

前腕用筋電位 C T の基盤技術開発

中島 康博, 栗野 晃希, 前田 大輔, 吉成 哲
東藤 正浩*, 原田 証英**, 但野 茂*

Fundamental Study of the Electromyography Tomography System for a Forearm

Yasuhiro NAKAJIMA, Kohki KUWANO, Daisuke MAEDA, Satoshi YOSHINARI,
Masahiro TODOH*, Masahide HARADA**, Shigeru TADANO*

抄 録

前腕筋のマヒ診断は、これまで針筋電計で行われてきた。しかし、針電極による計測は、患者に多大な苦痛や感染リスクを生じる。本研究では、新たに前腕の筋活動電位分布を計測できる“EMG-CT”システムを提案した。本システムは多点表面筋電計と筋活動電位の電気伝導モデル、筋活動電位分布の逆計算エンジンからなり、患者に一切の苦痛を与えず筋マヒ診断が可能である。本システムを用いて中指における近位と遠位の指節間関節に屈曲負荷をかけたときの前腕の筋活動分布を5名の被験者で計測した。その結果、いずれの被験者においても、主働筋の領域における筋活動分布が算出された。

キーワード：筋活動, 表面筋電位, 前腕, 電気伝導モデル, 逆推定

Abstract

A needle electromyography has been used to detect a muscular paralysis in a forearm. However, the needle electrode causes subject significant pain and infectious risk. The study proposed a new system to measure the distribution of the muscle action potential in the forearm, called “computed tomography of electromyography” (EMG-CT), which consists of the multi-point surface electromyography, the conduction model of the muscle action potential and the reverse calculation engine of the distribution of the muscle action potential. EMG-CT system never causes subjects pain in the diagnostics. The muscle action potential distribution from five subjects when a flexion load to a proximal and distal interphalangeal joint was applied was estimated using EMG-CT. The results showed the distribution of the activation at the area of the agonistic muscles.

KEY-WORDS : Muscle activity, Surface electromyography, Forearm, Mathematical model, Reverse estimation

1. はじめに

手指の筋がマヒすると、日常生活に多大な影響を及ぼす。手指の複雑な動きは、上肢にある29本の筋により行われる。つまみや握りといった物体の操作は、これらの筋による手首の前後左右の屈曲、指の各関節の曲げ伸ばしによって実行される。もし脳血管障害や外傷によってこれらの筋が一本でもマヒして動作が制限されれば、たちまち生活が不自由になることは想像に難くない。

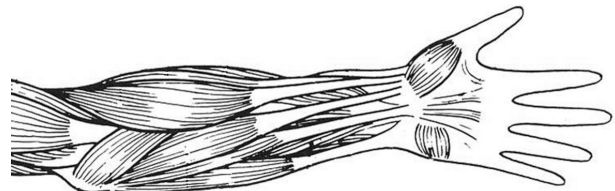


図1 前腕の解剖図¹⁾

* 北海道大学 * Hokkaido University, ** 原田電子工業株式会社 ** Harada Electronics Industry, Co. Ltd.

事業名：経常研究（平成23～24年度）

課題名：表面筋電計による筋活動詳細計測技術の開発

手指筋が集中する前腕は、そのような筋マヒを診断するのが特に難しい部位である。前腕には、図1に示すように、その小さな円筒形の内部に19本の筋が集中している¹⁾。これらの筋は外周から中心にかけて3層にわたる複雑な重層構造をなしているため、専門家である整形外科医や理学療法士・作業療法士でも触診のみでマヒを診断するのは難しい。

このような筋マヒの診断には針筋電計が用いられるが、患者の苦痛、手技の難しさ、侵襲性の三つの点で問題があった。針筋電計とは、筋活動電位（筋が収縮する時にその細胞膜から発生する電位変化）を計測する装置の一種で、筋に針電極を直接刺入する。筋がマヒしていれば筋活動電位は計測されないため、筋活動電位の有無でマヒの診断が可能である。針筋電計の問題は、第一に患者の苦痛である。筋に直接針を打ち込むため、計測には痛みを伴う。また、筋一本に対し針電極が一本必要なので、複数の筋を測定するならばその分だけ電極を刺入する必要がある。二つ目の問題は、手技の難しさである。針電極を正確に打ち込むには、筋位置を正確に特定しなければならない。それは、平面的な位置だけでなく深さ方向の精度も必要である。特に深層の筋を測定する場合には、困難さが増す。この技術を持つ者は、整形外科医でも多くはない。三つ目の問題は、侵襲、つまり生体を傷つける計測手段そのものである。生体を傷つける計測は、患者に苦痛だけでなく感染症や傷害のリスクを負わせることになる。また、侵襲計測には必ず医師の介在が必要なため、装置の管理運用が制限される。このように、針筋電計は筋マヒ計測に用いられてきたが、苦痛やリスクなど大きな問題も抱えてきた。

これらの問題を解決するには、非侵襲で筋電位を計測できる表面筋電計が有用だが、これまで前腕の筋マヒの測定に用いるのは困難であった。表面筋電計は、皮膚に貼り付けた表面電極により、皮膚表面に伝導した筋活動電位、すなわち表面筋電位を計測する。計測は非侵襲で、極めて簡便である。しかし、表面筋電計の計測原理では、計測対象以外の筋電位が伝導して重なり合うことが避けられなかった。特に前腕では狭い領域に多数の筋が密集しているため、特定の筋のみを計測するのは困難であった。これを解決し、表面筋電計ですべての筋活動を特定できれば、極めて簡便で苦痛のない筋マヒ診断が実現できる。さらには、医学的な用途のみならず、作業時の手指負荷解析や、リハビリテーションやトレーニング等への応用が期待される。

そこで本研究では、表面筋電計による筋活動電位分布の断層計測技術、『筋電位CT』を新たに提案する（図2）。これまでの表面筋電計の問題点を克服し、多点表面筋電計から得られる表面筋電位分布から、電気伝導モデルと筋活動逆計算エンジンで前腕内部の筋活動分布を表示するシステムの基盤技術を開発する。さらに、開発したシステムを用いて、5名の被験者の手指に負荷をかけたときの被験者の前腕筋活動分布を計測し、本システムの有用性を検証する。

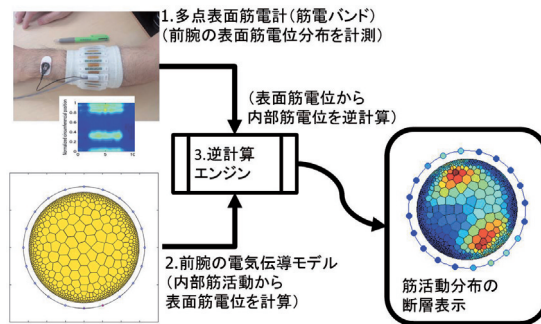


図2 筋電位CTのシステム構成

2. 方法

2.1 筋電位CTのシステム構成

筋電位CTシステムは、表面筋電位分布を入力すると、筋電位の位置と強さの情報を用いて繰り返し計算を行い、内部の筋活動分布を出力する。本システムは、以下の三つの要素で構成される（図2）。一つ目は、内部の筋活動から表面筋電位をシミュレーションする前腕の電気伝導モデル、二つ目は、表面筋電位分布を実測する多点表面筋電計、三つ目は、電気伝導モデルを用いて表面筋電位分布から内部筋活動分布を繰り返し計算する逆計算エンジンである。以下、各構成要素について述べる。

2.1.1 前腕の電気伝導モデル

前腕の電気伝導モデルは、前腕内の筋活動電位の伝導を計算し表面筋電位の分布を直ちに算出する。本モデルでは、筋活動電位の減衰を定式化し、高速計算を実現している。

まず、この減衰の定式化のため、有限要素法により筋活動電位の減衰シミュレーションを行った（図3）²⁾。筋線維 k の活動電流を電流強度 m_k (mA) の電流双極子モデルに置き換え³⁾、筋と同じ異方性導電率を有する円柱有限要素モデルの内部に配置した⁴⁾。表面には電極間隔 d_i (mm) のバイポーラ電極 i を皮膚表面に配置したと仮定し、シミュレーションされた表面筋電位の2乗平均平方根（Root Mean Square; RMS） \bar{V}_{ik} (mV) を算出した²⁾。その結果、筋活動電位の減衰は皮膚表面までの伝導距離の累乗に反比例し、その乗数は電極間隔により決まった²⁾。

$$\bar{V}_{ik} = m_k V_0 (d_i) \left(\frac{l_{ik}}{l_0} \right)^{b(d_i)} \quad (1)$$

l_{ik} はバイポーラ電極の電極間中心から筋線維までの距離 (mm)、 l_0 は無次元化のための単位距離 ($l_0 = 1\text{mm}$) である。 b は減衰乗数、 V_0 は変換係数 (mV/mA) で、電極間距離 d_i の関数であり、その関係は図4のようになった⁵⁾。

この筋電位RMS値の減衰関係を用いると、表面筋電位分布の算出が著しく容易となる。筋線維の活動は同一筋内の筋線維が数十Hz程度のサイクルで発生するが¹⁾、相互の筋線

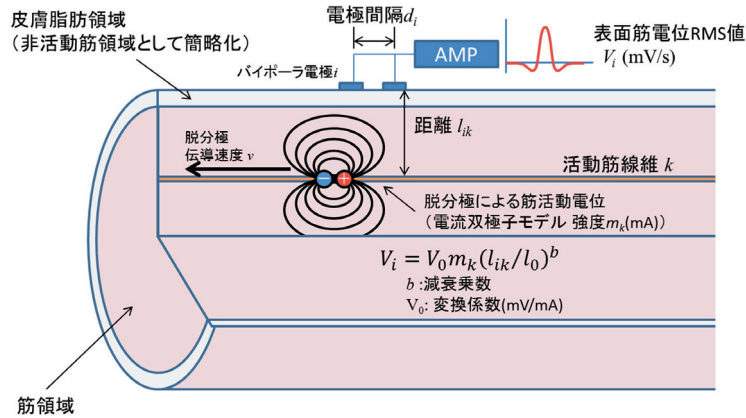


図3 有限要素法による筋活動電位の減衰シミュレーション²⁾

維は、巨視的に見て統計学的にはほぼ独立な関係と見なせる。このとき、筋要素 j が発する表面筋電位パワー $\bar{V}_{ij}^2 (\text{mV}^2)$ は、要素内にあるすべての筋線維 k が強度 m_j で活動したと仮定すると、式(1)の総和を用いて簡単に表される。

$$\bar{V}_{ij}^2 = m_j^2 V_0 (d_i)^2 \sum_{k \in \text{Mus}_j} \left(\frac{l_{ik}}{l_0} \right)^{2b(d_i)} \quad (2)$$

この式から明らかなように、筋活動量 m_j 以外は、すべて静的で空間配置にのみ依存する。つまり、あらかじめ前腕および筋要素の形状と電極配置を決定しておけば、次式のように電極-筋要素間のパワー減衰関数 L_{ij} は定数となる。

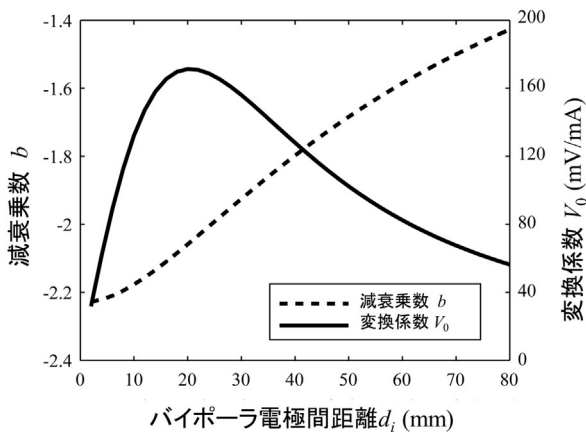


図4 減衰乗数と変換係数⁵⁾

$$\bar{V}_{ij}^2 = m_j^2 L_{ij} \quad (3)$$

さらに、この総和の関係は筋要素間で成り立つから、すべての筋要素からの表面筋電位パワーを総和すれば、電極 i におけるすべての筋からの表面筋電位パワー \bar{V}_i^2 が得られる。これが、本システムの電気伝導モデルの基礎式となる。

$$\bar{V}_i^2 = \sum_j \bar{V}_{ij}^2 = \sum_j m_j^2 L_{ij} \quad (4)$$

電気伝導モデルの形状は、まず、被検者の前腕周長と同じ外周長を持つ円断面形状とした(図5)。さらに、外周からキャリパで測定された皮膚脂肪厚さの分だけ内側に境界を設

け、その内側を筋領域とした。外周には、実験時の電極に合わせて、仮定の電極を配置した。筋領域は0.2mm角に分割し、その一つ一つを仮想筋線維 k とした。筋領域は、その領域を800個程度の筋要素 j に区分けし、仮想筋線維はいずれかの筋要素に所属するものとした。筋要素はVoronoi法を用いて、外周を約1mm、中心付近を約5mmに徐々に変化させて分割した⁶⁾。

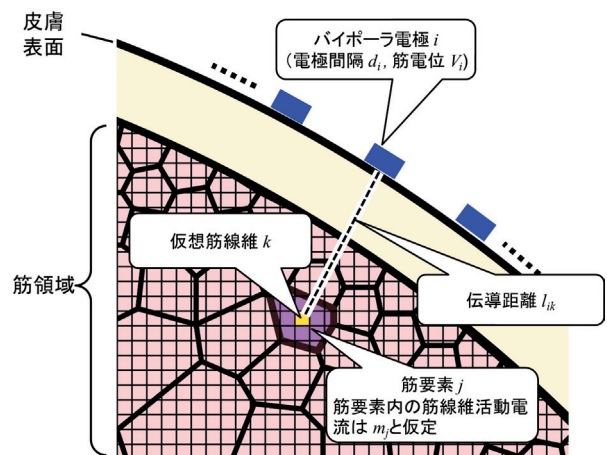


図5 前腕の電気伝導モデル

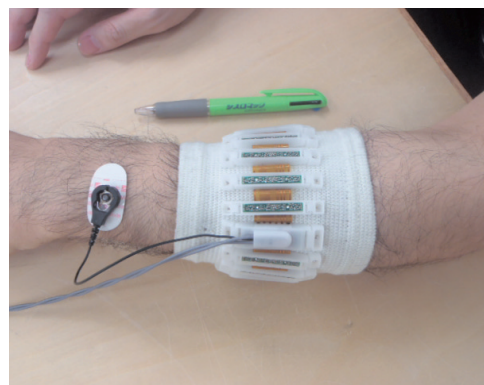


図6 多点表面筋電計「筋電バンド」

2.1.2 多点表面筋電計

多点表面筋電計（通称『筋電バンド』）は、前腕の表面筋電位分布を簡便に計測するために著者らによって開発された⁷⁾（図6）。形態をバンド状とすることで、装着が極めて簡便となり、1分以内で完了することができる。伸縮サポーターの周囲には、電極列20本が等間隔に配置されている。電極列には、列の中央を中点として電極間隔15mmと45mmの2種類のアクティブ式バイポーラ電極が組み込まれている（図7）。式1と図3から明らかなようにバイポーラ電極の間隔は狭いほど減衰率が高くなるので、狭い間隔の電極は近傍のみの筋活動を検出し、反対に間隔が広いと広範囲を検出する。この特性を利用すれば、筋活動分布計算における深さ方向の分解能を高めることができる。

計測された表面筋電位は、電極に内蔵された9Hzの3次バターワースハイパスフィルタと500Hzの2次ローパスフィルタを通過した後、1kHzでA/Dコンバータにサンプリングされ、USBを介してPCにデータ送出された。さらに、ソフトウェア上で10Hzの2次双方向バターワースハイパスフィルタと100Hzの2次ローパスフィルタを通過した後、501点(0.5s)の二乗平均処理により表面筋電位パワー測定値 \bar{V}_{Mi} を算出した。

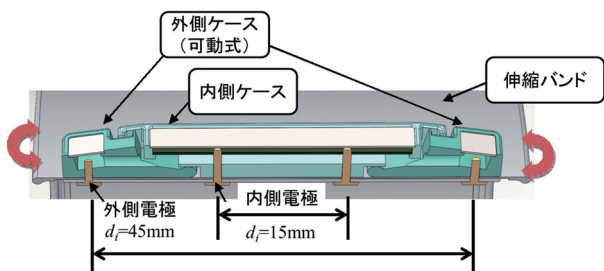


図7 電極列の構造

2.1.3 逆計算エンジン

逆計算エンジンでは、多点表面筋電計から得られた表面筋電位分布と前腕の電気伝導モデルから、逐次二次計画法（Sequential Quadratic Programming; SQP）を用いて内部の筋要素活動量を計算する。表面筋電位分布のモデル計算値と測定値とが一致するように繰り返し計算し、すべての筋要素活動量を定める。

SQP法では、まず最小化したい値を目的関数 f として定める。本手法では、各電極における表面筋電位RMS値の測定値と計算値の差の2乗和を f とした。この関数が0となれば、表面筋電位は完全に一致する。

$$f = \sum_i (\bar{V}_i - \bar{V}_{Mi})^2 \quad (5)$$

SQP法では、この目的関数(5)に対する次の2次計画問題を解いて、目的関数を最小化する変数 m_j の探索方向 $[D_j]$ を決定する。

$$\min_{[D_j]} \left\{ \nabla f^T [D_j] + \frac{1}{2} [D_j]^T \nabla^2 f [D_j] \right\} \quad (6)$$

∇ はベクトル微分演算子で、 ∇f は目的関数の変数 m_j に対する勾配を表す。ここで得られた探索方向 $[D_j]$ に適宜定めた修正量 β をかけ、変数 m_j を修正する。

$$\text{new } m_j \leftarrow m_j + \beta D_j \quad (7)$$

以上の手順をまとめると、次の通りである（図8）。

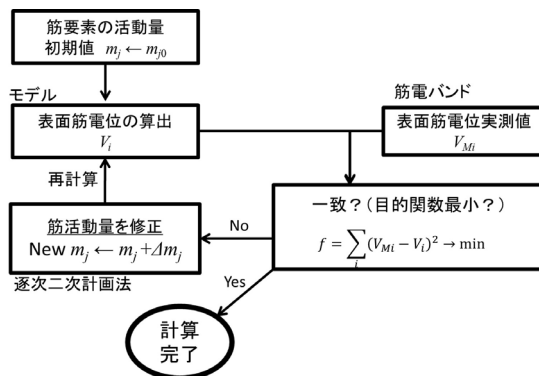


図8 筋活動逆計算エンジンのアルゴリズム

1. モデルに筋活動電流 m_j の初期値を与える。
2. モデルの表面筋電位 \bar{V}_i を算出する。
3. 表面筋電位分布の一致度（目的関数）を求める。
4. 目的関数が最小でなければ、式(6)(7)により m_j を修正し、2にもどる。
5. 目的関数が最小であれば、 m_j を解とし、終了する。

2.2 実験

この筋電位CTシステムを用いて、被験者による前腕内筋活動分布計測実験を行った（図9）。被験者は右利きの健常男性5名（年齢：22.2±0.8y、身長173.1±5.5cm、体重62.8±4.5kg、前腕周径248.2±7.4mm、皮膚脂肪厚2.3±0.7mm）とした。被験者の前腕には、橈骨茎状突起と外側上顆の中央に多点表面筋電計を装着した。被験者は座位で上腕を屈曲45°、外転45°の肢位で前腕を水平に固定され、手掌を下にして手関節を背屈20°で固定された。この状態で2種類の負荷をかけてそれぞれの表面筋電位分布を計測し、内部筋活動を逆計算した。一つは、中指基節をほぼ水平、PIP関節（Proximal Interphalangeal Joint; PIP）をほぼ直角に屈曲した肢位で、中指DIP関節(Distal Interphalangeal Joint; DIP)の位置を4.9Nで水平方向に牽引、すなわちPIP関節に屈曲負荷をかけた。もう一つは、同様の肢位で、中指末節の中央を同様の力で牽引、すなわちDIP関節に屈曲負荷をかけた。

なお、パワー減衰関数行列 $[L_{ij}]$ の要素間の値の差が大きいと計算が不安定になるため、行内要素の最大値に対し要素の値が1%未満となる場合は0とみなし計算に寄与しないと

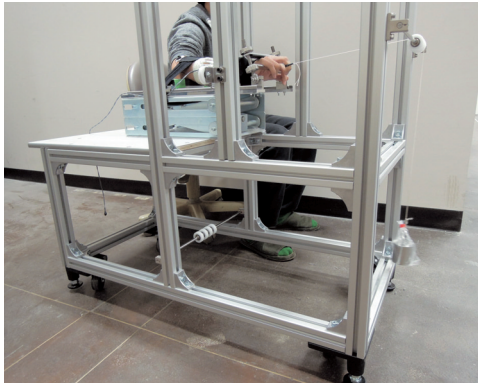


図9 手指負荷実験

するフィルタリングを行った。逆計算には、Intel Core i7-2600(3.40GHz)とWindows7(64bit)を搭載したPCを用い、MATLABのOptimization Toolboxを用いて実行した。

3. 結果

図10に、出力された筋活動分布の代表例を示す。図10中央はPIP関節屈曲負荷時の筋活動分布の計算結果である。この負荷では、浅指屈筋が主に活動する。浅指屈筋は掌側の中間層に位置し、示指から小指までの4指のPIP関節を強く屈曲する。図10左に参考として前腕の筋配置図を示すが、浅指屈筋付近が活動している様子が出力されるのが確認された。

次に、図10右に、DIP関節屈曲負荷時の筋活動分布計算結果を示す。この負荷では、深指屈筋が主働筋となる。深指屈筋は掌側深層、浅指屈筋の下部に位置し、示指から小指までの4指のDIP関節を強く屈曲する。この負荷においても、深指屈筋付近の活動が算出されているのが確認できた。

これらは代表例だが、いずれの被験者においても同様の活動分布が得られた。また、計算時間は、1回の逆計算あたり平均0.92秒であった。

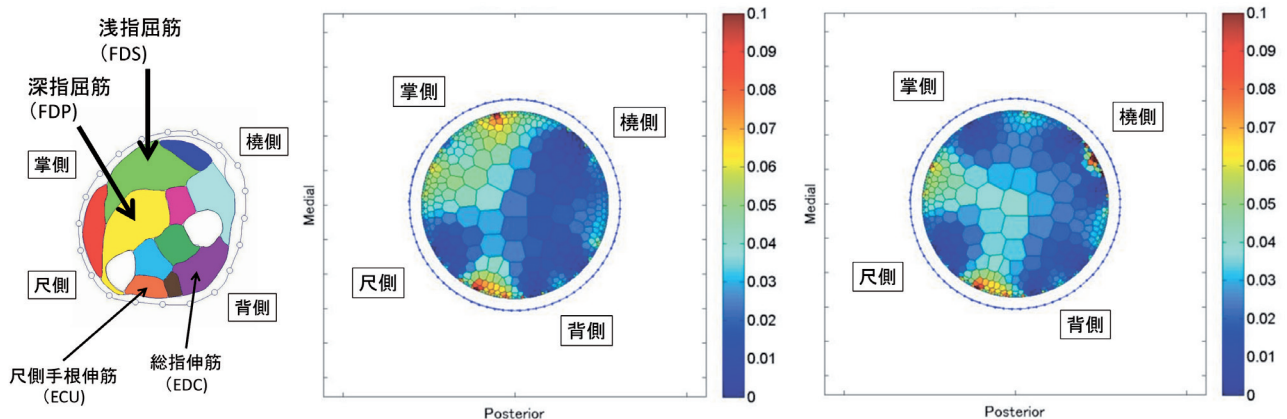


図10 内部筋活動分布の逆計算結果

(左：前腕の筋配置図，中央：PIP関節屈曲負荷時，右：DIP関節屈曲負荷時)

4. 考察

本手法では計算に簡易な円断面モデルを用いたが、筋の識別が容易な筋活動分布の計算結果が得られ、十分に実用的な筋活動検出を行えた。これは、本システムが現場に導入された際に大きな意味を持つ。簡易な診断や計測においては、大規模な装置と煩雑な事前準備が不要となるからである。MRIは非常に大規模な装置で計測の段取りに時間がかかり、また外周や筋エッジを抽出する作業に時間がかかる。しかし、今回の結果は、これらの事前段取りがない簡易モデルにおいても、筋活動の識別に十分な機能を有することを示している。

一方、本報告では示していないが、MRI断層撮影を用いてモデル形状の同定を行えば、さらに高精度な計測を行うことが可能である。計測に際し事前の段取りは増えるが、MRIモデルでは被験者の筋位置を特定することができるため、筋要素の配置を正確に行うことができる。また、外周の形状も測定できるため、電極と筋要素間の距離を算出でき減衰計算の予測精度が高まる。精密な診断をおこなうには、MRIモデルの使用も有効な手段である。

また、本手法は、内部筋活動分布を非常に高速に計算できることから、将来的なリハビリやトレーニングへの応用が期待される。この応用において、極めて重要となるのが、計測のリアルタイム性である。筋活動表示がリアルタイム化すると、被検者は自身の状態を即座に確認しながら運動を行えるようになる。このことは、運動実施者やトレーナーに大きな利点をもたらす。運動実施者は、鍛錬したい筋の活動状態を見ながら運動を調整してトレーニングする、「フィードバックトレーニング」を行えるようになる。トレーナーや療法士についても、相手の運動状況をその場で把握しながらトレーニングの指示を出せるため、極めて運動効果の高いリハビリやトレーニングが可能となる。本手法は計算の高速化に注意を払っており、電気伝導モデルにおける表面筋電位分布の計

算やSQP法においてアルゴリズムを工夫し、逆計算時間を1秒以内まで短縮している。さらに、並列演算手法を逆計算過程に導入すれば数倍の計算速度が容易に得られ、実用的に十分なリアルタイム性が確保できる0.5秒以内の計測－表示タイムラグを実現できる。

5. まとめ

多点表面筋電計、電気伝導モデル、逆計算エンジンからなる前腕内筋活動電位分布計測システム「筋電位CT」の基盤技術を開発した。本システムにより被験者5名による実証実験を行った結果、手指の負荷に対し妥当な筋活動分布を出力することができた。今後はさらに高精度化、高速化などシステムの改良をはかり、実用化を目指したい。

引用文献

- 1) 中村隆一・斎藤宏：基礎運動学，医歯薬出版，539PP，(1976)
- 2) 中島康博・吉成哲・但野茂：前腕筋活動電位の表面伝導解析，機論C，Vol. 75 No. 751，pp.695-702，(2009)
- 3) Rosenfalck P：Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibres，Acta Physiologica Scandinavica，Vol. 75 Supplementum 321，(1969)
- 4) Gabriel C・Gabriel S・Corthout E：The dielectric properties of biological tissues: I. Literature Survey，Physics in Medicine and Biology，Vol. 41 No. 11，pp.2231-2249，(1996)
- 5) 中島康博・前田大輔・栗野晃希・吉成哲・増田耕平・東藤正浩・但野茂：前腕の電気伝導モデルによる筋活動推定手法の開発，Dynamics and Design Conference 2009，(CD-ROM)，(2009)
- 6) Voronoi, G：Nouvelles applications des parametres continus a la theorie des formes quadratiques，J. reine angew. Math.，133，pp.97-178，(1907)
- 7) 独立行政法人科学技術振興機構：研究成果展開事業研究成果最適展開支援プログラムFSステージシーズ顕在化タイプ事後評価報告書，科学技術振興機構，(2013)