

# 交流インピーダンス法を用いた膀胱内尿量の推定に関する考察

堺 亮介<sup>†</sup> 中武 繁寿<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 北九州市立大学大学院 国際環境工学研究科 情報工学専攻

〒 808-0135 福岡県北九州市若松区ひびきの 1-1

E-mail: <sup>†</sup>z8mcb003@eng.kitakyu-u.ac.jp, <sup>††</sup>nakatake@kitakyu-u.ac.jp

あらまし 本研究では、様々な機能障害によって起こる尿失禁を未然に防ぐため、膀胱に対して交流インピーダンス法を適用し、膀胱近辺での体内水分量から貯尿状態を推定することを目的とする。そこで、交流インピーダンス測定システムを試作し、簡易的な測定実験を行った。結果において、水分補給後の時間経過に従い、インピーダンス値が減少する様子を確認した。また、市販の超音波測定装置による測定結果を比較し、交流インピーダンス測定の優位性の検証を行った。

キーワード IoT デバイス、生体センシング、交流インピーダンス法、膀胱内尿量

## On estimation of intravesical urine volume using AC impedance method

Ryosuke SAKAI<sup>†</sup> and Shigetoshi NAKATAKE<sup>††</sup>

<sup>†</sup> Graduate School of Environmental Engineering, The University of Kitakyushu 1-1 Hibikino, Wakamatsu, Kitakyushu, Fukuoka, 808-0135 Japan

E-mail: <sup>†</sup>z8mcb003@eng.kitakyu-u.ac.jp, <sup>††</sup>nakatake@kitakyu-u.ac.jp

**Abstract** In this work, in order to prevent urinary incontinence caused by various functional diseases, we aim to estimate the urination condition from the body water amount in the vicinity of the bladder by applying the AC impedance method to the bladder. We prototype an AC impedance measurement system and test a simple measurement experiment. As a result, we are confirmed that the impedance value decreased according to time after drinking water. In addition, we compare the measurement results by commercially available ultrasonic measuring equipment and verify the advantage of the AC impedance measurement.

**Key words** IoT device, Biological sensing, AC impedance method, Intravesical urine volume

### 1. はじめに

近年、高齢化によってさまざまな問題が起きている。その中の一つに尿失禁があり、高齢者における尿失禁の頻度は極めて高く、在宅高齢者の約 10%、病院や介護施設などに入所している高齢者では 50% 以上に尿失禁がみられる [1]。尿失禁は様々な原因によって起こる症状である。その中でも排尿機能は正常にもかかわらず、身体運動機能の低下や認知症が原因でおこる機能性尿失禁と呼ばれる症状がある [1]。機能性尿失禁では運動機能の障害によってトイレまで間に合わず失禁してしまう場合、あるいは認知症によってトイレの場所がわからず失禁してしまう場合などといった事例があげられる。尿失禁は生死にかかわる症状ではないが、精神的な苦痛や人間としての尊厳を脅かすこともある。

従来、膀胱内の状態を確認する際に使用される方法の 1 つ

に超音波測定装置を用いた手法がある。これは外部から身体に対して超音波パルスを照射して、膀胱内の断層像を得ることによってその形状から現在の膀胱内の尿量を測定する手法である。しかしながら、超音波測定装置は、専門的な知識を必要とするほか、被験者が動き回ると測定の精度に大きな影響を及ぼすことから、測定時に被験者に対して姿勢や行動の制限を設けるなど、与えるストレスは大きい。

日常生活の中で、排尿の予兆を検出することが可能になれば、尿失禁を防止し高齢を精神的な苦痛から解放し人間としての尊厳を守ることにもつながる。そこで本研究では、超音波を用いた手法ではなく、膀胱に対して交流インピーダンス法を適用する。交流インピーダンス測定は、体内組成をインピーダンスで換算し推定する方法であり、膀胱周辺での体内水分量の変化によるインピーダンス値の変位を測定することにより、貯尿状態を推定することができる。また、交流インピーダンスの測定機器は、小型、軽量化が可能であり、被験者の姿勢や行動の制限

を軽減することができる。本研究では、交流インピーダンス測定システムを試作し、簡易的な実験を行った。

本稿では、まず交流インピーダンス測定の概要について述べる。次に製作した交流インピーダンス測定システムの構成について述べ、実際に膀胱周辺のインピーダンス値を測定した結果を基に、従来の超音波測定装置との比較した結果をまとめる。

## 2. インピーダンス法

本章では、インピーダンス測定の手法の1つである、自動平衡ブリッジ回路について述べる。さらに自動平衡ブリッジ回路を利用したインピーダンス測定用チップであるAD5933について述べる。

### 2.1 自動平衡ブリッジ回路

インピーダンスの測定方法はブリッジ法、共振法、I-V法等、様々な測定方法がある。本研究ではIoTデバイス向けに小型化が可能な点、広い範囲のインピーダンス値を測定可能な点から自動平衡ブリッジ法に着目した。自動平衡ブリッジ回路を図1に示す。自動平衡ブリッジ法を用いた基本的な回路はオペアンプを用いた反転増幅回路である。0 測定対象のインピーダンス  $Z_X$  は反転増幅回路の入力電圧  $V_{in}$ 、出力電圧  $V_{out}$ 、帰還抵抗  $R_f$  より

$$Z_X = R_f \frac{V_{in}}{V_{out}} \quad (1)$$

のように求めることができる。

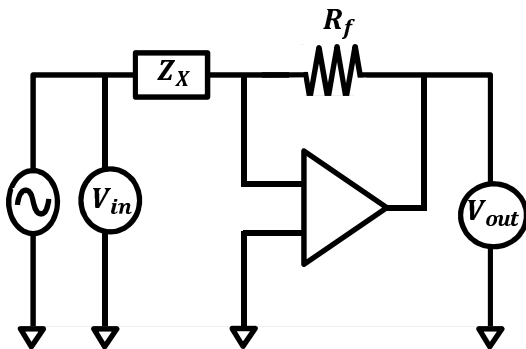


図1 自動平衡ブリッジ回路

Fig. 1 Automatic balanced bridge circuit

### 2.2 インピーダンス測定用チップ AD5933

自動平衡ブリッジ法を用いた市販のインピーダンスアナライザチップにアナログ・デバイセス社製のAD5933がある。AD5933の簡易回路図を図2に示す。自動平衡ブリッジ法ではオペアンプを用いるため、周波数特性や最大定格等の性能がオペアンプの性能に依存する。AD5933の抵抗値の測定範囲が  $1k\Omega \sim 10M\Omega$  となっているが、これもオペアンプの影響を受けるため、追加回路で駆動力のあるオペアンプを用いることで、 $100\Omega$ の抵抗値まで測定することが可能となる。また、AD5933では測定の精度を決める校正抵抗を、手動で取り換える必要があるため手間がかかるという欠点がある。自動平衡ブリッジ法で用いる校正抵抗の値は測定対象に近い値が望ましいとされている。校正抵抗の値は測定対象の  $\frac{1}{10} \sim 10$  倍に収まる範囲が望

ましいことが分かっている [2]。

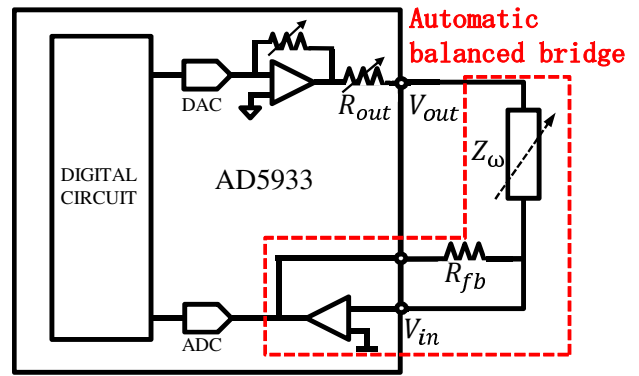


図2 AD5933 簡易回路図

Fig. 2 AD5933 circuit

### 2.3 交流インピーダンス法

交流インピーダンス法は、電解質等の抵抗値を測定するとき有効とされる測定方法である。寄生成分を含んだ測定値からDUTのみの測定値を得るインピーダンス測定法の手法の1つであり物質毎のイオン伝導の速度の違いを利用している。インピーダンスの分離を目的とし、測定対象に周波数を掃引しながら交流電圧を与え、周波数ごとのリアクタンスとレジスタンスの変化を見ることが可能である。

この交流インピーダンス法を利用した生体測定に、生体電気インピーダンス法 (BI法) と呼ばれるものがある。これは身体に微弱な電流を流し、組織の生物学的特性による電気伝導性の差異を利用して、身体構成を予測する方法である。生物の電気的な特性として脂肪には殆ど電流が流れず、血液や筋肉など電解質を多く含む組織には、電流が流れやすいといったものがある。故に、BI法を用いるときは測定したい組織に合わせて加える周波数を選択する必要がある。生体組織の電気特性は基本的には細胞内液抵抗、細胞膜容量と細胞外液抵抗の直並列回路で表現され、 $\beta$ 分散前後で複素導電率の周波数特性を測定すれば、これら3要素が推定できることが分かっている [4]。

## 3. 交流インピーダンス測定システムの構成

本章では、膀胱周辺のインピーダンスを測定する際に用いる交流インピーダンス測定システムの構成と、その特徴について述べる。

### 3.1 超音波測定装置を用いた尿量測定

従来の膀胱内の状態を確認する際に用いる超音波測定装置での測定では、図3のように尿量が時間とともに増加していることがわかる。しかしながら、この手法は基本的に被験者が測定時に動き回ることを想定しておらず、日常的な生活を行っている際に測定を行うことは現状不可能ではないかと考えられる。本稿で提案するインピーダンス法を用いた測定においては、体内の水分量の変化により時間とともにインピーダンス値が減少していくものと考えられる。

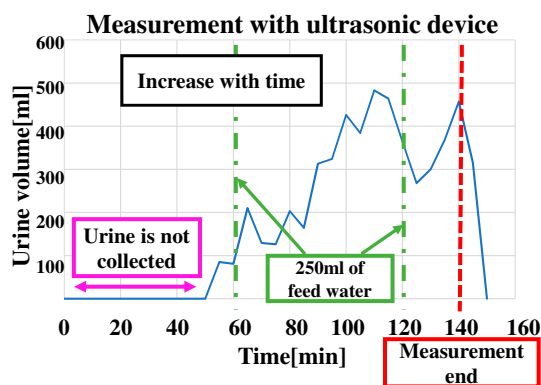


図3 超音波測定装置を用いた膀胱内尿量測定

Fig.3 Measurement of intravesical urine volume using ultrasonic device

### 3.2 交流インピーダンス測定システム

提案手法である交流インピーダンス測定システムについて述べる。従来の超音波測定装置との違い (測定の容易さ、コスト) を述べる。作製した測定システムについて述べる。

前述の問題を解決するため、インピーダンス測定用チップ AD5933 とソリッドゲル電極による交流インピーダンス法を用いる膀胱内のインピーダンス値による貯尿量推定システムを提案する。図4が提案する交流インピーダンス測定システムである。原理は AD5933 を用いた自動平衡ブリッジ回路によるインピーダンス測定である。以下で測定システムの説明を行う。



Measurement data transmission unit Impedance value measuring unit Measuring electrode part

図4 交流インピーダンス測定システム

Fig.4 AC impedance measurement system

### 3.3 インピーダンス測定器

インピーダンス値そのものの測定には、図5に示す ANALOGDEVICES 社の EVAL-AD5933EBZ を用いる。この回路は回路内部に AD5933 を組み込んでいる。EVAL-AD5933EBZ を用いて測定する際は、図6のソフトウェアの測定のパラメータ、校正抵抗のパラメータ、そして校正の手法を設定する必要がある。任意の設定の後に測定したインピーダンス値は EVAL-AD5933EBZ からソフトウェアシステムにデータ送信され、そのデータを CSV ファイルとして出力することが可能である。

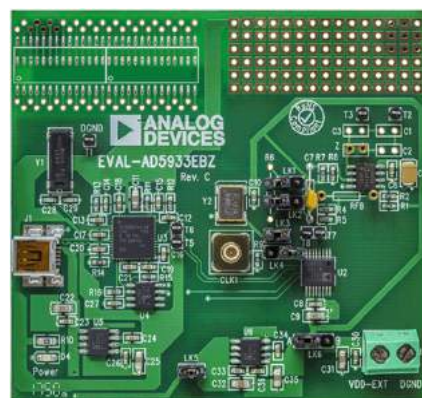


図5 EVAL-AD5933EBZ ハードウェアシステム

Fig.5 EVAL-AD5933EBZ hardware system

ハードウェアの測定パラメータを決めるソフトウェアシステムを図6に示す。このシステムでパラメータと測定手法、データの記録の設定を行う。1つ目の測定パラメータでは、初期周波数、デルタ周波数、取得点数等の設定を行う。2つ目の抵抗パラメータでは校正抵抗のパラメータを設定を行う。3つ目の校正手法では、測定帯域の中央値が最も精度が高く測定を行うことができる Mid-Point と Mid-Point には劣るが平均的に精度高く測定を行う Multi-Point の2種類の測定手法の設定を行う。最後に測定データの参照でリアルタイムで測定の状況を確認できる連続掃引設定や、CSV ファイル形式でデータを PC に保存する等を実行することが可能である。

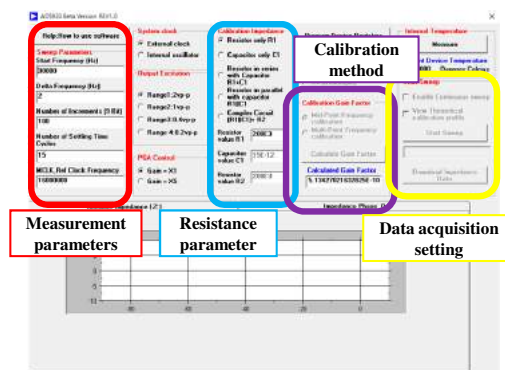


図6 EVAL-AD5933EBZ ソフトウェアシステム

Fig.6 EVAL-AD5933EBZ software system

### 3.4 測定電極

測定に用いる電極は、3M 社の 3M™ レッドダット™ モニタリング電極 (粘着性ゲル付)2560 を用いる。使用した電極を図7に示す。この電極は粘着面が導電性粘着ゲルであるため、身体にゲル全体が貼り付くようになっていて、装着したあとに運動を行ってたとしても電極の装着位置が摩擦によって変動することがないのが利点である。

電極は図8のように体に2つ装着することになる。装着するときは身体の中心軸から左右それぞれ 5cm 離して装着する [4]。これは膀胱の全体を把握するために尿を貯めた際の最大の径に合わせている。また、装着を行う際には皮膚に最もよく吸着さ

せるためにアルコール等で皮膚の表面の皮脂や汚れを落とし清潔にした状態で観測させることが望ましいとされる。体毛を除去しておくことでさらに吸着性を高めることができる。



図7 測定電極

Fig. 7 Measurement electrode

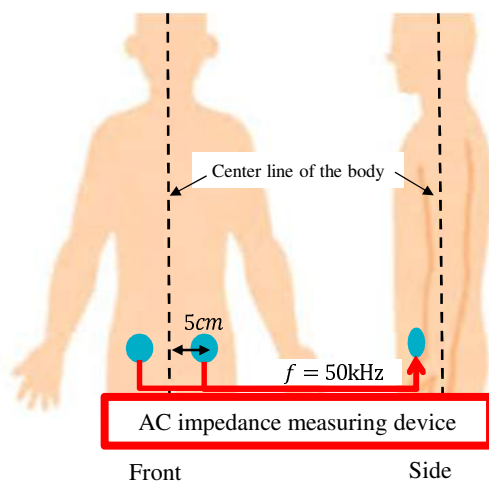


図8 電極装着位置

Fig. 8 Electrode mounting position

## 4. 測定実験

本章では、3章で説明した交流インピーダンス測定システムを使用して簡易的な貯尿量の測定実験を行った結果について述べる。また、同条件で同時刻に測定を行った超音波測定装置を用いた貯尿量の測定実験を行った結果との比較についても述べる。

### 4.1 測定条件

本稿の測定実験は、論文[5]の手順を参考に、以下のような環境、条件で行った。

- 日時：2018年11月6日13時30分から同日14時30分の1時間
- 気温：24.4℃ 湿度：50% 天候：晴れ
- 測定周波数帯域：49kHz から 51kHz までの 2kHz
- 測定周波数間隔：100Hz
- 測定手法：Mid-Point(測定帯域の中央値が最も精度良く測定できる)
- 取得するインピーダンス値：周波数 50kHz のインピーダンス値

- 校正抵抗値：300Ω
- 飲むミネラルウォーターの量：500ml
- 測定場所：研究室内
- 測定姿勢：座位

### 4.2 測定結果

前述した測定条件の基、1時間の測定を行った結果を図9に示す。測定開始直後から10分近辺まではインピーダンスの変動が他の時間帯と比べてとても大きいことがわかる。10分以降から測定終了の60分までは、それ以前と比べてインピーダンスの変動が比較的緩やかであることが確認できる。全測定時間を通して、時間経過と共にインピーダンス値は下がる傾向にあることが図9からわかる。また、全体的にインピーダンスの変化は非常に小さいものであることもわかる。

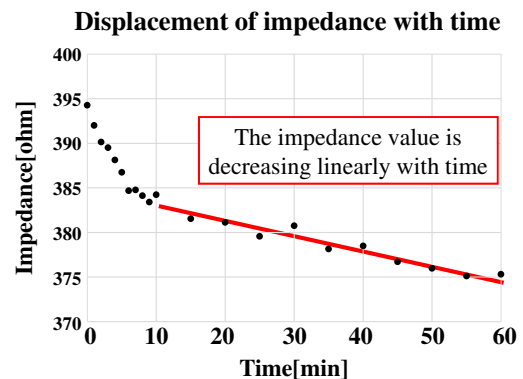


図9 インピーダンス値の時間変位

Fig. 9 Displacement of impedance with time

### 4.3 超音波測定装置の測定結果

超音波測定装置を用いた貯尿量の測定実験を交流インピーダンス測定システムとの測定と同時刻に行った。結果を図10に示す。超音波測定装置を用いた測定では、全体の大多数が0mlを示しており、数点のみデータの取得を行えていることがわかる。しかしながら、取得できたデータはデータの数少なすぎるため、正確に取得を行えたデータなのかの判断がつかない。

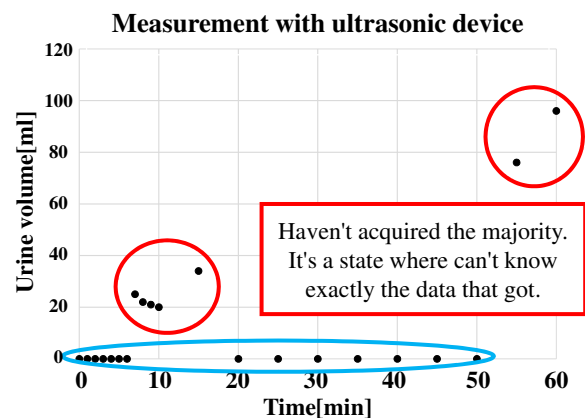


図10 超音波測定装置での測定結果

Fig. 10 Measurement with ultrasonic device

## 5. 作製した装置の評価

交流インピーダンス測定システムを用いたインピーダンス測定では、身体の揺れや振動が測定の精度に対して大きく影響を与えることはなかった。交流インピーダンス測定システムで測定したインピーダンス値が貯尿量と相関を持つのであれば、測定終了時刻の60分の時、インピーダンス値は $81\Omega$ であるため、この結果を3章の図3に示す尿量と照らし合わせると、膀胱周辺のインピーダンス値が $81\Omega$ の時尿量が375.3mlであることが推定できることになる。

同時に行った超音波測定装置を用いた測定では、交流インピーダンス測定システムでの測定と同じ測定環境と条件で測定を行ったが、身体の揺れや振動によってデータの取得に大きな影響を及ぼしており被験者が無意識のうちに与えてしまう影響が大きいことがわかる。取得できた60分の時に96mlというデータに関しても、図3のデータに近しい値が出ているが測定できていないデータが多すぎるために、信頼性に欠けるデータとなってしまう。

このことから、作製した交流インピーダンス測定システムは従来の超音波測定装置に比べ、身体の揺れや振動に強く被験者に対して大きなストレスを与えることなく測定を行えることが分かった。

## 6. ま と め

本稿では、膀胱に対して交流インピーダンス法を適用し、膀胱近辺での体内水分量から貯尿状態を推定することを目的とした。作製した交流インピーダンス測定システムを用いたインピーダンス値の測定実験では、インピーダンス値が時間経過と共に緩やかに減少していく様子が確認できた。また、従来の超音波測定装置で得られた尿量と時間での値を比べることでインピーダンス値からおおよその貯尿量を推定することが可能ではないかという結論を得た。

しかしながら、図3の超音波測定装置と図9の交流インピーダンス測定システムの測定結果を比べると、測定時間10分後以降は尿量は増え、インピーダンス値は下がるといった互いの増減が反対の動きをしているのに対して、測定直後の尿量の変化とインピーダンス値の変化が他と比べると、尿量とインピーダンス値が反対の動きをしておらずそれ以降の測定データとはどちらも違う傾向をしており、尿量とインピーダンス値が全時間帯で相関を持っているといえないのではないかということも分かった。

今後は、超音波測定装置での基準となるデータの精度を上げ、交流インピーダンス測定システムの測定の試行回数を増やし尿量とインピーダンス値における関係性についてより詳しく調査検討をしていく。

## 謝 辞

本研究は、JST、未来社会創造事業、JPMJMI17B4の支援を受けたものである。

## 文 献

- [1] 岡村菊夫, 後藤百万, 三浦久幸, 山口 脩, 内藤誠二, 長谷川友紀ほか: 高齢者尿失禁ガイドライン. <http://www.ncgg.go.jp/hospital/iryokankankei/documents/guidelines.pdf>
- [2] 白川貴啓, 堺 亮介, 中武繁寿: 自動平衡ブリッジ法に基づく自動校正機能を持つインピーダンス測定手法の提案. 信学技報, 117巻 455号, 175-179, 2018.
- [3] 佐藤厚子, 李相潤, 畠山愛子, 石田和雄, 面澤和子, 永富良一: 生体電気インピーダンス法 (Bioelectrical impedance analysis; BIA 法) における絶飲食と飲水の影響. 体力科学, 60巻 5号, 483-492, 2011.
- [4] 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, 22巻 4号, 1162-1167, 1993.
- [5] 中山 淑: 生体電気計測. 計測と制御, 27巻 3号, 198-204, 1988.