The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	筋協調・平衡点・剛性に基づくヒト下肢運動の解析
Author(s)	富永, 健太
Citation	大阪大学, 2016, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/55905
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

筋協調・平衡点・剛性に基づくヒト下肢運動の解析

平成 28 年 3 月

富永　健太

筋協調・平衡点・剛性に基づくヒト下肢運動の解析

博士（工学）論文提出先
大阪大学大学院基礎工学研究科

平成 28 年 3 月

富永　健太

Abstract

ヒトは，冗長な自由度を持つ筋骨格系を巧みに制御することで，多彩な運動を実現している．ヒトの運動制御の解明にあたっては，冗長性の問題を始めとした，未解決の問題が多く存在する．それゆえに，ヒトの運動制御は古くから多くの研究者の興味の対象となってきた．そして，それらの問題を説明するための様々な仮説が提唱されてきた．たとえば，ベルンシュタイン問題として知られる冗長性の問題に対しては，筋群の協調作用（筋シナジー）によって冗長性を回避しているという筋シナジー仮説が有力視されている．また，ヒトが何を制御しているのかという問いに対する仮説の１つとしては，平衡点仮説（λモデル）が存在する．この仮説では，中枢神経系は身体の平衡点もしくは剛性を調整する２種類の運動指令を筋に送っている．しかし，筋シナジーに関する先行研究の多くは平衡点と剛性を考慮していない．その結果，筋シナジーが平衡点や剛性の制御に果たす役割の評価が困難となっている．さらに，それらの先行研究には，筋シナジーの機能を定量的に評価できていないという共通の課題がある．平衡点や剛性の研究に関しては，多くの研究が上肢運動を対象としており，下肢運動における平衡点や剛性の実態の解明が課題となっている．また，平衡点軌道の生成機序に関しても未解明な部分が多い．

本研究では，日常的に重要な移動動作である歩行や走行に焦点を当て，それら下肢運動のメカニズムを，筋協調，平衡点，剛性の観点から考察する．まず，先行研究の（1）平衡点と剛性という情報を考慮していない，(2）筋シナジーの機能的役割を定量的に評価できていない，という２つの問題の解決を試みる．筋シナジーが平衡点の制御に果たす役割を明確化するために，物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法を導入する．さらに，その手法を応用して，下肢運動中の平衡点・剛性を推定する手法を提案する．そして，歩行，走行，坂道歩行から筋シナジーを抽出し，平衡点の制御に果たす役割を定量的に評価する．さらに，抽出された筋シナジーの被験者間，タスク間での類似性を調べる．その結果，(1）歩行，走行，坂道歩行における筋活動は，被験者間，タスク間で不変の２つの筋シナジーの重ね合わせで約90[%] を表現でき，(2）それら２つの筋シナジーはそれぞれ股関節を中心とする極座標系において足先平衡点を動径方向あるいは偏角方向にのみ変動させる機能を有するということがわかった．次に，これまでに平衡点軌道の実態がほとんど解明されていない下肢運動の，特に，筋活動が大きいため EMG を計測しやすい走行に焦点を当てた上で，足先平衡点軌道の推定を行う．さらに，足先平衡点軌道の生成メカニズムを調べる．その結果，ほとんどの被験者において足先平衡点の接線速度は５つのガウス関数の重ね合わせで表現可能であり，走行速度からガウス関数のパラメータを回帰的に算出することで，接線速度を予測できるということがわかった．最後に，弾性エネルギーの貢献が走行に比べて少なく，傾斜角度によって力学的エネルギーの変化の傾向が大きく異なる坂道歩行に焦点を当てた上で，坂道歩行中の力学的エネルギーの変動と筋協調，平衡点，剛性の関係を調べる．その結果，(1）坂道歩行中の力学的エネルギーの増減のメカニズムは，股関節を中心とする極座標系における足先の偏角方向の平衡点と剛性および足関節の平衡点と剛性によって定性的に説明でき，(2）上り坂での歩行において，それらの平衡点や剛性と力学的エネルギーの増加量の間には強い相関があることがわかった．本研究の結果は，筋協調，平衡点，剛性が歩行や走行などの下肢運動の生成に重要な役割を果たしていることを示唆するものである．

目 次

1 緒言 1
1.1 ベルンシュタイン問題と筋シナジー仮説 1
1.2 中枢神経系は何を制御しているのか 1
1.2.1 サーボ仮説 2
1.2.2 平衡点仮説 2
1.3 軌道生成 3
1.4 歩行と走行のメカニズム 4
1.5 先行研究の課題 5
1.6 本研究の内容 6

2 物理モデルに基づく筋シナジーの抽出と平衡点・剛性の推定 7
2.1 筋骨格モデル 7
2.2 筋のモデル化 7
2.3 筋拮抗比と筋拮抗和 8
2.4 筋シナジーの抽出と足先平衡点の推定 9
2.4.1 筋骨格モデルの静力学 9
2.4.2 シナジーベクトルとシナジースコア 10
2.5 足先剛性の推定 12
2.6 足関節平衡点と足関節剛性の推定 13

3 下肢運動における筋シナジーの不変性 14
3.1 実験方法 14
3.1.1 被験者 14
3.1.2 運動計測 14
3.1.3 データ処理 15
3.2 結果 19
3.2.1 EMG と筋拮抗比，筋拮抗和 19
3.2.2 運動学データ 19
3.2.3 シナジーベクトル 27
3.2.4 シナジースコア 29
3.3 考察 32
3.3.1 筋シナジーの機能 32
3.3.2 筋シナジーの不変性 33
3.3.3 臨床応用 33

4 走行における足先平衡軌道の推定と予測 35
4.1 実験方法 35
4.1.1 被験者 35
4.1.2 運動計測 35
4.1.3 データ処理 35
4.2 結果 36
4.2.1 走行の特徴量 36
4.2.2 EMG と筋拮抗比・筋拮抗和 39
4.2.3 足先の平衡点軌道と実軌道 39
4.2.4 足先剛性 39
4.2.5 足先平衡点の接線速度 45
4.3 考察 52
4.3.1 足先平衡点軌道の物理的意味 52
4.3.2 速度パターンの物理的意味 53

5 坂道歩行における力学的エネルギーの変動と平衡点・剛性の関係 56
5.1 実験方法 56
5.1.1 被験者 56
5.1.2 運動計測 56
5.1.3 データ処理 56
5.1.4 重心の力学的エネルギーの算出 57
5.2 結果 57
5.2.1 重心の力学的エネルギー 57
5.2.2 筋活動 61
5.2.3 力学的エネルギーの増減と平衡点，剛性の関係の定性的評価 65
5.2.4 力学的エネルギーの増減と平衡点，剛性の関係の定量的評価 66
5.3 考察 68

6 結言 70

参考文献 72

A 代表被験者以外の足先平衡点の接線速度の解析結果 78
A.1 被験者 A 79
A.2 被験者 B 83
A.3 被験者 C 87
A.4 被験者 D 91
A.5 被験者 F 95
A.6 被験者 G 99
A.7 被験者 H 103

謝辞 107

研究業績 108

図 目 次

2.1 Musculo-skeletal models of human lower limb. A: Four pairs of eight muscles. These muscles play major roles in locomotion in the sagittal plane. B: Definition of the joint angle and polar coordination. C: Definition of the radial and angular directional stiffnesses. 8

3.1 EMG measurement system. A: WEB-5000. B: WEB-7000. 16
3.2 Foot pressure measuremnt system. A: Sensor sheet of F-scan. B: Sensor sheet inserted in a shoe. 16
3.3 Motion capture system. A: OptiTrack. B: Markers for motion capture system. 17
3.4 Experimental setup. A: Measurement of level walking. B: Measurement of running. C: Measurement of slope walking. 17
3.5 Averaging procedure of measured data. A: Dividing procedure of the measured data. The Measured data were divided into gait cycles. The beginning of the gait cycle was determined by the left heel contact based on the ground reaction force (GRF) data. B: Averaged data for ten consecutive gait cycles. 18
3.6 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of a representative subject (subject A) during level walking (4[km/h]). The thick and thin lines indicate the mean and one standard deviation within ten consecutive gait cycles. 20
3.7 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of the representative subject (subject A) during running (11[km/h]). The thick and thin lines indicate the mean and one standard deviation within ten consecutive gait cycles. 21
3.8 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of the representative subject (subject A) during slope walking (6[deg]). The thick and thin lines indicate the mean and one standard deviation within ten consecutive gait cycles. 22
3.9 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of the representative subject (subject A) during slope walking (-6[deg]). The thick and thin lines indicate the mean and one standard deviation within ten consecutive gait cycles. 23
3.10 The %MVC data of the representative subject (subject A) during level walking, running, and slope walking. The %MVCs were different across tasks because of the kinematic and dynamic differences across tasks. 24
3.11 The A-A ratios and A-A sums calculated from the %MVCs of the representative subject (subject A) during level walking, running, and slope walking. The A-A ratios and A-A sums were different across tasks because of the kinematic and dynamic differences across tasks. 25

3.12 Time sereise data of each joint angle of the representative subject (subject A) during level walking, running, and slope walking. The joint angle patterns were different across tasks because of the kinematic and dynamic differences across tasks. 26
3.13 Muscle synergies extracted from level walking, running, and slope walking of the representative subject (subject A). The error bars indicate standard deviation (SD) of the variability of the synergy vectors within a trial. Small error bars suggest invariance of muscle synergies within a trial. 28
3.14 Similar muscle synergies across subjects at each speed or inclination angle in each task. The error bars show SD of the synergy vectors across subjects. The small error bars indicate similarity of muscle synergies across subjects. . 30
3.15 Similar muscle synergies across tasks in the representative subject (subject A). The error bars show SD of the synergy vectors across tasks. The small error bars indicate similarity of muscle synergies across tasks. 30
3.16 Different synergy scores across tasks in the representative subject (subject A). 31

4.1 Stride length and stride frequency of each subject. 38
4.2 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of a representative subject (subject E) during running. The %MVCs were averaged for ten consecutive gait cycles. 40
4.3 The A-A ratios and A-A sums calculated from the %MVCs of the representative subject (subject E) during running. 41
4.4 Endpoint trajectory, endpoint EP trajectory and endpoint acceleration during running of the representative subject (subject E). 42
4.5 Stick pictures with endpoint EP trajectory of the representative subject (subject E). 43
4.6 Stick pictures with endpoint stiffness ellipse of the representative subject (subject E). 44
4.7 EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ of the representative subject (subject E). 46
4.8 Overlap of the gauss functions in the representative subject (subject E). EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions. 48
4.9 Parameters of extracted gauss functions of the representative subject (subject E). 49
4.10 Results of prediction in the representative subject (subject E). EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis. 50
4.11 Stick pictures of the representative subject (subject E). Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions. 55

5.1 Time series data of mechanical energy of the center of mass for a representative subject (subject I). A: Kinetic energy KE. B: Potential energy PE. 59

5.2 Trajectories of kinetic energy KE and potential energy PE of the representative subject (subject I). 60
5.3 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of the representative subject (subject I) during slope walking. The %MVCs were averaged for ten consecutive gait cycles. 62
5.4 The A-A ratios and A-A sums calculated from the %MVCs of the representative subject (subject I) during slope walking. 63
5.5 Time series data of synergy scores and stiffness scores of the representative subject (subject I) during slope walking. 64
5.6 Time series data of variables contributing to EP or stiffness of the representative subject (subject I) during slope walking. A: Synergy score w_{Φ}. B: Stiffness score k_{Φ}. C: A-A ratio r_4. D: A-A sum s_4. 66
5.7 Relationship between the variables contributing to EP or stiffness and the mechanical energy fluctuations averaged across subjects. A: Time mean of synergy score $\bar{w}_{\Phi}$ *versus* increment of mechanical energy ΔKE+ΔPE from gait phase 0[%] to 10[%]. B: Time mean of stiffness score $\bar{k}_{\Phi}$ *versus* increment of mechanical energy ΔKE+ΔPE from gait phase 0[%] to 10[%]. C: Time mean of A-A ratio $\bar{r}_4$ *versus* increment of mechanical energy ΔKE+ΔPE from gait phase 40[%] to 60[%]. D: Time mean of A-A sum $\bar{s}_4$ *versus* increment of mechanical energy ΔKE+ΔPE from gait phase 40[%] to 60[%]. 67

A.1 Overlap of the gauss functions in subject A. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions. 79
A.2 Parameters of extracted gauss functions of subject A. 80
A.3 Results of prediction in subject A. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis. 81
A.4 Stick pictures of subject A. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions. 82
A.5 Overlap of the gauss functions in subject B. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions. 83
A.6 Parameters of extracted gauss functions of subject B. 84
A.7 Results of prediction in subject B.EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis. 85
A.8 Stick pictures of subject B. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions. 86
A.9 Overlap of the gauss functions in subject C. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions. 87
A.10 Parameters of extracted gauss functions of subject C. 88
A.11 Results of prediction in subject C. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis. 89

A.12 Stick pictures of subject C. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions. 90
A.13 Overlap of the gauss functions in subject D. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions. 91
A.14 Parameters of extracted gauss functions of subject D. 92
A.15 Results of prediction in subject D. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis. 93
A.16 Stick pictures of subject D. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions. 94
A.17 Overlap of the gauss functions in subject F. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions. 95
A.18 Parameters of extracted gauss functions of subject F. 96
A.19 Results of prediction in subject F. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis. 97
A.20 Stick pictures of subject F. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions. 98
A.21 Overlap of the gauss functions in subject G. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions. 99
A.22 Parameters of extracted gauss functions of subject G. 100
A.23 Results of prediction in subject G. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis. 101
A.24 Stick pictures of subject G. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions. 102
A.25 Overlap of the gauss functions in subject H. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions. 103
A.26 Parameters of extracted gauss functions of subject H. 104
A.27 Results of prediction in subject H. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis. 105
A.28 Stick pictures of subject H. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions. 106

表 目 次

2.1 Definition of the A-A ratio and the A-A sum. 9

3.1 Average of inner product of synergy vector $\boldsymbol{u}_R$ or $\boldsymbol{u}_\Phi$ across any pair of subjects at each speed or inclination angle in each task. 29
3.2 Average of inner product of synergy vector $\boldsymbol{u}_R$ or $\boldsymbol{u}_\Phi$ across any pair of speeds or inclination angles in each task in the representative subject (subject A). . 30

4.1 Running speed of each subject. 36
4.2 Period of running of each subject in each running speed. 37
4.3 Ratio of stance phase of each subject in each running speed. 37
4.4 The number of extracted gauss functions. 47
4.5 Coefficient of correlation between EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ and estimated EP tangential velocity $|\hat{\boldsymbol{v}}_{\mathrm{EP}}|$. 51

第 1 章　緒言

ヒトは，冗長な自由度を持つ筋骨格系を巧みに制御することで，多彩な運動を実現している．ヒトの運動制御の解明にあたっては，冗長性の問題を始めとした，未解決の問題が多く存在する．それゆえに，ヒトの運動制御は古くから多くの研究者の興味の対象となってきた．そして，それらの問題を説明するための様々な仮説が提唱されてきた．しかし，未だにヒトの運動制御には未解明な部分が多く，現在でも神経科学やロボット工学などの様々な分野でヒトの運動制御に関する研究が行われている．本研究では，日常的に重要な移動動作である歩行や走行のメカニズムを，筋協調，平衡点，剛性の観点から考察する．

1.1　ベルンシュタイン問題と筋シナジー仮説

冗長自由度を有するヒトの身体を中枢神経系がどのように制御しているのかという問題は，ベルンシュタイン問題として知られており [1]，運動制御における古典的な未解決問題である．これ対して，問題の提唱者である Bernstein は，筋群の協調作用，すなわち，筋シナジーによって冗長性を回避しているという筋シナジー仮説 [1] を提唱している．筋シナジーは運動指令の機能的単位であり，制御自由度の数を減らす次元圧縮に貢献する．そのため，多くの神経科学者が筋電位（EMG）から筋シナジーを抽出することで，ベルンシュタイン問題の解決を試みている [2]-[16]．たとえば，Torres-Oviedo らは摂動を加えたときのヒトの姿勢制御中の 16 筋の EMG に非負値行列因子分解（NMF）を適用することで，異なる摂動方向間で類似する筋シナジーを抽出した [2]．さらに，Chvatal らは摂動を加えたときの姿勢制御，摂動を加えたときの歩行，摂動を加えないときの歩行における筋シナジーを抽出し，それらのタスク間に共通のシナジーが存在することを示している [3]．Cappellini らはヒトの歩行や走行中の 32 筋の EMG に多変量解析を適用することで，タスク間で類似する 4 つの筋シナジーと各タスクで固有の 1 つの筋シナジーを抽出した [4]．d'Avella らも NMF を用いて，カエルのジャンプ，水泳，歩行中の 13 筋の EMG からタスク間で類似する筋シナジーとタスク固有の筋シナジーを抽出した [5]．また，Barroso らは，歩行とペダリング中の下肢の 8 筋の EMG に NMF を適用し，歩行とペダリング中の筋シナジーの類似性を示している [6]．これらの結果は，運動学的にも動力学的にも異なるタスク間に共通の筋シナジーが存在する可能性を示すものである．したがって，少数の筋シナジーの重ね合わせで多彩な運動が実現されていることが示唆される．

1.2　中枢神経系は何を制御しているのか

中枢神経系が何を制御しているのかという問いを解決することは，ヒトの運動制御を理解する大きな手がかりになる．本節では，この問いに対する種々の仮説を説明する．

1.2.1 サーボ仮説

筋が伸長されると，筋長とその速度を検出する筋紡錘が興奮する．その信号が，筋線維を支配する α 運動ニューロンに伝わり，伸長された筋を活動させる．このメカニズムは伸張反射と呼ばれる．特に，筋が伸長されている間，伸長量に応じて持続的に発生する伸張反射は緊張性伸張反射と呼ばれる．緊張性伸張反射は筋にバネ様の特性を与える重要なメカニズムとして知られている [17].

Merton はこの緊張性伸張反射が運動制御の主なメカニズムと考え，サーボ仮説を提唱した [18]．サーボ仮説によると，中枢神経系は筋紡錘を支配する γ 運動ニューロンに運動指令を送り，緊張性伸張反射を介して筋長を調整する．そのため，サーボ仮説は γ モデルとも呼ばれる．この仮説では，緊張性伸張反射は非常に大きなゲインを持っていると仮定されており，外力が大きく変化しても緊張性伸張反射によるサーボ機構が完璧に働き，筋長は変化しない．しかし，緊張性伸張反射のゲインはそのように非常に大きなものではないことが分かっている [19]．また，Bizzi らの実験において求心性神経を遮断されたサルは所望の運動を実現できたが [20]，緊張性伸張反射のみを α 運動ニューロンへの入力としているサーボ仮説ではこのメカニズムを説明できない．これらの理由により，現在ではサーボ仮説は支持されていない．

1.2.2 平衡点仮説

Feldman は拮抗筋対の張力が釣り合う点（平衡点）を制御することにより運動を生成していると考え，平衡点仮説を提唱した [21]．平衡点仮説には，α モデル [20, 22, 23] と，λ モデル [21, 24] の 2 種類が存在する．α モデルでは，中枢神経系は α 運動ニューロンの活動レベルを制御し，筋のバネ特性を変化させることで，平衡点を変化させて随意運動を生成するとしている．λ モデルでは，中枢神経系は緊張性伸張反射の閾値 λ を制御することで，平衡点を移動させ，それにより随意運動を生成するとしている．そして，λ モデルでは，主動筋と拮抗筋に対する運動指令として平衡点制御の指令 r command と剛性制御の指令 c command を想定しており，中枢神経系はこれら 2 種の指令で運動を制御しているとしている．α モデルと λ モデルの最大の違いは，中枢神経系が反射のメカニズムを制御に利用しているかどうかということである．

中枢神経系が平衡点を制御することで運動を生成しているとするなら，平衡点の軌道は単純か否かという疑問が起こる．Bizzi は実軌道に沿って平衡点を動かすことで運動を生成していると考え [22]，Hogan はこの観点から仮想軌道制御仮説を提案した [23]．この仮説において，平衡点の時系列データは仮想軌道と呼ばれる．仮想軌道制御仮説の利点は，中枢神経系が運動指令と平衡点のマップを持っていれば，所望の運動を生成するのに逆動力学問題を解く必要がなくなるということである．このような主張は，フィードバック誤差学習によって小脳内に逆動力学モデルを獲得するという計算論的神経科学の主張 [25, 26] と対立していた．Flash はシミュレーションによる仮想軌道制御仮説の妥当性の実証を試みた [27]．そして，運動中の剛性を静止中の剛性の数倍から数十倍に設定した上で，実軌道によく似た，躍度の変化が最小となるような仮想軌道を仮定すると，ヒトの腕の運動と同じような実軌道が得られることを実証した．しかし，後に Gomi らによって，運動中の剛性は Flash らが設定した値よりも数倍小さく，仮想軌道も実軌道に比べ N 型と呼ばれる複雑なパターンとなるこ

とが示された [28]．すなわち，運動中の剛性は静止中に比べ極端に大きいということはなく，また，平衡点の軌道も少なくとも見た目は単純な形をしていないということである．Gomi らが運動中の平衡点と剛性を推定して以降，平衡点の軌道の単純さや剛性の高さから仮想軌道制御仮説は批判にさらされている．それに伴い，平衡点仮説そのものを疑問視する声もあるが，Feldman は平衡点仮説，特に λ モデルでは単純な平衡点の軌道を仮定しておらず，剛性が高いという制約は取り除かれている [24] ことを主張している [29]．そして，現在でも平衡点仮説（λ モデル）は運動制御の分野における有力な仮説の 1 つとなっている．

平衡点と剛性の推定

平衡点仮説を支持するか否かにかかわらず，ヒトの運動制御を理解するために，1980 年代から剛性や平衡点を推定するための研究が多くなされている．Mussa-Ivaldi らは手先に摂動を与えることにより，姿勢保持中の手先剛性を計測した [30]．そして，手先剛性は腕の姿勢に強く依存し，剛性楕円の大きさは調整できるが，その方向はほとんど調整できないことを報告している．その後，辻らは Mussa-Ivaldi らの手法 [30] を拡張し，姿勢保持中の手先の剛性，粘性，慣性を推定している．また，Gomi らは手先軌道を拘束した上で，上肢直線運動中の手先剛性を推定している [32]．その後，彼らは上肢到達運動中の手先に摂動を与えることで手先剛性や手先の平衡点軌道を推定した [28]．そして，運動中の手先剛性は時々刻々と大きさや向きが変化し，手先の平衡点軌道は実軌道よりも複雑な形となることを示した．これらの研究はマニピュランダムにより手先に摂動を与えることで剛性を推定したものだが，EMG から剛性を推定する方法も提案されている．辻らは，2 関節 6 筋の筋骨格モデルを構築し，EMG から手先剛性を推定している．辛らは，EMG から関節トルクを推定する筋骨格モデルを構築し，そのモデルを通して手先剛性を算出する手法を提案している [33, 34]．

1.3 軌道生成

前節では，運動をする際に中枢神経系が何を制御しているのという問いに対する仮説を紹介したが，そもそも運動を行う際の軌道はどのように決定されているのだろうか．たとえば，手先をある点からある点に素早く移動させるという単純な運動でも，その軌道の候補は無数に存在する．しかし，実際にはそのような手先到達運動の際には，手先は緩やかに曲がったほぼ直線の軌道を描き，接線方向の速度は時間軸上でほぼ対称的なベル型の波形を持ち，加速度波形は滑らかとなるというような共通で不変の時空間的特徴をもつ軌道を描く [35]．このような事実から，軌道を決定する際には何らかの運動規範に基づいた最適化がなされているとする考えが生まれた [36, 37, 38]．Flash らは，運動時間にわたる躍度の二乗和が最小となる軌道は，実際のヒトの上肢運動とよく一致することを示し，躍度最小規範を提唱した [36]．この規範では，躍度が最小となるような軌道を生成しているとしている．この規範は，仮想軌道仮説 [23] とよく組み合わされ，躍度が最小となるような仮想軌道を設定していると主張していた．Uno らは，運動時間にわたる関節トルクの時間微分の二乗和が最小となるような軌道を生成していると考え，トルク変化最小規範を提唱した [37]．この規範は，躍度最小規範よりも広い範囲の運動を再現できる．後にこの規範は，関節トルクではなく運動指令を反映したトルクで解釈すべきであるという考えから，Nakano らにより指令トルク変化最小規

範に改良されている．このように，軌道生成を説明するために様々な規範が提案されているものの，どのような規範が正しいのか，そもそも本当に規範が存在するのかといった問いに関する明確な説明は得られていない．なお，上記のような規範は上肢運動を対象としたものがほとんどである．歩行などのリズミックな下肢運動では，上記のような運動規範ではなく，脳幹や脊髄に格納された神経振動子の活動から生成されるという考え方が存在し [39, 40, 41]，工学分野への応用も行われている [42, 43].

1.4 歩行と走行のメカニズム

ヒトの歩行は日常生活で最も重要な移動動作の 1 つである．ヒトの歩行において，重心はアーチ状の軌跡を描き，運動エネルギーと位置エネルギーを相互に交換することでエネルギー効率を高めていることが知られている [44, 45]．そのため，ヒトの歩行のメカニズムは，しばしば倒立振子でモデル化される [44, 45]．倒立振子モデルは受動的な歩行のエネルギー効率の良さを理解するために有用であるが，エネルギーを消費するメカニズムを説明するには不十分である．それに対して，受動歩行 [46] は，歩行は主として受動的なダイナミクスで行われるが，最小限のエネルギー入力が必要であることを示した．この点に関し，ロボット工学や生体力学の分野において，2 つのエネルギー入力方法が示されている [46, 47]．1 つは胴部をベースとして先導脚の股関節の伸展トルクによりエネルギーを入力する hip actuation strategy，もう 1 つは後続脚の足関節の底屈トルクによりエネルギーを入力する ankle actuation strategy である．これらに類似した歩行のエネルギー入力の戦略の存在は運動生理学の分野でも報告されている [48]．また，筋シナジーの研究分野でもそれらの入力方法との関連性が推測される結果が報告されている．Ting らはペダリングタスクを実現するために必要な 3 つの拮抗筋対の協調性に言及している [49]．これら 3 つの協調は，足先を骨盤に対して屈伸する機能，足先を骨盤に対して前後する機能，および足関節を底屈・背屈する機能を有する．同時に，彼らは拮抗筋対のそれらの協調性は歩行にも存在する可能性を示唆している．彼らが提案した足先を骨盤に対して前後する機能をもつ拮抗筋対の協調性と足関節を底屈・背屈する機能をもつ拮抗筋対の協調性にはそれぞれ hip actuation strategy と ankle actuation strategy との関連性が推測される．

走行は歩行とは異なるメカニズムによって移動の効率化が図られていることが知られており，倒立バネでモデル化されることが多い [50, 51]．歩行と走行における顕著な差異の 1 つが重心の軌跡である [52]．歩行では立脚中期で重心が最も高くなるが，走行では立脚中期で重心が最も低くなる．両運動とも進行速度は立脚中期で最も小さくなるため，歩行では位置エネルギーと運動エネルギーが逆相で変化するのに対し，走行では同相で変化する．つまり，走行では歩行でみられるような運動エネルギーと位置エネルギーの交換は起きていない．走行では立脚中期に運動エネルギーと位置エネルギーを腱や筋などの弾性要素に保存し，再利用することが知られている [52].

ヒトの歩行や走行のメカニズムに関する研究の多くは，水平面における歩行を対象にしているが，坂道における歩行に焦点を当てた研究もいくつか存在している [53]-[56]．たとえば，Gottschall らは坂道歩行中のヒトの重心の運動エネルギーと力学的エネルギーを算出し，水平面での歩行同様，坂道歩行でも運動エネルギーと位置エネルギーの交換がなされているこ

とを示した [53]．また，McIntosh ら [54] や Lay ら [55] は坂道歩行における各関節の運動学の計測やトルクの推定を行い，水平面での歩行と坂道歩行とではそれらが大きく異なることを示した．さらに，Lay らは坂道歩行における EMG の計測も行い，トルクなどと同様，EMG も水平面での歩行と坂道歩行とでは大きく異なることを示した [56]．そして，彼らはこの結果から，水平面での歩行と坂道歩行では中枢神経系が異なる運動戦略を採用していることを示唆している [55, 56]．

1.5　先行研究の課題

平衡点仮説に肯定的な立場から考えると，筋シナジーに関する先行研究 [2]-[16] の手法に共通する問題点として，平衡点と剛性という運動制御に関わる重要な制御変数を考慮していないということが挙げられる．先述のように，ヒトの運動制御に関して古くから提唱されている平衡点仮説によれば，中枢神経系は身体の平衡点もしくは剛性を調整する 2 種類の運動指令を筋に送っている [29]．そのため，EMG は平衡点と剛性の両方の情報を含有していると考えられ，EMG そのものに多変量解析を適用して筋シナジーを抽出しても，抽出される筋シナジーには両情報が混在してしまう．その結果，筋シナジーが平衡点や剛性の制御に果たしている役割の評価が困難となる．

筋シナジーに関する先行研究 [2]-[16] の手法に共通するもう 1 つの問題点として，多変量解析を用いた筋シナジー抽出では，筋シナジーの機能的な役割を定量的に評価できないということが挙げられる．そして，先行研究では多くの場合，たとえばシミュレーション [15, 16] などで筋シナジーの機能的な役割を後付けの解釈で評価するに留まっている．この問題を解決する 1 つの方法として，物理モデルを構築することが挙げられる．なぜなら，筋シナジーと平衡点や剛性などの物理量との関係を定式化できれば，筋シナジーが平衡点や剛性などの物理量の運動制御に果たす役割を定量的に評価できるからである．

平衡点や剛性の推定に関する先行研究 [30]-[34] の課題としては，下肢運動中の平衡点や剛性の推定が行えていないということが挙げられる．歩行や走行などの下肢運動では，運動中に足先に摂動を与えることが困難である．そのため，歩行中の関節レベルでの擬似剛性の推定 [57, 58, 59] や足関節のみに限定した剛性の推定 [60, 61] などに留まっているのが現状であり，下肢運動中の平衡点や剛性の詳細はほとんど明らかになっていない．また，平衡点軌道が推定されている上肢運動に関しても，種々の運動規範 [36, 37, 38] が提案されてはいるものの，その平衡点軌道（あるいは，実軌道）がどのように生成されているのかという点に関しては明確な回答は得られていない．下肢運動に至っては，平衡点軌道の詳細が不明瞭なため，平衡点軌道の生成メカニズムを考察することすらできていないのが現状である．

また，たとえば坂道歩行に関する先行研究 [53]-[56] の課題としては，筋協調，平衡点，剛性という運動制御に関わる重要な概念を考慮していないということが挙げられる．Lay らは，運動学，動力学，EMG の差異から，水平面での歩行と坂道歩行では中枢神経系が異なる運動戦略を採用していることを示唆しているが [55, 56]，筋シナジーの研究では運動学，動力学が大きく異なる運動間で共通の筋シナジーが抽出されている [3]-[6]．そのため，筋協調の観点から考察することで，水平面での歩行と坂道歩行に共通する制御戦略が明らかになる可能性がある．また，Ting らが提案した拮抗筋対の協調性 [49] には歩行のエネルギー入力に

関するストラテジーである hip actuation strategy や ankle actuation strategy との関連性が推測される．そのため，傾斜角度によって力学的エネルギーの変化の傾向が大きく異なる坂道歩行におけるエネルギーの増減メカニズムを筋協調，平衡点，剛性の観点から調べることは，坂道歩行における運動戦略を理解する上で重要と考えられる．

こうした中，平井らは EMG から平衡点と剛性の情報を抽出するために，筋拮抗比（A-A ratio）と筋拮抗和（A-A sum）という概念を提案し，筋骨格系の拮抗筋対の協調性を解析してきた [62]-[66]．ここで，筋拮抗比は拮抗筋対への運動コマンドの和に対する主導筋への運動コマンドの比として，筋拮抗和は拮抗筋対への運動コマンドの和として定義される．そして，前者は平衡点の制御に，後者は剛性の制御に寄与することが，生体筋とよく似た特性をもつ人工筋のモデルにおいて理論的および実験的に検証されている [65]．さらに近年，宇野らは筋拮抗比と筋拮抗和の概念を応用し，上肢運動に適用可能な物理モデルに基づく新しい筋シナジーの抽出法と平衡点・剛性の推定方法を提案している [66]．この物理モデルにおいて，身体の端点（エンドポイント）の平衡点は筋シナジー空間で記述されるため，筋シナジーが平衡点の制御に果たす役割が明確になる．宇野らは，たとえばこの物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法を上肢到達運動に適用することで，肩関節を中心とする極座標系において手先平衡点の動径，偏角方向の運動に寄与する 2 つの筋シナジーを抽出した [66]．さらに，物理モデルを利用して，上肢到達運動中の手先の平衡点軌道や剛性を推定した．しかし，宇野らの研究は上肢到達運動のみを対象にしており，日常生活で最も重要な移動動作の 1 つである下肢運動は対象にされていない．また，歩行や走行のような運動学的，動力学的に差異があるタスクにおける筋シナジーの共通性も議論されていない．

1.6　本研究の内容

本研究では，まず，筋シナジーが平衡点の制御に果たす役割に着目した上で，物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法を用いて，筋シナジーに関する先行研究の 2 つの問題点を解決することを目的とする．そして，日常的に重要な下肢運動である水平面での歩行，走行（以下，本稿では特に断らない限り，歩行，走行は水平なトレッドミル上での運動を指す），坂道歩行から平衡点制御に関わる筋シナジーを抽出する．さらに，抽出された筋シナジーの被験者間，タスク間での類似性を調べる．運動学的，動力学的に差異があるこれらのタスクにおいて筋シナジーの類似性を調べることは，多様なタスクを実現するヒトがどのように身体の冗長性を回避しているのかを明らかにする上で重要であると考えられる．次に，筋活動が大きいため EMG を計測しやすい走行に焦点を当てた上で，物理モデルに基づく手法を用いて，走行中の足先の平衡点軌道と剛性の推定を行う．下肢運動中の平衡点軌道や剛性はその計測の難しさゆえに実態がほとんど解明されていない．そのため，走行中の足先の平衡点軌道や剛性を推定することは，走行の生成機序を解明する上で重要であると考えられる．さらに，走行速度による足先平衡点軌道の変化を調べ，足先平衡点軌道の生成メカニズムに関する仮説を提案する．最後に，弾性エネルギーの貢献が走行に比べて少なく，傾斜角度によって力学的エネルギーの変化の傾向が大きく異なる坂道歩行に焦点を当てた上で，坂道歩行中の力学的エネルギーの変動と筋協調，平衡点，剛性の関係を調べる．

第 2 章　物理モデルに基づく筋シナジーの抽出と平衡点・剛性の推定

本章では，筆者のグループが提案する，平面内における上肢/下肢運動に適用可能な物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法と平衡点・剛性の推定方法 [66] について述べる．

2.1　筋骨格モデル

新たな筋シナジーの抽出法を提案するにあたって従来研究との比較を可能にするため，本研究でも従来研究と同様に矢状面にのみ注目する．**Fig. 2.1**A に示すような股関節，膝関節，足関節を有する矢状面内の 3 リンクのヒトの下肢モデルにおいて，筋活動と平衡点や剛性との関係を考える．このモデルは 8 つの筋 M_1〜M_8 を有しており，それぞれ大臀筋，腸腰筋，大腿二頭筋短頭を除くハムストリング，大腿直筋，内側広筋，大腿二頭筋短頭，腓腹筋，前頚骨筋である．これらの筋は，矢状面内の下肢運動において主要に活動する筋である [67]．股関節を原点とした xy 座標系を **Fig. 2.1**B のように定義し，股関節角度 θ_{h}[rad]，膝関節角度 θ_{k}[rad]，足関節角度 θ_{a}[rad]，股関節を中心とする極座標系における足先位置 [1] の動径 R[m] と偏角 Φ[rad] を用いて下肢の筋骨格モデルを導出する．なお，それぞれの平衡点を $\theta_{\mathrm{h,EP}}$[rad]，$\theta_{\mathrm{k,EP}}$[rad]，$\theta_{\mathrm{a,EP}}$[rad]，R_{EP}[m]，Φ_{EP}[rad] とする．

2.2　筋のモデル化

簡単のために，上肢モデルにおいて筋活動と手先平衡点の関係を検証した文献 [65] に倣って，下肢モデルでも以下の 3 つを仮定する．(1) 大腿と下腿のリンク長は同じである．(2) 8 つの筋のモーメントアームはすべて等しく，常に一定である．(3) 8 つの筋の特性はすべて等しく，正規化された筋の活動度 m_i[-] によって弾性係数 $k(m_i)$[N/m] と自然長 $l_{\mathrm{nat}}(m_i)$[m] が変化するバネとして以下のように表現でき，弾性係数は筋活動と比例関係に，平衡長は筋活動と反比例の関係にある．

$$f_i = k(m_i)(l_i - l_{\mathrm{nat}}(m_i)) \tag{2.1}$$

$$k(m_i) = c_1 m_i + k_{\mathrm{min}} = c_1 \hat{m}_i \tag{2.2}$$

$$l_{\mathrm{nat}}(m_i) = \frac{c_2}{m_i + k_{\mathrm{min}}/c_1} + l_{\mathrm{nat,min}} = \frac{c_2}{\hat{m}_i} + l_{\mathrm{nat,min}} \tag{2.3}$$

ここで，f_i[N] は M_i の収縮力，l_i[m] は M_i の筋長，c_1[N/m] は比例定数, k_{min}[N/m] は筋が活動していないときの弾性，c_2[m] は比例定数，$l_{\mathrm{nat,min}}$[m] は自然長の下限である．また，$\hat{m}_i = m_i + k_{\mathrm{min}}/c_1$[-] である．以下，$\hat{m}_i$ をあらためて m_i とおいて議論を進める．

[1] 本研究において足先位置とは **Fig. 2.1**B のように足関節の位置を意味する．

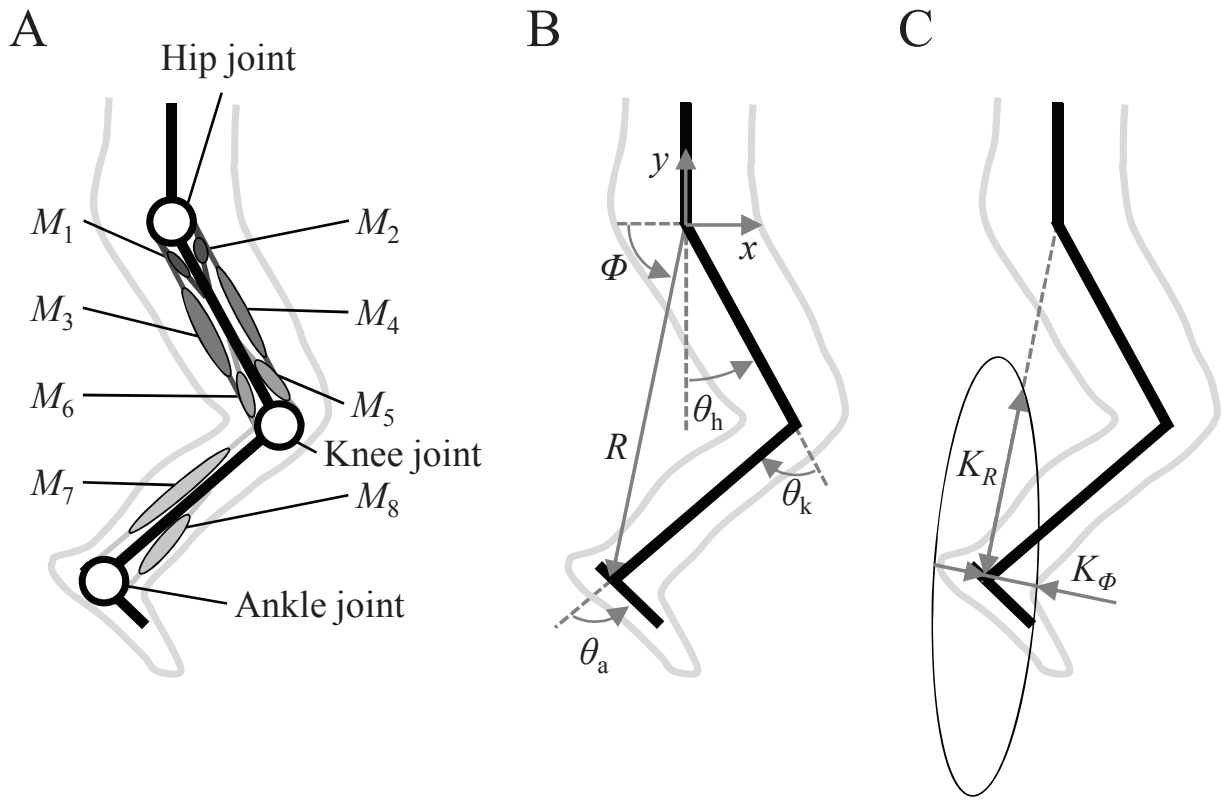

Fig. 2.1 Musculo-skeletal models of human lower limb. A: Four pairs of eight muscles. These muscles play major roles in locomotion in the sagittal plane. B: Definition of the joint angle and polar coordination. C: Definition of the radial and angular directional stiffnesses.

2.3 筋拮抗比と筋拮抗和

本研究では，拮抗筋対の協調性に着目して筋拮抗比と筋拮抗和という概念を導入する．筋拮抗比 r_i[-] と筋拮抗和 s_i[-]，$(i = 1, \cdots, 4)$ は以下のように定義される [65].

$$r_i = \frac{m_{2i-1}}{m_{2i-1} + m_{2i}} \tag{2.4}$$

$$s_i = m_{2i-1} + m_{2i} \tag{2.5}$$

有賀らは先行研究において，力-長さ関係において生体筋とよく似た特性を有する人工筋のモデルで，筋拮抗比は関節平衡点の制御に，筋拮抗和は関節剛性の制御に寄与することを理論的および実験的に検証している [65]．それぞれの筋拮抗比と筋拮抗和の機能を **Table 2.1** に示す．たとえば，股関節の主導筋 M_1 の筋活動 m_1 が増加し，股関節の拮抗筋 M_2 の筋活動 m_2 が減少するとき，筋拮抗比 r_1 は股関節の平衡点の伸展とともに増加する．このように，筋活動を筋拮抗比と筋拮抗和に変換することで，筋への運動指令から平衡点と剛性の情報を抽出できる．ヒトの運動制御に関して重要な仮説である平衡点仮説（λ モデル）によれば，中枢神経系は身体の平衡点と剛性を調整する 2 種類の運動指令を筋に送っている [29]．そのため，筋活動から平衡点と剛性の情報を抽出することで，生体筋のシステムをより良く理解できるといえる．

Table 2.1 Definition of the A-A ratio and the A-A sum.

Label	Definition	Motor function
r_1	$m_1/(m_1+m_2)$	Hip-joint EP extension
r_2	$m_3/(m_3+m_4)$	Hip-joint EP extension and knee-joint EP flexion
r_3	$m_5/(m_5+m_6)$	Knee-joint EP extension
r_4	$m_7/(m_7+m_8)$	Ankle-joint EP extension
s_1	m_1+m_2	Hip-joint stiffness increase
s_2	m_3+m_4	Hip and knee-joint stiffness increase
s_3	m_5+m_6	Knee-joint stiffness increase
s_4	m_7+m_8	Ankle-joint stiffness increase

EP: equilibrium point

2.4 筋シナジーの抽出と足先平衡点の推定

本節では，筋活動と足先平衡点の関係を調べる．そして，筆者のグループが提案する筋シナジーの抽出法と足先平衡点の推定方法について述べる．

2.4.1 筋骨格モデルの静力学

以降，**Fig. 2.1**A のモデルの股関節と膝関節の 2 関節の部分のみを考える．初期状態（$\theta_{\mathrm{h}} = \theta_{\mathrm{h0}}, \theta_{\mathrm{k}} = \theta_{\mathrm{k0}}$）における M_1〜M_6 の筋活動と筋長を $m_i = m_0$，$l_i = l_0 (> l_{\mathrm{nat,min}})$（$i = 1, \cdots, 6$）とする．ここで，下肢に外力が働いていない静的な状態を考える．このとき，関節角度と関節平衡点が等しいので，

$$\theta_{\mathrm{h}} = \theta_{\mathrm{h,EP}} \tag{2.6}$$

$$\theta_{\mathrm{k}} = \theta_{\mathrm{k,EP}} \tag{2.7}$$

が成り立つ．また，各関節におけるモーメントのつり合いより以下の式が成り立つ．

$$-Df_1 + Df_2 - Df_3 + Df_4 = 0 \tag{2.8}$$

$$Df_3 - Df_4 - Df_5 + Df_6 = 0 \tag{2.9}$$

ここで，D[m] は股関節と膝関節のモーメントアームである．さらに，股関節と膝関節の初期状態からの変位をそれぞれ $\Delta\theta_{\mathrm{h}} = \theta_{\mathrm{h}} - \theta_{\mathrm{h0}}$[rad]，$\Delta\theta_{\mathrm{k}} = \theta_{\mathrm{k}} - \theta_{\mathrm{k0}}$[rad] とする．このとき筋長と関節角度の関係は幾何構造から，

$$D \cdot \Delta\theta_{\mathrm{h}} = l_1 - l_0 = -(l_2 - l_0) \tag{2.10}$$

$$D \cdot (\Delta\theta_{\mathrm{h}} - \Delta\theta_{\mathrm{k}}) = l_3 - l_0 = -(l_4 - l_0) \tag{2.11}$$

$$D \cdot \Delta\theta_{\mathrm{k}} = l_5 - l_0 = -(l_6 - l_0) \tag{2.12}$$

となる．そして，式（2.8），(2.9）に式（2.1）を代入し，式（2.2），(2.3），(2.6），(2.7），(2.10），(2.11），(2.12）を用いて整理すると関節平衡点と筋活動の関係に関する以下の式を

得る．

$$\begin{bmatrix} m_1+m_2+m_3+m_4 & -(m_3+m_4) \\ -(m_3+m_4) & m_3+m_4+m_5+m_6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta_{\mathrm{h,EP}} \\ \Delta\theta_{\mathrm{k,EP}} \end{bmatrix}$$

$$= -\frac{l_0 - l_{\mathrm{nat,min}}}{D} \begin{bmatrix} m_1 - m_2 + m_3 - m_4 \\ -(m_3 - m_4 - m_5 + m_6) \end{bmatrix} \tag{2.13}$$

ここで，$\Delta\theta_{\mathrm{h,EP}} = \theta_{\mathrm{h,EP}} - \theta_{\mathrm{h0}}[\mathrm{rad}]$，$\Delta\theta_{\mathrm{k,EP}} = \theta_{\mathrm{k,EP}} - \theta_{\mathrm{k0}}[\mathrm{rad}]$ である．

さらに，筋拮抗比 r_i と筋拮抗和 $s_i, (i = 1, 2, 3)$ を用いて式（2.13）を変形すると以下のようになる．

$$\begin{bmatrix} \Delta\theta_{\mathrm{h,EP}} \\ \Delta\theta_{\mathrm{k,EP}} \end{bmatrix} = \frac{2(l_0 - l_{\mathrm{nat,min}})}{D} \begin{bmatrix} \boldsymbol{q}_1^{\mathrm{T}} \\ \boldsymbol{q}_2^{\mathrm{T}} \end{bmatrix} \Delta\boldsymbol{r} \tag{2.14}$$

ただし，

$$\boldsymbol{q}_1 = \frac{1}{s_1s_2 + s_2s_3 + s_3s_1} \begin{bmatrix} -s_1s_2 - s_3s_1 \\ -s_2s_3 \\ -s_2s_3 \end{bmatrix} \tag{2.15}$$

$$\boldsymbol{q}_2 = \frac{1}{s_1s_2 + s_2s_3 + s_3s_1} \begin{bmatrix} -s_1s_2 \\ s_1s_2 \\ -s_2s_3 - s_3s_1 \end{bmatrix} \tag{2.16}$$

$$\Delta\boldsymbol{r} = \begin{bmatrix} r_1 - \frac{1}{2} \\ r_2 - \frac{1}{2} \\ r_3 - \frac{1}{2} \end{bmatrix} \tag{2.17}$$

である．

2.4.2 シナジーベクトルとシナジースコア

満田らは上肢の広いタスク空間において，極座標に近い座標系を持つ視空間と関節座標には線形に近い関係があることを示している [68]．視空間を股関節を中心とした極座標に置き換えた上で満田らの知見を下肢に適用すると，幾何学的に極座標における足先平衡点の変位 $(\Delta R_{\mathrm{EP}}, \Delta\Phi_{\mathrm{EP}})$ と関節平衡角度の変位 $(\Delta\theta_{\mathrm{h,EP}}, \Delta\theta_{\mathrm{k,EP}})$ の関係は以下のように近似される．

$$\begin{bmatrix} \Delta R_{\mathrm{EP}} \\ \Delta\Phi_{\mathrm{EP}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -L\sin(\theta_{\mathrm{k,EP}}/2) \\ 1 & -1/2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta_{\mathrm{h,EP}} \\ \Delta\theta_{\mathrm{k,EP}} \end{bmatrix} \tag{2.18}$$

ここで，$L[\mathrm{m}]$ は大腿と下腿の長さである．式（2.18）に式（2.14）を代入すると以下の式を得る．

$$\begin{bmatrix} \Delta R_{\mathrm{EP}} \\ \Delta\Phi_{\mathrm{EP}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_3(\theta_{\mathrm{k,EP}}) & 0 \\ 0 & c_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \boldsymbol{q}_2^{\mathrm{T}} \\ (\boldsymbol{q}_1 - \boldsymbol{q}_2/2)^{\mathrm{T}} \end{bmatrix} \Delta\boldsymbol{r} \tag{2.19}$$

ここで，$c_3(\theta_{\mathrm{k,EP}}) = -2L(l_0 - l_{\mathrm{nat,min}})\sin(\theta_{\mathrm{k,EP}}/2)/D(<0)$[m]，$c_4 = 2(l_0 - l_{\mathrm{nat,min}})/D(>0)$[rad] は平衡長の下限，リンク長，モーメントアーム，膝関節の平衡角度によって決まる値である．式（2.19）は $\boldsymbol{q}_1, \boldsymbol{q}_2$ が一定であれば，足先平衡点の変位と筋拮抗比に線形に近い関係が成り立つことを意味する．そして，この式は筋拮抗比の変位ベクトル $\Delta\boldsymbol{r}(t)$ を筋拮抗和に依存して決まる 2 つのベクトル $\boldsymbol{q}_2$ および $\boldsymbol{q}_1 - \boldsymbol{q}_2/2$ によって張られる平面へ射影することで，足先平衡点の変位を推定できることを示している．したがって，$\boldsymbol{q}_2$ は動径方向，$\boldsymbol{q}_1 - \boldsymbol{q}_2/2$ は偏角方向の足先平衡点の運動に寄与するベクトルといえる．

動径，偏角方向の基底ベクトルを求めると，

$$\boldsymbol{u}_R = \boldsymbol{q}_2/|\boldsymbol{q}_2| \tag{2.20}$$

$$\boldsymbol{u}_\Phi = (\boldsymbol{q}_1 - \boldsymbol{q}_2/2)/|\boldsymbol{q}_1 - \boldsymbol{q}_2/2| \tag{2.21}$$

となる．$\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ は 3 つの筋拮抗比の動径，偏角方向への寄与のバランスを示しており，筋群の協調関係を表現している．そこで，$\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ をそれぞれ動径方向，偏角方向のシナジーベクトルと定義し，運動学的機能を有する筋シナジーとして扱う．このように，物理モデルに基づいた筋シナジーの抽出法により，平衡点の制御に果たす役割が明確な筋シナジーを抽出できる．また，$\boldsymbol{u}_R$ と $\boldsymbol{u}_\Phi$ に直交する基底ベクトル $\boldsymbol{u}_{R\times\Phi} = (\boldsymbol{u}_R \times \boldsymbol{u}_\Phi)/|(\boldsymbol{u}_R \times \boldsymbol{u}_\Phi)|$ の方向は足先平衡点の変動に直接寄与しない．そこで，$\boldsymbol{u}_{R\times\Phi}$ を零空間のシナジーベクトルと定義する．

筋拮抗比 $\boldsymbol{r}(t) = [r_1(t), r_2(t), r_3(t)]^{\mathrm{T}}$ の時間標本平均 $\bar{\boldsymbol{r}}$ からの変化量をあらためて $\Delta\boldsymbol{r}(t) = \boldsymbol{r}(t) - \bar{\boldsymbol{r}}$ とし，動径，偏角方向のシナジーベクトルと $\Delta\boldsymbol{r}$ の内積 $w_R = \boldsymbol{u}_R.\Delta\boldsymbol{r}, w_\Phi = \boldsymbol{u}_\Phi.\Delta\boldsymbol{r}$ を動径，偏角方向のシナジースコアと定義する．式（2.19）に，$\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ を代入することで近似的に以下の関係が得られる．

$$-R_{\mathrm{EP}} \propto \boldsymbol{u}_R.\Delta\boldsymbol{r} = w_R \tag{2.22}$$

$$\Phi_{\mathrm{EP}} \propto \boldsymbol{u}_\Phi.\Delta\boldsymbol{r} = w_\Phi \tag{2.23}$$

したがって，シナジースコアは下肢のエンドポイントである足先の平衡点に直結すると考えられる．実際，2.1 節の 3 つの仮定にもかかわらず，上肢到達運動ではシナジースコアが上肢のエンドポイントである手先の平衡点に対応することが実証されている [66].

式（2.22）, (2.23）は，シナジースコア w_R, w_Φ を適切に線形変換することで，足先の動径方向と偏角方向の平衡点軌道 $(R_{\mathrm{EP}}, \Phi_{\mathrm{EP}})$ を推定できることを示している．そこで，本研究では実験的に以下の式によりシナジースコアを線形変換し，足先平衡点軌道を推定する．

$$R_{\mathrm{EP}} = \frac{R_{\max} - R_{\min}}{w^*_{R,\max} - w^*_{R,\min}}(w^*_R - w^*_{R,\min}) + R_{\min} \tag{2.24}$$

$$\Phi_{\mathrm{EP}} = \frac{\Phi_{\max} - \Phi_{\min}}{w_{\Phi,\max} - w_{\Phi,\min}}(w_\Phi - w_{\Phi,\min}) + \Phi_{\min} \tag{2.25}$$

ここで，$R_{\max}, R_{\min}, \Phi_{\max}, \Phi_{\min}$ はそれぞれタスク中の R と Φ の最大値と最小値であり，$w^*_{R,\max}$, $w^*_{R,\min}, w_{\Phi,\max}, w_{\Phi,\min}$ はそれぞれタスク中の $w^*_R = -w_R$ と w_Φ の最大値と最小値である．$(R_{\mathrm{EP}}, \Phi_{\mathrm{EP}})$ をタスク空間に変換した $(x_{\mathrm{EP}}, y_{\mathrm{EP}}) = (-R_{\mathrm{EP}}\cos(\Phi_{\mathrm{EP}}), -R_{\mathrm{EP}}\sin(\Phi_{\mathrm{EP}}))$ を筋活動から推定した足先平衡点軌道とする．

本節の要点は，シナジーベクトルが筋拮抗和のみによって表現されること（すなわち，運動学的機能を有する筋シナジーは関節剛性に寄与する指令値のバランスによって定まること）

と，シナジーベクトルが一定であれば足先平衡点の変位と筋拮抗比に線形に近い関係が成り立つことである．

2.5 足先剛性の推定

本節では，足先剛性の推定方法について述べる．**Fig. 2.1**A のモデルの股関節と膝関節の 2 関節の部分のみを考える．平衡状態から足先に外力を加えたとき，股関節と膝関節にそれぞれ τ_{h}[Nm]，τ_{k}[Nm] のトルクが作用する．このとき，平衡状態から股関節と膝関節がそれぞれ $\Delta\theta'_{\mathrm{h}}, \Delta\theta'_{\mathrm{k}}$ 変化して，$\theta_{\mathrm{h}} = \theta_{\mathrm{h0}} + \Delta\theta_{\mathrm{h}} + \Delta\theta'_{\mathrm{h}}, \theta_{\mathrm{k}} = \theta_{\mathrm{k0}} + \Delta\theta_{\mathrm{k}} + \Delta\theta'_{\mathrm{k}}$ で外力とつり合ったとする．そして，このときの M_i（$i = 1, \cdots, 6$）の筋長を l'_i，収縮力を f'_i とすると，モーメントのつり合いより，

$$\tau_{\mathrm{h}} = Df'_1 - Df'_2 + Df'_3 - Df'_4 \tag{2.26}$$

$$\tau_{\mathrm{k}} = -Df'_3 + Df'_4 + Df'_5 - Df'_6 \tag{2.27}$$

が成り立つ．また，幾何関係より，

$$D \cdot (\Delta\theta_{\mathrm{h}} + \Delta\theta'_{\mathrm{h}}) = l'_1 - l_0 = -(l'_2 - l_0) \tag{2.28}$$

$$D \cdot \{(\Delta\theta_{\mathrm{h}} + \Delta\theta'_{\mathrm{h}}) - (\Delta\theta_{\mathrm{k}} + \Delta\theta'_{\mathrm{k}})\} = l'_3 - l_0 = -(l'_4 - l_0) \tag{2.29}$$

$$D \cdot (\Delta\theta_{\mathrm{k}} + \Delta\theta'_{\mathrm{k}}) = l'_5 - l_0 = -(l'_6 - l_0) \tag{2.30}$$

が成り立つ．したがって，式（2.35)，(2.27) に式（2.1）, (2.2）を代入し，式（2.3）, (2.36）, (2.29）, (2.30）を用いて整理すると以下の式を得る．

$$\begin{aligned}\begin{bmatrix} \tau_{\mathrm{h}} \\ \tau_{\mathrm{k}} \end{bmatrix} &= D^2 \begin{bmatrix} (k(m_1) + k(m_2))\Delta\theta'_{\mathrm{h}} + (k(m_3) + k(m_4))(\Delta\theta'_{\mathrm{h}} - \Delta\theta'_{\mathrm{k}}) \\ -(k(m_3) + k(m_4))(\Delta\theta'_{\mathrm{h}} - \Delta\theta'_{\mathrm{k}}) + (k(m_5) + k(m_6))\Delta\theta'_{\mathrm{k}} \end{bmatrix} \\ &= c_1 D^2 \begin{bmatrix} s_1 + s_2 & -s_2 \\ -s_2 & s_2 + s_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_{\mathrm{h}} - \theta_{\mathrm{h0}} - \Delta\theta_{\mathrm{h}} \\ \theta_{\mathrm{k}} - \theta_{\mathrm{h0}} - \Delta\theta_{\mathrm{k}} \end{bmatrix}\end{aligned} \tag{2.31}$$

式（2.31）より，関節剛性 $\boldsymbol{K}_\theta = \frac{\partial(\tau_{\mathrm{h}}, \tau_{\mathrm{k}})^{\mathrm{T}}}{\partial(\theta_{\mathrm{h}}, \theta_{\mathrm{k}})}$ は以下のようになる．

$$\boldsymbol{K}_\theta = c_1 D^2 \begin{bmatrix} s_1 + s_2 & -s_2 \\ -s_2 & s_2 + s_3 \end{bmatrix} = c_5 \begin{bmatrix} s_1 + s_2 & -s_2 \\ -s_2 & s_2 + s_3 \end{bmatrix} \tag{2.32}$$

ここで，$c_5 = c_1 D^2$[Nm] である．c_1, D は定数なので c_5 も定数である．したがって，**Fig. 2.1**A のモデルの関節剛性は筋拮抗和の線形変換により表現できる．そして，足先位置と関節角度を関係付けるヤコビ行列 $\boldsymbol{J} = \frac{\partial(x, y)^{\mathrm{T}}}{\partial(\theta_{\mathrm{h}}, \theta_{\mathrm{k}})}$ を用いて，関節剛性 $\boldsymbol{K}_\theta$ を以下のようにタスク空間に変換することで，足先剛性 $\boldsymbol{K}_x$ を得る．

$$\boldsymbol{K}_x = (\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}})^{-1} \boldsymbol{K}_\theta \boldsymbol{J}^{-1} = c_5 (\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}})^{-1} \begin{bmatrix} s_1 + s_2 & -s_2 \\ -s_2 & s_2 + s_3 \end{bmatrix} \boldsymbol{J}^{-1} \tag{2.33}$$

そして，足先剛性 K_x を剛性楕円として表示した際，動径方向と偏角方向の剛性 K_R[N/m], K_Φ[N/m] を **Fig. 2.1**C のように定義する．さらに，$k_R = K_R/c_5$[m^{-2}]，$k_\Phi = K_\Phi/c_5$[m^{-2}] を

それぞれ動径，偏角方向の剛性スコアと定義する．k_R, k_Φ は筋拮抗和 s_1〜s_3 と **Fig. 2.1**B のように定義される股関節と膝関節の角度 $\theta_{\mathrm{h}}, \theta_{\mathrm{k}}$ から算出でき，動径，偏角方向の足先剛性と正の相関がある．実際，上肢到達運動では，物理モデルに基づく手法を用いて筋活動から推定された手先剛性が摂動法により推定された手先剛性に対応することが実証されている [66].

2.6 足関節平衡点と足関節剛性の推定

本節では，足関節平衡点と足関節剛性の推定方法について述べる．**Fig. 2.1**A の足関節のみを考える．初期状態（$\theta_{\mathrm{a}} = \theta_{\mathrm{a0}}$）における M_7, M_8 の筋活動と筋長を $m_i = m_0$，$l_i = l_0 (> l_{\mathrm{nat,min}})$（$i = 7, 8$）とする．ここで，下肢に外力が働いていない静的な状態を考える．このとき，関節角度と関節平衡点が等しいので，

$$\theta_{\mathrm{a}} \quad = \quad \theta_{\mathrm{a,EP}} \tag{2.34}$$

が成り立つ．ただし，$\theta_{\mathrm{a,EP}}$[rad]，は足関節の平衡点である．モーメントのつり合いより以下の式が成り立つ．

$$-Df_7 + Df_8 = 0 \tag{2.35}$$

ここで，D[m] は足関節のモーメントアームである．さらに，足関節の初期状態からの変位を $\Delta\theta_{\mathrm{a}} = \theta_{\mathrm{a}} - \theta_{\mathrm{a0}}$[rad] とする．このとき筋長と関節角度の関係は幾何構造から，

$$D \cdot \Delta\theta_{\mathrm{a}} = l_7 - l_0 = -(l_8 - l_0) \tag{2.36}$$

となる．そして，式（2.35）に式（2.1）を代入し，式（2.2），(2.3)，(2.34)（2.36）を用いて整理すると関節平衡点と筋活動の関係に関する以下の式を得る．

$$(m_7 + m_8)(\theta_{\mathrm{a,EP}} - \theta_{\mathrm{a0}}) = -\frac{l_0 - l_{\mathrm{nat,min}}}{D}(m_7 - m_8) \tag{2.37}$$

さらに，r_4 を用いて式（2.37）を変形し，$2(l_0 - l_{\mathrm{nat,min}})/D = c_4$ を代入し，$\theta_{\mathrm{a0}} = 0$ とすることで，足関節平衡点と筋拮抗比の関係を示す以下の式を得る．

$$\theta_{\mathrm{a,EP}} = c_4(r_4 - \frac{1}{2}) \tag{2.38}$$

式（2.38）は足関節の拮抗筋対の協調関係を表す r_4 から足関節平衡点を推定できることを意味している．

また，このときの足関節剛性 K_{a}[Nm/rad] は筋の弾性 $k(m_7), k(m_8)$ を用いて以下のように表現される．

$$K_{\mathrm{a}} = D^2(k(m_7) + k(m_8)) \tag{2.39}$$

s_4 と式（2.2）を用いて式（2.39）を変形し，$c_1 D^2 = c_5$ を代入することで，足関節剛性と筋拮抗和の関係を示す以下の式を得る．

$$K_{\mathrm{a}} \quad = \quad c_5 s_4 \tag{2.40}$$

式（2.40）は足関節の拮抗筋対の協調関係を表す s_4 から足関節剛性を推定できることを意味している．

第 3 章　下肢運動における筋シナジーの不変性

本章では，筋シナジーが平衡点の制御に果たす役割に焦点を当てた上で，従来の筋シナジーに関する研究における，(1) 平衡点と剛性という情報を考慮していない，(2) 筋シナジーの機能的役割を定量的に評価できていない，という 2 つの問題点の解決を試みる．そして，物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法を用いて，日常的に重要な下肢運動である歩行，走行，坂道歩行から平衡点制御に関わる筋シナジーを抽出する．さらに，抽出された筋シナジーの被験者間，タスク間での類似性を調べる．

3.1　実験方法

3.1.1　被験者

健常成人男性 7 名 A〜G と健常成人女性 1 名 H（22.8±1.4 歳，169±5[cm], 55.3±4.2[kg]）が実験にボランティアで参加した．本章では動力学的に互いに異なる運動における筋シナジーの類似性を検証するために歩行，走行の 2 つのタスクを行った．さらに，筋シナジーの不変性をより精緻に検証することを目的として，重力の影響が水平面での歩行とは大きく異なる坂道歩行の実験を 4 名の被験者 A〜D を対象に追加で行った．被験者には，予め実験の趣旨，内容について十分な説明を行い，本人から実験参加の同意を得た．実験は大阪大学基礎工学研究科倫理委員会の承認の下，委員会が定める所定手続きに従い，遂行された．

3.1.2　運動計測

歩行

被験者はトレッドミル（SportsArt Fitness T650m）上で 4 通りの速さ（2，3，4，5[km/h]）で 15 秒間，歩行運動を行った．被験者の左下肢主要筋群に筋電位計測用電極を貼り付け，**Fig. 3.1**A に示す有線筋電計（日本光電工業（株），WEB-5000）もしくは **Fig. 3.1**B に示す無線筋電計（日本光電工業（株），WEB-7000）により，運動中の EMG 信号を 1000[Hz] で計測した．選択した筋は，**Fig. 2.1**A に示す 8 筋である．また，**Fig. 3.2**A に示すセンサシートを **Fig. 3.2**B のように靴の中に挿入し，足圧力分布計測システム（ニッタ（株），F-SCAN MOBILE）を用いて足圧を 100[Hz] で計測した．さらに，**Fig. 3.3**A に示すようなマーカと **Fig. 3.3**B に示すモーションキャプチャカメラを用いて，光学式モーションキャプチャーシステム（NaturalPoint，OptiTrack）により，股関節，膝関節，足関節，爪先の運動学情報を 100[Hz] で計測した．EMG 信号計測システム，床反力計測システム，運動学計測システムは同期している．歩行実験の様子を **Fig. 3.4**A に示す．

走行

動力学的に互いに大きく異なる歩行と走行間の筋シナジーの不変性を検証するために，走行の実験を行った．被験者はトレッドミル上で 4 通りの速さ（7，9，11，13[km/h]）で 15 秒間，走行運動を行った．EMG 信号と足圧と運動学は歩行の計測のときと同様の計測を行った．歩行実験の様子を **Fig. 3.4**B に示す.

坂道歩行

重力の影響が水平面での歩行とは大きく異なる坂道歩行における筋シナジーの不変性を検証するために，4 名の被験者 A〜D を対象に追加で坂道歩行の実験を行った．被験者は 9 通りの傾斜角度（地面から進行方向に，0，±3，±6，±9，±12[deg]）を保ったトレッドミル上で，被験者の自然歩行速度を考慮して速さ 4[km/h] で 15 秒間，歩行運動を行った．EMG 信号と運動学は歩行の計測のときと同様の計測を行った．また，床反力も同時に計測した．歩行実験の様子を **Fig. 3.4**C に示す.

3.1.3 データ処理

計測された EMG はバンドパスフィルタリング（10-450[Hz]）（筋電解析で標準的に行われている処理である [69]），整流化，平滑化を行った後，最大随意収縮時の EMG（MVC）で除することで EMG を正規化（%MVC）した．MVC については，理学療法として一般的な徒手筋力検査 [70] により実験開始直前に EMG を計測し，同様のフィルタリング，整流化，平滑化を行った後，その最大値を MVC とした．さらに，**Fig. 3.5**A のように左足裏の垂直抗力をもとに EMG データを左脚踵接地から再接地までの 1 歩行周期ごとに 10 歩行周期分切り出し，スプライン補間により各周期のデータを 0〜1000[‰] に正規化した（**Fig. 3.5**B）．これらの各正規時間の標本平均をとることで，各周期における筋活性レベルの平均化を行った．以上の処理による%MVC を $m_i(i = 1, \cdots, 8)$ とした．さらに，EMG から平衡点と剛性の情報を抽出するために，筋拮抗比 $r_i(t)$ と筋拮抗和 $s_i(t)$ $(i = 1, \cdots, 4)$ を%MVC を用いて **Table 2.1** のように算出した．そして，物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法により筋シナジーを抽出した.

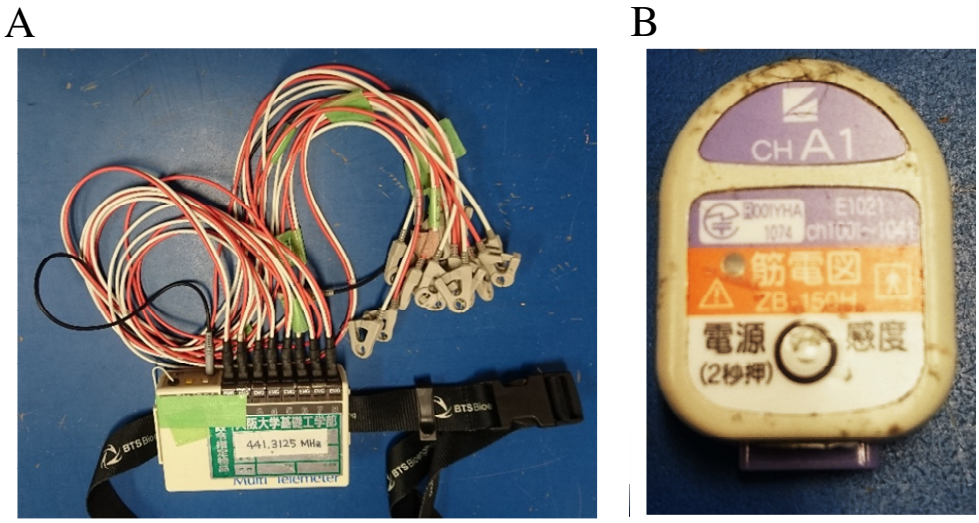

Fig. 3.1 EMG measurement system. A: WEB-5000. B: WEB-7000.

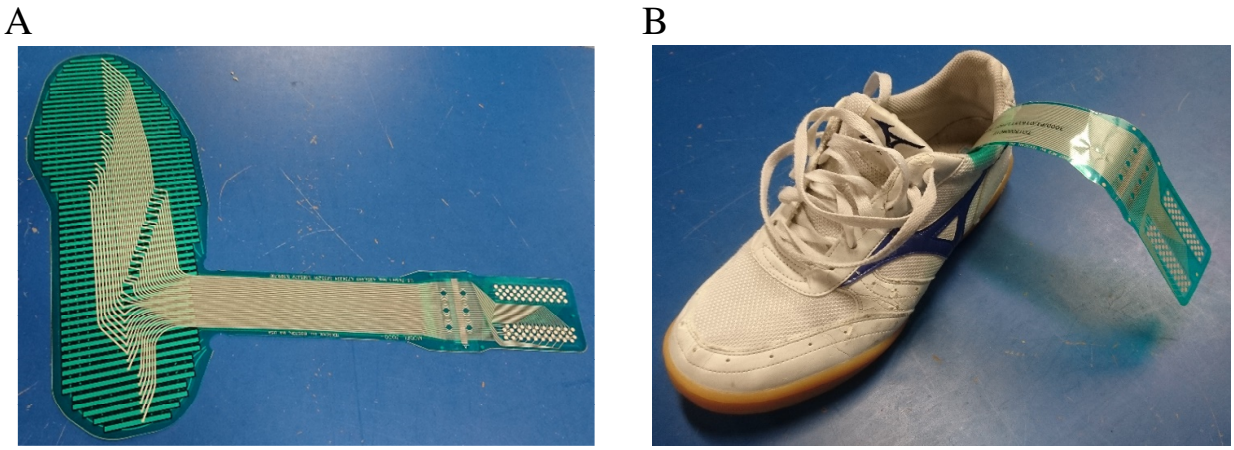

Fig. 3.2 Foot pressure measuremnt system. A: Sensor sheet of F-scan. B: Sensor sheet inserted in a shoe.

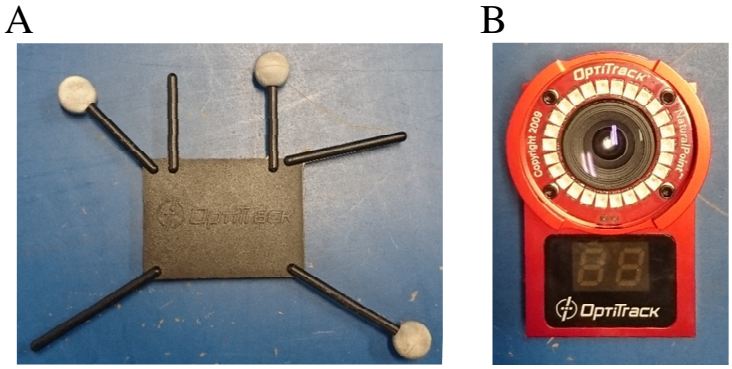

Fig. 3.3 Motion capture system. A: OptiTrack. B: Markers for motion capture system.

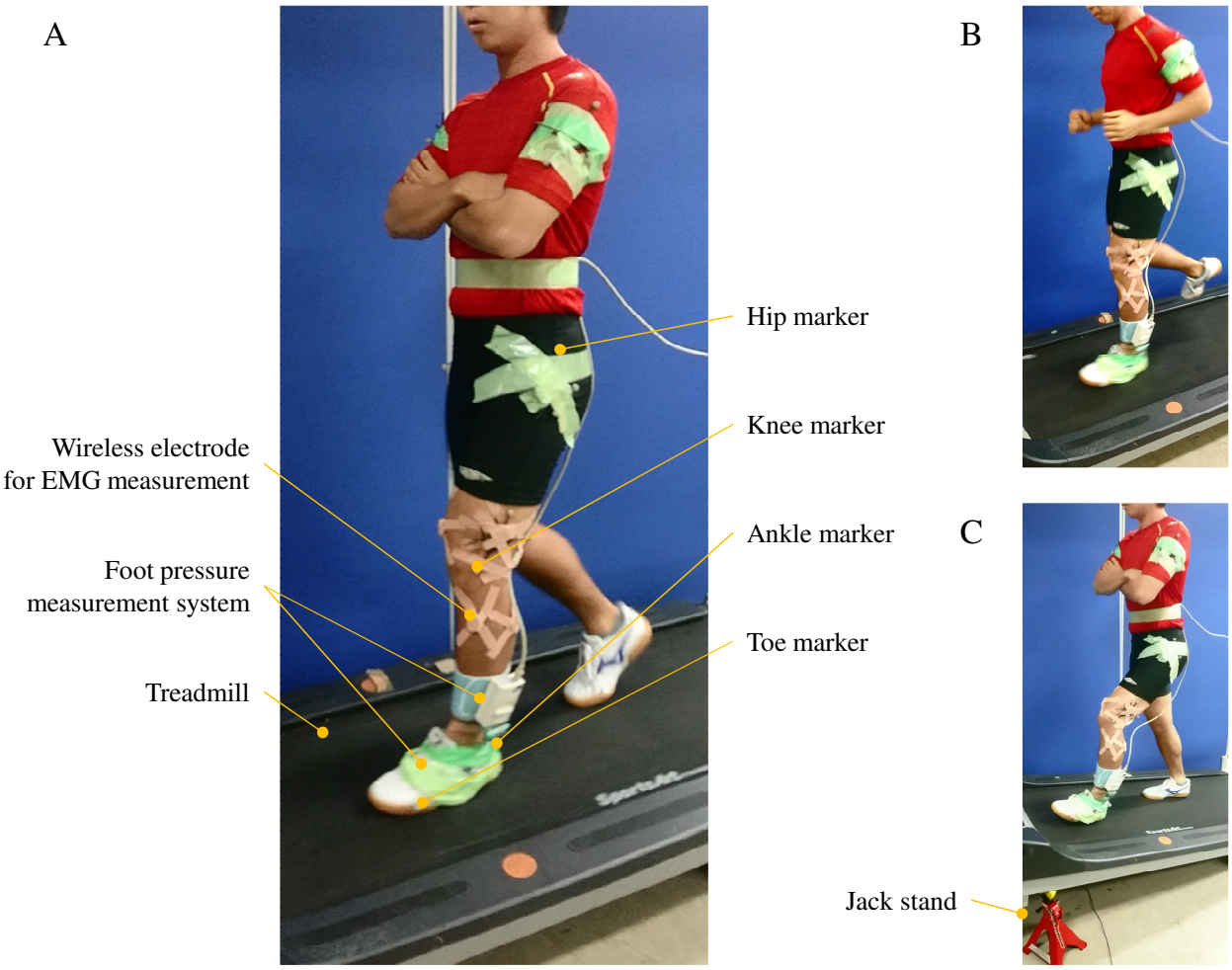

Fig. 3.4 Experimental setup. A: Measurement of level walking. B: Measurement of running. C: Measurement of slope walking.

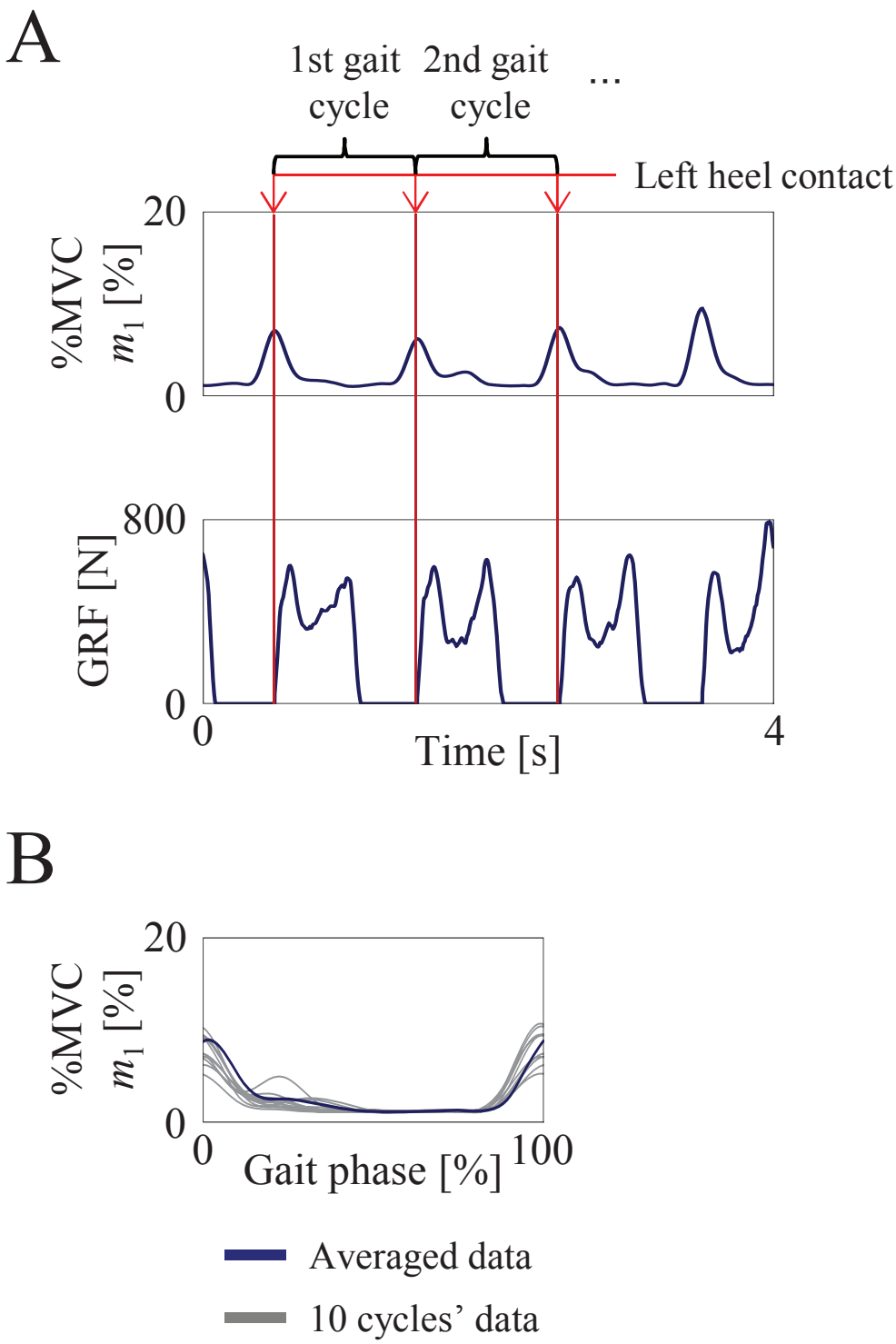

Fig. 3.5 Averaging procedure of measured data. A: Dividing procedure of the measured data. The Measured data were divided into gait cycles. The beginning of the gait cycle was determined by the left heel contact based on the ground reaction force (GRF) data. B: Averaged data for ten consecutive gait cycles.

3.2　結果

本節では，まず，タスク中の筋活動の時系列パターンと筋拮抗比，筋拮抗和の時間推移を示す．また，タスク中の運動学データも示す．次に，物理モデルに基づいて抽出された筋シナジーであるシナジーベクトルを示す．そして，タスク中の筋シナジーの変動を調べることで，タスク中の筋シナジーの不変性を検証する．次に，筋シナジーが足先平衡点の制御に果たす役割を詳細に評価する．また，動径，偏角方向の筋シナジーの重ね合わせでタスク中の筋拮抗比の時間推移をどの程度表現できるのかを調べ，筋拮抗比の変化が足先平衡点の変動に直接寄与する割合を評価する．最後に，被験者間，タスク間で動径，偏角方向の筋シナジーの類似性を検証する．

3.2.1　EMG と筋拮抗比，筋拮抗和

歩行，走行，坂道歩行中の平均化された筋活動の時系列パターンを **Figs. 3.6〜3.9** に 1 被験者分（被験者 A）示す．タスクはそれぞれ，歩行（4[km/h]），走行（11[km/h]），坂道歩行（6[deg]），坂道歩行（-6[deg]）である．図中の太線と細線は 10 歩行周期分の平均と標準偏差を示している．どのタスクでも波形の変動に比べ，標準偏差は大きくはないため，ノイズ等に埋もれることなく，運動を実現するための制御信号を反映した EMG を計測できていたといえる．タスク間での筋活動の比較を容易にするため，**Figs. 3.6〜3.9** に示した%MVC データをまとめて描画したものを **Fig. 3.10** に 1 被験者分（被験者 A）示す．それらから算出された筋拮抗比と筋拮抗和の時間推移を **Fig. 3.11** に 1 被験者分（被験者 A）示す．

これらのタスクは互いに運動学的にも動力学的にも差異があるため，タスク間で%MVC や筋拮抗比，筋拮抗和が異なっていることがわかる．たとえば，股関節の平衡点の制御に寄与する r_1 は，6[deg] の坂道歩行中の踵接地（歩行相 0[%]）直後のタイミングで他のタスクより値が大きくなっている．これは，坂道を上るための推進力を得るために股関節の平衡点を大きく伸展させていたと解釈できる．また，股関節と膝関節の剛性の制御に寄与する s_2 は，走行中の踵接地（歩行相 0[%]）付近のタイミングで他のタスクより値が大きくなっている．これは，衝撃吸収のために下肢の剛性を増大させていたと考えられる．

3.2.2　運動学データ

歩行，走行，坂道歩行中運動学データを **Fig. 3.12** に 1 被験者分（被験者 A）示す．これらのタスクは互いに運動学的にも動力学的にも差異があるため，EMG データ同様，運動学データもタスク間で異なっていることがわかる．たとえば，股関節角度 θ_{h} は，6[deg] の坂道歩行中の踵接地（歩行相 0[%]）前後のタイミングで他のタスクより値が大きくなっている．また，走行中の膝関節角度 θ_{k} は，立脚相である歩行相 20[%] 付近の極大値が他のタスクより値が大きくなっており，衝撃吸収のため膝が屈曲していたことがわかる．

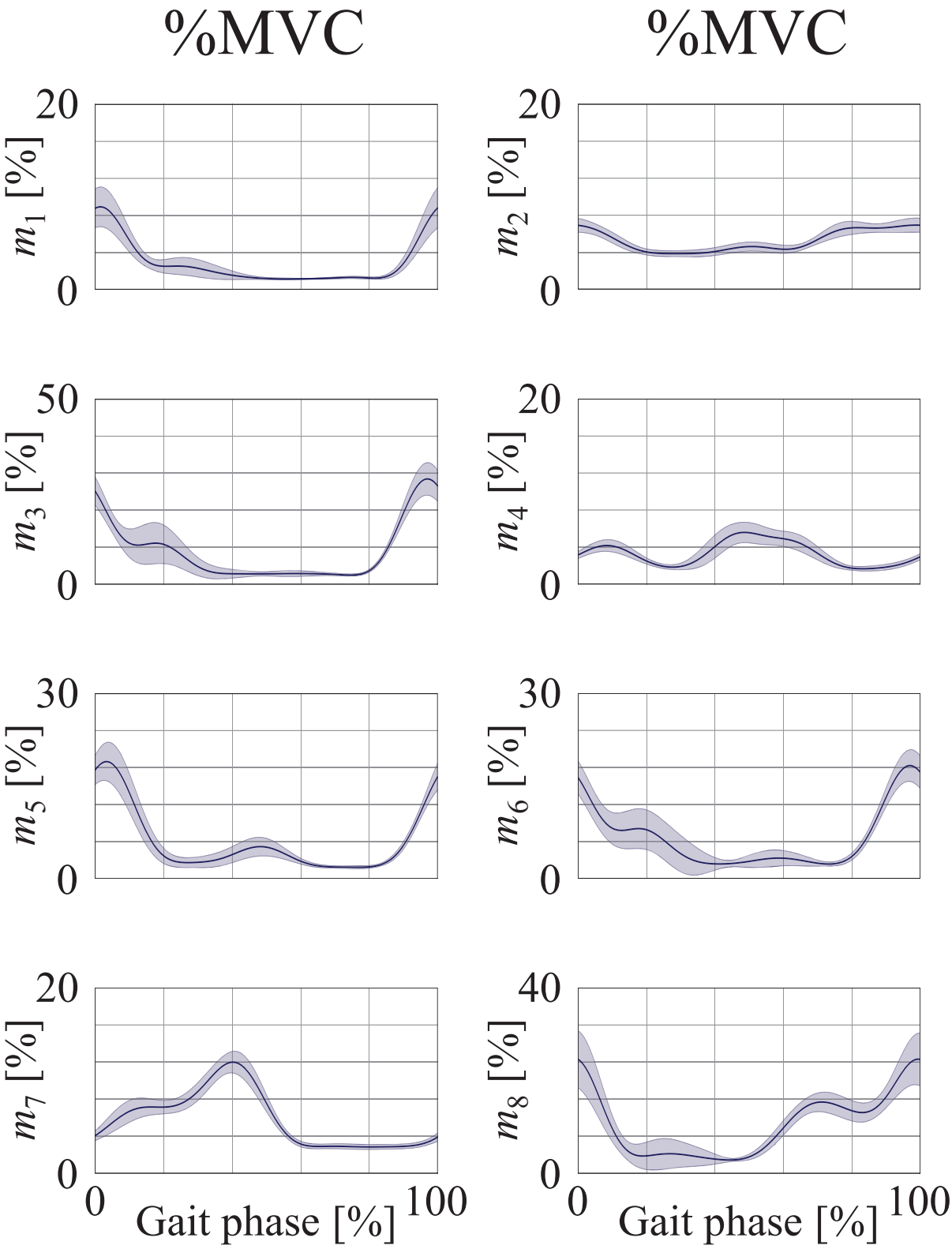

Fig. 3.6 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of a representative subject (subject A) during level walking (4[km/h]). The thick and thin lines indicate the mean and one standard deviation within ten consecutive gait cycles.

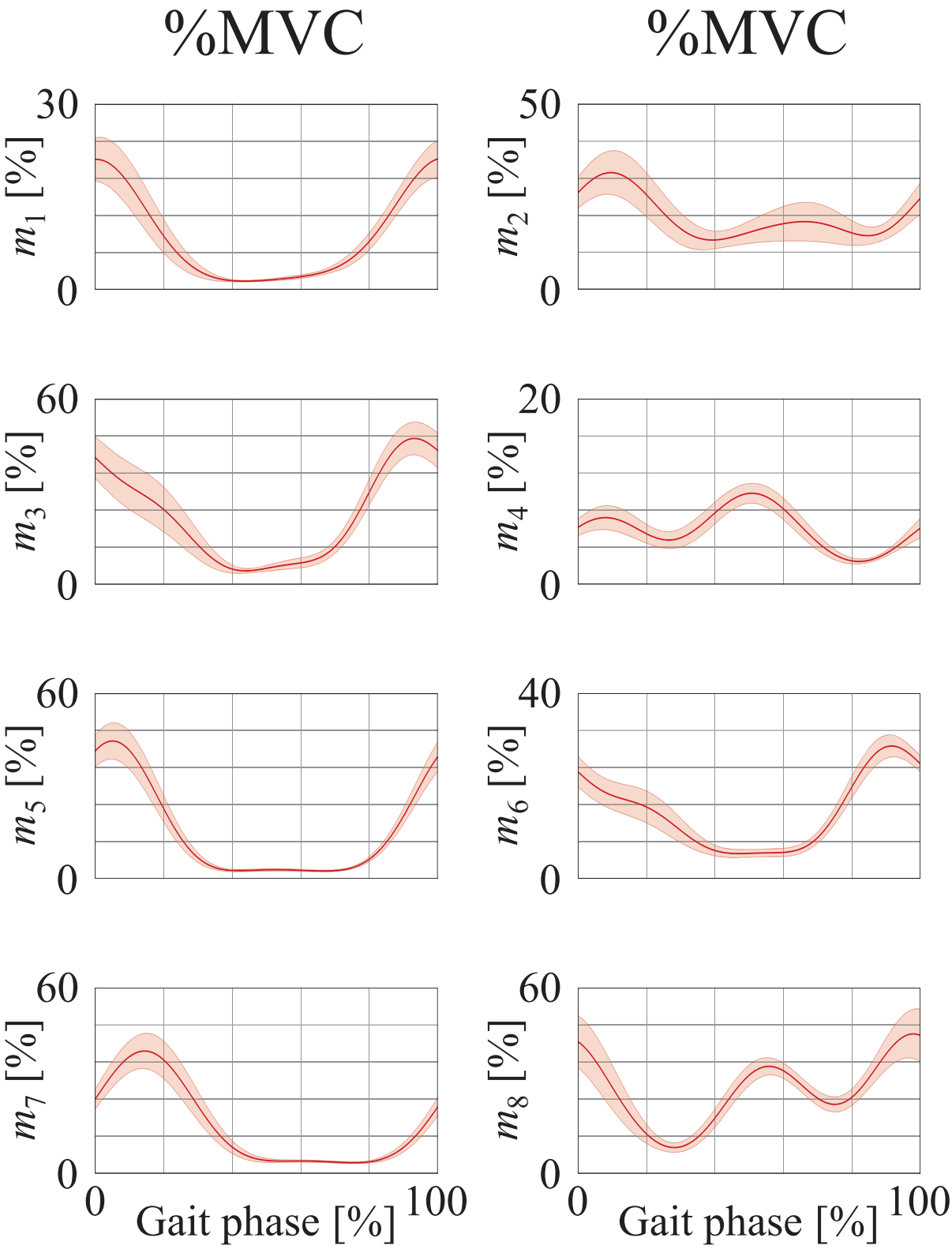

Fig. 3.7 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of the representative subject (subject A) during running (11[km/h]). The thick and thin lines indicate the mean and one standard deviation within ten consecutive gait cycles.

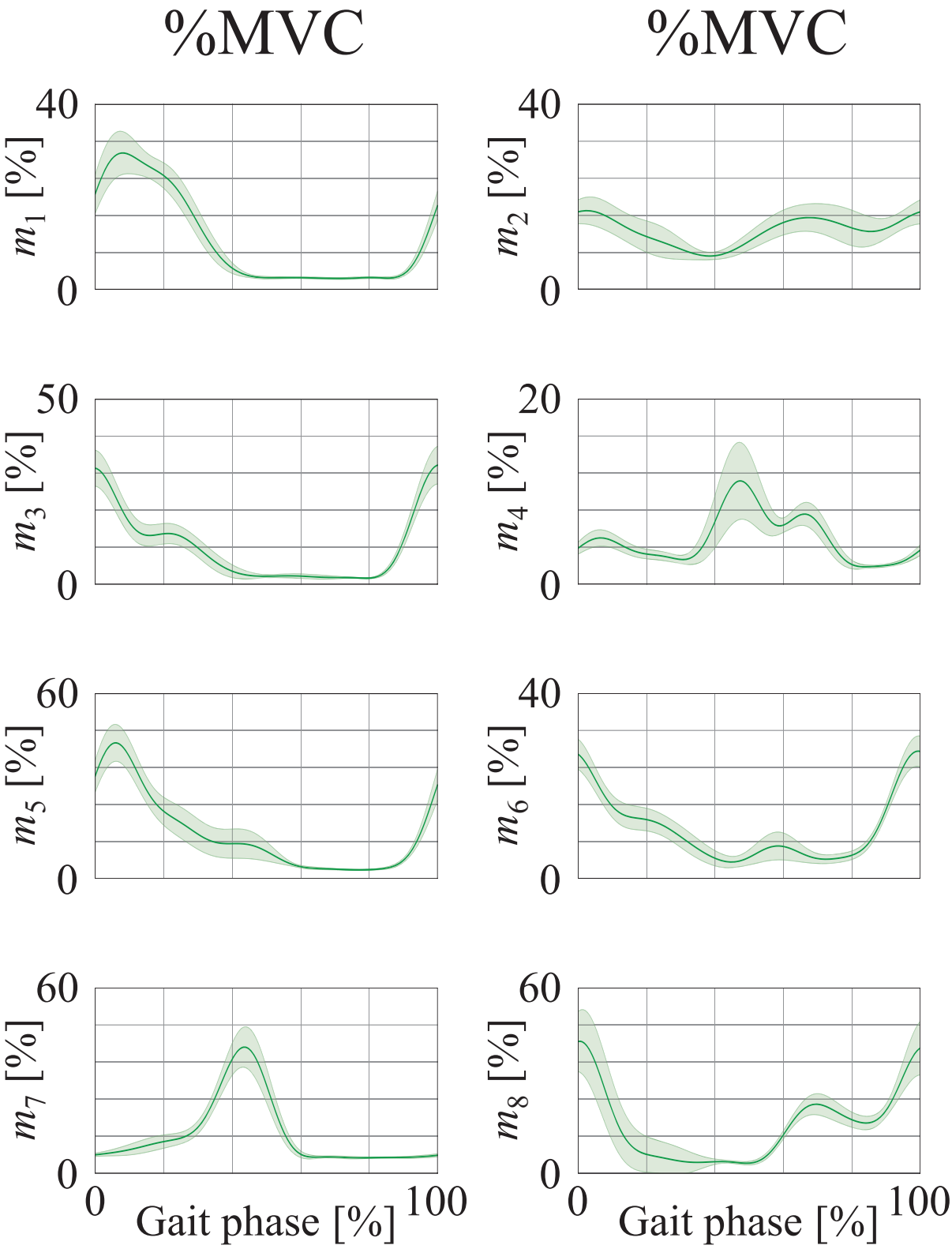

Fig. 3.8 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of the representative subject (subject A) during slope walking (6[deg]). The thick and thin lines indicate the mean and one standard deviation within ten consecutive gait cycles.

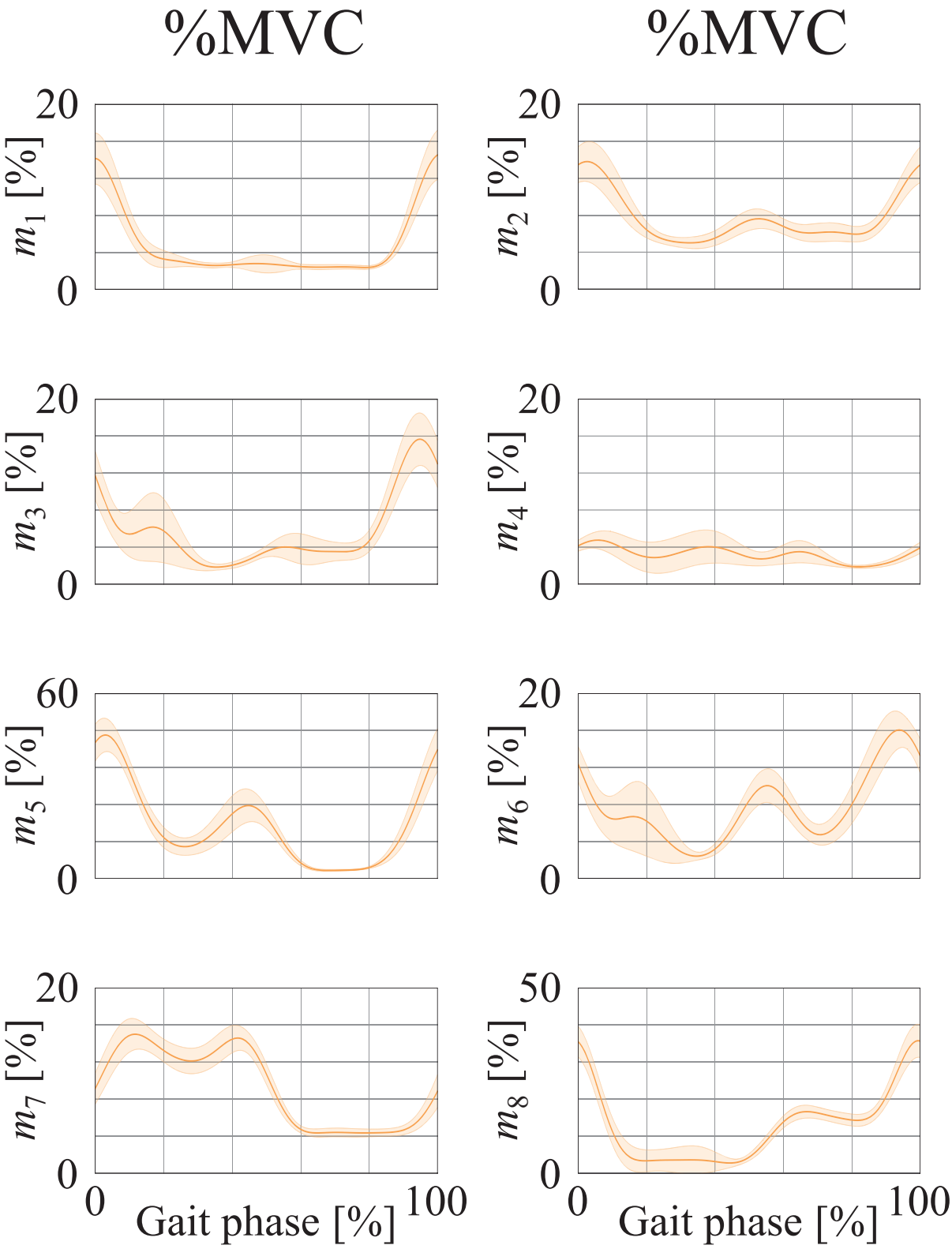

Fig. 3.9 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of the representative subject (subject A) during slope walking (-6[deg]). The thick and thin lines indicate the mean and one standard deviation within ten consecutive gait cycles.

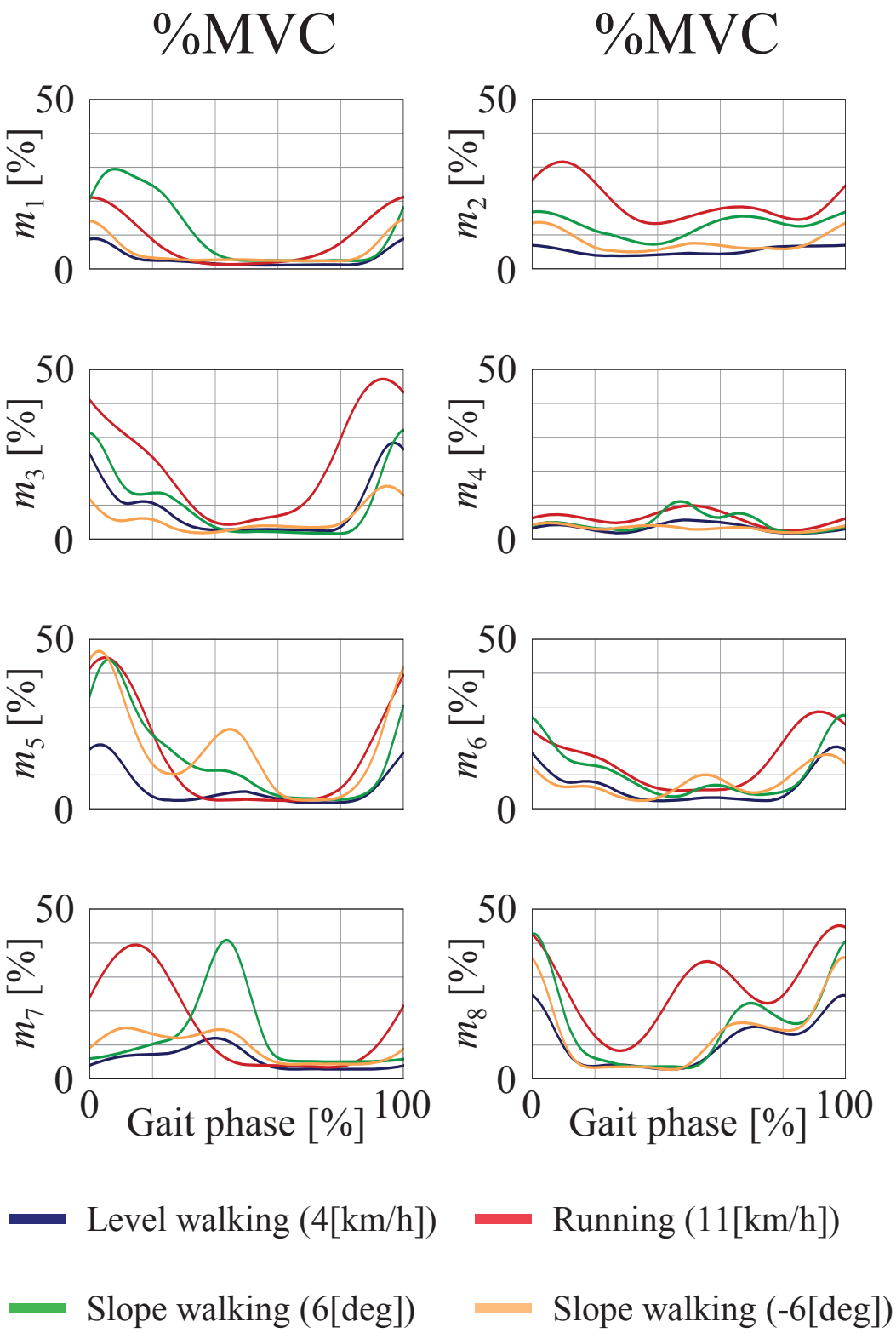

Fig. 3.10 The %MVC data of the representative subject (subject A) during level walking, running, and slope walking. The %MVCs were different across tasks because of the kinematic and dynamic differences across tasks.

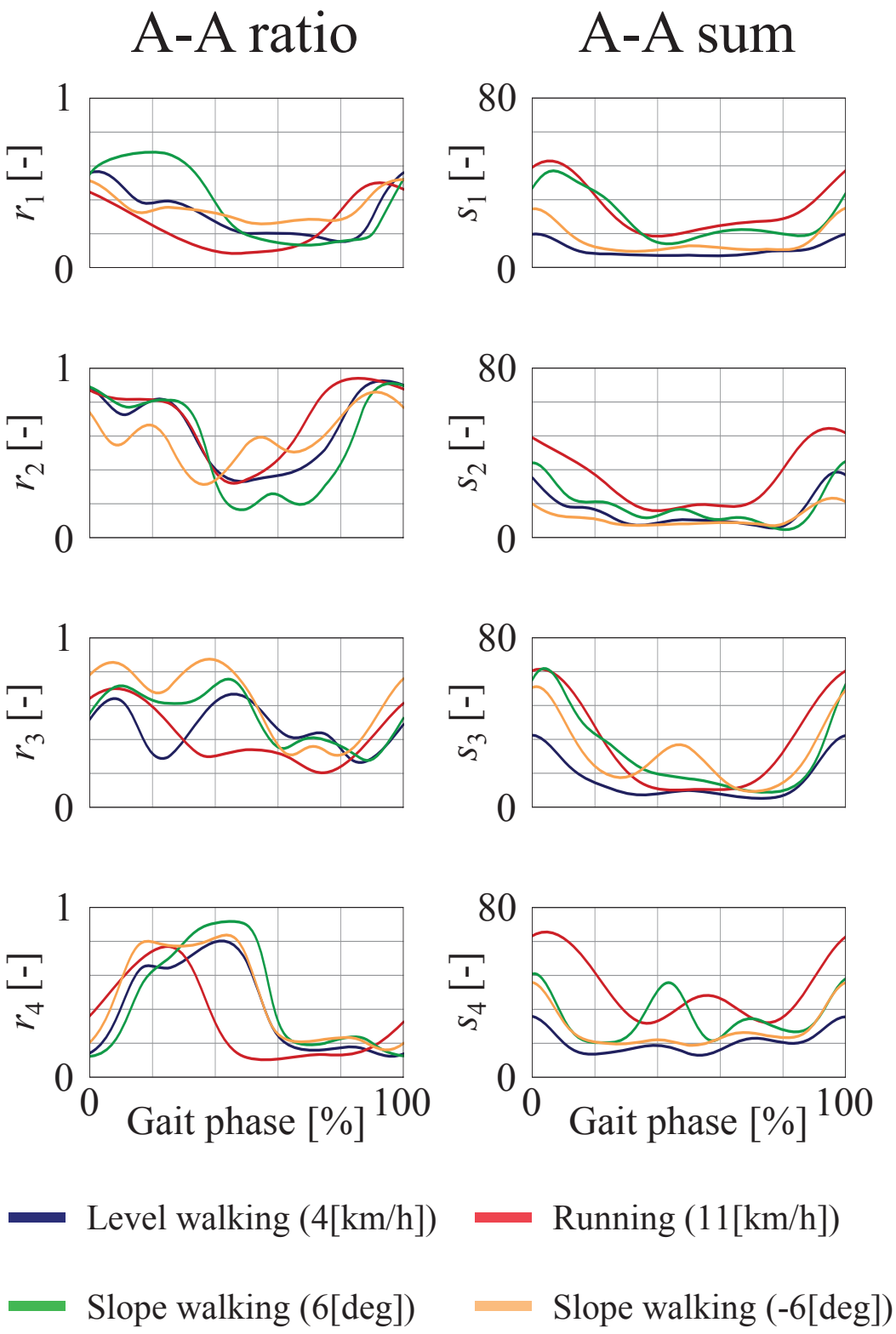

Fig. 3.11 The A-A ratios and A-A sums calculated from the %MVCs of the representative subject (subject A) during level walking, running, and slope walking. The A-A ratios and A-A sums were different across tasks because of the kinematic and dynamic differences across tasks.

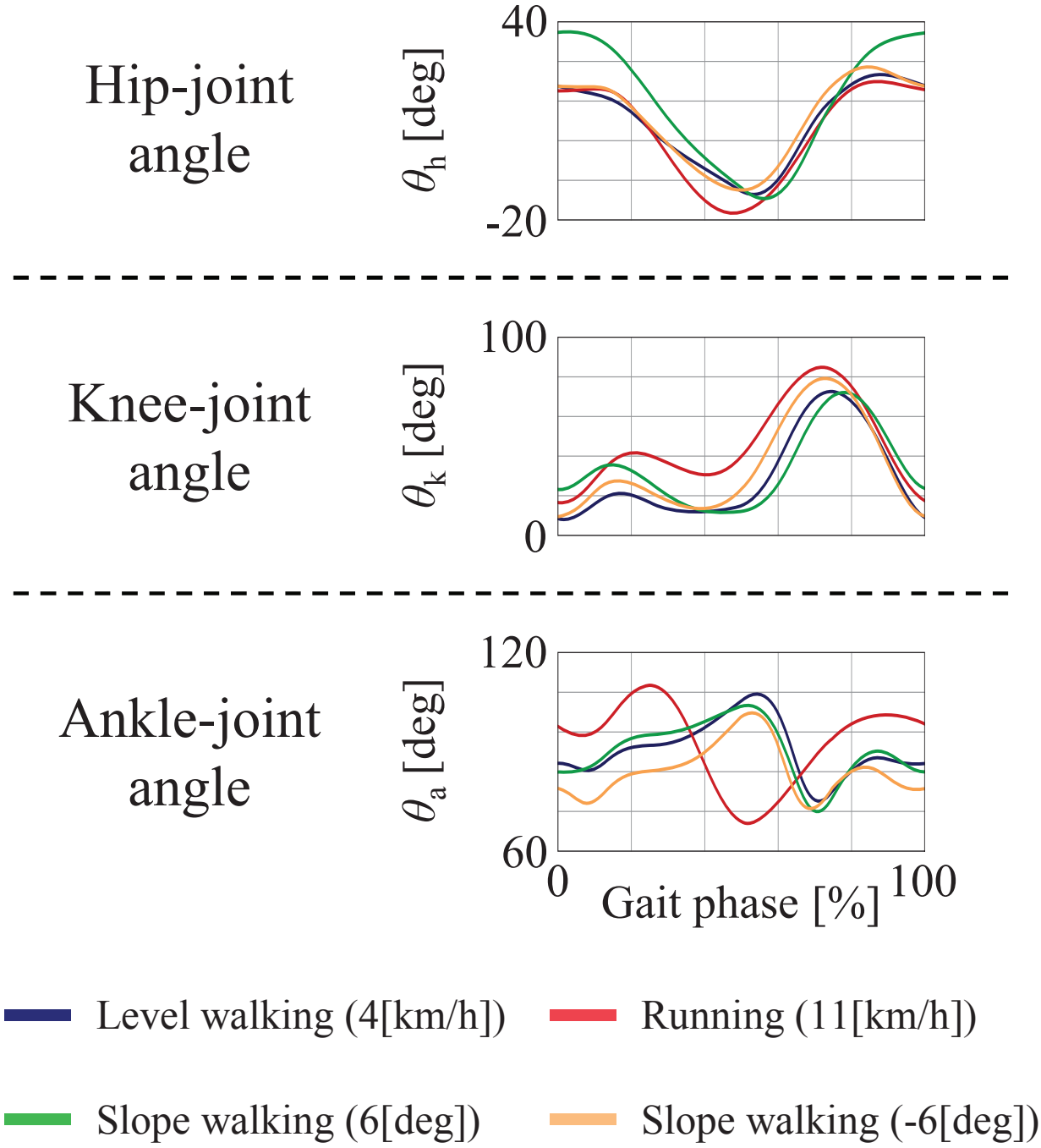

Fig. 3.12 Time sereise data of each joint angle of the representative subject (subject A) during level walking, running, and slope walking. The joint angle patterns were different across tasks because of the kinematic and dynamic differences across tasks.

3.2.3 シナジーベクトル

物理モデルに基づいて抽出された筋シナジーであるシナジーベクトル $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ を **Fig. 3.13** に1被験者分（被験者A）示す．図中のエラーバーはタスク中のシナジーベクトルの変動を標準偏差で示したものである．

タスク中の筋シナジーの不変性

ここでは，タスク中の筋シナジーの変動を調べ，タスク中の筋シナジーの不変性を検証する．**Fig. 3.11** に示すように，筋拮抗和 s_1, s_2, s_3 はタスク中に大きく変動する．そのため，筋拮抗和から算出された筋シナジーであるシナジーベクトル $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ もタスク中に大きく変動する可能性がある．しかし，シナジーベクトルが単位ベクトルであることを考えると **Fig. 3.13** のエラーバーは小さく（縦軸の 7±2[%] の大きさ），筋シナジーはタスク中ほぼ一定であったといえる．この結果はすべてのタスクと被験者で共通していたため，筋シナジーはタスク中の不変量であったといえる．また，タスク中に筋シナジーが一定であることにより，足先平衡点の変位と筋拮抗比に線形に近い関係が成り立つため（式（2.19）），より簡単に足先平衡点を制御できる利点がある．

筋シナジーの機能の評価

ここでは，筋シナジーが足先平衡点の制御に果たす役割を評価する．筋シナジーであるシナジーベクトル $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ に筋拮抗比の変動 $\Delta\boldsymbol{r}$ を射影すると足先平衡点の動径方向と偏角方向の変動がわかるため（式（2.22），(2.23)），$\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ はそれぞれ足先平衡点の動径方向，偏角方向の運動に寄与する．$r_1 - r_2 - r_3$ 空間において $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ が斜交している場合，$\boldsymbol{u}_R$ 方向への筋拮抗比の変動は動径方向と偏角方向のシナジースコア w_R, w_Φ の両方，すなわち，動径方向と偏角方向の平衡点の両方に影響を与える．しかし，$\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ が互いに直交している場合，筋拮抗比が $\boldsymbol{u}_R$ 方向へ変動しても w_R のみが変化し，w_Φ は変化しない．そのため，$\boldsymbol{u}_R \perp \boldsymbol{u}_\Phi$ である場合，$\boldsymbol{u}_R$ は足先平衡点を動径方向にのみ変動させる機能を持つといえる．同様に，$\boldsymbol{u}_R \perp \boldsymbol{u}_\Phi$ である場合，$\boldsymbol{u}_\Phi$ は足先平衡点を偏角方向にのみ変動させる機能を持つといえる．そこで，本研究で抽出された筋シナジーが $\boldsymbol{u}_R \perp \boldsymbol{u}_\Phi$ を満たすのかを調べるために，$\boldsymbol{u}_R$ と $\boldsymbol{u}_\Phi$ の内積を算出した．計算の結果，内積は-0.01±0.03（すべての被験者とタスクで算出された内積の平均±標準偏差）と非常に0に近い値となった．そのため，すべての場合で $\boldsymbol{u}_R \perp \boldsymbol{u}_\Phi$ は満たされていた．このことから，抽出された筋シナジーはそれぞれ足先平衡点を動径方向と偏角方向にのみ変動させる機能を有していたといえる．

筋拮抗比の変動への筋シナジーの寄与率

ここでは，タスク中の筋拮抗比 r_1, r_2, r_3 の変化が足先平衡点の変動に直接寄与する割合を調べる．そこで，r_1, r_2, r_3 をシナジーベクトル $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ の重ね合わせでどの程度表現できるのかを調べるために，$r_1 - r_2 - r_3$ 空間において $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ が張る平面の寄与率 C_r[%] を以下のように算出した．

$$C_r = \frac{\sum_{i=1}^{3} \mathrm{Var}[r_i] - \mathrm{Var}[\boldsymbol{u}_{R\times\Phi}.\Delta\boldsymbol{r}]}{\sum_{i=1}^{3} \mathrm{Var}[r_i]} \times 100 \tag{3.1}$$

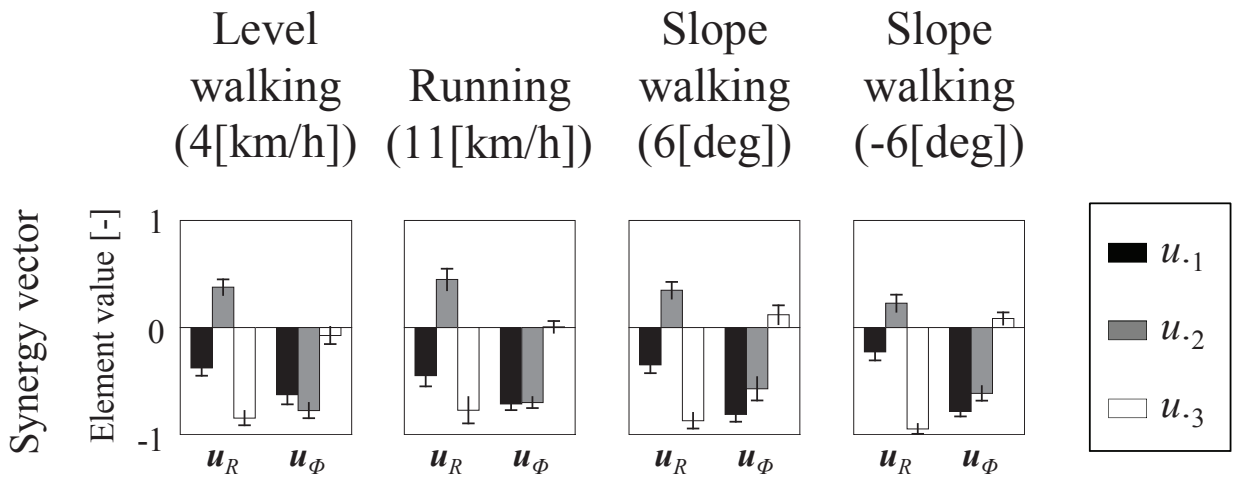

Fig. 3.13 Muscle synergies extracted from level walking, running, and slope walking of the representative subject (subject A). The error bars indicate standard deviation (SD) of the variability of the synergy vectors within a trial. Small error bars suggest invariance of muscle synergies within a trial.

計算の結果，寄与率 C_r は 88±8[%]（すべての被験者とタスクで算出された寄与率の平均±標準偏差）となり，筋拮抗比の時間推移の約 90[%] をシナジーベクトル $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ が張る平面で表現できた．したがって，歩行，走行，坂道歩行では，被験者は足先平衡点が動径方向と偏角方向に変動するように筋拮抗比を変化させていたと考えられる．すなわち，筋拮抗比の変動は，足先平衡点が直接変動しない零空間に比して足先平衡点が変動する平面に大きな割合を占めていた．そして，このことは被験者が足先平衡点が直接変動しない零空間にはほとんど筋拮抗比を変化させていなかったことを意味する．EMG に含まれるノイズや，物理モデルにおける近似計算にも関わらず，このような妥当な結果を得られたことは，物理モデルに基づく筋シナジー抽出法の信頼性を裏付ける 1 つの根拠となり得る．

被験者間の筋シナジーの類似性

ここでは，筋シナジーの被験者間での類似性を検証する．各タスクの各速さあるいは各傾斜角度における被験者間のシナジーベクトルの平均を **Fig. 3.14** に示す．図中のエラーバーは被験者間のシナジーベクトルの標準偏差である．シナジーベクトルが単位ベクトルであることを考慮すると標準偏差が非常に小さいため（縦軸の 8±3[%] の大きさ），各タスクの各速さあるいは各傾斜角度において被験者間のシナジーベクトルの類似度は高かったといえる．さらに，被験者間のシナジーベクトルの類似性を定量評価するために，各タスクの各速さあるいは各傾斜角度において動径方向，偏角方向のシナジーベクトル $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ の被験者間の内積をそれぞれ算出した．その結果の例を **Table 3.1** に示す．内積が 1 に近いため，被験者間のシナジーベクトルの類似度は非常に高い．そして，このことはすべてのタスクの速さや傾斜角度で共通していた．そのため，個々の筋活動は被験者間で異なるにもかかわらず，各タスクの各速さあるいは各傾斜角度で筋シナジーは被験者間で非常に類似していたといえる．

Table 3.1 Average of inner product of synergy vector $\boldsymbol{u}_R$ or $\boldsymbol{u}_\Phi$ across any pair of subjects at each speed or inclination angle in each task.

	Level walking (4[km/h])	Running (11[km/h])	Slope walking (6[deg])	Slope walking (-6[deg])
$\boldsymbol{u}_R$	0.96 ± 0.05	0.96 ± 0.04	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.01
$\boldsymbol{u}_\Phi$	0.97 ± 0.03	0.97 ± 0.03	0.99 ± 0.00	0.98 ± 0.02

タスク間の筋シナジーの類似性

ここでは，筋シナジーのタスク間での類似性を検証する．まず，速さや傾斜角度間での筋シナジーの類似性を検証するために，各被験者の各タスクで動径方向，偏角方向のシナジーベクトル $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ の速さあるいは傾斜角度間の内積をそれぞれ算出した．1 被験者分（被験者 A）の結果を **Table 3.2** に示す．内積が 1 に近いため，各タスクにおける速さあるいは傾斜角度間のシナジーベクトルの類似度は非常に高い．そして，このことは他のすべての被験者でも共通していた．したがって，筋シナジーはタスク内で共通していたといえる．

次に，タスク間の筋シナジーの類似性を検証する．そこで，各被験者におけるタスク間のシナジーベクトルの平均を算出した．**Fig. 3.15** に 1 被験者分（被験者 A）の結果を示す．図中のエラーバーはタスク間のシナジーベクトルの標準偏差である．シナジーベクトルが単位ベクトルであることを考慮すると標準偏差が非常に小さいため（縦軸の 7±0.6[%] の大きさ），タスク間のシナジーベクトルの類似度も高かったといえる．タスク間のシナジーベクトルの類似性を定量評価するために，各被験者において動径方向，偏角方向のシナジーベクトル $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ のタスク間の内積をそれぞれ算出した．その結果，たとえば被験者 A では動径方向，偏角方向のシナジーベクトルのタスク間の内積はそれぞれ $0.98 \pm 0.02, 0.98 \pm 0.02$（タスク間の内積の平均 ± 標準偏差）となった．内積が 1 に近いため，タスク間のシナジーベクトルの類似度も非常に高い．そして，このことは他のすべての被験者でも共通していた．そのため，個々の筋活動はタスク間で異なるにもかかわらず，筋シナジーはタスク間でも共通していたといえる．

3.2.4 シナジースコア

足先平衡点に相当すると考えられるシナジースコア w_R, w_Φ を **Fig. 3.16** に 1 被験者分（被験者 A）示す．筋拮抗比や筋拮抗和同様，タスク間でシナジースコアが異なっている．他の被験者においてもタスク間でシナジースコアが異なっているのかを調べるために，各被験者において動径方向と偏角方向のシナジースコアのタスク間の相関係数をそれぞれ算出した．その結果，動径方向と偏角方向のシナジースコアの相関係数はそれぞれ $0.69 \pm 0.16, 0.63 \pm 0.13$（相関係数の被験者間の平均 ± 標準偏差）となった．シナジーベクトルのタスク間での類似性を示すシナジーベクトルの内積がほぼ 1 であった（4.2.5 項参照）のに対し，シナジースコアのタスク間での類似性を示すシナジースコアの相関係数は 0.7 程度であった．したがって，被験者は筋シナジーである $\boldsymbol{u}_R, \boldsymbol{u}_\Phi$ はタスク間で変化させずに，足先平衡点に相当する w_R, w_Φ をタスク間で変化させて各タスクを実現していたといえる．

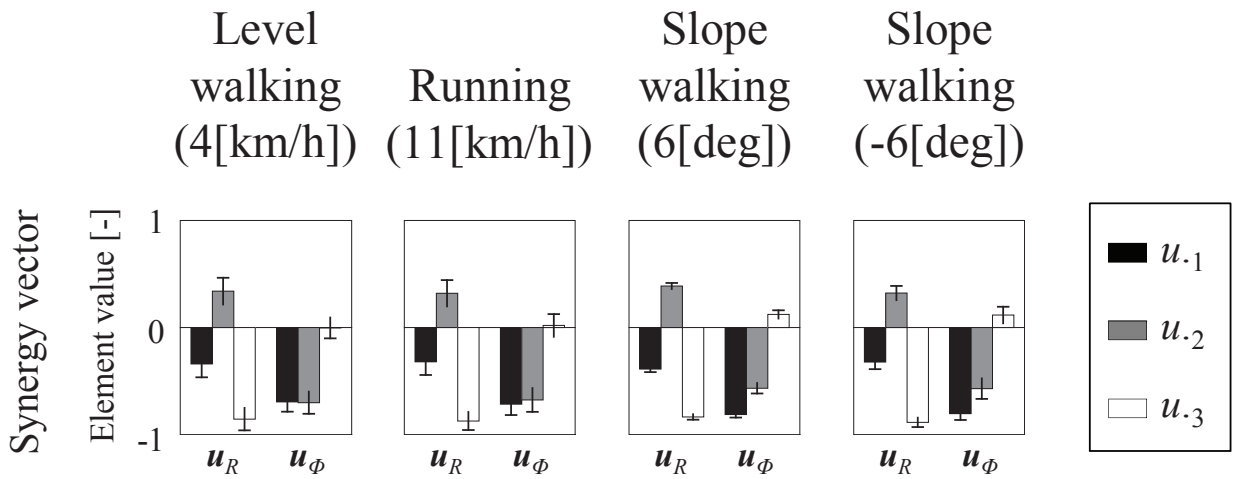

Fig. 3.14 Similar muscle synergies across subjects at each speed or inclination angle in each task. The error bars show SD of the synergy vectors across subjects. The small error bars indicate similarity of muscle synergies across subjects.

Table 3.2 Average of inner product of synergy vector $\boldsymbol{u}_R$ or $\boldsymbol{u}_\Phi$ across any pair of speeds or inclination angles in each task in the representative subject (subject A).

	Level walking	Running	Slope walking
$\boldsymbol{u}_R$	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.01
$\boldsymbol{u}_\Phi$	0.99 ± 0.01	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.01

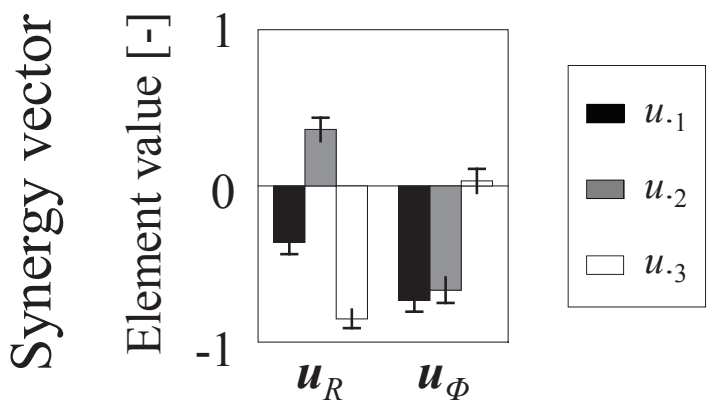

Fig. 3.15 Similar muscle synergies across tasks in the representative subject (subject A). The error bars show SD of the synergy vectors across tasks. The small error bars indicate similarity of muscle synergies across tasks.

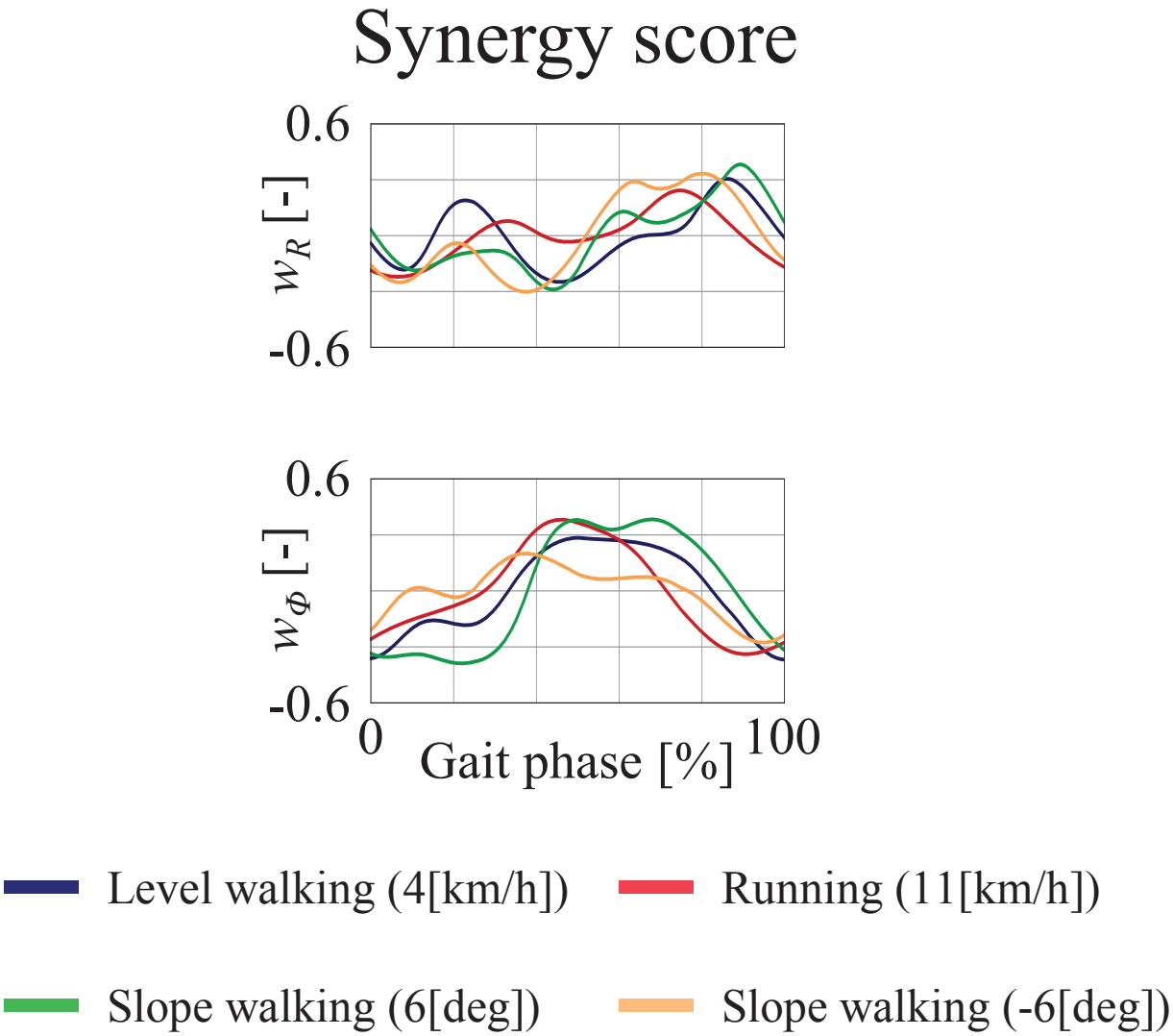

Fig. 3.16 Different synergy scores across tasks in the representative subject (subject A).

3.3 考察

本章では，筋シナジーが平衡点の制御に果たす役割に焦点を当てた上で，先行研究の，(1) 平衡点と剛性という情報を考慮していない，(2) 筋シナジーの機能的役割を定量的に評価できていない，という 2 つの問題点の解決を試みた．そして，物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法を用いて，ヒトの歩行，走行，坂道歩行から平衡点の制御に果たす役割が明確な筋シナジーを抽出した．その結果，(1) 矢状平面内の歩行，走行，坂道歩行中の筋活動は被験者間，タスク間で共通の 2 つの筋シナジーの重ね合わせで約 90[%] を表現でき，(2) それら 2 つの筋シナジーはそれぞれ股関節を中心とする極座標系において足先平衡点を動径方向あるいは偏角方向にのみ変動させる機能を有するということが示された．

3.3.1 筋シナジーの機能

本章では，物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法を用いて，下肢運動時の筋活動から筋シナジーを抽出した．この手法の最大の特徴は筋シナジーが平衡点の制御に果たす役割を明確に同定できるということである．先行研究においても下肢運動からの筋シナジーの抽出は行われている [2]-[15]．たとえば，Cappellini らはヒトの歩行と走行から筋シナジーを抽出し，それらのタスクはタスク間で共通の 4 つの筋シナジーとタスク固有の 1 つの筋シナジーで表現できることを示した [4]．しかし，それらの先行研究では筋シナジーの抽出において平衡点と剛性の情報が考慮されていない．本研究では，それらの情報を考慮して筋シナジーを抽出したため，本研究で抽出された筋シナジーは機能の明確化という点で先行研究の筋シナジーをより精緻にしたものであると考えられる．すなわち，先行研究より足先平衡点の制御に果たす役割を精緻化した筋シナジーであるといえる．そして，筋シナジーの機能が明確であることにより，たとえば，4.2.3 項で示したように，筋活動が足先平衡点の変動にどの程度寄与するのか，ということを定量的に評価できた．ヒトの身体運動の生成機序を説明する上で平衡点は重要であると考えられるにも関わらず，先行研究では筋シナジーの機能が不明瞭であるがゆえにこのような評価はなされていなかった．先行研究の筋シナジーの抽出法では困難だった解析が可能になることも，物理モデルに基づく筋シナジー抽出法の大きな特徴である．

本研究の新規性は，ヒトの歩行，走行，坂道歩行における機能的な筋シナジーの共通性を実証したことである．類似する結果として，Cappellini らはヒトの歩行，走行における筋シナジーの共通性を報告している [4]．彼らも筋シナジーの機能を評価しているものの，その評価は後付け解釈による定性的なものであり，定量的なものではない．一方，本研究では，平衡点の制御に果たす役割を定量的に明確化している．

本研究で抽出した平衡点を制御する役割を担う筋シナジーは，筋拮抗和間のバランスによって定まる（式 (2.15)，(2.16)，(2.20)，(2.21)）．筋拮抗和は生理学的には拮抗筋対の同時収縮の度合いを表現し，関節剛性の制御に寄与する指令値であるため，平衡点を制御する役割を担う筋シナジーは関節剛性の制御に寄与する指令値のバランスによって定まるといい換えることができる．この特徴には Hogan らの，運動学的な協調関係は機械インピーダンスの調整の結果生成されたものであるという報告 [71] と共通性を見出すことができ，本知見との関連性が期待される．また，筋拮抗和間のバランスによって生成される筋シナジーが共通であるという結果は，ヒトの運動制御において拮抗筋対間の同時収縮の度合いのバランスが非常

に重要であることを示唆する結果である．また，同時収縮の度合いのバランスの崩れは脳卒中患者にみられる共同運動などの症状に直結する可能性がある．そのため，たとえば装具や機能的電気刺激でパーキンソン病をはじめとする歩行障害の患者を支援する際には，下肢の全体の拮抗筋対間の同時収縮の度合いのバランスを崩さないような，下肢全体に及ぶ支援が重要であると考えられる．

3.3.2 筋シナジーの不変性

本章では，被験者間，タスク間で異なる筋活動（**Fig. 3.10**）から，矢状平面内の歩行，走行，坂道歩行における，股関節に対する足先の運動の約 90[%] の筋活動を表現可能な，被験者間，タスク間で類似する 2 つの筋シナジーを抽出した．筋シナジーが被験者間，タスク間で類似していたことから，抽出された筋シナジーは被験者やタスクに依存しない不変量であることが示唆される [1]．特に，歩行とはダイナミクスが大きく異なる走行や，重力の影響が大きく異なる坂道歩行でも筋シナジーが共通していたことは，歩行や走行に留まらない下肢運動全体での筋シナジーの不変性を強く示唆するものである．筋シナジーが不変量であるという結果は，ヒトの身体運動の生成機序を説明する上で非常に合理的である．なぜなら，われわれが多彩なタスクを実行するに当たって，不変のごく少数の筋シナジーを用いて，次元圧縮による制御の簡略化ができるからである．一方で，いくつかの先行研究において，タスク固有の筋シナジーの存在も示されている [4, 5]．本研究でタスク固有の筋シナジーが抽出されなかったのは，本研究では筋シナジーが平衡点の制御に果たす明確な役割を考慮して筋シナジーを抽出したことに起因すると考えられる．4.3 節で述べたように，本研究においてタスク間の差異を反映する要素は，運動学的には足先平衡点軌道であると考えられる．そして，この結果はヒトが運動制御においてモジュール式制御を採用していることを示唆するものである．

3.3.3 臨床応用

本章では，健常被験者間における筋シナジーの不変性を示唆する結果を得た．一方で，いくつかの先行研究において，健常者と運動障害の患者とでは筋シナジーが異なることが示唆されている．Clark らは脳卒中後の患者は健常者と保有している筋シナジーの数が異なることを報告している [8]．また，筆者のグループは物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法を用いて，上肢到達運動において脳卒中患者の筋シナジーがリハビリテーション前は健常者の筋シナジーと異なり，リハビリテーション後は健常者の筋シナジーに近づくことを示している [72]．本研究で健常者から抽出された筋シナジーも運動障害の患者とは異なる可能性があることから，提案手法は脳卒中やパーキンソン病などの神経的な運動障害のリハビリテーションの評価に応用できることが示唆される．すなわち，健常者と患者の筋シナジーを比較することで，患者の回復度合いを評価できる可能性がある．提案手法の他の応用方法として，運動スキルの評価が考えられる．筆者のグループは過去の研究で，本研究で述べた手法で推定された未学習運動中の平衡点軌道が運動学習によって洗練されることを実証している [73]．

[1] EMG を数値処理することによって得られる筋シナジーが不変量であるという事実は，2.1 節の 3 つの仮定に起因するものではないということに注意されたい．

このように，本手法は筋シナジーの観点から運動スキルを定量的に評価できる可能性をも秘めている．

第 4章　走行における足先平衡軌道の推定と予測

本章では，筋活動が大きいため EMG を計測しやすい走行に焦点を当てた上で，物理モデルに基づく手法を用いて，走行中の足先平衡点軌道の推定を行う．さらに，足先平衡点軌道の生成メカニズムを調べる．そして，ほとんどの場合において足先平衡点の接線速度は 5 つのガウス関数の重ね合わせで表現可能であり，走行速度からガウス関数のパラメータを回帰的に算出することで，接線速度を予測できることを示す．5 個程度のガウス関数のパラメータを走行速度に応じて規則的に調整することで，一見複雑そうな足先平衡点軌道を生成できるため，平衡点軌道の生成メカニズムは見かけよりも単純なものである可能性が示唆される．

4.1　実験方法

4.1.1　被験者

健常成人男性 7 名 A〜G と健常成人女性 1 名（H）（22.8±1.4 歳，169±5[cm], 55.3±4.2[kg]）が実験にボランティアで参加した．被験者には，予め実験の趣旨，内容について十分な説明を行い，本人から実験参加の同意を得た．実験は大阪大学基礎工学研究科倫理委員会の承認の下，委員会が定める所定手続きに従い，遂行された．

4.1.2　運動計測

被験者はトレッドミル（SportsArt Fitness T650m）上で **Table 4.1** に示す速さで 15 秒間，走行運動を行った．被験者の左下肢主要筋群に筋電位計測用電極を貼り付け，有線筋電計（日本光電工業（株），WEB-5000）もしくは無線筋電計（日本光電工業（株），WEB-7000）により，運動中の EMG 信号を 1000[Hz] で計測した．選択した筋は，**Fig. 2.1**A に示す 8 筋である．また，足圧力分布計測システム（ニッタ（株），F-SCAN MOBILE）を用いて足圧を 100[Hz] で計測した．さらに，光学式モーションキャプチャーシステム（NaturalPoint，OptiTrack）により，股関節，膝関節，足関節，爪先の運動学情報を 100[Hz] で計測した．EMG 信号計測システム，床反力計測システム，運動学計測システムは同期している．

4.1.3　データ処理

計測された EMG はバンドパスフィルタリング（10-450[Hz]），整流化，平滑化を行った後，最大随意収縮時の EMG（MVC）で除することで EMG を正規化（%MVC）した．MVC については，理学療法として一般的な徒手筋力検査 [70] により実験開始直前に EMG を計測し，同様のフィルタリング，整流化，平滑化を行った後，その最大値を MVC とした．さらに，左足裏の垂直抗力をもとに EMG データを左脚踵接地から再接地までの 1 歩行周期ごとに 10 歩行周期分切り出し，スプライン補間により各周期のデータを 0〜1000[‰] に正規化し

Table 4.1 Running speed of each subject.

Speed [km/h]	7	9	11	13	15
Subject A	○	○	○	○	○
Subject B	○	○	○	○	○
Subject C	○	○	○	○	○
Subject D	○	○	○	○	○
Subject E	○	○	○	○	-
Subject F	○	○	○	○	-
Subject G	○	○	○	○	-
Subject H	○	○	○	○	○

た．これらの各正規時間の標本平均をとることで，各周期における筋活性レベルの平均化を行った．以上の処理による%MVC を $m_i(i = 1, \cdots, 8)$ とした．さらに，EMG から平衡点と剛性の情報を抽出するために，筋拮抗比 $r_i(t)$ と筋拮抗和 $s_i(t)$ $(i = 1, \cdots, 4)$ を%MVC を用いて **Table 2.1** のように算出した．物理モデルに基づく手法により，足先平衡点軌道の推定を行った．

4.2 結果

本節では，まず，歩行周期や立脚期の割合などの走行の特徴量を示す．次に，タスク中の筋活動の時系列パターンと筋拮抗比，筋拮抗和の時間推移を示す．そして，物理モデルに基づく手法により推定された足先平衡点軌道と実軌道を示す．さらに，足先平衡点軌道がガウシアンライクな少数の速度パターンによって構成されていることを示し，足先平衡点の接線速度にマルチピークガウシアンフィッティングを適用することでガウス関数で表現される数個の速度パターンを抽出する．最後に，走行速度から回帰的に速度パターンを算出することで足先平衡点の接線速度を予測できることを示す．

4.2.1 走行の特徴量

走行中の全被験者の各走行速度における歩行周期を **Table 4.2** に，立脚期の割合を **Table 4.3** に示す．さらに，走行速度と歩行周期の積を 1/2 倍することでストライド [m] を，歩行周期の逆数を 2 倍することで歩行率 [s^{-1}] を算出した．全被験者の各走行速度におけるストライドと歩行率を **Fig. 4.1** に示す．なお，歩幅と歩行率の積は走行速度となることに注意されたい．**Fig. 4.1** より，走行速度の上昇に伴い，すべての被験者で歩幅は増加していることがわかる．一方，歩行率は被験者によって変化の傾向が異なる．被験者 D〜H は走行速度の上昇に伴い，歩幅と同程度に歩行率も上昇しているが，被験者 B は歩行率はほとんど変化していない．また，被験者 A と C は走行速度の上昇に伴い，歩行率も増加しているものの，歩幅よりも増加は緩やかである．これらの結果から，被験者 D〜H は歩幅と歩行率の両方を

Table 4.2 Period of running of each subject in each running speed.

Speed [km/s]		7	9	11	13	15
Period [s]	Subject A	0.71	0.71	0.69	0.68	0.66
	Subject B	0.70	0.71	0.69	0.71	0.70
	Subject C	0.72	0.67	0.66	0.66	0.64
	Subject D	0.70	0.68	0.63	0.61	0.59
	Subject E	0.76	0.73	0.70	0.67	-
	Subject F	0.76	0.70	0.68	0.63	-
	Subject G	0.72	0.69	0.67	0.64	-
	Subject H	0.72	0.69	0.66	0.64	0.62

Table 4.3 Ratio of stance phase of each subject in each running speed.

Speed [km/s]		7	9	11	13	15
Ratio of stance phase [%]	Subject A	38.8	36.2	35.1	32.6	32.0
	Subject B	51.3	43.2	37.6	34.7	31.6
	Subject C	51.0	45.7	38.6	35.4	33.4
	Subject D	48.1	40.3	35.8	33.9	30.6
	Subject E	43.3	39.0	37.6	36.3	-
	Subject F	41.6	38.1	36.8	35.4	-
	Subject G	38.9	37.0	34.6	34.0	-
	Subject H	47.5	44.1	42.7	40.0	37.7

変化させることで，被験者 B は歩幅のみを変化させることで，被験者 A と C は主に歩幅を変化させることで走行速度を調整していたといえる．

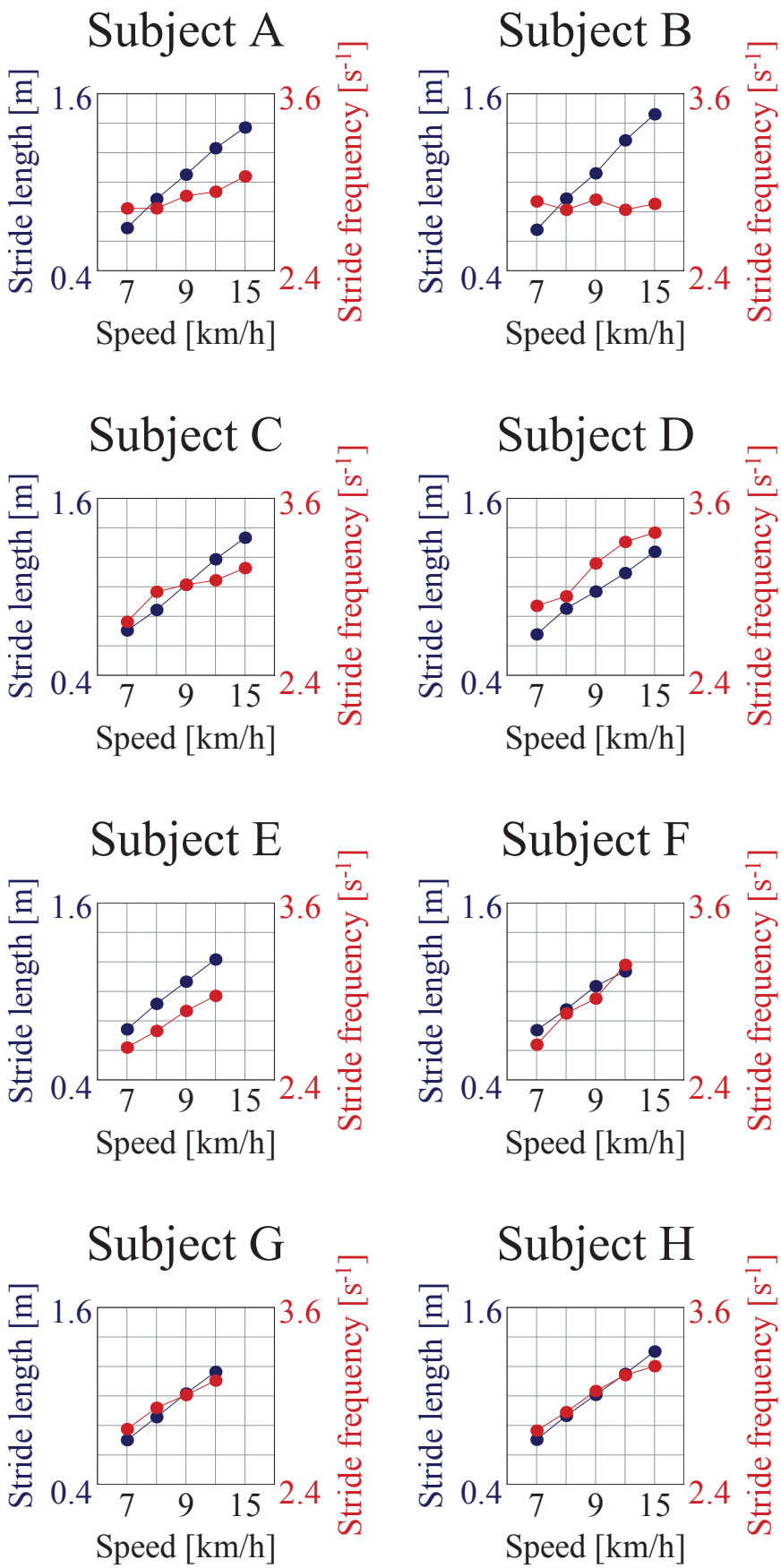

Fig. 4.1 Stride length and stride frequency of each subject.

4.2.2　EMG と筋拮抗比・筋拮抗和

走行中の筋活動の時系列パターンを **Fig. 4.2** に，それらから算出された筋拮抗比と筋拮抗和の時間推移を **Fig. 4.3** に 1 被験者分（被験者 E）示す.

4.2.3　足先の平衡点軌道と実軌道

次に，物理モデルに基づく手法によって推定された極座標における足先平衡点軌道 $R_{\mathrm{EP}}, \Phi_{\mathrm{EP}}$（式（2.24）,（2.25）参照）を **Fig. 4.4** に 1 被験者分（被験者 E）示す．また，同図に，極座標における足先の実軌道 R, Φ と加速度 $\ddot{R}, \ddot{\Phi}$ を示す．さらに，タスク空間で表示した足先の平衡点軌道 $(x_{\mathrm{EP}}, y_{\mathrm{EP}})$ と実軌道 (x, y) を **Fig. 4.5** に示す．青が実軌道で赤が平衡点軌道である．また，歩行周期の 0〜100[%] まで，10[%] 刻みで大腿と下腿の位置を表示している．一般に，平衡点軌道は実軌道を歪ませた形となることが知られており，たとえば，上肢到達運動では平衡点軌道が N 型になることなどが知られている [28]．**Figs. 4.4**，**4.5** より，本研究で推定した平衡点軌道も実軌道を歪ませた形となっていることがわかる.

4.2.4　足先剛性

物理モデルに基づく手法によって推定された足先剛性をスティック線図上に剛性楕円として表示したものを **Fig. 4.6** に 1 被験者分（被験者 E）示す．なお，足先剛性のスケールがわからないので，楕円の大きさには意味がないことに注意されたい．図より，歩行周期全体を通して楕円は長細く，剛性楕円の長軸がおおよそ股関節の方向を向いていることがわかる．したがって，走行中の動径方向の剛性 K_R は，偏角方向の剛性 K_Φ に比して大きかったといえる．また，遊脚直後の歩行周期 50[%] あたりでは剛性楕円が小さいため，脚をパッシブな状態にしていたといえる.

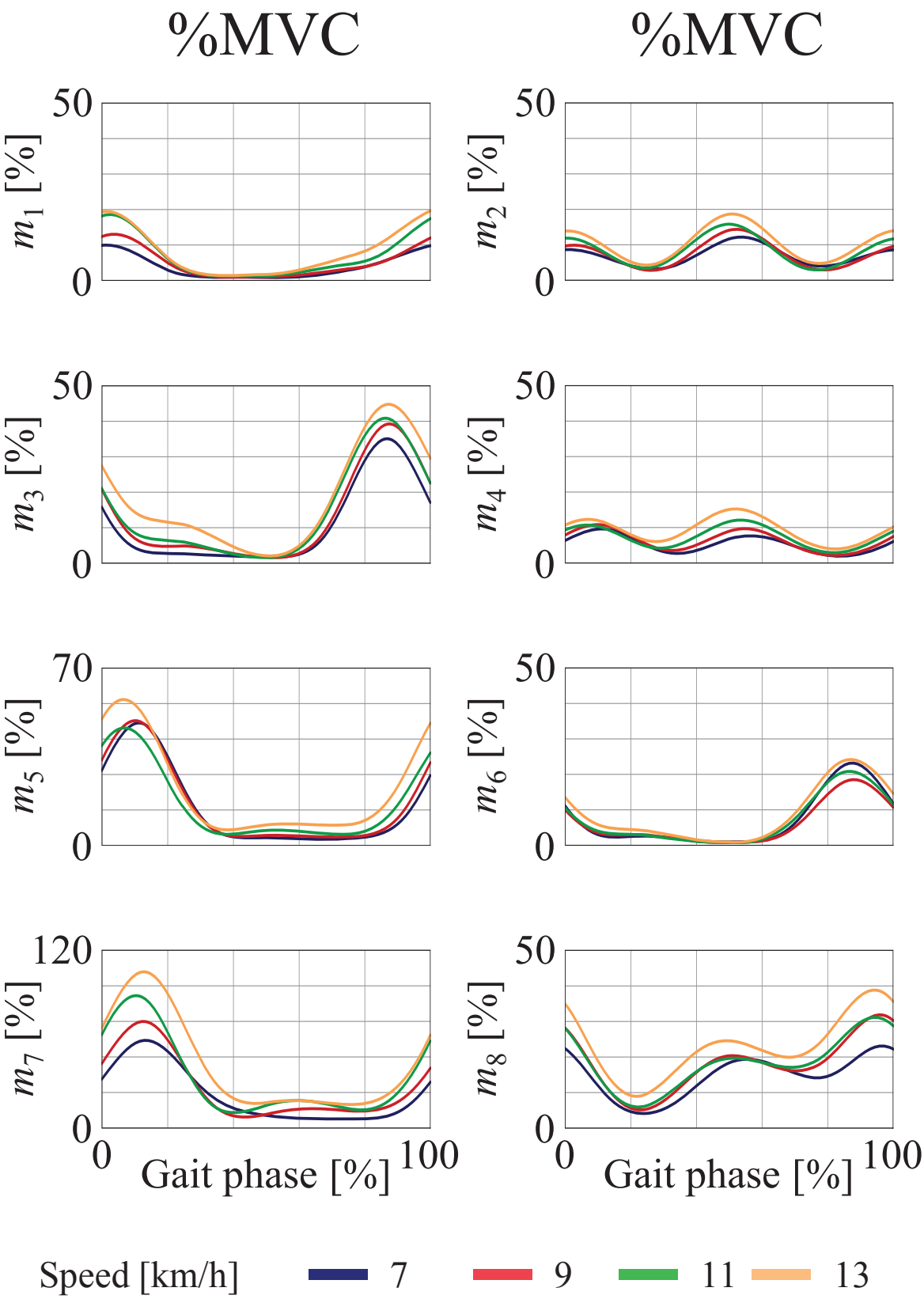

Fig. 4.2 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of a representative subject (subject E) during running. The %MVCs were averaged for ten consecutive gait cycles.

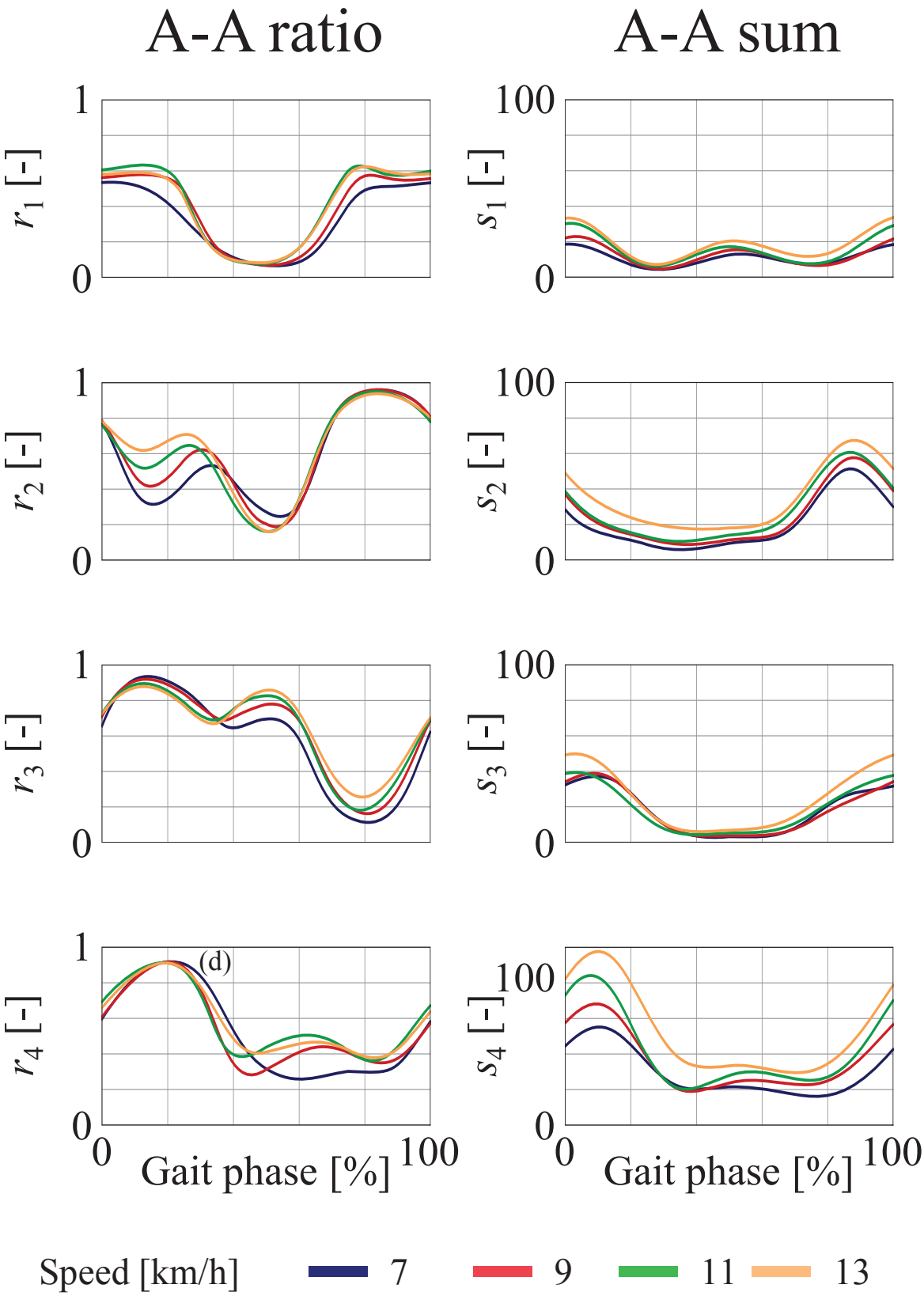

Fig. 4.3 The A-A ratios and A-A sums calculated from the %MVCs of the representative subject (subject E) during running.

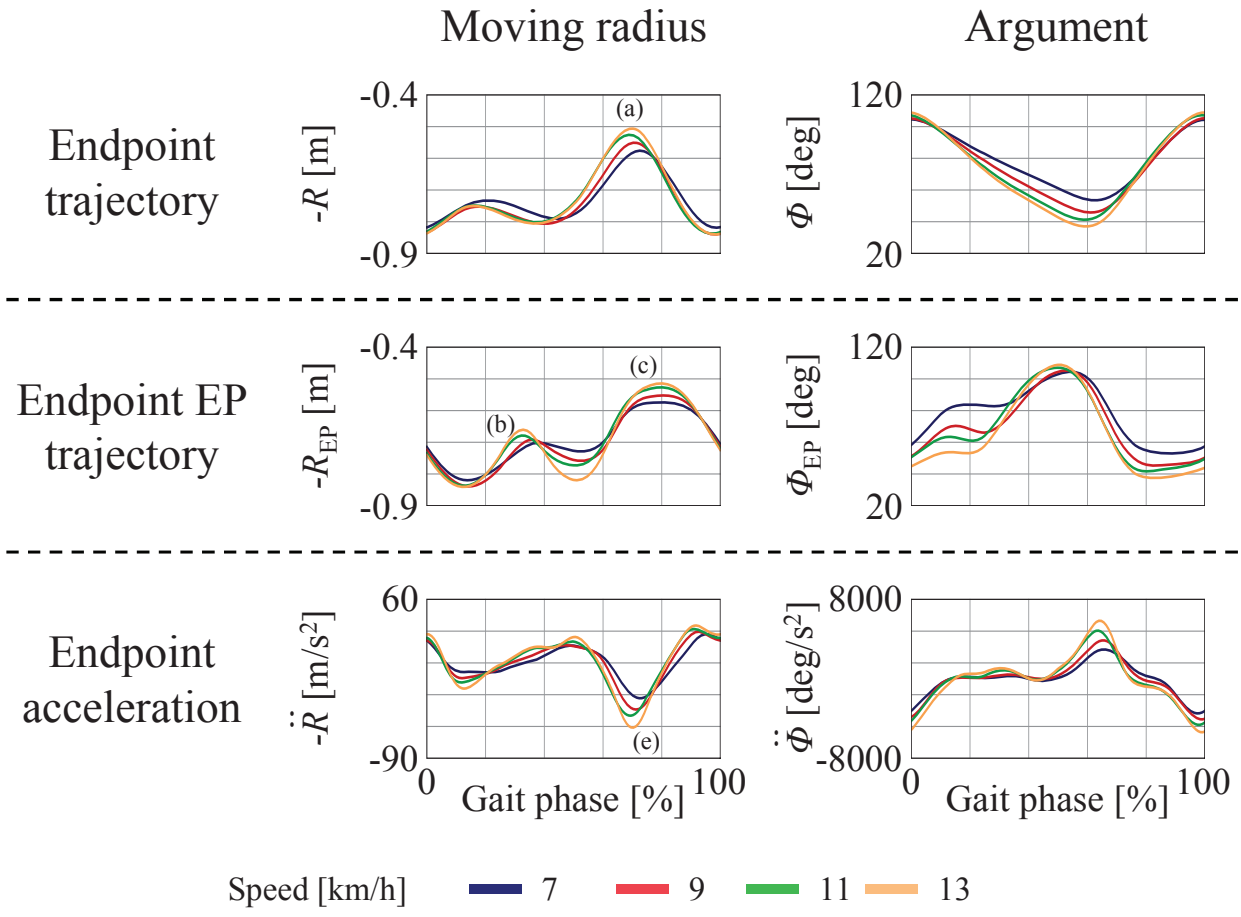

Fig. 4.4 Endpoint trajectory, endpoint EP trajectory and endpoint acceleration during running of the representative subject (subject E).

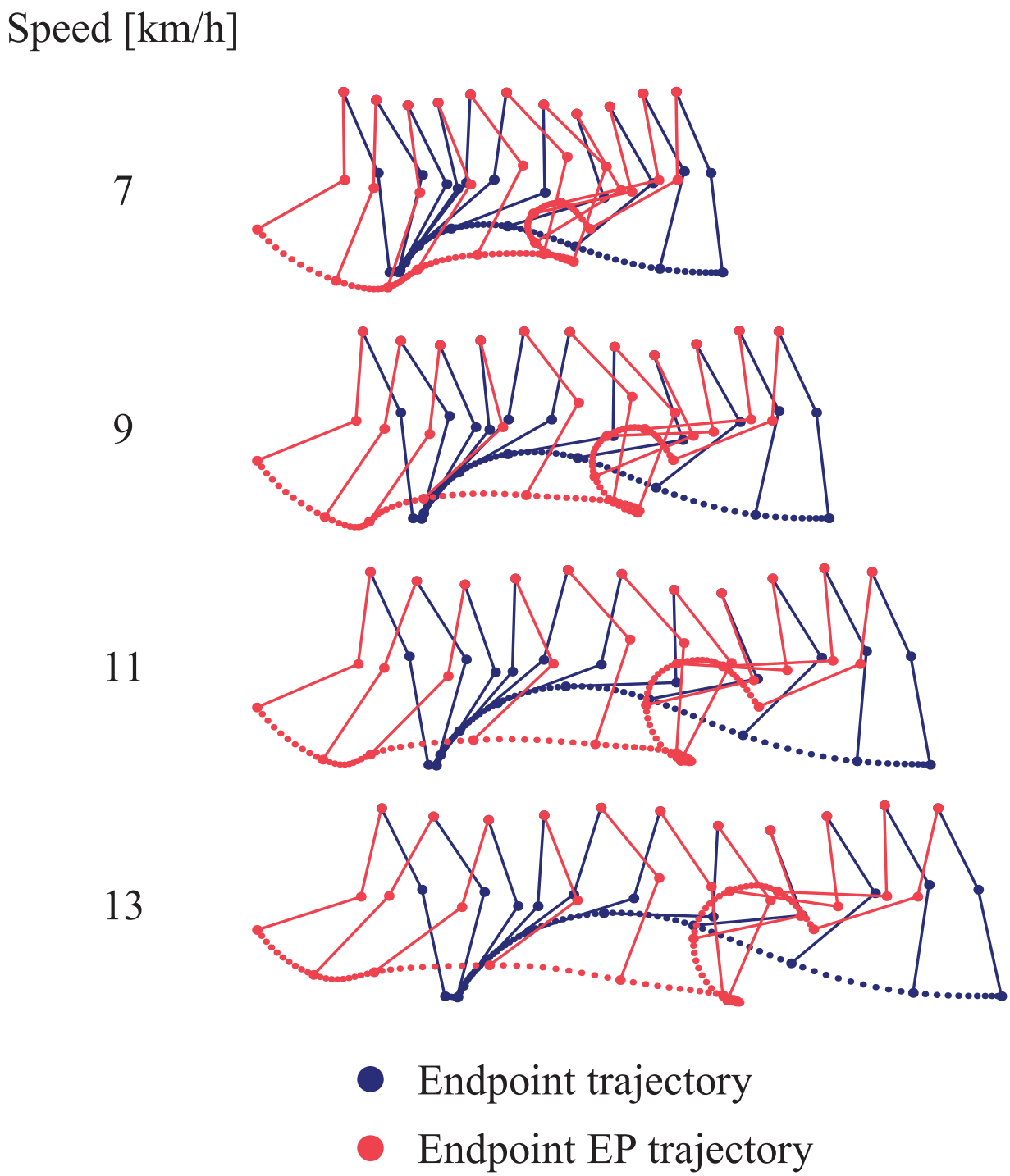

Fig. 4.5 Stick pictures with endpoint EP trajectory of the representative subject (subject E).

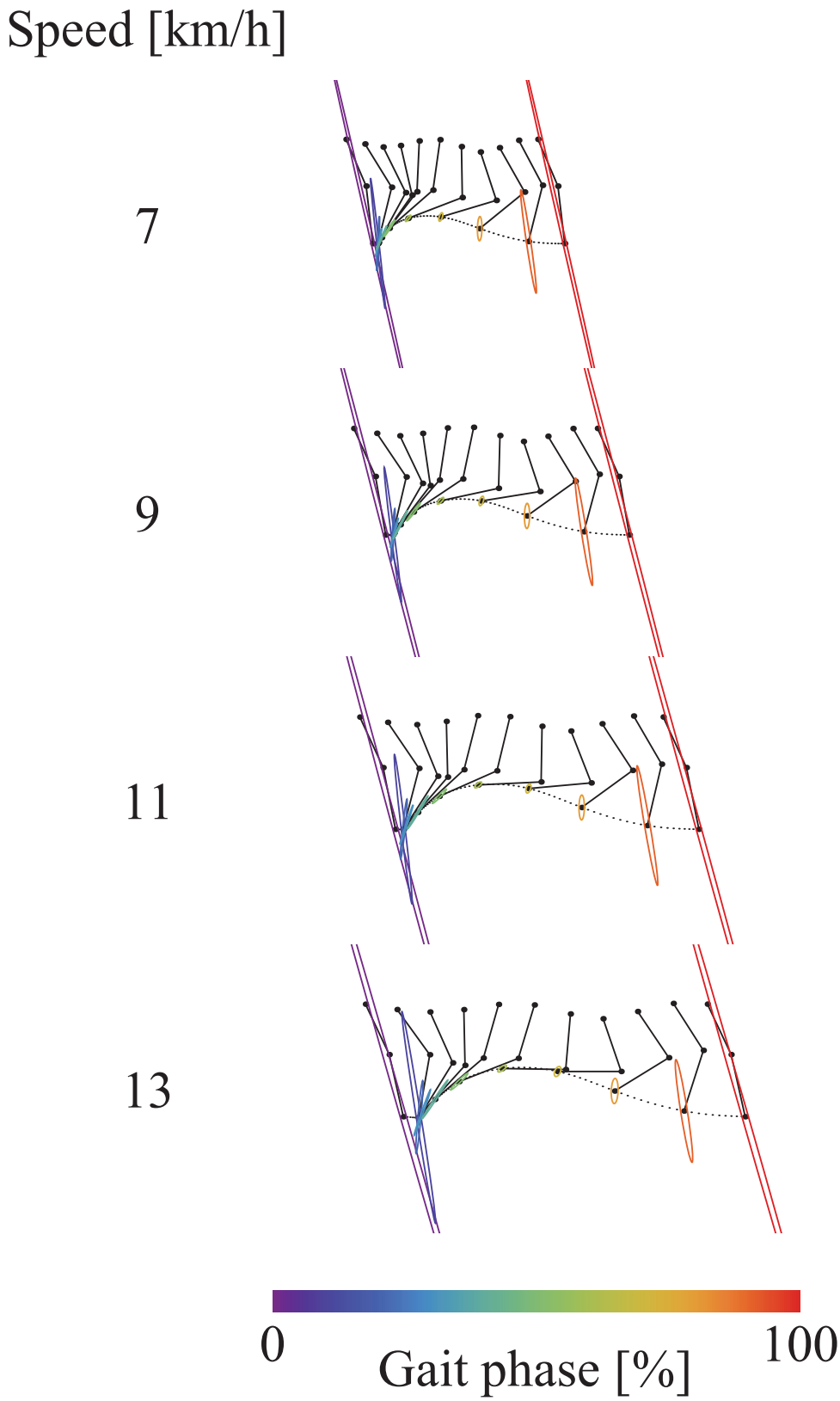

Fig. 4.6 Stick pictures with endpoint stiffness ellipse of the representative subject (subject E).

4.2.5 足先平衡点の接線速度

Fig. 4.5 において，足先平衡点軌道には疎な部分と密な部分がある．たとえば，走行速度に依らず，歩行周期の 20〜50[%] あたりでは疎で，その後 50[%] あたりでは密になっている．この結果は，足先平衡点の速さが大きい部分と小さい部分があることを意味している．そこで，足先平衡点軌道 $(x_{\mathrm{EP}}, y_{\mathrm{EP}})$ から足先平衡点の接線速度 $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ を以下のように算出した．

$$|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}| = \sqrt{\dot{x}_{\mathrm{EP}}^2 + \dot{y}_{\mathrm{EP}}^2} \tag{4.1}$$

被験者 E の $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ を **Fig. 4.7** に示す．$|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ は大きく 3 つのガウシアンライクな山に分かれている．そして，それぞれの山は走行速度に応じて規則的に変化しているようにみえる．他の被験者でも（1）$|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ が数個の山に分かれており，(2) それぞれの山が走行速度に応じて規則的に変化する傾向にあるという特徴は共通していた．また，Cappellini らはヒトの走行にはガウシアンライクに変化する 5 つの時系列パターンが存在すると報告している [4]．上述の $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ にみられる 2 つの特徴と Cappellini らの結果から，足先平衡点軌道は走行速度に応じて規則的に変化するガウシアンライクないくつかの速度パターンの組み合わせで表現できると仮説を立てた．この仮説を検証するために，$|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ にマルチピークガウシアンフィッティングを適用することでガウス関数で表現される速度パターンを抽出し，ガウス関数のパラメータを走行速度から回帰的に算出することで，$|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ の予測を試みる．

まず，マルチピークガウシアンフィッティングを足先平衡点の接線速度 $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ に適用し，ガウス関数で表現される速度パターンの抽出を行う．フィッティングには以下の式で表される N 個のガウス関数 $f_i(t)$ $(i = 1, \cdots, N)$ を用いる．

$$f_i(t) = A_i e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{t-\mu_i}{\sigma_i}\right)^2} \tag{4.2}$$

ここで，A_i, μ_i, σ_i はそれぞれ i 番目のガウス関数の振幅，平均，標準偏差である．抽出されたガウス関数の数を **Table 4.4** に示す．今回，すべての場合において，5 個前後のガウス関数が抽出された．そして，被験者 E の抽出されたガウス関数を **Fig. 4.8** に示す．なお，他の被験者の結果は附章 A に記載した．以降，被験者 E 以外の結果は附章 A に記載する．

本節の解析の目的はガウス関数のパラメータを回帰分析することで，走行速度の変化による，$|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ の推移を予測することである．そこで，以降は抽出されたガウス関数の数が同じ走行速度が 3 つ以上ある走行速度のみを解析の対象とする（たとえば，被験者 E では 7〜13[km/h] を，被験者 G では 9〜13[km/h] を対象とする）．被験者 E の解析対象の走行速度におけるガウス関数の各パラメータ（A_i, μ_i, σ_i）を **Fig. 4.9** に示す．多くのパラメータが走行速度と線形に近い関係にあるようにみえる．そこで，走行速度を説明変数，各パラメータを目的変数とし，線形回帰分析を行った．そして，回帰分析により予測されたパラメータを用いてガウス関数を再構成した．さらに，それらのガウス関数を足し合わせることで足先平衡点の接線速度の予測値 $|\hat{\boldsymbol{v}}_{\mathrm{EP}}|$ を算出した．被験者 E の再構成されたガウス関数と $|\hat{\boldsymbol{v}}_{\mathrm{EP}}|$ を **Fig. 4.10** に示す．$|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ と $|\hat{\boldsymbol{v}}_{\mathrm{EP}}|$ の相関係数を **Table 5.7** に示す．同表において，すべての場合で相関係数が 0.9 以上あるので，$|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ の予測は成功していたといえる．

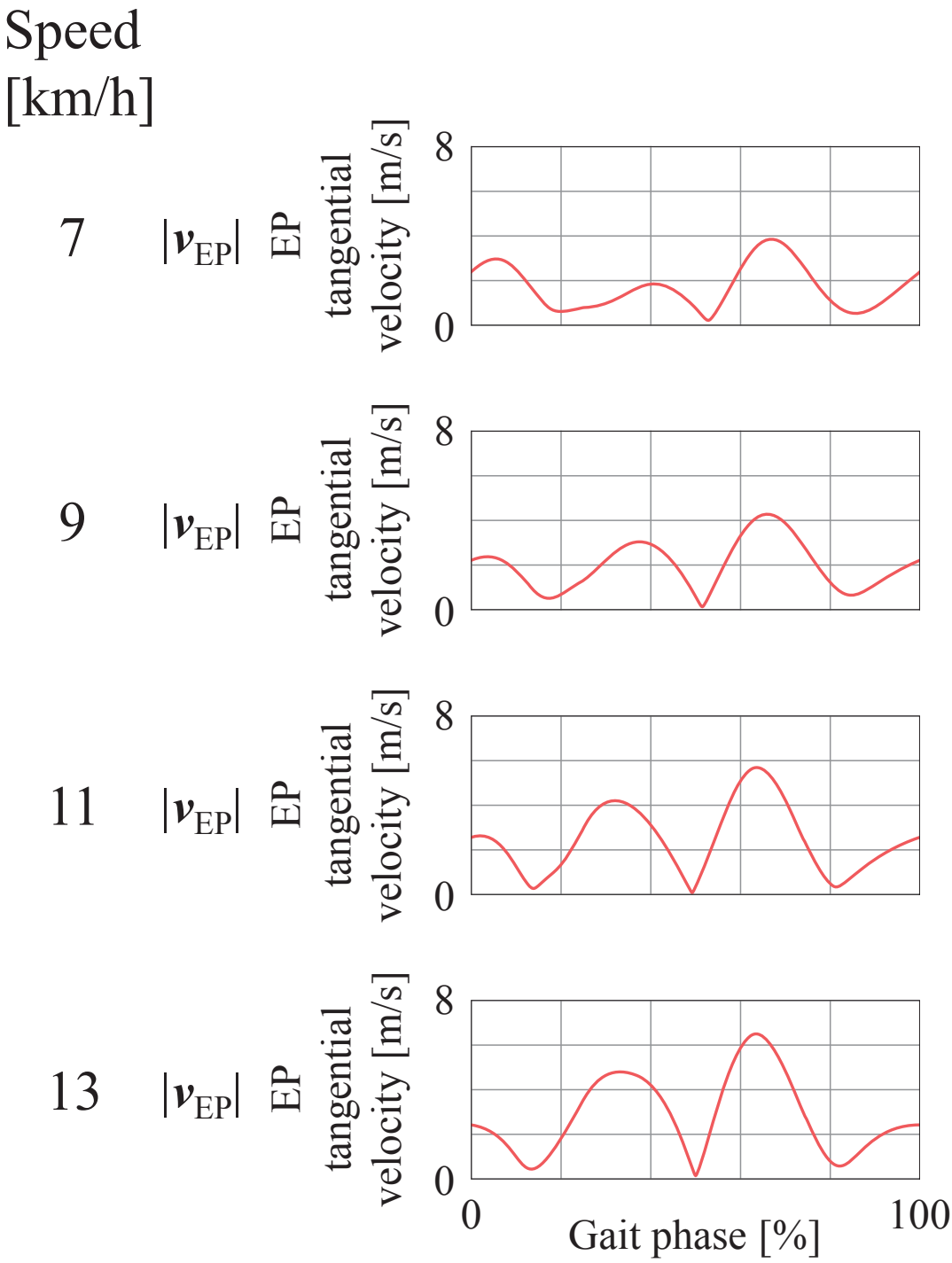

Fig. 4.7 EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ of the representative subject (subject E).

Table 4.4 The number of extracted gauss functions.

Speed [km/s]		7	9	11	13	15
The number of extracted gauss functions	Subject A	5	5	5	5	5
	Subject B	5	5	5	5	5
	Subject C	5	5	5	4	4
	Subject D	5	5	5	4	4
	Subject E	5	5	5	5	-
	Subject F	5	5	5	4	-
	Subject G	6	5	5	5	-
	Subject H	6	6	5	5	5

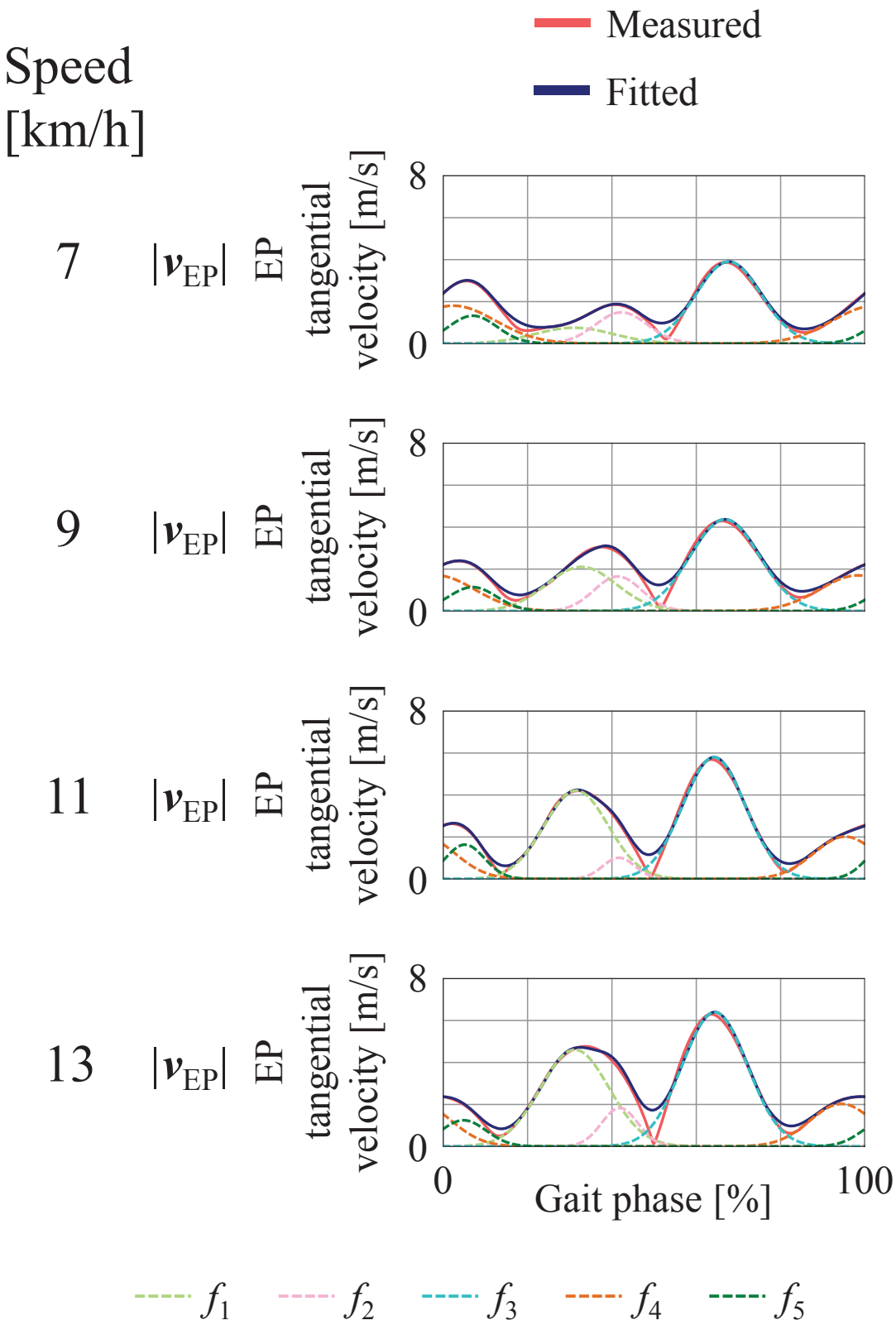

Fig. 4.8 Overlap of the gauss functions in the representative subject (subject E). EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions.

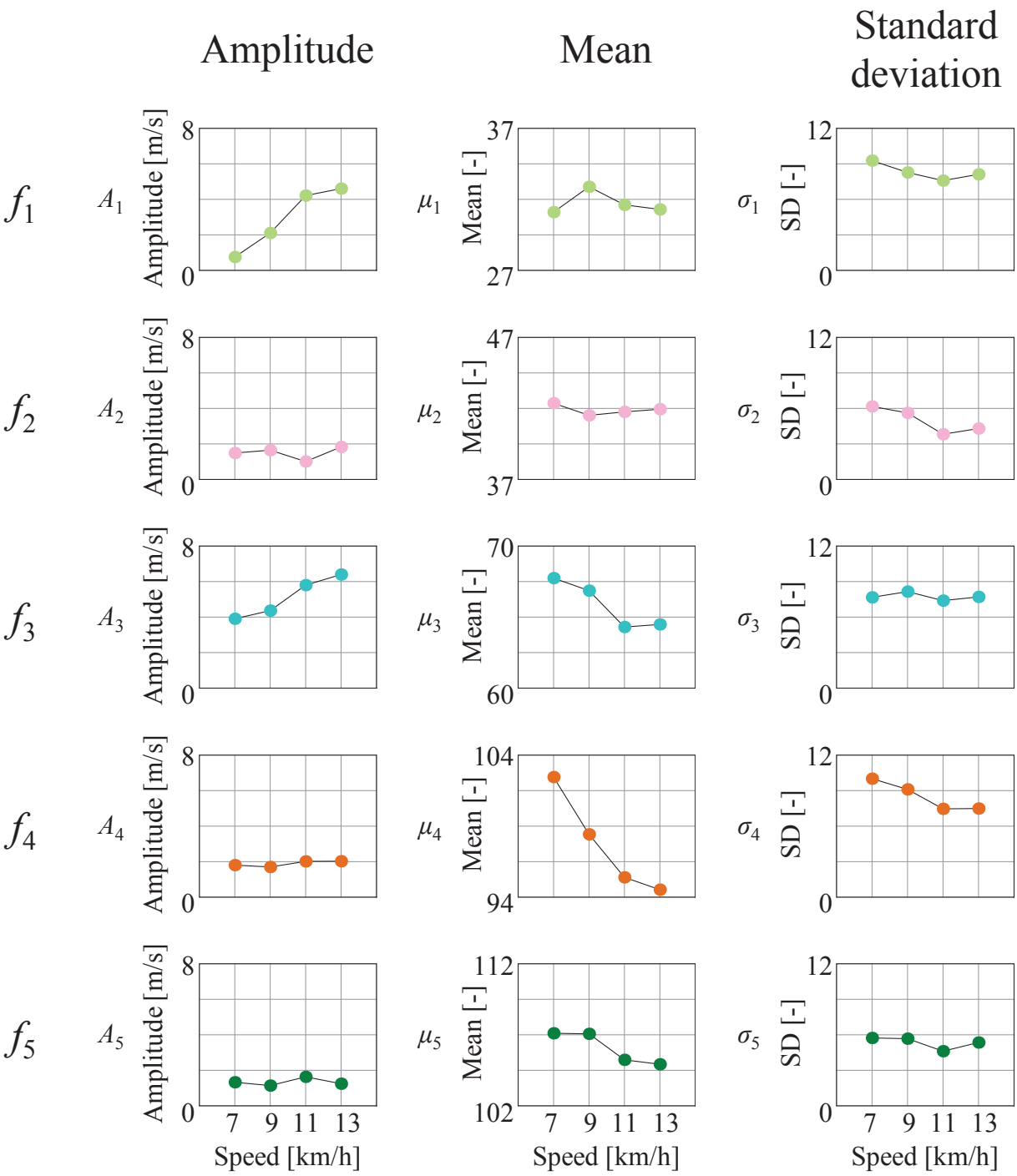

Fig. 4.9 Parameters of extracted gauss functions of the representative subject (subject E).

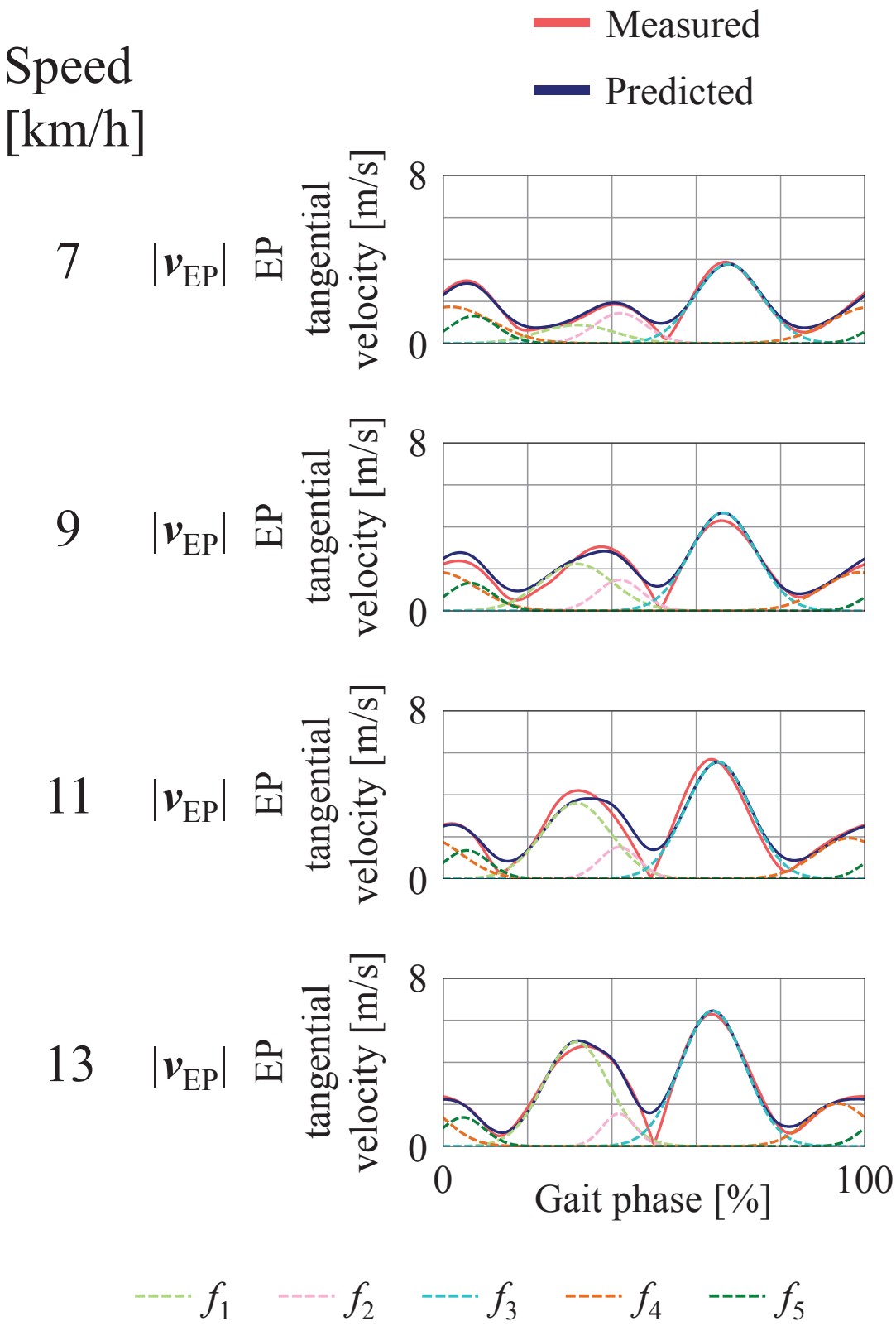

Fig. 4.10 Results of prediction in the representative subject (subject E). EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis.

Table 4.5 Coefficient of correlation between EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ and estimated EP tangential velocity $|\hat{\boldsymbol{v}}_{\mathrm{EP}}|$.

Speed [km/s]		7	9	11	13	15
Coefficient of correlation	Subject A	0.97	0.97	0.97	0.99	0.99
	Subject B	0.96	0.95	0.97	0.98	0.98
	Subject C	0.99	0.99	0.98	-	-
	Subject D	0.98	0.95	0.97	-	-
	Subject E	0.99	0.98	0.97	0.99	-
	Subject F	0.98	0.97	0.98	-	-
	Subject G	-	0.97	097	0.98	-
	Subject H	-	-	0.98	0.99	0.99

4.3 考察

本章では，これまでに平衡点軌道の実態がほとんど解明されていない下肢運動の，特に，筋活動が大きいため EMG を計測しやすい走行に焦点を当てた上で，物理モデルに基づく手法を用いて，走行中の足先平衡点軌道の推定を行った．そして，足先平衡点の接線速度はガウス関数で表現される 5 個程度の速度パターンの重ね合わせで表現可能であり，走行速度からガウス関数のパラメータを回帰的に算出することで，接線速度を予測できることを示した．

4.3.1 足先平衡点軌道の物理的意味

本研究の大きな課題の 1 つが，推定された足先平衡点軌道の妥当性である．推定された足先平衡点軌道の妥当性の評価をさらに精緻にするには，筆者のグループが上肢の物理モデルで行ったように [66]，摂動法などを用いて運動中のエンドポイントの平衡点軌道を計測することで，シナジースコアが平衡点に対応することを実証する必要がある．しかし，走行中に足先に摂動を加えることは非常に難しく，現状では足先平衡点軌道の妥当性を定量的に示すのは困難である．そこで，本項では足先平衡点軌道の意味付けを定性的に行うことで，間接的に足先平衡点軌道の妥当性を評価する．

まず，偏角方向の平衡点軌道について考える．**Fig. 4.4** において偏角方向の実軌道 Φ と平衡点軌道 Φ_{EP} の位相に注目すると，Φ_{EP} が Φ の逆相のようになっている．これは，足先剛性が偏角方向には小さいため（**Fig. 4.6** 参照），平衡点軌道が位置ではなく加速度に支配されやすいことによると考えられる．そこで，平衡点軌道 Φ_{EP} と足先の加速度 $\ddot{\Phi}$ の相関係数を，相関係数 r が最大になるように Φ_{EP} の位相を τ だけ遅らせて算出した．その結果，被験者 E では $\tau = 8.6 \times 10^{-2} \pm 5.0 \times 10^{-3}$[ms] 遅らせたときに相関係数が最大となり，$r = 0.87 \pm 2.1 \times 10^{-2}$ となった．他の被験者でも，数十ミリ秒遅らせたときに相関係数は最大となり，多くの被験者で 0.9 程度の相関があった．相関係数が大きいことから平衡点軌道は加速度に大きく支配されていたと考えられる．また，EMG が計測されてから収縮力が発生するまでに数十ミリ秒程度のむだ時間が存在し，むだ時間と τ のオーダーが一致しているため，τ はむだ時間に相当すると考えられる．

次に，動径方向の平衡点軌道について考える．**Fig. 4.4** において動径方向の実軌道 R と平衡点軌道 R_{EP} の位相差に注目すると，一見，R_{EP} の方が位相が遅れているようにみえる．しかし，実は **Fig. 4.4** 中の (a) のピークと (c) のピークが対応しているのではなく，(a) のピークと (b) のピークが対応していると考えられる．(b) のピークとほぼ同じタイミングで，**Fig. 4.3** に示した足関節の筋拮抗比 r_4 が (d) のピークをとっている．(b) と (d) のピークは爪先離地の直前であるため（**Table 4.3** 参照），これらのピークは蹴りに相当すると考えられる．そして，(b) と (d) の蹴りにより (a) で脚が大きく縮むのである．また，動径方向には剛性が大きいため（**Fig. 4.6** を参照），平衡点軌道の位相の進む度合いは偏角方向よりも小さいことがわかる．では，(c) のピークはどのような意味を持つのかというと，踵接地のタイミング調整とブレーキの役割を担っていると考えられる．なぜなら，足先の加速度 $\ddot{R}$ の変化をみると，(e) 付近で急激に $-\ddot{R}$ が増大しており，これは (c) の山が発生するタイミングに相当するためである．以上のように，定性的ながらも足先平衡点軌道の不自然ではない意味付けを行うことが可能であった．この結果は，間接的に足先平衡点軌道の妥当性を示唆する

ものであると考えられる．

4.3.2　速度パターンの物理的意味

本項ではガウス関数で表現される速度パターンの物理的意味を，特に地面とのインタラクションが存在しない遊脚期に焦点を当てた上で考察する．被験者 E のタスク空間における足先の平衡点軌道 $(x_{\mathrm{EP}}, y_{\mathrm{EP}})$ と実軌道 (x, y) を，前項で算出した τ[ms] だけ平衡点軌道の位相を遅らせた上で **Fig. 4.11** に示す．平衡点軌道と実軌道をガウス関数の存在する相に応じて色付けしている．図中の青い矢印は同時刻における足先位置と足先平衡位置の対応を示しており，黒い点線は爪先離地を示している．ここでは遊脚期に焦点を当てるので，f_1, f_2, f_3 について考察する．なお，**Fig. 4.8** において，1 つ目の山を f_1, f_2 が，2 つ目の山を f_3 が構成しているので，f_1, f_2 と f_3 に分けて考察する．まず，1 つ目の山を構成する f_1, f_2 に注目する．**Fig. 4.11** より，f_1 は爪先離地の直前で発生し，f_2 は遊脚期で足先が頂点に到達する辺りで終了している．したがって，1 つ目の山を構成する f_1, f_2 は足先を頂点まで引き上げる役割を担っていると考えられる．そして，走行速度の上昇に伴い f_1 の振幅 A_1 が大きくなっている（**Fig. 4.9** 参照）．これは，速く走っているときには足先を素早く持ち上げる必要があり，そのために A_1 が大きくなったものと考えられる．次に，2 つ目の山を構成する f_3 に注目する．f_3 の発生直後に平衡点軌道が進行方向と逆方向に折り返しているため，ブレーキや着地のタイミング調整の役割を担っていると考えられる．そして，走行速度の上昇に伴い f_3 の振幅 A_3 が大きくなっている．これは，走行速度が速いときにはより大きな力でブレーキをかける必要があるためと考えられる．これらの特徴は，他の被験者でもみられ，特に 1 つ目の山が遊脚期で足先が頂点に到達する前後に終了し，2 つ目の山が発生直後に折り返すという特徴はほとんどの被験者でみられる．以上のことから，1 つ目の山を構成する速度パターンは足先を頂点まで引き上げる役割を，2 つ目の山を構成する速度パターンはブレーキや着地のタイミング調整の役割を担っていることが示唆される．

本研究では，足先平衡点軌道の接線速度から，マルチピークガウシアンフィッティングを用いてガウス関数で表現される 5 個程度の速度パターンを抽出した．走行中の筋活動からガウシアンライクな要素が抽出されるという報告は先行研究にも存在する．たとえば，Cappellini らは，走行中の 32 筋の EMG からガウシアンライクに変化する 5 つの筋シナジーを抽出している [4]．本研究でもガウス関数で表現される 5 個程度の速度パターンが抽出され，さらに，EMG のむだ時間を考慮すると被験者 C，E，F では発生のタイミングも Cappellini らの結果と一致することから，彼らの結果との関連性が推測される．ただ，彼らは単に EMG に多変量解析を適用して筋シナジーを抽出しただけなので，筋シナジーの意味づけがあいまいなものとなっている．一方，本研究で抽出されたガウス関数で表現される速度パターンは平衡点軌道の接線速度を分解したものなので，少なくとも足先の平衡点に対する指令という意味を持つ．そのため，本研究で得られたガウシアンライクな要素は彼らが抽出したガウシアンライクな要素を精緻化したものと考えられる．

本研究では，走行速度からガウス関数のパラメータを回帰的に算出することで，接線速度を予測できることを示した．GMP 仮説 [74] では，長期記憶に格納された運動パターンが基となり，運動のスピードやスケールといったパラメータのみを修正することで環境の変化に対応していると考えている．本研究で推定したガウス関数のパラメータはまさしく運動のス

ピードやスケールに相当するため，GMP 仮説と対応することが期待される．また，5 個程度のガウス関数のパラメータを走行速度に応じて規則的に調整することで，一見複雑そうな足先平衡点軌道を生成できるため，平衡点軌道の生成メカニズムは見かけよりも単純なものである可能性が示唆される．

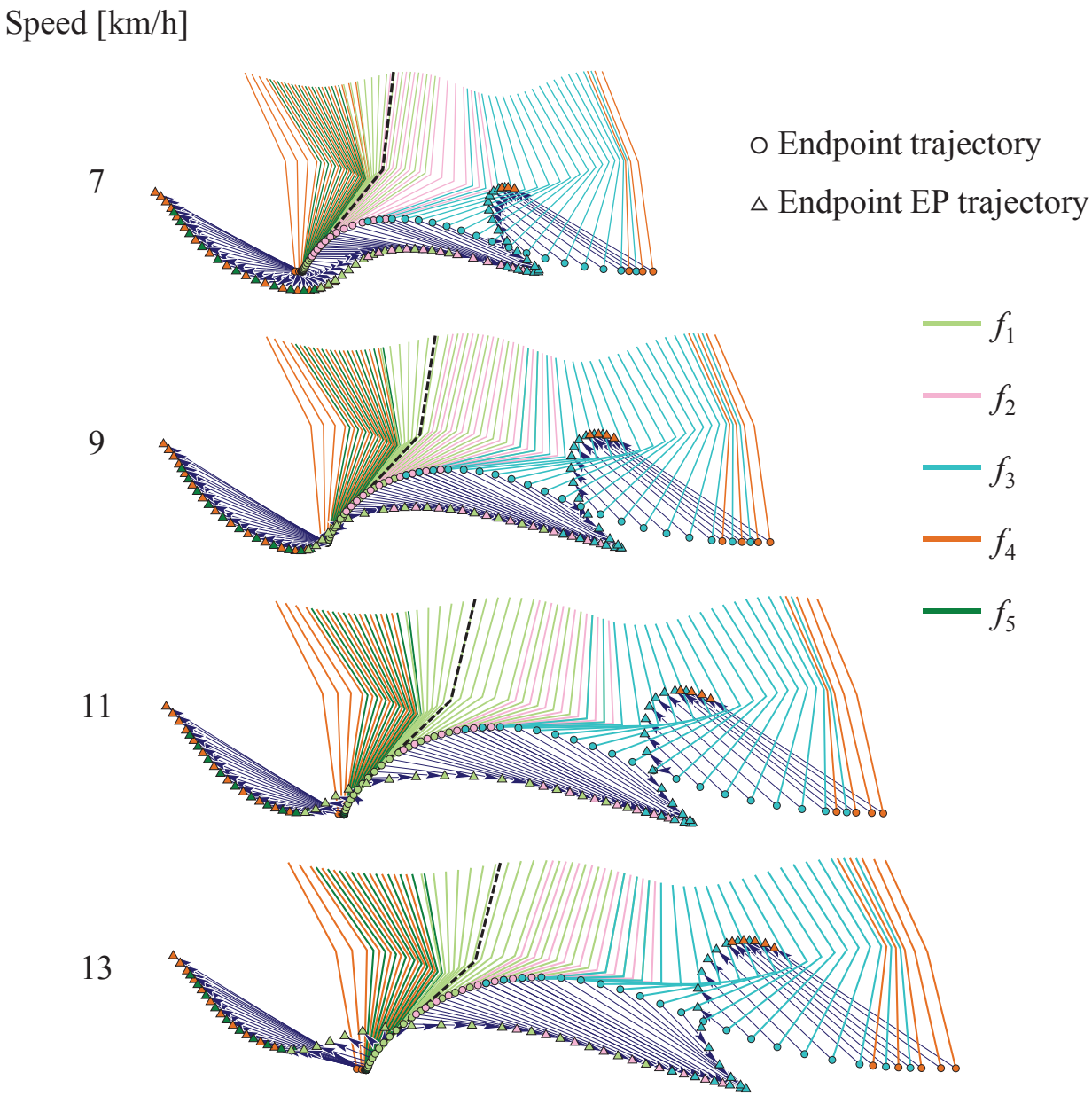

Fig. 4.11 Stick pictures of the representative subject (subject E). Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions.

第 5 章　坂道歩行における力学的エネルギーの変動と平衡点・剛性の関係

本章では，筋協調の概念を hip actuation strategy と ankle actuation strategy に対応させた上で，坂道歩行における力学的エネルギーの増減のメカニズムを平衡点と剛性の観点から調べることを目的とする．そして，(1) 坂道歩行中の力学的エネルギーの増減のメカニズムを，股関節を中心とする極座標系における足先の偏角方向の平衡点と剛性および足関節の平衡点と剛性によって定性的に説明し，(2) 上り坂での歩行において，それらの平衡点や剛性と力学的エネルギーの増加量の間には強い相関があることを示す．これらの結果は，筋協調によって平衡点と剛性を調整することによる hip actuation strategy と ankle actuation strategy を用いて，坂道歩行に必要なエネルギーを生成あるいは吸収していることを示唆するものである．

5.1　実験方法

5.1.1　被験者

健常成人男性 6 名 A〜D，I，J（22.6±1.5 歳，172±7[cm], 60.5±10.2[kg]）が実験にボランティアで参加した．被験者には，予め実験の趣旨，内容について十分な説明を行い，本人から実験参加の同意を得た．実験は大阪大学基礎工学研究科倫理委員会の承認の下，委員会が定める所定手続きに従い，遂行された．

5.1.2　運動計測

被験者は 9 通りの傾斜角度（地面から進行方向に，0，±3，±6，±9，±12[deg]）を保ったトレッドミル（SportsArt Fitness T650m）上で，速さ 4[km/h] で 15 秒間，歩行運動を行った．被験者の左下肢主要筋群に筋電位計測用電極を貼り付け，有線筋電計（日本光電工業（株），WEB-5000）もしくは無線筋電計（日本光電工業（株），WEB-7000）により，運動中の EMG 信号を 1000[Hz] で計測した．選択した筋は，**Fig. 2.1**A に示す 8 筋である．また，被験者は左足裏に 3 軸フォースプレート（テック技販（株），M3D）を装着し，床反力を 100[Hz] で計測した．さらに，光学式モーションキャプチャーシステム（NaturalPoint，OptiTrack）により，股関節，膝関節，足関節，爪先の運動学情報を 100[Hz] で計測した．EMG 信号計測システム，床反力計測システム，運動学計測システムは同期している．

5.1.3　データ処理

計測された EMG はバンドパスフィルタリング（10-450[Hz]）（筋電解析で標準的に行われている処理である [69]），整流化，平滑化を行った後，最大随意収縮時の EMG（MVC）で除

することでEMGを正規化（%MVC）した．MVCについては，理学療法として一般的な徒手筋力検査によりEMGを計測し[70]，同様のフィルタリング，整流化，平滑化を行った後，その最大値をMVCとした．さらに，左足裏の垂直抗力をもとにEMGデータを左脚踵接地から再接地までの1歩行周期ごとに10歩行周期分切り出し，スプライン補間により各周期のデータを0〜1000[‰]に正規化した．これらの各正規時間の標本平均をとることで，各周期における筋活性レベルの平均化を行った．以上の処理による%MVCを$m_i(i=1,\cdots,8)$とした．さらに，EMGから平衡点と剛性の情報を抽出するために，筋拮抗比$r_i(t)$と筋拮抗和$s_i(t)$ $(i=1,\cdots,4)$を%MVCを用いて**Table 2.1**のように算出した．さらに，動径，偏角方向のシナジースコアw_R, w_Φと剛性スコアk_R, k_Φをそれぞれ算出した．

5.1.4 重心の力学的エネルギーの算出

本研究の目的は，坂道歩行中の力学的エネルギーの増減のメカニズムを平衡点と剛性の観点から考察することである．そこで，単位質量当たりの重心の運動エネルギーKE[J/kg]と位置エネルギーPE[J/kg]を左の股関節の前後方向の位置x[m]と上下方向の位置y[m]を用いて，近似的に以下のように算出した．

$$\mathrm{KE}(t) = \frac{1}{2}\{(\dot{x}+v_\mathrm{t}\cos\psi)^2+(\dot{y}+v_\mathrm{t}\sin\psi)^2\} \tag{5.1}$$

$$\mathrm{PE}(t) = g(y+\int_0^t v_\mathrm{t}\sin\psi d\tau) \tag{5.2}$$

ここで，x, yは左踵接地時（歩行周期0[%]）の左の股関節位置が原点であり，それぞれ前方と上方が正，v_t[m/s]はトレッドミルのベルトの速度，ψ[rad]はトレッドミルの傾斜角度，g[m/s^2]は重力加速度である．

5.2 結果

本節では，まず，坂道歩行中の重心の運動エネルギーと位置エネルギーの変化について述べる．次に，タスク中の筋活動の時系列パターンと筋拮抗比，筋拮抗和，シナジースコア，剛性スコアの時間推移を示す．そして，hip actuation strategyとankle actuation strategyを本研究の筋協調の概念と対応させた上で，平衡点や剛性に寄与するパラメータの変化と力学的エネルギーの変化の関係を定性的に評価する．最後に，エネルギーの入力が特に必要な上り坂での歩行に限定した上で，平衡点や剛性に寄与するパラメータと力学的エネルギーの増減の関係を定量的に評価する．

5.2.1 重心の力学的エネルギー

坂道歩行中の重心の運動エネルギーKEと位置エネルギーPEの時系列データの1例（被験者I）を**Fig. 5.1**A，Bに示す．0[deg]の平地歩行では，運動エネルギーと位置エネルギーが互いに逆相であることがわかる．これは，歩行が倒立振子でよくモデル化されるように，歩行ではエネルギー的に経済的な運動を実現するために運動エネルギーと位置エネルギーを交換しているためである．±6，±12[deg]の上り坂や下り坂での歩行においても，傾斜により

歩行周期全体を通して位置エネルギーは増加あるいは減少しているものの，運動エネルギーと位置エネルギーが互いに逆相で変化している．したがって，先行研究で報告されているように [53]，坂道歩行においても運動エネルギーと位置エネルギーの交換がなされていることがわかる．

次に，力学的エネルギーの増減を詳細に調べるために，**Fig. 5.1** の 0，±6[deg] について，力学的エネルギーの軌跡（縦軸 : 運動エネルギー，横軸 : 位置エネルギー）を **Fig. 5.2** に示す．この図において，HC と書かれた黒い点が歩行相 0[%] の左踵接地であり，以降，矢印の方向に歩行相 10[%] 毎に灰色の点を描画している．TO は左爪先離地を意味し，傾斜角度に依らず歩行相の約 60[%] である．また，図中の斜線は KE + PE = const となる直線である．力学的エネルギーの軌跡がこの直線と平行であるとき，力学的エネルギーは保存されている．

Fig. 5.2 において，0[deg] の歩行では力学的エネルギーの軌跡がほぼ KE+PE=const の直線上に存在している．これは，歩行周期全体に渡って力学的エネルギーが保存されていたことを意味する．6[deg] の歩行では，傾斜による位置エネルギーの増加により，歩行周期全体を通して力学的エネルギーが増加している．しかし，力学的エネルギーは連続的に増加するのではなく，力学的エネルギーがある程度一定になる区間と増加する区間が存在している．重心の力学的エネルギーの生成・吸収は主に立脚によってなされるため，立脚期である歩行相 0〜60[%] に焦点を当てると，歩行相 0〜10 と 40〜60[%] で力学的エネルギーの軌跡が KE+PE=const の直線から大きく外れ，力学的エネルギーが特徴的に増加していることがわかる．-6[deg] の歩行でも，力学的エネルギーがある程度一定になる区間と減少する区間が存在している．同様に立脚期に焦点を当てると，歩行相 0〜30 と 50〜60[%] で力学的エネルギーが特徴的に減少していることがわかる．この力学的エネルギーの保存と増加のタイミングはすべての被験者のすべての傾斜角度の坂道歩行でほぼ共通していた．これらの結果から，坂道歩行では被験者間，傾斜角度間で共通の，力学的エネルギーが保存される相と筋活動により力学的エネルギーが生成・吸収される相が存在するといえる．

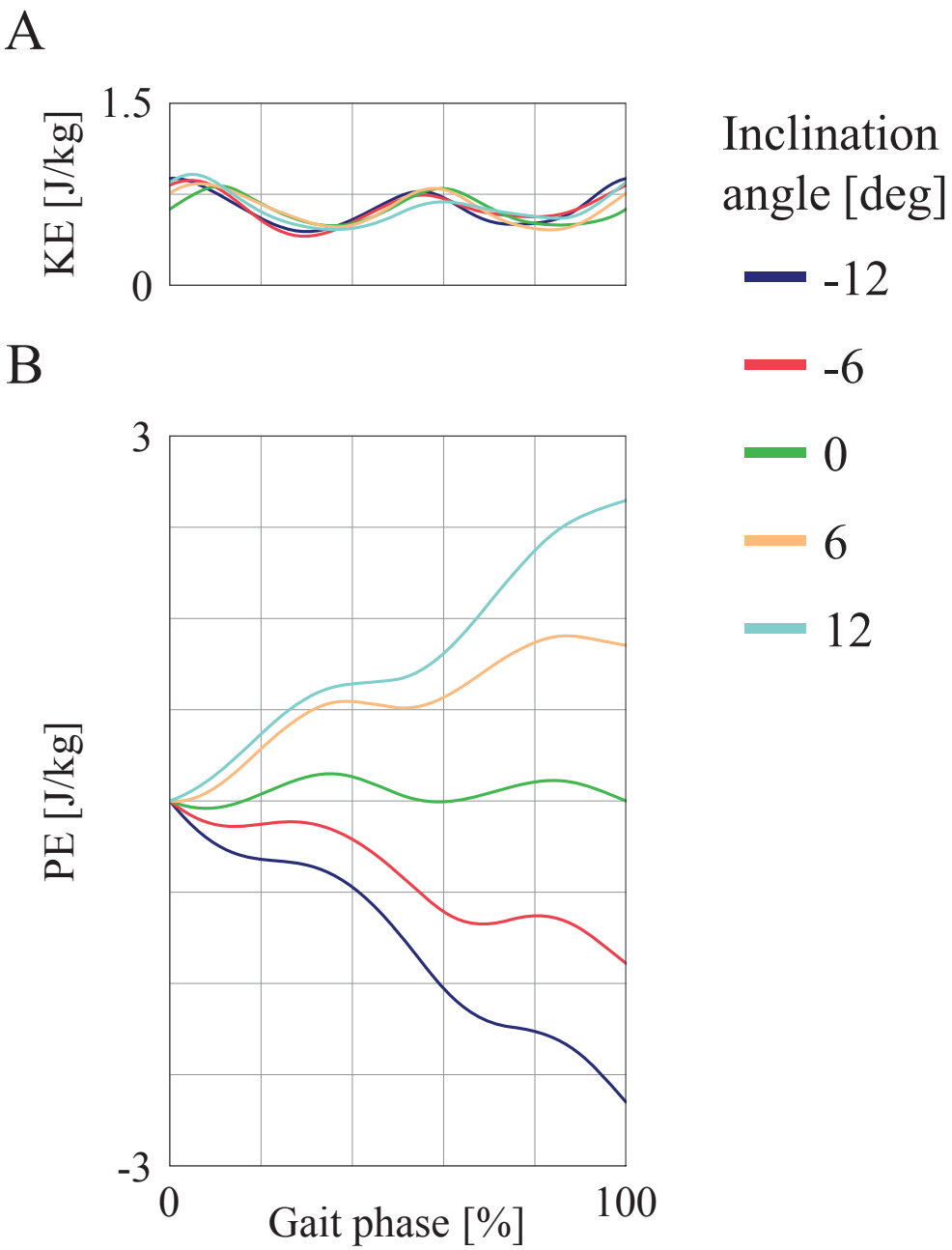

Fig. 5.1 Time series data of mechanical energy of the center of mass for a representative subject (subject I). A: Kinetic energy KE. B: Potential energy PE.

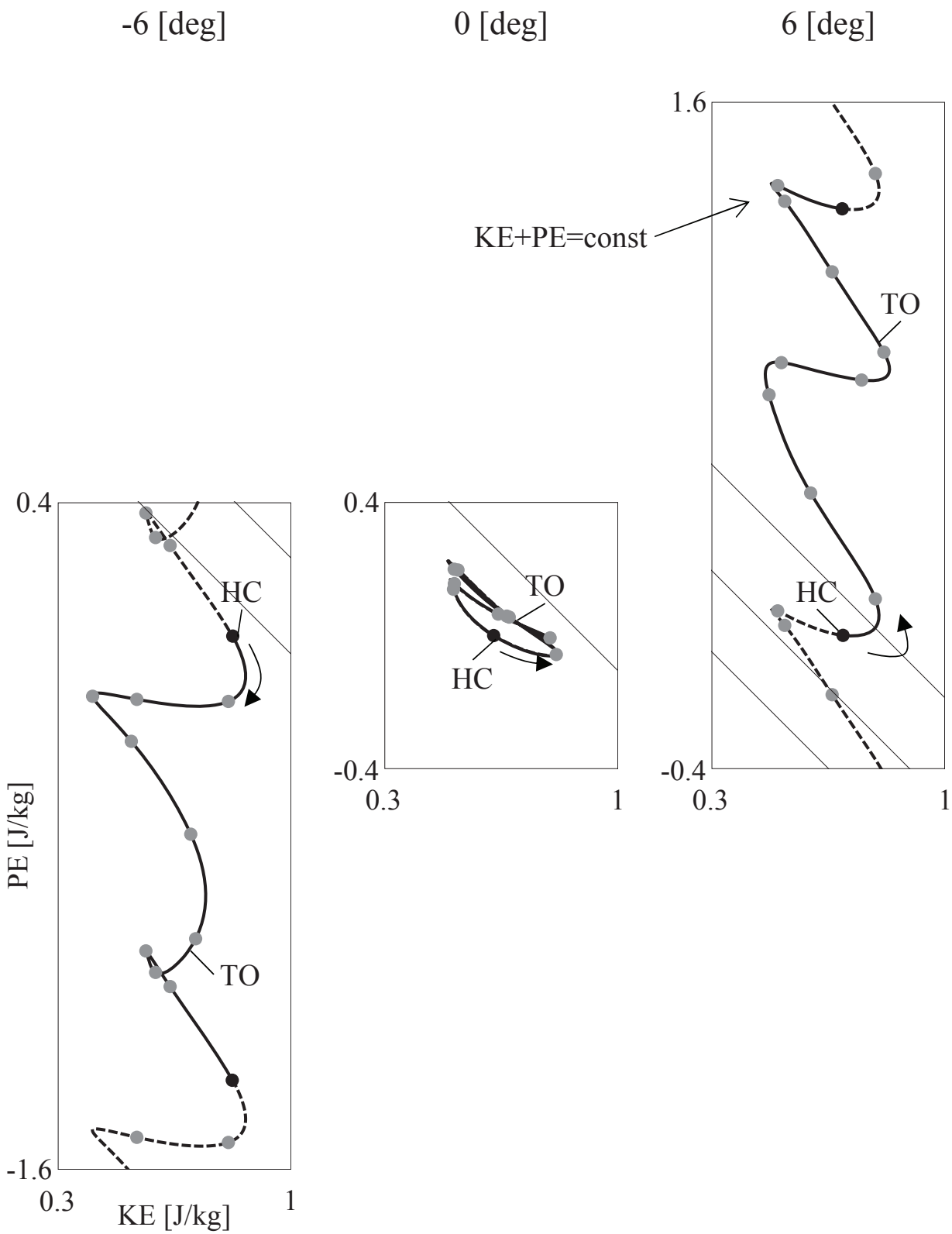

Fig. 5.2 Trajectories of kinetic energy KE and potential energy PE of the representative subject (subject I).

5.2.2 筋活動

坂道歩行中の筋活動の時系列パターンを **Fig. 5.3** に，それらから算出された筋拮抗比と筋拮抗和の時間推移を **Fig. 5.4** に 1 被験者分（被験者 I）示す．また，それらから算出されたシナジースコアと剛性スコアを **Fig. 5.5** に 1 被験者分（被験者 I）示す．傾斜角度に応じてシナジースコアや剛性スコアが大きく異なっていることがわかる．たとえば，下り坂の歩行では立脚中期である歩行周期の 40[%] あたりで動径方向のシナジースコア w_R が他の歩行のときに比べ小さな値をとっている．このことから，動径方向の平衡点が脚を伸ばす方向に設定されていたといえる．また，下り坂の歩行で，踵接地直後（歩行周期 0[%]）と立脚中期である歩行周期の 40[%] あたりで動径方向の剛性スコア k_R が他の歩行に比べ増加している．そのため，動径方向の剛性が増大していたといえる．これらの特徴はともに下り坂での歩行において膝折れを防止するためのものであったと考えられる．

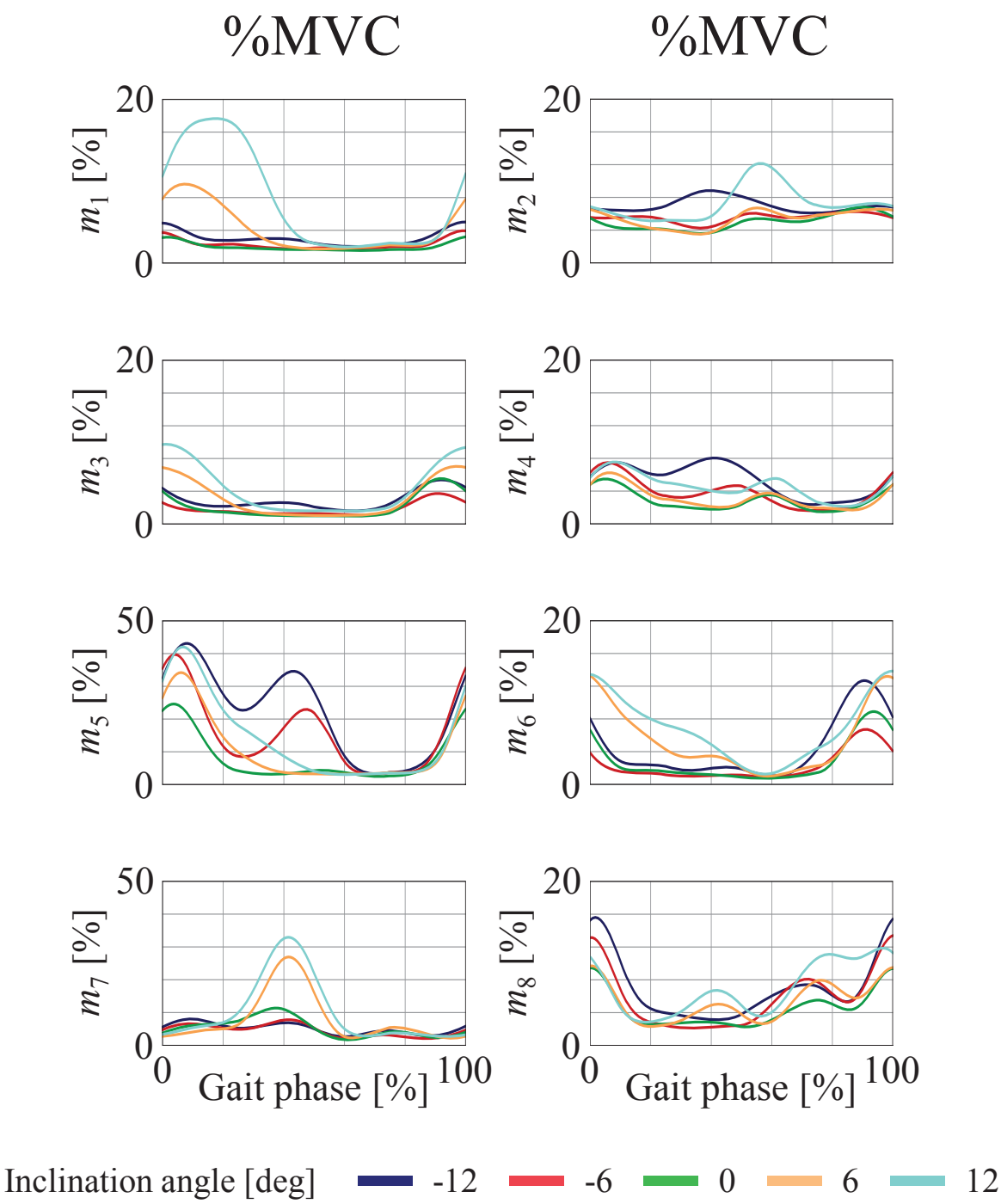

Fig. 5.3 Muscle activation patterns recorded from eight muscles of the representative subject (subject I) during slope walking. The %MVCs were averaged for ten consecutive gait cycles.

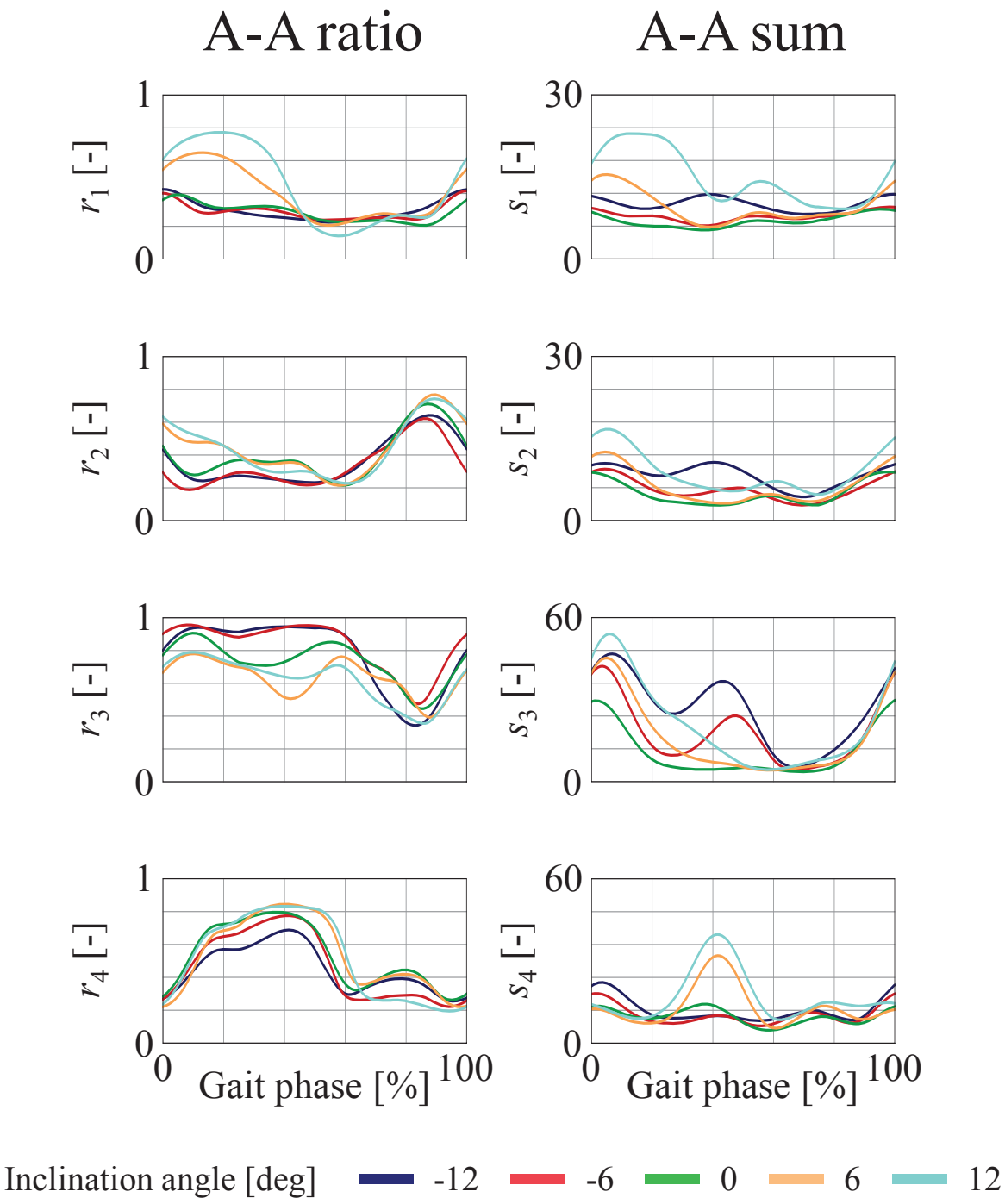

Fig. 5.4 The A-A ratios and A-A sums calculated from the %MVCs of the representative subject (subject I) during slope walking.

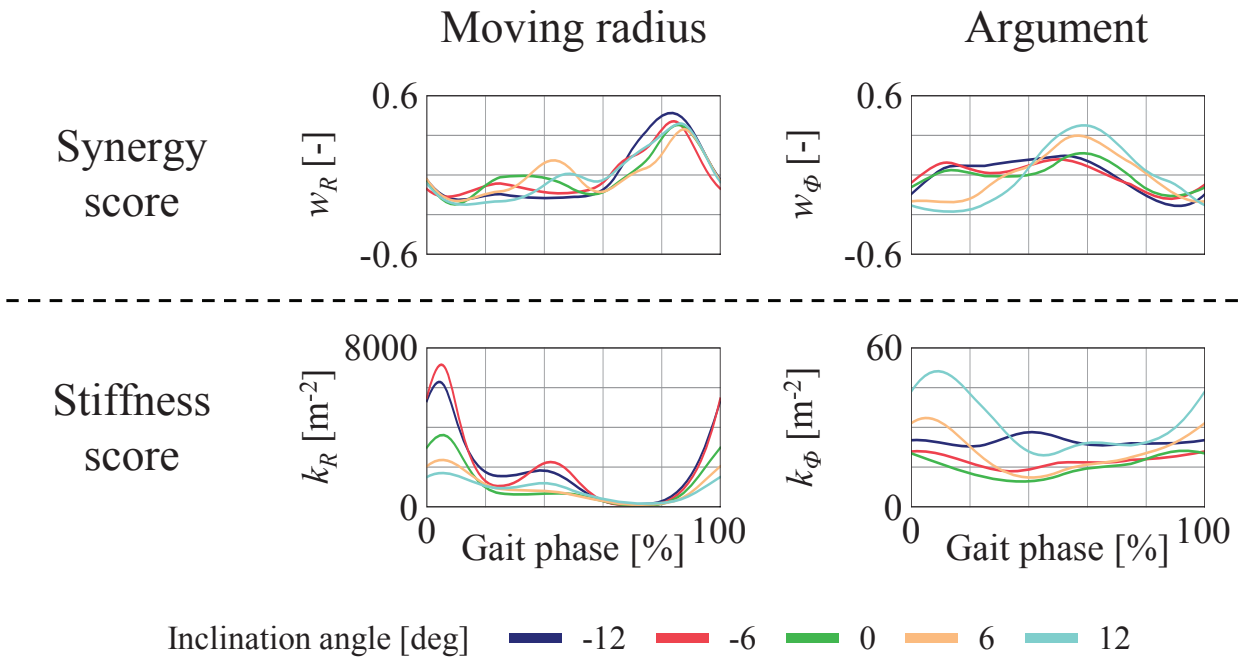

Fig. 5.5 Time series data of synergy scores and stiffness scores of the representative subject (subject I) during slope walking.

5.2.3　力学的エネルギーの増減と平衡点，剛性の関係の定性的評価

歩行のストラテジーと筋協調

本研究の目的は，歩行時のエネルギーを入力する方法としてよく知られる hip actuation strategy と ankle actuation strategy を筋協調の概念と対応させた上で，坂道歩行における力学的エネルギーの増減のメカニズムを平衡点と剛性の観点から調べることである．そこで，まずは hip actuation strategy と ankle actuation strategy を筋協調の概念と対応させる．hip actuation strategy と ankle actuation strategy はそれぞれ，胴部をベースとして先導脚の股関節の伸展トルクによりエネルギーを入力する方法と，後続脚の足関節の底屈トルクによりエネルギーを入力する方法である [46, 47]．hip actuation strategy と ankle actuation strategy は本研究の筋協調の概念を用いて次のように表現できる．すなわち，hip actuation strategy は股関節を原点とする極座標系における足先の偏角方向の平衡点に寄与するシナジースコア w_Φ と偏角方向の剛性に寄与する剛性スコア k_Φ に，ankle actuation strategy は足関節の平衡点に寄与する筋拮抗比 r_4 と剛性に寄与する筋拮抗和 s_4 にそれぞれ対応する．以降では，これら 4 つのパラメータと力学的エネルギーの変動との関係性を調べる．足先の偏角方向の平衡点と剛性に寄与する w_Φ, k_Φ，足関節の平衡点と剛性に寄与する r_4, s_4 の時系列データを **Fig. 5.6** に示す．図中の色付けされた相は，上り坂の歩行において力学的エネルギーが特徴的に増加する相（歩行相 0〜10 と 40〜60[%]）である．

上り坂

ここでは，上り坂の歩行での力学的エネルギーの増加メカニズムを平衡点，剛性の観点から定性的に調べる．まず，歩行相 0〜10[%] の力学的エネルギーの増加に注目する．**Fig. 5.6**A より，上り坂の歩行では左踵接地（歩行相 0[%]）直後において w_Φ が小さいことがわかる．これは，上り坂の歩行では踵接地直後に偏角方向の平衡点を他のタスクより後方へ移動させており，偏角方向の位置偏差が増大していたことを意味する．さらに，**Fig. 5.6**B において，上り坂の歩行で左踵接地直後に k_Φ が非常に増大しており，偏角方向のサーボゲインが増大していたことがわかる．これらのことから，歩行相 0〜10[%] で偏角方向の位置偏差もサーボゲインも大きかったといえる．したがって，歩行相 0〜10[%] の力学的エネルギーの増加の一因は偏角方向の運動といえる．実際，先行研究においても上り坂の歩行では，踵接地直後に先導脚の股関節が大きなエネルギーを生成することが示されている [54].

次に，歩行相 40〜60[%] の力学的エネルギーの増加に注目する．**Fig. 5.6**C，D より，上り坂の歩行では歩行相 40〜60[%] において r_4 と s_4 が他のタスクよりも大きいことがわかる．これは，足関節の平衡点が底屈側に設定されていたことと，足関節の剛性が高かったことを意味する．そのため，歩行 40〜60[%] で足関節の位置偏差もサーボゲインも大きかったといえる．したがって，歩行相 40〜60[%] の力学的エネルギーの増加の一因は足関節の運動といえる．先行研究においても上り坂の歩行では，足関節のケリによるエネルギーの生成は平地や下り坂の歩行に比べて非常に大きいことが示されている [54]．なお，歩行の左右の対称性から，歩行相 0〜10 と 50〜60[%] の力学的エネルギーの増加にはそれぞれ右脚の足関節の運動と偏角方向の運動も寄与している．

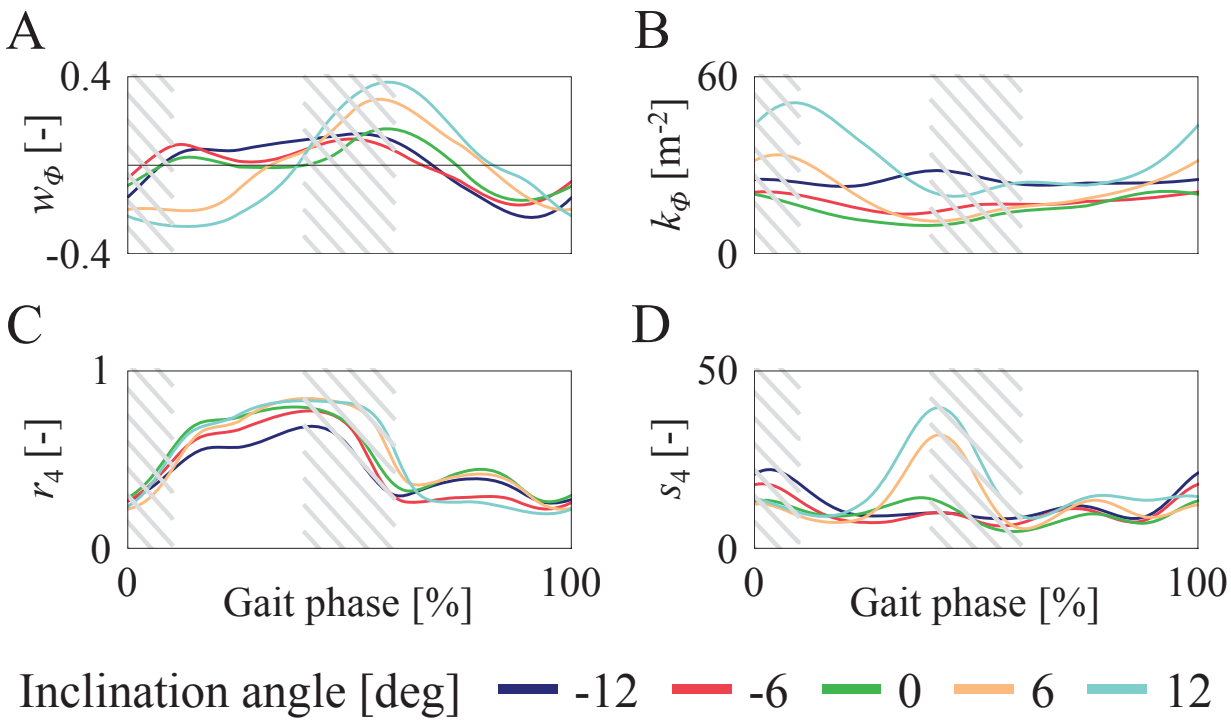

Fig. 5.6 Time series data of variables contributing to EP or stiffness of the representative subject (subject I) during slope walking. A: Synergy score w_Φ. B: Stiffness score k_Φ. C: A-A ratio r_4. D: A-A sum s_4.

下り坂

ここでは，下り坂の歩行での力学的エネルギーの減少メカニズムを平衡点，剛性の観点から定性的に調べる．ただし，歩行の左右の対称性を考慮して，歩行相 0〜30[%] のみに焦点を当てる．**Fig. 5.6**A より，下り坂の歩行では左踵接地時（歩行相 0[%]）において w_Φ が上り坂の歩行のものよりも大きいことがわかる．これは，下り坂の歩行では上り坂の歩行に比べ偏角方向の平衡点が前方に設定されていたことを意味する．そして，足先が後方へ移動する踵接地直後において足先平衡位置が足先位置より前方に存在したことで，エネルギーが吸収されたといえる．実際，先行研究においても下り坂の歩行では，踵接地直後に先導脚の股関節がエネルギーを吸収することが示されている [54]．したがって，歩行相 0〜30[%] の力学的エネルギーの減少の一因は左脚の偏角方向の運動といえる．

5.2.4 力学的エネルギーの増減と平衡点，剛性の関係の定量的評価

本項では，エネルギーの入力が特に必要な上り坂での歩行に限定した上で，力学的エネルギーの増加のメカニズムを平衡点や剛性の観点から定量的に調べる．前項の結果より，上り坂の歩行において，(1) 歩行相 0〜10[%] の力学的エネルギーの増加（**Fig. 5.2**，6[deg] 参照）の要因は左脚の足先の偏角方向の平衡点に寄与するシナジースコア w_Φ と剛性に寄与する剛性スコア k_Φ であり，(2) 歩行相 40〜60[%] の力学的エネルギーの増加（**Fig. 5.2**，6[deg] 参

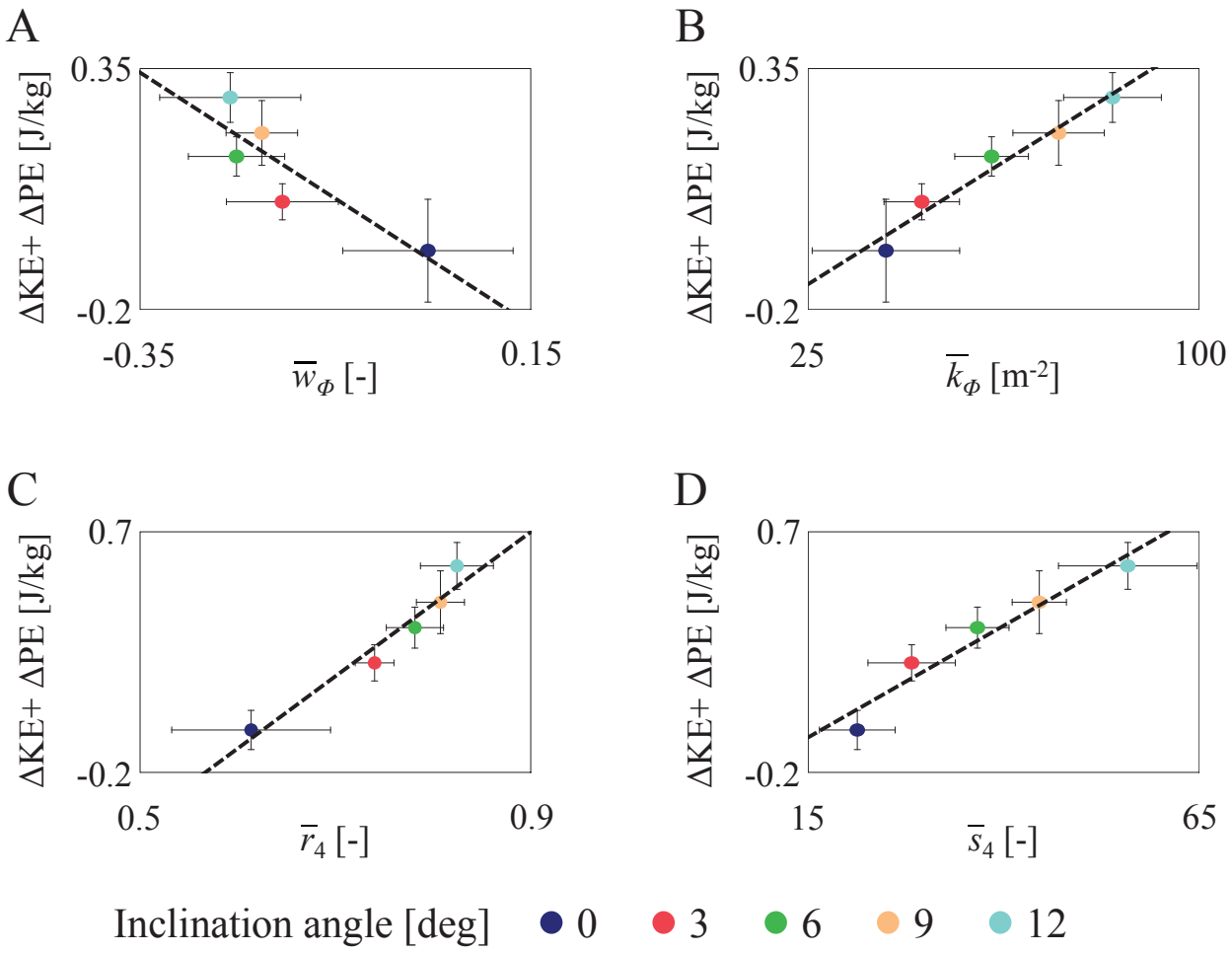

Fig. 5.7 Relationship between the variables contributing to EP or stiffness and the mechanical energy fluctuations averaged across subjects. A: Time mean of synergy score $\bar{w}_\Phi$ *versus* increment of mechanical energy ΔKE+ΔPE from gait phase 0[%] to 10[%]. B: Time mean of stiffness score $\bar{k}_\Phi$ *versus* increment of mechanical energy ΔKE+ΔPE from gait phase 0[%] to 10[%]. C: Time mean of A-A ratio $\bar{r}_4$ *versus* increment of mechanical energy ΔKE+ΔPE from gait phase 40[%] to 60[%]. D: Time mean of A-A sum $\bar{s}_4$ *versus* increment of mechanical energy ΔKE+ΔPE from gait phase 40[%] to 60[%].

照）の要因は左脚の足関節の平衡点に寄与する筋拮抗比 r_4 と剛性に寄与する筋拮抗和 s_4 であると仮説を立てた．この仮説を定量的に検証するために，力学的エネルギーの増加量と平衡点，剛性の相関を調べる．そこで，各傾斜角度の歩行相 0〜10[%] の w_Φ, k_Φ の時間平均の被験者間平均を横軸に，歩行相 0〜10[%] にかけての力学的エネルギーの増加量 ΔKE+ΔPE の被験者間平均を縦軸にプロットした図を **Fig. 5.7**A，B に，歩行相 40〜60[%] の r_4, s_4 の時間平均の被験者間平均を横軸に，歩行相 40〜60[%] にかけての ΔKE+ΔPE の被験者間平均を縦軸にプロットした図を **Fig. 5.7**C，D にそれぞれ示す．図中のエラーバーは被験者間の標準偏差であり，破線は回帰直線である．

Fig. 5.7A より，$\bar{w}_\Phi$ と ΔKE+ΔPE の間に強い負の相関（r=-0.87，p<0.05）があることがわかる．また，**Fig. 5.7**B より，$\bar{k}_\Phi$ と ΔKE+ΔPE の間に非常に強い正の相関（r=0.97，p<0.01）があることがわかる．したがって，上り坂の歩行における，歩行相 0〜10[%] の力学的エネルギーの増加は足先の偏角方向の平衡点と剛性の影響によるという仮説は妥当であった．すなわち，傾斜角度の増加とともに平衡点を後方に設定することによる位置偏差の増大と剛性の増大により必要なトルクを生成していたといえる．この点に関して本結果は，傾斜角度の上昇に伴い踵接地直後の股関節が生成するエネルギーが増加することが示されている先行研究 [54] と一致する．

Fig. 5.7C，D より，$\bar{r}_4$ や $\bar{s}_4$ と ΔKE+ΔPE の間に非常に強い正の相関（ともに r=0.97，p<0.01）があることがわかる．したがって，上り坂の歩行における，歩行相 40〜60[%] の力学的エネルギーの増加は足関節の平衡点と剛性の影響によるという仮説は妥当であった．すなわち，傾斜角度の増加とともに平衡点を底屈側に設定することによる位置偏差の増大と剛性の増大により必要なトルクを生成していたといえる．この点に関して本結果は，傾斜角度の上昇に伴い足関節が生成されるエネルギーが増加することが示されている先行研究 [54] と一致する．

5.3 考察

本研究では，hip actuation strategy と ankle actuation strategy を筋協調の概念と対応させた上で，坂道歩行における力学的エネルギーの増減のメカニズムを平衡点と剛性の観点から調べた．そして，エネルギーの入力が特に必要な上り坂での歩行において，股関節を中心とする極座標系における足先の偏角方向の平衡点と剛性に寄与するパラメータや足関節の平衡点と剛性に寄与するパラメータと重心の力学的エネルギーの増加に強い相関があることがわかった．

運動生理学の分野において，hip actuation strategy は高齢者が，ankle actuation strategy は若年者が主に用いる歩行戦略であるという報告がされている [48]．一方，本研究では坂道歩行では足関節の平衡点と剛性だけでなく，足先の偏角方向の平衡点と剛性の調整が力学的エネルギーの生成や吸収に重要な役割を果たすことを示した．そのため，坂道歩行では hip actuation strategy と ankle actuation strategy を巧みに共存させていることが示唆される．歩行において，両ストラテジーが共存していることを示唆する結果は他の研究でも得られている．Lenzi らは，歩行中に股関節のみをアシストしても，股関節と足関節の筋活動が著しく減少することを示している [75]．この結果は，歩行に必要な力学的エネルギーを得るために hip actuation strategy と ankle actuation strategy の両方が使用されており，それらが相互に作用していることを示唆するものである．一方，エネルギー効率の観点から両ストラテジーを評価すると，ankle actuation strategy のみを使用した方が hip actuation strategy のみを使用するより 4 倍も経済的であるとされる [47]．このことを踏まえると，歩行において両ストラテジーが共存することを示唆するこれらの結果は，ヒトが単にエネルギー効率の最大化を規範とした運動を行っているわけではないことを示唆している．

本研究では，坂道歩行での力学的エネルギーを生成・吸収するための，筋協調を用いた平衡点や剛性の制御を示した．本研究の成果は筋骨格ロボットの制御や人工筋駆動のロボット

装具の制御などに応用できると考えられる．実際，筆者のグループは過去の研究において筋協調に基いて平衡点や剛性を制御することで，筋骨格ロボットにペダリングを行わせること [76] や適応速度に優れた人工筋駆動の装具支援を実現すること [77] に成功している．

第 6 章　結言

本研究では，ヒトの運動制御に関する有力な仮説である筋シナジー仮説と平衡点仮説（λ モデル）に着想を得て，日常的に重要な移動動作である歩行や走行のメカニズムを，筋協調，平衡点，剛性の観点から考察した．

まず，**第 2 章**で，EMG から平衡点と剛性の情報を抽出するために筋拮抗比と筋拮抗和という概念を導入した．そして，それらを用いた，物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法と平衡点・剛性の推定法について述べた．

次に，**第 3 章**では，筋シナジーが平衡点の制御に果たす役割に焦点を当てた上で，筋シナジーに関する先行研究の，(1) 平衡点と剛性という情報を考慮していない，(2) 筋シナジーの機能的役割を定量的に評価できていない，という 2 つの問題点の解決を試みた．そして，物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法を用いて，日常的に重要な下肢運動である歩行，走行，坂道歩行から平衡点の制御に関わる筋シナジーを抽出した．その結果，(1) 矢状平面内の歩行，走行，坂道歩行中の筋活動は被験者間，タスク間で不変の 2 つの筋シナジーの重ね合わせで約 90[%] を表現でき，(2) それら 2 つの筋シナジーはそれぞれ股関節を中心とする極座標系において足先平衡点を動径方向あるいは偏角方向にのみ変動させる機能を有するということが示された．運動学的にも動力学的にも異なる歩行，走行，坂道歩行に不変の筋シナジーが存在したという本結果は，歩行や走行に留まらない下肢運動全体での筋シナジーの不変性を示唆するものである．

第 4 章では，これまでに平衡点軌道の実態がほとんど解明されていない下肢運動の，特に，筋活動が大きいため EMG を計測しやすい走行に焦点を当てた上で，物理モデルに基づく手法を用いて，走行中の足先平衡点軌道の推定を行った．そして，推定された足先平衡点軌道の物理的意味を考察することで，推定された足先平衡点軌道の妥当性を間接的に評価した．また，足先平衡点の接線速度はガウス関数で表現される 5 個程度の速度パターンの重ね合わせで表現可能であり，走行速度からガウス関数のパラメータを回帰的に算出することで，接線速度を予測できることを示した．5 個程度のガウス関数のパラメータを走行速度に応じて規則的に調整することで，一見複雑そうな足先平衡点軌道を生成できるため，平衡点軌道の生成メカニズムは見かけよりも単純なものである可能性が示唆される．

第 5 章では，筋協調の概念を，歩行のエネルギー入力の方法として知られる hip actuation strategy と ankle actuation strategy に対応させた上で，坂道歩行における力学的エネルギーの増減のメカニズムを平衡点と剛性の観点から調べた．そして，(1) 坂道歩行中の力学的エネルギーの増減のメカニズムを，股関節を中心とする極座標系における足先の偏角方向の平衡点と剛性および足関節の平衡点と剛性によって定性的に説明し，(2) 上り坂での歩行において，それらの平衡点や剛性と力学的エネルギーの増加量の間には強い相関があることを示した．これらの結果は，筋協調によって平衡点と剛性を調整することによる hip actuation strategy と ankle actuation strategy を用いて，坂道歩行に必要なエネルギーを生成あるいは吸収していることを示唆するものであるといえる．

以上のように，本研究では，様々な下肢運動のメカニズムを筋協調，平衡点，剛性の観点から考察した．今後は，提案手法の妥当性の評価をさらに精緻なものにするとともに，本研究で得られた結果を運動支援やリハビリテーションの分野に応用していきたいと考えている．

参考文献

[1] N. Bernstein: *The Co-ordination and Regulation of Movements*, Oxford, Pergamon (1967)

[2] G. Torres-Oviedo and L. H. Ting: Muscle synergies characterizing human postural responses, *J. Neurophysiol.*, **98**-4, 2144/2156 (2007)

[3] S. A. Chvatal and L. H. Ting: Common muscle synergies for balance and walking, *Front. Comput. Neurosci.*, **7** (2013)

[4] G. Cappellini, Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti: Motor patterns in human walking and running, *J. Neurophysiol.*, **95**-6, 3426/3437 (2006)

[5] A. d'Avella and E. Bizzi: Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors, *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, **102**-8, 3076/3081 (2005)

[6] F. O. Barroso, D. Torricelli, J. C. Moreno, J. Taylor, J. Gomez-Soriano, E. Bravo-Esteban, S. Piazza, C. Santos, and J. L. Pons: Shared muscle synergies in human walking and cycling, *J. Neurophysiol.*, **112**-8, 1984/1998 (2014)

[7] L. H. Ting and J. M. Macpherson: A limited set of muscle synergies for force control during a postural task, *J. Neurophysiol.*, **93**-1, 609/613 (2005)

[8] D. J. Clark, L. H. Ting, F. E. Zajac, R. R. Neptune, and S. A. Kautz: Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke, *J. Neurophysiol.* **103**-2, 844/857 (2010)

[9] Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti: Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion, *J. Physiol.*, **556**-1, 267/282 (2004)

[10] Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti: Motor control programs and walking, *Neuroscientist*, **12**-4, 339-348 (2006)

[11] G. Cappellini, Y. P. Ivanenko, N. Dominici, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti: Motor patterns during walking on a slippery walkway, *J Neurophysiol.*, **103**-2, 746/760 (2010)

[12] F. Lacquaniti, Y. P. Ivanenko, and M. Zago: Patterned control of human locomotion, *J. Physiol.*, **590**-10, 2189/2199 (2012)

[13] G. Martino, Y. P. Ivanenko, A. d'Avella, M. Serrao, A. Ranavolo, F. Draicchio, G. Cappellini, C. Casali, and F. Lacquanit: Neuromuscular adjustments of gait associated with unstable conditions, *J. Neurophysiol.*, **114**-5, 2867/2882 (2015)

[14] E. Bizzi, V. C. K. Cheung, A. d'Avella, P. Saltiel, and M. Tresch: Combining modules for movement, *Brain Res. Rev.*, **57**-1, 125/133 (2008)

[15] R. R. Neptune, D. J. Clark, and S. A. Kautz: Modular control of human walking: a simulation study. *J. Biomech.*, **42**-9, 1282/1287 (2009)

[16] J. L. Allen and R. R. Neptune: Three-dimensional modular control of human walking, *J. Biomech.*, **45**-12, 2157/2163 (2012)

[17] M. L. Latash，笠井，道免: 運動神経生理学講義: 細胞レベルからリハビリまで，大修館書店 (2002)

[18] P. A. Merton: Speculations on the Servo - Control of Movement, *Ciba Foundation Symposium-The Spinal Cord*, John Wiley & Sons, Ltd., 247/260 (1953)

[19] J. A. Hoffer and S. Andreassen: Regulation of soleus muscle stiffness in premammillary cats: intrinsic and reflex components, *J. Neurophysiol.*, **45**-2, 267/285 (1981)

[20] E. Bizzi, A. Polit and P. Morasso: Mechanisms underlying achievement of final head position, *J. Neurophysiol.*, **39**, 435/444 (1976)

[21] A.G. Feldman: Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture, III, *Mechanographic Analysis of Execution by Man of the Simplest Motor Tasks, Biophysics*, **11**, 766/775 (1966)

[22] E. Bizzi, N. Accornero, W. Chapple and N. Hogan: Posture control and trajectory formation during arm movement, *J. Neurosci.*, **4**-11, 2738/2744 (1984)

[23] N. Hogan: An organizing principle for a class of voluntary movements, *J. Neurosci*, **4**-11, 2745/2754 (1984)

[24] A.G. Feldman: Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ-model) for motor control, *J. Motor Behav.*, **18**, 17/54 (1986)

[25] M. Kawato, K. Furukawa, and R. Suzuki: A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement, *Biol Cybern.*, **57**, 169/185 (1987)

[26] M. Kawato and H. Gomi: A computational model of four regions of the cerebellum based on feedback-error learning, *Biol. Cybern.*, **68**, 95/103 (1992)

[27] T. Flash: The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movement, *Biol. Cybern.*, **57**, 257/274 (1987)

[28] H. Gomi and M. Kawato: Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multijoint movement, *Science*, **272**-5258, 117/120 (1996)

[29] A. G. Feldman and M. L. Latash: Testing hypotheses and the advancement of science: recent attempts to falsify the equilibrium point hypothesis, *Exp. Brain Res.*, **161**-1, 91/103 (2005)

[30] F. A. Mussa-Ivaldi, N. Hogan, and E. Bizzi: Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans, *J. Neurosci.*, **5**-10, 2732/2743 (1985)

[31] 辻，後藤，伊藤，長町: 姿勢維持中の人間の手先インピーダンスの推定，計測自動制御学会論文集, **30**-3, 319/328 (1994)

[32] H. Gomi, Y. Koike, and M. Kawato: Human hand stiffness during discrete point-to-point multi-joint movement, *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, **4**, 1628/1629 (1992)

[33] 辛，嶋田，佐藤，小池: 筋肉骨格系の数式モデルによる腕のスティフネスの推定，電子情報通信学会論文誌，**87**-9, 1860/1869 (2004)

[34] D. Shin, J. Kim, and Y. Koike: A myokinetic arm model for estimating joint torque and stiffness from EMG signals during maintained posture, *Journal of neurophysiology*, **101**-1, 387/401 (2009)

[35] W. Abend, E. Bizzi, and P. Morasso: Human arm trajectory formation, *Brain, J. Neurol.*, **105**-2, 331/348 (1982)

[36] T. Flash and N. Hogan: The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model, *J. Neurosci.*, **7**, 1688/1703 (1985)

[37] Y. Uno, M. Kawato, and R. Suzuki: Formation and control of optimal trajectory in human multi-joint arm movement, *Biol. Cybern.*, **61**, 89/101 (1989)

[38] E. Nakano, H. Imamizu, R. Osu, Y. Uno, H. Gomi, T. Yoshioka, and M. Kawato: Quantitative examinations of internal representations for arm trajectory planning: minimum commanded torque change model. *J. Neurophysiol.*, **81**(5), 2140/2155 (1999)

[39] T. G. Brown: The intrinsic factors in the act of progression in the mammal, *Proc. Roy. Soc. London*, Ser. B, 308/319 (1911)

[40] S. Grillner and P. Wallen: Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates, *Annu Rev. Neurosci.*, **8**-1, 233/261 (1985)

[41] M. L. Shik and G. N. Orlovsky: Neurophysiology of locomotor automatism, *Physiol. Rev.*, **56**-3, 465/501 (1976)

[42] G. Taga, Y. Yamaguchi, and H. Shimizu: Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, *Biol Cybern.*, **65**-3, 147/159 (1991)

[43] A. J. Ijspeert, A. Crespi, D. Ryczko, and J. M. Cabelguen: From swimming to walking with a salamander robot driven by a spinal cord model, *science*, **315**-5817, 1416/1420 (2007)

[44] G. A. Cavagna, N. C. Heglund, and C. R. Taylor: Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure, *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.*, **233**-5, R243/R261 (1977)

[45] G. A. Cavagna and R. Margaria: Mechanics of walking, *J. Appl. Physiol.*, **21**-1, 271/278 (1966)

[46] T. McGeer: Passive dynamic walking, *Int. J. Robot. Res.,* **9**-2, 62/82 (1990)

[47] A. D. Kuo: Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model, *J. Biomech. Eng.*, **124**-1, 113/120 (2002)

[48] C. A. McGibbon: Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: neuromuscular adaptation, *Exerc. Sport. Sci. Rev.*, **31**-2, 102/108 (2003)

[49] L. H. Ting, S. A. Kautz, D. A. Brown, and F. E. Zajac: Phase reversal of biomechanical functions and muscle activity in backward pedaling, *J. Neurophysiol.*, **81**-2, 544/551 (1999)

[50] R. Blickhan: The spring-mass model for running and hopping, *J. Biomech.*, **22**-11, 1217/1227 (1989)

[51] T. A. McMahon and G. C. Cheng: The mechanics of running: how does stiffness couple with speed?, *J. Biomech.*, **23**, 65/78 (1990)

[52] G. A. Cavagna, H. Thys, and A. Zamboni: The sources of external work in level walking and running, *J. Physiol.*, **262**-3, 639/657 (1976)

[53] J. S. Gottschall and R. Kram: Mechanical energy fluctuations during hill walking: the effects of slope on inverted pendulum exchange, *J. Exp. Biol.*, **209**-24, 4895/4900 (2006)

[54] A. S. McIntosh, K. T. Beatty, L. N. Dwan, and D. R. Vickers: "Gait dynamics on an inclined walkway," *J. Biomech.*, **39**-13, 2491/2502 (2006)

[55] A. N. Lay, C. J. Hass, and R. J. Gregor: The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis, *J. Biomech.*, **39**-9, 1621/1628 (2006)

[56] A. N. Lay, C. J. Hass, and R. J. Gregor: The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis, *J. Biomech.*, **40**-6, 1276/1285 (2007)

[57] K. Shamaei, G. S. Sawicki, and A. M. Dollar: Estimation of quasi-stiffness of the human hip in the stance phase of walking, *PLoS One*, **8**-12, e81841 (2013)

[58] K. Shamaei, G. S. Sawicki, and A. M. Dollar: Estimation of quasi-stiffness of the human knee in the stance phase of walking, *PLoS One*, **8**-3, e59993 (2013)

[59] K. Shamaei, G. S. Sawicki, and A. M. Dollar: Estimation of quasi-stiffness and propulsive work of the human ankle in the stance phase of walking,' *PLoS One*, **8**-3, e59935 (2013)

[60] E. J. Rouse, L. J. Hargrove, E. J. Perreault, and T. Kuiken: Estimation of human ankle impedance during the stance phase of walking, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, **22**-4, 870/878 (2014)

[61] H. Lee and N. Hogan: Time-varying ankle mechanical impedance during human locomotion, *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, **23**-5, 755/764 (2014)

[62] 平井，飯村，井上，宮崎: 筋拮抗比の概念に基づくヒト歩行動作の運動要素分解，日本ロボット学会誌，**30**-5，524/533 (2012)

[63] T. Iimura, K. Inoue, H. T. T. Pham, H. Hirai, and F. Miyazaki: Decomposition of limb movement based on muscular coordination during human running, *JACIII*, **15**-8, 980/987 (2011)

[64] K. Inoue, T. Iimura, T. Oku, H. T. T. Pham, H. Hirai, and F. Miyazaki: An experimental study of muscle coordination and function during human locomotion, *BIO Web of Conf. EDP Sciences*, **1**, 00040-1/0040-4 (2011)

[65] 有賀，前田，H. T. T. Pham，中山，植村，平井，宮崎: 筋拮抗比と筋活性度を用いた拮抗駆動装置の線形制御と筋電インタフェースへの応用，日本ロボット学会誌，**31**-5，71/80 (2013)

[66] 宇野, 奥, 古場, 植村, 平井, 宮崎: 水平面内におけるヒト上肢運動時の EMG 信号を利用した筋シナジー，平衡軌道および手先剛性の新しい評価法の提案，日本ロボット学会誌，**32**-7，603/614 (2014)

[67] D. A. Neumann: 筋骨格系のキネシオロジー，医歯薬出版 (2005)

[68] 満田，丸，冨士川，宮崎: 視空間を用いた逆運動学の線形近似，日本ロボット学会誌，**14**-8，1145/1151 (1996)

[69] E. Criswell: *Cram's Introduction to Surface Electromyography*, Second Edition, Jones & Bartlett Pub (2008)

[70] H. Hislop, J. Montgomery: 新・徒手筋力検査法　原著第 8 版，協同医書出版社 (2008)

[71] N. Hogan, and D. Sternad: Dynamic primitives of motor behavior, *Biol. Cybern.*, **106**-11-12, 727/739 (2012)

[72] T. Oku, K. Uno, T. Nishi, M. Kageyama, P. Phatiwuttipat, K. Koba, Y. Yamashita, K. Murakami, M. Uemura, H. Hirai, F. Miyazaki, and H. Naritomi: Pilot study on quantitative assessment of muscle imbalance: Differences of muscle synergies, equilibrium-point trajectories, and endpoint stiffness in normal and pathological upper-limb movements, *Proc. 2014 IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC2014)*, 5784/5787 (2014)

[73] K. Koba, K. Murakami, T. Oku, K. Uno, P. Phatiwuttipat, Y. Yamashita, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki: Tacit representation of muscle activities during coordination training: Muscle synergy analysis to visualize motor enhancement in virtual trajectory of multi-joint arm movement, *Proc. 2014 IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatron. (BioRob2014)*, 270/275 (2014)

[74] R. A. Schmidt and T. Lee: *Motor Control and Learning, 5E.*, Human kinetics (1988)

[75] T. Lenzi, M. Carrozza, and S. K. Agrawal: "Powered hip exoskeletons can reduce the user's hip and ankle muscle activations during walking," *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, **21**-6, 938/948 (2013)

[76] 奥，井上，富永，前田，植村，平井，宮崎: ヒトのペダリング運動時の筋協調パターン解析に基づく筋骨格ロボットの制御と解析，日本ロボット学会第 30 回記念学術講演会 (2012)

[77] 富永，前田，佐伯，奥，植村，平井，宮崎: 関節平衡軌道と関節剛性の同時支援がヒトの運動適応に及ぼす影響 -空気圧人工筋を用いた拮抗駆動型膝関節装具の応用へ向けて-，第 13 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集 (2012)

附章 A　代表被験者以外の足先平衡点の接線速度の解析結果

本章では，**第 4 章**で述べた足先平衡点の接線速度の解析について，代表被験者以外の結果を示す．考察等については**第 4 章**を参照されたい．

A.1　被験者 A

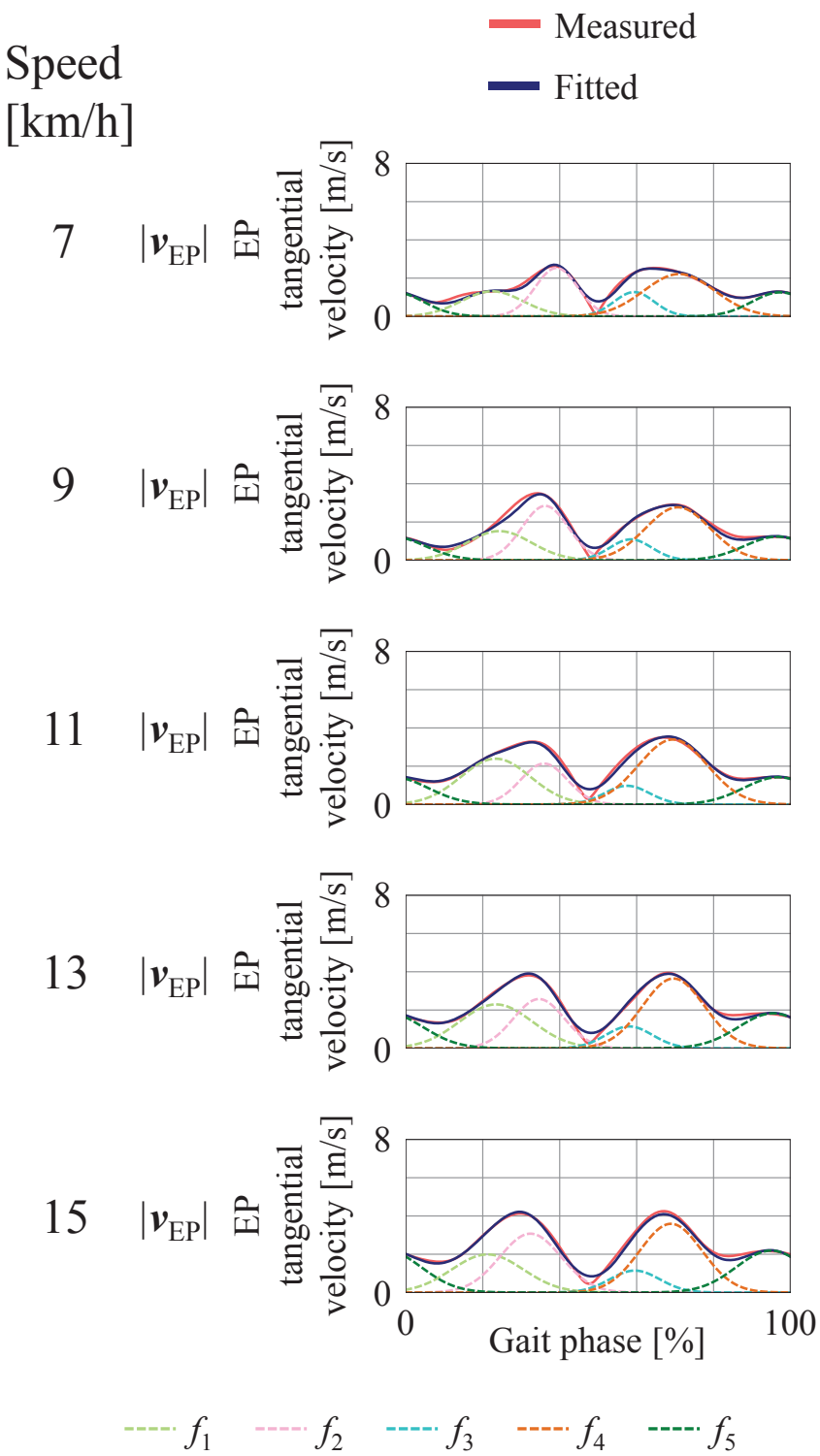

Fig. A.1　Overlap of the gauss functions in subject A. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions.

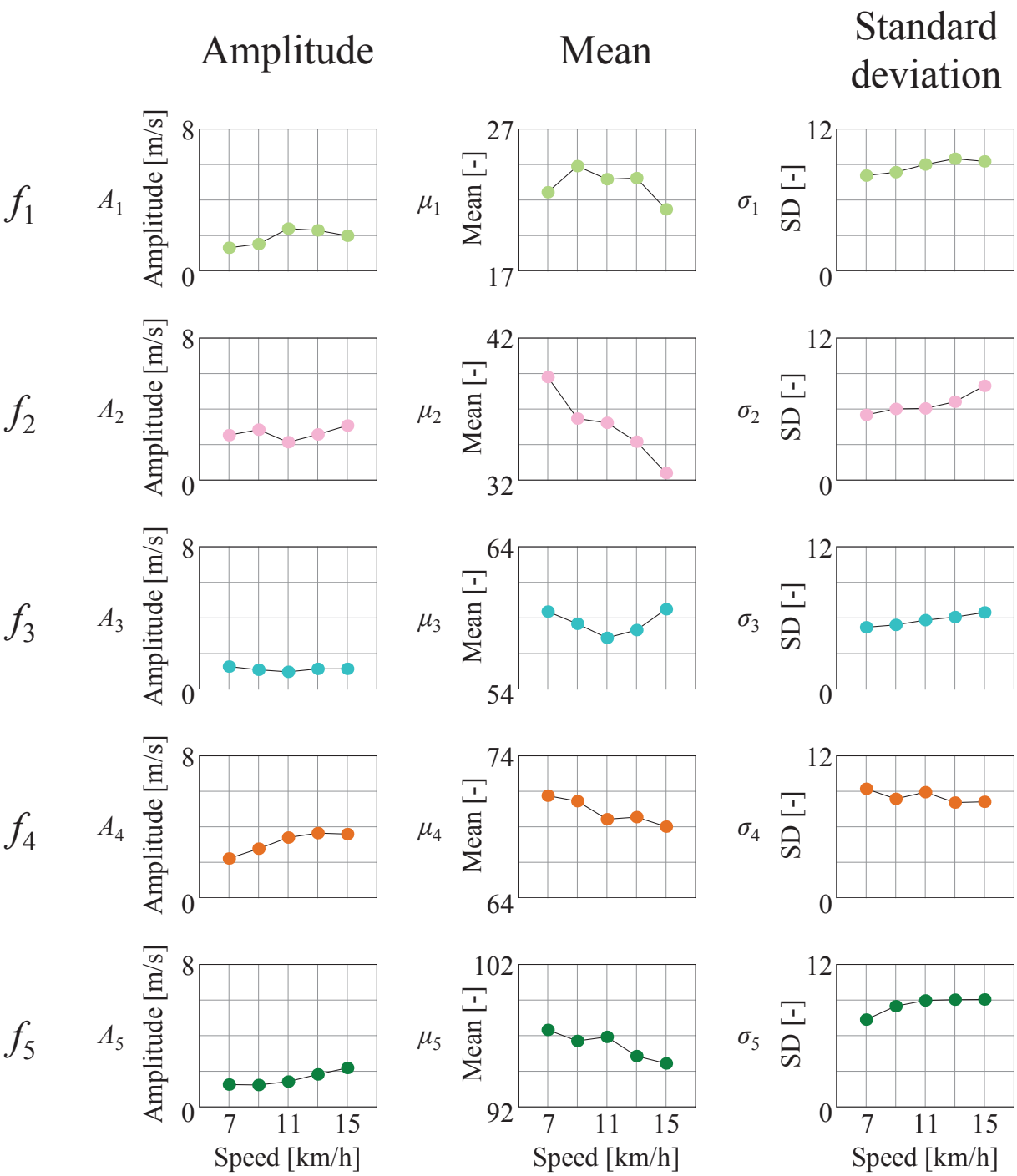

Fig. A.2 Parameters of extracted gauss functions of subject A.

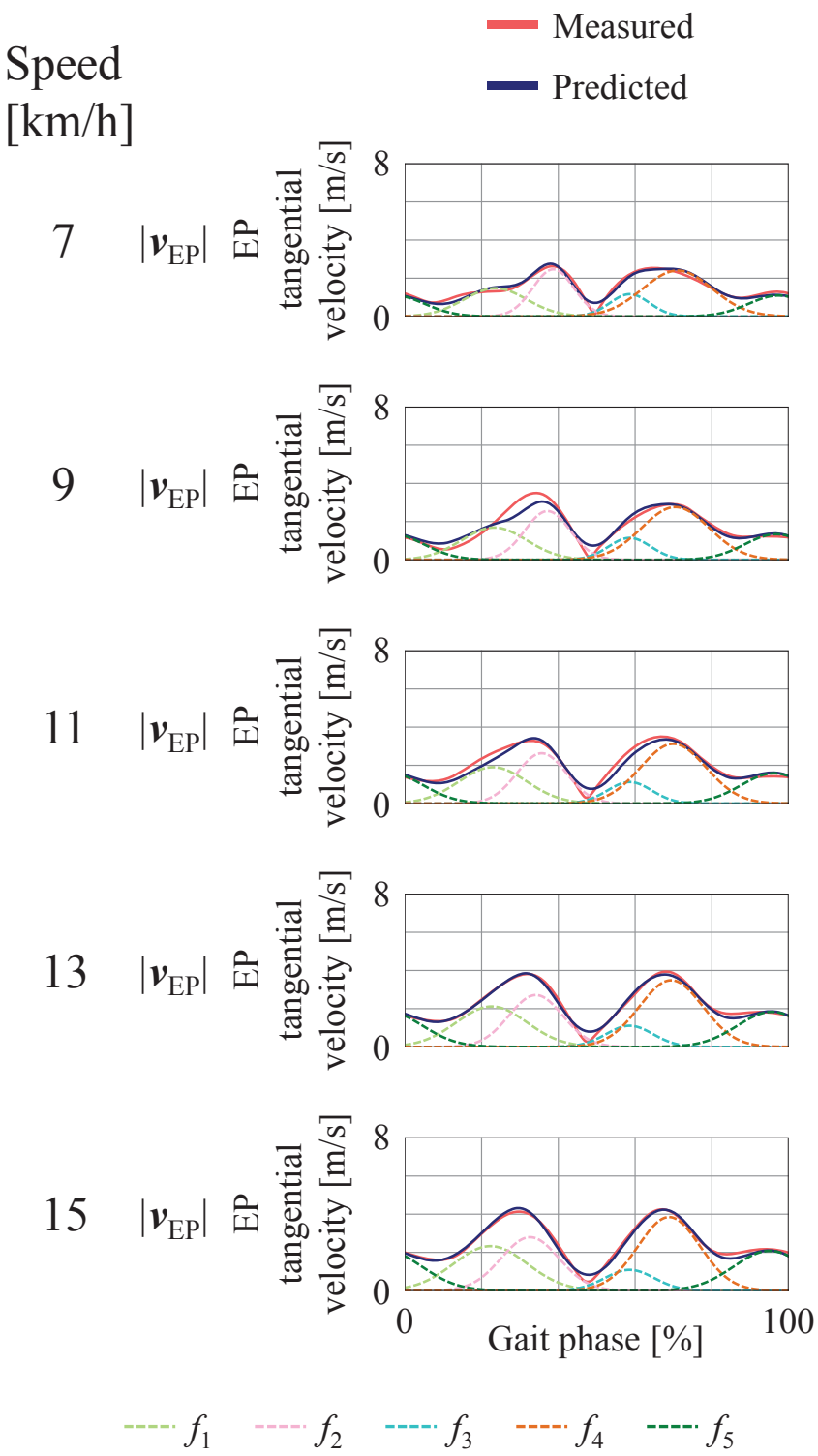

Fig. A.3 Results of prediction in subject A. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis.

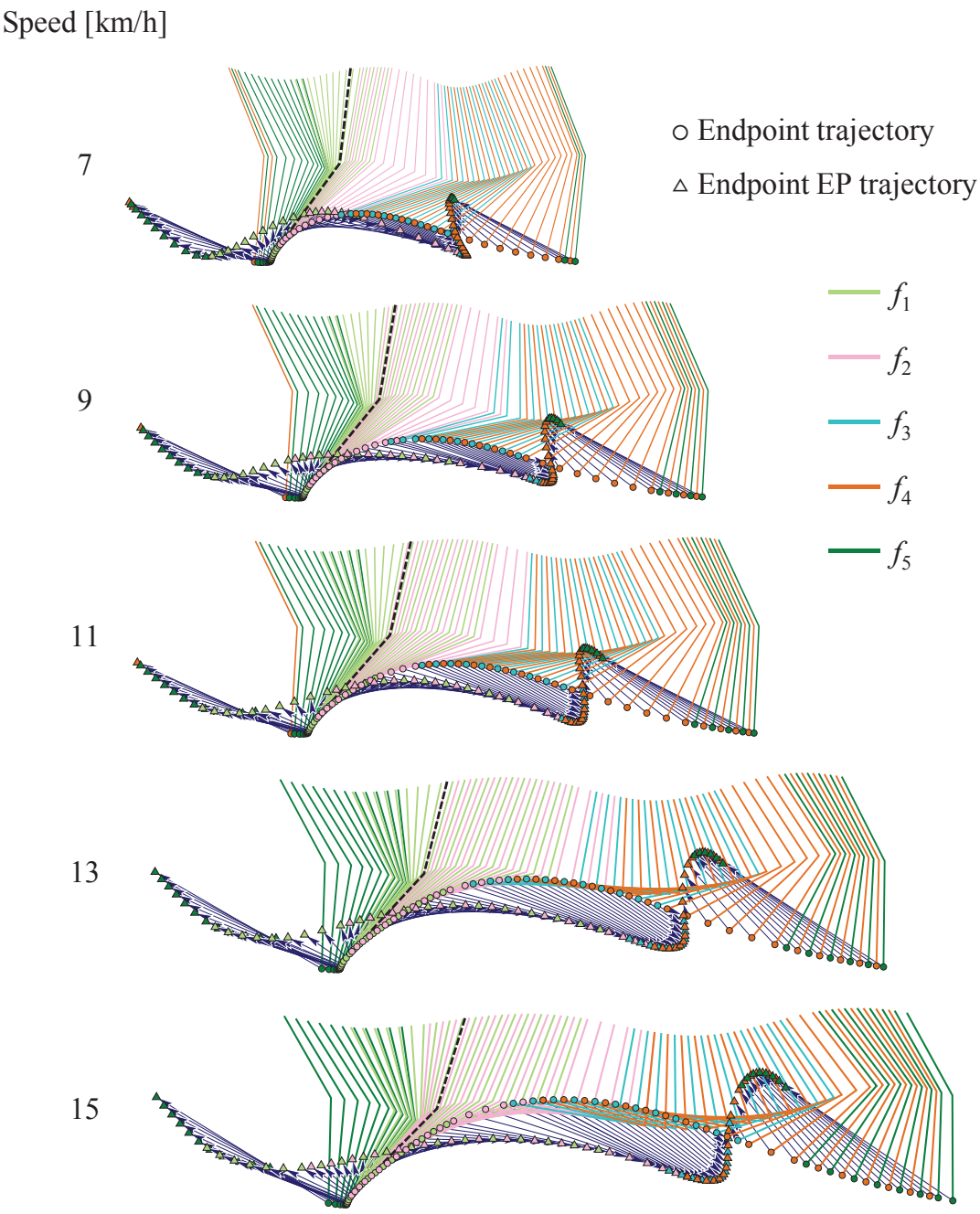

Fig. A.4 Stick pictures of subject A. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions.

A.2　被験者 B

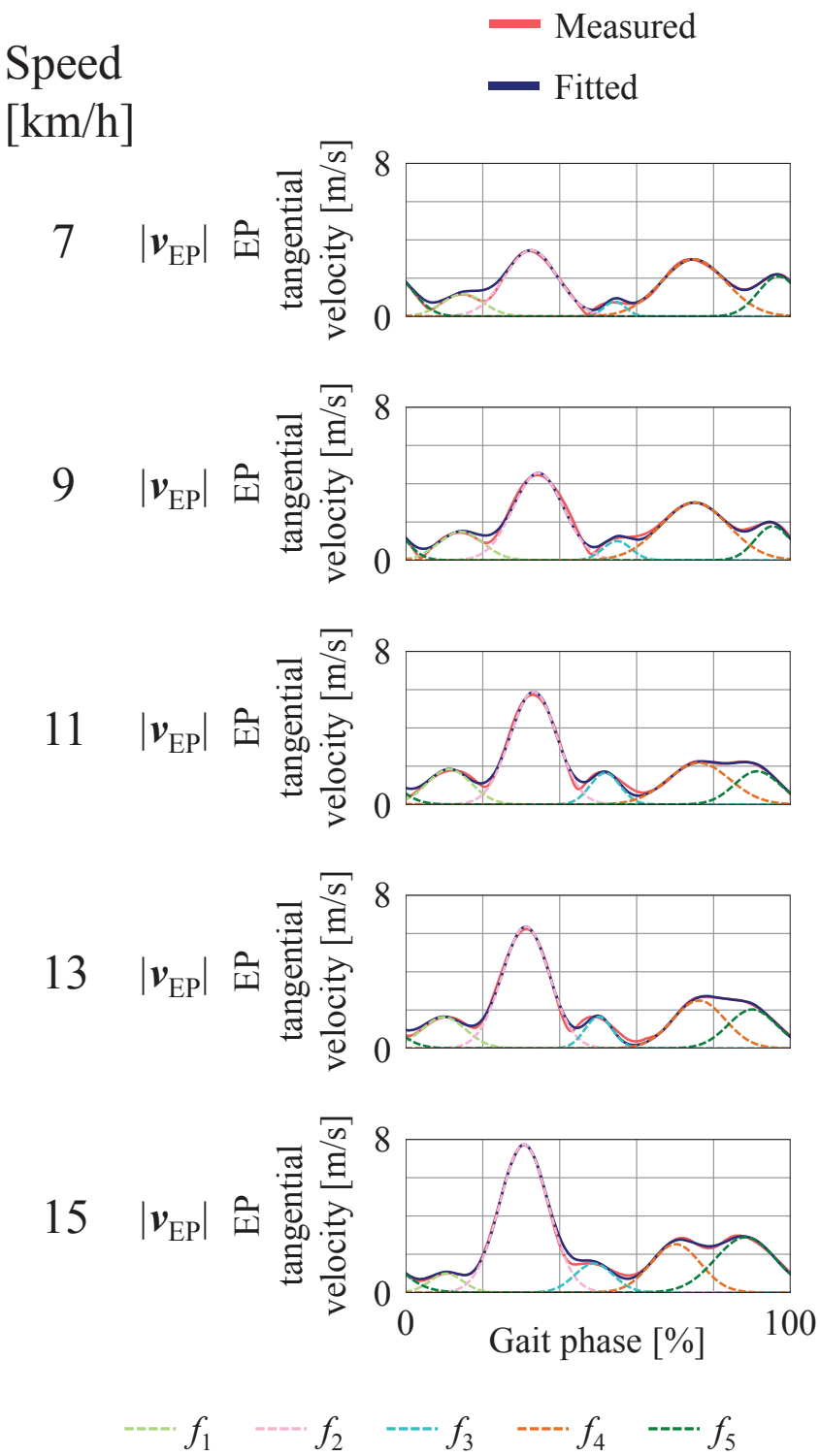

Fig. A.5　Overlap of the gauss functions in subject B. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions.

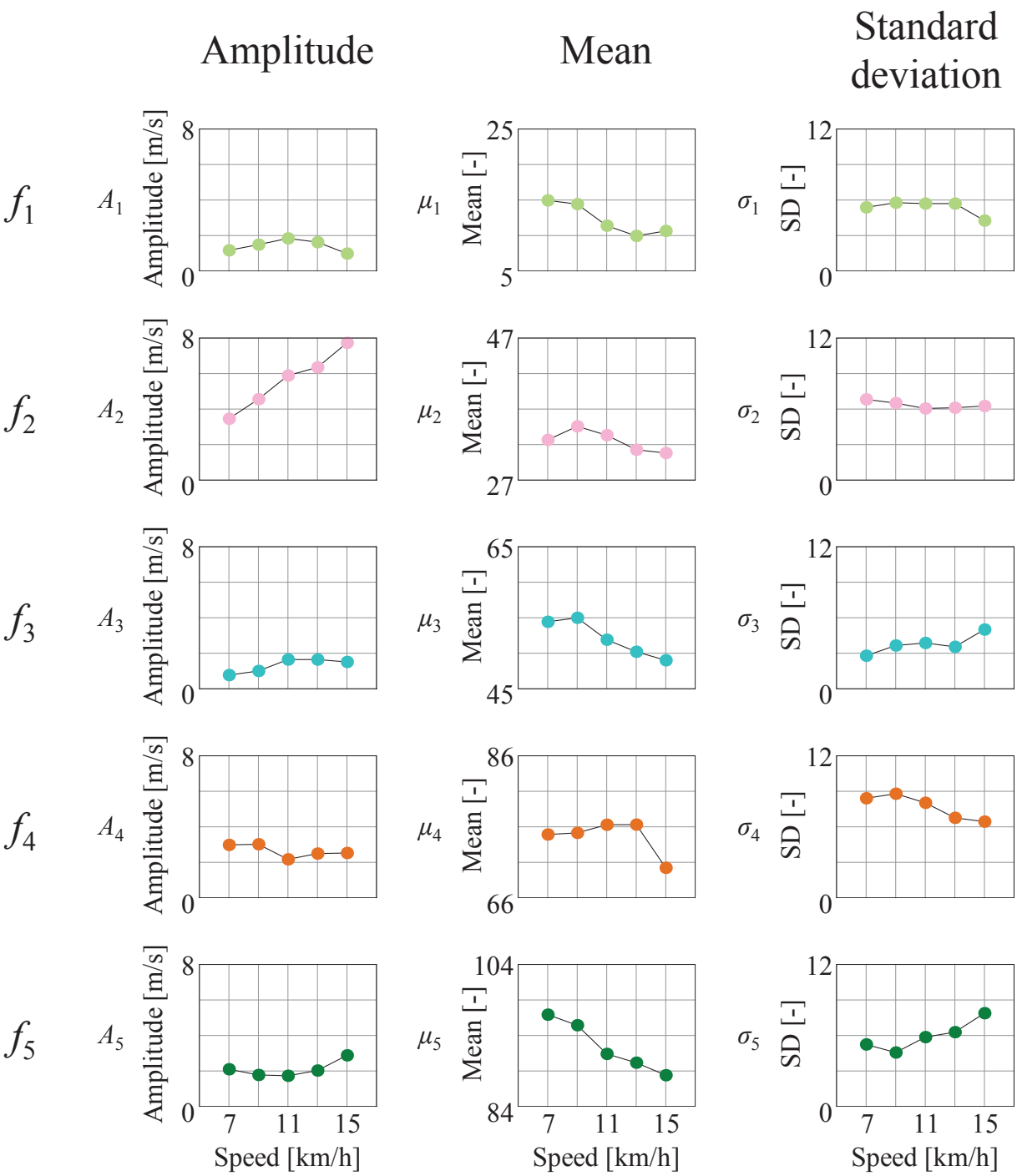

Fig. A.6 Parameters of extracted gauss functions of subject B.

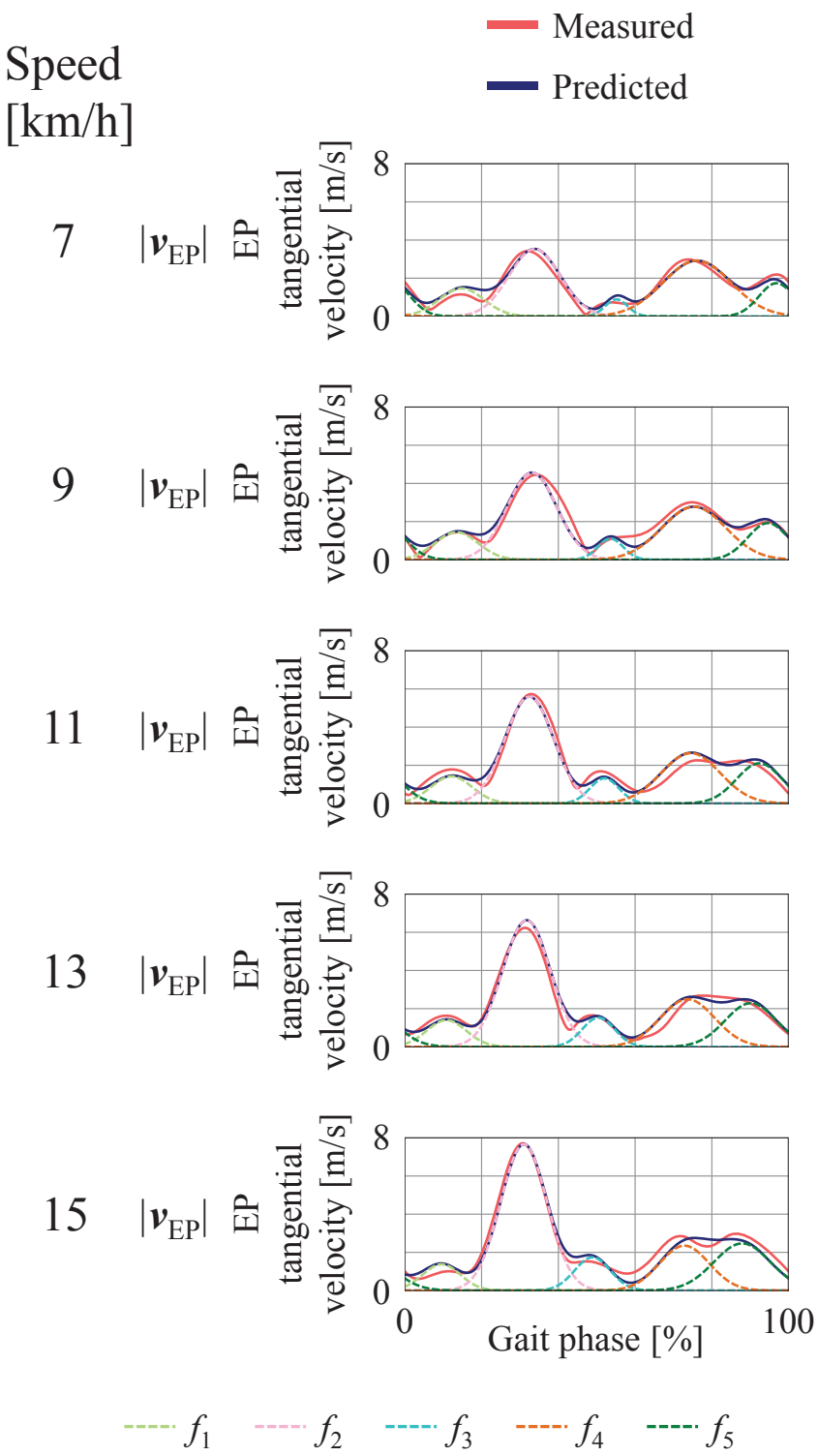

Fig. A.7 Results of prediction in subject B.EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis.

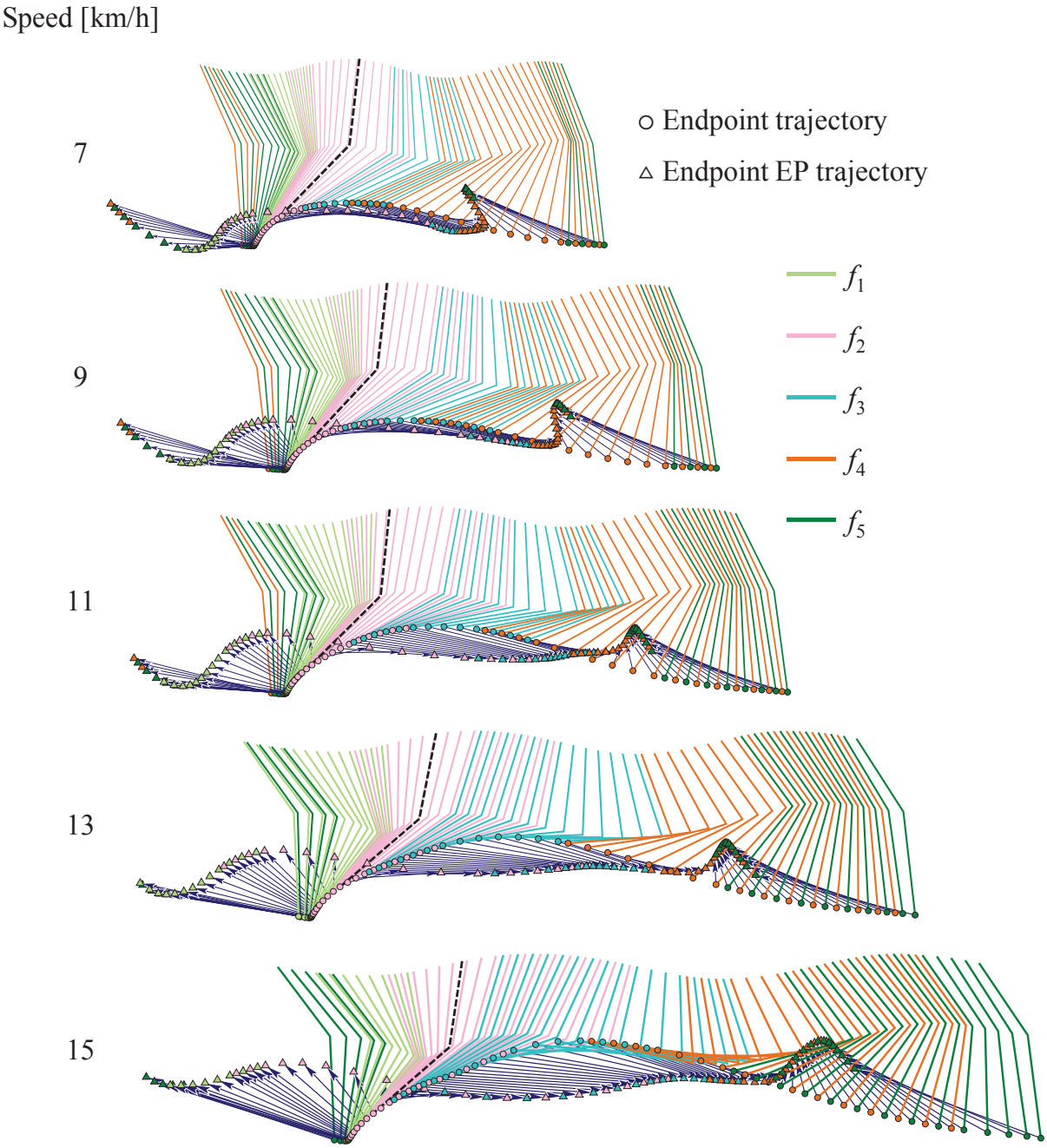

Fig. A.8 Stick pictures of subject B. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions.

A.3　被験者 C

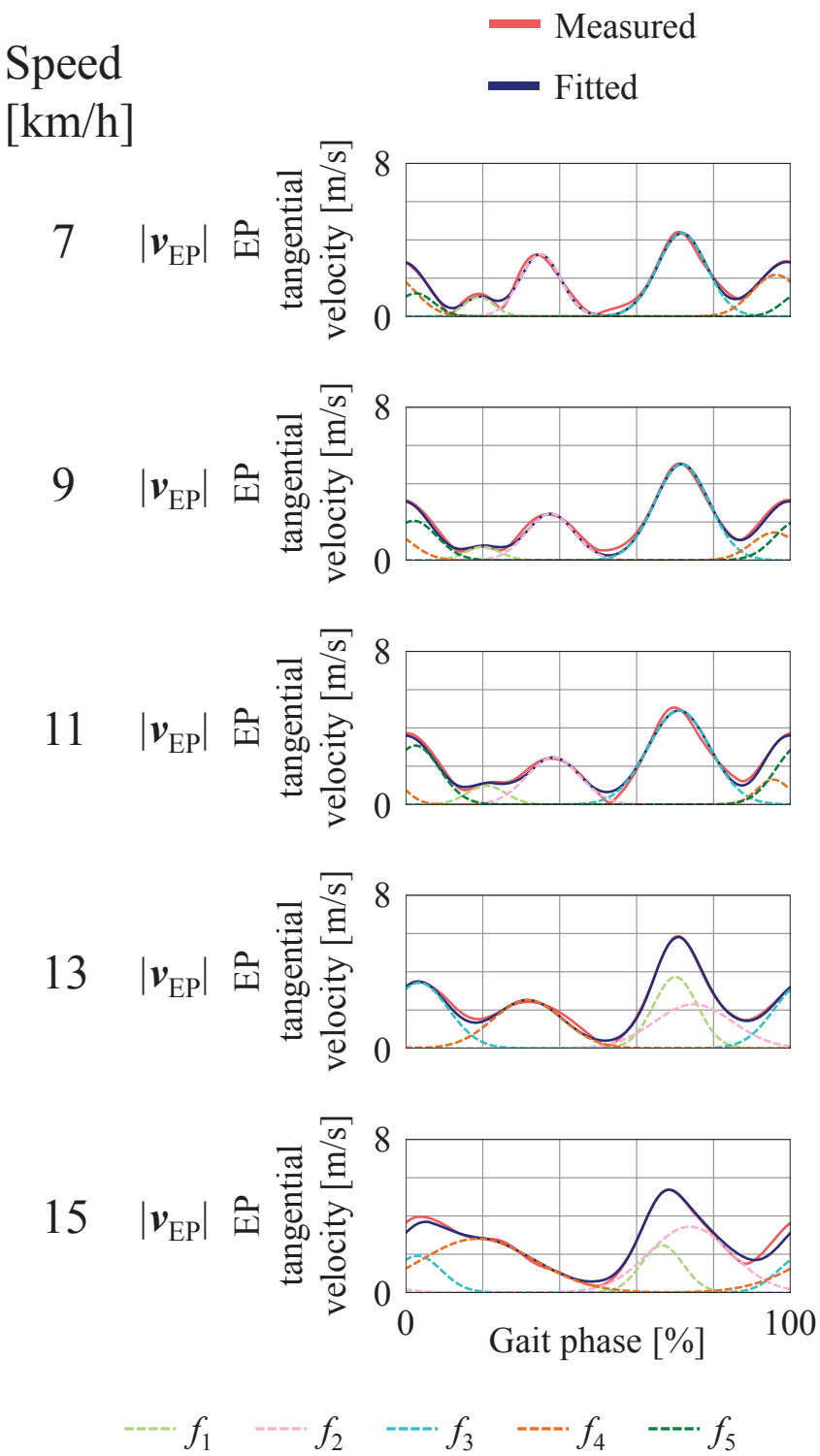

Fig. A.9　Overlap of the gauss functions in subject C. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions.

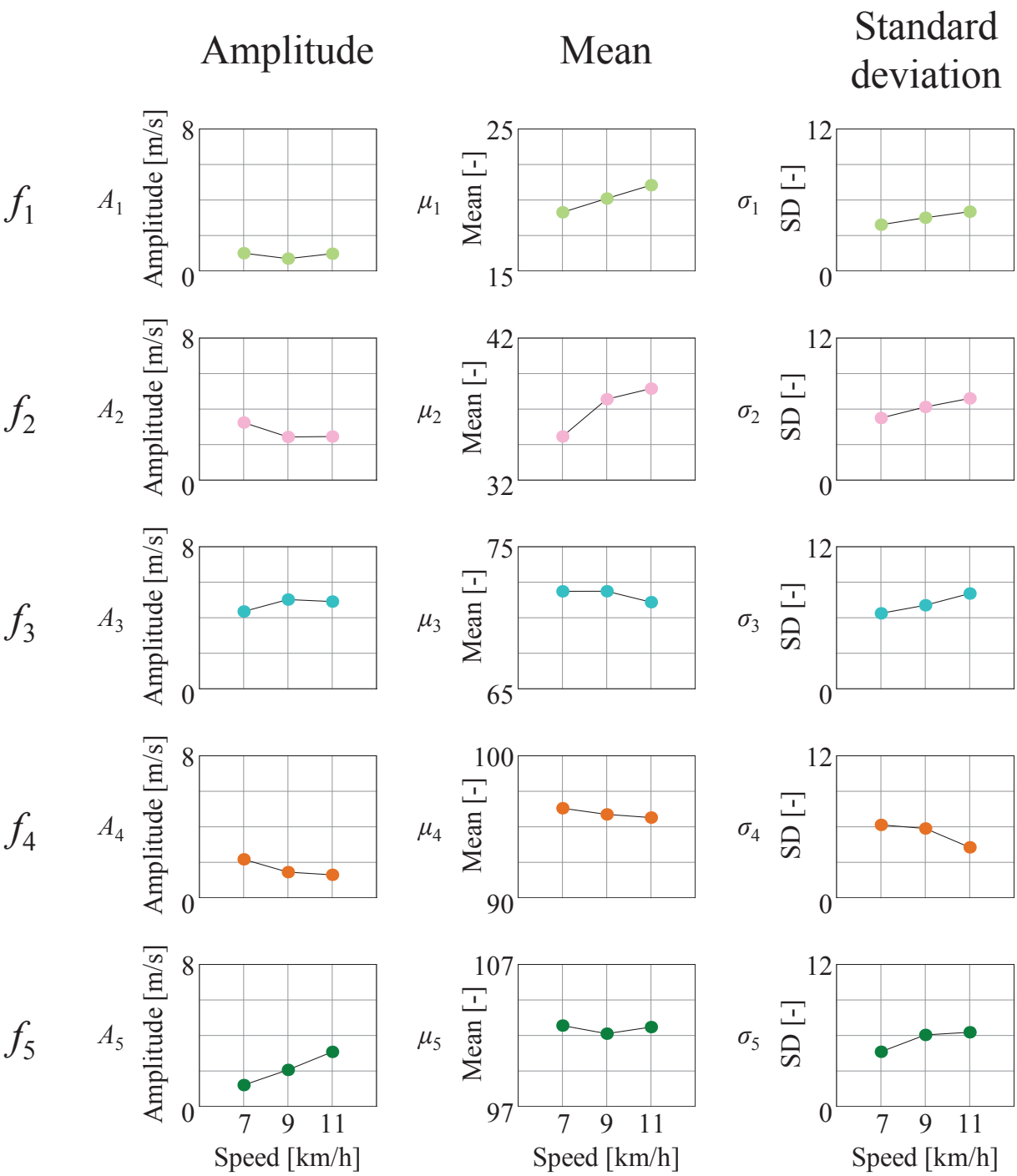

Fig. A.10 Parameters of extracted gauss functions of subject C.

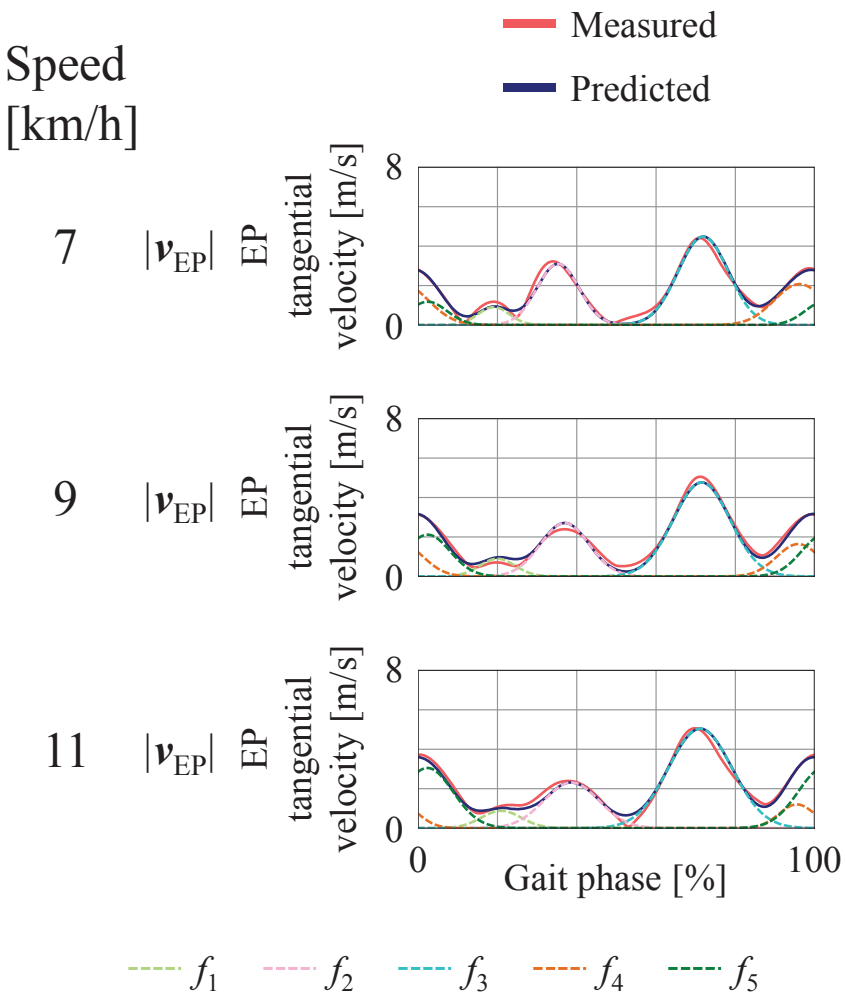

Fig. A.11 Results of prediction in subject C. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis.

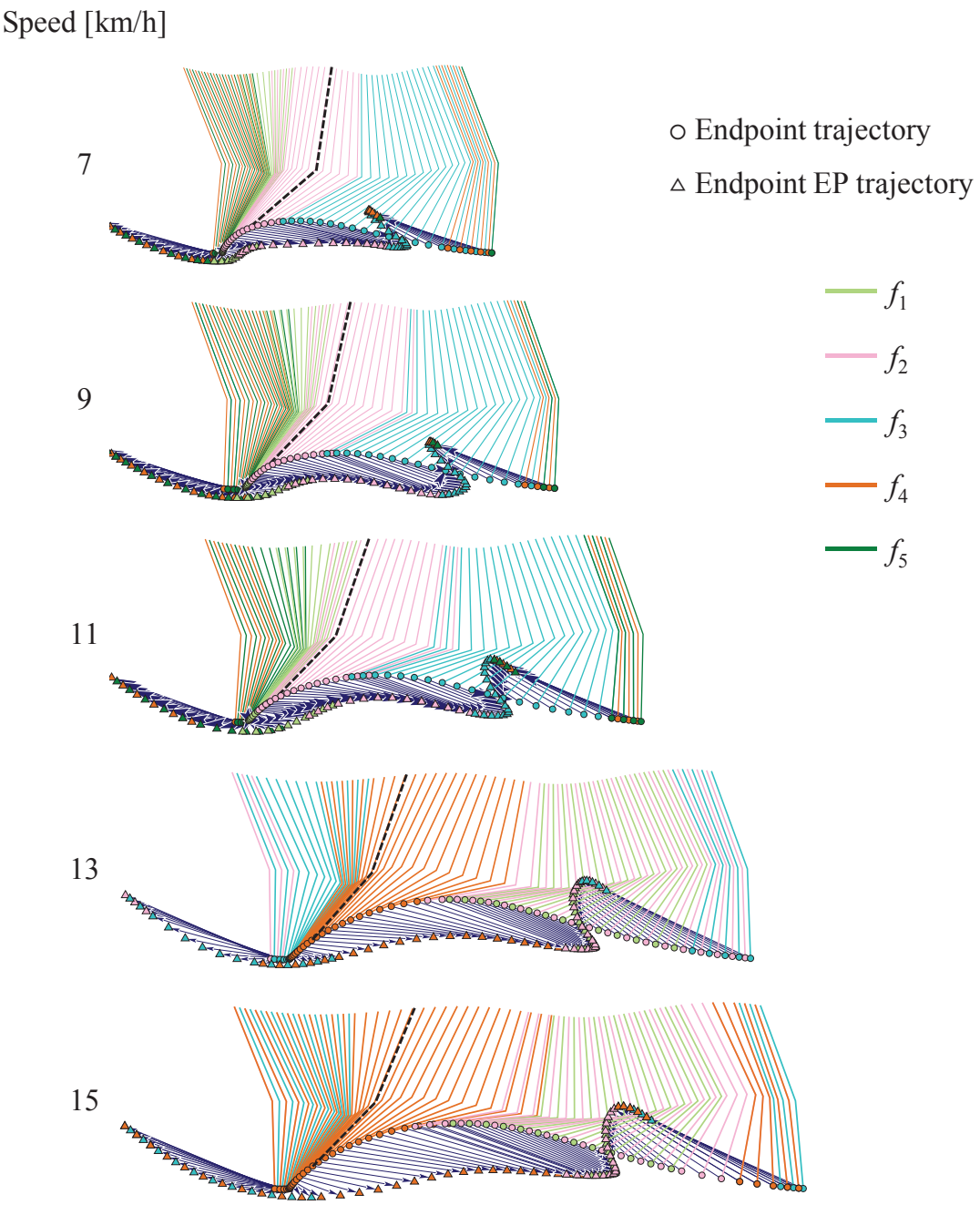

Fig. A.12 Stick pictures of subject C. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions.

A.4　被験者 D

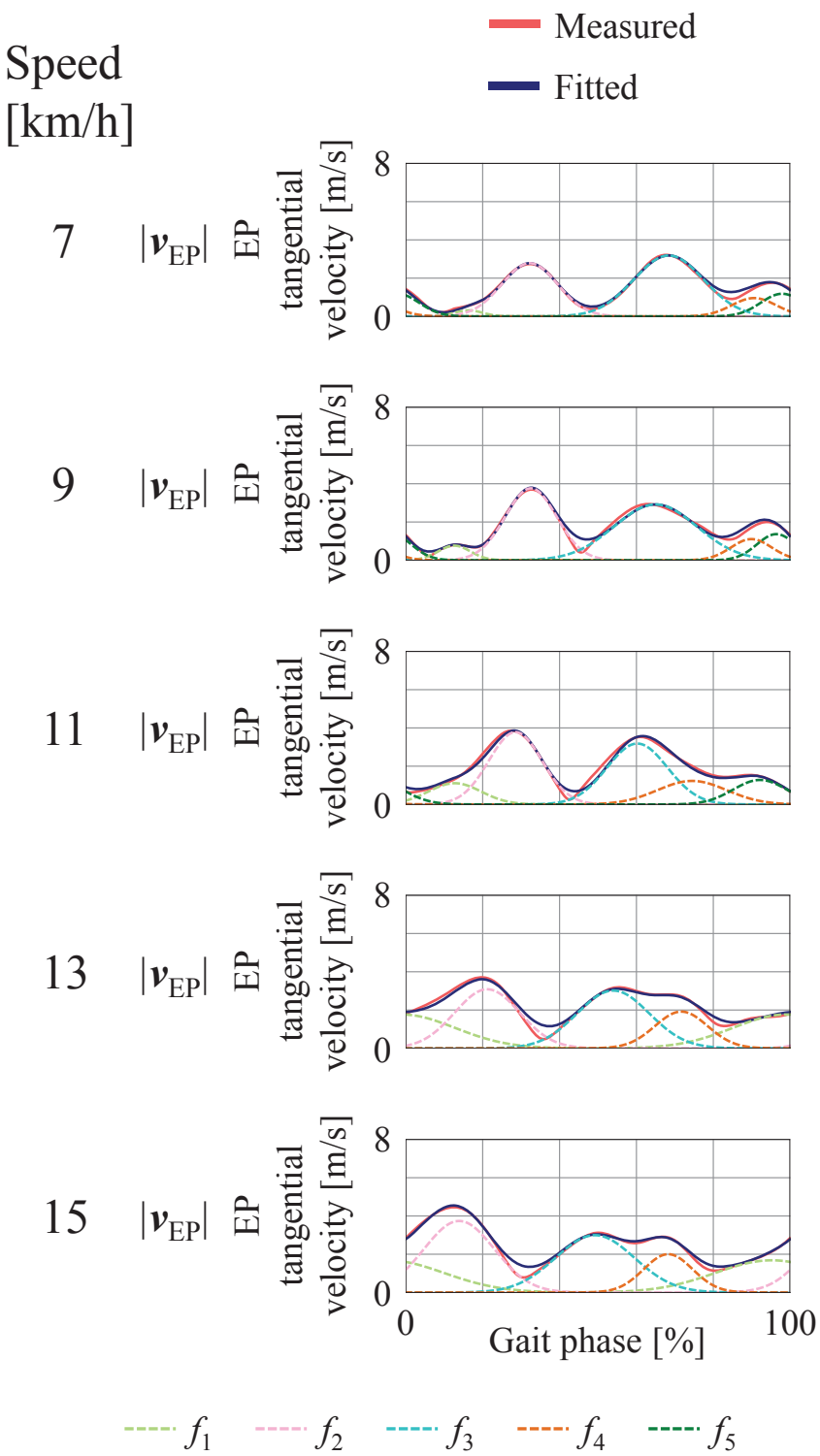

Fig. A.13　Overlap of the gauss functions in subject D. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions.

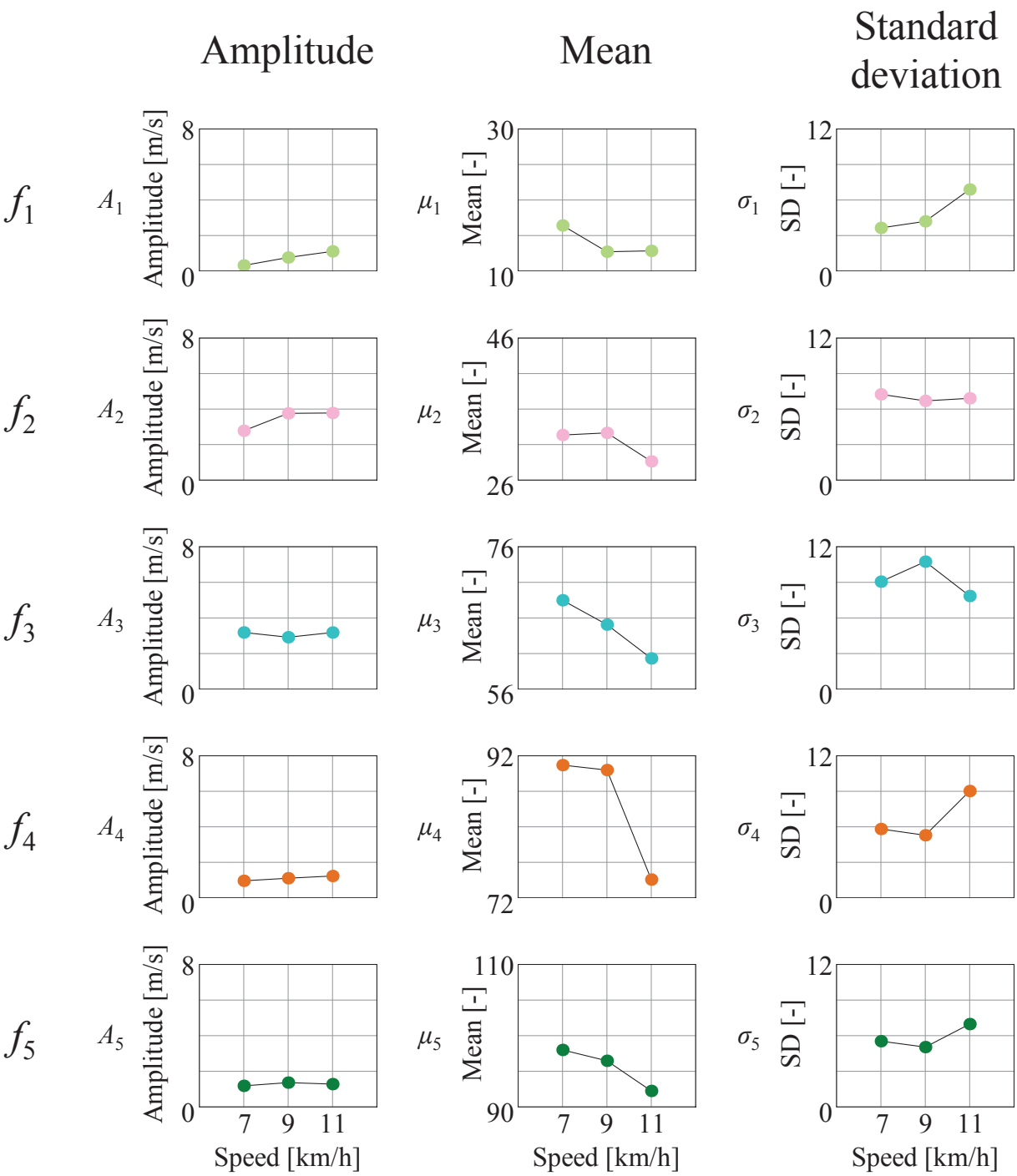

Fig. A.14 Parameters of extracted gauss functions of subject D.

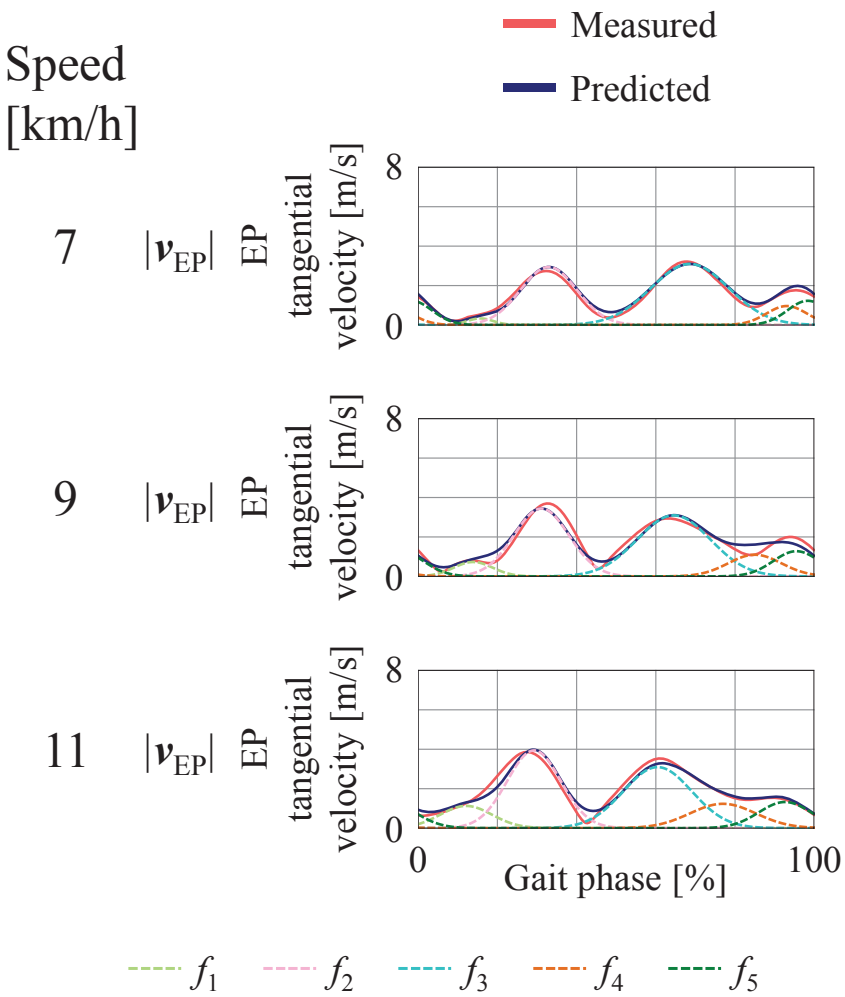

Fig. A.15 Results of prediction in subject D. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis.

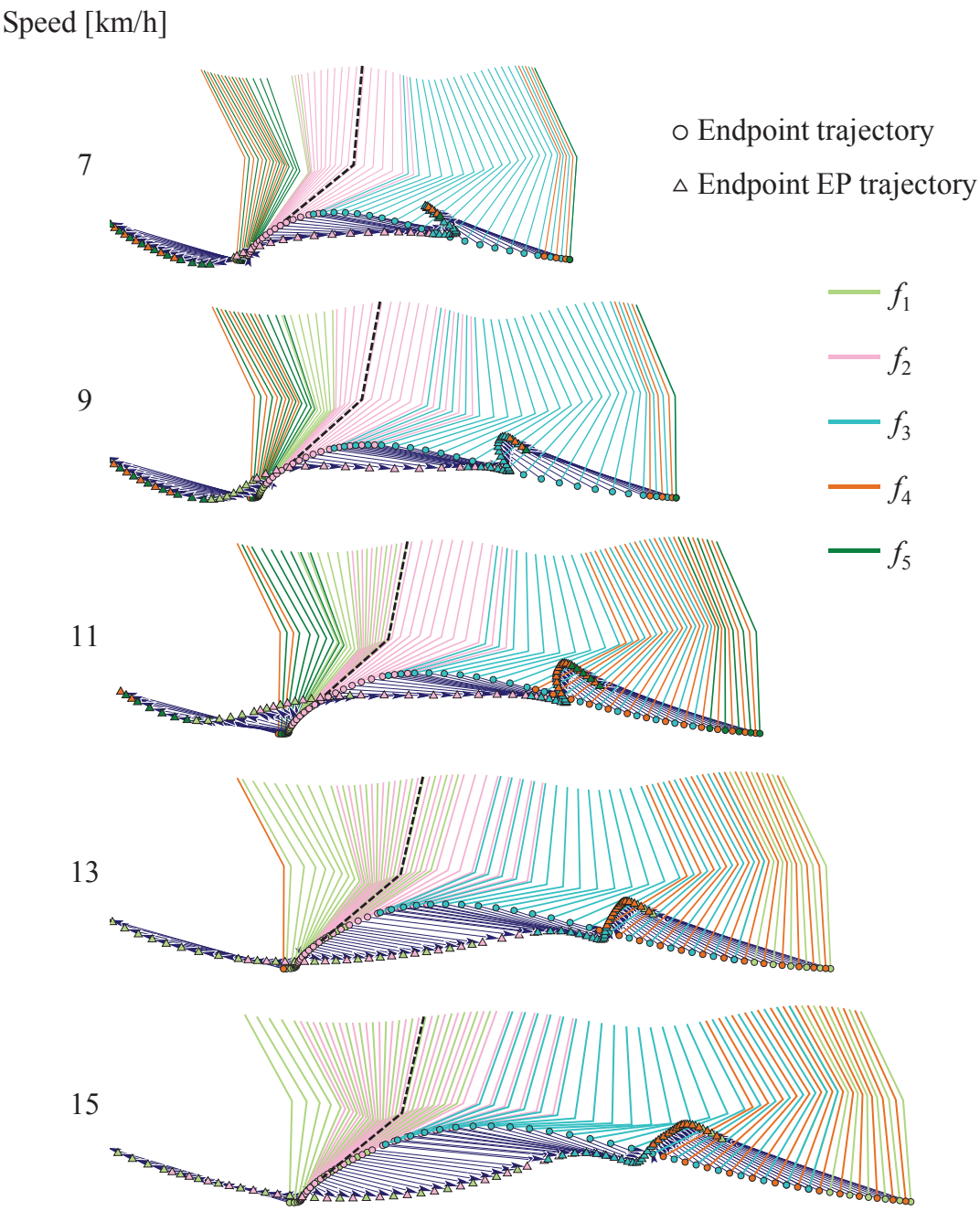

Fig. A.16 Stick pictures of subject D. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions.

A.5　被験者 F

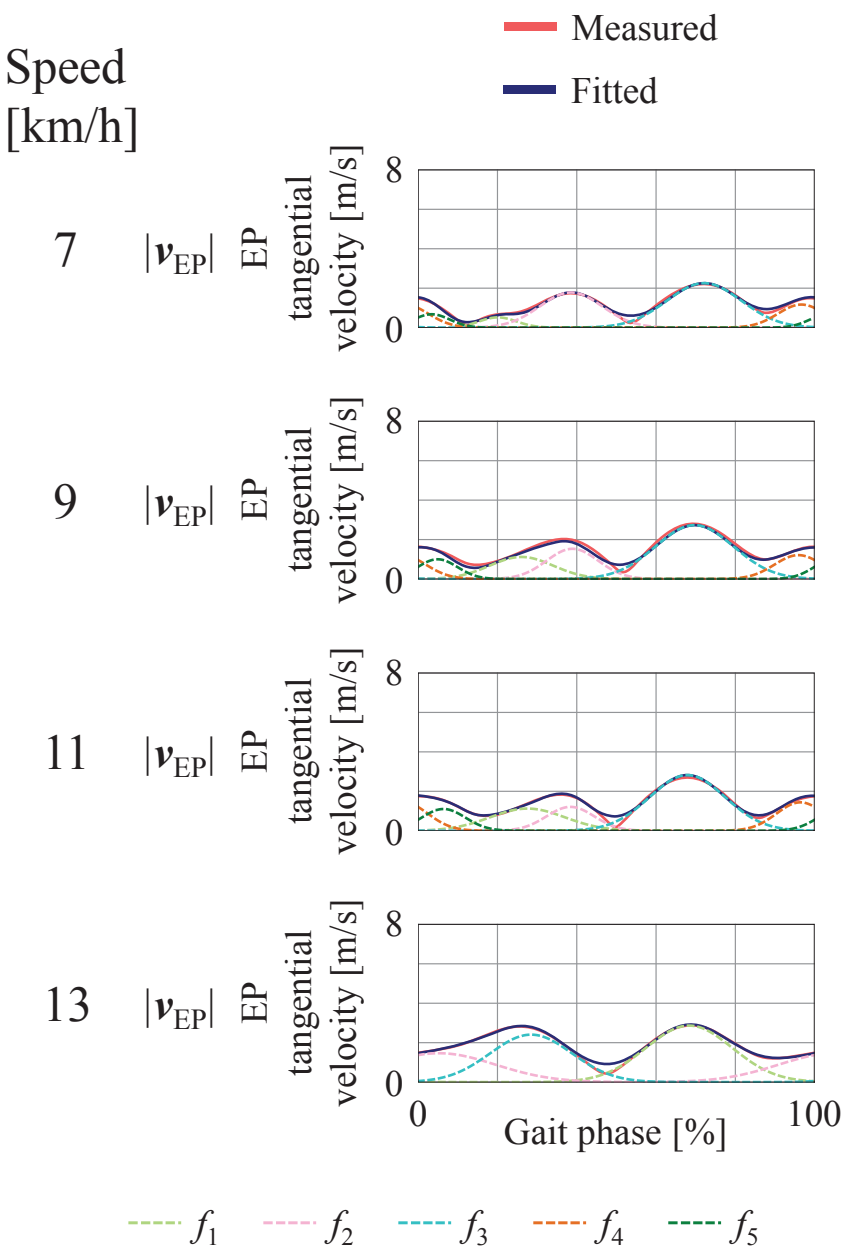

Fig. A.17　Overlap of the gauss functions in subject F. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions.

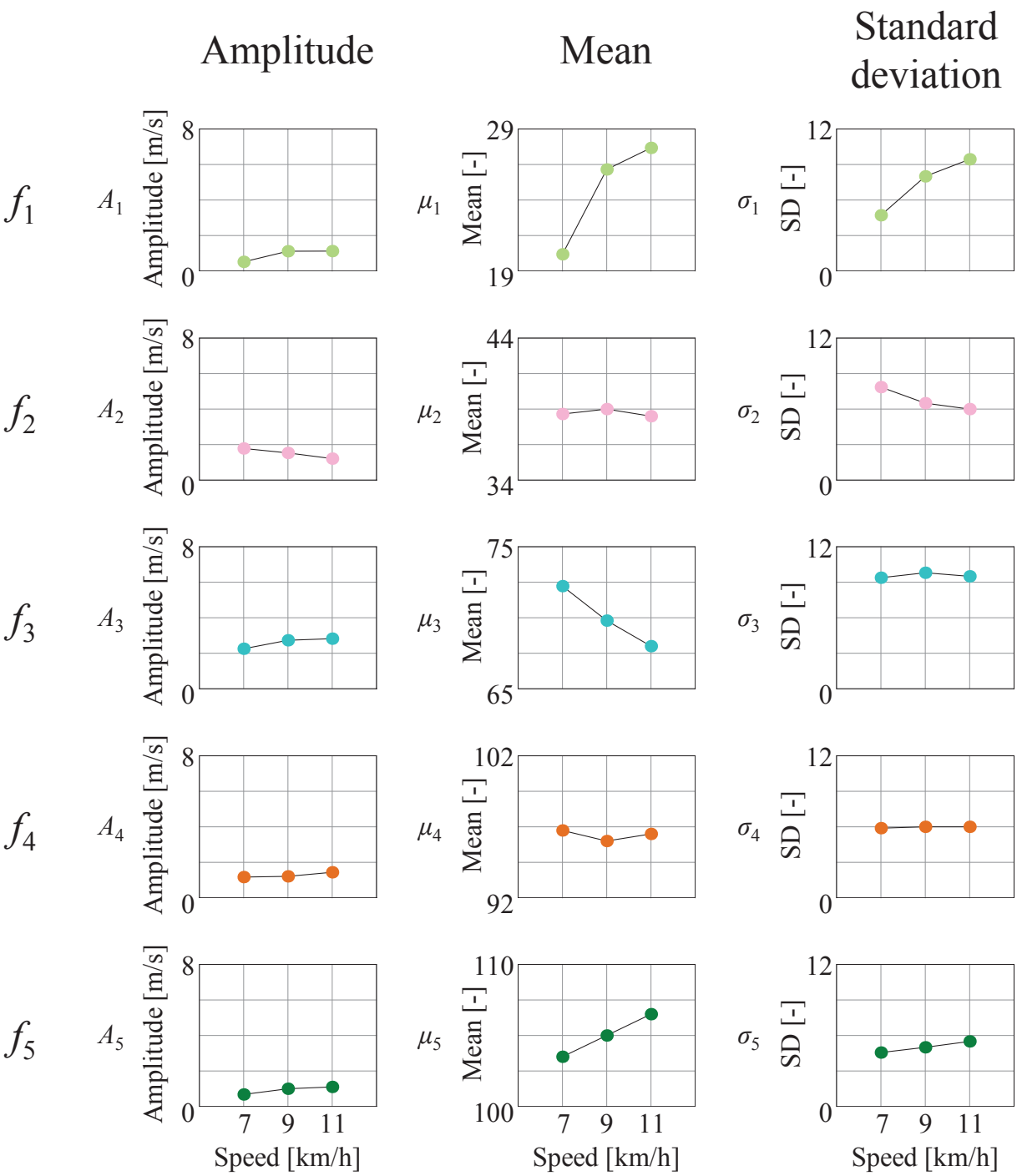

Fig. A.18 Parameters of extracted gauss functions of subject F.

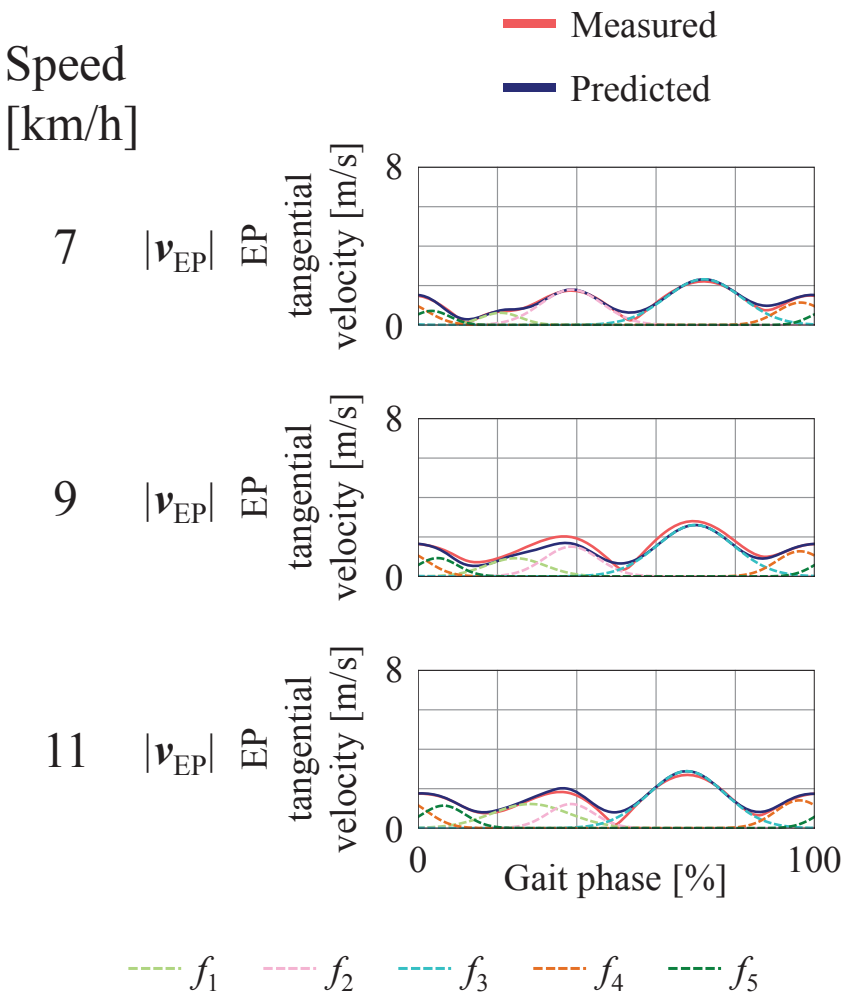

Fig. A.19 Results of prediction in subject F. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis.

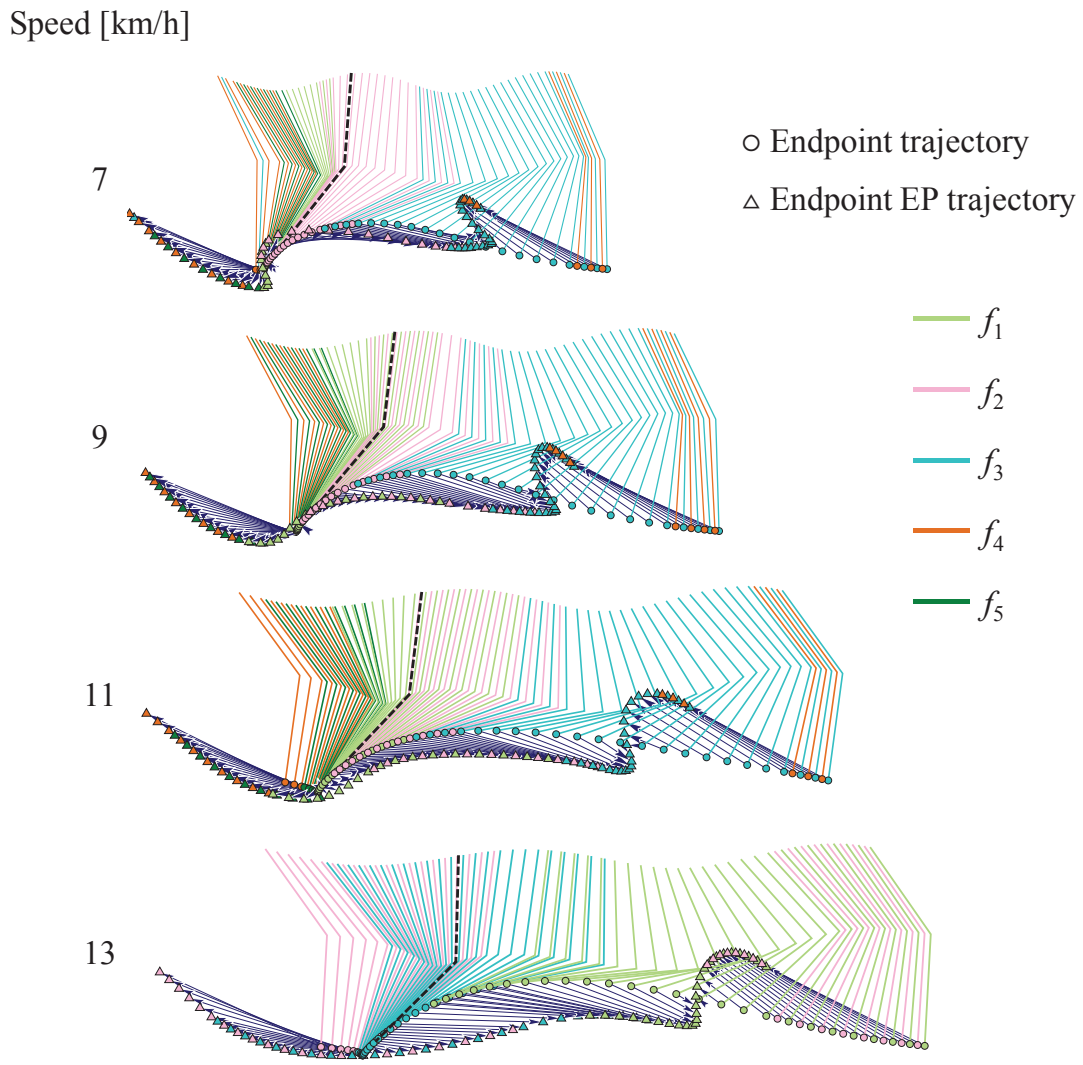

Fig. A.20 Stick pictures of subject F. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions.

A.6　被験者 G

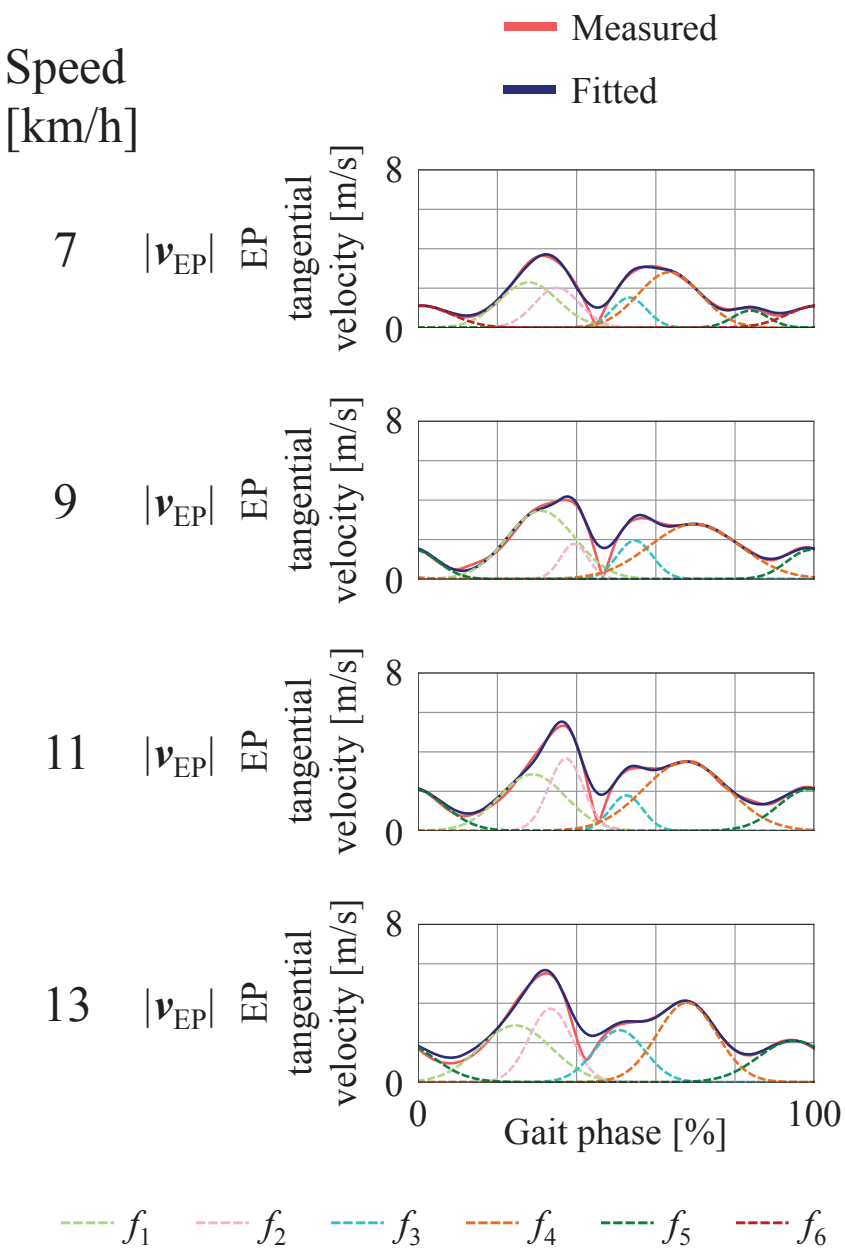

Fig. A.21　Overlap of the gauss functions in subject G. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions.

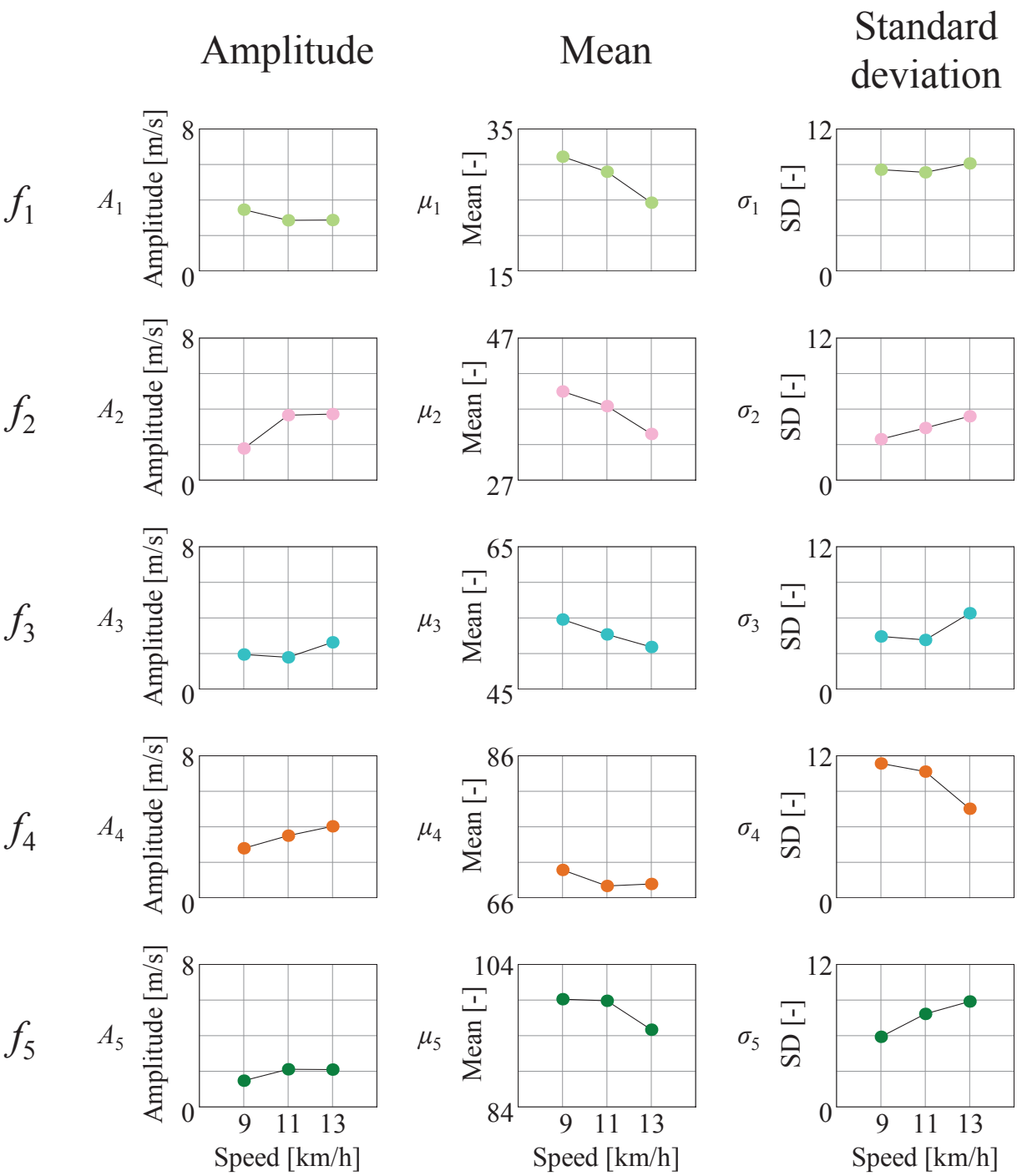

Fig. A.22 Parameters of extracted gauss functions of subject G.

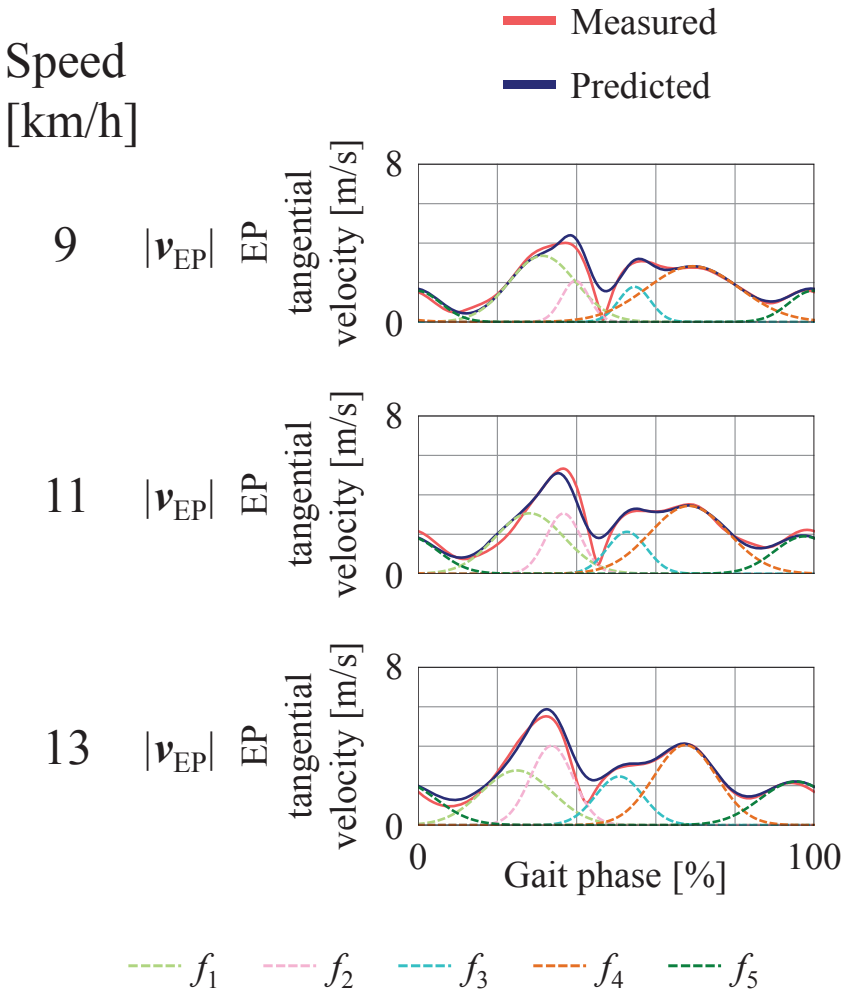

Fig. A.23 Results of prediction in subject G. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis.

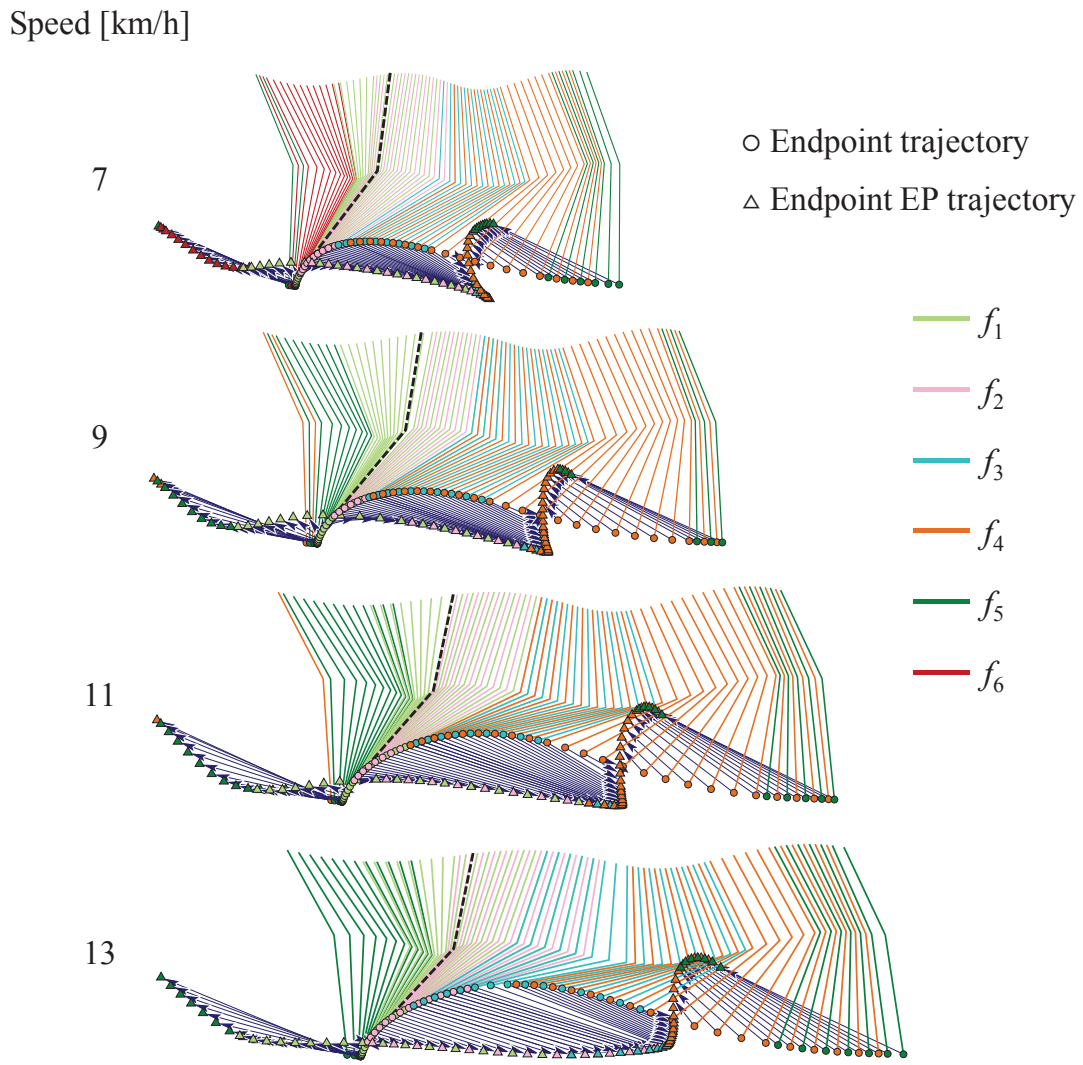

Fig. A.24 Stick pictures of subject G. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions.

A.7　被験者 H

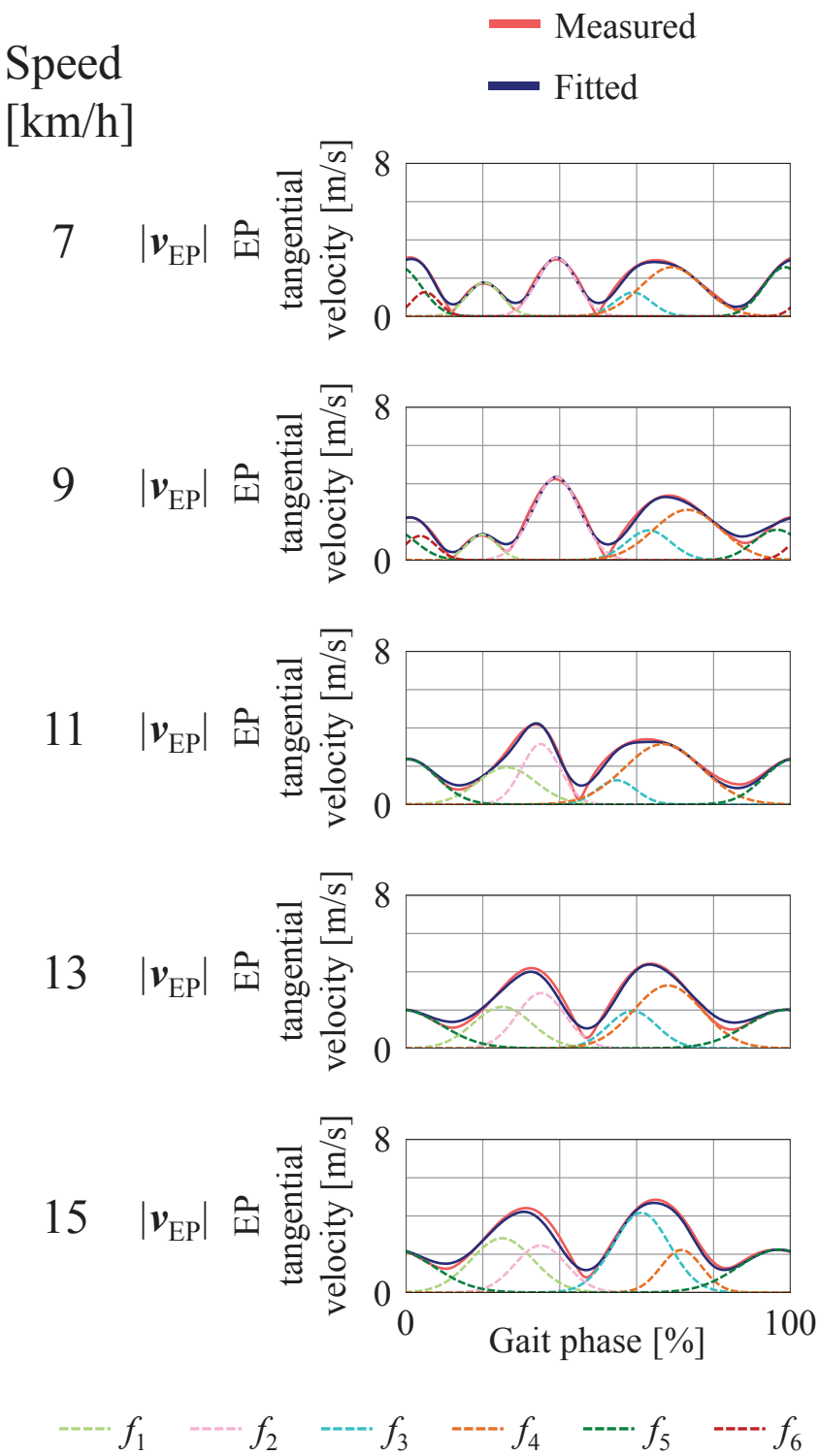

Fig. A.25　Overlap of the gauss functions in subject H. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was fitted as overlap of gauss functions.

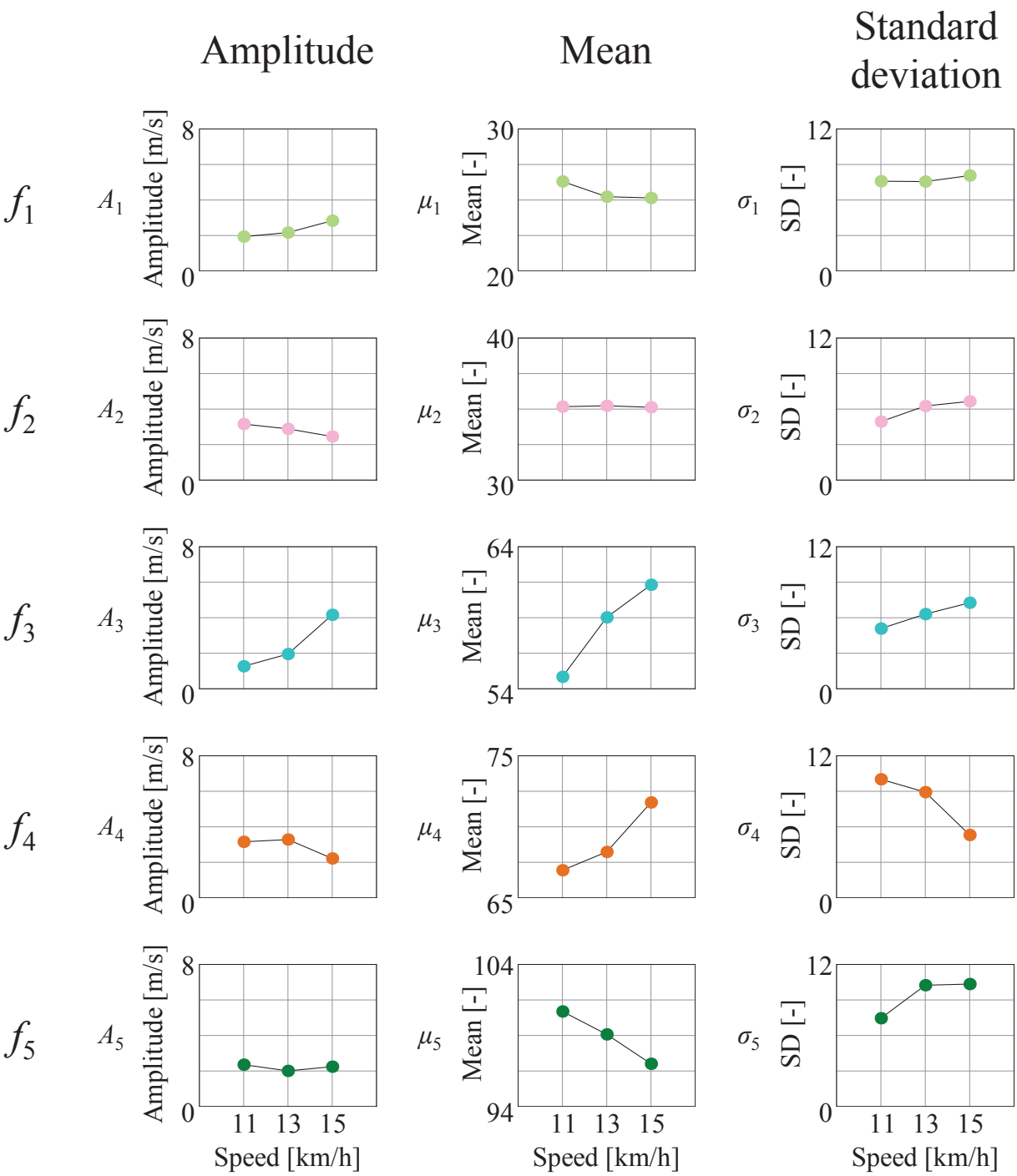

Fig. A.26 Parameters of extracted gauss functions of subject H.

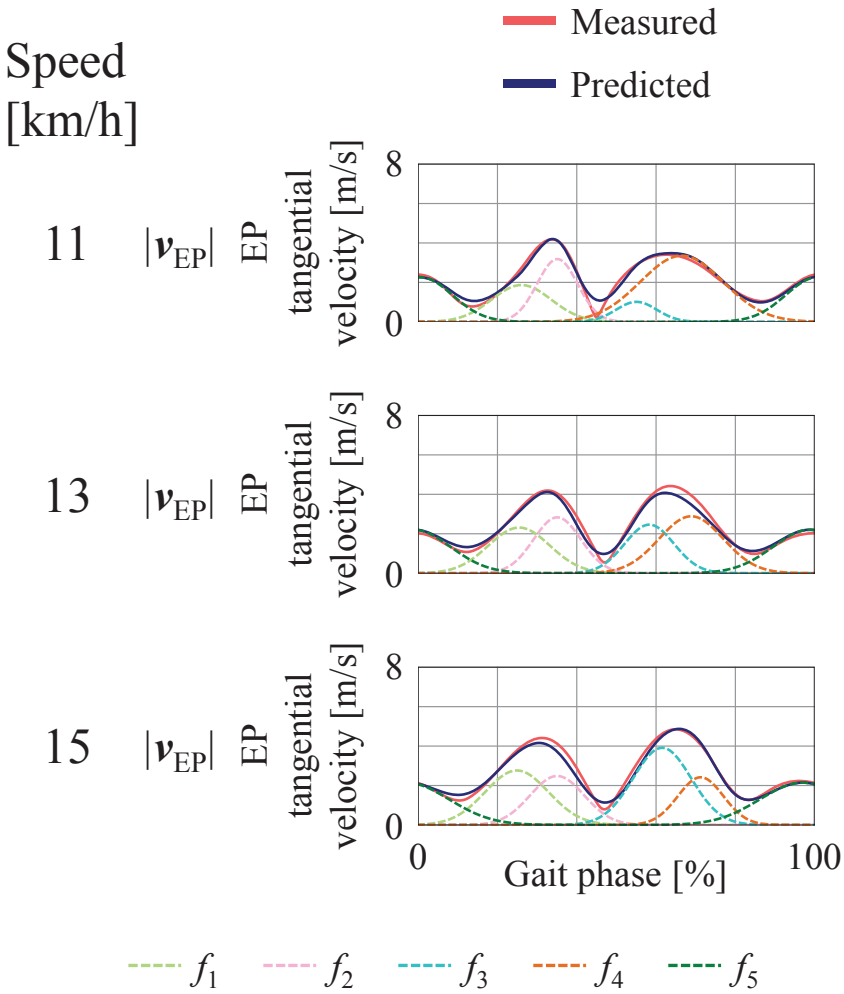

Fig. A.27 Results of prediction in subject H. EP tangential velocity $|\boldsymbol{v}_{\mathrm{EP}}|$ was predicted as overlap of gauss functions calculated by means of linear regression analysis.

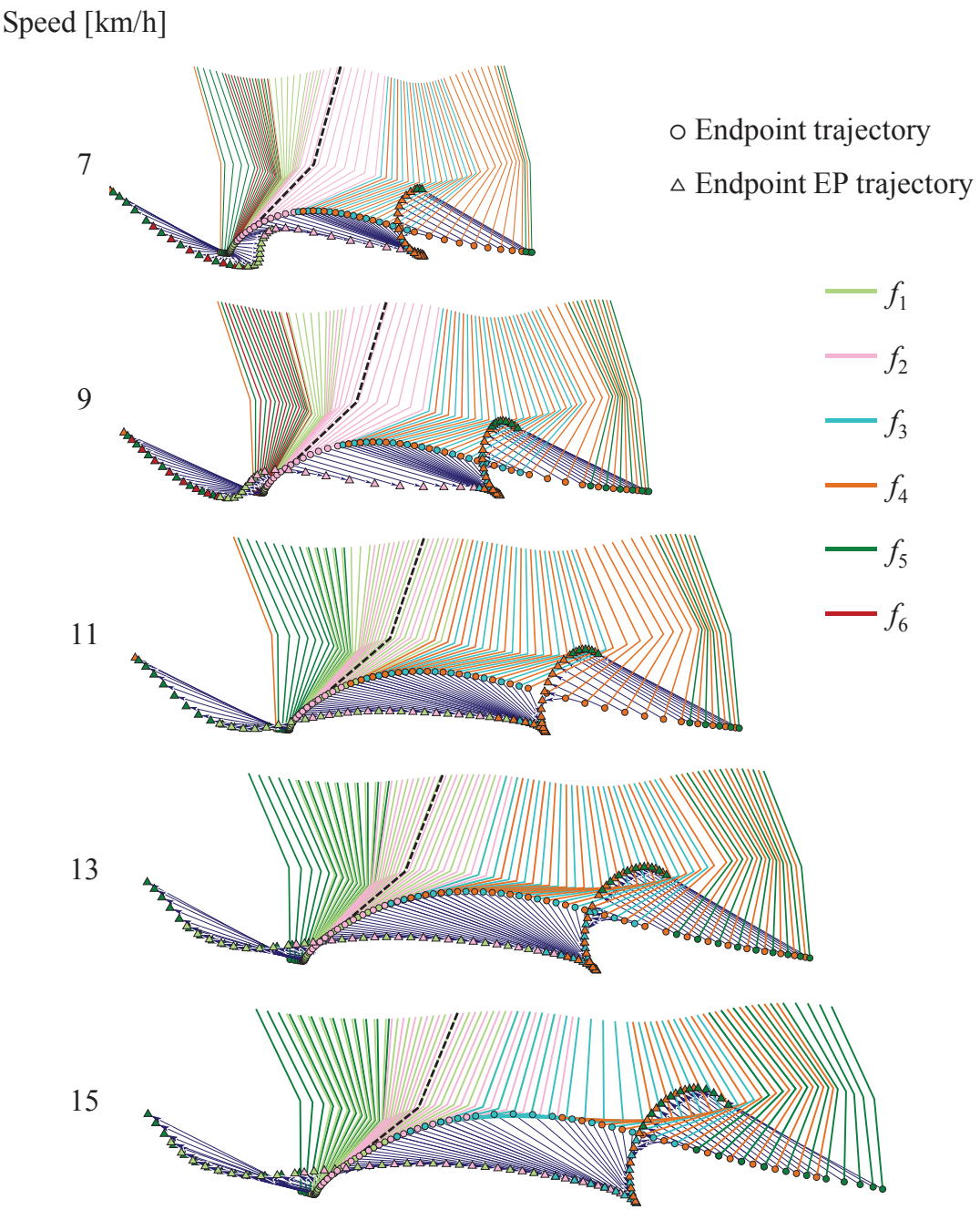

Fig. A.28 Stick pictures of subject H. Gait phase is color-coded corresponding to gauss functions.

謝辞

研究活動全般にわたり，数々の示唆に富むご助言を賜り，また，常に研究の方向を指し示して頂きました宮崎文夫教授に，甚大なる謝意を表します．数々のご指摘を頂きました植村充典助教に感謝の意を表します．幅広い視野で多岐にわたるご助言を頂きました大阪電気通信大学 升谷保博教授に厚く御礼申し上げます．お忙しい中，副査をお引受け下り，多大なるご助言を頂きました野村泰伸教授，和田成生教授に心から感謝いたします．研究を始めとした多くの場面で有り難いご助言を頂きました上智大学 古屋晋一准教授に心よりお礼申し上げます．留学中に研究において常に的確な指示をして下さり，その後も共同研究で数々のご助言をして下さった André Lee 氏，Eckart Altenmüller 教授に心から感謝いたします．

同期としていつも相談に乗ってくれ，良き目標でもあった奥貴紀氏，宇野かんな氏に深く感謝致します．下肢チームとして本研究を支えて頂きました飯村太紀氏，佐伯晋氏，前田大輔氏，福岡直紀氏，北村貴志氏，辻真緒氏，石川輝光氏，松岡慎也氏，亀田誠二氏に深く感謝致します．常に的確なご指摘を頂きました講師の方に深く感謝いたします．研究のみに留まらない数多くの場面で支えてくれたました宮崎研究室の皆様全員に感謝致します．最後に，いつも応援し，支えてくれた父と母，そして祖父母に感謝します．

研究業績

学術雑誌

業績論文

- A. Lee, K. Tominaga, S. Furuya, F. Miyazaki, and E. Altenmüller: Task-specific tremor in violinists: Evidence of coactivation in the 3 to 8 Hz frequency range, *Mov. Disord.*, **28**-13, 1890/1892 (2013)
- H. T. T. Pham, Y. Ariga, K. Tominaga[1] , T. Oku, K. Nakayama, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki: Extraction and implementation of muscle synergies in neuromechanical control of upper limb movement, *Adv. Robot.*, **28**-11, 745-757 (2014)
- A. Lee, K. Tominaga, S. Furuya, F. Miyazaki, and E. Altenmüller: Quantification of a secondary task-specific tremor in a violinist after a temporal lobectomy, *Front. Hum. Neurosci.*, **8** (2014)
- A. Lee, K. Tominaga, S. Furuya, F. Miyazaki, and E. Altenmüller: Coherence of coactivation and acceleration in task-specific primary bowing tremor, *J. Neural Transm.*, **121-**7, 739/742 (2014)
- A. Lee, K. Tominaga[2] , S. Furuya, F. Miyazaki, and E. Altenmüller, Electrophysiological characteristics of task-specific tremor in 22 instrumentalists, *J. Neural Transm.*, **122**-3, 393/401 (2014)
- 富永，飯村，植村，平井，宮崎: ヒトの下肢運動に関わる不変量としての筋シナジー，計測自動制御学会論文集，**52**-1, 37/45 (2016)

関連論文

- S. Furuya, K. Tominaga, F. Miyazaki, E. Altenmüller: Losing dexterity: patterns of impaired coordination of finger movements in musician's dystonia, *Sci. Rep.*, **5** (2015)
- K. Tominaga, A. Lee, E. Altenmüller, F. Miyazaki, and S. Furuya: Kinematic origins of motor fluctuation in expert pianists, *PLoS One* (submitted)

[1] K. Tominaga contributed to design, execution, review, and critique of statistical analysis.
[2] A. Lee and K. Tominaga contributed equally to the work and are cofirst authors.

学会発表

国際学会

- D. Maeda, K. Tominaga, T. Oku, H. T. T. Pham, S. Saeki, M. Uemura, H. Hirai and F. Miyazaki: Muscle synergy analysis of human adaptation to a variable-stiffness exoskeleton: human walk with a knee exoskeleton with pneumatic artificial muscles, *Proc. IEEE/RAS Int. Conf. Humanoid Robots (Humanoids2012)*, 638/644 (2012)
- T. Oku, K. Inoue, Pham T. T. Hang, K. Tominaga, D. Maeda, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki: Analysis of muscle coordination in human pedaling and implementation with a musculoskeletal robot, *Proc. IEEE/RAS Int. Conf. Humanoid Robots (Humanoids2012)*, 606/611 (2012)
- A. Lee, K. Tominaga, S. Furuya, F. Miyazaki, E. Altenmüller, Frequency of coactivation of arm muscles in primary bowing tremor, *Proc. Int. Sympo Perform. Sci. 2013 (ISPS2013)*, 73/78 (2013)

国内学会

- 飯村，井上，佐伯，富永，植村，平井，宮崎: ヒト坂道歩行運動における筋空間運動基底の比較，第 12 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会（SI2011）(2011)
- 富永，飯村，佐伯，植村，平井，宮崎: 斜面上におけるヒト歩行運動の運動基底抽出とその可視化，ロボティクス・メカトロニクス講演会 2012 (2012)
- 佐伯，富永，植村，平井，宮崎: 牽引による重力補償が歩行運動に及ぼす影響，生体医工学シンポジウム 2012 (2012)
- 前田，富永，植村，平井，宮崎: EMG 変化に基づく剛性支援へのヒトの運動適応，第 30 回日本ロボット学会学術講演会 (2012)
- 奥，井上，富永，前田，植村，平井，宮崎: ヒトのペダリング運動時の筋協調パターン解析に基づく筋骨格ロボットの制御と解析，第 30 回日本ロボット学会学術講演会 (2012)
- 平井，井上，奥，Hang. T. T. Pham，富永，前田，植村，宮崎: ヒトの身体運動制御メカニズムの解明とその応用，第 28 回ファジィシステムシンポジウム，1229/1330 (2012)
- 富永，前田，佐伯，奥，植村，平井，宮崎: 関節平衡軌道と関節剛性の同時支援がヒトの運動適応に及ぼす影響-空気圧人工筋を用いた拮抗駆動型膝関節装具の応用へ向けて-，第 13 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会（SI2012）(2012)
- 富永，奥，Hang T. T. Pham，佐伯，植村，平井，宮崎: ヒトの歩行およびペダリング動作における筋協調性の比較，第 13 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会（SI2012）(2012)

- 宇野，前田，富永，植村，平井，宮崎: 身体運動可視化システムの開発を目的とした手先平衡点と手先剛性の推定，ロボティクス・メカトロニクス講演会 2013 (2013)
- 富永，宇野，植村，平井，宮崎: 力学解析に基づくヒトの歩行動作における筋協調解析，第 14 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会（SI2013）(2013)
- 富永，古場，宇野，奥，植村，平井，宮崎: 走行運動における足先平衡軌道の推定と予測，第 8 回 Motor Control 研究会 (2014)
- 古場，宇野，奥，富永，植村，平井，宮崎: 螺旋描画におけるヒト腕の運動学習と制御-運動学習に伴う仮想軌道の洗練化-，第 8 回 Motor Control 研究会 (2014)
- 奥，宇野，西，景山，古場，富永，植村，平井，宮崎，成富: 片麻痺による筋シナジーの変化が平衡点軌道・手先剛性に与える影響について-水平面内における上肢リーチングタスクの運動戦略の解析-，第 8 回 Motor Control 研究会 (2014)
- 宇野，奥，富永，古場，植村，平井，宮崎: ヒト腕/脚運動に適用可能な新しい筋シナジー抽出法の提案-数理モデルに基づく筋シナジーの物理的解釈-，第 8 回 Motor Control 研究会 (2014)
- 辻，富永，奥，植村，平井，宮崎: ヒール靴着用時の歩行運動における足関節拮抗筋対の協調作用の解析，生体医工学シンポジウム 2014 (2014)
- 北村，古場，富永，宇野，植村，平井，宮崎: 筋シナジー解析に基づく歩行運動時の平衡点軌道及び足先剛性の推定，生体医工学シンポジウム 2014 (2014)
- 吉川，北野，富永，奥，植村，平井，宮崎: 筋シナジー制御法を実装した筋骨格アームロボットの動的挙動，第 33 回日本ロボット学会学術講演会 (2015)
- 辻，富永，植村，平井，宮崎: ヒール靴着用時の歩行運動における下肢の筋協調解析，第 33 回日本ロボット学会学術講演会 (2015)
- 亀田，松岡，富永，植村，平井，宮崎: ヒトの走行運動のエネルギー解析，第 33 回日本ロボット学会学術講演会 (2015)

研究費助成

日本学術振興会特別研究員奨励費（課題番号: A2615810）