解説

運動関連脳活動：脳-コンピュータ・インターフェイスへの展開

Perspective of Motor: Related Cerebral Activity to Brain-Computer Interface

加藤 天美* *大阪大学大学院医学系研究科脳神経外科学

Amami Kato* *Department of Neurosurgery, Osaka University Medical School

1. はじめに

脳-コンピュータ・インターフェイス (Brain-Computer Interface: BCI) とは、「筋肉 (や感覚器) を介さない脳と外界との直接的な (双方向性) 情報伝達」をいう [37]。脳の神経活動を検出し、コンピュータなどを介して種々の機器制御を行うことは人類の夢ともいえる。特に脳波は脳の活動をダイナミックに反映しており、これを利用した BCI の研究が 1990 年代より試みられてきた [36]。近年の脳生理学やコンピュータ技術の進歩により、当時の技術的な困難は徐々に解消されつつあり、実用的な BCI 開発が盛んとなっている。特に、神経筋難病や脳血管障害、脊髄損傷など重度運動機能障害者の情報伝達や生活機能回復手段として期待されている。

筆者らは脳磁計 (magnetoencephalography: MEG) や脳皮質電極により、運動や感覚に伴う脳電気活動を計測してきた [6]~[12] [29]~[32] [38]。これらのデータは電流の歪みの影響がなく、脳波など従来の方法に比較し、脳機能に関して格段の情報量、精度、時間分解能を有している。本稿では筆者らの試みを紹介し、ついで BCI の現状について解説する。

2. MEG による運動関連活動の解析

MEG は脳の神経活動に伴う電流によって発生する磁場を測定する。この磁場は地磁気の約 10 億分の 1 程度と極めて微弱である。近年、超伝導量子干渉素子 (SQUID) ならびに低温技術や信号処理技術の発達により脳磁計が開発され、これらの微弱生体磁場が計測可能となった。生体の透磁率はほぼ一定であるため、頭蓋外からでもその発生源を正確に推定できる。脳波が樹状突起に生じる興奮性および抑制性後シナプス電位の変化を検出するのに対し、MEG は活動電位により生じる軸索電流が励起する磁界変化をとら

図 1 神経細胞活動電流と生じる磁場。神経活動により軸索に流れる電流 (細胞内電流: 白点線矢印) がアンペールの法則によって磁場を誘導する。細胞外電流は細胞近傍を分散して流れるため、磁場への寄与は少ない。頭皮を貫通し、空間に放出される磁場は SQUID センサーにより計測される

える (図 1)。すなわち、脳波は細胞外電位の変化を、MEG は細胞内電流の向きに垂直な成分からなる磁場変化を検出する [28]。

2.1 随意運動時の脳磁図

随意運動とは本人の意志のままに遂行される運動であり、いわゆる反射運動の対極にある。単純な随意運動である右手指伸展運動時の運動関連磁界を図 2 に示す。各チャンネルの磁界強度の時間的変化を重ねあわせると、運動開始に数百ミリ秒先だって左大脳半球に徐々に磁界が発生し、運動の直前に特に強くなり、また直後に極性が反転した磁界のピークが出現した。これらがいわゆる運動関連磁界 (motor-related field: MRF) である。すなわち、運動開始に数百ミリ秒先だって発生しはじめるのが運動準備磁界 (readiness field: RF)、数十ミリ秒先だって強くなるのが運動磁界 (motor field: MF)、数十ミリ秒後に強く記録されるものが運動誘発磁界 (motor-evoked field: MEF) と呼ばれるものである [29]。これらを等価電流双極子モデルで解析すると、運動磁界と運動誘発磁界はそれぞれ運動皮質 (一次運動野) および体性感覚皮質 (一次感覚野) に双極子が推定される。以上の知見は、運動直前に一次運動野が活動し、その指令

原稿受付 2005 年 8 月 22 日

キーワード: Brain-Computer Interface, Event Related Desynchronization, Magnetoencephalography, Synthetic Aperture Magnetometry, Electrocochicogram, Brain Function

*〒565-0871 吹田市山田丘 2-2 E6

*Suita-shi, Osaka

図2 随意運動時の脳磁図。上は筋電図、下は脳磁図の各チャンネルの磁界強度の時間的変化を重ねた図。運動開始に数百ミリ秒先だって運動準備磁界、運動の直前に運動磁界、また直後に運動誘発磁界が認められる。等価電流双極子モデル解析にて、運動磁界と運動誘発磁界はそれぞれ一次運動野および一次感覚野に電流源が推定される

が数十ミリ秒を経て手指伸筋に伝わり、数十ミリ秒後には進展運動に伴う深部感覚情報が頭頂葉にフィードバックされることを示している。さらに興味深いのは運動準備磁界である。この活動は、運動行為の発議（意図）に始まり、一次運動野が賦活されるまでに必要な高次の神経活動、すなわち運動の構成や計画に関与していると考えられる[29][30]。図2によれば、これに約500ミリ秒を要するということになる。運動前野や補足運動野など高次運動野がこのような機能を担っていると考えられる[33][38]。すなわち、前運動野の皮質活動をとらえれば実際の運動が始まる前に運動意図を検出できる可能性がある。これは運動機能に関してリアルタイムBCIに道を開くものである。

2.2 Synthetic aperture magnetometry (SAM) による随意運動時の脳磁図の解析

このように、脳磁図を用いると随意運動にかかわる脳活動をミリ秒単位の時間分解能とミリメートル単位の空間分解能で観察することができる。しかし、高次運動野のように広範囲の皮質がかかわる複雑な活動については単純な双極子で解析することは困難であり、脳磁図解析の限界と考えられてきた[24]。そこで高次の脳機能の解析には次に述べるような新しい解析法の出現が待たれていた。

適応デジタル信号処理技術の一つである適応ビームフォーマの原理を応用すると、多数のセンサーで検出した信号を処理してある任意の一点からの信号を抽出することができる[20]。空間分解能を高めて関心領域外の空間からの信号やノイズをキャンセルするため、空間フィルタリングともいわれる。SAMは頭蓋内を多数のvoxelに分けて信号を抽出して、電流密度を計算し、その三次元分布およびその時間的推移を得ることができる(図3)[12][20]。さらに各voxelについて課題遂行前後の信号強度の変化を統計学的に比較し、賦活領域を三次元表示できる[10](SAM sta-

図3 Synthetic aperture magnetometry (SAM) によるてんかん性異常脳活動解析の一例。丸印はその位置に設定したSAM仮想センサを示す。おのおのの仮想センサに対応した局所の電流密度時間経過曲線(Current density time course)が、あたかも電極を挿入したように観測できる。これにより、脳内の囊胞(外傷性瘢痕)の内側後方がてんかん性異常波の中心であることが分かる

tistical image)。高い空間分解能が得られるため、複数領域が同時に活動する高次機能の局在解析に適している。また等価電流双極子法と異なり加算平均をしないため、長潜時においても高周波成分が失われない。

2.3 運動感覚野の事象関連律動変化

さて、脳皮質には固有の電氣的律動活動があり、脳波では α 波や β 波などの基礎波に相当する。脳機能が賦活されるとこれらの周波数や強度が変化し、この現象は事象関連同期/脱同期(event related synchronization/desynchronization: ERS/ERD)として知られている[16][17]。特に運動感覚野に局在する8~12[Hz]の μ 波は、体性感覚刺激や四肢の運動によって抑制され(ERD)、運動が終了してリラックスすることにより賦活される(ERS)のが知られている。さらに運動を想像することによっても同様の律動変化が認められる。ERD/ERS-BCIは局在する脳機能そのものの信号変化をとらえるため、運動を目的とすると最も生理的なBCIが構築されるものと考えられる[31]。SAMは1.被検者に侵襲を加えないこと、また2.機能発現に伴う脳律動の変化(ERD/ERS)を長潜時・高周波にいたるまで明らかにすることができるのでBCI研究にとって理想的な手段と言える[6]~[10]。

2.4 SAMによる随意運動時の脳活動の解析

ここで、筆者らのSAMによる随意運動時の脳活動の解析を述べる。

被験者は任意の時間感覚で、自由に右示指の急速な伸展運動を100回繰り返した。サンプリングは各筋電図より得られた運動トリガー信号を用い、運動前後600[ms]の計1,200[ms]を周波数1,250[Hz]で行い、400[Hz]のonline low pass filterをかけた。ついで全脳を含む領域に対し5[mm]のvoxelごとに電流密度を推定した。この電流密度に対して8~13[Hz]、13~25[Hz]、25~50[Hz]、50~200[Hz]のband pass filterをかけ、周波数帯域ごとに運動前後での統計学的有意差をStudentのt値で評価した。

図4 MEG-SAM 解析による右手自発離握手運動賦活時の運動関連野の局在同定. 左図:一次運動野手の領域に設定したSAM 仮想センサ (V57とV65). 中図:V57とV65のおのより計測されたCurrentodensitogramの周波数-パワー解析. 運動賦活時 (Mot) は安静時 (Rest) と比較し, β 帯域のパワーが減少している (事象関連脱同期). 右図: SAM statistical image 法にて解析した8~13 [Hz], 13~30 [Hz] 各周波数帯域における事象関連脱同期の局在. 統計的有意差を示す. 8~13 [Hz] 帯では左の一次運動野のほか, 右の体性感覚野にも有意な事象関連脱同期が認められる

表1 MEG 計測による運動コントロールの利き手による非対称性

一次運動野の脳活動	右手 (利き手) 運動	左手 (非利き手) 運動
左半球 (優位側)	活動 (大)	活動 (中)
右半球 (非優位側)	活動 (小)	活動 (大)

その結果, 利き手である右手把握では8~13 [Hz], 13~30 [Hz] にて一次感覚運動野を中心に左優位に両側性のERDを認めた. 非利き手の左手把握では同じく8~13 [Hz], 13~30 [Hz] にて一次感覚運動野を中心に右優位に両側性のERDを認めたが, 利き手側把握ほどの片側性を認めず, より両側性に近い変化であった. また8~13 [Hz] は一次体性感覚野に局在し, 13~30 [Hz] は一次運動野に局在していた (図4).

これらの結果から, SAM 解析により一次運動野の同定が可能であることが示された. また片側把握運動に両側の運動感覚野が関与することが判明した (表1) [30]~[32].

以上の知見は, 運動関連野において β 帯域のERDが随意運動によって特異的に賦活されることを意味する. しかも β 帯域のERDに関する限り, Brodmann area 4 (一次運動野) に相当する中心溝前壁が最も有意な活動を示すことが分かる.

3. 脳表皮質グリッド電極による随意運動時の皮質脳波 (ECoG) 解析とBCI

脳神経外科では, 治療のため頭蓋内に電極を設置することがある [21]. 今回, 運動野皮質刺激療法のため中心溝内

図5 自発離握手運動賦活時の運動野皮質脳波. 左図:脳表に設置したグリッド電極. 右図:おのおのの電極から導出された運動前後の皮質脳波. 下2段は筋電図を示す. 運動開始800 [ms] 以上前から運動前野前部より始まる β 帯域事象関連脱同期が経時的に後部に移動し, 運動開始200 [ms] 前にはarea 4に到達することが確認される

外 (一次運動野ならびに感覚野) に試験刺激電極を設置した視床痛患者に協力いただき, 脳表から直接脳活動電位を計測した [22].

すなわち, 術前, 運動課題 (母指屈曲, 握手, 肘関節屈曲) を課し, SAM により仮想電極を格子状に運動野に設置し, それぞれの運動賦活脳磁図と筋電図を同時計測した. 開頭手術により, 試験刺激電極は中心溝内 area 4 ならびに area 3 の手の領域にそれぞれ4極ストリップ電極を, さらにそれらをおおように20極グリッド電極を硬膜下に設置した. 各電極の位置は術中脳表写真を参考にMRIによる解剖構造と対比した. また, 感覚誘発電位にて一次感覚野を確かめた. 術後4~5日して同様の運動課題を課し, その間の皮質脳波, 筋電図を同時計測, デジタル化した. 信号解析は筋電図をトリガーとし, MATLABを用いて運動開始の前後2,000 [ms] を5~200 [Hz] にわたりFFT解析し, 50 [ms] ごとにパワースペクトラムを計算して電極ごとに時系列順にマッピングした.

その結果, MEG, ECoGとも運動開始の数100 [ms] 前から広い範囲で α ~ β 帯域のERDが認められた. ECoGではパワーの変化は主に3帯域 (5~10 [Hz], 10~20 [Hz], 50~130 [Hz]) にて認められた. 特に β 帯域において, 運動開始800 [ms] 以上前から運動前野前部より始まるERDが経時的に後部に移動し, 運動開始200 [ms] 前にはarea 4に到達することが確認された (図5). それに引き続き5~10 [Hz] 帯域でERDが感覚野から出現していることがとらえられた. また, 握手および肘関節屈曲の運動に伴い, 50~130 [Hz] 帯域でERS (事象関連同期) が運動開始時より出現していた. 運動開始200 [ms] 前までにERDを示す電極の分布をMRIに投影するとSAMにより描出されたERDの範囲と一致した. さらに運動の種類による分布の差異はある程度認めた.

本研究により, 運動開始前後の脳律動の変化を, 時空間

的に一元化して視覚化する事ができた。特に運動野の ERD から SAM 法, ECoG 法とも運動開始前の運動意図を検知できた。また、運動関連の情報処理が運動前野より経時的に進行することが視覚的に明らかにされた。これらは単一試行においても試行間にある程度の再現性があり、特に ECoG ではその種類まで推定できる可能性が示唆された。他に 2 名の電極挿入患者の協力を得て、area 6 領域の ECoG-ERD に注目して得られたデータを Retrospective に統計解析したところ、運動開始 200 [ms] までの信号から約 80% の正解率で運動開始を予知することができた。

4. BCI システム

さて、BCI システムを構築するためには、脳活動に伴う信号をセンサーで検出し、信号処理を加えてアクチュエータを作働させるような仕組みが必要である (図 6)。このために、1. 脳活動信号をとらえる機構、2. これをコンピュータにデジタル信号として伝達する機構、3. 信号を処理し、企図情報を取り出す機構 (デコード)、4. 企図より各実行系 (アクチュエータ) に適したコマンドに変換する機構、5. (視覚) フィードバック機構が考えられる。

ここでアクチュエータの動作を企図通りに制御するためには、何らかの方法でアクチュエータが行っている動作を脳に伝える入力系が必須である。すなわち、アクチュエータの動作の始まりや動作の内容、動作の終了を脳に伝えるところの、フィードバック機構が必要である。こういう入力系も広い意味では BCI の範囲と考えられるが、現状では視覚をもってフィードバック機構の代用とされている。

BCI システムには、生体とシステムハードウェアのギャップを埋めるため、訓練という要素も欠かせない。すなわち、BCI システムはヒトが道具や乗物を利用するのと同様、それに習熟する過程も必要と考えられる。不確実な作働や信号伝達の遅延は習熟に要する期間を延長し、その実用性を

損なう。それゆえ BCI システムを構築する場合、フィードバックの速度がシステム全体のスループットに影響し、動作の確度や情報伝達速度の向上が課題となっており、これの改善が重要な要素と考えられている。

4.1 脳活動信号より見た BCI システム

前に述べたように、脳の電気活動は均質なものではなく、一見律動的な背景脳波を構成する。感覚刺激によって生じる低電位ながら特異的な脳電気活動の変化が背景脳波から分離して再現性よく計測できるようになったのは 1950 年代になってからであるが [2]、これは今日の Time-lock を利用した感覚誘発電位の平均加算法に引き継がれている。

このような外界の感覚刺激に反応する受動的な誘発電位に対し、1960 年代になって外界の刺激に対する被検者の認知的態度を反映する内在的な脳活動として、Contingent negative variation や P300 といった事象関連電位が発見され注目されるようになった [27] [35]。

これまで試みられてきた BCI は応答速度順に、

1. Slow cortical potentials [1] [4] [14] [19],
2. P300 evoked potential [3] [18] [27],
3. Sensorimotor rhythms [31]

といった事象関連電位、あるいは

4. 少数の神経細胞電位 [13] [26]

を入力情報としている。

これらのうち、筆者らは生理的・臨床での安全性の観点から 3. のアプローチによっている。

一方、4. のアプローチは侵襲性が大きい、動物実験で優れた結果が認められている。これは、脳皮質内に挿入した微小電極インプラントより少数の神経細胞電位を計測し、入力情報源とする BCI である。発火頻度に応じて On-Off 信号となし、意図通りの制御信号を得る。

サルを用いた実験で、動物が神経細胞の発火頻度を制御することを学習できるという事実 [5] が明らかにされてから、ヒトへの応用が期待されてきた。Serruya らは 3 頭のアカゲザルの運動領野皮質に電極を埋め込み、サルがジョイスティックを操作してコンピュータのカーソルを動かしたときの神経細胞電位を記録した。ついで、その神経細胞電位とカーソルの動きから信号変換プログラムを作成し、そのプログラムを適用したところ、3 頭のうち 1 頭が脳でコンピュータのカーソルを動かせるようになったという [26]。

最近、多チャンネル生体電極の開発が進み、生体内で 1 年以上安定して神経細胞電位を取り出しうることが判明している [13]。そのなかで、実際にヒトに電極を埋め込み、BCI の臨床治験を米食品医薬品局 (FDA) の承認を得て開始する動きも始まっている (Brain Gate™ System Cyberkinetics Inc.)。臨床試験では、4 [mm] 角のチップを麻痺患者の頭蓋骨の下に埋め込むことになる。

当面、信号線は被検者の皮下を通して体外に通じている。

図 6 BCI システムの構成。BCI システムは 1. 脳活動信号をとらえる機構、2. これをコンピュータにデジタル信号として伝達する機構、3. 信号を処理し、企図情報を取り出す機構 (デコード)、4. 企図より各実行系 (アクチュエータ) に適したコマンドに変換する機構とともに、5. (視覚) フィードバック機構より成り立つ

感染の危険性や経年変化、電極移植のため行う開頭手術の侵襲、必要な訓練など解決すべき問題もあるが、BCIへの入力情報は理論上、情報量、目的指向性の点で最も勝っており、大きなインパクトが期待される。ただ、BCIに限ったとき、このような脳実質内への電極移植が必要かどうかはまだ明確ではない。

4.2 BCI 開発の課題

上記のような様々な BCI システムが試作される中で、課題も明らかになりつつある。BCI の目的が被検者からの情報伝達であるため、被検者からの情報がどの程度正しく伝わるか、被検者から情報が発信されていないとき情報がないと正しく認識できるか、あるいは情報の密度はどの程度高められるか、情報伝達の速度はどの程度実用的にできるかなどである。また、被検者にシステムを実装するときに低侵襲性ととともに、可搬性のみならず、機能面でも機械的にも耐久性が必要とされる。現在のところ、情報伝達に関しては正解率 70~90%、情報伝達速度は短時間試行の場合向上するが、ただか 25 ビット/分程度である [37]。1 ビットというのはイエスあるいはノーを表明することに相当するので、この情報伝達速度では日常生活に供するにはまだ実用性は乏しい。ちなみにアルファベット 26 文字から 1 文字を選択するには 5 ビットが必要であり、25 ビットは 1, 2 英単語に相当する。これを改善するため質のよい信号源の選択とともに、判別アルゴリズムの開発が種々試みられている。

5. お わ り に

本稿では、MEG や脳皮質脳波から見た運動関連脳機能の解析と BCI への応用を述べた。四肢に運動麻痺があっても、大脳皮質運動野自体の神経活動は多くの場合保たれる。神経筋難病のみならず、脳血管障害あるいは脊髄疾患は、重篤な運動麻痺を呈しても病変自体は小さいことも多く、その場合脳皮質の活動は温存される。

病的状態では正常状態と比べて脳活動信号が変化し、動作特異性など検討を要する点はあるが、運動意図を類推し、そのとおりの動作を行う運動機能代行システムを構築できる可能性が示された。BCI によりこれら患者の生活の質が向上できれば、医療のみならず、社会的にも大きな意義があるものと思われる。テクノロジーの革新とともに、長年夢物語と考えられてきたこの分野も急速に現実化しつつある。これは様々な身体障害者の生活改善の手段となる一方、(正常な) ヒトに新しい体験を提供するものでもある。

このような情報出力系の BCI システムのほかに、大脳皮質電気刺激により、感覚障害者、特に視覚障害者において人工感覚を生じさせるようなデバイスの研究も進んでいる [11]。これもコンピュータにより処理された情報がインターフェイスを介して、脳で認知させる点を取り上げれば

BCI という概念に包含しうる。夢が多く、開拓の緒についてこの分野の発展を期待したい。

謝 辞 本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金 (14657342, 15300159, 15300202) によった。本研究に当たり、協力いただいた教室の平田雅之、齋藤洋一、貴島晴彦、押野悟、吉峰俊樹の各氏、東京大学工学部計数工学科の岡部靖憲氏、大阪大学大学院工学研究科機械工学の池田雅夫氏、光産業創成大学院大学統合エンジニアリング分野の江田英雄氏に深謝する。

参 考 文 献

- [1] N. Birbaumer, A. Kubler, N. Ghanayim, T. Hinterberger, J. Perelmouter, J. Kaiser, I. Iversen, B. Kotchoubey, N. Neumann and H. Flor: "The thoughttranslation device (TTD) for completely paralyzed patients," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol.8, pp.190-192, 2000.
- [2] G.D. Dawson: "Cerebral responses to electrical stimulation to peripheral nerve in man," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, vol.10, pp.137-140, 1947.
- [3] E. Donchin, K.M. Spencer and R. Wijesinghe: "The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol.8, pp.174-179, 2000.
- [4] T. Elbert, B. Rockstroh, W. Lutzenberger and N. Birbaumer: "Biofeedback of slow cortical potentials," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol.48, pp.293-301, 1980.
- [5] E.E. Fetz and D.V. Finocchio: "Correlations between activity of motor cortex cells and arm muscles during operantly conditioned response patterns," *Exp. Brain Res.*, vol.23, pp.217-240, 1975.
- [6] M. Hirata, A. Kato, M. Taniguchi, H. Ninomiya, D. Cheyne, S.E. Robinson, M. Maruno, E. Kumura, R. Ishii, N. Hirabuki, H. Nakamura and T. Yoshimine: "Frequency-dependent spatial distribution of human somatosensory evoked neuromagnetic fields," *Neuroscience Letters*, vol.318, pp.73-76, 2002.
- [7] M. Hirata, A. Kato, M. Taniguchi, Y. Saitoh, H. Ninomiya, A. Ihara, K. Kishima, S. Oshino, T. Baba, S. Yorifuji and T. Yoshimine: "Determination of language dominance with synthetic aperture magnetometry: comparison with the Wada test," *Neuroimage*, vol.23, pp.46-53, 2004.
- [8] A. Ihara, M. Hirata, K. Sakihara, H. Izumi, Y. Takahashi, K. Kono, H. Imaoka, Y. Osaki, A. Kato, T. Yoshimine and S. Yorifuji: "Gamma-band desynchronization in language areas reflects syntactic process of words," *Neurosci. Lett.*, vol.339, pp.135-138, 2003.
- [9] A. Ihara, M. Hirata, K. Yanagihara, H. Ninomiya, K. Imai, R. Ishii, Y. Osaki, K. Sakihara, H. Izumi, H. Imaoka, A. Kato, T. Yoshimine and S. Yorifuji: "Neuromagnetic gamma-band activity in the primary and secondary somatosensory areas," *Neuroreport*, vol.14, pp.273-277, 2003.
- [10] A. Kato, T. Yoshimine, M. Taniguchi, S.E. Robinson, M. Hirata, H. Ninomiya, T. Kihara, D. Cheyne, N. Hirabuki, H. Nakamura and T. Hayakawa: "Event-related desynchronization analyzed with SAM-SPM for functional brain mapping," in T. Yoshimoto, M. Kotani, H. Karibe and N. Nakasato, eds., *Advances in Biomagnetism*, pp.244-247, Tohoku University Press, 1999.
- [11] A. Kato, H. Kishima, J. Yamada, E. Kumura, H. Sasaki, Y. Fukuda and T. Yoshimine: "Artificial vision for the blind by electrical stimulation of visual cortex," *Restorative Neurol. Neurosci.*, vol.19, pp.273-273, 2001.
- [12] A. Kato, H. Ninomiya, M. Hirata, Y. Nii, M. Taniguchi, S. Hirano, K. Imai, N. Hirabuki, S.E. Robinson and T. Yoshimine:

- 'The application of SAM virtual sensor method for analysis of epileptic discharges—Comparison with simultaneously recorded ECoG—,' in K. Hirata, Y. Koga, K. Nagata and K. Yamazaki, eds., Recent Advances in Human Brain Mapping, pp.303–310, Excerpta Medica, Elsevier, 2002.
- [13] P.R. Kennedy, R.A.E. Bakay, M.M. Moore, K. Adams and J. Goldwithe: "Direct control of a computer from the human central nervous system," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol.8, pp.198–202, 2000.
- [14] A. Kubler: Brain-computer communication-development of a brain-computer interface for locked-in patients on the basis of the psychophysiological self-regulation training of slow cortical potentials (SCP). Schwabische Verlagsgesellschaft, 2000.
- [15] I. Miyai, H.C. Tanabe, I. Sase, H. Eda, I. Oda, I. Konishi, Y. Tsunazawa, T. Suzuki, T. Yanagida and K. Kubota: "Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study," *Neuroimage*, vol.14, pp.1186–1192, 2001.
- [16] G. Pfurtscheller and A. Aranibar: "Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol.2, pp.817–826, 1977.
- [17] G. Pfurtscheller: "Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol.83, pp.62–69, 1992.
- [18] D. Ravden and J. Polich: "On P300 measurement stability, habituation, intra-trial block variation, and ultradian rhythms," *Biol. Psychol.*, vol.51, pp.59–76, 1999.
- [19] B. Rockstroh, T. Elbert, A. Canavan, W. Lutzenberger and N. Birbaumer: Slow cortical potentials and behavior. 2nd ed. Urban and Schwarzenberg, 1989.
- [20] S.E. Robinson and J. Vrba: 'Functional neuro-imaging by synthetic aperture magnetometry (SAM),' In T. Yoshimoto, M. Kotani, H. Karibe and N. Nakasato eds., Recent Advances in Biomagnetism, pp.302–305, Tohoku Univ Press, 1999.
- [21] Y. Saitoh, S. Hirano, A. Kato, H. Kishima, M. Hirata, K. Yamamoto and T. Yoshimine: "Motor cortex stimulation for deafferentation pain," *Neurosurg. Focus*, vol.11, pp.1–5, 2001.
- [22] Y. Saitoh, A. Kato, H. Ninomiya, T. Baba, M. Shibata, T. Mashimo and T. Yoshimine: "Primary motor cortex stimulation within the central sulcus for treating deafferentation pain," *Acta Neurochir. Suppl.*, vol.87, pp.149–152, 2003.
- [23] R. Salmelin, R. Hari, O.V. Lounasmaa and M. Sams: "Dynamics of brain activation during picture naming," *Nature*, vol.368, pp.463–465, 1994.
- [24] 佐々木和夫: 'MEG で認められたヒトの脳高次機能', 高倉公明, 大久保昭行編, MEG ; 脳磁図の基礎と臨床. pp.188–199, 朝倉書店, 1994.
- [25] A. Seiyama, J. Seki, H.C. Tanabe, I. Sase, A. Takatsuki, S. Miyauchi, H. Eda, S. Hayashi, T. Inaruoka, T. Iwakura and T. Yanagida: "Circulatory basis of fMRI signals: relationship between changes in the hemodynamic parameters and BOLD signal intensity," *Neuroimage*, vol.21, pp.1204–1214, 2004.
- [26] M.D. Serruya, N.G. Hatsopoulos, L. Paninski, M.R. Fellows and J.P. Donoghue: "Instant neural control of a movement signal," *Nature*, vol.416, pp.141–142, 2002.
- [27] S. Sutton, M. Braren, J. Zubin and E.R. John: "Evoked correlates of stimulus uncertainty," *Science*, vol.150, pp.1187–1188, 1965.
- [28] 高倉公明: 'MEG 研究の歴史と展望', 高倉公明, 大久保昭行編, MEG ; 脳磁図の基礎と臨床. pp.1–4, 朝倉書店, 1994.
- [29] M. Taniguchi, T. Yoshimine, D. Cheyne, A. Kato, T. Kihara, H. Ninomiya, M. Hirata, N. Hirabuki, H. Nakamura and T. Hayakawa: "Neuromagnetic fields preceding unilateral movements in dextrals and sinistrals," *Neuro Report*, vol.9, pp.1497–1502, 1998.
- [30] M. Taniguchi, A. Kato, N. Fujita, M. Hirata, H. Tanaka, N. Hirabuki, H. Nakamura, H. Ninomiya, T. Kihara, D. Cheyne, S.E. Robinson and T. Yoshimine: "Event-related desynchronization on voluntary movement analyzed by SAM; Comparison with ECD and fMRI," *J. Jpn Biomagnetism Bioelectromagnetics Soc.*, vol.12, pp.138–139, 1999.
- [31] M. Taniguchi, A. Kato, N. Fujita, M. Hirata, H. Tanaka, T. Kihara, H. Ninomiya, N. Hirabuki, H. Nakamura, S.E. Robinson, D. Cheyne and T. Yoshimine: "Movement-related desynchronization of the cerebral cortex studied with spatially filtered magnetoencephalography," *Neuroimage*, vol.12, pp.298–306, 2000.
- [32] M. Taniguchi, A. Kato, H. Ninomiya, M. Hirata, D. Cheyne, S.E. Robinson, M. Maruno, Y. Saitoh, H. Kishima and T. Yoshimine: "Cerebral motor control in patients with gliomas around the central sulcus studied with spatially filtered magnetoencephalography," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol.75, pp.466–471, 2004.
- [33] J. Tanji, H. Mushiake and M. Inase: "Premotor and supplementary motor cortex in sequential motor tasks," In T. Ono et al. eds., Brain mechanisms of perception and memory: from neuron to behavior. Oxford Press, New York, pp.464–472, 1993.
- [34] J. Wada and T. Rasmussen: "Intracarotid injection of Sodium Amytal for the lateralization of cerebral speech dominance, Experimental and clinical observations," *J. Neurosurg.*, vol.17, pp.266–282, 1960.
- [35] W.G. Walter, R. Cooper, V.J. Aldridge, W.C. McCallum and A.L. Winter: "Contingent negative variation: an electric sign of sensorimotor association and expectancy in the human brain," *Nature*, vol.203, pp.380–384, 1964.
- [36] J.R. Wolpaw, D.J. McFarland, G.W. Neat and C.A. Forneris: "An EEG-based brain-computer interface for cursor control," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol.78, pp.252–259, 1991.
- [37] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller and T.M. Vaughan: "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol.113, pp.767–791, 2002.
- [38] T. Yoshimine, H. Tanabe, M. Maruno, A. Kato, S. Hirano, M. Taniguchi, Y. Nakagawa, T. Nishikawa, M. Takeda and T. Hayakawa: "Aberrant muscle activation in patients after resection of non-motor areas: Demonstration of surface electromyography," *Neurosci. Lett.*, vol.244, pp.1–4, 1998.

加藤天美 (Amami Kato)

1985 年大阪大学大学院医学研究科卒業。医学博士。2001 年より大阪大学助教授（脳神経外科学講座）。脳神経外科専門医、日本てんかん学会臨床専門医、平成 4 年度日本脳神経外科学会ガレーヌス賞受賞。現在、脳神経外科学、画像誘導外科、低侵襲治療学、脳機能解明などの研究に従事。医学と工学の融合領域に興味を持つ。日本脳神経外科学会（代議員）、日本脳循環代謝学会（評議員）、日本生体磁気学会（評議員）、日本てんかん学会（評議員）、日本 Image Guided Neurosurgery 臨床研究会（運営委員）、脳神経外科速報（編集委員）、International Congress of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) (Program Committee Member) ほか所属。