

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。

硬膜下電極は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特徴がある³⁾。また脳神経外科での長年の臨床経験も蓄積されており、硬膜下電極により計測される皮質脳波は近い将来に臨床応用可能な脳信号として期待されている。海外の報告ではこれまでに、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¹³⁾、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^{13, 15)}。意思疎通支援に関してはまだ報告が少ないが^{2, 12)}、運動機能支援同様、重要な課題なので今後が期待される。これに対して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¹⁹⁾、ロボットハンドのリアルタイム制御に成功している²⁰⁾。以下にその研究成果を概説する。

Ⅲ. 皮質脳波を用いた運動推定とリアルタイムロボット制御

1) 中心溝内電極を用いた正確な運動内容推定

上肢の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。そこでわれわれは中心溝内に電極を挿入してそこ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良く計測でき、より精密な運動内容推定ができると考えた。

われわれの施設では、遮断性難治性疼痛の患者に対する治療として硬膜下電極による運動野電気刺激療法を行っており、症例によっては脳表運動

野にだけでなく、中心溝内運動野にも電極を留置することがある¹⁰⁾。そこで院内倫理委員会の承認のもと、難治性疼痛患者5名の承諾を得て随意運動時の皮質脳波を計測し、運動企図の検知・運動内容の弁別をsupport vector machine (SVM)を用いて行った。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¹¹⁾。中心溝内運動野に4極、感覚野に4極、脳回上の感覚運動野に12～20極の電極を留置した。3種類程度の上肢運動課題(拇指屈曲, 握手, 肘屈曲の想像もしくは実行)時の、運動1回ごとの皮質電位から、施行した運動内容をSVMを用いて推定した。

その結果、運動1回ごとの皮質脳波により運動内容を70～90%の精度で推定することができた(図2)。また、中心溝運動野の4極を用いるだけで、留置した全電極(12～20極)を用いた場合とほぼ同等の推定精度を得ることができた。電極の数の違いを排除すれば、中心溝運動野が有意に高い推定精度であった¹⁹⁾。このことから、中心溝運動野の皮質脳波を活用すればより高性能のBMIを実現できると期待される。

2) ロボットハンドのリアルタイム制御

次いで、先述した運動内容推定技術を用いてロボットハンドをリアルタイムに制御するシステムを開発した(図3)。難治性疼痛の治療目的で硬膜下電極を留置された患者の協力を得て、皮質脳波によるロボットハンドのリアルタイム制御を行った。本研究では平均電位の他、 α 、 β 、 γ 周波数

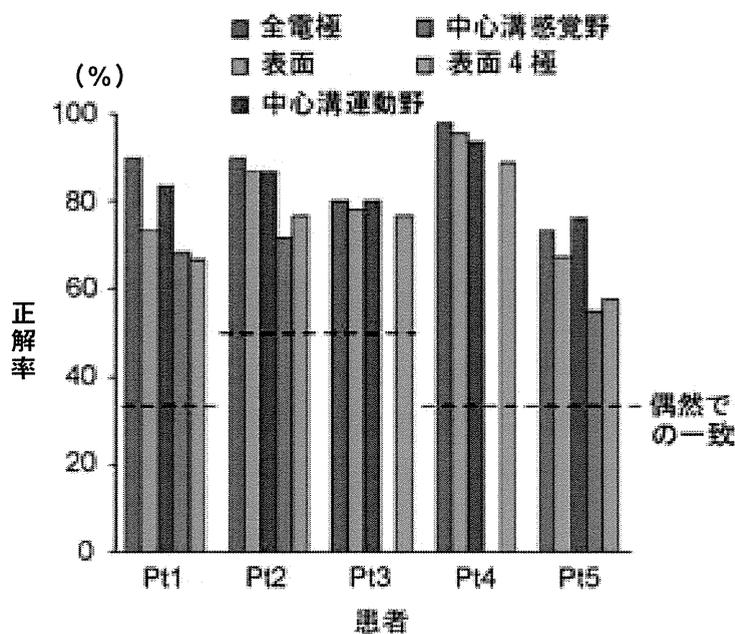


図2 皮質脳波を計測した部位と運動推定の正解率
運動1回ごとの皮質脳波により運動内容を推定した。中心溝運動野の4極を用いるだけで、留置した全電極(12~20極)を用いた場合とほぼ同等の推定精度が得られた。

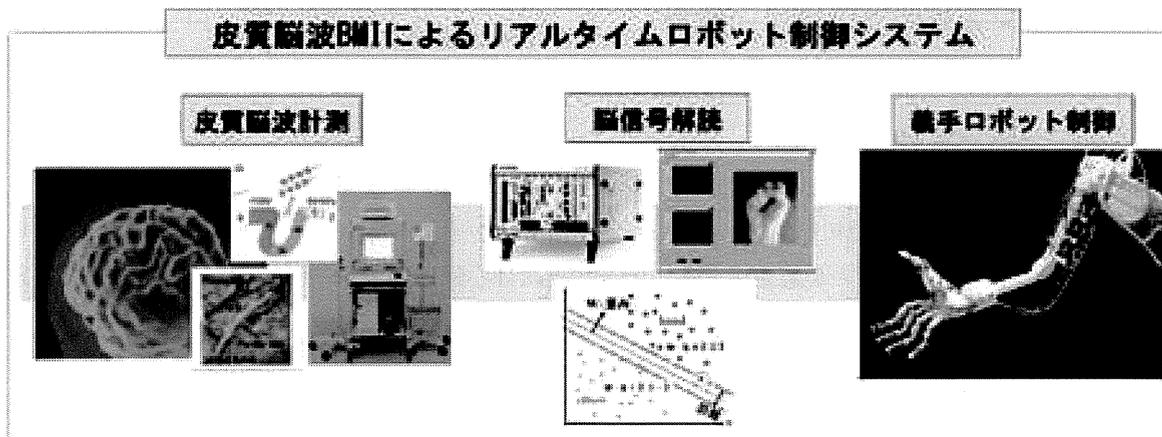


図3 皮質脳波BMIを用いたリアルタイムロボット制御システム
硬膜下電極により皮質脳波を計測し、support vector machineにより脳信号を解読、ロボットハンドをリアルタイムに制御する。

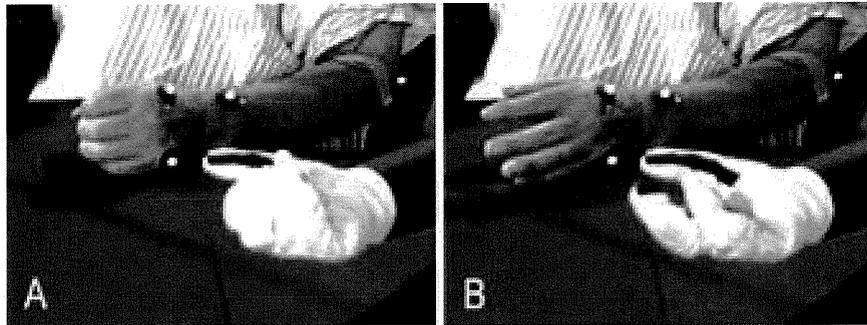


図4 リアルタイムロボット制御

被験者が任意のタイミングで、グー、チョキ、パーのいずれかを行うと、連続的な脳信号解読結果に基づいて、リアルタイムにロボットハンドがグー、チョキ、パーを行う。

帯域のパワーも特徴量として導入した。その結果、特徴量としては平均電位もしくは γ 帯域のパワーを用いると、運動内容を60～80%の精度でリアルタイム推定することができた。この結果を利用して、患者の動きからほとんど遅れなくリアルタイムにロボットハンドを動作させることができた(図4)²⁰⁾。

IV. ワイヤレス完全埋込装置の開発

高性能のBMIを実現するためには、凹凸のある大脳表面に電極を密着させて効率良く、高時空間分解能で皮質脳波を計測する必要がある。そこで、われわれは個々の患者の脳形状にフィットする3次元高密度電極を開発し、その製造方法を確立した(国内、米国特許出願済)(図4, 5)^{6, 24)}。

また、頭蓋内の電極から外部のコンピュータやロボットへ計測データを長期間、安全に送信するためには、体内から体外へリード線で接続された状態では感染の危険性を回避できない。そのため、電極だけでなく、マルチチャンネルアンプ集積化

回路やA-Dコンバータ、ワイヤレス通信回路も完全体内埋込化する必要がある。電力供給に関しても非接触に充電可能な埋込電源が必要となる。そこで128ch集積化アンプ²¹⁾、Bluetoothワイヤレス通信回路、非接触充電電源、人工頭蓋骨兼用チタンケーシング(国内、PCT特許出願済)^{7, 23)}、フッ素ポリマー樹脂性腹部ケーシングの開発を行い、これらを用いた完全埋込型BMIシステムのプロトタイプを開発した(図6)⁸⁾。

今後数年間で実用化開発と非臨床試験を行い、ヒトでの臨床研究に移行したいと考えている。埋込化は手術が必要であるが、利用ごとの装置の装脱着が不要になるなど利便性も秘めており、将来的には心臓ペースメーカーのようにその存在を忘れてしまうような装置にしたい。

V. 外部制御機器の開発

BMIでは種々の外部制御装置が必要となる。運動機能を支援する装置としては先述したロボットアーム以外にも、コンピュータ制御車いす、ア

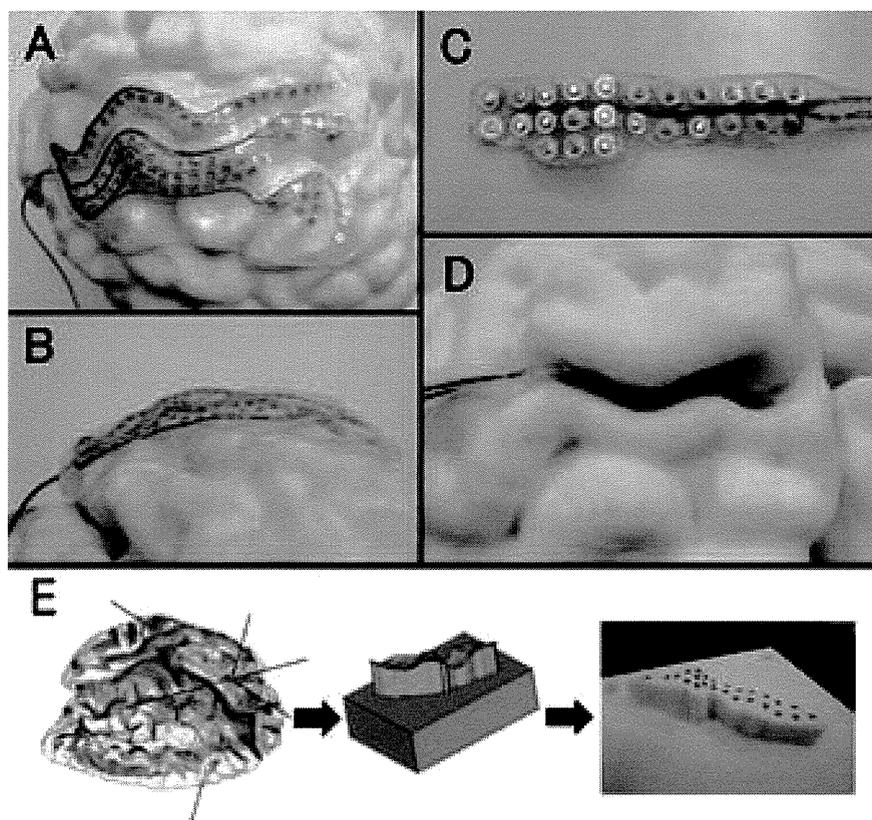


図5 BMI用3次元高密度電極

A, B: 脳表面用, C, D: 脳溝内用. いずれもヒトのMRIから作製した脳3次元モデル上においた状態. シートは個々人の脳表面形状にフィットする3次元形状をもち, さらに電極間隔が2.5 mmと高密度化されている. E: 脳溝自動抽出, 3次元CAD上での型作製, 3Dプリンタによる型のrapid production.

シストスーツ, 電動ベッドなどが挙げられる. 意思疎通機能を支援する装置としては, YES/NOを表示する最も基本的なものから, コンピュータへの文字入力装置, 本人の会話を代行発話する装置などがある. 先に紹介したALS患者へのアンケート調査でもBMIに対して多様な機能の要望があることが明らかになっており, さまざまな外部装置の開発が必要となる.

このような状況において, われわれは産学連携で企業の参入を促進し, 潜在的患者ニーズを抽出して, 患者のニーズを満足するヘルスケアロボットの実用化を幅広くサポートする組織(大阪大学ヘルスケア・ロボティック・デザイン・プラットフォーム)を設立した. こうした組織での活動から患者のニーズを満足するBMIの外部装置の開発, 実用化を実施, 支援していきたいと考えている.

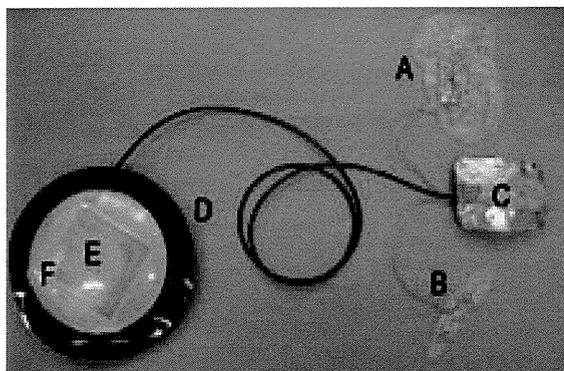


図6 ワイヤレス埋込装置のプロトタイプ

A:脳表面用3次元高密度電極, B:脳溝用3次元高密度電極, C:集積化アンプを収容する人工頭蓋骨兼用頭部ケーシング, D:フッ素ポリマー樹脂頭部ケーシング, E:非接触充電電源, F:Bluetoothワイヤレス通信回路

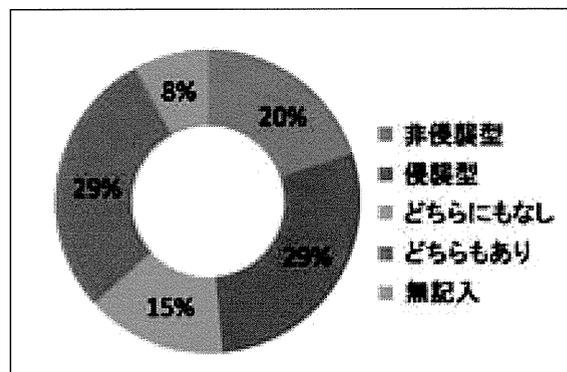


図7 BMI への関心

全国のALS患者約2,000名を対象に行ったBMIのアンケート調査の結果。回答約800名。大阪難病医療情報センター、日本ALS協会の協力を得た。

VI. 社会的取り組み

1) アンケート調査

先述のように、BMIの臨床応用にあたってはさまざまな要素技術の融合が必要となるが、実際に患者にとって役に立つ装置を開発するためには、患者のニーズを的確に把握し、それを実現することが重要である。そこで現在われわれは、本装置が将来適用されると予想されるALS患者や頸髄損傷患者を対象としてアンケート調査を行い、患者の現状とBMIに対する期待・ニーズを調べている。全国のALS患者約2,000名を対象として行ったアンケート調査では、BMIに対する関心は約80%と高い。侵襲型BMIに対する関心も、手術が必要であるにもかかわらず50%近くあり、その期待は大きい(図7)。

2) ガイドライン策定

厚生労働省の次世代医療機器評価指標にて、

BMIの評価指標を策定した²²⁾。これは、医療ニーズが高く実用可能性のある次世代医療機器について、審査時に用いる技術評価指標等をあらかじめ作成し、公表することにより、製品開発の効率化および承認審査の迅速化を図ることを目的とするものである。薬事承認の長期化、デバイスラグにより医療機器開発への障壁は高く、また侵襲型BMIを用いた医療機器の治験・薬事申請に至るまでには、今後最低でも5年以上の実用化開発と非臨床・臨床試験が必要になると考えているが、早期にBMIの評価指標を策定することが、BMIの研究開発にとって有用な参考資料となると考えられる。

3) 神経倫理的対応

また、脳信号という重要な個人情報を利用するため、脳情報の外部への流出や脳機能へ与える影響など、従来あまり問題にされてこなかった新たな倫理的な事項に関して対応することも、BMI

研究の活発化とともにあらためて重要視されている。これらは神経倫理学という新たな学問分野を生むまでになっており、最近では Neurosecurity という用語もできている⁴⁾。特に侵襲型 BMI では、患者の頭蓋内脳信号を外部にワイヤレス伝送するため、慎重な神経倫理的対応が重要である。われわれも研究プロジェクトに設置された倫理相談窓口を活用して、倫理的問題への対応に万全を期している。逆に、こうした問題に十分に対応できれば、これまで得ることのできなかった長期間にわたる高分解能の頭蓋内脳信号を脳科学研究に活用することにより、脳科学の進歩に新たな局面を切り開く可能性もある。

VII. 今後の展望

これまで、難治性疼痛や難治性てんかんにて原疾患の治療のために通常の臨床用硬膜下電極を留置した患者にボランティアとして研究に参加していただき、臨床研究を行うことで一定の成果を上げてきた。今後は ALS 等、実際に BMI 治療の対象になると想定される患者を対象として、BMI 用高密度電極を用いてさらに高性能の BMI の臨床研究に移行する段階にあると考えている。まずは有線での臨床研究を行い、基本的な安全性や有効性を確認するとともに、非臨床実験にてワイヤレス埋込装置の安全性や有効性を確認した後、ワイヤレス埋込装置を用いた臨床研究を実施する計画である。10年以内での臨床応用を目指したい。

本稿で概説したように、侵襲型 BMI の研究開発・臨床応用には脳科学、医学、工学、医療、知財戦略、産業、政策、社会等、きわめて広範囲に

わたる対応が必要になり、さらに基礎-臨床、医工、産学官、省庁間等、互いの有機的連携が不可欠となる。そのなかで脳神経外科医は、脳信号計測という面では最初の入口を、臨床応用という面では最終的な出口を担うという重要な役割を分担しており、今後も研究開発・臨床応用全般に積極的な貢献が期待されよう。

謝辞

本稿で紹介した研究の遂行にあたっては、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、佐倉統先生、水島希先生、東京大学情報理工学系研究科の鈴木隆文先生、慶應義塾大学理工学部の牛場潤一先生、広島大学大学院先端物質科学研究科の吉田毅先生、東北大学大学院医工学研究科の佐藤文博先生、大阪難病医療情報センターの澤田基一先生、狭間敬徳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。ここに感謝いたします。またアンケート調査では、日本 ALS 協会にご協力をいただきました。ここに感謝いたします。また、ともに研究の実施にあっております大阪大学脳神経外科の柳澤琢史先生、後藤哲先生、齋藤洋一先生、貴島晴彦先生、原田悠先生、モリスシェイン先生、菅田陽怜先生、大阪大学医学部附属病院未来医療センターの梅垣昌士先生に深謝いたします。

本稿で紹介した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」、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 (臨床研究推進研究事業) により行われている。

参考文献

- 1) BrainGate Clinical Trials, <http://www.braingate2.org/clinicalTrials.asp>
- 2) Brunner P, Ritaccio AL, Emrich JF, et al: Rapid Communication with a "P300" Matrix Speller Using Electrocorticographic Signals (ECoG). *Front Neurosci* 5: 5, 2011
- 3) Chao ZC, Nagasaka Y, Fujii N: Long-term asynchronous decoding of arm motion using electrocorticographic signals in monkeys. *Front Neuroengineering* 3: 3, 2010
- 4) Denning T, Matsuoka Y, Kohno T: Neurosecurity: security and privacy for neural devices. *Neurosurg Focus* 27: E7, 2009
- 5) Georgopoulos AP, Schwartz AB, Kettner RE: Neuronal population coding of movement direction. *Science* 233: 1416-9, 1986

- 6) Hirata M, Yoshimine T, Saitoh Y, et al: Intracranial electrode and method for producing same. US patent application. 12/378, 695, 2009/2/18
- 7) Hirata M, Yoshimine T, Matsushita K, et al: PCT patent application. PCT/JP2011/001402, 2011/3/10
- 8) 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. Fundamentals Commun. Electron. Inf. Syst., in press
- 9) Hochberg LR, Serruya MD, Friebs GM, et al: Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. *Nature* 442: 164-71, 2006
- 10) 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
- 11) Kamitani Y, Tong F: Decoding the visual and subjective contents of the human brain. *Nat Neurosci* 8: 679-85, 2005
- 12) Leuthardt EC, Gaona C, Sharma M, et al: Using the electrocorticographic speech network to control a brain-computer interface in humans. *J Neural Eng* 8: 036004, 2011
- 13) 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: 3132-7, 2009
- 14) 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: 915-29, 2008
- 15) Schalk G, Miller KJ, Anderson NR, et al: Two-dimensional movement control using electrocorticographic signals in humans. *J Neural Eng* 5: 75-84, 2008
- 16) Ushiba J: Brain-machine interface—current status and future prospects. *Brain Nerve* 62: 101-11, 2010
- 17) Velliste M, Perel S, Spalding MC, et al: Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature* 453: 1098-101, 2008
- 18) Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, et al: Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol* 113: 767-91, 2002
- 19) Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y, et al: Neural decoding using gyral and intrasulcal electrocorticograms. *Neuroimage* 45: 1099-106, 2009
- 20) Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y, et al: Real-time control of a prosthetic hand using human electrocorticograms. *J Neurosurg*, in press
- 21) Yoshida T, Sueishi K, Iwata A, et al: A High-Linearity Low-Noise Amplifier with Variable Bandwidth for Neural Recording Systems. *Japanese Journal of Applied Physics* 50: 2011
- 22) 次世代医療機器評価指標の公表について
<http://www.hourei.mhlw.go.jp/hourei/doc/tsuchi/T101215I0010.pdf>
- 23) 平田雅之, 吉峰俊樹, 松下光次郎, 他: 体内埋込装置のケーシングと体内埋込装置, および体内埋込装置のケーシングの製造方法. 日本, 特願 2010-250464, 2010/11/9
- 24) 平田雅之, 吉峰俊樹, 齋藤洋一, 他: 頭蓋内電極構造体およびその製造方法. 日本, 特願 2007-216461, 2007/8/22

Brain-Machine Interface

平田 雅之 吉峰 俊樹

はじめに

近年、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、brain-machine interface(BMI)技術を用いて機能補填をろうとする研究が盛んになりつつある。BMIと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技術である(図1)。

BMIには頭蓋内に電極等を留置して脳信号計測を行う侵襲型BMIと、頭皮脳波等を用いて非侵襲的に脳信号計測を行う非侵襲型BMIがある。侵襲型BMIはさらに脳実

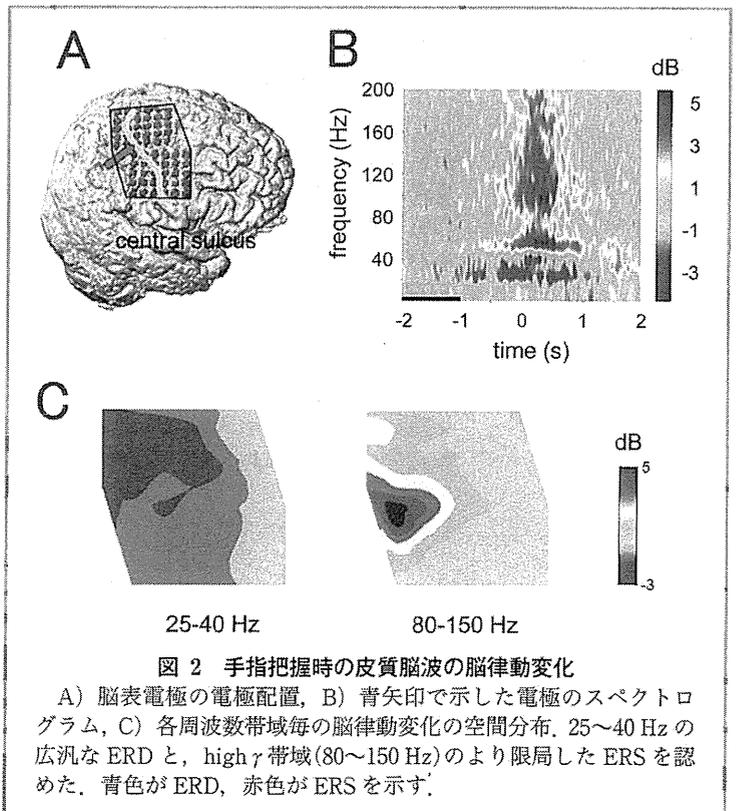
質内への刺入電極を用いる高侵襲型BMIと、脳の表面においた電極(皮質脳波電極)から直接脳波を計測する低侵襲型BMIに分けられる。本稿ではこれらのBMIについて概説し、ついで私どもが現在研究開発している皮質脳波を用いた低侵襲型BMIについて、神経生理学的な基盤、リアルタイムロボット制御、電極とワイヤレス完全埋込装置の開発状況を紹介します。

非侵襲型BMI, 低侵襲型BMI, 高侵襲型BMI

BMIに最初に用いられた脳信号は頭皮脳波であり、視覚誘発電位, P 300, slow cortical potential(SCP), 脳律動変化といった、様々な神経生理学的現象にもとづいた特徴量



ひらた まさゆき 大阪大学大学院特任准教授/医学系研究科脳神経外科学
よしみね としき 同 教授



を利用して研究が行われてきた¹⁾。頭皮脳波は非侵襲であることが大きな利点であるが、電極と脳との間に存在する脳脊髄液、硬膜、頭蓋骨、頭皮等の介在組織のため、脳信号が減衰するだけでなく空間分解能も低下する。また、介在組織のインピーダンスにより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、現時点では達成されるレベルにも限界があるため、運動機能の補填という直接的用途のほかに、非侵襲という利点を活用してリハビリテーションの増進や補助を目指した研究が進められている²⁾。

最近では、fMRI や NIRS 等の脳血流変化を 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、非侵襲である点が優れている。fMRI 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³⁾。NIRS は小型化できる可能性があり、携帯型 BMI への応用が期待されている (<http://brainprogram.mext.go.jp/missionA/>)。

これらの非侵襲的な方法に対して、多数の微小針電極を大脳皮質に刺入する高侵襲型 BMI は動物実験の基礎研究を中心として行われ、近年、急速に進歩してきた。刺入針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。運動野の神経細胞は一定方向への運動時に反応しやすい性質 (directional tuning) があり、これを利用すると高々数十~百個程度の神経細胞のスパイク活動を計測するだけで、運動方向が推定可能であり (population vector prediction)、リアルタイムに3次元運動制御ができることが、サルを用いた動物実験で報告されている⁴⁾。しかし、刺入針電極には臨床応用するにあたり大きな技術的問題が残されている。刺入電極の侵襲性、不安定性、不確実性、ならびに長期留置による瘢痕形成などである⁵⁾。電極の刺入や脳の移動による電極の微小なずれにより脳組織に炎症反応が惹起され、電極周囲に瘢痕組織が形成される。これにより、計測できる神経細胞活動の数が月単位で減少し不安定になる。刺入電極にはその長所もあるために、このような問題点の解決が今後の課題である。

刺入針電極の問題点が明らかになるにつれて、硬膜下電極 (脳表電極) を用いて計測する皮質脳波による低侵襲型 BMI が注目されるようになった。硬膜下電極は硬膜下 (す

なわち脳表) に電極を留置するだけで脳組織自体には傷をつけず、刺入電極より侵襲度が低い脳信号計測法である。脳への侵襲が少なく、信号安定性に優れている。また脳神経外科領域では、脳腫瘍やてんかんの術前検査での短期留置や、難治性疼痛に対する運動野電気刺激療法としての永久留置などから、安全性についての臨床経験も蓄積されている。さらに、刺入針電極よりも広い範囲の脳活動を一度に計測することができる。これらのことから、低侵襲型 BMI は近い将来に臨床応用可能な実用的方法として期待されている。

皮質脳波を用いた低侵襲 BMI

1. 皮質脳波と脳機能局在

脳神経外科の施設ではてんかん焦点源の同定や遮断性難治性疼痛の治療のために硬膜下電極を留置する症例があり、疼痛の症例では中心溝内にも電極を留置する場合がある。そこで学内倫理委員会の承認のもと、患者さんの承諾を得て随意運動時の皮質脳波を計測し、BMI の研究を行っている。例えば、手指把握運動を3~4秒毎に施行した際の皮質脳波を計測し、運動開始時点を中心に皮質脳波を時間周波数解析すると、図2Bのように周波数帯毎に異なる信号強度変化を認める。 α (8~13 Hz) から β (13~25 Hz) 帯域では信号強度が減弱する事象関連脱同期 (event-related desynchronization : ERD) が、また γ 帯域 (80~150 Hz) では信号強度の増加である事象関連同期 (event-related synchronization : ERS) が認められる。これら各周波数帯での信号変化は脳表上で空間的な広がりをもって観察されるが、その分布は各運動に関連する脳機能局在を反映している (図2C)⁶⁾。また、こうした信号変化は運動時のみならず言語活動⁷⁾、体性感覚処理時等でもみられ、脳の情報表現の基本的な単位の一つとして近年研究が盛んになっている。特に神経発火活動との関係については、発火頻度と γ 帯域の信号強度変化との相関関係などが指摘されている⁸⁾。このような信号変化を特徴量として用いることで、運動企図や運動内容の推定が可能になる。

2. BMI による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 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、私どもは support vector machine (SVM)

皮質脳波BMIによるリアルタイムロボット制御システム

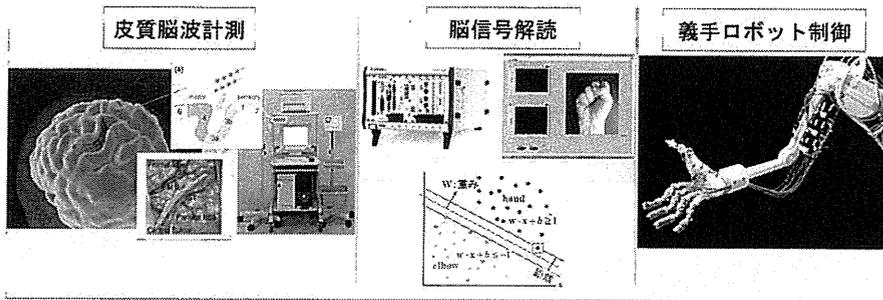


図 3 皮質脳波 BMI を用いたリアルタイムロボット制御システム

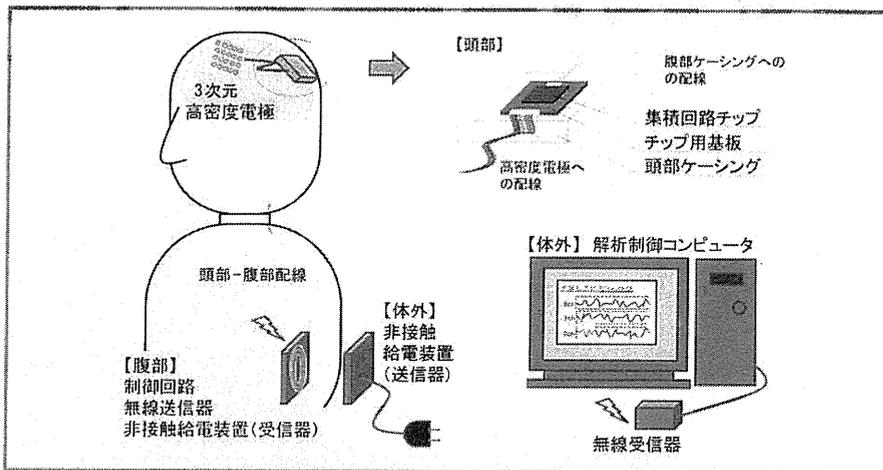


図 5 ワイヤレス完全埋込システムの開発

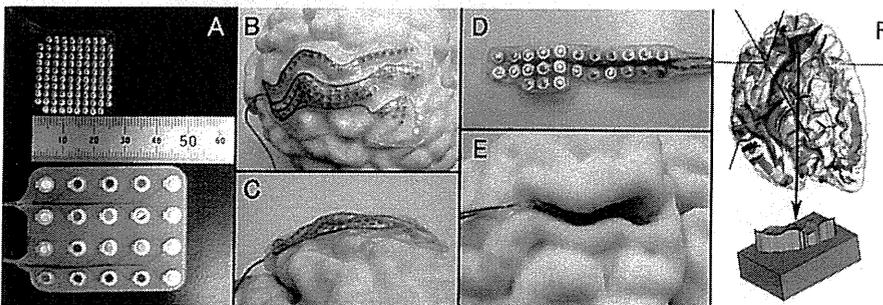


図 6 BMI 用 3 次元高密度電極の開発

A) 上は BMI 用高密度電極, 下は現在臨床で用いられている標準的硬膜下電極. 従来の硬膜下電極はシートが平面状で電極間密度が 1 cm であるのに対して, 電極間隔が 2.5 mm と高密度化されている. B, C) 脳表用 3 次元高密度電極. D, E) 脳溝用 3 次元高密度両面電極. いずれもヒトの MRI から作成した脳 3 次元モデル上においた状態. BMI 用に開発した電極はシートが個々人の脳表面形状にフィットする 3 次元形状をもつ. F) 脳溝内電極のシリコンシート製造型的设计. 自動脳溝抽出により作成された脳溝データからシリコンシート製造型を 3 次元 CAD 上で設計する.

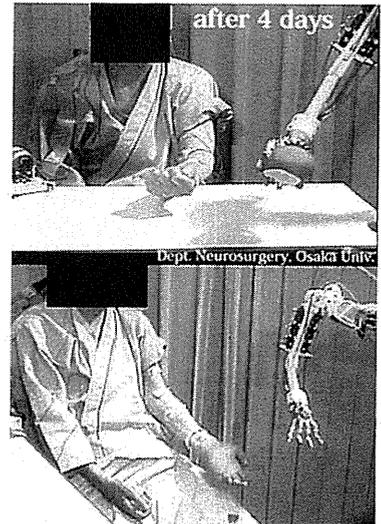


図 4 リアルタイムロボット制御の様子

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⁹⁾.

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. 私ども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, 難治性疼痛の治療目的で中心溝内に電極を留置した患者を対象として随意運動時の皮質脳波計測を行い, SVM を用いてこれを明らかにした¹⁰⁾.

次いで, こうし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 3). このシステムを用いて, 難治性てんかんや難治性疼痛の治療目的で硬膜下電極を留置された患者さんの協力を得て, 皮質脳波による義手ロボットのリアルタイムコントロールの実証研究を行っている.

まず, 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

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ひとつで, 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⁹⁾.

- 1) 高時空間分解能をもつ脳信号計測
- 2) 脳信号の高速伝送・処理
- 3) 神経生理学的特徴量の抽出と最適化
- 4) 脳信号解読 (neural decoding)
- 5) 機能補助・代行装置のための外部制御機器およびその制御
- 6) 電子機器の小型集積化・ワイヤレス化と体内埋込技術

decoding と制御を行う。最近では、Gaussian process regression という手法を用いて運動推定がどの程度正確にできるかを評価し、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、外乱ノイズに強いロバストな制御ができるようにしている。これらの結果、運動 1 回毎の皮質脳波による運動の推定精度は 60~80% と、リアルタイム制御に利用しうる推定精度が得られた。この推定精度は完全とはいえないが、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つつある(図 4)。

3. 侵襲型 BMI に必要な要素技術と

ワイヤレス完全埋込

侵襲型 BMI による機能再建は、多くの要素技術を結集して初めて実現可能となる(表)。BMI はこれらの要素技術のそれぞれが高度に連携してシステム化される必要がある。特に電子回路の小型集積化・ワイヤレス化と体内埋込技術は侵襲型 BMI に要求される重要な要素技術である。頭蓋内の電極から外部のコンピュータやロボットへ計測データを長期間、安全に送信するためには、体内から体外へリード線で接続された状態では感染の危険性を回避できない。そのため、体内にマルチチャンネルアンプ集積化回路や A~D コンバータ、ワイヤレス通信回路を完全埋込化する必要がある。また、電力供給に関しても非接触に充電可能な埋込電源が必要となる。そこで私どもは現在、集積化アンプの開発、ワイヤレス通信・非接触充電電源の開発を行っており、本年度中に完全埋込型 BMI システムのプロトタイプ完成を目指している(図 5)。また、さらに高空間分解能での皮質脳波計測を行うため、個々の患者の脳形状にフィットする 3 次元高密度電極を開発した(国内、米国特許出願済み)(図 6)。この電極の製造過程では、患者の MRI 画像から脳表面や脳溝形状の 3 次元データを作成し、

このデータを用いて 3 次元 CAD 上でシリコン電極シート
の型を設計、3D プリンタで迅速に型製造する。これにより電極を個々の患者の脳形状に合わせて迅速に製造できるようにしている。

むすび

BMI 研究の現状を概説し、皮質脳波を用いた BMI について、主に私どもの施設における臨床応用への取り組みを紹介した。今後は重症 ALS 患者を対象とした臨床試験の実施に向けてさらに開発を進めたい。

謝辞：本稿で紹介した研究の遂行にあたっては、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、佐倉 統先生、水島 希先生、東京大学情報理工学系研究科の鈴木隆文先生、慶應義塾大学理工学部の牛場潤一先生、広島大学大学院先端物質科学研究科の吉田 毅先生、東北大学大学院医工学研究科の佐藤文博先生、大阪難病医療情報センターの澤田基一先生をはじめとする多くの先生方にご協力頂いております。ここに感謝致します。また、ともに研究の実施にあたっております大阪大学脳神経外科の柳澤琢史先生、後藤 哲先生、齋藤洋一先生、貴島晴彦先生、原田 悠先生、モリス シェイン先生、菅田陽伶先生に深謝致します。

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」により行われている。

文 献

- 1) Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, et al. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol.* 2002 ; 113 : 767-91.
- 2) Ushiba J. Brain-machine interface—current status and future prospects. *Brain Nerve.* 2010 ; 62 : 101-11.
- 3) Miyawaki Y, Uchida H, Yamashita O, et al. Visual image reconstruction from human brain activity using a combination of multiscale local image decoders. *Neuron.* 2008 ; 60 : 915-29.
- 4) Velliste M, Perel S, Spalding MC, et al. Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature.* 2008 ; 453 : 1098-101.
- 5) Leuthardt EC, Schalk G, Moran D, et al. The emerging world of motor neuroprosthetics : a neurosurgical perspective. *Neurosurgery.* 2006 ; 59 : 1-14 ; discussion 1-14.
- 6) Crone NE, Miglioretti DL, Gordon B, et al. Functional mapping of human sensorimotor cortex with electrocorticographic spectral analysis. I. Alpha and beta event-related desynchronization. *Brain.* 1998 ; 121 : 2271-99.
- 7) Hirata M, Goto T, Barnes G, et al. Language dominance and mapping based on neuromagnetic oscillatory changes : comparison with invasive procedures. *J Neurosurg.* 2010 ; 112 : 528-38.
- 8) Belitski A, Gretton A, Magri C, et al. Low-frequency local field potentials and spikes in primary visual cortex convey independent visual information. *J Neurosci.* 2008 ; 28 : 5696-709.
- 9) Kamitani Y, Tong F. Decoding the visual and subjective contents of the human brain. *Nat Neurosci.* 2005 ; 8 : 679-85.
- 10) Yanagisawa T, Hirata M, Saitoh Y, et al. Neural decoding using gyral and intrasulcal electrocorticograms. *NeuroImage.* 2009 ; 45 : 1099-106.

五指ハンド筋電義手のための制御システム

Five-Finger Myoelectric Prosthetic Hand System

中村達弘**・加藤 龍*・森下壮一郎**・横井浩史** *電気通信大学大学院情報理工学研究所,

**東京大学大学院情報学環・学際情報学府

T. Nakamura,** R. Kato,* S. Morishita,** and H. Yokoi** *Department of Mechanical Engineering and Intelligent Systems, The University of Electro-Communication and **Interfaculty Initiative in Information Studies, The University of Tokyo.
Tel: +81-042-443-5424, Fax: +81-042-443-5403, E-mail: tatsuhiro@hi.mce.uec.ac.jp

We introduce the total system of a five-finger myoelectric prosthetic hand with sensory feedback. When constructing this system for everyday life, the following design requirements need to be satisfied: 1) limited weight of the total system and robotic hand; 2) a specified degree of freedom of motion patterns; and 3) sufficient sensory feedback information to provide the result of the interaction. The developed system has satisfied these requirements. A test measuring ball-catch performance indicated that this system achieved a response sufficient to perform such a time-critical task.

Key words: brain-machine interface, myoelectric prosthetic hand, sensory feedback, inference driven mechanism

1. 緒 言

厚生労働省の平成 18 年身体障害児・者実態調査によると、機械の安全性が向上し続けていることもあり減少傾向にはあるものの、依然として上腕切断者数は約 8 万人に及び¹⁾、多くの人が手指機能を失う状況にある。筋電義手とは運動神経からの指令に伴う筋放電を電気的に計測し、これを用いてロボットハンドを制御することにより、手指動作の直観的操作を可能とする技術であり、その期待も大きく 70 年代より実用化が模索されてきた。

しかしながら我が国での筋電義手の開発は海外と比較してその普及が遅れており、切断者は、主に装飾義手や能動義手、作業義手の利用にとどまっている。その主たる原因として市販されている筋電義手による操作性の低さや高コスト、重量などが挙げられる。現在、市販されている筋電義手システムは可能な動作数や稼働する指が限られ、ハンドの手先重量だけでも 460 g 程度にもなる^{2), 3)}。このような限られた動作数では十分な日常生活動作に対する制限が大きく、肩や肘などによる補償動作に伴う不自然な姿勢や健常肢に対する負担が大きくなる。

また他の障害と比較しても市場規模が限られており、サポート体制が未確立であることもまた原因として挙げられる。平成 20 年度 4 月から厚生労働省による筋電電動義手の研究用支給において一定要件を満足する切断者に対し国

内複数の医療機関のサポートの元に支給され、筋電電動義手の問題点把握や試験的支給方法などの研究が行われ始めた段階である³⁾。

このような状況に対して、本論文では技術開発動向についてまとめ、構成要素の技術レベルを考慮した全体システムの設計要件を提案し、可操作自由度の向上、低コスト化、重量軽減の問題に対して、日常生活で必要とされる機能要求に基づいて設計する。触覚フィードバック機能を有する統合型の新しい筋電義手を提案し、これら制御システムの構成と性能について述べる。また、筋電義手使用に際し存在する遅れ時間要素に対する操作性への影響を検証する。

2. 筋電義手の開発動向

現在普及している筋電義手として Ottobock 社の Sensor Hand Speed などが挙げられる²⁾。十分なトルク (0~100 N) と速い開閉速度 (~300 mm/s) が可能であるが、つまみ動作のみとその可能な動作が限定的であり、その低自由度を補うための補償動作が負荷となってしまう。

そのため多関節を多数のアクチュエータで駆動する筋電義手の開発が行われている。TouchBionics 社の i-Limb は油圧駆動により、開閉速度が遅く動作に時間がかかること、握力が不十分であるなどの難点はあるが、小型 5 指ハンドを実現している点で期待される⁴⁾。ヨーロッパの複数研究機関の共同で CyberHand Project ものと多自由度 (16DOF 6 アクチュエータ) で高トルク (70 N) のロボットハンドを製作している⁸⁾。

上腕・肩義手においては Kuiken らが、TMR (Target Muscle Reinnervation) 手術を提案している¹¹⁾。従来上腕・肩切断者から前腕の運動意図を抽出するのは困難であったが、切断・離断により機能しなくなった残存筋に手指の神経を移植することにより皮膚表面から筋電信号として計測可能なレベルまで増幅させた。この筋電信号を解析し、Kamen らが開発した Luke arm を駆動させ意図どおりに駆動可能な上腕・肩義手を構成している¹²⁾。

これらの義手はその機能性を向上するために搭載するア

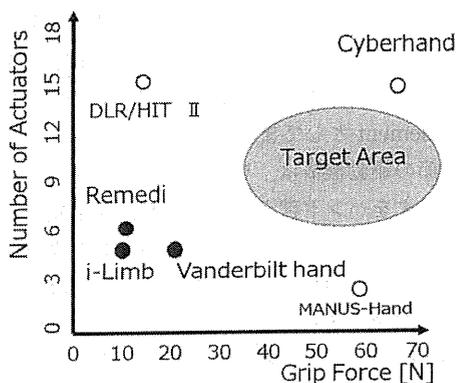


Fig. 1 Grip force and number of actuators.

クチュエータ数を増やしているが、それに比例する形で重量が増加するため、これらの操作者の影響について適切に考慮する必要がある。つまりこれらの機能の追加・削除は他の機能の技術的な達成限界を考慮し、実用性を観点に適切に行われる必要があり、そのシステム全体としての評価がなされるべきであると考えられる^{6)~10)} (Fig. 1).

3. 筋電義手の設計要件

このような観点から、筋電義手のための制御システムが満たすべき機能要件について述べる。

- 3.1 手先重量と可搬性
- 3.2 実現が可能な動作種類および数
- 3.3 感覚情報の提示
- 3.4 操作性

3.1 手先重量と可搬性

本システムは前腕切断者の中で極短断端以上が残存し、手指や手首の駆動筋の活動が計測可能な被験者を対象とする。このような使用者において筋電義手を日常的に使用するためには、筋電義手全体の可搬性を確保し、かつ手先重量はできるだけ軽量（欠損部重量以下かそれと同等の手先重量）であることが望まれる。しかしながら、筋電義手で実現すべき動作を制御する筋群はその多くが残存する前腕部に存在し、また筋電義手の随意的な制御のためそれらの情報源が確保できるようにできる限りの断端長が存在することが望ましい。前腕以外の外部の空間を占有することで外観を害するが、十分な駆動力と動作速度の実現が可能な動力源を他の部位への筋負荷の低い状態で利用可能なため欠損前腕部以外へ配置することが望ましい。

3.2 実現が可能な動作種類および数

筋電義手に実装すべき制御自由度は、可能なシステム構成と日常生活に必要な手の機能を踏まえうえて決定されるべきである。

鎌倉らによれば、手指の基本機能は、8種類に分類され、把持機能5種 (Fitting, Grasping, Connecting, Tool, Gesture)、センシング機能2種 (Sensing, Passivity)、操

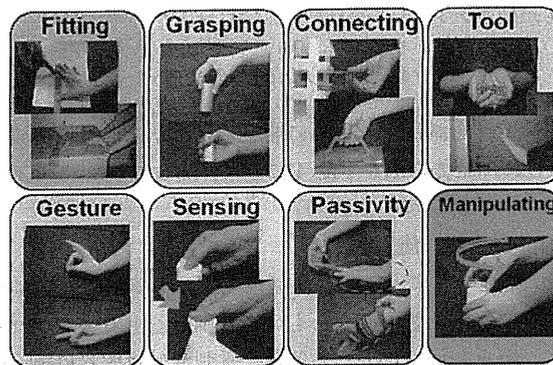


Fig. 2 Classification of hand functions in daily life.

作機能 (Manipulating) 1種に大別される⁴⁾。また、片側手指切断者の日常生活における筋電義手の基本的な役割は、主として、物を把持して支えるといった健常側の手指機能の補助であり、ADLの改善を促進する。このような把持は、5指と掌を用いてさまざまな物体形状に適合するような形で握ることが必要であり、多様な力点による物体への力伝達により、物体と腕を一体化する機能を達成する (Fig. 2)。

これらの議論から日常生活において必要な制御自由度は、さまざまな形状姿勢にある物体へのアプローチを含めた安定的な把持動作を可能にするため、母指と示指・中指が対向するつまみ動作と物体のどの側面からも把持することを可能にする手首動作の実現しうる自由度に限定し、そのうえで相応程度の性能をもつ処理性能を有する軽量小型制御器を構築すべきである。

このように多くの自由度を必要とする義手は、その制御自由度の増加に伴い義手全体重量がほぼ比例的に増加する。またこれら制御自由度の増加はアクチュエータの増加を意味し、駆動電力などの問題からモバイル環境下における利用可能時間と反比例する。さらに、計測された筋電位からの動作意図を識別し、多自由度を制御することになるため、制御システムの計算負荷を増大させる。

3.3 感覚情報の提示

対象物体に合わせた精密な把持・操り動作などの人における精密な手指機能の実現には、手指皮膚内部および筋紡錘からの感覚フィードバックが欠かせない。対象物重量に関しては義手ソケットを介して対象者へ残存前腕部や肘、肩を介して感覚フィードバックされるため新たに搭載する必要がない。また、痛覚・温度感覚は、物理的な義手の破損を防ぐために必要であるが、ハンド構造に十分な強度をもたせることで対処可能であるため必要としないと考えられる。

3.4 操作性

また筋電義手に実装されるべき感覚機能は、対象物体への安定的な把持の実現と操りに必要な触覚情報や運動感覚情報の取得であるため、これを満足する感覚フィードバック

ク法が望まれる。

4. 開発システムの構成

構成要件を満足するように開発した本システムの構成を Fig. 3 に、全体構成を Fig. 4 に示す。本システムは以下の三つの構成要素からなる。

4.1 動作意図識別部

3章で述べたように動作意図識別部は、実現したい制御自由度に適した処理能力をもつ小型制御器上で実装されることが望ましい。ヒトにおける視覚刺激に対する単純反応時間はおよそ 200~300 ms であるため、少なくともその 2 倍以上の周期にて運動意図を実現可能な義手でなければ、義手において正確な運動意図推定がなされていても使用者において運動意図を実現できていないと判断し筋電による動作指令を変更しようとするのが可能である。よって学習機能を有する動作意図の識別手法を 10 Hz で実行可能である必要があるとし、それに必要な情報処理能力を 100 Mips 以上と仮定した。そこで、上記情報処理能力を満足し、小型で安価に構成するため、動作意図識別部における識別処理には Gumstix 社が提供している市販の汎用 CPU ボード Gumstix を選定した。動作意図識別部は、メインボード、センサボード、インタフェースボードという 3 種の情報処理ボードと教示パッドで構成される (Fig. 5)。

4.2 ロボットハンド部

本システムではロボットハンドでさまざまな形状に対する物体の把持に必要な制御自由度を確保したまま、手先重量を軽量化するため、人間のさまざまな形状に対する物体

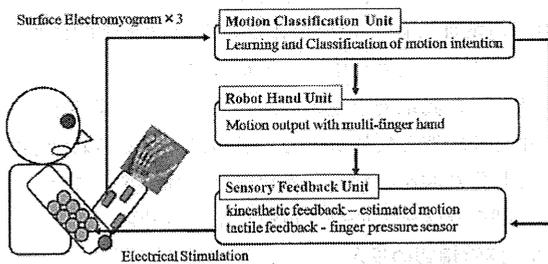


Fig. 3 Myoelectric hand: Functional point of view.

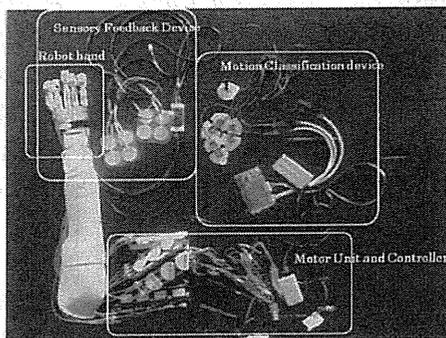


Fig. 4 Overview of myoelectric prosthetic.

の把持を達成するために、手指の形状と動力系を模倣したハンドを設計した⁵⁾ (Fig. 6)。骨格は、16 関節 18 自由度リンク構造とし、手根骨群は、特に区別することなく Carpal basement としてまとめて一つのリンクとして構成した。関節の駆動機構は、ワイヤ牽引式を採用することにより、モータを手部から独立させ、義手先端部の重量軽減を図った。能動関節は、DIP 関節、PIP 関節、MP 関節、親指の CM 関節、手首関節であり、親指以外の CM 関節は受動関節である。

複数の指関節にまたがるワイヤ配置により、複数のモータの干渉駆動が実現される。Fig. 7 に示されるように、MP joint は、T0 (または T3) の牽引力で伸展 (または屈曲) 動作が実現されるが、同時に、Proximal Link 上に設置した Pivot を経由して、Inter-phalangeal Link と Distal Link へ接続することにより、T2 (または T1) の牽引力が MP joint の駆動力としても働く。すなわち、PIP joint と DIP joint の制御性を確保しつつ、MP joint の駆動力を

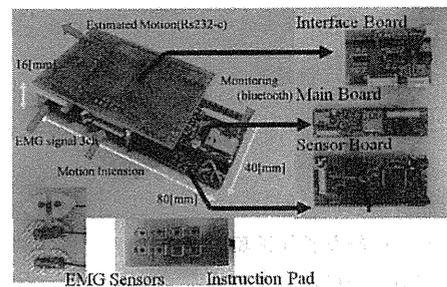


Fig. 5 Motion classification unit.

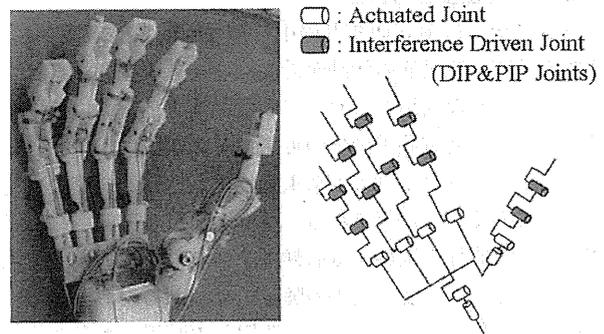


Fig. 6 Joints of robot hand.

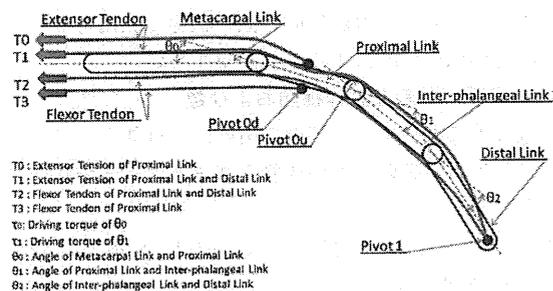


Fig. 7 Inference-driven mechanism.

増強することとなり、指先から遠く、モーメント的に厳しい条件にある関節の駆動力を補助する機能が付与される。このように、ワイヤ干渉駆動方式を用いることにより、把持物体を素早く握り込み、強力な把持力を発生できる機構を実現した。

ロボットハンド部は手先重量を軽減するためワイヤ牽引機構を採用し、その重量は250gである。ワイヤの牽引は使用者の体幹に配置されるサーボモータ13個により行われ、位置制御のためのPWM信号を発生するモータ制御マイコンを含めその重量は720gである。成人男性の手の重量の体重に対する比率は0.9%、成人女性で0.6%と言われている。日本人平均体重（男性：67kg、女性：51kg）から考えれば女性でも300g程度であるため、筋電義手における手先重量は軽いと考えられる。

4.3 感覚フィードバック部

本システムでは、義手操作によって環境とのインタラクションにより取得された触覚情報をそれに応じた電気刺激を付与することにより感覚フィードバックを実現した。電気刺激装置およびその感覚フィードバック実現方法をFig. 8に示す。小型電気刺激装置は9V駆動、RC発振1kHzを入力とし、モータコントローラのHブリッジ回路を用い、振幅増幅する装置を実現した。バッテリーを含めた小型感覚フィードバック装置は120gである。

フィードバックする情報として意図動作による環境との相互作用の結果としての触覚情報⁶⁾と意図動作を実現しているロボットハンド動作中の関節深部感覚の2種類のフィードバックを実現できる。

指先に配置された圧力センサの接触状態により、使用者の上腕に配置した電極から電気刺激を行うことで触覚フィードバックを実現した。これにより使用者は視覚情報のみからだけでなく触覚情報としても筋電義手による物体把持・接触情報を得ることができる。

しかしながら、現在の動作意図識別手法においては個々の指の屈曲・伸展を識別するには至っておらず、親指単体、小指と薬指の同時屈曲、全指の屈曲伸展等々を手首動作と同時に識別可能な状態であるため、触覚フィードバ

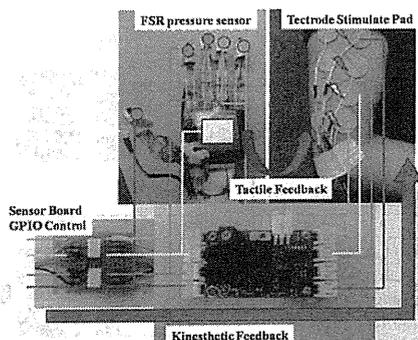


Fig. 8 Sensory feedback device: Tactile and kinesthetic.

ックは「親指」、「示指・中指」、「薬指・小指」、および「掌」における4種類の接触情報を4チャンネルから個別の触覚情報としてフィードバックする。

また、関節深部感覚については識別動作の切り替え後、指関節動作の有無をフィードバックする。筋電識別装置からノイズ対策のためフォトカプラを介したGPIOのON・OFF情報をもとに4チャンネルの電気刺激を制御する。

5. 義手システム動作性能試験

本章では操作性のもう一つの指標である応答性に着目し、これを1) 筋電義手の各構成要素の処理に要する時間、2) 応答性の要求が厳しいタスクとして義手によるボールキャッチタスクの成功率、3) 複数の時間遅れを任意に付加した義手操作中のfMRIによる脳機能解析、により応答性の評価を行った。

5.1 各構成要素の処理に要する時間の評価

評価対象は、筋電義手の各要素（動作意図識別部、ロボットハンド部）、およびそれらを含む筋電義手全体とした。動作意図識別部の評価は、特徴抽出およびパターン識別に要する処理時間を評価する。

一方、ロボットハンド部および筋電義手全体の評価は、健常者の前腕部から計測された筋電位により義手制御を行い、全指伸展から全指屈曲へ状態を変化させた際の所要時間を評価する。健常肢の動作開始を起点とした筋電義手制御システムの動作開始の遅れを応答性の指標とし、最大の関節角度変移を伴う動作の所要時間を動作速度の指標とした。比較検証として情報処理負荷の少ない手法と考えられる筋電位振幅値による閾値制御を用いた動作意図識別手法により、本義手システムにおけるハードウェア検証を行った。

特徴抽出（短時間フーリエ変換）とパターン識別（ニューラルネットワーク）に要する処理時間はそれぞれ1,296 μ s、768 μ sであった。このことから処理時間としては2ms程度であり、前処理を除く識別処理のみではメインボードが十分な情報処理能力をもつといえる。さらにセンサボードが計測した筋電位データをメインボードが取得するためのデータ転送時間を含めると、動作識別全体では約50msの処理時間を要した。これに対して、健常肢が外部刺激をトリガーとして動作を開始するまでにかかる時間（単純反応時間）が約200~300msである。すなわち、本動作識別部は単純反応時間の約4倍程度の周波数で動作を制御できるといえる。

全指進展から全指屈曲にかかる所要時間は健常肢において89msであり、筋電義手システムにおいては87msであった。ほぼ健常肢と同程度であることから、筋電義手システムにおけるロボットハンド部とその動力源およびその伝達機構は健常肢と比較し十分な動作速度をもつといえる。

また、健常肢の動作を基準とした動作開始タイミングの遅れは閾値による切り替え制御で122 msであった。この遅れは駆動源であるサーボモータへの制御周期20 msの影響とともに、ワイヤ牽引による動力伝達においてワイヤのたるみなどに起因する約80 msによるものである。また、本システムで採用するアルゴリズムにおいては214 ms程度の動作開始タイミングの遅れであった。これは視覚刺激に対する単純反応時間と同程度であるため、意図した動作が実現できていないと視覚・感覚フィードバックより判断し、使用者が誤修正しようとするのが可能である。よってこの応答性の程度の義手操作への影響は別途検証する必要がある。

これらの議論から、動作意図識別部に採用したメインボードはそのアルゴリズムを実行するには十分な情報処理能力をもち、かつ駆動源とその動力伝達方法であるワイヤ牽引方式によって健常肢と比較して同程度の所要時間で動作を実行することのできる筋電義手を製作できたことが示された。

5.2 応答性の要求が厳しいタスク

要求される応答性が厳しくかつ手先重量がタスク達成の負荷となるキャッチボールを筋電義手にて行い、本システムにて実現された動作開始タイミングの遅れ応答性および手先重量による影響を検証した。5.1節で示した閾値制御を用いた動作意図識別手法(122 ms)に複数条件(50 msずつの計4条件)の時間遅れをシステムに付加して行った(Fig. 9)。

成功率にて検証した結果約170 msまでの健常肢との動作タイミングの遅れをもつシステムにおいても73%の成功率を記録した。このことから、手先のボールキャッチ予定の位置への移動に対して本システムでの手先重量は十分軽いと考えられる。また220 msのタイミング遅れを設定した場合においては33%であり、一定の成功率を確保した。ボールキャッチへの最適な把持方法を実装していないシステムであるため、この成功率は高いものと考えられる。よって本システムにおける動作開始タイミングの応答性(220 ms)は、本実験のような制約の厳しいタスクにおいても十分な性能をもつと考えられる。また、健常肢を基

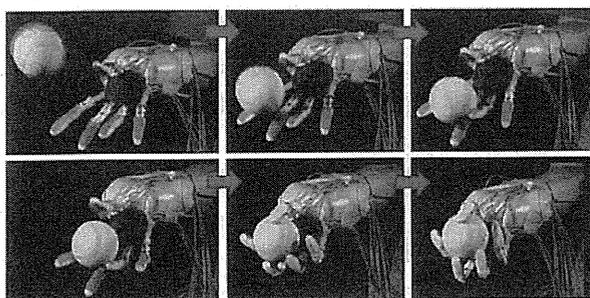


Fig. 9 Sensory feedback device: Tactile and kinesthetic.

準として約322 ms動作タイミングが遅れるシステムにおいては成功率は5%であった。このことから、322 ms程度の動作タイミングの遅れがある筋電義手においては応答性が不十分であると考えられる。

以上の議論より、製作した筋電義手における健常肢を基準とした動作開始タイミングの遅れはタスク達成に対して障害となるものではなく、応答性の制約の厳しいようなタスクであっても実行可能な筋電義手を実現できていることが示された。

5.3 遅れに対する脳機能評価

筋電義手の動作開始の遅れに対する脳機能活動の差異をfMRIにより検証する。健常肢に対して約120 ms動作の開始が遅れる義手に対し、付加的に0 ms, 200 ms, 400 ms, 600 msの遅れを与えた条件(120 ms, 320 ms, 520 ms, 720 ms)にて筋電義手を操作させ、等速落下するポールに付けられたマーカーの位置と筋電義手の人差し指に付けられたマーカーをそろえるように把持させた(Fig. 10)。既定の20代健常者女性に対し右腕前腕部に筋電位センサを3カ所(橈側手根屈筋、総指伸筋、長橈側手根伸筋)配置して筋電義手の脱力および把持状態を十分にトレーニングさせた。また筋電義手に圧力センサを計6カ所(各指末節骨の指腹と掌)配置し、いずれかの圧力センサが反応した場合に触覚情報として左腕上腕に電気刺激(Russian Waveform: Carrier 4 kHz, Burst 100 Hz, Duty 100%)を与える。各実験条件において6セッションであり、各セッションにてタスクを実行した。解析にはSPM2を用いた¹³⁾。タスクのパフォーマンスは等速落下するポールのマーク位置と筋電義手のマーク位置の位置誤差によって評価する。

本タスクのパフォーマンスはすべての実験条件において差が見られずその誤差は小さかった。このことより本タスクは筋電義手で実現は可能であることがわかる(Fig. 12)。

脳の賦活領域においては、すべての実験条件において筋電義手を動作させる左側部の一次運動野と一次体性感覚野に有意な賦活が見られた(Fig. 11)。このことから、健常肢の動作とそれに伴う感覚情報が同時に得られている状態

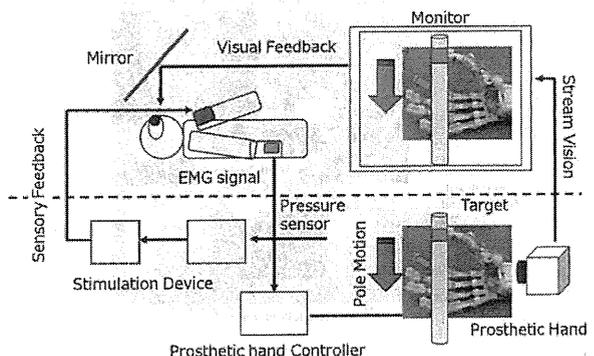


Fig. 10 fMRI setting.

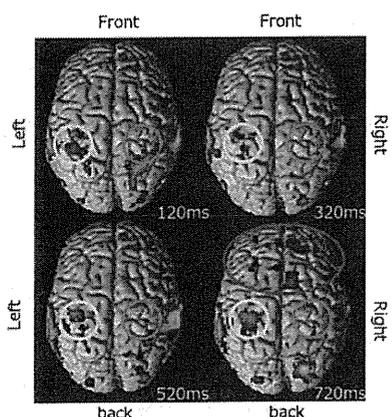


Fig. 11 Activation region of each condition.

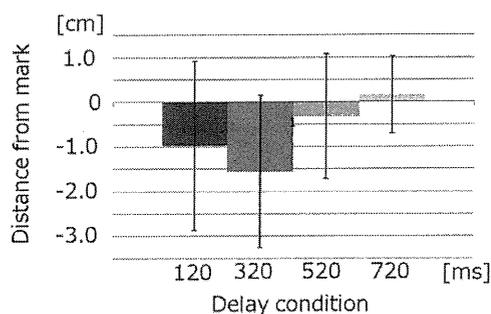


Fig. 12 Performance index: Distance between hand and target mark.

が存在すると思われる。条件 120 ms と 720 ms において、右側（感覚フィードバック側）に手領域の一次体性感覚野に賦活が見られ、それ以外の条件では有意な賦活は見られなかった。両条件（120 ms, 720 ms）において筋電義手を制御する運動野領域とそれに対する感覚野領域において同時に賦活する条件が確保されていることから、これは健常肢動作における賦活領域と同じである。しかし条件 720 ms においては前頭前野において有意な賦活が多数観測されているため、何らかの高次認知機能を使用し、試行錯誤的にタスクを実行していることが考えられる。このため本来の健常肢動作において賦活しない領域が賦活しているため望ましくない。

条件（320 ms, 520 ms）においては前頭前野での賦活は見られないものの感覚野領域（右側）に賦活が見られず同時に賦活するという条件が満たされていない。

このため脳賦活領域が健常肢動作における賦活状態と同等の条件を満たすためには筋電義手動作が少なくとも 120 ms 以内の時間的な遅れで動作する必要があると考えられる。

6. 結 言

本研究において日常生活で必要とされる機能要求に基づいて設計した。その多自由度性を確保したまま日常生活動

作を妨げない手先重量であり全体として可搬性をもつこと、また動作結果に応じた感覚フィードバックが可能であるシステムを構築した。製作したシステムによる検証実験より、健常肢における動作可能速度とほぼ同程度の動作速度を実現しており、かつ健常肢と比較し動作開始タイミングの遅れが単純反応時間の半分程度であり、時間応答性に厳しいタスクにて応答性を確認した。また、義手の動作開始の遅れに対する脳賦活部位の差異を FMRI にて検証することにより少なくとも健常肢と比較し 120 ms 程度の遅れならば、健常肢と同様な賦活両域が実現できることを示した。

本システムは日常生活での使用を念頭に置きシステム構成要件を設定した。そのため本システムによる動作改善についての評価としてさらに義手使用者における補償動作の程度とその有無を検証する必要がある。

謝 辞 本論文における筆者らの研究は文部科学省「脳科学研究戦略推進プログラム」ブレイン・マシンインタフェース (BMI) の開発、研究開発拠点整備事業（課題 A）からの援助を受けて行われた。

References

- 1) <http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/108-1.html>
- 2) Ottobock: <http://www.ottobock.com/>
- 3) Motion Control: <http://www.utaharm.com/>
- 4) Touch Bionics: <http://www.touchbionics.com/i-LIMB>
- 5) C. M. Light, P. H. Chappell: *Med. Eng. Phys.*, **22**, 679 (2000).
- 6) T. E. Wiste, S. A. Dalley, T. J. Withrow, and M. Goldfarb: IEEE International Conference on 23-26 June 2009, pp. 675-681.
- 7) J. L. Pons, E. Rocon, R. Ceres, D. Reynaerts, B. Saro, S. Levin, and W. Van Moorleghe: *Autonomous Robots*, **16**, 143 (2004).
- 8) M. C. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B. B. Edin, L. Beccai, and C. Cipriani: *Biol. Cybern.*, **95**, 629 (2006).
- 9) S. A. Dalley, T. E. Wiste, T. J. Withrow, and M. Goldfarb: "Design of a Multifunctional Anthropomorphic Prosthetic Hand with Extrinsic Actuation," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2009.
- 10) Hai Huang, Li Jiang, Yiwei Liu, Linqi Hou, Hegao Cai, and Hong Liu: Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics, and Biomimetics, December 17-20, 2006.
- 11) Dean Kamen's "Luke Arm" Prosthesis Readies for Clinical Trials: <http://spectrum.ieee.org/biomedical/bionics/dean-kamens-luke-arm-prosthesis-readies-for-clinical-trials>
- 12) T. A. Kuiken, G. Li, B. A. Lock, R. D. Lipschutz, L. A. Miller, K. A. Stubblefield, and K. B. Englehart: *JAMA*, **301**(6), 619 (2009).
- 13) <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>

(2011年4月25日受理)

中村達弘 なかむら たつひろ

平 20 東京大学大学院精密機械工学専攻修士課程修了, 平 23 東京大学大学院精密機械工学専攻博士課程中退, 平 23 東京大学大学院情報学環特任研究員, 電気通信大学協力研究員, 人・機械適応系に関する研究に従事, 現在に至る. 修士(工学)

加藤 龍 かとう りゅう

平 20 東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻博士後期課程修了, 平 20 東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻特任助教, 平 21 電気通信大学大学院知能機械工学専攻, 助教, 人・機械適応系に関する研究に従事, 現在に至る. 博士(工学)

森下壮一郎 もりした そういちろう

平 17 東京大学人工物工学研究センター価値創成イニシアティブ(住友商事) 寄付研究部門助手, 平 20 同部門特任助教, 平 22 東京大学大学院情報学環特任研究員, 電気通信大学協力研究員, パターン認識と, その応用としてのブレインマシンインタフェースの研究に従事, 現在に至る. 博士(工学)

横井浩史 よこい ひろし

平 5 北海道大学大学院工学研究科精密工学専攻博士後期課程修了, 平 21 電気通信大学知能機械工学専攻, 教授, 平 21 東京大学大学院情報学環, 教授, 平 14 チューリッヒ大学人工知能研究室, シニア研究員, 西イングランド大学知的自動化システム研究室フェロー研究員を兼任, 人・機械適応系に関する研究に従事, 現在に至る. 博士(工学)

