歩行中の下肢関節間シナジーにおける足関節の寄与

橋 爪 善 光*・垣内田 翔 子**・西 井 淳***

The Contribution of the Ankle Joint to Leg Joint Synergy during Walking

Yoshimitsu HASHIZUME*, Shoko KAICHIDA** and Jun NISHII***

Some previous studies about human walking have suggested that the variance of the toe position relative to the hip position is suppressed by joint synergy which is a compensatory inter-joint coordination, especially during double support phase and at the moment of the minimum toe clearance. However, the ankle position would also be an important variable to be controlled around the end of swing phase just before heel strike against the ground. We hypothesized that the leg joint synergy changes according to the stage in a gait cycle in order to switch the variable to be controlled, i.e., from the toe position in some stages to the ankle position in the others, and investigated the validity of this hypothesis by analyzing gait kinematics. Hip, knee, ankle, and toe trajectories of eight adult subjects were recorded during level walking by a motion capture system by 200 fps. The uncontrolled manifold analysis was applied to quantify the joint synergy. The results showed that the leg joint synergy worked so as to adjust the toe position relative to the hip position from the second double support phase to the middle of the swing phase, i.e., from the push-off phase to the moment of the minimum toe clearance, and the ankle joint was strongly involved in the formation of the synergy during these periods. Contrary, the joint synergy worked so as to adjust the ankle position rather than the toe position in the end of the swing phase. These results suggest that the toe or ankle position is selected as a controlled variable according to the distance from the ground during walking and the switching of the joint synergy occurs so as to stabilize the controlled variable.

Key Words: walking, joint synergy, UCM analysis, motor control

1. はじめに

成人と幼児の歩行を比較すると、成人では通常踵接地を行なうが幼児では踵接地を行わず、離地の際の蹴り出しが幼児歩行には見られないといった相違点が観察される^{1),2)}。このことは、成人の歩行において足関節が重要な役割を担っていることを示唆する。筆者らは、先行研究において脚の矢状面内での運動に着目し、トレッドミル歩行中の各瞬間において股・膝・足関節がいかに連携して股関節に対する足先位置の調整を行なっているかを Uncontrolled Manifold (UCM) 解析³⁾により調べた^{4),5)}。その結果、重心移動や体幹の姿勢維持に重要な後期両脚支持期や、つまずきが生じやすい Minimum

Toe Clearance (MTC) のタイミングにおいて、足先位置の一步ごとのばらつきを抑えるように各関節角のばらつきを相殺する関節間の相補的連携(関節間シナジー)が生じていることが明らかになった。成人の二足歩行において足関節はこの関節間シナジーの形成にどのように寄与しているのだろうか。

歩行中の立脚期においては、通常まず踵部のみが接地状態になり、続いて前足部も接地する足底接地状態、そして最後に踵部が浮いた前足部接地状態へと足部姿勢は変化していく⁶⁾。したがって、体幹位置の調整に重要な立脚期における足関節の役割は時期に応じて変化している可能性がある。遊脚期においては、蹴り出し時から MTC 付近にかけて足先は下方にぶら下がったような姿勢になるが、その後足先はもち上がり、接地に向けて踵が地面に近づいていく。すなわち、遊脚期においてつまずきを防ぐために調整すべき足部の位置は、ある時期には足先位置、ある時期には踵位置と変化しているはずである。このような変化にともない、脚関節に働く関節間シナジー、および関節間シナジーへの足関節の寄与も変化している可能性がある。この点を明らかにすることは中枢神経系による二足歩行の制御機序を理解する上で重要である。

歩行中の脚関節間の連携に着目することで、足部位置などのどのような量が歩行における重要な制御量であるかについて、UCM 解析や主成分分析などを用いて推定した研究が近

* 九州情報大学経営情報学部 大宰府市宰府 6-3-1

** 鹿児島工業高等専門学校電気電子工学科
霧島市隼人町真孝 1460-1

*** 山口大学大学院創成科学研究科 山口市吉田 1677-1

* Faculty of Management and Information Science, Kyushu Institute of Information Sciences, 6-3-1 Saifu, Dazaifu

** National Institute of Technology, Kagoshima College, 1460-1 Shinkou Hayato-cho, Kirishima

*** Graduate School of Science and Technology for Innovation, Yamaguchi University, 1677-1 Yoshida, Yamaguchi
(Received October 15, 2015)
(Revised February 29, 2016)

年報告されている．たとえば Krishnan らや Rosenblatt らは，両脚にまたがる関節間シナジーによってステップ幅のばらつきが抑えられていると報告している^{7),8)}．また，Ivanenko らは歩行中における股，膝，足関節の各軌道の主成分分析を行なった結果に基づき，股関節に対する足先位置がヒトの歩行における重要な制御量であると述べている⁹⁾．しかし，複数の関節の連携により調整されている部位が，歩行周期中の時期に応じて足部中の異なる位置に切り替わっている可能性については検討されていない．本研究では，股関節に対する足先や踝の位置や速度のばらつきを抑える関節間シナジーを解析することでこの可能性について検討し，また，その結果により関節間シナジー形成における足関節の役割を明らかにする．

2. 手 法

2.1 計測手法

被験者は歩行に影響を与える既往歴のない健康な若年者 8 名（男女各 4 名， 21.1 ± 1.7 歳，身長 164.6 ± 7.6 cm）である．被験者には実験手法について事前にインフォームド・コンセントを実施し，本人からの了承を得た上で実験に参加していただいた．また，計測実験中に疲労を感じた際には自由に休憩を取るよう指示した．

被験者の大転子，膝，外果，第五中足骨（以下では足先と表記する）それぞれの両側に反射マーカを貼付し，歩幅や歩行速度の指示はせず，全長約 7.5 m の平地を自然歩行するように指示した．この歩行路の中央部約 3.5 m の区間を通過する際のマーカ位置を高速度カメラ（ひまわり SP200，ライブラリ社）により，サンプリング周波数 200 Hz で計測した．各被験者には上記の歩行路を数十往復させ，被験者ごとに右下肢 N 歩行周期（ $N = 40$ ）のデータを取得した．取得した関節軌道データは遮断周波数 6 Hz の 6 次のバターワースフィルタによってスムージングした．各歩行周期における立脚期と遊脚期を抽出し，それぞれを 101 点の離散時刻データにした．立脚期と遊脚期の開始は，ビデオ画像により足底部の接触と足指先の離地を確認することにより判定した．

2.2 UCM 解析

本研究では歩行中の右下肢の矢状面上の運動に注目し，歩行中の各瞬間において股関節に対する足先と踝の位置および速度のばらつきを抑える関節間シナジーを UCM 解析³⁾を用いて調べた．たとえば，股関節に対するある足先高さを実現できる脚関節角度の組み合わせは一般に無数に存在し，関節角空間における多様体をなす．与えられたタスクを達成できる関節角度などの変数の組み合わせを表現するこのような多様体を UCM とよぶ．以下に，股関節に対する足先高さ Y のばらつきを抑える関節間シナジー S_Y を例に UCM 解析の具体的な計算方法を記す．

解析においては下肢を 3 リンク 3 関節とみなし，股，膝，踝の関節角 $\theta = (\theta_1, \theta_2, \theta_3)$ を，それぞれ鉛直線と大腿，下腿，足部が成す角と定義した（Fig. 1）．股関節に対する足先

Fig. 1 Definition of joint angles and coordinate axes. θ_1 , θ_2 and θ_3 show the elevation angles of the thigh, shank and foot, respectively. (X, Y) and (x, y) show the positions of the toe and external malleolus, respectively

の高さ Y は次式で与えられる．

$$Y = -l_1 \cos \theta_1 - l_2 \cos \theta_2 - l_3 \cos \theta_3. \quad (1)$$

ここで， l_1 , l_2 , l_3 はそれぞれ大腿，下腿，足部の長さを表す．時刻 t における各関節の平均角度を $\bar{\theta}(t) = (\bar{\theta}_1(t), \bar{\theta}_2(t), \bar{\theta}_3(t))^T$ とするとき，足先高さがこの平均角度による値と等しくなる関節角度，すなわち， $Y(\theta(t)) = Y(\bar{\theta}(t))$ を満たす関節角度 $\theta(t)$ が関節角空間内でなす多様体が UCM となる．

この UCM に対して垂直な単位ベクトル $\hat{e}_Y^\perp(\bar{\theta}(t)) = \nabla_{\theta} Y(\bar{\theta}(t)) / |\nabla_{\theta} Y(\bar{\theta}(t))|$ を用いると，第 k 歩行周期の関節角 $\theta^k(t) = (\theta_1^k(t), \theta_2^k(t), \theta_3^k(t))^T$ の偏差 $\sigma^k(t) = \theta^k(t) - \bar{\theta}(t)$ の UCM に垂直なベクトル成分（ORT 成分） $\sigma_Y^{k\perp}(t)$ と，UCM 方向のベクトル成分（UCM 成分） $\sigma_Y^{k\parallel}(t)$ はそれぞれ次式で与えられる．

$$\begin{cases} \sigma_Y^{k\perp}(t) = (\sigma^k(t) \cdot \hat{e}_Y^\perp(t)) \hat{e}_Y^\perp(t) \\ \sigma_Y^{k\parallel}(t) = \sigma^k(t) - \sigma_Y^{k\perp}(t). \end{cases} \quad (2)$$

ここで，前者 $\sigma_Y^{k\perp}(t)$ は足先高さ Y に影響を与えるばらつき成分を，後者 $\sigma_Y^{k\parallel}(t)$ は影響を与えないばらつき成分を表す．時刻 t における関節角の N 歩行周期にわたる分散の ORT 成分と UCM 成分を次式で定義する．

$$\begin{cases} \sigma_Y^{\perp 2}(t) = \frac{1}{(d - d^\parallel)N} \sum_{k=1}^N |\sigma_Y^{k\perp}(t)|^2 \\ \sigma_Y^{\parallel 2}(t) = \frac{1}{d^\parallel N} \sum_{k=1}^N |\sigma_Y^{k\parallel}(t)|^2. \end{cases} \quad (3)$$

ここで， d は関節角空間の自由度（ $d = 3$ ）， $d^\parallel$ は UCM の次元数（ $d^\parallel = 2$ ）を表す．すなわち， $\sigma_Y^{\perp 2}$ と $\sigma_Y^{\parallel 2}$ はそれぞれ ORT 空間と UCM 空間の自由度で除することで 1 自由度あたりの値に正規化している． $\sigma_Y^{\parallel 2}(t)$ が $\sigma_Y^{\perp 2}(t)$ より有意に大きい場合，股関節に対する足先高さ，もしくは足先に対する股関節の高さのばらつきを抑える関節間シナジーが働いていると判断する．シナジーの大きさを示す量 S_Y は Papi ら¹⁰⁾ や垣内田ら⁵⁾ と同様に次式で定義する．

$$S_Y(t) = \frac{\sigma_Y^{\parallel 2}(t) - \sigma_Y^{\perp 2}(t)}{\sigma_Y^{\parallel 2}(t) + \sigma_Y^{\perp 2}(t)}. \quad (4)$$

ばらつきの1自由度あたりの UCM, ORT 成分の大きさが等しくなるのは, 関節角度空間における関節角データの分布が等方的な場合であり, このとき $S_Y = 0$ となる. また, 関節角データが UCM 上にのみ分布する場合には $S_Y = 1$ となる.

本研究では, 以上のように脚を3リンク3関節とみなした場合について股関節に対する足先高さ Y に着目した解析のほか, 足先の水平位置 X に着目した解析, さらに足部を無視して脚を2リンク2関節とみなすことで股関節に対する足関節(以下では踝と記す)の高さ y および水平位置 x に着目した解析も同様に行なった. 後者の場合, 関節角度空間の自由度は $d = 2$, UCM の次元数は $d^{\parallel} = 1$ となる. 以下では, 前者の場合には関節間シナジー S および関節角度の各ばらつき成分 σ の左下に添字3を, 後者の場合には2を記して区別する. また, (1)式の両辺を時間微分することにより足先速度の鉛直成分 v_Y と関節角速度 $(\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3)$ の関係を表わす式を得ることができる. この関係式に基づき関節角速度のばらつきに対して同様に UCM 解析を行ない, 足先の鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさを求めることができる. このようにして, 足先もしくは踝の水平・鉛直速度 (v_X, v_Y, v_x, v_y) に着目した関節間シナジーの解析もそれぞれ同様に行なった. これらの解析結果を表わす変数の右下添え字には着目した変数名を記す.

ある瞬間の3リンク3関節の関節間シナジー ${}_3S_Y$ が2リンク2関節の ${}_2S_Y$ よりも大きかったとする (${}_3S_Y > {}_2S_Y$). このような状況は, $\frac{{}_3\sigma_Y^{\parallel 2}}{{}_3\sigma_Y^{\perp 2}} > \frac{{}_2\sigma_Y^{\parallel 2}}{{}_2\sigma_Y^{\perp 2}}$ が成り立つとき, すなわち足関節が加わることによってばらつきの1自由度あたりの UCM 成分と ORT 成分の比率が変わり, UCM 成分のほうがより大きくなる場合に生じる. この場合は, 3関節間シナジー ${}_3S_Y$ には足関節の寄与が大きく, また, 踝関節高さよりも足先高さのばらつきを抑える制御が重視されている可能性を示唆する. 逆に, ${}_3S_Y$ が ${}_2S_Y$ より小さかった場合は, 足関節が加わることでばらつきの1自由度あたりの UCM 成分が小さくなる場合や, ORT 成分が大きくなるといった状況を示す. この場合は, 3関節間シナジー ${}_3S_Y$ への足関節の寄与が小さく, 足先高さのばらつきを抑える制御よりも踝関節の高さのばらつきを抑える制御が重視されている可能性を示唆する. このようにして, 3リンク3関節の関節間シナジーと2リンク2関節の関節間シナジーを比較することで歩行中の関節間シナジーにおける足関節の寄与を推定できる.

各シナジーの大きさは離散化した各時刻ごとに求め, 立脚期中の3フェイズ(前期両脚支持期, 片足支持期, 後期両脚支持期), 遊脚期中の3フェイズ(蹴りだしから足先が最高点に来るまで, 最高点から最下点(MTC)まで, MTCから接地まで)の各フェイズにおける平均値を算出した.

2.3 統計処理

3リンク3関節の関節間シナジーと2リンク2関節の関節

Fig. 2 Time profile of mean $\pm$ S. D. values of toe and external malleolus heights of eight subjects during walking. The horizontal axis represents the stride time normalized to the stride period. The vertical broken lines represent the start of the single support phase, second double support phase, swing phase, and the moment of the maximum and minimum toe height from the left, respectively. The solid and broken lines show the heights of toe and external malleolus, respectively

間シナジーやばらつきの UCM 成分および ORT 成分の大きさの比較において, Shapiro-Wilk 検定でデータの正規性を確認し, 正規分布に従うデータには t 検定を適用し, 従わないデータには Mann-Whitney 検定を適用して p 値に “+” を記した. また, 5%未満の p 値には “*” を, 1%未満の p 値には “**” を, 0.1%未満の p 値には “***” を記す.

3. 結果と考察

Fig. 2 に踝と足先の高さの平均値と標準偏差の全被験者間平均値の時間推移を示す. 時刻 0%で踵が接地し, 前期両脚支持期 (DST1) の中ごろで足先が接地, 片足支持期 (SST) の中ごろから徐々に踝が上方にもち上がり, 後期両脚支持期 (DST2) 中ごろから足先(第五中足骨)が上がりだす. 遊脚初期 (SW1) においては足部がもち上がり, 遊脚中期 (SW2) で足先は最高点から最下点まで移動し, 遊脚終期 (SW3) では足先がもち上がって時刻 100%において踵接地する.

Fig. 3 と **Fig. 4** は股関節に対する足先および踝の水平位置と鉛直位置に, **Fig. 5** と **Fig. 6** は股関節に対する足先および踝の水平速度と鉛直速度にそれぞれ着目した場合の UCM 解析の結果を示す. 各図における (a) はそれぞれ関節間シナジーの大きさ (${}_3S_X$ と ${}_2S_x$, ${}_3S_Y$ と ${}_2S_y$, ${}_3S_{v_X}$ と ${}_2S_{v_x}$, および ${}_3S_{v_Y}$ と ${}_2S_{v_y}$), (b) はそれぞれ足部の注目箇所の水平位置, 鉛直位置, 水平速度, 鉛直速度に影響を与えない関節角度および関節角速度の分散成分 (UCM 成分) (${}_3\sigma_X^{\parallel 2}$ と ${}_2\sigma_x^{\parallel 2}$, ${}_3\sigma_Y^{\parallel 2}$ と ${}_2\sigma_y^{\parallel 2}$, ${}_3\sigma_{v_X}^{\parallel 2}$ と ${}_2\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$, および ${}_3\sigma_{v_Y}^{\parallel 2}$ と ${}_2\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$), (c) は影響を与える関節角度および関節角速度の分散成分 (ORT 成分) (${}_3\sigma_X^{\perp 2}$ と ${}_2\sigma_x^{\perp 2}$, ${}_3\sigma_Y^{\perp 2}$ と ${}_2\sigma_y^{\perp 2}$, ${}_3\sigma_{v_X}^{\perp 2}$ と ${}_2\sigma_{v_x}^{\perp 2}$, および ${}_3\sigma_{v_Y}^{\perp 2}$ と ${}_2\sigma_{v_y}^{\perp 2}$) を表わし, 各図における丸および四角はそれぞれ3関節および2関節での評価値の各フェイズにおける平均値の全被験者間平均値と標準偏差を示す. 横軸は左から順に前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), 後期両脚支

(a) Degrees of joint synergy

(b) UCM components

(c) ORT components

Fig. 3 The averages of the degrees of joint synergies that suppress the variances of the horizontal positions of the toe and ankle relative to the hip position, and variance components per degree of freedom; (a) the degrees of joint synergies ($3S_X, 2S_x$), (b) UCM components of the variance of joint angles per degree of freedom ($3\sigma_X^2, 2\sigma_x^2$), and (c) ORT components ($3\sigma_X^2, 2\sigma_x^2$). Circles and squares with bars show the mean $\pm$ S. D. values among all subjects

持期 (DST2), 遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), 遊脚終期 (SW3) を示す。また、各図の (a) における破線は、分散の UCM 成分 $d\sigma_i^2$ ($d \in \{2, 3\}, i \in \{x, y, X, Y, v_x, v_y, v_X, v_Y\}$) が ORT 成分 $d\sigma_i^{\perp 2}$ より有意に大きいと F 検定により 5% の有意水準で判定できる関節間シナジーの基準値を表す。具体的にはまず、1 自由度あたりの 2 つの集合分散 $d\sigma_i^2$ と $d\sigma_i^{\perp 2}$ が等分散であるという帰無仮説が $p = 0.05$ で棄却される分散比 (F 値) を求めた。つぎに $d\sigma_i^2$ と $d\sigma_i^{\perp 2}$ がこの分散比をとるときの dS_i の値を (4) 式より求めることで関節間シナジーの存在の有無を判定する基準値とした。以下ではこの値を単に基準値と表記する。

(a) Degree of joint synergy

(b) UCM components

(c) ORT components

Fig. 4 The averages of the degrees of joint synergies that suppress the variances of the toe and ankle height relative to the hip position, and variance components per degree of freedom; (a) the degrees of joint synergies ($3S_Y, 2S_y$), (b) UCM components of the variance ($3\sigma_Y^2, 2\sigma_y^2$), and (c) ORT components ($3\sigma_Y^2, 2\sigma_y^2$). The meanings of circles and squares are the same as those in Fig. 3

3.1 前期両脚支持期、片足支持期

前期両脚支持期 (DST1) と片足支持期 (SST) において、足先や踝に対する股関節の水平速度のばらつきを抑える関節間シナジーの平均値 ($3S_{v_X}, 2S_{v_x}$) は基準値を超えた (Fig. 5(a)) が、そのほかの関節間シナジー ($3S_X, 2S_x, 3S_Y, 2S_y, 3S_{v_Y}, 2S_{v_y}$) についてはいずれも基準値を下回った (Fig. 3, 4, 6 の (a))。また、これらの両時期における関節角および関節角速度のばらつき成分はいずれも歩行周期の中では比較的小さい (Fig. 3~6(b)(c))。すなわち、この時期には 1 歩ごとの脚姿勢のばらつきは抑えられ、その上でさらに股関節の水平速度のばらつきが関節間シナジーにより抑えられている。

前期両脚支持期 (DST1) における踝に対する股関節の水平速度を調整する 2 関節間シナジーに比べて足先に対する股

Fig. 5 The averages of the degrees of joint synergies that suppress the variances of the horizontal velocities of the toe and ankle relative to the hip position, and variance components per degree of freedom; (a) the degrees of joint synergies ($3S_{v_x}, 2S_{v_x}$), (b) UCM components of the variance ($3\sigma_{v_x}^2, 2\sigma_{v_x}^2$), and (c) ORT components ($3\sigma_{v_x}^{\perp 2}, 2\sigma_{v_x}^{\perp 2}$). The meanings of circles and squares are the same as those in Fig. 3

関節の水平速度を調整する3関節間シナジーの大きさのほうに有意に大きかったが、この時期には踵が接地しているので、足関節角度の変化は股関節の水平速度に影響しない。また、片足支持期（SST）においては股関節の水平速度を調整する2関節間シナジーと3関節間シナジーに有意差は認められなかった。すなわち、片足支持期における3関節間シナジーに対する足関節の寄与はほかの関節と同程度である。

3.2 後期両脚支持期

後期両脚支持期（DST2）は、荷重をもう一方の脚へ移し、遊脚に入る脚姿勢の調整をする上で重要な時期である⁶⁾。この時期において足先に対する股関節の位置および速度のばらつきを抑える関節間シナジーの平均値はすべて基準値を超えた（Fig. 3～6(a)）。この結果は、後期両脚支持期の姿勢調整に関節間シナジーが重要な役割を果たしていることを示唆する。

この時期のすべての関節間シナジーおよびばらつきの UCM

Fig. 6 The averages of the degrees of joint synergies that suppress the variances of the vertical velocities of the toe and ankle relative to the hip position, and variance components per degree of freedom; (a) the degrees of joint synergies ($3S_{v_y}, 2S_{v_y}$), (b) UCM components of the variance ($3\sigma_{v_y}^2, 2\sigma_{v_y}^2$), and (c) ORT components ($3\sigma_{v_y}^{\perp 2}, 2\sigma_{v_y}^{\perp 2}$). The meanings of circles and squares are the same as those in Fig. 3

成分について、いずれについても3関節での評価値のほうが2関節の場合よりも有意に大きく、特に高さのばらつきを抑えるシナジー $3S_y$ はほかのシナジーを含めて全期間中の最大値をとる。股関節の水平位置に影響を与えるばらつきの ORT 成分は3関節での評価値 $3\sigma_x^{\perp 2}$ のほうが2関節での評価値 $2\sigma_x^{\perp 2}$ より有意に大きかったが（Fig. 3(c)）、高さに影響を与える成分は3関節での評価値 $3\sigma_y^{\perp 2}$ のほうが有意に小さかった（Fig. 4(c)）。以上の結果は、足先のみが接地状態にある後期両脚支持期において、足関節は単に推進力を出すための蹴りだしのみを行なっているのではなく、股関節位置の調整、特に高さの調整に寄与していることを示唆している。

3.3 遊脚期

遊脚期（SW1, SW2, SW3）における足先や踝の水平位置を調整する関節間シナジー（ $3S_x, 2S_x$ ）の平均値は基準値よりも小さい（Fig. 3(a)）。すなわち遊脚期において足部の水平

位置のばらつきを抑える関節間シナジーは認められない。

足先や踝の水平速度を調整する関節間シナジー (${}_3S_{v_x}, {}_2S_{v_x}$) の平均値は、遊脚初期では有意差はなく、ともに基準値よりも大きかった (Fig. 5(a)). すなわち、この時期には足先と踝の水平速度のばらつきを抑える関節間シナジーが認められ、また、3 関節間シナジーへの足関節の寄与はほかの関節と同程度である。その後 ${}_3S_{v_x}, {}_2S_{v_x}$ は時間経過とともに減少傾向にあり、遊脚中期と終期では基準値付近の値をとる (Fig. 5(a)). 遊脚終期では 3 関節間シナジー ${}_3S_{v_x}$ の平均値は 2 関節間シナジー ${}_2S_{v_x}$ よりも有意に大きいものの、 ${}_3S_{v_x}$ が基準値を超えない被験者も 8 名中 3 名いた。

足先の鉛直位置や鉛直速度を調整する 3 関節間シナジー (${}_3S_Y, {}_3S_{v_Y}$) の平均値は遊脚初期や遊脚中期において基準値を超え、特に ${}_3S_Y$ はすべてのシナジーの中で最大値をとるが、遊脚終期には基準値より低くなる (Fig. 4, 6 の (a)). 一方で、踝の鉛直位置や鉛直速度を調整する 2 関節間シナジー (${}_2S_y, {}_2S_{v_y}$) は、遊脚初期に ${}_2S_y$ が基準値を超える点を除いて 3 関節間シナジーとは対照的な変化を示しており、遊脚終期において基準値を超える。特に ${}_2S_{v_y}$ は遊脚終期におけるすべてのシナジーの中で最大値をとる。また、遊脚期中の 3 関節間シナジー (${}_3S_Y, {}_3S_{v_Y}$) と 2 関節間シナジー (${}_2S_y, {}_2S_{v_y}$) の大きさにはそれぞれ常に有意な差があり、遊脚初期、中期においては前者が、遊脚後期においては後者が大きい。以上より、足部をもち上げる遊脚初期から足部を振り降ろして MTC の瞬間に至る遊脚中期においては足先高さ、その後踵接地する前の遊脚終期においては踝の鉛直速度を調整するように、すなわち常に地面に近い部位の高さや速度の調整をするように関節間シナジーの変化が生じている。

関節角や角速度のばらつきのうち鉛直位置や速度に影響を及ぼさない成分 (UCM 成分) は、遊脚初期と遊脚中期において、3 関節での評価値 (${}_3\sigma_Y^2, {}_3\sigma_{v_Y}^2$) のほうが 2 関節での評価値 (${}_2\sigma_y^2, {}_2\sigma_{v_y}^2$) よりもそれぞれ有意に大きいが、ORT 成分 ${}_3\sigma_Y^{\perp 2}$ と ${}_2\sigma_y^{\perp 2}$, ${}_3\sigma_{v_Y}^{\perp 2}$ と ${}_2\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ の間にはいずれも有意差がない、もしくは 3 関節での評価値のほうが小さい (Fig. 4, 6 の (b)(c)). したがって、この時期には足関節の関節角や関節角速度のばらつきが生じやすいものの、足関節が足先の高さのばらつきや鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーに大きく寄与することで、関節角のばらつきの ORT 成分が小さくなっていることをこの結果は示している。特に、MTC に向かう遊脚中期において足先の高さに影響するばらつき成分 ${}_3\sigma_Y^{\perp 2}$ が、踝の高さに影響するばらつき成分 ${}_2\sigma_y^{\perp 2}$ よりも有意に小さいことは、つまづきを防ぐ上で足先高さのばらつきを抑えることが重要であるためと考えられる。その後の遊脚終期におけるばらつきの UCM 成分には 3 関節と 2 関節での評価値 (${}_3\sigma_Y^2$ と ${}_2\sigma_y^2$, ${}_3\sigma_{v_Y}^2$ と ${}_2\sigma_{v_y}^2$) の間に有意差はなかったが、ORT 成分に関しては 2 関節での評価値のほうが有意に小さかった。すなわち、接地前においては踝の高さや鉛直速度のばらつきを抑えることで着地時に足部が地面から受ける衝撃のばらつきを抑え、歩行の安定化を図っているこ

とをこの結果は示唆する。

4. む す び

Bernstein はさまざまな熟練工の運動解析の結果、中枢神経系による運動制御においては、個々の関節や筋肉の運動ではなく、手先位置などの運動タスク達成に重要な特定の変数値が調節されていると結論づけた¹¹⁾。また、個々の関節運動などのばらつきは許容される一方で、その手先位置などへの影響を抑える関節間シナジーが働いていると考えた。UCM 解析は、このような Bernstein の考えに基づいて関節間シナジーを定量化することによって、神経系が運動タスク遂行のために重視している変数を探る手法として提案されたものである³⁾。本研究における歩行運動の解析結果に関しても、関節間シナジーがより強く働いていると判定される変数が、神経系によって特に重視されている変数と考えるならば、その変数は 1 歩行周期中に以下のように切り替わっていることになる。前期両脚支持期から片足支持期、すなわち踵接地から足底接地を経て踵がもち上がり始める時期においては、脚姿勢のばらつきや各関節角速度のばらつきが小さく、さらに関節間シナジーを活用することで股関節の水平速度が特に調整されている。足先で蹴り出しを行ない、足部をもち上げ、その後 MTC に至る後期両脚支持期から遊脚中期までは関節角のばらつきが大きくなる時期であるが、関節間シナジーによって股関節に対する足先高さのばらつきが特に抑えられている。MTC の後に足先をもち上げて踵接地に至る遊脚終期においては、関節間シナジーによって股関節に対する踝の鉛直速度のばらつきが抑えられている。すなわち、以上の結果は、神経系により特に重視されている変数が、股関節の水平速度、足先の高さ、踝の鉛直速度と切り替わっていることを示唆する。また、後期両脚支持期において、股関節の高さだけでなく、水平位置・速度や鉛直速度を調整する関節間シナジーの値も大きかったことは、この時期における股関節軌道の調整が歩行の安定化に重要であることを示唆する。

足関節運動は、遊脚終期における関節間シナジーには寄与しないが、片足支持期において、股関節の水平方向の速度の調整にほかの関節と同程度に寄与をする。また、後期両脚支持期から遊脚中期にかけては、特に股関節の鉛直位置および鉛直速度を調整する関節間シナジーの形成に足関節が強く寄与する。足関節は、リンク長が短く足先位置や速度への影響が比較的小さい足部を動かす関節ではあるが、股関節や足先の位置・速度を調整する関節間シナジーの形成に重要であることをこれらの結果は示す。

Ivanenko ら^{12), 13)}や増田¹⁴⁾らは歩行中の筋電解析により、励起される筋群が前期両脚支持期、片足支持期後半、後期両脚支持期、遊脚初期、遊脚終期と時期によって切り替わっていることを報告している。本研究結果は、このような時期に応じた筋群の切り替えとはほぼ同時期に、特に制御すべき変数およびその調整のための関節間シナジーの形成機序に切り替わりが起きている可能性があることを示唆する。一方で、中枢神

経系が歩行中につま先や踝関節位置など各部位からの感覚情報に基づくフィードバック制御を行っており、そのフィードバックゲインが歩行相に応じて滑らかに変化することで、関節間シナジーが切り替わっているように見える可能性もある。歩行中の関節間シナジーの変化がいずれの原因によるかを本解析結果から判断することは困難であるが、今後たとえば歩行中の筋活動がつま先位置などのどの量を制御しているかを解析することで明らかにできる可能性がある。

Toyota らはシミュレーション実験により受動歩行ロボットの歩行中の関節間シナジーを解析し、その特徴にヒトで観察される関節間シナジーと共通点があると報告している^{15), 16)}。具体的には、後期両脚支持期における関節間シナジーは骨格構造の影響を強く受けており、MTC における関節間シナジーは神経系と骨格構造の両者により形成されている可能性が高いことを示している。つまり、歩行中の関節間シナジーは筋骨格系と中枢神経系の相互作用によって生じていると考えられる。歩行中の関節間シナジーの形成に神経系と筋骨格構造がいかに寄与しているのかについても、今後筋活動と関節間シナジーの関連を調べることによって明らかにできる可能性がある。いずれにしても、このような関節間シナジーの動的な変化の存在は、ヒトの歩行における運動制御が、個々の関節軌道に目標値を設定するような伝統的な制御工学の手法に則ったものではなく、Bernstein が述べたように特に重要な変数値の調整のために複数の関節を連動させるものであることを示唆する。

謝辞 本研究は JSPS 科研費 25282183, 26280101, 15H06821 の助成を受けたものです。

参 考 文 献

- 1) N. Dominici, Y.P. Ivanenko and F. Lacquaniti: Control of foot trajectory in walking toddlers: Adaptation to load changes, *J. Neurophysiol.*, **97**-4, 2790/2801 (2007)
- 2) 岡本, 岡本: 筋電図からみた歩行の発達, 歩行開発研究所 (2007)
- 3) J.P. Scholz and G. Schöner: The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task, *Exp. Brain Res.*, **126**-3, 289/306 (1999)
- 4) J. Nishii, Y. Hashizume, S. Kaichida, H. Suenaga and Y. Tanaka: Constraint and exploitation of redundant degrees of freedom during walking, *Robot. Auton. Syst.*, **60**-5, 679/684 (2012)
- 5) 垣内田, 橋爪, 西井: 関節間シナジーに着目した歩行のコツの発見, 電子情報通信学会論文誌, **J98-D-7**, 1108/1117 (2015)
- 6) J. Perry: ベリー歩行分析—正常歩行と異常歩行, 医歯薬出版 (2007)
- 7) V. Krishnan, N.J. Rosenblatt, M.L. Latash and M.D. Grabiner: The effects of age on stabilization of the medio-lateral trajectory of the swing foot, *Gait & Posture*, **38**-4, 923/928 (2013)
- 8) N.J. Rosenblatt, C.P. Hurt, M.L. Latash and M.D. Grabiner: An apparent contradiction: increasing variability to achieve greater precision?, *Exp. Brain Res.*, **232**-2, 403/413 (2014)
- 9) Y.P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R.E. Poppele and F. Lacquaniti: Modular control of limb movements during human locomotion, *J. Neurosci.*, **27**-41, 11149/11161 (2007)

- 10) E. Papi, P.J. Rowe and V.M. Pomeroy: Analysis of gait within the uncontrolled manifold hypothesis: Stabilisation of the centre of mass during gait, *J. Biomech.*, **48**-2, 324/331 (2014)
- 11) N.A. Bernstein: *The Coordination and Regulation of Movements*, Pergamon Press London (1967)
- 12) Y.P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R.E. Poppele and F. Lacquaniti: Coordination of locomotion with voluntary movements in humans, *J. Neurosci.*, **25**-31, 7238/7253 (2005)
- 13) Y.P. Ivanenko, R.E. Poppele and F. Lacquaniti: Motor control programs and walking, *The Neuroscientist*, **12**-4, 339/348 (2006)
- 14) 増田, 富田, 船戸, 青井, 土屋: 特異値分解によるヒトの歩行・走行運動の時空間パターン解析, 第 23 回自律分散シンポジウム資料, 263/268 (2011)
- 15) S. Toyota, S. Kaichida, Y. Hashizume and J. Nishii: Leg joint synergy emerged from the body dynamics during walking, *2012 IEEE Int. Conf. on Sys., Man and Cybern.*, 484/489 (2012)
- 16) 豊田, 垣内田, 西井: 二足歩行の脚関節間シナジーにおける身体性の寄与, 電子情報通信学会技術研究報告, **113**-382, 49/54 (2014)

[著 者 紹 介]

橋 爪 善 光

2007 年山口大学大学院理工学研究科博士前期課程自然情報科学専攻修了。修士 (理学)。2013 年同大学大学院理工学研究科博士後期課程自然科学基盤系専攻単位取得退学。2013 年慶友整形外科病院臨床科学研究員。2014 年山口大学大学院理工学研究科技術補佐員。2016 年九州情報大学経営情報学部講師、現在に至る。

垣内田 翔 子

2010 年山口大学大学院理工学研究科博士前期課程物理・情報科学専攻修了。2015 年山口大学大学院理工学研究科博士後期課程自然科学基盤系専攻単位取得退学。2015 年博士 (理学)。2015 年鹿児島工業高等専門学校電気電子工学科助教、現在に至る。

西 井 淳 (正会員)

1992 年東京大学大学院工学系研究科計数工学専攻修士課程修了。96 年博士 (工学)。92 年東京大学工学部助手。その後理化学研究所基礎特別研究員を経て、現在山口大学大学院創成科学研究科教授。電子情報通信学会、日本ロボット学会、日本神経回路学会、人工知能学会の会員。