

脳波測定システムの構築

Construction of the Brainwave Measurement System

何 櫟†
Ri He

1. はじめに

脳波とは、脳の神経細胞から出る電位変動のことであり、これによって、人間の脳内を、身体を傷つけることなく測定できるがゆえに、近年、脳波に対する研究の重要性が高まっている。脳波を用いることで脳疾患を検出することが可能になるだけでなく、今の脳内の活動状況を調査することができ、我々が日々行っている行動や周りの環境が脳にどう影響するのかを容易に測定できるようになる。ストレスの多いと言われる今の社会にとって、脳内の状態を測定し、調査や研究することは、ストレスのない社会を築き上げるには必要不可欠なことで、その点脳波は我々の生活をより豊かにするための可能性を秘めているといえる。加えて、近年 BMI という脳と機械を繋げる仕組みの開発が進んでおり、例えば頭で願うだけでロボットをある程度操作できる技術がすでに開発されている。

そこで、自分も脳波への理解を深めるために、電極や増幅器を用いて電子回路の段階から脳波測定器を作製した。装置のノイズを減少させるために電極とプリアンプの設計において工夫を施し、Labview を用いて測定プログラムを作成した。また、この測定システムを使用して実際にゲーム時の脳内活動の変遷を測定した。

2. 脳波について

脳波とは脳内の神経細胞であるシナプスの神経伝達の際に発生する信号のことで、この信号は脳内での電位変化によるものである。それ故に頭皮上に電極を設置することで、脳波を測定、記録することができ、この記録を EEG (Electroencephalogram) と呼ぶ。脳波は周波数ごとに、基本的には δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波、 γ 波 (低周波数から高周波数に並んでいる) に分けられ[1-3]、それらは脳の活動状態ないしは心理状態によって変動するといわれている。一般的に脳が睡眠時やリラックス時は低い周波数の脳波が顕著になり、逆に脳が緊張していたり、アクティブになっていたりするときは高い周波数の脳波が顕著になる。具体的な脳波の種類ごとの周波数とその時の脳の活動状態は表 I に示す。

表 I 脳波の種類とそれに対応する脳の活動状態

波の種類	周波数(Hz)	脳の活動状態
δ 波	0.5~2.75	深い睡眠
θ 波	3.5~6.75	瞑想状態、夢、創造的
Low α 波	7.5~9.25	リラックス、平穏的で意識的
High α 波	10~11.75	リラックスしている比較的集中している
Low β 波	13~16.75	思考状態、集中状態
High β 波	18~29.75	警戒、動揺
Low γ 波	31~39.75	記憶、高次精神活動
Mid γ 波	41~49.75	同時処理、要求の激しい運動

3. 脳波測定システムの構築と実験方法

3.1 脳波測定のための回路作成

脳波の信号は数 μV ~数百 μV と小さいため、プリアンプやアンプが必要になる。また、環境ノイズや 50 Hz または 60 Hz ラインノイズの影響を低減するために、バンドパスフィルタやノッチフィルタが必要である。図 1(a)は、脳波測定回路のブロック図である。プリアンプ、ノッチフィルタ、アンプ、バンドパスフィルタが含まれている。図 1(b)はプリアンプの回路である。この回路は、計装アンプ AD8221 を用いて作られている [4]。AD8221 は 1 つの外部抵抗でゲインの設定を行うものである。AD8221 のゲインは $G=1+49.4 \text{ k}\Omega/R_G$ である。実験では R_G の 2 $\text{k}\Omega$ の抵抗を使用したので、プリアンプのゲインは約 25 となる。図 1(c)は、ノッチフィルタ、アンプ、バンドパスフィルタの回路を示している。OP アンプ LM358 を使用した [5]。ノッチフィルタの周波数は、 $f=1/(2\pi RC)$ の式で求められる。 $R=320 \text{ k}\Omega$ 、 $C=10 \text{ nF}$ を使用した場合、ノッチフィルタの停止周波数は 50Hz (これは関東における電源周波数) となる。アンプのゲインは約 40、バンドパスフィルタの通過周波数は 0.4 Hz~80 Hz であった。回路の合計のゲインは約 1000 である。

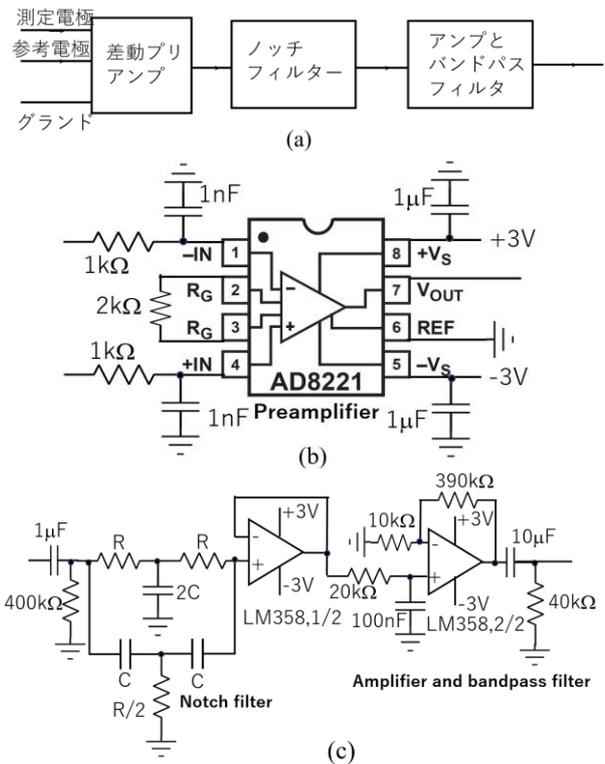


図 1. (a). 脳波測定回路のブロック図. (b). プリアンプの回路. (c). ノッチフィルタ、増幅器とバンドパスフィルタの回路.

図 2 は、脳波測定用の回路の写真です。回路基板の大きさは約 50 mm × 25 mm である。電源には 3V の電池を 2 本使用した。頭部には、測定電極、基準電極、アースの 3 つの電極を装着し、回路基板と接続した。回路の出力は、アナログ・デジタル・コンバーター (ADC) に接続され、データはコンピュータに送信される。

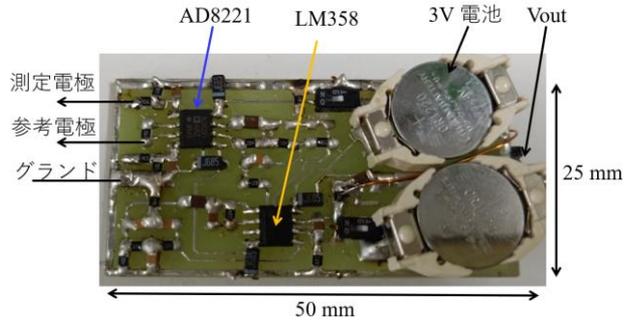


図 2. 脳波測定用回路の写真.

3.2 脳波測定のための電極の作成

プリアンプの合計の入力換算雑音 ($V_{N, total}$) は、電圧による雑音 (V_N)、電流による雑音 (I_N)、信号源での抵抗による雑音 ($\sqrt{4kTR_S}$) で構成されている。

$$V_{N, total} = \sqrt{V_N^2 + 4kTR_S\Delta f + (I_N R_S)^2} \quad (1)$$

ここで、 k はボルツマン定数、 T は温度、 Δf は帯域幅、 R_S は信号源の抵抗値である。

脳波信号は低周波 (0.5 Hz ~ 50 Hz) なので、プリアンプの低周波ノイズの影響が大きくなる。AD8221 では、0.5 Hz ~ 50 Hz の周波数範囲で、電圧ノイズ (V_N) は約 0.3 μV 、電流ノイズ (I_N) は約 5 pA である。図 3 は、入力換算雑音の変化を信号源での抵抗で表したものである。信号源での抵抗が 30 k Ω 以下の場合には合計の入力換算雑音への影響が少なく、信号源での抵抗が大きい場合は全入力ノイズへの影響が大きいことがわかる。

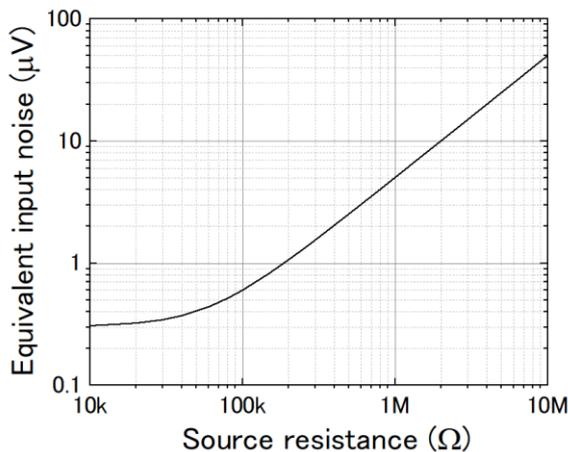


図 3. 信号源での抵抗の変化とともに変わる入力換算雑音.

脳波電極と人間の皮膚との接触抵抗を低減するために、従来の臨床 EEG システムでは湿式電極が用いられている

[6]. 生理食塩水やゲルの特性を利用して、接触面積を増やすことで、インピーダンスを下げ、高品質な信号を記録する。湿式電極は、インピーダンスが低く、S/N 比が最も良好であるが、同時に欠点もある。それは一般的に、湿式電極の EEG システムのセットアップにかかる時間が比較的長く、また、患者や被験者にとってはあまり快適ではないことである。このような湿式電極の EEG システムの欠点を克服するために、乾式電極 EEG システムが開発されている [7,8].

私の脳波計では、銅板を使って乾式電極を作っている。銅板の厚さは 0.2 mm である。皮膚と電極の接触抵抗を減らすために、銅板の表面に突起をつけている。図 4 は、その電極を示したものである。図 4(a) は、額に貼られた検出電極である。図 4(b) は、片方の耳たぶに挟んだ参照電極である。図 4(c) は、もう一つの耳たぶに挟んだアース電極である。基準電極と接地電極には、2 つの磁石で銅板を取り付けた。2 つの磁石の間の磁力を利用して、しっかりと快適にクリップすることができるようになっている。

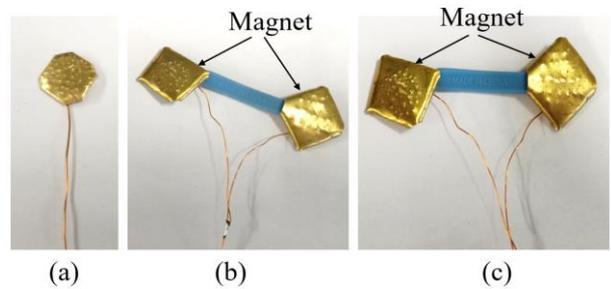


図 4. 突起をつけている銅板で作った電極。(a) 額に貼ったセンシング電極。(b) 磁石の磁力を利用して片方の耳たぶに留められた基準電極。(c) もう一方の耳たぶに取り付けられたアース電極。

図 5 に電極の装着方法を示す。出力信号は、ADC (アナログ・デジタル・コンバーター) ボードに送られる。



図 5. 電極の装着方法.

皮膚と設計した電極の間の接触抵抗を測定したところ、約 $0.5 \text{ M}\Omega$ であった。比較として、Mindflex [9]の EEG ヘッドセットの接触抵抗も測定してみた。これは約 $1.5 \text{ M}\Omega$ であった。図 3 より、抵抗値が $0.5 \text{ M}\Omega$ の時、合計の入力換算雑音は約 $2.5 \text{ }\mu\text{V}$ 、抵抗値が $1.5 \text{ M}\Omega$ の時、合計の入力換算雑音は約 $7.5 \text{ }\mu\text{V}$ となる。

3.3 脳波測定システム

図 6 に、脳波の測定方法の概要図を示す。額の電極と耳の電極の間の電位差が増幅されて、アナログ・デジタル変換 (ADC) の後、コンピュータに送られる。ADC ボードは、入力電圧範囲が 10 V 、分解能が 16 ビット、データ取得周波数が 100 kHz である [10]。数値化された後、データは高速フーリエ変換 (FFT) によって処理され、8 種類の脳波の強度の値を生成する。

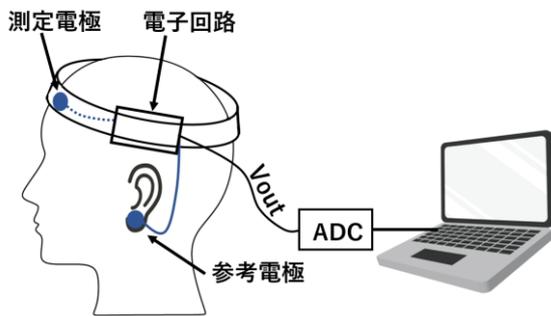


図 6. 脳波測定の概要図

また、脳波データを取得するためのプログラムを Labview で作成した。図 7 に脳波測定プログラムのコントロールパネルを表示する。

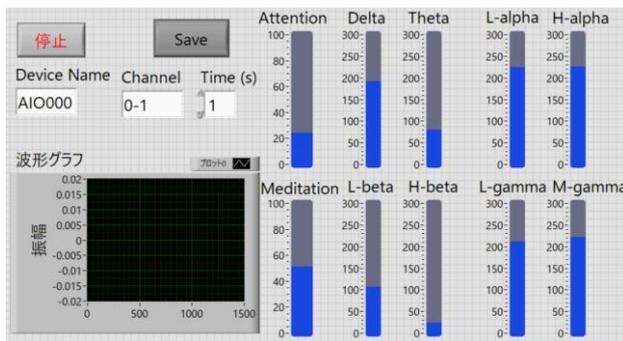


図 7. 脳波測定プログラムのコントロールパネル。

4. 結果と考察

実際に様々な行動を行って、脳波計がうまく動作しているか調べてみた。図 8(a)は、まばたきしているときの脳波である。図からわかる通り、信号がかなり大きいことが分かる。図 8(b)は咀嚼時の脳波を示しているが、まばたきの脳波に比べてかなり小さいことが分かる。また、図 8(c)はリラックス時の α 波の脳波、図 8(d)は 2D のゲームをしている時の γ 波の脳波を示している。これらの図から、脳波計は脳の状態や行動による変化をしっかりと捉えていることを確認できる。

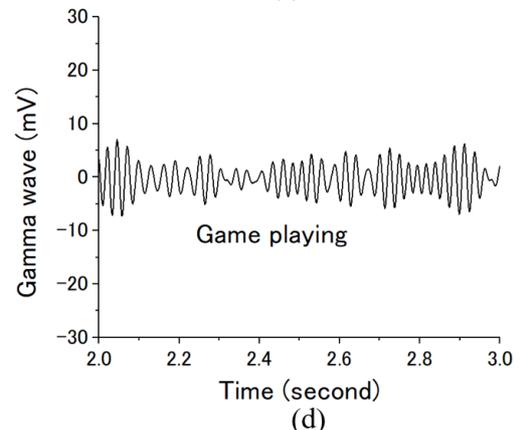
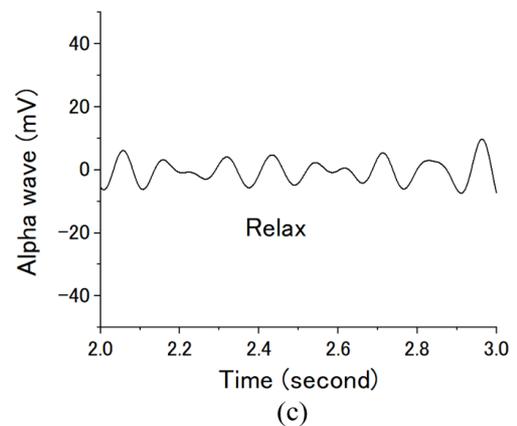
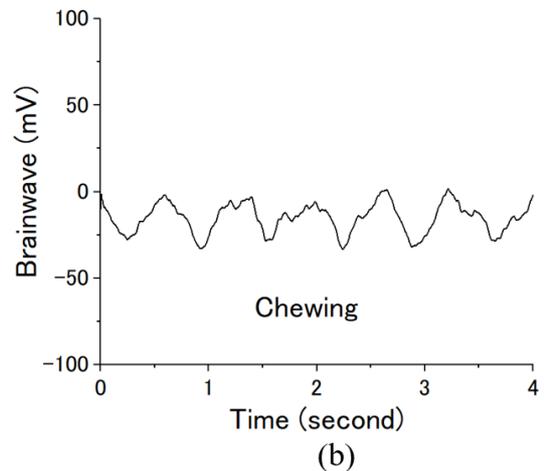
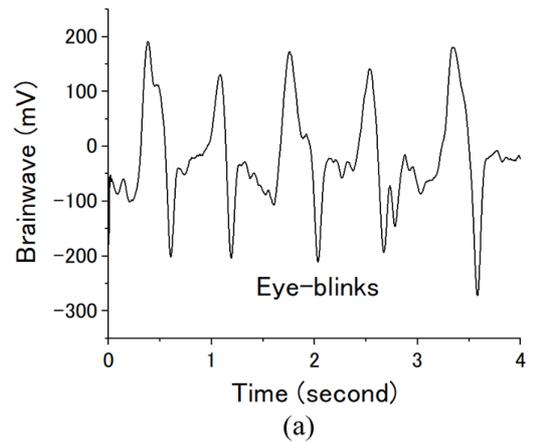


図 8. (a). まばたきによる波形. (b). 噛む時の波形. (c). リラックス時の α 波の脳波 (d). ゲーム時の γ 波の脳波.

次に2Dのアクションゲームをしているとき、目を瞑ってリラックスしているときの脳波を測定し、それぞれの δ 波、 θ 波、Low- α 波、High- α 波、Low- β 波、High- β 波、Low- γ 波、Mid- γ 波の各脳波パターンの値を測定した。リラックス時とゲーム時のMid- γ 波の間には大きな違いがあった。

図9(a)はリラックス時のMid- γ 波の強さの経時変化を示し、図9(b)はゲーム時のMid- γ 波の強さの経時変化を示す。図9(a)より、リラックス時にはMid- γ 波の大きさが時間の経過とともにゆっくりと減少しており、脳の活動が低下していることを推測できる。図9(b)から、アクションゲーム時は、Mid- γ 波の大きさが時間の経過とともに増加しており、脳が活発になっていることを推測できる。

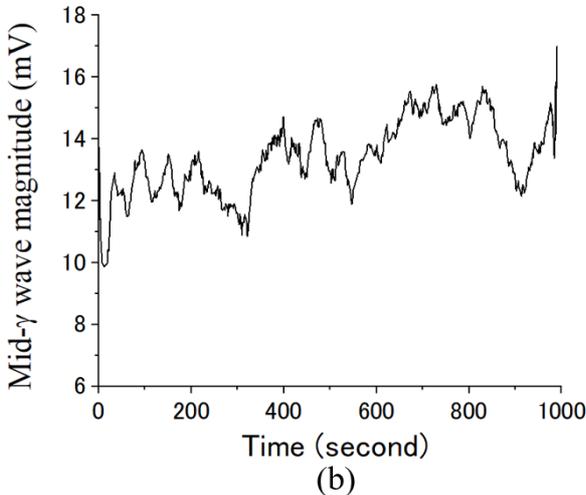
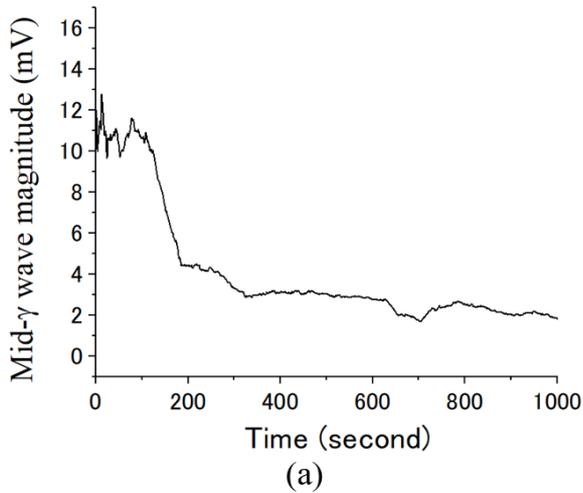


図9(a) リラックス時のMid- γ 波の強度の経時変化。
(b). ゲーム時のMid- γ 波振幅の経時変化。

表 II は、各種類の脳波の値を表している。結果は図 10 に図示されている。図 10 から、リラックス時よりもゲーム時のほうがMid- γ 波と δ 波が高くなっていることが確認できる。ここから、ゲーム中は、脳の一部では極めて活動的な状態になっていると同時に、ゲームとは関係の薄い部位では活動が穏やかになっていると推測することができる。

表 II. それぞれの脳波パターンのノーマライズされた平均値。

脳波パターン	脳の状態	
	ゲームをする時	リラックス時
δ 波	11.1	7.1
θ 波	9.8	7.6
Low- α 波	5.8	4.6
High- α 波	4.9	5.3
Low- β 波	3.5	2.9
High- β 波	2.4	2.1
Low- γ 波	1.5	1.0
Mid- γ 波	15	2.0

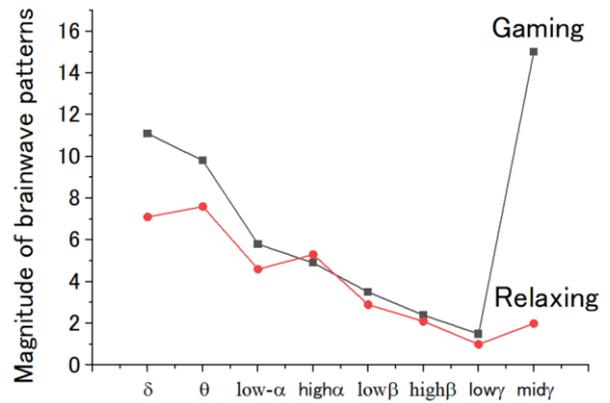


図 10. それぞれの脳波パターンの値。

4. 結論

以上の測定結果より、図 8 から、脳波測定器は、脳の状態や行動による変化をしっかりと捉えていると言える。図 9 のリラックス時のMid- γ 波の強さの変化と2Dゲーム時のMid- γ 波の強さの変化の比較から、リラックス時ではMid- γ 波が徐々に低下し、ゲーム時では時間とともに増加していることが確認できる。そのため、ゲーム時はやはり脳が活発になっていることが推測できる。図 10 から、リラックス時よりもゲーム時のほうがMid- γ 波と δ 波が高くなっていて、ここから、ゲーム中は、脳の一部では活動的だがそれ以外では活動は抑制されていることを推測できる。

参考文献

- [1]. Foster J.J., Sutterer D.W., Serences J.T., Vogel E.K., Awh E. "Alpha-band oscillations enable spatially and temporally resolved tracking of covert spatial attention." *Psychological Science* Vol. 28, 929–941, July, 2017.
- [2]. Dement W., Kleitman N. "Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility, and dreaming," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* Vol. 9, 673–90, November 1957.
- [3]. Engel A.K., Singer W. "Temporal binding and the neural correlates of sensory awareness." *Trends in Cognitive Sciences* Vol. 5, 16–25, January 2001.
- [4]. <https://www.analog.com/jp/products/ad8221.html>. Datasheet of AD8221.
- [5]. <https://www.tij.co.jp/product/jp/LM358>. Datasheet of LM358.

- [6]. Falco C., Sebastiano F., Cacciola L., Orabona F., Ponticelli R., Stripe P., and Di Gennaro G. "Scalp electrode placement by EC2 adhesive paste in long-term video-EEG monitoring." *Clinical Neurophysiology*, Vol. 116, 1771–1773, 2005.
- [7]. Taheri B.A., Knight R.T., and Smith R. L. "A dry electrode for EEG recording." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 90, 376–383, 1994.
- [8]. Zander T. O., Lehne M., Ihme K., Jatzev S., Correia J., Kothe C., Picht B., and Nijboer F. "A dry EEG-system for scientific research and brain-computer interfaces." *Frontiers in Neuroscience*, Vol. 5, 53, 2011.
- [9]. <https://store.neurosky.com/products/mindflex>.
- [10]. Datasheet of AI-1608AY-USB, <https://www.contec.com/jp/>.