

経疾患の新しい治療方法として期待できるとしている。

三三 侵襲型BMI

1. 刺入電極

刺入電極からは個々の神経細胞のスパイク活動や複数個の神経細胞の集合電位である local field potential (LFP) が計測される。先述したように、上肢の運動野の神経細胞は directional tuning という特性があり、これを利用すると比較的少数のスパイク活動を計測するだけで、ロボットアームの三次元リアルタイム制御ができる。最近ではサルがBMIでコントロールしたロボットアームで自在に餌を食べることに成功したと Schwartz のグループが報告している²³⁾。また2006年に Hochberg らは脊髄損傷で四肢麻痺の患者が手の運動野に刺入された100極の刺入電極からのスパイク活動でディスプレイ画面上のカーソルを自在にコントロールできることを報告している²⁴⁾。Hochberg らは2012年には脳幹出血後遺症で四肢麻痺の患者がロボットアームをコントロールして、机の上のボトルをつかんで口元までもっていき、中に入っているジュースを飲むことに成功したと、報告している²⁵⁾。同じ年に Schwartz らは四肢麻痺の患者が13週間のトレーニングの後、さらに巧緻なロボットアーム制御ができるようになったことを動画で発表している²⁶⁾。

しかし、刺入電極は脳実質に対して侵襲性があり、電極の刺入により惹起される炎症反応により数ヶ月単位で計測効率が低下する。信号が劣化しにくい電極の開発が進められているが、明確な解決策は見つかっていない状況である。

2. 皮質脳波

皮質脳波は脳表面に直接皿状電極をおいて計測される脳波であり、頭皮脳波に比較してノイズが少なく、高周波帯域まで計測できるという特徴がある。また脳実質への侵襲が比較的少なく、長期間にわたる信号安定性に優れている。

理研の藤井らはサルに硬膜下電極を約1年間にわたり埋め込んで実験を行った結果、皮質脳波で上肢の運動の三次元位置を電極留置期間中ずっと正確に推定できること、また一旦コンピュータに運動パターンを学習させると、再学習なしに半年にわたって正確な三次元位置推定ができることを明らかにした²⁷⁾。これは皮質脳波の長期安定性を示しており、臨床応用する上では最も重要な要素でもある。

海外の報告では、先述した一次元の位置が2004年に報告されて以降、皮質脳波の研究報告が増えている。その後二次元の位置推定が複数のグループから報告され²⁸⁾²⁹⁾、これを用いてカーソル制御ができたとの報告がある³⁰⁾。運動推定に関しては指のレベルでの判別が可能との報告がある³¹⁾。また通常の臨床で用いられる硬

膜下電極は、電極間隔は約 1 cm であるが、精度向上のためにこれを数 mm 程度に高密度化した microECoG 電極に関する報告もある³²⁾⁻³⁴⁾。

我々も皮質脳波を用いてBMIの研究に取り組んでおり、これまでに、中心溝内運動野の皮質脳波が運動内容推定に有用なことを明らかにし、 γ 帯域活動を用いたロボットハンドのリアルタイム制御に成功し、運動障害の程度が強くても運動イメージ時の γ 帯域活動を用いると運動内容推定が可能であることを明らかにしてきた。以下に我々の研究成果を概説する。

3. Support vector machine を用いた運動内容推定

難治性疼痛に対する運動野電気刺激療法の最適刺激部位同定や、難治性てんかんのてんかん焦点源同定のために硬膜下電極を2週間程度留置する場合がある。また難治性疼痛に対する運動野電気刺激療法において、より効果的疼痛緩和を目的として中心溝内に電極を留置する場合がある³⁵⁾。我々は施設内倫理委員会の承認を得て、これまでにこうした症例約20例を対象にして、留置した電極から上肢運動などの課題施行時の皮質脳波を計測し、BMIの研究を行ってきた。

運動企図や運動内容の推定を行うneural decoding(脳信号解読)はBMIの中心となる技術であり、種々の手法が報告されているが、我々はsupport vector machine(SVM)という機械学習の手法を中心に用いている。SVMは弁別を行う学習機械の1つで、弁別空間上に存在する複数個の群を弁別平面で分離する際に互いの距離が最大になるように重み係数を調整することにより高い弁別能を得ようとする手法である(図4)³⁶⁾。

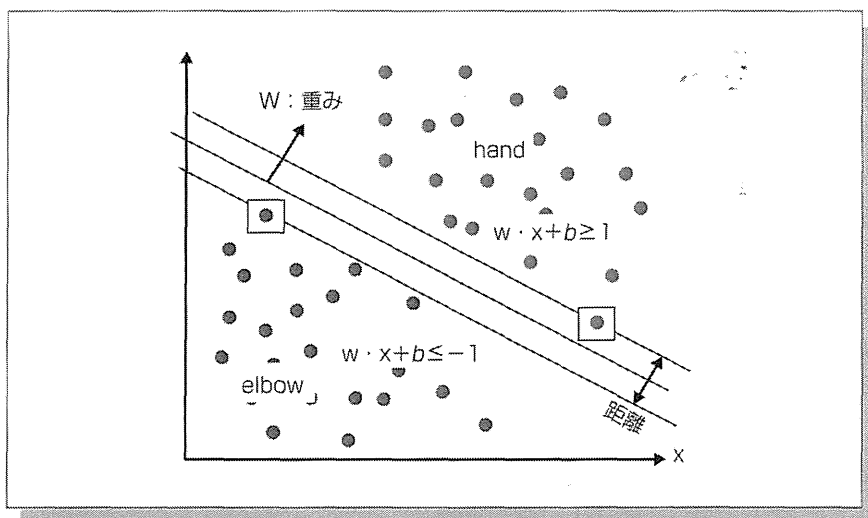


図4 Support vector machineの概念図

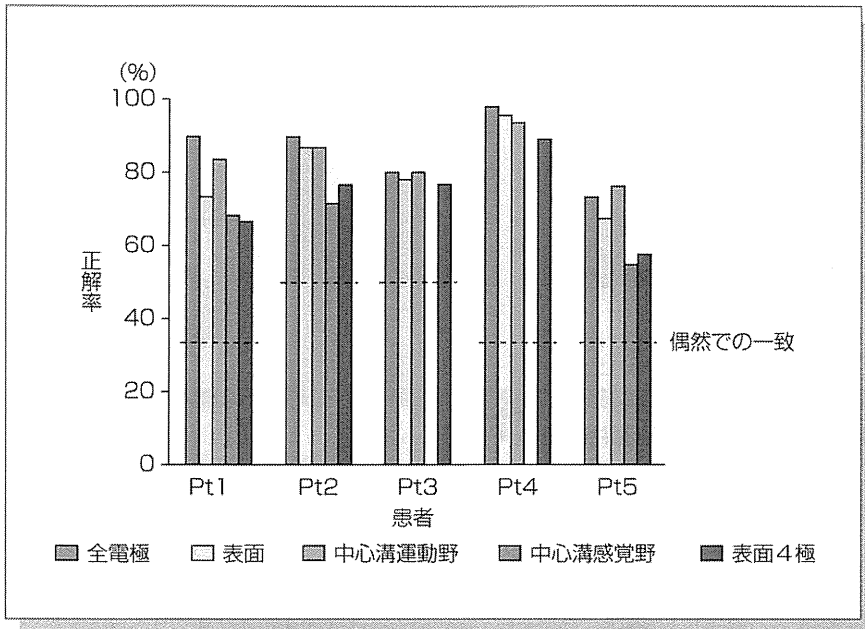


図5 運動内容推定における中心溝運動野の有用性

大脳における運動内容の最終出力部は一次運動野であるが、体性局在があり、ヒトでは一次運動野の大半は中心溝の中に存在すると考えられている。そこで中心溝内電極を用いて上肢運動時の皮質脳波を計測し、SVMを用いて運動内容推定を行った。その結果、中心溝前壁から記録した皮質脳波を用いると、他の部位よりも有意に高い正解率で運動内容推定ができることが明らかになった(図5)³⁷⁾。

またどの周波数帯域が運動内容推定に有用であるかを調べた。その結果、 γ 帯域(80~150Hz)のパワーが運動内容推定に有用であることが明らかになった³⁸⁾。さらに被験者の運動障害の有無によらず、 γ 帯域のパワーを用いると高い運動内容推定の正解率が得られることが明らかになった(図6)³⁹⁾。運動障害の強い症例では、握る、肘を曲げるという運動のイメージが明確にできる被験者では握る、肘を曲げるという2つの運動で、 γ 波活動の脳内分布に明確な違いが認められたが、運動イメージがしにくいと自覚している被験者では、 γ 波活動の脳内分布に有意な差を認めなかった。これは、被験者がどれくらい違う運動イメージを自覚してできるかということと、脳内で実際どれくらい違った活動パターンになっているかということが対応していることを示唆しており、脳機能の再構築に関する知見として興味深い。

さらに最近では、運動制御メカニズムに関する新しい知見を得ている。手の把握時に、運動野において運動開始前に γ 帯域活動の振幅が α 帯域活動の位相に同期し、運動開始直前に同期がはずれる現象(cross frequency coupling)を発見した

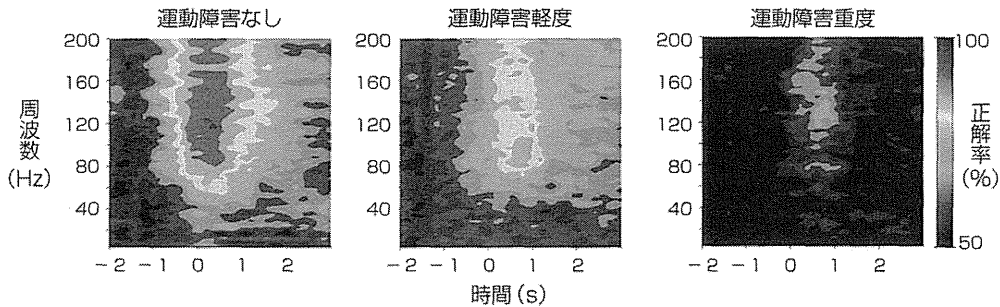


図6 運動障害の程度と運動内容推定正解率の関係

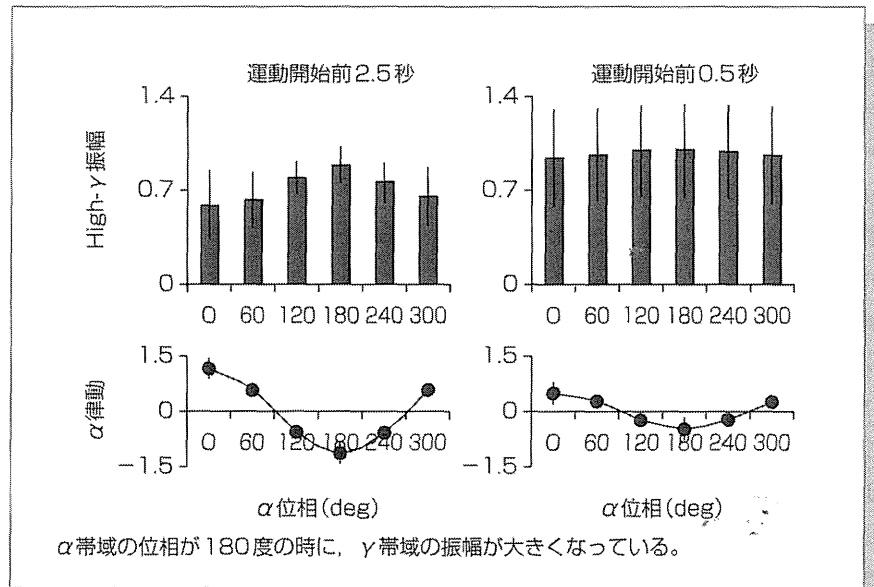


図7 運動野では運動前にγ帯域の振幅がα帯域の位相にカップリングする

(図7)⁴⁰⁾。手の把握において、この cross frequency couplingは運動開始や運動内容の制御に関わっていることを示唆する重要な知見といえる。

4. ロボットアームのリアルタイム制御

前項で述べた運動内容推定技術を応用して義手ロボットをリアルタイムに制御するシステムを開発した(図8)³⁹⁾。このシステムでは手の把握、つまむ、開くや肘の屈曲といった基本的な上肢の運動要素を各40回程度行い、これをSVMの学

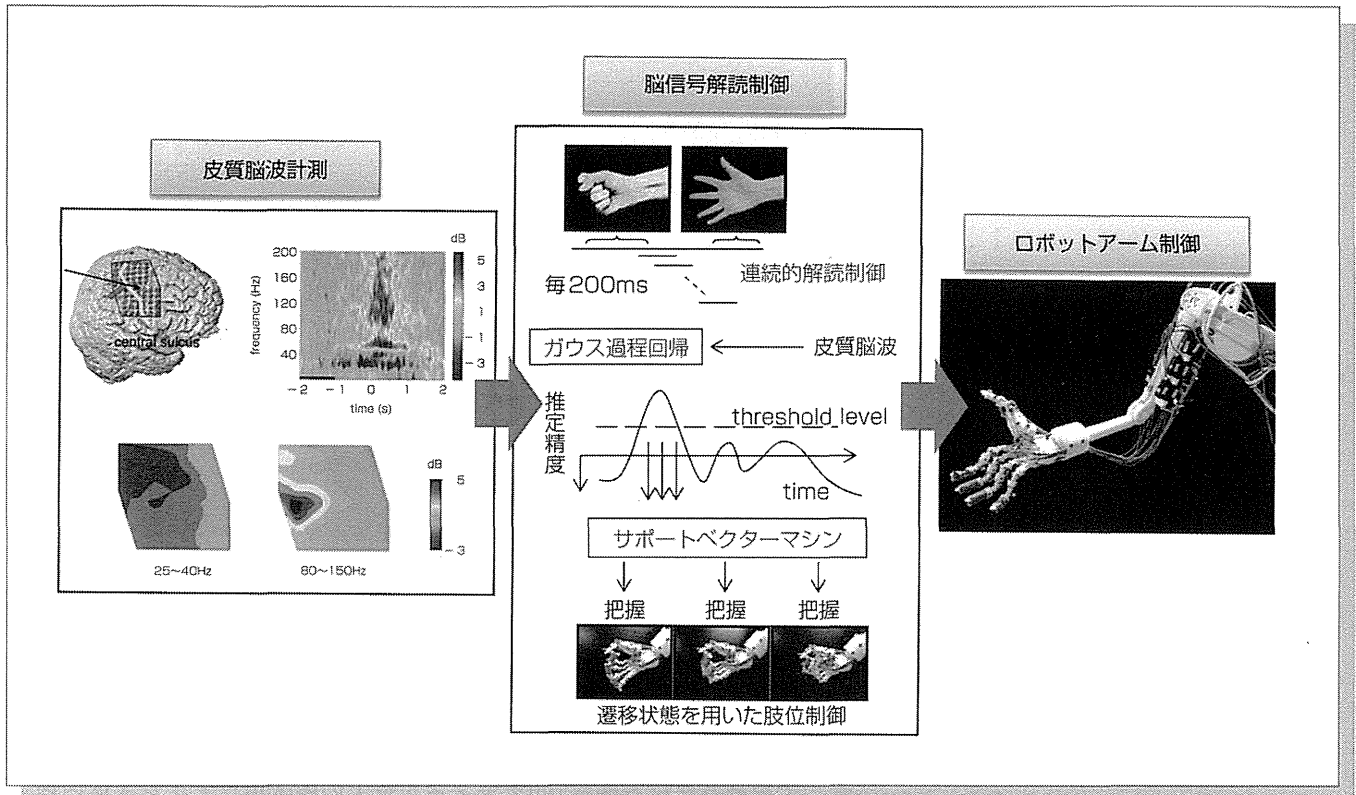


図8 リアルタイムロボットアーム制御

習データとしてパラメータ設定を行い、次にそのパラメータ設定を用いてリアルタイムに連続的な decoding と制御を行う。Gaussian process regression という手法を用いて計測した脳信号に対して運動推定がどの程度正確にできるかを随時評価し、運動推定が正確にできると評価された時に限り、SVMによる decoding を行うことにより、外乱ノイズに強い decoding ができるようにしている。さらにロボットアームの制御に遷移状態の概念を導入して、初期肢位から目的肢位に徐々に状態遷移させることによりスムーズな動作にすることができた。これらの結果、運動1回ごとの皮質脳波による運動の推定精度は60~80%でも、ロボラスな運動推定・ロボット制御法を導入することにより、手から肘までの制御や、物の把握や把握解除など実用的な動作ができるようになった(図9)。また、硬膜下電極を用いた皮質脳波計測は長期間安定していることが動物実験で明らかになっている。我々の臨床例では、約2週間という短期間の電極留置のため長期の安定性は検証困難であるが、初回の実験から4日後でも初回の設定パラメータを利用して、リアルタイムロボットアーム制御により、物体の把握・把握解除ができることを示せた。

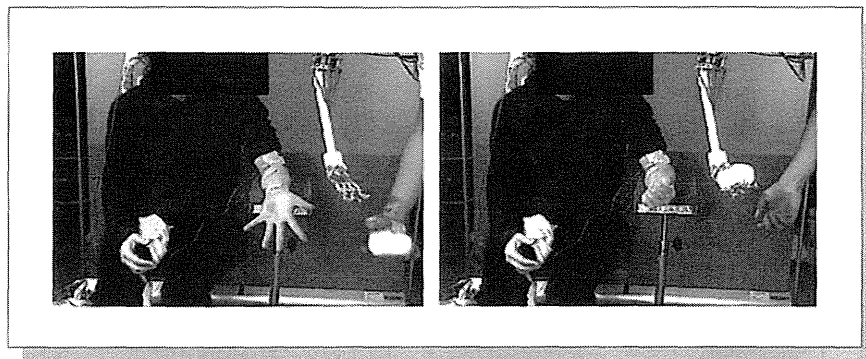


図9 リアルタイムロボットアーム制御の様子

5. ワイヤレス体内埋込装置の開発

臨床応用に際しては感染リスク低減のためにワイヤレス体内埋込化が必須であるが、BMIの臨床用ワイヤレス埋込装置はこれまでほとんど報告がない。Kennedyらのグループが報告している埋込装置は電極数2チャンネルであり⁴¹⁾、ブラウン大学のグループが開発中の装置も32チャンネルである⁴²⁾。動物実験やヒトでの有線でのロボットアーム制御では100チャンネルレベルのシステムを用いていることを考えると、これらの装置はスペック的に十分とはいえない面がある。

そこで現在我々は電極数100チャンネル以上の臨床用ワイヤレス体内埋込BMI装置の実用化を目指して現在開発を行っており、プロトタイプを試作した(図10)⁴³⁾。本装置は頭部装置と腹部装置からなる。頭部装置は、三次元高密度両面電極、128チャンネル集積化アンプとアンプを収納する人工頭蓋骨兼用頭部ケーシングからなる。腹部装置は、低電力消費型ワイヤレスLANデータ通信回路、非接触充電電源からなる。現在、その有用性や安全性を検証するために、動物実験を開始したところである。今後、実用化に向けて実験の質を上げて治験申請に向けた非臨床試験の実施を目指す。

三 今後の展望

国内外ならびに私どものBMI研究を紹介した。非侵襲BMIはリハビリテーション促進技術として、侵襲型BMIは体内埋込装置を用いた高性能の機能代替技術として、さらに研究を進め、臨床応用されることが期待される。また今後、再生医療の併用などにより、より効果的な機能再建技術となることが期待される。

ブレイン・マシン・インターフェース

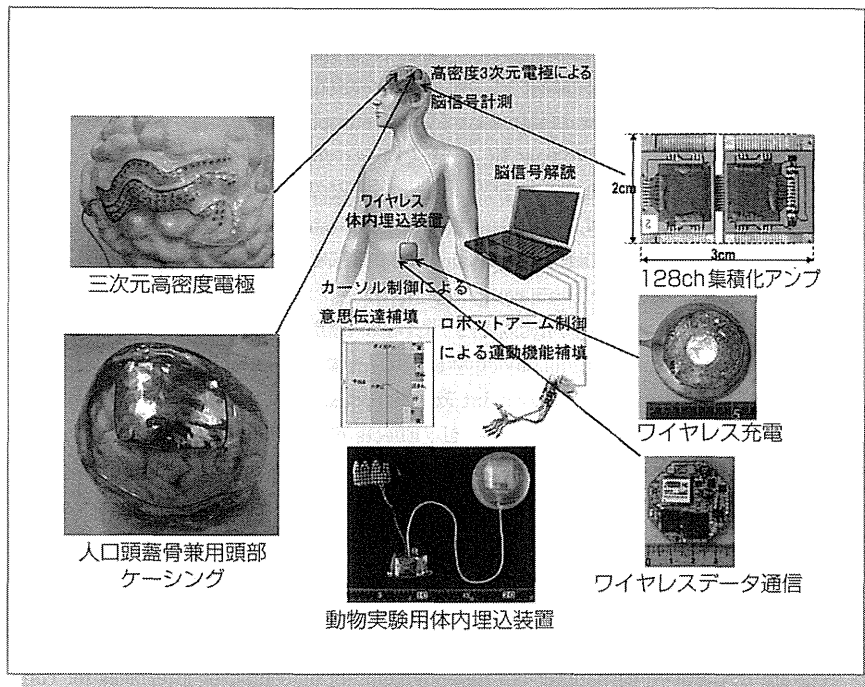


図10 ワイヤレス体内埋込装置

文献

- 1) Farwell LA, Donchin E : Talking off the top of your head : toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 70 : 510-523, 1988
- 2) Wolpaw JR, McFarland DJ, Neat GW, et al : An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 78 : 252-259, 1991
- 3) Chapin JK, Moxon KA, Markowitz RS, et al : Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. *Nat Neurosci* 2 : 664-670, 1999
- 4) Wessberg J, Stambaugh CR, Kralik JD, et al : Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates. *Nature* 408 : 361-365, 2000
- 5) Serruya MD, Hatsopoulos NG, Paninski L, et al : Instant neural control of a movement signal. *Nature* 416 : 141-142, 2002
- 6) Taylor DM, Tillery SI, Schwartz AB : Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices. *Science* 296 : 1829-1832, 2002
- 7) Georgopoulos AP, Kalaska JF, Caminiti R, et al : On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex. *J Neurosci* 2 : 1527-1537, 1982
- 8) Ojemann G, Ojemann J, Lettich E, et al : Cortical language localization in left, dominant hemisphere. An electrical stimulation mapping investigation in 117 patients. *J Neurosurg* 71 : 316-326, 1989

- 9) Levine SP, Huggins JE, BeMent SL, et al : Identification of electrocorticogram patterns as the basis for a direct brain interface. *J Clin Neurophysiol* **16** : 439-447, 1999
- 10) Huggins JE, Levine SP, BeMent SL, et al : Detection of event-related potentials for development of a direct brain interface. *J Clin Neurophysiol* **16** : 448-455, 1999
- 11) Leuthardt EC, Schalk G, Wolpaw JR, et al : A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans. *J Neural Eng* **1** : 63-71, 2004
- 12) Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, et al : Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol* **113** : 767-791, 2002
- 13) Birbaumer N, Cohen LG : Brain-computer interfaces : communication and restoration of movement in paralysis. *J Physiol* **579** : 621-636, 2007
- 14) Birbaumer N, Ramos Murguialday A, Weber C, et al : Neurofeedback and brain-computer interface clinical applications. *Int Rev Neurobiol* **86** : 107-117, 2009
- 15) Shindo K, Kawashima K, Ushiba J, et al : Effects of neurofeedback training with an electroencephalogram-based brain-computer interface for hand paralysis in patients with chronic stroke : a preliminary case series study. *J Rehabil Med* **43** : 951-957, 2011
- 16) Ikegami S, Takano K, Saeki N, et al : Operation of a P300-based brain-computer interface by individuals with cervical spinal cord injury. *Clin Neurophysiol* **122** : 991-996, 2011
- 17) Sitaram R, Caria A, Birbaumer N : Hemodynamic brain-computer interfaces for communication and rehabilitation. *Neural Netw* **22** : 1320-1328, 2009
- 18) Miyawaki Y, Uchida H, Yamashita O, et al : Visual image reconstruction from human brain activity using a combination of multiscale local image decoders. *Neuron* **60** : 915-929, 2008
- 19) Toda A, Imamizu H, Kawato M, et al : Reconstruction of two-dimensional movement trajectories from selected magnetoencephalography cortical currents by combined sparse Bayesian methods. *Neuroimage* **54** : 892-905, 2011
- 20) Sugata H, Goto T, Hirata M, et al : Movement-related neuromagnetic fields and performances of single trial classifications. *Neuroreport* **23** : 16-20, 2012
- 21) Sugata H, Goto T, Hirata M, et al : Neural decoding of unilateral upper limb movements using single trial MEG signals. *Brain Res* **1468** : 29-37, 2012
- 22) Shibata K, Watanabe T, Sasaki Y, et al : Perceptual learning incepted by decoded fMRI neurofeedback without stimulus presentation. *Science* **334** : 1413-1415, 2011
- 23) Velliste M, Perel S, Spalding MC, et al : Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature* **453** : 1098-1101, 2008
- 24) Hochberg LR, Serruya MD, Friehs GM, et al : Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature* **442** : 164-171, 2006
- 25) Hochberg LR, Bacher D, Jarosiewicz B, et al : Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm. *Nature* **485** : 372-375, 2012
- 26) Collinger JL, Wodlinger B, Downey JE, et al : High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia. *Lancet* 2012 Dec 13. pii : S0140-6736(12)61816-9. doi : 10.1016/S0140-6736(12)61816-9. (Epub ahead of print)
- 27) Chao ZC, Nagasaka Y, Fujii N : Long-term asynchronous decoding of arm motion using electrocorticographic signals in monkeys. *Front Neuroeng* **3** : 3, 2010

- 28) Schalk G, Kubánek J, Miller KJ, et al : Decoding two-dimensional movement trajectories using electrocorticographic signals in humans. *J Neural Eng* **4** : 264-275, 2007
- 29) Pistohl T, Ball T, Schulze-Bonhage A, et al : Prediction of arm movement trajectories from ECoG-recordings in humans. *J Neurosci Methods* **167** : 105-114, 2008
- 30) Schalk G, Miller KJ, Anderson NR, et al : Two-dimensional movement control using electrocorticographic signals in humans. *J Neural Eng* **5** : 75-84, 2008
- 31) Miller KJ, Zanos S, Fetz EE, et al : Decoupling the cortical power spectrum reveals real-time representation of individual finger movements in humans. *J Neurosci* **29** : 3132-3137, 2009
- 32) Wang W, Degenhart AD, Collinger JL, et al : Human motor cortical activity recorded with Micro-ECoG electrodes, during individual finger movements. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* **2009** : 586-589, 2009
- 33) Van Gompel JJ, Stead SM, Giannini C, et al : Phase I trial : safety and feasibility of intracranial electroencephalography using hybrid subdural electrodes containing macro- and microelectrode arrays. *Neurosurg Focus* **25** : E23, 2008
- 34) Kellis SS, House PA, Thomson KE, et al : Human neocortical electrical activity recorded on nonpenetrating microwire arrays : applicability for neuroprostheses. *Neurosurg Focus* **27** : E9, 2009
- 35) Hosomi K, Saitoh Y, Kishima H, et al : Electrical stimulation of primary motor cortex within the central sulcus for intractable neuropathic pain. *Clin Neurophysiol* **119** : 993-1001, 2008
- 36) Kamitani Y, Tong F : Decoding the visual and subjective contents of the human brain. *Nat Neurosci* **8** : 679-685, 2005
- 37) Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y, et al : Neural decoding using gyral and intrasulcal electrocorticograms. *Neuroimage* **45** : 1099-1106, 2009
- 38) Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y, et al : Real-time control of a prosthetic hand using human electrocorticography signals. *J Neurosurg* **114** : 1715-1722, 2011
- 39) Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y, et al : Electrocorticographic control of a prosthetic arm in paralyzed patients. *Ann Neurol* **71** : 353-361, 2012
- 40) Yanagisawa T, Yamashita O, Hirata M, et al : Regulation of motor representation by phase-amplitude coupling in the sensorimotor cortex. *J Neurosci* **32** : 15467-15475, 2012
- 41) Guenther FH, Brumberg JS, Wright EJ, et al : A wireless brain-machine interface for real-time speech synthesis. *PLoS One* **4** : e8218, 2009
- 42) Aceros J, Yin M, Borton DA, et al : A 32-channel fully implantable wireless neurosensor for simultaneous recording from two cortical regions. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* **2011** : 2300-2306, 2011
- 43) Hirata M, Matsushita K, Suzuki T, et al : A fully-implantable wireless system for human brain-machine interfaces using brain surface electrodes : W-HERBS. *IEICE Trans Commun* **E94-B** : 2448-2453, 2011

ブレイン・マシン・インターフェース

ひらた まさゆき よしみねとしき
平田雅之*・吉峰俊樹*

はじめに

ブレイン・マシン・インターフェース (brain machine interface, BMI) とは脳信号を計測してこれをコンピュータで解読して、脳活動の内容を推定し、外部機器を操作することにより、障害された機能を代行する技術である。重症の筋萎縮性側索硬化症や頸髄損傷などでは完全四肢麻痺、意思伝達障害による生活の質低下が著しい。こうした機能障害に対して BMI 技術を用いて機能補填を図ろうとする研究が盛んになりつつある。本稿では BMI について概説し、臨床検査とのかかわり、最近の話題について解説する。

■ BMI に用いられる脳信号

BMI に用いられる脳信号には表に挙げるように種々あり、その計測方法の侵襲性により侵襲型と非侵襲型に分けられる。侵襲型 BMI はさらに脳実質内へ微小な針電極を刺入する刺入電極を用いるものと、硬膜下電極から皮質脳波を計測する皮質脳波 BMI に分けられる。BMI の開発においてはこれらの脳信号の特徴をよく理解して、目的に応じて使い分け、活用することが重要である。

頭皮脳波は臨床検査項目にもなっている最も基本的な脳信号である。頭皮脳波は比較的容易に計測でき、非侵襲で時間的分解能が高いという利点があり、視覚誘発電位、P300 誘発電位、脳律動変化といった神経生理学的特徴量を利用して BMI の研究が行われてきた。しかし、頭皮脳波では脳脊髄液、頭蓋骨、頭皮な

どの介在組織のため、脳信号が減衰し、空間分解能も低下する。また高周波帯域の信号を計測することが困難である。そのため、達成されるレベルに現時点では限界があり、リハビリテーションへの応用などに活用を目指して研究が進められている。

脳卒中慢性期の運動麻痺の患者を対象とした研究では、麻痺側手の運動想起時の脳律動の変化がうまく出るよう視覚フィードバック効果を利用して訓練したのちに、その脳律動変化に基づいて BMI により手指電動装具を用いてリハビリを行ったところ、半数の患者で麻痺側手指進展筋活動がみられるようになったと報告しており¹⁾、今後リハビリ効果促進技術としての活用が期待される。

最近では、fMRI (functional MRI) や近赤外分光法などを用いて脳血流変化を BMI の信号として用いる研究も行われている。脳血流変化は脳機能発現に 4~5 秒遅れるためリアルタイム性に劣るが、非侵襲である点で優れている。fMRI や脳磁図は可搬性に問題があるが、空間分解能に優れており、主に研究用に用いられている。

これに対して刺入電極からは個々の神経細胞のスパイク活動や複数個の神経細胞の集合電位である local field potential (LFP) が計測される。上肢の運動野の神経細胞は、神経細胞ごとに反応しやすい運動方向 (directional tuning) があり、これを利用すると百個程度のスパイク活動を計測するだけで、サルを用いた実験でロボットアームの 3 次元リアルタイム制御ができることが報告され、注目された。最近ではヒトでのロボットアームのリアルタイム制御も報告されている。しかし、刺入電極は脳実質に対して侵襲性があり、電極の刺入により惹起される炎症反応により数か月単位で計測効率が低下する。信号が劣化しにくい電極の開発が進められているが、明確な解決策は見つ

表 BMI に用いられる脳信号とその特徴

	計測範囲	計測対象	空間分解能	時間分解能	時間遅れ	侵襲性	長期計測安定性	可搬性
fMRI	◎全脳	脳血流	○ 3~5 mm	× 4~5 秒	× 4~5 秒	◎なし	○高	×なし
NIRS	◎全域	脳血流	× 2 cm	× 4~5 秒	× 4~5 秒	◎なし	○高	○良
EEG	◎全域	脳活動	× 3~4 cm	○ 1 ms	◎なし	◎なし	○高	○良
MEG	◎全域	脳活動	△ 5~10 mm	◎ 0.1 ms	◎なし	◎なし	○高	×なし
ECoG	○ 10×10 cm ²	脳活動	○ 2~3 mm	◎ 0.1 ms	◎なし	△中	◎高	◎良
LFP	○ 5×5 mm ²	脳活動	○ 1 mm	◎ 0.1 ms 以下	◎なし	×高	△中	◎良
spike	○ 5×5 mm ²	脳活動	◎ 0.2 mm	◎ 0.1 ms 以下	◎なし	×高	×低	◎良

NIRS : near infra-red spectroscopy, EEG : electroencephalogram, MEG : magnetoencephalogram, ECoG : electrocorticogram.

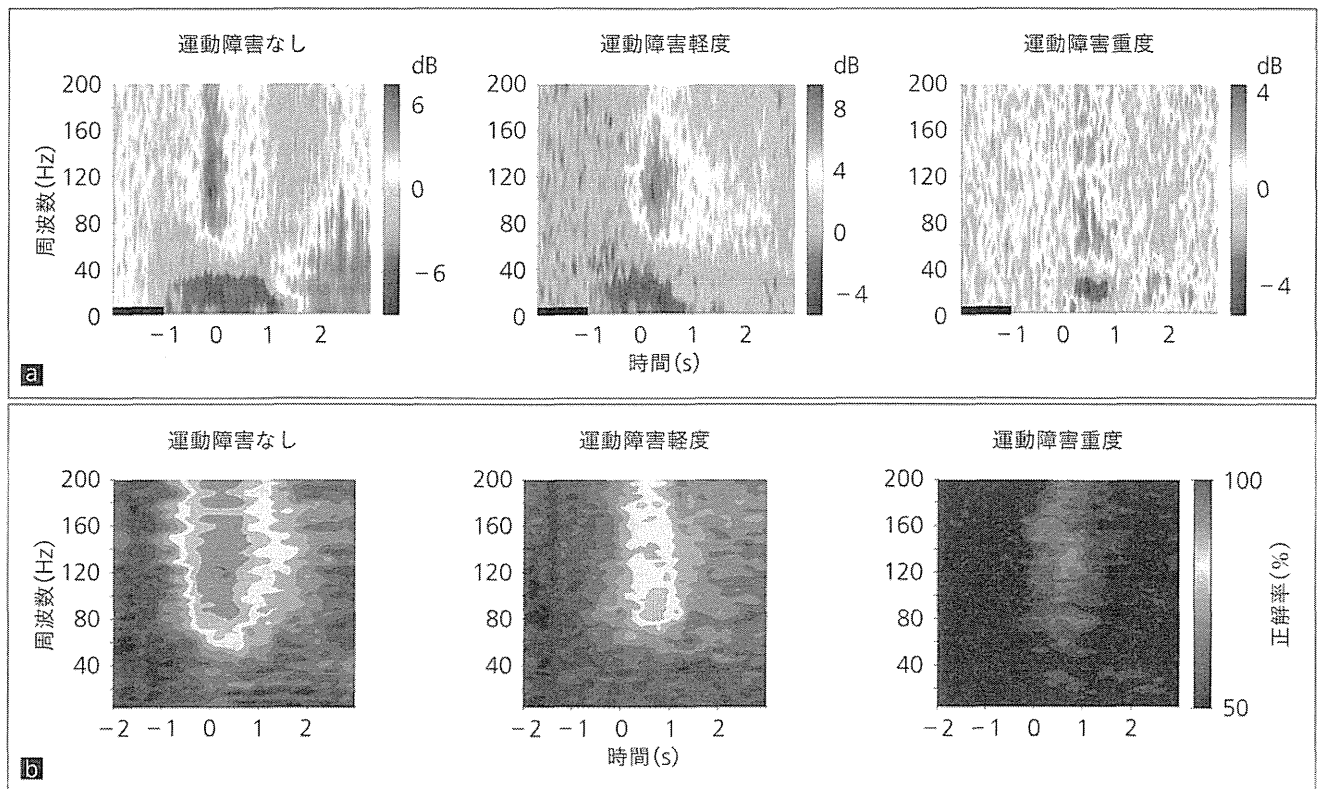


図1 運動時の皮質脳波の脳律動変化と信号解釈

a: 運動障害の程度と脳律動変化. 運動障害の程度によらず γ 活動を認める. b: 運動障害の程度と運動内容推定正解率. 運動障害の程度によらず γ 活動の部分で高い正解率が得られる.

かっていない状況である.

皮質脳波は脳表面に直接皿状電極をおいて計測される脳波であり、頭皮脳波に比較してノイズが少なく、高周波帯域まで計測できるという特徴がある. また脳実質への侵襲が比較的少なく、長期間にわたる信号安定性に優れている. 海外の報告では、運動推定に関しては指のレベルでの判別が可能との報告があり、運動制御に関しては2次元のカーソル制御ができたとの報告がある. 筆者らは皮質脳波を用いて、中心溝内運動野の有用性を明らかにし、ロボットハンドのリアルタイム制御に成功している. 以下にその研究成果を概説する.

■皮質脳波を用いた運動内容推定とロボットアームのリアルタイム制御

運動企図や運動内容の推定を行う脳信号解釈はBMIの中心となる技術であり、種々の手法が報告されているが、筆者らはsupport vector machine(SVM)という機械学習の手法を中心に用いている. SVMは弁別を行う学習機械の一つで、弁別空間上に存在する複数個の群を弁別平面で分離する際に互いの距離が最大になるように重み係数を調整することにより高い弁別能を得ようとする手法である²⁾.

大脳における運動内容の最終出力部は一次運動野で

あるが、体性局在があり、ヒトでは一次運動野の大半は中心溝の中に存在すると考えられている. 筆者らは中心溝内の運動野から直接脳信号を計測すれば、一次運動野の体性局在を最もよく反映した信号を効率よく計測でき、より精密な運動内容推定ができると考えた. そこでSVMを用いて上肢運動の運動内容推定を行った結果、中心溝前壁から記録した皮質脳波を用いると、他の部位よりも有意に高い正解率で運動内容推定ができることが明らかになった³⁾.

部位とともに、どのような神経生理学的特徴量が運動内容推定に有用かを明らかにすることも重要である. 最近、高周波帯域に運動情報が豊富に含まれているとの報告が増えている. そこで筆者らは皮質脳波のどの周波数帯域が運動内容推定に有用であるかを調べた. その結果、 γ 帯域(80~150 Hz)のパワーが運動内容推定に有用であることを明らかにした. さらに運動障害の強い症例では γ 帯域活動の強度は運動障害の強い症例より減弱しているものの(図1a)、運動障害の程度によらず γ 帯域のパワーを用いると高い運動内容推定の正解率が得られることが明らかになった(図1b). また実際に運動を行わなくとも、運動想起だけで明瞭な γ 帯域活動が生じ、これを用いて運動内容推定が可能であることを明らかにした⁴⁾.

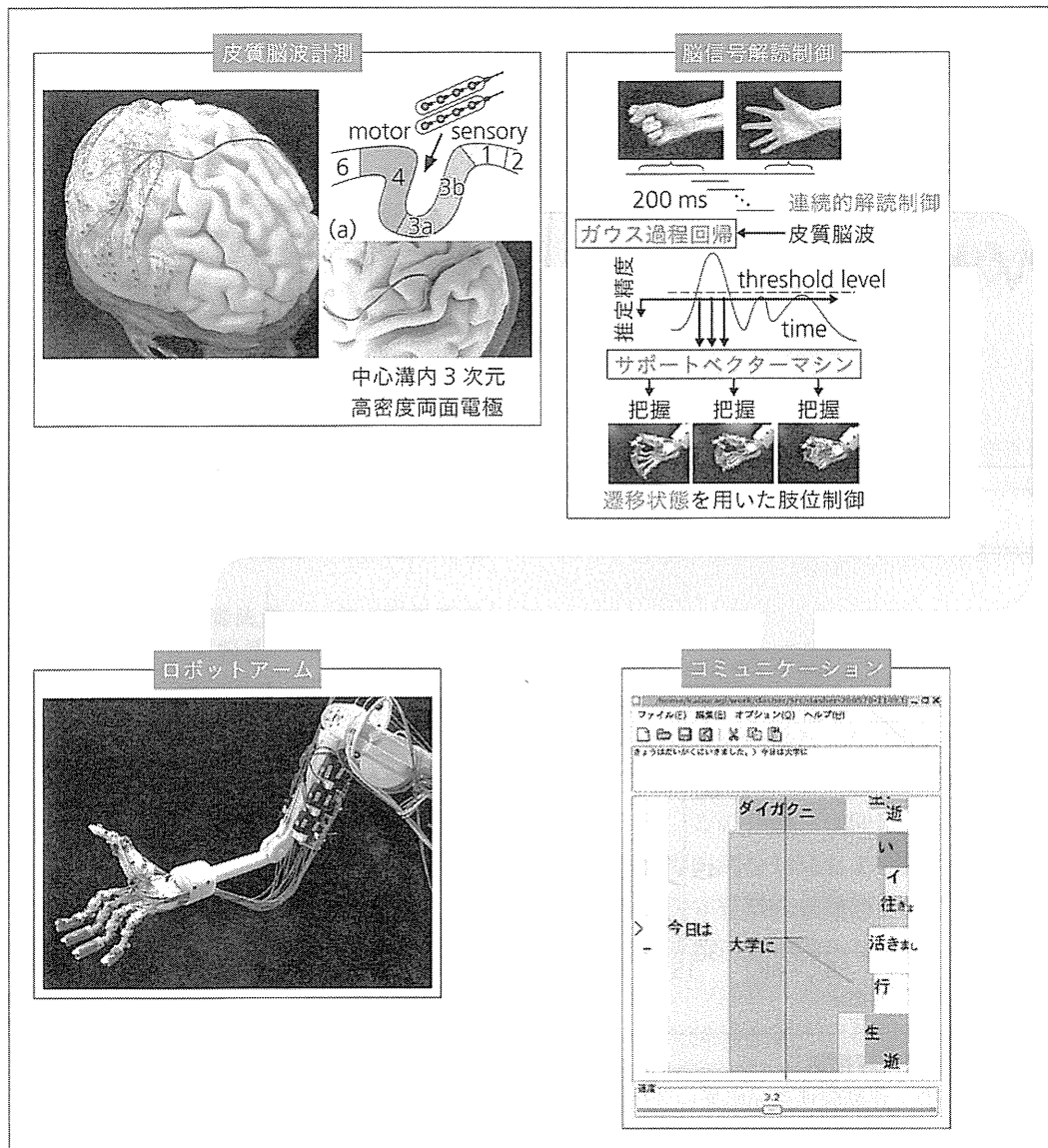


図2 皮質脳波BMIを用いたリアルタイム運動・コミュニケーション支援システム

次いで、こうした運動内容推定技術を応用してロボットアームをリアルタイムに制御するシステムを開発した(図2)。SVMとガウス過程回帰という手法を用いて運動内容を0.2秒ごとに推定しロボットアームをリアルタイムに制御する。これにより、手から肘までの制御や、物の把握や把握解除など実用的な動作ができつつある(図3)。

■脳磁図を用いた運動内容推定

侵襲型BMIは手術を必要とするため、臨床応用するに当たっては術前に治療適応を評価する臨床検査手法が必要となる。そこで筆者らは非侵襲ながら時間分解能・空間分解能ともに優れる脳磁図を用いて上肢運動1回ごとの運動内容推定を行った⁵⁾。健常被験者に運動課題として右上肢の握り、摘み、肘曲げの3種の運動を各60回ずつランダムに行わせた。その結果、運動側対側の頭頂部センサを中心に運動関連脳磁

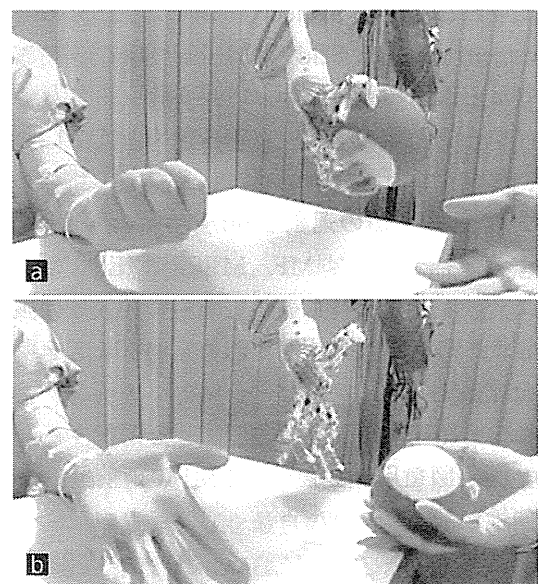


図3 リアルタイムロボット制御の様子
物体の把握(a)、把握解除(b)をしている様子を示す。

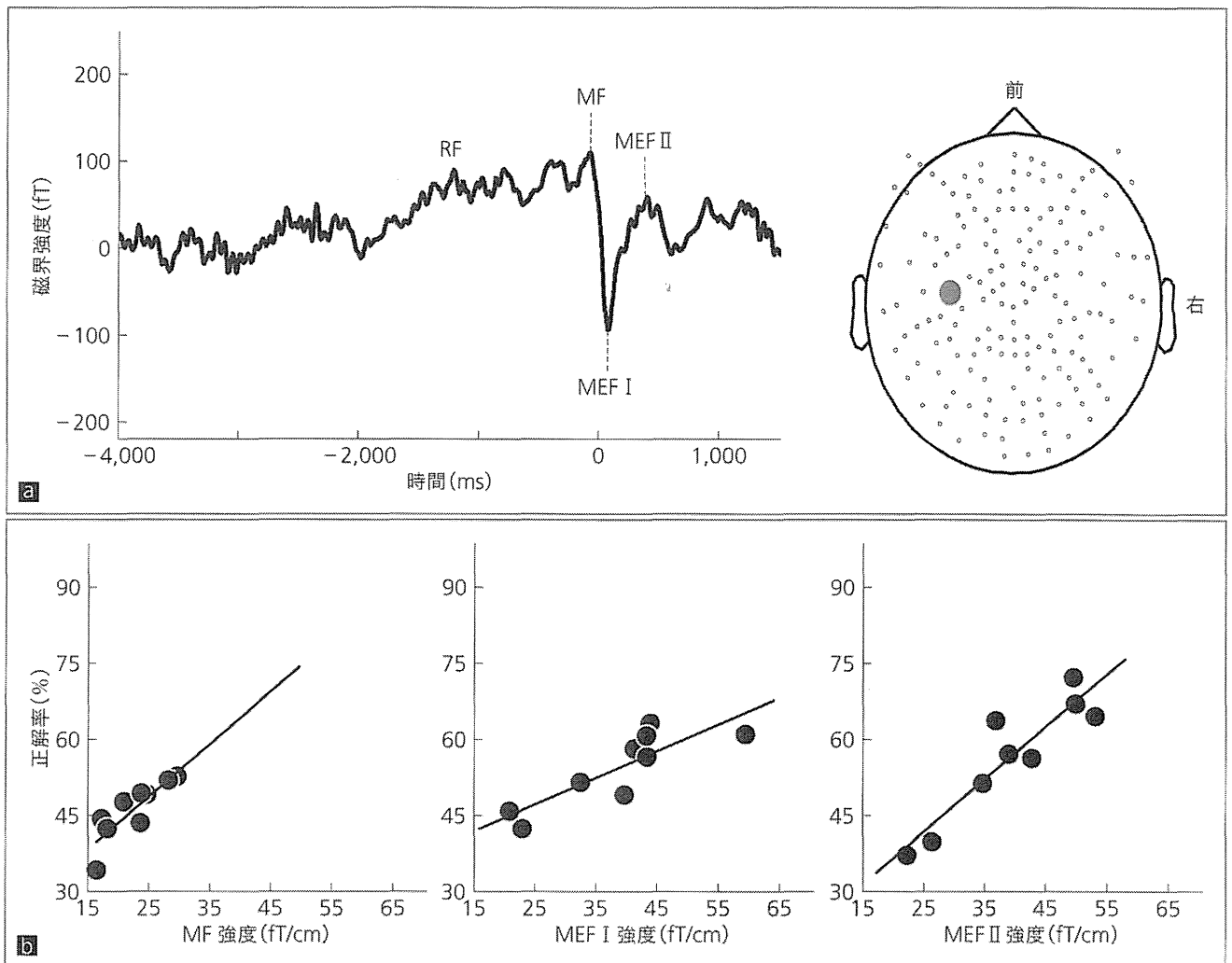


図4 脳磁図を用いた運動内容推定

a: 運動関連誘発磁界, b: 運動関連誘発磁界の強度と運動内容推定精度の関係。

界を認め、さらに運動準備磁界(readiness field, RF)、運動磁界(motor field, MF)、運動誘発磁界 I (movement evoked field I, MEF I) および運動誘発磁界 II (MEF II) の成分を認めた(図 4a)。これらの各成分のパワーを特徴量として SVM を用いて 1 回ごとの運動内容推定を行ったところ、皮質脳波と比較しうる程度の精度(3 種類の運動を 60~70% の精度)推定できた。その推定精度は MF, MEF I, MEF II の成分の潜時に一致して有意に上昇し、さらに各成分の強度と推定精度との間に正の相関が認められることを明らかにした(図 4b)。

これらの結果から運動関連脳磁界を解析することにより、脳磁図を用いて侵襲型 BMI の術前評価ができる可能性が示された。

おわりに

BMI 研究の現状を概説し、皮質脳波を用いた BMI について、主に筆者らの取り組みを紹介し、BMI の臨床検査とのかかわりについて随時説明した。BMI

に用いられる脳情報は神経生理学的臨床検査で用いられる脳波や誘発電位の特徴を応用したものが多く、また逆に筆者らは、皮質脳波でのロボット制御の成果を脳磁図での術前評価に応用している。その意味では BMI に限らず、臨床検査は治療と切れ目なくつながっているともいえる。そのような視点で臨床検査を捉え、常に臨床検査を治療に活用・応用していき、逆に治療で用いられているものを臨床検査に活用・応用する姿勢をもつことが臨床検査学のますますの発展につながるものと考えられる。

謝辞

本稿で紹介した研究の遂行にあたっては、大阪大学脳神経外科の菅田陽怜先生、柳澤琢史先生、松下光二郎先生、貴島晴彦先生、齋藤洋一先生、吉峰俊樹先生、ATR 脳情報研究所の川人光男先生、神谷之康先生、東京大学情報学環の横井浩史先生、慶應義塾大学理工学部の牛場潤一先生をはじめとする多くの先生方にご協力いただいております。

す。ここに感謝いたします。本研究は文部科学省脳科学研究戦略推進プログラム 課題A「ブレイン・マシン・インターフェース(BMI)の開発」ならびに厚生労働省の厚生労働科学研究費補助金 医療技術実用化総合研究事業により行われています。

文献

- 1) 牛場潤一：ブレイン・マシン・インターフェースによる脳卒中片麻痺上肢のリハビリテーション。認知神経科学 14：43-49, 2012
- 2) 神谷之康：脳から心を読む方法。「脳を活かす」研究会(編)：ブレイン・デコーディング。オーム社、pp2-22, 2007
- 3) 平田雅之、柳澤琢史、齋藤洋一、他：ブレイン・マシン・インターフェースの臨床応用：皮質脳波を用いた運動機能再建。脳 21 11：187-192, 2008
- 4) 柳澤琢史、平田雅之、齋藤洋一、他：麻痺患者における感覚運動野皮質脳波の変化とBMIへの応用。認知神経科学 13：255-260, 2012
- 5) 菅田陽怜、後藤哲、平田雅之、他：脳磁図を用いた実運動および運動イメージの復号化。臨床神経学(in press)

(* 大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科学)
☎565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-2

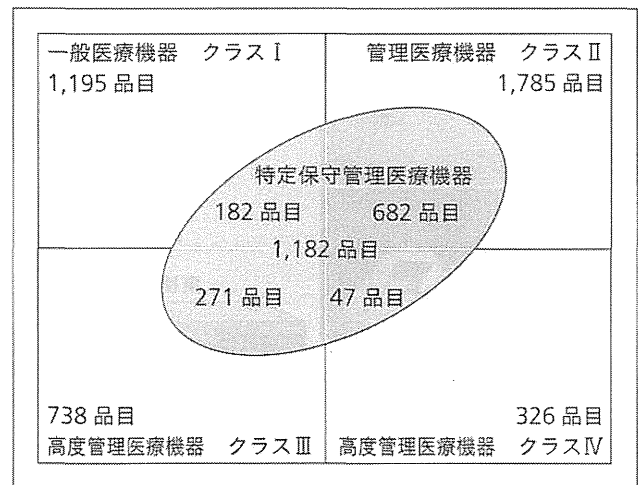


図1 医療機器の薬事法上の分類

リスク分類にかかわらず、特定保守管理医療機器が設定されている。

えるリスクに応じた安全対策を講ずることを目的として、高度管理医療機器(クラスIII/IV)、管理医療機器(クラスII)、一般医療機器(クラスI)に分類されている。また、この分類とは別に、保守点検、修理その他の管理に専門的な知識および技能を必要とする医療機器を特定保守管理医療機器としている(図1)。さらに、特定保守管理医療機器のなかには、設置に当たって、保険衛生上の危害の発生を防止するため、組み立てにかかわる管理が必要となる設置管理医療機器がある。

2. 医療機関の取り組み

医療機器は、事故や過誤を未然に防ぐために、その性能と安全性を保持しなければならない。そのためには、医療機器を適正に保守管理する必要がある。しかし、医療機器の保守管理は、医療機関にとっては多額の費用を要するため、積極的に取り組んでいない状況にある。また、管理に要する人的資源においても不十分であり、課題を抱えているところである。人的資源に至っては、医療機器の保守管理に精通する人材の育成が必要となっている。

これまで、医療機器は、病棟や診療部・科ごとに管理されてきたが、医療法の改正以降、医療機器の集中管理を推進する流れとなっている。

医療機器の集中管理は、機器情報の一元化や機器の保有数の適正化、院内保守によるダウンタイムの縮減により、効率的かつ経済的な運用を可能にする。また、機器の性能、精度を最良の状態に維持し、医療の質と安全性の向上にもつながる。しかし、医療機関には、臨床工学技士が扱う医療機器の他にも、臨床検査機器、診療放射線機器、理学療法機器、歯科診療機器などが多数存在する。そのため、医療機器の管理に

医療機器の集中管理

いわどう すずむ
岩藤 晋*

医療機器の集中管理の現状

1. 医療機器の安全管理

2007年の医療法の改正では、医療機関に対して、良質な医療を提供する体制の確保が求められ、「医療機器に係る安全確保のための体制の確保」が義務化された。各医療機関に対しては、医療機器に関する十分な知識を有する医療機器安全管理責任者を配置し、①従事者に対する医療機器の安全使用のための研修の実施、②医療機器の保守点検に関する計画の策定および保守点検の適切な実施、③医療機器の安全使用のために必要となる情報の収集その他の医療機器の安全使用を目的とした改善のための方策の実施、が求められた。

医療機器は、薬事法において「人若しくは動物の疾病の診断、治療若しくは予防に使用されること、又は人若しくは動物の身体の構造若しくは機能に影響を及ぼすことが目的とされている機械器具などであって、政令で定めるもの」とされている。そして、人体に与

ブレイン・マシン・インターフェースの基礎と臨床応用

平田 雅之¹⁾, 柳澤 琢史¹⁾, 松下 光次郎¹⁾, 菅田 陽恰¹⁾, モリス シェイン¹⁾, 神谷 之康²⁾,
鈴木 隆文³⁾, 吉田 毅⁴⁾, 佐藤 文博⁵⁾, 森脇 崇¹⁾⁶⁾, 梅垣 昌士¹⁾⁶⁾, 齋藤 洋一¹⁾,
貴島 晴彦¹⁾, 影山 悠¹⁾, 川人 光男²⁾, 吉峰 俊樹¹⁾⁶⁾

1) 大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科学, 2) ATR 脳情報通信総合研究所, 3) 情報通信研究機構, 4) 広島大学大学院先端物質科学研究科, 5) 東北大学大学院医工学研究科, 6) 大阪大学医学部附属病院未来医療センター

Brain-Machine Interfaces : Principles and Clinical Application

Masayuki Hirata, M.D.¹⁾, Takufumi Yanagisawa, M.D.¹⁾, Kojiro Matsushita, Ph.D.¹⁾,
Hisato Sugata, Ph.D.¹⁾, Morris Shayne, M.D.¹⁾, Yukiyasu Kamitani, Ph.D.²⁾, Takafumi Suzuki, Ph.D.³⁾,
Tsuyoshi Yoshida, Ph.D.⁴⁾, Fumihiro Sato, Ph.D.⁵⁾, Takashi Moriwaki, M.D.¹⁾⁶⁾,
Masashi Umegaki, M.D.¹⁾⁶⁾, Youichi Saitoh, M.D.¹⁾, Haruhiko Kishima, M.D.¹⁾, Yu Kageyama, M.D.¹⁾,
Mitsuo Kuawato, Ph.D.²⁾, and Toshiki Yoshimine, M.D.¹⁾⁶⁾

1) Department of Neurosurgery, Osaka University Medical School, 2) ATR Brain Information Communication Research Laboratory Group, 3) National Institute of Information and Communications Technology, 4) Graduate School of Advanced Sciences of Matter, Hiroshima University, 5) Group of Electrical Engineering, Communication Engineering, Electronic Engineering, and Information Engineering, Tohoku University, 6) Medical Center for Translational Research, Osaka University Medical School

The brain-machine interface (BMI) enables us to control machines and to communicate with others, not with the use of input devices, but through the direct use of brain signals.

BMIs are classified into two types: the invasive type, which uses intracranial electrodes, and the noninvasive type, which uses skin electrodes or near infrared spectroscopy. The invasive type is further subdivided into two subtypes: a less invasive type, which uses brain surface electrodes and a highly invasive type, which uses needle microelectrodes.

Noninvasive BMIs are promising for neurorehabilitation, while invasive BMIs are promising for use as neural prostheses for severely disabled people.

The highly invasive type is characterized by high performance utilizing its detailed neural information, while the less invasive type is characterized by high feasibility for clinical application based on long-term stability.

A fully-implantable wireless system is indispensable for the clinical application of invasive BMIs as it not only reduces the risk of infection but it also contributes to improving convenience.

(Received October 29, 2012; accepted November 1, 2012)

Key words : brain machine interface, neural decoding, implant, functional restoration

Jpn J Neurosurg (Tokyo) 22 : 192-199, 2013

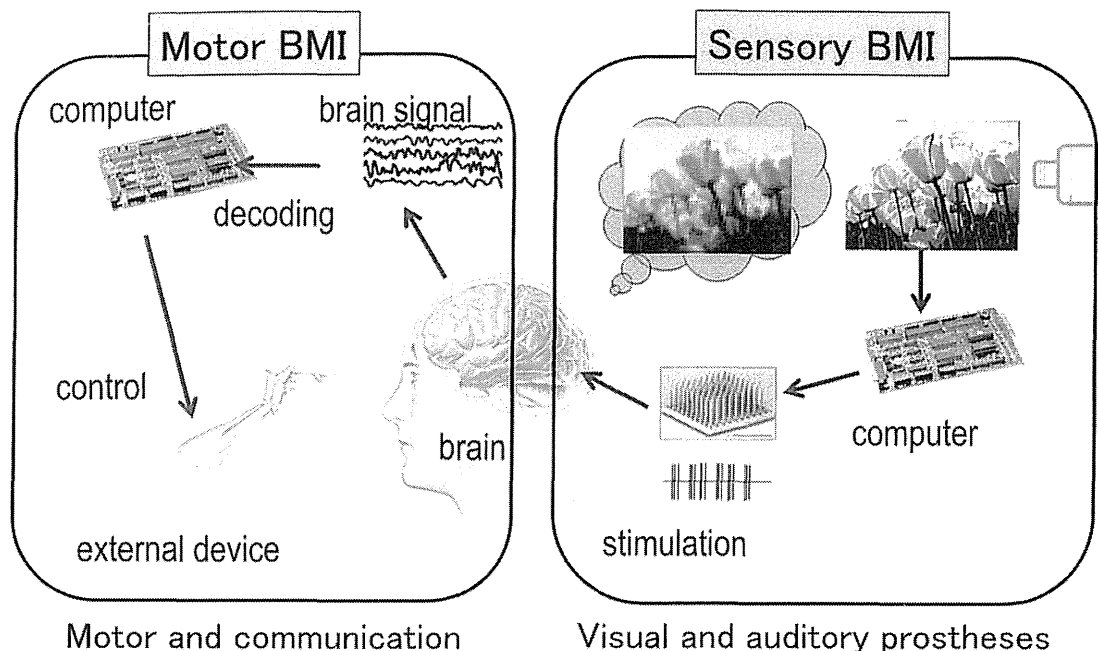
はじめに

Brain-machine interface (BMI) とは脳とコンピュータ

の間で信号をやりとりして外部機器を操作したり, 感覚情報を得たりする技術である. 本稿では BMI の基本的事項と臨床応用へ向けた取り組みの現状を概説する.

連絡先: 平田雅之, 〒565-0871 吹田市山田丘 2-2 大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科学

Address reprint requests to: Masayuki Hirata, M.D., Department of Neurosurgery, Osaka University Medical School, 2-2 Yamadaoka, Suita-shi, Osaka 565-0871, Japan



Cognitive BMI

Fig. 1 Motor BMI and sensory BMI

BMI の分類

BMI は出力型 BMI と入力型 BMI に分けられる。出力型 BMI は脳信号を計測してこれをコンピュータで解読 (decoding) して、脳信号の意味するところ、すなわち脳機能の内容を推定し、外部機器を操作することにより、失われた神経機能を代行させる (Fig. 1)。運動やコミュニケーション機能を支援する BMI がこれに相当し、筋萎縮性側索硬化症 (ALS)、脊髄損傷や脳卒中後の運動麻痺をはじめとする脳機能障害患者に対して、出力型 BMI を用いて機能補填を図ろうとする研究が盛んになりつつある。一方入力型 BMI ではセンサで取得した外界の情報をコンピュータで適切な信号に変換して脳を刺激することにより、感覚情報を得る。聴性脳幹インプラントや人工視覚がこれにあたり、聴性脳幹インプラントは少数ながらすでに臨床で用いられている。出力型 BMI と入力型 BMI のほかに、認知型 BMI という分類もできており、認知内容を解読して意思疎通等の支援に応用が期待されている。

出力型 BMI は侵襲性の観点から侵襲型 BMI と非侵襲型 BMI に分けられる (Fig. 2)。非侵襲型 BMI は脳波や functional MRI, 近赤外分光法を用いて非侵襲的に脳信号

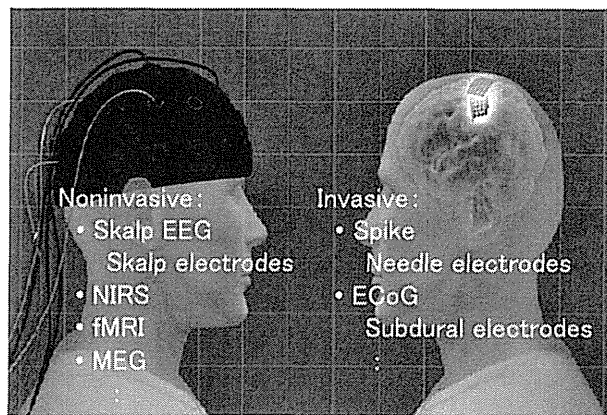


Fig. 2 Noninvasive BMI and invasive BMI

を計測するのに対して、侵襲型 BMI は頭蓋内電極を用いるため侵襲性を伴う。侵襲型 BMI は、脳表電極を用いて皮質脳波を測定する低侵襲型と、微小針電極を用いて神経発火活動を測定する高侵襲型に分けられる。

BMI に用いられる脳信号

BMI に用いられる脳信号には Table 1 に挙げるように種々あり、その計測方法の侵襲性により侵襲型と非侵襲

Table 1 Brain signals used for BMIs

	Measured physiological phenomena	Spatial coverage	Spatial resolution	Temporal resolution	Time delay	Invasiveness	Long term recording stability	Portability
fMRI	CBF	whole brain	○ 3-5 mm	× 4-5s	× 4-5S	◎	○	×
NIRS	CBF	cortex	× 2 cm	× 4-5s	× 4-5S	◎	○	○
EEG	Neural activities	whole brain	× 3-4 cm	○ 1 ms	◎ 0	◎	○	○
MEG	Neural activities	cortex	△ 5-10 mm	◎ 0.1 ms	◎ 0	◎	○	×
ECoG	Neural activities	100 cm ²	○ 2-3 mm	◎ 0.1 ms	◎ 0	△	◎	◎
LFP	Neural activities	1 cm ²	○ 1 mm	◎ <0.1 ms	◎ 0	×	△	◎
spike	Neuronal activities	1 cm ²	◎ 0.2 mm	◎ <0.1 ms	◎ 0	×	×	◎

型に分けられる。侵襲型 BMI はさらに脳実質内へ微小な針電極を刺入する刺入電極を用いるものと、硬膜下電極から皮質脳波を計測する皮質脳波 BMI に分けられる。BMI の開発においてはこれらの脳信号の特徴をよく理解して、目的に応じて使い分け、活用することが重要である。

頭皮脳波は臨床検査項目にもなっている最も基本的な脳信号である。頭皮脳波は比較的容易に計測でき、非侵襲で時間的分解能が高いという利点があり、視覚誘発電位、P300 誘発電位、脳律動変化といった神経生理学的特徴量を利用して BMI の研究が行われてきた¹²⁾。しかし、頭皮脳波では脳脊髄液、頭蓋骨、頭皮等の介在組織のため、脳信号が減衰し、空間分解能も低下する。また高周波帯域の信号を計測することが困難である。そのため、達成されるレベルに現時点では限界があり、リハビリテーションへの応用などに活用することを目指して研究が進められている。脳卒中慢性期の運動麻痺の患者を対象とした研究では、麻痺側手の運動想起時の脳律動の変化がうまく出るよう視覚フィードバック効果を利用して訓練したのちに、その脳律動変化に基づいて BMI により手指電動装具を用いてリハビリを行ったところ、半数の患者で麻痺側手指伸展筋活動がみられるようになったと報告されており⁹⁾、今後リハビリ効果促進技術としての活用が期待される。

最近では、fMRI や近赤外分光法等を用いて脳血流変化を BMI の信号として用いる研究も行われている。脳血流変化は脳機能発現に 4~5 秒遅れるためリアルタイム性に劣るが、非侵襲である点で優れている。fMRI や脳磁図は可搬性に問題があるが、空間分解能に優れており、これまでは主に研究用に用いられてきたが、今後はニュー

ロリハビリテーション等への応用も期待される⁸⁾。

これに対して刺入電極からは個々の神経細胞のスパイク活動や複数個の神経細胞の集合電位である local field potential (LFP) が計測される。上肢の運動野の神経細胞は、神経細胞ごとに反応しやすい運動方向 (directional tuning) があり、これを利用すると 100 個程度のスパイク活動を計測するだけで、サルを用いた実験でロボットアームの 3 次元リアルタイム制御ができることが報告され¹¹⁾、注目された。最近ではヒトでのロボットアームのリアルタイム制御も報告されている⁴⁾。しかし、刺入電極は脳実質に対して侵襲性があり、電極の刺入により惹起される炎症反応により数カ月単位で計測効率が低下する。信号が劣化しにくい電極の開発が進められているが、明確な解決策は見つかっていない状況である。

皮質脳波は脳表面に直接皿状電極を置いて計測される脳波であり、頭皮脳波に比較してノイズが少なく、高周波帯域まで計測できるという特徴がある。また脳実質への侵襲が比較的少なく、長期間にわたる信号安定性に優れている¹⁾。海外の報告では、運動推定に関しては指のレベルでの判別が可能との報告があり、運動制御に関しては 2 次元のカーソル制御ができたとの報告がある⁷⁾。われわれは皮質脳波を用いて、中心溝内運動野の有用性を明らかにし、ロボットアームのリアルタイム制御に成功している。以下にその研究成果を概説する。

Support vector machine を用いた運動内容推定

難治性疼痛に対する運動野電気刺激療法の最適刺激部位同定や、難治性てんかんのてんかん焦点源同定のため

に硬膜下電極を2週間程度留置する場合がある。また難治性疼痛に対する運動野電気刺激療法において、より効果的な疼痛緩和を目的として中心溝内に電極を留置する場合がある⁵⁾。われわれは施設内倫理委員会の承認を得て、これまでにこうした症例約20例を対象にして、留置した電極から上肢運動等の課題施行時の皮質脳波を計測し、BMIの研究を行ってきた。

運動企図や運動内容の推定を行う neural decoding (脳信号解読) は BMI の中心となる技術であり、種々の手法が報告されているが、われわれは support vector machine (SVM) という機械学習の手法を中心に用いている。SVM は弁別を行う学習機械の一つで、弁別空間上に存在する複数の群を弁別平面で分離する際に互いの距離が最大になるように重み係数を調整することにより高い弁別能を得ようとする手法である⁶⁾。

大脳における運動内容の最終出力部は一次運動野であるが、体性局在があり、ヒトでは一次運動野の大半は中心溝の中に存在すると考えられている。そこで中心溝内電極を用いて上肢運動時の皮質脳波を計測し、SVM を用いて運動内容推定を行った。その結果、中心溝前壁から記録した皮質脳波を用いると、他の部位よりも有意に高い正解率で運動内容推定ができることが明らかになった¹⁴⁾。

またどの周波数帯域が運動内容推定に有用であるかを調べた。その結果、 γ 帯域 (80~150 Hz) のパワーが運動内容推定に有用であることが明らかになった¹³⁾。さらに被験者の運動障害の有無によらず、 γ 帯域のパワーを用いると高い運動内容推定の正解率が得られることが明らかになった¹⁵⁾。運動障害の強い症例では、握る、肘を曲げるという運動のイメージが明確にできる被験者では、握る、肘を曲げるという2つの運動で γ 波活動の脳内分布に明確な違いが認められたが、運動イメージがしにくいと自覚している被験者では、 γ 波活動の脳内分布に有意な差を認めなかった。これは、被験者がどれくらい違う運動イメージを自覚してできるかということと、脳内で実際どれくらい違った活動パターンになっているかということが、対応していることを示唆しており、脳機能の再構築に関する知見として興味深い。

ロボットアームのリアルタイム制御

前項で述べた運動内容推定技術を応用して義手ロボットをリアルタイムに制御するシステムを開発した (Fig. 3)¹⁵⁾。

このシステムでは手の把握、つまむ、開くや肘の屈曲

といった基本的な上肢の運動要素を各40回程度行い、これを SVM の学習データとしてパラメータ設定を行い、次にそのパラメータ設定を用いてリアルタイムに連続的な decoding と制御を行う。Gaussian process regression という手法を用いて計測した脳信号に対して運動推定がどの程度正確にできるかを随時評価し、運動推定が正確にできると評価された時に限り、SVM による decoding を行うことにより、外乱ノイズに強い decoding ができるようにしている (Fig. 3)¹⁵⁾。さらにロボットアームの制御に遷移状態の概念を導入して、初期肢位から目的肢位に徐々に状態遷移させることによりスムーズな動作にすることができた。これらの結果、運動1回ごとの皮質脳波による運動の推定精度は60~80%でも、ロバストな運動推定・ロボット制御法を導入することにより、手から肘までの制御や、物の把握や把握解除など実用的な動作ができるようになった (Fig. 4)¹⁵⁾。また、硬膜下電極を用いた皮質脳波計測は長期間安定していることが動物実験で明らかになっている。われわれの臨床例でも約2週間という短期間の電極留置のため長期の安定性は検証困難であるが、初回の実験から4日後でも初回の設定パラメータを利用して、リアルタイムロボットアーム制御により、物体の把握・把握解除ができることを示せた¹⁵⁾。

重症 ALS 患者を対象とした有線型 BMI システムの臨床研究計画

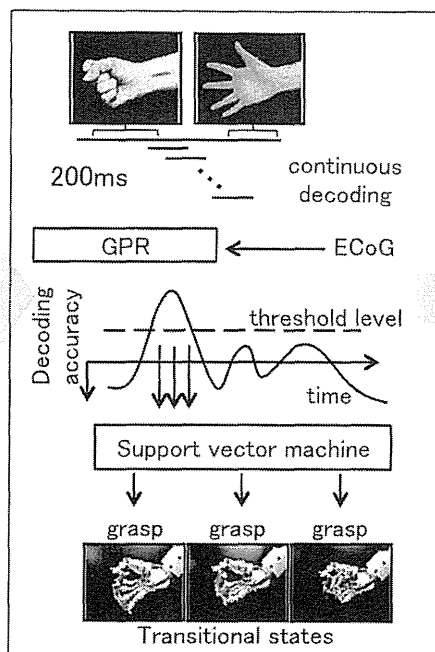
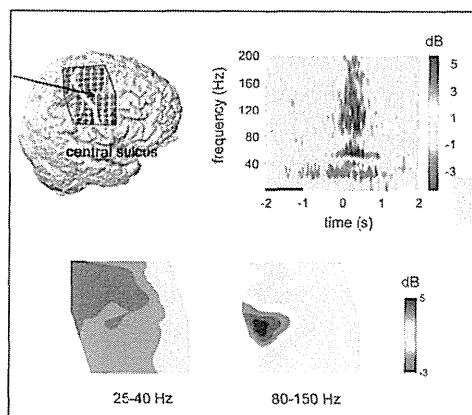
難治性疼痛や難治性てんかんの患者を対象とした臨床研究の成果を踏まえて、重症 ALS 患者3名を対象として3次元高密度電極を3週間留置して有線型 BMI システムの安全性と有効性を検証する臨床試験を計画し、慎重かつ厳密な学内倫理審査を経て、承認された。これまでの研究が難治性疼痛や難治性てんかんの治療目的で硬膜下電極を留置した患者を被験者としてきたのに対して、この臨床研究では将来的に本 BMI システムの治療対象となる疾患の患者を対象としている点で、BMI の臨床応用に向けて新たな段階に進む研究として意義が大きい。

ワイヤレス体内埋込装置の開発

臨床応用に際しては感染リスク低減のためにワイヤレス体内埋込化が必須であるが、BMI の臨床用ワイヤレス埋込装置はこれまでほとんど報告がない。Kennedy らのグループ²⁾が報告している埋込装置は電極数2チャンネル

Neural decoding and control

ECoG recordings and analyses



Robot arm

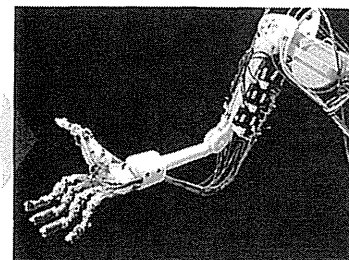


Fig. 3 A real-time BMI system for robotic arm control



Fig. 4 Real-time control of a robotic arm

The subject voluntarily controlled grasping (right) and hand-opening (left) of the robotic arm in real time.

ルであり、ブラウン大学のグループが開発中の装置も 16 チャンネルである (<http://nurmikko.engin.brown.edu/?q=node/1>)。動物実験やヒトでの有線でのロボットアーム制御では 100 チャンネルレベルのシステムを用いていることを考えると、これらの装置はスペック的に十分とはいいいにくい面がある。

そこで現在われわれは電極数 100 チャンネル以上の臨床用ワイヤレス体内埋込 BMI 装置の実用化を目指して開発を行っており、プロトタイプを試作した (Fig.

5)³⁾。本装置は頭部装置と腹部装置からなる。頭部装置は、3 次元高密度両面電極、128 チャンネル集積化アンプとアンプを収納する人工頭蓋骨兼用頭部ケーシングからなる。腹部装置は、低電力消費型ワイヤレス LAN データ通信回路、非接触充電電源からなる。現在、その有用性や安全性を検証するために、動物実験を開始したところである (Fig. 6)。今後、実用化に向けて実験の質を上げて治験申請に向けた非臨床試験の実施を目指す。

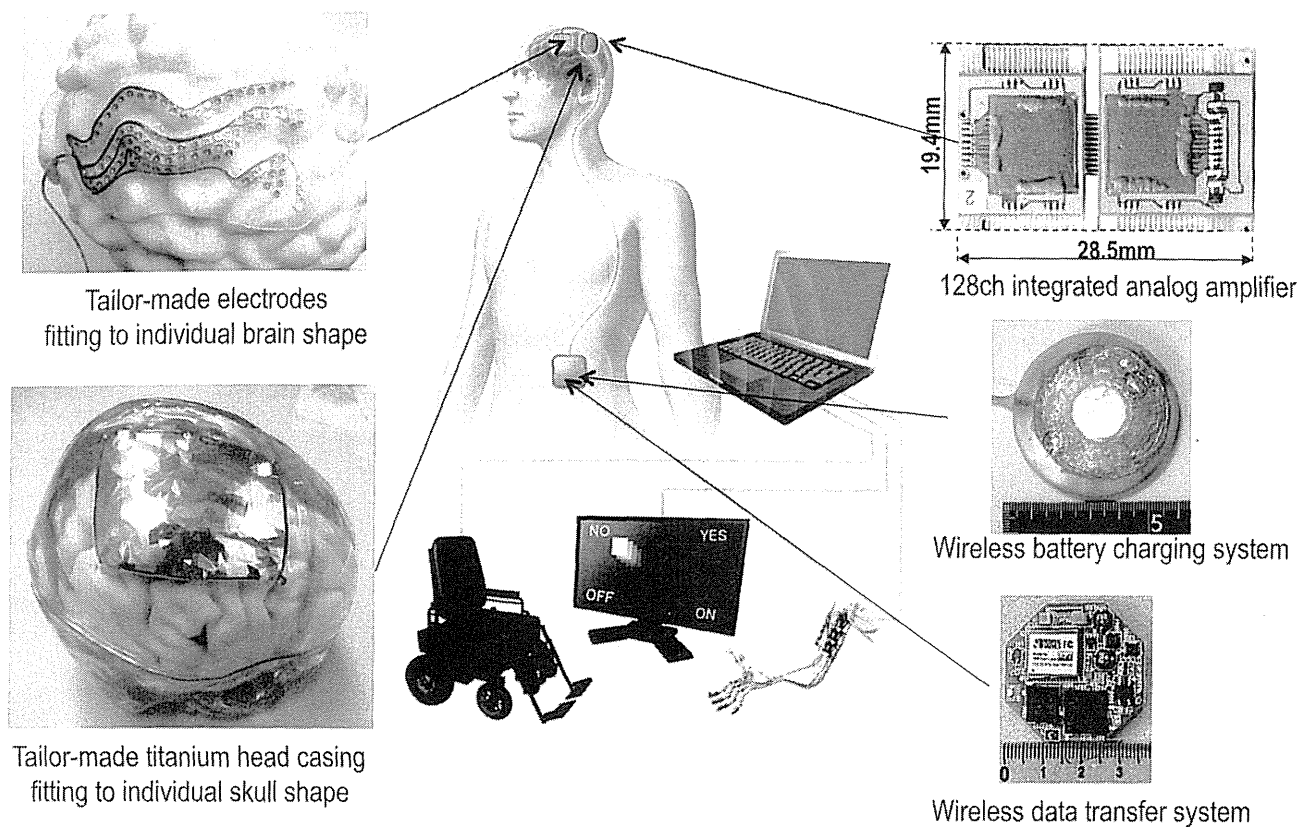


Fig. 5 The first prototype of a fully-implantable wireless system

脳磁図を用いた運動内容推定：治療適応評価やニューロリハビリテーションへの応用

侵襲型 BMI は手術を必要とするため、臨床応用するにあたっては治療適応を評価する検査手法が必要となる。そこでわれわれは非侵襲ながら時間分解能・空間分解能ともに優れる脳磁図を用いて上肢運動 1 回ごとの運動内容推定を行った。健康被験者に運動課題として右上肢の握り、つまみ、肘曲げの 3 種の運動を各 60 回ずつランダムに行わせた。その結果、運動側対側の頭頂部センサを中心に運動関連脳磁界を認め、さらに運動準備磁界 (RF)、運動磁界 (MF)、運動誘発磁界 I (MEF I) および運動誘発磁界 II (MEF II) の成分を認めた (Fig. 7)。これらの各成分のパワーを特徴量として SVM を用いて 1 回ごとの運動内容推定を行ったところ、MF、MEF I、MEF II の成分の潜時に一致して推定精度が有意に上昇し、さらに各成分の強度と推定精度との間に正の相関が認められた¹⁰⁾。

これらの結果から運動関連脳磁界を解析することにより、脳磁図を用いて侵襲型 BMI の術前評価ができる可能

性が示された。また、ある時点で非侵襲型 BMI の治療適応がないと判定された場合にも、非侵襲型 BMI を用いて訓練を行い、可塑性を導入して脳活動状態を改善することにより、治療適応を非侵襲 BMI 訓練により獲得するという手法も考えられよう。また牛場ら⁹⁾は脳波を用いた BMI リハビリテーションにより、完全麻痺患者に筋電反応が出るまで回復したことを報告し、BMI が機能回復訓練に応用できる可能性を示しているが、今回の結果は脳磁図を用いた精密なニューロリハビリテーションの可能性を期待させる。

まとめ

BMI の基礎について概説し、ついで臨床応用へ向けたわれわれの取り組みについて紹介した。臨床面では ALS 患者を対象とした臨床研究を開始するところであり、新たな段階に進みつつある。開発面ではワイヤレス体内埋込装置の実用化開発と非臨床試験を進め、治験申請を目指す。