

関節特性の変化がリーチ運動に与える影響

—— 計算機シミュレーションによる研究 ——

犬丸 敏康 生田 宗博 柴田 克之
西村 誠次

要 旨

リーチ運動の特徴は手先軌道が緩やかな直線になること、および手先速度がベル型になることである。本研究の目的は、1) これらの特徴を持つリーチ運動の計算機シミュレーションを作成し、2) 関節特性の変化（関節粘弾性要素の変化）がリーチ運動に与える影響を解析することである。リーチ運動は多項式で表現された角度変位の各係数を未知数として、エネルギー最小を規定とする最適化により生成した。生成したリーチ運動は先の特徴を有し、ヒトの計測データとほぼ一致した。弾性要素の変化により手先軌道はS字曲線となり、手先速度はダブルピークを示した。粘性要素の変化により手先軌道は内側にふくらんだ形状となり、手先速度は変形したベル型となった。これらのことから、エネルギー最小規定に基づいたリーチ運動の生成には、粘弾性要素が不可欠であり、また、粘弾性要素の変化により異なる状況下におけるリーチ運動の挙動を模擬できることが示唆された。

KEY WORDS

reaching movement, computer simulation, optimization, joint viscous-elastic element, modeling

はじめに

リーチ運動はヒトが上肢を使用する際の基本的な運動である。手指による巧緻動作や身体全体のダイナミックな動作と比較すると単純な運動ではあるが、関節・筋間の協調、手先の軌道計画など中枢神経系が解かなければならない問題が数多く存在する。このような冗長性の問題に対し、Morasso¹⁾、Abendら²⁾は2点間のヒト腕のリーチ運動を研究し、運動学的な観点から次の2つの普遍的特徴があることを発見した。一つは手先の軌跡が緩やかに直線的になること、もう一つは手先速度の時間波形が単一のピークをもつベル型となることである。また、それらの特徴は運動のスピードや方向、あるいは手先への重量付加に関わらず一定であることが知られている³⁾。

一方、作業療法の治療場面では輸入れなどリーチ運動を伴う課題が多い。そのため、リーチ運動の特性を詳細に知ることは、最良の治療を実施するためにも重要である。特に関節や筋の変性がどのような、

あるいは、どれくらいリーチ運動に影響を与えるのかを事前に調査しておくことは治療効果の点からも興味深い。しかし、実際のヒトに対して意図的に関節や筋を変性させ、その上でリーチ運動を計測することは、道徳的にも倫理的にもまず不可能に近い。このような問題に対し、近年では計算機を利用したモデル解析により生体では不可能な状況下における運動の特性を検討することが行われている。例えば、長谷ら⁴⁾は大腰筋を削除したモデルから大腰筋が歩行に与える影響をシミュレーションにより検討している。

そこで本稿では、リーチ運動の特性を検討するために次の2つを目的として研究した。1) 前述した2つの特徴を持つリーチ運動の計算機シミュレーションを作成する。2) 関節特性の変化（関節粘弾性要素の変化）がリーチ運動に与える影響をシミュレーションにより解析する。

表1 関節粘弾性要素の係数

関節	k_1 (Nm)	k_2	k_3 (rad)	k_4 (Nm)	k_5	k_6 (rad)	c (Nms/rad)
肩	1	2.16	-0.12	1	3.35	2.02	2.4
肘	1	3.96	0.70	1	3.14	1.73	1.8

方 法

1. 上肢のモデル化

身長175cm, 体重65kgの被験者を想定し, 上肢のモデル化を進めた。上肢は肩関節の屈曲伸展, 肘関節の屈曲伸展の2自由度を有し, 上腕部, 前腕部+手部の2セグメントから構成されるモデルとした。上肢のセグメントに関する長さ, 質量, 重心, 慣性はWinter⁵⁾の式を参照し, 被験者に相当する値を算出した。

2. リーチ運動の生成

運動の生成にはHsiangら⁶⁾, 長谷ら⁷⁾に基づき, 関節の角度変化から関節トルクを求める逆動力学の手法を用いた。すなわち, 筋力や関節トルクなど駆動力を入力として運動状態となる角度や速度の出力を求める順方向ではなく, 身体の角度変位, 速度, 加速度の情報から関節トルクや筋力を求める逆方向の計算方法を利用した。逆力学のもととなる角度変位を多項式で表現し, 多項式の各係数を未知数としてリーチ運動中の関節トルクに基づくエネルギー最小規定によりリーチ運動を生成させた。なお, リーチ運動は矢状面で遂行するものとした。

1) 関節角度の時系列変化の表現

時系列変化など関数を近似させる方法に一般にフーリエ級数, テイラー級数, スプライン補間などがある。Hsiangら⁶⁾は関節角度の時系列変化を8次多項式で示し, 8次の場合にヒトの角度変位が十分に表現できるとした。そこで本研究では, Hsiangら⁶⁾に基づき関節角度変位をテイラー級数の一種であるマクローリン級数で展開し, 以下の8次多項式によって関節角度の時系列変化を表現した。

$$\theta = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5 + a_6 t^6 + a_7 t^7 + a_8 t^8 \quad (1)$$

ここで θ は関節角度, a_i は係数, t は時間を示す。式(1)において各係数が決まれば, 角度変位を時系列波形として表すことができる。関節角速度, 関節角加速度は式(1)の一階微分, 二階微分により以下のよう表現した。

$$\dot{\theta} = a_1 + 2a_2 t + 3a_3 t^2 + 4a_4 t^3 + 5a_5 t^4 + 6a_6 t^5 + 7a_7 t^6 + 8a_8 t^7 \quad (2)$$

$$\ddot{\theta} = 2a_2 + 6a_3 t + 12a_4 t^2 + 20a_5 t^3 + 30a_6 t^4 + 42a_7 t^5 + 56a_8 t^6 \quad (3)$$

$\dot{\theta}$ は関節角速度, $\ddot{\theta}$ は関節角加速度を示す。リーチ運動の開始時間を0, 終了時間を T とし, 空間上におけるリーチ運動の始点, 終点における関節角度をそれぞれ θ_0, θ_f , 関節角速度と関節角加速度をそれぞれ0とすると, $\theta(0) = \theta_0, \theta(T) = \theta_f, \dot{\theta}(0) = \dot{\theta}(T) = 0, \ddot{\theta}(0) = \ddot{\theta}(T) = 0$ を式(1), 式(2), 式(3)に代入することで係数 a のうち3つを求めることができる。残り6つの係数に関しては, 非線形計画法による最適化により解法した。

2) 関節粘弾性要素を含んだ関節トルク

関節角度など運動状態から関節トルクを求める運動方程式は一般的に以下のように与えられる。

$$\tau = M(\theta) \ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) \quad (4)$$

ここで τ は関節粘弾性要素を含まない関節トルクベクトル, $\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}$ はそれぞれ関節角度ベクトル, 関節角速度ベクトル, 関節角加速度ベクトルを示す。 M は 2×2 の慣性行列, C は 2×1 のコリオリ力・遠心力項, G は 2×1 の重力項を示す。式(4)に対し, 本研究の目的の一つであるリーチ運動における関節特性の変化(関節粘弾性要素の変化)の影響を調べるために, 式(4)に関節形状や関節軟骨, 靭帯などの特性を表す関節の弾性要素(バネ的要素)と粘性要素(ダンパー的要素)を追加した。関節弾性要素はDavyら⁸⁾, Ogiharaら⁹⁾, 荻原ら¹⁰⁾を参考に以下の式にて表した。

$$\tau_e = -k_1 \exp(-k_2(\theta - k_3)) + k_4 \exp(-k_5(k_6 - \theta)) \quad (5)$$

ここで τ_e は関節弾性トルク, k_i は係数(表1)を示す。 θ は式(1)による関節角度である。関節粘性要素は

$$\tau_v = c \dot{\theta} \quad (6)$$

で表される。ここで τ_v は関節粘性トルク、 c は係数 (表 1) を示す。 $\dot{\theta}$ は式(2)による関節角速度である。式(5)、式(6)における各関節の係数 (表 1) は Ogihara⁹⁾ 荻原¹⁰⁾ を参考に決定した。式(5)、式(6)から関節粘弾性要素を含んだ関節トルクベクトル (τ_c) は以下のように記述できる。

$$\tau_c = \tau + \tau_e + \tau_v \quad (7)$$

ここで τ は関節粘弾性要素を含まない関節トルクベクトル、 τ_e は関節弾性トルクベクトル、 τ_v は関節粘性トルクベクトルを示す。本研究の目的である関節の変性は関節弾性トルク τ_e と関節粘性トルクにおける τ_v の係数を変更させ、正常でないトルクを与えることにより模擬した。

3) エネルギー最小規定に基づく最適化

現在、ヒト腕のリーチ運動はある規定に基づいて運動が遂行されているといわれている。Flash¹¹⁾ は身体の外空間において、手先位置の三階微分、つまり躍度の運動時間にわたって積分した値が最小となる規定により手先の軌道が計画されているとし、躍度最小モデルを提案した。Uno¹²⁾ は最適な軌道は腕の力学に依存していると考え、関節トルクの微分の全運動時間における積分した値が最小となる規定を考え、関節トルク変化最小モデルを提唱した。本研究では Flash¹¹⁾、Uno¹²⁾ の考えと異なり、身体内のエネルギーが運動遂行の際の基準になっていると捉えた。そこで身体エネルギーの観点から考案された Nishii¹³⁾、Nishii¹⁴⁾ の規定を参照し、運動時間にわたる関節パワー (関節トルク×関節角速度) による機械的エネルギーと、関節トルクの自乗に比例するとしたエネルギー損失が最小となるような以下の規定 (C) を仮定した。そして、この規定に基づきリーチ運動を生成させた。

$$C = \int_0^T \left\{ \sum_j (|\tau_c \dot{\theta}| + \xi \tau_c^2) \right\} dt \quad (8)$$

式(8)の $\tau_c \dot{\theta}$ は関節パワーでその運動時間 t ($0 \leq t \leq T$) の総和は機械的エネルギーを表し、 τ_c^2 はエネルギー損失を関節トルクのレベルで表したものである。 j は j 番目の関節を示す。 τ_c は式(7)、 $\dot{\theta}$ は式(2)より計算し、 ξ は定数で 0.005 に設定した。この規定に基づく最適化の手法には非線形計画法の外点ペナルティ法を用い、式(8)を目的関数として最適化を実施した。なお、最適化において各関節トルクが最大トルクと最小トルクを超えないように次式の制約

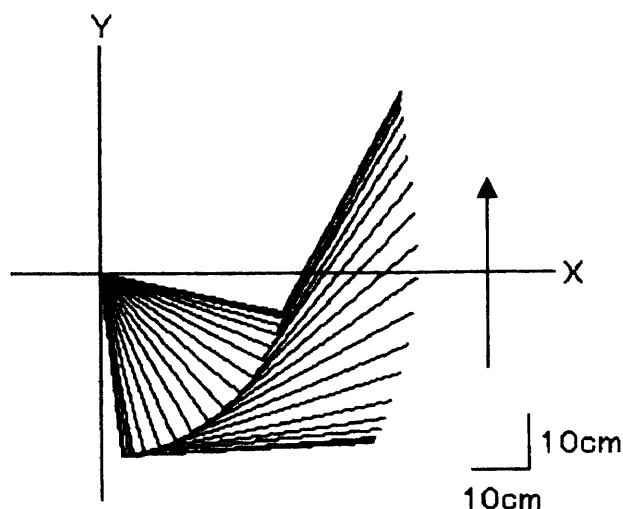


図 1 生成したリーチ運動のスティックピクチャ。図は 0.05s 間隔に表示した。矢印は運動の方向を示す。

条件を設けた。

$$\tau_{\min} \leq \tau_c \leq \tau_{\max} \quad (9)$$

τ_{\min} は最小トルク、 τ_{\max} は最大トルクを示す。各値は鈴木¹⁵⁾ を参照し、肩関節、肘関節ともに最小トルクを -30Nm 、最大トルクを 30Nm に設定した。

4) リーチ運動の生成手順

リーチ運動の生成は以下の順序で実施した。1) 空間上におけるリーチ運動の始点と終点の座標を肩関節を原点としたデカルト座標系で設定し、始点と終点における肩関節角度、肘関節角度を幾何学的に算出する。2) リーチ運動の始点と終点における関節角度値 (手順 1) による)、関節角速度値 (0 rad/s)、関節角加速度値 (0 rad/s^2) から式(1)、式(2)、式(3)を解き、肩関節、肘関節の 3 つの係数 a を求める。3) 各関節における残り 6 つの係数 a を未知数として式(7)により関節トルクを求め、外点ペナルティ法により式(8)の目的関数が最小となり、かつ、式(9)の制約条件を満たす範囲で未知数を探索する。4) 最適化によって探索された係数 a に基づいて関節角度、関節角速度、関節角加速度の時系列変化を決定する。5) 式(8)の目的関数が最小となった時点の係数 a によりリーチ運動を描画し、リーチ運動の情報として手先軌道、手先速度を計算する。

結 果

1. 計算機シミュレーションにより生成したリーチ運動

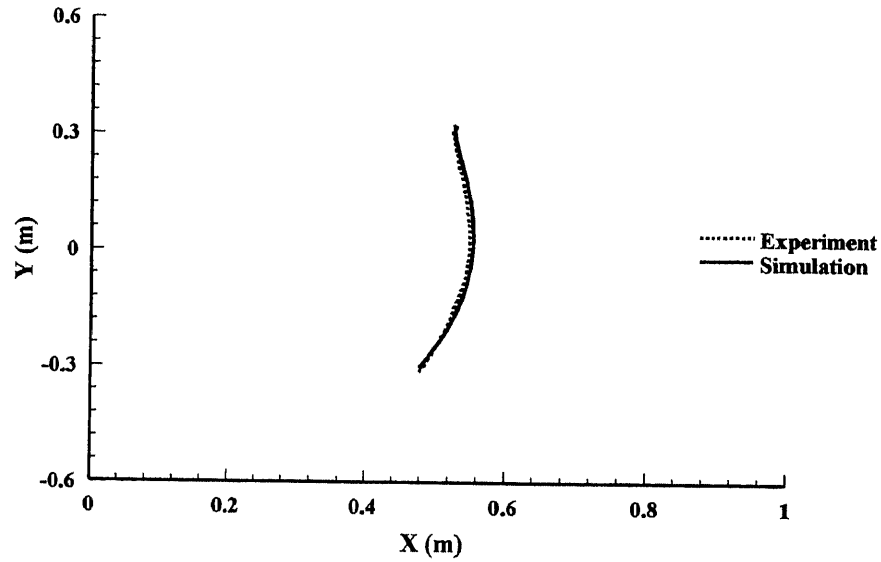


図2 リーチ運動の手先軌道。ExperimentはAtkesonら³⁾によるヒトの計測データからトレースした。

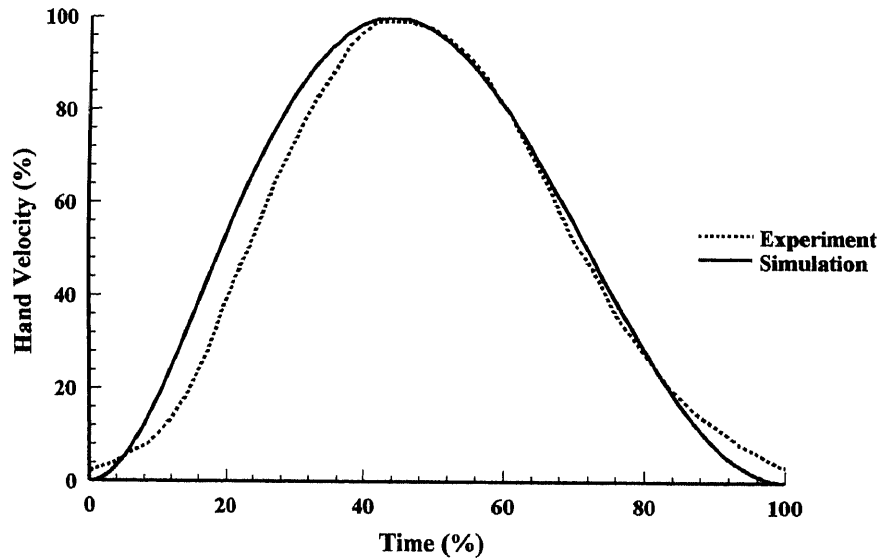


図3 リーチ運動の手先速度。Experimentは図2に同じ。

計算は0.01sごとに実施し、リーチ運動の所要時間は1.0sに設定した。運動の始点、終点はAtkesonら³⁾のヒトによるリーチ運動の計測データと比較するために、それぞれ肩関節を原点とした前方X軸+, 上方Y軸+のデカルト座標上の(0.48, -0.30) m, (0.53, 0.32) mに設定した。生成した矢状面におけるリーチ運動のスティックピクチャを図1に示す。図は0.05s間隔に表示した。始点から終点まで滑らかな運動が生成されていた。

スティックピクチャに相当する手先軌道を図2に示す。手先軌道は外側にややふくらんだ緩やかな直線の軌道を描き、Atkesonら³⁾のヒトの計測データ

とほぼ一致した。このことから、リーチ運動の特徴のうち、手先軌道が緩やかに直線的(本研究ではやや外側にふくらんだ緩やかな直線)になる特徴を本シミュレーションにより再現できた。もう一つの特徴である手先速度が単一のピークを持つベル型となることに関しても、本シミュレーションで生成した手先速度(図3)は単一のピークを持つベル型となり、さらにAtkesonら³⁾の計測データと定性的に一致していた。なお、手先速度に関して、Atkesonら³⁾が行ったFlashら¹¹⁾の躍度最小モデルとの比較方法に習い、時間軸、速度軸を正規化し、ここでは特にベル型部分を抜き出して比較した。以上の結果

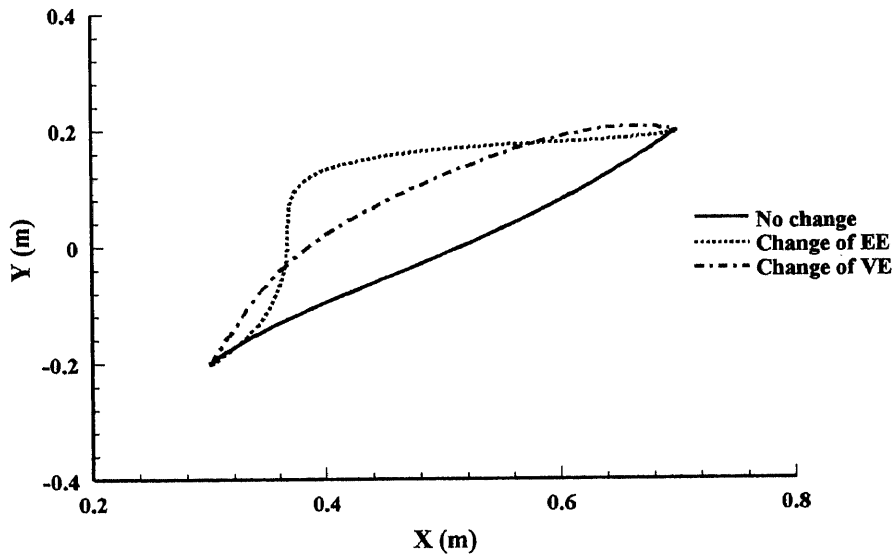


図4 関節粘弾性要素の変化に伴う手先軌道。No changeは変化なし，Change of EEは関節弾性要素に変化あり，Change of VEは関節粘性要素に変化ありを示す。

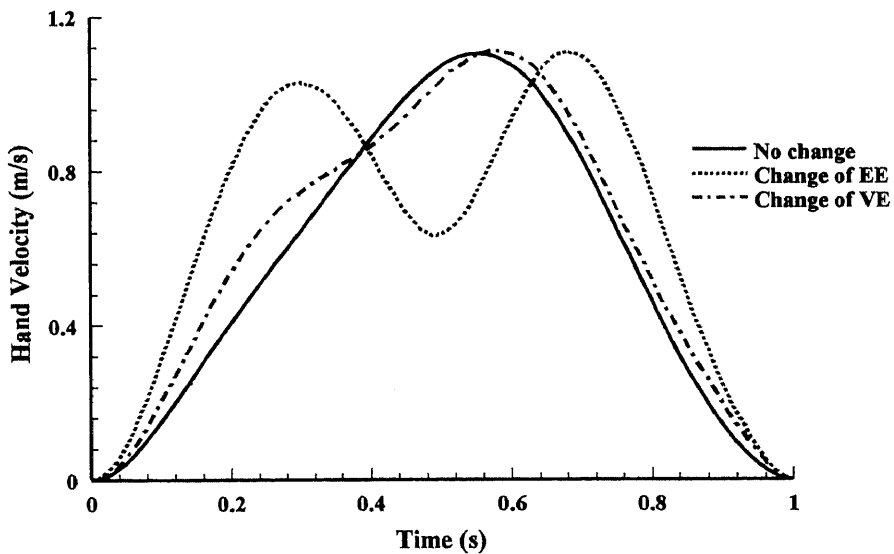


図5 関節粘弾性要素の変化に伴う手先速度。凡例は図4に同じ。

から、本シミュレーションによるリーチ運動は、リーチ運動の2つの特徴を備え、かつ、ヒトの計測データに近似していたといえる。

2. 関節特性の変化（関節粘弾性要素の変化）がリーチ運動に与える影響

関節の変性は関節軟骨、関節包、靭帯などが損傷し、その特性が変化することで起こる。これにより関節の柔軟性や滑らかさが減少する。そこで本研究では関節の変性した状態を、式(5)、式(6)における関節の弾性要素、粘性要素の係数を変化させることで模擬できると仮定し、係数を変化させた状態でリーチ運動を遂行させた。

関節弾性要素の変化は式(5)における係数 k_3 、 k_6 の変更により実施した。これにより弾性要素による抵抗トルクが働く可動範囲を調節できる。本研究では肩関節、肘関節の k_3 、 k_6 をそれぞれ0.44、1.71、0.97、1.32に変更し、両関節の可動域両端の抵抗トルクを3倍に増加させた状態（可動域両端において関節の屈伸抵抗が3倍となった状態）でリーチ運動を遂行させた。関節粘性要素の変化は式(6)における係数 c の変更により実施した。これにより係数の値が小さくなれば関節の粘性が小さくなり、滑らかさの減少が期待できる。本研究では各関節の係数をそれぞれ肩関節、肘関節で0.8、0.6と1/3倍にする

ことで関節の粘性トルクを減少させた。

リーチ運動の条件は、所要時間を1.0s、運動の始点、終点は(0.30, -0.20) m, (0.70, 0.20) mに設定した。図4、図5にそれぞれ各要素の変化なし、関節弾性要素に変化あり、関節粘性要素に変化ありの各条件における手先軌道、手先速度を示す。変化なしの正常なリーチ運動における手先軌道(図4)は始点と終点を結ぶほぼ直線となったが、弾性要素を変化した状態ではS字曲線を描き、粘性要素を変化させた状態では内側にふくらんだ曲線を描いた。手先速度(図5)は正常な運動ではベル型となったが、弾性要素を変化した運動はダブルピークとなり、粘性要素を変化させた運動はやや変形したベル型となった。

考 察

リーチ運動の特徴は手先軌道が緩やかな直線となり、手先速度が単一のピークを持つベル型となることである¹¹⁾²⁾³⁾。本研究で作成されたリーチ運動の計算機シミュレーションは、これらの特徴を持ち、かつ、ヒトにより計測されたデータとほぼ一致した結果となった。ここで本研究のリーチ運動の生成方法について振り返ると、本研究ではリーチ運動の生成に際し、機械的なエネルギーが最小となる規定に基づいて運動を発生させた。しかしながら、このような規定に基づいてヒトがリーチ運動を遂行している証拠は現在のところ明らかではない。最適化に関する研究¹⁶⁾¹⁷⁾からヒトの運動は何らかの規定に基づき、合目的に最適化が行われていると推測されるが、本研究での機械的なエネルギーの最小を含め運動遂行の際の最適な規定については今後も検討を要するであろう。例えば、より生理学的に妥当な規定として、運動中の筋の消費エネルギーが最小となる規定¹⁸⁾などについても検討することも必要である。しかしながら、本シミュレーションによって生成したリーチ運動は、ヒトのリーチ運動の特徴を備えていたことから、この特徴をもとに生体で行うことが困難な条件、例えば関節の特性を変更するなどの条件下でリーチ運動を解析することもできる。そこで本研究ではシミュレーション上で関節の粘弾性要素を変化させ、実際の生体で行うことが困難な関節の変性を模擬し、それによるリーチ運動の挙動の変化を解析した。

関節弾性要素を変化させ、可動域両端の抵抗トルクを増加させてリーチ運動を遂行した場合、手先はS字軌道を描き、手先速度はダブルピークを持つ曲

線となった。このことから、関節弾性トルクが増加したリーチ運動は、リーチ開始後に弾性要素の抵抗トルクにより身体側に上肢がひっぱられ、その後、手先速度を再び増加させ、目標位置へリーチするといった2段階の制御を行っている様子が伺われた。すなわち、可動域両端の抵抗トルクが正常よりもさらに発生する状態では、スムーズな手先移動が困難であり、抵抗トルクによってその移動が支配されやすいといえる。関節粘性要素を変化させ、粘性抵抗を減少させた運動では、手先軌道が内側にふくらんだ曲線となり、手先速度は一端ピーク近くに達するまでスピードを速め、その後、なだらかにピークに達するといったやや変形したベル型となった。このことから、関節粘性トルクが減少するとやや性急な運動をする傾向があり、関節の運動が勢いのある方向へ影響されやすいことが分かる。

変性を伴う関節によって起こる運動の挙動を事前に予測しておくことは非常に重要である。特にある関節の変性によって想定される運動の挙動を事前に情報として理解していることは関節の保護や損傷の予防といった観点からも大切になる。本研究では関節包や靭帯などの特性として考慮した関節粘弾性要素を、リーチ運動の生成において変化させたことで、関節の変性がリーチ運動に与える影響を解析することができた。それにより関節の柔軟性が失われた状態(関節弾性トルクの増加)では手先の制御が難しく、関節の滑らかさが失われた状態(関節粘性トルクの減少)では性急な運動をする傾向があることが示唆された。しかしながら、実際の生体では関節粘弾性要素を意図的に変化させることは不可能であることから、本シミュレーションの結果が生体で実際に再現されるか、否かについては現段階では検証できない。このことがシミュレーション手法の欠点であるといえる。

本研究では機械的なエネルギーが最小となる規定によりリーチ運動を生成させ、関節の変性を関節粘弾性要素の変化により模擬した。しかしながら、筋の変性は現時点では考慮していない。そこで今後は、本シミュレーションに筋のモデルを導入し、より生理学的な規定である筋の消費エネルギーが最小となる規定¹⁸⁾などに基づいてリーチ運動を生成させ、関節だけでなく、筋の変性も考慮できるモデルに発展させたいと考えている。

文 献

- 1) Morasso, P. : Spatial control of arm movements. Exp. Brain

- Res., 42:223-227, 1981.
- 2) Abend, W., Bizzi, E., Morasso, P. :Human arm trajectory formation. *Brain*, 105:331-348, 1982.
- 3) Atkeson, C.G., Hollerbach, J.M. :Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *J. Neurosci.*, 5 :2318-2330, 1985.
- 4) 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.
- 5) Winter, D.A. :Biomechanics and motor control of human movement, 51-74, John Wiley & Sons, New York, 1990.
- 6) Hsiang, S.H., Ayoub, M.M. :Development of methodology in biomechanical simulation of manual lifting. *Int. J. Indust. Ergo.*, 13:271-288, 1994.
- 7) 長谷和徳, 井上剛伸, 木塚朝博, 金子誠喜, 廣瀬秀行, 数藤康雄 : 介助作業負担の事前評価を目指した身体動作のシミュレーション. *バイオメカニズム学会誌*, 22:115-120, 1998.
- 8) Davy, D.T., Audu, M.L. :A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. *J. Biomech.*, 20:187-201, 1987.
- 9) Ogihara, N., Yamazaki, N. :Spontaneous generation of anti-gravitational arm motion based on anatomical constraints of the human body. *Proc. of IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, 2000.
- 10) 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編*, 67 : 2314-2320, 2001.
- 11) Flash, T., Hogan, N. :The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. *J. Neurosci.*, 5 :1688-1703, 1985.
- 12) Uno, Y., Kawato, M., Suzuki, R. :Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement: minimum torque-change model. *Biol. Cybern.*, 61:89-101, 1989.
- 13) Nishii, J. :Legged insects select the optimal locomotor pattern based on the energetic cost. *Biol. Cybern.*, 83:435-442, 2000.
- 14) Nishii, J., Murakami, T. :Energetic optimality of arm trajectory. *Proc. of Int. Conf. on Biomechanics of Man*, 2002.
- 15) 鈴木邦典, 宇野洋二 : 最短時間到達運動において脳が適用する滑らかさの規範. *電子情報通信学会論文誌D-II*, J-83-D II : 711-722, 2000.
- 16) Fagg, A.H., Shah, A., Barto, A.G. :A computational model of muscle recruitment for wrist movements. *J. Neurophysiol.*, 88:3348-3358, 2002.
- 17) Bolhuis, B.M. van, Gielen, C.C.A.M. :A comparison of models explaining muscle activation patterns for isometric contractions. *Biol. Cybern.*, 81:249-261, 1999.
- 18) Kashima, T., Isurugi, Y. :Trajectory formation based on physiological characteristics of skeletal muscles. *Biol. Cybern.*, 78:413-422, 1998.

Influence of joint viscous-elastic elements in reaching movement generated by the computer simulation

Inumaru Toshiyasu, Ikuta Munehiro, Shibata Katsuyuki, Nishimura Seiji

ABSTRACT

Reaching movement is the basic motor action, which are characterized by roughly straight hand path and bell-shaped speed profiles. The aims of present paper are : 1) to simulate the energetic optimal reaching movement with characteristics mentioned above ; 2) to analyze the influence of passive resistive torques given by a viscous-elastic element of the joints. A dynamic optimization based on the energetic cost minimization was applied to search the time series of angular displacements represented by a polynomial. The reaching simulation generated by energetic optimality, which was similar to human actual movement, resulted in roughly straight path and bell-shaped tangential velocity of the hand. By increasing elastic joint torques, the hand path showed s-shaped curvature and the tangential velocity became double-peak profile. By decreasing viscous joint torques, the hand path appeared to be convex towards the inside and the tangential velocity became bell-shaped profile which has distorted shape. These results suggested that the viscous-elastic element was important to simulate the reaching movement based on energetic optimality and that changing viscous-elastic element might be to simulate a peculiar model of reaching with denatured joint components.