

耳介周辺におけるカチューシャ型脳波測定用 治具の開発

山路 菜月¹, 霧 浩二^{1,a)}

概要: 脳波を用いた電子機器の制御が検討されている。非侵襲型の脳波測定方法は数多く存在しているが、その中でも導電性ジェルを用いて電極で測定する方法は精度が高く、多くの実験に用いられる。しかし、導電性ジェルを用いる脳波測定方法は、被験者自身で測定するには髪をかき分けて頭皮に電極を設置するなど手間と準備に時間がかかってしまう。そこで、本研究では、耳介周辺の毛髪のない頭皮部分で脳波測定できるような電極固定用治具を開発した。この治具で測定した開眼時と閉眼時の脳波で α 波が増加していることから、脳波が測定できることを確認した。さらに、光刺激による SSVEP(定常状態視覚誘発電位)の測定も行った。

キーワード: 脳波測定, 耳介, α 波, SSVEP, 3D プリンター

Development of Hard headband-type Devices for Measuring EEG Around the Auricle

NATSUKI YAMAJI¹ KOJI TSURU^{1,a)}

Abstract: Research on electronic device control using brain waves is being studied. There are many non-invasive electroencephalogram (EEG) measurement methods. Among them, the method of measuring with an electrode using a conductive gel has high accuracy and is used in many experiments. However, this method takes time and effort, such as installing electrodes on the scalp to avoid hair. Therefore, in this study, we developed an electrode fixing device that can measure brain waves in the hairless area around the auricle. Since the alpha wave increased in the EEG with open and closed eyes, it was confirmed that the EEG could be measured. In addition, steady state visual evoked potential (SSVEP) by light stimuli was also measured.

Keywords: EEG measurement, auricle, alpha wave, SSVEP, 3D printer

1. はじめに

非侵襲的な脳機能測定法には PET(陽電子断層装置), fMRI(機能的核磁気共鳴画像), NIRS(近赤外光血流計測), MEG(脳磁波), EEG(脳波)などの様々な方法がある。この中でも、最も使用される EEG は脳の神経細胞が情報伝達の際に発する電気信号の電位総和を検出する方法である。EEG で脳波を測定する際は、接触抵抗を低減するために、頭皮と電極と

の間に導電性のジェルや生理食塩水を含ませたフェルトなどを間に挟み、電極を直接頭皮に固定して行う方法が一般的であり、比較的高い精度で fMRI や MEG よりも安価に測定することができる。しかし、電極を取り付ける際に良好な接触抵抗が得られなければノイズが入りやすくなってしまふ。そのため、電極を頭部に設置する際も、髪をかき分けて、頭皮表面を清浄にして、電極を固定するという測定準備に手間と時間が掛かり、被験者一人では脳波測定ができないといった欠点がある。

そこで、私たちは、毛髪のない耳介周辺部の頭皮から簡易に脳波を測定するための治具の研究を行っている。同様

1 大分工業高等専門学校 情報工学科
National Institute of Technology, Oita College, 1666 Maki, Oita-city,
Oita 870-0152, Japan
a) tsuru@oita-ct.ac.jp

の研究は、オルデンブルク大学の研究チームと TMSi が共同で cEEGrid という脳波測定装置を開発した[1]。これは脳波測定の治具と電極が一体となっている装置であり、耳介周回部に装置を取り付け、測定することができるようになっていて、将来的には、小児のてんかんの脳波検査や脳波を使った補聴器用のセンサーの開発を目指している。しかし、被験者の中には使用中に不快感を得た者も存在し、その原因として人によっては装置が耳の形に合わなかったことが原因として指摘されていた。耳介周回部での脳波測定は現在広く行われておらず、耳介周回部にどのような事象関連電位が確認されるのかという部分に関しては情報が少ない。耳介周回部でどのような事象関連電位が測定可能なかが分かれば、てんかんの脳波検査に役に立つだけでなく、てんかんの脳波検査以外にも日常で使用できる BCI (Brain Computer Interface) や脳波個人認証等に利用できる可能性がある。しかし、耳介周辺の形状は個人差が大きいと電極と皮膚の接触をよくしなければならない事と、耳を動かすことができる人の耳介周辺の筋電と脳波をどう見分けるのが課題となっている。そこで本研究では、電極を決まった位置に固定できるようにカチューシャ型構造を設計し、3D プリンターでの作製し、頭部に装着して固定するタイプの脳波測定治具を開発した。その結果、 α 波の検出は7人中5人に確認でき、SSVEP の検出は7人中2人に確認できた。

2. 脳波測定用治具の設計

2.1 これまでの治具開発

本研究室で過去に行ってきた研究では、図 1,2 に示すように、耳介に沿うように 3D プリンターで電極設置部分が作られており、耳にかける部分は針金を使用していた[2-3]。電極設置部分の面積が広く、柔軟性が無い素材だったため、治具単体では電極が浮きやすく、電極の固定が難しかった。実際の測定の際は、耳の上から治具を抑えるようにゴムがついた布製のヘアバンドをかけることで、電極を皮膚に押しつけていた。図 3 に示す脳波測定用治具[4]では、自由度の高い針金を使用した。全ての人の耳の形状に対応できる汎用性を重視したが、電極を決まった位置に固定することが難しく、また皮膚に接触する針金が皮膚を傷つける可能性があった。



図 1 脳波測定治具 I [2]

Figure 1 Prototype I of EEG measurement device [2].



図 2 脳波測定治具 II [3]

Figure 2 Prototype II of EEG measurement device [3].

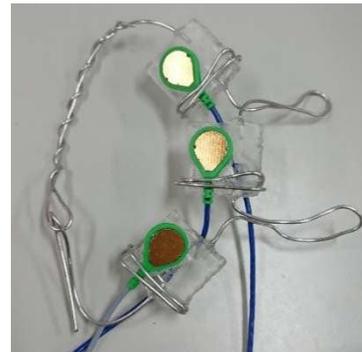


図 3 脳波測定治具 III [4]

Figure 3 Prototype III of EEG measurement device [4].

これまでの研究ではどれも治具を耳に掛けて固定するものが作製されていて、治具を皮膚に押しつけるものは別に用意していた。

2.2 脳波測定治具(Prototype IV)の設計

以前の研究では治具を耳にかけて固定するイヤーフック型が主流となっていた。イヤーフック型は手のひらサイズで小型なため、手軽に扱うことができ、制作費用を抑えることができる利点があるが、皮膚に電極を押し当てる力がなく安定して脳波を測定するのは難しい。そこで本研究では頭部で固定できるカチューシャ型を作製することとする。カチューシャのように治具が、アーチ状になっていれば、耳介周辺に電極を設置する部分を作ることによって、アーチ部の復元力によって電極を皮膚に押し当てることができるのではないかと考えた。

図 4 は作製した治具のカチューシャ部分である。側面には直径 3mm の穴が開いており、図 5 の電極設置部分をはめ込むことができる。男女兼用にするため、人工知能研究センターによる、2001 年 11~12 月に計測された日本人青年男女約 120 名と、2002 年 1 月~3 月に計測された 60 歳以上の日本人約 200 名の頭部寸法のデータベースを使用し設計した[5]。頭幅、全頭高、鼻下、下顎角幅の男女平均を基に、カチューシャ部分の厚みを考慮して設計した。カチューシャ部分の両端の逆カーブは、電極を皮膚に押しつける力が弱かった場合に、カチューシャ部分の両端を紐で結び引

き付けることで対策するために工夫したものである。この逆カーブ部分のサイズも考慮してカチューシャ部分の寸法を設計している。内径を頭幅の男女平均が 157.05mm, 全頭高の男女平均が 224.95mm, 下顎角幅の男女平均が 105.5mm に合わせ、カチューシャ部分の厚みは短軸半径が 3.5mm, カチューシャ部分の両端の直径 20mm, 電極の厚さは 5mm にしている[6].

サイズ感を確かめるために実験に移る前に治具(Prototype IV)を女性 3 名と男性 2 名に着用してもらった。しかし、治具が大きすぎて皮膚に電極が届かなかった。また、女性の場合、頭のハチ周りが頭幅より先にカチューシャ部分にあたってしまい、治具の側面と頭の接触する面積が小さくなりバランスを保てないことが分かった。男性はサイズが合っても、電極が耳介周辺の形状に合わせて角度が変えられないため、皮膚に電極が届いても密着しなかった。また、カチューシャ部分の両端の逆カーブを紐で結び付けて引き付けようとしたが、両端の逆カーブが首にくい込んでしまい痛みを伴った。これらのことからこの治具で脳波測定の実験をするのは難しいと判断し、新たに治具を設計した。



図 4 脳波測定治具IV

Figure 4 Prototype IV of EEG measurement device.



図 5 脳波測定治具IVの電極設置部

Figure 4 Prototype IV electrode installation part.

2.3 脳波測定治具(Prototype V)の設計

水泳キャップが S, M, L, とサイズ分けされているように頭の大きさにも個人差があるため、自由度の低い素材の治具で男女兼用を作るのは難しい。そこで新たに設計した治具では、筆者の頭のサイズに合わせて作製し、他の被験者と測定結果を比較することで治具のサイズの指標を作ることとした。図 6 に治具の全体像を示す。また、カチュー

シャ部分と電極設置部の接続部分にバネを使用することで耳介周辺の凹凸に対応できるような自由度を与えた。図 7 の電極設置部の球体部分はバネにはめ込み、図 6 に示すカチューシャ部分に穴を作り、バネを穴に入れて接着剤で固定している。バネはボールペンで使用される長さ 20 mm, 外径 5 mm の小型ばねを使用した。

図 8 の図面にカチューシャ部分の寸法を示す。筆者の頭より 5mm の余裕を持たせて寸法を設計している。カチューシャ部分の太さは長軸半径が 7.5mm と短軸半径が 3mm, 両端の S 字カーブは長軸半径が 8mm, 短軸半径が 3mm である。直径 170mm の円に、縦 150mm, 横 120mm の地点で S 字カーブを繋げる。電極を耳珠に平行の位置に設置できるように、頭の頂点から耳珠の縦と横を投影寸法で計った。両端の S 字カーブがカチューシャ部分から 30 度傾いているため、Prototype IV の治具で課題になっていた首への食い込みを防ぎ、耳の下で押さえつけ固定できるようになっている。これにより治具を安定させることができた。電極設置部は横 15mm, 縦 19mm, 厚さ 4 mm の長方形に、電極サイズに合わせてくぼみを作成している。電極設置部の球体部分は直径 5mm である。電極設置部に余分な面積があると耳介周辺の凹凸の影響を受けやすくなるので、極力小さく作った。バネをカチューシャ部分に取り付ける前に被験者 G が装着すると、小指の厚さほど皮膚に電極が届かなかった。S 字カーブが電極設置部よりも先に耳下に当たってしまい、カチューシャ部分が押し広げられたことによって治具の横幅が大きくなってしまった。バネの自由長が約 15mm になるようニッパーで調節し、カチューシャ部分に接着した。バネの反発で電極を皮膚に押し当てるために自由長は長めにとっている。バネの内径は 4mm である。



図 6 脳波測定治具V

Figure 6 Prototype V of EEG measurement device.



図7 脳波測定治具Vの電極設置部

Figure 7 Prototype V electrode installation part.

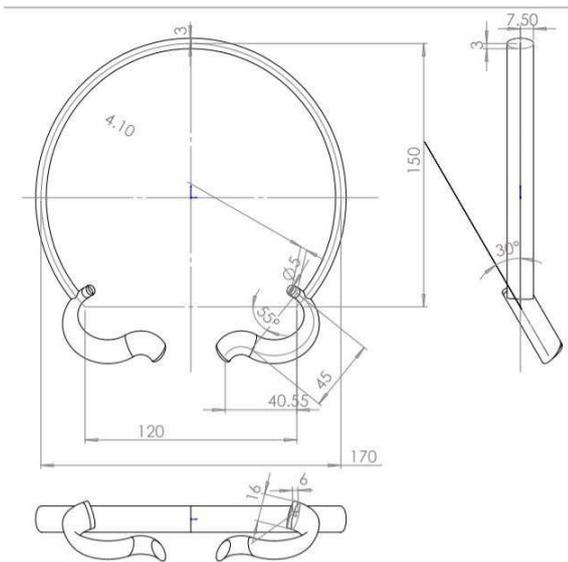


図8 脳波測定治具Vの設計形状

Figure 8 Prototype V design.

設計には、機械設計用の3D CADソフトウェアであるDassault Systemes社のSOLIDWORKSを用いた。また、脳波測定用治具の作製には、インクジェット方式3Dプリンターのキーエンス社アジリスタを使用した。素材は、アクリル系の液体UV樹脂を用いた。

3. 脳波測定

3.1 誘発脳波と自発脳波

脳波には誘発脳波と自発脳波の2種類が存在している。誘発脳波は、外部からの刺激に対して現れる脳波のことで、光に反応するSSVEPや音に反応するASSRなどに分類することができる。自発脳波は、外部からの刺激に関わらず常に現れる脳波のことで、4~8Hzを θ 波、8~13Hzを α 波など、周波数帯域によって名前が付けられている。 α 波は、開眼時に比べ、閉眼かつ安静でリラックスした状態で増加することが知られている。頭上電極による脳波では、後頭部を中心として観察される。本研究では、耳介周辺での脳波測定が可能であることを確認するために α 波の検出を用いている。後頭部の大脳で発生した脳波が、頭蓋骨や頭皮を

伝って耳介周辺まで届いていることを確認する。

誘発脳波の中でも、精神活動に関係するものを一般的に事象関連電位(event-related potential, ERP)と呼ぶ。事象関連電位の種類も多く存在するが、その中でも点滅する視覚刺激などから出現する誘発脳波のことを定常状態視覚誘発電位(steady state visual evoked potential, SSVEP)と呼ばれる。SSVEPは特定の周波数に対応する自然な視覚的反応である。3.5Hzから75Hzの視覚刺激によって、視覚刺激と同じ周波数の脳波が検出され、BCIなどに利用されている。開発した脳波測定治具を用いて、このSSVEPの測定を試みる。

3.2 測定装置

脳波測定装置として、TEAC製のPolymate IIを使用した。生体アンプ及びバッテリーを内蔵したオールワンプタイプの生体収録装置で、脳波などの生体信号を収録できる。電極は、アクティブ電極を用いた。

3.3 データの解析方法

Polymate IIで収録した脳波データを、CSV形式の時系列データに変換し、そのデータをMATLABで読み込み高速フーリエ変換(FFT)を行い周波数データに変換した。 α 波の検出は、開眼時と閉眼時のFFT後のグラフを比較して、8~13Hzのパワースペクトルの増加を確認することで判定する。また、SSVEPの検出により、治具の応用性を確かめる。SSVEPの検出は、特定の周波数に設定した光の点滅を被験者に目視してもらい、視覚刺激と同じ周波数または、整数倍の高調波成分のパワースペクトルを確認することで判定する。

3.4 脳波測定方法

脳波測定は、以下の順番で行った。

- ① α 波を検出し、治具を使用して脳波が測れているかどうかを確認する。
- ② SSVEPの測定を行い、耳介周回部で測定可能かどうか、また治具を使用して測定できているかどうかを検証する。
- ③ 頭の投影寸法を5mm単位で測定する。

開発した脳波測定治具は、日常生活での使用を目的としているので、脳波測定は、シールドルームは使わず、通常の実験室で行った。測定中は、被験者に実験に中注してもらったため、部屋を暗くして行なった。また、生体現象によるノイズを防ぐため、被験者には測定前にトイレを済ませてもらい、適切な室温にした。被験者は計7名で、被験者Aは50代の男性1名、被験者B, C, D, E, F, Gは20歳の男女5名(男性2名、女性3名)である。被験者には、「大分高専 ヒトおよび動物を対象とする研究に関する倫理審査規定」に基づいて了承を得てから実験を行った。

被験者を椅子に座らせ、脳波測定用の電極を2つ、グラ

ンド電極とリファレンス電極の 2 つを使用して測定した。図 9 に脳波測定用治具(Prototype V)の装着時の様子を示す。脳波測定用の電極は後耳介筋の辺りに設置し、グランド電極とリファレンス電極は両耳朶に設置した。被験者 G のみ α 波測定は 6 回、SSVEP の測定は 3 回行い、その他の被験者は 1 回ずつ脳波測定を行った。測定後に、被験者の耳珠に水平な頭の横幅(乳様突起間幅)と、頭の頂点から耳珠までの縦幅(頭耳高)を投影寸法で計測した。

3.5 α 波の検出

実験準備を終えた後、以下の流れで測定する。

- ① 安静開眼時を 1 分間測定。
 - ② 安静閉眼時を 1 分間測定。
- サンプリング周波数は全て 500Hz である。



図 9 脳波測定治具(Prototype V)の装着

Figure 9 Wearing of EEG measurement device (Prototype V)

3.6 SSVEP の検出

α 波の測定を終えた後、SSVEP の測定は以下の流れで行う。

- ① 19Hz の光の点滅を目視し 30 秒間測定。
- ② 23Hz の光の点滅を目視し 30 秒間測定。
- ③ 安静開眼時を 30 秒間測定。

サンプリング周波数は全て 500Hz である。被験者には、前方 2m の位置から LED ストロボスコープで光の点滅を目視してもらった。また、長時間光の点滅を見続けることは、不快を感じるため、本実験では短時間で測定を行った。

4. 実験結果

4.1 実験結果(α 波の検出)

被験者 G に脳波測定治具 V を装着して、測定した脳波の周波数特性を図 10 に示す。開眼時に比べて閉眼時は 8~13Hz 間のパワースペクトルが増加していることが分かる。このことから、この治具を用いて α 波を検出することができた。しかし、6 回の測定中 3 回は、閉眼時における α 波の増加を確認することはできなかった。また、被験者 C, D, E, F

は α 波の検出が確認できたが、被験者 A と被験者 B は閉眼時 α 波の増加は、観測できなかった。

4.2 実験結果(SSVEP の検出)

19Hz の光源点滅による SSVEP は、被験者 A, B, D, E, F には確認できなかったが、被験者 C と被験者 G で僅かではあるが確認できた。23Hz の光源点滅による SSVEP は、被験者全員で観測できなかった。被験者全員の頭のサイズと実験結果を表 1 に示す。

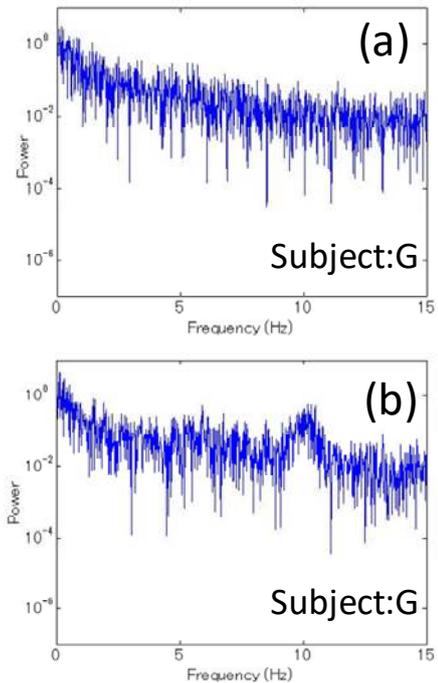


図 10 脳波の周波数特性 (a)開眼時 (b)閉眼時

Figure 10 Brain wave frequency characteristics (a)open eyes (b)closed eyes

表 1 被験者の頭のサイズと実験結果

Table 1 Subject's head size and experimental results

被験者	年齢	性別	頭部横幅 [mm]	頭部縦幅 [mm]	α 波	SSVEP 19Hz	SSVEP 23Hz
A	58	男	155	140	×	×	×
B	20	男	140	140	×	×	×
C	20	女	130	135	○	△	×
D	20	女	130	135	○	×	×
E	20	女	145	125	○	×	×
F	20	男	140	125	○	×	×
G	20	女	115	145	6 回中 3 回 ○	3 回中 1 回 △	×

○: 検出, △: わずかに検出, ×: 未検出

5. 考察

5.1 実験結果について

5.1.1 α 波の検出について

α 波の検出が確認できた時、脳波の周波数特性をみると、開眼時にも関わらず 8~13Hz に穏やかな山なりを描いていて、 α 波の検出が確認できなかった。このため、電極が皮

膚に十分接触していなかった可能性がある。一方開眼時の被験者 A の波形は他の被験者とは違い、振幅が大きく、波を打つというよりは振幅だけが変化しているように見える。この波形から筋電のアーチファクトが出現したのではないかと考えられる。

5.1.2 SSVEP の検出について

SSVEP の出現が確認できず、僅かでは現れなかったのは、SSVEP が後頭部の視覚野で発生する電位なので、耳のまわりで測定するには、電位の振幅が小さく、また、実験場所がシールドルームではなく、ノイズが多い研究室で行った影響が大きかったと考えている。SSVEP の実験では閉眼を測定して間もなく 19Hz と 23Hz の測定を連続して行ったので、光の点滅を見続けることで目の疲れが現れ、まばたきが多くなったことでアーチファクトに SSVEP の信号が隠れてしまったことも考えられる。今後は、被験者が疲労しない実験スケジュールを工夫し、シールドルームなど低雑音環境での測定を検討する必要がある。

5.2 脳波測定用治具について

被験者 G の頭のサイズをモデルとして、治具の作製のモデルにした。その他の被験者は、頭のサイズは違うが、今回作成した脳波測定用治具(Prototype V)で、測定可能範囲を調べるために実験を行った。測定前に波形が著しく乱れることはあったが、耳朶に固定したグランド電極を調整すると波形は安定したため、治具に取り付けた電極の接触は概ね良かった。α 波の検出は表 1 に示したように、縦幅が 140mm 未満の被験者 C, D, E, F では 1 回の測定で確認できた。被験者 G の横幅(乳様突起間幅)は人体寸法データベースによる女性の最小値 112mm に近く、縦幅(頭耳高)は女性の最大値 150mm に近い値であった。縦幅が 140mm 未満であれば、横幅 145mm までの頭で測定ができることが分る。しかし、140mm 以上の被験者も被験者 G のように複数回実験することで脳波測定ができる可能性があるため、実験数を増やす必要がある。

イヤーフック型と比べると、電極が浮いたりずれたりする可能性は大幅に減り、5 分ほどで脳波が安定したため、比較的扱いやすくなった。カチューシャ部と電極設置部をバネで接続することによって、個人差が大きい耳介周辺に対応できた。また、治具が耳の下にある骨部で固定する構造としたため、どの被験者からも治具装着による痛みの報告はなかった。

6. 結言

本研究では、電極を決まった位置に簡単に固定して脳波を測定できる治具の開発を目的に研究を行った。その結果、カチューシャのように頭に装着し固定するタイプの脳波測定治具を設計し、脳波を測定した。その結果、被験者 7 人

中 5 人が α 波の検出が確認でき、SSVEP の検出は被験者 7 人中 2 人で確認できた。装着に手間と時間がかからず、被験者一人でも装着が可能であった。また、電極設置部にばねを用いて、自由度を与えることができ、さらに、治具が耳の下にある骨部で固定することにより、痛みを伴うことなく治具を安定させることができた。

謝辞 本研究に際して、先行して研究を行っていただいた鎗丸郁実さん、藤澤結女さん、藤渕はなさんに深謝いたします。また、3D プリンター使用の際にご協力いただいた高倉 慎氏、SOLIDWORKS の使用方法や治具作製のアドバイスをご教授くださいました藤田 明日香氏や、清家玲里さん、高寄陽奈さん、山崎麻未さんに感謝いたします。さらに、被験者として研究にご協力いただいた皆様にも感謝いたします。

参考文献

- [1] "Unobtrusive ambulatory EEG using a smartphone and flexible printed electrodes around the ear", Stefan Debener, Reiner Emkes, Maarten De Vos, Martin Bleichner (2015), <https://www.nature.com/articles/srep16743.pdf> (参照 2022-02-14).
- [2] "頭部周回部測定用の脳波測定装置の開発", 鎗丸郁実, 轟浩二, 第 25 回 電子情報通信学会九州支部学生会講演会(琉球大), D-24 (2017).
- [3] "耳の周りでの脳波測定用治具の開発", 藤澤結女, 轟浩二, 2019 年 電子情報通信学会 総合大会 (早稲田大), D-7-11 (2019).
- [4] "耳介周回部における事象関連電位の測定", 藤渕はな, 轟浩二, 2019 年度 電子情報通信学会九州支部第 27 回 学生会講演会 (九州工業大), D-03 (2019).
- [5] 日本人頭部寸法データベース 2001, 人工知能研究センター, <https://www.airc.aist.go.jp/dhrt/head/index.html>(参照 2022-02-14).