

トルク変化最小規範に基づく全身リーチング運動の解析

崔 珪炯† 香川 高弘† 宇野 洋二†

† 名古屋大学大学院工学研究科
 〒 466-8603 愛知県名古屋市千種区不老町

あらまし ヒトの運動の軌道生成に関して、ジャーク最小規範やトルク変化最小規範など運動の滑らかさに基づく軌道生成のモデルが提案されているが、これらの最適規範モデルを肩と肘の単純な平面内リーチング運動に適用した研究がほとんどである。これに対して全身リーチング運動では、全身の関節を制御してターゲットに手を届かせることと身体の姿勢の安定性を保つことが要求される。本研究ではヒトの全身リーチング運動の計測実験により手先や重心および COP の軌道の特徴を見出すとともに、トルク変化最小規範により運動軌道を再現することを試みた。その結果、重み付きのトルク変化最小規範により、これらの身体軌道の特徴がよく再現できることを確認した。さらに評価関数の重みの物理的意味について考察した。

キーワード 最適化規範、姿勢制御、全身運動、軌道計画

An analysis of whole body reaching movements based on minimum torque-change criterion

Kyuheong CHOI †, Takahiro KAGAWA†, and Yoji UNO†

† Graduate School of Engineering, Nagoya University,
 Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya, 464-8603 Japan

Abstract Optimal control models, e.g., minimum torque-change model and minimum jerk model, has been proposed for accounting for simple reaching movement of human. We investigate the trajectory formation of whole body reaching movement, in which a human multi-joint must to be controlled to reach the target and maintain the body balance. In the current work, we find out the feature of hand, center of mass, center of pressure trajectory by measuring human's whole body reaching. In addition, we propose a weighted minimum torque-change model to reconstruct whole body reaching. This model can reconstruct whole body reaching. Finally, we discuss the physical meaning of weight of the cost function.

Key words Optimal criterion model, Postural control, Whole body movement, Trajectory planning

1. はじめに

人間の行う全身運動の例として全身リーチング運動がある。全身リーチング運動は腕のリーチング運動に比べて多数の自由度を制御する必要がある。また姿勢の安定性を維持するために COP (足裏の圧力重心) を支持基底面の内に保持する必要がある。人間は身体の高自由度を統合して全身リーチング運動を実現している [1] ことが報告された。このような運動がどのような運動生成原理によって実現されるかは興味深い問題である。

人間の運動生成原理に関する従来の研究は、ほとんど水平面内の 2 関節腕の単純なリーチング運動を対象としてきた。ターゲットの位置や運動時間などによらず手先軌道がほぼ直線で、手先速度波形がベル型であることが確認された。このこと

から人間は運動の滑らかさを表現する評価関数を最小化するような軌道を選ぶと考えられ、ジャーク最小モデル [2]、トルク変化最小モデル [3]、終端分散最小モデルなどが提案された [4]。しかしこれらの研究は肩と肘の水平面内の単純なリーチング運動が対象であり、全身運動の最適軌道の研究は少ない。

全身運動を最適規範で説明する試みとして、け上がり運動や椅子からの立ち上がり運動が研究された。山崎 [5] らは指令トルク変化最小規範と消費エネルギーを最小とする経路姿勢を仮定することでけ上がり運動が説明できると報告した。また渋沢 [6] らは修正トルク変化最小規範のダイナミクスの切り替えの瞬間や重みを適切に説明することで椅子からの立ち上りの運動が説明できると報告した。

本研究では、トルク変化最小規範で全身リーチング運動が説

明できるか、またトルク変化最小規範で人間の身体バランス制御をどのように実現しているかについて調べる。そのために計測実験を行って全身リーチング運動の普遍的な特徴を確認するとともに、全身リーチング運動のトルク変化最小軌道を生成して、計測軌道と比較・検討を行う。

2. 全身リーチング運動の計測実験

2.1 計測方法

被験者は健康な成人男性4名であった。被験者は図1のようにフォースプレートの上に立ち、立位状態に待機する。被験者は前方にターゲットが指示され、運動開始の信号が出された時、ターゲットへ手先を到達させて、そのまま計測が終わるまで姿勢を維持する。運動時間については特に指示されなかった。モデルの自由度を少なくするために、被験者は左右対称に体を動かすように指示された。被験者の運動は3次元位置計測装置OPTOTRACを用いて計測された。つま先から被験者の身長30%と40%の位置に2つのターゲットを用意し、リーチングタスクを行った。計測実験を行う前に10回の練習を行い、タスク1つ当たり40トライアルを行った。運動の開始時刻は計測を開始してから手先の速度が最大速度の5%以上になった瞬間とし、終了時刻は手先速度がピークになってから手先の速度が最大速度の5%以下になった瞬間と判定する。また、足裏の

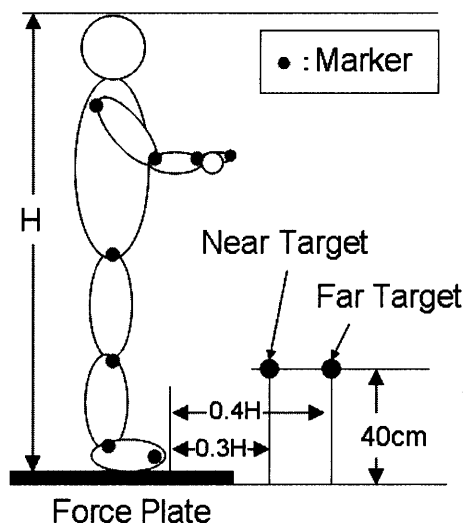


図1 計測環境

圧力中心 (COP) については、足首のマーカからフォースプレートの原点に対する足首の位置情報を用いて、足首の位置を0としたときのCOPの位置 x_{cop} を算出した。

2.2 モデル化

全身リーチング運動中の人の身体ダイナミクスを下腿、大腿、胴体、上腕、前腕の5リンクとしてモデル化する。全身のダイナミクスは次のような式に表現することが出来る。(モデルの細部は付録を参照)

$$M(\theta)\ddot{\theta} + B(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) = \tau - D\dot{\theta} \quad (1)$$

ここで M は慣性行列 B は遠心・コリオリ力、 G は重力項、 D は粘性係数、 τ は関節トルクである。身体姿勢 (全関節角度) より重心位置を求めた。

2.3 計測結果

被験者・ターゲットの位置に関わらず全ての計測結果が同様の傾向を見せたため、代表的な被験者Aが遠いターゲットにリーチングした時の軌道データを示す。図2に計測結果を示す。全身リーチング運動の40回試行の手先軌道と重心軌道の結果を(a)に、手先速度を(b)に、重心速度を(c)に、COPの計測結果を(d)に示す。手先軌道・重心軌道はほぼ直線を描いている。COPは前方に滑らかに移動し、支持基底面の境界 (つま先: 0.21[m], 踵: -0.04[m]) からはかなり余裕を持っている。

3. トルク変化最小モデルの適用

3.1 最適軌道の計算

ヒトの運動軌道を再現するためのトルク変化最小規範は次の評価関数により定義される。

$$J = \frac{1}{2} \int_{t=t_0}^{t_f} \left(\frac{d\tau}{dt} \right)^T \left(\frac{d\tau}{dt} \right) dt \quad (2)$$

関節トルクは式(1)によって求めることが出来る。差分法でトルクの時間変化量を求め、評価関数の値を計算する。

開始時刻と終端時刻の関節角度、角速度、角加速度は計測データの値 θ^* を用いる。

$$\begin{cases} \theta_i(t_0) = \theta_i^*(t_0) \\ \dot{\theta}_i(t_0) = \dot{\theta}_i^*(t_0) \\ \ddot{\theta}_i(t_0) = \ddot{\theta}_i^*(t_0) \end{cases} \quad \begin{cases} \theta_i(t_f) = \theta_i^*(t_f) \\ \dot{\theta}_i(t_f) = \dot{\theta}_i^*(t_f) \\ \ddot{\theta}_i(t_f) = \ddot{\theta}_i^*(t_f) \end{cases} \quad (3)$$

立位状態を維持するためにはCOPが支持基底面の内に停留

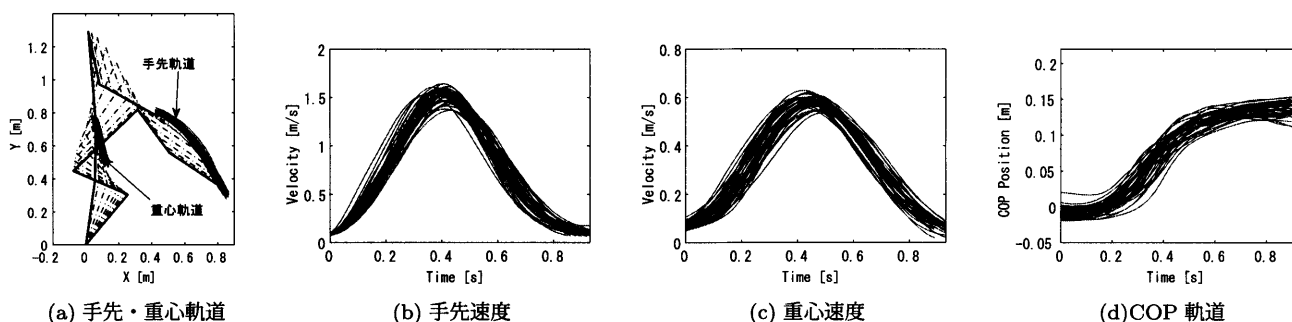
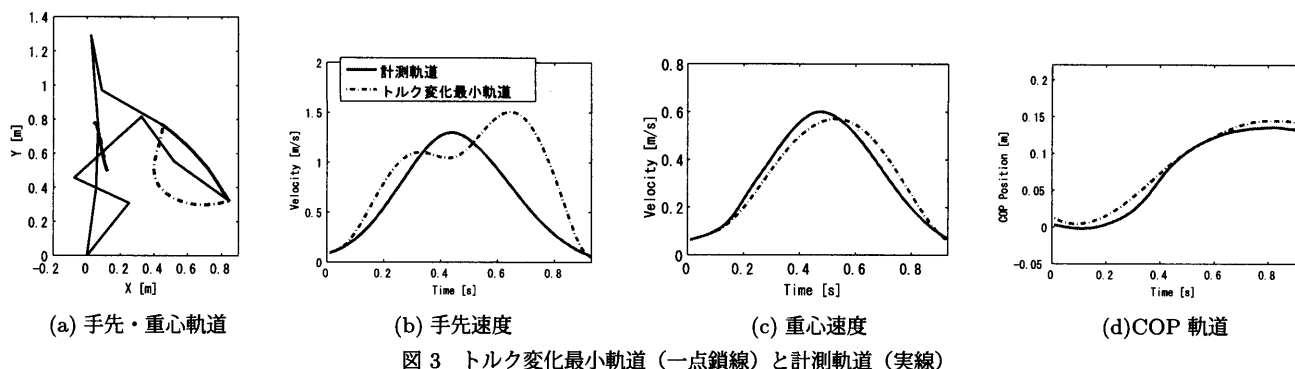


図2 被験者Aの計測軌道の手先・重心速度、COPの軌道 (遠いターゲットの場合)



する必要がある。逆ダイナミクスから求めた COP の存在範囲は被験者の足裏の寸法を測り、次のような拘束条件を設定する。

$$-0.04[m] < x_{cop}(t) < 0.21[m] \quad 0 < t < tf \quad (4)$$

従来の腕のリーチング運動に関する研究では、最急降下法を用いて最適軌道を求めた。しかし全身リーチング運動の最適軌道を最急降下法で求めるのはダイナミクスが5自由度であることから計算時間が長くなること、ダイナミクスには重力が働くことでシステムが不安定になることから困難である。したがって、文献 [7] のシミュレーション手法を参考して、関節軌道を多項式によって近似し、境界条件や拘束条件を満たしながら評価関数を最小にする多項式係数を探索して最適軌道を計算する。

関節の角度に対応する θ_i の時間変化は、時間に関する 11 次の多項式に従うものにする。運動時間を 0.01[s] 間隔で離散化する。

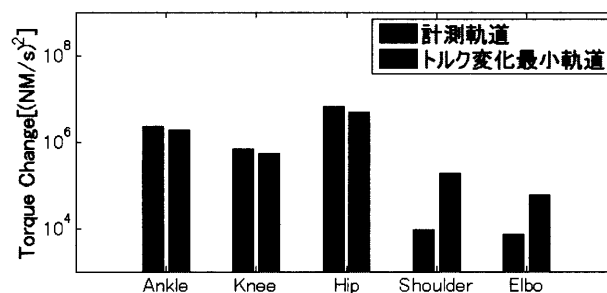
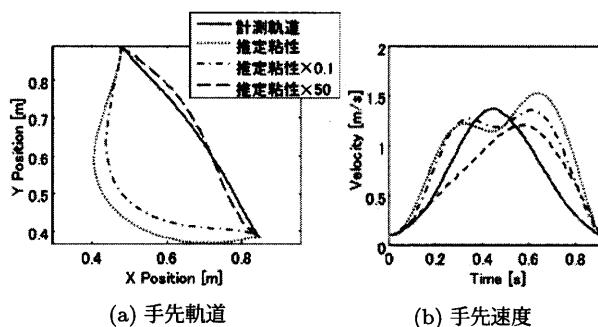
$$\theta(t)_i = a_{i,0} + \sum_{j=1}^{11} a_{i,j}t^j \quad (5)$$

以上、ダイナミクス方程式 (1) の下で、式 (3) の境界条件と不等式条件式 (4) を満たし、評価関数 (2) を最小にする多項式係数を内点法アルゴリズムを用いて求めた。

3.2 シミュレーション結果

図 3 にシミュレーション結果を示す。実線が計測軌道で、一点鎖線がトルク変化最小軌道である。手先軌道と重心軌道の結果を (a) に、手先速度を (b) に、重心速度を (c) に、COP の軌道を (d) に示す。トルク変化最小モデルで、手先軌道が計測軌道と違って運動途中に下に大きく曲がる軌道が生成された。手先速度はピークを二つを持ち、ベル型の波形も再現されなかった。一方、重心軌道は計測軌道とほぼ重なり、重心速度波形もベル型となり COP の軌道も計測軌道と大きく外れることはなかった。

トルク変化最小規範で手先軌道の特徴が再現できない要因として、まず身体のパラメータの指定が正しくない可能性が考えられる。特に、運動途中の全身の関節の粘性を推定することは困難であることから、腕の粘性は Nakano et. al.[8] を参考して運動途中に関節にかかるトルクの絶対値の平均を用いて推定し、股関節や膝関節、足首関節の粘弾性に関しては Pozzo[9] らのシミュレーションに用いられた値を参考として設定した。こ



の値が適切でない可能性を考え、粘性係数を変化させて最適軌道を計算した。図 4 に粘性の値により生成されるトルク変化最小軌道の手先軌道や手先速度プロファイルがどのように変化するかを示す。粘性係数の値が小さいと手先軌道が大きく湾曲し、値が大きいと手先軌道は直線的になるが、速度波形が非対称となる。以上のことから、トルク変化最小規範では全身リーチング運動の手先軌道の特徴が再現できないと考えられる。

4. 重み付きトルク変化最小モデルの適用

ここからはトルク変化最小規範ではなく、別の評価関数によって全身リーチング運動の軌道を再現することを試みる。

4.1 重みの設定

図 5 に計測軌道とトルク変化最小軌道のトルク変化量を対数スケールで表したものを示す。計測軌道の下半身の関節（踵、膝、股関節）のトルク変化量は腕の関節（肩、肘）のトルク変化量の約 100 倍程の差がある。一方、トルク変化最小モデルでは下半身のトルクの変化率は計測データと同程度であるが、

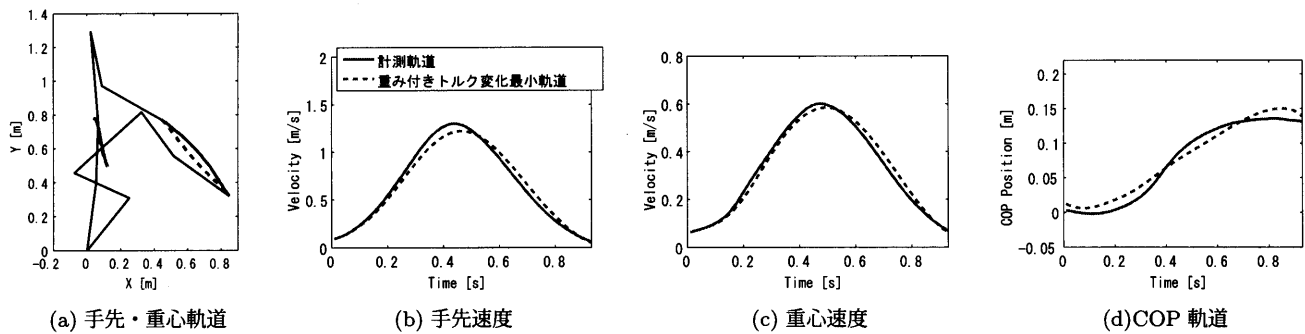


図6 重み付きトルク変化最小軌道（破線）と計測軌道（実線）

腕のトルク変化量は計測データよりかなり大きく、両者の間には約10倍程度の差しかなかった。すなわち、ヒトの実際の運動に比べてトルク変化最小規範では、腕の関節トルク変化が大きすぎる軌道が生成されている。このことを勘案し、“ヒトの運動生成の際、腕のトルク変化量を抑えることが下半身のトルク変化量を抑えることより優先される”という仮説を設ける。この仮説を表す評価関数は式(6)のようになる。

$$J = \frac{1}{2} \int_{t=t_0}^{t_f} \left(\frac{du}{dt} \right)^T W \left(\frac{du}{dt} \right) dt \quad (6)$$

ここで W は対角行列である。問題は重み W をどのように設定するかであるが、様々な物理量を検討した結果、セグメントの関節周り慣性モーメントの逆数を重みとすると比較的よい軌道データが得られることが分かった。したがって、第 i 関節の慣性モーメントを I_i として重みを式(7)のように設定した。

$$W_{ii} = \frac{1}{I_i} \quad (7)$$

4.2 シミュレーション結果

図6にシミュレーション結果を示す。実線が計測軌道で、破線が重み付きトルク変化最小軌道である。手先軌道と重心軌道の結果を(a)に、手先速度を(b)に、重心速度を(c)に、COPの軌道を(d)に示す。生成された手先軌道は直線的で、手先速度の波形もベル型となり、実際のヒトの計測データの特徴をよく再現している。重心の軌道や重心の速度プロファイルは重みを用いない時と大きく変わらなかった。手先軌道の曲率を完全には再現できなかったが、通常のトルク変化軌道の曲がった手先軌道よりまっすぐな手先軌道と手先速度波形のベル型も再現できた。以上のことから、全身リーチング運動の特徴が再現できたと考えられる。

図7に計測軌道と重み付きトルク変化最小軌道のトルク変化量を対数スケールで表したものを示す。重みをつけた場合、上肢のトルク変化量と下肢のトルク変化量のスケールの差が計測軌道のように大きくなった。

4.3 到達姿勢の再現

3.1節、4.2節のシミュレーションでは終端姿勢（全ての関節角度）を指定した。しかしながら計測実験では被験者にターゲットの位置のみを指示し、到達姿勢については特に指示を与えなかった。全身リーチング運動を実現する到達姿勢は無数に存在するが、被験者はほぼ同一の到達姿勢を取った(図8)。

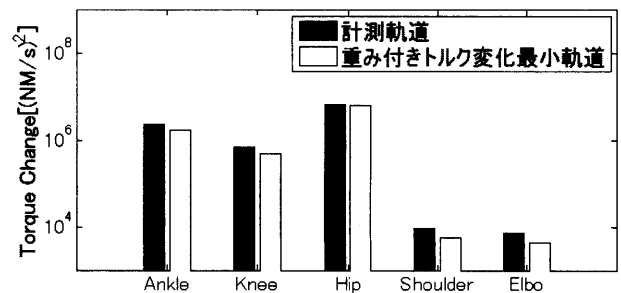


図7 全身リーチング運動のトルク変化量

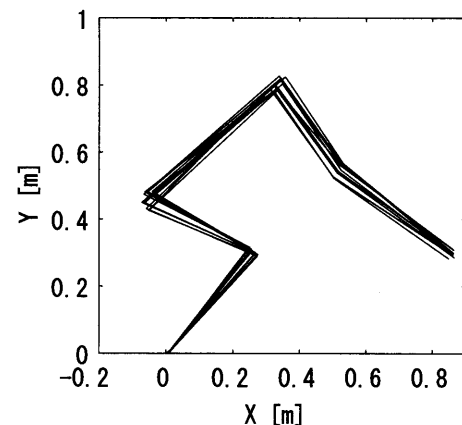


図8 被験者Aの到達姿勢の10試行の重ねがき

このような到達姿勢についても重みつきトルク変化最小規範によって決定されているかを調べるために、終端時刻の関節角度ではなく、手先の位置（すなわちターゲットの位置）とCOPの位置だけを指定し(式(8))、最適軌道を計算した。

$$\begin{cases} x_i(t_f) = x_i^*(t_f), y_i(t_f) = y_i^*(t_f) \\ x_{cop}(t_f) = x_{cop}^*(t_f) \end{cases} \quad (8)$$

図9にシミュレーション結果を示す。実線が計測軌道で、破線が重み付きトルク変化最小軌道である。手先軌道と重心軌道の結果を(a)に、手先速度を(b)に、重心速度を(c)に、COPの軌道を(d)に示す。具体的に終端姿勢を指定しなくても計測軌道に近い到達姿勢が生成された。

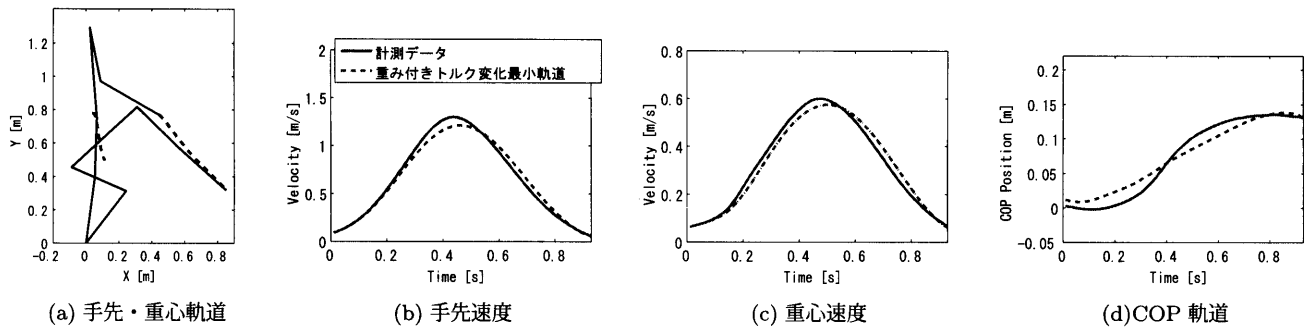


図9 終端姿勢を指定しない重み付きトルク変化最小軌道（破線）と計測軌道（実線）

5. 考 察

トルク変化最小軌道に慣性モーメントの逆数を重みをつけて評価関数を定めると、その軌道は計測軌道の手先軌道の特徴を再現することができた。以下では重みの物理的意味を考案する。

ヒトの身体でトルクそのものを測る受容器は無いので、運動制御の際に脳内でトルクがコードされているとは考えにくい。むしろ、トルク変化量ではない別の物理量を最適化し、その評価関数が重み付きトルクトルク変化最小規範で近似できる可能性が考えられる。ここでは筋張力の変化について考える。

筋張力変化最小モデルは、人間には関節のトルクの大きさを感知できる感覚器が存在せず、筋紡錘から筋の張力が感知されることから提案された。 F_j を各筋の張力とし、 m を筋肉の数とすると筋張力変化最小モデルは以下のような評価関数で表れる。

$$C_F = \int_{t_0}^{t_f} \sum_{j=1}^m \left(\frac{dF_j}{dt} \right)^2 dt \quad (9)$$

関節 k に m_k 個の筋が関与し、関節 k の筋 i の張力を $F_{k,i}$ 、モーメントアームを $r_{k,i}$ とすると、トルク τ_k は次のように表される。

$$\tau_k = \sum_{i=1}^{m_k} F_{k,i} r_{k,i} \quad (10)$$

簡単化のため全ての関節のモーメントアームの長さが同一であり ($r_{k,1} = \dots = r_{k,m_k} = r_k$)、トルクを出力するために全ての筋肉に同じ張力が発生する ($F_{k,1} = \dots = F_{k,m_k} = F_k$) と仮定すると、次のような近似が成り立つ。

$$\tau_k = \sum_{i=1}^{m_k} F_{k,i} r_{k,i} \simeq m_k F_k r_k \quad (11)$$

$$\sum_{j=1}^m \left(\frac{dF_j}{dt} \right)^2 = \sum_{k=1}^N \sum_{i=1}^{m_k} \left(\frac{dF_{k,i}}{dt} \right)^2 = \sum_{k=1}^N m_k \left(\frac{1}{m_k r_k} \frac{d\tau_k}{dt} \right)^2 \quad (12)$$

これより、筋張力変化最小モデルは次のようにトルクで近似することができる。

$$C_F = \frac{1}{2} \int_{t_0}^{t_f} \sum_{i=1}^m \left(\frac{dF_i}{dt} \right)^2 dt = \frac{1}{2} \int_{t_0}^{t_f} \sum_{k=1}^N \frac{1}{m_k r_k^2} \left(\frac{d\tau_k}{dt} \right)^2 dt$$

$$= \frac{1}{2} \int_{t_0}^{t_f} \sum_{k=1}^N W_k \left(\frac{d\tau_k}{dt} \right)^2 dt \quad (13)$$

重み W_k は $1/m_k r_k^2$ に対応する。関節についている筋が大きければ $m_k r_k^2$ の値も大きくなると考えられる。上肢についている筋が下肢についている筋肉より小さいことから、重み W_k は上肢関節のほうが下肢関節より大きな値に対応する。すなわち、筋張力変化最小規範は、トルク変化最小規範で上肢の関節トルクに大きな重みを付けることに対応すること、筋張力変化最小規範が人間の全身リーチング運動を説明できる可能性を示す。しかし重み W_k が慣性モーメントの逆数 $1/I_k$ とどのような対応関係があるかについては不明である。

6. ま と め

本研究では、トルク変化最小規範で全身リーチング運動が説明できるかを調べてきた。全身リーチング運動の特徴として手先と重心の軌道がほぼ直線で速度波形がベル型であること、そしてCOPが滑らかであり支持基底面の境界から余裕を持って動くことが確認された。全身リーチング運動に対するトルク変化最小軌道は重心やCOPの軌道は計測軌道とよく一致したが、手先軌道の特徴は一致しなかった。そこで“ヒトの運動生成の際、腕のトルク変化量を抑えることが下半身のトルク変化量を抑えることより優先される”と仮説を立て、慣性モーメントの逆数を重みとする評価関数を用いて軌道を生成したところ、計測軌道の手先軌道の特徴まで再現することができた。しかし重みをつける意味については不明なままであり、重み付きトルク変化最小規範は筋張力変化最小規範をトルクで近似した結果である可能性が考えられた。また、手先とCOPの終端位置を指定することで計測軌道に近い到達姿勢を生成することが出来たが、COPの終端位置がどのように決定されるかについても不明であり、今後の課題となる。

謝辞：本研究の一部は、科学研究補助金基盤研究(B)NO.21300092、基礎研究(C)NO.23560526により行われた。

付 録

ここでは5リンクモデルの運動方程式の細部について説明する。

式の展開を簡単にするために各リンクと水平面と成す角 ($\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_5$) とする (図 A-1)。その場合の運動方程式は以下

のようになる。

$$M'(\theta')\ddot{\theta}' + B'(\theta', \dot{\theta}') + G'(\theta') = T \quad (\text{A.1})$$

ここで M' は慣性行列, $B' = Hh$ は遠心・コリオリ力項, G' は重力項, T はリンクに作用するトルクである。 $M', B' = Hh, G'$ の各成分は以下のように与えられる。

$$M'(i, j | i > j) = m_i L_j \{ S_{x_i} \cos(\theta'_j - \theta'_i) + S_{y_i} \sin(\theta'_j - \theta'_i) \} + \sum_{k=i+1}^N m_k L_i L_j \cos(\theta'_j - \theta'_i)$$

$$M'(i, j | i = j) = I_i + \sum_{k=i+1}^N m_k L_i^2$$

$$M'(i, j | i < j) = M'(j, i)$$

$$H'(i, j | i > j) = m_i L_j \{ -S_{x_i} \sin(\theta'_j - \theta'_i) + S_{y_i} \cos(\theta'_j - \theta'_i) \} - \sum_{k=i+1}^N m_k L_i L_j \sin(\theta'_j - \theta'_i)$$

$$H'(i, j | i = j) = 0$$

$$H'(i, j | i < j) = -m_j L_i \{ -S_{x_j} \sin(\theta'_i - \theta'_j) + S_{y_j} \cos(\theta'_i - \theta'_j) \} - \sum_{k=j+1}^N m_k L_i L_j \sin(\theta'_i - \theta'_j)$$

$$h(i) = (\dot{\theta}')_i^2$$

$$G(i) = m_i \{ S_{x_i} \cos(\theta'_i) - S_{y_i} \sin(\theta'_i) \} + \left[\sum_{j=i+1}^N m_j \right] L_i \cos(\theta'_i) \quad (\text{A.2})$$

ここで, m_i はセグメント i の質量, L_i はセグメント i の長さ, S_{x_i} と S_{y_i} はセグメント i の重心の位置, I_i はセグメント i の関節周り慣性モーメントである。関節に作用する関節トルク τ と粘性抵抗 $D\dot{\theta}$, そしてリンクに作用するトルクの間関係は次のように表される。

$$C(\tau - D\dot{\theta}) = T \quad (\text{A.3})$$

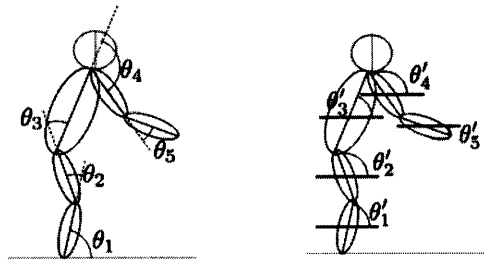
$$C = \begin{bmatrix} 1 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.4})$$

また, 各リンクと水平面と成す角 $\theta' = [\theta'_1, \theta'_2, \dots, \theta'_5]^T$ と関節角度 $\theta = [\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_5]^t$ の関係は次のように表される。

$$C^T \theta' = \theta \quad (\text{A.5})$$

式 (A.1) は関係 (A.3) と (A.5) から次のように整理できる。

$$C^{-1} M'(\theta')(C^T)^{-1} \ddot{\theta} + C^{-1} B'(\theta', \dot{\theta}') + C^{-1} G'(\theta') = \tau - D\dot{\theta} \quad (\text{A.6})$$



(a) 関節角度 (b) リンク角度

図 A.1 角度の定義

表 A.1 5リンクモデルのパラメータ

	下腿	大腿	胴体	上腕	前腕
m_i [Kg]	6.70	14.4	27.7	2.69	2.11
L_i [m]	0.40	0.36	0.33	0.33	0.41
S_{x_i} [m]	0.24	0.18	0.22	0.12	0.22
S_{y_i} [m]	0.02	0.02	0.02	-0.018	-0.015
I_i [Kg · m ²]	0.49	0.69	3.80	0.07	0.10
D [Nms/rad]	11	11	17	1.76	2.13

式 (A.5) は式 (2.3) に対応し, 各行列 M, B, G は次のように計算される。

$$\begin{aligned} M &= C^{-1} M'(\theta')(C^T)^{-1} \\ B &= C^{-1} B'(\theta', \dot{\theta}') \\ G &= C^{-1} G'(\theta') \end{aligned} \quad (\text{A.7})$$

今回のシミュレーションで用いた物理パラメータを付録の表 A-1 に示す。

文 献

- [1] Kaminski TR : The coupling between upper and lower extremity synergies during whole body reaching. *Gait Posture* 26: 256-262 (2007).
- [2] T. Flash, N. Bizzi, P. Morasso: The Coordination of Arm Movements, An Experimentally Confirmed Mathematical Model, *Journal of Neuroscience*, 5-7, pp.1688-1703 (1985).
- [3] Y. Uno, M. Kawato, R. Suzuki: Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement - minimum torque-change model, *Biological Cybernetics*, 61, pp.89-101 (1989).
- [4] C.M. Harris and D.M. Worpert, : Signal-dependent noise determines motor planning, *Nature*, vol.394, pp.780-784 (1998).
- [5] 山崎, 後藤, 兼田: け上がり運動の軌道生成について, *信学技報*, NC2005-159, pp.49-54 (2006).
- [6] 渋谷, 宮崎, 松井: ヒトのいすからの立ち上がり動作を再現する最適制御モデル, *信学技報*, MBE2008-97, pp.13-18 (2008).
- [7] Morasso P., Casadio M., Mohan V, Zenzeri J. : A neural mechanism of synergy formation for whole body reaching. *Biological Cybernetics*, 102(1), 45-55 (2010).
- [8] E. Nakano, H. Imamizu, R. Oz, Y. Uno, H. Gomi, T. Yoshioka and M. Kawato: Quantitative examinations of internal representations for arm trajectory planning: minimum commanded torque change model, *J. Neurophysiol*, 81, pp.210-2155 (1999).
- [9] Tagliabue M, Pedrocchi A, Pozzo T, Ferrigno G: A mathematical tool to generate complex whole body motor tasks and test hypotheses on underlying motor planning. *Med Biol Eng Comput* 46:11-22 (2008).