

次世代信号情報処理シリーズ 4

Next SIP series

脳波処理と ブレイン・コンピュータ・ インタフェース

—計測・処理・実装・評価の基礎—

東 広志
中西正樹 共著
田中聡久

コロナ社

シリーズ刊行のことば

信号処理とは、音声、音響、画像、電波など、連続する数値や連続波形が意味を持つデータを加工する技術です。現代の ICT 社会・スマート社会は信号処理なしには成り立ちません。スマートフォンやタブレットなどの情報端末はコンピュータ技術と信号処理技術が見事に融合した例ですが、私たちがその存在を意識することがないほど、身の回りに浸透しています。さらには、応用数学や最適化、また統計学を基礎とする機械学習などのさまざまな分野と融合しながらさらに発展しつつあります。

もともと信号処理は回路理論から派生した電気電子工学の一分野でした。抵抗、コンデンサ、コイルを組み合わせると、特定の周波数成分を抑制できるアナログフィルタを構成できます。アナログフィルタ技術は電子回路と融合することで能動フィルタを生み出しました。そしてデジタル回路の発明とともに、フィルタもデジタル化されました。一度サンプリングすれば、任意のフィルタをソフトウェアで構成できるようになったのです。ここに「デジタル信号処理」が誕生しました。そして、高速フーリエ変換の発明によって、デジタル信号処理は加速度的に発展・普及することになったのです。

デジタル技術によって、信号処理は単なる電気電子工学の一分野ではなく、さまざまな工学・科学と融合する境界分野に成長し始めました。フィルタのソフトウェア化は、環境やデータに柔軟に適応できる適応フィルタを生み出しました。信号はバッファリングできるようになり、画像信号はバッチ処理が可能になりました。そして、線形代数や統計学を柔軟に応用することで、テレビやカメラに革命をもたらしました。もともと周波数解析を基とする音声処理技術は、ビッグデータをいち早く取り込み、人工知能の基盤技術となっています。電波伝送の一分野だった通信工学は、通信のデジタル化によって信号処理技術

なしには成り立たないというえ、現代のスマート社会を支えるインフラとなっています。このように、枚挙に暇がないほど、信号処理技術は社会における各方面での基盤となっているだけでなく、さまざまな周辺技術と柔軟に融合し新たなテクノロジーを生み出しつつあります。

また、現代テクノロジーのコアたる信号処理は、電気・電子・情報系における大学カリキュラムでは必要不可欠な科目となっています。しかしながら、大学における信号処理教育はデジタルフィルタの設計に留まり、高度に深化した現代信号処理からはほど遠い内容となっています。一方で、最新の信号処理技術、またその周辺技術を知るには、論文を読んだり、洋書にあたったりする必要があります。さらに、高度に抽象化した現代信号処理は、ときに高等数学をバックグラウンドにしており、技術者は難解な数学を学ぶ必要があります。以上のことが本分野へ参入する壁を高くしているといえましょう。

これがまさに、次世代信号情報処理シリーズ“Next SIP”を刊行するに至ったきっかけです。本シリーズは、従来の伝統的な信号処理の専門書と、先端技術に必要な専門知識の間のギャップを埋めることを目的とし、信号処理分野で先端を走る若手・中堅研究者を執筆陣に揃えています。本シリーズによって、より多くの学生・技術者に信号処理の面白みが伝わり、さらには日本から世界を変えるイノベーションが生まれる助けになれば望外の喜びです。

2019年6月

次世代信号情報処理シリーズ監修 田中聡久

ま え が き

ブレイン・コンピュータ・インタフェース (BCI) とは、人間 (ユーザ) の意図、または意図のために生成した脳の活動を脳計測によって時々刻々と読み取り、本人の意図を外部へ伝達する技術です。

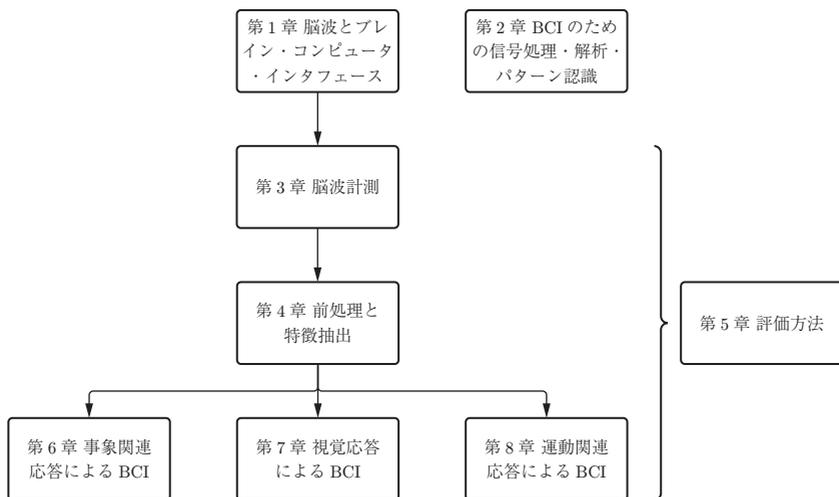
BCI のように、考えるだけでロボットなどを操作する描写を、SF 作品などで見たことがあるのではないのでしょうか。かなり古典的な作品でもこの描写は見られ、BCI 的なアイデアは古くから存在していることがわかります。現在の技術では、ロボットを自由自在に動かせるまでには至っていませんが、計測方法によっては、精度の高い操作が可能になっています。例えば、ヒトやサルを対象とした研究では、運動する手の軌道を脳活動から再現したり、想像した軌道を再現できることが報告されています。ここまで来ると、実用化への期待も膨らみます。しかし、このような操作を達成するには侵襲的な計測が必要です。侵襲的な計測とは、脳内部に電極やセンサを設置して脳活動を計測する方法です。設置に開頭手術が必要であり、その危険性は未知数です。

一方で、侵襲でない脳活動の計測方法 (非侵襲型計測) も存在します。体外から脳活動を計測する方法は、危険性はほとんどありません。手術も不要です。機材さえあれば誰でも計測することができます。しかし、その計測信号は、侵襲計測と比べて、激しく劣化しています。非侵襲型計測の BCI の精度はまだまだ低く、実用化にはほど遠いのが現状です。

頭皮上に設置した電極によって計測される脳波は、非侵襲型計測の一つです。他の非侵襲型計測と比べて、価格面や設置面でのコストが低いのが特徴です。そのため、脳波を使った BCI は世界中で盛んに研究されています。しかし、他の非侵襲型計測と同様に、信号は激しく劣化しており、まともに計測できる脳活動は限られています。このような計測可能な脳活動を誘発するタスクや刺激

をうまく利用して、脳波によるインタフェースを設計します。BCIの研究では、タスク・刺激と出力の関係（パラダイム）を工夫したり、信号の劣化を信号処理やパターン認識によって克服することで、インタフェースとしての性能の向上を図ります。

本書は、第一線で脳波 BCI 研究に携わっている筆者らが、BCI のパラダイムや信号処理について解説したものです。対象とする読者は、電気電子工学や情報工学を初めとする理工学を学ぶ学部生や大学院生、また脳神経科学の工学応用に興味のある研究者・技術者や脳科学の産業応用に興味のある方々を想定しています。基本的に高等学校から大学初年度の数学に関する知識があれば読み進めていけるようになっていきます。全体の構成は図のようになっています。



まず、第1章で脳波を使ったBCIの概要を述べます。第2章では、BCIのデータ処理に必要な信号処理の基礎的な事項について述べます。第3章では脳波計測について述べます。第4章は、第2章で紹介した信号処理を、具体的にどのように脳波に適用するかを述べています。第5章は、開発したBCIの性能の評価方法について述べます。第6章、第7章、第8章は、事例紹介として三

つの代表的なパラダイムに関連する脳波応答（事象関連応答，視覚応答，運動関連応答）を取り上げ，構成方法とそれに特化した信号処理を紹介します。特に，第8章では，微分幾何学（リーマン多様体）を信号処理に応用した手法をかなり詳しく説明しているのが特徴となっています。

第1章，第3章，第4章，第5章は，すべてのBCI開発における共通事項であるため，第6章から第8章を読む前に一読することをお勧めします。第2章には，これ以降の章で必要となる信号処理の詳細をまとめてありますので，必要ときに参照してください。第6章，第7章，第8章は，それぞれ独立した形で記述されていますので，自分の開発対象や興味に合わせて読むことが可能です。しかしながら，これらの章で扱う内容は，本書で事例として取り上げなかった脳波応答の処理・識別や，将来的にBCIにおける有効性が新たに認識されるだろう脳波の応答を処理・識別する際にも，ベースラインとして必ず役に立つと信じています。

最後に，原稿に対して有益なコメントをくださった小野弓絵先生（明治大学）と横田達也先生（名古屋工業大学）に感謝します。第8章に有益なコメントをいただいた，筆者（田中）の元学生である山本紗有さんにも感謝します。また，原稿の完成を快く待っていただき，丁寧に編集作業を行ってくれたコロナ社の皆さんに感謝します。

2022年8月

東 広志，中西正樹，田中聡久

【本書ご利用にあたって】

- ・本文中に記載している会社名，製品名は，それぞれ各社の商標または登録商標です。本書では®やTMは省略しています。
- ・本書に記載の情報，ソフトウェア，URLは2022年8月現在のものを記載しています。

目 次

1. 脳波とブレイン・コンピュータ・インタフェース

1.1 定 義	1
1.2 歴 史	3
1.3 脳 の 構 造	5
1.4 基 本 構 成	6
1.5 分 類	8
1.6 BCIにおける脳波の利点	9
1.7 開 発 環 境	10
1.8 む す び	12

2. BCIのための信号処理・解析・パターン認識

2.1 数 学 的 準 備	13
2.1.1 ベクトルと行列の基礎	13
2.1.2 期待値, 分散, 共分散, 相関係数	17
2.1.3 正定値行列と固有値問題	20
2.1.4 特 殊 な 行 列	22
2.1.5 一般化固有値分解	24
2.1.6 対称行列の同時対角化	25
2.1.7 信号のサンプリングとベクトル・行列表記	25
2.2 フ ィ ル タ	26

2.2.1	線形時不変システムとフィルタ	27
2.2.2	伝達関数と周波数特性	29
2.2.3	フィルタ設計	34
2.2.4	フィルタ利用上の注意	42
2.3	周波数解析	42
2.3.1	離散フーリエ変換	43
2.3.2	短時間フーリエ変換	46
2.3.3	ウェーブレット変換	49
2.3.4	経験的モード分解	51
2.4	多変量解析	54
2.4.1	主成分分析	55
2.4.2	正準相関分析	56
2.4.3	独立成分分析	58
2.4.4	重回帰分析	60
2.4.5	正則化	62
2.5	パターン認識	65
2.5.1	最近傍決定則	66
2.5.2	ベイズ決定則	66
2.5.3	線形判別分析	68
2.5.4	サポートベクトルマシン	70
2.5.5	ニューラルネットワーク	71
2.5.6	多クラス分類	74
2.6	むすび	75

3. 脳波計測

3.1	発生原理	76
-----	------	----

3.2	計測システム	77
3.3	電極の取り付け	83
3.4	参照電極	87
3.5	雑音対策	88
3.6	倫理面の対応	91
3.7	むすび	91

4. 前処理と特徴抽出

4.1	脳波における観測モデル	92
4.2	基準電位の再参照	94
4.3	周波数フィルタリング	96
4.4	ベースライン補正	98
4.5	ダウンサンプリング	100
4.6	雑音区間の除外	101
4.7	雑音除去	102
4.7.1	主成分分析	102
4.7.2	独立成分分析	104
4.8	加算平均	106
4.9	周波数特徴の抽出	108
4.10	同期解析	110
4.10.1	コヒーレンス	110
4.10.2	Phase-locking value	110
4.11	事象関連脱同期	111
4.12	信号源解析	112
4.13	むすび	114

5. 評価方法

5.1 評価指標	115
5.2 交差検定法	117
5.3 ベンチマーク用データセット	122
5.4 オフライン解析とオンライン実験	123
5.5 むすび	124

6. 事象関連応答による BCI

6.1 事象関連電位	126
6.2 オドボール課題	128
6.3 加算平均による抽出	130
6.4 空間フィルタを使った特徴抽出	130
6.5 線形判別分析による識別	132
6.5.1 線形判別分析	133
6.5.2 ステップワイズ法による特徴選択	134
6.6 P300 スペラ	135
6.6.1 刺激の構成	135
6.6.2 線形判別分析による識別手順	136
6.7 むすび	138

7. 視覚応答による BCI

7.1 視覚誘発電位	141
7.2 実験課題	142

7.2.1	刺激変調方式	142
7.2.2	実験装置	145
7.3	前処理	147
7.3.1	基準電位の再参照	147
7.3.2	空間フィルタリング	148
7.3.3	周波数フィルタリングとフィルタバンク	150
7.4	特徴抽出と識別	152
7.4.1	時間変調特徴量の識別	152
7.4.2	周波数変調特徴量の識別	153
7.4.3	符号変調特徴量の識別	157
7.5	応用事例	158
7.5.1	スペラ	158
7.5.2	緑内障診断	159
7.6	むすび	161

8. 運動関連応答による BCI

8.1	運動関連応答	162
8.2	運動想起脳波のパターン認識	164
8.2.1	共分散行列による特徴表現	164
8.2.2	共通空間パターン法	167
8.3	多様体による共分散行列の識別	169
8.3.1	共分散行列の対称正定値性	170
8.3.2	対称正定値行列の作る多様体と接空間	171
8.3.3	接空間写像法	173
8.3.4	多様体上の平均とメディアン	174
8.3.5	多様体上の距離	175

8.3.6 最小距離法	178
8.4 フィルタバンクの利用	179
8.5 深層学習による運動想起の推定	179
8.6 フィードバック	181
8.7 むすび	182
引用・参考文献	183
索引	199

1

脳波と ブレイン・コンピュータ・ インタフェース

Next SIP

BCIは、認知科学、神経科学、電気工学、情報科学といったさまざまな学問を基礎とした学際的な研究分野です。本章では、BCIの定義と研究の歴史を紹介し、BCIにおける神経科学的なバックグラウンドについて簡単に述べます。さらに、BCIの構成について触れ、信号処理がどのような役割を担っているのかを述べます。また、これからBCI研究を始める方に向けて、一般的な開発環境を紹介します。

1.1 定義

ブレイン・コンピュータ・インタフェース/ブレイン・マシン・インタフェース (brain-computer/machine interfaces, **BCI/BMI**) は、脳とコンピュータ(機械)をつなげるためのインタフェースです^{1), 2)}†。ここで挙げた二つの呼び方 (BCIとBMI) はいまのところ明確な区別はなく、その使い分けも研究者によって異なります。単に「脳につなげる対象がコンピュータか機械か」という使い分けや、「人間を対象とする場合はBCI、動物を対象とする場合はBMI」、「計測方法が侵襲型の場合はBMI、非侵襲型の場合はBCI (侵襲型・非侵襲型については後述します)」という使い分けもあります。また、筆者らの観察では、認知神経学者はBMIを好み、工学者はBCIを好む傾向があります。しかし、基本的にこの二つは同じものを指していると考えてよいでしょう。本書では、二つの用語は同じものを指すと考え、記述はBCIに統一します。

† 肩つき数字は巻末の引用・参考文献を示します。

BCIを「脳とコンピュータをつなげるもの」と定義しましたが、そのつなげ方は「脳からコンピュータ」と「コンピュータから脳」の二通りを考えることができます。「脳からコンピュータ」をつなげるインタフェースは、人間からコンピュータへ情報を伝達するチャンネルを作ります。これを、従来のインタフェースと対応させると、手を介して情報を入力するキーボードやマウス、声帯を介する音声入力といった入力デバイスに相当します。逆に、「コンピュータから脳」をつなげるインタフェースは、コンピュータから人間へ情報を伝達するチャンネルです。これは、ディスプレイやスピーカといった出力デバイス、もしくは、それを脳に伝えるための人間の視覚や聴覚といった感覚器に相当します。人工網膜や人工内耳といった感覚器の代替を目指す技術は、このようなBCIの一つであると考えられます。しかし、本書では「コンピュータから脳」へのインタフェースではなく、「脳からコンピュータ」のみを取り扱います。

従来のインタフェースは、手や口など体の一部の運動を介して、ユーザの意図をコンピュータに伝えます。一方でBCIは、脳活動を介して、ユーザの意図を伝えます。脳活動はたえず変化しており、その変化の原因を詳細に知ることはいまのところ不可能です。また、まったく同じ脳活動が起こることは、まずあり得ません。しかし、ある特定の精神状態や、課題を行った場合に、再現性のある脳活動の変化パターンを観測することができます。例えば、運動を想起するときに、このようなパターンを観測することができます。このような精神状態や課題（まとめてタスクと呼ぶことにします）を利用することで、脳活動の操作を実現します。タスクとして筋肉運動を伴わないものを選べば、体を動かすことなくインタフェースを構築することができます。これは、キーボード、マウス、音声といったこれまでのインタフェースと大きく異なる点です。このような特徴から、BCIは**筋萎縮性側索硬化症**（amyotrophic lateral sclerosis, **ALS**）の患者や高齢者といった、筋肉運動によるインタフェース操作が難しい人々のための新しいコミュニケーション手段としての応用が期待されています。

1.2 歴 史

考えるだけで装置を操作する描写は、SF 小説などに頻繁に登場しており、そのアイデア自体は古くから存在していました。このアイデアを具体化したのが、Vidal です。彼は、1973 年に出版された論文³⁾の中で、頭皮上で観測される脳神経の電気活動（脳波）における**視覚誘発電位**（visual evoked potentials, **VEP**）を用いることで、脳から直接情報を伝える技術を実現できることを提案しました。Brain-Computer Interfaces という用語を初めて使ったのもこの論文だといわれています。

さらに、1960 年代から 1970 年代における神経科学の発展に伴い、自分の意思や認知行動によって脳活動を操作できる可能性が示されました。例えば、Fetz は、食料報酬を得る訓練によって、サルが自発的に運動野の活動を操作できることを示しました⁴⁾。Nowlis と Kamiya は、ヒトにおいて脳波をフィードバックすることで、脳波に観測される周期的な成分（脳波リズム）の一つである α リズムのパワーを操作できることを明らかにしました⁵⁾。さらに、ネコ⁶⁾とヒト⁷⁾の**感覚運動野**（sensorimotor cortex）で観測される μ リズムにおいても、同様の脳活動の変化が観測されました。このような意図的な脳活動を操作することができるタスクの発見が、BCI を現実的なものにしました。

1980 年代、BCI の研究グループは全世界で三つほどであったといわれています¹⁾。1990 年代、その数は約 10 グループに増え、2000 年代から急激に増え始め、現在では数百にのぼる研究グループがあるとされています⁸⁾。2000 年代から急激に BCI 研究が活発化した理由として、計測機器が高性能かつ安価になり、低コストで研究・開発することが可能になったことが挙げられます。また、神経科学研究においてさまざまな認知活動に関連する脳活動が明らかになり、その一部が BCI へ応用可能であることが示されたことも、BCI 研究が活発になった要因です。

BCI の発展において重要な研究は以下のようなものがあります。まず、1988 年

の Farwell と Donchin による**事象関連電位** (event-related potentials, **ERP**) を用いた文字入力⁹⁾です。また, Pfurtscheller ら¹⁰⁾は, 身体の運動を想起することによって感覚運動野に発生する脳活動を利用して, 左手と右手どちらの運動を想起しているかを, 頭皮上脳波から推定しました。さらに, フィードバックを伴う訓練によって, 感覚運動野におけるリズム成分パワーが操作できること¹¹⁾を利用して, Wolpaw ら^{12), 13)}はコンピュータ画面上のマウスポインタの操作に成功しました。Middendorf ら¹⁴⁾は, 点滅刺激を注視することによって誘発される**定常状態視覚誘発電位** (steady-state visual evoked potentials, **SSVEP**) を利用した BCI を開発しました。以上が, 今日の主たる BCI の基になった研究です。

コーヒーブレイク

伝統的な BCI の研究では, 事象関連電位 (ERP), 視覚誘発電位 (VEP), **感覚運動律動** (sensorimotor rhythm) の 3 種類がおもな脳波特徴として扱われてきました。では, なぜこの 3 種類なのでしょう。これ以外の脳波特徴を用いた BCI も提案されていますが, 依然としてこの 3 種類の脳波特徴が最も頻繁に用いられています。これは, 1.3 節で解説する脳波の発生機序と脳の構造に関連しています。脳波の信号源はダイポールを形成しますが, このダイポールの向きは脳のしわの入り方(脳回と脳溝のパターン)に依存します。この脳のしわの入り方は, 個人ごとに完全にランダムであるため, 同じ脳活動を表す脳波でも頭皮上の頭皮分布は異なる場合があります。したがって, 単純に興味対象の脳活動の信号源に近い頭皮部位に電極を貼ったとしても, その脳活動を観測できるとは限りません。このような脳活動を確実に計測するためには, 頭皮全体から脳波を計測し, 信号源推定などを行う必要があります。しかしながら, このような演算コストの高い処理はリアルタイム性が要求される BCI では非常に困難です。

一方, 先に挙げた 3 種類の脳波特徴の信号源は, 個人差の少ない構造を持つ脳部位から発生します。例えば, 感覚運動律動は中心溝に近接する感覚運動野から, 視覚誘発電位はおもに後頭部の鳥距溝の周辺から発生します。これらの脳波特徴は, 信号源に近い頭皮部位に電極を貼ることで, ほぼ確実に観測することができます。したがって, これらを観測するには少数の電極のみで十分であるため, デバイスの簡易化ができ, 実用化に適しています。近年では, リアルタイムな信号源推定アルゴリズムなども提案されており, これら 3 種類以外の脳波特徴の BCI

への応用が期待されています。

1.3 脳 の 構 造

BCIは何らかの内因的・外因的なタスクによって誘発される脳活動を利用します。生理学・神経科学研究によって、さまざまなタスクに対する脳活動が明らかになっています。ここでは、脳活動の特徴づける脳の構造を簡単に紹介し、BCIとの関連について述べます。

脳は解剖学的には、**図 1.1**のように大脳、小脳、脳幹に大きく分けることができます。ほとんどの脳活動計測方法は大脳の活動を対象としています。大脳は大脳縦隔と呼ばれる溝によって、左脳と右脳に分かれています。大脳表面には、複数の溝（脳溝、いわゆる脳のしわ）が走っています。代表的な脳溝は、外側溝と中心溝です。これらを基準として大脳の領域を区切ったものを、前頭葉、頭頂葉、側頭葉、後頭葉と呼びます。神経細胞の組織構造が均一である部分をひとまとまりとし、さらに細かく区分したものが、ブロードマンの脳地図です。

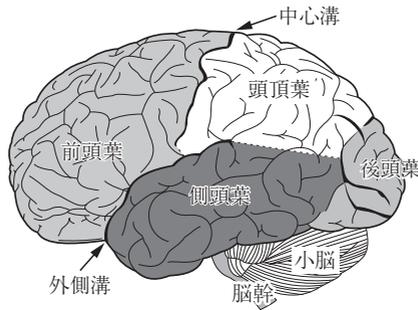


図 1.1 脳の構造

ある機能の処理を担う神経細胞は、ある領域にまとまって存在していることがわかっています。このようにまとまって存在していることを局在と呼びます。これは、領野と呼ばれる分類であり、機能的な脳構造を表します。例えば、視覚を担う視覚野は、後頭葉から側頭葉と頭頂葉の一部にまたがる領域とされて

索引

【あ】	回転不変 EMD	53
アナログ-デジタル	拡張 10-20 法	83
コンバータ	課題関連成分分析	148
80	片側 z 変換	30
アフィン不変リーマン計量	可微分多様体	171
173	カルバック・ライブラー	
安定	情報量	59
安定性	28	
	感覚運動野	3
	29	
	感覚運動律動	4
	眼電位	101
	【き】	
位相遅れ	機械学習	65
41	期待値	17
一対多法	機能的核磁気共鳴	
74	イメージング	9
一様分布	逆行列	16
67	逆フーリエ変換	43
一対一法	共通空間パターン法	
74	150, 167	
一般化固有値分解	共通平均参照	95
25	共分散	19
一般化固有値問題	共分散行列	19, 166
24	共分散縮小	166
入れ子交差検定	行ベクトル	14
120	行列	14
因果性	行列指数	23
27	行列対数	23
インパルス応答	行列平方根	22
27	局所フィールド電位	76
	筋萎縮性側索硬化症	2
	近赤外分光法測定	9
	筋電位	101
	【く】	
	空間分割多元接続	145
	矩形窓	47
	グループ抜き交差検定	118
	クローズドループ BCI	181
	訓練誤差	119
	訓練識別率	119
	【け】	
	経験的モード分解	51
	【こ】	
	高域通過フィルタ	34
	交差検証	117
	交差検定	117
	高速フーリエ変換	43
	国際 10-20 法	83
	コバート注意	139
	固有値分解	21
	固有値問題	21
	固有ベクトル	20
	固有モード関数	51
	混同行列	115
	【さ】	
	再帰システム	27
	最近傍決定則	66
	再現率	116
	最小二乗法	61
	最尤推定	67
	雑音除去	102
	サポートベクトルマシン	70
	参照電極	80
【い】		
運動想起		
163		
運動想起 BCI		
163		
【え】		
液晶ディスプレイ		
145		
【お】		
オドボール課題		
128		
オバート注意		
139		
【か】		
回帰分析		
134		
外側膝状体		
141		

【し】	
視覚誘発電位	3, 82, 141
時間周波数解析	46
時間分割多元接続	143
シグモイド関数	72
刺激間隔	99
事後確率	66
事象関連応答	126
事象関連同期	111, 162
事象関連電位	4, 82, 126
事象関連同期	111, 162
事前確率	67
耳 朶	87, 147
周波数-位相結合変調	144
周波数応答	33
周波数分割多元接続	144
主成分分析	55, 150
受動性	8
情報伝達率	117
除 外	101
信号値	26
信号対雑音比	152
信号の長さ	26
信号標本	26
【す】	
スカラ積	14
スカログラム	50
ステップワイズ LDA	133
スペクトログラム	48
【せ】	
正規直交基底	17
正準相関係数	56
正準相関分析	155
正準変量	56
正則化	63
正則化項	63
正則化パラメータ	63
正則である	16
正定値	20
静的視野検査	160

成 分	14
正方行列	15
接空間	171
接空間写像	172
接地電極	80
零位相フィルタ処理	41
ゼロパディング	45
零ベクトル	14
遷移域	35
線形時不変	26
線形判別分析	68
潜 時	127
尖 度	59
【そ】	
双一次変換	37
総加算平均波形	108
相関行列	165
相関係数	19
双極誘導法	87
測地線	176
阻止域	35
阻止域リプル	36
ソフトマックス関数	73
【た】	
帯域遮断フィルタ	34
帯域通過フィルタ	34
対角成分	15
対称行列	20
対称性	20
対称正定値行列	171
対称正定値行列多様体	171
対数ユークリッド距離	177
対平均最小距離法	178
多焦点の周波数変調刺激	160
畳込み	27
多変量 EMD	54
多様体	170
単位行列	15
単極誘導法	87
短時間フーリエ変換	46

【ち】	
遅延素子	27
直線位相特性	41
直交行列	17
直交する	17
直交性	32
【つ】	
通過域	34
通過域リプル	35
【て】	
低域通過フィルタ	34
定常状態視覚誘発電位	4, 142, 144
適合率	116
テスト誤差	119
テスト識別率	119
データリーケージ	120
チューキー窓	47
伝達関数	31
【と】	
同時対角化	25
独立成分分析	58, 150
【な】	
内 積	16
【に】	
乳様突起	87, 147
【ね】	
ネットワーク・タイム・ プロトコル	82
【の】	
脳磁図	9
能動性	8
脳 波	9
脳波信号	26
ノッチフィルタ	34

ノルム 【は】 配列 パターン認識 ハミング窓 パラダイム 汎化誤差 半正定値 反応性 【ひ】 皮質脳波 鼻尖 非対角成分 一つ抜き交差検定 標準誤差 標準偏差 標本共分散 標本共分散行列 標本相関行列 標本相関係数 標本分散 【ふ】 フィルタバンク 複素数 符号変調視覚誘発電位 符号変調多元接続 ブラウン管	17 26 65 47 7 119 20 8 77 87 15 118 62 19 19 19 20 20 18 179 43 142 144 145	不良設定問題 ふるい分け ブレイン・コンピュータ・ インタフェース ブレイン・マシン・ インタフェース プレワープ 分散 【へ】 平均 ベイズ決定則 ベイズの定理 ベクトル ヘッドマウント ディスプレイ 【ま】 窓関数 窓関数法 窓フーリエ変換 【み】 ミスマッチ陰性電位 三つ以上のクラスに 分ける問題 【む】 無限インパルス応答	63 51 1 1 37 18 175 66 67 14 145 40 38 46 127 74 28	【め】 メディアン 175 【も】 モンタージュ 87 【ゆ】 有界である 28 有限インパルス応答 29 尤度 67 誘導電位 107, 142 誘発電位 107, 142 ユークリッド内積 16 【ら】 ラプラシアンフィルタ 95 【り】 離散時間フーリエ変換 32 離散複素正弦波 32 離散フーリエ変換 43 リッジ回帰 63 リーマン幾何平均 177 リーマン幾何メディアン 177 リーマン多様体 171 【れ】 列ベクトル 14
--	--	--	---	---

【A】 ADC ALS AMUSE 法 【B】 BCI BEMD BIBO	80 2 59 1 53 28	BMI 1 BPF 34 BSF 34 【C】 CAR 95 CCA 155 CDMA 144 CRT 145 CSP 法 150, 167	117 142, 144 【D】 DFT 43 DTFT 32 【E】 ECoG 77 EEG 9
--	------------------------------------	---	--

EMD	51			PLV	110
EMG	101		[K]	PSI	111
EOG	101	<i>k</i> 最近傍決定則	66		
EP	142	<i>k</i> 分割交差検定	118	[S]	
ERD	111, 162	KL 情報量	59	SAP	160
ERP	4, 82, 126			SDMA	145
ERS	111, 162		[L]	SNR	152
	[F]	LASSO	64	SOBI	60
		LCD	145	SSNR	132
FDMA	144	LDA	68	SSVEP	4, 142, 144
FFT	43	LED	145	STFT	46
FIR	29	LFP	76	SVM	70
fMRI	9	LGN	141	SWLDA	133
FVEP	143	LPF	34		
f-VEP	144	LTI	26	[T]	
	[H]			TDMA	143
		[M]		TRCA	148
hEOG	101	MDM 法	178	TSM	172
HMD	145	MEG	9	TTL	82
HPF	34	MEMD	54	t-VEP	143
	[I]	mfSSVEP	160		
		MI	163	[V]	
ICA	58, 150	MMN	127	vEOG	101
IDFT	43	m-VEP	144	VEP	3, 82, 141
IIR	28			[Z]	
IMF	51	[N]		<i>z</i> 変換	30
IP	142	NIRS	9		
ISI	99	NN rule	66	[数字]	
ITR	117	NTP	82	2 値識別器	74
	[J]			2 変量 EMD	53
		[P]		10-5 法	83
JFPM	144	<i>p</i> 抜き交差検定	119	10-10 法	83
		PCA	55, 150		

—— 著者略歴 ——

東 広志 (ひがし ひろし)

- 2007年 都城工業高等専門学校電気工学科卒業
- 2009年 東京農工大学工学部電気電子工学科卒業
- 2011年 東京農工大学大学院工学府博士前期課程修了 (電気電子工学専攻)
- 2013年 東京農工大学大学院工学府博士後期課程修了 (電子情報工学専攻), 博士 (工学)
- 2014年 豊橋技術科学大学助教
- 2018年 京都大学助教
- 現在に至る

中西 正樹 (なかにし まさき)

- 2009年 東京農工大学工学部情報コミュニケーション工学科卒業
- 2010年 東京農工大学大学院工学府博士前期課程修了 (情報工学専攻)
- 2014年 慶應義塾大学大学院理工学研究科後期博士課程修了 (総合デザイン工学専攻), 博士 (工学)
- 2014年 カリフォルニア大学サンディエゴ校スウォーツ計算神経科学センター
博士研究員
- 2019年 カリフォルニア大学サンディエゴ校スウォーツ計算神経科学センター
Assistant Project Scientist
- 2021年 カリフォルニア大学サンディエゴ校スウォーツ計算神経科学センター
Assistant Research Scientist
- 現在に至る

田中 聡久 (たなか としひさ)

- 1997年 東京工業大学工学部電気・電子工学科卒業
- 2000年 東京工業大学大学院理工学研究科修士課程修了
- 2002年 東京工業大学大学院理工学研究科博士後期課程修了, 博士 (工学)
- 2002年 理化学研究所脳科学総合研究センター研究員
- 2004年 東京農工大学講師
- 2006年 東京農工大学助教授
- 2007年 東京農工大学准教授
- 2018年 東京農工大学教授
- 現在に至る

脳波処理とブレイン・コンピュータ・インタフェース

—計測・処理・実装・評価の基礎—

EEG Processing and Brain Computer Interface

—Fundamentals of Measurement, Processing, Implementation, and Evaluation—

© Hiroshi Higashi, Masaki Nakanishi, Toshihisa Tanaka 2022

2022年10月20日 初版第1刷発行

検印省略

著者 東 広 志
中 西 正 樹
田 中 聡 久
発行者 株式会社 コロナ社
代表者 牛来 真也
印刷所 三美印刷株式会社
製本所 有限会社 愛千製本所

112-0011 東京都文京区千石 4-46-10

発行所 株式会社 コロナ社
CORONA PUBLISHING CO., LTD.
Tokyo Japan

振替 00140-8-14844・電話(03)3941-3131(代)

ホームページ <https://www.coronasha.co.jp>

ISBN 978-4-339-01404-4 C3355 Printed in Japan

(齋藤)



JCOPY <出版者著作権管理機構 委託出版物>

本書の無断複製は著作権法上での例外を除き禁じられています。複製される場合は、そのつど事前に、出版者著作権管理機構（電話 03-5244-5088, FAX 03-5244-5089, e-mail: info@jcopy.or.jp）の許諾を得てください。

本書のコピー、スキャン、デジタル化等の無断複製・転載は著作権法上での例外を除き禁じられています。購入者以外の第三者による本書の電子データ化及び電子書籍化は、いかなる場合も認めていません。落丁・乱丁はお取替えいたします。