 に図 4.6 の回路を用いて予備実験と同じ条件で自動計測実験を行った結果を示す。自動振幅調整プログラムはパターン A を用いてレジスタ `minr` の値を比較更新していき、これが最小となる時の  $\gamma$  を  $\gamma_{min}$  とした。これより、自動計測の場合は計測値約  $0.17 \text{ deg} \sim 0.65 \text{ deg}$  において理論値 - 計測値の誤差率 1.08% 以下で計測することができた。同程度の位相差において可変抵抗の値を手動調整した場合の誤差率は最低でも 4% 程度であり、計測精度は向上している。また、一般的なロックインアンプの位相分解能は  $0.01 \sim 0.001 \text{ deg}$  程度であるが、今回提案したシステムでは見かけの誤差率は大きいものの  $0.001 \sim 0.0001 \text{ deg}$  の桁まで高精度で計測できている。

この回路では自動振幅調整回路の時定数の影響で、検波回路通過後の電圧が収束

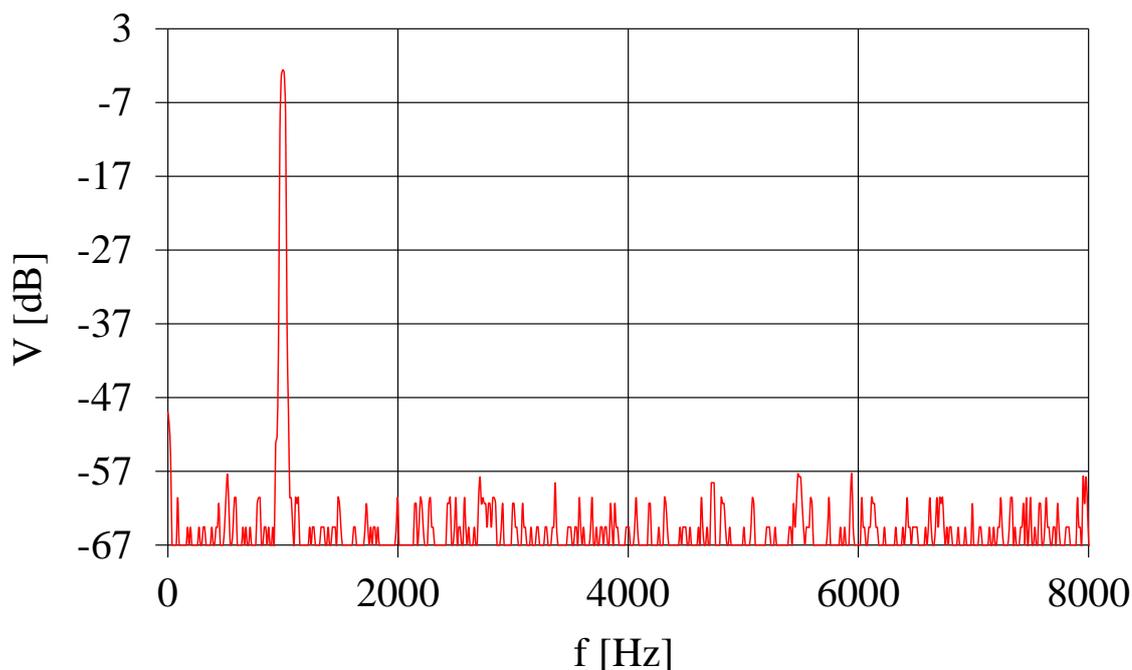
図 4.8 図 4.6 の回路における  $V_c$  の FFT 結果

表 4.3 自動計測実験結果

| C [nF] | $\Delta\phi$ [deg] (theoretical) | $\Delta\phi$ [deg] (measured) | error rate [%] |
|--------|----------------------------------|-------------------------------|----------------|
| 1.7829 | 0.64137                          | 0.64163                       | 0.04           |
| 0.9791 | 0.35222                          | 0.35291                       | 0.20           |
| 0.6846 | 0.24628                          | 0.24704                       | 0.31           |
| 0.4674 | 0.17074                          | 0.17259                       | 1.08           |

し Arduino の AD 変換後の読み値が安定するまでに数秒かかってしまう。このため今回の実験における計測時間は数分程であるが、超電導コイルの交流損失測定のように対象があまり変化しない場合には問題なく利用することができる。

## 4.5 まとめ

本章では、微小位相差計測における計測値のばらつき解消・計測作業の簡素化等を目的とし、測定を自動化するための自動計測システムと自動振幅調整プログラムについて検討した。Schauer の回路における振幅調整の自動化を目的に、J-FET や Arduino Due を用いた自動振幅調整回路を提案した。従来の PIC や FPGA を用いた自動振幅調整回路と比較して、制御と回路構成の簡素化を実現できた。

また、最小振幅の探索方法が異なる 2 通りの自動振幅調整プログラムを用いて、予備実験によりプログラムによる結果の違いはほぼ無いことを検証した。提案したプログラムを用いて実際に自動計測実験を行ったところ、Schauer の回路の出力電

圧に高調波成分が含まれてしまっており, うまく最小振幅を探索できていないことがわかった。

そこで, 高調波の影響を低減するための改善版自動振幅調整回路を提案し, 自動計測実験により約  $0.17\sim 0.65$  deg の位相差において誤差率 1.08 % 以下という結果を得た。



## 第5章 簡易型微小位相差計測回路を用いた膀胱内尿量計測

### 5.1 はじめに

簡易型微小位相差計測回路の応用として、生体インピーダンス計測への適用について検討しており、特に膀胱内尿量計測について研究を行っている。近年高齢化社会における高齢者介護の負担は大きく、特に尿失禁による介護者の負担や被介護者の精神的苦痛は大きな問題となっている。膀胱内尿量をリアルタイムでモニタリングし排尿を事前検知できるシステムが確立できれば、尿失禁を防止し介護者の負担を軽減でき、被介護者の QOL (Quality of Life) の向上も望める。膀胱内尿量計測を行う機器としては超音波式のものはいくつか市販されているが、一般家庭で購入するには高価である、持ち運びに適していない、測定姿勢に条件があるなどの問題点がある[48]。また生体インピーダンスによる膀胱内尿量計測については以前より検討されているが、現時点では実用化に至っていない。そこで我々は、提案した簡易型微小位相差計測回路を用いることでインピーダンスと併せて膀胱の左右 2 点の電圧の位相差を測定し、複合的に膀胱内尿量の変化を推定できないかと考えた。

本章では、定電流源回路（バイラテラル回路）と簡易型微小位相差計測回路を用いて、4 電極方式により膀胱内尿量に応じたインピーダンスと膀胱の左右 2 点の電圧の位相差を非侵襲で求める回路を提案する。

### 5.2 生体インピーダンス計測

生体インピーダンス計測は生体分野においてよく利用されている手法であり、心拍や呼吸量などの計測に用いられるほか、身近な例としては体脂肪計にも応用されている。生体インピーダンス計測には生体電気インピーダンス法（Bioelectrical Impedance Analysis ; BIA 法）という手法が用いられており、BIA 法では人体に微弱な交流電流を流した際に生じる電圧を測定することでインピーダンスを求める[49]。

図 5.1 に生体インピーダンスの電氣的等価回路を示す[50]。 $R_e$  は細胞外液抵抗、 $R_i$  は細胞内液抵抗、 $C_m$  は細胞膜容量を表している。このように生体インピーダンスは抵抗成分と容量成分による集中定数回路で表現でき、容量成分が含まれているため印加する交流電流の周波数によって大きく変化する[51]。

図 5.2 に BIA 法に用いる 4 端子法の原理図を示す。 $Z$  は被測定物のインピーダンス、 $z_1 \sim z_4$  はそれぞれリード線や接触部分等の合成インピーダンスである。4 端子法では電圧端子と電流端子が独立しており、合計 4 本のリード線が必要である。1

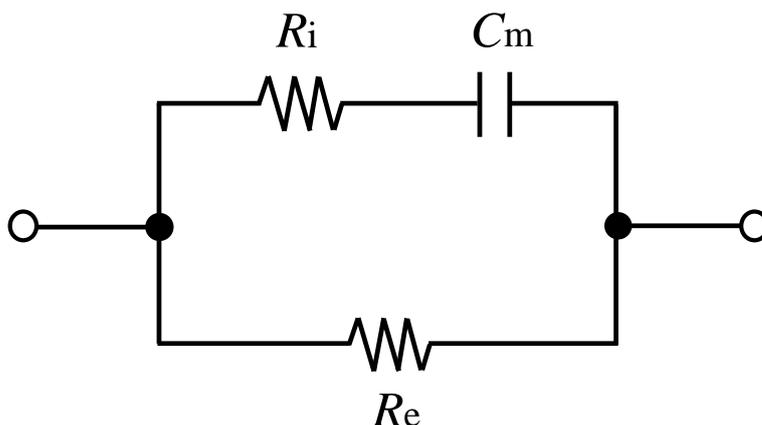


図 5.1 生体インピーダンスの電氣的等価回路

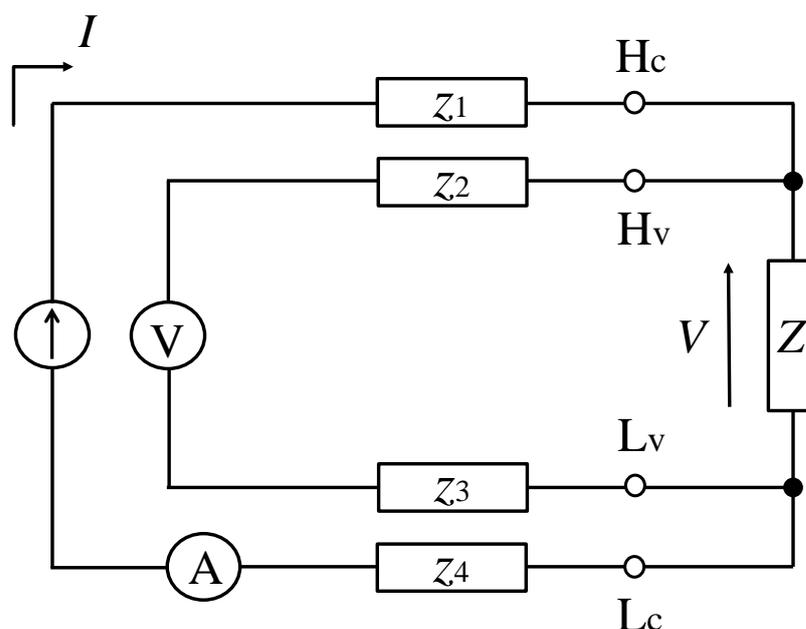


図 5.2 4端子法の原理図

対の電流電極 ( $H_c$ - $L_c$ ) から被測定物  $Z$  へ電流  $I$  を加え, もう 1 対の電圧電極 ( $H_v$ - $L_v$ ) により  $Z$  に生じる電圧  $V$  を検出する。電圧計の入力インピーダンスが十分に大きい場合, 信号源から印加された電流は全て  $Z$  に流れる。このため  $z_1 \sim z_4$  の影響を無視することができ,  $V$  と  $I$  から被測定物のインピーダンスを正確に求めることができる。

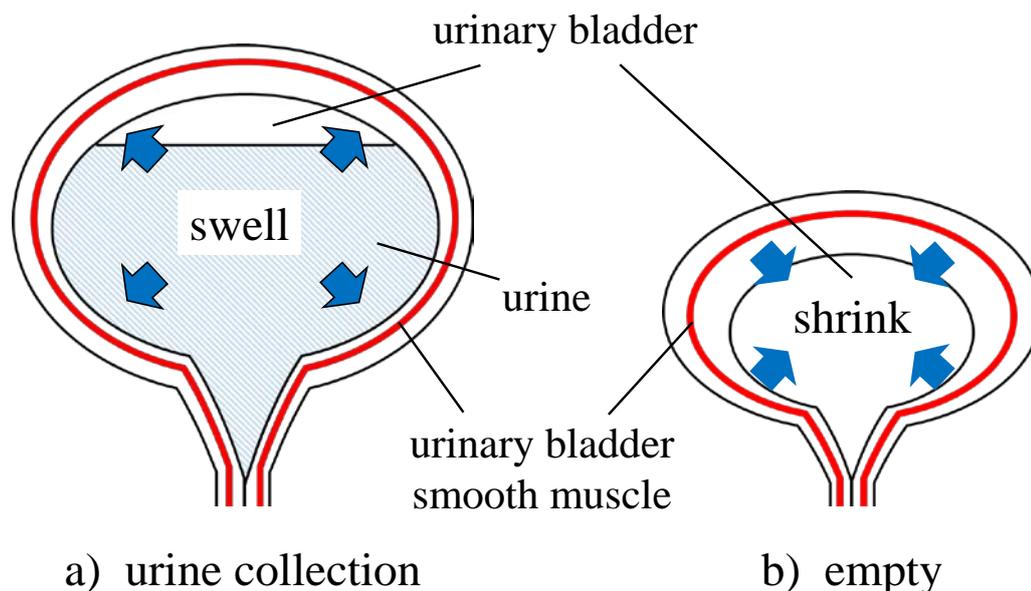


図 5.3 膀胱内尿量に応じた膀胱形状の変化

### 5.3 膀胱内尿量計測の原理

一般に、膀胱の容量は成人で 500 ml 程度といわれているが、250~600 ml 程度と個人差があるほか、男女によっても異なる[52]。約 150 ml 程度尿が溜まると軽い尿意を、250 ml 程度溜まると強い尿意を覚えるとされている。

図 5.3 に膀胱内尿量に応じた膀胱形状の変化を示す。図中 a)のように膀胱内に尿が蓄積される過程では膀胱平滑筋がゆるみ膀胱は大きく膨らんでおり、蓄尿に併せてインピーダンスは減少していく。また、図中 b)のように膀胱平滑筋が縮むことで尿が排出されると膀胱は小さく収縮し、インピーダンスは上昇する。このように貯尿量に応じてインピーダンスだけでなく膀胱の形状も変化するため、膀胱の左右2点の電圧の位相差も変化するものと考えられる。

### 5.4 膀胱内尿量計測回路

図 5.4 に提案する膀胱内尿量計測回路のブロック図を示す。この回路は電圧電流変換回路、生体インピーダンス計測回路、位相差計測回路、制御用コントローラーである Arduino Due から構成されている。今回、生体に印加する電流は振幅 500  $\mu$ A、周波数 50 kHz の交流電流とした。周波数が低いと小さな電流でも生体への刺激に、高いと熱エネルギーによる熱傷の原因となり、一般に生体インピーダンス計測では安全性を考慮して周波数 50 kHz の交流電流が用いられている[50]。また、素子値の精度が問題になる箇所には金属皮膜抵抗とスチロールコンデンサを選択し、それぞれ LCR メータにより値を測定したものを使用した。以下に各回路の動作を述べる。

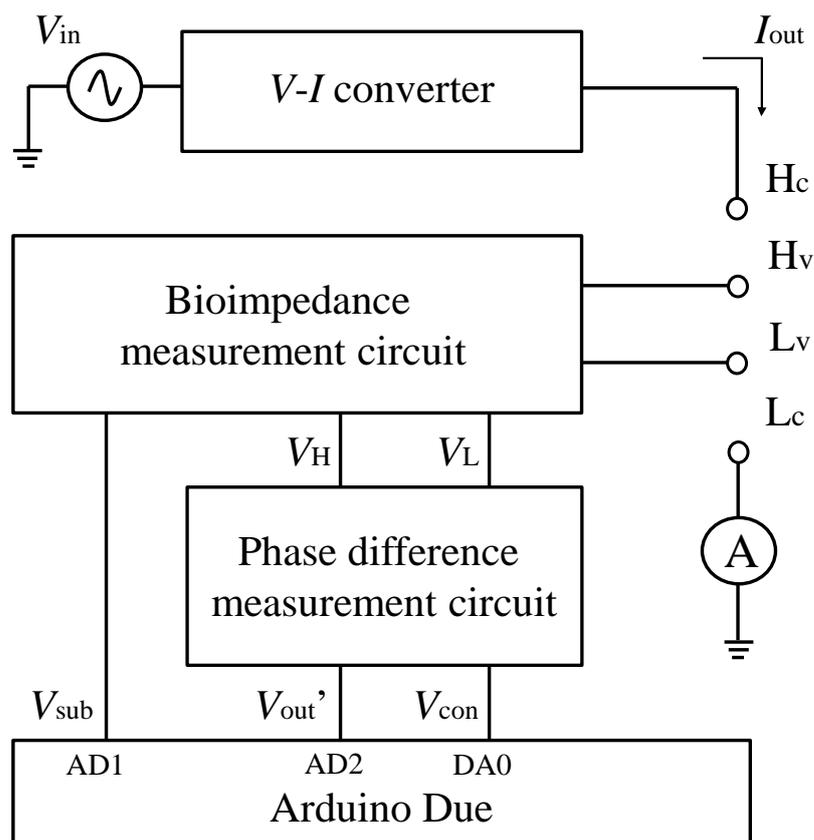


図 5.4 膀胱内尿量計測回路

### 5.4.1 電圧電流変換回路

図 5.5 に電圧電流変換回路を示す。この回路はバイラテラル回路と呼ばれ両帰還構成を用いており、生体に交流電流を流すための定電流源の役割を担っている[53]。4 つの抵抗  $R_1 \sim R_4$  が全て等しいとき、バイラテラル回路の出力電流  $I_{out}$  は

$$I_{out} = \frac{V_{in}}{R_5} \quad (5.1)$$

となり、 $I_{out}$  の大きさは入力電圧  $V_{in}$  と電流制御抵抗  $R_5$  によって決定される。安定して一定値の電流を供給するためには  $R_1 \sim R_4$  のマッチング精度が重要である。 $I_{out}$  はリード線を経由して生体電流電極  $H_c$  から生体に供給される。今回、 $V_{in}$  は振幅 500 mV、周波数 50 kHz の正弦波とし、 $R_1 \sim R_4 = 100 \text{ k}\Omega$ 、 $R_5 = 1 \text{ k}\Omega$  とした。



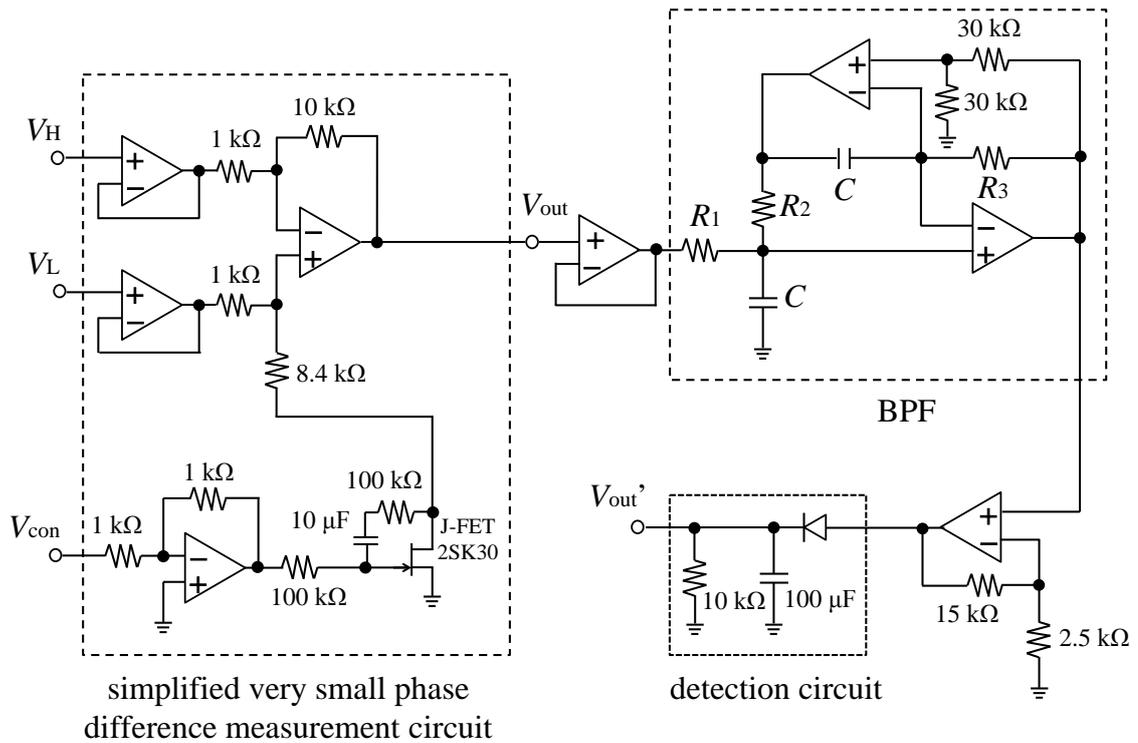


図 5.7 位相差計測回路

### 5.4.3 位相差計測回路

図 5.7 に位相差計測回路を示す。この回路は簡易型微小位相差計測回路，BPF，ダイオード検波回路から構成されている。簡易型微小位相差計測回路は Schauer の回路をベースとしており，フィードバック端子  $V_{con}$  の電圧を制御することで J-FET を電圧制御抵抗として利用する。出力電圧  $V_{out}$  の振幅  $\gamma$  が最小値  $\gamma_{min}$  となるようにこの抵抗値を調整することで， $V_H$  と  $V_L$  の信号間の位相差  $\Delta\varphi$  を求めることができる。

$$\Delta\varphi = \sin^{-1} \frac{\gamma_{min}}{\alpha} \tag{5.2}$$

また， $\Delta\varphi \ll 1 \text{ rad}$  のとき，(5.2) 式は

$$\Delta\varphi = \frac{\gamma_{min}}{\alpha} \tag{5.3}$$

と近似できる。ここで、 $\alpha$ は $V_H$ の振幅である。 $V_{out}$ には高調波成分が含まれているため、BPFにより基準周波数以外の成分を低減させる。今回用いた2段増幅型BPFの中心周波数 $f_0$ 、選択度 $Q$ 、利得 $A$ はそれぞれ

$$f_0 = \frac{1}{2\pi C \sqrt{R_2 R_3}} \quad (5.4)$$

$$Q = \frac{R_1}{\sqrt{R_2 R_3}} \quad (5.5)$$

$$A = 2 \quad (5.6)$$

となる。今回、 $f_0 = 50 \text{ kHz}$ 、 $Q = 28$ となるように $C = 1.93 \text{ nF}$ 、 $R_1 = 45 \text{ k}\Omega$ 、 $R_2 = R_3 = 1.6 \text{ k}\Omega$ と設計した。BPF通過後の信号は非反転増幅回路で増幅された後、ダイオード検波回路によって直流電圧へ変換される。変換後の電圧 $V_{out}'$ はArduino Dueのアナログポートへ入力され、自動振幅調整プログラムにより $V_{con}$ の電圧をスイープさせながら $V_{out}'$ が最小となる点を探索することで位相差が求まる。

#### 5.4.4 自動計測プログラム

図5.8にArduino Dueに実装する自動計測プログラムのフローチャートを示す。まず、Arduino Dueのデジタルポートの出力電圧 $V_{con}$ を増加させながら、位相差計測回路(図5.7)からアナログポートへの入力電圧 $V_{out}'$ の値を取得し、レジスタ $minv$ に格納し比較・更新していく。 $V_{out}' < minv$ ならば $minv$ 値を更新し、 $V_{out}' > minv$ となった時点で $minv$ に格納されている値が $V_{out}'$ の最小値 $\gamma_{min}$ となる。この時の生体インピーダンス計測回路(図5.6)の $V_H'$ をアナログポートから取得し、 $V_{out}'$ と演算することで電圧電極間の電圧の位相差を求める。また、生体インピーダンス計測回路(図5.6)の出力電圧 $V_{sub}$ の値をアナログポートから取得し、電圧電流変換回路(図5.5)から生体へ供給される電流 $I_{out}$ の値と演算することで生体インピーダンスを求める。

### 5.5 膀胱内尿量計測実験

提案する膀胱内尿量計測回路を用いて、成人男性1名(26歳)を対象に膀胱内尿量計測実験を行なった。実験はヘルシンキ宣言[54]に基づいて実施され、被験者に対しては事前に本研究の目的や内容を十分に説明したのち、書面にて実験参加の同意を得た。

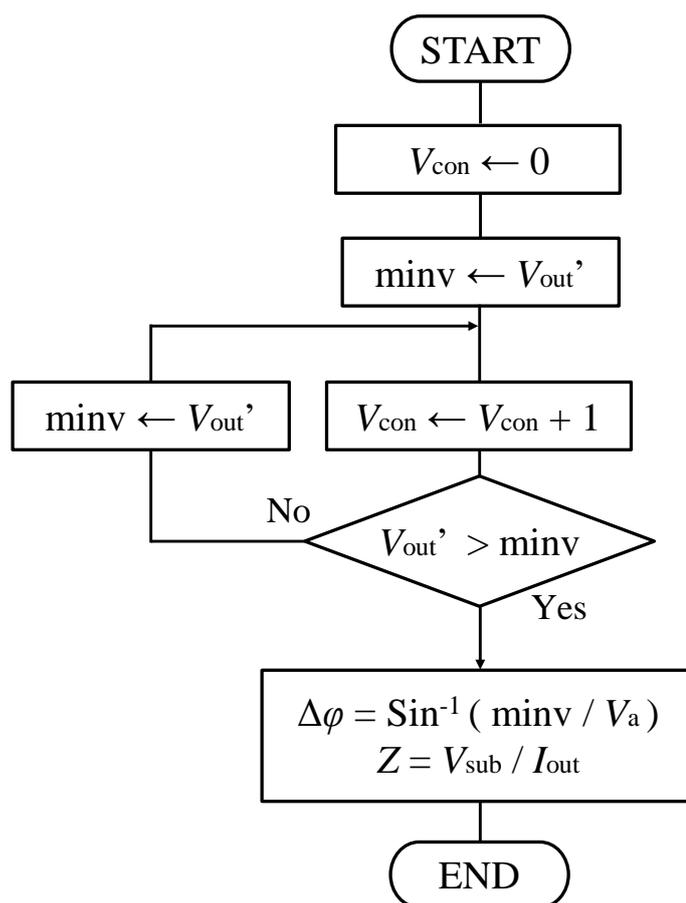


図 5.8 フローチャート

### 5.5.1 生体電極

図 5.9 に膀胱と生体電極の貼り付け位置の関係を示す。膀胱は下腹部正中線上にある恥骨結合の後部に位置しており，上前腸骨棘の内側に電流電極 H<sub>c</sub>-L<sub>c</sub>を，恥骨結合の 25 mm 上部から左右に 20 mm ずつ離れた位置に電圧電極 H<sub>v</sub>-L<sub>v</sub>をそれぞれ配置した。

図 5.10 に実験で用いたディスプレイ電極（日本光電製 L ビトロード）を示す。電極全体の直径は 35 mm，電極素子は分極電圧の小さい Ag/AgCl であり，粘着部には導電性粘着ゲルが使用されている。また，電極と計測回路を繋ぐリード線には同社製 BR-913P を加工したものをを用いた。測定の安定性を向上させるため，生体電極は事前に貼り付け箇所を消毒用エタノール含浸綿で軽く拭きあげた後に装着した。

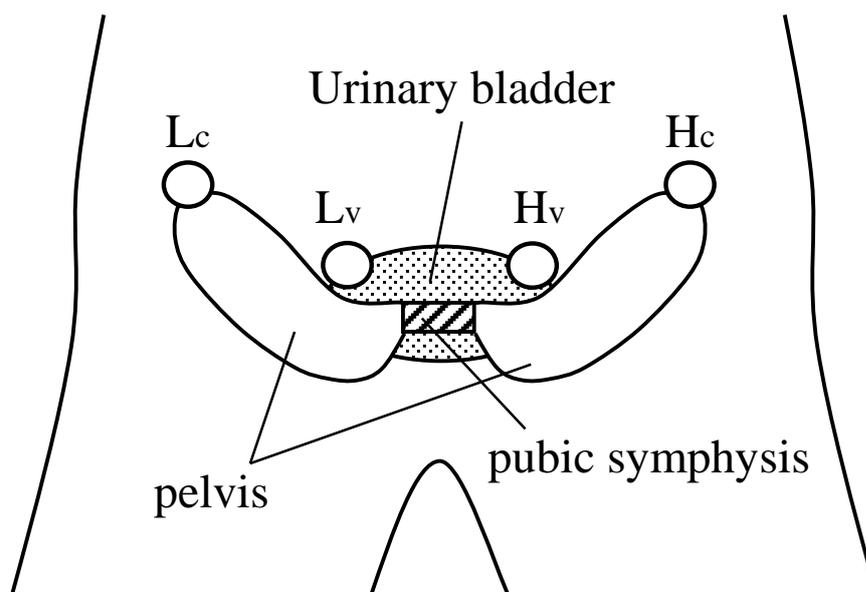


図 5.9 膀胱と生体電極の相関図

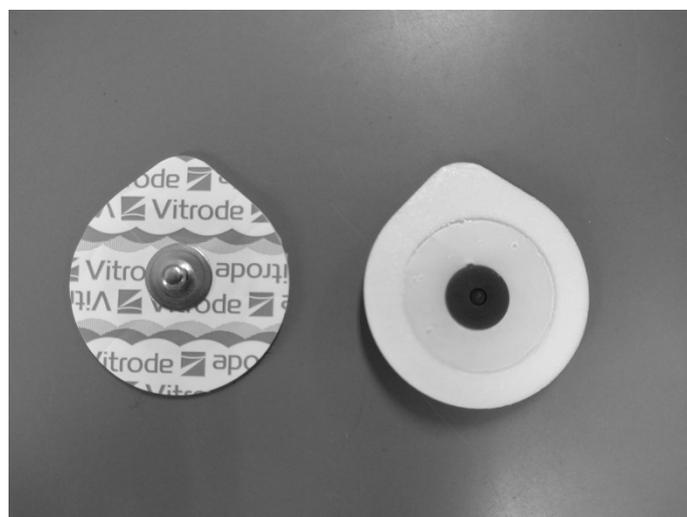


図 5.10 ディスポーザブル電極

### 5.5.2 測定条件

実験開始前からミネラルを多く含んだ清涼飲料水を合計 1500 ml 程度摂取し、実験開始までに数回の排尿を行なった。実験は 155 分連続で行い、排尿時以外は仰臥位を保ったまま 2~3 分間隔でインピーダンスと位相差を測定した。排尿時には生体電極からリード線を外し、トイレに移動して排尿し排尿量を測定した。また、排尿直後の測定後に前述した清涼飲料水を約 500 ml ずつ摂取した。

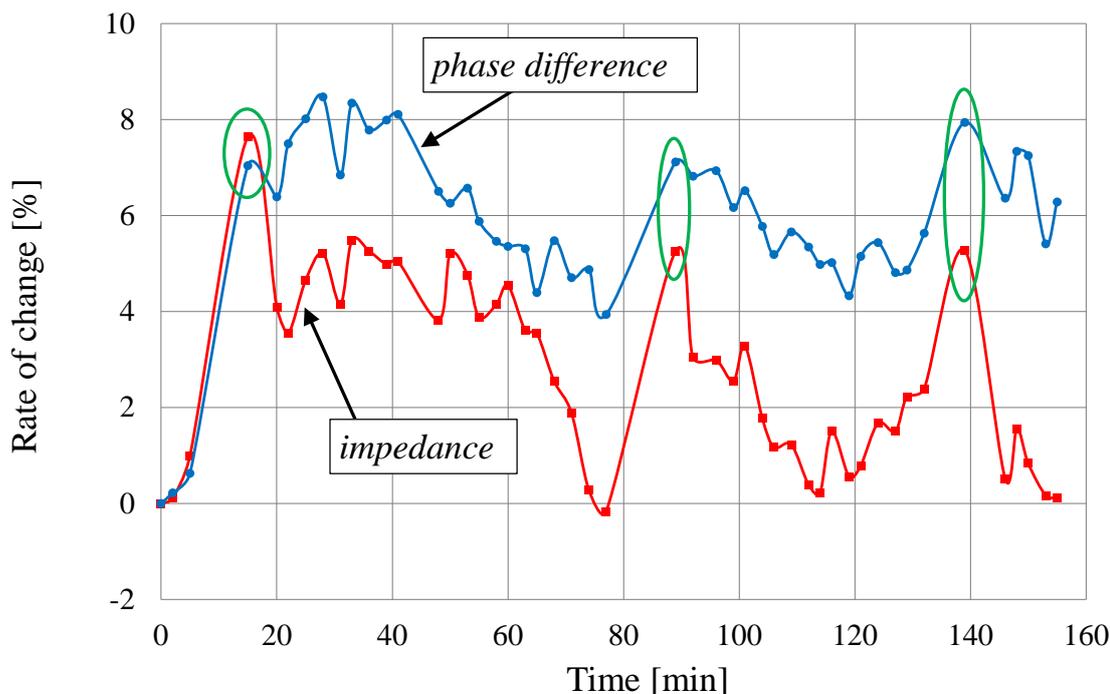


図 5.11 実験結果

### 5.5.3 実験結果

図 5.11 と表 5.1 に実験結果を示す。図 5.11 の赤線はインピーダンス  $Z$ 、青線は電圧電極  $H_v-L_v$  間の位相差  $\varphi$  を示しており、緑の丸印は排尿直後の測定点である。縦軸はインピーダンスと位相差それぞれの測定開始時の初期値からの変化量である。実験中に計 3 回の排尿を行っており、それぞれの排尿量は 1 回目 590 ml, 2 回目 470 ml, 3 回目 210 ml であった。図 5.11 より、インピーダンスと位相差ともに排尿後に急激に上昇し、蓄尿にあわせてゆるやかに減少していることが確認できた。

図 5.12 に各時間におけるインピーダンスと位相差の変化量を示す。縦軸はインピーダンスと位相差それぞれの前後二点間の変化量を各々の初期値で割ったものである。図 5.11 と同様、赤線はインピーダンス  $Z$ 、青線は電圧電極  $H_v-L_v$  間の位相差  $\varphi$  を示しており、緑の丸印は排尿直後の測定点である。図 5.12 より、インピーダンスと位相差ともに蓄尿時と比較して排尿直後の変化量が大きくなっていることが確認できる。また、排尿量が多いほどインピーダンスと位相差の上昇幅も大きくなっており、これらのピークは排尿による膀胱内尿量と膀胱形状の急激な変化を捉えているといえる。よって、提案回路を用いてインピーダンスと膀胱の左右 2 点の電圧の位相差を測定することで、複合的に膀胱内尿量の変化を推定できることが確認できた。このように複数のパラメータを用いることで、一方の測定値に誤差が生じた場合でももう一方の測定値から補正することができる。

表 5.1 実験結果

| Time [m] | $V_{SUB}$ [mV] | $\varphi$ [rad] | $Z$ [ $\Omega$ ] | Time [m] | $V_{SUB}$ [mV] | $\varphi$ [rad] | $Z$ [ $\Omega$ ] |
|----------|----------------|-----------------|------------------|----------|----------------|-----------------|------------------|
| 0        | 4.408          | 0.00767         | 8.6838           | 92       | 4.543          | 0.008193        | 8.9483           |
| 2        | 4.413          | 0.007687        | 8.6934           | 96       | 4.540          | 0.008202        | 8.9436           |
| 5        | 4.452          | 0.007718        | 8.7704           | 99       | 4.521          | 0.008143        | 8.9050           |
| 15       | 4.745          | 0.00821         | 9.3474           | 101      | 4.540          | 0.00817         | 8.9686           |
| 20       | 4.589          | 0.00816         | 9.0397           | 104      | 4.474          | 0.008113        | 8.8382           |
| 22       | 4.565          | 0.008245        | 8.9916           | 106      | 4.447          | 0.008068        | 8.7853           |
| 25       | 4.613          | 0.008285        | 9.0877           | 109      | 4.450          | 0.008104        | 8.7900           |
| 28       | 4.638          | 0.00832         | 9.1360           | 112      | 4.413          | 0.00808         | 8.7177           |
| 31       | 4.591          | 0.008195        | 9.0444           | 114      | 4.406          | 0.008052        | 8.7033           |
| 33       | 4.650          | 0.00831         | 9.1598           | 116      | 4.462          | 0.008055        | 8.8141           |
| 36       | 4.640          | 0.008267        | 9.1405           | 119      | 4.421          | 0.008002        | 8.7321           |
| 39       | 4.628          | 0.008283        | 9.1165           | 121      | 4.430          | 0.008065        | 8.7515           |
| 41       | 4.631          | 0.008292        | 9.1214           | 124      | 4.469          | 0.008087        | 8.8287           |
| 48       | 4.577          | 0.008169        | 9.0157           | 127      | 4.462          | 0.008039        | 8.8141           |
| 50       | 4.638          | 0.00815         | 9.1358           | 129      | 4.494          | 0.008043        | 8.8769           |
| 53       | 4.618          | 0.008174        | 9.0974           | 132      | 4.501          | 0.008102        | 8.8913           |
| 55       | 4.579          | 0.008121        | 9.0204           | 139      | 4.628          | 0.008279        | 9.1420           |
| 58       | 4.591          | 0.008089        | 9.0444           | 146      | 4.419          | 0.008158        | 8.7292           |
| 60       | 4.609          | 0.008081        | 9.0781           | 148      | 4.465          | 0.008233        | 8.8190           |
| 63       | 4.567          | 0.008077        | 8.9964           | 150      | 4.433          | 0.008226        | 8.7562           |
| 65       | 4.565          | 0.008007        | 8.9916           | 153      | 4.403          | 0.008085        | 8.6984           |
| 68       | 4.521          | 0.00809         | 8.9050           | 155      | 4.401          | 0.008152        | 8.6936           |
| 71       | 4.491          | 0.008031        | 8.8473           | 119      | 4.421          | 0.008002        | 8.7321           |
| 74       | 4.421          | 0.008044        | 8.7078           | 121      | 4.430          | 0.008065        | 8.7515           |
| 77       | 4.401          | 0.007972        | 8.6694           | 124      | 4.469          | 0.008087        | 8.8287           |
| 89       | 4.640          | 0.008216        | 9.1405           |          |                |                 |                  |

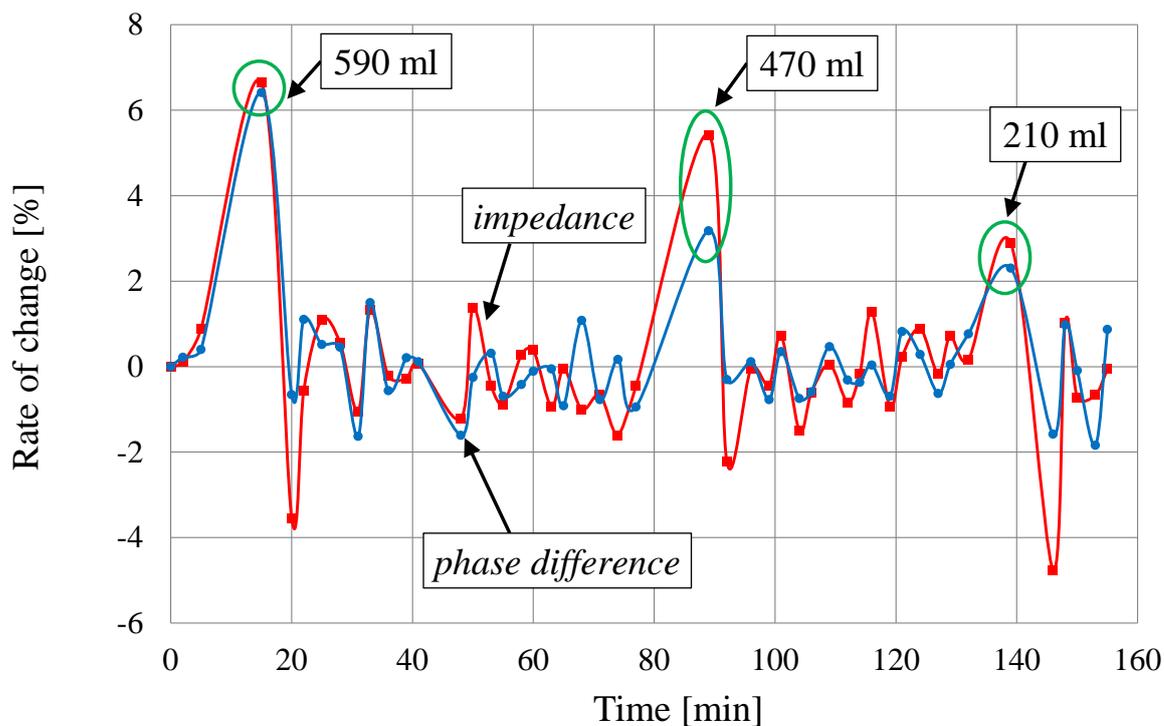


図 5.12 インピーダンスと位相差の変化量

## 5.6 まとめ

本章では、簡易型微小位相差計測回路の応用として生体インピーダンス計測に用いる方法について検討した。4 電極方式により生体に周波数 50 kHz の交流電流を印加し、膀胱内尿量に応じたインピーダンスと膀胱形状に応じた膀胱の左右 2 点の電圧の位相差の変化傾向を非侵襲で求める回路を提案した。また、実際に生体で膀胱内尿量計測実験を行い、排尿後にインピーダンスと位相差ともに上昇しその後ゆるやかに減少する傾向を示した。これより、簡易型微小位相差計測回路を膀胱内尿量計測に応用できることが確認できた。複雑な生体機能を解明するためには、このようにインピーダンスのみでなく位相差等の様々な情報を複合的に検出できるシステムが不可欠であると考えられる。



## 第6章 結論

本論文では、小型で可搬性に優れた Schauer の回路とマイクロコントローラを組み合わせた新たな簡易型微小位相差計測回路を提案し、回路の改善と応用に関する検討を行なった。

第2章では、本論文で提案する「簡易型微小位相差計測回路」の基本となる Schauer の回路の動作原理について述べた。この回路は、ロックインアンプやネットワーク・アナライザ等の計測機器と比較して小型で安価な構成ながら、2つの信号間の位相差を求めることができる回路であった。また、Schauer の回路の応用として超電導コイルの交流損失測定に着目し、J-FET を用いた電圧電流変換回路を付加した測定回路を提案しシミュレーションにより動作を確認した。

第3章では、2章で述べた電圧電流変換回路を付加した微小位相差計測回路の高性能化について検討した。まず、超電導コイルのようにアンペアオーダーの供給電流を必要とする負荷も測定対象とできるように、AB 級電流バッファを付加して被測定物への供給電流量を増加させる方法を提案した。従来の簡易型微小位相差計測回路と自動振幅調整回路を組み合わせた構成では、被測定物に供給できる電流量は数十 mA 程度であり、コイルに十分な電流を供給できないという問題点があった。また、測定精度を向上させることを目標に、周波数逡倍回路によって測定周波数を拡大し等価的に位相差を拡大して測定する方法を提案した。これらの回路を用いてシミュレーションにより動作特性を検証した結果、周波数逡倍回路を付加した場合に測定精度が向上することが確認できた。また、電流バッファを付加した場合に、1 A 以上の大きな電流まで被測定物へ供給でき、電流値を増加させてもほぼ一定の誤差率で精度良く測定できることを確認できた。

第4章では、微小位相差計測における計測値のばらつき解消・計測作業の簡素化等を目的とし、測定を自動化するための自動計測システムと自動振幅調整プログラムについて検討した。Schauer の回路と J-FET やマイクロコントローラ (Arduino Due) を組み合わせた新たな自動振幅調整回路を提案し、従来の PIC や FPGA を用いた自動振幅調整回路と比較して、制御と回路構成の簡素化を実現できた。また、位相差計測のための最小振幅探索を自動化する自動振幅調整プログラムを実装して、自動計測実験を行った。実験より、Schauer の回路の出力電圧に高調波成分が含まれておりうまく最小振幅を探索できていないことが確認できた。そこで、高調波の影響を低減するための改善版自動振幅調整回路を提案し、自動計測実験により約  $0.17 \sim 0.65 \text{ deg}$  の位相差において誤差率 1.08 % 以下という成果を得た。従来の PIC や FPGA を用いた自動振幅調整回路では、微小位相差の自動計測における誤差率が位相差  $0.8 \text{ deg}$  で約 3 % 程度であったため、測定精度を向上することができた。

第5章では、簡易型微小位相差計測回路の応用として生体インピーダンス計測に

用いる方法について検討した。4 電極方式により生体に周波数 50 kHz の交流電流を印加し、膀胱内尿量に応じたインピーダンスと膀胱形状に応じた膀胱の左右 2 点の電圧の位相差の変化傾向を非侵襲で求める回路を提案した。また、1 人の被験者に対して 155 分連続で膀胱内尿量計測実験を行い、自然排尿前後でのインピーダンスや位相差の変化傾向を確認した。実験より、排尿後にインピーダンスと位相差ともに上昇し、その後ゆるやかに減少する傾向を示した。これより、簡易型微小位相差計測回路を膀胱内尿量計測に応用できることが確認できた。

今後の課題として、実用化に向けての検証や、簡易型微小位相差計測回路と自動振幅調整回路を組み合わせた回路全体の集積化・システム化等が挙げられる。現在の構成では信号源や電圧検出・表示等に別途計測機器が必要であるため、これらの機能を DDS (Direct Digital Synthesizer) やマイクロコントローラ等を用いて実現できれば、操作性に優れたポータブルシステムとして、医療分野等で活用できる可能性がある。また、医学系と連携した研究開発や実証実験が実現できれば、各体組成の複雑な生体パラメータの解明にも繋がる可能性がある。



## 謝辞

本研究は、佐賀大学大学院工学系研究科博士後期課程システム創成科学専攻(2014年～2016年)にて実施したものである。

本研究の遂行、並びに本論文のまとめに際し、終始心強いご助言とご指導をいただきました佐賀大学大学院工学系研究科 電気電子工学専攻 豊田一彦教授に心より御礼を申し上げます。

また、博士前期課程から5年間通して終始温かいご指導をいただきました佐賀大学大学院工学系研究科 電気電子工学専攻 深井澄夫准教授に心より御礼を申し上げます。

さらに、本論文・学会誌投稿論文執筆時に心強いご助言とご指導をいただきました佐賀大学大学院工学系研究科 電気電子工学専攻 佐々木伸一准教授、佐賀大学大学院工学系研究科 電気電子工学専攻 田中高行准教授、佐賀大学大学院工学系研究科 先端融合工学専攻 木本晃准教授、有明工業高等専門学校 創造工学科 石川洋平准教授、有明工業高等専門学校 創造工学科 清水暁生講師、並びに元崇城大学情報学科 向井栄一先生に心より感謝申し上げます。

最後に、研究生生活を共に過ごし、日夜、電子回路に関する議論や実験を快く引き受けてくださった電子回路研究室の先輩方、並びに大学院生・卒論生諸氏に深く感謝いたします。

最後になりましたが、大学院生活5年間というすばらしい人間形成の場を与えていただき、私の言動を温かく見守って下さいました両親、祖父母、多くの友人達、並びに最愛のパートナーである妻に心より深く感謝いたします。

平成29年3月10日  
電子回路研究室  
野口 卓朗

## 参考文献

- [1] S. Natarajan, et al. : "A 32nm Logic Technology Featuring 2nd-Generation High- $k$  + Metal-Gate Transistors, Enhanced Channel Strain and 0.171 $\mu$ m<sup>2</sup> SRAM Cell Size in a 291Mb Array", IEDM Tech. Digest (2008-12)
- [2] Y. Wang, U. Bhattacharya, F. Hamzaoglu, P. Kolar, Y. Ng, L. Wei, Y. Zhang, K. Zhang and M. Bohr : "A 4.0 GHz 291Mb Voltage-Scalable SRAM Design in 32nm High- $k$  Metal-Gate CMOS with Integrated Power Management", ISSCC Dig. Tech. Papers, pp.456-457 (2009-2)
- [3] N. A. Kurd, S. Bhamidipati, C. Mozak, J. L. Miller, T. M. Wilson, M. Nemani and M. Chowdhury : "Westmere: A Family of 32nm IA Processors", ISSCC Dig. Tech. Papers, pp.96-97 (2010-2)
- [4] H. Darabi, et al. : "A fully integrated SOC for 802.11b in 0.18- $\mu$ m CMOS", 2005 IEEE International Solid-State Circuits Conference, pp.96-97 (2005-2)
- [5] K. Kianush, et al. : "A system-on-chip for bi-directional point-to-multipoint wireless digital audio applications", Digest of Technical Papers, 2005 IEEE International Solid-State Circuits Conference, pp.102-103 (2005-2)
- [6] 板倉哲朗 : 「低電圧 CMOS アナログ回路技術」, 信学論(C), Vol.J89-C, No.10, pp.608-621 (2006)
- [7] C. C. Lee and M. P. Flynn : "A 12b 50MS/s 3.5mW SAR Assisted 2-Stage Pipeline ADC", 2010 Symposium on VLSI Circuit/Technical Digest of Technical Papers, pp.239-240 (2010)
- [8] JEITA 半導体部会 : 「IC ガイドブック 【2009 年版】 よくわかる半導体」, 電子情報技術産業協会 (2009-3)
- [9] 遠坂俊昭 : 「計測のためのフィルタ回路設計」, CQ 出版 (1998-9)
- [10] K. H. Hong and K. S. Park : "The Influence of Urine Volume on Body Impedance Measurement", 30th Annual International IEEE EMBC Conference, pp.2161-2164 (2008-8)

- [11]M. Edwardson, V. Talaie, C. Clark, R. Antinoro, A. Risse, J. Gonzalez, C. Weisberger and CL. Feldman : "A Bioelectrical Impedance Analysis Device for Improved Management of Congestive Heart Failure", Computers in Cardiology 2000, Vol.27, pp.9-12 (2000-9)
- [12]宮本昌一 : 「心拍応答センサーである胸部インピーダンスを利用した SAS スクリーニングの可能性」, New Heartopics-JAPAN LIFELINE ARRHYTHMIA THE RAPHY REPORT, Vol.10, pp.1-6 (2011-9)
- [13]木暮英輝・渡辺篤志・瀬野晋一郎・小林博子・嶋津秀昭 : 「バイオインピーダンス法を用いた換気動態モニタリングシステムの開発」, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会講演論文集, O1-1 (2011-11)
- [14]岸部幹・斎藤滋・原渕保明 : 「鼻骨骨折における超音波エコー検査の有用性」, 日本耳鼻咽喉科学会会報, Vol. 108 (2005) , No. 1, pp.8-14 (2005)
- [15]金森勇雄・井戸靖司・畑佐和昭・他 : 「最新・腹部超音波検査の実践: 基礎から造影検査まで」, 医療科学社 (2008-5)
- [16]F. Schauer : "Measurement of Very Small Phase Differences", American Institute of Physics, Rev. Sci.Instrum. 52 (11), pp.1776-1777 (1981-11)
- [17]柁川一弘 : 「超電導体の交流損失の基礎」, 低温工学, Vol.44, No.9, pp.400-410 (2009-11)
- [18]E. Mukai, S. Fukai and A. Tada : "Measurement Test of Phase Difference in High Tc Superconducting Magnet", IEEE Transaction on Applied Superconductivity, Vol.16, No.2, pp.1733-1766 (2006-6)
- [19]古賀陽一郎・清水暁生・深井澄夫・向井栄一 : 「超電導コイルの交流損失測定用位相差計測回路」, 2007 年電気学会電子回路研究会講演論文集, ECT-07-27, pp.33-36 (2007-3)
- [20]武久祐一・原口直也・深井澄夫・向井栄一 : 「位相差計測回路を用いた超電導コイルの測定」, 2008 年電気学会電子回路研究会講演論文集, ECT-08-75, pp.1-4 (2008-10)

- [21] 森山直史・深井澄夫・向井栄一：「Verilog-HDL を用いた微小位相差計測における自動振幅調整回路の設計」, 電子情報通信学会第 11 回九州支部学生会講演会講演論文集, C-18, p.67 (2003-9)
- [22] N. Haraguchi, A. Shimizu, S. Fukai and E. Mukai : “A Minute Phase Difference Measurement Circuit with OTA”, ITC-CSCC, Vol.1, S7-A2, pp.334-337 (2009-7)
- [23] T. Noguchi, S. Fukai, A. Shimizu, Y. Ishikawa and E. Mukai : “Simplified Minute Phase Difference Measurement Circuit with Class AB Buffer”, ITC-CSCC2013, pp.225-227 (2013-7)
- [24] 野口卓朗・深井澄夫・豊田一彦・石川洋平・清水暁生・向井栄一：「超電導コイルの交流損失測定に適した簡易型微小位相差計測回路の検討」, 電気学会計測研究会, IM-14-054 (2014-11)
- [25] 野口卓朗・深井澄夫・石川洋平・清水暁生・豊田一彦：「簡易型微小位相差計測回路に適した自動計測システム」, 電気学会論文誌 C (電子・情報・システム部門誌), Vol. 136, No. 7, pp.881-886 (2016-7)
- [26] 野口卓朗・深井澄夫・豊田一彦・石川洋平・清水暁生：「簡易型微小位相差計測回路に適した自動振幅調整アルゴリズムの検討」, 平成 27 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, GS9-5, pp.1324-1327 (2015-8)
- [27] T. Noguchi, S. Fukai, I. Toyoda, Y. Ishikawa and A. Shimizu, “A study of Automatic Measuring Circuit Suitable for Very Small Phase Difference Measurement”, ISPACS2015, 2D-4, pp.323-326 (2015-11)
- [28] W. C. Liao and F. S. Jaw : “Noninvasive Electrical Impedance Analysis to Measure Human Urinary Bladder Volume”, Journal of Obstetrics and Gynaecology Research, Vol.37, No.8, pp.1071-1075 (2011-4)
- [29] L. A. Geddes and L. E. Baker : “The specific resistance of biological material —A compendium of data for the biomedical engineer and physiologist”, Medical and Biological Engineering and Computing, Vol.5, No.3, pp.271-293 (1967-5)

- [30]K. Hisamori, T. Abe, Y. Maekawa et al. : “Study on measurement of water content in human body by impedance method”, World Automation Congress 2010 (2010-9)
- [31]J. C. Denniston and L. E. Baker : “Measurement of urinary bladder emptying using electrical impedance”, Medical and Biological Engineering and Computing, Vol.13, No.2, pp.305-306 (1975-3)
- [32]P. T. Doyle and D. W. Hill : “The measurement of residual urine volume by electrical impedance in man”, Medical and Biological Engineering and Computing, Vol.13, No.2, pp.307-308 (1975-3)
- [33]口ノ町康夫・児玉廣之・稗田一郎 : 「インピーダンス法による膀胱内尿量の長時間計測」, 人間工学, Vol.28, No.3, pp.125-131 (1992-3)
- [34]R. Li, J. Gao, H. Wang and Q. Jiang : “Design of a Noninvasive Bladder Urinary Volume Monitoring System Based on Bio-Impedance”, Engineering, Vol.5, No.10B, pp.321-325 (2013-10)
- [35]山田明夫・布施政好・青柳卓雄・保坂栄弘・柳沢博・東間紘 : 「インピーダンス式尿失禁防止装置に関する検討」, 人工臓器, Vol.22, No.4, pp.1162-1167 (1993-4)
- [36]鈴木秀雄 : 「超電導デバイスの実装技術の進展」, 低温工学, Vol.44, No.6, pp. 260-268 (2009-8)
- [37]山本俊二 : 「低炭素化社会実現に必要な超電導技術」, 低温工学, Vol.44, No.7, pp. 303-303 (2009-9)
- [38]村上雅人 : 「超伝導浮上」, 低温工学, Vol.42, No.12, pp.414-418 (2007-11)
- [39]T. Izumi and Y. Shiohara : “Present state of process development in oxide superconductive wire”, The Journal of the Institute of Electrical Engineers of Japan, Vol.124, No.7, pp.415-417 (2004-6)
- [40]K. Kuroda : “Modified boil-off method for measuring a.c. losses of superconducting composites”, Cryogenics Vol.26, No.10, pp.566-568 (1986-10)

- [41] C. Traeholt, S.K. Olsen, C. Rasmussen, E. Veje and O. Tonnesen : “Calorimetric measurements of losses in HTS cables”, IEEE Transactions on Applied Superconductivity, Vol.11, No.1, pp.1777-1780 (2001-3)
- [42] 福井聡・塚本修巳 : 「スパイラルループ法による高温超電導テープ線材の交流損失測定の有効性の検証」, 電気学会論文誌 B, Vol.121, No.5, pp.652-661 (2001-5)
- [43] F. Sumiyoshi, K. Fukushige, M. Nakagami and H. Hayashi : “AC losses in Bi-2223 multifilamentary tapes”, in Inst. Phys. Conf., (Proc. of EUCAS), Spain, No.167, pp.935-938 (1999)
- [44] 鈴木雅臣 : 「続トランジスタ回路の設計」, CQ 出版社, pp.95-100 (1992-12)
- [45] Vishay Intertechnology, Inc. : “FETs As Voltage-Controlled Resistors”, AN105 (1997-3)
- [46] Arduino Due : <https://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardDue>
- [47] アナログ・デバイセズ (株) : 「OP アンプによるフィルタ回路の設計」, CQ 出版社 (2005-5)
- [48] ユリケア株式会社 : <http://www.yuririn.jp/index.html>
- [49] 牧川方昭・南部雅幸・吉田正樹・塩澤成弘・岡田志麻 : 「ヒト心身状態の計測技術」, コロナ社 (2010-10)
- [50] 山本尚武・中村隆夫 : 「生体電気計測」, コロナ社 (2011-10)
- [51] 岩野忠介・木内陽介・入谷忠光・他 : 「生体組織インピーダンスの等価回路パラメータの推定」, 信学技法, MBE94-50 (1994-7)
- [52] 杉山高・秋山敏一 : 「腹部エコーの実学」, 医療科学社 (2005-2)
- [53] 鈴木雅臣 : 「回路の素 101」, CQ 出版社 (2012-11)
- [54] ヘルシンキ宣言 : <http://www.med.or.jp/wma/helsinki.html>



## 研究発表

### 学術論文

1. 野口卓朗, 深井澄夫, 豊田一彦, 石川洋平, 清水暁生: 「簡易型微小位相差計測回路に適した自動計測システム」, 電気学会論文誌 C, Vol. 136, No. 7, pp. 881-886 (Jul. 2016)

### 学術論文 (共著)

1. S. Morita, A. Shimizu, Y. Ishikawa, T. Noguchi and S. Fukai, “Reducing the area of Multi-Valued NOT with FG-MOS”, Special Issue on ACEIAT & JTSTE - Thailand 2014, pp.70-77 (2014)
2. A. Shimizu, T. Noguchi, Y. Ishikawa and S. Fukai, “Current Mirror with Neuron MOSFETs for Low-Voltage Applications”, Special Issue on ACEIAT & JTSTE - Thailand 2014, pp.78-85 (2014)

### 国際会議論文

1. T. Noguchi, S. Fukai, I. Toyoda, Y. Ishikawa and A. Shimizu, “A study of Automatic Measuring Circuit Suitable for Very Small Phase Difference Measurement”, ISPACS2015, 2D-4, pp.323-326 (Nov. 2015)

### 国際会議論文 (共著)

1. S. Morita, A. Shimizu, Y. Ishikawa, T. Noguchi and S. Fukai, "Reducing the area of Multi-Valued NOT with FG-MOS", 1st ACEIAT (Aug. 2014)

### 講演論文

1. 古賀圭祐, 深井澄夫, 野口卓朗, 吉田熙長: 「生体計測システムに用いる基準信号回路の検討」, 2017年電子情報通信学会総合大会講演論文集, A-1-1, (Mar. 2017)

2. 松永祐太郎, 野口卓朗, 清水暁生, 石川洋平, 深井澄夫: 「FG-MOSFET を用いた 4 値 ALU の評価」, 電気学会電子回路研究会, ECT-17-020, pp.101-104 (Jan. 2017)
3. 野口卓朗, 深井澄夫, 石川洋平, 清水暁生, 木本晃, 豊田一彦: 「生体インピーダンス計測に適した簡易型微小位相差計測回路の検討」, 電気学会電子回路研究会, ECT-17-017, pp.83-87 (Jan. 2017)
4. 大塩悠貴, 野口卓朗, 石川洋平, 深井澄夫: 「フィールド実験用電源管理システムの検討」, 電気学会電子回路研究会, ECT-17-014, pp.69-72 (Jan. 2017)
5. 川添浩太郎, 谷口幹, 吉野託未, 大塩悠貴, 野口卓朗, 深井澄夫, 清水暁生, 石川洋平: 「有明高専における LSI 設計・試作検証・計測システム開発を通じた技術者教育の取り組み」, 電気学会電子回路研究会, ECT-17-012, pp.57-61 (Jan. 2017)
6. 吉田照長, 野口卓朗, 深井澄夫, 木本晃: 「胸郭インピーダンス計測に用いる計測回路の検討」, IEEE 主催 2016 年第 1 回学生研究発表会, IEEE\_IM-S16-04, pp.7-8 (Nov. 2016)
7. 坂本幸大, 山口智敬, 松永裕太郎, 野口卓朗, 深井澄夫: 「パストランジスタを用いた 4 値 AND 回路・OR 回路の設計」, 2016 年度電子情報通信学会九州支部学生会講演会・講演論文集, A-15 (Sep. 2016)
8. 山口智敬, 坂本幸大, 松永裕太郎, 大塩悠貴, 野口卓朗, 深井澄夫: 「パストランジスタを用いた 4 値 AND 回路・OR 回路のレイアウト設計」, 2016 年度電子情報通信学会九州支部学生会講演会・講演論文集, A-16 (Sep. 2016)
9. 中山恭綺, 野口卓朗, 清水暁生, 深井澄夫: 「多出力ニューロン MOS カレントミラーに用いるキャリブレーション回路の検討」, 信学技報 Vol.115 No.476, NW2015-211, ICD2015-134, pp.211-215 (Mar. 2016)
10. 劉諾忻, 古賀圭祐, 野口卓朗, 深井澄夫: 「インピーダンス計測に用いるハウランド電流源の検討」, IEEE 主催 2015 年度第 1 回学生研究発表会, IEEE\_IM-S15-03, pp.5-6 (Nov. 2015)

11. 森智博, 野口卓朗, 石川洋平, 清水暁生, 深井澄夫: 「4 値 ALU に用いる四則演算回路における周波数特性の検討」, 平成 27 年度電気・情報関係学会九州支部連合大会講演論文集, 12-1P-10 (Sep. 2015)
12. 松永祐太郎, 森智博, 野口卓朗, 石川洋平, 清水暁生, 深井澄夫: 「4 値 AND・OR 回路の信号遅延の改善」, 平成 27 年度電気・情報関係学会九州支部連合大会講演論文集, 12-1P-11 (Sep. 2015)
13. 中山恭綺, 野口卓朗, 石川洋平, 清水暁生, 深井澄夫: 「キャリブレーション回路を付加した多出力ニューロン MOS カレントミラーの検討」, 平成 27 年度電気・情報関係学会九州支部連合大会講演論文集, 12-1P-13 (Sep. 2015)
14. 古賀圭佑, 野口卓朗, 石川洋平, 清水暁生, 木本晃, 深井澄夫: 「膀胱内尿量計測システムに用いる定電流源回路の検討」, 平成 27 年度電気・情報関係学会九州支部連合大会講演論文集, 12-1P-14 (Sep. 2015)
15. 塚本皇司, 松永祐太郎, 森智博, 野口卓朗, 清水暁生, 石川洋平, 深井澄夫: 「差動対を用いた 4 値 AND 回路のレイアウト」, 2015 年度電子情報通信学会九州支部学生会講演会・講演論文集, C-20 (Sep. 2015)
16. 森将太, 古賀圭佑, 森智博, 野口卓朗, 清水暁生, 石川洋平, 深井澄夫: 「プロセスを考慮した 4 値全加算器のレイアウト」, 2015 年度電子情報通信学会九州支部学生会講演会・講演論文集, C-21 (Sep. 2015)
17. 谷口幹, 大塩悠貴, 川添浩太郎, 野口卓朗, 深井澄夫, 清水暁生, 石川洋平: 「MOSFET 製造工程を意識した電子回路教育の一検討」, 2015 年度電子情報通信学会九州支部学生会講演会・講演論文集, C-28 (Sep. 2015)
18. 野口卓朗, 深井澄夫, 豊田一彦, 石川洋平, 清水暁生: 「簡易型微小位相差計測回路に適した自動振幅調整アルゴリズムの検討」, 平成 27 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, pp.1324-1327, GS9-5 (Aug. 2015)
19. 松永祐太郎, 森智博, 野口卓朗, 深井澄夫, 清水暁生, 石川洋平: 「4 値 ALU に用いる論理演算ユニットの設計」, 平成 27 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, pp.1341-1345, GS10-2 (Aug. 2015)

20. 森智博, 野口卓朗, 深井澄夫, 清水暁生, 石川洋平: 「4 値 ALU に用いる四則演算回路の設計」, 平成 27 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, pp.1346-1350, GS10-3 (Aug. 2015)
21. 古賀圭佑, 深井澄夫, 野口卓朗, 石川洋平, 清水暁生: 「インピーダンス計測に用いる定電流回路の検討」, 平成 27 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集, pp.1502-1503, PS2-10 (Aug. 2015)
22. 野口卓朗, 深井澄夫, 豊田一彦, 石川洋平, 清水暁生, 向井栄一: 「超電導コイルの交流損失測定に適した簡易型微小位相差計測回路の検討」, 電気学会計測研究会, IM-14-054 (Nov. 2014)
23. 畑石和慶, 森智博, 野口卓朗, 清水暁生, 石川洋平, 深井澄夫: 「FG-MOSFET を用いた 4 値加算器の設計・レイアウト」, 電気・情報関係学会九州支部第 67 回連合大会, 12-2A-07 (Sep. 2014)
24. 森智博, 畑石和慶, 野口卓朗, 清水暁生, 石川洋平, 深井澄夫: 「FG-MOSFET を用いた 4 値除算器の設計」, 電気・情報関係学会九州支部第 67 回連合大会, 12-2A-06 (Sep. 2014)
25. 古賀圭祐, 大塩悠貴, 川添浩太郎, 野口卓朗, 荻島真澄, 清水暁生, 深井澄夫, 石川洋平: 「Processing と Arduino を用いた LSI 計測環境の改良」, 2014 年度電子情報通信学会九州支部学生会講演会・講演論文集, C-14 (Sep. 2014)
26. 松永祐太郎, 森智博, 畑石和慶, 野口卓朗, 清水暁生, 石川洋平, 深井澄夫: 「4 値 ALU に用いる 4 値 AND 回路・OR 回路の比較・検討」, 第 22 回電子情報通信学会九州支部学生会講演会, C-15 (Sep. 2014)
27. 野口浩臣, 森智博, 畑石和慶, 野口卓朗, 清水暁生, 石川洋平, 深井澄夫: 「4 値 NOT 回路を用いた減算器の比較・検討」, 第 22 回電子情報通信学会九州支部学生会講演会, C-16 (Sep. 2014)

#### 講演論文 (関連分野)

1. 石川洋平, 深井澄夫, 佐藤三郎, 菅沼明, 森山英明, 清水暁生, 野口卓朗, 永利新一, 太田順一郎, 橋爪康知, 山科敏彦, 内田康雄, 光山一生: 「若手産学連携コーディネータの育成 —まちなかシリコンバレー戦略—」, 産学連携学会第 14 回大会 (Jun. 2016)

2. 石川洋平, 清水暁生, 城門寿美子, 野口卓朗, 深井澄夫, 橋爪康知: 「「起業・連携・IoT」をキーワードとした人材育成」, 第3回電子デバイス・回路・照明・システム関連教育・研究ワークショップ (Jun. 2016)
3. 國崎恒成, 近藤一輝, 大塩悠貴, 野口卓朗, 中島正寛, 荻島真澄, 堀田孝之, 徳本家康, 宮本英揮, 石川洋平: 「Arduino と XBee を用いた土壤水分センサーネットワークの検討」, 2015年度土壤物理学会大会講演要旨集, P10, pp.56-57 (Oct. 2015)
4. 川添浩太郎, 大塩悠貴, 谷口幹, 野口卓朗, 深井澄夫, 荻島真澄, 清水暁生, 石川洋平: 「演算増幅器設計ゼミに基づいたループリック評価の検討」, 日本産業技術教育学会第28回九州支部大会講演要旨集, B-11, pp.33-35 (Oct. 2015)
5. 石川洋平, 相賀宏, 橋爪康知, 野口卓朗: 「「起業」につながる「まちなかシリコンバレー構想」」, 第12回全国高専フォーラム (Aug. 2014)
6. 石川洋平, 清水暁生, 荻島真澄, 野口卓朗: 「教育機関向け LSI 測定・検証の取組Ⅱ」, 第12回全国高専テクノフォーラム (Aug. 2014)
7. 佐藤三郎, 内山修一, 松前あかね, 後藤巖寛, 土井浩多朗, 野口卓朗, 石川洋平, 横尾敏史: 「インターシップやビジネスプランコンテストを介した産学連携型教育プログラムの実践研究 (その3)」, 産学連携学会第12回大会, 0626C1040-4 (Jun. 2014)

## 付録 : Arduino プログラム

### 付録 1 第 4 章実験のプログラム

```
int OUTdata = 0; //DAC output data
long INdata = 0; //ADC input data
long minr = 0; //γmin
long minb = 0; //Vcon at minimum
int i=0; //DAC output counter 0 ~ 4095
int j=0;
int k=0;
long ganmamin;
long sum = 0;

int A=1850;
int B=1950;

void setup() {
    Serial.begin(9600);
    //analogReference(DEFAULT);
    analogWriteResolution(12);
    analogWrite(DAC1, 0);
    analogReadResolution(12);
    minr = analogRead(A0);
}

void loop() {
    while(i<=A){
        //デジタル出力
        analogWriteResolution(12);
        analogWrite(DAC1, i);
        OUTdata = i;
        Serial.print(OUTdata);
        Serial.print(" ");
        //アナログ入力
        analogReadResolution(12);
        INdata = analogRead(A0);
        Serial.println(INdata);
        i+=10;
    }
}
```

```

    }
    while(i<=B){
    //デジタル出力
        analogWriteResolution(12);
        analogWrite(DAC1, i);
        delay(500);
        OUTdata = i;
        Serial.print(OUTdata);
        Serial.print(" ");
    //アナログ入力
        while (k<=1000) {
            analogReadResolution(12);
            INdata = analogRead(A0);
            sum = sum + INdata;
            k+=1;
        }
        INdata = sum / k;
        sum = 0;
        k = 0;
        Serial.println(INdata);

        if (INdata <= minr) {
            minr = INdata;
            minb = OUTdata;
        }
    }

    //デジタル出力
    analogWriteResolution(12);
    analogWrite(DAC1, minb);
    delay(100);
    Serial.print(minb);
    analogReadResolution(12);
    ganmamin = analogRead(A0);
    delay(50);
    Serial.println(ganmamin);
}

```

## 付録 2 第 5 章実験のプログラム

```
#include <math.h>

double VH = 0;          //input of ADC A0 = VH
double VL = 0;          //input of ADC A1 = VL
double Vsub = 0;        //Vsub = VH - VL
double VSUB = 0;        //
double Ganma = 0;       //input of ADC A2 = Vout
int minr = 4096;

int A = 100;            //Time = m_time * A [ms]
int m_time = 10;

int START = 0;
int MID = 1710;
int STOP = 1760;
int D_time = 2000;

void setup() {
    // put your setup code here, to run once:
    Serial.begin(9600);
    analogWriteResolution(12);
    analogWrite(DAC0, 0);
    analogReadResolution(12);

    int indata = 0;
    int i = START;
    int k;
    int minb;

    while(i<=MID){
        analogWrite(DAC0, i);
        Serial.print(i);
        Serial.print(" ");
        indata = analogRead(A2);
        Serial.println(indata);
        i += 10;
        delay(10);
    }
}
```

```

}

/*analogWrite(DAC0, i);
delay(10000);
indata = analogRead(A2);*/

while(i<=STOP){
  int sum = 0;
  analogWrite(DAC0, i);
  Serial.print(i);
  Serial.print(" ");
  delay(D_time);
  for(k=0;k<1000;k++){
    indata = analogRead(A2);
    sum = indata + sum;
    //Serial.println(sum);
  }
  double meas_gamma = sum / 1000;
  Serial.print("minr : ");
  Serial.print(meas_gamma * 0.8056 / 68.4, 2);
  Serial.print(" [mV] ");

  //各電圧値を毎回計測
  meas();

  Serial.print("VH : ");
  Serial.print(VH * 0.8056 / 11, 4);
  Serial.print(" [mV] ");
  Serial.print("VL : ");
  Serial.print(VL * 0.8056 / 11, 4);
  Serial.print(" [mV] ");
  Serial.print("VSUB : ");
  Serial.print(VSUB * 0.8056 / 330, 4);
  Serial.print(" [mV] ");
  double phase = asin((minr / VH) / 68.4);
  Serial.print("phase :");
  Serial.print(phase, 6);
  Serial.println(" [rad] ");
}

```

```

    if(meas_ganma <= minr){
        minr = meas_ganma;
        minb = i;
    }
    i += 1;
}

analogWrite(DAC0, minb);
Serial.print(minb);
Serial.print(" ");
double minr_last = minr;
Serial.println(minr_last / 68.4 * 0.8056);

meas();

Serial.print("VH : ");
Serial.print(VH * 0.8056 / 11, 4);
Serial.print(" [mV] ");
Serial.print("VL : ");
Serial.print(VL * 0.8056 / 11, 4);
Serial.print(" [mV] ");
Serial.print("VSUB : ");
Serial.print(VSUB * 0.8056 / 330, 4);
Serial.print(" [mV] ");
double phase = asin((minr_last / VH) / 68.4);
Serial.print("phase :");
Serial.print(phase, 6);
Serial.println(" [rad] ");
}

void loop() {
    // put your main code here, to run repeatedly:

}

void meas(){
    int i;
    int vh_add = 0;
    int vl_add = 0;

```

```

int ganma_add = 0;
int VS_add = 0;

for(i=0;i<A;i++){
    int vh = analogRead(A0);
    vh_add = vh_add + vh;
    int vl = analogRead(A1);
    vl_add = vl_add + vl;
    int ganma = analogRead(A2);
    ganma_add = ganma_add + ganma;
    int VS = analogRead(A3);
    VS_add = VS_add + VS;
    delay(m_time);
}

VH = vh_add / A;
VL = vl_add / A;
//Vsub = (vh_add - vl_add) / A;
Ganma = ganma_add / (A*68.4);
VSUB = VS_add / A;
}

```