

し、研究開発を進めている。

B. 研究方法

BMI 技術を障害者が実際に使うべく開発し、障害者が失った機能を取り戻し、活動領域を拡張させるために、本研究では、BMI による障害者自立支援機器の開発を行っている。

これまで、BMI による障害者の活動領域拡張のため、主に視覚刺激による脳波信号を用いた生活環境制御装置(BMI-ECS)を研究開発し、従来手法より使用感と精度を向上させる視覚刺激を考案し、また頸髄損傷者が開発したシステムを安定使用可能なことを確認した。また、運動の補助に向け、BMI 型上肢アシストスーツの開発も行った。

本年度は、こうしたこれまでのシーズをもとに実証評価を行い、患者・障害者や病院スタッフ等からのフィードバックを受けつつ実用的な BMI 機器としてのさらなる機能拡充を進める。また研究者が同席せず作業療法士等のみによる機器使用を実現するために、機器操作の簡略化を行うとともに遠隔地間サポートシステムを実装する。また、筋電や視線等複数の生体由来信号への機器対応を可能とする等、実用化に向けた研究開発を行う。脳波計についても小型化、無線化を進める。

さらに、運動機能障害者の自立支援機器として、これまで筑波大学で研究開発を進めてきたロボットスーツ HAL を改良・活用することで研究推進の効率化をはかり、改良型試験装置の製作と基礎実験を行う。

C. 研究結果

患者・障害者を対象とした実証研究を進めている(これまで計 33 名)。頸髄損傷者(10 名)では、91%の精度で BMI 機器の使用が可能であることを確認した。ALS 患者(6 名, ALSFRS-R:0-13, 平均 4.7)では平均 67%の精度であり、特に ALSFRS-R=0 の患者で操作が困難な場合があることが明らかとなったが、こうした重症の患者でも視覚刺激を工夫することで使用精度が上昇する可能性があることも見いだされた。また、こうして新たに開発した視覚刺激を 7 名の ALS 患者(ALSFRS-R:0-8, 平均 2.7)に用いたところ、その操作精度は 74%であった。さらに脊髄小脳変性症者へ対象を拡げる等、実証研究を推進している。

また、BMI 機器の設置・操作および電極設置を簡略化し、さらに遠隔地間サポートシステムを実装することで、作業療法士等のみの研究者が同席しない環境での機器使用を実現した。これにより今後の中長期の実証試験を行う環境を整備した。また、筋電や視線等複数の生体由来信号への機器対応や脳波計の無線化と小型化等、さらなる多機能化へ向けた開発を進めている。

BMI 型上肢アシストスーツについては、これまでは記録動作の再現が主であったものを、始点と終点を定めることでの軌道生成や、定常視覚誘発電位(SSVEP)による動作選択を実装した。これにより、より簡易で随意性の高い機器使用が可能となり、BMI によるリハビリテーション等への実現に近づいた。

また、分担研究者の山海は、従来から研究開発を進めてきた HAL を基に改良を加え、下肢用試験システムの開発推進、ならびに、

上肢用試験システム、把持動作支援用のハンド・フィンガー部を当該研究開発推進のために改良を行い(機構的/電子的/制御論的機能の拡充)、動作試験等の実験を継続した。

さらに、単関節下肢用 HAL のインタフェース部に対して、BMI との連動が可能となるよう、機構的/電子的/制御論的機能の改良を行った。システム全体を組み上げてゆく過程で、要素技術が機能していることを確認するために、簡単なシステムを構成し、脳活動パターンをの信号を用いて基礎実験を試みた。

D. 考察

BMI の研究開発をすすめていくためには、基礎医学・臨床医学と工学などの、分野間の連携を推進していく必要がある。本研究では、分担研究者の神作が、システム脳神経科学に基づき、脳から効率的に有益な情報を抽出するための研究を行うとともに実用的 BMI システムの提案・開発を行っている。また分担研究者の山海は、システム情報工学の立場から研究を進めている。そして主任研究者の中島が、それらの統括を行っている。こうした取り組みをさらにすすめ、BMI の応用・実用化へとつなげたい。

E. 結論

BMI を用いた生活環境制御装置による日常生活の補助や、コミュニケーションの補助、アシストスーツによる運動の補助を介して、障害者が失った機能を取り戻し、活動領域を拡張していく可能性が示された。

F. 健康危険情報
なし

G. 研究発表

1. 論文発表

原著論文

Takano, K., Hata, N., Kansaku, K. Towards intelligent environments: an augmented reality-brain-machine interface operated with a see-through head-mount display. *Frontiers in Neuroscience*, 5:60, 2011.

Ikegami, S., Takano, K., Saeki, N., Kansaku, K. Operation of a P300-based brain-computer interface by individuals with cervical spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology*, 122: 991-996, 2011.

Oshima, S., Sankai, S. Development of Red Blood Cell- Photon Simulator for Optical Propagation Analysis in Blood using Monte Carlo Method, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Volume: 15, Issue: 3.: 356-363, 2011.

林 知広, 岩月 幸一, 山海 嘉之, 神経・筋活動の制御に支障がある重度対麻痺患者の脚上げ意思推定と歩行アシスト, 日本機械学会論文集 C 編. Vol. 77, No. 774, 439-449, 2011.

総説

- 神作憲司. BMI による環境制御とコミュニケーションの補助. ヒューマンインタフェース学会誌. 13(3): 15-18, 2011.
- 神作憲司. 神経画像手法の BMI への応用. まぐね・日本磁気学会誌. 6(4): 191-194, 2011.
- 神作憲司. BMI 技術を利用した障害者自立支援. 日本義肢装具学会誌. 27(2): 80-83, 2011.
- 長谷部浩二, 河本浩明, 上林清孝, 松下明, 山海嘉之. 段階的な臨床試験プロセスによる人支援型ロボット開発の提案, 日本ロボット学会誌. vol.29 (3), 14-18, 2011.
- 抄録・プロシーディング*
- Wada, M., Suzuki, M., Agarie, H., Takaki, A., Miyao, M., Kansaku, K. Tactile temporal order judgment in autistic children: an initial report. The Journal of Physiological Sciences, Suppl. (in press)
- Ora, H., Wada, M., Salat, D.H., Kansaku, K. Functional connectivity of the left posterior parietal cortex during arm crossing. The Journal of Physiological Sciences, Suppl. (in press)
- Takano, K., Sekihara, K., Iwaki, S., Kansaku, K. Mapping functional connectivity during P300-BCI: an MEG study. Program No.593. 2011 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2011. Online.
- Sakurada, T., Takano, K., Kansaku, K. A BCI-based OT-assist suit for paralyzed upper extremities: a combination of sensorimotor rhythm, P300 and SSVEP. Program No.142. 2011 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2011. Online.
- Ora, H., Komatsu, T., Nakajima, Y., Kansaku, K. A BMI based environmental control system: a combination of sensorimotor rhythm, P300 and SSVEP. Program No.594. 2011 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2011. Online.
- Wada, M., Kansaku, K. Effect of eyes opening and closing on tactile temporal order judgment. Program No.831. 2011 Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, 2011. Online.
- Takano, K., Toyama, S., Komatsu, T., Nakajima, Y., Kansaku, K. Metal pin electrode for brain-machine interface. Neurosci Res, Suppl. 2011. (P2-t13)
- Toyama, S., Takano, K., Ikegami, S., Kansaku, K. Gel-based EEG electrode for Brain-Machine Interface. Neurosci Res, Suppl. 2011. (P2-t10)
- Wada, M., Takano, K., Ikegami, S., Kansaku, K. fMRI activities in the left inferior parietal lobule with left arm over right arm crossing. Neurosci Res, Suppl. 2011. (P2-o17)

山海嘉之, 鍋島厚太, 河本浩明, ロボットスーツ HAL の安全技術, 日本ロボット学会誌. Vol.29 No.9 , 780-782 . 2011.

Tsukahara A., Hasegawa Y. and Sankai Y., Gait Support for Complete Spinal Cord Injury Patient by Synchronized Leg-Swing with HAL, Proc. of the 2011 IEEE/RSJ Int' l Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS2011), San Francisco, CA, USA, 1737 - 1742. 2011.

Taal S.R. and Sankai Y., "Exoskeletal spine and shoulder girdle for full body exoskeletons with human versatility", Proc. of the International Conference on Robotics and Automation 2011, 2217-2222, May 2011.

Nabeshima C., Kawamoto H., Sankai Y., Typical Risks and Protective Measures of Wearable Walking Assistant Robots, Proceedings of 2011 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, 2011. (in press)

Kawamoto H., Shiraki T., Otsuka T. and Sankai Y., Meal-Assistance by Robot Suit HAL using Detection of Food Position with Camera, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2011 .(in press)

Otsuka T., Kawaguchi K., Kawamoto H. and Sankai Y., Development of Upper-limb type HAL and Reaching Movement for Meal-Assistance, Proceedings of IEEE

International Conference on Robotics and Biomimetics, 2011. (in press)

Hasebe K., Kawamoto H., Kamibayashi K., Matsushita A., and Sankai Y. Stepwise Process of Clinical Trials in Safety-Conscious Development of Human Assistive Robots, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2011 .(in press)

Yamawaki K., Kawamoto H., Eguchi K., Nakata Y., Sankai Y. and Ochiai N., Gait training for a spinal Canal Stenosis Patient using Robot Suit HAL –A Case Report–, Proceedings of the 5th world congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine, 2011 .(in press)

書籍

神作憲司. 神経難病の生活を支援する BMI. 「CLINICAL REHABILITATION」別冊: 神経難病疾患のリハビリテーション-ケーススタディーを通して学ぶ. 医歯薬出版, (印刷中)

Kansaku, K. The Intelligent Environment: Brain-Machine Interfaces for environmental control. Smart Houses: Advanced Technology for Living Independently. (Eds) Ferguson-Pell, M., Stefanov, D., Berlin, Springer, (in press)

Kansaku, K. Brain-Machine Interfaces for persons with disabilities. Systems Neuroscience and Rehabilitation. (Eds) Kansaku, K., Cohen, L.G., Tokyo, Springer, 19-33, 2011.

2. 学会発表

講演等

Kansaku, K. BCI applications to expand range of activities for persons with disabilities. Seminar. Tuebingen University. February 2012; Tuebingen, Germany.

神作憲司. 神経科学と倫理. 東京大学法科大学院・生命倫理と法. 2012 年 1 月; 東京.(講師)

神作憲司. BMI 技術のリハビリテーション分野への応用. 日本神経回路学会/神経科学・リハビリテーション・ロボット工学のシナジー効果に関する研究会+Brain-IS 研究会. 2011 年 6 月; 北九州.(基調講演)

山海嘉之. サイバニクスが切り開く人支援技術の現在と未来. 日本機械学会東北支部第 47 期秋季講演会. 2011 年 9 月; 山形.(特別講演)

山海嘉之. サイバニクスを駆使したロボットスーツ HAL の現状と近未来. 第 29 回ロボット学会学術講演会. 2011 年 9 月; 東京.(特別講演)

Sankai Y. Cybernica: fusion of human, machine and information system, The 7th Asian Conference on Computer-Aided Surgery(ACCA 2011). Aug 2011; Bangkok. (Plenary talk)

山海嘉之. 『新しい自立支援スタイルの

提案』～介護福祉分野におけるロボットスーツ HAL の可能性～, 第 18 回社団法人日本介護福祉士会関東・甲信越ブロック大会. 2011 年 6 月; 水戸.(特別記念講演)

山海嘉之. サイバニクスを駆使した HAL /サイバニックレグ最前線, 第 18 回日本義肢装具士協会学術大. 2011 年 6 月; 大阪.(特別講演)

山海嘉之. ハイテク時代の介護力: 介護ロボット HAL, 第 26 回老年精神医学会. 2011 年 6 月; 東京.(企画講演)

山海嘉之. 温故知新「新」-次世代の医療機器に向けて-, 第 86 回日本医療機器学会大会. 2011 年 6 月; 横浜.(特別講演)

シンポジウム等

神作憲司. 脳機能計測手法の障害者自立支援に向けた応用. 第 2 回マルチモーダル脳機能研究会. 2011 年 11 月; 東京.

神作憲司. ブレイン・マシン・インターフェイス(BMI)による障害者自立支援. 第 48 回日本リハビリテーション医学会学術集会・パネルディスカッション. 2011 年 11 月; 千葉.

池上史郎、神作憲司、近藤清彦、佐伯直勝. ALS 患者に対する BMI 環境制御システムの開発. 第 70 回日本脳神経外科学会総会・シンポジウム. 2011 年 10 月; 横浜

一般口演・ポスター

Wada, M., Suzuki, M., Agarie, H., Takaki, A.,

Miyao, M., Kansaku, K. Tactile temporal order judgment in autistic children: an initial report. The 89th Annual Meeting of the Physiological Society of Japan. March 2012; Matsumoto, Japan.

Ora, H., Wada, M., Salat, D.H., Kansaku, K. Functional connectivity of the left posterior parietal cortex during arm crossing. The 89th Annual Meeting of the Physiological Society of Japan. March 2012; Matsumoto, Japan.

池上史郎、佐伯直勝、高野弘二、和田真、神作憲司. 視覚誘発型 P300 ブレイン・マシン・インターフェイス (BMI) における背景脳活動. 第 51 回日本定位・機能神経外科学会. 2012 年 1 月; 東京.

和田真、鈴木繭子、東江浩美、高木晶子、宮尾益知、神作憲司. 触覚時間順序判断における自閉症者の応答特性. 第 28 回国立障害者リハビリテーションセンター業績発表会. 2011 年 12 月; 所沢.

櫻田武、川瀬利弘、高野弘二、神作憲司. 多様なリハビリ運動実現のための BMI 型女子アシストスーツ. 第 28 回国立障害者リハビリテーションセンター業績発表会. 2011 年 12 月; 所沢.

大良宏樹、小松知章、中島八十一、神作憲司. P300 と定常視覚誘発電位を併用した BMI 型環境制御装置. 第 28 回国立障害者リハビリテーションセンター業績発表会. 2011 年 12 月; 所沢.

池上史郎、佐伯直勝、高野弘二、小松知章、和田真、神作憲司. 視覚誘発型 BMI 使用時における背景脳活動の評価. 第 22 回千葉臨床神経生理研究会. 2011 年 11 月; 千葉.

Takano, K., Sekihara, K., Iwaki, S., Kansaku, K. Mapping functional connectivity during P300-BCI: an MEG study. The 41st Annual Meeting of the Society for Neuroscience. Nov 2011; Washington, DC, USA.

Sakurada, T., Takano, K., Kansaku, K. A BCI-based OT-assist suit for paralyzed upper extremities: a combination of sensorimotor rhythm, P300 and SSVEP. The 41st Annual Meeting of the Society for Neuroscience. Nov 2011; Washington, DC, USA.

Ora, H., Komatsu, T., Nakajima, Y., Kansaku, K. A BMI based environmental control system: a combination of sensorimotor rhythm, P300 and SSVEP. The 41st Annual Meeting of the Society for Neuroscience. Nov 2011; Washington, DC, USA.

Wada, M., Kansaku, K. Effect of eyes opening and closing on tactile temporal order judgment. The 41st Annual Meeting of the Society for Neuroscience. Nov 2011; Washington, DC, USA.

池上史郎、高野弘二、近藤清彦、神作憲司. ALS 患者に対する視覚誘発型 BMI システムの開発. 第 48 回日本リハビリテーション医学会学術集会. 2011 年 11 月; 千葉.

Takano, K., Toyama, S., Komatsu, T., Nakajima, Y.,Kansaku, K. Metal pin electrode for brain-machine interface. The 34th Annual Meeting of Japan Neuroscience Society. September 2011; Yokohama, Japan. 置.(特願 2011-262032). 出願日 2011.11.30. 筑波大学. 血流計測装置および血流計測装置を用いた脳活動計測装置 (特願 2011-021936)

Toyama, S., Takano, K., Ikegami, S.,Kansaku, K.Gel-based EEG electrode for Brain-Machine Interface. The 34th Annual Meeting of Japan Neuroscience Society. September 2011; Yokohama, Japan.

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

Wada, M., Takano, K., Ikegami, S.,Kansaku, K.FMRI activities in the left inferior parietal lobule with left arm over right arm crossing. The 34th Annual Meeting of Japan Neuroscience Society. September 2011; Yokohama, Japan.

櫻田武、高野弘二、小松知章、神作憲司. BMI 型上肢アシストスーツによる多様なリハビリ運動実現のための多関節制御手法.第 5 回 Motor Control 研究会. 2011 年 6 月; 岡崎.

Yamawaki K, Kawamoto H, Nakata Y, Eguchi K, Sankai Y, Ochiai N. _Gait Training for a Spinal Canal Stenosis Patient using Robot Suit HAL -A Case Report-, 6th World Congress of the International Society of Physical & Rehabilitation Medicine (ISPRM) World Congress. June 2011; Puerto Rico,

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

外山滋、神作憲司、高野弘二. 脳波測定用電極、脳波測定用部材、及び、脳波測定装

厚生労働科学研究費補助金（障害者対策総合研究事業（身体・知的等分野））
 分担研究報告書

ブレイン-マシン・インターフェイス（BMI）による障害者自立支援機器の開発
 分担研究課題：システム脳神経科学に基づいた BMI による障害者自立支援機器の開発

研究分担者	神作 憲司	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部脳神経科学研究室長
研究協力者	小松 知章	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部研究員
研究協力者	和田 真	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部研究員
研究協力者	高野 弘二	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部客員研究員
研究協力者	大良 宏樹	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部流動研究員
研究協力者	櫻田 武	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部流動研究員
研究協力者	池上 史郎	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部研究協力者
研究協力者	川瀬 利弘	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 脳機能系障害研究部研究協力者
研究協力者	外山 滋	国立障害者リハビリテーションセンター研究所 障害工学部生体工学研究室長

研究要旨

これまでの研究で、研究分担者らは、視覚刺激による脳波信号を用いた生活環境制御装置を開発した。さらに、従来手法より使用感と精度を向上させる視覚刺激を開発した。また、拡張現実（AR）技術を組み合わせるなど機能拡張のための基盤技術開発を行うとともに、BMI 用脳波計を開発しシステムのソフトウェア部（日本語入力、電子メール等）を実装した。他に運動補助に向けて手指肘肩が動作する BMI 型上肢アシストスーツ、着脱容易な脳波電極の開発等も行った。平成 23 年度は、これらを利用して筋萎縮性側索硬化症（ALS）等を対象とした実証評価を推進し、患者・障害者や病院スタッフ等からのフィードバックを受けつつ、新たな視覚刺激を考案するなど実用的な BMI 機器としてのさらなる機能拡充を進めた。また、機器操作の簡略化を行うとともに遠隔地間サポートシステムを実装し、研究者が同席せず作業療法士等のみによる機器使用を実現した。筋電や視線等複数の生体由来信号への機器対応を可能とする等、実用化に向けた研究開発も行った。さらに、脳波計についても小型化、無線化を進めた。BMI 型上肢アシストスーツについては、始点と終点を定めることでの軌道生成や、定常視覚誘発電位（SSVEP）による動作選択を実装し、より簡易で随意性の高い機器使用を可能とした。システムの最適化に向けて、各種神経画像手法を用いて脳信号特性を調査する研究も行った。

分担研究課題 (小課題) : BMI による環境制御の実証研究

A. 研究目的

脳からの信号を計測し、それを利用して機器操作を行う「ブレイン-マシン・インターフェイス (Brain-Machine Interface: BMI) / ブレイン-コンピュータ・インターフェイス (Brain-Computer Interface: BCI)」の技術を用いることで、筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、脊髄損傷、脳卒中などにより運動機能に後遺障害を負った患者や障害者のコミュニケーション補助、生活環境制御や運動機能補助等が可能となる。

我々は、Donchin らにより報告され、アルファベットのワープロ入力に用いられた P300 スペラー方式 (Farwell and Donchin, 1988, *Electroenceph Clin Neurophysiol*) を家電制御に拡張して、視覚刺激により誘発された脳波信号を利用し、デスクライトの点灯やテレビのチャンネル切り替えといった家電操作等が可能な環境制御システムを開発した (Komatsu, et al., 2008, *Neurosci Res Suppl*; Komatsu, et al., 2009, *Soc Neurosci Abstr*)。

当初は視覚刺激として輝度変化 (白/灰) を用いていたが、これに色変化 (緑/青) を加えると、健常被験者の使用感および操作精度 (正答率) が有意に向上することを明らかとした (Takano, et al., 2009, *Clin Neurophysiol*; Takano, et al., 2009, *Neurosci Res Suppl*)。さらに、頸髄損傷者による視覚誘発型 BMI の実証評価でも、条件によっては 90%以上の正答率を示すことなど、実用に耐えうる精度 (70%以上) で操作可能なことを報告した (Ikegami, et al., 2011, *Clin Neurophysiol*)。

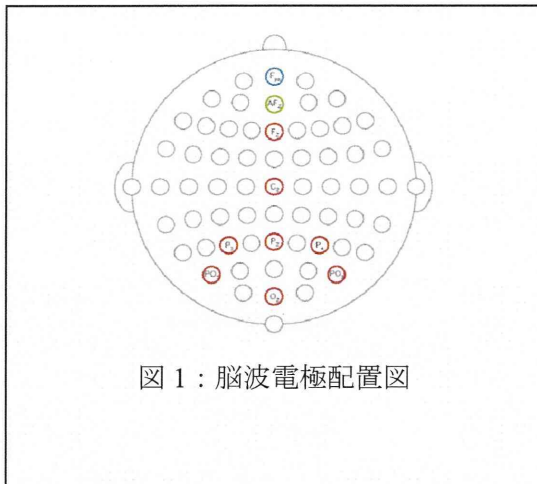
本分担研究では、これまでに BMI の実使用者と考えられる、意思決定が可能でもそれを表出することが困難な進行期の筋萎縮性側索硬化症 (amyotrophic lateral sclerosis: ALS) 患者等を対象として研究を進め、BMI 機器の操作精度や視覚刺激による操作精度の違いを検討した。

また、本年度はそれらの精度に関する研究のみに留まらず、実用化に向けた中長期の機器試用や運用に向けた環境整備として、病院スタッフや介助者によるシステム運用のためのマニュアル作成や、マニュアルでは対応が困難な事態への対処を可能とするシステムの遠隔メンテナンス機能について研究開発を行った。

B. 研究方法

本研究で用いる視覚誘発型 BMI では、操作パネルに提示される視覚刺激に対して誘発された脳波信号を頭皮上の脳波電極から抽出、解析することで、注目している記号や文字を判別し、外部機器にコマンド送信する P300 方式、さらに定常周波数での視覚刺激により誘発される脳波を読み取り、対応する機器操作を行う定常視覚誘発電位 (Steady State Visual Evoked Potential: SSVEP) 方式の 2 種類を用いた。

本研究ではこれまで計 33 名の患者・障害者による実験を行っており、今回はそのうち注目すべき結果に絞って紹介する。



B-a 難病患者を対象とした BMI の使用評価
 対象は公立八鹿病院および都立神経病院に ALS、脊髄小脳変性症で通院もしくは入院中の患者とし、病院施設もしくは在宅環境にて実験を行った。

P300 方式の実験では、文字入力と環境制御としてのデスクライト操作を、昨年までの研究で精度の向上に有効性が確認されている輝度変化に緑と青の色変化を加えた視覚刺激を用いて行った。コマンド入力の為の強調回数は 8 回で設定した。8 か所の脳波電極

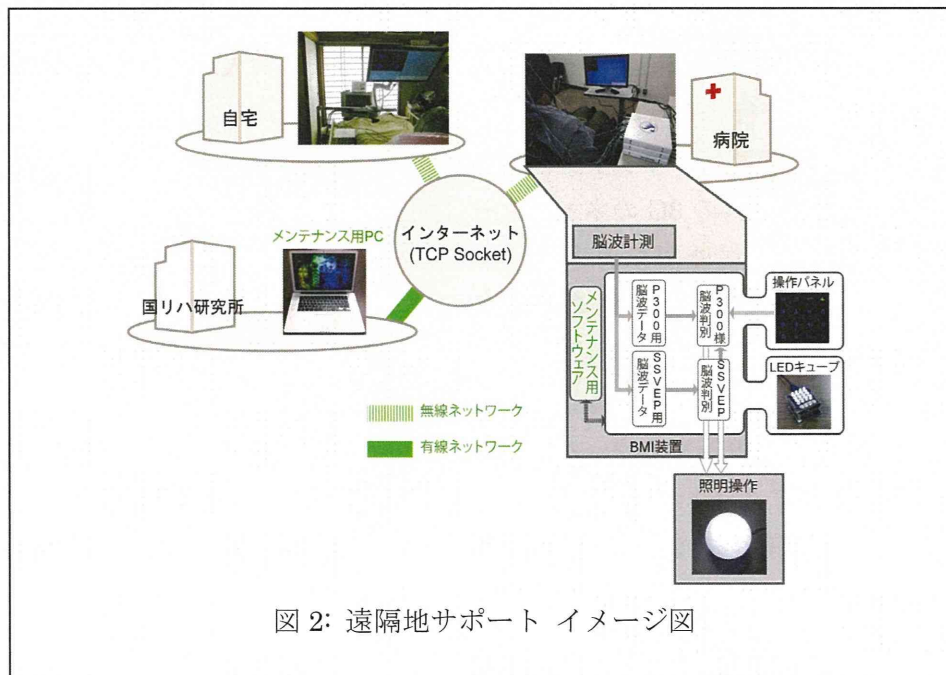
(図 1)から記録された脳波をオンラインで解析することで(線形判別分析)、正答率を評価した。

SSVEP 方式では、特定の周波数で明滅する内製の視覚刺激装置を用いた。これはチェッカーボード状に配列された緑と青の発光ダイオード(LED)が交替して明滅するものである。SSVEP 方式では Oz の電極から計測した脳波を使用し、デスクライトの点灯を課題として実験を行った。

B-b 実用に向けた遠隔地サポート環境の構築と機器設置マニュアルの作成

現状の BMI 実験では、研究者が機器の設置、運用を行っており、試用のためには研究者がその場に向かうことが必要となる。そのため、このままでは BMI 機器の中長期の試験を行うにあたり不都合が多く、実用化も困難となる。そこで、介助者や病院スタッフによる機器設置および運用を可能とするために、マニュアルの作成を行った。

マニュアルの種類については BMI 機器の



設置のためのマニュアル、および BMI 機器の使用には不可欠である脳波電極の装着のためのマニュアルの 2 種類を作成した。マニュアルは一目でわかりやすいよう、機器、電極の設置手順を多くの写真を用いて説明することに留意し作成した。

また、本小課題は BMI 型環境制御装置を運用することそのものの実証研究であるが、開発の課程において機器の停止など不慮の事態が発生した場合にどのように対処するか、という要素も含まねばならない。このためメンテナンスネットワークの考慮が必要となるが、実証試験機にせよ将来的な実機にせよ、メンテナンスネットワークを設置場所自体の LAN に依存するのは不適切である。ネットワーク環境のトラブルも起きうる(本システムは BCI によるメールや Web ブラウズの提供も行う為)以上、そのネットワーク自体にメンテナンス回線を重畳させるというアプローチは誤りであろう。逆に言えば、本システムは、Web ブラウズ等の提供とは異なる、それ自体で完結したインターネットアクセス能力を付加する必要がある。

その目的上、メンテナンス用インターネットアクセスは無線で行われなければならない。今回は試験を行う場所のネットワークインフラ等を考慮し、既存の 3G のネットワークによるパケット通信機器を導入した。BMI 型環境制御装置の本体となるノート PC には無線 LAN モジュールがもとより装備されているため、上記機器と組み合わせることで、比較的安全(PPPoE 接続に対して)なインターネットアクセスが可能となる。

今回はこれらの機器を公立八鹿病院に持ち込み病院のスタッフによる機器の操作試験と遠隔地サポートのためのデータ転送の

試験を行った(図 2)。

(倫理面への配慮)

ヒトを対象とする本研究は、全てヘルシンキ宣言に基づき、また、申請者の所属機関の倫理委員会の承認のもと行った。さらに、本研究の非侵襲脳機能計測法を用いた実験は、日本神経科学学会研究倫理委員会「ヒト脳機能の非侵襲的研究」に関する倫理小委員会による「ヒト脳機能の非侵襲的研究」の倫理問題などに関する指針等に基づき実施した。

被験者及び保護者・関係者から、口頭ならびに文書にてのインフォームドコンセントを徹底し、自発的な同意を得た上で実験を行った。実験中は無用な苦痛を与えないように配慮した。

本研究で実施したすべての実験について、被験者の個人情報などに係るプライバシーの保護に配慮し、被験者が如何なる不利益を受けないように配慮した。結果の公表に関しては検査・実験の受諾と同様に被験者及び保護者・関係者から、口頭ならびに文書にてのインフォームドコンセントを徹底し、承諾を得た。また、個人が特定されないように格別の注意を払った。

C. 研究結果

C-a 難病患者を対象とした BMI の使用評価
実験は、BMI 機器を被験者の状況に合わせて適切に設置し進行した。図 3 に 1 例を示す。

まず BMI 機器の ALS 患者による評価としての実験を 6 名の被験者(男性 3 名、女性 3 名、61-68 才、平均 65 才、ALSFRS-R:0-13、

表 1: ALS 患者

	年 性	ALSFRS-R	発症後(年)	胃瘻	気管切開	呼吸器	意思伝達装置
	齢 別						
ALS-1	34 F	0/48	2	有	有	有	有
ALS-2	65 F	0/48	6	有	有	有	有
ALS-3	63 F	8/48	5	有	有	有	有
ALS-4	61 M	0/48	17	有	有	有	有
ALS-5	67 F	3/48	3	有	有	有	有
ALS-6	68 M	6/48	2	有	有	有	有
ALS-7	68 M	1/48	8	有	有	有	有

ALSFRS: ALS Functional Rating Scale

平均 4.7)により行った。その結果、67%の正答率で BMI 機器の操作が可能であったが、ALSFRS-R が 0 の被験者 2 名では、25%の正答率となった。そこで視覚刺激を改良したところ、正答率の向上が確認された。

この結果にもとづき、改良後の視覚刺激の評価のための実験を 7 名の被験者(男性 3 名女性 4 名、34-68 才、平均 60.9 才、ALSFRS-R:0-8、平均 2.7)により行った。被験者の詳細は表 1 に示す。

被験者の条件としては、ALSFRS-R が 10 以下、日常的に意思伝達装置 (Augmentative and Alternative Communication (AAC) device) を使用していること、もしくは発語不能ではあるが文字盤や口の動き、表情で簡単な応答が可能であり、医師や作業療法士等と共に反応を確認しながら実験が可能であることとした。

その結果正答率の平均は 74%となり、実用的とされる 70%を越える精度での BMI 機器の動作を実現した。このことから、視覚刺激の改良により精度の向上が可能であるこ

とが示唆される。

また他の疾患における BMI 機器の使用可能性の検討として、脊髄小脳変性症の患者 3 名による実験も行った。被験者のうち 2 名では視覚の確保等に困難があったため検討から除外した。1 名については P300 型の BMI 機器を用いて試験を行い、その使用が可能であることを確認した。

SSVEP によるデスクライトの操作について、1 名の被験者(男性、61 才、ALSFRS-R:0)で実験を行った。その結果、オンラインでは偽陽性での反応を排除する目的で高めの閾



図:3 実験風景

値を設定していたため 60%の精度となったが、オフラインで閾値を適切な値に変更したところ、偽陽性なく 100%の精度での動作が可能であった。

C-b 実用に向けた遠隔地サポート環境の構築と機器設置マニュアルの作成

実際に作成したマニュアルの一部を図 4 に示す。これを用いて、2名の被験者(男性、61-68才、ALSFRS-R:0-1)を対象とし、公立八鹿病院にて3回の試験を行った。設置電極には、開発したゲル式電極(小課題参照)を使用した。初回は研究者が横に付いた状態で、それ以降は研究者が同席しない状態において、機器設置、電極設置、および実験の遂行と実験後の電極除去までを作業療法士のみで行った。その結果、機器、電極の設置および実験の遂行と電極除去について問題無く行うことが出来た。さらに非常に高い正答率での操作が可能であることも確認され、また視覚刺激回数を減らした状態でも高い精度が維持された。

リモートでのサポート機能については、

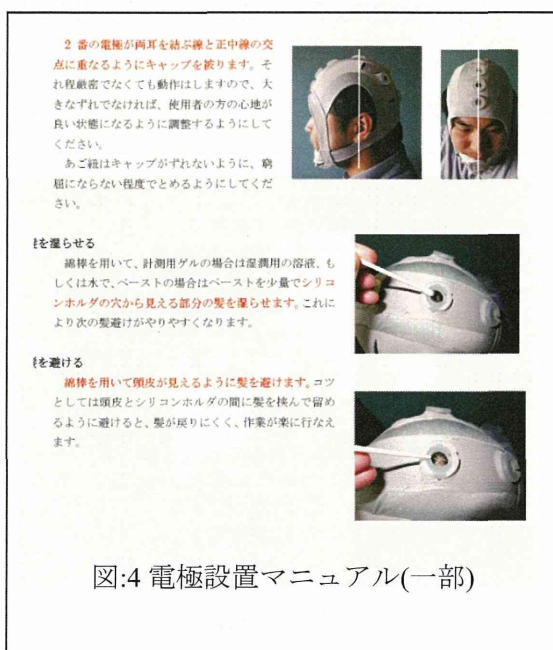


図:4 電極設置マニュアル(一部)

今回運用試験を行った施設において、ネットワークの実測通信速度は平均 6.48Kbyte/s (標準偏差 1.15) であった。昨今のインターネットインフラのなかでは良好な環境とはいえないが、その状態下でも、システムの起動終了、脳波計の波形チェック、各種ファイル閲覧、施設～本研究所間で文字列によるメッセージ交換を行い、いずれも特筆すべき問題は生じないことを確認した。

また 5.72Mbyte のシステムログファイルを転送回収したところ、完了までに 962 秒を要した。大容量ファイルの転送においてもおおよそ計測された上記の平均通信速度と同程度のパフォーマンスが得られており、リモートプロトコルそのもののオーヴァヘッドが許容可能な範囲内におさまっていることが確認された。

D. 考察

機器の操作精度については、視覚刺激を改良することにより、高い精度の確保が可能となった。また、日常的にコミュニケーション用の機器を使用している患者において高い精度が観察される傾向があった。これらのことから、本年度の他の小課題の項目にある、複数の生体由来信号に対応した機器を初期から使用することで、本機器の使用についても高い精度が確保可能となることが推測される。

マニュアルについては、実際に使用した作業療法士の方から、複数のフィードバックを得ている。今後はそれを盛り込んだ上で改訂を加えていくこととする。また近年、タブレット型 PC 等で閲覧可能な電子書籍では対話型のものや動画を含めたものがあり、それらを利用することで、利用者への情報提供や

機器および電極設置や使用法について、よりわかりやすいものが作成可能となることが考えられるため、今後検討していきたい。

遠隔でのサポートでは、今回、BMI 型環境制御装置の遠隔メンテナンス回線に 3G パケット通信のネットワークを利用した。WiMAX や LTE など 3.9G ないし 4G と呼ばれるさらに高速なインターネットアクセス手段を許容する場所であれば、ソースファイルの大量差し替えおよび遠隔コンパイルといった根本対処まで現実的な時間内で可能となることから、ハードウェアおよび OS トラブルより上位に生じた問題であればすべて対処可能であると考えられる。

E. 結論

臨床研究を継続し、使用者本人や病院スタッフ・介助者等からのフィードバックを反映していくことで、個々の患者・障害者のニーズに対応できる柔軟なシステムの開発が可能となる。また、こうした実用・応用への取り組みを進めていくためには、倫理的な問題を十分に配慮しながら進めていくことが前提となるだろう。

今後とも、BMI 技術を福祉機器として実用化するために、高精度で、操作感も良いシステムの開発を継続し、神経難病や神経外傷などにより、日常生活動作やコミュニケーションに支障をきたしている患者・障害の自立支援へとつなげたい。

分担研究課題(小課題): 多様な生体由来信号へ統一的に対応可能な BMI システムの開発

A. 研究目的

筋萎縮性側索硬化症(ALS)など進行性の疾患においては、その進行度に応じて、ユーザが意思疎通や生活環境制御のために使える入力デバイスが変わってしまうという問題へと直面する。むしろ当初から脳波を用いていればその問題は起こらないが、現状の BCI/BMI とそれ以外の入力デバイスとは時間あたり入力情報量に隔たりがあり、使えるものなら運動出力を操作にあてたいと願うのが自然であろう。

得手不得手や残存運動部位などによる個人差はあるが、タッチスイッチや筋電位スイッチ、視線検出、まばたき検出と入力デバイスが推移し、やがて BCI/BMI に至るといのが大筋である。例えば『伝の心』(日立ケーイーシステムズ, 日本)のような意思伝達装置のユーザも、症状の進行次第で、我々が開発を行っているような BMI システムの導入をはからねばならなくなる。

しかし現状の意思伝達および環境制御装置においては、ユーザインターフェイス(UI)と入力デバイスとがおおよそ一対一にシステム構築されている。そのため、上記のように入力デバイスが推移する都度、UI はすべて挿げ替えとなるが、これはユーザに負担を強いること以外のなにものでもない。あえてパソコン操作に例えるなら、キーボード操作からマウスカーソル操作に変更した場合、OS ごと交換し習熟し直すのに等しい。

もちろん殆どの洗練されたパソコン用 OS においては、統一的なグラフィカルユーザ

インターフェイス(GUI)を提供しながら、その操作はマウス(トラックボール)カーソルでもカーソルに依存しないキーボードでも行える。我々もこの考え方を範とし、BCIを含めた複数種の異なる入力デバイスを統一的な UI で利用可能となる、多様な生体信号に対応した BMI システムを開発することを本小課題の目的とする。

B. 研究方法

検討するのはすべて視覚の残存を前提とした UI であるため、先ず GUI の統一をはかる。生活環境制御であれば画面に「照明の点灯」「テレビのチャンネル切り替え」といった各機能を示すアイコン、意思伝達であれば仮名や数字といった文字——ここでは両者を『セル』と総称する——を縦横に格子状配置する(図 1)。これは特に近年、iPhone などスマートフォンの普及により一般化が進んできた GUI デザインであり、またもともとは家電リモコンのボタン配置などのなぞりでもあるため、ひろく直感的に理解しやすいと考えられる。



図 1: セルの格子状配置による GUI

それを前提とした場合、問題は「どのセルをどのような操作で選択するか」に集約される。本小課題では、次に挙げる 3 通りの選択方式に対応した BMI システムの拡張開発を行った。

[1] 多チャンネル移動選択

入力が 2 チャンネル以上とれる場合、それぞれを上下および左右移動に割り当て、選択可能なセルを示す視覚的マーカ(例えばセルを囲む枠であったり、セル自体の色調反転であったり)を任意に動かすことが可能となる(図 2a)。これには最低 2 ないし 4 チャンネルを要するが、もしも更にチャンネルを利用可能な場合、それを最終的なセル選択にあてること出来る。利用可能でない場合は、マーカが一定時間おなじセルに滞留したことをもって選択と見なす。

これに該当する入力は、脳波ならば昨年度から実装の開始された定常視覚誘発電位(SSVEP)、それ以外の生体信号では視線および筋電を含む多チャンネル運動検出などであ

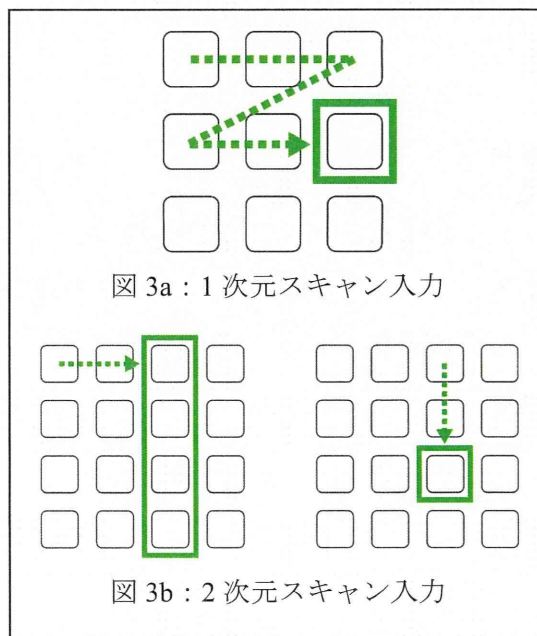
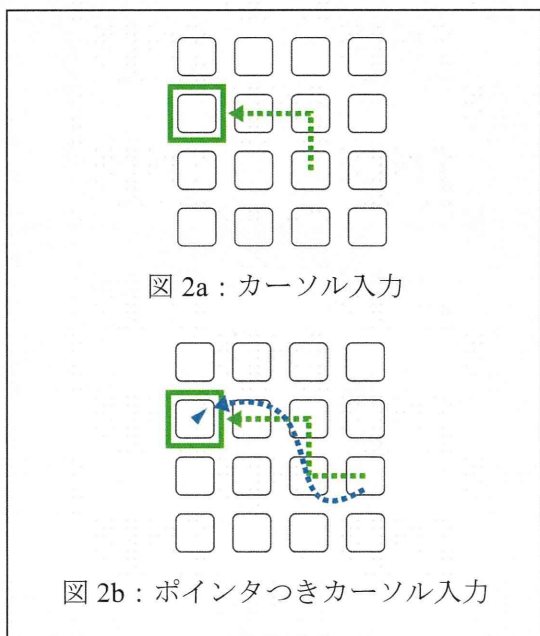
る。なお、視線入力のみは GUI 上で絶対位置指定を行うという特性(視ている位置を検出することから)を強く持ちやすいため、それをもっていったんマウスカーソル状のポインタを操作し、ポインタが重畳したセルを選択可能とする(図 2b)。

以下、本小課題報告ではこれらを『カーソル入力』と呼称する。

[2] 単チャンネル移動選択

同様の移動選択を 1 チャンネル入力のみで行わせる場合には、選択可能なセルを示す視覚的マーカは GUI 側で強制移動させ、その 1 チャンネルをもってセル選択を行わせる。1 次元的に移動するもの(図 3a)と、1 回目の選択により移動方向を切り替えることで 2 次元的な移動を可能とするもの(図 3b)がある。これらは市販の『伝の心』や、病室などで用いられる環境制御装置(ECS)で採用されている、わりあい一般的な入力方式である。

入力信号は、脳波およびそれ以外の生体由来信号ともおおよそ[1]に準ずるが、それら



のうち何らかの理由により多チャンネルは取得出来ない場合が該当する。

以下、本小課題報告ではこれらを『スキャン入力』と呼称する。

[3] 直接選択

これまでに開発済みの BMI システムは、上記 2 方式と異なり、選択可能なセルの移動を伴わないため全てのセルを等しい待ち時間で選択出来る(動作原理自体は過去の分担研究報告を参照のこと)。ただしセル選択の根拠となる P300 様脳波の誘発には、格子配置したセル単独あるいはそれを縦横にグループ化した視覚刺激提示を必要とするため、[1][2]とおなじ GUI を用いることが可能である。

フルカラーの判りやすいセルを用いることが出来ない(正確には原理上出来ない訳ではないが、過去の一連の分担研究においてフルカラーセルでの動作検証がなされていない) こと、選択可能なセルを示すマークは不要であることが、[1][2]との差異である。

以下、本小課題報告ではこれを『フラッシュ入力』と呼称する。

C. 結果

[1] カーソル入力の実装

セルに重畳したマーク表示が可能となるよう、OpenGL により構築された既存の BMI システムの GUI へ処理を追加することで拡張した。

入力デバイスとして、視線追跡装置である Tobii X120 アイトラッカー(図 4a, Tobii Technology AB, スウェーデン)、16ch 筋電計(図 4b, MIZOUE PROJECT JAPAN, 日本)、8bit I/O ボード FT245RL および 12bit I/O ボ

ード USB-IO2.0(秋月電子通商, 日本)への対応を行った。

Tobii については TT 社提供の API を呼び出すことで、他はドライバの直接制御により対象デバイスよりデータを取得している。いずれもデータ取得スレッドを追加することにより、実装済みシステムへの影響を最小限度にとどめている。

[2] スキャン入力の実装

本入力方式もマーク表示を必要とするが、これは[1]の処理を流用可能である。



図 4a : 視線追跡装置



図 4b : 筋電計



図 4c : デジタル I/O

入力デバイスについても、[1]からチャンネル数を制限したスモールセットにあたるので、上記筋電計およびデジタル I/O への対応をそのまま流用した(取得を 1 チャンネルに限ればよい)。

また昨年度開発済みの SSVEP 用光刺激提示装置に加え、本年度は同装置をさらに小さく実装し(図 5)、健常被験者の脳波により動作確認を行った。国際 10/20 法における Cz を基準電極とし Oz より記録した脳波は、刺激提示下において明滅周波数(7Hz)の第二高調波近傍等でパワー増大が確認されたため、これを 2 値化し 1 チャンネルのスイッチとした。同被験者はこの様な SSVEP 型スイッチを操作した経験がなく、また特段の訓練を要することもなく延べ 40 回中 38 回のスイッチ操作に成功した(Ora, et al., 2011, Soc Neurosci Abstr)。

[3] フラッシュ入力の実装

フラッシュ入力については、既に一昨年度および昨年度の分担研究より開発、運用、評価を継続して実施中である。それらの内訳は別項に譲る。

ただし、複数デバイスよりデータ取得を行った場合にも、脳波計測スレッドの動作遅れや入力デバイス間でのドライバ干渉が生じないことを確認した。これはカーソル入力およびスキャン入力単体であれば確認の不要な事項であるが、「カーソル入力でシステムを利用出来るうちにフラッシュ入力へ

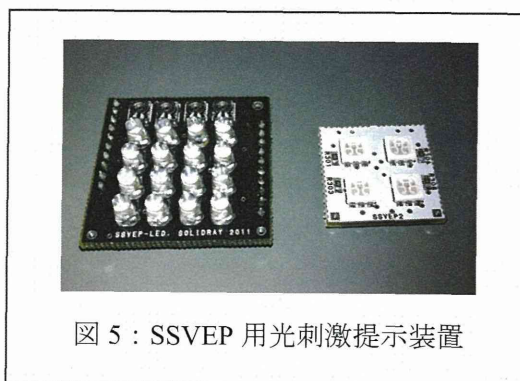


図 5 : SSVEP 用光刺激提示装置

の習熟を開始する」といった状況、すなわち複数入力デバイスの並行接続を想定している。

D. 考察

本小課題では SSVEP が 1 チャンネルスイッチとして運用可能であることを確認し、スキャン入力用デバイスの項にて成果報告を行った。

ただしセル選択方式にて概略を述べた通り、原理的に SSVEP はカーソル入力へあてることが可能である。例えば 4 チャンネル (4 つの異なる明滅周波数) の入力をそれぞれ GUI の上下左右に配することで 4 方向へのマーカー移動が、また 2 チャンネルならば 2 方向へのマーカー移動が行える。予備実験としては複数チャンネルの判別を確認しているが、スイッチとしての実証は来年度以降に行う予定である。

SSVEP をその他のトリガとして運用した BCI/BMI の成果については、他の小課題報告を参照されたい。

分担研究課題 (小課題) : BMI 用脳波電極の開発

A. 背景と目的

BMI に用いる電極は、従来の脳波測定に比べてより日常的に、かつ長時間にわたって連続的に使用されることが予想される。そのため、装着や取り外しが容易であること、電極交換の手間がかからないように数日乃至数週間の長期にわたって連続的に装着可能であること、頭皮への負担が少ないことなどの諸条件を満たすものでなくてはならない。

しかし、これまでに用いられている脳波測定用電極は、頭皮と電極との間のインピーダンスを下げるために、使用前に電極の上に導電性ペーストを充填するものが多く使われている。ペーストを使用する場合、頭髪が電極と頭皮との間に挟まっても、ペーストが頭髪の裏に回り込むため電極と頭皮との間の導通が確保される。しかし、ペースト式電極の場合、装着の度に電極にペーストを充填するので手間がかかる他、電極を取り外した後に頭髪や頭皮に残るペーストを除去しなければならない。このため、ペーストを使用しないペーストレス型電極が求められている。

そこで、本研究では BMI に使用可能な電極の開発を行うことを目的とした。理想的には、目的とするペーストレス電極は以下の性質を満たすべきである。

- ①十分な柔軟性を有することで、頭皮上で加圧すると髪の毛の間を容易に通り返けて頭皮に達すること。
- ②使用後に頭皮や髪の毛に残留しにくいこと。
- ③高い導電率を有するとともに使用中に成分の乾燥などにより導電率の低下が起こら

ないこと。

- ④頭皮に接触しても危険性がないこと。
- ⑤長期保存が可能であること。

我々は、昨年度までにこれらの条件を満たすものとして、導電性ゲル型電極、金属性ピン電極等を作製している。それぞれの有効性については最低限の確認を行っているが、本年度は比較試験を行い、それぞれの優位性について検討した。

B. 研究方法

1) 電極及びヘッドキャップ

導電性ゲル電極、ピン電極、ペースト電極の三種類の電極の比較を行った。このうちゲル電極はカルボキシメチルセルロース、塩化カルシウム、グリセリン、純水を混合、加熱することで作製した。ピン電極の場合、7本の金属製のピンを円柱形の支持体の上に配置したものを作製した。それぞれのピンはバネにより押しつけると支持体の中に引き込む様になっている。また、ペースト電極は市販のペーストを使用した。いずれの電極も同一のヘッドキャップに取り付けられる様になっている。すなわち、具体的にはゲル電極、ピン電極、ペースト電極の支持部の形状は類似しており、直径も同一で、ヘッドキャップ上に設けられた孔にいずれも挿入して使用可能である (図 1、図 2)。

力が加わっても頭部に圧迫を加えにくくなる様に、ヘッドキャップ本体は布製で、電極の挿入口はシリコンラバーでできている。このため、寝た状態でも圧迫が少ない。

2) 保水性試験



図 1 開発した脳波キャップの一例

温度と湿度を共にコントロールされた環境下で各種電極材料の重量の経時変化を調べた。

3) インピーダンス評価試験

被験者の頭部にヘッドキャップを介して電極を取り付け、インピーダンスの経時変化を調べた。

4) BMI 実証試験

P300-BMI の実証試験を行った。ひらがなが 8x10 に配置された画面を見せ、ランダムにひらがなを点滅させ、計 8 個の電極から得られる脳波を記録した。

C. 研究結果

保水性試験の結果、開発した導電性ゲルの重量変化は市販ペーストに比べて圧倒的に小さかった。導電性ゲルから支持体である CMC を除いた液体（グリセリン+CaCl₂+H₂O からなる）の重量変化がゲルとほぼ等しく、また KCl 溶液の重量変化が市販ペーストとほぼ等しかった。

導電性ゲルから準備したゲルチップによる電極の取り付け時間はトータルで 10 分以内と、ペースト電極の取り付け時間と比べて 1/3 以下に短縮された。

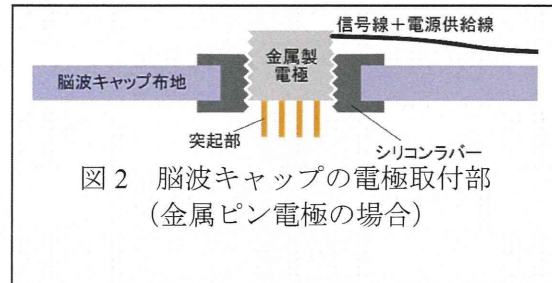


図 2 脳波キャップの電極取付部 (金属ピン電極の場合)

電極インピーダンスの経時変化については、導電性ゲル電極のインピーダンスはペースト電極とほぼ同等であった。ペースト電極の場合は電極取り付けから数時間して乾燥する場面があったが、ゲル電極ではそうした事態は見られなかった。一方、金属ピン電極についてはゲル電極やペースト電極よりも大きなインピーダンスを示した。

P300-BMI のテストでは、導電性ゲル電極も金属ピン電極もどちらも実用上十分な結果が認められた。

D. 考察

今回、2 種のオリジナル電極を開発し、従来より市販され使用されているペースト電極との比較を行った。その結果、導電性ゲル電極はペースト電極よりも優れた保水性を有しており、その理由は原料であるグリセリンや CaCl₂ によることが示唆された。さらに、インピーダンス測定でもゲル電極は優れた特性を示し、ペースト電極が長時間低インピーダンスを保てない場合があることを考慮すると最も優れていた。P300-BMI 実証試験では、導電性ゲル電極も金属製ピン電極もどちらも実用性があることがわかった。

ところで従来より脳波測定をより簡単に行える様にするための電極は種々開発されている。その一つは Griss らによるアレー化されたマイクロ電極に代表されるものであるが、これはミクロなスパイクを非導電性の