

# 脳波を利用した遠隔通信相手集中度計測システムの設計と実装

長瀬 綾佑<sup>†</sup> 藤田 晃佑<sup>‡</sup> 唐山 英明<sup>‡</sup> ロペズ ギョーム<sup>†</sup> 戸辺 義人<sup>†</sup>

青山学院大学理工学部情報テクノロジー学科<sup>†</sup>

富山県立大学工学部情報システム工学科<sup>‡</sup>

## 1. はじめに

近年インターネットの普及により、ネットワークを利用して遠隔で個別講義を行うことが可能となってきた。こうした遠隔講義は、時間や場所の制約を緩和するという長所を有する反面、講師にとっては、受講者である通信相手の集中状態を知ることができないという問題を抱えている。当然ながら、講師は受講者の反応によって授業の内容や速度を変えていくことが往々にしてあり、受講者の集中状態を知ることが授業のクオリティを上げる一つの手段である。本研究では受講者の生体信号を直接得ることで内面的な非集中も含め計測する。

人間の生体情報を取得する方法はさまざまであるが、一つとして非侵襲脳機能計測がある。脳から信号を得るには、装置が高額である、環境を整えなければ綺麗なデータが取れないなどの問題点もある。しかし、脳波は脳内の血流から観測するfMRIやNIRSよりも時間分解能において優れていることや装置が安価であることから、本研究では、通信相手が装着する脳波計から抽出される $\alpha$ 波を基に集中状態を算出し、一定間隔で連続的に講師に算出された集中状態を送るシステムHOKAGE (Human's wOrKing Attention and enGagement Extractor) を提案する。

## 2. 関連研究

集中度を計測する研究として驚見らは、環境埋込み型カメラによる姿勢計測から自己負荷量を算出し、そこから集中度推定できる可能性を示唆した<sup>[1]</sup>。しかし、この方法では映像から判断できる集中状態は判断できるものの、姿勢や動きに現れないような集中は映像では確認できないため受講者が集中しているかどうかの断定は困難である。

また大久保らは回転椅子に取り付けた加速度センサを用いて着席・離席状況とともに集中度を推定した<sup>[2]</sup>。彼らは集中している状態を椅子の前後、左右の加速度のパワースペクトルの和が小さいときと定義しているが、例として被験者が睡眠状態にある場合には椅子の加速度は極端に少なくなるが集中状態であると判断されてしまうことが起こりうる。

後藤らは、ウェアラブル脳波計を用いて集中度を計測している。その指標にはPLIを用いているが、これは特定の周波数の聴覚刺激を呈示しなければならず、映像授業や遠隔授業を想定している本研究では講師の声やその他の音声聴覚刺激となり、正確な測定ができない<sup>[3]</sup>。

## 3. HOKAGE の設計

HOKAGE では脳波計から得たデータを周波数上で解析する。 $\alpha$ 波の周波数帯である8~13Hz帯の周波数スペクトルの絶対値の総和をS、脳波計から得られるすべての帯域の周波数スペクトルの絶対値をTとすると、全体の脳波に対する $\alpha$ 波の割合 $\eta$ は以下のようになる。

$$\eta = \frac{S}{T}$$

また今回の設計では16Hz以上の高周波はTに含めていない。これは $\alpha$ 波の整数倍の周波数帯は $\alpha$ 波の影響を受けていると考えられるためである。ここで算出した $\eta$ を教師側に送り、教師に受講者がどの程度集中しているかを伝達する(図1)。

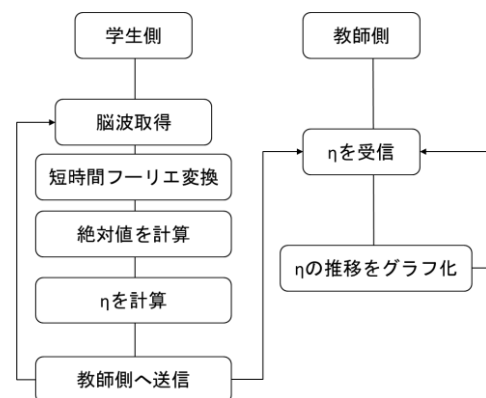


図1 HOKAGE の処理の流れ

Design and Implementation of a System Measuring the Concentration Level of Communication Partners Using EEG  
Ryosuke NAGASE<sup>†</sup>, Kosuke FUJITA<sup>‡</sup>, Hideaki TOUYAMA<sup>‡</sup>,  
Guillaume LOPEZ<sup>†</sup>, Yoshito TOBE<sup>†</sup>  
Aoyama Gakuin University<sup>†</sup>  
TOYAMA Prefectural University<sup>‡</sup>

## 4. 評価実験

### 4.1. 実験

受講者は脳波計を装着した状態で、映像授業を1時間受ける。今回使用する脳波計はTEAC社製のPolymateIIを用いる。PolymateIIが取得したデータを含むテキストファイルを読み込み、図1に示す手順でFFTにより周波数情報として取り出し、 $\eta$ を求める。脳波計のサンプリング周波数は200Hzである。

観察者は受講者を映像で取り、受講者が集中していないか否かを判断する。映像によって判断した集中状態と、HOKAGEの算出した集中状態を比較する。

被験者の脳波取得には拡張10-20法でグラウンドはAFz、リファレンスは左耳朶、Ozに電極を取り付け脳波測定を行った(図2)。

HOKAGEでは算出した割合を教師側PCに相当するPCへ送り、30秒間で一番 $\alpha$ 波が多く計測された時刻をグラフにプロットする。この時刻の中でもより多く $\alpha$ 波が算出された時刻と、観察者が集中していないと評価した時刻とを照らし合わせるにより評価を行う。

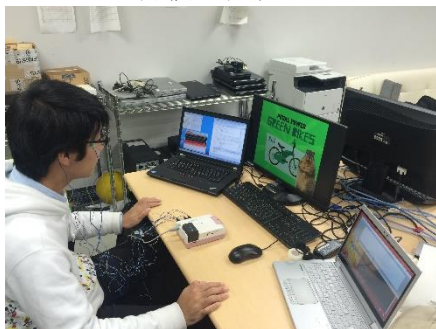


図2 実験の様子

### 4.2. 評価

今回の実験では被験者1名に対し1時間7分の講義動画を視聴してもらった。また、評価では観察者2名に、被験者が非集中状態であった時間を書き出してもらった。

実験結果をグラフ化したものを図3、図4に示す。ここで $\eta$ はHOKAGEが算出した $\alpha$ 波の割合、 $P(\eta)$ は各割合に対する頻度を割合として算出したものである。また観察者が判断した集中していないと推定される状態をS1、S1の否定をS2とする。図3のS1における $\eta$ の平均値は0.054、標準偏差は0.015、S2についての $\eta$ の平均値は0.056、標準偏差は0.045であった。図4のS1における $\eta$ の平均値は0.059、標準偏差は0.007、S2についての $\eta$ の平均値は0.055、標準偏差は0.046であった。以上のことからS1のほうが $\eta$ の値が若干高く出ていることがわかる。

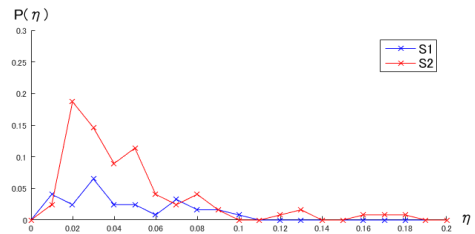


図3 観察者1の結果と $\eta$ に対する頻度

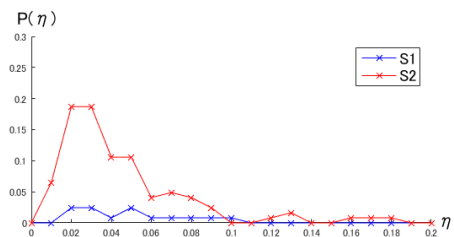


図4 観察者2の結果と $\eta$ に対する頻度

今回の実験では $\alpha$ 波の計測のみで被験者の集中状態を判断したが、期待する結果よりも若干の差しか生まなかったため成功したとは言いがたい。今回の実験では観察者が一人であること、被験者がひとりであることによるある程度の個人差が生じていることで、得られる結果が小さいものになっていると推測できるためである。

また、 $\alpha$ 波のみで集中状態を判断していることから、集中状態にあると考えられても $\alpha$ 波が多く出ている状況があるということを加味したシステム設計も検討する必要がある。

## 5. むすび

脳波によって通信相手の集中状態を計測するシステムの設計、開発、実装、精度評価実験を行った。今回の実験では $\alpha$ 波の計測のみで被験者の集中状態を判断したが、必ずしもよい精度で計測をするまでに至らなかった。今後は被験者数や観察者数を増やして実験を行うことで個人差による影響を減らしより精度の高いシステムへと発展させる予定である。

## 参考文献

- [1] 鷲見 和彦, 田中 宏一, 松山 隆司, “3次元姿勢計測を用いた人の動作特徴の記述”, 画像の認識・理解シンポジウム, 2004.
- [2] 大久保 雅史, 藤村 安耶, “加速度センサーを利用した集中度合い推定システムの提案”, WISS2008.
- [3] 後藤 隆太郎, 鶴岡 秀樹, 横田 悠右, 成瀬 康, 矢入 郁子, “ウェアラブル脳波計による学習集中度の計測と着座姿勢との相関関係の調査”, ヒューマンインタフェースシンポジウム 2016 論文集 p487-492, 2016.