

図5-1. 設計したロボットハンド&アームの概観

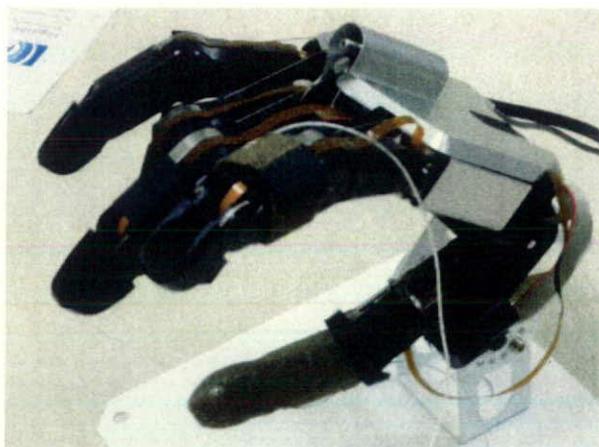


図5-2. 今回設計したロボットハンド/アームのハンド部の原型（ほぼ同タイプのもの）。第一指、第二指に静電容量型圧センサを装着

（倫理面への配慮）

本研究はヒト遺伝子解析研究、社会的コンセンサス等を必要とする研究ではなく、また、現段階においては、動物実験、および人を対象とする実験のどちらにも該当しない。

C. 研究結果

ロボットハンドの手指に対する圧センサの装着

前項では、ロボットハンド自体の設計・仕様について述べたが、この章では、ロボットハン

ドに対する感覚機能の賦与に関して、ロボットハンドに装着する圧等のセンサシステムについて述べる。

前述のように、ヒトを被験者とし、マイクロニューログラム法を用いた実験で、単一機械受容ユニットから伸びている神経線維を（電気）刺激する事によって、被験者はあたかもこの機械受容ユニットの受容器が検出している物理的的刺激が（実際に）投射野に加えられたように感じることが示され、特にSAI機械受容ユニットに関しては、発生する圧感覚の強度と神経線維に与える電気刺激パルスの繰り返し周波数との関係が明確になっており、個々のSAI圧受容ユニットからの神経線維と（ロボットハンドの）同じ位置にあるセンサからの圧情報を伝える情報ライン（電線）をいわゆる神経電極によって個々に接続する事が可能であれば、義手（ロボットハンド）の各部位に加えられた物理的的刺激を、加えられた通りの強さの（圧）感覚として、装着者に提示する事が可能であると考えられる。

現時点では、最大のボトルネックは、「神経電極」にあり、現時点では、義手に装着したセンサからの圧情報ラインと感覚神経線維とを接続

する事は出来ていないが、本年度は、本研究において目標としている「神経電極」の性能に対応したロボットハンドの設計、及び、同ロボットハンドに装着するセンサシステムの仕様の設計・性能評価を試みた。

基本的なシステムとして、人の手形のロボットハンドの指先部に触・圧覚センサを装着し、これに加えられた機械的外部刺激を生体に体性感覚として伝達しうるシステムの試作を試みている。ロボットハンドの手指、手掌・手背部にセンサを装着する場合には、曲面である指・手の表面形状に合わせてセンサを取り付ける必要があり、また、各部位における圧の分布を検出する事が重要であるので、センサとしては、1) 圧分布を測定する事が出来、また、2) センサ自体が柔軟で柔らかく、ロボットハンド(および指)のような自由局面に装着する事が可能、という特性が要求される。

我々が以前から用いている圧センサとして、導電性ゴムを用いたシステムがある。このシステムは柔軟でロボットハンドの指などの形状に合わせて装着する事が可能で、かつ、センサシートの各部位における圧(即ち、圧分布)を計測する事が可能であるが、このセンサシートでは圧の検出能(Detectivity)が充分高くない(200gf程度)という問題点がある。

今回は、圧のセンシングシステムとしては、このシステムに加えて、commercially availableの静電容量型の圧センサシステムをロボットハンド/アームシステムに装着する事を試みる。

さらに、物体の把持には、すべり感覚の検出・認知が非常に重要な役割を担っているが、今回のシステムでは、研究分担者が(このプロジェクトに先立って開発した)すべりセンサをロボットハンドに装着し、すべりが生じた際のシグナルを(横方向のshear stressに対応してスパイクを発生すると言われている)SA II機械受容ユニット(ルフィニ小体)に接続されている神経線維に入力し、すべり感覚を発生させる

事も行ってみる事とし、このすべりセンサ(同じく導電性ゴムを用いている)の装着も行なう事としている。

各々のセンシングシステムについて以下に述べる。

1) 圧センサシステム

○導電性ゴムを用いた圧分布計測システム

【センサ構造】

触覚センサを取り付けるロボットハンドの内部にはケーブルやアクチュエータ機構などが存在するため、センサは表面に装着するという形態を取らざるを得ない。このロボットハンド部は人の手指に似せた曲面で構成されているので、センサとしては柔軟でありかつ薄く、自由曲面に装着しうる事が要求される事は上に述べた通りである。我々が以前からロボットハンド等に用いている圧分布センサとして、感圧導電性ゴムに金めつき電極を縫い込む構造を用いた触覚センサがあり、本プロジェクトでもこのセンサの応用を考えている。従来のフレキシブルフィルムと感圧導電性ゴムとを組み合わせた構造では、曲げ戻しの耐久性に関して各層間にわずかなずれを生じ、繰り返し曲げ戻しを行うと、電極の分離、しわの発生などが生じるといった問題点が生じていたが、電極を縫い込む事により、2層から1層の複合構造とし、柔軟性と曲げ戻しに対する耐久性の改善を図っている。

図5-3、および、図5-4に、上記のセンサの外観とその構造を示す。センサ部は電極を図5-4に示すように感圧導電性素材の表面と裏面を交互に往復して縫い込むようにして、横方向に電極行を構成し、次に縦方向にも電極列を構成している。感圧部は電極行と電極列の交点に設定される事になり、電極は金めつきしたベリリウム銅線(0.125Φ)を縦横に4mm間隔で縫い込んである。また、センサの厚みは約0.5mmである。図5-5はロボットハンド(今回のプロジェクトで用いるものとは別)にセンサを取り付けた所を示したものである。

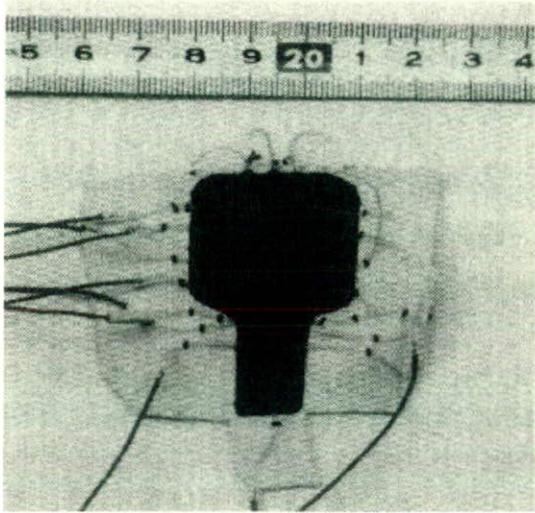


図5-3. センサプロトタイプ展開

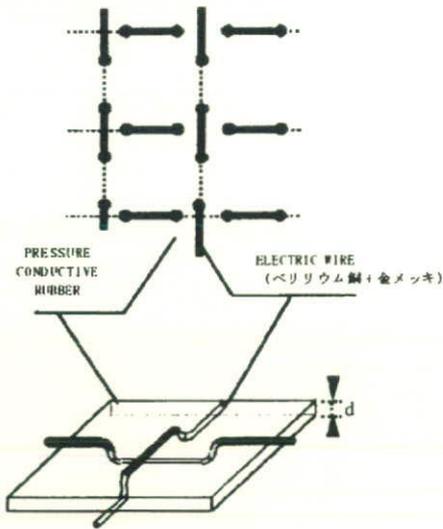


図5-4. センサ検出部構造

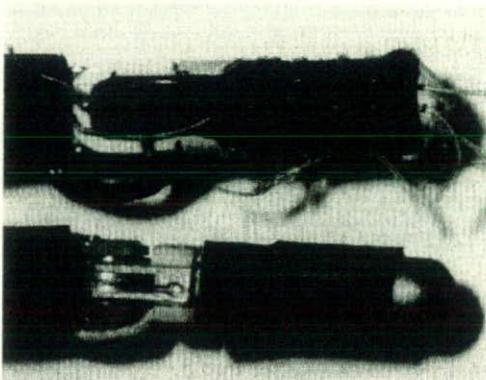


図5-5. センサのロボットハンドへの装着
(ロボットハンドは今回用いるものとは別)

【センサ回路】

圧検出点は、図5-6-aに示すC、C1、C2、C3のように互いに直交する電極の交点となる。同点における圧の測定原理は、例えばC点では、このC点の感圧導電性ゴムの抵抗値 r_s により、その点での圧力を計測しようというものである。しかしながら、回路図からも明らかのように、 r_s 以外の抵抗部分にも電流が流れ、この不要な電流パスのため、目的とする抵抗値 r_s を計測する事はそれほど容易ではない。この問題の解決を図るため、ゼロ電位法を用いた。図5-6-bはその走査回路の概念図を示したものである。行電極は従来と同様に選択する行電極にのみ電圧を加え、その他の行電極はゼロ電位とする。列電極はすべての演算増幅器の一方の入力側に接続した。そして演算増幅器の他方の入力側をゼロ電位としたため、演算増幅器ののゲインが十分に大きい状態では、作動入力端子の電圧がほぼゼロ電圧となり、すべての列電極が仮想的にゼロ電位となる。このため、測定点以外の周りの電極すべてがゼロ電位で電位差がないため、電流が流れ込む事がなく、正確な抵抗値の測定が可能となる。図5-7は試作したセンサシステムの回路図を示したものである。センサ回路は one chip microcomputer によって制御されており、同 one chip microcomputer は PC と RS232C で接続され、各センサ部からのデータの表示およびゲイン、オフセットの調整が可能となっている。

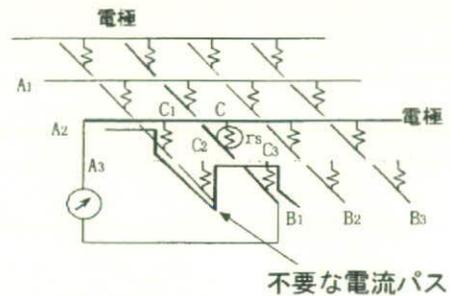


図4-6-a 感圧ゴム 圧センサ回路の問題点

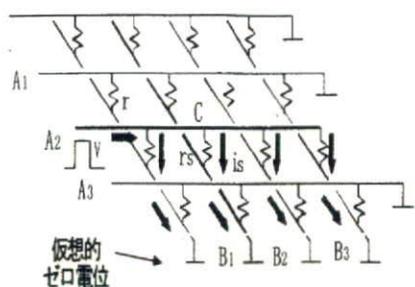


図5-6-b 感圧ゴム 圧センサ回路
(ゼロ電位法による解決)

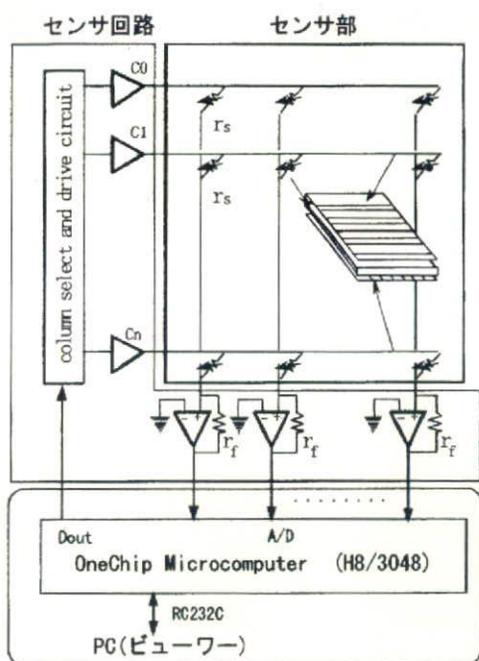


図5-7 感圧ゴム圧センサシステム回路図

○その他の圧検出システム（静電容量型圧センサシステムなど）

上記の（下条らの開発による）感圧ゴムのセンサシートは、圧分布を計測する事が可能であるが、圧の感度が十分に高くないと言う問題があるので、このシステム以外にも、圧感度・分解能が高い圧センサ素子（commercially available：PPS社の静電容量型の触覚センサ）を手・指に（可能であればアレイ状に）装着して、手指にかかる圧（分布）の計測とフィードバックを行うシステムについても検討を行なう事になっている。（図5-2参照）

2) すべり（覚）センサシステム

本センサシステムは、分担者の下条らが本プロジェクトとは別に開発したもので、本プロジェクトでは、ロボットハンドでの把持時のすべりの有無を検出し、この情報を生体（の神経系）にフィードバックして、すべり感覚を被験者にフィードバック・誘起するシステムの構築を試みるものである。

すべりの検出には、従来は、1) PVDF（フッ化ビニリデン樹脂）を埋め込み、すべりが発生した際の振動を検出する方法や、柔軟被覆表面の凹凸と把持物体との間で生じるすべり振動を検出する方法、2) ひずみゲージを配列し、この歪み分布の変化から局所すべり状態を計測する方法、或いは、3) 超音波の共鳴を利用して、すべり方向のせん断応力を検出する方法、などが試みられているが、小型・軽量化が困難、検出方向が限られる、あるいは、接触・法線力変化との区別が困難、などの問題点がある。下条らの開発になるすべりセンサは、感圧導電性ゴムを用いたもので、せん断変形に対して特長的な周波数帯域成分を持つ電圧変化を示し、電圧変化の周波数解析（ウェーブレット解析）を行った際の特定周波数帯域の変化から、法線方向の力成分と初期すべりの分離・検出が可能である。この際、現時点では、得られる情報はすべりの有無（on か off）に限定されているが、すべりの強さの情報評価については、今後、検討を行なっていく予定である。

このすべり検出センサの素子（図5-8）は、現在の試作品では、サイズは6 mm × 6 mm × 0.5 mm であるが（図5-9）、これをロボットハンドの手指部（DIPJ-末節、DIPJ-PIPJ間、及び、PIPJ-MPJ間）に装着し、法線力の圧とともにせん断応力を検出し、これらを圧感覚・すべり感覚として被験者にフィードバックするシステムの構築を試みる予定である

滑り検出センサの試作

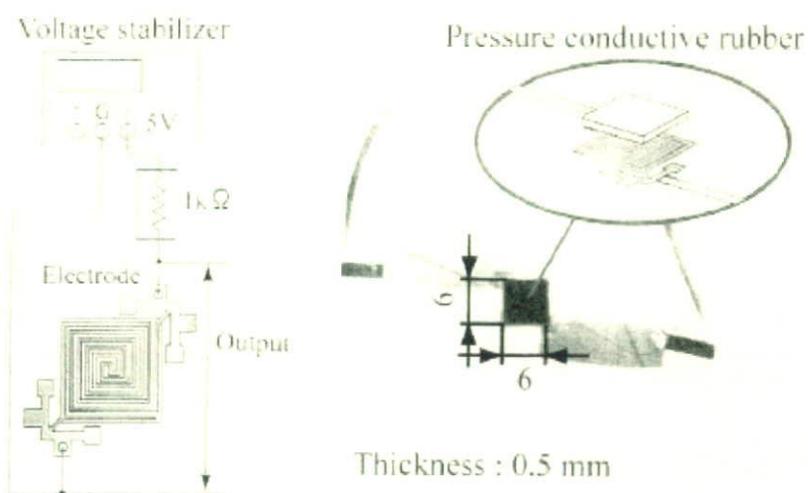


図5-8. すべり（覚）センサ素子

滑り覚センサ

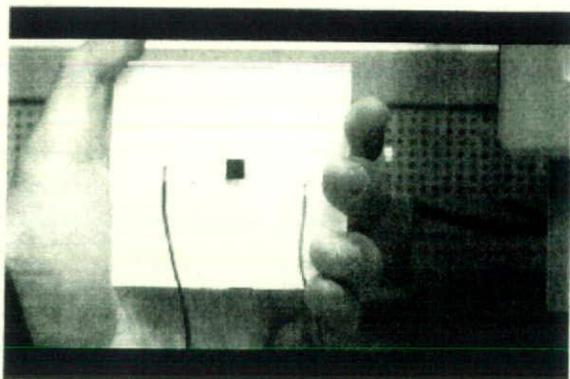


図5-9. 圧電素子を用いた滑りセンサ

D. 健康危険情報

特になし

E. 研究発表

論文発表

1) 満渕邦彦.ブレイン・マシン・インタフェースシステム;認知神経科学,Vol. 11 No. 1,pp.10-16, 2008

学会発表

1) 勅使河原 誠一. Development of High Speed and High Sensitivity Slip Sensor; IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2008.9.22 (ニース)

2) 下条 誠. A Net-Structure Tactile Sensor Covering Freeform Surface with Reduced Wiring; International Conference on Instrumentation, Control and Information Technology. 2008.8.20 (東京)

3) 島田茂伸. オプタコンの機械特性と人間の触覚特性との適合度に関する研究; 電子情報通信学会. 2008.3.18 (福岡)

4) 山川雄司. Knotting Manipulation of a Flexible Rope by a Multifingered Hand System based on Skill Synthesis; IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2008.9.22 (ニース)

5) 郡司大輔. Grasping Force Control of Multi-fingered Robot Hand based on Slip Detection Using Tractile Sensor; International Conference on Instrumentation, Control and Information Technology. 2008.8.20 (東京)

6) 勅使河原 誠一. Study of High Speed and High Sensitivity Slip Sensor Characteristic of conductive material; International Conference on Instrumentation, Control and Information Technology. 2008.8.20 (東京)

7) 郡司大輔. Grasping Force Control of Multi-fingered Robot Hand based on Slip

Detection Using Tactile Sensor; 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation. 2008.5.19 (パサデナ)

図書

1) 満渕邦彦. ヒューマンインタフェースのための計測と制御.シーエムシー出版. pp. 241-257.2009.

F. 知的財産権の出願・登録状況

特許取得

実用新案登録

その他

該当なし

III 研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
満洲邦彦	ブレインマシンインタフェース	山口昌樹	ヒューマンインタフェースのための計測と制御	シーエムシー出版	東京	2009	241-257

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
満洲邦彦	ブレイン・マシン・インタフェースシステム	認知神経科学	Vol. 11 No. 1	10-16	2009
小竹直樹, 鈴木隆文, 竹内昌治, 満洲邦彦	マイクロダイアリス機能を付加した神経電極の試作	生体医工学	46 suppl.1	235	2008
深山理, 谷口徳恭, 鈴木隆文, 満洲邦彦	中枢神経信号によるラット搭載車制御システム「ラットカー」の開発：広域多点神経信号からの自動発火弁別および選別法	生体医工学	46 suppl.1	478-479	2008
伊藤孝佑, 鈴木隆文, 満洲邦彦	末梢神経における方向別信号分離手法	生体医工学	46 suppl.1	656	2008
浅野航平, 深山理, 鈴木隆文, 満洲邦彦	モデル不定性を許容する適応フィルタの神経束外記録信号への応用	生体医工学	46 suppl.1	617-618	2008
高橋玄頭, 鈴木隆文, 満洲邦彦	針筋電信号を用いた指の運動の推定 -神経回路モデルの有効性と適用方法の検討-	生体医工学	46 suppl.1	657	2008
鈴木隆文	デバイス技術から見たBMIの現状と将来	日本生体磁気学会論文集	Vol.21 No.1	10-11	2008

鈴木隆文, 満洲邦彦, 國本雅也.	ニューログラム針の滅菌方法 と安全性に関する検討	第 21 回ニューログ ラム研究会	3	2008
谷口徳恭, 深山 理, 鈴木隆文, 満洲邦彦.	大脳基底核信号が歩行速度推 定に及ぼす影響	電気学会 電子・情 報・システム部門大 会	147-150	2008
浅野航平, 鈴木隆文, 満洲邦彦.	神経束外で記録された神経信 号をユニット弁別するカルマ ンフィルタの設計法	電気学会 電子・情 報・システム部門大 会	121-123	2008
Osamu Fukayama , Noriyuki Taniguchi, Takafumi Suzuki, and Kunihiko Mabuchi.	RatCar system for estimating locomotion states using neural signals with parameter monitoring: Vehicle-formed brain-machine interfaces for rat	Proceedings of 30th Annual International Conference of the IEEE EMBS	5322-53 25	2008
Osamu Fukayama , Noriyuki Taniguchi, Takafumi Suzuki, and Kunihiko Mabuchi.	Automatic Adaptation of Vehicle Controller to Time-Varying Neural Signals Recorded in RatCar System: A Vehicle-formed BMI	Proceedings of Joint 4th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 9th International Symposium on Advanced Intelligent Systems	253-256	2008
深山 理, 谷口徳恭, 鈴木隆文, 満洲邦彦.	車体型 BMI「ラットカー」搭 載時におけるラット運動中枢 神経活動の時間変化に関する 基礎的検討	第 23 回生体・生理工 学シンポジウム論文 集	81-82	2008
小竹直樹, 深山 理, 鈴木隆文, 竹内昌治, 満洲邦彦.	MEMS テトロードの立体化の 検討	第 23 回生体・生理工 学シンポジウム論文 集	51-52	2008

山水康隆, 荒木 望, 小西康夫, 満渕邦彦, 石垣博之.	表面筋電信号のヒストグラム を用いた指関節角度推定手法	第 23 回生体・生理工 学シンポジウム論文 集.		183-184	2008
Naoki Kotake, Takafumi Suzuki, Kunihiko Mabuchi, Shoji Takeuchi.	A flexible parylene neural probe combined with a microdialysis membrane	Proceedings of the 20 th International conference on miniaturized systems for chemistry and life science		1687-16 89	
橘 秀幸, 鈴木隆文, 満渕邦彦.	義手制御に向けた針筋電信号 による手指状態推定 ~単収 縮モデルを用いた推定手法の 提案~	電子情報通信学会 信学技報		107-110	2008
五條理保, 鈴木隆文, 関 和彦, Andrew Jackson, 武井智彦, 竹内昌治.	脊髄内微小電気刺激のための パリレン柔軟電極	電気学会研究会資料 (バイオ・マイクロシ ステム研究会)		9-12	2008
國本雅也.	マイクロニューログラムの基 礎と臨床	検査と技術	36	1093-11 00	2008
Seiichi Teshigawa ra, Masatoshi Ishikawa and Makoto Shimojo.	Development of High Speed and High Sensitivity Slip Sensor	Proceedings of 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems		47-52	2008

Makoto Shimojo, Takuma Araki, Masahiro Teranishi, Aigou Ming, Masatoshi Ishikawa.	A Net-Structure Tactile Sensor Covering Freeform Surface with Reduced Wiring	International Conference on Instrumentation, Proceedings of Control and Information Technology		904-909	2008
島田茂伸, 篠原正美, 安彦成泰, 下条誠.	オブタコンの機械特性と人間の触覚特性との適合度に関する研究	電子情報通信学会論文誌	J91-D, no.5	1296-1304	2008
Yuji Yamakawa, Akio Namiki, Masatoshi Ishikawa and Makoto Shimojo.	Knotting Manipulation of a Flexible Rope by a Multifingered Hand System based on Skill Synthesis	Proceedings of 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems		2691-2696	2008
Daisuke Gunji, Yoshitomo Mizoguchi, Seiichi Teshigawara, Aigou Ming, Akio Namiki, Masatoshi Ishikawa and Makoto Shimojo.	Grasping Force Control of Multi-fingered Robot Hand based on Slip Detection Using Tractile Sensor	International Conference on Instrumentation, Proceedings of Control and Information Technology		894-899	2008

Seiichi Teshigawa ra, Masatoshi Ishikawa and Makoto Shimojo.	Study of High Speed and High Sensitivity Slip Sensor Characteristic of conductive material	Proceedings of International Conference on Instrumentation Control and Information Technology 2008	900-903	2008
Daisuke Gunji, Yoshitomo Mizoguchi, Seiichi Teshigawa ra, Aiguo Ming, Akio Namiki, Masatoshi Ishikawa.	Grasping Force Control of Multi-fingered Robot Hand based on Slip Detection Using Tactile Sensor	Conference Proceedings of 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation	2605-26 10	2008

IV. 研究成果の刊行物・別刷

第19章 ブレインマシンインタフェース

満洲邦彦*

1 ブレインマシンインタフェース—その定義と用語—

近年、生体の神経系と機械系の情報ラインを神経電極などで接続し、相互に入出力を行う事によって、生体の神経系の情報で義手や義足などの外部機器を操作したり、逆に外部機器のセンサ類によって検出した物理的・化学的的刺激情報に従って、生体の感覚神経系を刺激してやる事により、人工的に視覚や聴覚などの特殊感覚や体性感覚などの感覚を人工的に作り出してやろうとする研究が進み、これらのシステムは、「脳と機械系を繋ぐ」、あるいは、「脳とコンピュータを繋ぐ」などという意味から、Brain-machine interface (BMI)、あるいはBrain-computer Interface (BCI) などと呼ばれているが(図1)、これらの言葉の定義に関しては、現時点では、まだ明確には確立されていない面がある。初期の研究は、Locked-in syndrome (閉じ込め症候群) や Amyotrophic lateral sclerosis (筋萎縮性側索硬化症: ALS) などにより重度に随意運動が障害された患者さんが、脳波などの非侵襲的な手法で計測した脳機能を用いてコンピュータのカーソルなどを操作し、自分の意志を伝達できるようなシステムを開発しようと言う事から始まっており、文字通りコンピュータを操作する事を主目的としていたので Brain-computer Interface (BCI) と呼ばれたが、現在では、このBCIという言葉は、Electroencephalography (脳波: EEG) や Magnetoencephalography (脳磁図: MEG)、Near

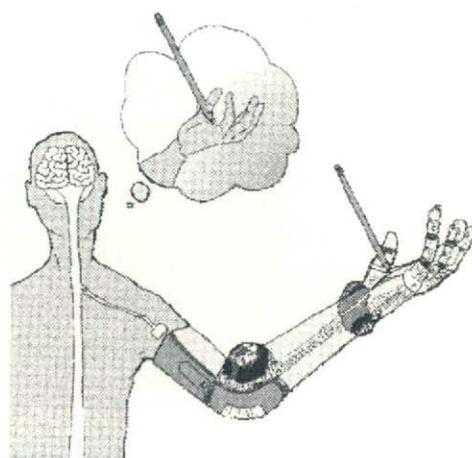


図1 Brain-machine Interface (BMI)

Brain-machine Interface (BMI) は、生体の神経系(脳や末梢神経系)と外部機器の情報ラインを直接接続し、相互に入出力を行う事によって、生体の神経系の情報で義手などの外部機器を操作したり、逆に外部機器のセンサ類によって検出した物理的・化学的的刺激を生体の感覚神経系を刺激してやる事により、人工的に視覚や触・圧覚などの感覚を人工的に作り出してやろうとするシステムである。

* Kunihiko Mabuchi 東京大学 大学院情報理工学系研究科 システム情報学専攻 教授

Infrared spectroscopy (近赤外分光法：NIRS) や functional MRI (機能的MRI：fMRI) などの非侵襲的な計測法を用いて神経系(脳)の活動情報を取得し、その情報を用いて外部機器一般を操作するシステムに対して用いられている。これに対して、Brain-machine interface (BMI) という言葉は、BCI と対比させて狭義的に用いられる場合は、観血的・侵襲的な外科手術的手段によって神経系(脳)に電極を刺入、あるいは留置することにより、神経系との間で情報を入出力するシステムに対して用いられている。しかしながら、非侵襲的な手法も含め、脳と外部機器との間で情報の入出力を行うデバイス全般を広義的に BMI という言葉で呼ぶ場合も多い。

また、脳(brain)ではなく、末梢神経系において情報の入出力を行うシステムもあるが、一般的にはこれらも BMI と呼ばれる事が多く、研究者によっては、このようなシステムを全般的に包含して、「神経-機械インタフェース」や「神経インタフェース」などと呼んだり、あるいは、非侵襲型の神経活動計測手法を組み合わせたシステムをブレインネットワーク・インタフェースなどの言葉で呼んだりしている。

一方、脳や神経系を含む運動系器官や各種臓器などを電気刺激する事によって、筋肉を収縮させたり、臓器機能を賦活化させたりして、運動麻痺やその他の疾患の治療を行おうとする手法があり、これらは、機能的電気刺激(Functional Electrical Stimulation：FES)、あるいは、治療的電気刺激(Therapeutic Electrical Stimulation：TES) などと呼ばれているが、その中で神経系の刺激を行うものに関しては、Neuromodulation などと呼ばれている(日本語でも、そのまま「ニューロモデュレーション」と呼んでいる)。この範疇に入るものとして、脳の深部に電極(リード)を刺入し、高頻度の電流刺激を加える事により不随意運動などを抑制する脳深部刺激療法(Deep brain stimulation)があり、1980年代から広く行われるようになっていて、これらも BMI に含まれる事がある。また、BMI、BCI も含んだより広い意味で、神経補綴(neural prosthesis, sensory prosthesis, neuromotor prosthesis)などの用語も用いられている。

2 BMIの分類と実際

BMIは、基本的には、脳からの遠心性(出力)情報を用いて外部機器を操作する出力型BMIと、外部機器(センサ類)からの情報を脳へ求心的に入力し、人工的に感覚等を生じさせる入力型BMIの2種類に大別されるが、さらに、近年、脳を刺激する事によって、脳の機能を調整したり、脳の異常活動による不随意運動などの発生を抑えたりする Neuromodulation と呼ばれるシステムが BMI の一つの形として注目されている。

2.1 出力型BMIシステム

出力型BMIは、脳からの出力信号を、非侵襲的、あるいは侵襲的な方法により計測し、外部機器をその意図に基づいて制御・操作させると言うものである。脳からの出力系としては運動神経系と自律神経系があるが、臓器機能や血管運動などを支配する自律神経系の情報を用いたBMIに関しては、自律神経系信号に基づいた内臓型人工臓器機能の制御などの試みは行われているものの、まだ報告もほとんど無く、現在行われている出力型BMIの大部分は、ロボットアームの制御など、運動神経系に関するものである。

2.1.1 出力型BMIシステムの基本構成と技術的要素

出力型BMIの基本的な構成は、1) 運動や臓器制御に伴って発生する神経系(脳)の活動、あるいは出力信号を検出するための計測装置、2) 計測した信号を処理し、その信号がどのような運動や臓器機能の変化を指示しているのかを推定(デコード)するための処理装置、および、3) その推定に従って操作されるロボット(人工肢)や人工臓器などの外部機器、から成っており、以下に、その個々の要素について述べる。

2.1.2 神経系活動計測装置・電極

神経系活動の計測装置には、最初の項で述べたように非侵襲的方法と、侵襲的方法とがあるが、運動系出力型のBMIでは、義手のように一般に複雑・微細な操作を目的としているので、得られる情報量の問題から、脳に電極を直接刺入、あるいは留置するという侵襲的方法を必要とする場合が多い。刺入タイプの電極は、針型やブレード型の刺入部を有し、この刺入部の先端、あるいはシャフトの途中に金属等でできた電極部を配置するという形をとっており、これを脳や脊髄内に刺入・留置し、近くに存在するニューロンの活動電位を細胞外計測する。この刺入型の電極に関しては、金属のワイヤなどを電気的絶縁物質でコーティングし、先端の絶縁を剥いで電極部とした、いわゆるワイヤ電極を基本としたものと、近年発達してきた、シリコンプロセスを応用した超微細加工技術(Micro-electro-mechanical system: MEMS 技術)を用いて作製した、シリコン基板などの上に、非常に微細な電極を多数配置した多チャンネル電極との2種類がある。前者に関しては、異なるニューロンの神経活動を個別に分離(スパイクソーティング)する^{1, 2)}事を目的として、このワイヤ電極を複数本束ねて用いたり、あるいは1本のシャフトの複数の位置に電極を配置する事が行われており、束ねる数(あるいは配置する電極数)に応じて、ステレオトロード(2本)、テトロード(4本)、ドデカトロード(12本)などと呼ばれているものが用いられている。また、個々の電極線の刺入する深さを、リニアアクチュエータなどを用いて調節できるようにしたものも開発されており、マイクロドライブ⁴²⁾と呼ばれている。これらの電極は、基本的には手作りされてきたもので、個々の電極を目的とする位置や深さに配置しようとするものであるが、小型化は困難で、電極の本数にも限界がある。これに対して後者のタイプの電

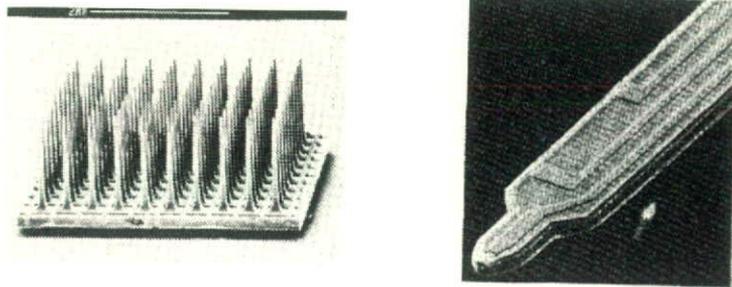


図2 BMIシステムにおいて神経系との間で入出力を行うために用いられる電極類
ユタ大学の剣山電極⁴⁰⁾、ミシガン大学のプローブ電極⁴¹⁾ (©1985 IEEE)

極は、電極の超微細化、高密度化、および、大量生産が可能で、多くの施設で、非常に多種類の電極が開発されている。有名なものとしては、ユタ大学のグループによる剣山型電極³⁾やミシガン大学のいわゆるミシガン電極^{4, 5)}などがあり(図2)。また、日本国内のオリジナリティある電極としては、豊橋技科大のグループによるウイスキー結晶を応用した電極⁶⁾などや、パリレンなどの柔軟な素材を用い、流路を備えた電極など⁷⁾が研究開発されている。

2.1.3 運動推定のためのデータ処理

外部機器、例えば義手や義足を思い通りに操作するためには、前述の電極類を用いて計測した神経情報から、どのように腕や足を動かそうとしているかという意図を推定(デコード)する必要があるが、一般には、複雑な動作は1つのニューロンの情報のみから推定する事は困難で、多数の電極を用いて複数のニューロンの活動を検出し、それぞれのニューロン活動の情報を総合して求める運動情報に変換するという処理が必要となる。この処理に関しては、確立された方法は無いが、多くは以下のような流れを取る。まず、特定の動作を行った際の手足の動きと発火データの対応付けを行うが、個々の神経細胞の発火が持つ意味は異なっているので、電極群で計測した多数のニューロンの活動を、個々のニューロンに関する時系列の発火系列に分けてやる(スパイクソーティング)必要がある。この際、1つのニューロンの発火の波形は固有で時間的に変化しないとすることが前提となっているが、波形の特徴抽出・クラスタリングや、独立成分分析などを用いて、各電極から得られたスパイク列を個々のニューロンの発火に分類し^{2, 8)}、個々のニューロンの時系列の発火を求める。この後の処理も様々であるが、一例を挙げると、個々のニューロンのある時間幅(bin)における発火数を求め、この値のすべてのニューロンに関するセットを、主成分分析(PCA)などによって次元を下げた後、線形モデルや人工ニューラルネットワーク、あるいは、ホビュレーションベクトル⁹⁾など、種々の手法を用いて動作と対応付けを行い、並に各ニューロンの発火からその時点での動作推定を行う、などという方法がとられている。

2.1.4 外部機器の操作の臨床・研究例

よく用いられる外部機器としては、ロボットアームやロボットハンド（義手）、あるいはそれに類した装置（2足歩行ロボットなど）などがあり、これらを意図通りに操作させるというシステムが典型的なものである（図3）。この種の研究は多数行われているが、有名なものとしては、1999年に報告されたChapinらのラットを用いた実験¹⁰⁾や、2002年のNicoletisらによるサルを用いた実験^{11, 12)}がある。前者のChapinらの実験は、レバーを押すと、押された際のレバーからの信号で水滴が出て来て水が飲めるようになっている装置を用いて、ラットに前足でレバーを押してアームを操作させ、水を飲む訓練を行い、次いで、脳の大脳皮質運動野に電極を刺入・留置し、これらの電極で計測される数十個のニューロンの活動に重み付けして加算する事により、前足でレバーを押した際に得られたニューロン活動と前足の動きを対応付ける。その後、前足でレバーを押した際に、これまではレバーからの信号でアームが動き水滴が得られるようにセットされていたものを、レバーからの信号ではなく、運動野からの信号でアームが動くようにモードを切り替えてやると、ロボットアームはラットが前足でレバーを押した際の脳からの信号で操作され、ラットは同様に水を飲む事が出来た、と言うものである（図4）。Chapinらは、この後、

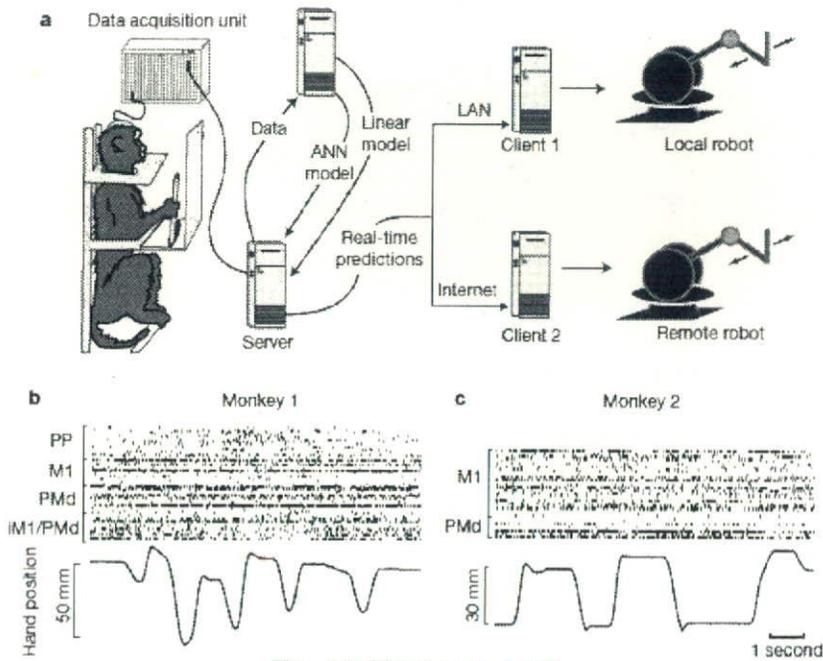


図3 出力型BMIシステムの例

埋め込み型電極などを用いて運動やその意図に伴って発生する神経系（脳）の活動を検出し、線形モデルや人工ニューラルネットワークなどを用いて処理し、その信号がどのような運動を指示しているのかを推定（デコード）し、その推定に従ってロボットハンド（人工肢）を操作する。（J. Wessberg, M. A. L. Nicolelis, et al., 2000¹¹⁾）

ラットが前足でレバーを押さずにロボットアームを操作している事を発見し、ラットの脳が進化し、実際に足を動かさなくても脳の活動のみでロボットアームを操作する事が出来るようになったとコメントしている。また、後者のNicolelisらの実験では、彼らは、ヨザルの運動野に約100本のワイヤ電極を刺入し、ヨザルが手を伸ばしてフルーツ片をつかみ、口に持ってくる際の腕の動きと、その際に記録された各ニューロンの活動を記録・対比させ、記録されたマルチニューロン活動から逆に腕の動きを推定する事を行っている。基本的には、計測されたスパイクを個々のニューロン活動に分離し、各々について50~100ミリ秒の時間幅(bin)毎に含まれるスパイク数をニューロン活動の値とし、これらを全てのニューロンについて重み付けして線形加算するという処理をリアルタイムで行わせ、その結果からロボットアームの3次元の動きを予測し操作させるという実験を行い、その結果、彼らは、ヨザルがジョイスティックを左右に動かした際に、

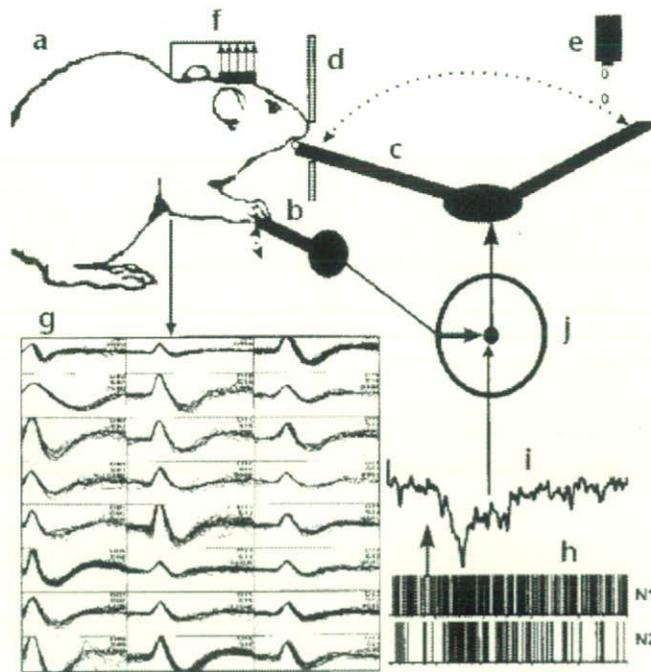


図4 1999年に報告されたChapinらの実験

レバーを押すと、押された際のレバーからの信号で水滴が出て来て水が飲めるようになっている装置を用いて、ラットに前足でレバーを押してアームを操作させ、水を飲む訓練を行う。次いで、脳の大脳皮質運動野に電極を刺入・留置し、前足でレバーを押した際に得られたニューロン活動と前足の動きを対応付け、これまではレバーを押した際のレバーからの信号でアームが動き水滴が得られるようにセットされていたものを、運動野からの信号でアームが動くようにモードを切り替えてやると、ロボットアームはラットが前足でレバーを押した際の脳からの信号で操作され、ラットは同様に水を飲む事が出来た。なお、この後、ラットは前足でレバーを押す事なく、ロボットアームを操作出来るようになった。(Chapin, et al., 1999¹⁰⁾)

ロボットアームにヨザルの腕の動きと同じ動作を取らせる事が出来たと報告している。

侵襲型システムに関しては、このような動物実験のみならず、臨床応用も試みられるようになっており、ブラウン大学の Donoghue らは、Cyberkinetics 社がユタ型の針電極を発展させて作製した電極システム（ブレインゲートシステム）を脊髄損傷による四肢麻痺患者の大脳皮質運動野に埋めこみ、患者に（運動神経活動の変化によって）コンピュータのカーソルを操作させたり、スイッチングを行わせたりする実験を行っている¹³⁾ (図5)。

2.2 入力型BMIシステム

入力型BMIシステムは、求心性である感覚神経系に人為的に刺激を入力する事によって人工的に感覚を発生させようというシステムであり、人工聴覚（人工内耳）は30年の歴史と10万人以上の患者を持つ確立された治療法となっている。人工視覚もまだ実験段階ではあるが、多くの施設で研究が進められており、人を対象とした実験も行われつつある。

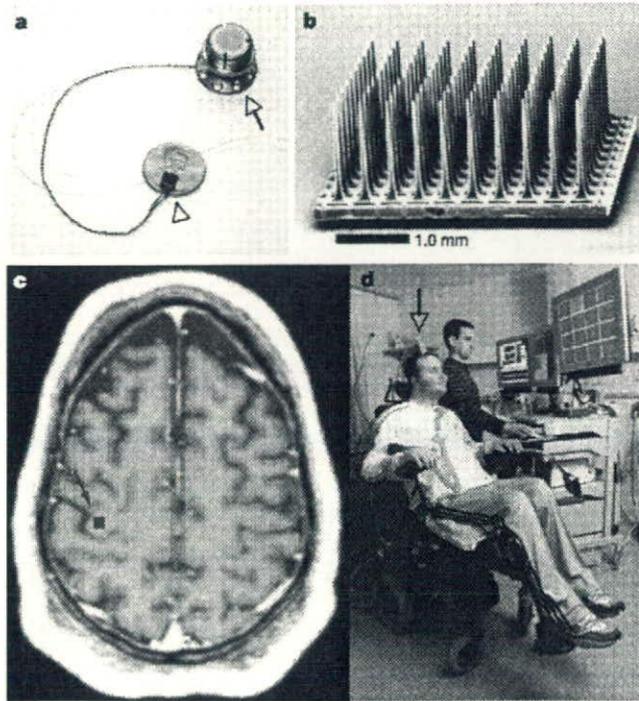


図5 Cyberkinetics社の“ブレインゲートシステム”によるBMIシステムの構築
大脳皮質一次運動野に刺入したユタ大学の剣山型プローブを介し、脊髄損傷による四肢麻痺の患者さんが、コンピュータのカーソル等を自在に動かす事が出来る。(Hochberg, L. R. et al., 2006⁴⁵⁾)

2.2.1 人工聴覚システム（人工内耳）

(1) 人工内耳システム開発の歴史

人工内耳は、最も早く臨床応用され、もっとも成功している感覚系BMIである。歴史的には、聾の患者の内耳にワイヤー電極を埋め込み、電気刺激する事によって音の感覚を発生させる事に成功した1957年のパリの神経生理学者Djournoと耳鼻科医Eyriesの実験¹⁴⁾に始まるが、その後、1970年代からいくつかのグループにより本格的な開発が始まり、1980年代にはすでに市販品として製品化されている。主なものを挙げると、ロサンゼルスにおけるHouse兄弟、Jack Urbanらと3M社によるシングルチャンネルの埋め込み人工内耳システムの開発^{15, 16)}、カリフォルニア大学サンフランシスコ校の耳鼻咽喉科医のRobin Michelson、Michael Merzenichらによる多チャンネルのインプラントシステムの開発¹⁷⁻¹⁹⁾と、そのライセンスを用いたAlfred MannによるAdvanced Bionics社の設立（バイオニック イヤー システム）、オーストラリアのメルボルン大学におけるGraeme Clarkによる多チャンネル人工内耳システムの開発^{20, 21)}と、開発された22チャンネルの人工内耳システムのコクレア社による製品化、また、IngeborgとHochmairによる多チャンネル人工内耳システムの開発着手と製品化²²⁾、およびMED-EL社（メドエル社）の設立などがある。

これらの人工聴覚システムは、内耳の蝸牛内に電極を挿入し、聴神経の螺旋神経節を刺激する事により音感覚を発生させる形をとっているが、近年、脳幹部にある聴神経の蝸牛神経核に対する刺激を行う聴性脳幹インプラントシステムの研究・開発も進んでいる²³⁾。

(2) 生体における聴覚発生と人工内耳のメカニズム

生体においては、外界から入力された音刺激は、外耳道・鼓膜・3つの耳小骨の振動を介して、最終的に蝸牛内のリンパ液を振動させ、蝸牛の中の管を前庭階と鼓室階という2つの半管に分けている基底膜を揺らす。その際、早い周波数の振動ほど、基底膜の入口に近い部分を揺らし、遅い周波数の振動ほど、入口から離れた奥の部位の基底膜を揺らす結果となる。この基底膜に振動（変位）を検出する有毛細胞（コルチ器）が配列されており、コルチ器で検出された振動はラセンの中にも存在するラセン神経節から伸びる蝸牛神経を通して、延髄、さらに中枢（大脳皮質の第一次聴覚野、第二次聴覚野）に伝達され、その結果、音感覚が発生する事になる。

人工内耳システムにおいては、蝸牛内の鼓室階に刺激電極を挿入し、ラセン神経節を電気刺激する形をとるが、前述のように、ラセンの入口に近いところでは高い周波数が、先端の入口から離れた部分では低い周波数がコードされているので、入口に近い位置の電極を刺激すると高い周波数の音を感じ、先端に近い位置の電極を刺激すると、装着者は低い周波数の音を感じる事になる。現在最も多数用いられているコクレア社の製品では電極数が22チャンネル、メドエル社のシステムでは12対24個、アドバンスド・バイオニック社のハイレゾ バイオニック イヤー シ