

■S3 群 (脳・知能・人間) - 10 編 (福祉情報)

3 章 生体計測と神経心理学

(執筆者：野城真理) [2011 年 3 月 受領]

■概要■

情報福祉を考えるための基礎的データの一部は、生体が発する信号 (生体信号) である。例えば、肢体不自由者の運動機能を評価するのに筋電図は重要である。筋電図は生体信号であるが、生体信号を用いずに、運動そのものを計測する (生体機能計測) には、モーションキャプチャなどの方法がある。本章では、生体信号計測と生体機能計測をあわせて生体計測と呼ぶことにし、まず、生体計測のなかで情報福祉と関係が深いと思われる計測法の概略を述べる。更に、生体機能計測のなかでも脳機能計測に触れ、脳構造計測に及ぶ。ついで神経心理学について簡単に記述し、神経心理学と脳機能・脳構造計測との関係について述べる。神経心理学は脳の構造や生理学的機能と心の働きとの相関を知ろうとするもので、障害者のもつ障害の原因を探り、それに応じた対策を講ずるためには、神経心理学的所見が重要だからである。

【本章の構成】

本章では、生理計測 (3-1 節)、自律神経活動計測 (3-2 節)、脳機能計測 (3-3 節)、脳構造計測 (3-4 節)、及び、神経心理学 (3-5 節) の 5 節に分けて解説する。更に、生理計測 (3-1 節) では、眼球運動、筋電図、運動計測を細分化して解説する。自律神経活動計測 (3-2 節) では、心電図 R-R 感覚の変動、電気皮膚反応と局所発汗量を細分化して解説する。脳機能計測 (3-3 節) では、脳波、脳磁図、近赤外分光法、機能的磁気共鳴画像法、陽電子断層撮影法を細分化して解説する。脳構造計測 (3-4 節) では、コンピュータ断層撮像法、磁気共鳴画像法を細分化して解説する。神経心理学 (3-5 節) では、神経心理学と生体計測、神経心理学と脳機能・構造計測を細分化して解説する。

■S3 群 - 10 編 - 3 章

3-1 生体計測

(執筆者：野城真理) [2011 年 3 月 受領]

3-1-1 眼球運動

眼球運動は、衝動性眼球運動 (saccadic movement あるいは saccade)、追従眼球運動 (smooth pursuit あるいは pursuit eye movement)、前庭動眼反射 (vestibulo-ocular reflex, VOR)、視運動性眼振 (optokinetic nystagmus, OKN)、輻輳・開散 (convergence・divergence) に分けられる。

衝動性眼球運動は、見ている対象を最もはっきり見ることのできる網膜中心部でとらえるために、視線をすばやく動かす運動である。追従眼球運動は、対象が移動したときに対象を網膜中心部でとらえ続けるために、対象の移動に追従して視線を滑らかに動かす運動である。前庭動眼反射は、頭部が動いたときに対象を網膜中心部でとらえ続けるために、頭部の動きと反対方向に眼球を動かす運動である。この結果、空間に対する眼球の向きが一定に保たれる。

視運動性眼振は、外界の像が一定の方向に動くときに、その動きと同じ方向にゆっくり眼球が動き (緩徐相)、その後、外界の像の動きと逆方向に速く動くこと (急速相) を繰り返す運動である。外界の像のブレを減らすことが目的で、列車の窓から外を見ているときなどに生ずる。

これまで述べた眼球運動では、両眼が同じ方向に動く。しかし、対象が奥行き方向に移動すると、両眼の網膜中心部で対象をとらえ続けるには、両眼が異なる方向に動かなければならない。輻輳は、対象が近づくときに両眼が内側に動くことであり、開散は、対象が遠ざかるときに両眼が外側に動くことである。

これらの眼球運動を計測する方法は古くからいろいろと開発されているが、主な方法に絞って記述する。

(1) 眼球運動の計測法^{1, 2)}

様々な測定法があり、それぞれ一長一短がある。

(a) 眼電図 (EOG) 法

角膜は網膜に比べ正に帯電しており、眼球が動くときと両者の間の電位差が変化する。これが眼電図 (眼球電図ともいう、electro-oculography (EOG)) である。その振幅は μV オーダであり、 30° の衝動性眼球運動に対しては $250\sim 1000\mu\text{V}$ の電位差が発生する。

目の回りに電極を貼ることで比較的容易に計測できるので、長時間の計測も可能であり、被験者の視野はさえずられず、被験者が目を閉じても信号が検出できる。これらの長所があるが、外部からの電磁的な雑音の影響を受けやすいこと、電極の装着位置に左右されること、眼球が動かなくとも電位差が変化してしまうこと (ドリフト) などが欠点である。

(b) 強膜反射法

角膜 (黒目) と強膜 (白目) では光に対する反射率が異なることを利用する方法である。角膜と強膜の境界に光を当てると、眼球が動いたときに、どちらかの部分に当たる光が多くなる。角膜に当たる光が多くなれば反射する光量が少なくなり、強膜に当たる光が多くなれば反射する光量が多くなる。したがって、反射する光量を計測することによって眼球の動き

が分かる。

簡単で比較的安価に計測できるが、外部光の影響に弱いので、照射する光に赤外光を用いて可視光の影響を避ける。また、外部から光が入らない状況で使用する方が高い精度が得られる。

(c) 角膜反射法

角膜に光を当てると、角膜と水晶体（レンズ）の前面及び後面から、あわせて四つの反射光が生じ、それによって虚像が得られる。これらの像をプルキンエ像（Purkinje image）と呼ぶ。角膜の曲率中心と眼球の回転中心とが異なるので、眼球運動に伴ってプルキンエ像が平行移動するのをビデオカメラあるいは CCD カメラで撮影し、眼球運動を計測することができる。角膜前面からの反射によって得られる像を利用する方法が角膜反射法である。

強膜反射法と同様に、光源は赤外光を用いる（最近では LED）。被験者に何も装着する必要がないことが利点である。時間的・空間的解像度はカメラの解像度とフレーム周波数によって決まる。

角膜反射法の一つに、角膜前面からと水晶体後面からの二つの反射像を利用する Double Purkinje 法がある。この方法は高精度であるが、計測するのに習熟が必要である。

角膜反射法では、頭部の動きやカメラの設置位置のずれなどによって眼球とカメラとの相対的な位置関係が変わると、それらがわずかでも、計測結果に大きい誤差が生まれる。この欠点を解消するのが、瞳孔-角膜反射法である。画像から瞳孔の中心を求め、それと反射による虚像の中心との距離に基づいて眼球運動を計測すると、眼球とカメラとの相対的な位置関係が変わった場合、瞳孔も虚像も同じように動くので、位置関係の変化の影響はキャンセルされる。

(d) サーチコイル法

コイルを磁界中で運動させると、起電力が発生することを利用した方法である。コイルを装着した特殊なコンタクトレンズが眼球にうまく装着されていれば、精度、測定域、安定性などに優れている点で、眼球運動の最も優れた計測法といえる。しかし、コンタクトレンズの使用が被験者に不快感を与えることがあり、更に角膜に傷をつける可能性もあるので、長時間の使用はできない。

(2) 視線（注視点）、瞬目、瞳孔径（あるいは面積）

いわゆる視線計測は、厳密に言えば注視点（今どこを見ているか）計測である。頭部が固定されている場合、眼球運動が計測できれば注視点を求めることは容易である。注視点計測には眼球の画像解析による方法も用いられる。眼球運動の計測法でカメラを使用するものは、瞬目や瞳孔径（あるいは面積）も計測できる。

眼球運動、注視点、瞬目は、体のほとんどの部位を随意的に動かすことができない運動機能障害者のパソコン入力信号としても用いられる。

(3) 眼球運動計測と神経心理学

多くの心理的な要因によって眼球運動、注視点、瞬目、瞳孔径（あるいは面積）は変化する。これらの生理的指標によって心理活動を解析することには、次に述べるような利点がある³⁾。

- (a) 実験する側の主観によらない客観的かつ定量的な計測が可能である。
- (b) 実時間で記録できるので、時間を追って心理活動を分析できることもある。
- (c) 被験者の意識に上らないことも現れてくる場合がある。

しかし、計測すること自体の影響及びノイズやアーチファクトに注意を払わなければならない。

更に重要なことは、生理的指標は多くの場合複数の原因によって変化するので、生理的指標の計測から、神経系の活動、更に心理活動を一意的に特定するのは困難であるということである。複数の異なる実験結果を総合的に考えるような、慎重な態度が望まれる。このことは眼球運動のみならず、以下に述べる様々な生体計測についても多くの場合に当てはまる。

3-1-2 筋電図⁴⁾

活動電位が運動ニューロン (motor neuron, motoneuron) を伝搬すると、神経筋接合部を介して筋を興奮させる。その結果生ずる筋の活動電位を計測したのが筋電図である。正常な場合、筋の活動電位は筋の収縮あるいは筋張力発生と対応しているため、筋電図によって運動についての詳しい情報を得ることができる。筋電図の振幅は $10\mu\text{V}\sim 10\text{mV}$ であり、数 Hz から 10kHz 程度の周波数成分を含む。

一つの運動ニューロンと複数の筋線維が神経筋接合部を形成している。この機能単位を神経筋単位 (neuromuscular unit, NMU)、または運動単位 (motor unit, MU) と呼ぶ。同心針電極を筋に刺入し、電極先端をわずかずつ動かして適切な位置に留置すると、単一 NMU の筋電図を計測できる (針筋電図)。これが同心針電極の長所であるが、短所の一つは長所の裏返しで、筋全体の活動を知ることができないことである。もう一つの短所は、電極刺入部の筋の痛みである。四肢の筋萎縮や筋力の低下がある場合、同心針電極による検査は不可欠なので、痛みが生ずることを検査前によく説明して患者の理解を得なければならない。

皿型の銀-塩化銀電極にペーストを塗って皮膚表面に貼付すると、表面筋電図を計測できる。電極には、ペーストを必要としない乾式電極 (あるいは絶縁電極) も用いられる。表面筋電図は針筋電図と対照的に、ある程度広い範囲の NMU をまとめて計測できるので、筋全体の活動を知ることができる。また、筋電図の平均振幅や積分値から筋の収縮の強さを半定量的に求めることも可能である。痛みがないことも長所である。短所は計測対象の筋以外の筋電図が混入しやすいことである。また、電極を貼る位置によって得られる筋電図が変わるので、目的の筋の筋電図を計測するには、筋の走行の解剖学的知識が必要である。

表面筋電図には限界もあるが、動作にかかわる筋の活動を非侵襲的に調べることができるので、人間工学や産業保健、スポーツやリハビリテーション、看護や福祉 (特に介護負担の評価や負担の軽い介助技術の開発研究) の領域で、広く使われている⁵⁾。表面筋電図をマンマシンインタフェースとして使うことは古くから考えられているが、疲労によって振幅が変化することや電極の安定性の問題があつて、細かい制御のために用いられるには至っておらず、オンとオフの制御に用いられる程度である。

筋電図と筋の運動学の関係については Basmajian⁶⁾ が体全体の筋の詳細な研究を行つて、*Muscles alive* という名著を出版している。彼は細いワイヤを筋に挿入して電極としているが、細線電極は同心針電極とは異なつて痛みを生ぜず、単一 NMU の筋電図を計測できる。

3-1-3 運動計測

(1) 活動量

ヒトの活動量とはヒトのエネルギー消費量であると考えられる。体を動かすには筋を収縮させなければならないが、筋収縮には必ずエネルギー消費が伴う。したがって、エネルギー消費を計測すれば活動量を知ることができるが、エネルギー消費量を直接計測することは困難である。従来用いられてきた主なエネルギー消費量計測法は、ダグラスバッグ法と二重標識水法である。

ダグラスバッグ法では、呼気ガスの体積及び呼気ガス中の酸素濃度と二酸化炭素濃度を測って酸素消費量及び二酸化炭素産生量を求め、公式によってエネルギー消費量を計算している。この方法は、炭水化物と脂肪が酸素と化学反応を起こしてエネルギー、二酸化炭素、水を生成することに基づいている。呼気ガスの計測のためにダグラスバッグと呼ばれる袋に呼気ガスを貯めるのだが、この袋は大きなものであるうえに、ガスを収集するためにマスクで口と鼻を覆わなければならない、日常生活で用いることは困難である。

二重標識水法は、被験者が酸素と水素の安定同位体を含む水を飲み、安定同位体が尿中に排泄される過程を計測することによって、エネルギー消費量を求める。炭水化物と脂肪が体内で燃焼した場合、生成する水と二酸化炭素の比率が異なることを利用する方法である。この方法は袋やマスクなどの制約はないが、尿の採取が必要であり、また、排泄される過程を追跡するので、原理的に時間がかかる。

そこで、近年発達してきた小型加速度計によって身体の加速度を測り、加速度から活動量を求める方法が登場した。ダグラスバッグ法と二重標識水法によって計測されたエネルギー消費量と3軸加速度計から求めた活動量を比較して校正を行い、正確なエネルギー消費量を求める活動量計が、医療関係者に対して既に市販されている。この方法は小型で取扱いが簡便であり、短時間の活動量もただちに計測でき、日常生活での計測にもまったく問題はない。しかし、加速度計で計測される量はあくまでも加速度であって、エネルギー消費量ではなく、また、加速度計が取り付けられた部位の加速度であるから、体全体のエネルギー消費量とは直接結びつかない。定性的な指標としては、加速度計によって得られた活動量はそれなりの意味をもつが、定量的には十分な校正が必要になることに注意すべきである。

活動量を計測すると、睡眠覚醒リズムを知ることができ、睡眠障害を客観的に評価できる。パーキンソン病では動作が鈍くなり、歩行障害が生ずるので、活動量計測や加速度計による歩行分析が診断に用いられる可能性がある。

(2) 重心動揺

重心動揺計は、ロードセルなどの垂直荷重センサを3個用いて、足にかかる垂直荷重の作用中心 (center of pressure, COP) を求めている。加速度が無視できるときには COP は重心と一致するが、計測対象が加速度をもって運動していると、重心とはずれが生ずる。一般に重心動揺は、重心動揺計の上に被験者が静止して直立した状態で計測を行うので、加速度は無視できる。しかし、直接計測しているのは COP であることを覚えておかなければならない。

重心動揺計から重心動揺の軌跡が出力される。重心動揺軌跡の長さや面積、左右方向の変位、前後方向の変位、開眼動揺時と閉眼動揺時の面積比 (ロンベルグ率) などを疾患の診断に用いる。ヒトの重心保持機能は、疾患だけではなくアルコール摂取などによって、また様々

な心理的、精神的負荷によって影響され、重心動揺に変化が生ずる。

(3) モーションキャプチャ

モーションキャプチャは、空間内の物体の位置を連続的に計測する技術である。位置だけでなく姿勢も計測することもある。

モーションキャプチャによって歩行時の下肢の運動を計測して、歩行分析を行うことができる。同時にフォースプレートによって床反力を計測すれば、関節にかかる力やモーメントを推定することができる。これらの方法あるいはその簡略版は、整形外科領域やリハビリテーション領域で広く用いられている。そればかりではなくモーションキャプチャの使用は、仮想現実空間における人と機械の相互作用インタフェース、動画の動きの元となるデータの収集、ゲームなど多岐にわたる。

キャプチャの方式は、光学式、機械式、磁気式に大別され、それぞれ長所と短所がある。

(a) 光学式

光学式の代表例は、マーカをビデオカメラで撮影する方式である。多数のマーカを取り付ける手間がかかり、多くのカメラを必要とすることがこの方式の短所であるが、被験者になんら拘束を与えず、磁気式に比べれば広い空間内で計測できることが長所である。

マーカを反射マーカ（球形のものがよく用いられる）を体表面に多数取り付け、マーカが反射した光をビデオカメラで撮影する。位置が分かっている2台のカメラで一つのマーカを撮影すれば、三角測量の原理によって、マーカの3次元位置を知ることができ、多数のマーカの位置から、人体各部の動きが分かる。人体が動くとき体の向きが変わるうえに、手や足によってマーカが隠されることがあるので、2台のカメラだけでは、常にすべてのマーカを撮影することができない。そこで、多数のカメラを用いて、すべてのマーカが常に2台以上のいずれかのカメラに撮影されるようにする。あるいは、隠れたマーカの位置をソフトウェア的に自動補間することもある。

カメラを1台にして、位置計測システムの構成を簡単にし、安価にすることも可能である。同一平面上に配置されたマーカ相互の位置関係が既知ならば、1台のカメラでマーカの位置計測ができる。しかし、マーカが隠れる場合には計測が困難になる。

画像式と呼ばれる方式では、マーカを装着せずにビデオ画像からソフトウェア的にマーカを作成する。マーカ取り付けの手間は省けるが、画像処理に時間がかかる。

(b) 機械式

機械式は、ジャイロセンサを全身に装着して3次元的な位置データを取得する方式や、対象物と同等の機構を有するスケルトンの関節にエンコーダを取り付け、その数値をリアルタイムで読み取る方式などがある。機械式は高精度の位置計測ができるが、機械の装着によって動作範囲が限定される場合がある。また、光学式のマーカに比べて人体に取り付けるセンサ類が重い、無線 LAN を併用すると、光学式や磁気式よりも広い空間で計測できるという利点がある。

(c) 磁気式

磁気式は、計測する空間内に磁界を発生させ、その磁界を全身に装着した磁気センサで計測して位置と姿勢を知る。長所は、位置だけでなく姿勢を容易に測れることであり、また、磁気センサが肉眼的に見えない位置にあっても計測可能なことである。光学式のようにマー

カが隠れることに対応する必要はない。ただし、磁気センサは、計測に使用する磁界以外の磁界も感知するので、磁界を発生するものや磁性体が近くにあると、誤差を生ずる。計測のために高周波磁界を使用するときは、導体の影響も受けるので、無線 LAN などは使用できない。広い範囲に一律な（あるいは一定勾配をもつ）磁界を発生することは困難なので、磁気式で計測可能な空間は光学式や機械式に比べて狭い。

■S3 群 - 10 編 - 3 章

3-2 自律神経活動計測

(執筆者：野城真理) [2011 年 3 月 受領]

情報福祉との関連で自律神経活動計測が行われるのは、例えばメンタルワークロードの指標を得るためである。更に、ストレスの評価も行うことができる。

3-2-1 心電図 R-R 間隔（心拍）変動

心電図は心臓の電気活動を体表面で計測したものである。心電図のなかで最も大きい変化を示すのは R 波であり、一つの R 波から次の R 波までの時間を R-R 間隔と呼ぶ。R-R 間隔の逆数が心拍数である（通常 1 分当たりで表す）。

心拍数はほぼ規則正しいが、呼吸の影響を受け、吸気時には心拍数が増加し、呼気時には減少する。これを呼吸性不整脈と呼ぶが、これは副交感神経系（具体的には心臓迷走神経）を介した現象である。副交感神経系の機能が低下すると、呼吸性不整脈が消失あるいは減少することが知られている。これを評価する方法の一つが、心拍変動係数（%表示、 $100 \times R-R$ 間隔の標準偏差 / 平均値）である。心変動係数は加齢に伴って小さくなるが、高齢者でも同年齢の健常者と障害者では明らかに差が見られる。心拍変動（heart rate variability）は交感神経系の影響も受けるので、交感神経系が緊張していない安静臥位で心拍変動係数を計測することが望ましい。

心拍変動係数より更に細かい解析を可能にするのが、R-R 間隔のパワースペクトル解析である。呼吸数が 12 回 / 分だとすると、その周波数は 0.2Hz となるので、R-R 間隔のスペクトルに現れる 0.2Hz 程度の成分（高周波（HF）成分）のパワーは、副交感神経機能を示すことになる。

収縮期血圧には Mayer 波と呼ばれるおよそ 0.1Hz の変動がある。この血圧変動が圧受容体を介して心血管中枢に達し、更に副交感神経と交感神経を介して脈拍が調節されるので、R-R 間隔のパワースペクトルに 0.1Hz 程度の成分（低周波（LF）成分）が現れる。このように、LF には副交感神経と交感神経の両方の作用が含まれるので、そのままでは交感神経機能の指標とはならない。そこで、[LF のパワー / HF のパワー] を交感神経機能の指標とすることが多い。しかし、この式から分かるように、これが増加しても必ずしも交感神経機能が亢進したとは限らない。副交感神経機能の低下によってもこの指標は増加する。

LF や HF の周波数がいつもびったり 0.1Hz や 0.2Hz になるわけではないので、実際の計測では LF は例えば 0.04~0.15Hz、HF は 0.15Hz 以上と定義している。パワースペクトルを求めるには、高速フーリエ変換（FFT）や最大エントロピー法が用いられる。FFT を用いた場合には、データ長やウィンドウによって生ずる分解能の制約に留意する必要がある。最大エントロピー法は自己回帰モデルに基づいているので、モデルの次数によって結果が異なることを忘れてはならない。

R-R 間隔変動に新しい時系列解析手法を適用することも行われている。フラクタル解析がその代表例であり、副交感神経神経ブロックによってフラクタル次元が著しく小さくなることが示されている。

3-2-2 電気皮膚反応と局所発汗量

発汗は温熱性発汗と精神性発汗に分けられる。温熱性発汗は体温調節が目的であるが、精神性発汗は緊張や喜怒哀楽（情動）によって生ずる。精神性発汗によって皮膚2点間の電圧あるいは抵抗が変化する（電気皮膚反応：galvanic skin response, GSR あるいは electrodermal response, EDR）ので、それらを計測すれば、緊張や情動の程度を知ることができる。しかし、電気皮膚反応の計測には、発汗量の増加による計測器出力の飽和、電極の装着場所の影響、汗の塩分濃度の影響などの問題点がある。

電気皮膚反応に代えて、発汗量を直接計測することも行われている。この方法は計測装置が大がかりになることが欠点であったが、局所発汗量を計測する小型の装置も開発されている⁷⁾。

■S3 群 - 10 編 - 3 章

3-3 脳機能計測⁹⁾

(執筆者：野城真理) [2011 年 3 月 受領]

3-3-1 脳波

脳波 (electroencephalogram, EEG) は、通常、頭皮上に装着した電極で計測される、数十 μV の振幅をもつ微弱な電圧である。脳波の成因の確証は得られていないが、脳内ニューロンのシナプス後電位が主な構成要素と考えられている。しかし、活動電位などがまったく関与していないとは言い切れない。脳波は、脳機能についての情報を無侵襲で得ることのできる手段としては、歴史的に最も古いものであろう。

(1) 脳波の分類

脳波の律動性波形は、周波数帯域によって四つに分類される⁹⁾。周波数の記述は書籍によって若干異なる。

δ 波：1~3 Hz

θ 波：4~7 Hz

α 波：8~13 Hz

β 波：14~35 Hz (14 Hz 以上)

それぞれのギリシャ文字は論理的に命名されたのではなく、歴史的背景による。 α 波より周波数の高い(変化が早い) β 波は速波 (fast wave) と呼ばれ、 α 波より変化が遅い δ 波と θ 波は徐波と呼ばれる。

α 波は覚醒時に観察され、だいたい後頭部で振幅が大きい。閉眼してリラックスしているとよく現れ、注意などの精神的努力をすると現れにくい。 β 波は覚醒時に前頭部-中心部で最もよく見られる。 θ 波は成人の側頭部に、特に傾眠時に現れる。 δ 波は健康人では過呼吸時や睡眠時に現れる。

(2) 睡眠と脳波

覚醒を含めて、睡眠の段階が脳波によって分類されている。睡眠は、脳波と脳機能(脳の状態)との関係が最もよく分かっているものの一つである。ここでは、その詳細については省略するが、大きい特徴だけ触れる。まず、 α 波が覚醒の指標である。睡眠時には α 波が見られない。睡眠は REM 睡眠と non-REM 睡眠に分けられる。REM とは急速眼球運動 (rapid eye movement) の頭文字である。REM 睡眠における脳波は低振幅で、様々な周波数が含まれており、ステージ 1 と呼ばれる睡眠の段階の脳波と同様である。しかし、REM 睡眠では、ステージ 1 では見られない急速眼球運動が見られる。REM 睡眠は、脳が眠っているが、体が起きてしていると表現される。

(3) 脳疾患と脳波

脳波に明確な異常が現れる疾患の代表例が、てんかんである。てんかんとは何か、その症状は何か、ということをも正確に説明しようとすれば、1 冊の本が必要になるほどである。典型的な発作をごく簡単に述べると、突然意識を失い、全身が痙攣する。痙攣が終わると四肢

は弛緩し、昏睡に入る。その後1分ほどで意識は回復し始めるが、完全に回復するには数時間かかることもある。

脳波には、既に述べた律動性波形以外に、異常時に一過性に現れる突発波があり、そのなかの一つである棘 (spike) は、幅が40~70 ms程度である。てんかんの発作時には、棘と徐波とが組み合わさった棘徐波複合が現れることが多い。

てんかんに対して薬物治療を行っても効果がない場合、てんかん発作が起こる原因部位(焦点)を外科手術によって取り除くことがある。術前に焦点の位置を決定するのに脳波を用いることが研究されているので、その手法の一つを簡単に説明する。脳波の発生源を等価電流双極子でモデル化し、それによって発生する脳波の頭皮表面における電位分布を求める。モデルによる電位分布と実際に計測した発作時脳波の電位分布とが一致するように、双極子の位置やモーメントを変え、最もよく一致する位置を脳波の発生源とみなす(最適化による逆問題の解)。この方法の大きな問題点は、双極子の数が定まらなさと位置が正確に決定できないことである。この問題点を解決するための方法も検討されている。

てんかん以外に、頭部外傷、脳腫瘍、脳血管障害などでも脳波に異常が現れるが、これらの疾患に関して脳波は主役ではなく、後に述べるCTやMRIなどが診断に重要な役割を果たす。臓器移植法の施行以来有名になった脳死判定は、脳波によって行われる。様々な留保が必要であるが、その本質を一言で言えば、脳波が観察されなくなれば、脳死と判定するのである。

(4) 誘発電位

視覚刺激などによって脳波に変化が生ずるが、この変化を誘発電位という。誘発電位は微弱で背景脳波のなかに埋もれているが、刺激開始時点をトリガとして加算平均を行うと、背景脳波はランダム雑音とみなせるので、平均化されて減衰し、誘発電位は刺激開始後の一定時間(潜時, latency)を経て出現するので、加算によって増大する。その結果、加算回数を n とすると、 S/N 比は \sqrt{n} 倍になる。潜時が異常を判断する指標となる。

白黒パターンの反転やフラッシュ光による視覚誘発電位は視神経や伝導路の機能検査に、音刺激による聴覚脳幹誘発電位は、難聴、脳幹障害、脳死の診断や乳幼児の聴覚障害のスクリーニングに用いられる。末梢神経に電気的あるいは機械的な刺激を与えることによって誘発される電位は体性感覚誘発電位と呼ばれ、末梢神経から脳幹や大脳皮質に至る神経路の機能検査に用いられる。

神経心理学との関連で重要なのが、事象関連電位(event-related potentials, ERP)である。事象関連電位を具体的な例で説明しよう。短時間の低音(“ポッ”)を被験者に繰り返し聞かせるが、そのあいだに短時間の高音(“ピッ”)もときどき聞かせる。被験者は高音が何回聞こえたかを数えるように指示される。低音による誘発電位と高音による誘発電位をそれぞれ加算平均によって求め、更に両者の差を計算する。このようにして得られた電位が事象関連電位である。ときどき聞かせる高音をオドボール(oddball, 変わり者)課題という。なお事象関連電位を得るには、選択的注意課題など、オドボール課題以外の方法もある。

誘発電位は外部刺激に対する応答そのものを問題にしているが、事象関連電位はそうではない。二つの誘発電位を引き算することによって、外部刺激(この場合は音)による応答を取り除き、高音と低音を区別するという課題によって引き起こされる脳内の状態を知ろうと

している。感覚情報の認知や脳の情報処理の過程を知るためである。事象関連電位は時間的解像度が良く、繰り返して測定することが比較的容易であるという利点があるが、用いられた課題によって事象関連電位の解釈が多様であることに注意を要する。

(5) ブレインマシンインタフェース (brain-machine interface, BMI)

ブレインコンピュータインタフェース (brain-computer interface, BCI) とも呼ばれる。脳とコンピュータあるいは機械を直接接続しようとする方法である。分かりやすくいえば、右へ動けと念ずると車が右へ動く仕組みである。リハビリテーション工学関連では、筋萎縮性側索硬化症、重度の脊髄損傷、脳性麻痺などの重症身体障害者の補助に用いることができる。BMIで脳から出力を得るのに、事象関連電位など脳波を利用することが研究されている。脳波以外では、侵襲的に神経電位を検出する方法(脳内植え込み電極)、近赤外光で脳血流を検出する方法、脳磁図を利用する方法などがある。脳波をうまく信号処理すれば、植え込み電極と同等の性能を実現できるという報告もある¹⁰⁾。

3-3-2 脳磁図

ニューロンに流入あるいは流出するイオン電流によって、極めて微弱な磁束密度が発生する。これが脳磁図であるが、その強さはおよそ 10^{-13}T であり、地磁気 ($5 \times 10^{-5}\text{T}$) のおよそ 10^8 倍である。脳磁図を検出するには、高感度磁気センサ SQUID (superconducting quantum interference device) が使用されている。脳磁図計測には、無侵襲計測であり、電極を生体に装着する必要がないという長所がある。しかし、極めて微弱な磁束密度を計測するので、磁気シールドルーム内でなければ計測不能であることが欠点である。また、脳波計と比較すると、脳磁計は極めて高価である。

脳磁図と脳波は脳内の電流が原因で生ずることは共通であるが、いくつかの点で相違がある。まず、電界とは異なり、磁束密度は頭蓋骨や頭皮の電気抵抗の影響を受けにくいので、脳磁図は脳波より高い空間分解能を得ることができる。脳波でも行われる電流源位置推定の精度は、脳磁図を用いた方がより正確になる。脳磁図は脳溝のニューロンの活動を主に計測しているといわれている。脳磁図を計測するには、脳波計測における基準電極のような基準を必要としない。

脳磁図によって誘発磁界や事象関連磁界を得ることができるのは、脳波と同様である。

3-3-3 近赤外分光法 (near infrared spectroscopy, NIRS)

ニューロンが活動すると、エネルギー源となるグルコースや酸素を含む動脈血を供給するためにニューロン近傍の組織への血流量や組織の血流量が増加し、酸素化ヘモグロビンや脱酸素化ヘモグロビンの濃度が変化する (neurovascular coupling)。そのメカニズムの詳細はまだ不明であるが、このヘモグロビン濃度変化を脳機能の間接的な指標として用いるのが、ここで述べる近赤外分光法及び後述する機能的 MRI や PET の原理である。これらの方法は脳が働いている部分を画像として表現できるので、一括して脳機能イメージングと呼ばれる。

波長 700~900 nm の近赤外光は皮膚や骨を透過するので、頭皮上から近赤外光を入射すると、脳組織内に拡散して、頭皮上から約 20~30 mm の深さにある大脳皮質に到達するといわれている。入射点から 10~30 mm 程度離れた頭皮上で、大脳皮質からの反射光を計測でき

る。近赤外光の波長によって酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの分子吸光係数が異なるので、波長の異なる複数の光源を用いて、それぞれの反射光を解析し、大脳皮質局所における酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、総ヘモグロビンの濃度変化を求める。

近赤外分光法の計測装置は、光の入射と計測にそれぞれ 40 個ほどの光ファイバを用いて、大脳皮質のヘモグロビンを計測した結果を 2 次元画像（トポグラフィ）として表示する。後述する CT や MRI に比べれば装置の規模が小さく、被験者への拘束性が低い。また、演算結果を ms オーダで実時間表示できる。つまり後述する機能的 MRI より速いが、完全に実時間計測できる脳波や脳磁図より遅い。計測する空間的位置はある程度明確であるが、大脳皮質の表面に限られている。

多チャンネルの近赤外分光によってトポグラフィを実現するのではなく、1 チャンネルだけを意志伝達に用いる装置が開発されている。この装置は脳活動を装置の入力として用いるという点で、前述した BMI と共通点がある。筋萎縮性側索硬化症 (amyotrophic lateral sclerosis, ALS) という、四肢や顔の筋が完全に麻痺する疾患の患者と意志の疎通を図るために開発された。筋は麻痺していても、大脳は正常に働いている。例えば、頭のなかで歌を歌ったときの近赤外光の反射光を yes とし、何もしないときのそれを no とする、というような方法がとられている。

3-3-4 機能的磁気共鳴画像法 (fMRI)

磁気共鳴画像法 (MRI) については後述するが、ここでは、それを用いて脳機能を画像化する機能的 MRI (functional MRI, fMRI) について述べる。

前述したように、ニューロン活動の結果、neurovascular coupling によって酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの濃度に変化が生ずる。fMRI では、酸素化ヘモグロビンが反磁性であり、脱酸素化ヘモグロビンが常磁性であることを利用する。常磁性である脱酸素化ヘモグロビンは小さな磁石のようなものと考えることができ、その磁石が、MRI で用いられている均一な磁界をわずかに乱す。乱された結果が信号となり、MRI 画像の輝度変化として現れる。この信号は酸素化レベル (blood oxygenation level) に依存 (depend) するので、頭文字をとって BOLD 信号と呼ばれる。

fMRI はもともと MRI なので、空間分解能は良い。1~3.5 mm という値が報告されている。一方、時間分解能は数秒から数十秒といわれている。近赤外分光法と同じく、neurovascular coupling を利用しているにもかかわらず、fMRI の方が遅い。

3-3-5 陽電子断層撮像法 (positron emission tomography, PET)

^{11}C 、 ^{15}O 、 ^{13}N 、 ^{18}F などの核種は陽電子を放出する。放出された陽電子は近傍の電子と結合して消滅し、正反対の方向に 2 本の 511 keV のガンマ線を放出する。このガンマ線を検出して、後述する X 線コンピュータ断層撮像法 (CT) と同じ原理で断層画像を再構成するのが、陽電子断層撮像法 (positron emission tomography, PET) である。空間分解能は数 mm 程度であり、良好といえる。また、ガンマ線の減弱補正が原理的に容易に行える。

PET で脳機能イメージングを行う一つの方法は、前述の neurovascular coupling が原因で脳血流が増加する部位を画像化することである。 ^{15}O で標識した水を放射性トレーサとして用いることによって、脳血流をとらえることができる。また、代謝の活発な部位はニューロン

活動が活発だと考えられるので、グルコース代謝を計測する方法もある。この場合には、トレーサとしてフルオロデオキシグルコース (^{18}F -fluorodeoxy glucose, FDG) を用いる。

これらの標識用核種の半減期は短いので、トレーサ投与直前にサイクロトロンなどを用いて製造される。したがって、実験や診断を行う施設内にサイクロトロンが必要になる。サイクロトロンは一般の施設で容易に設置できる装置ではないことが、PET の欠点である。

■S3 群 - 10 編 - 3 章

3-4 脳構造計測

(執筆者：野城真理) [2011 年 3 月 受領]

人体内部の構造を生きた状態で正確に知ることができるようになったのは、コンピュータ断層撮像法 (computed tomography, CT) が開発されてからである。その後、磁気共鳴画像法 (MRI) が開発された。これらの方法は、脳機能イメージングに対して、脳構造イメージングと呼ぶことができるであろう。脳構造イメージングによって、開頭せずに脳の構造を知ることが、後述する神経心理学の有力な研究手法となった。

3-4-1 コンピュータ断層撮像法 (computed tomography, CT)

通常の X 線撮影では、人体を透過した X 線がフィルムあるいはセンサによって検出される。この X 線は人体の様々な臓器や組織の影響を受けて減弱されている。つまり、いくつもの部分が重なり合った像が生ずる。これを分離して 2 次元断層像を得ることに成功したのが、Hounsfield と Ambrose (1972 年) である。ある方向から人体に X 線を入射し、透過した X 線量を計測したものを投影というが、多くの方向からの投影を求めて、それに基づいて計算すると再構成画像が得られる。再構成アルゴリズムは、Hounsfield と Ambrose 以後種々の方法が開発され、計算速度の向上や演算誤差の減少などの改良が行われた。

X 線 CT は人体の構造を知るのに強力な手段であるが、X 線被曝という問題は避けて通れない。

3-4-2 磁気共鳴画像法 (magnetic resonance imaging, MRI)

水素原子 (プロトン) は小さな磁石とみなすことができる (水素だけではないが、生体を対象とする場合はプロトンを考えればほぼ十分なので、以下プロトンで記述する)。外部から強い静磁界をプロトンに作用させると、プロトンの磁化の向きがそろう。更に特定の周波数の高周波を照射して磁化を静磁界の方向から傾けると、磁化は歳差運動を行うが、高周波の照射を停止すると、プロトンは電磁波 (磁気共鳴信号) を放出しながら徐々に元の状態に戻る (緩和現象)。生体の組織によって戻る速さが異なるので、その違いを用いて組織を区別する。

しかし、これだけでは、磁気共鳴信号を発している位置が不明である。そこで更に、距離に比例した強度をもつ磁界 (勾配磁界) をかけることによって位置情報を取得し、画像を再構成する。

MRI は CT と比べていろいろな特徴があるが、主な特徴を以下に述べる。

- ① CT より早い時期 (超急性期) に脳梗塞を発見できる。
- ② 画像化するパラメータがいくつもあるので (CT は X 線の減弱のみ)、それらを用いて多様な画像が得られる。
- ③ X 線のように骨に吸収されることがないので、撮像が骨によって妨げられない。
- ④ X 線で見ることが困難な軟骨、筋肉、靭帯などの軟部組織を描出でき、骨以外の運動器の異常の評価に有用である。

- ⑤ X線を使用しないので、被曝の問題はなく安全である。
しかし、強い磁界を使うためにいくつかの欠点もある。
- ① 装置の発する騒音が大きい（商用交流による磁石の振動が原因）。
 - ② 金属（例えば心臓ペースメーカーや骨折用ボルトなど）が体内にあると、画像が乱れたり、骨折が生じたりする。
 - ③ 磁気式キャッシュカードやプリペイドカードなどの磁気記録メディアは読み取り不能になるので、MRI装置内部に持ち込めない。

■S3 群 - 10 編 - 3 章

3-5 神経心理学^{11, 12)}

(執筆者：野城真理) [2011年3月 受領]

神経心理学とは、脳と心の関係を明らかにしようとする学問であるといえよう。それは臨床神経心理学と実験神経心理学とに大別される。

臨床神経心理学では、事故や病気などが原因で脳の一部を損傷した患者に心理テストや行動観察などを行い、機能を回復させるための治療に役立てる。一例を挙げよう。「遂行機能」という概念があって、『目的をもった一連の活動を有効に行うのに必要な機能』と定義されている。遂行機能障害をもつ患者に「修正ストループ検査」を行うと、前頭葉損傷患者の検査成績がはっきり低下する。この検査の課題の一つは、赤いインクで印刷された青という漢字があるときに、「あお」と文字を読まずに、印刷されている色である「あか」と答えさせることである。遂行機能障害があることが分かった場合には、それに対応したリハビリテーションを行うことができる。

実験神経心理学は、認知心理学と神経科学に基盤がある。認知心理学では、例えば、感覚刺激の提示によって行動反応が生ずるまでの時間（反応時間）から、脳内の情報処理系を推定しようとする。推定の結果構築された認知モデルと、機能障害あるいは脳内構造との対応をつけようとするのが、実験神経心理学の一つの方向である。これについても一例を挙げよう。

我々が例えば「ココロ」という言葉を聴いたとき、その言葉のイメージを思い浮かべて言葉の意味を理解する。このイメージを音韻表象と呼ぶ。音韻表象を正しく思い浮かべられない言語障害は、音韻レベルに障害がある。音声レベルの障害は、音韻表象は正しく思い浮かぶのだが、その音韻表象を音声とすることができない障害である。どちらの障害かを判別するのに、モジュール仮説と呼ばれる認知モデルを使おうとする試みがある¹³⁾。その仮説では、認知を行う情報処理システムは互いに結ばれた独立したモジュールからなっている、と考える。治療では、障害されたモジュールを代償する方法を、モデルに基づいて計画する。

認知神経科学に基づくもう一つの方向は、脳内ニューロン活動を計測し(神経科学的手法)、その計測結果を統合して認知過程を明らかにしようとするものである。

神経心理学については、山鳥の以下の言葉¹⁴⁾が現在も正しいと考えるべきであろう。

『神経心理学では脳の構造と心の働きの相関を知ろうとする。しかしこの二者の間には大きなへだたりがある。われわれはこの二者の間にある相関関係を想定できるだけであり、それ以上のことを知ることは出来ない。心理の背景に脳があることを忘れてはならないが、それはあくまで背景にすぎない。

また脳の生理学的あるいは化学的な働きと心の相関についても知ろうとする。しかしこのような機能的な神経活動と心の間にも大きな溝がある。この二つのものを因果関係でつなぐわけにはゆかないのである。あくまで対応関係が存在するにすぎない。

(中略) 神経心理学は本来脆弱な基盤に立っているのである。』

しかし、脳機能イメージングは、その基盤を補強しつつある。

3-5-1 神経心理学と生体計測

前述のような神経心理学の研究の方向と生体計測とのかかわりを考える。運動や自律神経活動の計測など、生体計測のほとんどは脳からの出力の計測とみなせる。神経心理学では脳からの出力、すなわちヒトの行動や反応を知る必要があるので、生体計測が神経心理学のために有用であることは明らかである。しかし、生体計測の利用には、主に二つの注意すべき点がある。一つは生体計測そのものの精度である。例えば、モーションキャプチャと局所発汗量計測では精度がちがうので、同列には扱えない。もう一つは、生体計測の結果の解釈である。結果から原因を考えるときに、生体では一つの計測に関係する条件が多いために、多様な解釈が可能になり、原因を一つに絞りにきれないこともある。また、実験条件を正確に定めないと、再現性が乏しくなる。

3-5-2 神経心理学と脳機能・構造計測

fMRI や PET などによる脳機能イメージングと CT や MRI による脳構造イメージングは、神経心理学の重要な主題である脳内の機能局在について調べるときに、極めて有用な研究手段となった。機能が局在していると考えられる証拠は多く収集されているが、同時に局在論だけでは説明できないことも存在する。イメージングによってニューロン活動の位置やタイミングが分かっても、それらを統合して一貫性のある認知モデルを構築することは容易ではない。特に高齢者や障害者の認知科学的特性については、今後の研究が必要である。

■参考文献

- 1) 古賀一男, “眼球運動測定法,” 眼球運動の実験心理学, 荻阪良二, 中溝幸夫, 古賀一男 編, pp.33-58, 名古屋大学出版会, 1993.
- 2) 若倉雅登, 三村 治 編, “視覚と眼球運動のすべて,” メジカルビュー, 2007.
- 3) http://sym-bio.jpn.org/file/file_20070127195740.pdf
- 4) 三木威勇, 時実俊彦 編, “筋電図入門,” 南山堂, 1964.
- 5) 米国保健福祉省公衆衛生局疾病予防センター国立産業安全保健研究所, 瀬尾明彦, 小木和孝 監訳, 井谷 徹, 城 憲秀, 武山秀麿・鶴見邦夫・川上 剛 訳, “表面筋電図の人間工学応用,” (財) 労働科学研究所, 2004.
- 6) John V. Basmajian, Carlo J. De Luca “Muscles alive,” their functions revealed by electromyography, 5th ed., Williams & Wilkins, 1985.
- 7) 大橋俊夫, “精神性発汗の新しい測定法とその自律神経機能検査法への応用,” 自律神経の基礎と臨床改訂3版, 後藤 由, 本郷道夫 編, pp.220-229, 医薬ジャーナル社, 2006.
- 8) 呉景龍, 津本周作 編, “神経医学,” オーム社, 2009.
- 9) 一条貞雄, 高橋系一, “脳波波形とその記載,” 脳波判読に関する 101 章 第1版 第2刷, pp.22-23, 医学書院, 2003.
- 10) Wolpaw, J.R. and McFarland, D.J., “Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans,” Proceedings of the National Academy of Sciences USA 101, pp.17849-17854, 2004.
- 11) 山鳥 重, “神経心理学入門,” 医学書院, 1985.
- 12) 利島 保 編, “脳神経心理学,” 朝倉書店, 2006.
- 13) 種村 純, “失語症治療における認知神経心理学的方法,” 高次脳機能研究, vol.26, no.1, pp.1-7, 2006.