

矩形波電流源を有したインピーダンス計測回路の設計

Design of Impedance Measurement Circuit with Square Wave Current Source

○岩上卓磨¹、谷卓治¹、伊藤圭汰¹、宇野正真¹、後藤竜也¹、竹澤好樹²、
西野悟³、清山浩司³、田中徹^{1,4}

(1. 東北大院工、2. 東北大学 3. 長崎総科大、4. 東北大院医工)

○Takuma Iwagami¹, Takaharu Tani¹, Keita Ito¹, Shoma Uno¹, Tatsuya Goto¹, Yoshiki Takezawa²,
Satoru Nishino³, Koji Kiyoyama³, and Tetsu Tanaka^{1,4}

(Dept. of Bioengineering and Robotics¹, School of Engineering², Tohoku Univ.,
Nagasaki Institute of Applied Science³, Dept. of Biomedical Engineering⁴, Tohoku Univ.)
E-mail: link@lbc.mech.tohoku.ac.jp

1. 序論

脳疾患治療や脳機能解明、BMI(Brain-Machine Interface)などの研究が近年盛んに行われており、高度な脳波記録システムの実現が神経科学者や医療従事者から強く要望されている。我々は、種々の脳波を記録できる多機能集積化脳神経プローブシステムの開発を進めている。生体に電極を埋植して長期記録・刺激を行う場合、電極への再結合組織付着などによる電極・生体間の接触状態変化や細胞の状態を計測する機能を実装する事が求められる。そこで、電流印加・電圧測定によるインピーダンス計測から電極や細胞の状態を観察し、適切な脳波記録と電気刺激が行えるように補正するための計測回路を設計した。一般的なインピーダンス計測には正弦波電流が用いられるが、正弦波電流源は分解能に応じて回路規模が大きくなるという問題がある。この問題を解決するため、本稿では矩形波電流源を用いた小面積かつ広計測レンジの神経プローブ用インピーダンス計測回路の提案と設計について述べる。

2. インピーダンス計測回路の構成と矩形波を用いた計測アルゴリズム

インピーダンス計測回路の概略図を図1に示す。インピーダンス計測回路の主要部は、振幅調整可能な矩形波出力電流源(I-source)および微小電圧計測部(V-meas)で構成され、印加した電流と取得した電圧からインピーダンスを算出する。図1に示す通りインピーダンス計測回路は、電極と生体間のインピーダンス(Z_{int})を計測するモードに加え、組織のインピーダンス(Z_{tis})を計測可能なモードを設けた[1]。

矩形波電流を印加してインピーダンスを得る方法は、電極界面や細胞を抵抗と容量の等価回路と仮定することにより可能である。電極界面の等価回路は、電荷移動抵抗 R_{CT} および電気二重層容量 C_{DL} のRC並列回路として表すことが可能であり、抵抗成分は取得する電圧の振幅 V_{out} 、容量成分は矩形波の立ち上がり遅れ時間 Δt から算出できる。図2は計装アンプ(IA)の入力端子に電極界面の等価回路 R_{CT} および C_{DL} を接続した電流印加・電圧計測回路の概略図を示す。なお、プログラマブルゲインアンプ(PGA)は、計測された電圧をアナログ・デジタル変換回路(ADC)の入力の適切な振幅値に増幅するために用いる。Digital CONT.は制御回路である。

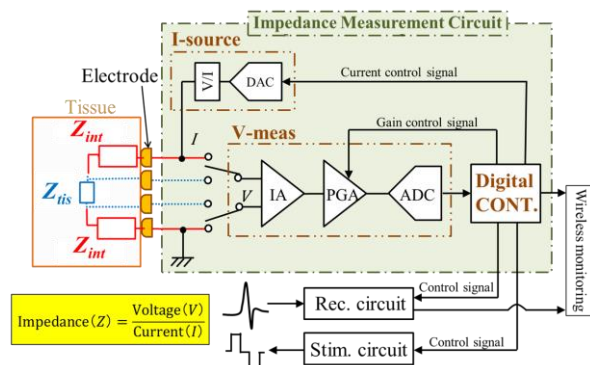


Fig. 1. Schematic of impedance measurement circuit.

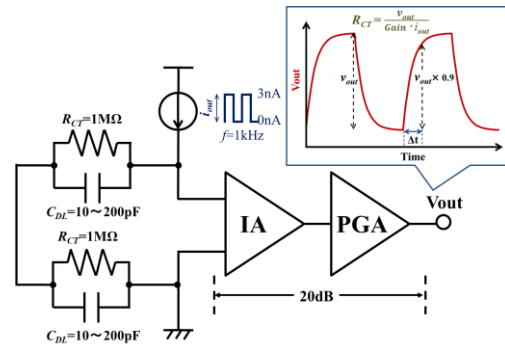


Fig. 2. Schematic of square wave impedance measurement.

3. シミュレーション結果および考察

図2に示す条件(振幅3nA、周波数1kHz)の矩形波理想電流源、IAとPGAの合計利得20dBおよび回路構成でHSPICEを用いて容量値の計測を確認した。このシミュレーションでは、電極界面の等価回路の R_{CT} は1MΩ固定、 C_{DL} は10pF~200pFとした。図3に矩形波電流源を用いた Δt と C_{DL} のシミュレーション結果を示す。ここで、立ち上がりにかかる時間 Δt は振幅の90%に到達するまでの時間とした。 Δt と C_{DL} には理論通りの線形性が得られた。本シミュレーションにより矩形波電流を用いて抵抗成分と容量成分を個々に算出し、電極界面のインピーダンスを導くことができることを確認した。設計した回路のインピーダンス計測範囲は100Ω~10MΩである[2]。

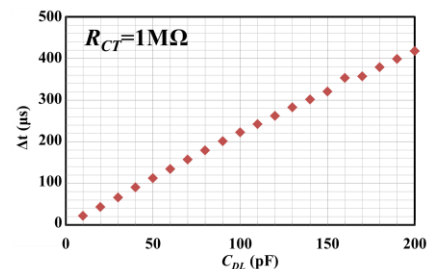


Fig. 3. Result of the square wave simulation.

4. 結論

多機能集積化脳神経プローブシステムの重要な構成要素である矩形波電流源を有した生体インピーダンス計測回路について述べた。矩形波電流源は正弦波電流源よりも小面積で実装可能であり、電極界面の等価回路を基にした計測アルゴリズムを用いることでインピーダンスを算出することが可能である。回路面積など先行研究との性能比較は発表にて示す。

本研究の一部は株式会社半導体理工学研究センター(STARC)の援助を受け行われた。また、本チップの設計は東京大学大規模集積システム設計教育研究センター(VDEC)を通し日本ケイデンス株式会社、シノプシス株式会社およびメンター株式会社の協力で行われたものである。

参考文献

- [1] Kiseok Song et al., IEEE JSSC, VOL. 49, NO. 1, JANUARY 2014.
- [2] Takuma Iwagami et al., JJAP, (accepted).