

高入力抵抗を有する誘発脳波計の開発と評価

Development and Evaluation of Electroencephalograph with High Input-Resistance for Measuring Evoked Potentials

○ 渡邊大樹 (東京電機大) 植野彰規 (東京電機大)

Hiroki WATANABE, Tokyo Denki University
Akinori UENO, Tokyo Denki University

Key Words: Auditory Brainstem Response, Negative Capacitance Circuit, Negative Impedance Circuit

1. はじめに

脳波の発生起源である神経細胞活動電位は、持続時間1ms程度のスパイク列から構成される。そのため、聴覚や体性感覚を刺激して脳の応答反応(誘発脳波)を計測する場合、1~3000Hzまでの広い周波数帯域を持つ生体用増幅器が必要となる。また、脳内で発生した活動電位は、頭皮上の電極と脳(信号源)との間に介在する膜類や頭骨、頭皮により減衰し、頭皮上ではサブ μV ~数 μV オーダーになるため、増幅器には80dB(10,000倍)以上の利得が要求される。更に、誘発電位は、 α 波や β 波などの10 μV 以上の振幅を持つ定常脳波(定常的に発生する脳波)に重畳して記録されるため、計測後に数百回~数千回の同期加算処理を必要とする。そのため誘発電位検査は長時間を要し、その短縮が望まれる。

他方、筆者の所属研究室では、生体増幅器の入力抵抗を高めることで、衣類や絶縁物を介した電極から、心電図および筋電図の検出に成功している^(1,2)。同様に、誘発脳波計の入力抵抗を高めることで、高感度に信号を検出できることが期待される。また、信号を高振幅で計測できれば、加算回数を減らし検査時間の短縮を図れると考えられる。ただし、誘発脳波計のように広い帯域を必要とする場合、IC内部に生じる寄生容量や、電極と装置を繋ぐシールド線に生じる浮遊容量などにより、装置の入力インピーダンスが高周波域(数百~数千kHz)で低下する。そこで、本研究では負性容量回路を誘発脳波計の初段に導入し、シールド線やIC内部で生じる容量を低減し、高周波域での装置の入力インピーダンスを向上させることを目的とした。

2. システム構成

2-1 負性容量回路

Fig.1に負性インピーダンス回路(Negative Impedance Circuit: NIC)⁽³⁾、および負性容量回路(Negative Capacitance Circuit: NCC)のブロック図を示す。Fig.1(a)の入力インピーダンスは、入力電圧を V_{in} 、入力電流を I とした場合、式(1)の関係式に相当する負のインピーダンスを生じる。

$$Z_{in} = \frac{V_{in}}{I} = -\frac{Z_2 \cdot Z_1}{Z_3} \quad (1)$$

ここで、Fig.1(a)の Z_1 をコンデンサ C_1 、 Z_2, Z_3 を抵抗 R_2, R_3 とすると、Fig.1(b)の回路の入力インピーダンスは式(2)となる。

$$Z_{in} = -\frac{Z_2}{Z_3} \cdot Z_1 = -\frac{R_2}{R_3} \cdot \frac{1}{j\omega C_1} = \frac{1}{j\omega \left(-C_1 \cdot \frac{R_3}{R_2} \right)} \quad (2)$$

ゆえに、Fig.1(b)は $-C_1$ の容量に R_3/R_2 の係数を乗じた負性

容量回路と考えることができ、抵抗値を変化させることで容量値を調整できる⁽⁴⁾。本研究では、電極リード線における信号線とシールド線との間に当該回路を並列に接続し、リード線や配線で生じる浮遊容量を打ち消すことを試みた。なお、 C_1 には470pFの積層セラミックコンデンサを使用し、 R_2 を20k Ω の半固定抵抗、 R_3 を10k Ω の固定抵抗とした。

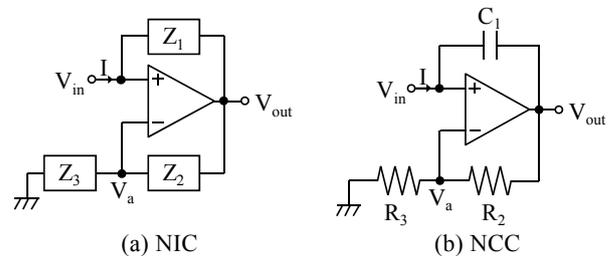


Fig. 1 Block diagrams of (a) negative impedance circuit and (b) negative capacitance circuit.

2-2 誘発脳波計

Fig.2に製作した誘発脳波計の回路構成を示す。各リード線の後段にはNCCを付加した。また、NCCを構成する演算増幅器には公称10T Ω の入力抵抗を有するICを使用し、装置の入力抵抗を市販装置よりも高めた。増幅回路は計装増幅器と反転増幅器(2段)で構成し、10000, 20000, 40000倍のいずれかを選択可能とした。帯域は、定常脳波計測用のCH1では1~35Hz、市販の誘発脳波計と同じ仕様のCH2では1~3000Hz、高周波脳波計測用のCH3では50~3000Hzとした。3つのチャンネルは回路内で分岐しており、同時計測が可能である。

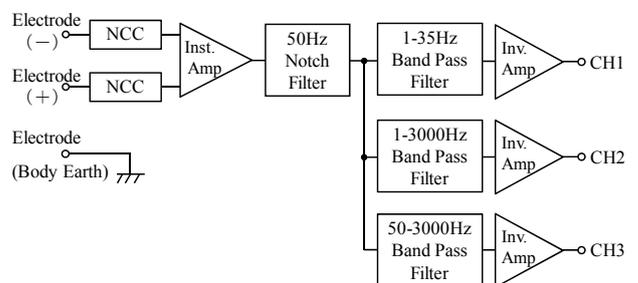


Fig. 2 Block diagram of the developed measurement device.

3. 実験方法

3-1 入力インピーダンスの推定

製作回路において、NCCが機能し、高い入力インピーダンスが得られているかを検証するため、装置の入力インピーダンスを実験に基づき推定した。Fig.3に推定用回路の構成を示す。まず、入力段の片側に抵抗 R_1 を接続する。 R_1

は、推定する入力インピーダンスの Z_{in} に比べて、無視できない大きさとする。この時 Z_{in} は、入力電圧 v_i と出力電圧 v_o 、回路の増幅度 A_v から求まり、式(3)で表せる。

$$Z_{in} = \frac{v_o}{A_v \cdot v_i - v_o} R_1 \quad (3)$$

つまり、各周波数における入出力電圧の振幅（または実効値）を測定することで、 Z_{in} の周波数特性を推定できる。実験では $R_1=1G\Omega$ とし、10~1kHzの帯域で測定した。

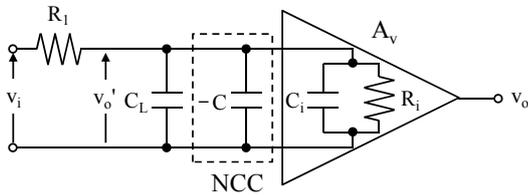


Fig. 3 Circuit configuration of input impedance estimation.

3-2 聴性脳幹反応の計測

試作装置の検出感度を評価するため、聴性誘発脳波の中でも電位が小さく検出が最も難しい、聴性脳幹反応 (Auditory Brainstem Response : ABR) の計測を試みた。21歳の成人男性被験者1名を対象に、頭部3箇所(前頭部)に血電極を設置した。電極位置は国際10-20法に従い、活性電極を頭頂部(Cz)、基準電極を左耳朶(A1)、ボディアースを前頭極(Fpz)とした。また、音刺激を与えるためのチューブホン(E-A-RTONE 2A, Aearo製)を左耳に装着してもらった。音刺激は音圧80dBのクリック音とし、77~110msの間隔で6分間刺激し、製作装置と市販の誘発脳波計(ERS100C, BIOPAC Systems製)により同時計測した。音刺激のトリガ信号は、マイクロコンピュータにて生成し、発生間隔をランダムに変動させた。製作装置および市販の誘発脳波計のアナログ出力電圧とトリガ信号を、市販のA/D変換器(MP-150 System, BIOPAC Systems製)にて、25kHz、16bitでデジタル変換した。実験はシールドテント(アンティエミー403T, 東京計器アビエーション製)の内部で行った。

4. 結果と検討

4-1 入力インピーダンスの推定

Fig.4に推定した入力インピーダンス特性を示す。まず、市販装置と比較すると、10~1kHzの全域にわたり試作装置の入力インピーダンスが市販装置よりも30倍ほど高い値を示した。更に、NCCを導入する前の製作装置と比較すると、導入後の結果の方が10倍程度向上している。値は高周波帯になるほど向上していることから、浮遊容量がNCCによって低減されたものと考えられる。

4-2 聴性脳幹反応の計測

試作装置と市販装置の同時記録に加算平均処理を適用した結果をFig.5に示す。加算平均はトリガ信号の立ち上がり(0ms)を基準とし、トリガ発生前後15msの計測区間を切り出し、計2000回加算した。どちらの加算平均波形においてもABRの特徴である6つの潜時(図中I~VIと記載)を確認することができた。試作装置と市販装置を比較すると、潜時6ms付近までにおいては、試作装置の振幅が市販装置と比較して上昇した。更に、第II潜時付近に注目すると、試作装置の方が重畳している高周波変動がより先鋭であることが分かる。これらは、NCCにより浮遊容量が低減されたことで、試作装置の検出感度が低周波域だけでなく高周波域においても向上した結果と考えられる。

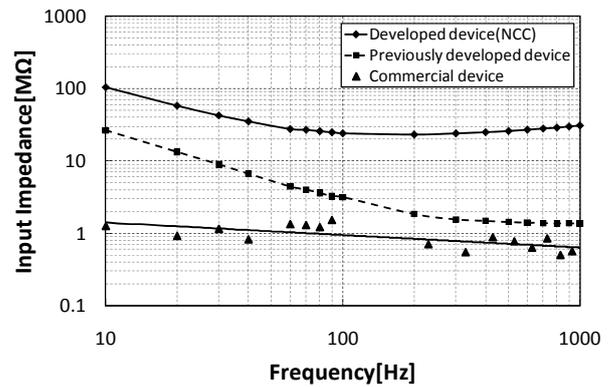


Fig. 4 Frequency characteristics of input impedance of the developed device, previously developed device and a commercial device.

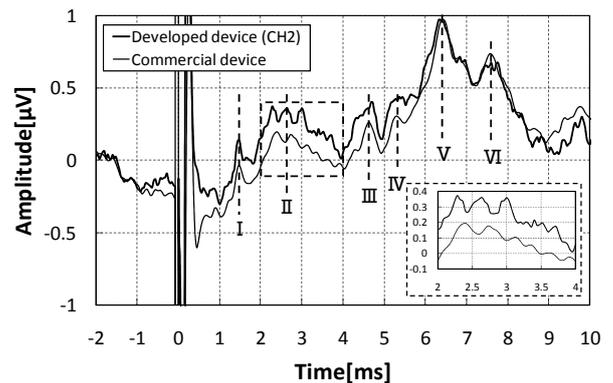


Fig. 5 ABR recordings by the developed device and by a commercial device after 2000-times signal averaging.

5. まとめと今後の展望

負性容量回路(NCC)を導入し、高入力抵抗を有する誘発脳波計を開発した。装置の入力インピーダンスを推定した結果、10~1kHzにおいて20MΩ以上を有し、市販装置よりも30倍高い値を示した。また、脳幹誘発反応を市販装置と同時に計測し、開発装置においても市販装置による記録結果と同様なABR波形を検出できることを確認した。加えて、潜時6ms付近までは検出波形の振幅が開発装置の方が大きく、高周波変動が先鋭であった。これは、NCCにより試作装置の入力インピーダンスが上昇し、高周波帯域での検出感度が向上したためと推察された。

今後は、開発装置によりABR加算回数を減少できるかどうかを検討するとともに、体性感覚高周波振動などの頭皮上電極からは報告事例がない、微弱な事象関連電位の検出にも挑戦する予定である。

参考文献

- (1) 植野ら, 布を介した電極からの容量性結合に基づく心電図導出, 電学論C, vol. 124, no. 9, pp. 1664-1671, 2004.
- (2) A. Ueno, et al., A Capacitive Sensor System for Measuring Laplacian Electromyogram through Cloth: A Pilot Study, Proc. 29th Ann. Intern. Conf. IEEE EMBS, pp.5731-5734, 2007.
- (3) M.E. Van Valkenburg, アナログフィルタの設計, 産業報知センター, pp.491-492, 1985.
- (4) 岡村旭夫, OPアンプ回路の設計, CQ出版, pp.200-201, 1990.