

ヒト神経筋骨格モデルによる歩行速度変更の再現に関する検討

Consideration of generating the walking motion with altering speed

with human neuro-musculo-skeletal model

○ 井上みなみ(大阪大) 内藤尚(大阪大) 松本健志(大阪大) 田中正夫(大阪大)

Minami INOUE, Osaka University
 Hisashi NAITO, Osaka University
 Takeshi MATSUMOTO, Osaka University
 Masao TANAKA, Osaka University

Abstract: Referring to Taga's model as a reference, a new model was constructed by introducing the upper central nervous system (CNS) which outputs the switching command for neuronal parameters and the direct stimulation to motor neuron in the basic neuro-musculo-skeletal model. The walking motion with altering speed was generated by forward dynamical calculation using the model. Neuronal parameters of the motor command model for altering speed were determined by optimization of an evaluation function which consists of energy cost, changing rate of joint torque and the number of steps for walking speed alteration. As the result, it was shown that temporary direct motor command from upper CNS to motor neuron strongly affects on quick achievement for altering walking speed.

Key Words: gait simulation, altering walking speed, central pattern generator, upper central nervous system

1. 緒言

歩行運動は、その一挙一動を細かく上位中枢によって制御することで生成されるのではなく、脊髄に内在する Central pattern generator(CPG)と呼ばれる神経回路網が自律的に生成する各筋への周期的な活動指令によって生成されるという仮説が注目されている。また現在、ヒトの神経筋骨格モデルを構築して順動力学計算によって歩行運動を生成することで、ヒトの歩行制御機構を構成論的に理解する試みが為されている。例えば、Taga⁽¹⁾が Matsuoka⁽²⁾の神経振動子を適用した CPG モデルを含む、2次元の神経筋骨格モデルを構築し、神経-身体-環境の各系の相互作用によって自律的な適応性の高い歩行運動が得られることを示したのを始めとして、いくつかの試みがある。このような研究は、主に脊髄以下の神経系に着目して定常な速度・パターンを持つ歩行運動の生成機構を調べたものが多く、過渡的な歩行運動のように、その歩容を変化させるような歩行を取り扱った研究は少ないのが現状である。特に歩行の開始・停止や歩行速度の変更といった動作を再現したモデルは未だ構築されていない。

本研究では、Taga⁽¹⁾の神経筋骨格モデルを参考に上位中枢の働きを考慮した神経筋骨格モデルを構築し、歩行速度

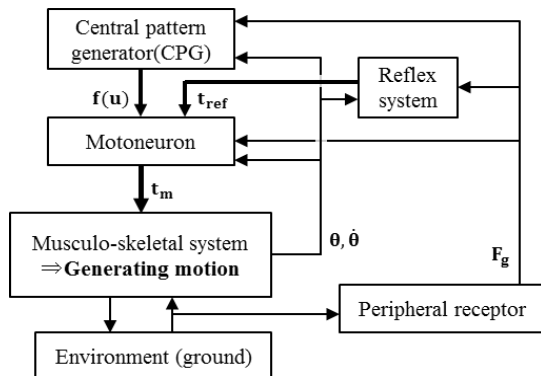


Fig. 1 Neuro-musculo-skeletal model for steady gait.

変更のための運動指令モデルの制御パラメータを探索的に決定することで歩行速度変更動作を再現する。これにより、ヒトの歩行速度変更時の運動戦略を検討する。

2. 方法

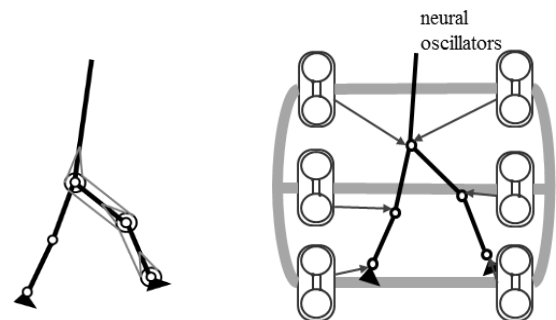
2-1 神経筋骨格モデルの構築

Taga⁽¹⁾のモデルを参考に定常歩行を生成する神経筋骨格モデルを構築した(Fig. 1)。以下にモデルの概要を述べる。

まず脊髄内に内在する CPG が歩行運動に必要なリズム信号を生成する。この CPG の出力は、運動ニューロンに分配される。筋が運動ニューロンの出力の値に比例した筋張力を発生することで骨格系が駆動され、歩行運動が生成される。骨格系には重力が働き、また環境(床面)との間では床反力が働く。運動時の床反力情報・姿勢情報は脊髄内神経系にフィードバックされてリアルタイムで神経系の活動を調整する。また床反力情報・姿勢情報を受けて反射系が筋の粘弾性を調節する信号を運動ニューロンに送ることで歩行中の姿勢を維持する。

2-1-1 筋骨格モデル

筋骨格モデルを Fig. 2(a)に示す。骨格モデルとして、上体、左右の大腿、左右の下腿、左右の足部を有する 2次元 7 リンク 6 関節モデルを用いる。骨格モデルのパラメータを



(a) Musculo-skeletal model. (b) CPG model.

Fig. 2 Structure of neuro-musculo-skeletal model

Table 1 Parameters for the skeletal model.

	Trunk	Thigh	Lower thigh	Foot
Mass[kg]	48.0	7.0	3.0	1.0
Length[m]	0.9	0.4	0.4	0.14

Table 1 に示す。なお、足部リンクの長さは足関節から床までの距離である。筋モデルとして矢状平面内の運動に主要な 18 個の筋を仮定し、(Fig. 2(a)には片脚分のみ示す)、神経系からの信号に比例 (今回、比例定数は 1) する筋張力を発生するものとする。

2-1-2 CPG モデル

CPG モデル(Fig. 2(b))は各関節の屈伸に関わる 6 対、計 12 個の神経振動子がつながることで構成され、関節の屈伸のリズム信号を生成する。i 番目の神経振動子は以下の微分方程式で支配される。

$$\begin{aligned}\tau_i \dot{u}_i &= -u_i - \beta f(v_i) + u_0 + Q_i + S_i, \\ \tau_i \dot{v}_i &= -v_i + f(u_i), \\ f(u) &= \max(0, u), \quad (i = 1, \dots, 12)\end{aligned}\quad (1)$$

$$\mathbf{f}(\mathbf{u}) = [f(u_1(t)) \dots \dots f(u_{12}(t))]^T$$

ここで u_i と v_i は内部状態変数、 τ_i と $\hat{\tau}_i$ は時定数、 β は疲労度、 u_0 は定常入力である。 $Q_i = Q_i(\mathbf{f}(\mathbf{u}), \boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}, \mathbf{F}_g)$ は他の振動子からの入力、 $S_i = S_i(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}, \mathbf{F}_g)$ は感覚信号で、姿勢情報であるリンクの絶対角度ベクトル $\boldsymbol{\theta}$ と角速度ベクトル $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ 、床反力情報ベクトル \mathbf{F}_g を参照しながら、歩行相に応じて適切に調節されて、振動子へと入力される。この微分方程式を解き、出力信号ベクトル $\mathbf{f}(\mathbf{u})$ を運動ニューロンに入力する。

2-1-3 反射系モデル

反射系モデルは、姿勢情報、床反力情報を受け、歩行相に応じて筋の粘弾性を適切に調節する信号ベクトル \mathbf{t}_{ref} を運動ニューロン(計 18 個)へと送る。すなわち、

$$\mathbf{t}_{\text{ref}} = \mathbf{t}_{\text{ref}}(\theta_{tr}, \boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}, \mathbf{F}_g) \quad (2)$$

と表し、上体リンクの絶対角度は与えられた目標角度 θ_{tr} に近づくように調節される。

2-1-4 運動ニューロンモデル

CPG の出力信号は運動ニューロン(計 18 個)を介して対応する関節の屈伸に関わる筋(計 18 個)に分配され、反射系からの信号と足しあわされて筋活動指令として筋に出力される。出力される筋活動指令ベクトル \mathbf{t}_m を次式で表す。

$$\mathbf{t}_m = \mathbf{S}\mathbf{P}(\mathbf{D}\mathbf{f}(\mathbf{u})) + \mathbf{t}_{\text{ref}} \quad (3)$$

ここで $\mathbf{S} = \mathbf{S}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}, \mathbf{F}_g)$ はフィードバック行列(18x6)であり、床反力情報と姿勢情報から判定される歩行相に応じて筋に適切な CPG の出力信号を送る働きを持つ。また、 \mathbf{P} はパラメータ行列(6x18)、 \mathbf{D} は分配行列(18x12)である。

2-2 上位中枢を考慮した神経筋骨格モデルの構築

前節 2-1 に示した神経筋骨格モデルを基に、歩行速度の変更を再現する。上位中枢を考慮した神経筋骨格モデルを Fig. 3 に示すように構築し、上位中枢は、脊髄内神経系モデルパラメータの入れ替えと、一時的な運動ニューロンへの活動指令とを行うものとした。

神経筋骨格モデルでは、脊髄内神経系モデルの定数パラメータである CPG モデルの τ_i 、 $\hat{\tau}_i$ 、 u_0 や関数 S_i のパラメータ、運動ニューロンモデルのパラメータ行列 \mathbf{P} の成分、反射系モデルの関数 \mathbf{t}_{ref} のパラメータをまとめたパラメータ群ベクトル \mathbf{p} の値に応じた定常な速度・パターンを持つ歩行運動が生成される。新たなモデルでは、上位中枢の指令

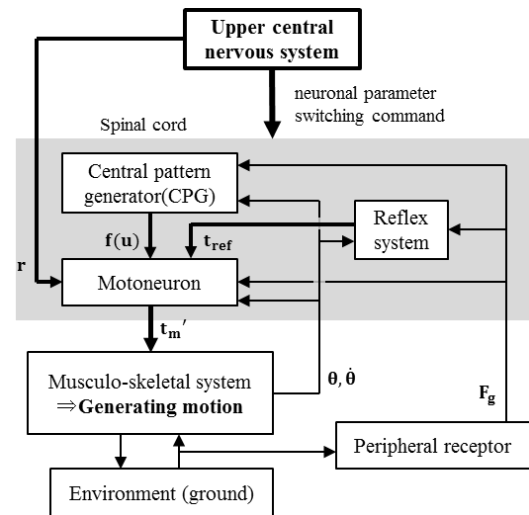


Fig. 3 Neuro-musculo-skeletal model including upper CNS.

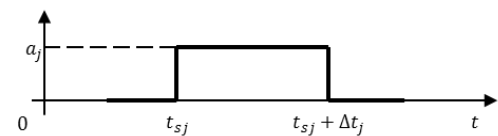


Fig. 4 Signal for temporary motion.

により、2つの異なる歩行速度 V_A, V_B に対応する脊髄内神経系モデルのパラメータ群ベクトル $\mathbf{p}_A, \mathbf{p}_B$ を時刻 t_c で切り替えることで、歩行速度を V_A から V_B へと変更する。

また、意図的に強く蹴り出す運動等の一時的な運動のために、指令信号ベクトル \mathbf{r} が上位中枢から運動ニューロンに直接送られるものとする。今回、指令信号が速度変更動作達成に及ぼす影響を考察するために指令信号ベクトル \mathbf{r} を次の(i)(ii)の2通り設定した。

$$(i) \quad \mathbf{r} = \mathbf{0}$$

$$(ii) \quad \mathbf{r} = [r_1(t) \dots \dots r_{18}(t)]^T$$

$$r_j(t) = \begin{cases} a_j & (t_{sj} \leq t \leq t_{sj} + \Delta t_j) \\ 0 & (t < t_{sj}, t_{sj} + \Delta t_j < t) \end{cases} \quad (j = 1, \dots, 18)$$

設定(i)では一時的な運動を考慮しない。設定(ii)においては、 a_j は筋jの一時的な筋活動指令であり、定数とする。 t_{sj} は開始時刻、 Δt_j は持続時間とし、運動ニューロンに Fig. 4 で示すようなパルス状の一時的な信号指令が送られるとした。

最終的に全体的な歩行運動を生成する CPG からの出力信号と一時的な運動を生成する上位中枢からの出力信号、そして姿勢維持のための反射系からの出力信号とが、運動ニューロンにて足しあわされて筋へと出力される。この筋活動指令ベクトル \mathbf{t}_m' を

$$\mathbf{t}_m' = \mathbf{S}\mathbf{P}(\mathbf{D}\mathbf{f}(\mathbf{u}) + \mathbf{r}) + \mathbf{t}_{\text{ref}} = \mathbf{t}_m + \mathbf{S}\mathbf{P}\mathbf{r} \quad (4)$$

で表す。

2-3 モデルパラメータ群の探索

上位中枢を考慮した神経筋骨格モデルのパラメータ群を、遺伝的アルゴリズムを用い、次の Step1, Step2 に分けて探索的に決定する。

2-3-1 脊髄内神経系モデルパラメータ群pの探索[Step1]

ある歩行速度 V_g を目標とする脊髄内神経系モデルのパラメータ群ベクトル \mathbf{p} の各成分を探索するにあたり、次の評価関数

$$Eval_1 = W_{max} - w_1 |V_g - V| - w_2 E_{con} - w_3 T_{RC} \quad (5)$$

を用いる. W_{max} は評価関数値の上限値, V_g と V は目標および実際の平均歩行速度, E_{con} は移動距離当たりのエネルギー消費量, T_{RC} は入力トルク変化率の時間平均であり, w_1, w_2, w_3 は重みである. この評価関数 E_{val1} は得られた歩行の平均速度が目標速度に近いほど, かつ移動距離当たりのエネルギー消費量が小さいほど, かつ滑らかな運動であるほど大きな評価値を持つ関数である. 本報では, 異なる目標速度 $V_g = V_{gslow}, V_{gfast}$ それぞれについて, この関数を最大化させるように, パラメータ群ベクトル $\mathbf{p} = \mathbf{p}_{slow}, \mathbf{p}_{fast}$ を探索する.

2-3-2 速度変更指令モデルパラメータ群の探索[Step2]

上位中枢による速度変更指令モデルのパラメータ群を探索的に決定する. 今回は速度変更の中でも低速の歩行から高速の歩行への加速を対象とした. 探索するパラメータ群は以下のように, 2-2 節で示した設定(i)(ii)の2通りの指令信号ベクトル \mathbf{r} に対応したものとす.

- (i) \mathbf{p} を \mathbf{p}_{slow} から \mathbf{p}_{fast} へと切り替えるタイミングである時刻 t_c のみ.
- (ii) \mathbf{p} を \mathbf{p}_{slow} から \mathbf{p}_{fast} へと切り替えるタイミングである時刻 t_c と一時的な運動指令ベクトル \mathbf{r} の成分である $a_j, t_{sj}, \Delta t_j (j = 1, \dots, 18)$.

この探索には, 歩行速度変更動作を開始する直前から速度変更が完了するまでに要した歩数 S , 歩行速度変更動作時3歩間の移動距離当たりのエネルギー消費量 E_{con}' , 歩行速度変更動作時3歩間の入力トルク変化率の時間平均 T_{RC}' を参照した評価関数

$$E_{val2} = W_{max} - w_4 S - w_5 E_{con}' - w_6 T_{RC}' \quad (6)$$

を用いた. ここで, w_4, w_5, w_6 は重みで, 1歩当たりの平均速度が変更後の歩行速度 V_{fast} の $\pm 5\%$ 以内に達したときに速度変更が完了したものとす. 以上より, この評価関数 E_{val2} はより少ない歩数で歩行速度が変更できるほど, かつ速度変更に要するエネルギー消費量が小さいほど, かつ滑らかに速度変更が達成されているほど大きな評価値を持つ関数であり, 今回この関数を最大化させるように探索を行った.

3. 結果

3-1 脊髄内神経系モデルパラメータ群 \mathbf{p} の探索[Step1] 結果

目標速度 $V_{gslow} = 0.6[m/s]$, $V_{gfast} = 1.0[m/s]$ を与えて, 評価関数 E_{val1} で探索を行った結果, 得られたパラメータ群ベクトルに対応する歩行運動の平均歩行速度, 歩幅, 1歩当たりに要する時間を Table 2 に示す. Table 2 より異なる2つの平均歩行速度 $V_{slow} = 0.60[m/s]$, $V_{fast} = 0.92[m/s]$ を持つ定常歩行に対応するパラメータ群ベクトル $\mathbf{p}_{slow}, \mathbf{p}_{fast}$ が得られた. また速度が大きいほど, 歩幅が大きく, 1歩当たりに要する時間が短くなった.

3-2 速度変更指令モデルパラメータ群の探索[Step2] 結果

Step1 で得たパラメータ群ベクトル $\mathbf{p}_{slow}, \mathbf{p}_{fast}$ について, Step2 の探索を設定(i)(ii)について行った. それぞれに得られた歩行速度変更動作の様子を 0.2[s]毎にプロットしたものを Fig. 5(i)(ii)に示す. Fig. 5 ではプロットの密度が小さい

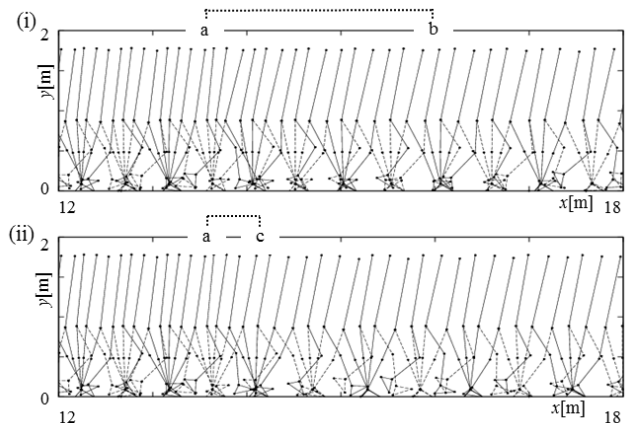


Fig. 5 Motion of gait speed alteration plotted every 0.2[s].

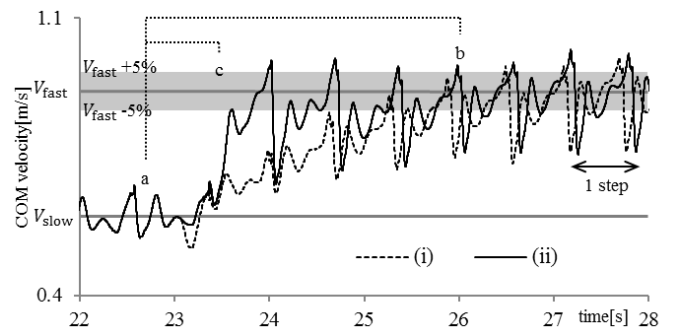


Fig. 6 Time variation of COM velocity.

ほど速度が大きい. また, Fig. 6 に進行方向(x方向)重心速度の時間変化を示す. Fig. 5, Fig. 6 中の a は速度変更を開始する立脚期の接地時刻, b, c は速度変更を達成する立脚期の接地時刻をそれぞれ示す.

Fig. 5, Fig. 6 より, 一時的な運動を加えない設定(i)の場合では5歩(a-b間), 一時的な運動を加えた設定(ii)の場合では1歩(a-c間)で歩行速度の変更が達成されていることがわかる. すなわち, 設定(ii)の方が少ない歩数で歩行速度変更を達成できている.

次に探索の結果得られた一時的な運動指令ベクトル \mathbf{r} が速度変更動作に与える影響を調べるために, 設定(ii)について, 速度変更時における

- (A) 各関節(股・膝・足)モーメント
- (B) 一時的な運動指令ベクトル \mathbf{r} の影響によって生成された分を差し引いた各関節(股・膝・足)モーメントを比較する.

重心速度と右脚の各関節モーメント(A)(B)の時間履歴を Fig. 7 に示す. 各関節モーメントの正方向は Fig. 8 に示す通りであり, 股・膝関節は伸展方向が正, 足関節は底屈方向が正である.

時刻 t_c において \mathbf{p}_{slow} から \mathbf{p}_{fast} へと脊髄内神経系パラメータが切り替えられ, 速度変更が開始する. その後右脚が接地する. この右脚立脚期の Fig. 7 で網掛けした部分において, 各関節モーメントが一時的な運動指令ベクトル \mathbf{r} の影響を受けている.

股関節においては, 立脚期全般においてモーメントの値が(A) > (B) となっており, 一時的な運動指令ベクトル \mathbf{r} により, 伸展方向のモーメントが増大していることがわかる. 膝関節においては立脚期初期にモーメントの値が(B) > (A) となっており, \mathbf{r} が屈曲方向のモーメントを増大させている. 足関節では, 立脚期初期から中期にかけてモーメント

Table 2 Average of gait speed, step length and time for 1 step corresponding to each set of parameters.

パラメータ群ベクトル	\mathbf{p}_{slow}	\mathbf{p}_{fast}
平均歩行速度[m/s]	0.60	0.92
平均歩幅[m]	0.47	0.56
1歩当たりの時間平均[s]	0.78	0.61

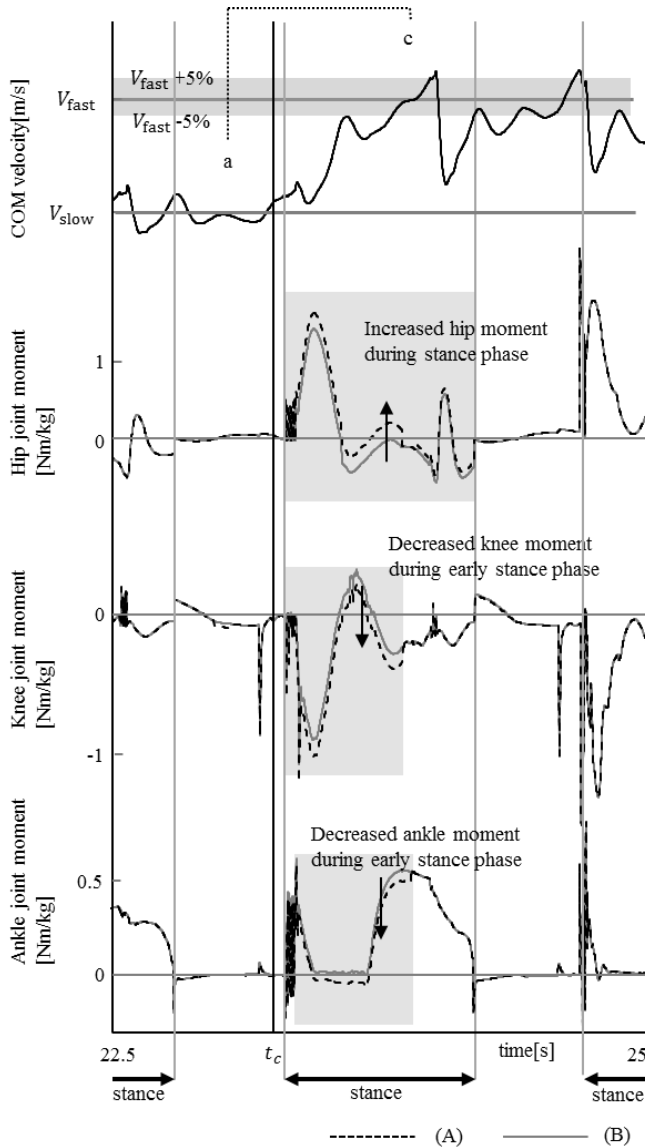
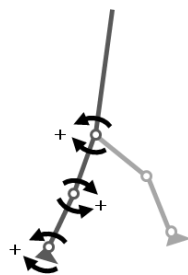


Fig. 7 Comparing (A) each joint moment with (B) each joint moment without effect of command vector \mathbf{r} of right leg during gait speed alteration.

Fig. 8 Positive direction of each joint moment.



の値が(B)>(A)となっており、 \mathbf{r} の影響により、底屈方向のモーメントが減少していることがわかる。また、左脚の各関節のモーメントにおいては \mathbf{r} の影響は見られなかった。

4. 考察

まず、Fig. 5, Fig. 6 に示した結果より、上位中枢からの一時的な運動指令が歩行速度変更動作の達成に及ぼす影響について考察する。ヒトが歩行速度を変更する(1.0[m/s]から1.4[m/s]へ加速する)際に必要な歩数は1歩であることがOrendurffら⁽³⁾によって報告されている。設定(i)と(ii)における歩行速度変更までの歩数を比較したところ、(i)が5歩要するのに対し、(ii)では1歩で歩行速度の変更を達成してお

り、Orendurffらの報告でヒトが要した歩数と等しい。今回の計算結果では上位中枢からの一時的な運動指令の働きによって歩行速度変更動作をより少ない歩数で達成したと言える。

次に設定(ii)の一時的な運動指令を加えた場合の歩行速度変更動作において、一時的な運動が果たす役割を考察する。ヒトの歩行においては、下肢3関節のモーメントの絶対値は、股関節のものが最大であり、股関節が歩行に必要なモーメントの最大の供給源である⁽⁴⁾。今回の計算結果でも股関節のモーメントの絶対値が一番大きい。Fig. 7より、立脚期全般において一時的な運動指令ベクトル \mathbf{r} が伸展方向のモーメントが増大させていることがわかる。このモーメントの増大が、素早く新しい歩行速度 V_{fast} に移るために、身体全体を一時的に前に押し出すような働きをしていると考えられる。

また、Orendurffら⁽³⁾はヒトが実際に歩行速度変更(1.0[m/s]から1.4[m/s]へ加速)を行う様子を計測し、速度が低速から高速へと遷移する際に、立脚期初期から中期にかけて足関節の底屈モーメントの値が定常歩行のものに比べて減少することを報告した。立脚期初期から中期にかけての底屈モーメントは、進行逆方向への床反力を増大させるブレーキのような役割を果たしており、ヒトがこの底屈モーメントを調節することによって歩行速度変更を達成しているとOrendurffらは主張している。今回、Fig. 7で示した計算結果では、一時的な運動ベクトル \mathbf{r} の働きによって立脚期初期から中期にかけての足関節の底屈モーメントが減少しており、これはOrendurffらが主張する速度変更時の運動戦略と一致する。

以上より、脊髄内神経系モデルパラメータ群ベクトルを \mathbf{p}_{slow} から \mathbf{p}_{fast} へと時刻 t_c で切り替えた直後の右脚立脚期において、上位中枢からの一時的な運動指令 \mathbf{r} によって調節された関節モーメントが、力学的に歩行速度の遷移を補助するような役割を果たしていると言える。

5. 結言

上位中枢を考慮した神経筋骨格モデル・速度変更指令モデルを構築して、モデルパラメータを探索的に決定することで速度変更動作を生成することができた。また得られた運動データは実際のヒトの歩行速度変更動作の特徴をある程度捉えたものであった。

以上より、歩行速度の変更時に、上位中枢が速度に対応する指令を切り替えることで脊髄内神経系が生成する歩行運動の速度を変更するのに加えて、速度の遷移を補助するような一時的な運動指令を与えることでヒトが歩行速度を変更している可能性を示唆することができた。

参考文献

- (1) Taga, G., A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion – I. Emergence of basic gait, *Biological cybernetics*, vol. 73, pp. 97-111, 1995.
- (2) Matsuoka, K., Mechanisms of frequency and pattern control in the neural rhythm generators, *Biological Cybernetics*, vol. 56, pp. 345-353, 1987.
- (3) Orendurff, M.S., Bernatz, G.C., Schoen, J.A., Klute, G.K., Kinetic mechanisms to alter speed, *Gait & posture*, vol. 27, pp. 603-610, 2008.
- (4) 中澤 公孝, 歩行のニューロリハビリテーション, 株式会社 杏林書院, pp. 10-13, 2010.