HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	全身性動作における体重心移動のダイナミクス
Author(s)	佐藤, 洋一郎
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(教育学)
Dissertation Number	甲第12446号
Issue Date	2016-09-26
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k12446
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/63788
Type	doctoral thesis
File Information	yoichiro_Sato.pdf

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

博 士 論 文

全身性動作における体重心移動のダイナミクス

北海道大学教育学院 身体教育論講座
佐藤　洋一郎

目　次

第１章．緒言 ……1
１．１．はじめに ……1
１．２．先行研究 ……5
１．３．検討課題と研究目的 ……12

第２章．実験１．体重心移動の課題依存性と関節運動の柔軟性 ……14
２．１．目的 ……14
２．２．方法 ……15
２．３．結果 ……18
２．４．考察 ……21
２．５．要約 ……25

第３章．実験２．体重心移動に対する関節運動の力学的現象の利用 ……27
３．１．目的 ……27
３．２．方法 ……29
３．３．結果 ……33
３．４．考察 ……38
３．５．要約 ……40

第４章．実験３．体重心移動に対する両脚の力発揮のタイミング ……42
３．１．目的 ……42
３．２．方法 ……43
３．３．結果 ……48
３．４．考察 ……54
３．５．要約 ……56

第５章．総括 ……58
５．１．全身性動作における体重心の移動に関する研究の検討課題 ……58
５．２．全身性動作における体重心移動に関するダイナミクスへの提言 ……59

第６章．結論 ……63

謝辞 ……64

文献 ……65

第１章　緒　言

１．１．はじめに

教育学的観点から，動作について研究する意義は，①小中学校での運動の指導，②高齢者に対する体操教室，そして③リハビリテーションでの患者教育が挙げられる．①においては，近年，運動量が不足している小中学生が増えており，肥満や容易に怪我をしやすい身体になってきていることが問題となっている（文科省ホームページより）．こういった子供たちは，身体の使い方が不得意であるために運動をする機会に自ら能動的に参加できずにいる．動作に関する研究は，そういった子供たちに対して身体の使い方を指導するための材料となる．②においては，急速に進む高齢化にあって，健康寿命，つまり自立して生活をできる年齢を高めることが急務である（厚生労働白書，2014）．自立した生活を送れるためには介護状態の予防が必要であり，そのためには，身体機能の維持・向上が必要である．こういった予防の取り組みとして地域での転倒予防体操の教室が開催されており，その場で身体の使い方などが指導され，動作に関する研究はそのための材料となる．③においては，怪我や脳卒中などで身体に障害を負った人が運動機能を再獲得するとき，最善の運動方法を指導する．リハビリテーション分野における運動の再獲得は，特に日常動作（歩く，立ち上がるなど）が対象となり，動作に関する研究はその動作を再獲得する時の指導の一助となる．さらに，動くことは「生きている証（大森, 1982）」であるから動作がどのようにして遂行されているかを知ることは，その人らしく生きるための手段を教示することにつながる．

ここで，本研究における「動作」という言葉の射程を定義しておく．動作とは，運動行動の１つである．運動行動とは階層的な構造をなしており，運動，動作および行為からなる（ベルンシュタイン, 1996; 長崎, 2004）．ヴィトゲンシュタイン（2013）が彼の著書に記述した「腕を上げること（動作）から腕が上がること（運動）を引くと何が残るか」という問いを引用して，長崎（2004）は動作を以下の式（１－１）のように表現した．

身体運動 ＋ 目的（意図）＝ 動作　　（１－１）

すなわち，動作とは目的を持った身体運動を指し，本研究においては動作をそのような運動行動と定義する．ここで，動作が達成する目的とは，物に手を伸ばすなどの上肢の動作であれば，指先もしくは手を物に近づけることであり，歩行などの全身性の動作では，全身の代表点である体重心を前方へ移動させることである．Bernstein（1996）は，ヒトの運動行動を階層に分けて，低次から筋の緊張のレベル，筋－関節リンクのレベル，空間のレベル，そして行為のレベルと分類した．あるレベルの運動行動を遂行するときには，それよりも低次のレベルは背景的な調整役となると記述している．ベルンシュタインの分類に従うと，動作は空間のレベルにあたる．つまり，動作は空間を移動することを目的として，筋の緊張や筋－関節リンクのレベルは背景的な調整役となると考えられる．ここで，動作が意図を伴った身体運動であると定義したとき，動作の遂行は，それに先行して中枢神経系による意図の発現があることを前提としていることを付記しておく必要がある．なぜなら，意図（意志）は動作に先行するものではないかもしれないとの見解があり（Libet et al., 1983; Libet, 1985; リベット, 2005），その場合には動作が達成する目的はいつどのように計画されているかが不明瞭となるからである．さらに，自己組織化理論に基づいて，四肢の運動（Schöner et al., 1986; Schmit et al., 1990; Kelso and Jeka, 1992）だけではなく，歩行などの全身性の動作においても動作の自己組織性が観察されている（Taga et al., 1991; Taga 1995a,b; Yamada, 1995; 多賀, 2000）．これらの立場は，動作は中枢神経系によって一意に制御されているものではなく，関節運動や筋などの動作を構成する各要素が自律的に協調していると提唱するものであるが，本研究においては，それでも尚，何らかの意図をもって動作は開始と終了が可能であるから，中枢神経系によって動作は制御されていることを前提とする．

中枢神経系が動作を制御しているとしたとき，Bernstein （1967）が掲げた２つの問題が浮上する．１つは，自由度の問題である．これは，物に手を伸ばすという単純な動作においてでさえ，関節がもつ機械的な自由度が膨大であるという問題である．例えば，肩関節と肘関節および前腕，手関節の関節運動によって成される（すなわち，指の関節の運動は無視した）手伸ばし動作の場合を考える．肩関節は３つの自由度（すなわち，屈曲-伸展，外転-内転および外旋-内旋），

肘関節と前腕の関節がそれぞれ１自由度（屈曲-伸展，回外-回内），そして，手関節は２自由度（掌屈-背屈，尺屈-橈屈）である．これらの合計が動作遂行にかかわる自由度であるので，手伸ばし動作という単純な動作でさえ７つの自由度から一つの関節運動の組み合わせを選択していることになる．この運動（キネマティクス）のレベルでの機械的な自由度の多さに加えて，図１－１に示されたように，中枢神経系はそれぞれの関節運動にかかわる筋群に電気的な指令をあたえ，さらに筋それぞれに指令を分配しなければならない．さらに，多関節運動では，ある関節

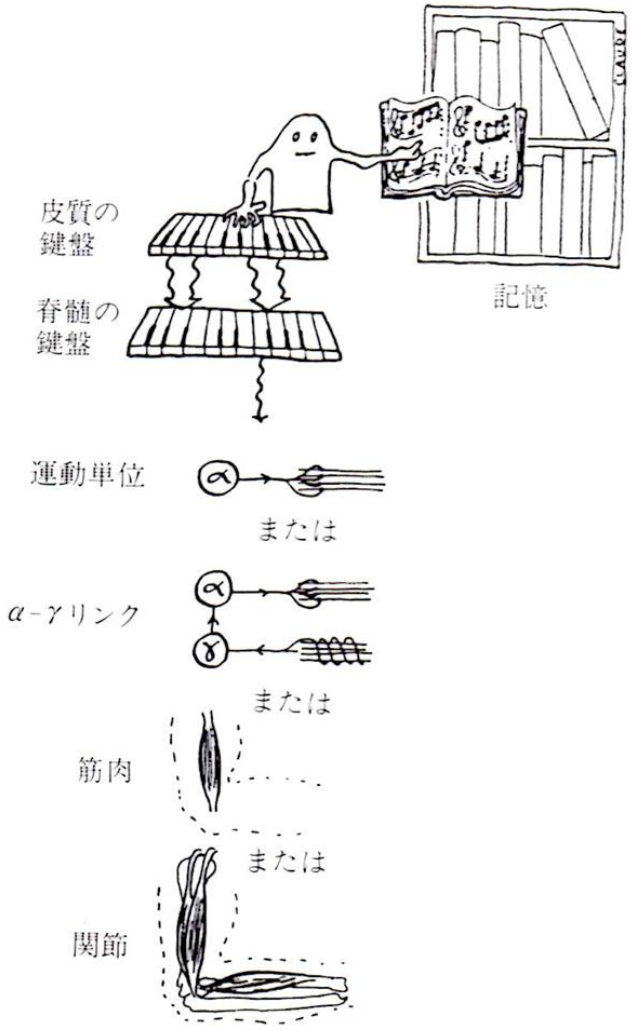


図１－１．中枢神経系による運動制御の概念図（Turvey, 1990; 佐々木, 1994 より引用）．

の運動は，隣接する関節へ相互作用トルク（Interaction torque もしくは運動依存性トルク）を発生させる（山田, 1991; Gribble and Ostry, 1999; Yamasaki, 2008）．単純な手伸ばし動作においてでさえ，この相互作用トルクが，ある関節の運動に作用していることから，中枢神経系はこのような相互作用トルクも考慮しなければならず，中枢神経系がこの膨大な自由度とそれに伴う筋への電気的信号を,動作ごとに選択しているとは考えにくいという問題である.もう一つは,文脈の問題である．例えば，手を伸ばすという動作においても，食べ物に手を伸ばす場合と箱に物をいれるために手を伸ばす場合とでは，脳の活動部位が異なる（イアコボーニ, 2010）．すなわち，同じ手を伸ばすという動作であっても使う場面（文脈）が異なれば，異なる動作となる．この動作の多様性すべてを中枢神経系が制御しているとは考えにくいという問題である．

これらの問題は Bernstein の着眼点の先進性から Bernstein 問題（Turvey, 1990; Sporns and Eledman, 1993; Edelman, 1993）としてその解決法が検討されてきた．Bernstein は問題提起した著書（1967）と同じ著書の中でその問題の解決法についても触れている．彼は,「協調性（coordination）が末梢の非決定性の克服の手段であり，組織化された制御が運動協調性である（pp.105-107）」と述べている．Bernstein 問題の解決は，その協調性がどのように組織化されているのかを解明することであり，その解明のために上肢運動（手伸ばし動作）を用いた研究が盛んに行われた（Morraso, 1981; Soechting and Lacquaniti, 1983; Abend et al. 1982; Viviani and Terzuolo, 1982; Flash and Hogan, 1985; Ghez and Gordon, 1987; Uno et al., 1989）．それらの研究によると，上肢運動においては，中枢神経系は課題に応じた指先（手関節）の軌道を制御しており，関節運動の組み合わせはその軌道を達成するために柔軟に協調的に変化すると結論付けられている（Todorov and Jordan, 2002; Diedrichsen et al., 2010）．つまり，中枢神経系が制御しているのは課題依存性の手先軌道であり，関節運動は制御されるのではなく，その軌道を形成するために協調するように組織化しているとしている．また，その課題依存性の軌道の形の意味は何らかのコストが最小となるような意味があると結論付けられている（Flash and Hogan, 1985; Uno et al., 1989）．一方で，運動の指導などの教育的な観点からみると，歩くことや立ち上がる，走るといった全身を使用した動作を指導することの方が多く，上肢よりも全身

性の動作がどのように制御されているのかを明らかにする方が重要であると考えられる．全身性の動作においては，達成される目的は体重心の移動である．中枢神経系がこの動作の目的を達成するためにどのように全身を制御しているかについては，2000 年前後より検討されるようになってきた（Schöner, 1995; Scholz and Schöner, 1999; Scholz et al., 2001; Reisman et al., 2002a,b）．そこで，本研究では，中枢神経系による全身性動作の制御とその目的である体重心移動のダイナミクスを明らかにするという目的を以下の手順で達成する．１）第１章では，全身性動作の制御に関する先行研究の到達点を明確にしつつ，その点における検討課題を明らかにする．２）第２章から第４章では，明らかにされた検討課題に対して実験（一部モデル）を用いて検討する．３）最後に第５章において本研究の実験結果から導き出された結論に言及しつつ，今後の検討課題を提示する．

１．２．先行研究

全身性動作に関して，中枢神経系がどのように動作を制御しているかについては，2000 年前後より Uncontrolled Manifold アプローチを用いた研究を中心に体重心と関節運動との関連について検討されている（Schöner, 1995; Scholz and Schöner, 1999; Scholz et al., 2001）．そこで，そのアプローチによる研究を中心に，中枢神経系が全身性動作をどのように制御しているかについての研究の到達点を明らかにする．そして，全身性動作の目的である体重心の移動と関節運動および外力との相互関係についての検討課題を明らかにし，体重心がどのようなダイナミクスで移動しているかについて明らかにすべき課題を提示する．

１．２．１．全身性動作の制御に関する研究

Uncontrolled Manifold アプローチは，Scholz and Schöner（1999）によって提唱されたものである．このアプローチは，全身性動作においてどの効果器（end-effector，例えば手先の運動や体重心）が中枢神経系に制御されている変数であるかを検討するためには，安定性（stability）について知る必要があること（Schöner, 1995）を前提としている．ここでいう安定性とは，平

衡の意味ではなく，試行間のある変数のばらつきや再現性の状態を評価することでわかるものを指している（Schöner, 1990）．つまり，安定性が良いとは，ばらつきが小さいことを示す．Uncontrolled manifold アプローチは，次のようなステップで制御変数を決定する．図１－２A のような肩関節，肘関節，手関節の３つの関節角度で構成される水平面内の手伸ばし動作を考える．手の位置座標（x, y）は以下の式（１－２）で表される．

$$\left.\begin{aligned} x &= l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_2) + l_3 \cos(\theta_3) \\ y &= l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_2) + l_3 \sin(\theta_3) \end{aligned}\right\} \qquad (1-2)$$

ここで，l_1，l_2，および l_3 はそれぞれ上腕，前腕，および手部の長さである．繰り返し動作を遂行したときに，ある特定の手の位置での関節角度の組み合わせを関節空間内にプロットしていくと図１－２B のように図示できる．このとき，関節の数が３つで手先を記述する座標は２つである．動作を遂行するための自由度は，動作を構成する関節の数から動作を記述する位置（すなわち，手先の位置座標）を引いたものだから，この例における関節運動の組み合わせは一次元の

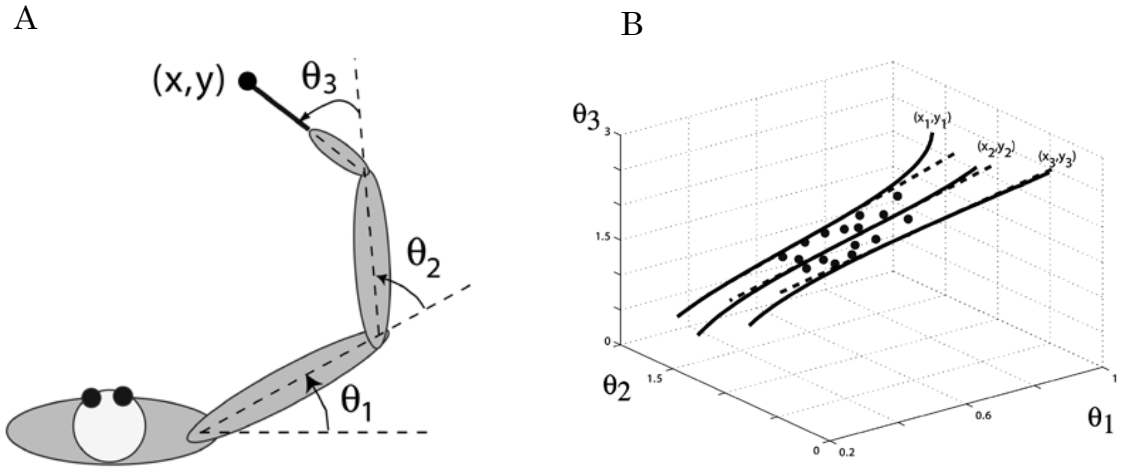


図１－２．Uncontrolled manifold アプローチの説明（Schöner and Scholz (2007)）．A：平面手伸ばし動作の角度設定の模式図，B：関節空間での自由度（manifold）決定の模式図.

自由度（manifold）をもつ．この一次元の自由度内での関節角度の組み合わせは，手先の位置に影響を及ぼさないことから Uncontrolled manifold と呼ばれた（Scholz and Schöner. 1999）．この Uncontrolled manifold を直線近似したとき，その直線上の空間と直線と直交した空間の２つの空間にわけられる．これら２つの空間への Uncontrolled manifold の投影点の数の差で，その変数が中枢神経系に制御される変数かどうかを決定する．例えば，繰り返し手伸ばし動作をしたときに式（１－２）で表された手先の座標のある時点での関節角度の組み合わせを関節空間にプロットし，そのプロットされた点を直線近似する．プロットされた点の数が直線近似と直交した空間内よりも近似した空間内の方が多ければ，この手先位置が手伸ばし動作における制御変数となる．ただし，このアプローチには仮定が２つある．１つは，繰り返し動作におけるある時点での関節角度の組み合わせが互いに比較可能であることである．つまり，繰り返された動作それぞれの運動時間を 100%としたときに，ある時点（例えば 35%運動時間）での関節角度の組み合わせをプロットするが，この「ある時点」が，それぞれの動作での同じ局面であることを仮定している．２つ目は，動作が姿勢の連続であるという仮定である．ある時点での関節角度の組み合わせをプロットするということは，ある時点での姿勢を検討することと同義である．つまり，このアプローチは，姿勢を分析しているものであり，動作が姿勢の連続であるという仮定のもと実行されている．これらの仮定のもとで，Scholz and Schöner（1999）は，立ち上がり動作を課題として関節空間（ヤコビアン空間）における制御変数のばらつきを検討した．選択された制御変数は，体重心，頭部，そして手である．運動条件は，通常，足関節を固定したブーツを履く，そして狭い板の上に立つという３つを設定し，それぞれ１０回試行させている．各制御変数の試行間のばらつきを条件間で比較して，体重心のばらつきが最も小さかったことから，中枢神経系は体重心を制御していると結論付けている．彼らの報告から，中枢神経系は関節運動を制御するのではなく，体重心を制御することで制御変数を減らして自由度の問題を克服しているといえる．

Scholz et al.（2001）は，Scholz and Schöner（1999）と同じように，狭い板の上に立たせる条件に加えて閉眼の条件においても被験者に立ち上がり動作を遂行させた．関節空間での体重

心軌道のばらつきを同じように検討した結果，立ち上がり動作における体重心の上昇よりも体重心の前方移動の方が，試行間のばらつきが小さく，より挑戦的な課題（狭い板へ閉眼で立ち上がる）でその傾向が顕著であったと報告している．このことから，立ち上がり動作において達成されるべきゴールは体重心の前方への移動（Reisman et al.（2002a）による報告から，特に運動量）であり，そのゴールを達成するために関節運動の組み合わせは多様に変化していると結論付けている．この実験結果から，関節運動の組み合わせが異なっても体重心の移動という目的を達成していることを，彼らは目的等価性（goal-equivalent）もしくは運動等価性（motor-equivalent）と呼んだ．その後，その等価性を達成させるためには，関節運動の組み合わせは柔軟に変化できなければならず，関節運動の機械的自由度は，「冗長な問題」ではなく，「豊富な（abundant）要素」であるとの仮説がでてきた（Latash, 2000; Scholz et al., 2001; Krishnamoorthy et al., 2005）.

Scholz et al.（2007）は，被験者に床面の前後方向への揺れに対して立位姿勢を保持させて，体重心の移動と全身の関節運動との関連を検討した．結果として，外乱によって移動した体重心位置を，体重心は外乱を与える前の位置へ戻すように（すなわち，体重心位置を保持するという目的を達成するために）変化し，一方で関節運動の組み合わせは特定の組み合わせとはならず多様に変化した．このことから，関節運動は，体重心位置の保持という目的を達成するために，柔軟に組み合わせを変化できる，豊富な資源であると結論付けている．さらに，Hsu and Scholz（2012）は，立位姿勢の保持に加えて，図１－３のように，ボールをトレーの上に載せた状態と載せていない状態との２つの条件を設定して，トレーの上に乗せたレーザーによって前方の２つのターゲットに光を当てる課題を，Fitts の実験（Smyth, 1984; Fitts, 1992）のように行った．すなわち，ターゲット間の距離とターゲットの大きさの組み合わせを変化させて，できるだけ早く２つのターゲットへ光を交互に当てるように被験者へ指示した．この実験の結果は，体重心の位置は保持されつつも関節運動の組み合わせは変化し，その体重心保持と関節運動の組み合わせの変化はレーザーの光を当てるという課題の困難度が増加した場合においても同様の傾向を示した．彼らは，二重課題（dual-task）のような複雑な課題においてでさえ，体重心位置を保

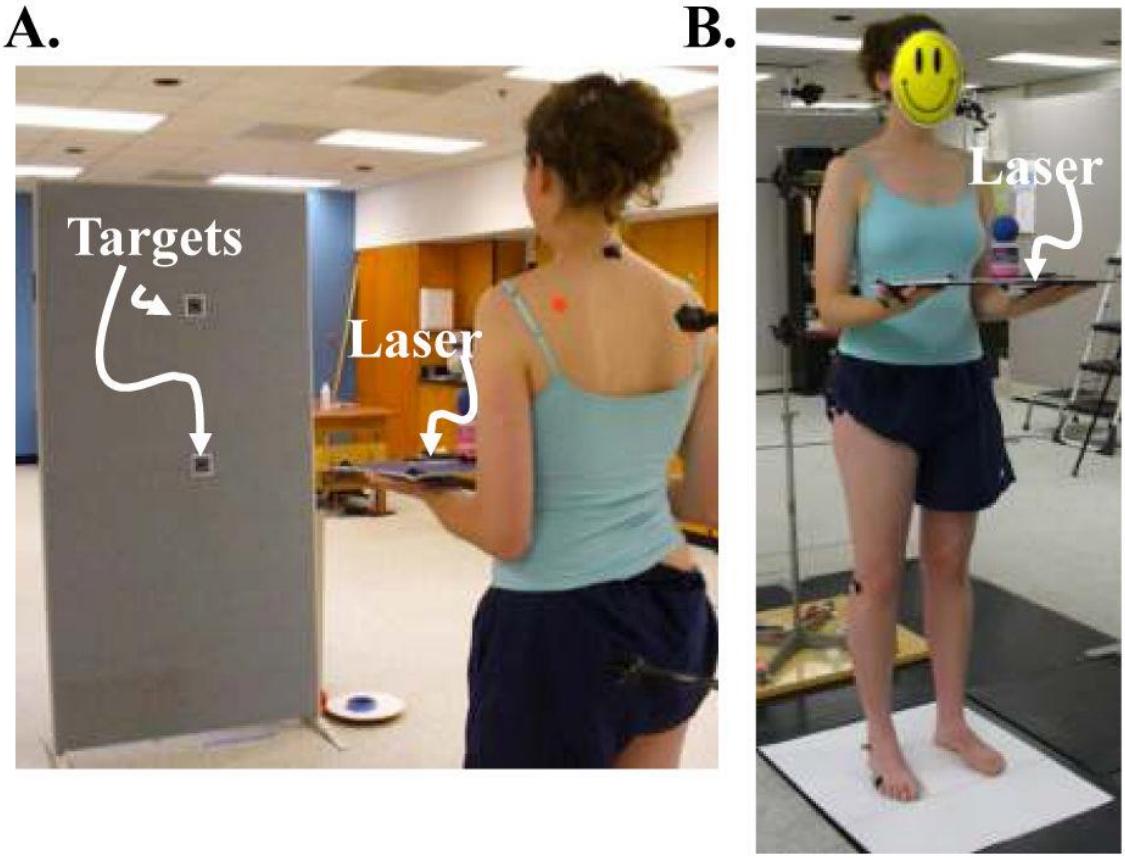


図１－３．Hsu and Scholz （2012）の実験設定．A：背面からの風景．B：右斜め前からの風景．トレーの上にボールが載っている．

持するように関節運動の組み合わせが変化したことから，関節運動の組み合わせは冗長な多自由度の問題ではなく，柔軟に課題の変化に対応できる必要な要素であると述べている．その後，異なる課題においても同様の結論が導かれている（Park et al, 2012; Hansen et al, 2015）．以上のように，全身性動作の制御に関する研究においては，特に Uncontrolled manifold アプローチを用いた研究における報告を中心に，同一課題の繰り返しにおける試行間のばらつきの検討から，課題に依存した体重心位置が中枢神経系によって制御されていると結論付けられている．さらに，その課題に依存した体重心位置の制御のためには，関節運動の組み合わせは柔軟にその

協調関係を変化させており，冗長な自由度の問題というよりは，必要な要素であると結論付けられていた．

また，体重心の移動が課題依存性であったとき，上肢運動と同じように，その移動によって形成される軌道には何らかのコストが最小になるという意味があると考えられている（Umberger, 2010; Sadeghi et al., 2013; Yamasaki et al., 2014）．その意味については，立ち上がり動作において体重心の軌道を形成する関節運動の角度ジャーク（ジャークとは，加速度を時間微分したもの）をコストとしてそれを最小にするというもの（Yamasaki et al., 2014）や同じく立ち上がり動作を３相に区分したとき，各相で目的に応じたコストを最小にするというもの（Sadeghi et al., 2013）が報告されていた．これらのコスト最適性に基づいた報告では，体重心の移動にかかるエネルギーの消費が最小になることが，課題依存性な体重心軌道の意味であるとして解釈されていた．さらに，体重心の移動とエネルギー消費との関連については，代謝コスト（つまり，酸素摂取量）との関連についてのみ検討されていた（Donelan et al. 2002a; Ortega and Farley. 2005; Kuo, 2007）．

１．２．２．体重心の移動に関わるダイナミクス

全身性の動作の運動制御に関する研究においては，Uncontrolled manifold アプローチを中心に中枢神経系が制御する変数について検討され，関節運動ではなく，体重心が制御される変数であった．このことから，Uncontrolled manifold アプローチは，中枢神経系は制御する変数を減らすことで自由度の問題を克服し，さらには関節運動の組み合わせが多自由度であることが多様な運動を遂行可能としているのだと結論付けている．また，体重心の移動がどのような目的で制御されているかについては，課題に応じた位置を制御しているとも述べられていた．ただし，この課題に依存した体重心の位置を制御しているという結論は，同じ動作課題において繰り返し動作を遂行させたときのばらつきの結果から導き出されている．課題とは，全身性動作でいえば立ち上がることやしゃがみこむことである．すなわち，体重心の移動が課題に依存している（課題依存性）という結論を導き出すには，繰り返し同じ動作をさせるのではなく，同一課題に

おいてある関節運動の条件のみを変化させたときの体重心の移動を検討する必要があると考える（課題１）．

次に，全身性動作における体重心の移動が課題依存性の軌道を示す意味について，これまでの研究では，体重心の移動にかかるエネルギーの消費が最小になることだと解釈されていた．運動中のエネルギーは，筋活動によって消費されるから，エネルギー消費を最小にするとは，筋活動を最小にすることと同じ意味である．筋の活動量をできる限り少なくし，かつ体重心の移動という全身性動作の目的を達成するためには，筋活動以外の力源である重力を利用していると考えられる．重力の利用は，全身性動作の１つである歩行動作における体重心の上下振動として観察されている．歩行中の体重心の上下方向への振動は，最上点での位置エネルギーを，重力を利用して運動エネルギーへ変換するエネルギー保存則を利用している．このエネルギー保存則という力学的な法則を利用することで，歩行動作では推進力となる床面を押す筋の仕事を最小にしている（Cavagna et al, 1976; Cavagna and Kaneko, 1977）．歩行で観察される定型的な関節運動もまた，歩行のエネルギー消費の効率を高めているとされている（Saunders et al., 1953; Kuo, 2007）．ただし，これまでの報告では，各定型的な関節運動の有無と酸素摂取量からみた代謝コストによるエネルギー消費との関連しか検討されておらず（Ortega and Farley, 2005; Gordon et al., 2009），関節運動がどのように力学的に体重心の移動，特に歩行の目的である体重心の前方移動に関与してエネルギー消費に寄与しているかが検討されていない．体重心の軌道それ自体でさえ，力学的な法則を利用してエネルギーの消費を減少させているのだから，体重心を構成する関節運動もまた力学的な法則や現象を利用して体重心の移動に寄与しているはずであり，その点が検討される必要がある（課題２）．また，歩行動作では，両脚で支えられる時間があり，このときのエネルギー消費が歩行におけるエネルギー消費に占める割合が多い（Donelan et al., 2002a; Soo and Donelan, 2010）．つまり，この局面でのエネルギー消費を抑えることが歩行全体のエネルギー消費を抑えることにつながる．両脚支持相では，前脚の地面への接地による負の仕事と後脚の地面を蹴りだすプッシュオフの力による仕事によってエネルギーが消費される（Donelan et al., 2002b）．これら前後脚の正負の力が打ち消しあっては，エネ

ルギーの消費が増加してしまう．したがって，歩行にかかるエネルギー消費を少なくするためには，両脚の力が打ち消しあわずに体重心の前方移動という歩行の目的を達成しているはずである．さらに，この相においてでさえもエネルギーの消費は代謝コスト（すなわち酸素摂取量）を変数としてでしか検討されていないため，物理的な観点から両脚の力のタイミングが検討される必要がある（課題３）．

１．３．検討課題と研究目的

本研究の目的は，全身性動作において体重心の移動がどのようなダイナミクス，すなわち関節運動および力で遂行されているかを検討することであった．この目的にそって先行研究を検討した結果，以下の３つの課題が検討される必要があると考えられた．

１）体重心移動が課題に依存し，さらにその課題依存性の体重心の移動を達成するために関節運動の組み合わせが柔軟に変化可能であるかを明らかにする

２）体重心移動にかかるエネルギー消費を減らすために，片側下肢の関節運動がどのような力学的な現象を利用しているかを明らかにする

３）体重心移動にかかるエネルギー消費を減らすために，両脚が発揮する力がどのように協調しているかを明らかにする

以上の課題を検討するために，課題１から課題３に対応する実験を以下の実験１から３のように設定した．

実験１．しゃがみ込み動作を課題として体幹の角度条件を変化させたときの体重心の移動と関節運動の相互関係を検討する．

実験２．歩行で観察される定型的な関節運動の一つである立脚相の膝関節屈曲運動をとりあげ，この運動が力学的な現象を利用して体重心の移動に寄与しているかをヒトの実測とモデル

によるシミュレーションを利用して検討する．

実験３．歩行の両脚支持相において，前後脚による地面への力発揮のタイミングを検討するために位相を力の分析に適用する．位相とは周期運動におけるある時点での変数の位置を差す（ハーケン, 1986; Turvey et al., 1986; 山本, 2005）．つまり，両脚支持相での前後脚の力が，打ち消しあうのではなく，どのようにタイミングをずらして発揮されているのかを検討するために，この相における前後脚の相対位相を検討する．

以上の実験をもとに，全身性動作における体重心の移動のダイナミクスを，関節運動および関節運動によって発揮される力の分析から検討する．

第２章
実験１．体重心移動の課題依存性と関節運動の柔軟性

２．１．目的

これまで，全身性の動作において，中枢神経系に制御される体重心の位置が課題依存性であるという結論は，同じ動作を繰り返し遂行したときの試行間のばらつきに基づいて導き出されていた（Scholz and Schöner, 1999; Scholz et al., 2001）．さらに，全身の関節がもつ機械的な自由度が，冗長な問題ではなく，豊富な資源であるという結論は，立位の保持中に外乱を加えたときの反応における関節運動と体重心位置との関連に基づいて導き出されていた（Scholz et al., 2007; Hsu et al., 2007）．全身性の動作において課題依存性に体重心を中枢神経系が制御していると結論づけるには，体重心が移動する課題において，条件を変化させたときの体重心の軌道の変化が検討されるべきである．さらに，全身性の動作において関節運動の組み合わせが冗長であるという問題ではなく，必要な資源であるという結論を導き出すためには，体重心が移動する課題において，関節運動の条件を変化させたときの体重心軌道の変化と関節運動の組み合わせについて検討するべきである．そこで，本実験では，全身性動作において体重心の移動が課題依存性であることと，その体重心移動を達成するために関節運動が必要な資源であることを検討するために，体幹の角度を変化させたしゃがみ込み動作を課題とした．全身性の動作は，動的なバランスに拘束されている（Massion, 1992; Kuo, 1995）ものの，支持基底面内に体重心が収まっていれば転倒せずに動作を遂行できる（Shumway-Cook and Woolacott, 2013）．しゃがみ込み動作においても，足部がつくる支持基底面は，矢状面内において 25 cm 程度（おおよその足部の長さ）の幅がある．しゃがみ込み動作を遂行するとき，その幅の範囲内であれば無数の軌道が遂行可能である．この前提のもと，しゃがみ込み動作時の体重心の軌道が体幹の角度条件を変化させても一定であれば，しゃがみこむという課題において体重心の移動が課題依存性に制御されているといえる．さらに，体重心が課題依存性に制御されるならば，関節運動の組み合わせが，条件によってどのように変化するかを明らかにすることで，多関節による運動は冗長なシステムである「問題」ではなく，課題依存性の体重心移動を形成するために必要な豊富な資源をもつ

柔軟性の高いシステムであるといえる．そこで，本実験では，体幹の角度を変化させたときのしゃがみ込み動作を課題として，体重心軌道の形の課題依存性と，その形を遂行可能にするために関節の組み合わせが柔軟に変化できることを明らかにすることを目的とした．

２．２．方法

２．２．１．対象

過去に筋骨格系の運動障害の履歴がない８名の健常男性が実験に参加した．年齢は 20 歳から 28 歳であり，平均（標準偏差）の身長と体重は，それぞれ 1.73（0.04）m と 67.8（7.7）kg であった．被験者には，実験参加の前に実験の目的とリスク基本的な実験手順を説明し，書面により同意を得た．この実験は，東北文化学園大学の倫理委員会の承認を得て実施された．

２．２．２．実験方法

各被験者は，20 cm 程度の足幅で両脚立位となった．その姿勢からおおよそ 15 cm 程度下方へしゃがみこむよう指示した．このとき運動の速度は各被験者の好みの速度とし，しゃがみこんだ終了肢位では３秒静止するよう指示した．体重心の移動によるその軌跡と関節の協調性が課題に依存しているかどうかを検討するために，体幹の屈曲角度を５つ設定した．体幹の屈曲角度は，図２－１に示すように，終了肢位における垂線からの角度を 0° （C1），20° （C2），30° （C3），50° （C4）そして 70° （C5）となるように設定した．各条件におけるしゃがみこみの深さと体幹の屈曲角度は，マイクスタンドのような２本のバーによって作成された高さを変化させられるものを使用して，実験開始前に，各条件での動作が滑らかに遂行できるように数回練習された．その後，全被験者が各条件を５試行実施した．

赤外線反射マーカーが各被験者の右肩峰，右大転子，右大腿骨外側上顆，右外果そして右第 5 中足骨頭に貼り付けられた．それらマーカーの運動は，三次元動作解析装置（Vicon370，ViconPeak，UK）を用いてサンプリング周波数 60 Hz で記録され，ワークステーションに保存された．

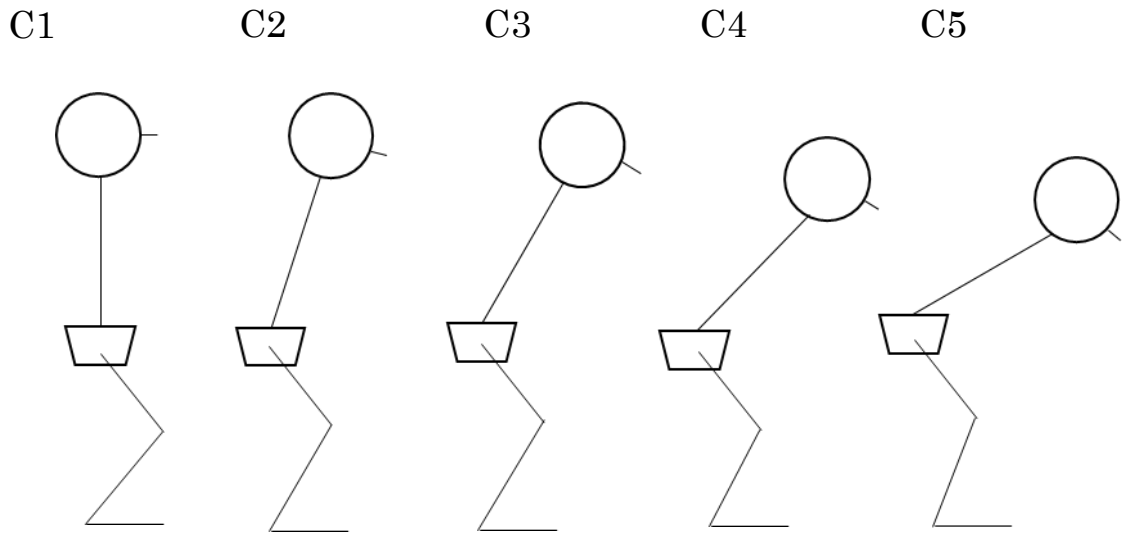


図２－1．C1：体幹屈曲角度 0°，C2：体幹屈曲角度 20°，C3：体幹屈曲角度 30°，C4：体幹屈曲角度 50°，C5：体幹屈曲角度 70°.

２．２．３．データ解析

記録, 保存されたマーカーデータは, 遮断周波数５Hz のゼロラグローパスフィルター（Bryant et al., 1984; Yamada, 1995）を用いて高周波成分を除去することで平滑化された．図２－２A のように各体節の角度が垂線からの傾きとして定義された．さらに，矢状面での全身の体重心座標（X, Y，図２－２B）が以下の式（２－１）によって算出された．

$$X = m_1 x_1 + m_2 x_2 + m_3 x_3$$
$$Y = m_1 y_1 + m_2 y_2 + m_3 y_3 \qquad (2-1)$$

ここで，m_1，m_2 そして m_3 は，それぞれ各被験者の体重に対する下腿，大腿そして体幹の質量であり，その係数は Winter（2005）を参考にした．また，x_1（y_1），x_2（y_2）そして x_3（y_3）

は，それぞれ下腿，大腿および体幹の重心座標 x（y）を表している．各体節の長さに対する重心位置の係数は，Winter（2005）を参考にした．条件間の体重心の軌道の形に違いがあるかを決定するために，体重心の垂直移動距離に対する相対的な前後方向移動距離（前方を正，後方を負）を以下の式（２－２）を用いて算出した．

$$\text{相対的前後方向移動距離} = \frac{\text{（最大前後移動距離）}}{\text{（垂直方向移動距離）}} \qquad （２－２）$$

すべての解析処理は，MALTAB（MathWorks Inc., USA）に自身でプログラムを作成して実施された．

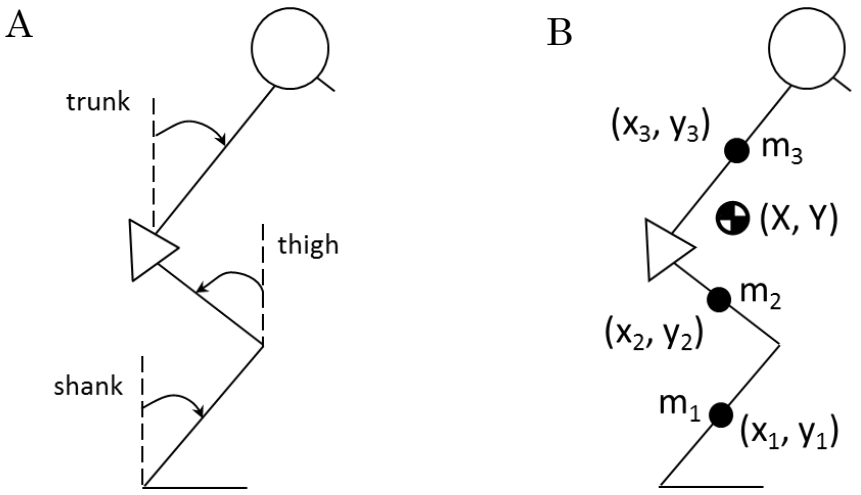


図 2－2．A：各体節における角度定義の概念図．B：体重心（X, Y）および各体節における重心位置とその質量．m1，m2 および m3 はそれぞれ下腿，大腿および体幹の体重に対する質量比．

２．２．４．統計処理

反復測定の一元配置分散分析が，体幹の条件を要因として体重心の相対的前後方向移動距離と終了肢位における体幹の屈曲角度に対して実施された．事後検定として，Bonferroni の多重比較検定が実施された．統計学的有意水準は 5%未満とし，すべての統計処理は，SPSS（IBM Corporation，USA）を用いて実施された．

２．３．結果

２．３．１．体重心軌道

各条件における全被験者の体重心軌道を図２－３に示す．原点は，各被験者の開始肢位（静止立位）における体重心位置とし，それぞれの線は，各被験者の各条件における５試行の平均値である．各条件における１本の線は，１名の被験者の代表値である．すべての条件において垂直に体重心が下降している者から後方へ移動しながら下降している者がおり，体幹の屈曲条件によって特異的な傾向を認めなかった．条件によって特異的な結果を示さなかった原因が，被験者に依存しているためであるかどうかを検討するために，図２－４に各被験者における全条件の体重心軌道を示す．図２－３と同様に，原点は各条件における開始肢位における体重心位置であり，それぞれの線は各条件５試行の平均値である．つまり，各被験者における１本の線は，各条件の代表値である．各被験者における軌道は，条件によらず同じような形を示し，被験者に特異的な形を示した．また，垂直性の体重心軌道を示した被験者が多かった．表２－１に各条件における全被験者の相対的前後方向移動距離を示す．各被験者の値は，各条件５試行の平均値と標準偏差である．分散分析の結果，相対的前後方向移動距離は，体幹屈曲条件の主効果が有意ではなかった（F （4, 28）＝2.49，$p > 0.05$）．

２．３．２．関節運動

各条件における体幹の屈曲角度の全被験者平均値を図２－５Ａに示す．体幹の屈曲角度は，条件による主効果が有意であり（F （4, 28）＝77.62，$p < 0.001$），さらに事後検定の結果，各条

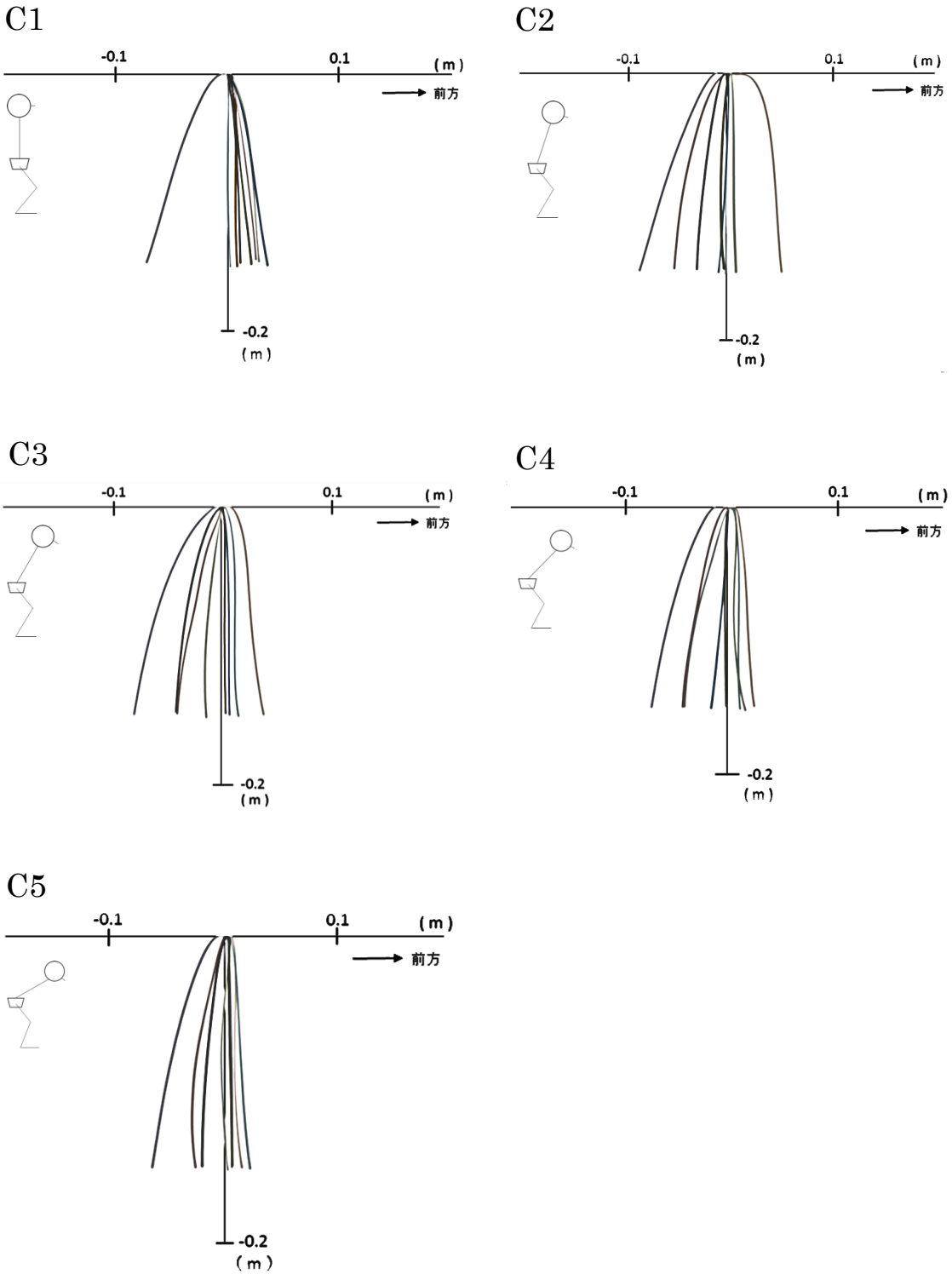


図２－３．各条件における全被験者の体重心軌道．原点は，開始肢位における体重心位置を示す．各条件における１つの線は，各被験者５試行の平均値である．それぞれの条件における模式図は，終了肢位を示している．

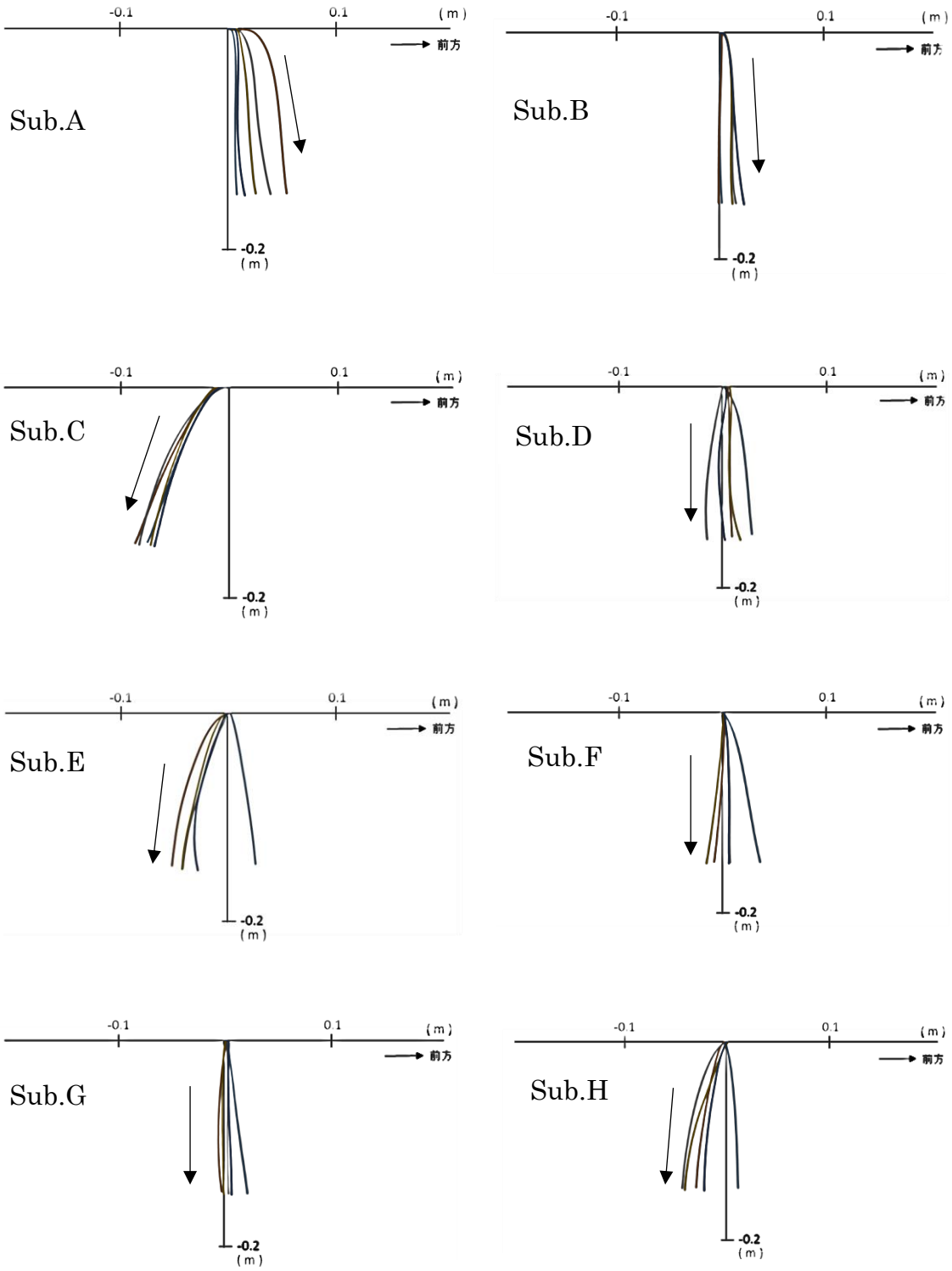


図２－４．各被験者における全条件の体重心軌道．原点は，開始肢位における体重心位置を示す．各条件による１つの線は，各条件の５試行の平均値である．矢印は，各被験者における条件全体での体重心移動方向の傾向を示している．

表２－1．各条件における全被験者の相対的前後方向移動距離（無次元）．

Subject	Conditions				
	C1	C2	C3	C4	C5
A	0.06	0.36	0.26	0.17	0.10
B	0.01	- 0.01	0.10	0.08	0.15
C	- 0.50	- 0.57	- 0.54	- 0.47	- 0.44
D	0.19	0.06	- 0.10	0.10	0.00
E	0.17	- 0.35	- 0.27	- 0.28	- 0.18
F	0.24	- 0.05	0.05	- 0.10	0.04
G	0.14	- 0.01	0.03	- 0.01	0.04
H	0.07	- 0.19	- 0.28	- 0.27	- 0.15
MEAN	0.05	- 0.10	- 0.09	- 0.10	- 0.05
SD	0.23	0.28	0.26	0.22	0.19

（$p > 0.05$）

件間での体幹の屈曲角度は有意に異なった（$p < 0.001$）．図２－５Ｂに終了肢位における体幹屈曲角度に対する下腿と大腿の角度を示す．体幹の屈曲角度の増加に伴って下腿の前傾角度は減少し，大腿の角度は体幹の屈曲角度の変化にかかわらずおおよそ 40° 程度であった．さらに，本実験における体重心位置は体幹，大腿そして下腿の３つの角度から算出されているため，終了肢位における各関節間の関係を図２－５Ｃに三次元の位相図として示す．大腿の角度 40° に作られた平面（灰色部分）内で体幹の屈曲角度の増加にともなって下腿前傾角度が減少するという法則的な関係を示した．

２．４．考察

２．４．１．体重心軌道の形

図２－３および２－４に示されたように，しゃがみこみ動作中の体重心の軌道は，条件に特異的な傾向は示さず，被験者の特性に依存していた．また，多くの被験者では，垂直性の軌道の形

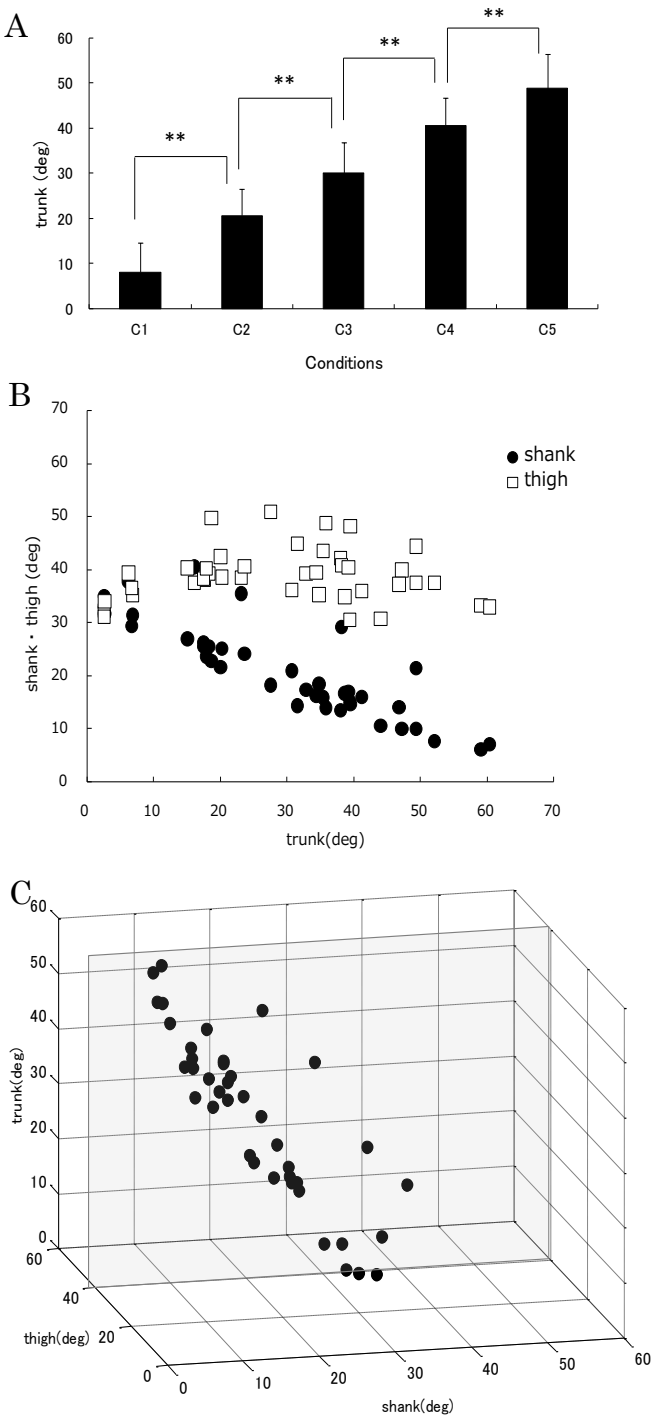


図２−５．A：各条件における全被験者の平均の体幹屈曲角度．それぞれのエラーバーは標準偏差を示す．** $p < 0.001$．B：全被験者における体幹の屈曲角度変化に伴った下腿（黒丸）と大腿（白抜の四角）の角度．C：全被験者における下腿，大腿および体幹の関係を示す三次元位相図. 各点は, 各被験者の各条件における５試行の平均値である．

を示した．体幹の屈曲条件による体重心軌道の形の違いは，統計学的にも認められなかった（表２－１）. 全身性の動作は, 生体力学的なダイナミクス, つまり姿勢の安定と平衡の維持（Massion, 1992; Kuo, 1995）によって拘束されているものの，支持基底面内に体重心が収まっている限り転倒せずに平衡を保つことが可能である．その点から，体幹の屈曲条件にしたがって，条件依存的な体重心の軌道を示すことが考えられたが，本実験の結果は，条件によらず課題に依存した軌道の形を示した．これまでの全身性動作における体重心移動が課題依存性であるという結論は，繰り返し同じ動作を実施させた際のばらつきの程度の低さから導き出されていた（Scholz and Schöner, 1999; Scholz et al., 2001）．しかし，課題依存性とは，運動条件を変化させても課題によって体重心の軌道の形が変化しない場合に結論づけられると考える．したがって，本実験の知見が，体重心の移動は課題依存性であると結論づけることができる．

さらに，本実験に参加した多くの被験者において，体重心はおおよそ垂直な軌道を示したことは，全身性の動作が動的な平衡によって拘束されているだけではなく，関節のトルクを最小にするように形成されていることを示しているかもしれない．Winter et al.（2001）は，静的な立位保持の課題において，全身を質点逆振り子と仮定して振り子の角度と足関節底屈トルクとの関係を検討し，振り子角度の増加に伴って足関節底屈トルクが増加したと報告している．この知見は，本実験のしゃがみこみ動作において，体重心が垂直な軌道から反れるとき，すなわち前後で動揺するとき，その揺れを調整するための関節運動を制御するために過剰なトルク，すなわち筋による仕事が必要であることを示唆している．さらに，Yamasaki et al.（2011）は，立ち上がり動作中の離臀（椅子の座面から臀部が離れる瞬間）後の体重心軌道の垂直性について，jerk（加速度の時間微分した値）最小モデルと関節トルク変化最小モデルとでシミュレーションされた軌道の形を比較した結果，トルク変化最小モデルで算出された体重心の軌道の形の方が，実験結果の体重心軌道の垂直性と類似していたと報告している．この知見は，体重心の軌道の形は，筋によって発生される関節のトルクを最小にするようなものであることを示唆している．

以上のような体重心軌道の形についての知見は，体重心の移動は運動課題に依存した形を示すように制御されており，さらにその形は筋による仕事を最小にするようなものであることを

示唆した.

２．４．２．関節運動の柔軟性

体重心の移動による軌道が課題に依存した形を示した一方で，関節運動は条件の変化（すなわち体幹の屈曲角度の増加）に伴って系統的に変化した（図２－５）．図２－５Ｂおよび C に示されたように，下腿の前傾角度は体幹の屈曲角度増加に伴って減少した．一方，大腿の角度は条件によらず一定の値（40°）を示した．この知見は，関節角度の組み合わせが，課題依存性の体重心軌道の形を形成するために，柔軟に変化することができるということを示唆している．すなわち，体幹の運動が強制された際に，下腿は課題依存性の体重心移動を達成させるために柔軟に変化できることを示唆している．Bernstein（1996）は，動作は階層的な構造で遂行されており，ヒトがしゃがみこみや歩行のような空間内での全身性の動作を遂行するとき，筋－関節リンクは動作の目的を達成するために背景的な調節を担うと提言している．つまり，関節運動は，体重心を空間内で課題依存的に移動させるために調整役として柔軟に変化可能であることを意味しており，本実験の主張を支持する．また，Scholz とその共同研究者（Scholz and Schöner 1999, Reisman et al. 2002a, b）によって提唱された Uncontrolled manifold 仮説は，各関節の運動は，課題に依存した体重心の移動を達成するために協調していると述べている．この知見もまたは，関節運動の組み合わせが，体重心の軌道の形を課題依存性に形成するために組織化されているという本実験の知見を支持している．ただし，この下腿の柔軟な変化は，課題というよりは，平衡に拘束されている可能性がある．体幹の屈曲角度が増加すると体重心は前方へ移動する．体幹屈曲角度増加にともなった体重心の前方移動は，下腿の前傾角度の減少によって補正できる．この平衡に拘束された体重心位置の補正のために下腿の角度が変化したとも考えられる．一方，下腿だけではなく，大腿の角度の増加によっても体重心の前方移動の補正が可能であるにもかかわらず，大腿の角度がおおよそ一定であったことは，下腿と大腿ではしゃがみこみ動作における役割が異なることを示していると考えられる．本実験において，しゃがみこみの深さはすべての条件において 15 cm 程度に規定し，全被験者がすべての条件においてその深さのしゃがみこみ

を実施した（図２－３，２－４）．同じ深さで実施されたしゃがみこみ動作において，一定の大腿の角度を示したことは，大腿の 40°という屈曲角度が 15cm しゃがみこむために必要な角度であることを示唆している．今後，しゃがみこむ深さの変化と大腿の角度変化との関連を検討していく必要があると考える．

体幹の角度変化に対する下腿と大腿の角度変化の違いは，シナジーと関連しているかもしれない．シナジーとは Bernstein（1967）によって最初に定義された，ある運動に伴って共同して活動もしくは運動する筋活動もしくは関節運動の単位である．シナジーは動作遂行における最も低次なレベルであり（Bernstein, 1996; Turvey, 2007），その活動単位としては，筋活動（Krishnamoorthy et al, 2003a,b; Krishnamoorthy et al, 2004; Lacquaniti et al 2012; Latash, 2010）や力発揮（Shim et al, 2005, ; Mattos et al, 2015）などキネティックスのレベルと，関節運動（Wu and Latash 2014；Rosenbaum, 2010）で報告されている．Latash et al.（2002）は多関節運動中の法則的な変化は，システムを構成する各要素（関節運動）がシナジーを伴って協調的に組織化されているときに出現すると主張している．さらに，Rosenbaum（2010）は，肘関節と手関節が同じ方向に回転運動するような容易に遂行可能な多関節運動はシナジーを伴った運動であり，一方で，肘関節と手関節が反対の運動（すなわち肘関節を屈曲しながら手関節を伸展運動させる）のような容易ではない運動はシナジーを伴っていない運動であると述べている．本実験において，検者からみて右側を向いてしゃがみこみ動作を実施するとした場合，体幹と下腿はそれぞれ股関節と足関節周りに時計回りに回転運動している．一方，大腿は膝関節周りに反時計回りに運動していることになる．Rosenbaum（2010）の主張を本実験結果に当てはめると，下腿と体幹はシナジーの結果として協調的な関連を示していることを示唆している．

以上のことから，関節運動の組み合わせは，課題依存性の体重心移動を達成するために柔軟に対応できるような必要な要素である（Latash 2000; Martin et al., 2009）と考えられる．

２．５．要約

本章の目的は，これまで報告されてきた体重心の移動が課題依存性の形を示すという知見

（Scholz et al, 2001; Latash et al., 2002）が，試行間での変動を検討した結果であるために，課題依存性であると主張するためには課題の設定が不十分であるという問題を，同一課題においてある関節の運動条件を変化させたときの体重心の軌道が課題依存性の形を示すかどうかを実験的に検証することであった．加えて，課題依存性の体重心軌道を形成するために関節運動の組み合わせは，柔軟に変化するかどうかをも検討した．

実験は，８名の被験者のしゃがみこみ動作を三次元動作解析装置で記録し，運動条件は体幹の屈曲角度を変化させた５条件とした．

体重心の移動による軌道は，運動条件によらず条件間で同じような形を示した．さらに，下腿の関節運動は，課題に応じた体重心の移動を実現させるために強制された体幹の屈曲角度の変化に対応して変化した．

本実験の結果から，体重心の移動による軌道の形は課題依存性であり，その課題依存性の体重心移動を実行可能にするために関節運動は柔軟に対応できる必要な要素であると考えられた．

第３章
実験２．体重心移動に対する関節運動の力学的現象の利用

３．１．目的

歩行では両脚それぞれが交互に運動をしている．そのため，片側で観察される関節運動は，もう一方でも同様に観察される．歩行中に観察される定型的な関節運動は，体重心の軌道の形を決定することから歩行の決定因と Saunders et al.（1953）に名付けられ，その後，それらの関節運動の体重心移動への寄与について，エネルギー消費の観点から多くの報告がなされた（Kerrigan et al., 2000; Kerrigan et al., 2001; Croce et al., 2001; Kuo, 2007）.

その歩行決定因の一つに立脚相における膝関節屈曲運動がある．Saunders et al.（1953）は，歩行決定因を含んだ正常歩行中の体重心の軌道とコンパス歩行(一方の下肢を膝関節のない１本の棒として，骨盤から下肢までをコンパスのようなモデルとして仮定したときの歩行）による体重心の軌道とを比較して，コンパス歩行による体重心の上下振幅は，正常歩行の２倍となったと報告している．その後，立脚相膝関節屈曲運動の体重心の軌道に対する影響としては，垂直方向の振幅が検討されている．Gard and Childress（1999）は，立脚相膝関節屈曲運動と体重心の垂直方向の振動との位相を検討して，それらの位相が一致していなかったことから膝関節の屈曲運動は体重心の垂直変位には影響しないと報告している．Lin et al.（2014）は，影響係数法を用いて各歩行の決定因と体重心の三次元変位との関連を検討して，立脚相の膝関節屈曲運動は下腿を回転させるだけであって体重心の垂直方向のピーク間の振幅には影響しないと報告している．立脚相での膝関節屈曲運動は，立脚相の初期に観察される．その局面は，これまでの報告（Perry, 1992; Oastin, 2004; Rose and Gamble., 2006）では，体重心は最下点に達する．図３－１A に示されたように，理論的には，膝関節屈曲が体重心の上下振幅に影響しているならば，膝関節が屈曲する局面において体重心は下降すると考えられる．最下点に達する局面で体重心が下降すれば，体重心の上下振幅は大きくなる．そして，体重心の上下振幅が大きくなれば体重心を上昇させるための仕事量が多くなり（Kerrigan et al, 1996; Adamczyk and Kuo, 2009,

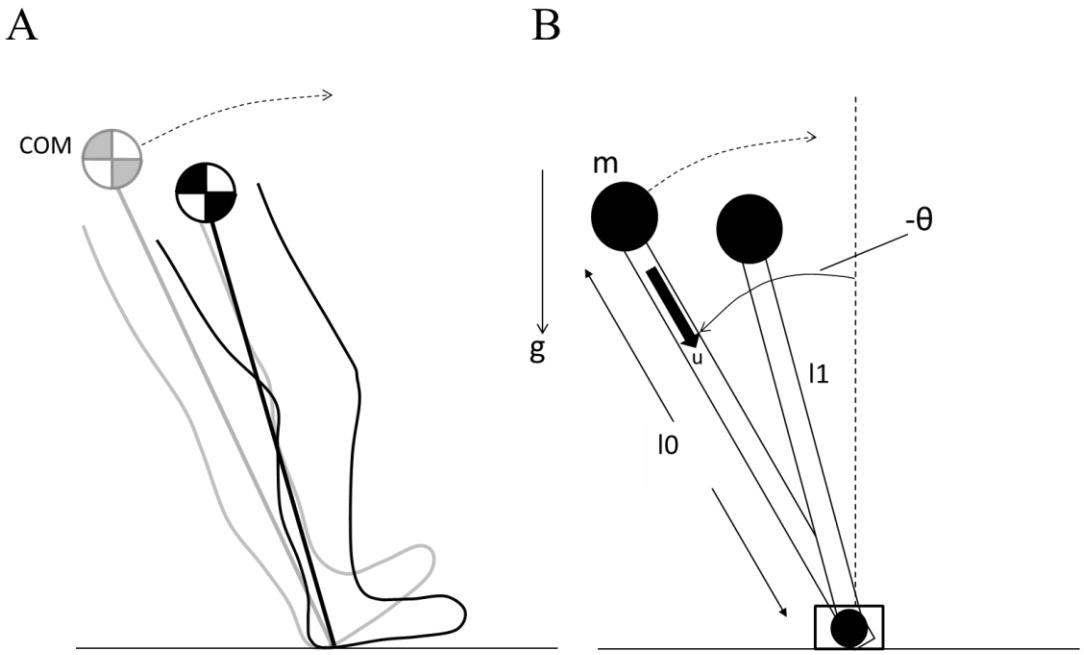


図 3—1．A：膝関節屈曲による体重心（COM）移動に対する影響の模式図．B：可変長逆振り子モデル．棒部分は足関節を仮定した点に固定されており，その反対側には，体重心を仮定した質量 m の質点が付いている．棒部分の初期の長さが l_0 であり，振り子の回転開始後に l_1 へと短縮する．u は棒の長さを変化させるための力，θ は垂線に対する棒の角度，g は重力加速度（9.81 m/s^2）を示している．

Kuo, 2007），歩行に関わるエネルギー消費が増加する．立脚相膝関節屈曲運動を含めた歩行で観察される関節運動は，進化の過程で獲得した運動である（Bernstein, 1996; 長崎, 2004）から，膝関節屈曲運動が歩行のエネルギー消費を増加させているとは考えにくい．

そこで，本実験では，この立脚相の膝関節屈曲運動は，Saunders et al の報告（1953）と異なり，体重心の上下振幅には影響せず，体重心の前方への移動に寄与しているのではないかと仮説を立てた．さらに，自然な歩行では体重心の上下振幅は位置エネルギーを運動エネルギーへと変換させることで，筋による仕事を最小限にしている（Cavagna et al., 1976; Cavagna and Kaneko, 1977）．このように，自然な歩行では体重心の軌道や関節運動は力学的な法則もしくは現象を利

用して筋による仕事を最小限にしていると考えられる．このことから，本実験では，膝関節屈曲運動の体重心前方移動への寄与は，パラメータ励振という力学的な現象を利用していると仮説を立てた．パラメータ励振とは，運動中にシステムを構成する変数（パラメータ）の値が変化することで起きる振動現象であり（Hsu, 1963; Asano and Luo, 2008; 小寺, 2010），ブランコの加速や陸上競技のハンマー投げでのハンマーの加速技術で観察されているものである（山田, 2012）．そこで，本章では，立脚相の膝関節屈曲運動がパラメータ励振という力学的な現象を利用して，歩行の目的である体重心の前方への移動に寄与していることを，健常人による実測とモデルによるシミュレーションから検討することを目的とした．すなわち，歩行を足関節周りに回転する逆振り子と仮定したときに，棒部分にあたる体重心と足関節との距離が，膝関節が屈曲するタイミングで短縮するかを実験的に確かめて，さらに同じ局面で体重心が前方へ加速するかを検討する．さらに，モデルでは棒部分の短縮によって体重心を仮定した質点が前方へ加速しているかを検討した．

３．２．方法

３．２．１．対象

11 名の被験者が本実験に参加した．被験者の平均（±標準偏差）の年齢は 25.6±4.4 歳で，平均の身長と体重はそれぞれ 1.74±0.09 m と 71.2±15.5 kg であった．全ての被験者は健康であり，臨床的な歩行の異常はなかった．各被験者は，実験開始前に実験の目的，リスクと基本的な手順の書かれた書類を読み，そして参加の同意を与えた．全ての実験手順は北海道大学倫理委員会の承認をえて実施された．

３．２．２．実験方法

各被験者に５m の歩行路を好みの速度で歩くように指示した．各被験者は，少なくとも 3 試行を実施した．次の８つの反射マーカーを各被験者の骨指標に貼り付けた．右の肩（肩峰），股関節（大転子），膝関節（大腿骨外側上顆），足関節（外果），足部（第 5 中足骨頭），左の膝関節

（大腿骨内側上顆），足関節（内果）および足部（第１中足骨頭）である．それらのマーカーの動きは一台の高速カメラ（NR3-S2, Motion X, IDT Japan）を用いて，被験者の右側からサンプリング 100 frames/s で撮影された．各被験者の床反力が，歩行路のほぼ中間に並べて埋め込まれた２つの床反力計（OR6-5, AMTI; FP4060, Bertec）によって収集された．２枚の床反力計のデータは Analogue-Digital converter（National Instrument, 16 bits）にて同期され，２つの要素，*Fz*（垂直成分）と *Fx*（前後成分）がサンプリング周波数 1000 Hz にてデジタイズされた．また，カメラによる記録と床反力計による測定はトリガーデバイス（IDT Japan）によって同期された. 垂直成分の正の値は, 上方への力を示し, 前後成分における正の値は前方への力を示す. 各被験者の各足部がそれぞれの床反力計にはっきりと乗らなかった場合は，その試行を排除した．結果として，各被験者において足部がそれぞれの床反力計にはっきりと乗った３つの試行をデータとして保存し分析した．

３．２．３．データ解析

カメラによって撮影された映像における各フレームのマーカー位置は運動解析ソフト（Dipp Motion Pro, Ditect Co. Ltd. ）によって矢状面内のデジタル二次元座標に変換された．座標データは，遮断周波数 6 Hz のゼロラグローパスフィルター（Bryant et al., 1984; Winter et al, 1990; Manal et al, 2002）を用いて，床反力データは，遮断周波数 25 Hz のゼロラグローパスフィルター（Bryant et al., 1984; Soo and Donelan, 2010; Soo and Donelan, 2012）を用いて高周波成分を除去して平滑化された．本実験の解析区間を，各脚が接地している時間を分析する目的で，左足が床に着く時から次の左足が床に着いた後に右足が床から離れるまでと定義した．各被験者の身体質量は１つの床反力計に 10 秒間静止立位を保持したときの床反力の垂直成分の平均として求められた．各被験者の歩行速度は，歩行距離を移動時間で除することにより算出された．

体重心の垂直方向 （*z*） と前後方向 （*x*） の速度，*Vz* と *Vx* は，式（３－１）および（３－２）のように床反力データの垂直成分と前後成分をそれぞれ１回の時間積分によって決定され，また，体重心位置，*dz* と *dx* は式（３－３）のようにそれぞれ速度の垂直および前後成分を時間

積分することによって決定された（Gard et al., 2004; Gutierrez et al., 2006）

$$Vz = Vz_0 + \int \frac{Fz - mg}{m} dt \qquad （３－１）$$

$$Vx = Vx_0 + \int \frac{Fx}{m} dt \qquad （３－２）$$

$$di = di_0 + \int Vi dt \qquad i = z, x \qquad （３－３）$$

ここで，m は各被験者の身体質量，g は重力加速度，9.81 m/s²，Vz_0，Vx_0 はそれぞれ体重心の垂直と前後方向の速度の初期値を示し，また di_0 はその位置の初期値を示す．Fz および Fx は，床反力のそれぞれ垂直および前後成分における前後脚の和である．また，垂直方向の積分定数を解析区間の平均速度がゼロとなるように決定した．前後成分は，積分定数を解析区間の平均速度が各被験者における実測の歩行速度になるように決定した．

歩行を逆振り子と仮定したときの振り子の棒部の長さ変化を観察するために体重心位置と右足関節位置との距離を求めた．平滑化されたマーカーのデータから両膝関節の角度を算出した．立脚相の膝関節屈曲運動がパラメータ励振を発生させているかを決定するために，次のイベントにおける解析区間に対する時間的な割合が算出された．①右足接地直後の右膝関節屈曲角度のピークの時刻（Peak Knee Angle），②右足接地直後の右膝関節屈曲角速度の第１ピークの時刻（Peak Knee Velocity），③右足接地付近における体重心最下点の時刻（COM Lowest point）．④右足接地後の体重心と右足関節との距離の短縮開始時刻（すなわち，負の値の開始時刻; Start of Distance），⑤④の後に観察される体重心と右足関節との距離の短縮速度のピーク時刻（すなわち，50%解析区間付近での負の値の最大値時刻; Peak of Distance），そして⑥右足接地後の体重心の前方への速度の第１ピークの時刻（Peak COM AP Velocity）である．これらの処理は MATLAB（Mathworks Inc., USA）を用いて行われた．

３．２．３．可変長逆振り子モデル

本実験では，膝関節の屈曲によってパラメータ励振現象が体重心に作用してその推進に寄与しているという仮説を検証するために，可変長の質点逆振り子モデルを発展，利用した（図３－１B）．つまり，振り子の棒部分の長さが短くなったときの振り子の角速度が検討された．モデルは，質量のない棒と質点から構成された（図３－１B)．棒は足部を仮定した摩擦のない軸に固定し，質点，m は体重心位置を仮定した．初期の棒の長さを l_0, 棒が縮んだときの長さを l_1 とした．棒の角度は棒の定位と足部を通る垂直軸の成す角，θ とした．したがって，棒の姿勢は，棒の角度と長さで記述された．

可変長逆振り子モデルの運動方程式は，ラグランジュ法を使って以下の式（３－４）で表わされる．

$$\left.\begin{aligned} ml^2\ddot{\theta}+2ml\dot{l}\dot{\theta}-mgl\sin\theta=0 \\ m\ddot{l}-ml\dot{\theta}^{2}+mg\cos\theta=u \end{aligned}\right\} \qquad (3-4)$$

ここで，係数の上にあるドットは各係数の時間微分を表し，個数は微分の回数を表す．u は棒の長さ変化にかかる力である．

棒の長さを変化させるための伝達関数が

$$Gs=\frac{1}{(1+Ts)^2} \qquad (3-5)$$

となるように棒の長さ変化の加速度を

$$\ddot{l}=k_1(l_1-l_0)-k_2\dot{l} \qquad (3-6)$$

とした．ここで，Tは時定数，s は複素数，k_1=1/T²，k_2=2/T である．

式（３－６）を式（３－４）に代入すると，以下の状態方程式（３－７）がえられる．

$$\left.\begin{aligned} \ddot{\theta}=-\frac{1}{ml^2}\left(2ml\dot{l}\dot{\theta}-mgl\sin\theta\right) \\ \ddot{l}=k_1(l_1-l_0)-k_2\dot{l} \end{aligned}\right\} \qquad (3-7)$$

この常微分方程式の解を，MATLAB（Mathworks Inc.，USA）にある４次のルンゲクッタ法のソルバ *ode45* を用いて，吉田（2003）のプログラムを参考に求めた．また，求められた棒の角速度の値から質点の前後速度 *Vap* を以下の式（３－８）によって算出した．

$$Vap = \dot{\theta}\cos\theta \qquad (3-8)$$

３．２．４．統計解析

反復測定の一元配置分散分析が，イベント間の解析区間に対する相対的時刻の差を検討するために使用された．事後検定として Tukey の HSD 検定を用いた．統計学的有意水準は，５%未満に設定した．統計処理は，SPSS（IBM Corporation，USA）を使用した．

３．３．結果

３．３．１．実測による結果

全被験者の平均（±標準偏差）歩行速度は 1.1±0.2 m/s であった．図３－２に代表例の解析区間における体重心の垂直位置の時間変化（A），両側の膝関節の角度（B），床反力の垂直成分（C）と前後成分（D）を示す．さらに，図３－３に残り 10 名の被験者における同様のグラフを示す．各変数の時系列変化はこれまでの報告（Perry 1992; Rose and Gamble 2006）のものと相違なく，体重心の軌道はおおよそ４cm 程度の振幅であり，膝関節はそれぞれの脚において立脚相で１つのピーク，遊脚相で１つのピークを示すダブルニーアクションを示した．立脚相での膝関節屈曲運動のタイミングと体重心の下降とのタイミングは，一致している被験者と一致していない被験者がいた．さらに，床反力垂直成分は，それぞれの脚において二峰性の波が観察でき，前後成分は接地直後に 20 N ほどの瞬間的な正の力を発揮したあと，左脚の 35%解析区間と右脚の 75%解析区間あたりまで負の力を示した．図３－４に図３－２と同じ代表例の解析区間における体重心と右足関節との距離の変化率（A），体重心の前後移動速度（B）および右膝関節の角速度（C）を示す．体重心と足関節との距離は解析区間の 40%から 60%までで短縮してお

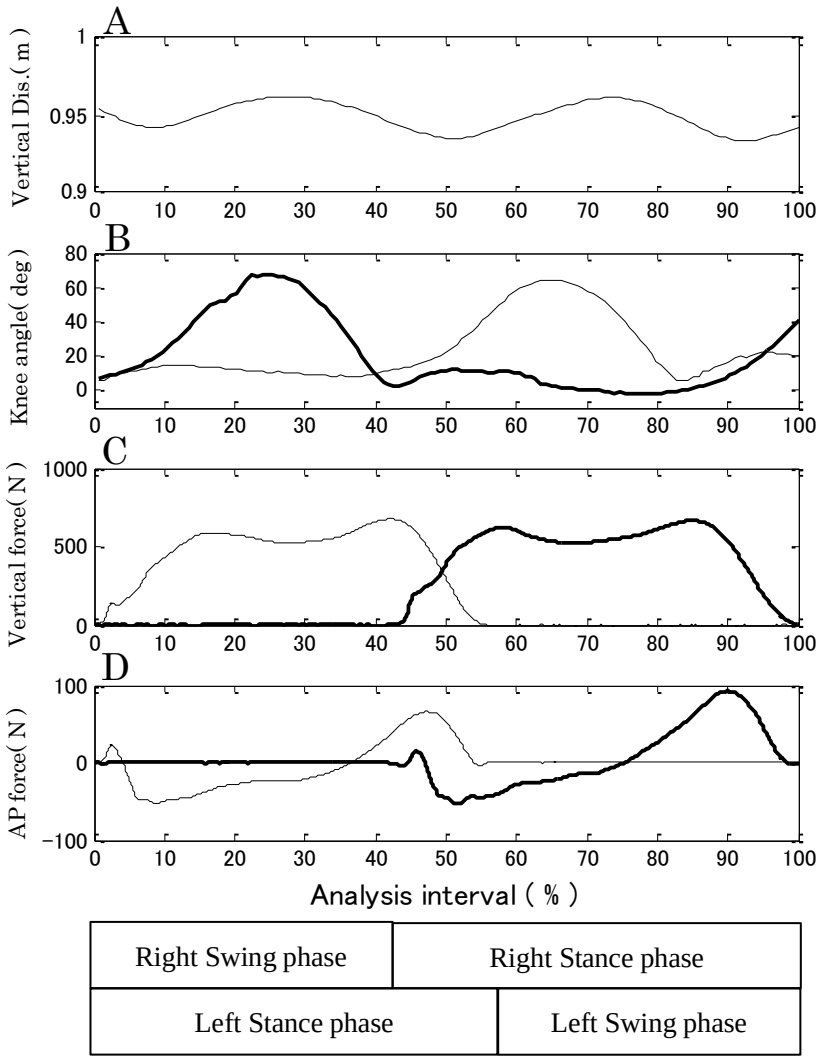


図 3−2. 代表例における解析区間中の体重心の垂直方向変位（A），膝関節屈曲角度（B），床反力垂直成分（C）および前後成分（D）．B~D における太線は右脚の値を示し，細線は左脚の値を示す．床反力前後成分における正の値は推進力を示す．

り，45%あたり（縦の破線）でおおよそ 0.1 m/s の最大速度での短縮を示した．その 45%から 50%の区間で，体重心の前方移動速度は最大 0.01 m/s の加速を示し，膝関節の角速度は 200°/s 程度の屈曲方向の角速度を示した．表３－１に各イベントの解析区間に対する相対的時間を示す．立脚相での膝関節屈曲角度のピーク（Peak Knee Angle）のタイミングと体重心の最下点

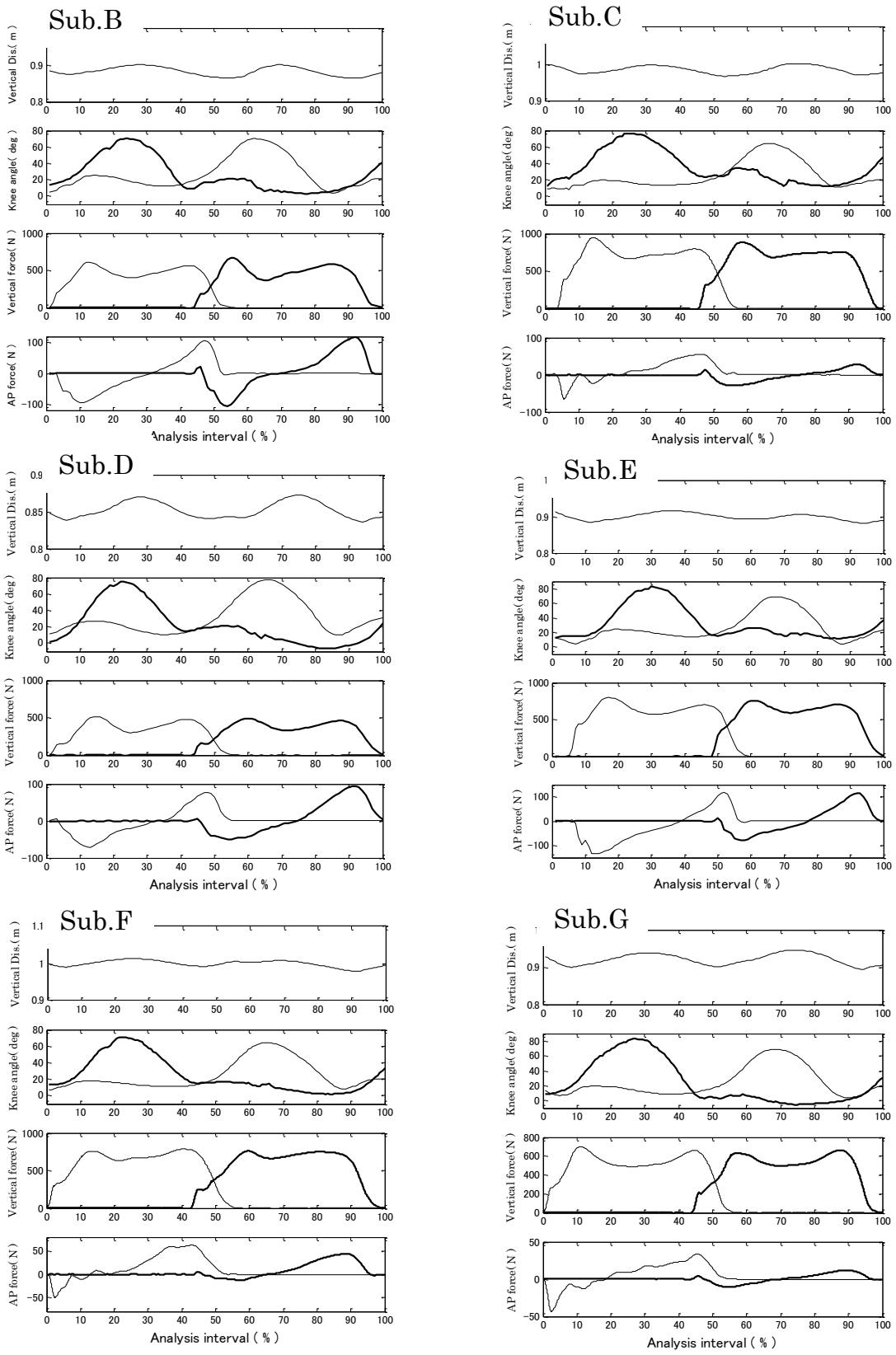


図 3－3. 全被験者における解析区間中の体重心の垂直方向変位，膝関節屈曲角度，床反力垂直成分および前後成分．図の順序および各変数の意味は図 3－2 と同様.

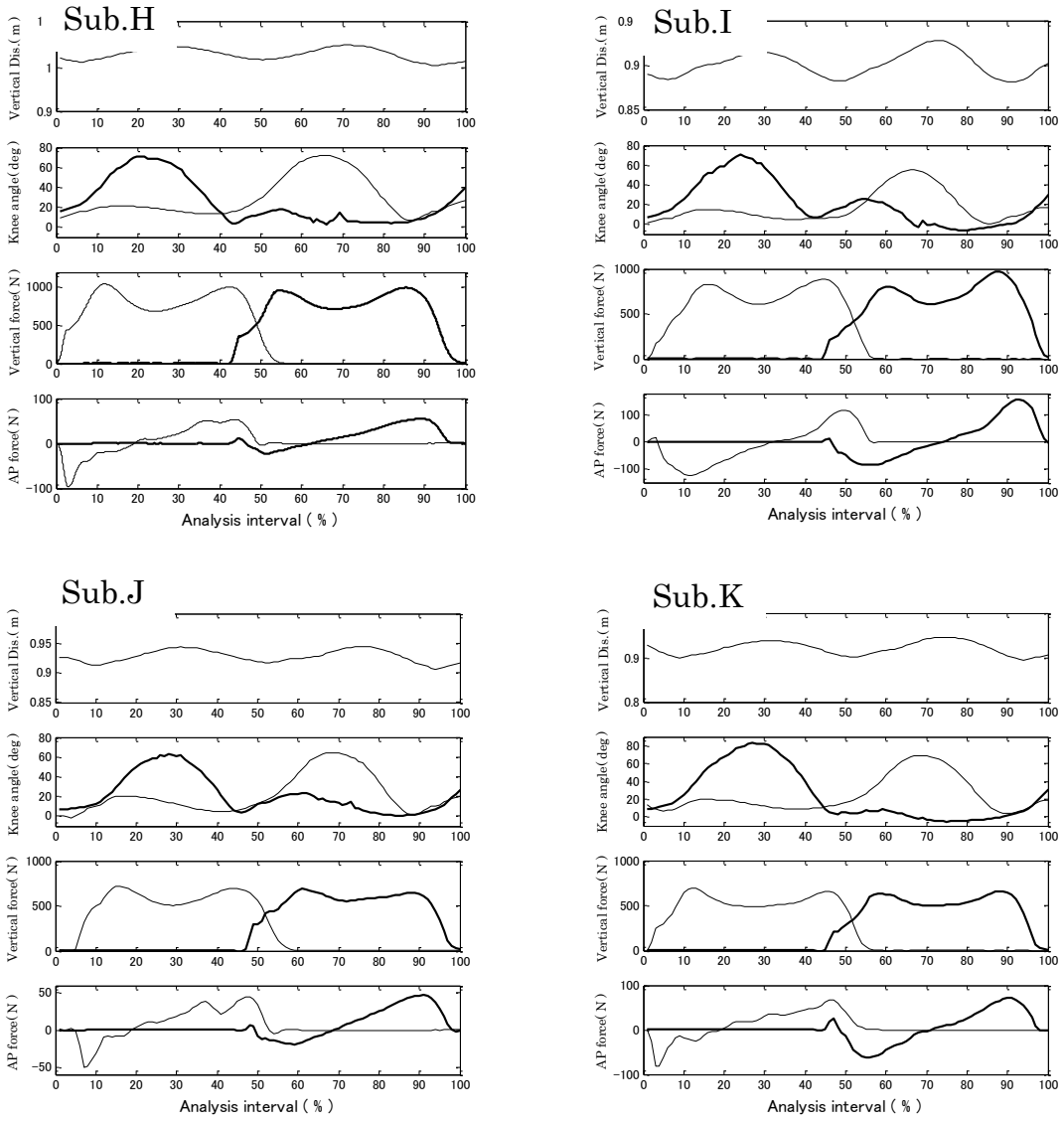


図 3−3 の続き.

のタイミングは有意に異なった（$p<0.001$）．一方，体重心と足関節との距離が短縮するタイミングと体重心が前方へ加速するタイミングについては，有意な違いを認めなかった（$p>0.05$）．

３．３．２．モデルシミュレーション結果

可変長逆振り子モデルにおけるシミュレーション結果を図３－５に示す．上から棒部分の長

さ（A），振り子の角速度（B）および質点の前方移動速度（C）である．棒部分は，実測と同程度の時間で同程度の棒部分の長さを変化させた．棒部分が短くなる局面のうち（0.01 から 0.03 s；破線の範囲）にかけて，振り子の角速度が 3.95 rad/s から 4.0 rad/s までおおよそ 1.3%程度増加し，さらに同じ局面において，体重心を仮定した質点の前方移動速度は 3.88 m/s から 3.97m/s へおおよそ 2.3%加速した．このモデルによるシミュレーション結果は，実測による体重心と足関節との距離の短縮と体重心が同じ局面で加速したことと類似した結果となった．

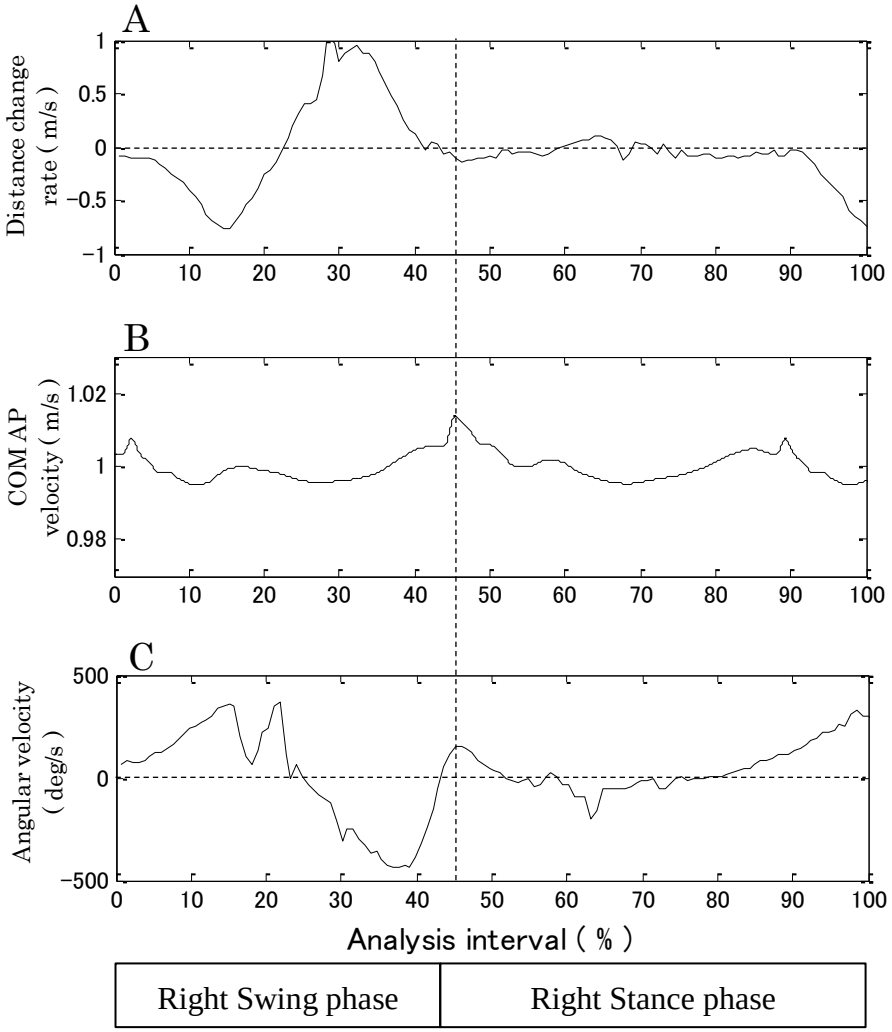


図 3－4．図 3－2 と同じ被験者における解析区間中の体重心と右足関節距離の変化率（A），体重心の前方移動速度（B），および右膝関節の角速度（C）．体重心と足関節の距離の変化率の負の値は距離の短縮を示す．膝関節角速度の正の値は，屈曲方向へ運動していることを示す．垂直な破線は，膝関節屈曲の角速度において右足接地後の正の第 1 ピークを示す．

表 3－1．各イベントの解析区間に対する相対的時刻の平均値（n = 11，標準偏差）

Events	Time (%)
Peak Knee Angle	55.6 (3.1)†
Peak Knee Velocity	46.8 (2.0)
COM Lowest point	52.1 (4.4)†
Start of Distance	46.5 (2.0)
Peak of Distance	52.5 (2.2)
Peak COM AP Velocity	46.3 (1.6)

† Significant difference ($p < 0.001$)

３．４．考察

本実験における全被験者の平均歩行速度はこれまでに報告された自然歩行の速度の範囲内であり（Sekiya et al., 1996; Sekiya et al., 1997），また体重心軌道や膝関節の運動はこれまでの文献のものと類似したパターンであった（Perry,1992; Oastin, 2004; Rose and Gamble., 2006）ため，本実験の被験者は自然な歩行が行えていたといえる．

図３－２，３－３および表３－１に示されたように，膝関節が立脚相で屈曲運動をする局面（実線の 10%と破線の 50%解析区間）において，体重心は，最下点に達する被験者とタイミングが一致しない被験者がおり，統計学的には有意にタイミングの違いを認めた．この知見は，図３－１A にように膝関節の屈曲運動が体重心を下方へ変位させるとは結論付けることはできず，これまでの立脚相膝関節屈曲運動の体重心の垂直変位に関する結論（Gard and Childress, 1999; Croce et al., 2001; Lin et al., 2014）によって支持された．

図３－４および表３－１に示されたように，膝関節が屈曲しているときに体重心と足関節間の距離は短くなっており，また体重心は前方へ加速していた．これらのタイミングは，統計学的にも有意な違いを認めなかった．体重心の前方への加速が，パラメータ励振現象，すなわち回転運動中に体重心と足部との距離が短くなったことによるものかを確かめるために，可変長の逆

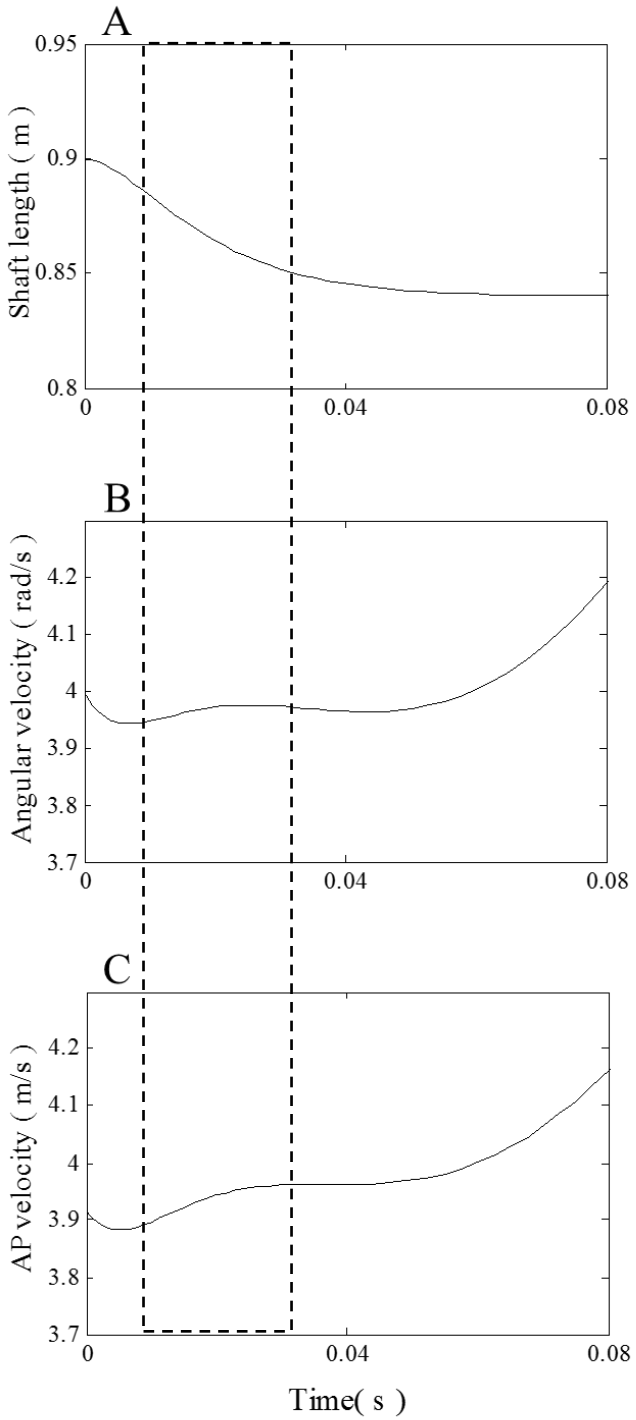


図 3－5. 逆振り子モデルによる棒部分の長さ変化（A），振り子の角速度（B）および質点の前方移動速度（C）の時系列変化．縦の破線は，質点が加速している時刻をさしている．

振り子モデルを用いた．図３－５に示されたように，棒部分の長さが短くなるときに振り子の角速度が上昇しており，また，体重心を仮定した質点は前方へ加速した．この結果は，棒の長さが短くなることで質点が前方への推進力を受けていることを示唆している．加えて，このモデルによる知見と実験による知見は，立脚相に膝関節が屈曲することで体重心と足部の距離が短くなり，その結果として体重心に推進力が加わっていることを示唆している．この体重心を加速させる推進力は，ヒトの歩行を逆振り子と仮定したときに，振り子を構成する係数である棒の長さが短くなる，すなわちパラメータ励振現象によるコリオリの力に起因しており，そのパラメータ励振は，膝関節が屈曲することで発生していると考えられた．コリオリの力とは，見かけ上の力である．すなわち，回転運動中に棒が短くなると角運動量が保存されている質点を含む棒部分の角速度が増加する．この角速度の増加の原因として説明される力のことをコリオリ力という．以上のように本実験における知見は，立脚相における膝関節の屈曲が，体重心と足部の距離を短くすることでパラメータ励振現象を起こし，体重心にコリオリ力を作用させて，その前方への加速に寄与していることの根拠となった．

これまでの立脚相における膝関節屈曲運動の体重心への寄与に関する研究は，体重心の垂直変位に関するもののみであった（Saunders et al., 1953; Gard and Childress, 1999; Croce et al., 2001; Hayot et al., 2013; Lin et al., 2014）．歩行という動作の目的は，体重心を前方へ移動させることである．さらに，歩行で観察される定型的な関節運動は，進化の過程で獲得したパターンであるから（Bernstein, 1996; 長崎, 2004），筋の活動を最小限にして動作を遂行しているはずである．本実験結果は，立脚相膝関節屈曲運動が体重心の前方移動に寄与していることを示し，さらにパラメータ励振という力学的な現象を利用して，筋活動によるエネルギー消費をできるだけ少ない状態としていると考えられた．

３．５．要約

本章の目的は，歩行という両脚の交互運動による動作において，一側下肢の関節運動が，筋による仕事量を減らすように力学的な現象を利用して体重心の移動に寄与しているかという仮説

を，立脚相膝関節屈曲運動の体重心移動への寄与についてヒトによる実測とモデルによるシミュレーションを用いて検討することであった．

実験は，11 名の健常人を対象として床反力計の上を歩行させたときの各骨指標の運動を高速カメラで記録した．モデルによるシミュレーションでは可変長逆振り子を利用して棒部分の長さ変化と質点の移動速度の変化を検討した．

実験による結果では，棒部分を仮定した体重心と足関節の距離は，膝関節が屈曲する局面において短縮し，同じ局面で体重心の前方移動速度は増加した．モデルによるシミュレーション結果では，回転運動中に棒部分が短縮する局面で体重心を仮定した質点は前方へ加速した．

本実験とモデルによるシミュレーションにおける結果は，立脚相における膝関節屈曲運動がパラメータ励振という力学的な現象を利用して歩行の目的である体重心の前方移動に寄与していることを示した．本章の知見から，両脚が交互に運動するような歩行動作において，一側下肢の関節運動が力学的な現象を利用して筋による仕事量を減らすようにしながら体重心移動に寄与していると考えられた．

第４章
実験３．体重心移動に対する両脚の力発揮のタイミング

４．１．目的

歩行は両脚支持相と単脚支持相に大きく分けられる. 単脚支持相は, 逆振り子にたとえられて, 重力を利用し前方へ回転運動をするという重力場に拘束された運動をする（McGeer, 1990; Mochon and McMahon, 1980; Alexander, 1995）．一方，両脚支持相は，両脚で体重心が支えられている時間であり，一方の脚からもう一方の脚へ体重心が移行する局面である．

両脚支持相におけるエネルギー消費は, 歩行全体のエネルギー消費の多くを占める（Donelan, et al., 2002a; Soo and Donelan, 2010）．両脚支持相では，前脚の床面へ接地する際の負の力と後脚の推進力となるプッシュオフ（正）の力が観察される（Perry, 1992; Winter, 2005; Rose and Gamble, 2006）．これらの力によってなされる仕事が両脚支持相で消費されるエネルギーとなるため，これら正と負の力が相殺し合うと体重心の移動にかかるエネルギーが増加してしまう．

両脚支持相における前後脚の正負の力のタイミングについては，先行研究において，前後脚によってなされる仕事の量が等しいことから同時に行われていると報告されていた（Kuo, 2002; Donelan et al, 2002b; Soo and Donelan, 2010）．また，両脚支持相における正負の仕事は，体重心の上下方向の方向転換，すなわち体重心の下方への移動から上方への移動へ方向転換するためになされていると結論付けられている．これらの報告は，いずれも前後脚それぞれの力によってなされる仕事の量が等しいということから，前後脚による正負それぞれの力は同時に行われていると結論付けている．しかし，前後脚の力がどのようなタイミングで発揮されているかどうかを検討するためには，仕事量ではなく時間的要素を検討しなければならないが，その点は検討されていない．さらに，前後脚の正負のそれぞれの力が同時に発揮されているとすれば，これまでの報告（Kuo, 2007; Adamczky and Kuo, 2009）にあるように，体重心を下方から上方へ方向転換するためには有効であるものの，歩行の目的である体重心を前方へ移動させるという観点からは，力が打ち消しあってしまいエネルギー効率が悪い．それゆえ，前後脚における正負の

力は，タイミングのずれを生じさせて発揮されていると考えられる．

そこで，本実験では，両脚支持相において，前後脚それぞれの関節運動の結果である床反力のベクトルを時間的な要素を用いて解析することで，前後脚それぞれが発揮する力の協調関係を明らかにすることを目的とした．前後脚ベクトルの相対的な時間的関係の検討には，矢状面内ベクトルの相対的な角度と垂直成分および前後成分それぞれにおける瞬時位相を用いる．位相とは，周期運動している要素のある時点における位置である（ハーケン, 1986; 山本, 2005）．前後脚の力の相対的な瞬時位相差が明らかになることで，歩行の目的である体重心の前方への移動を達成するために両脚の力がどのようなタイミングで発揮されているかを明らかにできる．

４．２．方法

４．２．１．対象

11 名の被験者が本実験に参加した．被験者の平均（±標準偏差）年齢は 25.6±4.4 歳で，平均の身長と体重はそれぞれ 1.74±0.09 m と 71.2±15.5 kg であった．全ての被験者は健康であり，臨床的な歩行の異常を認めなかった．各被験者は，実験開始前に実験の目的，リスクと基本的な手順の書かれた書類を読み，そして参加の同意を与えた．全ての実験手順は北海道大学倫理委員会の承認をえて実施された．

４．２．２．実験方法

各被験者に５m の歩行路を好みの速度で歩くように指示し，各被験者は，少なくとも３試行を実施した．各被験者の床反力が，歩行路のほぼ中間に並べて埋め込まれた２つの床反力計（OR6-5, AMTI, USA; FP4060, Bertec, USA）によって収集された．２枚の床反力計のデータは Analogue-Digital converter（National Instrument, USA, 16 bits）にて同期され，２つの要素，Fz（垂直成分）と Fx（前後成分）がサンプリング周波数 1000 Hz にてデジタル化された．垂直成分の正の値は，上方への力を示し，前後成分における正の値は前方への力を示す．各被験者の各足部がそれぞれの床反力計にはっきりと乗らなかった場合は，その試行を排除した．結果

として，各被験者の受理できる３つの試行をデータとして保存し分析した．

４．２．３．データ解析

床反力データは，遮断周波数 25 Hz のゼロラグローパスフィルター（Bryant et al., 1984; Soo and Donelan, 2010; Soo and Donelan, 2012）を用いて高周波成分を除去して平滑化された．本実験における解析区間は両脚支持相とし，図４－１に示すように右足（Leading limb）接地から左足（Trailing limb）離地までとした．

１）矢状面内床反力ベクトルの相対角度

両脚支持相において前脚と後脚の矢状面内のベクトルがどのような関係となっているかを検討するために，両脚支持相における前後脚の矢状面内ベクトルの各時刻の相対角度（θ）を，内積を用いて以下の式４－１から算出した．

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{G_L \cdot G_T}{|G_L| \cdot |G_T|}\right) \qquad (4-1)$$

ここで，G_Lは前脚の床反力ベクトル，G_Tは後脚の床反力ベクトルである．この相対角度から前後脚の床反力ベクトルがどのような向きで関係し合っているかがわかり，この角度が小さいほどそれぞれのベクトルの向きが同じ方向を向いていることを示す．

２）床反力各成分の瞬時相対位相

歩行という動作の目的は前に進むことである．さらに，前後成分に対して垂直成分は，７から 10 倍ほどの力であるため，垂直成分と前後成分の合成ベクトルの向きは，垂直成分の影響を強く受けてしまう．そこで，各成分における前後脚がどのようなタイミングで力を発揮しているかを検討するために，前後脚それぞれの各成分の瞬時位相を算出した．位相とは，周期運動中の位置を示すもので，角度で表される．まず，両脚支持相における垂直成分の床反力値 $PG_V(t)$ を，ヒルベルト変換を用いて実数部と虚数部に以下の式（４－２）のように分けた（Boashash 1992a,b）．

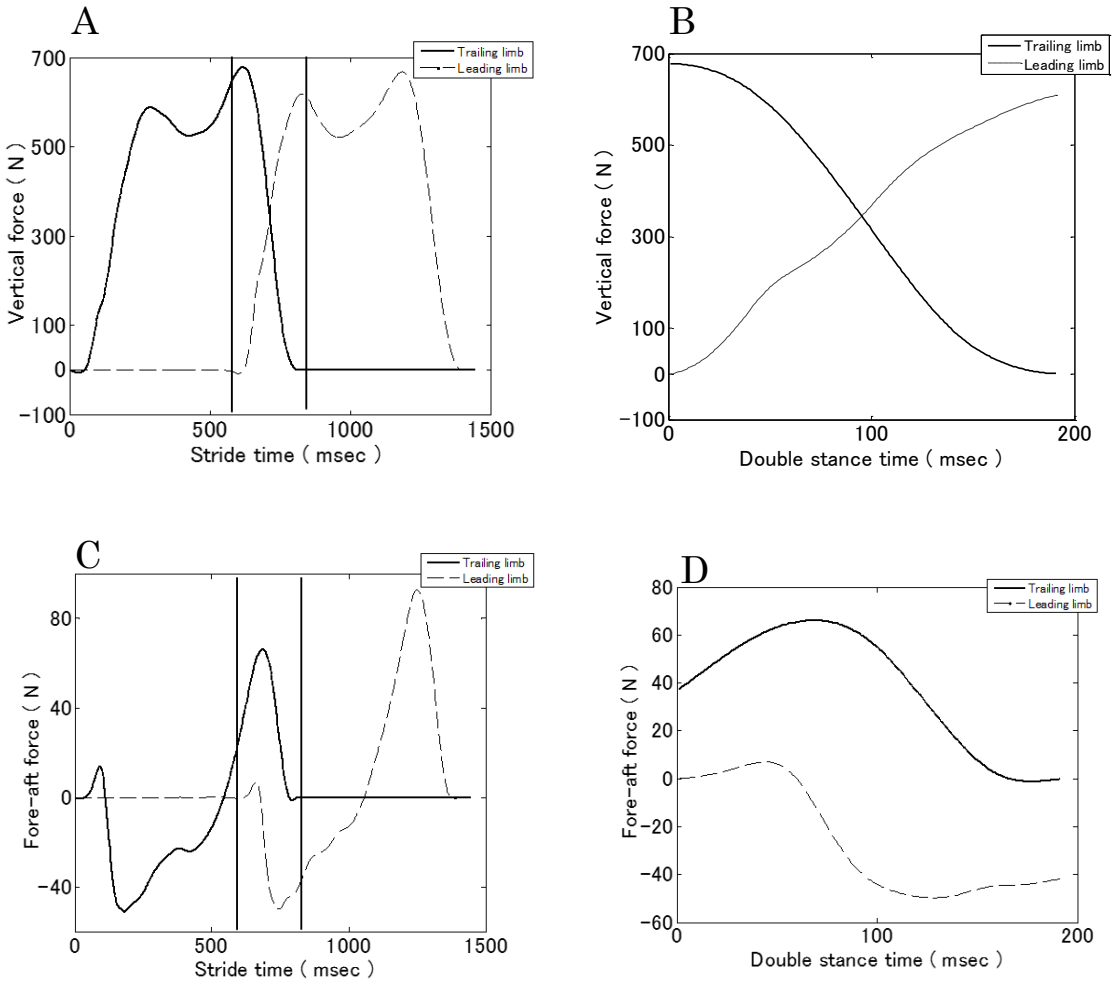


図 4－1．A：代表例における両側の床反力垂直成分の時系列変化．縦の実線の間が両脚支持相を示す．B：両脚支持相における両脚の床反力垂直成分の時系列変化．C：両側の床反力前後成分の時系列変化．縦の実線の間が両脚支持相を示す．D：両脚支持相における両脚の床反力前後成分の時系列変化．それぞれの図における実線が後脚（Trailing limb），破線が前脚（Leading limb）を示す．

$$PG_{LV}(t) = G_{LV}(t) + i\,GH_{LV}(t)$$
$$PG_{TV}(t) = G_{TV}(t) + i\,GH_{TV}(t) \qquad (4-2)$$

ここで，下付けの L は前脚（Leading limb），T は後脚（Trailing limb）を表し，V は垂直成分

であることを表す．また，i は虚数単位，GH_{LV} および GH_{TV} はそれぞれ前脚と後脚の実データをヒルベルト変換した値である．前後成分の床反力値 $PG_{AP}(t)$ を垂直成分と同様に実数部と虚数部に分けた．各成分において求められた実数部と虚数部の値を図４－２のように，複素平面にあてはめて，そのときの θ が各成分の前脚もしくは後脚の瞬時位相となる．垂直成分における前後脚の瞬時相対位相（$\angle\phi_V$）と前後成分における前後脚の瞬時相対位相（$\angle\phi_{AP}$）を以下の式（４－３）および（４－４）から算出した（Palut and Zanone, 2005; Lames, 2006; Okumura et al., 2012）．

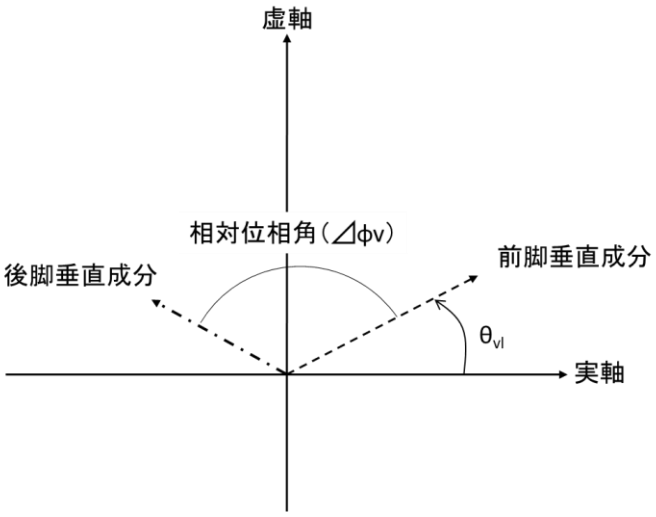


図 4－2．複素平面における床反力各成分の瞬時位相の求め方の概念図．θ_{vl}は，前脚の床反力垂直成分の瞬時位相である．ヒルベルト変換によって求められた解析信号から実数部と実軸に虚数部を虚軸に示し，それらの値から前脚の垂直成分の瞬時位相が求められる．同様に求められた後脚垂直成分の瞬時位相との差が相対位相角（$\angle\Phi_V$）となる．

$$\Delta\Phi_v = \tan^{-1}\frac{GH_{LV}\cdot G_{TV} - GH_{TV}\cdot G_{LV}}{G_{I,V}\cdot G_{TV} + GH_{I,V}\cdot GH_{TV}} \qquad (4-3)$$

$$\Delta\Phi_{AP} = \tan^{-1}\frac{GH_{LAP}\cdot G_{TAP} - GH_{TAP}\cdot G_{LAP}}{G_{LAP}\cdot G_{TAP} + GH_{LAP}\cdot GH_{TAp}} \qquad (4-4)$$

ここで，GH_{LAP}および GH_{TAP}はそれぞれ前後成分における前脚と後脚の実データをヒルベルト変換した値である．矢状面ベクトルと同じように，各成分においてこの値が小さい方が前後脚の力が同じ向きをむいていることを示している．

全被験者の値を平均し両脚支持相各区間での相対位相を比較するために，図４－３のように両脚支持相を 10 等分して各区間での平均値を求めた．その平均値を各被験者にける１区間の値とした．

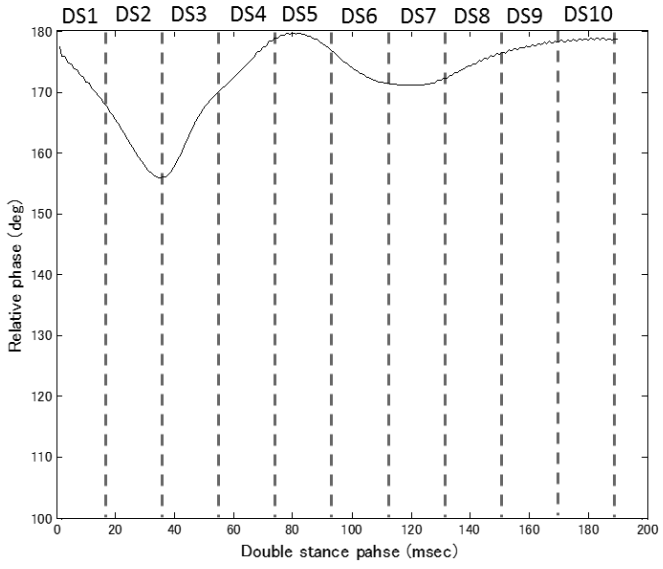


図 4－3．両脚支持相を 10 等分するときの概念図．両脚支持相を DS1 から DS10 まで等分して，それぞれの範囲に含まれる値を平均したものを各区分の代表値とした．

前後脚ベクトルによる相対角度もしくは相対位相の大きさとそれらのベクトルによる合力（*RF*）の大きさとの関係を検討するために，両脚のベクトルの大きさを等しくして，相対角度もしくは相対位相の大きさ（θ）のみを変化させたときの合力変化のシミュレーションを以下の式（４－５）を用いて実施した．

$$RF = \sqrt{a^2 + b^2 - 2abcos(180 - \theta)} \quad (0^\circ \leqq \theta \leqq 180^\circ) \qquad (4-5)$$

ここで，a と b はそれぞれ大きさの等しいベクトルである．

４．３．結果

図４－４に代表例における両脚支持相での矢状面床反力ベクトルを示す．前脚においては，接地後わずかな時間であるが垂直からわずかに前方への力を示し，後脚においては，垂直方向から徐々に前方へ傾いていき，両脚支持相最後には，わずかに後方への小さな力が観察された．図４－５に代表例における両脚支持相での矢状面床反力ベクトルの前後脚相対角度を示す．同様に，図４－６に残り 10 名の前後脚ベクトルの相対角度をまとめて示す．両脚支持相のほとんどの時刻において 10°から 30°程度の相対的な前後脚ベクトルの角度を示した．また，ほとんどの被験者において 10 ms から 20 ms の間および両脚支持相終期において瞬間的に 30°から 90°の大きな値を示した．図４－７に両脚支持相を 10 区間に等分したときの前後脚相対角度の各区間の全被験者平均値と標準偏差を示す．両脚支持相の初期（区間 DS1）と終期（区間 DS10）でおおよそ 20°前後の相対角度を示し，その他の区間では 10°前後の相対角度であった．いずれにしても両脚支持相全体で前後脚の床反力ベクトルの相対角度は小さかった．

ただし，床反力の垂直成分は前後成分よりも 7 倍から 10 倍程度大きな値であり，それらの値に基づいた矢状面内ベクトルは垂直成分に依存する．そのため，前後脚どちらのベクトルも上方へ向く傾向となり，相対角度は小さくなる可能性がある．そこで，垂直成分と前後成分それぞれにおいて前後脚の相対位相を算出した．図４－８に代表例における両脚支持相での垂直成分（A）と前後成分（B）の前後脚相対位相角を示す．垂直成分においては，前脚の力の増加の

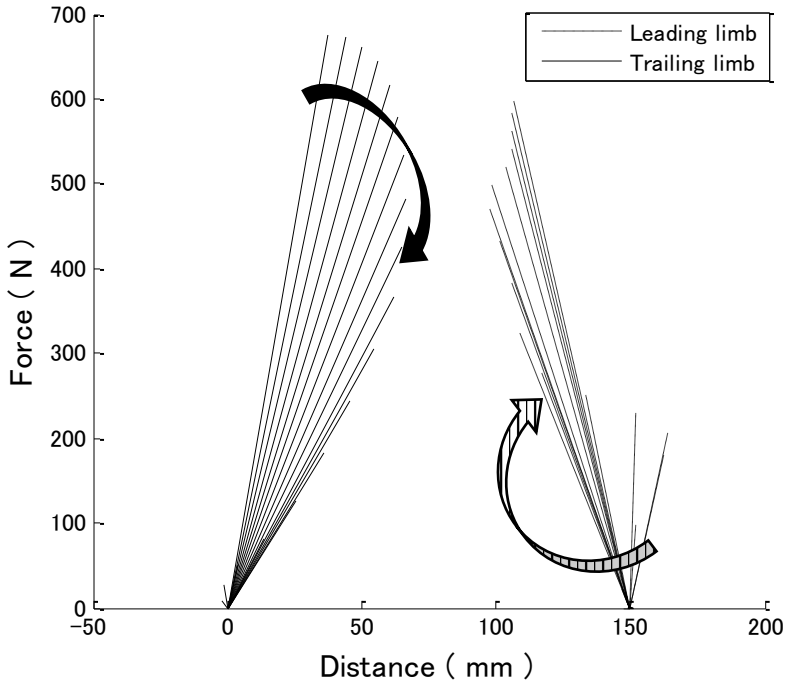


図 4－4．代表例における前脚（leading limb：破線）と後脚（trailing limb：実線）における矢状面内床反力ベクトル．矢印は，前後脚それぞれの変化の時間経過を示す．前後脚ベクトルの関係が見やすくなるように両脚間の距離は 15 cm とした．

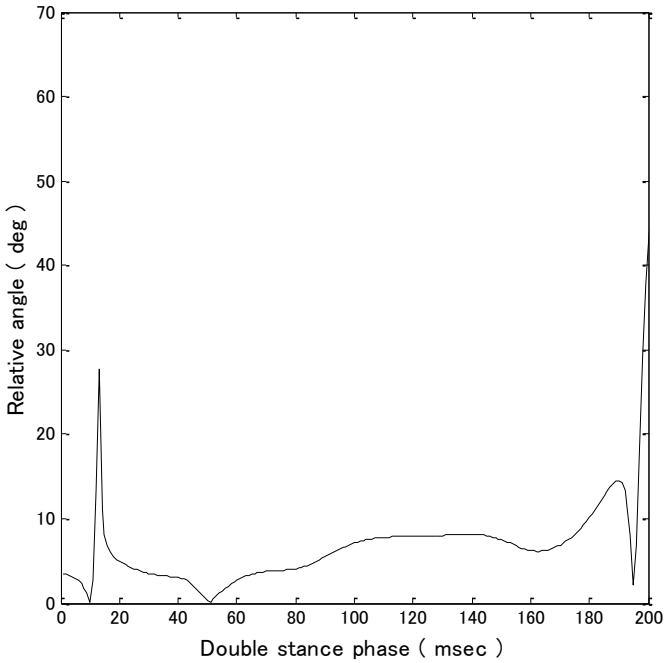


図 4－5．代表例における両脚支持相の矢状面内床反力ベクトルの前後脚相対角度．

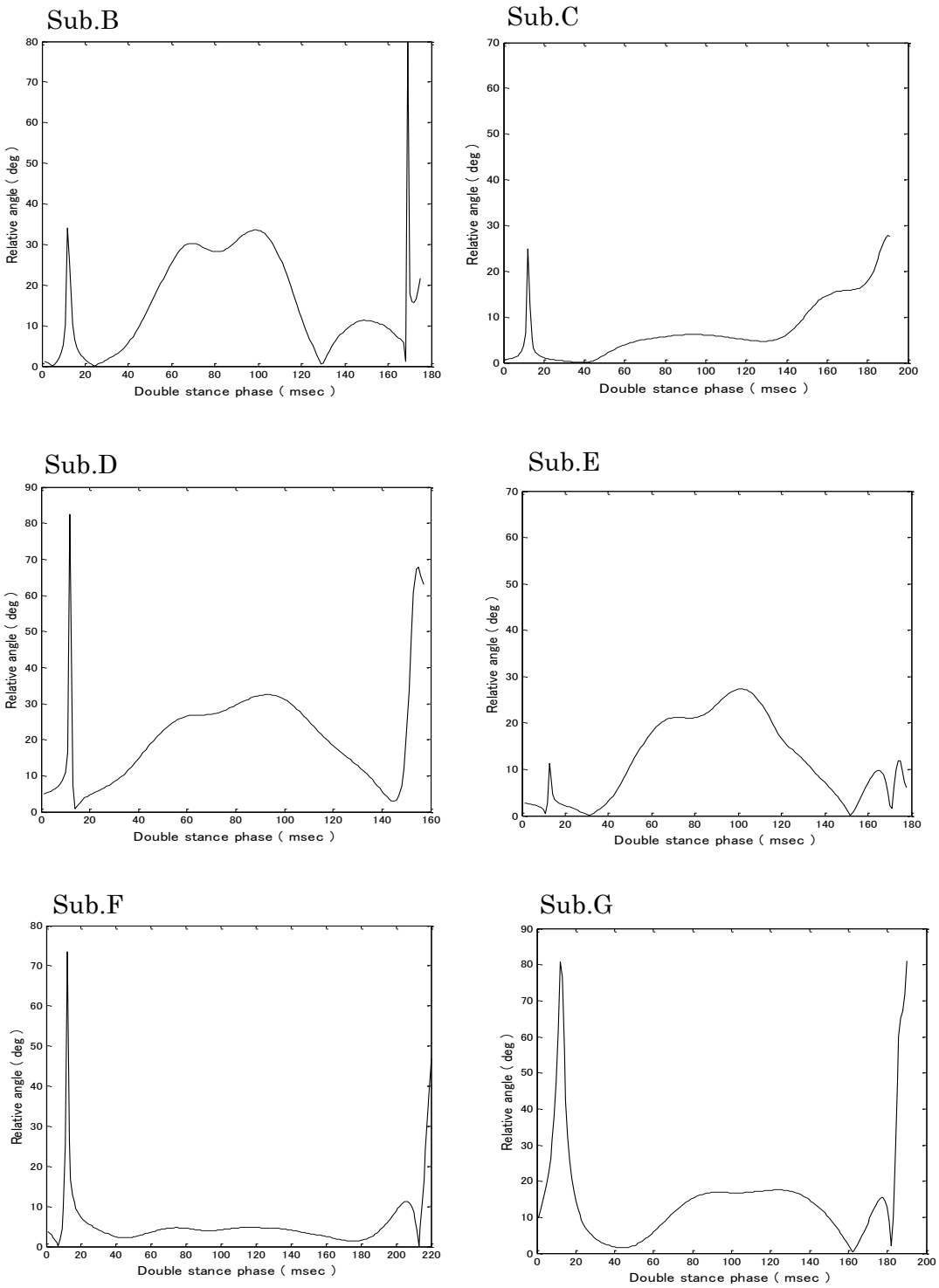


図 4－6. 残り 10 名における両脚支持相の矢状面内床反力ベクトルの前後脚相対角度.

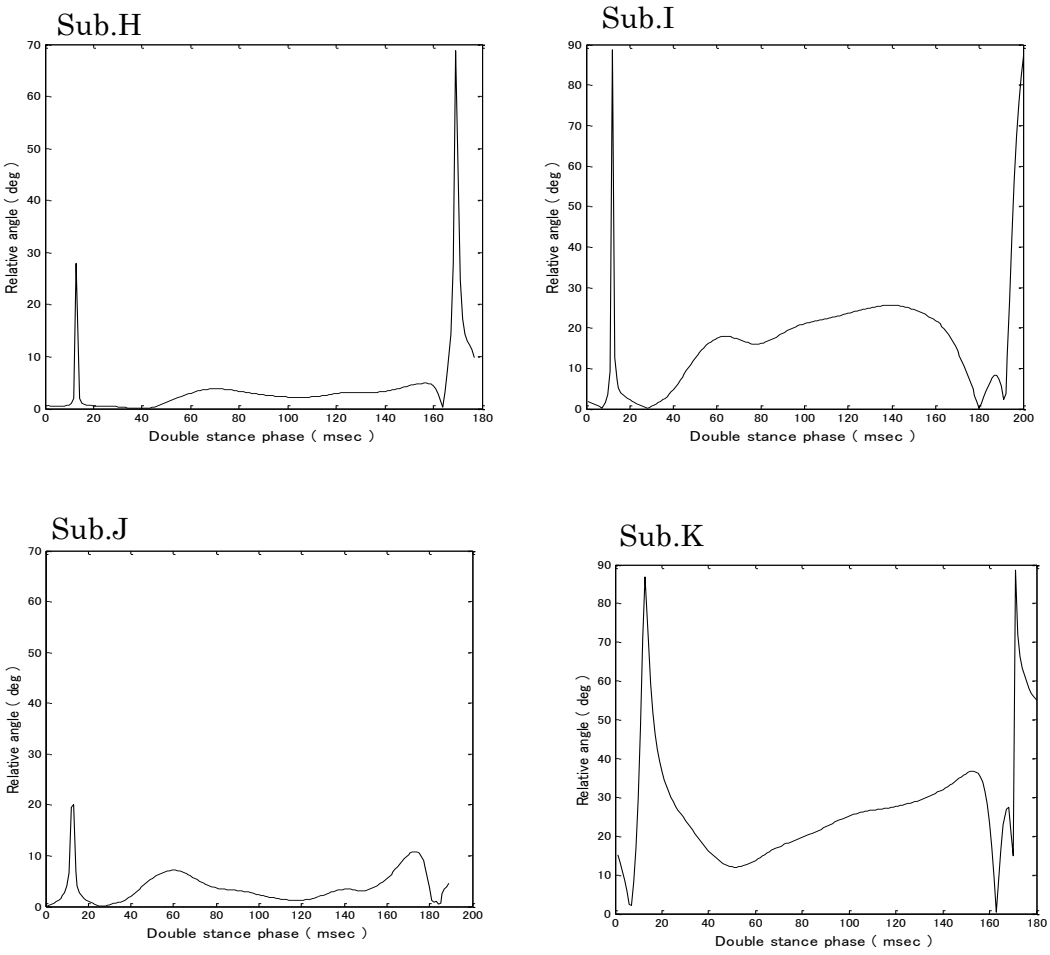


図 4−6 の続き

度合いが曲線を示した 40 ms から 60 ms の間（図４－１B）で，相対的な位相が小さくなっていたものの，両脚支持相全体を通して前後脚の相対位相は逆位相（180°）を示した．前後脚においては，前脚が正の力を示す 0 ms から 50 ms までは小さな相対位相であり，前脚の力が負となるそれ以降については，70°前後の値を示した．両脚支持相を 10 区間に等分したときの垂直成分（A）と前後成分（B）における前後脚相対位相角の全被験者平均および標準誤差を図４－９に示す．垂直成分においては，両脚支持相の全区間において 170°から 180°の値を示し，一方，前後成分においては，40°から 50°程度と垂直成分よりもかなり小さな値を示した．図４－１０に，合力のシミュレーションの結果を示す．相対角度もしくは相対位相の増加にともなって，合力は減少した．

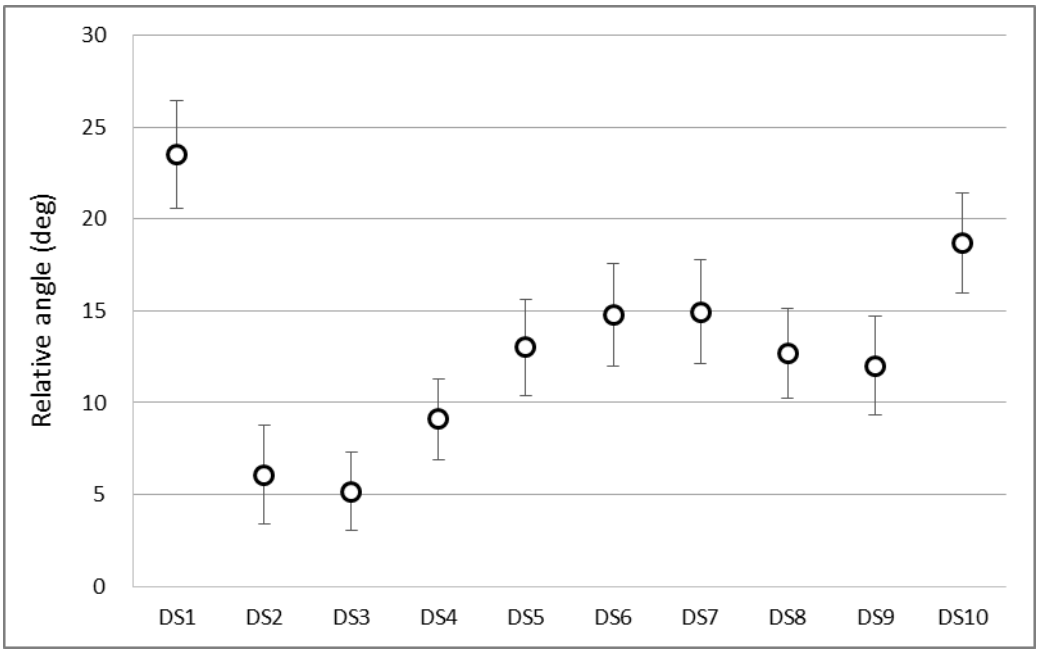


図 4－7．両脚支持相における各区間での矢状面内ベクトル相対角度の全被験者平均（n = 11）．エラーバーは標準偏差を示す．

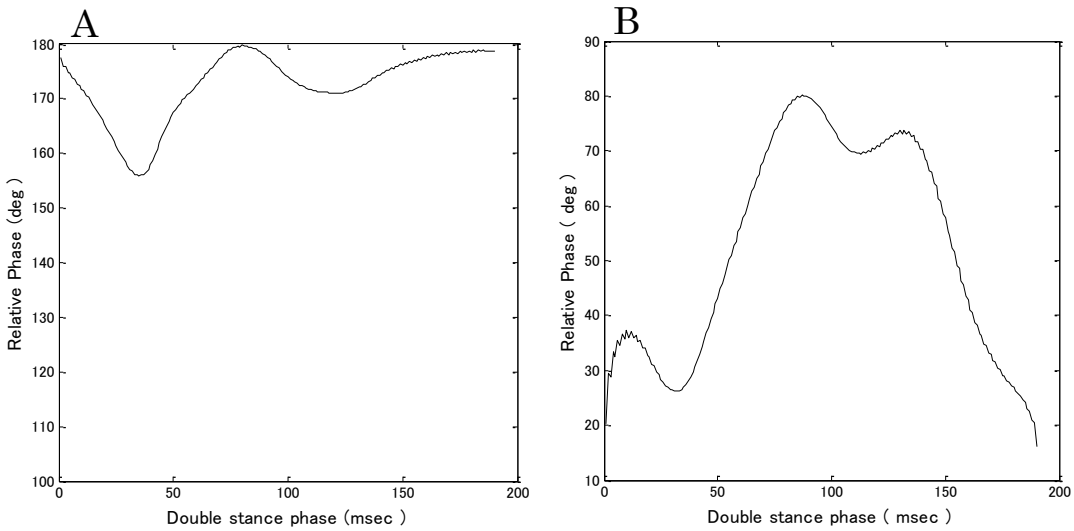
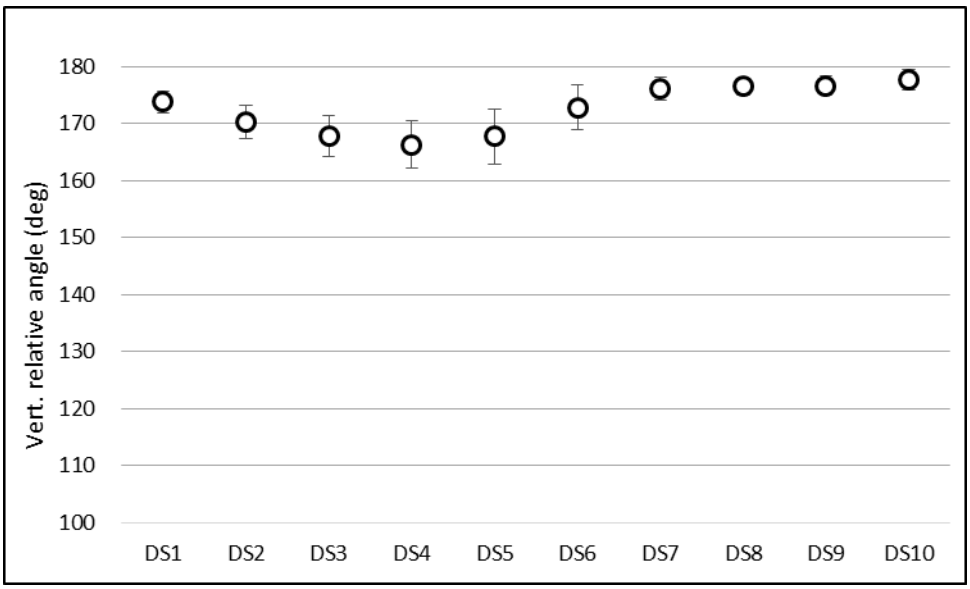


図 4－8．代表例における両脚支持相の前後脚相対位相．A：垂直成分，B：前後成分．

A



B

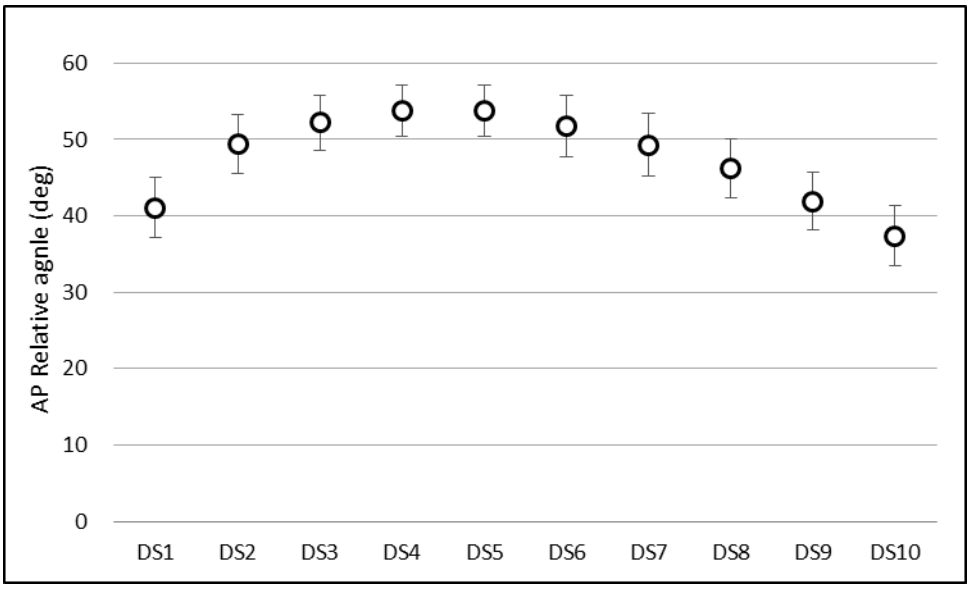


図 4－9．両脚支持相における各区間での前後脚相対位相の全被験者平均（n＝11）．
A：垂直成分，B：前後成分．エラーバーは標準誤差.

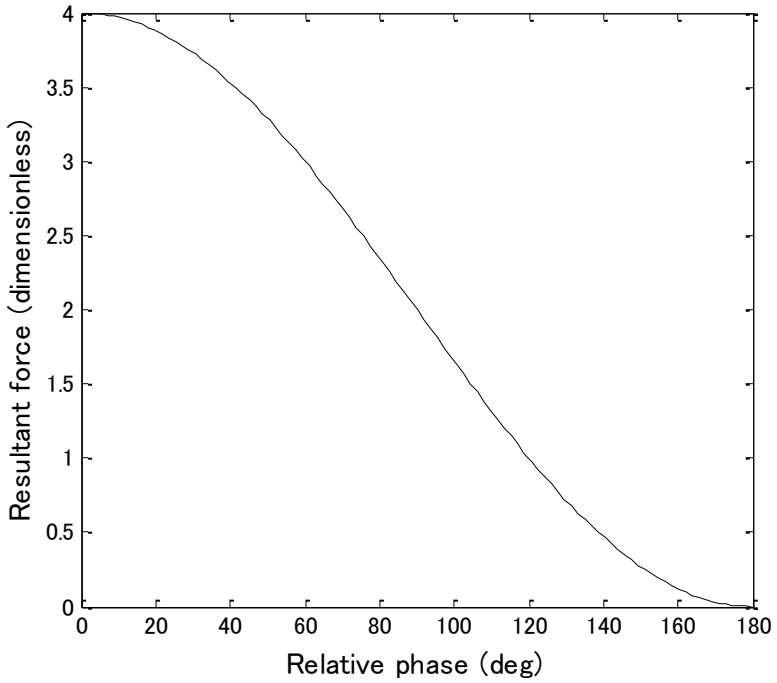


図 4－10. 相対角度変化に対する合力変化のシミュレーション結果. 合力（Resultant force）は，無次元数である．相対角度もしくは相対位相の増加に伴って合力は減少する.

４．４．考察

本実験では，歩行の両脚支持相において前後脚の力発揮がどのようなタイミングで行われて，歩行の目的である前方への推進へ寄与しているかを検討することを目的に，矢状面内床反力ベクトルの相対角度と垂直成分および前後成分の前後脚それぞれの瞬時位相を算出して，相対的な位相を検討した.

矢状面の床反力ベクトルに関する前後脚の相対角度は，図４－５および４－６に示されたように，ほとんどの被験者の両脚支持相の初期と終期において瞬間的に 30°から 90°の大きな値を示した．これは，図４－４に示されたように，前脚が両脚支持相初期に垂直からわずかに前方への力を示すことと，後脚が両脚支持相後期に垂直から後方へわずかな力を示すことに起因していると考えられる．すなわちごく弱い力発揮の時点での相対角度であり，両脚支持相での前後脚の力の関係を検討することからは除外して考えて問題ないと考える．一方，ほとんどの両脚支

持相の区間でおおよそ 10°から 20°程度であった．相対的な角度は，矢状面内での前後脚のベクトルによってなされる角度であるから，値が小さいほど前後脚の力の向きが同じ方向を向いていることを示している．図４－１１に前後脚による合成ベクトル（合力）と相対角度（位相）の関係の模式図を示す．これらの模式図や合力のシミュレーション（図４－１０）による結果からも前後脚の相対角度が小さいほど合力が大きくなるのがわかる．ただし，図４－４に示されたように，両脚支持相での矢状面内ベクトルは垂直成分に依存するために，その向きは上方を向く．つまり，内積により求められた前後脚の相対角度が小さければ，その合力は上向きの力となる．このことは，矢状面内の床反力ベクトルは相殺し合うことはないものの，上向きのベクトルが大きくなることを示しており，体重心の下方移動から上方移動への方向転換に寄与していることを示唆している．

ただし，歩行という動作の目的は前に進むことだから，この内積を用いた解析方法では，歩行の目的に対する前後脚の協調性，つまり，床反力前後成分の力発揮のタイミングが明らかと

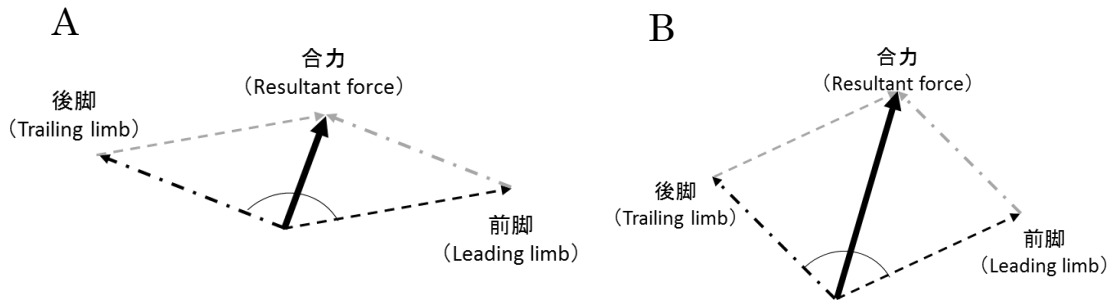


図 4－11．前後脚による合成ベクトル（合力）と相対角度（位相）との関係を示した模式図．A：相対角度が大きい場合，B：相対角度が小さい場合．相対角度が小さい方が，合力が大きくなることがわかる．

ならない．そこで，前後脚それぞれの床反力各成分の各時刻における瞬時位相を，ヒルベルト変換から求められた解析信号を用いて算出した．垂直成分は，図４－９A に示されたように，両脚支持相全体を通じて 180 度の相対位相であった．つまり，垂直成分における前後脚の相対位相は逆位相であった．この知見は，前後脚の力が常に反対方向を向いていることを示しており，後脚の力の減少（荷重が抜けていく）と同時に前脚の力が増加している（荷重量が増えていく）ことを示している．このことは，脚の移行に伴って荷重量が滑らかに後方の脚から前脚へ移動していることを示している．一方，前後成分においては，全被験者の平均値において最大で 55 度程度の相対位相（図４－９B）であった．さらに，前脚が正の力を示す DS1 でより値が小さく，負の力を示す区間のうち前後脚の力の差が大きくなる DS4 から DS6 において最大の相対位相を示した．これらの区間では，正と負の力が相殺し合わないようにタイミングをずらして力が発揮されているためであると考えられた．図４－１０および４－１１に示されたように相対位相が小さいほど合力が大きくなる．前後成分において，小さな相対位相であったことは，歩行の前方へ進むという目的を達成するために前後脚の力を拮抗させずに効率的に発揮していることを示している．前後脚の力が相殺し合えば，歩行にかかるエネルギー消費が増加するから，その力はエネルギー消費に貢献していると考えられる．これらのことから，この実験の結果は，両脚が全身性の動作の目的を達成するために，床反力の前後成分がタイミングをずらして力を発揮し，エネルギー消費を減少させていることを示唆している．

４．５．要約

本章の目的は，歩行という両脚の交互運動による動作において，両脚がどのようなタイミングで力を発揮することで歩行の目的である体重心の前方移動へ寄与しているかどうかを実験的に検討することであった．

実験は，11 名の被験者に床反力計の上を自然に歩かせたときの両脚支持相における前後脚の床反力の垂直成分および前後成分それぞれの力発揮の位相差を検討した．

両脚支持相における床反力前後成分の位相差は，垂直成分のものと比較して十分に小さく，前

後脚の正負の力が相殺されないよう力発揮のタイミングをずらしていることが明らかとなった.

本実験の結果から，同時であると考えられていた両脚支持相における前後脚の力は，ずれを生じさせて体重心の前方移動へ寄与していることが明らかとなり，両脚それぞれが発揮する力は，歩行の目的である体重心の前方への移動へ寄与することでエネルギー消費を減じることに貢献していると考えられた.

第５章　総　括

本研究は，歩行などの全身性の動作において，どのようにその目的である体重心の移動が実行されているか検討することを目的としたものである．そこで，総括である本章においては，まず第１章で指摘した体重心移動のダイナミクスを明らかにするための検討課題を整理する．続いて，それらの検討課題に対して設定された３つの実験で明らかにされた結果を用いて，全身性動作における体重心移動に関するダイナミクスについての提言を行う．

５．１．全身性動作における体重心の移動に関する研究の検討課題

ヴィトゲンシュタイン（2013）と長崎（2004）の著書から動作を目的のある身体運動と定義して，さらに，全身性動作における目的とは体重心の移動であると定義した．中枢神経系によって動作が制御されているとしたとき，制御しなければならない対象が，体重心，関節運動そして筋活動だけではなく，各筋線維までも含まれてしまう．これを自由度の問題（Bernstein, 1967; もしくは Bernstein 問題: Turvey, 1990; Edelman, 1993）と呼び，運動制御研究における解決すべき課題であることを取り上げた．上肢を用いた動作では，中枢神経系は課題に応じた指先の軌道を制御しており，関節運動の組み合わせは，その軌道を達成するために柔軟に協調的に変化すると結論付けられていた（Todorov and Jordan, 2002; Diedrichsen et al., 2010）．全身性動作において自由度の問題を克服するために，中枢神経系はどのように全身を制御しているかについては 2000 年頃より検討されるようになってきた（Schöner, 1995; Scholz and Schöner, 1999; Scholz et al., 2001; Reisman et al., 2002a,b）．

Uncontrolled manifold アプローチがその主流であった．このアプローチは，Scholz and Schöner（1999）によって提唱されたものであり，全身性動作においてどの効果器（例えば，手先か頭部か体重心かなど）が中枢神経系によって制御されているかを検討するものである．このアプローチは，動作は姿勢の連続であることを前提として，ある動作を繰り返し遂行させたときの試行間のばらつきから制御対象を明らかにしており，体重心が中枢神経系によって制御されていると結論付けている．さらに，体重心の移動は遂行している動作課題に依存しており，その

課題依存性の体重心移動を達成するために，関節運動は，無数の自由度をもつ冗長なシステムであるというよりは，必要な資源であると結論付けていた（Latash, 2000; Scholz et al., 2001; Hsu and Scholz, 2012）．ただし，このアプローチにおいて体重心の移動が課題依存性であるという結論は，ある動作を繰り返し試行した際のばらつきから検討されており，この方法では運動条件間の変動が検討されておらず，体重心の移動が課題に依存しているかどうかについて明言できないことを指摘した．そこで，体重心の移動が課題に依存しているかどうかを検討するためには，同一の課題（例えば，しゃがみこみ動作など）において，ある関節の運動を運動条件として変化させたときに，それでもなお運動条件による変化を示さず課題に依存した体重心の移動を示すかどうかについて検討する必要があると考えられた．

また，上肢を用いた動作と同様に，全身性動作においても課題に依存した体重心移動によって作られる軌道の意味は，コスト最小化（Sadaghi et al., 2013; Yamasaki et al., 2014），すなわちエネルギー消費をできる限り減らしていることであると考えられた．体重心の移動にかかわるエネルギー消費を少なくするということは，体重心の移動に必要な筋活動を少なくすることである．そのために，歩行での体重心軌道で観察されるエネルギー保存則のような力学的な法則もしくは現象が，関節運動と体重心の移動，特に歩行の目的である体重心の前方移動との間に成立しているはずであることを指摘した．体重心の移動とエネルギー消費との関連については，これまで代謝コスト，すなわち酸素摂取量を変数として検討されているのみ（Donelan et al., 2002a; Ortega and Farley, 2005）であったため，歩行によって観察される定型的な関節運動において，力学的な現象によって体重心の前方移動に寄与しているかどうかが検討される必要があると考えられた．さらに，全身性動作におけるエネルギー消費を減らすためには，両脚の力を協調して発揮しているはずであることも指摘した．そこで，両脚の協調関係を検討するためには，歩行のエネルギー消費の大半を占める両脚支持相において，前後脚が発揮する力がどのようなタイミングでなされているかが検討される必要があると考えられた．

５．２．全身性動作における体重心移動に関するダイナミクスへの提言

動作には目的があり，全身性動作における目的は体重心の移動であった．体重心は全身の代表点であり，関節運動の総和であるものの，体重心を移動させるためには関節運動が必須である．また，重力場で移動するには力が必要であり，体重心の移動に関するダイナミクスを明らかにするためには，これら関節運動と力とが体重心の移動にどのように関与しているかが明らかにされる必要があった．

全身性動作における体重心の移動について，Uncontrolled manifold アプローチが，中枢神経系が制御しているのは課題に依存した体重心の移動であることを提言した．この提言は，ある動作の繰り返しによる試行間のばらつきから検討されていることから，課題依存性と主張するには条件を付加する必要があると考え，本研究の実験１において，体幹の屈曲条件のみを変化させたしゃがみこみ動作中の体重心と関節運動との関係を検討した．実験１の結果から，体重心は，体幹の屈曲条件による変化を認めずしゃがみこむという課題に依存した体重心の移動を示した．このことから全身性動作において，体重心の移動は課題に依存した形で中枢神経系に制御されているといえた．また，体重心を構成する関節運動においては，多自由度の冗長なシステムとして考えられていたものの，近年課題依存性の体重心移動を達成するために必要な要素もしくは資源として考えられるようになってきた（Latash, 2000; Scholz et al., 2001; Hsu and Scholz, 2012）．実験１においても，課題依存性の体重心の移動を達成するために，強制された関節運動以外の関節が協調的に変化した．これらのことは，関節運動の機械的な自由度は，「冗長な問題」ではなく，「豊富な（abundant）資源」であることを示唆している．

体重心の移動によって形成される軌道が課題依存性であるとき，課題に依存した体重心の軌道にはどのような意味があるかについて，最適化理論研究によって検討されている（Umberger, 2010; Sadeghi et al., 2013; Yamasaki et al., 2014）．最適化理論研究では，様々なコスト関数が用いられているものの，共通している点は，何らかのコストが最小になることであり，すなわちエネルギーの消費が何らかの形で最小になることである．動作中のエネルギーは筋活動によって消費される．歩行などの日常的な全身性の動作は，進化の過程で獲得されたものであるから，体重心の移動に関与する関節運動や床反力が筋活動によるエネルギー消費を抑えるためにどの

ように合理的に体重心移動に寄与しているかが明らかにされる必要があった．そこで，本研究の実験２と実験３から得られた結果を基に関節運動および床反力がどのように筋活動を減らしつつ体重心の移動に寄与しているかを検討する．

本研究の実験２においては，歩行で観察される定型的な関節運動を取り上げ，その関節運動が力学的な現象を利用して筋の活動を減らしながら体重心の移動に寄与しているかどうかを検討した．取り上げられた関節運動は，パラメータ励振という力学的な現象を利用して，歩行の目的である体重心の前方移動に寄与するものであることが明らかにされた．実験３においては，体重心の移動にかかわる力が，特に両脚でどのように協調しているかを検討した．歩行を課題として設定して，歩行中の両脚支持相において前後脚の床反力がどのようなタイミングで発揮されて体重心の移動に寄与しているかが検討された．両脚の床反力の発揮のタイミングについては，位相が用いられた．力は正と負の値をとるため，位相を用いるには注意が必要であるが，それでもなお，力の時間的な要素を検討するためには，位相を用いて検討することが適切であったと考えている．この実験の結果から，両脚による体重心移動にかかわる力の発揮は，同時ではなくタイミングをずらして歩行の目的である体重心の前方移動に寄与していることが明らかとなった．これら実験２と実験３で検討された結果から，全身性動作における体重心の移動にかかわる関節運動および床反力について，関節運動では力学的な法則を利用して筋の活動を減らすことで，体重心移動にかかわるエネルギー消費を減らしており，力については，両脚の床にかける力がタイミングよく発揮されることで体重心の移動にかかわるエネルギー消費を減らしていると考えられる．すなわち，進化の過程でより合理的に体重心が移動できるようなダイナミクスを獲得しているものと解釈できる．ただし，これらの結果は，筋活動を記録しながら検討されているものではなく，これらの関節運動や力の有無によって筋活動を実際に減じることができるかどうかについては，今後の検討課題である．

以上の全身性動作における体重心移動に関するダイナミクスについて，体重心の移動は，遂行される全身性の動作課題に依存しており，その課題に依存した体重心移動を構成する関節運動や床反力は，消費されるエネルギーを減じるように力学的な現象の利用や両脚のタイミングの

ずれなど力学的に合理的に体重心移動に作用していると考えられる．教育学的観点に対する本研究の寄与へ立ち返ると，リハビリテーションにおいて，患者はエネルギーの消費が正常よりも多くなることがある．その原因が，本研究で明らかにされた関節運動や両脚の力発揮の合理性の欠如に起因している可能性が示唆され，リハビリテーションを実施する上で注目する点であると考えられた．

本研究で明らかにされた体重心の移動に対する関節運動や力の合理的な作用は，全身性動作を構成する一部分である．今後，本研究では検討されていない様々な関節運動や力が，どのように体重心移動にかかるエネルギー消費を減らすように作用しているか検討される必要がある．

第６章　結　論

全身性動作における体重心移動のダイナミクス（関節運動や力）を検討するために，１）しゃがみこみ動作における体重心移動と関節運動の相互関係に関する実験（第２章．体重心移動の課題依存性と関節運動の柔軟性），２）歩行動作における関節運動の体重心移動の寄与に関する実験（第３章．体重心移動に対する関節運動の力学的現象の利用），そして３）歩行動作における両脚の床反力に関する実験（第４章．体重心移動に対する両脚の力発揮のタイミング）を行い，得られたデータから以下の結論を導いた．

１）全身性動作における体重心は課題に依存した形で移動する．

２）体重心の移動に関与する関節運動と力は，移動にかかる筋活動を減らすために，体重心の移動に合理的に作用している．

謝　辞

本論文の提出にあたって，審査委員会等の準備に尽力をいただき，また，主査を引き受けてくださった北海道大学大学院教育学研究院保延光一准教授に心から感謝の意を表します．

また，本論文における実験およびモデルでの解析のすべてに適切な道標を立てていただいた中京大学スポーツ科学部山田憲政教授に心から感謝いたします．

さらに，本論文の御校閲，御助言をいただきました北海道大学大学院保健科学研究院山中正紀教授，北海道大学大学院教育学研究院阿部匡樹准教授に深く感謝いたします．

本研究がこのような形にまとまるまでに，実に多くの方々にお世話になりました．本研究の実験１においては，修士課程での恩師である東北文化学園大学長崎浩名誉教授にご指導いただいた内容をアレンジしたものであり，身体運動に関する研究会において，さらなる御助言をいただき，本研究の発展につながりました．また，運動方程式の立て方から MATLAB でのコンピューター言語までを御教授いただいた東北文化学園大学藤澤宏幸教授，身体運動に関する研究会においてモデルの妥当性などを議論させていただいた理化学研究所山崎弘嗣研究員には，研究の手法について多くのことを教えていただきました．東北文化学園大学村上賢一講師とは，東北文化学園大学在籍時に，多くの共同研究を通して身体運動研究に関する議論を深めることができました．北海道大学教育学院名取進吾氏（現田柄第二小学校），岩田拓也氏（現株式会社富士通エフサス）には，休日においても実験や解析を手伝っていただきました．

最後に，遊び盛りにもかかわらず遊び相手をできず，自分たちで工夫して遊びをみつけた子どもたち，その子どもたちを支えながら私までをも支えてくれた妻ひろこに感謝します．

文　献

Abend W., Bizzi E. and Morasso P (1982) Human arm trajectory formation. *Brain*, 105, 331-348.

Adamczyk, P.G. and Kuo, A.D. (2009) Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking. *Journal of Experimental Biology*, 212, 2668-2678.

Alexander R.M. (1995) Simple models of human movement. *Applied Mechanics Reviews*, 48, 461-469.

有本卓，関本昌紘. (2001) *力学入門*. オーム社，東京.

Asano, F and Luo, Z (2008) Energy-efficient and high-speed dynamic biped locomotion based on principle of parametric excitation. *IEEE Transactions on Robotics*, 24, 1298-1301.

Bernstein, N.A. (1967). *The coordination and regulation of movements*. Oxford; Pergamon Press.

Bernstein, N.A.（著）工藤和俊（訳）(1996) *デクステリティ 巧みさとその発達*. 金子書房，東京.

Boashash B (1992a) Estimating and interpreting the instantaneous frequency of a signal-part 1: Fundamentals. *Proceedings of the IEEE*, 80, 520-538.

Boashash B (1992b) Estimating and interpreting the instantaneous frequency of a signal-part 2: Algorithms and applications. *Proceedings of the IEEE*, 80, 540-568.

Bryant, J.T., Wevers, H.W. and Lowe, P.J. (1984) Method of data smoothing for instantaneous center of rotation measurements. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 22, 597-602.

Cavagna, G.A., Thys, H. and Zamboni, A. (1976) The sources of external work in level walking and running. *Journal of Physiology*, 262, 639-657.

Cavagna G.A. and Kaneko M. (1977) Mechanical work and efficiency in level walking and

running. *Journal of Physiology*, 268, 467-481.

Croce U.D., Riley P.O., Lelas J.L. and Kerrigan D.C. (2001) A refined view of the determinants of gait. *Gait and Posture*, 14, 79-84.

Diedrichsen J., Shadmehr R. and Ivry R.B. (2010) The coordination of movement: optimal feedback control and beyond. *Trends in Cognitive Sciences*, 14, 31-39.

Donelan J.M., Kram R. and Kuo A.D. (2002a) Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *Journal of Experimental Biology*, 205, 3717-3727.

Donelan J.M., Kram R. and Kuo A.D. (2002b) Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *Journal of Biomechanics*, 35, 117-124.

Edelman G.M. (1993) Neural Darwinism: Selection and reentrant signaling in higher brain function. *Neuron*, 10, 115-125.

Fitts P.M. (1992) The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology,* 121, 262-269.

Flash T. and Hogan N. (1995) The coordination of arm movements: An experimental confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience*, 5, 1688-1703.

Gard, S.A. and Childress, D.S. (1999) The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 26-32.

Gard S.A., Miff S.C. and Kuo A.D. (2004) Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Human Movement Science*, 22, 597-610.

Ghez C. and Gordon J. (1987) Trajectory control in targeted force impulses. I. Role of opposing muscles. *Experimental Brain Research*, 67, 225-240.

Gordon, K.E., Ferris, D.P. and Kuo, A.D. (2009) Metabolic and mechanical energy costs of

reducing vertical center of mass movement during gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90, 136-144.

Gribble P.L. and Ostry D.J. (1999) Compensation for interaction torques during single- and multi-joint limb movement. *Journal of Neurophysiology*, 82, 2310-2326.

Gutierrez E.M., Bartonek A. and Saraste H. (2006) Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass displacement in three dimensions during gait. *Human Movement Science*, 25, 238-256.

ハーケン H.（著），斎藤信彦，小林尚志，長島知正（共訳）(1986) *シナジェティクスの基礎―不安定性の階層＝システムとデバイスの自己組織化―*. 東海大学出版会，東京.

Hansen E., Grimme B., Reimann H. and Schöner G. (2015) Carry-over coarticulation in joint angles. *Experimental Brain Research*, 233, 2555-2569.

Hayot C., Sakka S. and Lacouture P. (2013) Contribution of the six major determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Human Movement Science*, 32, 279-289.

Hsu CS. (1963) On the parametric excitation of a dynamic system having multiple degrees of freedom. *Journal of Applied Mechanics*, 30, 367-372.

Hsu W.L., Scholz J.P., Schöner G., Jeka J.J. and Kiemel T. (2007) Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. *Journal of Neurophysiology*, 97, 3024-3035.

イアコボーニ M.（著）塩原通緒（訳）(2011) *ミラーニューロンの発見－「物まね細胞」が明かす驚きの脳科学*. 早川書房，東京.

川人光男. (1996) *脳の計算理論*. 産業図書株式会社，東京.

Kelso J.A.S. and Jeka J.J. (1992) Symmetry breaking dynamics of human multilimb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 645-668.

Kerrigan, D.C., Thirunarayan, M.A., Sheffler, L.R., Ribaudo, T.A. and Corcoran, P.J. (1996) A tool to assess biomechanical gait efficiency: A preliminary clinical study. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 75, 3-8.

Kerrigan D.C., Croce U.D., Marciello M. and Riley P.O. (2000) A refined view of the determinants of gait: significance of heel rise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 1077-1080.

Kerrigan D.C., Riley P.O., Lelas J.L. and Croce U.D. (2001) Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 217-220.

厚生労働白書 平成 26 年版. (2014) *健康長寿社会の実現に向けて～健康・予防元年～, 第 3 章*. pp. 132-247.

Krishnamoorthy V, Latash M.L., Scholz J.P. and Zatsiorsky V.M. (2003a) Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. *Experimental Brain Research*, 152, 281-292.

Krishnamoorthy V., Goodman S., Zatsiorsky V.M. and Latash M.L. (2003b) Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: identification of muscle modes. *Biological Cybernetics*, 89, 152-161.

Krishnamoorthy V., Latash M.L., Scholz J.P. and Zatsiorsky V.M. (2004) Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: effect of instability and additional support. *Experimental Brain Research*, 157, 18-31.

Krishnamoorthy V. Yang J.F. and Scholz J.P. (2005) Joint coordination during quiet stance: effects of vision. *Experimental Brain Research*, 164, 1-17.

Kuo A.D. (1995) An optimal control model for analyzing human postural balance. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42, 87-101.

Kuo A.D. (2002) Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 124, 113-120.

Kuo A.D., Donelan M. and Ruina A. (2005) Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transition. *Exercise and Sport Science Review*, 33, 88-97.

Kuo A.D. (2007) The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science* 26, 617-656.

Lacquaniti F., Ivanenko Y.P. and Zago M. (2012) Patterned control of human locomotion. *Journal of Physiology*, 590, 2189-2199.

Lames M. (2006) Modelling the interaction in game sports-relative phase and moving correlations. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5, 556-560.

Latash M.L. (2000) There is no motor redundancy in human movements. –there is motor abundance. *Motor Control*, 4, 259-261.

Latash, M.L., Scholz, .JP. and Schöner, G. (2002) Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30, 26-31.

Latash M.L. (2010) Motor synergies and the equilibrium-point hypothesis. *Motor Control*, 14, 294-322.

Libet B., Gleason C.A., Wright E.W. and Pearl D.K. (1983) Time of conscious intention to act in relation to onset of cerebral activity (readiness-potential). *Brain*, 106, 623-642.

Libet B. (1985) Unconscious cerebral initiative and the role of conscious will in voluntary action. *The Behavioral and Brain Science*, 8, 529-566.

リベット B.（著）下條信輔（訳）(2005) *マインド・タイム*. 岩波書店, 東京.

Lin Y.C., Gfoehler M. and Pandy M.G. (2014) Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *Journal of Biomechanics*, 47, 1324-1331.

Manal K., McClay I., Richards J., Galinat B. and Stanhope S. (2002) Knee moment profiles during walking: errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference. *Gait and Posture*, 15, 10-17.

Martin V. Scholz J.P. and Schöner G. (2009) Redundancy, self-motion, and motor control. *Neural Computing*, 21, 1371-1414.

Massion J. (1992) Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.

Mattos D., Schöner G., Zatsiorsky V.M. and Latash M.L. (2015) Task-specific stability of abundant systems: structure of variance and motor equivalence. *Neuroscience*, 310, 600-615.

McGeer T. (1990) Passive dynamic walking. International *Journal of Robotics research*, 9, 62-82.

Mochon S. and McMahon T.A. (1980) Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*, 13, 49-57.

長崎浩. (1997) *からだの自由と不自由*. 中央公論社, 東京.

長崎浩. (2004) *動作の意味論－歩きながら考える*. 雲母書房, 東京.

Oastin C.A. (2004) *Kinesiology – the mechanics and pathomechanics of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.

小寺忠. (2010) *パラメータ励振*. 森北出版, 東京.

大森荘蔵. (1982) *新視覚新論*. 東京大学出版会, 東京.

Okumura M., Kijima A., Yokoyama K., Suzuki H. and Yamamoto Y. (2012) A critical interpersonal distance switches between two coordination modes in Kendo matches. *PlosOne*, 7, e51877.

Ortega, J.D. and Farley, C.T. (2005) Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, 99, 2099-2107.

Palut Y. and Zanone P. G. (2005) A dynamical analysis of tennis: Concepts and data. *Journal of sports Sciences*, 23, 1021-1032.

Park E., Schöner G. and Scholz J.P. (2012) Functional synergies underlying control of upright posture during changes in head orientation. *PlosOne*, 7, e41583.

Perry, J. (1992) *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare: SLACK Inc.

Reisman, D.S., Scholz, J.P. and Schöner, G. (2002a) Coordination underlying the control of whole body momentum during sit-to-stand. *Gait and Posture*, 15, 45-55.

Reisman, D.S., Scholz, J.P. and Schöner, G. (2002b) Differential joint coordination in the tasks of standing up and sitting down. *Journal of Electromyography and kinesiology*, 12, 493-505.

Riley M.A. and Turvey M.T. (2002) Variability and determinism in motor behavior. *Journal of Motor Behavior*, 34, 99-125.

Rose, J. and Gamble, J.G. (2006) *Human walking. 3rd ed*. Philadelphia: Williams & Wilkins.

Rosenbaum DA. (2010) *Human motor control, 2nd ed*. Burlington: Elsevier Inc, 11-41.

Sadeghi M., Andani M.E., Bahrami F. and Parnianpour M. (2013) Trajectory of human movement during sit to stand: a new modeling approach based on movement decomposition and mutli-phase cost function. *Experimental Brain Research*, 229, 221-234.

佐々木正人. (1994) *アフォーダンス－新しい認知の理論－*. 岩波書店, 東京.

Sato, Y., Nagasaki, H. and Yamada N. (2016) Joint coordination organizes to form the task-dependent trajectory of the body center of mass. *Journal of Behavioral and Brain Science*, 6, 1-8.

Saunders, J.B., Inman, V.T. and Eberhart, H.D. (1953) The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery American*, 35, 543-558.

Schmit R.C., Carello C. and Turvey M.T. (1990) Phase transitions and critical fluctuations in the visual coordination of rhythmic movement between people. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 16, 227-247.

Scholz, J.P. and Schöner, G. (1999) The uncontrolled manifold: identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, 126, 289-306.

Scholz J.P., Reisman D. and Schöner, G. (2001) Effects of varying task constraints on solutions to joint coordination in a sit-to-stand task. *Experimental Brain Research*, 141, 485-500.

Scholz, J.P., Schöner, G., Hsu, W.L., Jeka, J.J., Horak, F. and Martin, V. (2007) Motor equivalent control of the center of mass in response to support surface perturbations. *Experimental Brain Research*, 180, 163-179.

Schöner G., Haken H. and Kelso J.A.S. (1986) A stochastic theory of phase transitions in human hand movement. *Biological Cybernetics*, 53, 247-257.

Schöner G. and Scholz J.P. (2007) Analyzing variance in multi-degree-of freedom movements: uncovering structure versus extracting correlations. *Motor Control*, 11, 259-275.

Sekiya N., Nagasaki H., Ito H. and Furuna T. (1996) The invariant relationship between step length and step rate during free walking. *Journal of Human Movement Study*, 30, 241-257.

Sekiya N., Nagasaki H., Ito H. and Furuna T. (1997) Optimal walking in terms of variability in step length. Journal of Orthopedics Sports Physical Therapy, 26, 266-272.

Shim J.K., Olafsdottir H., Zatsiorsky V.M. and Latash M.L. (2005) The emergence and disappearance of multi-digit synergies during force-production tasks. *Experimental Brain Research*, 164, 260-270.

Shumway-Cook A. and Woollacott M. H.（著）田中繁，高橋明（監訳）(2013) *モーターコントロール 原著第４版 ―研究室から臨床実践へ―*. 医歯薬出版株式会社，東京.

Smyth M.M. and Wing A.M. (1984) *The psychology of human movement*. Academic press Inc., London.

Soechting J.F. and Lacquaniti F. (1983) Modification of trajectory of a pointing movement in response to a change in target location. *Journal of Neurophysiology*, 49, 548-564.

Soo C.H. and Donelan J.M. (2010) Mechanics and energetics of step-to-step transitions

isolated from human walking. *Journal of Experimental Biology*, 213, 4265-4271.

Soo C.H. and Donelan J.M. (2012) Coordination of push-off and collision determine the mechanical work of step-to-step transitions when isolated from human walking. *Gait and Posture*, 35, 292-297.

Sporns O. and Edelman G.M. (1993) Solving Bernstein's problem: A proposal for the development of coordinated movement by selection. *Child Development*, 64, 960-981.

Taga G., Yamaguchi Y. and Shimizu H. (1991) Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment. *Biological Cybernetics*, 65, 147-159.

Taga G. (1995a) A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. I. Emergence of basic gait. *Biological Cybernetics*, 73, 97-111.

Taga G. (1995b) A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. II. Real-time adaptability under various constraints. *Biological Cybernetics*, 73, 113-121.

多賀厳太郎. (2002) *脳と身体の動的デザイン－運動・知覚の非線形力学と発達－*. 金子書房, 東京.

Todorov E. and Jordan M. (2002) Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Science*, 5, 2002.

Turvey M.T. (1990) Coordination. *American Psychologist*, 45, 938-953.

Turvey M.T. (2007) Action and perception at the level of synergies *Human Movement Science*, 26, 657-697.

Turvey M.T., Fitch H. L. and Tuller B. (1982) *The Bernstein perspective: I. The problems of degrees of freedom and context-conditioned variability*. In: Kelso J.A.S., Human motor behavior (pp. 231-251). NJ: Lawrence Erlbaum Associates Inc.

Turvey M.T., Rosenblum L.D., Schmidt R.C. and Kugler P. N. (1986) Fluctuations and phase symmetry in coordinated rhythmic movements. *Journal of Experimental Psychology*, 12, 564-583.

Umberger B.R. (2010) Stance and swing phase costs in human walking. *Journal of the Royal Society Interface*, 7, 1329-1340.

Uno Y., Kawato M. and Suzuki R. (1989) Formation and control of optimal trajectory in human multi-joint arm movement. -minimum torque-change model. *Biological Cybernetics*, 61, 89-101.

Viviani P. and Terzuolo C.（1982）Trajectory determines movement dynamics. *Neuroscience*, 7, 431-437.

Willems P.A, Cavagna G.A and Heglund N.C (1995) External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198, 379-393.

Winter D.A., Patla A.E., Frank J.S. and Walt S.E. (1990) Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70, 340-347.

Winter, D.A., Patla, A.E., Rietdyk, S. and Ishac, M. (2001) Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 85, 2630-2633.

Winter, D.A. (2005) *Biomechanics and motor control of human movement*, 3rd ed. New York: John Wiley and Sons Inc, pp.59-85.

ヴィトゲンシュタイン L（著）丘沢静也（訳）(2013) *哲学探究*. 岩波書店, 東京.

Wu Y.H. and Latash M.L. (2014) The effects of practice on coordination. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 42, 37-42.

山田憲政. (1991) 関節トルクに貢献する成分の定量化. *Japanese Journal of Sports Sciences*, 10, 162-172.

Yamada N. (1995) Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science*, 14, 711-726.

山田憲政. (2011) *トップアスリートの動きは何が違うのかースポーツ科学でわかる一流選手の秘密*. 化学同人, 京都.

山本裕二. (2005) *複雑系としての身体運動－巧みな動きを生み出す環境デザイン*. 東京大学出

版会, 東京.

Yamasaki H., Tagami Y., Fujisawa H., Hoshi F. and Nagasaki H. (2008) Interaction torque contribute to planar reaching at slow speed. *Biomedical Engineering Online*, 7, 27.

Yamasaki H.R., Kambara H. and Koike Y. (2011) Dynamic Optimization of the Sit-to-stand Movement. *Journal of Applied Biomechanics*, 27, 306-313.

Yamasaki H.R., Nakamura U. and Nagasaki H. (2014) Temporal optimality of a via-posture on trajectory during sit-to-stand and back-to-sit movements. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 7, 387-396.

吉田和信. (2003) *Matlab/Octave による制御系の設計*. 科学技術出版, 東京.

Zatsiorsky V. M. and Prilutsky B. I.（著）関屋昴, 宮川哲夫, 高橋正明（監訳）(2014) *骨格筋のバイオメカニクス―筋線維から運動協調性まで―*. ナップ, 東京.

参考ホームページ

文部科学省. 子どもの体力向上（2008） http://www.mext.go.jp/a_menu/05_c.htm