

(2) 生体情報インタフェース技術

自らの身体性^{*1}の延長上で情報が利用できるようになることを目指し、生体情報インタフェース技術の研究を行っている。

このインタフェース技術が描く未来を俯瞰するとともに、現在、入力操作における制御信号への適用を進めている神経および筋肉について、その活動の計測、解析、応用について紹介する。

| | | |
|-------------------|--------------------|--------------------|
| すずき しん 鈴木 紳 | まなべ ひろゆき 真鍋 宏幸 | にんじょうじたかし 忍頂寺 毅 |
| ましこ たくのり 益子 拓徳 | すぎむら としあき 杉村 利明 | |

1. まえがき

コミュニケーションは、その技術の発達に伴い、やりとりができる情報の種類を増してきた。このとき、所望のコミュニケーションを円滑に効率よく実現するために、どのような機器をどのように操作するかというインタフェース技術が重要となる。

そこで、ドコモでは、より自然に自分の体を用いて情報のやりとりを行うというコンセプトで、インタフェース技術の構築に取り組んでいる。そのためには、自分たちが話すこと、見ること、感じること、あるいは動きをそのままにとらえ、そうした情報を相手あるいはシステム側で再現

できることが重要である。

本研究では、このような身体機能を用いたインタフェース技術の創成に向けた第一歩として、動作原理と機能という視点から神経と筋肉に着目し、そこから得られる情報を生体情報として用いる「生体情報インタフェース技術」の実現に取り組んでいる。

本稿では、第2章で生体情報インタフェース技術が想定する活用範囲とともに、これによって実現されるコミュニケーションスタイルについて述べる。つづく第3章で、神経および筋肉の活動原理、計測、解析について述べ、第4章で、ドコモの研究への取組みを紹介する。

2. 生体情報インタフェースとその未来

2.1 生体情報インタフェース

生体の活動を各種の測定装置により計測し、解析した情報を生体情報と呼ぶ。生体情報を応用した技術は、すでに医療の臨床や心理的検査などの分野で実用化されている。例えば、血圧、脳波、心電図、筋電図、脳磁図などは、それぞれが対応する器官の機能検査に用いられている。さらに、眼球運動記録、皮膚電気反射などを加えて、不安や緊張といった情動にかかわる生理的变化を記録する装置はポリグラフと呼ばれ、嘘発見器として知られている。

上記のように、生体情報は、従来、主に生体の機能や状態を検査する目的に用いられてきた。これに対して、ドコモでは、生体情報をより積極的に利用し、より自然でスト

レスなく、使用していることすら意識させないような、また、自身の能力をアシストし、五感や身体機能が拡張されたかのような、ユーザインタフェースの構築を目指している。そのためには、生体活動の分析、理解、そして制御、とりわけその情報処理機能の中枢である脳や末梢系の入出力情報を計測し、分析して情報の意味を理解し、それら機能のモデル化を通してその活動を予知し、さらにそれを制御していくことが求められる。このようなユーザインタフェース応用の観点から生体情報についての検討を行った。

2.2 自己を拡張するためのユーザインタフェースとコミュニケーション

生体情報インタフェースとしてドコモが目指す究極的なユーザインタフェース技術は、人間が自然な操作でストレスなく、かつ意図した通りに情報の入出力が行える技術である。このことは、ユーザの意図や状態などの身体情報が、ユーザの外界である環境側にある情報やデバイス、センサなどの内容や状態といった環境情報と、リンクできるようになることを意味している。つまり、環境側のすべてが自身の身体の一部として利用できるように自己を拡張することになる。

身体情報が環境側へと伝達される場合の例として、操作デバイスや操作方法に依存しない、意図入力装置が考えられる。キーボードやマウスなど従来提案されてきたさまざまな入力デバイスは、ユーザの入力したい意図をそれぞれの入力デバイスに特化した操作に変換し、動作として表出している。このとき、ユーザにとって不幸なことは、意図した通りの入力を行いたいときに、それに応じて適切なデバイスを選択し、そして適切な動作により操作を行わなければならないことである。さらに、こうした入力デバイスは操作に習熟が必要であるという課題もある。ドコモの考える生体情報インタフェースにおいては、ユーザの意図を生体情報の観点からとらえることにより、操作デバイスや操作方法に依存しない入力が可能となる。

また逆に、環境情報が身体側へと伝達される例として、環境側の状態によって身体の調子が変わることが考えられる。その1つに、遠隔地にあるセンサで検出された五感情報がユーザへと伝達されることが挙げられる。例えば、自分自身の分身であるロボットが何かをつかんだときに、その感触をユーザに伝達することや、ある場所へ向かっているときに個人用のナビゲーションシステムが渋滞情報を検出し、近づくほどに少しずつ胃がムカついて足が運びづらくなるようなことも可能となるであろう。渋滞情報を画面や音声などに出力して喚起して再考を促す

こともできるが、どちらが直感的だろうか。状態の把握は、ときに熟考しての判断が求められる場合がある。しかし、高度にネットワーク化された社会においては、このような直感的な状況把握と判断を支援するシステムが検討されても良いだろう。

情報やデバイスがユビキタスに存在する未来においては、それらをどのように操作していくか、またそれらを身体側でどのようにとらえ、認識していくのが、非常に重要な課題となる。ドコモの目指す生体情報インタフェースは、この課題を解決できる可能性を秘めている。ドコモでは、ユビキタスに存在する情報やデバイスをあたかも自分自身の知識や手足として操作し、五感を含め自らの知識や手足を拡張することができる、自己を拡張するためのインタフェースによる新たなコミュニケーションスタイルの創出を目指しており、これは、HC³(Human Centered Communication & Computing)[1]の実現へとつながるものである。その実現のためには、生体情報インタフェースが必要であると考えられる。

2.3 自己拡張の実現に向けた生体情報の利用

この自己を拡張するためのインタフェースによるコミュニケーションの実現には、生体情報を利用していく必要がある。その目的の1つは、生体情報からユーザの意図や状態を検出し、利用していくことである。また、もう1つの目的は、環境側の情報をユーザに直感的に提示するために、生体情報を用いて情報をユーザへ直接提示していくことである。

前者の目的において生体情報が必要な理由は、ユーザの意図は脳で生成されており、脳内の意図を、デバイス进行操作するための動作命令へと変換し、最終的に動作として表出していることである。自己を拡張するためのインタフェースによるコミュニケーションを実現するためには、結果として表出される動作を検出するのではなく、その動作を表出する元となる情報、つまり意図を検出していくことが重要となる。

また、後者の目的において生体情報が必要な理由は、環境側の情報を伝達する際に、その情報をそれらと対応するような生体情報としてとらえ直し、その生体情報をユーザの生体に直接提示することにより、ユーザが直感的に情報を受け取れるように情報提示することが可能となるからである。これにより、環境側の情報をユーザにとってより直接的に自己に関する情報として伝達することができるようになる。これは、自己を拡張するためのインタフェースによるコミュニケーションにおいて大変重要となる。

3. 生体情報の計測・解析

3.1 対象とする生体情報

2.1項でも述べたとおり、生体情報にはさまざまな種類があるが、それらは大きく2種類に分けることができると考えられる。1つは、生体内で行われる情報処理の結果として引き起こされる現象を検出しようとするものであり、もう1つは、情報処理の現象として生体内で処理・伝達される情報そのものを検出しようとするものである。前者の例としては、血圧や心電図、また陽電子放射断層撮影（PET：Positron Emission Tomography）や機能的磁気共鳴画像（fMRI：functional Magnetic Resonance Imaging）などの測定装置によって観測される情報がある。fMRIでは脳内の活動に伴う脳血流分布を計測している。前者の方法では、生体の活動に伴う結果、例えば血流などを測定しているため、ある活動が起こっていることは観察できるが、どのような情報処理が行われているかを直接観測することはできない。

これに対して、後者の例では筋電信号や脳波、脳磁図、神経磁場などがある。生体内の情報の伝達は、細胞の電気的興奮によって行われている。生体内の情報そのものを検出するためには、この細胞の電気的興奮を直接計測していく必要がある。計測方法としては、細胞の電気的興奮を電位変化としてとらえる方法と、細胞の電気的興奮に伴って流れる電流が作り出す磁場をとらえる方法とがある。生体情報インタフェースを実現するためには、生体内で処理・伝達される情報を直接検出していく必要があるため、後者の方法によって生体情報を検出していくこととした。

次に、測定対象部位について検討する。意図や情動を把握する場合、脳の活動を計測することが最も適切である。しかし、脳では非常に多くの情報処理が行われており、脳から直接情報を検出したとしても、即座にその情報が何を意味しているかを理解することは困難である。それに対して、筋肉や神経といった末梢側では、脳に比べて単純な情報処理しか行われていない。また、末梢側に進むにつれて、感覚や運動機能は分化していくため、測定領域の絞込みも容易である。そのため、本研究では、今後の脳研究への準備という意味も含め、末梢の生体情報の解析から進めることとした。これは、意図や思いを表出したものが動作や発声であるとすれば、こうした末梢の神経や筋肉の活動が、意図や思いの弁別の指標としても有効であろうと考えたためでもある。

ドコモでは、はじめに末梢系活動の解析に着手し、その成果を踏まえた上で脳活動解析に取り組み、脳を核とした神経伝達システムのユーザインタフェース利用を実現する

予定である。脳と末梢の間で伝達される情報は、情報が脳から末梢へ伝達される「下行性」と、末梢から脳へと伝達される「上行性」に大別できる。動作の表出、すなわち運動は、下向性の情報によって行われ、知覚は上向性の情報による。ユーザインタフェースシステムとしてみた場合、運動を検出することは入力、感覚を提示することは出力に相当する。本研究ではインタフェースシステムとして双方について取り組んでいるが、入力インタフェースの実現に向け、意図の検出を重視したため、先行的に下行性の活動について取り組んできた。したがって、本稿では下行性の生体情報計測について述べる。また、本研究では、脳を核とした神経伝達システムのユーザインタフェースを実現するための前段階として末梢系に取り組んでいるが、末梢系に関する研究単独でも、その成果を直接的、あるいは間接的に応用発展させることが可能と考えている。直接応用では、動作の認識が挙げられる。例えば、音声を発声する際の調音器官、発声器官の動作を認識することによる音声認識への応用が挙げられる。また指で打鍵する際の動作を認識する仮想キーボード、あるいは筋肉や神経の情報を伝達することによる、新たな符号化技術も考えられる。また、間接応用では、神経活動を定量的に把握することで、ユーザの感覚について定量化を図ることが可能になると考えられる。これにより、ユーザインタフェースの操作性などのような、従来では主観的にしか評価できなかったものを、客観的に評価することができるようになると考えられる。

以下では、現在取り組んでいる神経について活動の原理と性質、およびそれらの活動を細胞の電気的興奮としてとらえることにより測定する方法について述べる。

3.2 筋肉の活動の原理と性質および測定

(1) 筋肉の活動の原理と性質

筋肉は、神経を經由して伝達された脳からの命令に従って力を発生する。筋肉が力を発生する際には、筋肉を構成している筋細胞の電気的興奮が伴う。この筋細胞の電気的興奮をとらえたものが筋電信号である。筋電信号の特徴として、以下のことが挙げられる。

μV ~ mV オーダーの電位変化。

500Hz以下の成分が主。

発生する力が大きくなれば、振幅が大きくなる。

力の発生に先行して観測される。

筋電信号は、医療用検査のために用いられている。例えば、誘発筋電図である。誘発筋電図は、末梢神経を電氣的に刺激して、支配筋から出る活動電位や伝導速度を測定することにより、神経・筋接合部の異常の有無や末

梢神経・知覚神経障害などの診断に用いられるものである。また、筋肉が疲労してくると、観測される筋電信号が低周波方向へシフトすることから、筋肉の疲労状態を測定することも行われている。さらに、筋電信号は筋肉が発生する力と相関があるため、動作の認識が可能である。筋電信号から動作を認識した例として、腕の筋電信号から指の動作を認識する筋電義手が挙げられる。

(2) 筋電信号の測定（針電極と表面電極）

筋電信号を測定するためには、筋肉に電極を挿入して測定する方法と、皮膚表面から測定する方法とがある。筋肉に電極を挿入するための電極として針電極がある。この方法では、目的の筋肉からの筋電信号のみを測定できるが、体内に針を挿入しなければならないという問題がある。それに対して皮膚表面から測定する方法では、皮膚表面に電極を貼り付けるだけでよく非侵襲^{*2}である。しかし、目的の筋肉からの筋電信号だけでなく、測定領域近傍にある筋肉からの筋電信号も混入するという問題（クロストーク）がある。皮膚表面から測定するための電極にはさまざまな種類の電極がある。一般的に用いられる電極は皿電極である。それ以外にも、使い捨て電極や電極にプリアンプを内蔵したアクティブ電極などがある。

筋電信号の測定は、神経活動の測定や脳活動の測定に比べて比較的容易に行うことができる。そのため、ユーザインタフェースとして実現していく場合には、より実現性の高い方法であると考えられる。

3.3 神経の活動の原理と性質および測定

(1) 神経の活動の原理と性質

脊椎動物の神経系は、脊髄を含む末梢神経系と中枢神経系である脳とに分けられる。典型的な神経細胞の構造を図1に示す。神経細胞は、細胞体およびそこから発生した網状に枝分かれした樹状突起と通常1本で樹状突起より長く、末端で複雑に枝分かれしている軸索から構成される。神経細胞は、シナプスという軸索の末端と樹状突起の接合によりネットワークを形成する。神経細胞は、シナプスを通して他の神経細胞からの情報を電気信号として受け取る。受け取った情報は統合され、その刺激により神経細胞は興奮状態となる。励起された興奮は電気信号として軸索に沿って伝わり、次のシナプスを通してさらに他の神経細胞へと伝達される。シナプスに

は、細胞の活動電位を誘発する働きに応じて、興奮性と抑制性のものがある。軸索を伝わる電気信号は活動電位や神経インパルスと呼ばれており、細胞膜を出入りするナトリウムイオンやカルシウムイオンなどの流れにより発生する、膜電位を電流源とする細胞内電流の波で、秒速100メートルかそれ以上の速度がある。シナプスでは、活動電位は電気信号から神経伝達物質が介在する化学信号に変換されて情報が伝達され、再び電気信号に戻り細胞間を伝搬する。末梢神経系は、たくさんの大きくて長い神経細胞突起から構成され、目や耳、皮膚などの感覚器から中枢系へと感覚性の情報を伝える感覚神経と、中枢神経系から筋肉などへ運動性の情報を伝える運動神経とに大別される。また、中枢神経系である脳は、100億個以上もの神経細胞と細胞数の1000倍以上に達する相互結合とのネットワークであるといわれ、非常に高度な機能を実現している[2]。

(2) 磁場による神経情報の測定

前述のように新たなインタフェース技術の構築に向け、神経細胞を伝搬する活動電位の直接計測を試みる。その際に大切なのは、神経を伝搬する活動電位を、神経が本来存在する生体組織や構成するネットワーク構造を破壊することなく、非侵襲に計測する技術である。活動電位は、神経細胞に微細な電極を刺すことによっても直接計測が可能である。しかし、それではそれらが存在している環境や構造を破壊してしまい、本来の機能を理解することが困難となる。また、計測のたびに電極を刺す

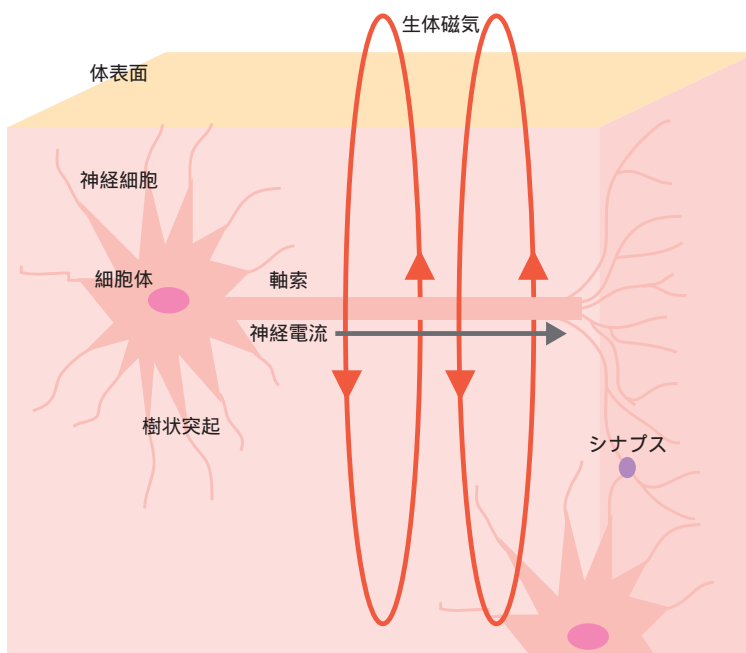


図1 神経細胞の構造と生体磁気発生メカニズム

必要があり、検体にダメージを与え、インタフェースへの応用も困難になる。一方、電磁気学が示すように、電流は外界に磁場を誘発する。神経の活動電位により発生する活動電流が誘発する非常に微弱な磁場を生体の外界から計測し、電流の流れた場所や強さなどのパターンを解析することができれば、生体組織や構造を破壊することなく、非侵襲に神経本来の活動を計測できると考えられる。近年、このような生体磁気の計測による神経活動の研究が進められており、とりわけ超高感度な磁束計である SQUID (Superconducting QUantum Interference Device) 磁束計を用いた生体磁気計測による脳機能や神経機能の研究が進展している[3], [4]。SQUID 素子とは、ニオブなどの超伝導体でできたジョセフソン結合(極細のくびれや極薄の絶縁体や半導体の層)を持つ超伝導リングで、微弱な磁場変化を電圧の変化に超高感度に変換することができる。SQUID 磁束計は、SQUID 素子と計測する磁束を検出する検出コイルおよび検出した磁束を SQUID 素子に導くインプットコイル、フィードバック兼モジュレーションコイルから構成される。この SQUID 素子と検出コイル、インプットコイルは超伝導状態になるよう、液体ヘリウムで満たされたデュワーとよばれる真空保温容器に格納され、極低温状態に保たれている。SQUID 磁束計は、通常、磁気シールドルームに設置され、外界の磁気雑音を遮断して磁気計測を行う。この SQUID 磁束計を用いた生体磁気計測には次のような特徴がある。

磁場の強さが地磁気の10億分の1以下の神経活動が発生する微弱な磁場を計測することができる。

サンプリング周波数がキロヘルツオーダーの非常に時間分解能の高い計測が可能である。

磁気データの解析によりミリメートルオーダーの精度で電流源の位置を推定ことができ、活動電位を解析することができる。

4. 生体情報インタフェース研究への取組み

本章では、今までに行った生体情報インタフェースの研究内容と、今後の課題について述べる。

4.1 筋電信号を用いたインタフェース研究

筋電信号を利用したユーザインタフェースを考えた場合、最も重要なことは、筋肉の活動に起因する動作の認識である。コミュニケーションにおいて重要な動作を認識することができれば、利用価値の高いユーザインタフェースを実現できる。ドコモでは、身振り手振りおよび発声動作

がコミュニケーションにおいて、特に重要であると考え研究を進めている。身振り手振りを認識していく研究は、コミュニケーションだけでなく、ロボットの操作においても重要である。身振り手振りについては本特集内「分身インタフェース技術」の中で述べる[5]。本稿では、発声動作について述べることにする。

発声動作を、筋電信号を用いて認識していくことによって、以下で述べる無発声音声認識を実現していくことができる。ただし、この研究のねらいは、単に筋電信号を用いたインタフェースを創造することだけではない。

今後、脳から直接情報を検出していく場合、そこで得られた情報が何を意味しているのかを理解することが必要となる。主に意図を表出したものである発声動作を筋肉の観点から観察することによって、意図の生成や表出という脳内で処理されている情報の一端を垣間見ることができ、脳からの直接情報を検出した際の手がかりとすることも期待される。

(1) 無発声音声認識

発声時の筋肉の活動を観測することによって、音声信号を用いることなく、音声認識を行うことが可能である。そのため、必ずしも音声を発する必要はなく、口パクのみで音声認識を行うことができるようになる。この音声認識を無発声音声認識と呼んでいる。無発声音声認識は、声を必要としないという特徴から、電車内や図書館などといった発話行為が周囲の人々へ迷惑を与える場所における音声認識、騒音環境下での音声認識、声帯切除者や聴覚障害者の発話補助ツールなどへの応用が考えられる。

(2) 研究内容と課題

無発声音声認識の概要図を図2に示す。発話に大きく寄与する口周辺の筋肉から筋電信号を測定し、認識を行い、認識結果をテキストや合成音声として出力する。現段階では、日本語5母音を認識できている[6]。

この無発声音声認識をユーザインタフェースとして考えた場合、電極の接触方法は非常に重要な課題となる。3.2 項(2)で述べたように、筋電信号を測定するためには、筋肉に針電極を挿入する方法と、皮膚表面に電極を貼り付けて行う方法とがある。ユーザの使い勝手を考えれば、皮膚表面に電極を貼り付ける方法を取るのが妥当である。しかし皮膚表面に電極を貼り付ける方法にも課題がある。例えば、従来より主に用いられている皿電極の場合には、電極にペーストを塗布し、それを測定部位にテープなどで固定する。この方法では使用前にペーストを塗布することや、テープで固定する必要があること、

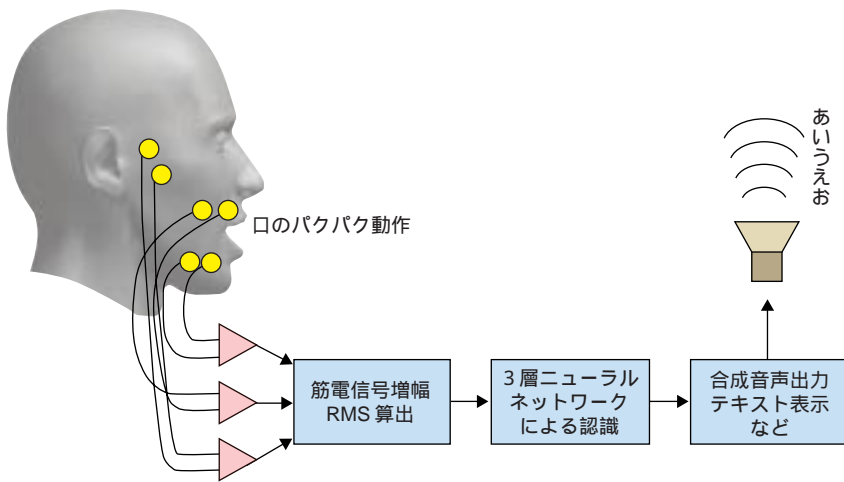


図2 無発声音声認識の概要

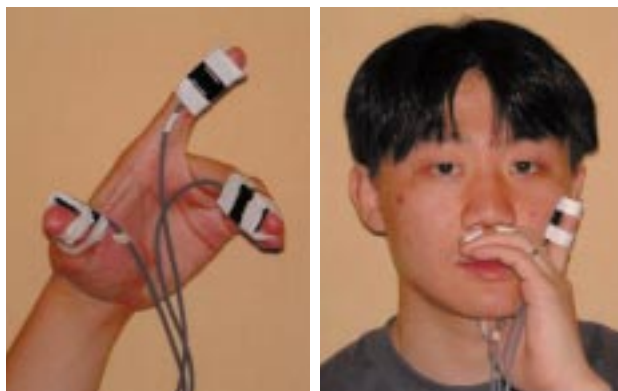


写真1 指輪型電極と装着の様子

また使用後には皮膚にペーストが残ること、テープなどのゴミが発生することなどといった点から考えると、ユーザの使い勝手がよいとはいえない。さらに、テープで固定した場合には、テープで覆われた領域の発汗が促進され、動きの激しい口周辺では剥がれやすくなり、長時間の利用が困難であるという問題点がある。そこで、よりユーザに使いやすい電極について検討を行った。その1つが指輪型電極である。これは電極を指に巻きつけ、その指を測定部位に押し当てることにより筋電信号の測定を行うものである。この方法では、動きの激しい部位であっても長時間の測定が可能であり、使用後にゴミが発生しないという利点がある。また、電極はプリアンプが内蔵されたアクティブ電極を用いることにより、ペーストの塗布が必要なく、また周囲の電磁的ノイズの影響を小さく押さえることができる。この指輪型電極を用いることで、ユーザにとってより使いやすいユーザインタフェースが実現できる。指輪型電極と、指輪型電極を用いて無発声音声認識を行っている様子を写真1に示す。

次に今後の課題について述べる。無発声音声認識を実現するうえでは、子音の認識が必須である。すでに子音

認識への取組みを行っており、後日報告する予定である。また、神経活動と筋肉活動とをリンクして検討していくために、目的の筋肉だけからの筋電信号を測定できる針電極を用いて測定を行っていくことも検討している。

4.2 生体磁気を用いたインタフェース研究

前述のように、末梢神経から脊椎そして脳へと続く生体情報処理システムを流れる情報、すなわち、それらの細胞を流れる生体信号である活動電位を外界から

直接計測することを目指している。そして、その信号の強さやタイミングなどの信号のパターン、また、信号が伝搬する経路などを解析することにより、その信号が司る運動や感覚を判別し、自己を拡張するためのインタフェースによるコミュニケーションのためのユーザインタフェースへの応用をねらう。そのために、現在、手にすることができる最も有効な計測手段は、SQUID 磁束計を用いた生体磁気計測システム（以降、簡略化してSQUID 生体磁気計測システムと呼ぶ）である。自己を拡張するためのインタフェースによるコミュニケーションのためのユーザインタフェース研究の第1段階として、末梢神経における情報処理機能と流れる神経情報の解明に向け、世界最高水準の末梢神経用SQUID 生体磁気計測システムを2002年度に設計・導入、稼働開始し、生体磁気の計測・解析の準備を整えた。

(1) 末梢神経用SQUID 生体磁気計測システム

導入した末梢神経用SQUID 生体磁気計測システムの概略を図3に、また、システムの外観を写真2に示す。本システムは、末梢神経計測用としては世界最高水準の71チャンネル平面型SQUID 磁束計と磁束計を格納する大きさが約22m²（幅4.5m、奥行4.8m、高さ4.2m）で、磁気遮断率90dB以上(10Hz)の高性能大型磁気シールドルーム、システム制御用コンピュータ、データ記憶用高速大容量ファイルサーバ、データ解析・可視化用高速ワークステーションなどから構成される。SQUID 磁束計を制御するシステム制御用コンピュータ、データ記憶用高速大容量ファイルサーバならびにデータ解析用高速ワークステーションは高速イーサネットにより接続されている。

本研究を実施するにあたり、計測システムの満たすべき機能として重要なものは、

- 空間分解能、
- 時間分解能、

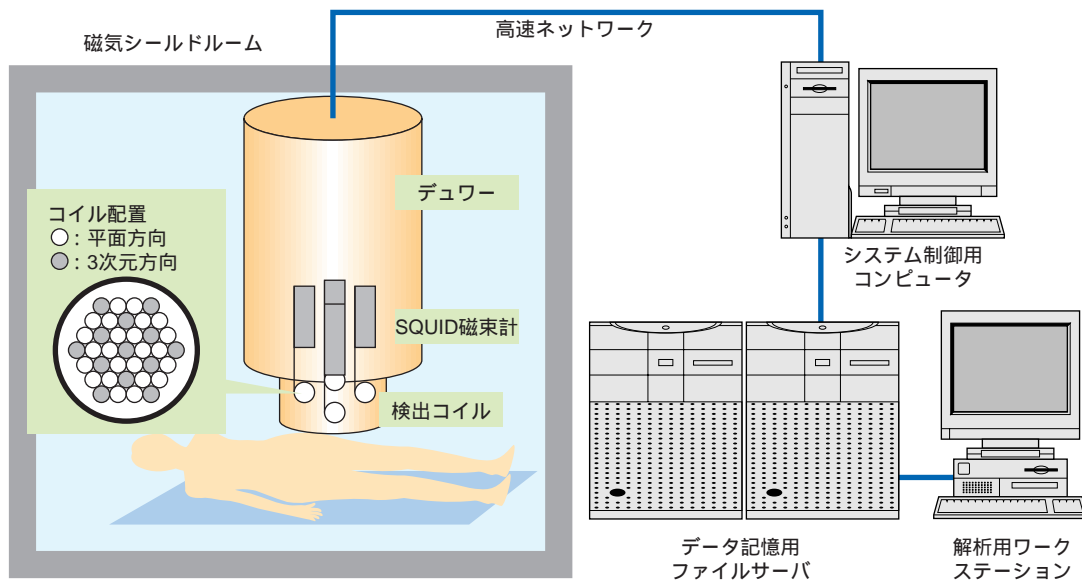


図3 末梢神経用SQUID生体磁気計測システム概要



写真2 末梢神経用SQUID生体磁気計測システム外観
(磁気シールドルーム入り口から撮影、中央円筒がデュワー)

磁場の3次元ベクトル計測、
の3つと考える。

まず、の空間分解能について述べる。神経の興奮反応は、神経細胞へのナトリウムイオンの流入としてとらえられる。このナトリウムイオンの流入により、通常は負の状態にある細胞の内側が、正の電位に逆転する。これを脱分極と呼ぶ。脱分極は、細胞膜の内向きにナトリウム電流を引き起こし、さらに脱分極を促進する。活動電位は、この脱分極が繰り返してフィードバックすることにより伝搬する。前述のように、神経情報は、この活動電位として神経細胞を伝搬する。そして、脱分極の一定時間遅延の後、カリウムイオンが神経細胞の外に流出し、外向きにカリウム電流が流れる。これを再分極と呼

ぶ。活動電位に伴う磁場の信号源は、脱分極、再分極を電流源とする、2つの電流双極子からなることができる。そして、末梢神経磁場計測においては、計測点と信号源の距離は、通常15～40mm程度となり、その場合、磁場は距離の3乗に反比例して減衰し、磁場は2つの電流双極子に対向した向きになる電流四重極子によって形成されたようにふるまう。インタフェース応用に向けた生体磁気計測においては、伝搬する神経情報の詳細な分析が必要であり、このような複雑な磁場の変化をとらえることができる空間分解能が必要となる。この空間分解能を得るための1つの基準は、信号源である活動電位の軸索方向に関する空間分布領域の大きさであり、これは最小で20mm程度と考えられる。これと比べてSQUID磁束計の検出コイル径が大きい場合は、空間分解能が制限される。よって、ドコモは検出コイル径を20mmとし、末梢神経磁場計測に対して、十分な空間解像度を実現した。また、先にも述べたように磁場は計測点と信号源の距離の3乗に反比例して大きく減衰するため、高感度でローノイズな磁束計が必要であり、ドコモは超伝導リングを比較的低い周波数で励振、磁束を電圧変化として取り出し増幅する、dc-SQUID磁束計を採用した。設計・導入した磁束計は、超伝導リング励振周波数が50kHzの3層Nb/AIOx/Nbジョセフソン結合dc-SQUID磁束計で、これにより、磁場計測点と信号源の距離が約100mm程度までの計測が可能であると考えられ、体表面からの深さに関して、末梢神経計測に対して十分な性能を実現した。の時間分解能については、神経信号の伝達は最も速度の速い生体活動の1つであり、ヒト

の場合、伝達速度は100m/s以上にも達するので、これに対応する必要がある。このような高速度の信号の伝達を十分に追跡できるように、この末梢神経用SQUID生体磁気計測システムは100kHzのハイスピードデータサンプリングをサポートし、あらゆる神経信号の計測に対応する。の磁場の3次元ベクトル計測については、本システムが末梢神経計測用であるため、平面型にSQUID磁束計の検出コイルを配置した。また、活動電位の空間分布と計測に適したデュワーの大きさを考慮して、一辺が約8cmで最大幅15cmの六角形状とした。具体的には、述べたコイル径20mmの検出コイルをコイル間距離2mmで六角形状に37チャンネルを配置し、平面の法線方向に磁場計測指向性をもつ平面型センサを構成した。また、37チャンネル中、分散した13チャンネルの位置に、平面型センサの指向性と直交する2つの方向に指向性を有する、向きの異なる検出コイルをもつSQUID磁束計を2つ配置して3チャンネル化した。これにより、磁場の3次元ベクトルの同時計測が可能となり、精密な磁場計測を実現した。そして、これらのチャンネル構成に8チャンネルのリザーブチャンネルを加え、本SQUID磁束計は末梢神経計測用としては、世界最高水準の71チャンネルを実現した。

上記のように、構築したSQUID生体磁気計測システムは、末梢神経計測用として現状において可能な限りの条件を満足する、世界最高水準のシステムである。

(2) 生体磁気解析ソフトウェア

SQUID生体磁気計測システムにより計測された生体磁気データは解析ソフトウェアを用いて分析される。このデータ解析の目標は、神経信号により誘発される生体磁場の時空間パターンの分析と、これによる磁場発生源(信号源)の解析である。この生体磁気解析ソフトウェアに求められる代表的な機能は、

加算平均処理などによるSN比の改善、
フィルタリングなどの信号処理によるデータの分離、
時系列波形表示や等磁場線図などによる解析データの可視化、

計測データからの磁場発生源(信号源)解析、
である。の加算平均処理は、1回の実験においてデータを繰り返し計測して、それらを加算平均することにより、計測データに混在しているシステムや生体の発生するノイズを抑制し、SN比を高めるものである。また、の信号処理は、の加算平均などの処理をしたデータに対して、各種のデジタルフィルタの適用により雑音除去や波形のベースラインの修正、不要なトリガー信号の除去などの処理により、有用な信号を分離するものであ

る。さらに、の可視化は、上記の処理により分離された多チャンネルのデータや1回の実験の際に計測位置を変えた多重計測データを視覚化することにより、手際よく情報を提示する機能である。この代表的な処理は、特定チャンネルデータや全チャンネルデータの時系列波形表示や各チャンネルの位置データと磁場データを組み合わせ、磁場の空間分布を磁場の強さの等しい領域を探索して表示する等磁場線図などがある。また、この等磁場線図を、時系列に作成することにより、磁場の時間変化を解析することができる。の磁場発生源(信号源)の解析は、磁場データからその発生源の位置や信号の強さの解析であり、さらにそれらの時間変化を追跡することにより、信号伝搬路の解析ができる。の等磁場線図は、磁場発生源が電流双極子や電流四重極子モデルと仮定できることから、視覚的に発生源を推定する1つの方法となる。

この生体磁気解析ソフトウェアを、計測システムの多チャンネルデータとそれらの多重計測、さらに、ハイスピードデータサンプリングなどによる大容量データの処理、解析を可能とし、生体磁気計測実験と解析・評価の研究による成果をフィードバックできるように、独自に研究開発を進めている。図4に開発中のシステムの波形図を、図5に作成した等磁場線図表示を示す。

本ソフトウェアにおいては、次のような今後の課題がある。

計測磁気データからの信号源推定機能ならびに推定された信号源からの誘発磁場計算機能や多方向同時磁気計測データを用いた高精度信号分析などを実現し、計測データ解析の高機能化を図る。

今後の研究の進展に伴う、fMRIなどの検体の画像との統合や将来の脳計測との統合など、高度な機能追加を指向し開発を進める。

インタフェース技術として重要なリアルタイム処理や解析を指向して開発を進める。

(3) 研究の進め方と進捗状況

生体磁気を用いたインタフェース研究を2つの方向からアプローチする。第1のアプローチは、運動をトリガーとし、運動時に発生する生体磁気を計測・解析し、運動準備時や運動時の神経信号のパターンやタイミング、伝搬路などの分析により、運動と神経信号の対応関係を解明するものである。これにより、動作の意図や動作自身を、神経信号を用いて分析することが可能となり、それらをユーザインタフェースへ適用しようとするものである。しかし、このアプローチだけでは、困難な問題の発生も予想される。それは、一般的に、運動にはたくさ

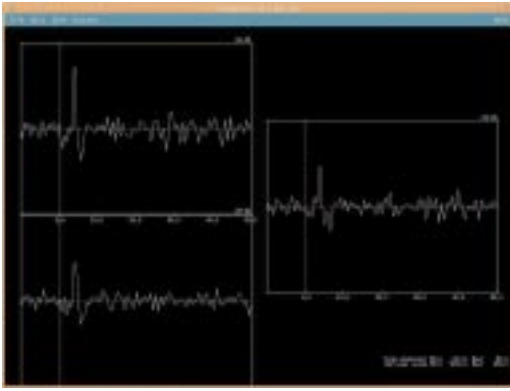


図4 生体磁気解析ソフトウェア 時系列波形表示画面

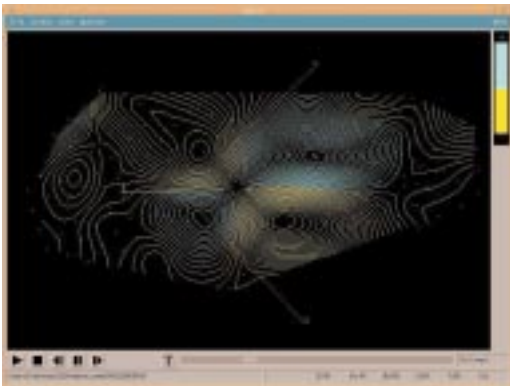


図5 生体磁気解析ソフトウェア 等磁場線図表示画面

んの神経系の活動や筋肉の活動が連携して関与しており、大きな部位の運動や随意運動においては、それらの活動から誘発される生体信号は非常に複雑にからみあい、計測される生体磁気データからの神経信号の分析が困難になる問題である。これに対して、第2のアプローチは、神経刺激をトリガーとして運動を誘発し、運動と神経信号の対応関係を解明することである。運動を媒介としたユーザインタフェースの研究においては、下行性の神経信号の解析が重要であることを先に述べた。しかし、現在の技術では、中枢側から直接、運動神経を刺激して発生する運動を制御することは非常に困難であり、この方法で神経信号と運動の関係を系統的に分析することは難しい。これに対して、末梢側から選択的に神経を刺激して上行性の感覚神経信号を発生させ、その感覚神経信号の反射により発生する下行性の運動神経信号を制御し、運動を発生させることを試みている。この下行性の運動神経信号が誘発する磁場を計測して解析し、神経信号のパターンやタイミング、伝搬路などの分析により、運動と神経信号の対応関係が解明できる。このような感覚と運動神経のインタラクションに基づく反射応答運動における神経信号伝達過程の解析から、単純な運動

について神経系の情報処理過程をモデル化し、単独の筋収縮に代表されるような単純な運動時の神経活動の解明を目指す。そして、上記の2つのアプローチを相互に補完しながら適用し、大きな部位の運動や随意運動などの複雑な運動に関する神経信号モデルを解明して、神経情報とヒトの動作や感覚のマッピングを明らかにして、ユーザインタフェース技術への応用を図る。また、これに関連して、これまでの情報機器などの操作性主観評価を客観化する手法などの検討を試みる。

本研究のこれまでの進捗は、2002年度前半に計測システムの組立て、設置および調整、周辺機器などの実験環境の整備、ソフトウェア初期試作をほぼ終え、2002年度後半から初期実験を開始した状況である。この初期実験の1つとして、ヒトの腕について第2のアプローチのための基本データを取得するため、外部電気刺激により誘発される上腕正中神経誘発磁場の計測実験を行った。これは、ヒトの手首に微弱な電気刺激を与え、その刺激により発生する、上腕の正中神経に沿い肩方向に伝搬する上行性信号の正確な計測を目的としている。図4は、計測データを解析し作成した等磁場線図の例である。中央部に4つの大きな同心円状の模様があり、青色2つは磁場の湧き出し、黄色2つは磁場の吸い込みを表しており、電流四重極子が観測できる。この例において、左側は手首方向、右側は肩方向であり、ソフトウェアによって等磁場線図の時間変化を解析すると、磁場の湧き出し・吸い込みの同心円模様が左側から右側に移動する様子が観測され、正中神経に沿った活動電位の伝搬を視覚的にとらえることができた。

(4) 今後の研究課題

本研究は、これまで述べてきたように、工学、解剖学、生理学、認知科学などの境界領域に属するものである。したがって、ドコモと異なる領域の外部の研究者との積極的な研究交流が非常に重要であり、それに向けた体制の強化を継続的に実施する。加えて、今後の研究のさらなる加速をめざし、解剖学的な形態情報の生体情報解析へ適用のためのfMRIの導入や目標である中枢神経系の脳機能の解明に向けた脳磁場計測システムの導入を検討する。

5. あとがき

本稿では、自己を拡張するためのインタフェースによるコミュニケーションの実現に向けた、生体情報を用いたインタフェース技術を概説し、研究の取組みについて紹介した。その中で、筋電信号を音声認識へと適用できる可能性

を示した。また、末梢神経計測としては世界最高水準の性能を誇るSQUID生体磁気計測システムを導入し、末梢神経の計測が可能となったことを示した。今後はさらに本研究を推進し、自己を拡張するためのインタフェースによるコミュニケーション技術の実現を目指す。

文 献

- [1] 中野,ほか：“(1)新しいコンセプトに基づいたコミュニケーションに向けて - HC³の実現を目指して - ”, 本誌, Vol.11, No.1, pp.7-15, Apr.2003.
- [2] ニコルス：“ニューロンから脳へ - 細胞分子生物学から脳へのアプローチ”, 廣川書店, 1998.
- [3] 高倉,大久保(編)：“MEG - 脳磁図の基礎と臨床 - ”, 朝倉書店, 1994.
- [4] 原,栗木(編)：“脳磁気科学”, オーム社, 1997.
- [5] 平岩,ほか：“(3)分身インタフェース技術 - 実体のあるロボット通信端末でコミュニケーションをリッチに - ”, 本誌, Vol.11, No.1, pp.24-34, Apr.2003.
- [6] 真鍋,ほか：“無発声によるコミュニケーション技術”, 本誌, Vol.10, No.3, pp.43-47, Oct.2003.

用語解説

- *1 **身体性**：外から見た身体に埋め込まれた知能や機能のことで、環境に対して自ら動作できる能力。
- *2 **非侵襲**：構造や機能を不可逆的に損なうことがないこと