2S-7

SSVEPを用いた障害者コミュニケーション支援システムの開発

Development of Communication Support System using SSVEP for Disability

兵藤　まりこ†　　千葉　慎二‡
Mariko Hyodo†　　Shinji Chiba‡

1.はじめに

ALS(Amyotrophic lateral sclerosis)とは重篤な筋肉の萎縮と筋力低下をきたす神経変性疾患で，最終的には2～4年で呼吸筋麻痺により死亡するといわれている[1]．気管切開による人工呼吸器の取り付けによって延命が可能であるものの，多くのALS患者は構音障害などによるコミュニケーション障害について深刻な問題を抱えていることが多い．しかし，患者の意思や感覚は明確であることが多いためもどかしさや不条理感による精神的苦痛が尽きない．そのような患者のためのコミュニケーション手段として脳内における様々なニューロンや神経発火による電気生理学的な脳内信号であるEEG(Electroencephalogram)を用いたシステムであるBCI(Brain-computer interface)が注目されている．そこで本稿ではEEGを用いたオートスキャン方式による文字入力コミュニケーションツールの開発を目的とする．具体的には感覚器官へ外部刺激を与え，それに対して意識を集中してもらい，その有無をEEGから検出した後，システムの入力スイッチとして利用する．EEGから意識集中の有無が判定できれば筋肉が動かなくても他者への意思伝達が可能であるためALS患者のQoL(Quality of Life)向上に貢献できるものと考えられる．本稿は感覚器官への外部刺激に対する意識集中を利用したBCIの開発を目標とする．外部刺激を入力スイッチとして見立てることによって被験者の意識集中の有無によりオン・オフを制御するため，外部刺激に対するEEGの反応について着目した．一般的に古典型ALS患者の動眼神経核は保存される傾向にあるため，本稿では視覚刺激を利用した比較的計測が容易で再現性も高い特徴的脳波であるSSVEP(Steady State Visually Evoked Potentials)[2]を利用したBCIの開発を目指した．

†仙台高等専門学校情報電子システム工学専攻
‡仙台高等専門学校ICT先端開発センター

2.SSVEPに関する基礎実験

本稿では始めにSSVEPに関する基礎実験を行った．本稿では株式会社北斗電子と共同開発中のデジタル脳波計BW50を利用した．BW50の特徴として実行プログラムをユーザが任意に変更可能であることが挙げられる．したがってEEGの解析ルーチンを組込むことでシステムの小型化を行うことも可能である．また，本体の大きさが13[cm]×7[cm]×2[cm]と小型であるため，普段の生活に支障を及ぼすことなく利用可能である．実験環境を図1に示す．注視点1(刺激画像を注視しない)，注視点2(10[Hz]点滅刺激画像を注視)，注視点3(15[Hz]点滅刺激画像を注視)を4[s]注視することを一試行として各注視点につき50試行行った．なお，被験者は注視点から60[cm]離れて実験を行うものとした．被験者は健康な男女5名とし，眼鏡などによって正常な視力に矯正しているものとした．サンプリング周波数は1024[Hz]とした．測定箇所は国際10-20電極法[3]に基づきシステムリファレンスをFpz，基準電極をA2，測定電極をOzとした．各注視点におけるEEGデータを分解能が1[Hz]になるようフーリエ変換を行い，各注視点についてクラス分けを行った．本稿ではSVM(Support Vector Machine)を用いて識別を行い，正答率を求めた．表1に各被験者の正答率を示す．この実験のチャンスレベルが33[%]であるのに対して表1の正答率は少なくても50[%]以上を記録しているため実用的な正答率が得られたと考えられる．この実験により1[s]で一つの入力信号が採取できることが示された．

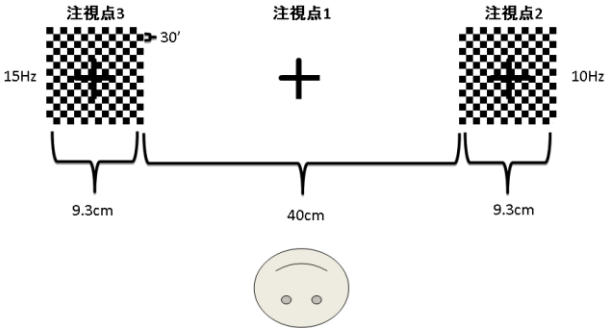

図1　SSVEP基礎実験環境

Copyright ©2014 Information Processing Society of Japan.
All Rights Reserved.

表１　各被験者の正答率

被験者	正答率[%]
1	55.50
2	67.78
3	70.34
4	70.56
5	64.56

3. SSVEP による BCI システムの開発と動作検証

基礎実験の結果を基にコミュニケーション支援のための BCI 開発について記し，動作テストを行うことで開発した BCI を評価した．図 2 に開発 BCI のインターフェイスを示す．10[Hz]の刺激画像を注視していたら決定合図，15[Hz]の刺激画像を見ていたら取消合図とする．前章の実験から SSVEP による信号入力時間は 1[s]であることがわかったが，1[s]毎の入力信号でシステムの操作を行うと，万が一誤判断した時，操作性が落ちるため決定合図は 2 連続で 10[Hz]の刺激画像を注視していると判断されたとき，または交互に 10[Hz]の刺激画像を注視していると判断されたときとした．取消合図は 3 連続で 15[Hz]の刺激画像を注視していると判断されたときとした．誤判断で取消合図をされると決定合図を再び行う必要があり操作性に欠けるため，取消合図は厳しい基準とした．図 2 の文字盤は 2[s]周期で順番に文字が点滅していく．文字盤の操作は以下のように設定した．まず「あ行」操作中に決定合図があればその時点で点滅している文字の列を走査する．列走査中にもう一度決定合図があればその時点で点滅している文字を入力する．なお，列走査中に取消合図があればその列を抜けて「あ行」の走査に戻る．「あ行」の走査中に取消合図があった場合は入力されている文字を一文字ずつ削除していく．

この BCI システムの動作検証として正常な視力を持つ男女 2 名に本稿で開発した BCI を使って「てすと」と入力してもらい，その入力時間を測定した．なお，本稿で開発した BCI システムによる最短入力時間は 58[s]である．電極位置はそれぞれ前項同様であるとした．表 2 に測定結果を示す．両被験者とも 1 回目は理論値の約 6 倍の時間を要した．しかしながら 2 回目，3 回目と回数を重ね使用法に習熟することで入力時間が短縮傾向であることから使用回数を重ねることで入力時間短縮の可能性がある．しかしながら大幅な短縮が見込まれる様子がないため，今後更なる改善が必要である．

4. 考察

前項の実験で本稿の BCI システムは使用回数を重ねることで入力時間短縮による利便性の向上が図れることがわかった．一方で更なる入力時間短縮に向けて改善が必要であるといえる結果となった．なかでも実際に使用した被験者から「決定合図を出したい文字の 1 つ前に決定合図が出されてしまうことが多い」との意見が出た．この原因としては，本稿で使用した脳波計 BW50 は測定開始から 0.5[s]後に EEG データを BCI システムに送信しているため，BCI システムで解析する EEG データは 0.5[s]ずれているせいである点が挙げられる．よって BCI システムの文字盤操作を BW50 に合わせる必要があるといえる．本稿では視覚刺激周波数のパワースペクトルのみに注目している．よって振幅が低い場合は注視しているものとみなされない．しかし，実験データから刺激画像を注視時のパワースペクトルは高振幅と低振幅を繰り返していることが分かった．したがって刺激画像周波数のパワースペクトルのみならず，他の特徴データも判別に付与すべきであると考えられる．

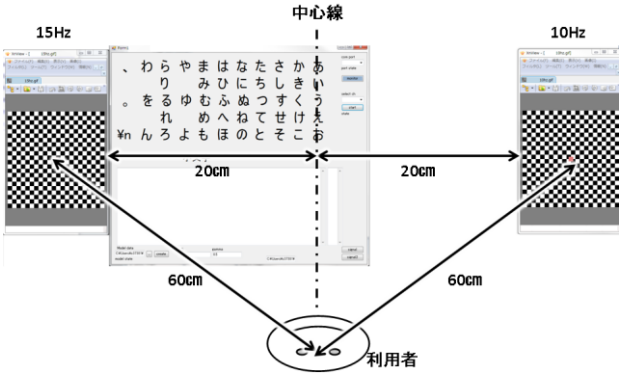

図 2　開発した BCI システム

表 2　BCI システムの動作検証結果

試行	被験者 1	被験者 2
1 回目	6[min]43[s]	6[min]12[s]
2 回目	3[min]2[s]	4[min]36[s]
3 回目	3[min]33[s]	1[min]22[s]

参考文献

[1] 谷本俊次他，筋萎縮性側索硬化症 39 例の検討 ： 主に気管切開と滲出性中耳炎について，耳鼻咽喉科臨床 100(3)，pp223-229，2007

[2] 飛松省三，早わかり誘発電位(2) ―視覚誘発電位と聴覚脳幹誘発電位―，臨床脳波 47 pp638-648，2005

[3] H.H.Jasper，The ten-twenty electrode system of the international federation, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology，No. 10，pp371-375，1958

Copyright ©2014 Information Processing Society of Japan.
All Rights Reserved.