

# 博 士 論 文

## 歩行における下肢関節間シナジীর 形成機序とその働き

Formation and function of leg joint synergies during walking

平成 29 年 3 月

橋爪 善光

山口大学大学院理工学研究科

# 目次

第 1 章	はじめに	3
第 2 章	UCM 解析	7
2.1	序論	7
2.2	UCM 解析の方法	8
第 3 章	歩行中の関節間シナジースの解析	11
3.1	序論	11
3.2	計測手法	11
3.3	結果と考察	12
3.3.1	股関節に対する足先位置のばらつきを抑える関節間シナジース	13
3.3.2	股関節に対する足先速度のばらつきを抑える関節間シナジース	14
3.4	まとめ	15
第 4 章	歩行中の関節間シナジースの加齢による変化	19
4.1	序論	19
4.2	手法	20
4.3	結果	21
4.3.1	両脚支持期	22
4.3.2	片足支持期・遊脚期	22
4.4	考察	26
4.4.1	関節間シナジースの加齢による変化	26
4.4.2	関節角のばらつきに加齢による変化	26
4.5	まとめ	27
第 5 章	歩行中の各時期に応じた関節間シナジースの切り替わり	29
5.1	序論	29
5.2	手法	30
5.2.1	3 関節間シナジースと 2 関節間シナジースの解析手法	30

5.2.2	統計処理 . . . . .	31
5.3	結果と考察 . . . . .	31
5.3.1	前期両脚支持期, 片足支持期 . . . . .	32
5.3.2	後期両脚支持期 . . . . .	34
5.3.3	遊脚期 . . . . .	36
5.4	まとめ . . . . .	37
<b>第 6 章</b>	<b>歩行中の関節間シナジーの形成における各関節の寄与</b>	<b>41</b>
6.1	序論 . . . . .	41
6.2	手法 . . . . .	41
6.3	結果と考察 . . . . .	42
6.3.1	前期両脚支持期, 片足支持期 . . . . .	42
6.3.2	後期両脚支持期 . . . . .	45
6.3.3	遊脚期 . . . . .	49
6.4	まとめ . . . . .	53
<b>第 7 章</b>	<b>むすび</b>	<b>61</b>
付録 A	位置に注目した関節間シナジーの被験者間平均の時間推移	63
付録 B	速度に注目した関節間シナジーの被験者間平均の時間推移	69
付録 C	位置に注目した関節間シナジーの各被験者ごとの時間推移	75
付録 D	速度に注目した関節間シナジーの各被験者ごとの時間推移	83
	謝辞	89
	参考文献	91

# 第 1 章

## はじめに

ヒトは、1歳すぎ頃から二足歩行をし始める。幼少期においては転倒も多いが、その後年齢を重ねるにつれて転倒が減るという意味で安定した歩行を獲得してゆく。単に歩行の回数が多ければ多いほど習熟していくというわけではない。例えば、さらに年齢を重ね、高齢者になると若年者に比べると転倒頻度が増え歩行が不安定になる。実際、高齢者の転倒の多くが歩行中に生じており [1, 2], 転倒理由の多くはつまずきやスリップであるという報告がある [3, 4]. 転倒の少ない安定した歩行を実現するために、生体は下肢をどのように制御しているのだろうか。

生体の運動は伝統的なロボット工学で用いられてきた各関節ごとに目標軌道を決定して学習しているのではないと近年報告されている。ロシアの生理学者 Bernstein は熟練工の動作解析を行い、「熟練した鍛冶屋は正確に一定の位置を槌で打つにも関わらずその関節軌道にはばらつきがある」と述べ、生体の運動には注意が払われている点とそうでない点があり、脳は初期姿勢や運動中の外乱に応じた適切な解を豊富な身体自由度を利用して臨機応変に引き出していると考察した [5]. つまり、熟練工は槌を打つポイントのばらつきを抑えるように、腕の各関節間を連携させていることを意味する。このような関節間の連携が運動中のいつこの関節によって生じ、その連携によってどのような量のばらつきが抑えられているかを探ること、つまり運動中に注意が払われているポイントと注意の払われていないポイントを調べることは、その運動のコツを調べることに繋がると考えられる。健常な成人の歩行中の下肢関節軌道においても一歩ごとにばらつきが観察される。したがって、歩行においてもヒトがどのようなポイントで下肢の関節を連携させて、どのような量のばらつきを抑えているかを調べることは、ヒトが歩行中の下肢制御をどのように行っているかを探る手がかりとなるはずである。

歩行中の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、関節間の連携度合いを調べることのできる Uncontrolled Manifold (UCM) 解析 [6] や主成分分析などを用いて推定する研究が近年報告されている。たとえば、Black らは接地時の頭部の位置や重心位置の毎歩ごとのばらつきを抑える全身の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）が働いている



ことを報告しており [7], Papi らは立脚期において重心位置のばらつきを抑える下肢の関節間シナジーが働いていることを報告している [8]. また, 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 [9, 10].

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 [11]. そこで垣内田らは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下肢の各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っているかを UCM 解析を用いて調べ, 重心移動や体幹の姿勢維持に重要な後期両脚支持期や, つまづきが生じやすい 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な関節間シナジーが生じていることを明らかにした [12, 13]. Ivanenko らが述べたように歩行における足先位置の制御は後期両脚支持期や MTC の時期において重要であったが, その他の時期において足先位置を調整する関節間シナジーはあまり働いていなかった. 足先位置の制御は重要なパラメータでないのだろうか. 例えば接地の瞬間など踵部が地面に接地し足先部は宙に浮いている時期もある. このような時期には足先ではなく踵部の位置調整が重要である可能性がある. また歩行においては位置の制御だけでなくその速度の制御も重要であると考えられる. したがって, 歩行中に足先位置を調整する関節間シナジーがあまり働いていない時期において, 足先速度を調整したり踵部の位置を調整する関節間シナジーが働き, 歩行周期中にそのような関節間シナジーが切り替わっているという可能性がある. 実際, 歩行中の筋活動パターンにおいて接地前後, 立脚期後半, 後期両脚支持期, 蹴りだし前後, 遊脚終期と, 働く筋群が切り替わっていることが報告されているが [14, 15, 16], 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切り替わっている可能性については検討されていない.

歩行周期中に制御すべき重要なポイントが切り替わっていたとして, それらの制御に主にどの関節が関わっているのか, を明らかにすることは安定した歩行を実現するための歩行のコツを知るための重要な手がかりとなる. これまでの関節間の連携に注目した研究においては, 連携によって制御されている量を推定するものであったが, その量の調整に各関節がどのように関わっているのかについては検討されていない. このような点を明らかにすることは, 単に安定した歩行を実現するためのコツを調べるだけでなく, 何らかの疾患によって歩行が不安定になった患者のリハビリテーションや高齢者の転倒予防トレーニングにつながると考えられる. そこで本研究では, 下肢の関節間シナジーに注目し, ヒトが下肢をどのように制御し安定した歩行を実現しているかを明らかにするために, (1) 歩行中の関節間シナジーに加齢による変化はあるか, (2) 関節間シナジーによって制御されている量は歩行中の時期に応じて異なるのか, (3) 歩行中の関節間シナジーの形成において下肢のどの関節が特に寄与しているかを検討した. 本論文では, 第2章で本研究全体に渡って使用する UCM 解析について解説し, その後第3章で下肢関節間シナジーが自然歩行中にどの

---

ように働いているかについて、第 4 章で高齢者歩行の解析をし、関節間シナジーに加齢による変化があるのかについて検討し、第 5 章では歩行中の各時期に応じた下肢関節間シナジーの切り替わりの可能性について、第 6 章において関節間シナジーの形成に下肢の各関節がどのように関わっているかについて検討する。



## 第 2 章

# UCM 解析

### 2.1 序論

マニピュレータの制御では各関節軌道をあらかじめ決めて目標の運動を実現する。一方で生体の運動制御においては、前章で述べた Bernstein が鍛冶屋の動作解析を行い関節間の連携について考察したエピソードのように、個々の関節軌道を決めておらず、特に重要視されている制御量がある。生物の運動制御の基本的な仕組みを探る手法として Scholz と Schöner が発表した Uncontrolled Manifold (UCM) 解析がある [6]。これは例えば、生体は槌を打つポイントのようなその運動において特に重要な制御量であるパフォーマンス変数が目標値になるという拘束の下で、腕の各関節角のような冗長な制御変数のばらつきを許容しているという考え方である。具体的には、各関節角のばらつきは何の拘束もなければ目標軌道の周辺で等方的に分布するはずであるが、実際の運動中の関節軌道のばらつきは等方的でない場合がある。このばらつきの分布の偏りが重要な制御量を目標値にするための神経系の作用によるという考え方である。つまり、神経系の作用が何も無い場合にはばらつきが等方的に分布するという仮定の下で、実際の分布の偏りが神経系の作用によるものであるという仮説形成をした。この仮説では、神経系の作用が何もなければ各関節のばらつきは同様に生じるはずでありばらつきの分布は等方的に広がることを前提条件として仮定しているが、神経系が作用していない場合の真のばらつきの分布は明らかでない。例えば、ばらつきの分布の偏りが筋骨格系の構造によってもたらされる可能性もある。しかしこの前提を認めることで神経系が重要視している制御量を推定することが可能となる。本研究では Scholz と Schöner が提案した UCM 解析を歩行に適用し、歩行中に神経系が重視している制御量を推定する。本章では UCM 解析の本研究における具体的な手法について述べる。

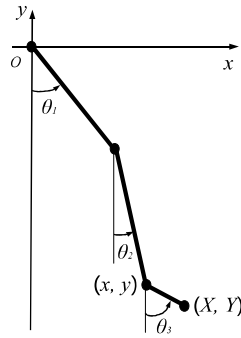


図 2.1 関節角度の定義.  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  はそれぞれ鉛直線と大腿, 下腿, 足部のなす角として定義する.  $(X, Y), (x, y)$  はそれぞれ足先 (第五中足骨) および外果の位置を示す.

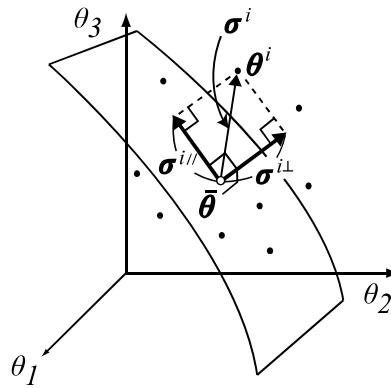


図 2.2 UCM の視点によるばらつきの解析. 各軸は関節角度を表し, 図中の黒丸  $\theta^i(t) (i = 1, \dots, N)$  は歩行周期中のある瞬間の  $N$  歩分のデータ点を示す. 白丸は  $N$  歩の平均角度  $\bar{\theta}(t)$  を表し, 曲面は足先高さ  $Y(t)$  が同じになる関節角の組み合わせである UCM を表す.  $\sigma^{i||}(t), \sigma^{i\perp}(t)$  は, それぞれ UCM との偏差の平行および直行成分を示す ( $\sigma^i(t) = \theta^i(t) - \bar{\theta}(t)$ ).

## 2.2 UCM 解析の方法

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 (図 2.2). 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  $\boldsymbol{\theta} = (\theta_1, \theta_2, \theta_3)$  を, それぞれ鉛直線と大腿, 下腿, 足部が成す角と定義した (図 2.1). 股関節に対する足先の高さ  $Y$  は次式で与えられる.

$$Y = -l_1 \cos \theta_1 - l_2 \cos \theta_2 - l_3 \cos \theta_3. \quad (2.1)$$

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  $\bar{\boldsymbol{\theta}}(t) = (\bar{\theta}_1(t), \bar{\theta}_2(t), \bar{\theta}_3(t))^T$  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,  $Y(\boldsymbol{\theta}(t)) = Y(\bar{\boldsymbol{\theta}}(t))$  を満たす関節角度  $\boldsymbol{\theta}(t)$  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  $\hat{\boldsymbol{e}}_Y^\perp(\bar{\boldsymbol{\theta}}(t)) = \nabla_{\boldsymbol{\theta}} Y(\bar{\boldsymbol{\theta}}(t)) / |\nabla_{\boldsymbol{\theta}} Y(\bar{\boldsymbol{\theta}}(t))|$  を用いると, 第  $k$  歩行周期の関節角  $\boldsymbol{\theta}^k(t) = (\theta_1^k(t), \theta_2^k(t), \theta_3^k(t))^T$  の偏差  $\boldsymbol{\sigma}^k(t) = \boldsymbol{\theta}^k(t) - \bar{\boldsymbol{\theta}}(t)$  の UCM に垂直なベクトル成分 (ORT 成分)  $\boldsymbol{\sigma}_Y^{\perp k}(t)$  と, UCM 方向のベクトル成分 (UCM 成分)  $\boldsymbol{\sigma}_Y^{\parallel k}(t)$  はそれぞれ次式で与えられる.

$$\begin{cases} \boldsymbol{\sigma}_Y^{\perp k}(t) = (\boldsymbol{\sigma}^k(t) \cdot \hat{\boldsymbol{e}}_Y^\perp(t)) \hat{\boldsymbol{e}}_Y^\perp(t) \\ \boldsymbol{\sigma}_Y^{\parallel k}(t) = \boldsymbol{\sigma}^k(t) - \boldsymbol{\sigma}_Y^{\perp k}(t). \end{cases} \quad (2.2)$$

ここで, 前者  $\boldsymbol{\sigma}_Y^{\perp k}(t)$  は足先高さ  $Y$  に影響を与えるばらつき成分を, 後者  $\boldsymbol{\sigma}_Y^{\parallel k}(t)$  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.

$$\begin{cases} \sigma_Y^{\perp 2}(t) = \frac{1}{(d-d^\parallel)N} \sum_{k=1}^N |\boldsymbol{\sigma}_Y^{\perp k}(t)|^2 \\ \sigma_Y^{\parallel 2}(t) = \frac{1}{d^\parallel N} \sum_{k=1}^N |\boldsymbol{\sigma}_Y^{\parallel k}(t)|^2. \end{cases} \quad (2.3)$$

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 [8] や垣内田ら [13] と同様に次式で定義する.

$$S_Y(t) = \frac{\sigma_Y^{\parallel 2}(t) - \sigma_Y^{\perp 2}(t)}{\sigma_Y^{\parallel 2}(t) + \sigma_Y^{\perp 2}(t)}. \quad (2.4)$$

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 上のみ分布する場合には  $S_Y = 1$  となる.



## 第 3 章

# 歩行中の関節間シナジীর解析

### 3.1 序論

第 1 章で述べたように, 近年関節間の連携に着目し, 歩行中のどのような量が重要な制御量であるかを UCM 解析や主成分分析などを用いて推定する研究が近年行われ, ステップ幅の一步ごとのばらつきや [9, 10], 接地時の頭部や重心位置 [7], 立脚中の重心位置の一步ごとのばらつき [8] を抑えるように下肢や全身の関節間が連携しているという報告がある. また, Ivanenko らは主成分分析により下肢関節間の連携を調べ, 股関節に対する足先位置がヒトの中における重要な制御量であると述べている [11]. Bernstein による生体の運動には注意を払われている点とそうでない点があるという考察より, ヒトは歩行中に股関節に対する足先位置に注意を払っている可能性がある. そこで Nishii らや垣内田らは股関節に対する足先位置のばらつきを抑える関節間シナジীরが歩行周期中のいつどの瞬間に働いているかを健常な成人のトレッドミル歩行時における下肢関節の矢状面内の軌道を解析し, 後期両脚支持期には足先に対する股関節位置の, 遊脚中期に足先が地面に最も近づく MTC の瞬間には股関節に対する足先高さのばらつきを抑える関節間シナジীরが働いていることを明らかにした [12, 13]. しかし, 前期両脚支持期や片足支持期などにおいては足先に対する股関節位置のばらつきを抑える関節間シナジীরは働いていないと報告している. 立脚期間においてトレッドミル歩行では身体を前に運ばずにベルトに流されるという戦略をとることも可能であるため, 自然歩行とは異なる結果となった可能性もある. そこで本章では健常な成人の自然歩行中の股関節に対する足先位置および速度のばらつきを抑える下肢関節間シナジীরが歩行周期中のいつどのように働いているか, その時間推移について 2 章で説明した UCM 解析を用いて調べた.

### 3.2 計測手法

被験者は歩行に影響を与える既往歴のない健常な若年者 12 名 (男女各 6 名,  $21.8 \pm 2.2$  歳, 身長  $164.5 \pm 8.7$  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



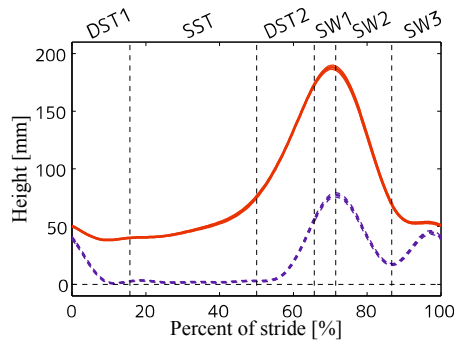


図 3.1 外果および足先高さの時間推移の全被験者間平均値と 95% 信頼区間 (CI). 横軸は 1 歩行周期を 100% に正規化した時刻を表し, 縦の破線は左から片足支持期, 後期両脚支持期, 遊脚初期, 遊脚中期, 遊脚終期の始まりを示す. 赤色実線, 青色破線はそれぞれ外果および足先マーカの時間推移を表す.

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, サンプル周波数 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 ( $N = 40$ , 1 名のみ  $N = 30$ ) 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.

### 3.3 結果と考察

図 3.1 に踝と足先の高さの平均値と 95% 信頼区間 (CI) 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持ち上がり, 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) においては足部が持ち上がり, 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) では足先が持ち上がって時刻 100% において踵接地する. 以上の歩行 1 周期における関節間シナジの時間推移について以下で述べる.

### 3.3.1 股関節に対する足先位置のばらつきを抑える関節間シナジー

図 3.2 にそれぞれ股関節に対する足先の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーの解析結果を示す。図中の太線はそれぞれ全被験者の平均値、細線はその 95 % 信頼区間を示し、各図の (a) における横破線は F 検定により 5 % の有意水準で分散の UCM 成分  ${}_3\sigma_i^{\parallel 2}$  ( $i \in \{X, Y\}$ ) が ORT 成分  ${}_3\sigma_i^{\perp 2}$  より有意に大きいと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  ${}_3\sigma_i^{\parallel 2}$  と  ${}_3\sigma_i^{\perp 2}$  が等分散であるという帰無仮説が  $p = .05$  で棄却される分散比 (F 値) を求めた。つぎに  ${}_3\sigma_i^{\parallel 2}$  と  ${}_3\sigma_i^{\perp 2}$  がこの分散比をとるときの  ${}_dS_i$  の値を式 (2.4) 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。横軸はそれぞれ歩行周期を表し、縦の点線は 0 % で接地し左から前期両脚支持期、片足支持期、後期両脚支持期、MTC の瞬間の平均時刻を表す。

前期両脚支持期においては足先に対する股関節の水平方向、および鉛直方向のばらつきを抑える関節間シナジー ( ${}_3S_X, {}_3S_Y$ ) いずれも基準値を下回っている (図 3.2(a)(d))。つまり、この時期に足先に対する股関節位置のばらつきを抑える関節間シナジーは働いていない。この時期は歩行周期の中では比較的ばらつきが小さい時期になっている (図 3.2(b)(c)(e)(f))。したがって、前期両脚支持期は関節間シナジーで股関節位置を調節するよりもむしろ一歩ごとの下肢の姿勢のばらつきを抑えて毎歩ごとの同じ姿勢をとるように下肢を制御しているといえる。その対側にあたる後期両脚支持期においてはいずれの関節間シナジーも基準値を超えている (図 3.2(a)(d))。したがって、後期両脚支持期では足先に対する股関節位置のばらつきを抑える関節間シナジーによって毎歩ごとの股関節位置を調整している。特に股関節高さのばらつきを抑える関節間シナジーの評価値が高いことから、後期両脚支持期において股関節の高さのばらつきを特に調整していると考えられる。両脚が地面に接している両脚支持期は体幹位置の調整を行い歩行の安定性を高めるために重要な時期である。接地の衝撃を伴う前期両脚支持期側の脚は一歩ごとのばらつきを抑える一方で、遊脚前の後期両脚支持期側の脚では関節間シナジーを活用して股関節位置を調整していることを以上の結果は示している。

片足支持期においては、前期両脚支持期同様関節角度のばらつきが比較的小さい値をとっており、片足支持期後半に向けて徐々に増加している (図 3.2(b)(c)(e)(f))。つまりこの時期前半では下肢は毎歩ごとに同じ姿勢をとっている。同期間において股関節の水平位置のばらつきを抑える関節間シナジーの評価値は基準値付近を推移し (図 3.2(a))、股関節高さのばらつきを抑える関節間シナジーはばらつきの増加に伴って単調増加しており、片足支持期の終わり頃には基準値を超えている (図 3.2(d))。つまり、片足支持期前半では姿勢のばらつきを抑えて股関節を前方に移動させ、後半では足先に対する股関節高さのばらつきを抑える関節間シナジーが働かせて対側の接地に備えていると考えられる。その対側にあたる遊脚期では股関節に対する足先の水平位置のばらつきを抑える関節間シナジー

は基準値を下回っているが、足先高さのばらつきを抑える関節間シナジは MTC 過ぎまで基準値を上回り、MTC 付近で極大値をとる (図 3.2(a)(d))。その後足先高さのばらつきを抑える関節間シナジは減少していくが (図 3.2(a)(d))、関節角のばらつきも減少し一歩ごとの下肢の姿勢のばらつきが抑えられて接地する (図 3.2(b)(c)(e)(f))。つまり遊脚期においては、前半は関節間シナジを活用して股関節に対する足先高さのばらつきを抑え、特に足先が地面に最も近づく MTC のタイミングで関節間シナジが強く働き足先高さのばらつきを抑えてつまづきを防いでいると考えられる。足を振りぬいたあとは姿勢のばらつきを抑えて接地する。これは同じ姿勢で接地することで接地の衝撃のばらつきを抑えていると考えられる。

以上の歩行周期全体にわたる特徴は垣内田らのトレッドミル歩行における特徴と一致する [13]。

### 3.3.2 股関節に対する足先速度のばらつきを抑える関節間シナジ

図 3.3 に若年者におけるそれぞれ股関節に対する足先の水平・鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジの解析結果を示す。

前期両脚支持期、片足支持期、後期両脚支持期の立脚期全体に渡って足先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が基準値を超えている (図 3.3(a))。つまり、立脚期全体において足先に対する股関節の水平速度のばらつきを抑えるように関節間シナジが働いていることをこの結果は示す。それに対して足先に対する股関節の鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジの評価値は前期両脚支持期から片足支持期の途中までは基準値を下回っているが、後期両脚支持期では基準値を上回っている (図 3.3(d))。以上の結果は、立脚期全体に渡って股関節の水平速度のばらつきを関節間シナジを活用して抑えつつ、遊脚に向かう後期両脚支持期では股関節の鉛直速度のばらつきを関節間シナジによってさらに抑えていることを示す。

遊脚期では蹴りだした直後は股関節に対する足先の水平速度のばらつきを抑える関節間シナジが基準値を超え、その後減少していくが MTC 過ぎに再び基準値を超えて基準値付近の値をとり接地する。足先の鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジは遊脚期前半は基準値付近の値をとっているが、MTC のタイミングで基準値を超え極大値をとる。MTC のタイミングで鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジが働いているが、この瞬間において足先の鉛直速度は 0 となるタイミングである。したがって、MTC のタイミングがずれないように同じタイミングで足先を振りぬくように足先の鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジが働いていると考えられる。その後は接地に向けて足先の鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジは減少していく。つまり、蹴りだしたあと遊脚期前半では足先の水平速度のばらつきを抑え、MTC のタイミングがばらつかないように MTC 付近で足先の鉛直速度のばらつきを抑えるように関節間シナジが働いている。その後接地に向けて衝撃を抑えるように鉛直速度のばらつきが抑えられていると考えられるが、実際

には鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーは働いていなかった。この理由として考えられるのは、接地の瞬間では足先はまだ地面から浮いており踵を接地する。したがって、接地の衝撃のばらつきを抑える制御をするためには、股関節に対する足先の速度ではなく、踵の速度を制御するべきで、足先速度を制御しても接地の衝撃に直接関係していないためであると考えられる。

### 3.4 まとめ

本章では健常な成人の自然歩行中の股関節に対する足先位置および速度のばらつきを抑える下肢関節間シナジーが歩行周期中のいつどのように働いているか、その時間推移についてUCM解析を用いて調べた。その結果、前期両脚支持期から片足支持期においては一歩ごとのばらつき自体が小さい時期であるが、足先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が働いていた。つまり、一歩ごとの姿勢のばらつきを抑えつつ、さらに関節間シナジーによって身体を前に運ぶ歩行速度の一歩ごとのばらつきを抑えているといえる。また、後期両脚支持期では足先に対する股関節の水平位置、高さ、水平速度、鉛直速度の全ての関節間シナジーが基準値を超える瞬間があり、いずれも極大値を取った。特に股関節高さのばらつきを抑える関節間シナジーが強く働いていた。つまり、後期両脚支持期における股関節位置の調整は安定した歩行を実現するために必要であると考えられる。遊脚初期から遊脚中期にかけては股関節に対する足先高さのばらつきを抑える関節間シナジーが強く働いていた。この時期は足を蹴りあげその後振り下ろす時期であり、足先高さのばらつきを抑えることでつまずきを防いでいると考えられる。接地に向かう遊脚終期では関節角のばらつきが減少しており、接地の瞬間の一歩ごとの姿勢のばらつきを抑えていた。つまり、接地時の衝撃のばらつきを抑えるために毎歩ごとに同じ姿勢で接地するように下肢を制御していると考えられる。以上の結果は、歩行中の時期に応じて歩行速度、股関節位置、足先高さ、接地時の下肢姿勢と制御される重要な量に変化している可能性を示唆する。

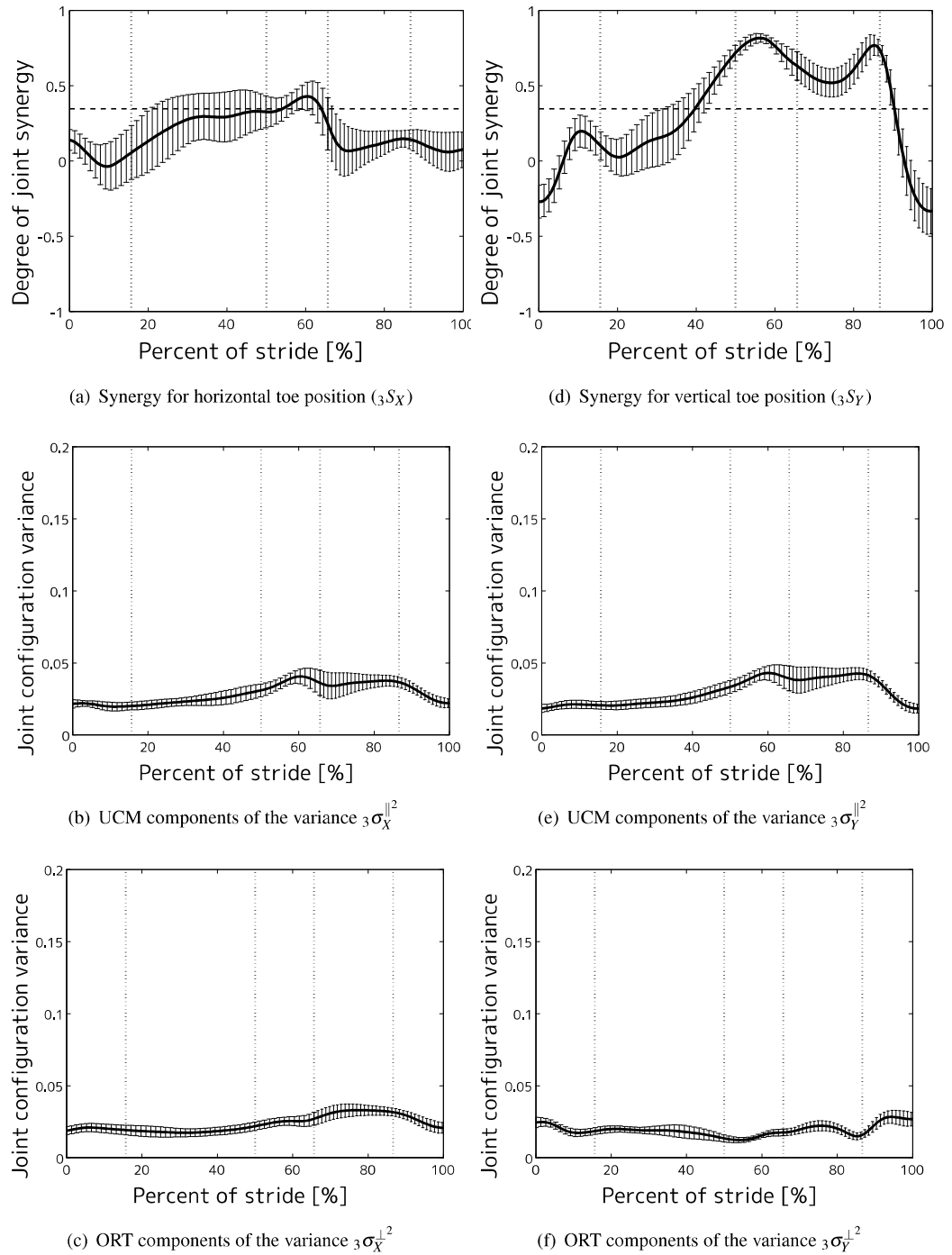


図 3.2 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値の時間推移。(a)(d) は関節間シナジー ( ${}_3S_X$ ,  ${}_3S_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( ${}_3\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  ${}_3\sigma_Y^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( ${}_3\sigma_X^{\perp 2}$ ,  ${}_3\sigma_Y^{\perp 2}$ ) を表す。図中の太線および細線はそれぞれ全被験者間の平均と 95%CI を表す。各図の横軸は 1 歩行周期を正規化した時刻を表し、時刻 0% は注目脚が接地した瞬間を表す。縦の点線は左から順に片足支持期、後期両脚支持期、遊脚期の開始点と MTC の時刻を表す。(a)(d) における横破線は  $\sigma^{\parallel 2}$  が  $\sigma^{\perp 2}$  より F 検定により  $p = .05$  で有意に大きいと判定できる基準値を示す。

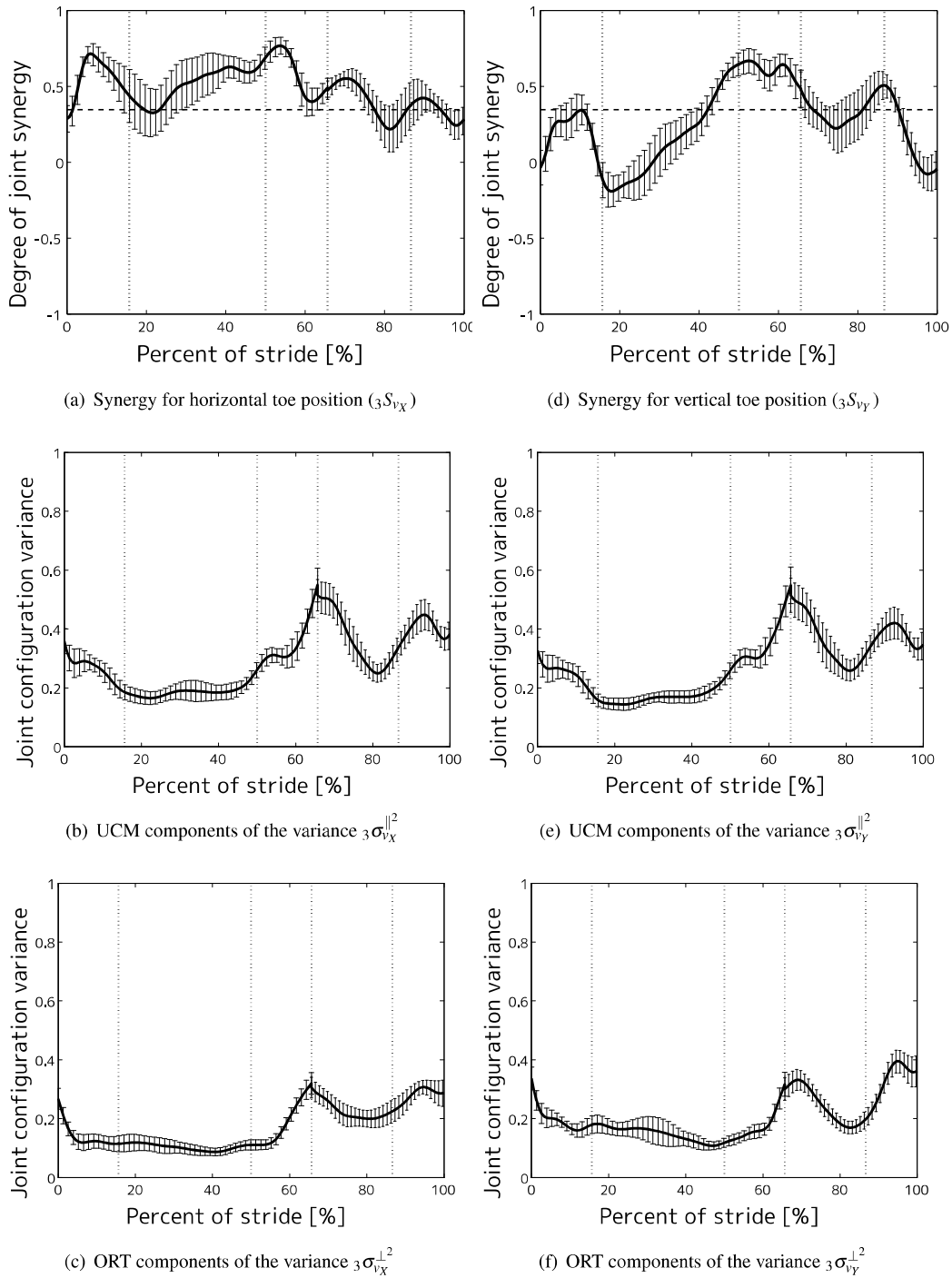


図 3.3 股関節に対する足先の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値の時間推移。(a)(d) は関節間シナジー ( ${}_3S_{v_x}$ ,  ${}_3S_{v_y}$ ), (b)(e) は関節角速度のばらつきの UCM 成分 ( ${}_3\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$ ,  ${}_3\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( ${}_3\sigma_{v_x}^{\perp 2}$ ,  ${}_3\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ) を表す。図中の各線は図 3.2 を参照。



## 第4章

# 歩行中の関節間シナジーの加齢による変化

### 4.1 序論

高齢者の転倒の多くが歩行中に生じており [1, 2], 転倒理由の多くはつまずきやスリップであるという報告がある [3, 4]. 健常若年者の遊脚期における足部クリアランスは二峰性の軌道を取り [22], 遊脚中期において極小値をとる. この極小値のことを Minimum Toe Clearance (MTC) や Minimum Foot Clearance などといい, 歩行時におけるつまずきやすさを表す有用なパラメータの1つとして注目されている [23, 24]. 例えば, Mills らは MTC における高齢者の足先高さの毎歩ごとのばらつきが若年者に比べて大きく, 足先高さのばらつきの大きさには膝関節角度や足関節角度のばらつきと正の相関があると報告している [25]. 近年, 歩行時の各身体部位の運動がいかに相関しているかに注目し, その加齢による変化を調べる研究が進められている. 例えば, 高齢者は歩行中の下肢の関節間の運動の相関が顕著に弱まり [26], 外乱を受けたあとの重心動揺が長時間続き [27, 28], 骨盤と体幹部の運動の位相関係が加齢によって変化している [29] という報告があり, これらが歩行の安定性の低下の要因となっているとそれぞれ考察されている.

さらに各身体部位の運動の相関が, 例えば重心位置などのどのような運動パラメータを制御するために生じているのかという視点の研究も近年行われている. 本研究ではこのような関節間の連携機序のことを関節間シナジーと呼ぶ. Papi らは若年者の歩行では立脚期において下肢の関節間シナジーが働き, 重心位置のばらつきを抑えていると報告している [8]. また Nishii らや垣内田らは, 股関節に対する足先位置や高さのばらつきを抑える股, 膝, 踝の各関節間の関節間シナジーが後期両脚支持期や MTC のタイミングにおいて強く働くと報告している [12, 13]. このような関節間シナジーは加齢によってどのように変化するのだろうか? Verrel らは歩行時のステップ長のばらつきを抑える関節間シナジーが加齢によって弱くなるが, ステップ幅や重心位置のばらつきを抑える関節間シナジーには変化がないと報告している [30]. Krishnan らは歩行中におけるステップ幅のばらつきを抑



える関節間シナジーの大きさに高齢者と若年者の間に有意差はなかったと報告している [9]. つまり, 関節間シナジーは加齢によって弱まる場合と変化しない場合とが存在する. これらの報告は, 例えば中枢神経系にとって重心位置が歩行制御における重要な要素であるといった重要な運動パラメータを推定する手がかりになる.

Mills らが報告するような MTC における足先高さのばらつきの加齢による増加は, 股関節に対する足先高さのばらつきを抑える関節間シナジーの形成機能の衰えに起因するのだろうか, それとも関節間シナジーの衰えではなく関節軌道のばらつきの増加に起因するのだろうか. もし関節間シナジーに変化がないのであれば, 例えばつまずきの防止には筋力や筋感覚の回復を狙うトレーニングが有効であろうが, 関節間シナジーに衰えがあるならば関節間の連携を形成する神経系の機能回復が必要である. すなわち, 足先高さのばらつきの原因を探ることは高齢者の転倒防止の方法を探る上でも重要である. また, 垣内田らは若年者の歩行において, 後期両脚支持期に足先に対する股関節位置のばらつきを抑える関節間シナジーが働いていたと報告しており [13], Ihlen らは後期両脚支持期において高齢者は関節間の運動の相関が弱っていると報告している [26]. 後期両脚支持期は重心移動や遊脚に入る下肢姿勢の調整をする上で重要である [19]. そこで, 本研究では高齢者歩行においてこのような関節間シナジーがどのように機能しているのか, またその加齢による変化を解明することを目的として, 高齢者と若年者の歩行解析を行った.

## 4.2 手法

若年被験者および高齢被験者はいずれも歩行に影響のある既往歴のない健常な女性 6 名とした (若年者:  $21.2 \pm 1.9$  歳, 高齢者:  $72.2 \pm 5.3$  歳). 高齢者及び若年者の身体パラメータを表 4.1 に示す. 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.

被験者の大転子, 膝, 外果, 第五中足骨それぞれの両側に反射マーカを貼付し, 自然歩行中の各関節軌道を計測した. 高齢被験者は全長 7.2 m の床反力計 (歩行解析測定システム, 共和電業) 上を自然歩行し, そのうち中央部 3.6 m の歩行時のマーカ位置を赤外線カメラ (MAC 3D System, Motion Analysis) により, サンプリング周波数 120 Hz で計測した. また, 若年被験者は全長 7.5 m の平地を自由歩行させ, そのうち中央部 4 m の歩行時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区間を数十往復させ, 被験者ごとに  $N$  歩 ( $N = 30$ , 高齢者 1 名のみ  $N = 22$ ) のデータを取得した. 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.

取得した関節軌道データの処理, 及び解析は 2 章と同様の方法で歩行中の関節間シナジーの時間推移を算出した.

表 4.1 各被験者群における身体パラメータの平均値と標準偏差.

variable	older	younger
Age (years)	72.2 (5.3)	19.4(1.2)
Height (cm)	150.7(6.8)	156.8(4.5)
Weight (kg)	54.5(9.6)	51.1(7.1)

### 4.3 結果

高齢者群及び若年者群における平均歩行速度はそれぞれ  $4.49 \pm 1.05$  km/hr,  $4.47 \pm 0.47$  km/hr で両群の歩行速度に有意差はなかった ( $p = .963$ , Cohen's  $d = .03$ , CI  $[-1.11, 1.16]$ ).

図 4.1 に高齢者群と若年者群の歩行時の関節間シナジーおよび関節角度の標準偏差の時間推移の結果を示す. 各図における (a)(d) はそれぞれ股関節に対する足先の水平位置及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーの大きさ ( $S_X, S_Y$ ), (b)(e) は足先の水平位置及び鉛直位置に影響を与えない関節角のばらつき成分 ( $\sigma_X^{\parallel^2}, \sigma_Y^{\parallel^2}$ ), (c)(f) は影響を与える関節角のばらつき成分 ( $\sigma_X^{\perp}, \sigma_Y^{\perp}$ ) の全被験者間平均値と標準偏差の時間推移を表す. 横軸は接地してから次に接地するまでの 1 歩行周期を正規化した時間を表し, 時刻 0 % から時刻約 60 % が立脚期, 約 60 % から 100 % は遊脚期を示す. 各図における太い実線は平均値, 細い実線は標準偏差を表し, 赤線が高齢者群, 青線が若年者群の結果を示す. 縦の点線は左から順に対側の離地, 接地, 注目側の離地, MTC の瞬間を表す. また, 図 (a)(d) における破線は  $\sigma^{\parallel^2}$  が  $\sigma^{\perp}$  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基準値を表す.

足先の水平位置および高さを調整する関節間シナジー ( $S_X, S_Y$ ) は前期両脚支持期において減少し, 後期両脚支持期で極大値をとる (図 4.1(a)(d)). つまり, 後期両脚支持期において股関節位置のばらつきを抑える関節間シナジーが働いている. 後期両脚支持期は対側に重心を移動させる期間であり [19], 股関節位置の調整は重心位置の調整やバランスをとるのに重要である. 遊脚期において, 関節間シナジー  $S_Y$  は MTC 付近で再び最大値をとり, 接地に向けて減少していく (Fig. 4.1(d)). つまり, 遊脚中期に足先が地面に最も近づく MTC のタイミングでは股関節に対する足先高さのばらつきを関節間シナジーによって抑えている. このように安定した歩行を実現するために重要なタイミングで関節間シナジーが観察された. これらの特徴は, 高齢者・若年者ともに全被験者において共通であり, 垣内田らの行ったトレッドミル上における若年者の歩行に関する解析結果とも一致する [13]. 以下では, 前期両脚支持期, 片足支持期, 後期両脚支持期, 遊脚期それぞれの期間および MTC の瞬間における関節間シナジーおよびばらつきの各成分を平均し, 高齢者群と若年者群の比較を行った.

### 4.3.1 両脚支持期

接地直後の前期両脚支持期（時刻 0 % から 10 % 付近）において、高齢者群・若年者群ともに股関節に対する足先の水平位置のばらつきを抑える関節間シナジー ( $S_X$ ) は有意水準の基準値を下回り（図 4.1(a)(d)）、すべてのばらつき成分 ( $\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  $\sigma_X^{\perp 2}$ ,  $\sigma_Y^{\parallel 2}$ ,  $\sigma_Y^{\perp 2}$ ) も減少し前期両脚支持期の終わり頃には 1 歩行周期の中では小さい値となっている（図 4.1(b)(c)(e)(f)）。その対側にあたる後期両脚支持期（時刻 50 % から 60 % 付近）においては、高齢者群・若年者群ともに姿勢のばらつきが大きく、関節間シナジー  $S_X$ ,  $S_Y$  はともに極大値を取る（図 4.1(a)(d)）。 $S_X$  に関しては全被験者中若年者 1 人を除いて有意水準の基準値を超えた瞬間があり、 $S_Y$  においては高齢者・若年者ともに全被験者が期間中基準値を超え続けていた。ばらつき成分では  $\sigma_Y^{\perp 2}$  を除く全ての成分が後期両脚支持期において極値をとった。また、関節間シナジーの評価値や各ばらつき成分いずれの値も高齢者と若年者の間に有意な差はなかった（表 4.2）。表 4.3 に後期両脚支持期における股関節高さの被験者間平均値と標準偏差を示す。各被験者のマーカ間距離で規格化した股関節高さにおいて高齢者よりも若年者の方が股関節高さが有意に高い結果となったが、股関節高さの標準偏差には有意差が無かった。これらの結果は、前期両脚支持期側の下肢では、関節間シナジーは弱い姿勢のばらつきが小さく、対側の後期両脚支持期側の下肢では姿勢のばらつきは大きい、関節間シナジーを活用することにより足先に対する股関節の位置、特に股関節高さのばらつきを抑えていることを示し、この時期において加齢による下肢制御の変化は見られなかった。

### 4.3.2 片足支持期・遊脚期

高齢者群・若年者群ともに片脚支持期（時刻約 10 % から 50 %）において  $S_X$  の平均値は有意水準の基準値より下を推移し（図 4.1(a)）、 $S_Y$  の平均値は低い値から上昇傾向で、対側の接地時（時刻約 50 %）には基準値を超えた（図 4.1(d)）。全てのばらつき成分 ( $\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  $\sigma_X^{\perp 2}$ ,  $\sigma_Y^{\parallel 2}$ ,  $\sigma_Y^{\perp 2}$ ) において片足支持期の前半では小さい値をとり、後半ではばらつきの UCM 成分 ( $\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  $\sigma_Y^{\parallel 2}$ ) が増加した（図 4.1(b)(c)(e)(f)）。これらの特徴は全被験者において共通しており、いずれの値も高齢者と若年者の間で有意差はなかった（表 4.4）。

対側の遊脚期において（時刻約 60 % から 100 %） $S_X$  の平均値は有意水準の基準値より下を推移したのに対し（図 4.1(a)）、 $S_Y$  は遊脚期の前半から基準値を超え、その後 MTC のタイミング付近で最大値をとる（図 4.1(d)）。そして遊脚期の終わりにかけて減少していく。これらの結果は全被験者で共通しており、MTC における足先高さのばらつきを関節間シナジーによって抑えていることを示す。また、遊脚期における関節間シナジーの評価値や各ばらつき成分においても高齢者群と若年者群の間に有意差はなかった（表 4.4）。

つまずきの生じやすい MTC の瞬間においても  $S_X$  と  $S_Y$  の値は両群間で有意差は無かつ

表 4.2 股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の前期両脚支持期 (DST1) および後期両脚支持期 (DST2) における時間平均の各被験者群間平均値と標準偏差. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	older	younger	<i>p</i>	ES	95%CI
<b>DST1</b>					
$S_X$	0.16 (0.32)	-0.01 (0.27)	.340	0.53	[-0.62, 1.69]
$S_Y$	0.02 (0.22)	0.07 (0.07)	.581	-0.31	[-1.45, 0.83]
$\sigma_X^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-3}$ rad <sup>2</sup> )	0.56 (0.44)	0.42 (0.11)	.483	0.40	[-0.75, 1.54]
$\sigma_X^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-3}$ rad <sup>2</sup> )	0.35 (0.21)	0.48 (0.25)	.358	-0.51	[-1.67, 0.64]
$\sigma_Y^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-3}$ rad <sup>2</sup> )	0.49 (0.32)	0.46 (0.14)	.831	0.12	[-1.01, 1.25]
$\sigma_Y^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-3}$ rad <sup>2</sup> )	0.50 (0.39)	0.41 (0.14)	.625	0.27	[-0.86, 1.41]
<b>DST2</b>					
$S_X$	0.34 (0.08)	0.42 (0.10)	.177	-0.78	[-1.96, 0.41]
$S_Y$	0.78 (0.12)	0.73 (0.07)	.459	0.41	[-0.73, 1.56]
$\sigma_X^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-3}$ rad <sup>2</sup> )	2.43 (1.68)	1.31 (0.42)	.165	0.85	[-0.34, 2.04]
$\sigma_X^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-3}$ rad <sup>2</sup> )	1.16 (0.78)	0.53 (0.20)	.109	1.01	[-0.20, 2.23]
$\sigma_Y^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-3}$ rad <sup>2</sup> )	2.88 (2.05)	1.47 (0.49)	.156	0.87	[-0.32, 2.07]
$\sigma_Y^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-3}$ rad <sup>2</sup> )	0.27 (0.09)	0.22 (0.06)	.265	0.64	[-0.53, 1.80]

表 4.3 後期両脚支持期における股関節高さの被験者間平均値と標準偏差. 股関節の高さは大腿, 下腿, 足部のマーカ間距離の和で正規化した割合と, 正規化せず実際の高さの両方を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す. \**p* < .05.

hip height	older	younger	<i>p</i>	ES	95%CI
Mean (%)	86.87 (0.80)	88.45 (0.96)	.012*	-1.65	[-2.99, -0.31]
SD (%)	0.43 (0.12)	0.48 (0.16)	.565	-0.32	[-1.46, 0.82]
Mean (cm)	70.67 (4.99)	74.87 (2.98)	.114	-0.94	[-2.15, 0.26]
SD (cm)	0.35 (0.08)	0.40 (0.12)	.379	-0.49	[-1.64, 0.66]

た (表 4.5) .  $\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  $\sigma_X^{\perp 2}$ ,  $\sigma_Y^{\parallel 2}$  の値は時刻約 60% から 85% で増加し, MTC 付近で最大値をとった (図 4.1(b)(c)(e)(f)). MTC の瞬間において足先位置に影響を与えないばらつきの UCM 成分はいずれも高齢者の方が若年者に比べて有意に大きかった (表 4.5). 一方で, 足先位置のばらつきに影響のある  $\sigma_X^{\perp 2}$  や  $\sigma_Y^{\perp 2}$  は加齢による変化はなく (表 4.5), 特に高さに影響のあるばらつき成分  $\sigma_Y^{\perp 2}$  は MTC の瞬間において極小値をとった (図 4.1(f)). した

表 4.4 股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の片足支持期 (SST) および遊脚期 (SW) における時間平均の各被験者群間平均値と標準偏差. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	older	younger	$p$	ES	95%CI
SST					
$S_X$	0.13 (0.19)	0.18 (0.30)	.742	-0.18	[-1.32, 0.95]
$S_Y$	0.21 (0.23)	0.24 (0.19)	.783	-0.15	[-1.28, 0.98]
$\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.68 (0.51)	0.61 (0.27)	.769	0.16	[-0.97, 1.30]
$\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.42 (0.26)	0.40 (0.21)	.878	0.08	[-1.05, 1.22]
$\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.71 (0.54)	0.62 (0.26)	.722	0.20	[-0.94, 1.33]
$\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.27)	0.38 (0.19)	.926	-0.05	[-1.18, 1.08]
SW					
$S_X$	0.13 (0.18)	0.12 (0.15)	.983	0.01	[-1.12, 1.14]
$S_Y$	0.48 (0.06)	0.45 (0.10)	.592	0.30	[-0.84, 1.44]
$\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	2.12 (1.01)	1.09 (0.25)	.053	1.30	[0.03, 2.57]
$\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.72 (1.30)	0.86 (0.35)	.171	0.83	[-0.36, 2.02]
$\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	2.61 (1.37)	1.31 (0.34)	.067	1.21	[-0.04, 2.46]
$\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.74 (0.34)	0.42 (0.12)	.071	1.16	[-0.08, 2.40]

がって、これらの結果は遊脚期中期においてばらつきの総量は増加するが、関節間シナジーが強く働いて MTC の瞬間では特に足先高さのばらつきを抑えていることを示す。接地の瞬間において (時刻 100 %) 各ばらつき成分の値は小さくなっており (図 4.1(b)(c)(e)(f)) , また関節間シナジーの評価値  $S_X, S_Y$  はいずれも基準値を下回っていた (図 4.1(a)(d)) . この特徴も全被験者において共通していた (図 4.1(a)).

表 4.6 に MTC の瞬間における股関節に対する足先高さ及び床面に対する足先高さの平均値および一歩ごとの標準偏差の被験者間平均値を示す。ここで、股関節に対する足先高さは被験者ごとに脚長が異なるため、大腿、下腿、足部のマーカ間距離の和で除して規格化した値を示している。また、床面に対する足先高さについては、被験者ごとに立脚期における足先マーカの最下点の値を床面高さとして算出している。足先高さの平均値は両群間で有意差がなかったが、標準偏差の平均値は高齢者群の方が若年者群に比べて有意に大きく、これは Mills らの結果と一致する [25]。また、つまずきに関係すると思われる平均値と標準偏差の比についても算出したが、両群間に有意差は無かった。つまり、足先高さの一歩ごとのばらつきに有意差はあるものの、そのばらつきが直接つまずきの原因とは成り得ないことをこの結果は示す。

以上をまとめると、片足支持期において関節間シナジーは弱い、姿勢のばらつきも小さ

表 4.5 股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の MTC の瞬間における各被験者群間平均値と標準偏差. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	older	young	<i>p</i>	ES	95%CI
$S_X$	0.14 (0.12)	0.04 (0.18)	.127	0.63	[-0.19, 1.45]
$S_Y$	0.75 (0.09)	0.30 (0.20)	$p < .01^{**}$	2.79	[1.64, 3.94]
$\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.34 (0.39)	0.87 (0.27)	$p < .01^{**}$	1.36	[0.46, 2.25]
$\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.00 (0.27)	0.79 (0.23)	.053	0.81	[-0.03, 1.64]
$\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.71 (0.44)	1.07 (0.30)	$p < .01^{**}$	1.65	[0.71, 2.59]
$\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.25 (0.13)	0.58 (0.23)	$p < .01^{**}$	-1.72	[-2.67, -0.77]

表 4.6 MTC における足先高さの被験者間平均値と標準偏差. 股関節の高さは大腿, 下腿, 足部のマーカ間距離の和で正規化した割合と, 正規化せず実際の高さの両方を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.  $*p < .05$ .

toe height	older	younger	<i>p</i>	ES	95%CI
Mean (from hip, %)	-89.71 (1.21)	-90.12 (1.18)	.561	0.32	[-0.82, 1.46]
SD (from hip, %)	0.50 (0.15)	0.30 (0.06)	.017*	1.67	[0.32, 3.02]
Mean (from ground, mm)	20.14 (5.21)	15.71 (2.25)	.098	1.02	[-0.20, 2.24]
SD (from ground, mm)	3.90 (1.06)	2.38 (0.49)	.015*	1.70	[0.35, 3.06]
Mean/SD (from ground)	5.42 (1.63)	6.83 (1.55)	.156	-0.82	[-2.01, 0.37]

く, 対側の接地に向けて関節間シナジーが増加してゆく. 遊脚期にある対側は姿勢のばらつきは大きい股関節に対する足先高さのばらつきを抑える関節間シナジーが遊脚期前半で強く働き, 後半においては姿勢のばらつきが小さくなっていく. 特に MTC のタイミングにおいては  $\sigma_Y^{\perp 2}$  は極小値をとり, 股関節に対する足先高さのばらつきを抑える関節間シナジーが強く働いていた. これらの特徴について高齢者群と若年者群に有意差はなく, 加齢による衰えはなかった. ただし, MTC の瞬間においてはばらつきの UCM 成分や足先高さの標準偏差は若年者群に比べて高齢者群の方が有意に大きい結果を示した. しかし, 足先高さのばらつきの平均値と標準偏差の比において有意差がなく, このばらつきの増大は必ずしもつまずきにつながるものではなかった. つまり, 以上の結果は高齢者群では一歩ごとのばらつきの増大は見られるものの, つまずきのリスクは抑制していることを示す.

## 4.4 考察

### 4.4.1 関節間シナジーの加齢による変化

後期両脚支持期における  $S_X$ ,  $S_Y$ , MTC のタイミングにおける  $S_Y$  が基準値を超える特徴は高齢者群・若年者群で共通していた。また、両脚支持期、片足支持期、遊脚期の各期間及び、蹴りだし時、MTC 時、接地時のいずれの時刻においても関節間シナジー  $S_X$ ,  $S_Y$  に高齢者群と若年者群の間に有意差はなかった。以上の結果は歩行時の股関節に対する足先の水平位置及び高さのばらつきを抑える下肢関節間シナジーの形成機能には衰えがなく、このような関節間シナジーの働きが安定した歩行を実現するため重要であることを示唆する。

Verrel らは共変動解析 (Covariation Analysis) [31] によって水平軸及び前額軸の関節運動に注目し、接地の瞬間の重心位置のばらつき及びステップ幅のばらつきを抑える関節間シナジーには加齢による変化がないと報告している [30]。また、Krishnan らは UCM 解析によって、ステップ幅のばらつきを抑える関節間シナジーは加齢によって変化しないと報告している [9]。これらの報告と本研究結果を踏まえると、歩行中の鉛直、矢状、前額軸いずれの方向の下肢の運動においても、体幹位置及びステップ幅のばらつきを抑える関節間シナジーは加齢によって変化しない可能性が高い。もし体幹や重心位置の調節に重要な両脚支持期における関節間シナジーが加齢によって弱まったとすると、歩行中のフラつきが大きくなる可能性がある。また、MTC のタイミングにおける股関節に対する足先高さのばらつきを抑える関節間シナジーが弱まったとすると、つまり可能性が増す。歩行において下肢関節間シナジーの加齢による変化が少ないことは、関節間シナジーが歩行を行う上で非常に重要であることを示唆している。一方で、Hsu らは静止立位時に矢状軸方向の外乱を与えた時、重心位置のばらつきを抑える関節間シナジーが加齢によって弱くなると報告している [32]。また、Tang ら [34] や Krasovsky ら [27, 28] は歩行時に外乱を与えた際、高齢者の方が復帰までの時間がかかると報告している。したがって、加齢によって通常歩行時の関節間シナジーは変化しないが、外乱に対する対応が悪くなっていることが高齢者の歩行の不安定性につながっている可能性がある。

### 4.4.2 関節角のばらつきの変化

前期両脚支持期においては、若年者と同様に高齢者も 1 歩行周期の中で比較的関節角のばらつきが小さかった。接地直後であるこの期間は、接地の衝撃によって下肢の姿勢のばらつきが生じやすいと考えられるが、同時期には膝の主動筋と拮抗筋の同時活性が生じている [19]。このような筋の同時活性は関節運動のばらつきを抑制するという報告がある [35, 36, 37]。すなわち、この時期の膝周りの筋の同時活性は着地姿勢のばらつきを抑えるのに重要であると考えられる。

MTCのタイミングにおいて、足先位置に影響を及ぼさない関節角のばらつきの UCM 成分 ( $\sigma_X^{\parallel^2}, \sigma_Y^{\parallel^2}$ ) は若年者に比べて高齢者の方が有意に大きかったが、足先位置に影響を及ぼす ORT 成分 ( $\sigma_X^{\perp^2}, \sigma_Y^{\perp^2}$ ) には有意差はなかった。Krishnan らは遊脚期において、ステップ幅のばらつきに影響しない関節角のばらつき成分  $\sigma^{\parallel^2}$  は加齢により増大する一方で、影響を及ぼす成分  $\sigma^{\perp^2}$  は増大しなかったと報告している [9]。これらの結果は、中枢神経系は足先高さやステップ幅といった安定した歩行に重要なパラメータに影響を及ぼさないばらつきの加齢による増大は許容するが、影響を及ぼすばらつき成分の加齢による変化を抑制していることを示唆する。Rosenblatt らは正確な着地姿勢が必要になる歩行タスクにおいて、足先位置に影響を及ぼさないばらつき成分  $\sigma^{\parallel^2}$  が増大することを報告し、このことが歩行の安定性の向上に有効な可能性があるとして述べている [10]。本研究で観察された MTC の瞬間における関節角のばらつきの加齢による増大は単に筋力の低下によるものである可能性もあるが [38]、豊富な関節自由度を活用して、同じ足先高さを実現できる様々な姿勢を加齢に伴って獲得した可能性もある。

また、MTC における足先の持ち上げ高さの一步ごとのばらつきは高齢者の方が大きく、Mills らの報告と一致している [25]。しかし、つまずきにくさを示す足先高さの平均値と標準偏差の比においては高齢者群と若年者群とで有意差はなかった。したがって、MTC における高齢者の足先高さのばらつきの増大は必ずしもつまずきにつながらない可能性がある。

## 4.5 まとめ

本章では、高齢者と若年者の歩行中の下肢関節軌道を解析し、股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーの加齢による変化を調べた。その結果、関節間シナジーの働きには加齢による変化がない結果を得た。MTC の瞬間において、足先位置のばらつき影響を及ぼさない成分（ばらつきの UCM 成分）は若年者に比べて高齢者の方が有意に大きかったが、影響を及ぼす ORT 成分には加齢による差は無かった。これらの結果は関節間シナジーの形成が安定した歩行を実現する上で重要であることを示唆する。



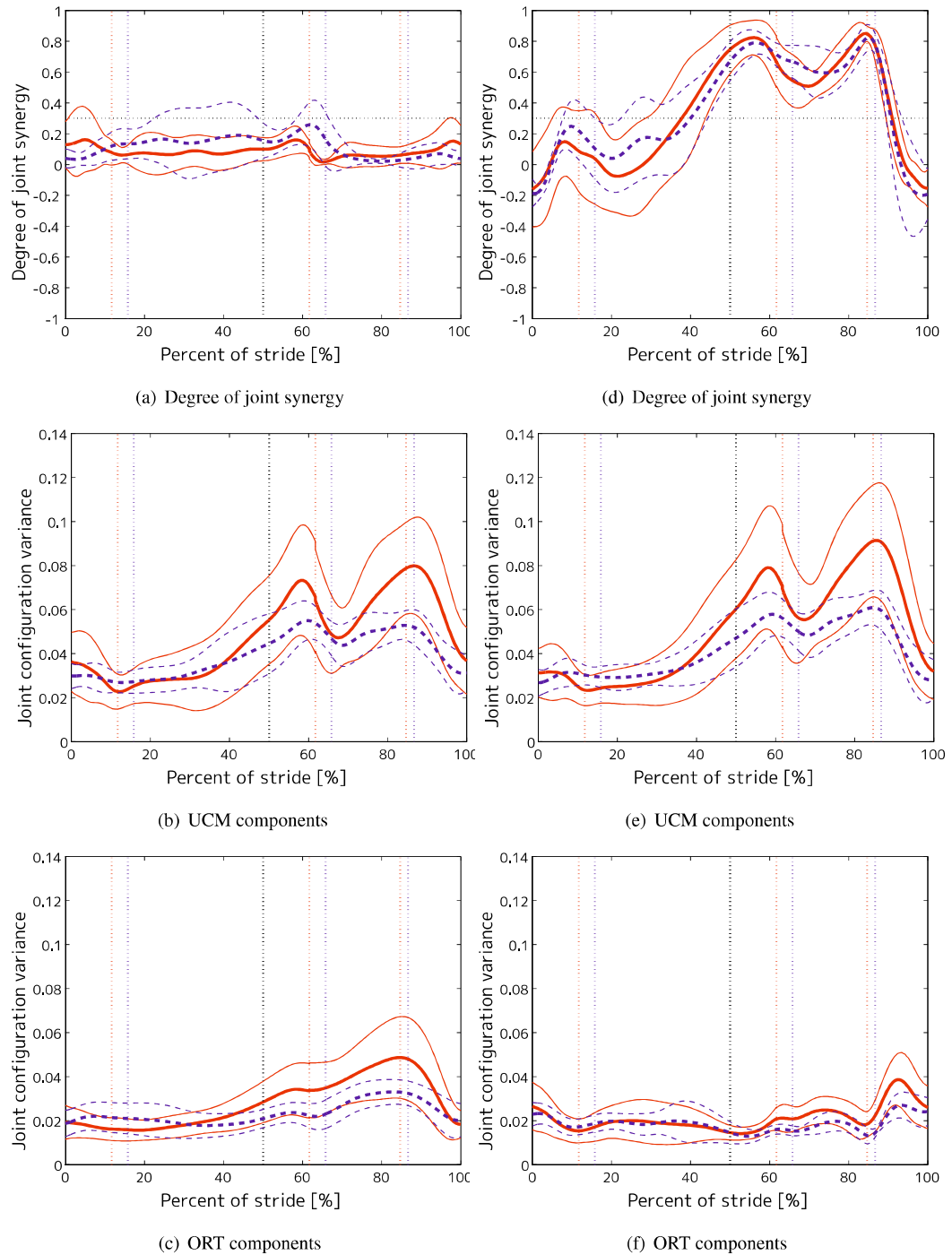


図 4.1 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $S_X$ ,  $S_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( $\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  $\sigma_Y^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $\sigma_X^{\perp 2}$ ,  $\sigma_Y^{\perp 2}$ ) を表す. 赤色実線および青色破線はそれぞれ高齢者と若年者の解析結果を示す. 図中の各線は図 3.2 を参照.

## 第5章

# 歩行中の各時期に応じた関節間シナジの切り替わり

### 5.1 序論

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 [17, 18]. 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っているかを Uncontrolled Manifold (UCM) 解析 [6] により調べた [12, 13]. 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）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 [19]. 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、その後足先は持ち上がり、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 [9, 10]. 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 [11]. 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. 本章では, 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する.

## 5.2 手法

被験者および計測手法, 解析手法については3章と同じである. 以下で本章で解析した股関節に対する踝関節の位置や速度のばらつきを抑える2関節間シナジーの解析手法について述べる.

### 5.2.1 3関節間シナジーと2関節間シナジーの解析手法

本章では, 2章の説明で用いた脚を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  $Y$  に着目した解析の他, 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  $\sigma$  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, 式 (2.1) 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出来る. この様にして, 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った. これらの解析結果を表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 成分の方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.

## 5.2.2 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 Welch の t 検定を適用した. また, 効果量 Cohen's  $d$  や 95 % 信頼区間 (CI) も Nakagawa and Cuthill の式 (14) および (17) を用いて算出した [33]. また, いずれの統計処理においても R を用いた.

## 5.3 結果と考察

本章では歩行周期を, 図 3.1 で示した時刻 0 % から対側が離地するまでの前期両脚支持期 (DST1), 対側が接地するまでの片足支持期 (SST), 注目脚が離地するまでの後期両脚支持期 (DST2), 足先が最高点に達するまでの遊脚初期 (SW1), 足先が最下点に達するまでの遊脚中期 (SW2) 時刻 100 % で再び接地するまでの遊脚終期 (SW3) の 6 つの期間に分け, それぞれの期間中の関節間シナジーの評価値やばらつきの UCM 成分および ORT 成分の平均値をとり, 議論していく.

図 5.1 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, 図 5.2 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) および (d) 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) および (e) 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) および (f) 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 95 % 信頼区間を示す. 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  ${}_d\sigma_i^{\parallel 2}$  ( $d \in \{2, 3\}, i \in \{x, y, X, Y, v_x, v_y, v_X, v_Y\}$ ) 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. また, 各時期における 3 関節間シナジーと 2 関節間シナジーお

表 5.1 股関節に対する足先および踝の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীরおよび各ばらつき成分の前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), および後期両脚支持期 (DST2) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジীরおよび 2 関節間シナジীর解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
<b>DST1</b>					
$\{3,2\}S_{\{X,x\}}$	0.03 (0.19)	0.02 (0.19)	.975	0.01	[-0.79, 0.81]
$\{3,2\}S_{\{Y,y\}}$	-0.00 (0.13)	0.11 (0.17)	.071	-0.75	[-1.58, 0.08]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^2 (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.44 (0.15)	0.43 (0.14)	.789	0.11	[-0.69, 0.91]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.43 (0.18)	0.41 (0.17)	.828	0.09	[-0.71, 0.89]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^2 (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.43 (0.15)	0.47 (0.19)	.605	-0.21	[-1.01, 0.60]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.45 (0.13)	0.37 (0.13)	.142	0.60	[-0.22, 1.42]
<b>SST</b>					
$\{3,2\}S_{\{X,x\}}$	0.25 (0.21)	0.26 (0.25)	.873	-0.06	[-0.86, 0.74]
$\{3,2\}S_{\{Y,y\}}$	0.25 (0.17)	-0.13 (0.10)	$p < .01^{**}$	2.56	[1.46, 3.66]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^2 (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.22)	0.55 (0.21)	.360	0.37	[-0.44, 1.18]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.16)	0.31 (0.15)	.441	0.31	[-0.50, 1.11]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^2 (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.22)	0.37 (0.12)	$p < .01^{**}$	1.40	[0.50, 2.30]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.15)	0.49 (0.13)	.036*	-0.88	[-1.72, -0.04]
<b>DST2</b>					
$\{3,2\}S_{\{X,x\}}$	0.36 (0.15)	0.11 (0.15)	$p < .01^{**}$	1.66	[0.72, 2.59]
$\{3,2\}S_{\{Y,y\}}$	0.75 (0.07)	0.21 (0.19)	$p < .01^{**}$	3.59	[2.26, 4.92]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^2 (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.41 (0.63)	0.48 (0.14)	$p < .01^{**}$	1.97	[0.98, 2.96]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.23)	0.41 (0.16)	$p < .01^{**}$	1.13	[0.26, 2.00]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^2 (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.62 (0.68)	0.54 (0.19)	$p < .01^{**}$	2.09	[1.08, 3.11]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.22 (0.08)	0.34 (0.14)	.018*	-1.03	[-1.89, -0.17]

よび各ばらつき成分の大きさの比較の検定結果については, 表 5.1, 5.2, 5.3, 5.4 にそれぞれ位置および速度に注目した解析結果の立脚期および遊脚期の結果を示す.

### 5.3.1 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ジীরの平均値 ( ${}_3S_{v_x}$ ,  ${}_2S_{v_x}$ ) は基準値を超えた (図

表 5.2 股関節に対する足先および踝の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), および遊脚終期 (SW3) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび 2 関節間シナジーの解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	<i>p</i>	ES	95%CI
<b>SW1</b>					
$\{3,2\}S_{\{X,x\}}$	0.11 (0.27)	-0.28 (0.20)	$p < .01^{**}$	1.56	[0.64, 2.49]
$\{3,2\}S_{\{Y,y\}}$	0.58 (0.14)	0.31 (0.19)	$p < .01^{**}$	1.55	[0.63, 2.47]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.36 (1.28)	0.37 (0.17)	.022*	1.05	[0.19, 1.90]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.93 (0.42)	0.69 (0.30)	.122	0.64	[-0.19, 1.46]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.65 (1.35)	0.70 (0.29)	.034*	0.94	[0.09, 1.79]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.15)	0.36 (0.19)	.993	0.00	[-0.80, 0.80]
<b>SW2</b>					
$\{3,2\}S_{\{X,x\}}$	0.11 (0.13)	-0.05 (0.17)	.019*	1.00	[0.15, 1.85]
$\{3,2\}S_{\{Y,y\}}$	0.62 (0.12)	0.00 (0.21)	$p < .01^{**}$	3.48	[2.18, 4.78]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.42 (0.63)	0.72 (0.29)	$p < .01^{**}$	1.38	[0.48, 2.28]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.09 (0.36)	0.75 (0.25)	.014*	1.06	[0.20, 1.92]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.76 (0.71)	0.72 (0.25)	$p < .01^{**}$	1.89	[0.92, 2.87]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.40 (0.19)	0.75 (0.35)	$p < .01^{**}$	-1.20	[-2.08, -0.33]
<b>SW3</b>					
$\{3,2\}S_{\{X,x\}}$	0.10 (0.15)	0.01 (0.18)	.197	0.53	[-0.29, 1.34]
$\{3,2\}S_{\{Y,y\}}$	0.10 (0.19)	0.33 (0.12)	$p < .01^{**}$	-1.37	[-2.27, -0.47]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.85 (0.28)	0.65 (0.25)	.081	0.72	[-0.11, 1.55]
$\{3,2\}\sigma_{\{X,x\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.70 (0.27)	0.64 (0.26)	.561	0.23	[-0.57, 1.04]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.88 (0.26)	0.89 (0.30)	.928	-0.04	[-0.84, 0.76]
$\{3,2\}\sigma_{\{Y,y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.65 (0.36)	0.40 (0.18)	.048*	0.84	[0.00, 1.68]

5.2(a) が, その他の関節間シナジー ( ${}_3S_X, {}_2S_X, {}_3S_Y, {}_2S_Y, {}_3S_{V_Y}, {}_2S_{V_Y}$ ) についてはいずれも基準値を下回った (図 5.1(a)(d), 5.2(d)). 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 (図 5.1(b)(c)(e)(f), 5.2(b)(c)(e)(f)). 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.

この両期間 (DST1, 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, 前期両脚支持期および片足支持

表 5.3 股関節に対する足先および踝の水平及び鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), および後期両脚支持期 (DST2) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび 2 関節間シナジーの解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
DST1					
$\{3,2\}S_{\{v_x, v_x\}}$	0.56 (0.09)	0.50 (0.15)	.193	0.53	[-0.28, 1.35]
$\{3,2\}S_{\{v_y, v_y\}}$	0.20 (0.10)	0.22 (0.17)	.731	-0.14	[-0.94, 0.66]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_x, v_x\}}^2 (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.74 (0.26)	0.59 (0.24)	.136	0.61	[-0.21, 1.43]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_x, v_x\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.23 (0.10)	0.22 (0.10)	.841	0.08	[-0.72, 0.88]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_y, v_y\}}^2 (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.64 (0.26)	0.52 (0.24)	.244	0.47	[-0.34, 1.28]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_y, v_y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.43 (0.12)	0.28 (0.09)	$p < .01^{**}$	1.29	[0.41, 2.18]
SST					
$\{3,2\}S_{\{v_x, v_x\}}$	0.52 (0.13)	0.50 (0.13)	.697	0.16	[-0.65, 0.96]
$\{3,2\}S_{\{v_y, v_y\}}$	0.13 (0.12)	0.02 (0.13)	.058	0.79	[-0.04, 1.62]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_x, v_x\}}^2 (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.37 (0.11)	0.32 (0.10)	.233	0.48	[-0.33, 1.30]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_x, v_x\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.12 (0.06)	0.11 (0.05)	.747	0.13	[-0.67, 0.93]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_y, v_y\}}^2 (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.30 (0.07)	0.21 (0.06)	$p < .01^{**}$	1.29	[0.40, 2.18]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_y, v_y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.25 (0.14)	0.22 (0.10)	.467	0.29	[-0.51, 1.10]
DST2					
$\{3,2\}S_{\{v_x, v_x\}}$	0.58 (0.08)	0.30 (0.15)	$p < .01^{**}$	2.23	[1.20, 3.27]
$\{3,2\}S_{\{v_y, v_y\}}$	0.60 (0.07)	0.12 (0.11)	$p < .01^{**}$	4.92	[3.26, 6.58]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_x, v_x\}}^2 (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.28 (0.35)	0.41 (0.10)	$p < .01^{**}$	3.25	[2.00, 4.51]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_x, v_x\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.39 (0.12)	0.23 (0.08)	$p < .01^{**}$	1.53	[0.61, 2.45]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_y, v_y\}}^2 (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.31 (0.35)	0.34 (0.09)	$p < .01^{**}$	3.65	[2.31, 4.99]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_y, v_y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.34 (0.11)	0.31 (0.09)	.471	0.29	[-0.52, 1.09]

期における 3 関節間シナジーに対する足関節の寄与は他の関節と同程度である.

### 5.3.2 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 [19]. 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 (図 5.1(a)(d),

表 5.4 股関節に対する足先および踝の水平及び鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), および遊脚終期 (SW3) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび 2 関節間シナジーの解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	<i>p</i>	ES	95%CI
<b>SW1</b>					
$\{3,2\}S_{\{v_X,v_X\}}$	0.52 (0.06)	0.53 (0.10)	.905	-0.05	[-0.85, 0.75]
$\{3,2\}S_{\{v_Y,v_Y\}}$	0.37 (0.17)	-0.61 (0.15)	$p < .01^{**}$	5.74	[3.87, 7.62]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_X,v_X\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	2.48 (0.80)	0.92 (0.30)	$p < .01^{**}$	2.51	[1.42, 3.61]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_X,v_X\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.79 (0.27)	0.27 (0.08)	$p < .01^{**}$	2.48	[1.39, 3.56]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_Y,v_Y\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	2.35 (0.82)	0.22 (0.08)	$p < .01^{**}$	3.53	[2.22, 4.85]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_Y,v_Y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.06 (0.35)	0.97 (0.33)	.545	0.24	[-0.56, 1.05]
<b>SW2</b>					
$\{3,2\}S_{\{v_X,v_X\}}$	0.36 (0.16)	0.29 (0.13)	.234	0.48	[-0.33, 1.30]
$\{3,2\}S_{\{v_Y,v_Y\}}$	0.31 (0.18)	-0.32 (0.13)	$p < .01^{**}$	3.97	[2.55, 5.39]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_X,v_X\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.05 (0.37)	0.57 (0.16)	$p < .01^{**}$	1.60	[0.67, 2.53]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_X,v_X\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.46 (0.17)	0.31 (0.10)	.015*	1.06	[0.20, 1.92]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_Y,v_Y\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.03 (0.39)	0.30 (0.11)	$p < .01^{**}$	2.49	[1.40, 3.58]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_Y,v_Y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.51 (0.16)	0.59 (0.15)	.251	-0.46	[-1.28, 0.35]
<b>SW3</b>					
$\{3,2\}S_{\{v_X,v_X\}}$	0.35 (0.11)	0.20 (0.12)	$p < .01^{**}$	1.26	[0.37, 2.14]
$\{3,2\}S_{\{v_Y,v_Y\}}$	0.16 (0.12)	0.51 (0.10)	$p < .01^{**}$	-3.06	[-4.27, -1.85]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_X,v_X\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.67 (0.43)	1.12 (0.33)	$p < .01^{**}$	1.42	[0.52, 2.32]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_X,v_X\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.82 (0.28)	0.74 (0.27)	.524	0.26	[-0.55, 1.06]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_Y,v_Y\}}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.51 (0.47)	1.44 (0.48)	.724	0.14	[-0.66, 0.94]
$\{3,2\}\sigma_{\{v_Y,v_Y\}}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.14 (0.30)	0.42 (0.11)	$p < .01^{**}$	3.06	[1.85, 4.27]

5.2(a)(d) . この結果は, 後期両脚支持期の姿勢調整に 3 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 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 (表 5.1, 5.3), 特に高さのばらつきを抑えるシナジー  ${}_3S_Y$  は他のシナジーを含めて全期間中の最大値をとる (図 5.1(a)(d), 5.2(a)(d)) . 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。

### 5.3.3 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 (図 5.1(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 (図 5.2(a), 表 5.3)。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他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 (図 5.2(a))。遊脚終期では 3 関節間シナジー  ${}_3S_{v_X}$  の平均値は有意に 2 関節間シナジー  ${}_2S_{v_X}$  よりも大きいものの (表 5.3),  ${}_3S_{v_X}$  が基準値を超えない被験者も 12 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  ${}_3S_Y$  は全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を下回る (図 5.1(a), 5.2(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  ${}_2S_Y$  が基準値を越える点を除いて 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 (表 5.2, 5.4)。以上より, 足部を持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, 遊脚中期において, 3 関節での評価値 ( ${}_3\sigma_Y^{\parallel 2}, {}_3\sigma_{v_Y}^{\parallel 2}$ ) のほうが 2 関節での評価値 ( ${}_2\sigma_Y^{\parallel 2}, {}_2\sigma_{v_Y}^{\parallel 2}$ ) 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 (表 5.2, 5.4)。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, 関節角のバラツキの 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おさ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 ( ${}_3\sigma_Y^{\parallel 2}$  と  ${}_2\sigma_Y^{\parallel 2}, {}_3\sigma_{v_Y}^{\parallel 2}$  と  ${}_2\sigma_{v_Y}^{\parallel 2}$ ) 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 (表 5.2, 5.4)。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。

## 5.4 まとめ

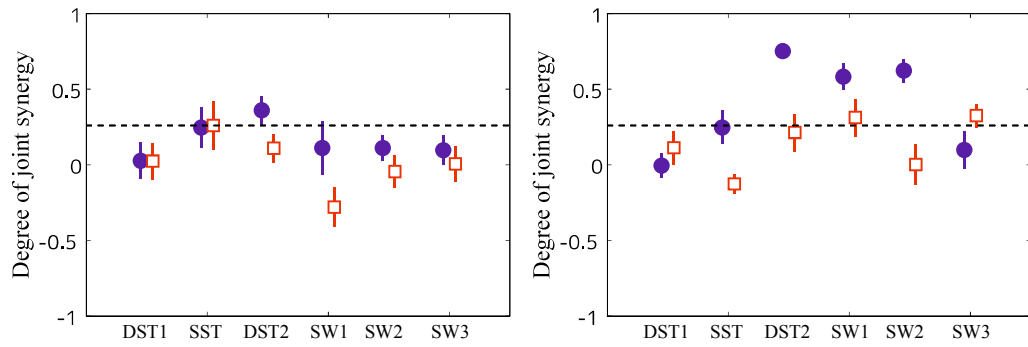
本章では複数の関節の連携により調整されている部位が、歩行周期中の時期に応じて足部中の異なる位置に切り替わっている可能性について検討するために、股関節に対する足先や踝の位置や速度のばらつきを抑える関節間シナジーを解析した。その結果、前期両脚支持期から片足支持期、後期両脚支持期から遊脚中期、遊脚終期と歩行周期の時期に応じて強く働いている関節間シナジーが切り替わっている結果を得た。Bernstein は様々な熟練工の運動解析の結果、中枢神経系による運動制御においては、個々の関節や筋肉の運動ではなく、手先位置などの運動タスク達成に重要な特定の変数値が調節されていると結論づけた [5]。また、個々の関節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 [6]。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持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毎歩ごとに同じ姿勢をとり、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い、足部を持ち上げ、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 の後に足先を持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変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、前期両脚支持期と片足支持期において、股関節の水平方向の速度の調整に他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

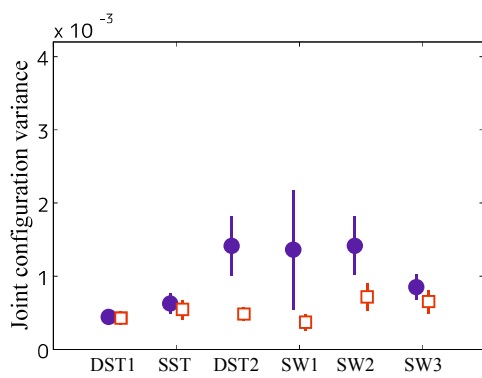
を調整する関節間シナジーの形成に重要であることをこれらの結果は示す。

Ivanenko ら [14, 15] や増田 [16] 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か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等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。

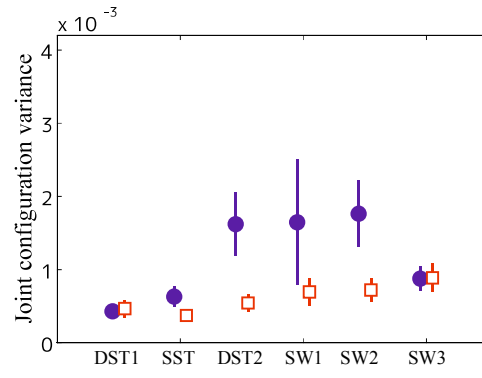
Toyota らはシミュレーション実験により受動歩行ロボットの歩行中の関節間シナジーを解析し、その特徴にヒトで観察される関節間シナジーと共通点があると報告している [20, 21]。具体的には、後期両脚支持期における関節間シナジーは骨格構造の影響を強く受けており、MTC における関節間シナジーは神経系と骨格構造の両者により形成されている可能性が高いことを示している。つまり、歩行中の関節間シナジーは筋骨格系と中枢神経系の相互作用によって生じていると考えられる。歩行中の関節間シナジーの形成に神経系と筋骨格構造がいかに寄与しているのかについても、今後筋活動と関節間シナジーの関連を調べることによって明らかに出来る可能性がある。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。



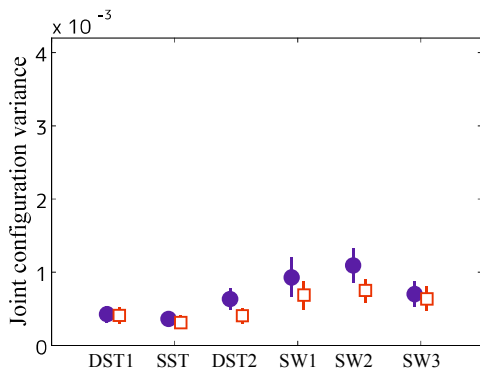
(a) Synergy for horizontal toe and ankle position ( ${}_3S_X$  and  ${}_2S_X$ ) (d) Synergy for vertical toe and ankle position ( ${}_3S_Y$  and  ${}_2S_Y$ )



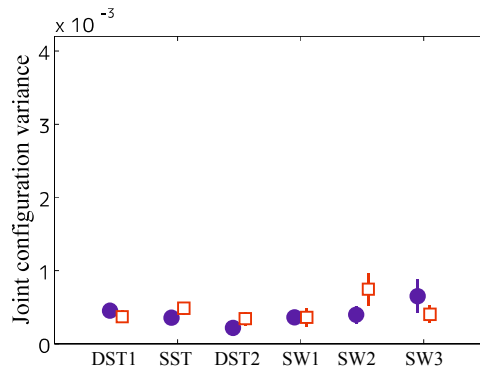
(b) UCM components of the variance  ${}_3\sigma_X^{\parallel 2}$  and  ${}_2\sigma_X^{\parallel 2}$



(e) UCM components of the variance  ${}_3\sigma_Y^{\parallel 2}$  and  ${}_2\sigma_Y^{\parallel 2}$

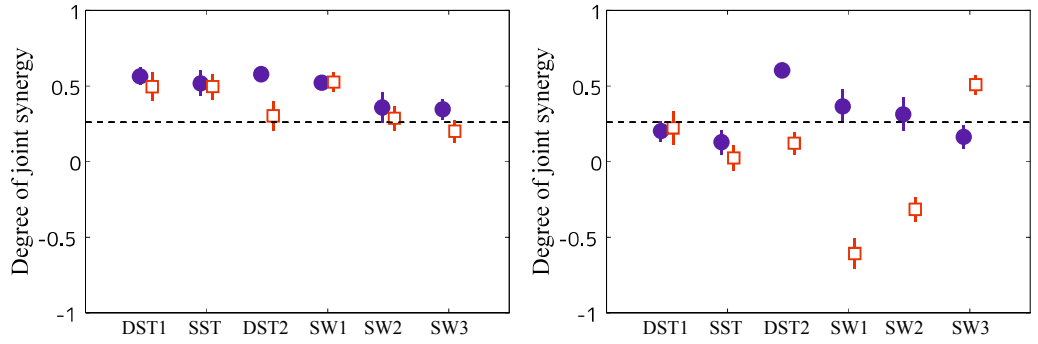


(c) ORT components of the variance  ${}_3\sigma_X^{\perp 2}$  and  ${}_2\sigma_X^{\perp 2}$

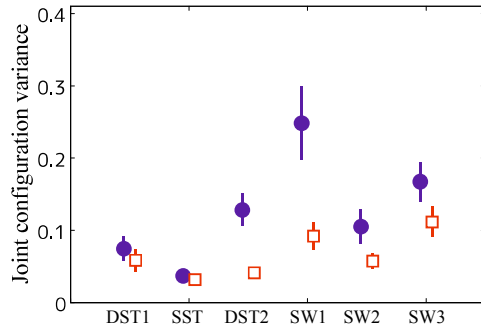


(f) ORT components of the variance  ${}_3\sigma_Y^{\perp 2}$  and  ${}_2\sigma_Y^{\perp 2}$

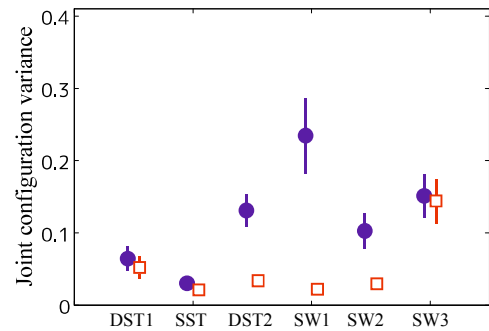
図 5.1 股関節に対する足先および踝の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値と 95%CI. 図 (a)(d) は関節間シナジー ( ${}_3S_X, {}_2S_X, {}_3S_Y, {}_2S_Y$ ), (b)(e) はばらつきの UCM 成分 ( ${}_3\sigma_X^{\parallel 2}, {}_2\sigma_X^{\parallel 2}, {}_3\sigma_Y^{\parallel 2}, {}_2\sigma_Y^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( ${}_3\sigma_X^{\perp 2}, {}_2\sigma_X^{\perp 2}, {}_3\sigma_Y^{\perp 2}, {}_2\sigma_Y^{\perp 2}$ ) の結果を示す. 青色丸印は 3 関節間シナジー, 赤色四角印は 2 関節間シナジーの結果をそれぞれ示す. 横軸は左から前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), 後期両脚支持期 (DST2), 遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), 遊脚終期 (SW3) をそれぞれ示す. また, 図 (a)(d) 中の横破線は  $\sigma^{\parallel 2}$  が  $\sigma^{\perp 2}$  より F 検定により  $p = .05$  で有意に大きいと判定できる基準値を示す.



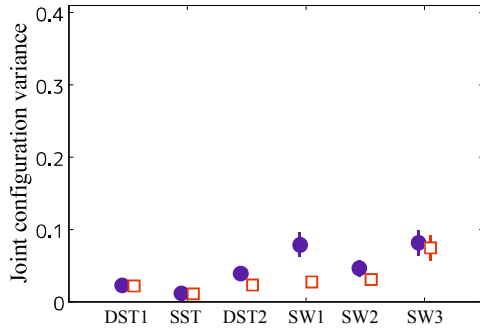
(a) Synergy for horizontal toe and ankle velocity ( $3S_{v_x}$  and  $2S_{v_x}$ ) (d) Synergy for horizontal toe and ankle velocity ( $3S_{v_y}$  and  $2S_{v_y}$ )



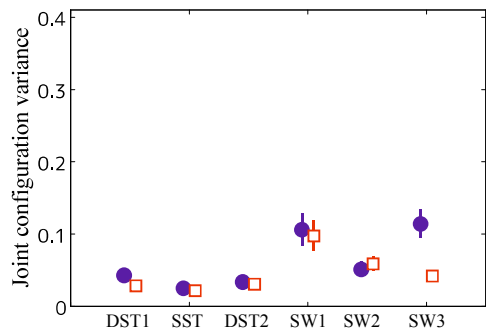
(b) UCM components of the variance  $3\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$  and  $2\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$



(e) UCM components of the variance  $3\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$  and  $2\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$



(c) ORT components of the variance  $3\sigma_{v_x}^{\perp 2}$  and  $2\sigma_{v_x}^{\perp 2}$



(f) ORT components of the variance  $3\sigma_{v_y}^{\perp 2}$  and  $2\sigma_{v_y}^{\perp 2}$

図 5.2 股関節に対する足先および踝の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値と 95%CI. 図 (a)(d) は関節間シナジー ( $3S_{v_x}$ ,  $2S_{v_x}$ ,  $3S_{v_y}$ ,  $2S_{v_y}$ ), (b)(e) はばらつきの UCM 成分 ( $3\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$ ,  $2\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$ ,  $3\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ,  $2\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $3\sigma_{v_x}^{\perp 2}$ ,  $2\sigma_{v_x}^{\perp 2}$ ,  $3\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ,  $2\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ) の結果を示す. 青色丸印は 3 関節間シナジー, 赤色四角印は 2 関節間シナジーの結果をそれぞれ示す. 横軸は左から前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), 後期両脚支持期 (DST2), 遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), 遊脚終期 (SW3) をそれぞれ示す. また, 図 (a)(d) 中の横破線は  $\sigma^{\parallel 2}$  が  $\sigma^{\perp 2}$  より F 検定により  $p = .05$  で有意に大きいと判定できる基準値を示す.

## 第 6 章

# 歩行中の関節間シナジーの形成における各関節の寄与

### 6.1 序論

前章の結果より、歩行周期中に関節間シナジーにより調節されている量が切り替わっている可能性が示唆された。ではそれらの関節間シナジーに各関節はどのように寄与しているのだろうか。例えば、ある瞬間において膝関節のばらつきがない場合、その瞬間の関節間シナジーは股関節と足関節の 2 関節によって形成されていることになる。他にも 2 関節が無相関にばらつき、残りの 1 関節がそのばらつきを相殺するように調整している場合、関節間シナジーの形成にはその 1 関節が強く寄与していることになる。これまでの運動中における関節間シナジーの研究においてその関節の寄与を明らかにするという視点の研究は行われていないが、その形成機序を明らかにすることは、例えば怪我や病気などで下肢が不自由になった場合のリハビリを効果的に実施することや、高齢者の転倒予防において注意すべきポイントを探る手助けになる可能性がある。本章では歩行中の下肢関節間シナジーの形成における股・膝・足関節の寄与を調べることで関節間シナジーの形成機序を明らかにし、歩行の安定化に重要なポイントを探っていく。

### 6.2 手法

被験者、計測手法および UCM 解析の方法については第 3 章のものと同一である。本節では前節にはなかった関節間シナジーにおける各関節の寄与の算出方法について述べる。前章で述べたように本研究における UCM 解析では関節角度空間および関節角速度空間における各関節軌道のばらつきの分布が UCM に対してどのように広がっているかを調べた。本章における解析においては、さらに注目する 1 つの関節を決め、その関節の 1 歩ごとのデータを平均軌道に置き換えて、仮想的にその関節のばらつきをなくし、前章まで同様の UCM 解析をし、元の UCM 解析の結果と比較することで、その注目した関節運動が関節

間シナジーにどのように寄与してるかを推定する。例えば、股関節角度のばらつきが ORT 方向に広く分布していた場合、平均軌道に置き換えると ORT 方向のばらつきの分布が小さくなり、股関節軌道を置き換えた関節間シナジー  $hipS_y$  の値は元の 3 関節の関節間シナジー  ${}_3S_y$  より大きくなる。この場合、その瞬間の関節間シナジーに股関節はあまり寄与していないことになる。逆に股関節角度のばらつきが UCM 方向に広く分布していた場合には、 $hipS_y$  の値は  ${}_3S_y$  よりも小さくなり、股関節のばらつきが関節間シナジーに寄与していたことを表すことになる。また、股関節軌道がばらついていない場合や、ばらつきが等方的に分布している場合、 $hipS_y$  の値は  ${}_3S_y$  と同程度になり、この場合にも股関節はこの瞬間の関節間シナジーに寄与していないことを表す。以下では UCM 解析の解析結果を表す変数の左下添字には平均軌道に置き換えた関節 (hip, knee, ankle) を記す。

### 6.3 結果と考察

図 6.1 は股関節に対する足先の水平位置と鉛直位置に、図 6.2 は股関節に対する足先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)(d) はそれぞれ関節間シナジーの大きさ、(b)(e) 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)、(c)(f) 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) を表し、各図における丸は第 2 章と同じ 3 関節での評価値、上三角、四角、下三角はそれぞれ股関節、膝関節、足関節を平均軌道に置き換え UCM 解析を行った結果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 成分が ORT 成分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。また、各時期における 3 関節間シナジーと股関節、膝関節、足関節を平均軌道に置き換え UCM 解析を行った結果および各ばらつき成分の大きさの比較の検定結果については、表 6.1, 6.2, 6.3, 6.4, 6.5, 6.6, 6.7, 6.8, 6.9, 6.10, 6.11, 6.12 にそれぞれ位置および速度に注目した解析結果の立脚期および遊脚期の結果を示す。

歩行周期全体にわたって足関節を平均軌道に置き換えた関節間シナジーだけが 3 関節の関節間シナジーよりも小さい。つまり、歩行中の関節間シナジーに足関節の運動が非常に重要な役割を担っている。

#### 6.3.1 前期両脚支持期, 片足支持期

前章でも述べたように、前期両脚支持期 (DST1) と片足支持期 (SST) は歩行周期中の中では比較的 1 歩ごとの姿勢のばらつきが小さい時期であるが、この両期間においては足先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 ( ${}_3S_{vx}$ ) のみが働き、そ

表 6.1 股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), および後期両脚支持期 (DST2) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび股関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
<b>DST1</b>					
$\{3,hip\}S_X$	0.03 (0.19)	0.13 (0.15)	.146	-0.59	[-1.41, 0.22]
$\{3,hip\}S_Y$	-0.00 (0.13)	0.30 (0.17)	$p < .01^{**}$	-2.01	[-3.00, -1.01]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.44 (0.15)	0.35 (0.13)	.100	0.68	[-0.15, 1.50]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.43 (0.18)	0.27 (0.12)	.022*	0.98	[0.13, 1.83]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.43 (0.15)	0.37 (0.14)	.286	0.43	[-0.38, 1.24]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.45 (0.13)	0.24 (0.09)	$p < .01^{**}$	1.84	[0.87, 2.81]
<b>SST</b>					
$\{3,hip\}S_X$	0.25 (0.21)	0.25 (0.14)	.972	-0.01	[-0.81, 0.79]
$\{3,hip\}S_Y$	0.25 (0.17)	0.26 (0.24)	.921	-0.04	[-0.84, 0.76]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.22)	0.48 (0.21)	.104	0.67	[-0.16, 1.49]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.16)	0.25 (0.08)	.039*	0.89	[0.05, 1.73]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.22)	0.46 (0.19)	.053	0.81	[-0.03, 1.64]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.15)	0.28 (0.14)	.226	0.49	[-0.32, 1.30]
<b>DST2</b>					
$\{3,hip\}S_X$	0.36 (0.15)	0.56 (0.11)	$p < .01^{**}$	-1.51	[-2.43, -0.59]
$\{3,hip\}S_Y$	0.75 (0.07)	0.68 (0.10)	.072	0.75	[-0.08, 1.58]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.41 (0.63)	1.29 (0.60)	.616	0.20	[-0.60, 1.00]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.23)	0.37 (0.18)	$p < .01^{**}$	1.22	[0.34, 2.09]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.62 (0.68)	1.35 (0.65)	.334	0.39	[-0.42, 1.20]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.22 (0.08)	0.24 (0.09)	.569	-0.23	[-1.03, 0.58]

の平均値は基準値を超えた (図 6.2(a)). 下肢の各関節軌道を平均軌道に置き換えた関節間シナジーの評価値は前期両脚支持期においては股関節および足関節を置き換えたもの, 片足支持期においては膝関節および足関節を置き換えたものが 3 関節間シナジーよりも有意に小さかった (表 6.7, 6.8, 6.9). すなわちこの結果は, この時期に働いてい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には前期両脚支持期においては股関節と足関節が, 片足支持期においては膝関節と足関節が寄与していたことを示す. 前章で述べたように, 前期両脚支持期において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



表 6.2 股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), および後期両脚支持期 (DST2) における時間平均の各被験者群間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび膝関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	<i>p</i>	ES	95%CI
<b>DST1</b>					
$\{3,knee\}S_X$	0.03 (0.19)	0.33 (0.17)	$p < .01^{**}$	-1.63	[-2.57, -0.70]
$\{3,knee\}S_Y$	-0.00 (0.13)	-0.18 (0.18)	.012*	1.09	[0.23, 1.95]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.44 (0.15)	0.33 (0.12)	.044*	0.84	[0.00, 1.68]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.43 (0.18)	0.17 (0.07)	$p < .01^{**}$	1.87	[0.90, 2.84]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.43 (0.15)	0.23 (0.09)	$p < .01^{**}$	1.50	[0.58, 2.41]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.45 (0.13)	0.35 (0.11)	.061	0.78	[-0.05, 1.61]
<b>SST</b>					
$\{3,knee\}S_X$	0.25 (0.21)	0.24 (0.19)	.988	0.01	[-0.79, 0.81]
$\{3,knee\}S_Y$	0.25 (0.17)	0.14 (0.20)	.173	0.56	[-0.26, 1.37]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.22)	0.47 (0.23)	.095	0.69	[-0.14, 1.51]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.16)	0.24 (0.06)	.024*	1.00	[0.15, 1.85]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.22)	0.42 (0.15)	.013*	1.07	[0.21, 1.93]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.15)	0.33 (0.20)	.721	0.14	[-0.66, 0.94]
<b>DST2</b>					
$\{3,knee\}S_X$	0.36 (0.15)	0.49 (0.17)	.052	-0.81	[-1.65, 0.02]
$\{3,knee\}S_Y$	0.75 (0.07)	0.86 (0.03)	$p < .01^{**}$	-1.87	[-2.84, -0.90]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.41 (0.63)	1.33 (0.63)	.734	0.14	[-0.67, 0.94]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.23)	0.44 (0.16)	.023*	0.97	[0.12, 1.82]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.62 (0.68)	1.49 (0.64)	.631	0.19	[-0.61, 0.99]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.22 (0.08)	0.11 (0.05)	$p < .01^{**}$	1.56	[0.64, 2.49]

度に影響しない. したがって, 前期両脚支持期に股関節の水平速度のばらつきを抑えるように, 膝関節で生じたばらつきを股関節の運動を制御することで調整していると考えられる. 膝関節は接地の衝撃吸収に専念し, 股関節はそのばらつきを相殺して水平速度のばらつき, つまり歩行速度のばらつきを抑えるように機能を関節ごとに分化して協調運動している可能性がある. さらに体を前に運ぶ片足支持期では膝関節と足関節の2関節で股関節の水平速度のばらつきを抑えるように協調していると考えられる.

表 6.3 股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), および後期両脚支持期 (DST2) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび足関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
<b>DST1</b>					
$\{3,ankle\}S_X$	0.03 (0.19)	-0.27 (0.18)	$p < .01^{**}$	1.56	[0.63, 2.48]
$\{3,ankle\}S_Y$	-0.00 (0.13)	0.12 (0.18)	.069	-0.76	[-1.59, 0.07]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.44 (0.15)	0.21 (0.07)	$p < .01^{**}$	1.93	[0.95, 2.91]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.43 (0.18)	0.41 (0.17)	.812	0.09	[-0.71, 0.90]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.43 (0.15)	0.29 (0.10)	.017*	1.04	[0.18, 1.90]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.45 (0.13)	0.25 (0.11)	$p < .01^{**}$	1.59	[0.66, 2.51]
<b>SST</b>					
$\{3,ankle\}S_X$	0.25 (0.21)	-0.01 (0.26)	.014*	1.05	[0.20, 1.91]
$\{3,ankle\}S_Y$	0.25 (0.17)	0.06 (0.14)	$p < .01^{**}$	1.16	[0.29, 2.03]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.22)	0.27 (0.10)	$p < .01^{**}$	2.00	[1.00, 2.99]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.16)	0.31 (0.15)	.415	0.33	[-0.48, 1.13]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.22)	0.29 (0.09)	$p < .01^{**}$	1.94	[0.96, 2.93]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.15)	0.27 (0.07)	.106	0.68	[-0.15, 1.50]
<b>DST2</b>					
$\{3,ankle\}S_X$	0.36 (0.15)	-0.16 (0.18)	$p < .01^{**}$	3.07	[1.86, 4.28]
$\{3,ankle\}S_Y$	0.75 (0.07)	-0.04 (0.20)	$p < .01^{**}$	5.04	[3.35, 6.73]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.41 (0.63)	0.25 (0.07)	$p < .01^{**}$	2.50	[1.41, 3.59]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.63 (0.23)	0.39 (0.15)	$p < .01^{**}$	1.24	[0.36, 2.12]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.62 (0.68)	0.28 (0.09)	$p < .01^{**}$	2.68	[1.55, 3.81]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.22 (0.08)	0.33 (0.14)	.030*	-0.93	[-1.77, -0.08]

### 6.3.2 後期両脚支持期

後期両脚支持期 (DST2) では全ての 3 関節間シナジーの平均値が基準値を超え, 特に高さのばらつきが抑えられていることは前章で述べた. この時期において足部を平均軌道に置き換えた関節間シナジーの評価値はいずれも基準値を下回っており, 3 関節間シナジーよりも有意に小さかった (図 6.1(a)(d), 6.2(a)(d), 表 6.3, 6.9). その他の平均軌道に置き換えた関節間シナジーについてはいずれの評価値も有意差がないかもしくは有意に大きかった

表 6.4 股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), および遊脚終期 (SW3) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび股関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	<i>p</i>	ES	95%CI
SW1					
$\{3,hip\}S_X$	0.11 (0.27)	0.59 (0.12)	$p < .01^{**}$	-2.20	[-3.23, -1.17]
$\{3,hip\}S_Y$	0.58 (0.14)	0.45 (0.23)	.118	0.65	[-0.17, 1.47]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.36 (1.28)	1.32 (1.21)	.928	0.04	[-0.76, 0.84]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.93 (0.42)	0.36 (0.35)	$p < .01^{**}$	1.41	[0.51, 2.31]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.65 (1.35)	1.31 (1.32)	.538	0.25	[-0.56, 1.05]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.15)	0.39 (0.16)	.712	-0.15	[-0.95, 0.65]
SW2					
$\{3,hip\}S_X$	0.11 (0.13)	0.29 (0.13)	$p < .01^{**}$	-1.33	[-2.23, -0.44]
$\{3,hip\}S_Y$	0.62 (0.12)	0.61 (0.14)	.812	0.09	[-0.71, 0.90]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.42 (0.63)	1.36 (0.57)	.813	0.09	[-0.71, 0.89]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.09 (0.36)	0.81 (0.33)	.061	0.78	[-0.05, 1.61]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.76 (0.71)	1.58 (0.68)	.518	0.26	[-0.54, 1.06]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.40 (0.19)	0.37 (0.15)	.709	0.15	[-0.65, 0.95]
SW3					
$\{3,hip\}S_X$	0.10 (0.15)	0.18 (0.13)	.184	-0.54	[-1.36, 0.28]
$\{3,hip\}S_Y$	0.10 (0.19)	0.22 (0.16)	.100	-0.68	[-1.50, 0.15]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.85 (0.28)	0.76 (0.24)	.369	0.36	[-0.45, 1.17]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.70 (0.27)	0.59 (0.19)	.240	0.48	[-0.33, 1.29]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.88 (0.26)	0.82 (0.24)	.570	0.23	[-0.58, 1.03]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.65 (0.36)	0.46 (0.22)	.130	0.62	[-0.20, 1.45]

た(表 6.1, 6.2, 6.7, 6.8) . さらにこの時期に股関節と膝関節のばらつきはあまり小さくなく, ばらつきのほとんどを足関節のばらつきが占めている. 図 6.1(b)(c)(e)(f), 6.2(b)(c)(e)(f) において ORT 成分に関してはいずれの値も小さい値となっているが, UCM 成分に関しては足関節を平均軌道に置き換えたもの以外は大きい値を示している. つまり, この時期のばらつきのほとんどが足関節によるものであり, 股関節や膝関節は一步ごとに同じ姿勢をとっていることを示しており, 足関節の運動が関節間シナジーを生成していると考えられる. したがって, この時期に働いている股関節位置や速度のばらつきを抑える関節間シナ

表 6.5 股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), および遊脚終期 (SW3) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび膝関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
<b>SW1</b>					
$\{3,knee\}S_X$	0.11 (0.27)	0.24 (0.32)	.283	-0.43	[-1.24, 0.38]
$\{3,knee\}S_Y$	0.58 (0.14)	0.97 (0.02)	$p < .01^{**}$	-3.80	[-5.18, -2.42]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.36 (1.28)	1.31 (1.28)	.921	0.04	[-0.76, 0.84]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.93 (0.42)	0.64 (0.24)	.050*	0.83	[-0.01, 1.67]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.65 (1.35)	1.62 (1.32)	.957	0.02	[-0.78, 0.82]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.15)	0.02 (0.02)	$p < .01^{**}$	3.05	[1.84, 4.25]
<b>SW2</b>					
$\{3,knee\}S_X$	0.11 (0.13)	0.58 (0.14)	$p < .01^{**}$	-3.27	[-4.53, -2.02]
$\{3,knee\}S_Y$	0.62 (0.12)	0.72 (0.07)	.026*	-0.96	[-1.81, -0.11]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.42 (0.63)	1.26 (0.58)	.547	0.24	[-0.56, 1.04]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.09 (0.36)	0.33 (0.10)	$p < .01^{**}$	2.79	[1.64, 3.93]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.76 (0.71)	1.32 (0.58)	.109	0.66	[-0.16, 1.48]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.40 (0.19)	0.21 (0.08)	$p < .01^{**}$	1.23	[0.35, 2.11]
<b>SW3</b>					
$\{3,knee\}S_X$	0.10 (0.15)	0.61 (0.10)	$p < .01^{**}$	-3.93	[-5.34, -2.52]
$\{3,knee\}S_Y$	0.10 (0.19)	-0.01 (0.22)	.223	0.49	[-0.32, 1.31]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.85 (0.28)	0.64 (0.22)	.049*	0.82	[-0.01, 1.66]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.70 (0.27)	0.15 (0.07)	$p < .01^{**}$	2.68	[1.56, 3.81]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.88 (0.26)	0.46 (0.15)	$p < .01^{**}$	1.86	[0.89, 2.83]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.65 (0.36)	0.49 (0.29)	.248	0.47	[-0.34, 1.28]

ジーには足関節の運動が強く寄与している。

一方で、膝関節を平均軌道に置き換えた高さや鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーの評価値は非常に高い値を示している (図 6.1(d), 6.1(d))。この結果はこの時期の下肢の姿勢によるものと考えられる。図 6.3 に 1 歩行周期中の関節角度の時間推移を示す。この時期、特に蹴り出し時において股関節と足関節は 0 rad 付近の値をとっており、ほぼ直立に近い姿勢となっている。したがって、この時期の特に蹴り出し時には、股関節と足関節の運動は高さに影響をほとんど与えない。そのため、膝関節を平均軌道に置き換え

表 6.6 股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), および遊脚終期 (SW3) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび足関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	<i>p</i>	ES	95%CI
SW1					
$\{3,ankle\}S_X$	0.11 (0.27)	-0.47 (0.17)	$p < .01^{**}$	2.45	[1.37, 3.53]
$\{3,ankle\}S_Y$	0.58 (0.14)	0.02 (0.24)	$p < .01^{**}$	2.77	[1.62, 3.91]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.36 (1.28)	0.21 (0.09)	$p < .01^{**}$	1.23	[0.35, 2.11]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.93 (0.42)	0.65 (0.28)	.069	0.76	[-0.07, 1.59]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.65 (1.35)	0.35 (0.15)	$p < .01^{**}$	1.31	[0.42, 2.19]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.36 (0.15)	0.36 (0.19)	.986	0.01	[-0.79, 0.81]
SW2					
$\{3,ankle\}S_X$	0.11 (0.13)	-0.30 (0.19)	$p < .01^{**}$	2.38	[1.32, 3.45]
$\{3,ankle\}S_Y$	0.62 (0.12)	-0.23 (0.18)	$p < .01^{**}$	5.42	[3.63, 7.21]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.42 (0.63)	0.37 (0.15)	$p < .01^{**}$	2.21	[1.18, 3.24]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.09 (0.36)	0.72 (0.24)	$p < .01^{**}$	1.16	[0.29, 2.03]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.76 (0.71)	0.39 (0.13)	$p < .01^{**}$	2.61	[1.50, 3.72]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.40 (0.19)	0.70 (0.32)	.013*	-1.09	[-1.96, -0.23]
SW3					
$\{3,ankle\}S_X$	0.10 (0.15)	-0.28 (0.23)	$p < .01^{**}$	1.87	[0.90, 2.84]
$\{3,ankle\}S_Y$	0.10 (0.19)	0.26 (0.13)	.024*	-0.96	[-1.81, -0.11]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.85 (0.28)	0.33 (0.13)	$p < .01^{**}$	2.35	[1.29, 3.41]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.70 (0.27)	0.64 (0.26)	.548	0.24	[-0.56, 1.04]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.88 (0.26)	0.50 (0.17)	$p < .01^{**}$	1.65	[0.72, 2.59]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.65 (0.36)	0.29 (0.13)	$p < .01^{**}$	1.29	[0.40, 2.17]

ると高さにはほとんどばらつきが生じないために股関節の鉛直位置や速度のばらつきを抑える関節間シナジーの評価値が非常に高い値を取る結果となった。逆に股関節と足関節のばらつきは水平方向へは影響しやすい時期であるといえるが、足関節のばらつきは水平位置や速度いずれにおいても関節間シナジーに強く寄与しているため、この時期における足関節の役割は非常に重要であると考えられる。前章でも述べたが、後期両脚支持期においては4つの関節間シナジーが強く働き、特に股関節高さのばらつきを抑える関節間シナジーが強く働いており、これらの関節間シナジーは足関節の運動によって生成されている

表 6.7 股関節に対する足先の水平及び鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), および後期両脚支持期 (DST2) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび股関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
<b>DST1</b>					
$\{3,hip\}S_{vX}$	0.56 (0.09)	0.36 (0.08)	$p < .01^{**}$	2.38	[1.31, 3.44]
$\{3,hip\}S_{vY}$	0.20 (0.10)	0.19 (0.19)	.887	0.06	[-0.74, 0.86]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.74 (0.26)	0.57 (0.22)	.097	0.68	[-0.14, 1.51]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.23 (0.10)	0.28 (0.12)	.227	-0.49	[-1.30, 0.32]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.64 (0.26)	0.51 (0.23)	.206	0.51	[-0.30, 1.33]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.43 (0.12)	0.40 (0.13)	.604	0.21	[-0.60, 1.01]
<b>SST</b>					
$\{3,hip\}S_{vX}$	0.52 (0.13)	0.48 (0.10)	.392	0.34	[-0.46, 1.15]
$\{3,hip\}S_{vY}$	0.13 (0.12)	0.01 (0.16)	.060	0.78	[-0.05, 1.62]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.37 (0.11)	0.25 (0.09)	$p < .01^{**}$	1.15	[0.28, 2.02]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.12 (0.06)	0.08 (0.02)	.073	0.77	[-0.07, 1.60]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.30 (0.07)	0.19 (0.05)	$p < .01^{**}$	1.69	[0.75, 2.63]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.25 (0.14)	0.20 (0.10)	.297	0.42	[-0.39, 1.23]
<b>DST2</b>					
$\{3,hip\}S_{vX}$	0.58 (0.08)	0.62 (0.09)	.221	-0.50	[-1.31, 0.32]
$\{3,hip\}S_{vY}$	0.60 (0.07)	0.55 (0.12)	.173	0.56	[-0.26, 1.38]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.28 (0.35)	1.18 (0.34)	.467	0.29	[-0.51, 1.10]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.39 (0.12)	0.30 (0.09)	.034*	0.89	[0.05, 1.74]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.31 (0.35)	1.15 (0.34)	.285	0.43	[-0.38, 1.24]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.34 (0.11)	0.34 (0.10)	.932	-0.03	[-0.83, 0.77]

ことを本結果は示している.

### 6.3.3 遊脚期

前章で述べたように, 遊脚初期および中期においては足先高さのばらつきを抑える関節間シナジーが働いていた. これらの時期において足関節の軌道を平均軌道に置き換えた足先高さのばらつきを抑える関節間シナジー ( $ankleS_Y$ ) の評価値は 3 関節間シナジーの評価値よりも有意に小さく, 基準値を下回った (図 6.1(d), 表 6.6). つまり, 遊脚初期の脚の振り

表 6.8 股関節に対する足先の水平及び鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), および後期両脚支持期 (DST2) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび膝関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	<i>p</i>	ES	95%CI
<b>DST1</b>					
$\{3,knee\}S_{vX}$	0.56 (0.09)	0.57 (0.11)	.801	-0.10	[-0.90, 0.70]
$\{3,knee\}S_{vY}$	0.20 (0.10)	0.12 (0.16)	.162	0.57	[-0.24, 1.39]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.74 (0.26)	0.54 (0.19)	.039*	0.87	[0.03, 1.71]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.23 (0.10)	0.13 (0.05)	$p < .01^{**}$	1.17	[0.30, 2.04]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.64 (0.26)	0.43 (0.17)	.030*	0.93	[0.08, 1.77]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.43 (0.12)	0.33 (0.11)	.055	0.80	[-0.03, 1.63]
<b>SST</b>					
$\{3,knee\}S_{vX}$	0.52 (0.13)	0.33 (0.14)	$p < .01^{**}$	1.30	[0.41, 2.19]
$\{3,knee\}S_{vY}$	0.13 (0.12)	0.12 (0.19)	.875	0.06	[-0.74, 0.86]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.37 (0.11)	0.28 (0.10)	.042*	0.85	[0.01, 1.69]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.12 (0.06)	0.14 (0.06)	.279	-0.44	[-1.25, 0.37]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.30 (0.07)	0.24 (0.07)	.050*	0.82	[-0.02, 1.65]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.25 (0.14)	0.21 (0.12)	.493	0.28	[-0.53, 1.08]
<b>DST2</b>					
$\{3,knee\}S_{vX}$	0.58 (0.08)	0.61 (0.09)	.347	-0.38	[-1.19, 0.43]
$\{3,knee\}S_{vY}$	0.60 (0.07)	0.82 (0.05)	$p < .01^{**}$	-3.36	[-4.64, -2.09]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.28 (0.35)	1.17 (0.35)	.434	0.31	[-0.49, 1.12]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.39 (0.12)	0.28 (0.06)	.010*	1.15	[0.28, 2.02]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.31 (0.35)	1.26 (0.35)	.753	0.13	[-0.68, 0.93]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.34 (0.11)	0.09 (0.03)	$p < .01^{**}$	3.04	[1.84, 4.24]

上げや中期の振り下ろし時において足関節の運動によって足先高さを調整していることをこの結果は示す. また, その他の関節間シナジーに関しても足関節を平均軌道に置き換えた関節間シナジーの評価値は 3 関節間シナジーの評価値よりもいずれも有意に低い値を示しており, この時期において足関節の運動が関節間シナジーに強く寄与していることを示している (図 6.1(a), 6.2(a)(d), 表 6.6, 6.12).

ここで, つまずきの生じやすい MTC の瞬間における足先位置のばらつきを抑える関節間シナジーの評価値について表 6.13, 6.14, 6.15 に示す. 関節間シナジーの評価値は膝関節

表 6.9 股関節に対する足先の水平及び鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), および後期両脚支持期 (DST2) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび足関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
<b>DST1</b>					
$\{3,ankle\}S_{vX}$	0.56 (0.09)	0.25 (0.18)	$p < .01^{**}$	2.17	[1.14, 3.19]
$\{3,ankle\}S_{vY}$	0.20 (0.10)	0.24 (0.11)	.442	-0.31	[-1.11, 0.50]
$\{3,ankle\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.74 (0.26)	0.29 (0.12)	$p < .01^{**}$	2.13	[1.11, 3.15]
$\{3,ankle\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.23 (0.10)	0.22 (0.10)	.829	0.09	[-0.71, 0.89]
$\{3,ankle\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.64 (0.26)	0.30 (0.12)	$p < .01^{**}$	1.62	[0.68, 2.55]
$\{3,ankle\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.43 (0.12)	0.20 (0.08)	$p < .01^{**}$	2.16	[1.14, 3.19]
<b>SST</b>					
$\{3,ankle\}S_{vX}$	0.52 (0.13)	0.25 (0.17)	$p < .01^{**}$	1.74	[0.79, 2.69]
$\{3,ankle\}S_{vY}$	0.13 (0.12)	0.18 (0.19)	.476	-0.29	[-1.09, 0.52]
$\{3,ankle\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.37 (0.11)	0.16 (0.05)	$p < .01^{**}$	2.38	[1.31, 3.44]
$\{3,ankle\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.12 (0.06)	0.11 (0.05)	.718	0.14	[-0.66, 0.95]
$\{3,ankle\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.30 (0.07)	0.15 (0.04)	$p < .01^{**}$	2.41	[1.34, 3.48]
$\{3,ankle\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.25 (0.14)	0.12 (0.07)	.010*	1.15	[0.28, 2.02]
<b>DST2</b>					
$\{3,ankle\}S_{vX}$	0.58 (0.08)	0.06 (0.19)	$p < .01^{**}$	3.44	[2.15, 4.74]
$\{3,ankle\}S_{vY}$	0.60 (0.07)	-0.12 (0.15)	$p < .01^{**}$	6.11	[4.13, 8.08]
$\{3,ankle\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	1.28 (0.35)	0.21 (0.05)	$p < .01^{**}$	4.13	[2.67, 5.59]
$\{3,ankle\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.39 (0.12)	0.22 (0.08)	$p < .01^{**}$	1.66	[0.72, 2.60]
$\{3,ankle\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	1.31 (0.35)	0.17 (0.04)	$p < .01^{**}$	4.36	[2.85, 5.88]
$\{3,ankle\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} (\text{rad/s})^2)$	0.34 (0.11)	0.30 (0.09)	.366	0.36	[-0.44, 1.17]

および足関節を平均軌道に置き換えたものが有意に小さい。つまり、膝関節と足関節が高さのばらつきを抑える関節間シナジーに強く寄与している。したがって、MTCの瞬間においては膝関節と足関節が協調して足先高さのばらつきを抑えていると考えられる。

遊脚終期においては、足先の水平速度のばらつきを抑える関節間シナジーのみが若干基準値を超えているが、この時にも遊脚初期や中期同様足関節を平均軌道に置き換えた関節間シナジーの評価値は有意に小さい値をとっている (図 6.2(a), 表 6.12)。したがって、この時期にも足関節の運動が関節間シナジーに寄与していると言えるが、前章の結果より、この



表 6.10 股関節に対する足先の水平及び鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), および遊脚終期 (SW3) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび股関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
SW1					
$\{3,hip\}S_{vX}$	0.52 (0.06)	0.51 (0.12)	.818	0.09	[-0.71, 0.89]
$\{3,hip\}S_{vY}$	0.37 (0.17)	0.40 (0.18)	.633	-0.19	[-0.99, 0.61]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	2.48 (0.80)	2.35 (0.80)	.692	0.16	[-0.64, 0.96]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.79 (0.27)	0.78 (0.27)	.975	0.01	[-0.79, 0.81]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	2.35 (0.82)	2.25 (0.81)	.776	0.11	[-0.69, 0.91]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.06 (0.35)	0.99 (0.33)	.601	0.21	[-0.59, 1.01]
SW2					
$\{3,hip\}S_{vX}$	0.36 (0.16)	0.40 (0.12)	.455	-0.30	[-1.10, 0.51]
$\{3,hip\}S_{vY}$	0.31 (0.18)	0.45 (0.18)	.066	-0.76	[-1.59, 0.07]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.05 (0.37)	0.94 (0.35)	.471	0.29	[-0.52, 1.09]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.46 (0.17)	0.39 (0.11)	.236	0.48	[-0.33, 1.30]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.03 (0.39)	0.96 (0.38)	.651	0.18	[-0.62, 0.98]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.51 (0.16)	0.36 (0.10)	.015*	1.06	[0.20, 1.92]
SW3					
$\{3,hip\}S_{vX}$	0.35 (0.11)	0.27 (0.12)	.136	0.61	[-0.21, 1.43]
$\{3,hip\}S_{vY}$	0.16 (0.12)	0.12 (0.17)	.500	0.27	[-0.53, 1.07]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.67 (0.43)	1.49 (0.37)	.269	0.45	[-0.36, 1.26]
$\{3,hip\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.82 (0.28)	0.91 (0.27)	.432	-0.32	[-1.12, 0.49]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.51 (0.47)	1.34 (0.43)	.352	0.38	[-0.43, 1.18]
$\{3,hip\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.14 (0.30)	1.21 (0.34)	.607	-0.21	[-1.01, 0.60]

時期には足先の位置や速度のばらつきを抑えるよりはむしろ踝に着目した制御を行なっている可能性があり, 特に踝の鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーが強く働いていた. このことより, 遊脚終期においては足関節の運動はあまり重要でないと考えられる.

表 6.11 股関節に対する足先の水平及び鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), および遊脚終期 (SW3) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび膝関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
<b>SW1</b>					
$\{3,knee\}S_{vX}$	0.52 (0.06)	0.70 (0.07)	$p < .01^{**}$	-2.60	[-3.71, -1.49]
$\{3,knee\}S_{vY}$	0.37 (0.17)	0.98 (0.01)	$p < .01^{**}$	-4.91	[-6.56, -3.25]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	2.48 (0.80)	2.21 (0.78)	.405	0.33	[-0.47, 1.14]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.79 (0.27)	0.41 (0.14)	$p < .01^{**}$	1.71	[0.76, 2.65]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	2.35 (0.82)	2.40 (0.84)	.872	-0.06	[-0.86, 0.74]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.06 (0.35)	0.02 (0.02)	$p < .01^{**}$	4.01	[2.58, 5.45]
<b>SW2</b>					
$\{3,knee\}S_{vX}$	0.36 (0.16)	0.56 (0.16)	$p < .01^{**}$	-1.23	[-2.11, -0.35]
$\{3,knee\}S_{vY}$	0.31 (0.18)	0.65 (0.09)	$p < .01^{**}$	-2.36	[-3.42, -1.30]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.05 (0.37)	0.87 (0.35)	.242	0.47	[-0.34, 1.29]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.46 (0.17)	0.22 (0.09)	$p < .01^{**}$	1.71	[0.76, 2.65]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.03 (0.39)	0.90 (0.34)	.406	0.33	[-0.47, 1.14]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.51 (0.16)	0.17 (0.07)	$p < .01^{**}$	2.63	[1.51, 3.74]
<b>SW3</b>					
$\{3,knee\}S_{vX}$	0.35 (0.11)	0.81 (0.06)	$p < .01^{**}$	-5.13	[-6.85, -3.42]
$\{3,knee\}S_{vY}$	0.16 (0.12)	0.23 (0.19)	.325	-0.40	[-1.21, 0.41]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.67 (0.43)	1.23 (0.34)	$p < .01^{**}$	1.12	[0.25, 1.99]
$\{3,knee\}\sigma_{vX}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	0.82 (0.28)	0.13 (0.05)	$p < .01^{**}$	3.35	[2.08, 4.62]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\parallel 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.51 (0.47)	0.97 (0.31)	$p < .01^{**}$	1.30	[0.41, 2.19]
$\{3,knee\}\sigma_{vY}^{\perp 2} (\times 10^{-1} \text{ (rad/s)}^2)$	1.14 (0.30)	0.64 (0.23)	$p < .01^{**}$	1.80	[0.84, 2.77]

## 6.4 まとめ

本章では歩行中に働いている関節間シナジーの形成に下肢の各関節がどのように寄与しているかを調べた. その結果, 踵接地直後の前期両脚支持期においては膝関節で接地の衝撃吸収を行い, そこで生じた関節角のばらつきが股関節の水平速度に影響を及ぼさないように股関節が協調して運動している. また身体を前方に運ぶに片足支持期においては膝関

表 6.12 股関節に対する足先の水平及び鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), および遊脚終期 (SW3) における時間平均の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび足関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	<i>p</i>	ES	95%CI
SW1					
{3,ankle} $S_{vX}$	0.52 (0.06)	0.30 (0.16)	$p < .01^{**}$	1.76	[0.81, 2.72]
{3,ankle} $S_{vY}$	0.37 (0.17)	-0.76 (0.11)	$p < .01^{**}$	7.47	[5.12, 9.82]
{3,ankle} $\sigma_{vX}^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	2.48 (0.80)	0.47 (0.15)	$p < .01^{**}$	3.40	[2.11, 4.68]
{3,ankle} $\sigma_{vX}^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	0.79 (0.27)	0.26 (0.08)	$p < .01^{**}$	2.57	[1.46, 3.67]
{3,ankle} $\sigma_{vY}^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	2.35 (0.82)	0.11 (0.04)	$p < .01^{**}$	3.72	[2.36, 5.08]
{3,ankle} $\sigma_{vY}^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	1.06 (0.35)	0.97 (0.33)	.534	0.25	[-0.55, 1.05]
SW2					
{3,ankle} $S_{vX}$	0.36 (0.16)	0.03 (0.17)	$p < .01^{**}$	1.97	[0.98, 2.96]
{3,ankle} $S_{vY}$	0.31 (0.18)	-0.49 (0.11)	$p < .01^{**}$	5.24	[3.50, 6.99]
{3,ankle} $\sigma_{vX}^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	1.05 (0.37)	0.29 (0.08)	$p < .01^{**}$	2.70	[1.57, 3.83]
{3,ankle} $\sigma_{vX}^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	0.46 (0.17)	0.30 (0.10)	$p < .01^{**}$	1.15	[0.28, 2.01]
{3,ankle} $\sigma_{vY}^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	1.03 (0.39)	0.16 (0.06)	$p < .01^{**}$	3.03	[1.83, 4.23]
{3,ankle} $\sigma_{vY}^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	0.51 (0.16)	0.56 (0.15)	.466	-0.29	[-1.10, 0.51]
SW3					
{3,ankle} $S_{vX}$	0.35 (0.11)	-0.10 (0.15)	$p < .01^{**}$	3.30	[2.04, 4.57]
{3,ankle} $S_{vY}$	0.16 (0.12)	0.42 (0.14)	$p < .01^{**}$	-1.98	[-2.97, -0.99]
{3,ankle} $\sigma_{vX}^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	1.67 (0.43)	0.56 (0.16)	$p < .01^{**}$	3.34	[2.07, 4.61]
{3,ankle} $\sigma_{vX}^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	0.82 (0.28)	0.74 (0.27)	.515	0.26	[-0.54, 1.06]
{3,ankle} $\sigma_{vY}^{\parallel 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	1.51 (0.47)	0.78 (0.24)	$p < .01^{**}$	1.90	[0.92, 2.87]
{3,ankle} $\sigma_{vY}^{\perp 2}$ ( $\times 10^{-1}$ (rad/s) <sup>2</sup> )	1.14 (0.30)	0.31 (0.10)	$p < .01^{**}$	3.55	[2.23, 4.87]

節と足関節の 2 関節で股関節の水平速度のばらつきを抑えている. 足先で蹴り出しを行い, 足部を持ち上げ, 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. この関節間シナジーには足関節の運動が強く寄与しており, 一歩ごとの足先高さのばらつきを抑えるように運動している. さらにつまずきの生じやすい MTC の瞬間では膝関節と足関節のばらつきが足先高さに影響を及ぼさないように制御されており, この瞬間において働く足先高さのばらつきを抑える関節間シナジーに強く寄与

表 6.13 MTC の瞬間における股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび股関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
$\{3,hip\}S_X$	0.14 (0.12)	0.16 (0.13)	.734	-0.14	[-0.94, 0.67]
$\{3,hip\}S_Y$	0.75 (0.09)	0.84 (0.12)	.036*	-0.88	[-1.72, -0.04]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.34 (0.39)	1.22 (0.34)	.445	0.31	[-0.50, 1.11]
$\{3,hip\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.00 (0.27)	0.93 (0.23)	.518	0.26	[-0.54, 1.06]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.71 (0.44)	1.61 (0.41)	.578	0.22	[-0.58, 1.03]
$\{3,hip\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.25 (0.13)	0.15 (0.12)	.052	0.81	[-0.03, 1.64]

表 6.14 MTC の瞬間における股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび膝関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
$\{3,knee\}S_X$	0.14 (0.12)	0.76 (0.11)	$p < .01^{**}$	-5.33	[-7.09, -3.56]
$\{3,knee\}S_Y$	0.75 (0.09)	0.33 (0.20)	$p < .01^{**}$	2.61	[1.50, 3.72]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.34 (0.39)	1.08 (0.31)	.088	0.71	[-0.12, 1.53]
$\{3,knee\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.00 (0.27)	0.16 (0.11)	$p < .01^{**}$	3.91	[2.51, 5.32]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.71 (0.44)	0.92 (0.28)	$p < .01^{**}$	2.09	[1.08, 3.10]
$\{3,knee\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.25 (0.13)	0.49 (0.24)	$p < .01^{**}$	-1.16	[-2.03, -0.29]

している. すなわち, 前章の結果より歩行周期中に働く関節間シナジーが切り替わっている可能性が示唆されたが, さらに主として働く関節も同時に切り替わっているという可能性を示唆する. また, 歩行周期全体にわたって多くの関節間シナジーに足関節の寄与が大きかったことより, 歩行において足関節の運動が非常に重要であることを示唆する. 歩行において足関節は蹴りだし等の力の発生だけでなく, ばらつきを抑える点でも重要な役割を担っていることが明らかになった. 麻痺などで足関節が下垂してしまう場合に装具を用いて足関節を固定することがある. つまづきを防いで歩行を実現するためには足部の下垂は問題となるため, 歩行を実現する有効な手段であると考えられるが, 足関節を固定してしまうと健常者において働く関節間シナジーが働かなくなり, 歩行の安定化を損なう可能性がある. その場合, 例えば膝関節や股関節による代償運動によって同様の関節間シナジーを働かせることが必要となるかもしれない. または, 装具により足関節の動きを制限する

表 6.15 MTC の瞬間における股関節に対する足先の水平及び鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値と標準偏差. 3 link, 2 link はそれぞれ 3 関節間シナジーおよび足関節軌道を平均軌道に置き換えた解析結果を示す. ES=効果量 (Cohen's d), CI=95% 信頼区間を示す.

variable	3 link	2 link	$p$	ES	95%CI
$\{3,ankle\}S_X$	0.14 (0.12)	-0.25 (0.22)	$p < .01^{**}$	2.14	[1.12, 3.16]
$\{3,ankle\}S_Y$	0.75 (0.09)	0.17 (0.20)	$p < .01^{**}$	3.58	[2.25, 4.90]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.34 (0.39)	0.44 (0.14)	$p < .01^{**}$	3.00	[1.81, 4.20]
$\{3,ankle\}\sigma_X^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.00 (0.27)	0.78 (0.23)	.042*	0.85	[0.01, 1.69]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\parallel 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	1.71 (0.44)	0.60 (0.16)	$p < .01^{**}$	3.26	[2.01, 4.52]
$\{3,ankle\}\sigma_Y^{\perp 2} (\times 10^{-3} \text{ rad}^2)$	0.25 (0.13)	0.46 (0.16)	$p < .01^{**}$	-1.35	[-2.24, -0.45]

のではなく、ジャイロセンサなどで位置や速度を検出し関節間シナジーが働くように動かすことで歩行が安定化する可能性もある。いずれにしても、時期に応じて各関節の運動の役割が異なり、特にどの時期でも関節間シナジーへの寄与が大きい足関節の運動が歩行の安定化に重要な役割を担っていると考えられる。

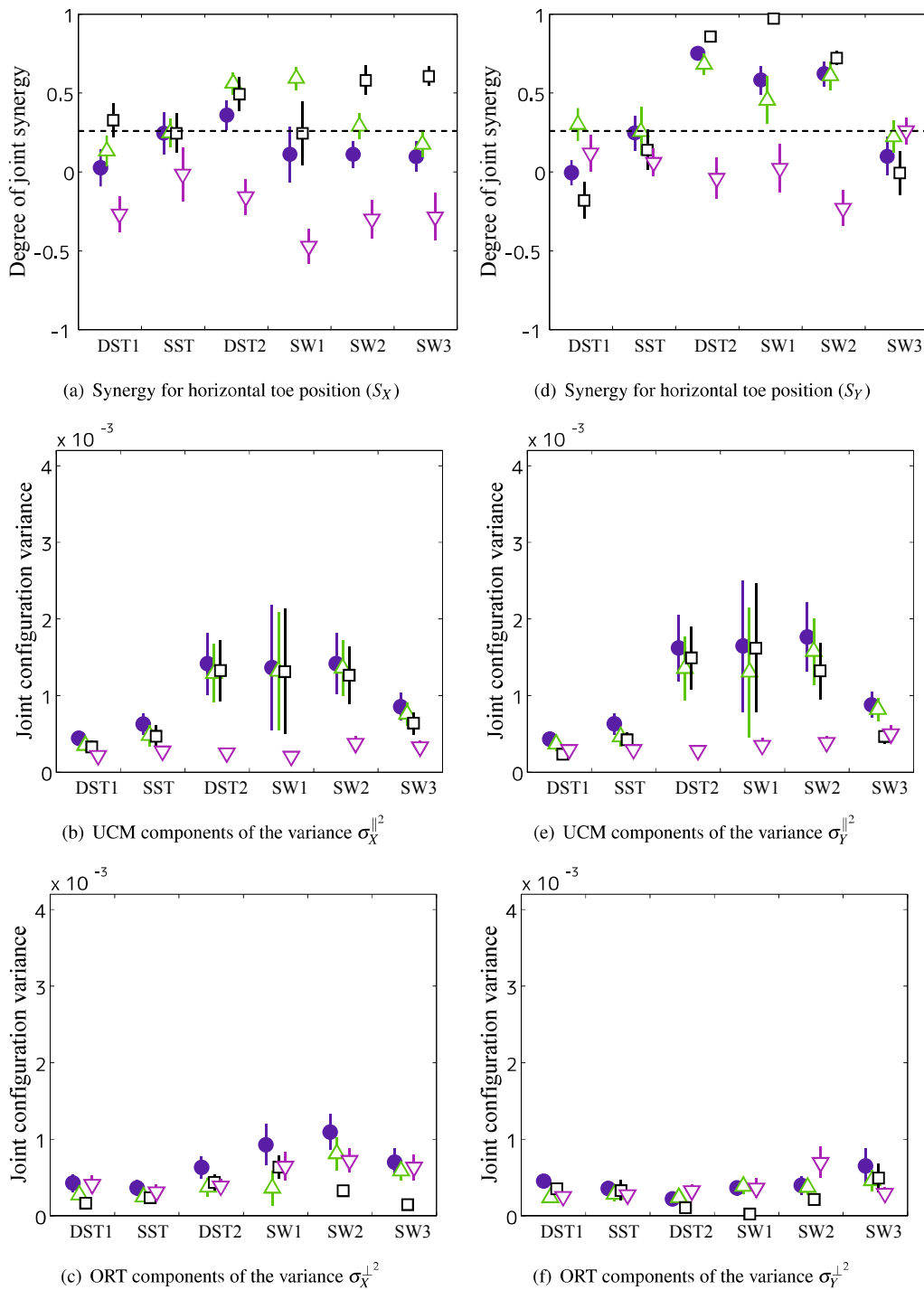


図 6.1 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値と 95%CI. 図 (a)(d) は関節間シナジー ( $3S_X$ ,  $hipS_X$ ,  $kneeS_X$ ,  $ankleS_X$ ,  $3S_Y$ ,  $hipS_Y$ ,  $kneeS_Y$ ,  $ankleS_Y$ ), (b)(e) はばらつきの UCM 成分 ( $3\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  $hip\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  $knee\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  $ankle\sigma_X^{\parallel 2}$ ,  $3\sigma_Y^{\parallel 2}$ ,  $hip\sigma_Y^{\parallel 2}$ ,  $knee\sigma_Y^{\parallel 2}$ ,  $ankle\sigma_Y^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $3\sigma_X^{\perp 2}$ ,  $hip\sigma_X^{\perp 2}$ ,  $knee\sigma_X^{\perp 2}$ ,  $ankle\sigma_X^{\perp 2}$ ,  $3\sigma_Y^{\perp 2}$ ,  $hip\sigma_Y^{\perp 2}$ ,  $knee\sigma_Y^{\perp 2}$ ,  $ankle\sigma_Y^{\perp 2}$ ) の結果を示す. 青色丸印は 3 関節間シナジー, 緑色上三角印, 黒色四角印, 桃色下三角印はそれぞれ股関節, 膝関節, 足関節軌道を平均軌道に置き換えた関節間シナジーの解析結果を示す. 横軸は左から前期両脚支持期 (DST1), 片足支持期 (SST), 後期両脚支持期 (DST2), 遊脚初期 (SW1), 遊脚中期 (SW2), 遊脚終期 (SW3) をそれぞれ示す. また, 図 (a)(d) 中の横破線は  $\sigma^{\parallel 2}$  が  $\sigma^{\perp 2}$  より F 検定により  $p = .05$  で有意に大きいと判定できる基準値を示す.

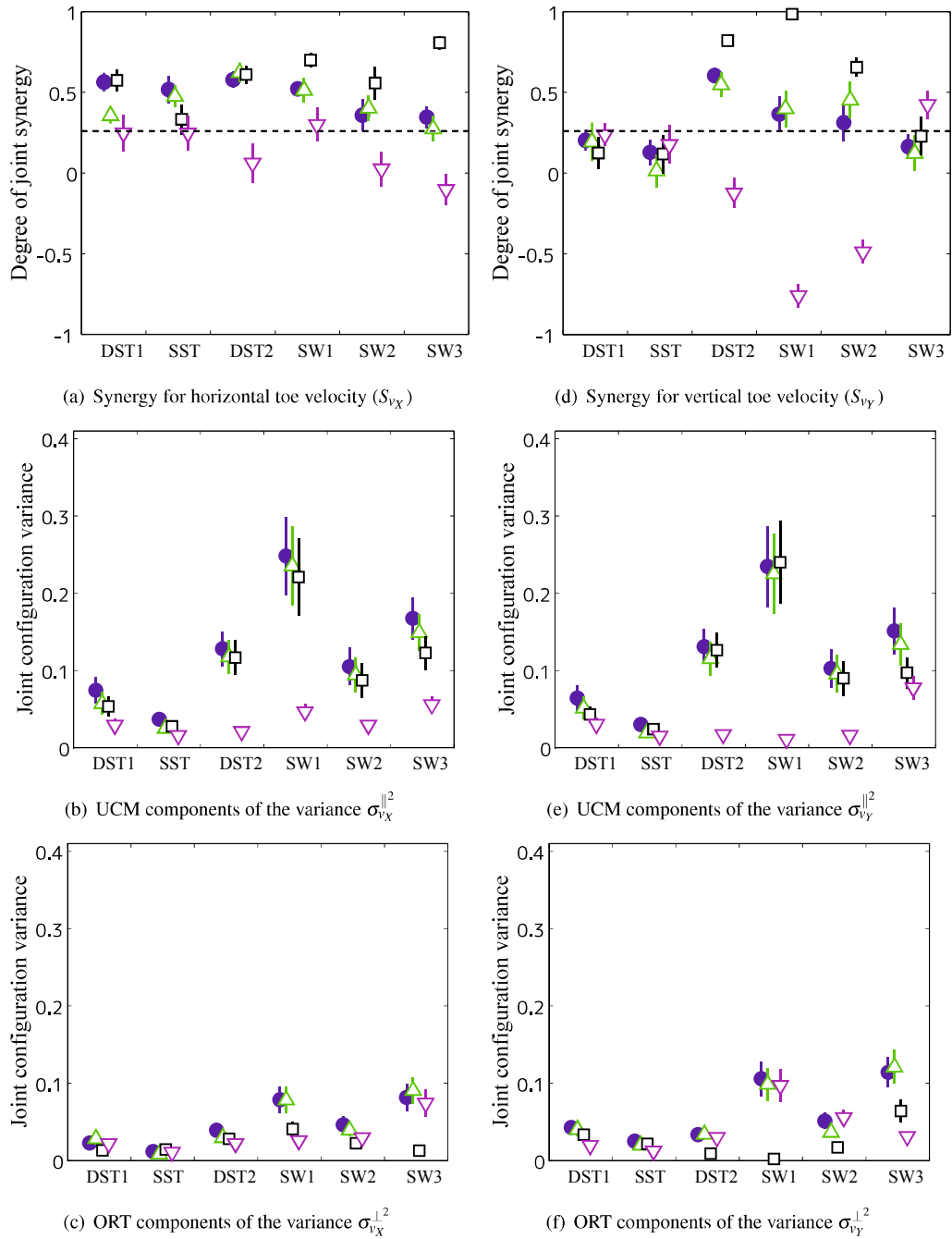
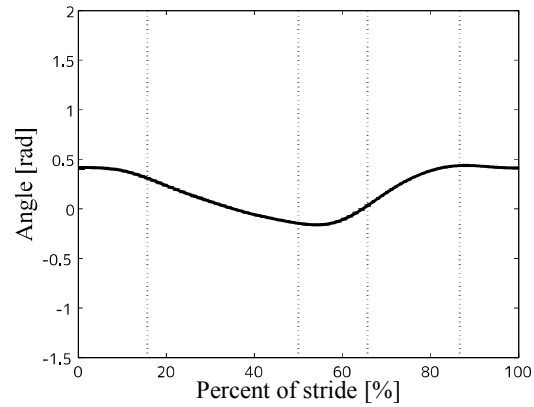
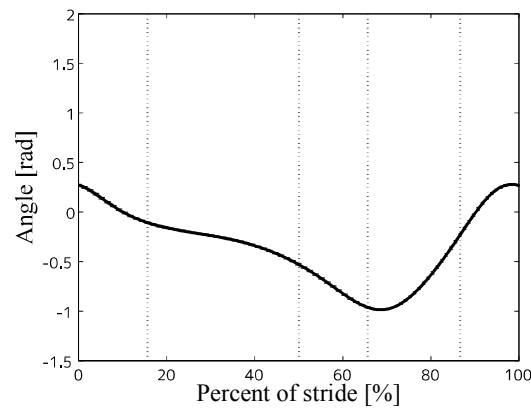


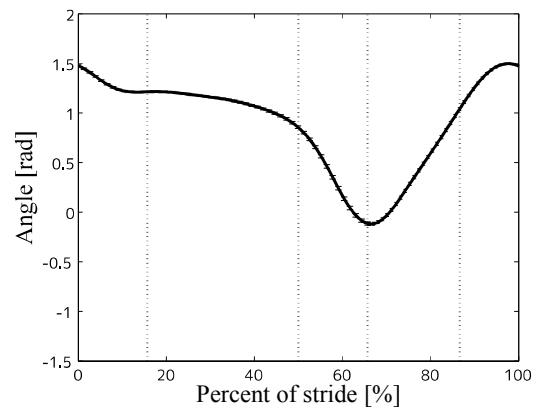
図 6.2 股関節に対する足先の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全被験者間平均値と 95%CI. 図 (a)(d) は関節間シナジー ( $3S_{v_x}$ ,  $hipS_{v_x}$ ,  $kneeS_{v_x}$ ,  $ankleS_{v_x}$ ,  $3S_{v_y}$ ,  $hipS_{v_y}$ ,  $kneeS_{v_y}$ ,  $ankleS_{v_y}$ ), (b)(e) はばらつきの UCM 成分 ( $3\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$ ,  $hip\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$ ,  $knee\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$ ,  $ankle\sigma_{v_x}^{\parallel 2}$ ,  $3\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ,  $hip\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ,  $knee\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ,  $ankle\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $3\sigma_{v_x}^{\perp 2}$ ,  $hip\sigma_{v_x}^{\perp 2}$ ,  $knee\sigma_{v_x}^{\perp 2}$ ,  $ankle\sigma_{v_x}^{\perp 2}$ ,  $3\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ,  $hip\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ,  $knee\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ,  $ankle\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ) の結果を示す. 図中の青色丸印, 緑色上三角印, 黒色四角印, 桃色下三角印, 横破線や横軸については図 6.1 と同じものを示す.



(a) Hip angle



(b) Knee angle



(c) Ankle angle

図 6.3 歩行周期中における (a) 股関節, (b) 膝関節, (c) 足関節角度軌道の全被験者間平均値と 95% 信頼区間. 横軸は歩行周期を正規化した値を示し, 縦破線はそれぞれ左から片足支持期, 後期両脚支持期, 遊脚期の始まりと MTC の瞬間を示す.





## 第7章

# むすび

本研究では、下肢の関節間シナジーに注目し、ヒトが下肢をどのように制御し安定した歩行を実現しているかを明らかにするために、(1) 歩行中の関節間シナジーに加齢による変化はあるか、(2) 関節間シナジーによって制御されている量は歩行中の時期に応じて異なるのか、(3) 歩行中の関節間シナジーの形成において下肢のどの関節が特に寄与しているかを検討した。その結果、第一に体幹位置の調整を行い、歩行の安定性を高めるために重要な時期である後期両脚支持期において股関節位置のばらつきを抑え、遊脚中期に足先が地面に最も近づく MTC の瞬間には足先高さのばらつきを抑えるような関節間シナジーが強く働いていた。この特徴は高齢者においても同様に観察され、股関節に対する足先位置のばらつきを抑える関節間シナジーは加齢により変化しないことが明らかになった。さらに、MTC の瞬間の関節軌道は高齢者の方が若年者に比べて有意に増大していたが、足先高さのばらつきには有意差はなく、関節間シナジーによって足先高さへの影響が抑えられていた。この結果は両脚支持期や MTC の瞬間における股関節や足先高さの制御が歩行実現のために重要であることを示唆する。

第二に、関節間シナジーにより制御される量が歩行周期中の時期に応じて如何に変化するかを調べた結果、前期両脚支持期から片足支持期においては足先に対する股関節の水平速度、後期両脚支持期から遊脚中期においては股関節と足先高さの相対的な位置関係、遊脚終期においては股関節に対する踝の鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーが働いていることが明らかになった。すなわちこの結果は、神経系により特に重視されている変数が歩行中の時期に応じて、股関節の水平速度、足先の高さ、踝の鉛直速度と切り変わっており、関節間シナジーが動的に再編成されていることを示唆する。

第三に、それらの関節間シナジーには前期両脚支持期においては股関節、片足支持期では膝関節と足関節、後期両脚支持期から遊脚中期にかけては足関節、MTC の瞬間では膝関節と足関節が強く寄与していた。特に足関節は歩行周期中において関節間シナジーに寄与する時期が多く、歩行の安定化に重要と思われる後期両脚支持期における股関節の位置や速度の調整に強く関わっていた。足関節が関節間シナジーに寄与していない時期は踵が接地している前期両脚支持期と踵の方が足先よりも地面に近い遊脚終期のみであり、歩行の安

定化においては足関節の運動が特に重要であると考えられる。つまり、歩行において足関節は蹴りだし等の力の発生だけでなく、ばらつきを抑える点でも重要な役割を担っていることが明らかになった。

高齢者歩行において各関節間シナジーの形成機能に衰えがない結果を得たが、その関節間シナジーへの各関節の寄与が変化しており、その結果不安定化しているという可能性もある。例えば、若年者において関節間シナジーに足関節の寄与が大きかったが、加齢により足関節を動かす筋が衰え、その代償運動として膝関節や股関節の運動によって若年者同様の関節間シナジーが働いていた場合、足先高さなどを調整するのに体幹に近い関節の運動で調整するとわずかな角度のばらつきでも足先高さの影響は大きくなり、制御が難しくなる。今後高齢者歩行において若年者と関節間シナジーへの各関節の寄与も変わらないのかそれとも変化しているのかについて検討することで、歩行を安定化させるコツが明らかになると考える。

## 付録 A

# 位置に注目した関節間シナジীর被験者間平均の時間推移

図 A.1 に若年者における股関節に対する踝の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を示す. 図 A.2 には若年者における股関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を, 図 A.3 には若年者における膝関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を, 図 A.4 には若年者における足関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を示す.

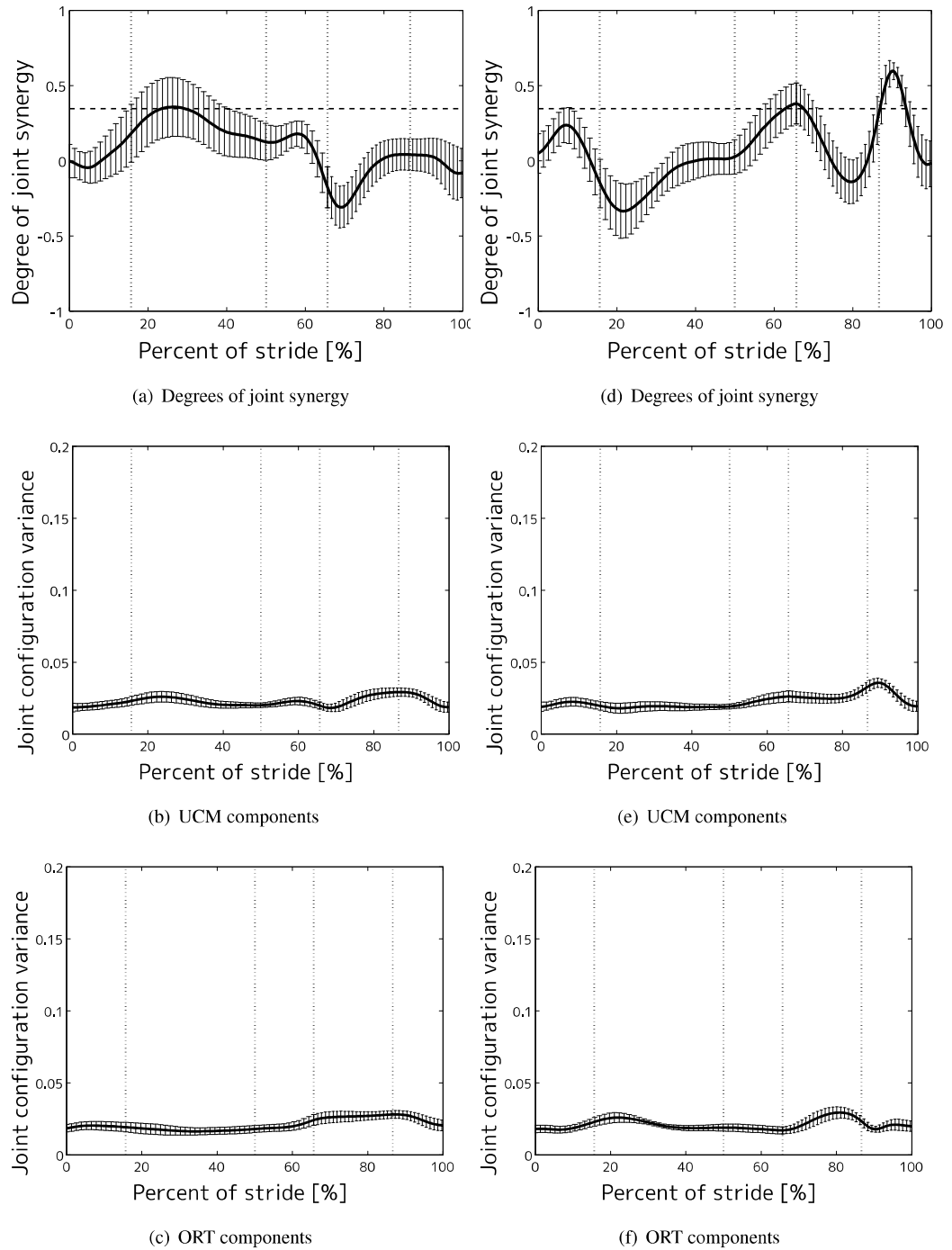


図 A.1 股関節に対する踝の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間平均値の時間推移。(a)(d) は関節間シナジー ( $2\sigma_x$ ,  $2\sigma_y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( $2\sigma_x^{\parallel 2}$ ,  $2\sigma_y^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $2\sigma_x^{\perp 2}$ ,  $2\sigma_y^{\perp 2}$ ) を表す。図中の太線および細線はそれぞれ全若年被験者間の平均と 95%CI を表す。各図の横軸は 1 歩行周期を正規化した時刻を表し、時刻 0% は注目脚が接地した瞬間を表す。縦の点線は左から順に片足支持期、後期両脚支持期、遊脚期の開始点と MTC の時刻を表す。(a)(d) における横破線は  $\sigma^{\parallel 2}$  が  $\sigma^{\perp 2}$  より F 検定により  $p = .05$  で有意に大きいと判定できる基準値を示す。

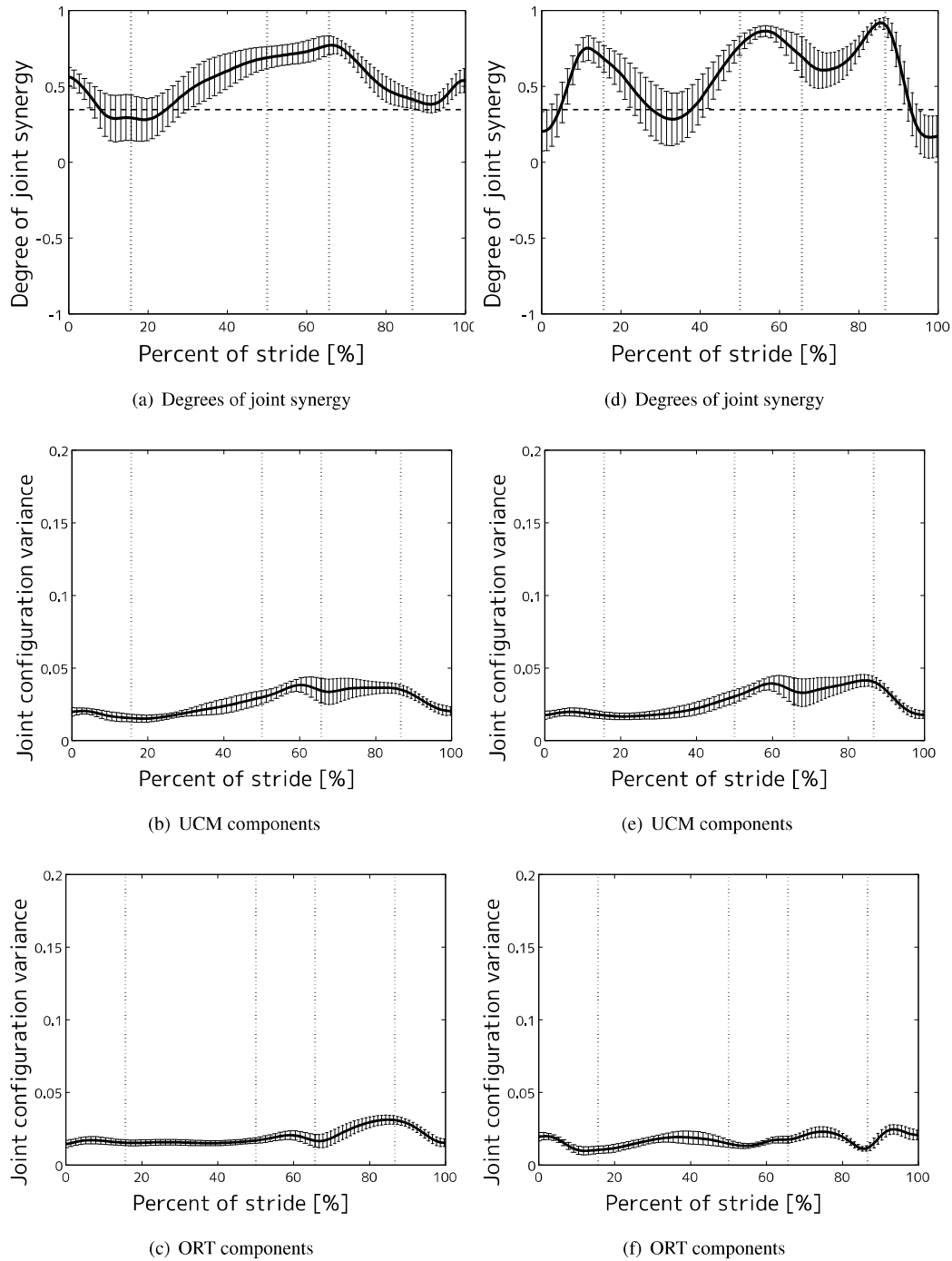


図 A.2 股関節軌道を平均軌道に置き換えた, 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間平均値の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $hipS_X$ ,  $hipS_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( $hip\sigma_X^2$ ,  $hip\sigma_Y^2$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $hip\sigma_X^{-2}$ ,  $hip\sigma_Y^{-2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

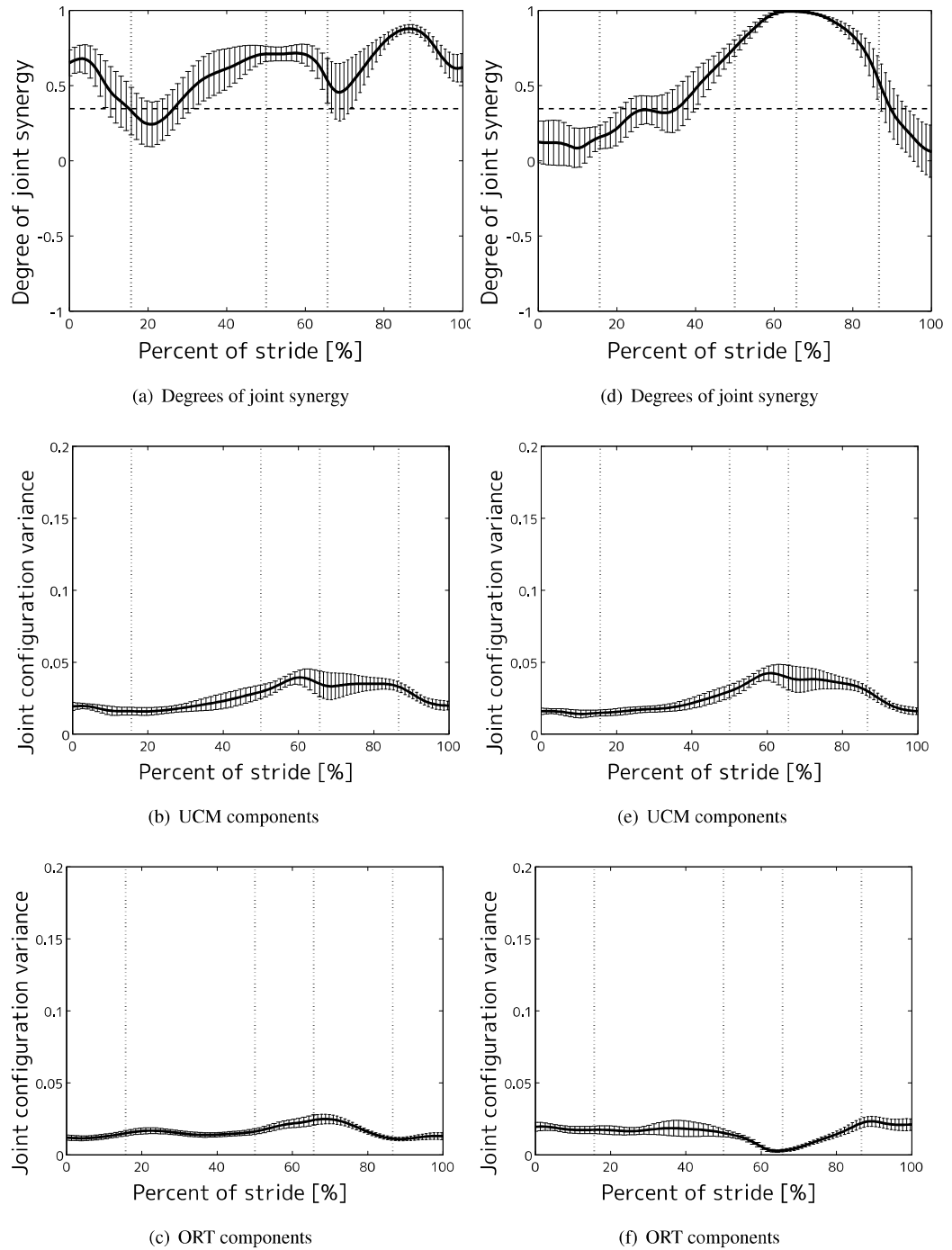


図 A.3 膝関節軌道を平均軌道に置き換えた, 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間平均値の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $knee S_X, knee S_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( $knee \sigma_X^{\parallel 2}, knee \sigma_Y^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $knee \sigma_X^{\perp 2}, knee \sigma_Y^{\perp 2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

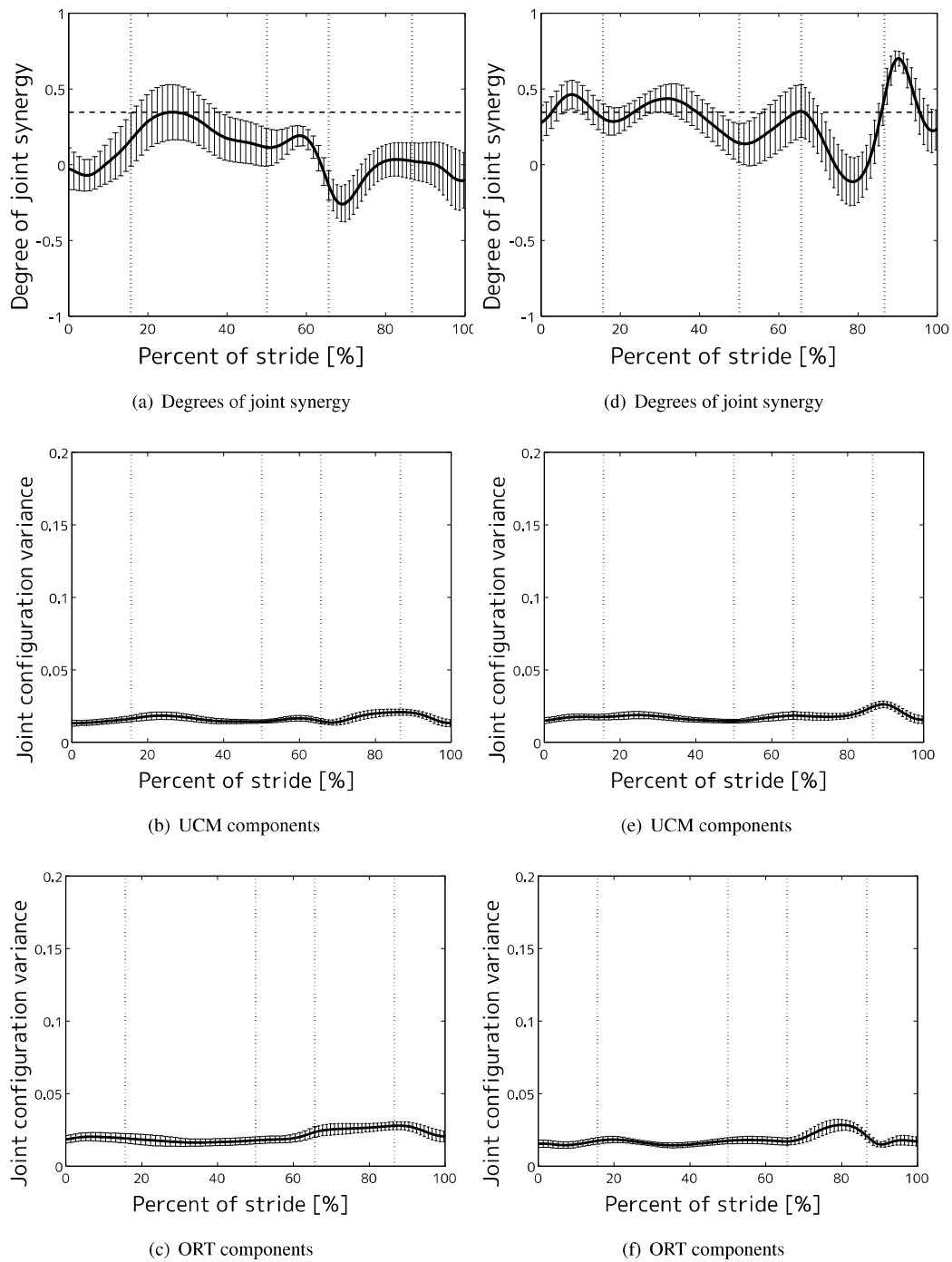


図 A.4 足関節軌道を平均軌道に置き換えた、股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間平均値の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $ankleS_X$ ,  $ankleS_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( $ankle\sigma_X^2$ ,  $ankle\sigma_Y^2$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $ankle\sigma_X^{\perp 2}$ ,  $ankle\sigma_Y^{\perp 2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.





## 付録 B

# 速度に注目した関節間シナジীর被験者間平均の時間推移

図 B.1 に若年者における股関節に対する踝の水平・鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を示す. 図 B.2 には若年者における股関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を, 図 B.3 には若年者における膝関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直位置および速度のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を, 図 B.4 には若年者における足関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を示す.

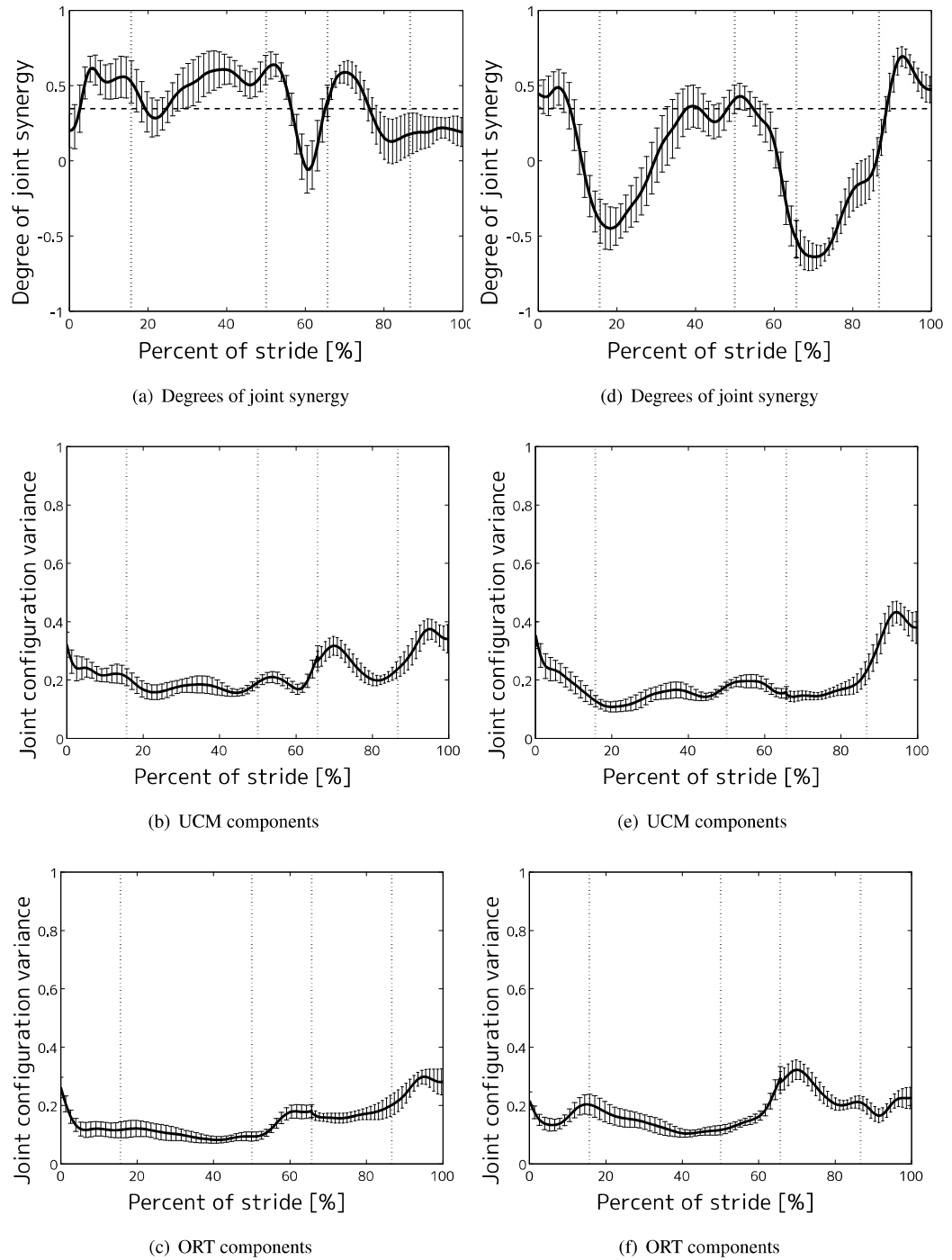


図 B.1 股関節に対する踝の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間平均値の時間推移。(a)(d)は関節間シナジー( $2S_{v_x}, 2S_{v_y}$ ), (b)(e)は関節角速度のばらつきの UCM 成分( $2\sigma_{v_x}^{\parallel 2}, 2\sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ), (c)(f)はばらつきの ORT 成分( $2\sigma_{v_x}^{\perp 2}, 2\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ )を表す。図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す。

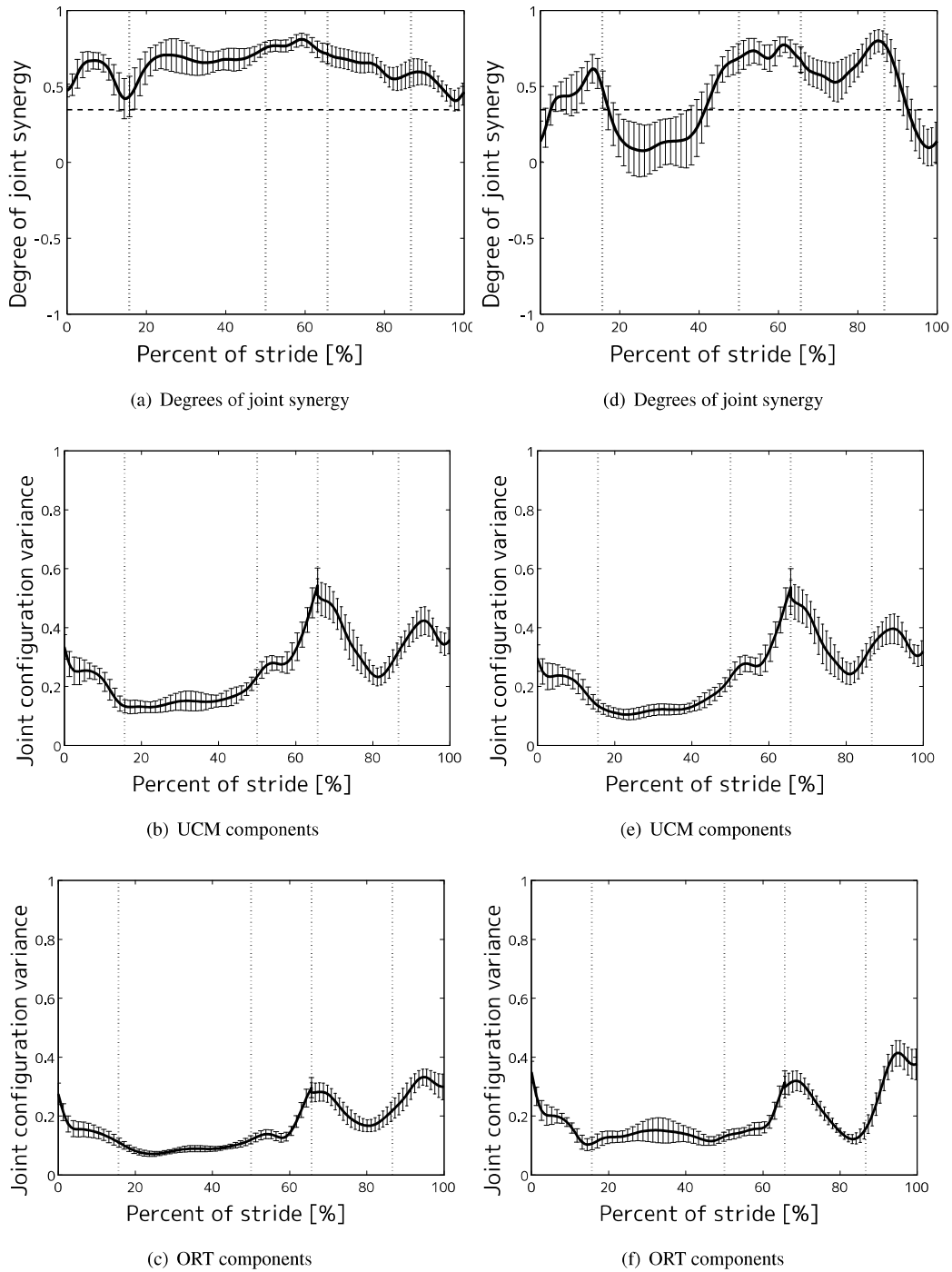


図 B.2 股関節軌道を平均軌道に置き換えた、股関節に対する足先の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間平均値の時間推移。(a)(d)は関節間シナジー ( $hipS_{v_x}, hipS_{v_y}$ ), (b)(e)は関節角速度のばらつきの UCM 成分 ( $hip\sigma_{v_x}^2, hip\sigma_{v_y}^2$ ), (c)(f)はばらつきの ORT 成分 ( $hip\sigma_{v_x}^{\perp 2}, hip\sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ) を表す。図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す。

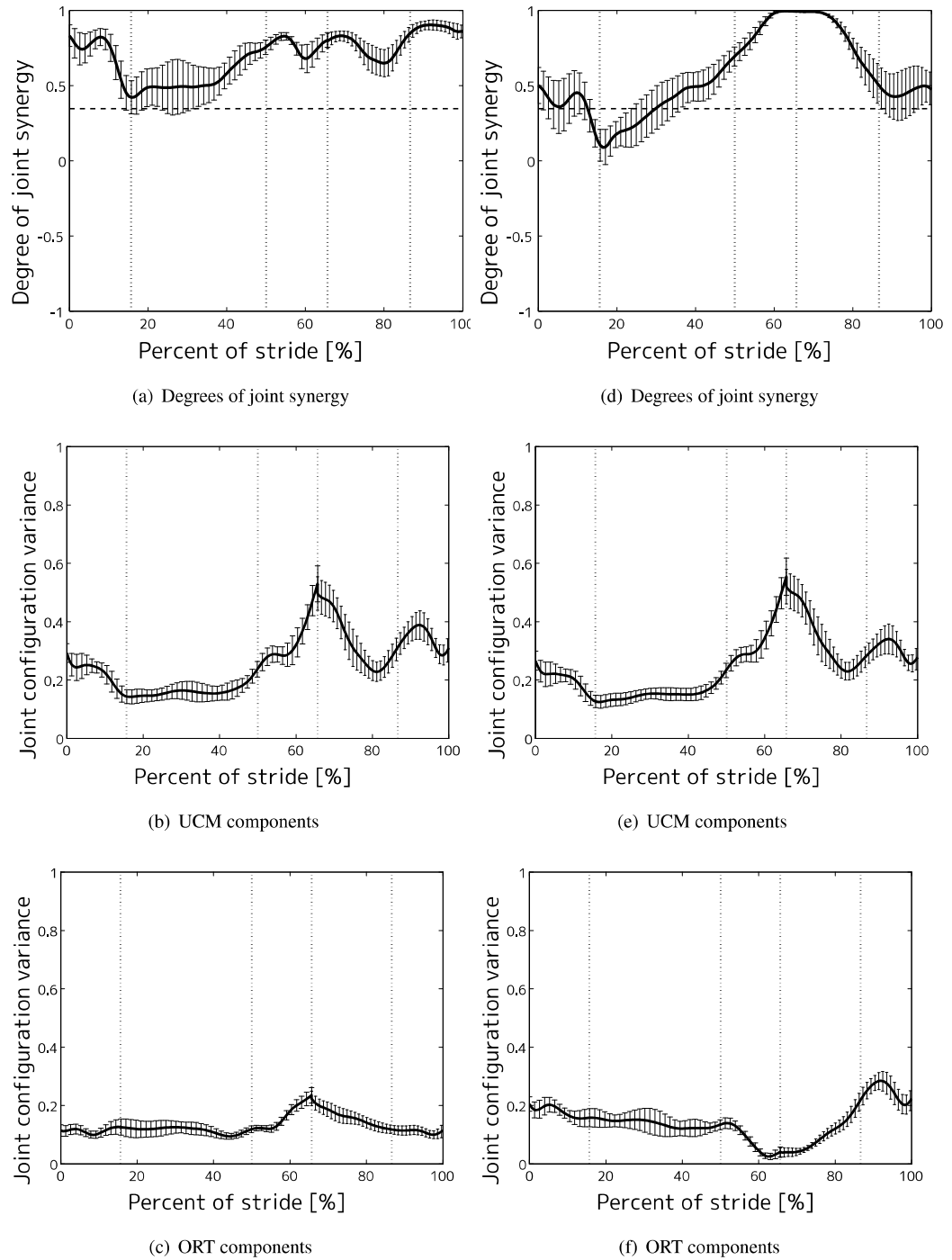


図 B.3 膝関節軌道を平均軌道に置き換えた, 股関節に対する足先の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間平均値の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $knee S_{v_x}, knee S_{v_y}$ ), (b)(e) は関節角速度のばらつきの UCM 成分 ( $knee \sigma_{v_x}^{\parallel 2}, knee \sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $knee \sigma_{v_x}^{\perp 2}, knee \sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

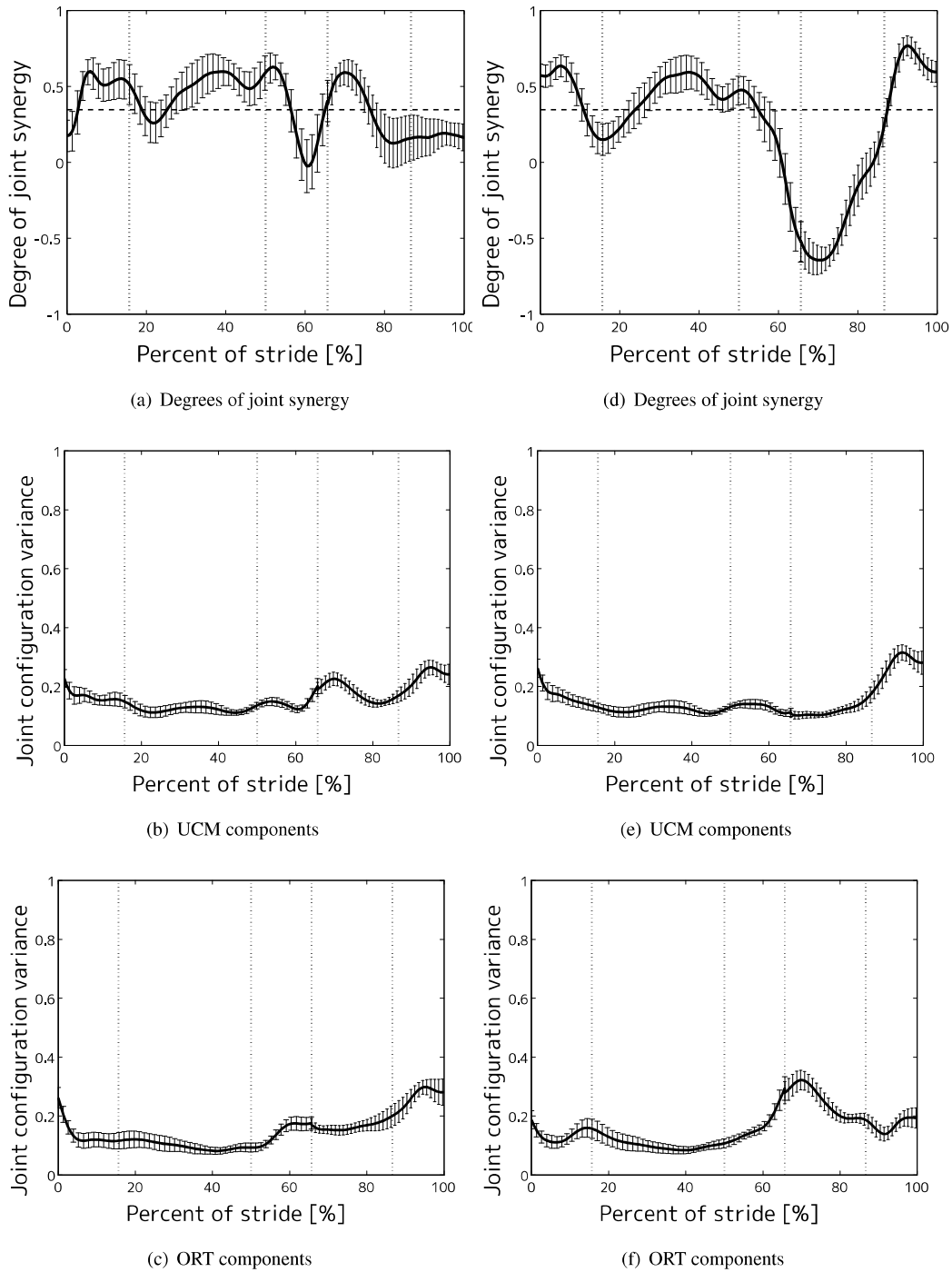


図 B.4 足関節軌道を平均軌道に置き換えた、股関節に対する足先の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間平均値の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $ankle S_{v_x}, ankle S_{v_y}$ ), (b)(e) は関節角速度のばらつきの UCM 成分 ( $ankle \sigma_{v_x}^{\parallel 2}, ankle \sigma_{v_y}^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $ankle \sigma_{v_x}^{\perp 2}, ankle \sigma_{v_y}^{\perp 2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.



## 付録 C

# 位置に注目した関節間シナジীরの各被験者ごとの時間推移

図 C.1 に若年者における股関節に対する足先の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীরの解析結果を示す。また、図 C.2 に若年者における股関節に対する股関節の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীরの解析結果を示す。図 C.3 には若年者における股関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীরの解析結果を、図 C.4 には若年者における膝関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীরの解析結果を、図 C.5 には若年者における足関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジীরの解析結果を示す。さらに図 C.6 に高齢者における股関節に対する足先の水平・鉛直位置および速度のばらつきを抑える関節間シナジীরの解析結果を示す。



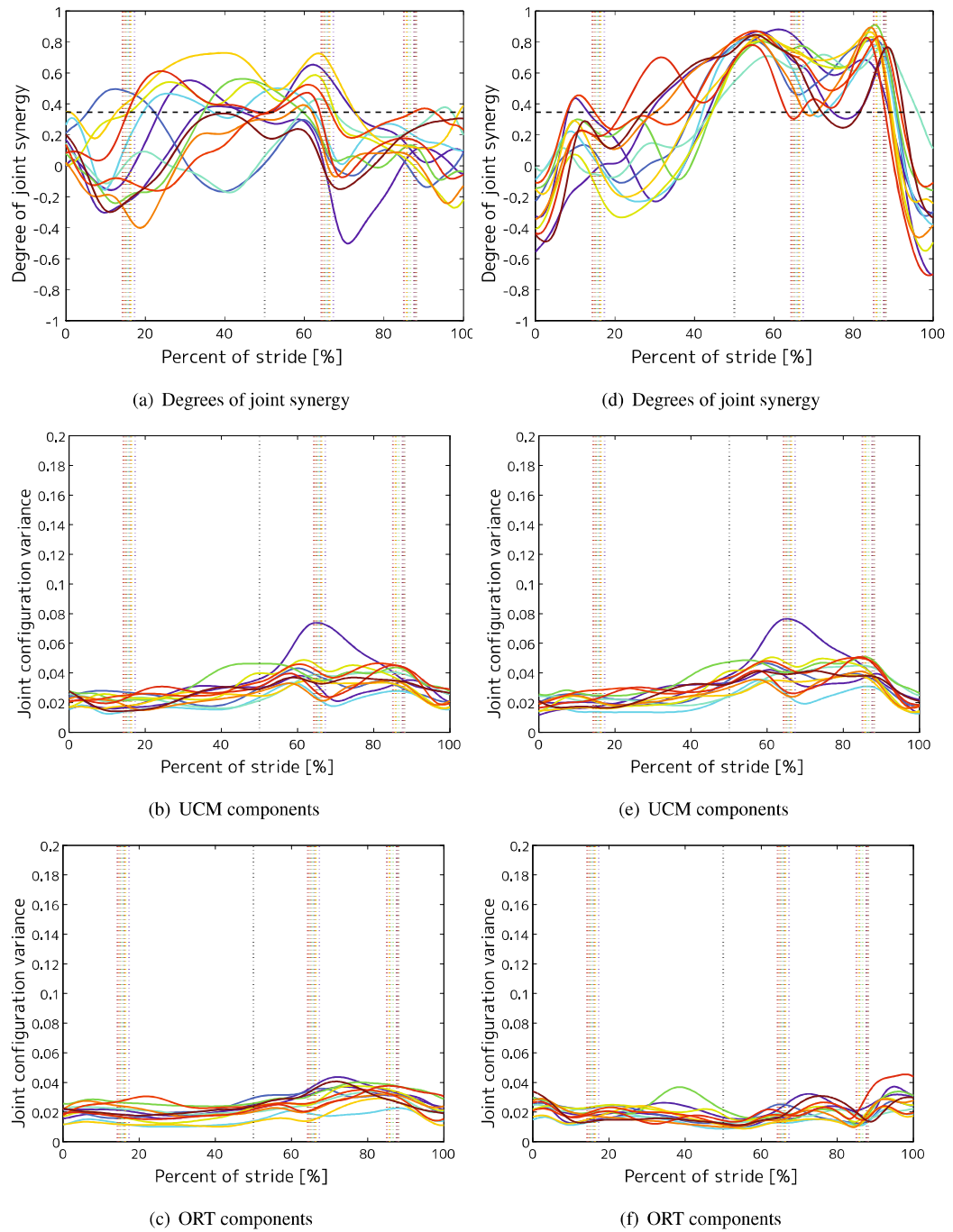


図 C.1 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( ${}_3S_X, {}_3S_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( ${}_3\sigma_X^{\perp 2}, {}_3\sigma_Y^{\perp 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( ${}_3\sigma_X^{\perp 2}, {}_3\sigma_Y^{\perp 2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

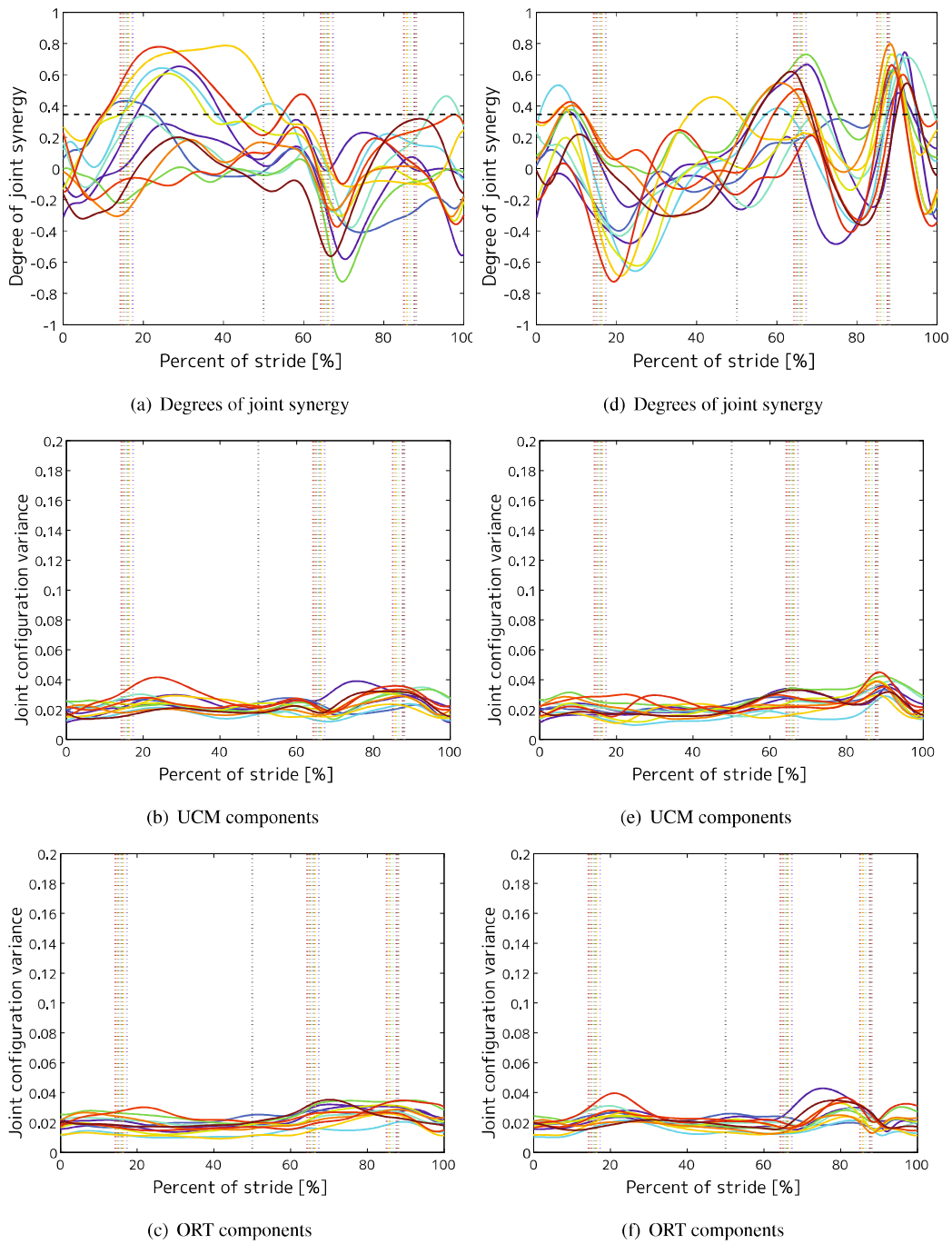


図 C.2 股関節に対する踝の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( ${}_2S_x, {}_2S_y$ ), (b)(c) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( ${}_2\sigma_x^{\parallel 2}, {}_2\sigma_y^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( ${}_2\sigma_x^{\perp 2}, {}_2\sigma_y^{\perp 2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

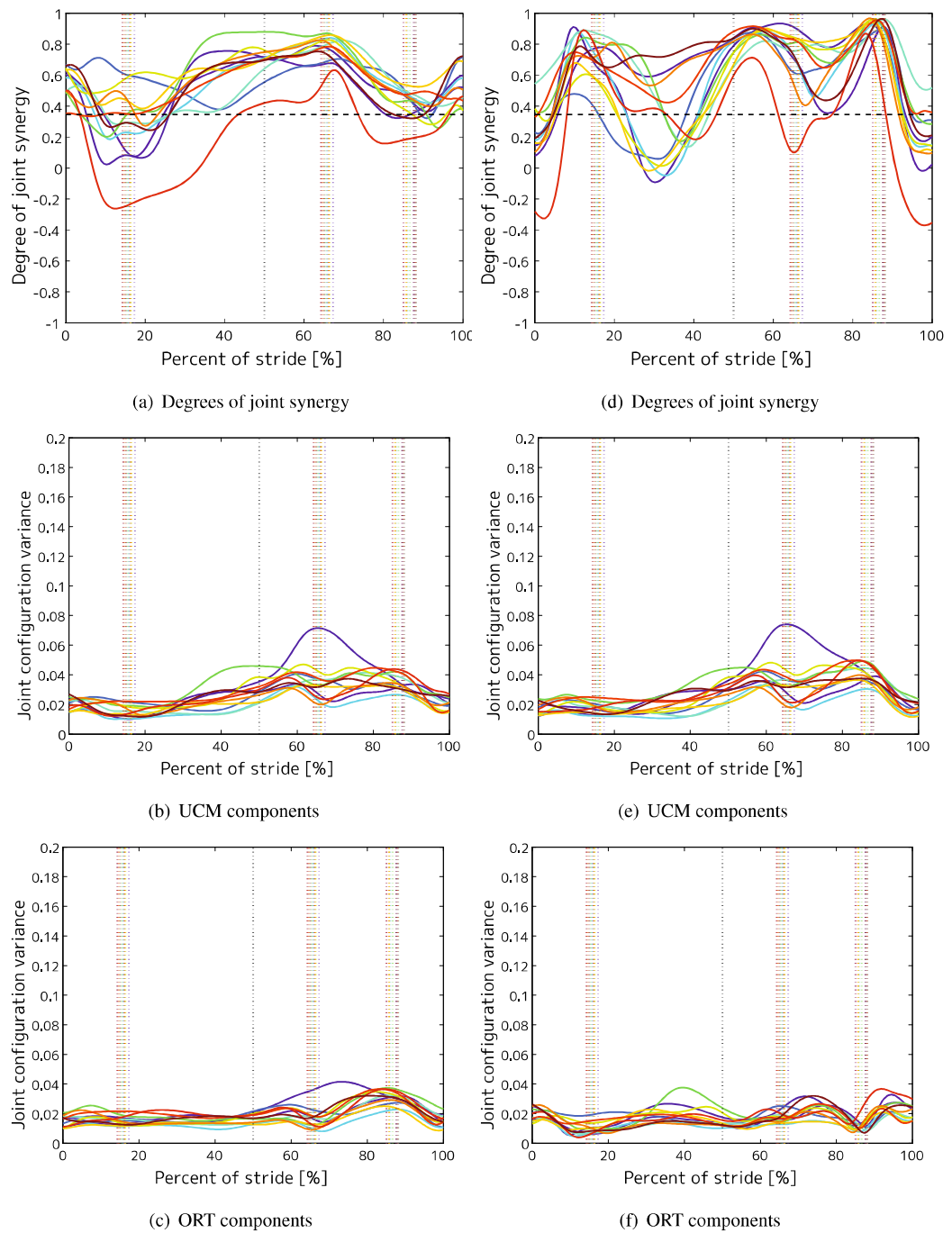


図 C.3 股関節軌道を平均軌道に置き換えた, 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $hipS_X$ ,  $hipS_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( $hip\sigma_X^2$ ,  $hip\sigma_Y^2$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $hip\sigma_X^{1^2}$ ,  $hip\sigma_Y^{1^2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

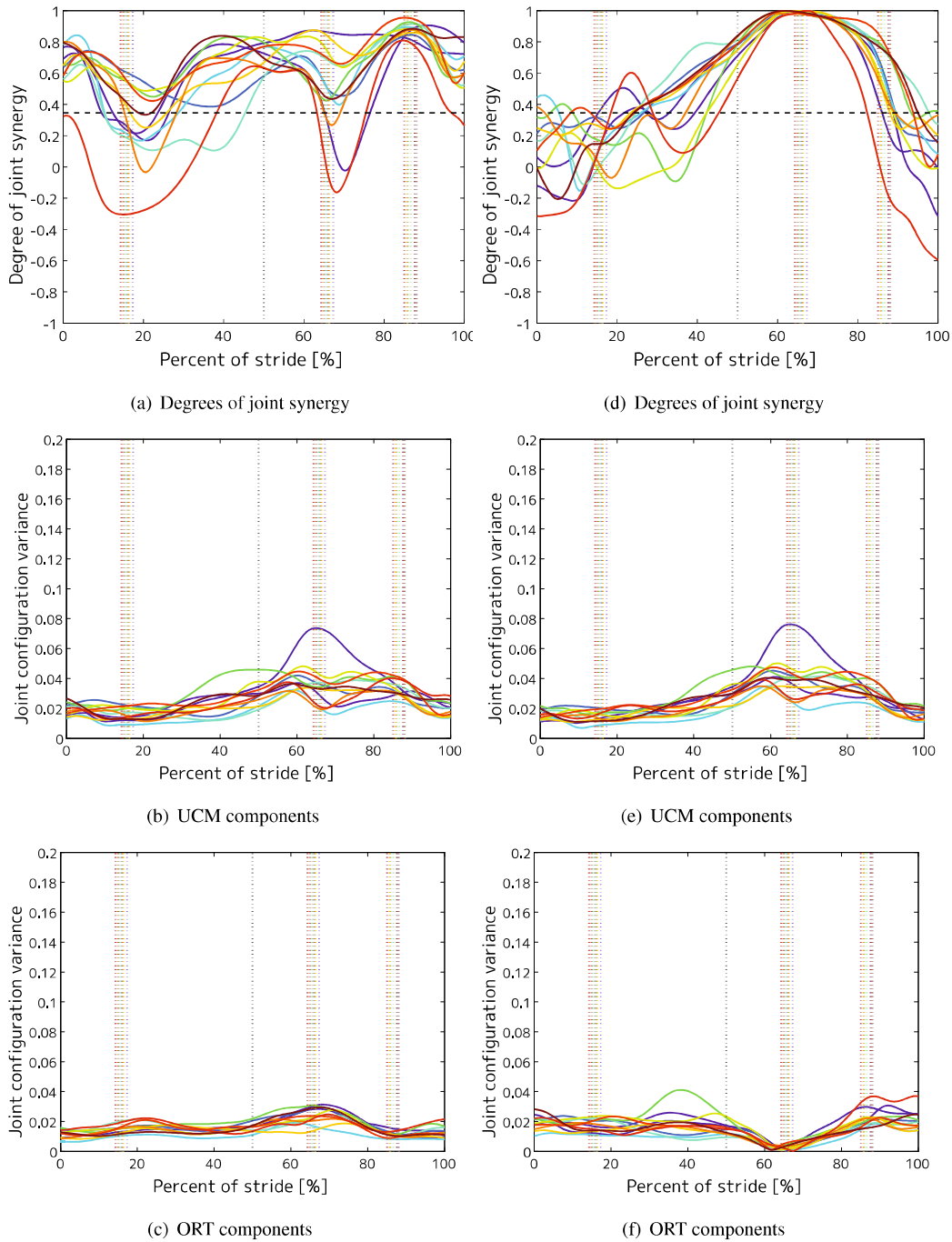


図 C.4 膝関節軌道を平均軌道に置き換えた, 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $kneeS_X, kneeS_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( $knee\sigma_X^{\parallel 2}, knee\sigma_Y^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $knee\sigma_X^{\perp 2}, knee\sigma_Y^{\perp 2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

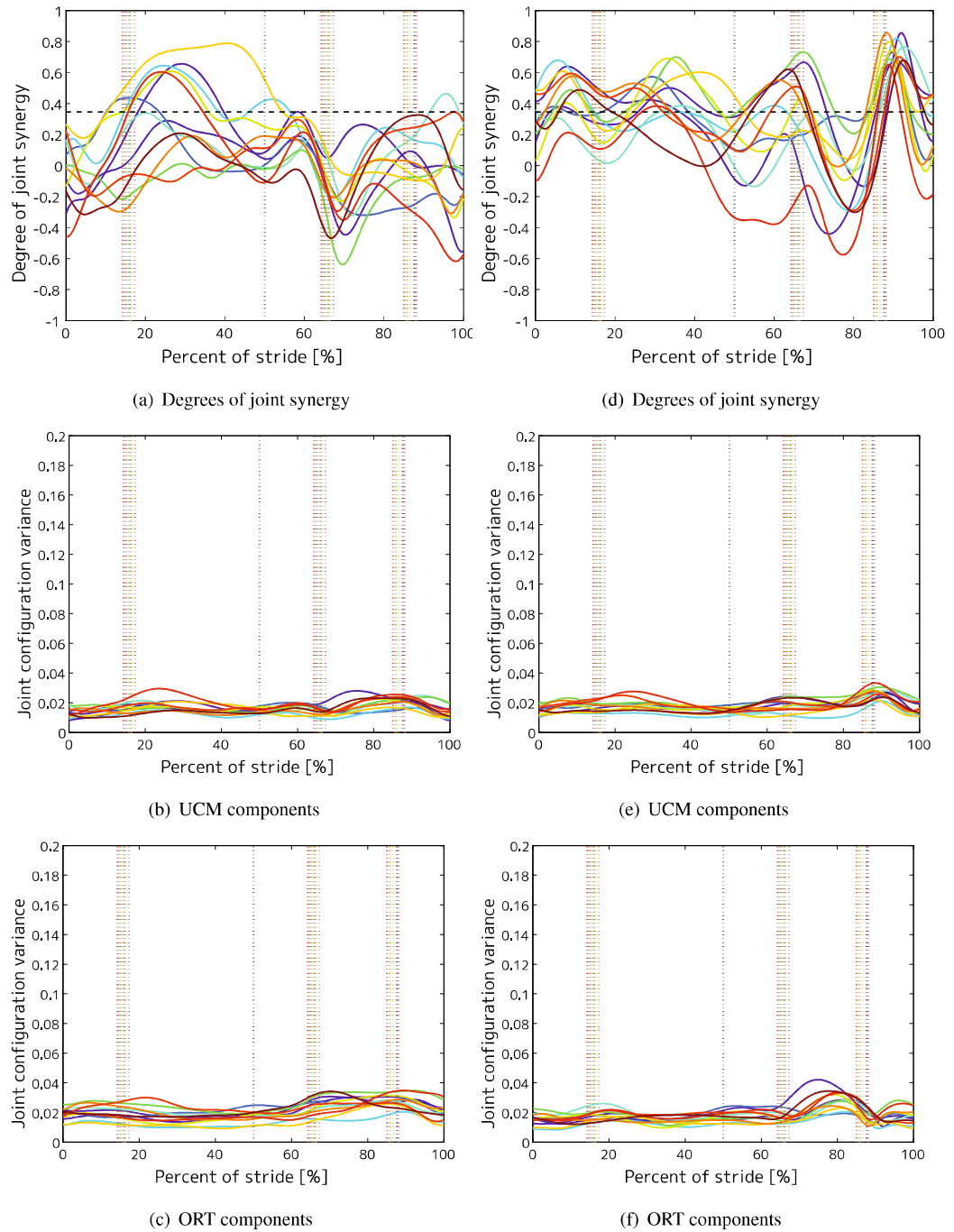


図 C.5 足関節軌道を平均軌道に置き換えた, 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $ankleS_X, ankleS_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( $ankle\sigma_X^2, ankle\sigma_Y^2$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $ankle\sigma_X^{1^2}, ankle\sigma_Y^{1^2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

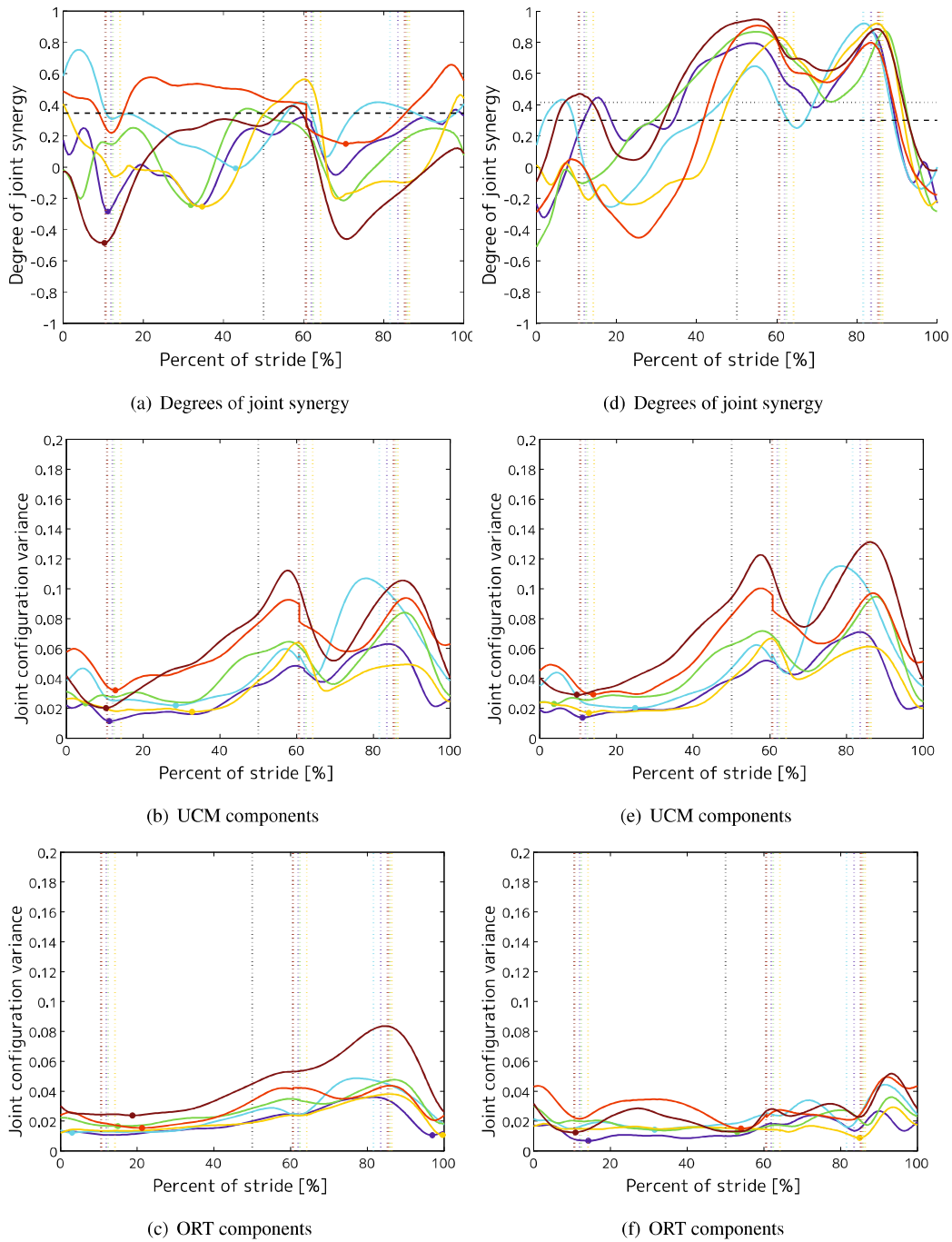


図 C.6 股関節に対する足先の水平および鉛直位置のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全高齢被験者の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( ${}_3S_X, {}_3S_Y$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( ${}_3\sigma_X^{\parallel 2}, {}_3\sigma_Y^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( ${}_3\sigma_X^{\perp 2}, {}_3\sigma_Y^{\perp 2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.



## 付録 D

# 速度に注目した関節間シナジীর各被験者ごとの時間推移

図 D.1 に若年者における股関節に対する足先の水平・鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を示す。また、図 D.2 に若年者における股関節に対する股関節の水平・鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を示す。図 D.3 には若年者における股関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を、図 D.4 には若年者における膝関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直位置および速度のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を、図 D.5 には若年者における足関節軌道を平均軌道に置き換えた股関節に対する足先の水平・鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジীর解析結果を示す。



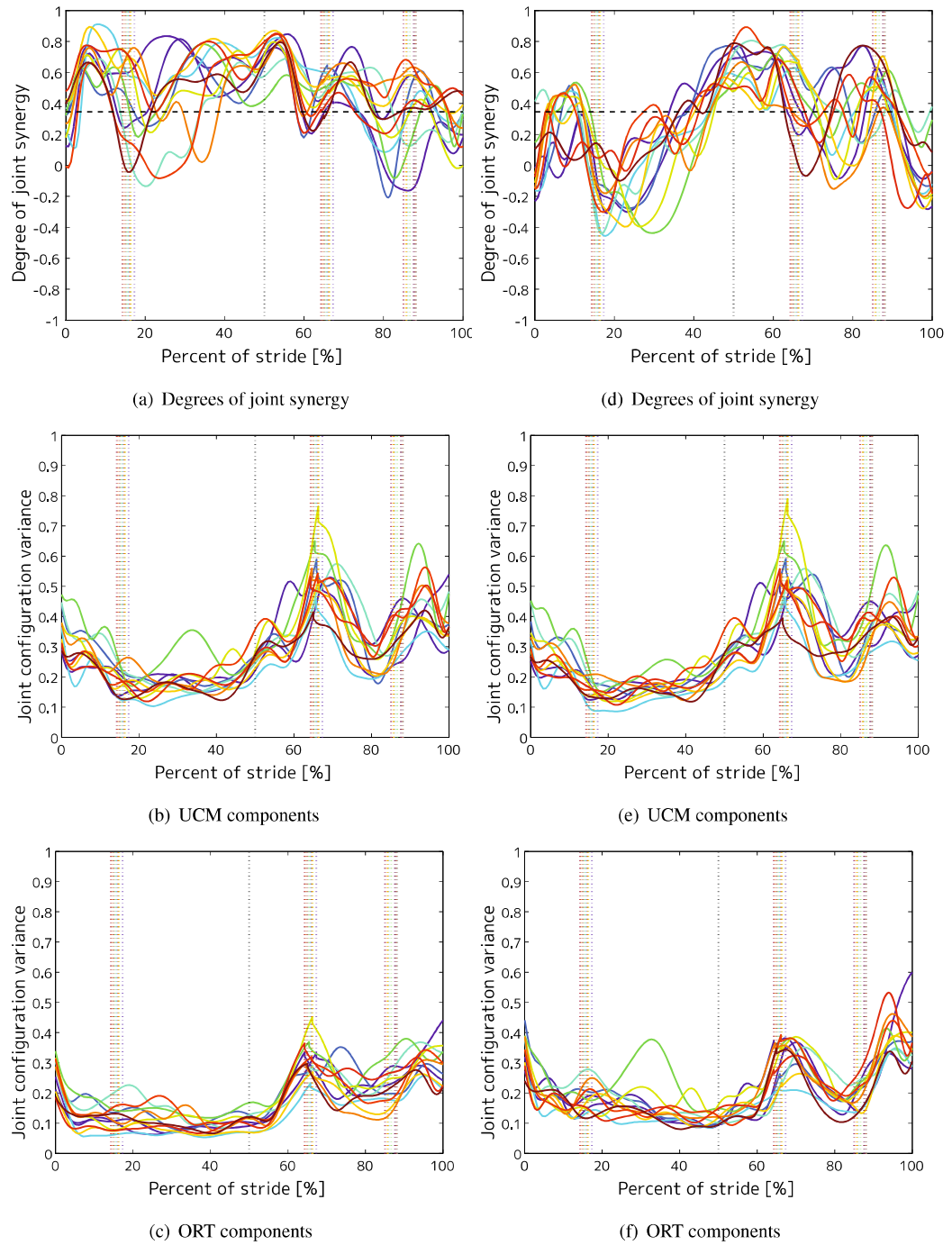


図 D.1 股関節に対する足先の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $3S_{V_X}, 3S_{V_Y}$ ), (b)(e) は関節角のばらつきの UCM 成分 ( $3\sigma_{V_X}^2, 3\sigma_{V_Y}^2$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $3\sigma_{V_X}^{1,2}, 3\sigma_{V_Y}^{1,2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

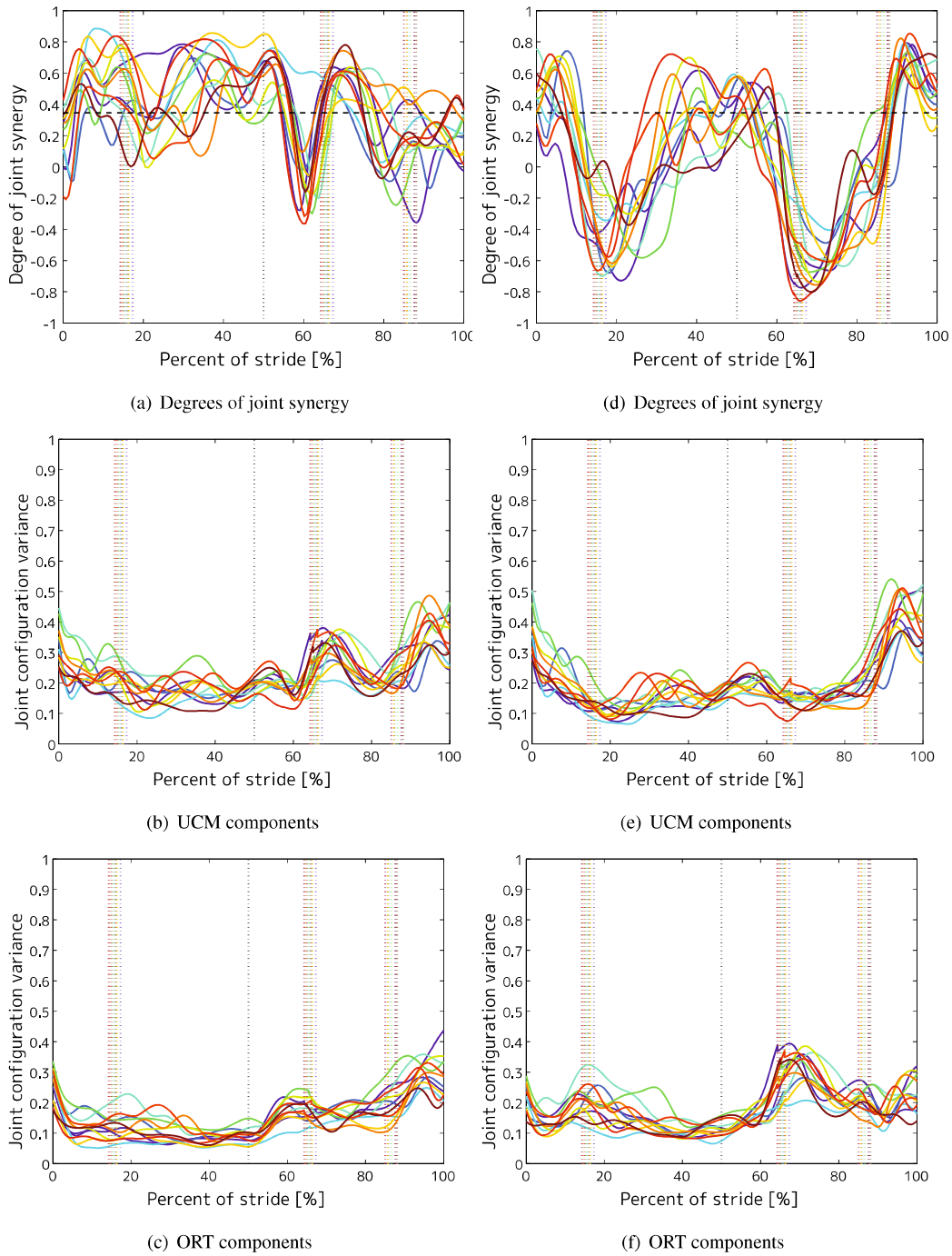


図 D.2 股関節に対する踝の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( ${}_2S_{V_x}$ ,  ${}_2S_{V_y}$ ), (b)(e) は関節角速度のばらつきの UCM 成分 ( ${}_2\sigma_{V_x}^{\parallel 2}$ ,  ${}_2\sigma_{V_y}^{\parallel 2}$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( ${}_2\sigma_{V_x}^{\perp 2}$ ,  ${}_2\sigma_{V_y}^{\perp 2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

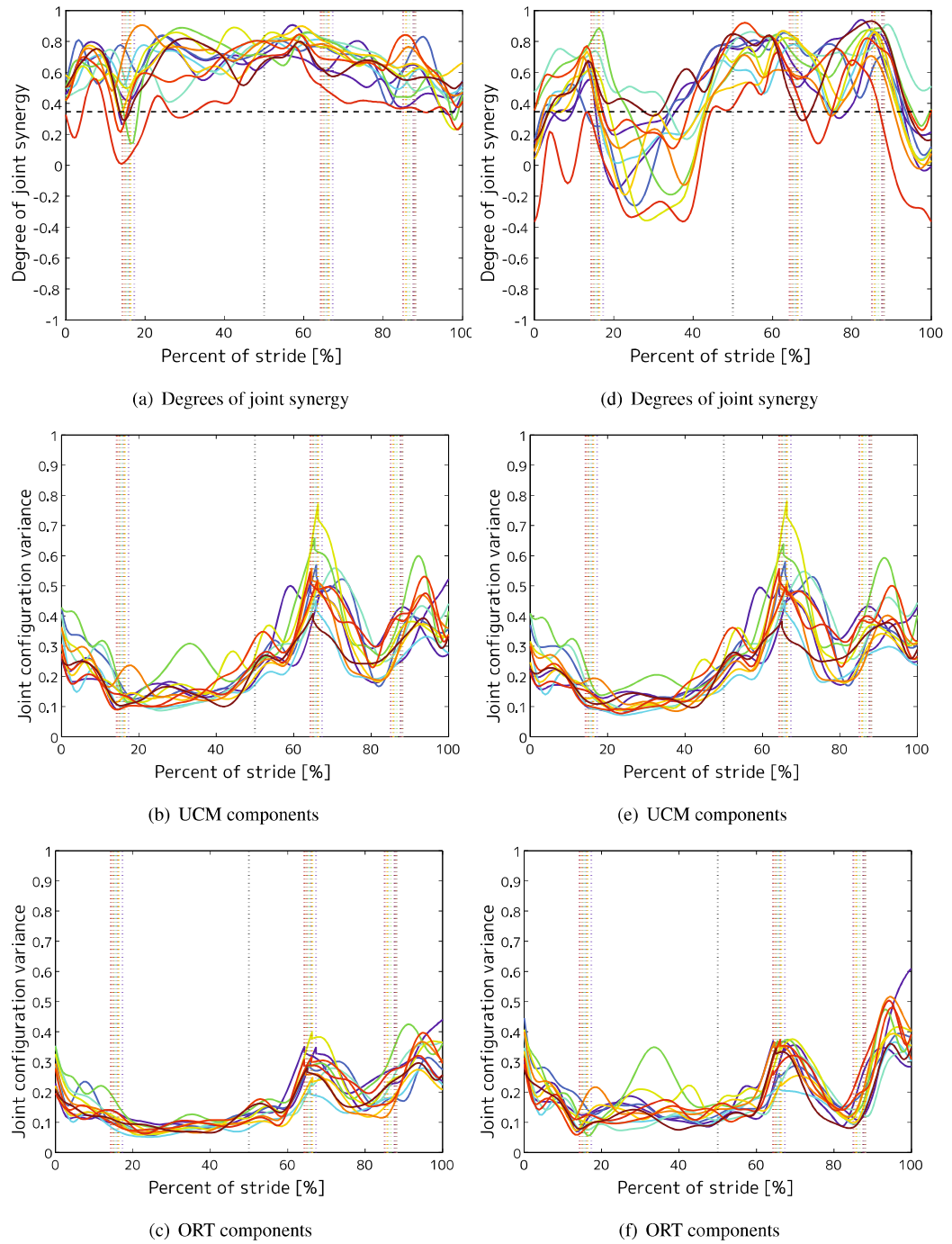


図 D.3 股関節軌道を平均軌道に置き換えた、股関節に対する足先の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $hipS_{v_x}, hipS_{v_y}$ ), (b)(e) は関節角速度のばらつきの UCM 成分 ( $hip\sigma_{v_x}^2, hip\sigma_{v_y}^2$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $hip\sigma_{v_x}^{1,2}, hip\sigma_{v_y}^{1,2}$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

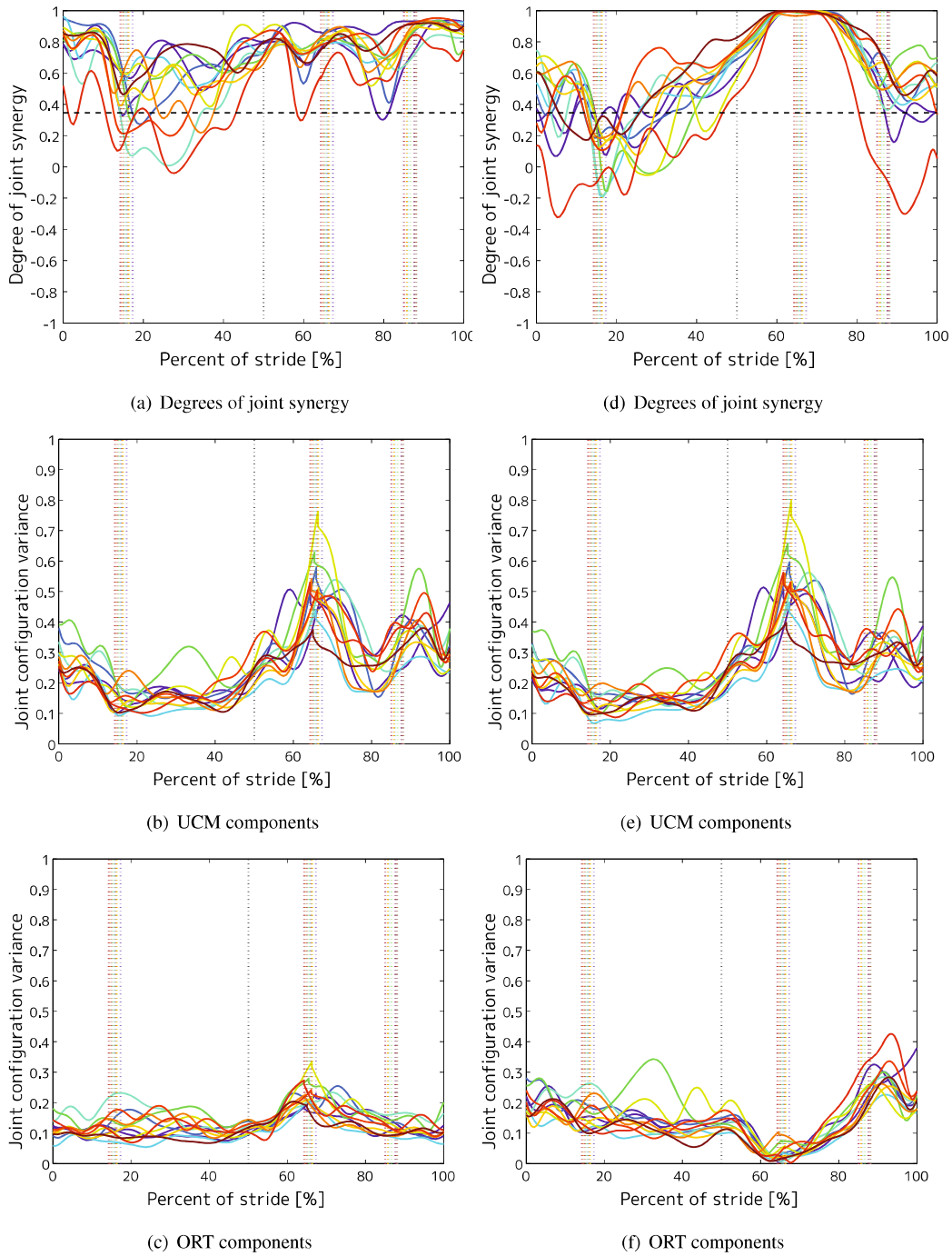


図 D.4 膝関節軌道を平均軌道に置き換えた, 股関節に対する足先の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間の時間推移. (a)(d) は関節間シナジー ( $knee S_{v_x}, knee S_{v_y}$ ), (b)(e) は関節角速度のばらつきの UCM 成分 ( $knee \sigma_{v_x}^2, knee \sigma_{v_y}^2$ ), (c)(f) はばらつきの ORT 成分 ( $knee \sigma_{v_x}^2, knee \sigma_{v_y}^2$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す

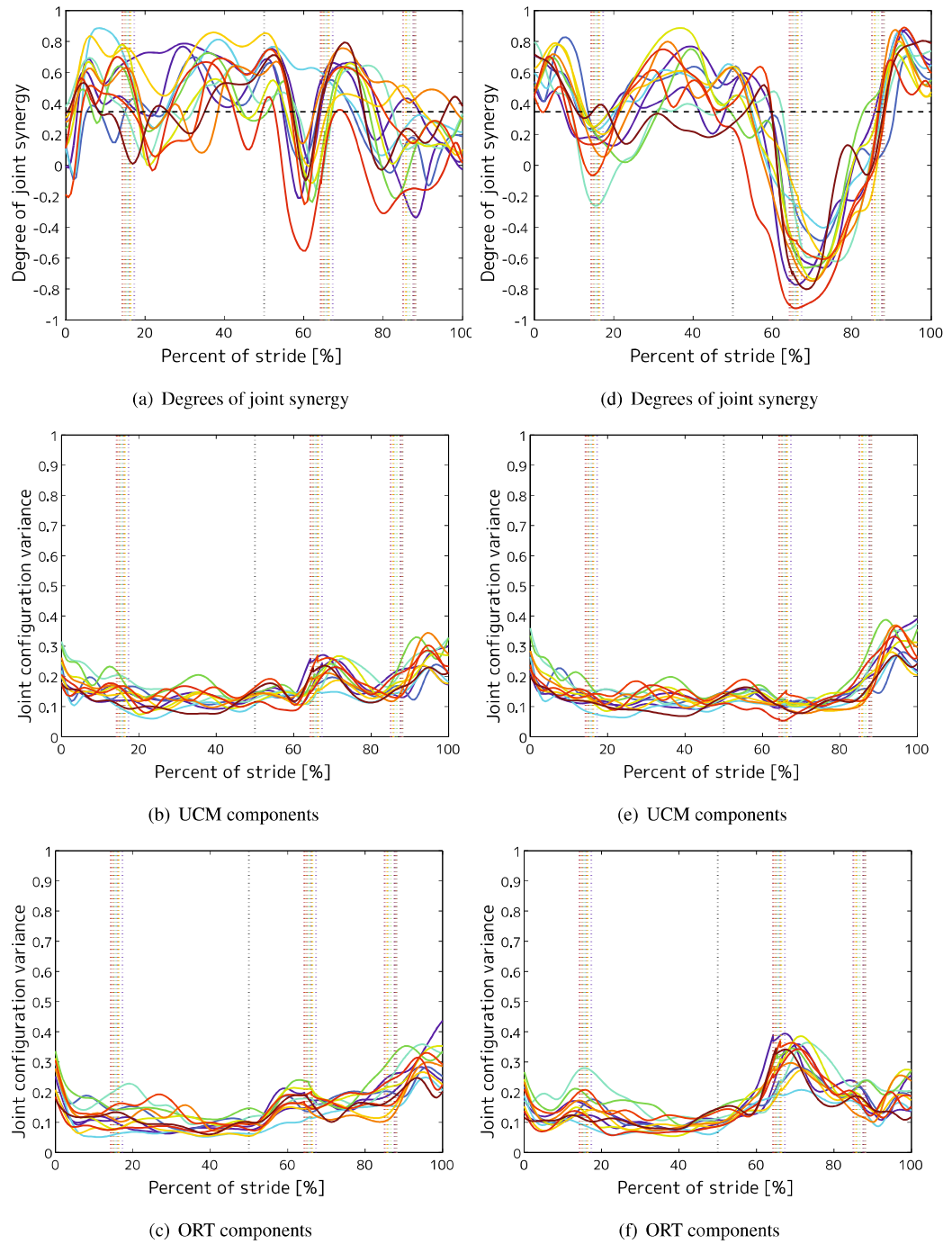


図 D.5 足関節軌道を平均軌道に置き換えた、股関節に対する足先の水平および鉛直速度のばらつきを抑える関節間シナジーおよび各ばらつき成分の全若年被験者間の時間推移。(a)(d)は関節間シナジー ( $ankle S_{v_x}, ankle S_{v_y}$ ), (b)(e)は関節角速度のばらつきの UCM 成分 ( $ankle \sigma_{v_x}^2, ankle \sigma_{v_y}^2$ ), (c)(f)はばらつきの ORT 成分 ( $ankle \sigma_{v_x}^2, ankle \sigma_{v_y}^2$ ) を表す. 図中の各軸および各線は図 A.1 と同様のものを示す.

## 謝辞

本研究を進め本論文を作成するにあたり、14年間の長きに渡り研究内容や取り組み方など丁寧に指導して下さった山口大学大学院創成科学研究科教授西井淳先生に心より厚く御礼を申し上げます。勉強することが嫌いで高校にも進学したくないと思っていた私が大学院に進学するようになるとは自分ですら想像も出来ない未来でした。全ては大学4年生における卒業研究において西井先生に出会ったことをきっかけとし、学ぶことや探求することの面白さを教えていただき、現在に至ることができました。さらに学会発表など様々な機会を作って頂きありがとうございました。また、14年間生体情報システム研究室で共に学び、様々なアドバイスをしていただいた先輩や同期、後輩の全ての皆様に感謝申し上げます。皆々様のお陰で大学3年生までとは別人のように成長することができました。さらに、修士時代より様々な相談に乗っていただいた慶応義塾大学工学部教授荻原直道先生、整形外科病院における臨床研究についてのアドバイスや高齢者歩行のデータ提供をして下さった藤田保健衛生大学藤田記念七栗研究所准教授武田湖太郎先生、慶應義塾大学医学部助教大高洋平先生、慶友整形外科病院河野仁先生、片岡嗣和先生、渡邊泰伸先生、中道清広先生にも心より感謝申し上げます。最後になりましたが、ご多忙の中本論文の副査を引き受けてくださいました山口大学大学院創成科学研究科教授山本隆先生、同教授末竹規哲先生、同准教授浦上直人先生、同准教授岩楯好昭准先生に心より感謝の意を示し終わりとさせていただきます。



## 参考文献

- [1] K. Hill, J. Schwarz, L. Flicker, and S. Carroll. Falls among healthy, community-dwelling, older women: a prospective study of frequency, circumstances, consequences and prediction accuracy. *Australian and New Zealand Journal of Public Health*, Vol. 23, No. 1, pp. 41–48, 1999.
- [2] P. W. Overstall, A. N. Exton-Smith, F. J. Imms, and A. L. Johnson. Falls in the elderly related to postural imbalance. *British Medical Journal*, Vol. 1, No. 6056, pp. 261–264, 1977.
- [3] W. P. Berg, H. M. Alessio, E. M. Mills, and C. Tong. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and Ageing*, Vol. 26, No. 4, pp. 261–268, 1997.
- [4] A. J. Blake, K. Morgan, M. J. Bendall, H. Dallosso, S. B. J. Ebrahim, T. H. D. Arie, P. H. Fentem, and E. J. Bassey. Falls by elderly people at home: Prevalence and associated factors. *Age and Ageing*, Vol. 17, No. 6, pp. 365–372, 1988.
- [5] N. A. Bernstein. *The coordination and regulation of movements*. Pergamon Press London, 1967.
- [6] J. P. Scholz and G. Schöner. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp. Brain Res.*, Vol. 126, No. 3, pp. 289–306, 1999.
- [7] D. P. Black, B. A. Smith, J. Wu, and B. D. Ulrich. Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking: preadolescents with and without down syndrome. *Exp. Brain Res.*, Vol. 183, No. 4, pp. 511–521, 2007.
- [8] 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.*, Vol. 48, No. 2, pp. 324–31, 2014.
- [9] V. Krishnan, N. J. Rosenblatt, M. L. Latash, and M. D. Grabiner. The effects of age on stabilization of the mediolateral trajectory of the swing foot. *Gait & Posture*, Vol. 38, No. 4, pp. 923–928, 2013.
- [10] 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.*, Vol. 232,



- No. 2, pp. 403–13, 2014.
- [11] Y. P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti. Modular control of limb movements during human locomotion. *J. Neuroscience*, Vol. 27, No. 41, pp. 11149–11161, 2007.
- [12] J. Nishii, Y. Hashizume, S. Kaichida, H. Suenaga, and Y. Tanaka. Constraint and exploitation of redundant degrees of freedom during walking. *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 60, No. 5, pp. 679–684, 2012.
- [13] 垣内田翔子, 橋爪善光, 西井淳. 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, Vol. J98–D, No. 7, pp. 1108–1117, 2015.
- [14] Y. P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti. Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *J. Neuroscience*, Vol. 25, No. 31, pp. 7238–7253, 2005.
- [15] Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti. Motor control programs and walking. *The Neuroscientist*, Vol. 12, No. 4, pp. 339–348, 2006.
- [16] 増田弘樹, 富田望, 船戸徹郎, 青井伸也, 土屋和雄. 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, pp. 263–268, 2011.
- [17] 岡本勉, 岡本香代子. 筋電図からみた歩行の発達. 歩行開発研究所, 2007.
- [18] N. Dominici, Y. P. Ivanenko, and F. Lacquaniti. Control of foot trajectory in walking toddlers: adaptation to load changes. *J. neurophysiol.*, Vol. 97, No. 4, pp. 2790–2801, 2007.
- [19] J. Perry (著). ペリー歩行分析—正常歩行と異常歩行. 医歯薬出版株式会社, 2007.
- [20] S. Toyota, S. Kaichida, Y. Hashizume, and J. Nishii. Leg joint synergy emerged from the body dynamics during walking. *2012 IEEE International Conference On Systems, Man and Cybernetics*, pp. 484–489, 2012.
- [21] 豊田誠治, 垣内田翔子, 西井淳. 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, Vol. 113, No. 382, pp. 49–54, 2014.
- [22] 小林吉之. 足部・足関節の機能と転倒—つまずきやすさを表す足部クリアランスの観点から. *PTジャーナル*, Vol. 45, No. 9, pp. 757–763, 2011.
- [23] D. A. Winter. Foot trajectory in human gait: A precise and multifactorial motor control task. *Physical Therapy*, Vol. 72, No. 1, pp. 45–53, 1992.
- [24] R. Begg, R. Best, L. Dell’Oro, and S. Taylor. Minimum foot clearance during walking: Strategies for the minimisation of trip-related falls. *Gait & Posture*, Vol. 25, No. 2, pp. 191–198, 2007.
- [25] P. M. Mills, R. S. Barrett, and S. Morrison. Toe clearance variability during walking in young and elderly men. *Gait & Posture*, Vol. 28, No. 1, pp. 101–107, 2008.
- [26] E. A. F. Ihlen. Age-related changes in inter-joint coordination during walking. *J. Applied*

- 
- Physiology*, Vol. 117, No. 2, pp. 189–98, 2014.
- [27] T. Krasovsky, M. C. Banina, R. Hacmon, A. G. Feldman, A. Lamontagne, and M. F. Levin. Stability of gait and interlimb coordination in older adults. *J. Neurophysiol.*, Vol. 107, No. 9, pp. 2560–2569, 2012.
- [28] T. Krasovsky, A. Lamontagne, A. G. Feldman, and M. F. Levin. Effects of walking speed on gait stability and interlimb coordination in younger and older adults. *Gait & Posture*, Vol. 39, No. 1, pp. 378–385, 2014.
- [29] R. E. A. Van Emmerik, W. J. McDermott, J. M. Haddad, and E. E. H. Van Wegen. Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion. *Gait & Posture*, Vol. 22, No. 3, pp. 233–239, 2005.
- [30] J. Verrel, M. Lövdén, and U. Lindenberger. Older adults show preserved equilibrium but impaired step length control in motor-equivalent stabilization of gait. *PLoS ONE*, Vol. 7, No. 12, pp. 1–8, 2012.
- [31] H. Müller and D. Sternad. A randomization method for the calculation of covariation in multiple nonlinear relations: illustrated with the example of goal-directed movements. *Biological Cybernetics*, Vol. 89, No. 1, pp. 22–33, 2003.
- [32] W. L. Hsu, L. S. Chou, and M. Woollacott. Age-related changes in joint coordination during balance recovery. *Age*, Vol. 35, No. 4, pp. 1299–309, 2013.
- [33] Nakagawa, S. and Cuthill, I. C.. Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists. *Biol Rev Camb Philos Soc* Vol. 82, No. 4, pp. 591–605, 2007.
- [34] P. F. Tang and M. H. Woollacott. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *J. gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, Vol. 53, No. 6, pp. M471–M480, 1998.
- [35] P. L. Gribble, L. I. Mullin, N. Cothros, and A. Mattar. Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J. Neurophysiol.*, Vol. 89, No. 5, pp. 2396–2405, 2003.
- [36] R. Osu, N. Kamimura, H. Iwasaki, E. Nakano, C. M. Harris, Y. Wada, and M. Kawato. Optimal impedance control for task achievement in the presence of signal-dependent noise. *J. Neurophysiol.*, Vol. 92, No. 2, pp. 1199–1215, 2004.
- [37] L. P. J. Selen, P. J. Beek, and J. H. Van Dieën. Can co-activation reduce kinematic variability? a simulation study. *Biological Cybernetics*, Vol. 93, No. 5, pp. 373–381, 2005.
- [38] D. H. Laidlaw, M. Bilodeau, and R. M. Enoka. Steadiness is reduced and motor unit discharge is more variable in old adults. *Muscle Nerve*, Vol. 23, No. 4, pp. 600–12, 2000.