

01-2

Yes/No 装置連動型聴覚フィードバック装置の試作

Development of the interlocking Yes/No device associated with auditory feedback

○ 舩山朋子, 木暮嘉明, 本間信生, 萩原宏毅 (帝京科学大学), 三浦美紀 (横浜 YMCA 学院専門学校),
倉井信治 (特別養護老ホームたちばなホーム), 内田恭敬 (帝京科学大学)

Tomoko FUNAYAMA, Yoshiaki KOGURE, Nobuo HOMMA
Hiroki HAGIWARA, Yasutaka UCHIDA, Teikyo University of Science
Miki MIURA, Yokohama YMCA College
Shinji KURAI, Tachibana special elderly nursing home

Abstract: The patients who are suffered from the motor neuron diseases, such as amyotrophic lateral sclerosis (ALS), have difficulty to express themselves. Especially, when they are in the totally in locked-in state (TLS), they lose volitional movements completely. We recently developed the communication device for those patients, with which volume of brain blood flow (BBF) was monitored under an auditory-feedback condition. The changes of the oxidated-haemoglobin (Oxy-Hb) and deoxidated-haemoglobin (Deoxy-Hb) were measured at forebrain, with or without a grip of both hands (task) and with or without a BBF-related feedback sound. In four of seven healthy volunteers, the increase of Oxy-Hb with auditory feedback sounds was apparently larger than the increase without it. Our results suggest that combining the monitoring BBF and the auditory-feedback is useful for TLS.

Key Words: Auditory feedback, Communication device, TLS

1. はじめに

福祉機器の利用にあたっては、対象者の能力と使用機器の特徴を捉え適応を判断することが重要である。対象者の能力に適さない福祉機器の利用は、作業遂行の低下のみならず心身機能の低下をも引き起こす可能性がある。筋萎縮性側索硬化症 (ALS) をはじめとする運動神経疾患患者は、進行が進み、全身の随意運動が完全に麻痺した状態 (TLS) になると意思伝達が困難となる。この場合、感覚機能は保たれるとされることから、問いかけに対する反応を脳波や脳血流量測定で捉える YES/NO 判定装置の使用が検討される¹⁾。しかし、脳血流量 YES/NO 判定装置は正答率が低く誰もが使用できる状況ではない^{2,3)}。正答率の向上には、脳血流量のコントロールが必要になるが、脳血流量を意図的に増減することは容易ではない⁴⁾。そこで、我々は、ALS 患者の残存機能を活かした福祉機器として、Yes/No 判定装置に連動可能な聴覚フィードバック装置を試作した。残存機能である感覚をフィードバックで活用し、自身の脳血流量を同時に確認することが可能なシステムを LabVIEW で作製した。この Yes/No 装置連動型聴覚フィードバック装置を用いて、脳血流量コントロールに対する聴覚フィードバックの有用性を検討したので報告する。

2. 方法

健常者を対象に、脳血流量データが取り出せるようメーカーへ作製依頼した脳血流量測定装置と試作したリアルタイムデータ処理音変換パソコンを用いて、聴覚フィードバックの効果を検討した。

2-1 対象者

40~60 歳代の健常者常者 7 名とした。男性 5 名、女性 2 名、平均年齢 49.3 歳であった。

2-2 実験装置

エクセルオブメカトロニクス社(株)製の脳血流量変化計測システム YN-502 により酸化ヘモグロビン(Oxy-Hb)およ

び脱酸素化ヘモグロビン(Deoxy-Hb)の変化を測定する。

この装置はセンサを 2 つ持ち、頭の左右に密着させて、LED から脳内へ放出され、拡散反射して再び脳外へ放出される 770nm の赤色光と 840nm の近赤外光を受光する。LED のそれぞれの光は、それぞれ別の周波数で変調されている。この別々の周波数で変調された光に対応した出力が混合した状態でフォトダイオードから出力されるが、ケーブルで接続している脳血流量測定装置内でデマルチプレクサを用いて弁別され、個々の光の波長に対応した出力電圧信号として検出している。この信号を AD 変換して、YN-502 の外部に接続している脳血流量装置であるデータ制御 PC に取り込まれる。読み込んだ信号強度を用いて計算により Oxy-Hb 及び Deoxy-Hb の濃度変化を測定している。また、制御用 PC にインストールされているソフトは、LAN ケーブルで接続して、別の表示用 PC へ測定したリアルタイムデータを転送できるように、オプション機能により変更されている。ソフト起動時には、センサからの信号強度を 5 秒間確認し、センサとの接続や適切な信号強度範囲である 1.0~4.0V であることを確認している。実際の測定では、データを取り始める前の 5 秒間のデータを平均しており、この値を基準として測定値から 0.1 秒ごとに Oxy-Hb 及び Deoxy-Hb の変化を Lambert-Beer の法則を仮定した計算モデルの式から求めている⁵⁾。

転送された測定データは別の PC で、ナショナルインストルメンツのプログラミング言語 LabVIEW により作成したソフトにより処理して、音の高低に変換している。LAN ケーブルで入力した信号はリアルタイムで処理するため UDP : User Datagram Protocol を利用している。信号はデータ番号、タスク開始時と終了時を示すマーカー、CH1 の Oxy1、CH1 の Deoxy1、CH2 の Oxy2、CH2 の Deoxy2 の 6 種類のデータがスプレッドシート文字列として入力されるので、これを配列に変換してデータを取り込んでいる。これらのデータから CH1 の Oxy1 のみのデータを取り出して、

Oxy1 のモル濃度に対する信号電圧の値に定数をかけて、この値と基準となる 440 を加えて音の周波数となる数値を作り出した。したがってスタート時は 440Hz の音が出来される。今回は用いていないが、定数や基準とする値を変えることで任意の周波数の音とすることも容易に変更可能である。LabVIEW で容易に制御できる音源はビープ音のみであるので、ビープ音の周波数として先ほど述べた数値が、YN-502 のサンプリング時間と同じ 0.1 秒間使われる。

2-3 実験手順

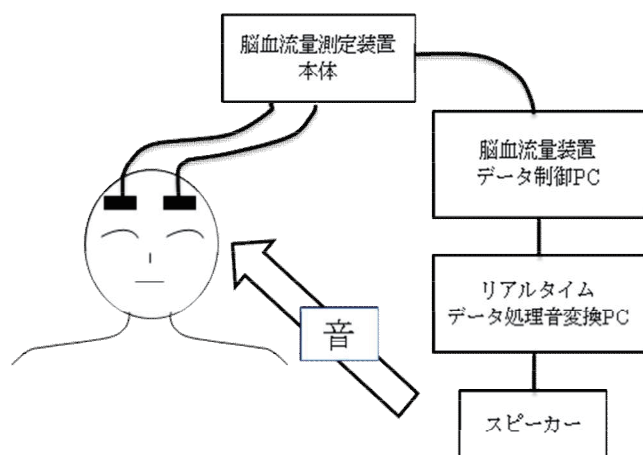


Fig. 1 Experimental setup

背臥位閉眼にて Fig. 1 のように左右前頭部に 2 センサ設置した。センサには、ノイズとなる外部からの光が入らないよう遮光を施した。信号強度は、測定開始前 5 秒間をベースとした。最初は 30 秒の安静（リラックス）から始め、次に脳血流量を増大させるためのタスクを 30 秒実施、その後再び 30 秒の安静を実施するという、30 秒単位での安静とタスクを繰り返した。タスクは、関節運動を伴わない手指屈筋群の等尺性収縮である手に把持したカップを握る運動とした。また、タスク時には口腔顔面および肩周囲に力が入らないよう依頼した。

3. 結果

血流量変化の指標となる Oxy-Hb の相対信号強度から、初回 30 秒安静時平均を基準とした各実測値との変化量を求めた。次に、安静時（0～30 秒）とタスク時（30～60 秒）の平均変化量を算出した。Oxy-Hb 変化量の計算式は以下の通りである。

$$\sum_{i=30}^{60} \frac{Di - M}{M} - \sum_{i=0}^{30} \frac{Di - M}{M}$$

M は測定 0～30 秒の平均、Di は各実測値、i は測定時からの秒数を現す。

また、計算結果を Table.1 に示す。

Table. 1 Oxy-Hb change with task

ケース	聴覚フィードバック無		
	安静時	タスク時	変化(差)
A	132.64	133.98	1.34
B	569.20	759.10	189.90
C	57.41	91.98	34.57
D	157.90	432.10	274.20
E	233.00	357.00	124.00
F	245.90	2525.80	2279.90
G	79.58	252.90	173.32

次に聴覚フィードバック有無で Oxy-Hb 変化量の差を求めた。計算式と結果は下記の通りである。

$$\left(\sum_{i=30}^{60} \frac{Di - M}{M} - \sum_{i=0}^{30} \frac{Di - M}{M} \right)_{WSFB} - \left(\sum_{i=30}^{60} \frac{Di - M}{M} - \sum_{i=0}^{30} \frac{Di - M}{M} \right)_{WOSFB}$$

ここで、WSFB は聴覚フィードバック有、WOSFB は聴覚フィードバック無を表す。

Table. 2 Oxy-Hb change with auditory feedback

ケース	聴覚フィードバック無 変化量	聴覚フィードバック有 変化量	聴覚フィードバック有無の差
A	1.34	1094.00	1092.66
B	189.90	4990.17	4800.27
C	34.57	97.54	62.97
D	274.20	2465.20	2191.00
E	124.00	721.00	597.00
F	2279.90	355.66	-1924.24
G	173.32	124.90	-48.42

3-1 安静時とタスク時の Oxy-Hb 量の比較

Table.1 に示すように、安静時よりタスク時に Oxy-Hb 変化量が増加した者は 7 名中 7 名であった。変化量が比較的少ない 0～99 のケースは 7 名中 2 名、100～999 までのケースが 4 名、比較的变化の大きい 1000 以上のケースが 1 名であった。

3-2 聴覚フィードバックの有無とタスク時 Oxy-Hb 変化量

Table.2 に示すように、聴覚フィードバック有の Oxy-Hb 変化量が聴覚フィードバック無の Oxy-Hb 変化量より多いケースは 7 名中 5 名、減少したケースは 2 名であった。Oxy-Hb が増加した者のうち、比較的变化の少ない 0～99 のケースは 1 名、100～999 までのケースが 1 名、比較的变化の大きい 1000 以上のケースが 3 名であった。変化量変化の程度を 0～99 までの増減を (+)、100～999 までを (++)、1000 以上を (+++) と表記した場合のケース別の変化を Table.3 に示す。

Table. 3 Categorized list Oxy-Hb change

ケース	聴覚フィードバック無 変化量	聴覚フィードバック有 変化量	聴覚フィードバック 有無の差
A	+	+++	+++
B	++	+++	+++
C	+	+	+
D	++	+++	+++
E	++	++	++
F	+++	++	---
G	++	++	-

3-3 周波数スペクトルの特徴

Fig. 2にOxy-Hbの信号とそれらのフーリエスペクトルを示す。周波数スペクトルの強度分布には以下の4点の特徴がみられた。

- ・ 聴覚フィードバックにより、高周波側にずれたケースが1名 (Case.E)、逆に低周波側にずれたケースが1名 (Case.D) であった。
- ・ 全体の Oxy-Hb 変化が緩やかなケースが3名おり (Case.A, Case.C, Case.G)、3名全てに低周波領域のピークが長く尾を引く (1/f 的) スペクトルの傾向がみられた。
- ・ 低周波領域のスペクトルが非常に大きくなっていたケースが1名 (Case.E) であった。
- ・ 0.4Hz 付近にピークがあるケースが6名、1.2~1.4Hz 付近にピークがあるケースが7名であった。

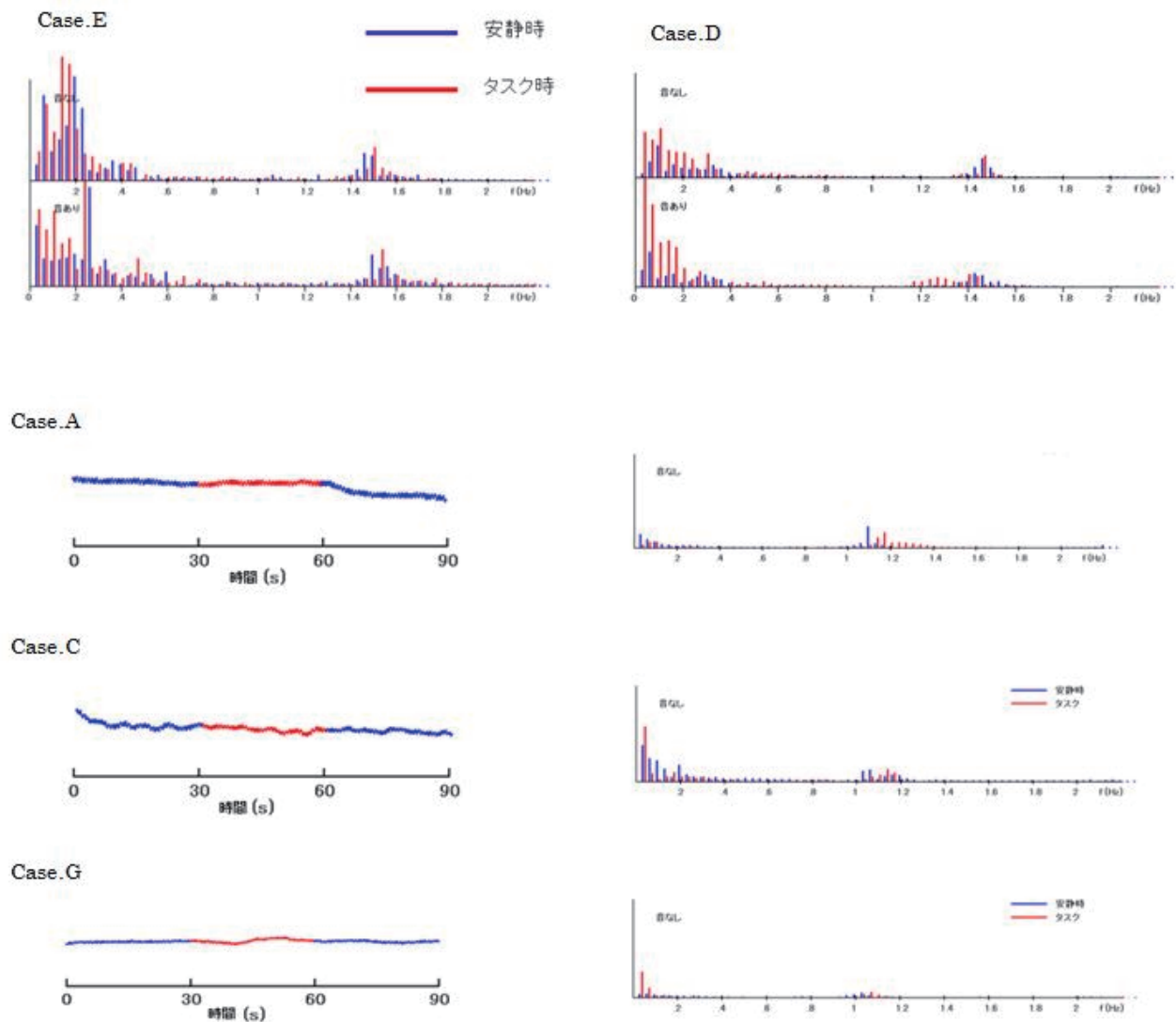


Fig. 2 Oxy-Hb signals and their Fourier spectrum

4. 考察

タスクの脳血流コントロール効果について検討するため、安静時とタスク時で Oxy-Hb 量を比較したところ、聴覚フィードバック無とどちらにおいても7名中7名が、安静時よりタスク時に Oxy-Hb が増大していた。このことから、今回用いた関節運動を伴わないカップを握るという手指屈筋群の等尺性収縮の運動は、Oxy-Hb を増加させるタスクとして有効であることが示された。この筋収縮を伴う手法による脳血流量コントロール法は、全身の筋が麻痺した TLS 患者にそのまま適応することはできない。しかし、TLS の状態となっても、運動を行うという意思決定をすることにより、脳血流量が変化する可能性はあると考える。

聴覚フィードバックの脳血流コントロール効果について検討するため、聴覚フィードバックの有無からタスク時の Oxy-Hb 変化量を求めた。聴覚フィードバック無より有の Oxy-Hb 変化量が増加していたものは7名中5名、そのうち変化の幅が顕著にみられていたものは4名、聴覚フィードバック無より有で Oxy-Hb 変化量が減少していたものは2名であった。7名中4名に関しては聴覚フィードバックの効果がみられ、2名は聴覚フィードバックの効果がみられなかったと云える。効果がみられなかった理由としては、2名の共通点に、聴覚フィードバック無においてもタスク実施のみで Oxy-Hb 増加が顕著にみられている点がある。このことからタスク効果に比較し聴覚フィードバック効果の影響が小さかったことが考えられる。聴覚フィードバックは Oxy-Hb コントロールに有効であり、特に、タスク効果が低い場合に効果が現れる傾向になる可能性が示された。

周波数スペクトルの点からは、7名中6名が 0.4Hz と 1.2～1.4Hz 付近の特定領域にピークがみられ、3名が 1/f 的なスペクトルとなったことから、スペクトル分布にも一定の傾向が見られることが判明した。脳血流以外の他の生体反応には、0.4Hz 付近において呼吸、1.2～1.4 付近において脈動がある。このため、呼吸と脈動がスペクトル強度に反映している可能性があると考えられる。ケースを個別に検討してみると、聴覚フィードバックによりスペクトルが高周波および低周波側へシフトするケース、低周波成分が非常に多いスペクトルとなるケースがあった。聴覚フィードバックは、脳血流量の増減のみならず周波数をも変化させる可能性があることが判明した。聴覚フィードバックでは、音を聞き取ろうとする注意力、音の高低に対する判断力、期待する音程に近づけようと力を加減するコントロール能力等が必要とされる。これらの反応程度や音そのものが与える刺激が、スペクトルのシフトや特定領域のスペクトル強度へ影響を与えている可能性があることも考慮すべき点であると云える。

今回用いたタスクおよび聴覚フィードバックは、脳血流量コントロールに効果的であることが示唆された。さらに、個々のケースにおける周波数スペクトル変化パターンを踏まえることが、脳血流量変化を捉える上で有効な手段となりうる可能性があることも判明した。

5. おわりに

脳血流量測定を用いた聴覚フィードバック装置を試作した。聴覚フィードバックが脳血流量コントロールに効果的であることが示唆され、脳血流量測定 YES/NO 判定装置に有用である可能性が見出された。今後は、ケースを増やし脳血流量変化の傾向と個別性を標準化させ、呼吸や脈動等のノイズとなる他の生体反応との関係を明らかにしていく予定である。適切な心身機能の評価から、残存機能を最大

限に活用できる装置を開発し、障害者への適応を検討していきたい。

本研究は科学研究費（21500495）の助成を受け実施したものである。

参考文献

- (1) 松本琢磨, 生方克之, 重度障害者用意思伝達装置の給付に関する判定協力について—神奈川県における現状と課題—, 日本作業療法学会抄録集, vol. 42, pp. 226, 2008.
- (2) 内藤正美, 筋委縮性側索硬化症患者の意思伝達装置技術, 光学, vol. 36, no.12, pp. 707-711, 2007.
- (3) Masayoshi NAITO, Yohko MICHIOKA, Kuniaki OZAWA, Yoshitoshi ITO, Masashi KIGUCHI, Tsuneo KANAZAWA, A Communication Means for Totally locked-in ALD Patients Based on Changes in Cerebral Blood Volume Measured with Near-Infrared Light, IEICETRANS.INF.and SYST., vol. E90-D, no.7, pp.1028-1036, 2007.
- (4) 福長一義, 大貫雅也, 福井祐輝, 舟久保照夫, 福井康裕, 中島章夫, 嶋津秀昭, 石山陽事, 大瀧純一, NIRSを用いたミューロフィードバックシステムの開発, 杏林医学会誌, vol. 42, no.1, pp.2-11, 2011.
- (5) 岡田千裕, 木暮嘉明, 船山朋子, 萩原宏毅, 三浦美紀, 内田恭敬, 意思伝達のための簡易ヘモグロビン測定装置の試作, ヒューマンインターフェイス学会研究報告集, vol. 12, no.5, pp. 5-10, 2009.