

リハビリテーションにおける上肢リーチ動作の 計算モデルとその課題

松原 誠仁 山元 総勝

キーワード：リーチ動作，計算モデル，評価

I. はじめに

リーチ動作は日常生活動作の様々な場面において必要である。リーチ動作の障害は、要求される身体機能に過大な物理ストレスが加わることになる。したがって、身体機能に悪影響を及ぼすリーチ動作やそれを助長する要因を明らかにすることは、障害発生メカニズムを解明する上で不可欠である。また、リーチ動作の評価では、手先の位置、速度および操作性などが有効な評価項目とされ、様々な課題のパフォーマンス測定を通じて評価されることが多い。しかしながら、リーチ動作の発現には、感覚-神経-筋骨格系など多岐にわたる器官が関与しており、これらの相互作用機能はいまだ明らかにされていない。そのため、生理学、解剖学、運動学、心理学およびロボット工学などが分野横断的にその解明に取り組んでいる。近年、異なる支配方程式で表される感覚-神経-筋骨格系の相互作用機能を統合的に解くような試みもみられるようになった¹⁾。リーチ動作の研究では、今後さらに分野横断的な知識の統合化が行われるであろう。

本稿では、リーチ動作運動に関わる計算論的なアプローチを紹介しながら、その成果と課題について述べる。また、筆者らが取り組んでいるリーチ動作の駆動源である関節トルクが、最終効果器である手先の運動に及ぼす影響を定量化する手法について紹介する。

II. リーチ動作の特徴

1. ベルンシュタイン問題

日常生活動作の様々な場面でみられる基本的動作の中でも、リーチ動作は使用頻度が最も高い動作である。ベルンシュタインは、リーチ動作において、最終効果器である手先の運動に対する脳および身体各部分の機能について質的および心理学的な観点から論じてきた。あらかじめ終点が決定されているリーチ動作を繰り返し行わせ、詳細に観察する中で、動作の最終域における手先の位置は毎回一点に収束すること、動作の初期および中間域における手先軌道は一意に定まらないことなどを指摘した²⁾。これらのことは、位置決め動作 (position) における過程は無限に存在し、それらを自由に選択できるということを示し、ベルンシュタイン問題あるいは冗長自由度問題として知られている。ここで、リーチ動作における冗長とは、手先の作業変数の数 (次元数) に対して関節変数の数 (一般には自由度に等しい) が多いことを示す。

2. 軌道選択の多様性と拘束

リーチ動作における冗長自由度問題は、運動制御を理解する上で重要であることが指摘されている³⁾。一般に、動作は与えられた身体構造が許す範囲で、関節運動の様々な組み合わせによって遂行することができる³⁾。身体に何ら疾患を有さない場合における基本動作は、特定の関節運動パターンによって構成されている。すなわち、ヒトは合理的な運動を、自然に発生するメカニズムを生得的に備えていると推測されている⁴⁾。

例えば、あらかじめ目標位置が設定されているような運動規定に基づくリーチ動作には、三つの特徴が見られるとされている。第一の特徴は、静止座標系における手先軌道が運動開始時点から終了時点まで最短距離をとることである。このことは運動速度を変化させても標的が変わっても不変に保持され、速度は運動時間のほぼ中央にピーク値が出現するベル型のプロフィールを示す。第二の特徴は、肩および肘関節において同時に関節運動が起こり、両者の角変位は速度に依存しない関係性を示すことである。第三の特徴は、手先加速度が二峰性を持つことである⁵⁾。

一方で、原因疾患等により上肢機能障害を呈した患者のリーチ動作では、痛みや筋緊張の変化などが原因で、身体構造そのものが拘束されるため、軌道選択の多様性が必要とされるはずである。しかしながら、片麻痺患者のリーチ動作でみられる共同運動パターンは、軌道選択の多様性が拘束されたかのような画一的な運動パターンを示す。

3. リハビリテーション医療におけるリーチ動作

リーチ動作は、解剖学的構造、関節可動域、筋力、感覚および運動協調性に依存する³⁾。そのため、これらの構成要素に異常があれば、運動および制御特性に変化が生じるはずである。したがって、リハビリテーション医療におけるリーチ動作障害の評価は、これら構造因子の相互作用機能を明らかにし、運動および制御特性変化を定量化することに集約される。これまでも、脳卒中、体性感覚消失および脳性麻痺患者などの上肢機能評価に応用する試みが多くなされている。どのような構造因子が、拘束または解放されるのかが焦点である。その結果に基づき、適切なリハビリテーションアプローチを選択することができるのである。

III. 軌道計画の計算モデル

リーチ動作において、計算論の立場から、始点から終点に至る軌道は無数にあるにも関わらず、脳が一定の性質を満たす軌道を生成することに対し、様々なアプローチがなされてきた。脳は、何らかの評価関数を設定して最適値をとる軌道を選択しているのではないかと考え、軌道がどのような意味で最適であるのかが焦点であった⁶⁾。これまでに、リー

チ動作における様々な評価関数モデルが提案されてきた。

1. 躍度最小モデル

これは、加速度の時間微分（躍度）、すなわち手先位置座標の3階微分の二乗積分を評価関数とするものである。

$$C_j = \frac{1}{2} \int_0^T \|\ddot{x}(\tau)\|^2 d\tau \quad (1)$$

つまり、脳はリーチ動作において、躍度を最小とするように軌道選択していると考えるのである。

FlashとHogan⁷⁾は、平面内を運動する二関節アームの運動において、躍度を評価関数とすることで作業空間内の運動パターンの特徴をよく再現することを示した。しかしながら、躍度最小モデルは幾何学的な情報のみから軌道が決まるため、アームのダイナミクス特性は考慮されないことになる⁶⁾。

2. トルク変化量最小モデル

トルク変化量最小モデルでは、関節トルクの時間変化の二乗積分を評価関数とするため、アームのダイナミクス特性を考慮することができる。

$$C_t = \frac{1}{2} \int_0^T \|\dot{u}(\tau)\|^2 d\tau \quad (2)$$

運動方程式により、力と加速度が関係づけられていることを考慮すれば、加速度の時間微分である躍度をトルクの時間微分に置き換えたものと等価であるとみなすことができる。

Uno et alは⁸⁾、平面内（水平面）における二関節アームの運動において、上記式を用いて各関節の発揮トルクの変化量に関する評価関数を提唱し、手先軌道の運動パターンを精度良く再現できることを示した。この仮説はその後、指令トルク変化最小仮説などへ展開され、現在に至っている⁹⁾。

3. ヤコビ行列

これは、着目点の速度ベクトルをヤコビ行列と角速度ベクトルの積を用いて表し、時間微分することによって着目点の加速度と関節軸の角速度との関係式を求めるものである。

$$\dot{p} = J(\theta) \dot{\theta} \quad (3)$$

ここで、 \dot{p} は手先速度、 J はヤコビ行列、 $\dot{\theta}$ は角速度ベクトルをそれぞれ示す。また、ヤコビ行列は

モータ回転が動作に変換される際の減速比の関係を示す行列である。しかしながら、脳がヤコビ行列を設定し、動作を遂行しても、手先速度を与える角速度ベクトルの数は運動自由度に対して冗長である。

吉川は¹⁰⁾、ヤコビ行列を用いて、すべての関節で生成できる回転角速度の二乗和を一定にする場合の、アーム先端が全動作軸方向に動かし得る範囲、すなわち可操作楕円体を提案している。これは、以下の式で求めることができる。

$$\omega = \sqrt{\det JJ^T} \quad (4)$$

可操作楕円体は、すべての関節の角速度の二乗和を一定にするという条件が必ずしも現実的ではないが、動きの特性を明確に示すため広く使用されている¹⁰⁾。

4. 軌道計画モデルの課題

以上、述べてきた代表的な各モデルは、評価関数の最適解として目標軌道を与えた場合、実際の手先軌道と精度良く一致するため、運動の性質を理解する上で有益な議論を提供してきたといえる⁶⁾。しかしながら、このような計算モデルでは、脳が軌道計画をどのように行っているのかまでには言及できないのが現状である。

例えば、運動中に手先の視覚情報を変形したときに軌道に現れる影響を調べた結果、視覚情報が軌道に反映されるまでの時間の遅れが大きいと、軌道が修正されるのは運動終了近くであると報告がある¹¹⁾。また、健常者と体性感覚切除者のリーチ動作における手先軌道を比較すると、目標位置と運動指令の関係のマッピングさえ整えば、運動自体は正しく行えるという報告もある¹²⁾。

したがって、評価関数の最適解として目標軌道を得るフィードフォワード制御では、一度運動が遂行された場合、系の状態に応じて運動を修正することが不可能ということになる。しかしながら、実際の運動では、何らかの形でフィードバック制御機構は作用しているはずである。この問題は、脳の運動制御機構を明らかにするために計算モデルが取り組むべき大きな課題であるといえる。

また、動作において関節トルクを生成する駆動源は筋収縮力である。関節トルクは、主動作筋と拮抗筋の差によって発生するため、厳密には筋収縮力を表したものではない。しかしながら、関節トルクを運動の駆動源と考えるとき、運動の生成過程がすべ

て明らかになるという利点を持つ。これは、ニュートン・オイラー方程式などを適用することで可能となり、手先軌道が与えられれば、関節トルクを陽に決定することができるのである（逆動力学：inverse dynamics）。また、近年、関節トルクおよび筋トルクが、手先軌道、セグメントおよび関節角度などの各種評価量にどのように寄与しているか（順動力学：forward dynamics）を定量化する報告¹³⁾がみられるようになってきた。関節トルクを与えれば、手先軌道を陽に決定することができるのである。しかしながら、このような関節トルクを発生するための筋の数は、運動自由度に対して冗長である。したがって、ここでも制御における不良設定問題が生じ、何らかの評価関数を設定しなければならないといった問題がある。

また、出力された運動を構成するのは、感覚-神経-筋骨格系の相互作用によるものである。これらの異なる支配方程式で表される物理現象を実験事実もしくは現象論に基づき統合的にモデル化して解くことは、リハビリテーション医療従事者が最も得意とする概念である。したがって、このようなモデルを構築することは、表出された身体運動に対してアプローチを行うリハビリテーション医療従事者が正面から取り組むべき課題といえる。

以上のことを踏まえると、古くは、ブロードマンが脳損傷患者を対象にして大脳皮質の細胞構築学的分類を行ったように、実験事実もしくは現象論に基づく生理学、解剖学および計算論的知見を運動発現モデルへ密接に対応させることが必要であろう。

また、評価関数を設定したモデルでは、ヒトが本来持っている機能を見落としている可能性は否めない。時として、身体構造そのものが拘束されたことにより選択された運動パターンの詳細な分析を行うことによって、感覚-神経-筋骨格系の相互作用を推定できるのかも知れない。

IV. 筆者らの取り組み

脳血管障害は、感覚-神経-筋骨格系の相互作用機能が破綻した代表的な疾患である。随意運動時には、錐体路障害の兆候（麻痺、腱反射の亢進および病的反射など）が複合して出現する。

筆者らは、これら錐体路障害の兆候が動作に及ぼす影響は大きいと考え、実験事実あるいは現象論に

基づく感覚-神経-筋骨格系の相互作用機能の解明に取り組んでいる。そのなかでも、リーチ動作の駆動源である関節トルクが、最終効果器である手先の運動に及ぼす影響を定量化する手法について紹介する。

1. 手先速度ベクトルを生成する各セグメントの角速度の導出

着目する評価量を手先の速度とする場合、手先速度 v_{i+1} は、関節速度 v_i に関節速度 v_i に対するセグメント l_i の先端、すなわち関節点 $i+1$ の相対角速度 $\omega_i \times l_i$ を加算することで得ることができる。

$$v_{i+1} = v_i + \omega_i \times l_i \quad (5)$$

ここで、 ω_i および l_i はそれぞれセグメント i の角速度およびセグメント長である。

ここでは、上肢を手部、前腕および上腕からなる3次元剛体モデルとして扱うため、全セグメントについてまとめると、下式ようになる。

$$v_{hand} = v_{sh} + \omega_{ua} \times l_{ua} + \omega_{fa} \times l_{fa} + \omega_{ha} \times l_{ha} \quad (6)$$

ここで、右辺各項は、肩関節、上腕、前腕および手部項をそれぞれ示している。これにより、手先速度を生成する各セグメントの寄与率を導出することができる。

2. 運動方程式の導出

手先に加えるべきモーメントを $N = (N_x, N_y, N_z)^T$ とすると、関節点 i で発生すべきトルクは、

$$n_i = v_{i+1} \times l_i + f_{i+1} \times l_{Gn} + f_{Gn} \times n_{Gn} \quad (7)$$

と表すことができる。ここで、右辺各項は、 $i+1$ の関節トルクによるもの（以下、DJT）、 $i+1$ の関節力によるもの（以下、DJF）、セグメント i の重心点に加えるべき力によるもの（以下、FCG）、セグメント i の重心に加えるべきモーメントによるもの（以下、NCG）をそれぞれ示す。これらを移動座標系に変換することで、関節トルクに対する各構成要素の寄与率を導き出すことができる。

3. リーチ動作における関節トルクの機能

ここでは、リーチ動作における関節トルクの機能を慢性期脳血管障害患者1名（以下、DABL）と健康者6名の平均値（以下、ABL）を例に示す。

3. 1 手先軌跡および速度ベクトル

図1は、リーチ動作における手先軌跡および速度ベクトルをそれぞれ示したものである。手先軌跡において、ABLは直線的な軌跡を示すのに対し、DABLでは、後半にかけて急速に内側へ変位していた（図1、左）。また、DABLの手先速度ベクトルも同様に、後半にかけて向きおよび方向ともに急激に内側へ変化していた（図1、右）。

以上のことから、DABLでは身体的構造の拘束が原因により、残存する体性感覚を入力値とするフィードバック制御機構が作用していたと考えられる。その結果、手先軌道は最短距離を選択せず、手先速度にもばらつきが出現していたと考えられた。

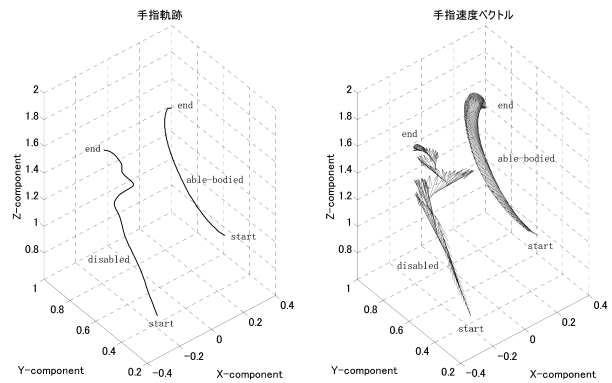


図1 リーチ動作における手先軌跡および速度ベクトル

3. 2 手先速度ベクトルを生成する各セグメントの機能

図2は、リーチ動作における各セグメント角速度ベクトルを、図3は手先速度ベクトルを生成する上腕、前腕、手部および肩関節の寄与率をそれぞれ示したものである。また、図3における横軸は、動作開始から終了までを100%として規格化した時間を示し、0%の時点が動作開始、100%の時点が動作終了とする。

ABLとDABLを比較すると、手先速度ベクトルを生成する各セグメントの機能は、動作前半30%付近から相違が見られることがわかる（図3）。DABLは30%付近までABLと同様の軌道計画により動作を遂行していたが、その後身体的構造の拘束により上腕、前腕および手部の角速度を増加させることで終点位置を決定していたと考えられる。これらのことから、DABLの残存する体性感覚を入力値とするフィードバック制御機構は、動作前半

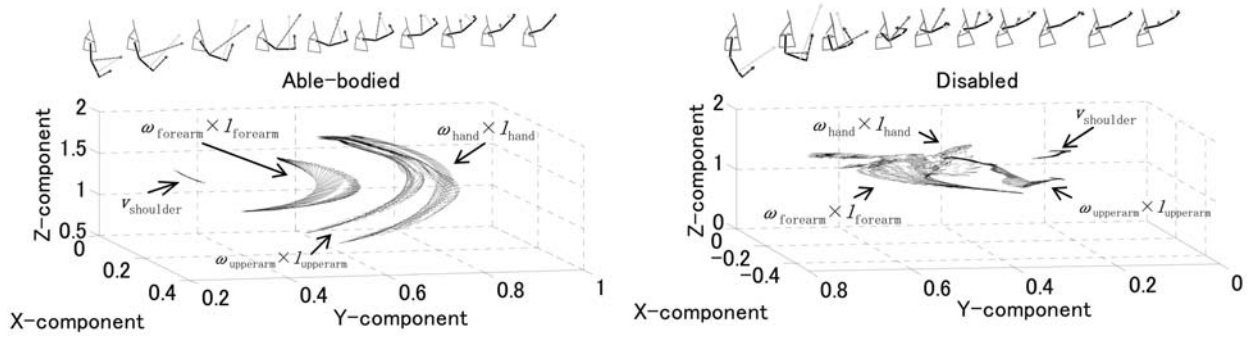


図2 リーチ動作における各セグメントの角速度ベクトル

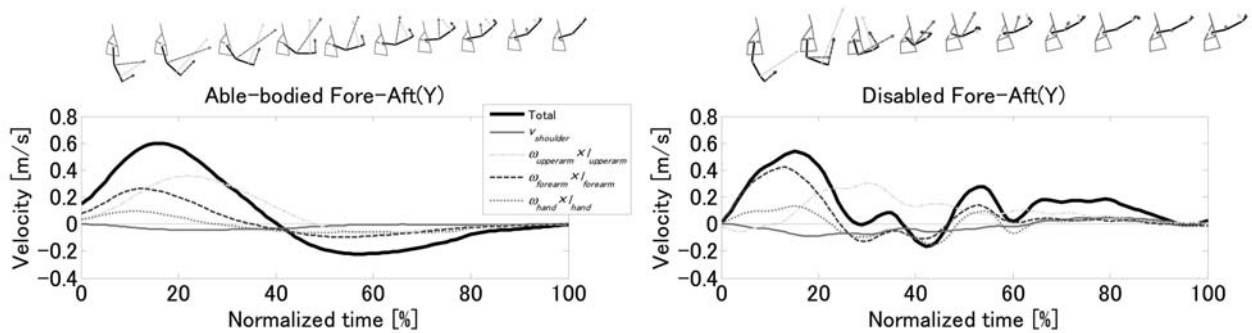


図3 リーチ動作における手先速度に対する各セグメントの寄与率

30%付近から、手先速度に対する各セグメント角速度の寄与率を変化させる strategy を選択したことが示唆された。

3. 3 関節トルクの機能

図4, 5および6は、各セグメント角速度を制御するために手、肘および肩関節で発生すべき関節トルクの構成要素を数値積分した角力積を示したものである。それぞれNCG, DJT, DJF, FCGを示している。

手関節と肘関節における関節トルクの構成要素は、ABLとDABLではまったく逆の機能を発揮していたことがわかる(図4および5)。また、手関節(図4)および肘関節(図5)では、FCGの寄与率が最も大きかった。ここで、FCGは

$$f_{Gi} = m_i (a_{Gi} - g) \quad (8)$$

と表すことができる。ここで、 m_i はセグメントの質量、 a_{Gi} はセグメントの重心加速度、 g は重力加速度ベクトルを示す。 m_i に差がないと仮定すると、FCGは重心加速度に依存する。また、重心加速度 a_{Gi} は、

$$a_{Gi} = a_i + \dot{\omega}_i \times l_{Gi} + \omega_i \times (\omega_i \times l_i) \quad (9)$$

と表すことができる。式(9)を式(8)へ代入することにより、式(10)を得る。

$$f_{Gi} = m_i (a_i + \dot{\omega}_i \times l_{Gi} + \omega_i \times (\omega_i \times l_i) - g) \quad (10)$$

ここで、 a_i は関節*i*の加速度、 $\dot{\omega}_i \times l_{Gi}$ は関節*i*の角加速度による加速度、 $\omega_i \times (\omega_i \times l_i)$ は求心加速度をそれぞれ示している。これにより、重心加速度に

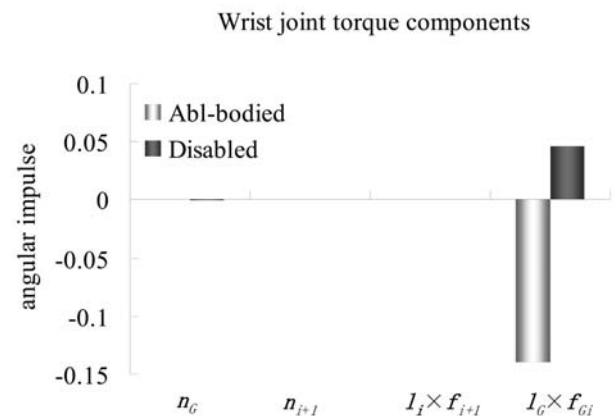


図4 リーチ動作における手関節トルク構成要素の角力積

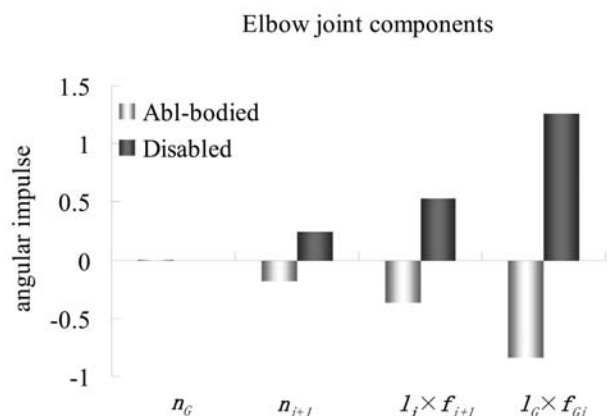


図5 リーチ動作における肘関節トルク構成要素の角力積

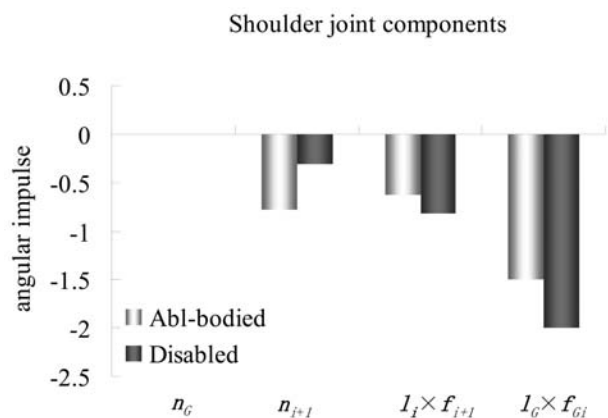


図6 リーチ動作における肩関節トルク構成要素の角力積

対する関節加速度，セグメント角速度および角加速度の寄与率を導出することができる。これらのことから，DABLの残存する体性感覚を入力値とするフィードバック制御機構は，重心加速度ベクトルを変化させることによって各セグメントの角速度を制御していたと考えられた。また，制御変数として選択されたのは近位関節加速度，近位関節角加速度の効果による加速度および求心加速度であったことが示唆された。

以上のことから，これらの選択された制御変数の振舞いが，画一的な動作パターンを生成していることが考えられた。また，これらの制御変数は冗長であるため，リハビリテーションアプローチの目的関数である可能性が示唆された。

V. おわりに

本稿では，リーチ動作における計算モデル，軌道計画およびその課題などを紹介した。また，リーチ動作の駆動源である関節トルクが，最終効果器である手先の運動に及ぼす影響を定量化する手法について解説した。本手法を用いることで，体性感覚を入力値とするフィードバック機構が選択した制御変数およびその寄与率を推定できる可能性があることを示した。これらのことから，リハビリテーションアプローチの目的関数を推定できる可能性が示唆された。

中枢神経系疾患における運動協調障害は，脱抑制による異常共同運動パターンの解放現象なのか，それとも単なる筋活動のパフォーマンス低下の結果なのかは，いまだ明らかにされていない。本稿で示した結果からも，選択された制御変数が多様性の拘束または解放された結果なのかを明らかにすることはできない。しかしながら，選択された制御変数は少なからず冗長であり，リハビリテーションアプローチによって変化する可能性がある。以上のことから，リーチ動作を分析することでリハビリテーションアプローチの目的関数を決定することができれば，強力な評価ツールの1つになりうる可能性が示唆された。

今後は，関節トルクと筋収縮力の関係を定式化すること，体性感覚情報を直接測定しモデル化することについて研究を進めるとともに，リハビリテーション，手術および薬物療法などの効果判定への展開を検討していく予定である。

文 献

- 1) 大武美保子：神経系の双方向シミュレーション—人の動きを体の内側から読む—，電子情報通信学会誌，88：900–913，2005
- 2) ニコライ A. ベルンシュタイン：デクステリティ。巧みさとその発達，佐々木正人監訳，金子書房，pp160–161，2003
- 3) 長崎浩：動作分析のこれから，理学療法科学，18：147–151，2003
- 4) 荻原直道，山崎信寿：身体の構造制約に基づく自然な上肢リーチング動作の生成，日本機械学会論文集 (C)，67 (659)：216–222，2001

- 5) P. Morasso: Spatial control of arm movements, *Experimental Brain Research*, 42 (2) : 223 – 227, 1981
- 6) 阪口豊：上肢到達運動制御の計算モデルとその課題, *VISION*, 16 (2) : 93–110, 2004
- 7) T. Flash, N Hogan: The coordination of arm movement, *Journal of Neuroscience*, 5 : 1968 – 1703, 1985
- 8) Y. Uno, M. Kawato, R. Suzuki: Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement, *Biological Cybernetics*, 61 : 89–101, 1989
- 9) E. Nakano, H. Imamizu, R. Osu, Y. Uno, H. Gomi, T. Yoshioka, M. Kawato: Quantitative examinations of internal representations for arm trajectory planning, *Journal of Neurophysiology*, 81 : 2140–2155, 1999
- 10) 広瀬茂男：ロボット工学, 裳華房, pp176 – 177, 2003
- 11) J. A. Saunders, D. C. Knill: Humans use continuous visual feedback from the hand to control fast reaching movements, *Experimental Brain Research*, 152 : 341 – 352, 2003
- 12) R. L. Sainburg, M. F. Ghilardi, H. Poizner, C. Ghez: Control of limb dynamics in normal subjects and patients without proprioception, *Journal of Neurophysiology*, 73 : 820–835, 1995
- 13) 小池関也, 森洋人：順動力学的貢献度によるスポーツ動作における関節トルク・筋張力の機能抽出, *バイオメカニクス研究*, 12 (1) : 58–65, 2008

松原誠仁, 山元総勝

〒861–5598 熊本市和泉町325番地

熊本保健科学大学 保健科学部

リハビリテーション学科

理学療法学専攻

Challenges of Computational Model of Reaching Motion in Rehabilitation

Shigehito MATSUBARA, Sokatsu YAMAMOTO