

運動指令入力の変化がリーチング運動にどのような影響を与えるか？

-シミュレーションによる実験-

How does changes of motor command input affected reaching movements?
-Simulation experiment-

犬丸 敏康¹, 小島 久典²

¹金城大学医療健康学部, ²大阪府立大学総合リハビリテーション学部

Toshiyasu Inumaru¹, Hisanori Kojima²

¹Kinjo University, Faculty of Health Sciences

²Osaka Prefecture University, School of Comprehensive Rehabilitation

キーワード：リーチング運動, 運動指令, シミュレーション

Key words : Reaching Movement, Motor Command, Simulation

抄録

本研究では、リーチング運動のシミュレーションモデルに対して、各筋へ入力する運動指令を操作し、それによるリーチング運動への影響をリーチング運動時の手先軌道と手先速度を調べることで検討した。その結果、運動指令の減少とともに正常なリーチング運動が再現できなくなり、橈骨神経の支配、その中でも上腕三頭筋外側頭（TLA）への運動指令の入力が、リーチング運動に対して最も影響を及ぼすことが明らかとなった。以上より、リーチング運動を再獲得する際に全運動指令が著しく減少していない状態であるならば、橈骨神経支配の特にTLAをより作用させることが機能回復にとって重要であることが示唆された。

1. 緒言

関節運動は、脳から生成された運動指令が筋にされることで実行される。特に運動指令が筋にされる過程は、脳での運動指令生成に継ぐ運動の本質であり、これを調べることは機能回復に対して有用な知見となる。一方、様々な物品を操作するには、まず物品に手を伸ばすリーチングが最初に円滑に遂行されなければならない運動であることは明らかである。しかしながら、脳卒中の麻痺により上肢本来の機能が失われた状態では、円滑さも失われ¹⁾、このリーチング運動すらも困難となる。

リーチング運動の特徴として、手先軌道が緩やかな直線になり、かつ、手先速度がベル型になることが挙げられる^{2,3)}。その特徴を持つ円滑なリーチング運動を遂行するには、運動指令が上肢の各筋に対して適切に入力されることが鍵となるであろう。しかしながら、運動指令の入力変化に対す

るリーチング運動への影響に関して、依然として不明な点が多く、運動指令の入力とリーチング運動の背景にある機序には、明らかな関係が見つかっていない⁴⁾。

本研究は、運動指令の入力の変化がどのようにリーチング運動に影響を及ぼすかを調べ、上肢の機能回復に対する基礎的な知見を与えることを目的とした。

運動指令のリーチング運動への影響を調べるにはいくつかの方法が考えられる。ここでは上肢のリーチング運動のシミュレーションを用いることにした。シミュレーションによる実験は、対象となる運動行動のモデル化がいかにして精緻化されているかが常に問題となり、得られた結果の検証も困難な欠点がある。しかしながら、非侵襲的であり、モデルのパラメータを容易に変化させ、それを繰り返し行うことができる利点がある⁵⁾。さらに、実際の計測では検証しにくい現象もその根拠を得る手段として探索することができる⁶⁾。そ

ここで、本研究では、リーチング運動のシミュレーションモデルに対して、各筋へ入力する運動指令を操作し、それによるリーチング運動への影響をリーチング運動時の手先軌道と手先速度を調べることで検討した。

2. 方法

リーチング運動を遂行する上肢は、上腕と前腕+手の2分節、および上肢の主要6筋からなる右上肢の筋骨格モデルとしてコンピューター上に構築した。図1に筋骨格モデルの模式図を示す。分節長、質量、質量中心位置、慣性モーメントは被験者を身長175cm、体重65kgに想定して求めた。筋は三角筋前部繊維(DPA)、三角筋後部繊維(DPO)、腕橈骨筋(BRD)、上腕三頭筋外側頭(TLA)、上腕二頭筋(BIC)、上腕三頭筋長頭(TLO)をモデル化した。

表1,2にそれぞれ図1に対応する分節パラメータ、筋パラメータを示す。表2の値はGarnarとPandy⁷⁾による文献を参照した。

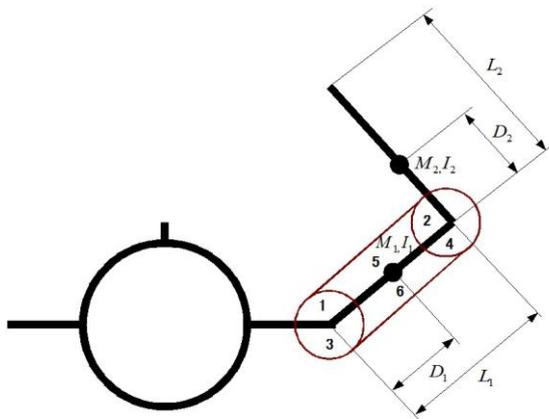


図1 筋骨格モデルの模式図

表1 分節パラメータ

	長さ(m)	質量(kg)	重心位置(m)	慣性モーメント(kgm ²)
上腕	0.32 (L ₁)	1.82 (M ₁)	0.14 (D ₁)	0.057 (I ₁)
前腕	0.44 (L ₂)	1.43 (M ₂)	0.30 (D ₂)	0.193 (I ₂)

表2 筋パラメータ

	PCSA(cm ²)	最大筋力(N)
三角筋前部繊維(DAN:1)	8.41	277.48
腕橈骨筋(BRD:2)	3.08	101.58
三角筋後部繊維(DPO:3)	17.19	567.15
上腕三頭筋外側頭(TLA:4)	38.45	1268.87
上腕二頭筋(BIC:5)	13.99	461.76
上腕三頭筋長頭(TLO:6)	19.07	629.21

PCSA:生理的断面積

リーチする方向は前方とし、総運動時間は1秒に設定した。

計算は手先軌道から運動指令を算出する逆動力学(方法1)、運動指令から運動を生成する順動力学(方法2)の2段階に分けて実施した。

方法1:手先軌道を算出するためにFlashとHogan⁸⁾による躍度最小モデルを用いた。躍度最小モデルの計算を式1に示す。xとyは手先軌道の座標を示す。x₀, y₀は手先の運動前の手先の座標を示し、x_f, y_fは手先の運動後の手先の座標を示す。tは時間、t₀, t_fはそれぞれ運動開始時間、運動終了時間を示す。

$$\begin{aligned}
 x(t) &= x_0 + (x_0 - x_f)(15\tau^4 - 6\tau^5 - 10\tau^3) \\
 y(t) &= y_0 + (y_0 - y_f)(15\tau^4 - 6\tau^5 - 10\tau^3) \\
 \tau &= \frac{t}{t_f} \quad \dots \text{式1}
 \end{aligned}$$

手先軌道と関節角度、関節角速度、関節角加速度から関節モーメントを式2により計算した。

$$\mathbf{I}(\theta)\ddot{\theta} + \mathbf{C}(\theta, \dot{\theta}) = \mathbf{M} \quad \dots \text{式2}$$

ここでI, C, Mはそれぞれ慣性モーメント行列、遠心力・コリオリ項、関節モーメントを示す。θ, θドット, θドットドットはそれぞれ関節角度、関節角速度、関節角加速度を示す。

運動指令は式1の手先軌道から式3により運動指令の2乗の総和を目的関数とするラグランジェ法により計算した。運動指令の2乗の総和は、van BolhuisとGielen⁹⁾の目的関数を参考に決定した。

$$J = \sum_i u_i^2$$

$$M_s = F_1 d_1 + F_3 d_3 + F_5 d_5 + F_6 d_6$$

$$M_e = F_2 d_2 + F_4 d_4 + F_5 d_5 + F_6 d_6 \quad \dots \text{式 3}$$

$$0 < u_i < 1$$

ここで u は運動指令を示す。 M_s , M_e はそれぞれ肩関節モーメント、肘関節モーメントを示す。 F は筋力、 d は筋のモーメントアームを示す。添え字は図 1 の各筋に対応している。

躍度最小モデルに基づいた運動指令の算出までのフローチャートを図 2 に示す。

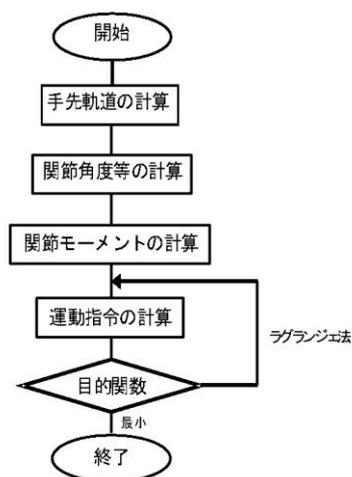


図 2 運動指令算出までのフローチャート

方法 2：運動指令から筋活動への変換は、式 4 の一次微分方程式で表現し、数値積分にはルンゲクッタ法を用いた。

$$0.07 \left(\frac{d}{dt} a \right) = -a + u \quad \dots \text{式 4}$$

ここで a は筋活動を示し、式 5 から計算される。

$$F = (f_{CE} + f_{PE} + f_{DE}) F_{\max}$$

$$f_{CE} = a \cdot \exp^{-[2.7272 \cdot \ln(\varepsilon+1)]^2} \cdot \frac{0.1433}{0.1074 + \exp^{-1.409 \sinh(3.2\dot{\eta}+1.6)}}$$

$$f_{PE} = 0.00163 (\exp^{7.66\varepsilon} - 1)$$

$$f_{DE} = \max(0.6\dot{\eta}, 0) \quad \dots \text{式 5}$$

なお、式 5 は筋力 F を収縮要素 (CE)、弾性要素 (PE)、粘性要素 (DE) に分けて算出する方法であり、各パラメータ等の詳細は文献¹⁰⁾を参照されたい。

図 3 に運動指令から筋活動への変換までのフローチャートを示す。関節角速度、関節角加速度の数値積分にはオイラー法を利用した。

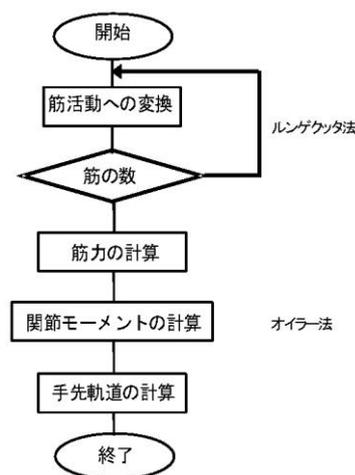


図 3 運動指令から筋活動への変換までのフローチャート

運動指令への操作として、以下の 3 つの条件を実施した。

条件 1：段階的に減らす

図 1 の筋 1, 2, 3, 4, 5, 6 の全てに対して、
80% → 60% → 40%

条件 2：神経支配の組み合わせで減らす

図 1 の筋 1 と 3, 5, 2 と 4 と 6 の組み合わせで、
腋窩神経支配 (DAN, DPO) → 50%
筋皮神経支配 (BIC) → 50%
橈骨神経支配 (BRD, TLA, TLO) → 50%

条件 3：各筋の運動指令を 0% にする

図 1 の筋 1, 2, 3, 4, 5, 6 の順で行う

各条件に伴うリーチング運動の変化をみるために正常な運動指令入力がある状態と異常な運動指令入力がある状態での軌道偏差指数 (TDI) と速度偏差指数 (SDI) を比較した。TDI と SDI は

Petreska と Billard¹⁰⁾による方法を参考にした。

TDI, SDI のそれぞれの計算方法を図 4, 図 5 に示す。

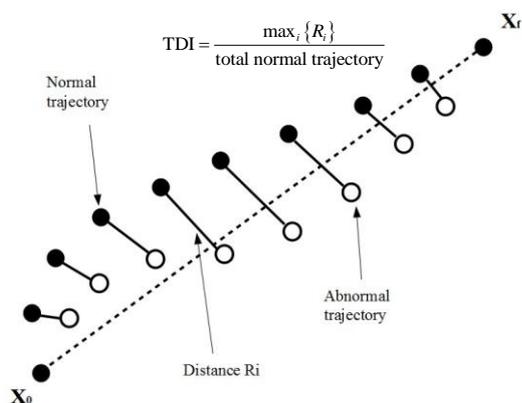


図 4 軌道偏差指数 (TDI) の計算方法

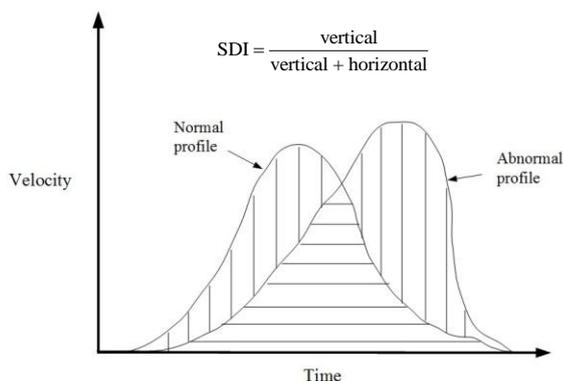


図 5 速度偏差指数 (SDI) の計算方法

図 4 は正常な運動指令入力がある状態と異常な運動指令入力がある状態の各軌道における偏差を計算し, 0 に近いほど両状態での手先軌道が類似していることを示している。また, 図 5 は正常な運動指令入力がある状態と異常な運動指令入力がある状態の手先速度の積分値の重なりを計算し, 1 に近いほど両状態での手先速度が類似していることを示している。

手先軌道による運動指令の算出と運動指令を操作した後の軌道生成については C++ 言語によるプログラミングで実施した。また, 計算における時間刻みは 0.01 秒に設定した。なお, TDI と SDI の計算については, プログラミングによって得られたデータベースへの入力値を基に Excel にて実施

した。

3. 結果

各筋への運動指令を段階的に減らした場合の TDI と SDI のグラフを図 6 に示す。運動指令を段階的に減らすと TDI は増加し, SDI は減少した。また, これをスティックピクチャで見ると, 図 7 に示されるように正常な運動指令入力がある 100% の状態と比較して, 各筋の運動指令を 40% に減らした状態では到達距離が減少し, 外側に軌道がずれたことが分かる。

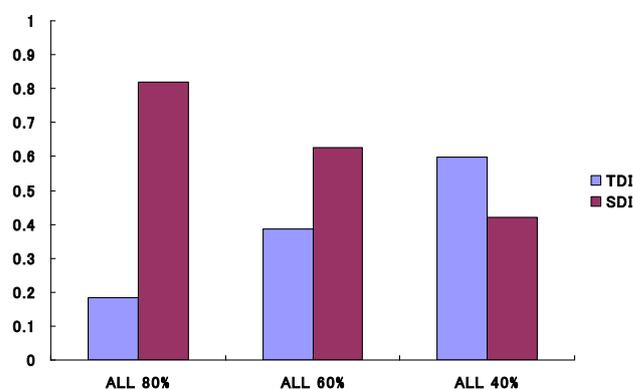


図 6 運動指令を段階的に減らした場合の TDI と SDI

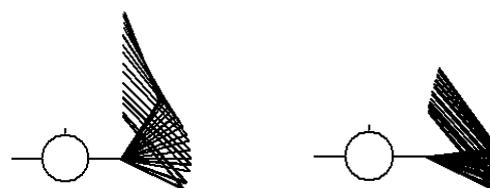


図 7 運動指令を段階的に減らした場合のスティックピクチャ (左 100%, 右 40%)

神経支配の組み合わせで減らした場合の TDI と SDI のグラフを図 8 に示す。橈骨神経支配の BRD, TLA, TLO を減らした場合で TDI が最も増加し, SDI が最も減少した。また, 正常な運動指令入力がある 100% の状態と橈骨神経支配の BRD, TLA, TLO の運動指令を 50% に減らした状態でのスティックピクチャ (図 9) を見ると, 到達距離が減少し, 内側に軌道がずれたことが分かる。

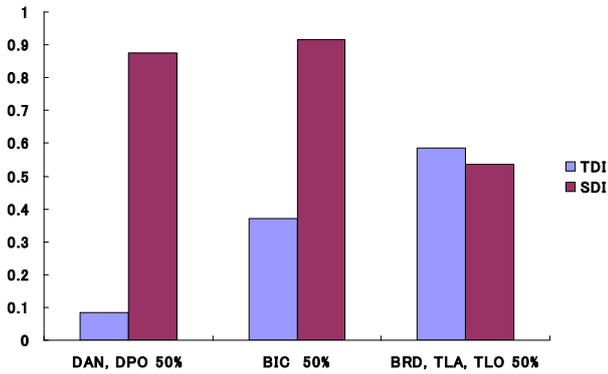


図8 運動指令を神経支配の組み合わせで減らした場合のTDIとSDI

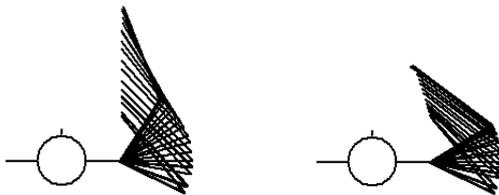


図9 運動指令を神経支配の組み合わせで減らした場合のスティックピクチャ（左100%、右BRD, TLA, TLO 50%）

各筋で運動指令を0%にした場合は、TLAを0%にした場合でTDIが最も増加し、SDIが最も減少した（図10）。

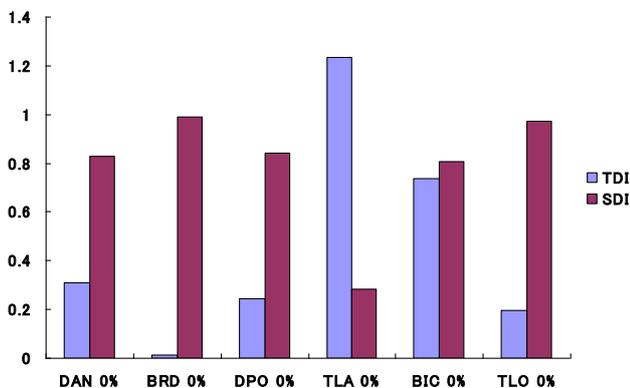


図10 各筋の運動指令を0%にした場合のTDIとSDI

これをスティックピクチャ（図11）で見ると、TLAが0%ではほとんど到達距離もなく、リーチング運動も拙劣になっていることが分かる。

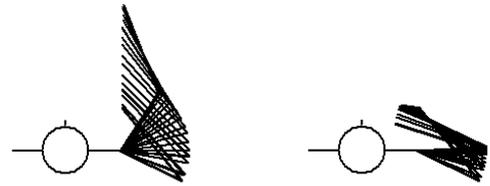


図11 運動指令を0%にした場合のスティックピクチャ（左100%、右TLA 0%）

4. 考察

本研究では、シミュレーションモデルによって運動指令の入力に対するリーチング運動への影響を検討した。

その結果、段階的に運動指令を減らすと減少とともにリーチング運動がずれ、運動指令が40%の減少で運動の様相がほぼ半減することが分かった。また、神経支配での組み合わせで見ると、橈骨神経支配であるBRD, TLA, TLOを減らした場合でリーチング運動が最も変化することが分かった。さらにTLAの運動指令を0%にした場合で運動が困難となることが分かった。

このことから運動指令の減少とともに正常なリーチング運動が再現できなくなり、橈骨神経の支配、その中でもTLAへの運動指令が、リーチング運動に対して最も影響を及ぼすことが明らかとなった。

TLAは上腕骨後面を起始として、肘頭を停止とする一関節筋であり、その主な作用は肘関節伸展である¹¹⁾。一方、脳卒中などに伴う麻痺により上肢の運動は円滑さが失われた状態となり¹⁾、筋緊張の亢進により上肢は屈筋共同運動パターンに支配される¹²⁾。そのため、肘伸展が困難となり、リーチングの再獲得として肘伸筋群に活動を促すことが臨床の運動療法においてもよく観察される¹³⁾。このような活動を促す際に、本研究の結果を当てはめると、橈骨神経支配を中心にその支配下にあるTLAをより活動させることが、その後のリーチング運動を行いやすくする可能性が推察され

た。したがって、リーチング運動を再獲得する際に全運動指令が著しく減少していない状態であるならば、橈骨神経支配の特に TLA をより作用させることが機能回復にとって重要であることが示唆された。

一方、TLA の拮抗筋である肘屈筋の BIC には通常とは異なる逆説的な作用、すなわち肘伸展をする作用があることも示唆されている¹⁴⁾。そのため、一概に TLA の作用の促進のみでリーチング運動が行いやすくなるとは言えないかもしれない。この辺については詳細な検討が今後必要であろう。また、シミュレーションによる実験には緒言で述べたように欠点もある。この辺についても臨床での運動療法における上肢の機能回復過程での TLA へのアプローチ効果と照らし合わせて検討しなければならない点であろう。

参考文献

- 1) Rohrer B, Fasoli S, Krebs HI, Hughes R, Volpe B, et al.: Movement smoothness changes during stroke recovery. *J Neurosci* 22: 8297-8304, 2002.
- 2) Morasso P: Spatial control of arm movements. *Exp Brain Res* 42: 223-227, 1981.
- 3) Abend W, Bizzi E, Morasso P: Human arm trajectory formation. *Brain* 105: 331-348, 1982.
- 4) Kawato M: Optimization and learning in neural networks for formation and control of coordinated movement. In Meyer D, Kornblum S, (Eds.) *Attention and Performance XIV*. MIT Press, Massachusetts, 821-849, 1992.
- 5) 長谷和徳, 山崎信寿: 大腰筋・脊柱彎曲・二足歩行の生体力学的関係: 計算機シミュレーション研究. *バイオメカニズム学会誌* 24: 163-167, 2000.
- 6) 犬丸敏康, 小島久典: 計算機シミュレーションに基づく筋力強化を支援するための筋活動量のマッピング. *医学と生物学* 156: 271-276, 2012.
- 7) Garnar BA, Pandy MG: Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset. *Comput. Methods Biomech. Biomed Engin* 4: 93-126, 2001.
- 8) Flash T, Hogan N: The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci* 5: 1688-1703, 1985.
- 9) van Bolhuis BM, Gielen CCAM: A comparison of models explaining muscle activation patterns for isometric contractions. *Biol Cybern* 81: 249-261, 1999.

- 10) Petreska B, Billard A: Movement curvature planning through force field internal models. *Biol Cybern* 100: 331-350, 2009.

- 11) 中村隆一, 斎藤宏, 長崎浩: 基礎運動学 第6版. 医歯薬出版, 東京, 217, 2003.

- 12) 上田敏: 目で見える脳卒中リハビリテーション. 東京大学出版, 東京, 7, 1981.

- 13) Carr JH, Shepherd RB: 脳卒中の運動療法. 潮見泰藏, 斎藤昭彦 訳, 医学書院, 東京, 150-151, 2004.

- 14) 犬丸敏康, 生田宗博, 他: 上腕二頭筋における肘関節伸筋の理論的見解. *金沢大学つるま保健学会誌* 33: 57-63, 2009.

(受理日: 2014年3月7日)