

博士論文

高齢者における体幹傾斜歩行のバイオメカニクスの基礎研究

: 体幹の姿勢変化に対する下肢動作の変容に着目して

平成 29 年度

佐久間 亨

筑波大学

目次

図のタイトル一覧

表のタイトル一覧

1	緒論	…1
1.1	歩行動作における体幹姿勢	…1
1.2	体幹姿勢が歩行動作に及ぼす影響に関するバイオメカニクス的研究の必要性	…3
1.3	本研究の目的	…6
1.4	本研究の課題	…6
1.5	作業上の仮定および研究の限界	…9
1.5.1	作業上の仮定	…9
1.5.2	一般化・普遍化に関する限界	…10
2	文献研究	…12
2.1	体幹姿勢と歩行動作に関する研究	…12
2.2	歩行動作の力学的エネルギーに関する研究	…15
2.3	歩行動作における下肢筋群の機能的役割に関する研究	…18
2.4	脊柱変形に対する装具療法に関する研究	…22
3	方法	…25
3.1	データ収集	…25
3.2	データ処理	…25
3.3	算出項目および算出方法	…28

3.3.1	キネマティクスの変数の算出	…28
3.3.2	キネティクスの変数の算出	…30
3.3.3	力学的エネルギーの算出	…36
3.4	時系列データの規格化と歩行動作の局面分け	…38
4	若年者における体幹の前後傾が歩行動作のキネマティクスおよびキネティクスに及ぼす影響	…40
4.1	目的	…40
4.2	方法	…40
4.2.1	被験者	…40
4.2.2	実験試技	…42
4.2.3	データ収集	…42
4.2.4	データ処理	…44
4.2.5	算出項目と算出方法	…44
4.2.6	統計処理	…44
4.3	結果	…45
4.3.1	キネマティクス	…45
4.3.2	キネティクス	…49
4.3.3	力学的エネルギー	…55
4.4	考察	…56
4.4.1	体幹の前傾が歩行動作へ及ぼす影響について	…56
4.4.2	体幹の後傾が歩行動作へ及ぼす影響について	…62
4.5	まとめ	…65
5	高齢者における体幹前傾が歩行動作の力学的エネルギー利用の有効性に及ぼす影響	

	…66
5.1 目的	…66
5.2 方法	…66
5.2.1 被験者	…66
5.2.2 腰椎固定装具	…67
5.2.3 実験試技	…67
5.2.4 データ収集	…68
5.2.5 データ処理	…68
5.2.6 算出項目と算出方法	…68
5.2.7 統計処理	…68
5.3 結果	…72
5.3.1 キネマティクス	…72
5.3.2 キネティクス	…75
5.3.3 力学的エネルギー	…78
5.4 考察	…79
5.4.1 体幹前傾角度の大きさと力学的エネルギー利用の有効性の関係	…79
5.4.2 高齢者と若年者における体幹前傾歩行の比較	…89
5.5 まとめ	…95
6 変形性脊椎症患者の歩行動作における左右下肢間の力学的エネルギーの流れ	…96
6.1 目的	…96
6.2 方法	…96
6.2.1 被験者	…96
6.2.2 脊柱アライメントの評価	…97

6.2.3	実験試技	…101
6.2.4	データ収集	…101
6.2.5	データ処理	…101
6.2.6	算出項目と算出方法	…101
6.2.7	統計処理	…102
6.3	結果	…102
6.3.1	脊柱アライメント	…102
6.3.2	歩行の基礎的要素	…102
6.3.3	体幹および骨盤の角度	…103
6.3.4	力学的エネルギー	…103
6.3.5	骨盤および股関節におけるキネマティクス・キネティクスの変化パターン	…107
6.4	考察	…117
6.5	まとめ	…127
7	変形性脊椎症患者の歩行動作に及ぼすリュックサック型およびベルト型体幹装具の効果	…129
7.1	目的	…129
7.2	方法	…129
7.2.1	被験者	…129
7.2.2	体幹装具	…129
7.2.3	実験試技	…130
7.2.4	データ収集	…132
7.2.5	データ処理	…132
7.2.6	算出項目と算出方法	…132

7.2.7	統計処理	…132
7.3	結果	…132
7.3.1	歩行の基礎的要素	…133
7.3.2	体幹および骨盤の角度	…133
7.3.3	上胴下端および下胴下端まわりの体幹自重モーメント	…133
7.3.4	地面反力作用点と身体質量中心との前後距離および身体質量中心まわりの 地面反力鉛直成分によるモーメント	…138
7.3.5	力学的エネルギー	…138
7.4	考察	…139
7.5	まとめ	…153
8	トレーニング方法に関する示唆について	…155
8.1	体幹姿勢の改善を目的とする従来のトレーニング方法	…155
8.2	体幹の姿勢変化に下肢動作を適応させるトレーニング方法	…157
8.3	まとめ	…170
9	結論	…173
	文献	…178
	謝辞	

図のタイトル一覧

- Figure 1.1 Influences of aging and spinal deformity to walking ability.
- Figure 1.2 The purpose of this study.
- Figure 1.3 The issue of this study.
- Figure 2.1 Different types of spinal deformities.
- Figure 3.1 Locations of reflex markers.
- Figure 3.2 Three different types of spinal orthosis.
- Figure 3.3 Definitions of the segment and joint angles.
- Figure 3.4 The sum of vertical displacement of center of mass during one walking cycle.
- Figure 3.5 Free Body Diagram.
- Figure 3.6 Trunk weighted moment about the lower end of upper torso and the lower end of lower torso. CG, Center of gravity at HAT (the head, arms, trunk, (and the orthosis)); CGA, Horizontal and vertical acceleration of center of gravity at HAT; r_y and r_z , Horizontal and vertical moment arm.
- Figure 3.7 Definition of movement phases during one walking cycle.
- Figure 4.1 The stick pictures of normal and trunk-leaned walking.

Normal, Forward and Backward; Averaged motion in 10 subjects.

Figure 4.2 Averaged patterns of trunk segment angle during one walking cycle in the young subjects.

Figure 4.3 Averaged patterns of leg joint angles during one walking cycle in the young subjects.

Figure 4.4 Averaged patterns of leg joint torques during one walking cycle in the young subjects.

Figure 4.5 Averaged patterns of leg joint torque powers during one walking cycle in the young subjects.

Figure 4.6 Averaged patterns of external moment about the hip joint during one walking cycle in the young subjects.

Figure 4.7 Integral of torques about the hip joint in stance phase for the young subjects.

Figure 4.8 Mechanical works of the leg joints in one walking cycle for the young subjects.

Figure 4.9 Relationship between effectiveness index of mechanical energy utilization and walking speed of normal and trunk-leaned walking for the young subjects.

Figure 4.10 Averaged EI of normal and trunk-leaned walking for the young subjects.

Figure 5.1 The fixed lumbar brace used in the present study.

Figure 5.2 The stick pictures of normal and trunk-leaned walking.

Normal, Averaged motion in 10 subjects; Forward (low) and Forward (high), Typical subject.

Figure 5.3 Averaged patterns of leg joint torques during one walking cycle in the elderly subjects.

Figure 5.4 Averaged patterns of leg joint torque powers during one walking cycle in the elderly subjects.

Figure 5.5 Mechanical works of the leg joints in one walking cycle for the elderly subjects.

Figure 5.6 Relationship between walking speed and effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) for the elderly subjects.

Figure 5.7 Averaged EI for the elderly subjects.

Figure 5.8 Relationships of the trunk segment angle to the positive work at the hip (a) and the negative work at the knee (b) for the elderly subjects.

Figure 5.9 Relationships between the trunk segment angle and effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) for the elderly subjects.

Figure 5.10 Averaged EI for the elderly and young subjects.

Figure 5.11 Percent mechanical work in the individual lower limb joints to the total work done for the elderly and young subjects.

Figure 5.12 Averaged patterns of vertical velocity at the heel during one walking cycle for the elderly and young subjects.

- Figure 6.1 Measurement of spinal alignment by the conformateur type equipment.
- Figure 6.2 Evaluation of spinal alignment. (a), Normal spinal alignment; (b), A variant of spinal curve with no lordosis; L5, Fifth lumbar spine; C7, Seventh cervical spine; TL, Thoracic length; LL, Lumbar length; TW, Thoracic width; LW, Lumbar width.
- Figure 6.3 Relationship between walking speed and effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) for the patient and normal subjects.
- Figure 6.4 Averaged the EI for the patient and normal subjects.
- Figure 6.5 Relationship between mechanical work (Wwb) and the EI for the patient and normal subjects.
- Figure 6.6 Relationship of mechanical energy transfer between segments (Tb) to the EI for the patient and normal subjects.
- Figure 6.7 Averaged the Wwb and the Tb for the patient and normal subjects.
- Figure 6.8 Averaged patterns of the mechanical energy change of the whole body, HAT (the head, arms, and torso) (a) and both leg (b) during one walking cycle in the patient and normal subjects.
- Figure 6.9 Averaged patterns of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), segment torque powers (STP) and

joint force powers (JFP) in the thigh (a), shank (b) and foot (c) during one walking cycle in the patient subjects. ① early stance phase, ② mid stance phase, ③ final stance phase, ④ early swing phase, ⑤ final swing phase.

Figure 6.10 Averaged patterns of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), segment torque powers (STP) and joint force powers (JFP) in the thigh (a), shank (b) and foot (c) during one walking cycle in the normal subjects. ① early stance phase, ② mid stance phase, ③ final stance phase, ④ early swing phase, ⑤ final swing phase.

Figure 6.11 Averaged patterns of angular velocity in pelvic lean (a) and rotation (b) during one walking cycle in the patient and normal subjects.

Figure 6.12 Averaged patterns of horizontal (a) and vertical (b) velocity at the hip joint during one walking cycle in the patient and normal subjects.

Figure 6.13 Averaged patterns of horizontal (a) and vertical (b) joint force at the hip during one walking cycle in patient and normal subjects.

Figure 6.14 Averaged patterns of joint force power at the hip during one walking cycle in the patient and normal subjects.

Figure 6.15 Averaged patterns of joint torque at the hip during one

walking cycle in the patient and normal subjects.

Figure 6.16 Averaged patterns of joint torque power at the hip during one walking cycle in the patient and normal subjects.

Figure 7.1 The sequential stick pictures of walking for the normal subjects and patients with and without an orthosis.

Figure 7.2 The components that contribute to the trunk weighted moment about the lower end of the lower torso during one walking cycle.

Figure 7.3 Averaged patterns of the distance from the center-of-pressure to the center-of-mass during stance phase for the normal subjects and patients with and without orthosis.

Figure 7.4 Averaged patterns of the moment about the center of mass caused by the vertical ground reaction force for the normal subjects and patients with and without orthosis.

Figure 7.5 Mechanical works of the leg joints in one walking cycle for the normal subjects and patients with and without an orthosis.

Figure 7.6 Averaged effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) for the normal subjects and patients with and without an orthosis.

Figure 7.7 Averaged mechanical energy transfer between segments (Tb) for the normal subjects and patients with and

without an orthosis.

Figure 7.8 Mechanical energy transfer between segments (Tb) for the five patient individuals with and without an orthosis.

Figure 7.9 Peak pelvic angular velocity during one walking cycle for the five patient individuals with and without an orthosis.

Figure 7.10 Patterns of joint force power at the hip during one walking cycle in the typical subject with and without an orthosis.

Figure 8.1 Characteristics of the trunk forward leaned walking and suggestions for training efficiently.

Figure 8.2 Muscle strength training for the hip extensor and the knee extensor.

Figure 8.3 The scissors motion during double support phase for improvement of the walking in the elderly with trunk leaning forward.

Figure 8.4 Characteristics of the trunk backward leaned walking and suggestions for training efficiently.

Figure 8.5 The pelvic motion to increase mechanical energy flow between left and right legs during walking.

Figure 8.6 Training methods for improvement of walking ability in the elderly with spinal deformities.

表のタイトル一覧

Table 4.1	Characteristics of the young subjects.
Table 4.2	Basic descriptors of walking in the young subjects.
Table 5.1	Characteristics of the elderly subjects.
Table 5.2	Averaged angles of trunk and pelvis for the elderly subjects.
Table 5.3	Basic descriptors of walking for the elderly subjects.
Table 5.4	Basic descriptors of walking for the elderly and young subjects.
Table 6.1	Characteristics of the patient and normal subjects.
Table 6.2	Basic descriptors of walking in the patient and normal subjects.
Table 6.3	Averaged angles of trunk and pelvis for the patient and normal subjects.
Table 7.1	Basic descriptors of walking for the normal subjects and patients with and without an orthosis.
Table 7.2	Averaged angles of trunk and pelvis for the normal subjects and patients with and without an orthosis.
Table 7.3	The integral and maximum values of the trunk weighted moment about the lower end of the upper torso and the

lower end of the lower torso.

第 1 章 緒論

1.1 歩行動作における体幹姿勢

高齢者や障害のある人が自立した生活を過ごすためには歩行できることが重要な要素である。日常生活動作能力の国際的な評価法の一つに機能的自立度評価法（Functional Independence Measure；FIM）がある。FIMでは移動能力を移動可能な距離，補装具の利用，必要な介助量によって評価している（道免ら，1990）。移動能力の自立度を高めるには，転倒を回避するための安全性に関する能力に加えて，一定の距離を移動するための体力や出力されたエネルギーを有効に使える技能が必要であろう。これまでも多くの先行研究が高齢者歩行の特徴や，高齢者が自立して歩行するための方策を報告している。一方で，加齢に伴う骨関節疾患のなかでも脊柱変形の罹患率は特に高く（Yoshimura ら，2009），脊柱変形による体幹姿勢の変化は歩行動作にも影響を及ぼすと考えられるが，脊柱変形を有する高齢者の歩行動作の特徴は明らかでなく，歩行能力を高めるための方策についても確立されていない。なお，本論文では「歩行能力」を歩行で移動する能力と定義し，歩行の動作的な特徴を示す場合は「歩行動作」とする。

Perry（1992）は，人の歩行動作において身体を移動させる役割をもつ下肢と骨盤をロコモーター，骨盤の上で自らの姿勢を保持することが主な役割である頭部，体幹および上肢をパッセンジャーと呼んでいる。Perry（1992）が指摘するように歩行動作は基本的には下肢による運動であるため，これまでの多くの歩行動作に関する研究では，主に下肢の動きや力発揮に着目しているようである。

古名ら（1995）は，1131名の高齢者を対象にして歩行動作を調べた結

果，加齢に伴い歩行速度および歩行比（歩幅をケイデンスで除した値）は低下し，歩行パターンは小刻み歩行に移行すると報告している．西澤ら（2000）は，644名の高齢者と45名の若年者における歩行動作を分析した結果，加齢変化を強く受ける主成分はいずれも歩幅に関するパラメータと考えられ，高齢者歩行における歩行速度低下の主な原因は歩幅の減少によるものであったと報告している．岡田ら（2004）は，249名の高齢者を対象に，歩行動作における下肢関節の力学的仕事を調べた結果，歩行動作における脚全体の正仕事は65歳から86歳までの間に約13%の低下を示したが，この低下の約70%は足関節の仕事の低下であったと報告している．これらの先行研究から高齢者の歩行能力を高めるトレーニングにおいては，特に足関節底屈筋群を強化し，歩幅を増大させることが重要であると考えられている．

歩行動作における体幹姿勢に着目した研究も行われている．Murakiら（2012）は，2215名の日本人高齢者を対象に歩行速度，脊柱変形，転倒歴の関連を3年間に渡り前向き調査した結果，歩行速度の低下と転倒歴の間には関連性が認められたが，脊柱変形と転倒歴の間には関連性がみられなかったことから，高齢者における転倒リスクは体幹よりも下肢の運動機能との関係が強いことを示唆している．一方で，Kadoら（2007）による1883名のアメリカ人高齢者を対象とした脊柱後弯変形と転倒リスクに関する研究では，男性における脊柱後弯変形は年齢，体格，骨密度，運動習慣，自覚的な健康状態および精神状態等の転倒と関連しうる要因を除いた後も，転倒リスクを高める独立した要因であり，身体の姿勢変化による力学的な要因が転倒に繋がる可能性を示唆した．また，福田ら（2013）は，42名の女性高齢者における脊柱変形と歩行速度の関係を分析し，脊柱変形が軽

度の場合は歩行速度への影響はあまりないが，変形が進行し体幹の前傾角度が大きくなるほど歩行速度は低下したと報告している．これらの先行研究は，脊柱変形を有する高齢者では体幹姿勢の変化に対して下肢の動作を適応させることが歩行能力の維持にとって重要であることを示唆している．

しかしながら，体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響をバイオメカニクスの的に検討した研究は非常に少なく，高齢者が体幹姿勢の変化に対してどのように適応して歩行しているかは明らかではない．Neuman (2005) は，歩行動作において体幹の姿勢異常は下肢の動きに影響を与え，また股関節や膝関節の関節拘縮といった障害は体幹の過剰な動きの原因になると述べている．実際に健常若年者を対象に体幹を傾斜させて歩行動作を行った研究 (Saha ら, 2008 ; Leteneur ら, 2009 ; Kluger ら, 2014) では，体幹が傾斜した歩行では支持脚の屈曲が大きくなり，主に股関節まわりの関節トルクおよびトルクパワーの発揮パターンが大きく変化したと報告されている．このように体幹姿勢の変化は歩行動作に影響を及ぼすと考えられるが，いずれの研究も若年者を対象にしているので，脊柱変形を有する高齢者が歩行能力を高めるための方策を検討するには不十分であろう．

1.2 体幹姿勢が歩行動作に及ぼす影響に関するバイオメカニクスの研究の必要性

今日の超高齢社会において支援や介護を必要とする人は急速に増えている．平成 25 年度国民生活基礎調査によると，要支援者では「関節疾患」が 20.7%で最も多く，次いで「高齢による衰弱」が 15.4%である．わが国の 2005 年から 2007 年の骨関節疾患の疫学的研究 (Yoshimura ら, 2009) では，変形性膝関節症，変形性腰椎症，骨粗鬆症のうち一つ以上の徴候が

ある人は、40歳以上で4700万人であると推定され、なかでも変形性腰椎症の罹患率は40歳以上では、男性で80.6%、女性で64.6%と高いことが報告されている。そして、このような運動器の機能低下が原因で日常生活を営むのに困難をきたす歩行能力の低下あるいはその危険がある状態はロコモティブシンドロームと定義され、その予防法と治療法の確立が社会的に求められている（Nakamura, 2008）。

変形性脊椎症患者を対象としたトレーニングに関する研究の多くは体幹姿勢の改善を目的としており、これらの研究では体幹伸展筋群の筋力強化を中心としたトレーニングを一定の期間継続することで体幹屈曲姿勢が改善したと報告している（Bansalら, 2014; Ballら, 2009; Benedettiら, 2008; Katzmanら, 2007; Sinakiら, 2002, 2005 a, 2005 b)）。しかしながら、脊柱変形の矯正が困難な患者が、体幹姿勢の変化に対して下肢の動きをどのように適応させれば歩行能力を維持することができ、さらには改善できるかといった観点による研究はなく、指導方法の指針もないのが現状である。

以上のように脊柱変形を有する高齢者の歩行動作の特徴は明らかでなく、歩行能力を高めるための方策についても確立されていない。体幹の姿勢変化に対す下肢動作の変容に着目して歩行動作をバイオメカニクスの的に研究することは、脊柱変形を有する高齢者の歩行動作の特徴を明らかにするとともに、脊柱変形に伴う歩行能力の低下予防や、歩行能力が低下している脊柱変形患者のための効果的なトレーニング方法を考えるための有益な知見になると考えられる（Figure 1.1）。

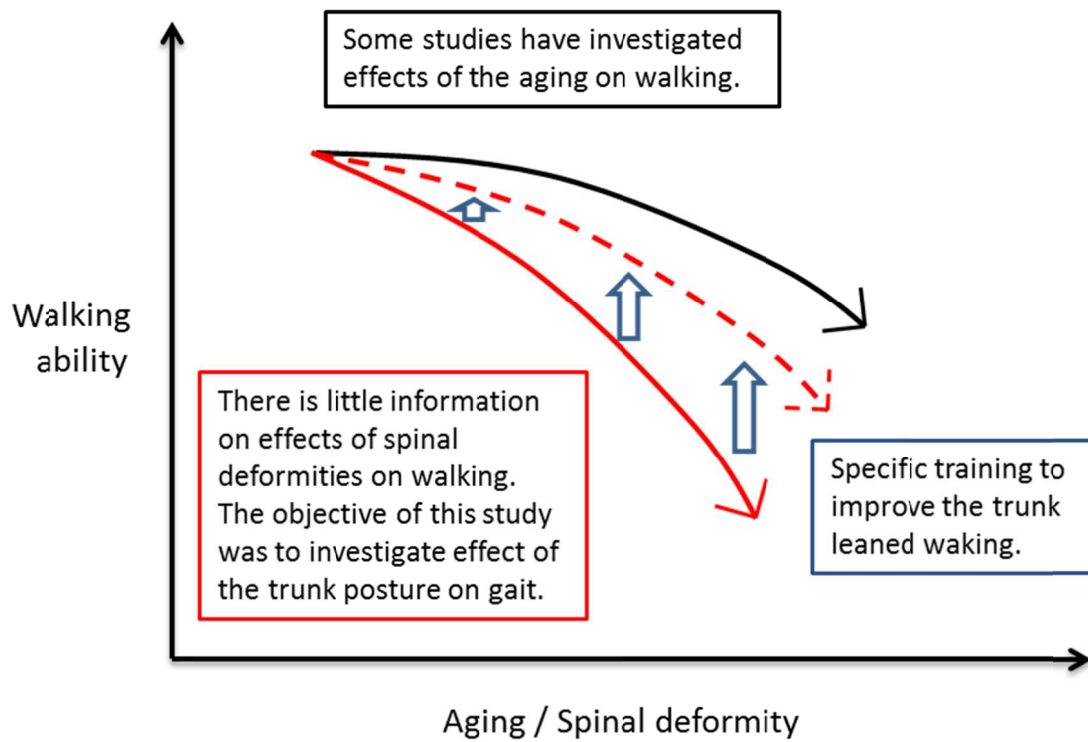


Figure 1.1 Influences of aging and spinal deformity to walking ability.

1.3 本研究の目的

本研究の目的は、脊柱変形を有する高齢者、健常高齢者および健常若年者の歩行動作をバイオメカニクスの的に分析し、体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響を明らかにすることで、体幹の姿勢変化に対する下肢動作の適応という観点から脊柱変形を有する高齢者の歩行能力を高めるための動作技術、筋力強化、および補装具の活用などのトレーニング方法への示唆を得ることである (Figure 1.2).

1.4 本研究の課題

一般的に脊柱の変形が進行する程、体幹は大きく傾斜し、歩行動作への影響も大きくなると考えられる。本研究では体幹の姿勢変化の大きさを考慮して研究課題と実験方法を設定した。即ち、体幹が大きく傾斜した状態での歩行は、健常若年者および健常高齢者を対象とした擬似的な体幹傾斜歩行の実験で調べ、脊柱変形はあるものの体幹傾斜が小さい歩行は、実際の変形性脊椎症患者を対象とした歩行実験で調べた。

本研究の目的を達成するために、以下の 5 つの研究課題を明らかにすることにした (Figure 1.3).

研究課題 1-1

若年者における体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響を、下肢関節トルク・トルクパワーおよび体幹自重モーメントに着目して分析するとともに、体幹傾斜が歩行動作における力学的エネルギー利用の有効性に及ぼす影響を明らかにすること。

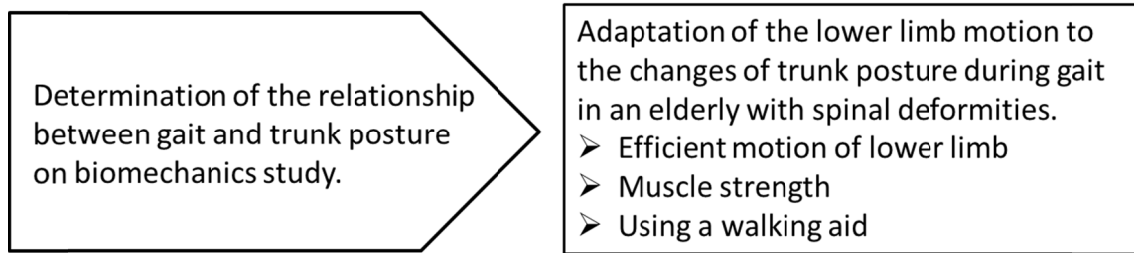


Figure 1.2 The purpose of this study.

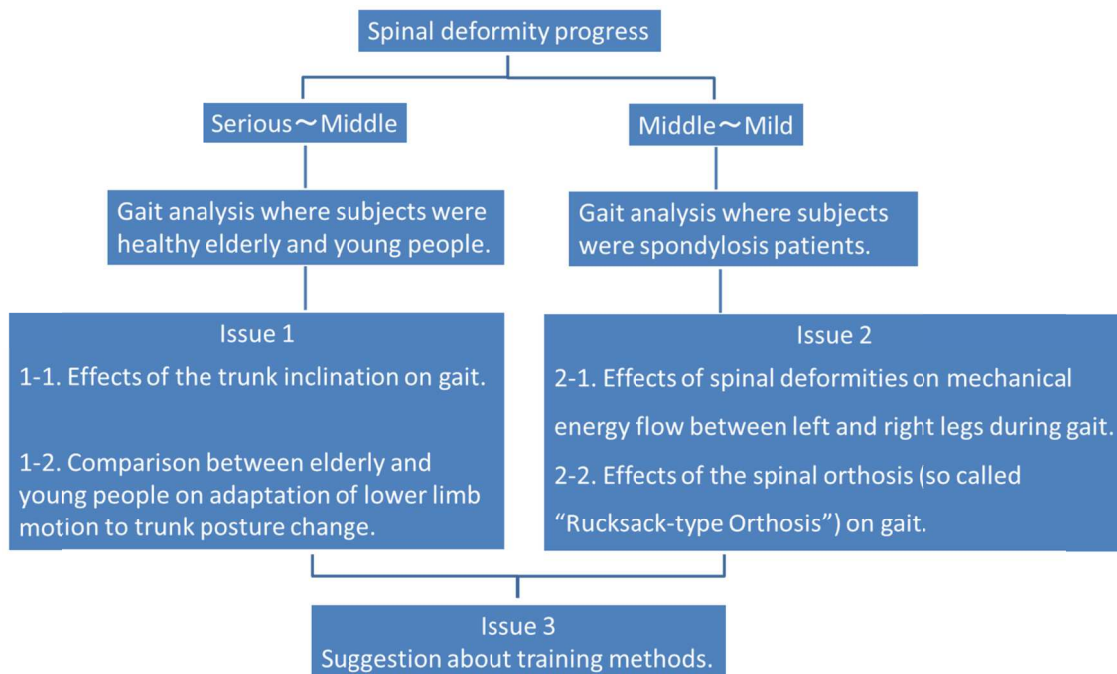


Figure 1.3 The issue of this study.

研究課題 1-2

高齢者における体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響を，体幹前傾角の大きさと下肢関節の力学的仕事や力学的エネルギー利用の有効性との関係から明らかにするとともに，研究課題 1-1 で得られた知見と比較することで若年者と高齢者の違いについて検討すること．

研究課題 2-1

変形性脊椎症患者の歩行動作を分析して，脊柱変形が左右下肢間の力学的エネルギーの流れに及ぼす影響を明らかにするとともに，力学的エネルギーを有効に利用して歩行するための技術的要因を明らかにすること．

研究課題 2-2

変形性脊椎症患者に用いるリュックサック型およびベルト型体幹装具について，装具の重り位置の違いが，歩行動作における体幹自重モーメント，力学的エネルギー利用の有効性や力学的エネルギーの流れに及ぼす影響を明らかにすること．

研究課題 3

研究課題 1-1 から 2-2 で得られた知見をもとに，脊柱変形を有する高齢者の歩行能力を高めるためのトレーニング方法への示唆を引き出すこと．

1.5 作業上の仮定および研究の限界

1.5.1 作業上の仮定

本研究は，以下のような仮定にもとづいている．

- ① 身体は15個の剛体からなるリンクセグメントモデルとみなすことができる。
- ② 身体部分慣性係数は各被験者自身のものではないが、若年者においては阿江（1996）による日本人アスリートの係数が、高齢者においては岡田ら（1996）による日本人高齢者の係数が適用できる。

1.5.2 一般化・普遍化に関する限界

- ① 本研究の被験者は、変形性脊椎症患者では男性1名、女性4名、健常高齢者では男性9名、女性1名、健常若年者では男性10名である。このように本研究の被験者は男女の性別が混在しているので、本研究の結果から男女差について検討することはできない。また、日本人における変形性脊椎症の罹患率は男性が女性よりも多いが（Yoshimuraら、2009）、本研究では女性患者が多いので、得られた結果の一般化には慎重に適応する必要がある。
- ② 本研究における変形性脊椎症患者は5名と少数である。また一般的に変形性脊椎症は変形の大きさやパターンに個人差があり、他の運動器疾患が合併している場合もある。したがって、本研究で扱っていない脊柱変形の大きさやタイプの患者では、歩行動作の特徴も異なる可能性があり、得られた結果の一般化には慎重に適応する必要がある。
- ③ 本研究では健常若年者および健常高齢者を被験者として模擬的な体幹傾斜歩行を行っているが、上記②で述べたように変形性脊椎症患者は体幹姿勢の変化のみならず下肢関節の運動器疾患を合併している場合もある。したがって、健常者による擬似的な体幹傾斜歩行と、脊柱変形に加えて下肢の関節可動域制限や筋力低下、平衡感覚などの全身の

機能が低下している高齢者歩行の特徴とは異なる可能性があり，得られた結果の一般化には慎重に適応する必要がある．

第 2 章 文献研究

2.1 歩行動作と体幹姿勢に関する研究

標準的な立位姿勢を側面から観察すると、頸椎は前弯、胸椎は後弯、腰椎は前弯を呈していて、骨盤は約 30° 前傾している。これに対して病的姿勢とは、生理的な前弯や後弯が異常に増大したり、減少したりしている状態である（寺山ら，1999）。

佐藤ら（1985）は、脊柱変形を胸椎後弯と腰椎前弯の弯曲の増減の組み合わせによって分類している（Figure 2.1）。円背は胸椎後弯が増大した状態（B），凹円背は胸椎後弯と腰椎前弯が増大した状態（C），全後弯は胸椎と腰椎がともに後弯した状態（D），亀背は上位脊柱では直立化し，胸腰椎移行部から腰椎の上部では後弯が増大した状態であり（E），このなかでも円背と凹円背の発生頻度が高い。円背変形と全後弯変形などでは体幹が前傾位になりやすく（高畑ら，2006），体幹が前傾姿勢となった高齢者では下肢が屈曲位となり，上肢は膝に手を突くか，杖，歩行器，シルバーカーなどの歩行補助具などを用いて前方へ寄りかかる様にして歩行することがある。また凹円背では胸椎後弯による上胴の前傾姿勢を立て直すため，過剰に腰椎前弯を強めるので，立位では腹部を前方へ突き出した体幹後傾姿勢になりやすい。

福田ら（2013）は，女性高齢者における脊柱弯曲角度と歩行速度の関係について調べた。その結果，体幹の前傾角度は腰椎前弯が減少するほど大きくなり，体幹の前傾角度が大きいほど 5m 最大歩行速度は小さかった。また，胸椎後弯角と仙骨傾斜角は 5m 最大歩行速度との関連がみられないことから，脊柱変形が胸椎後弯の増大にとどまるものは歩行機能が維持さ

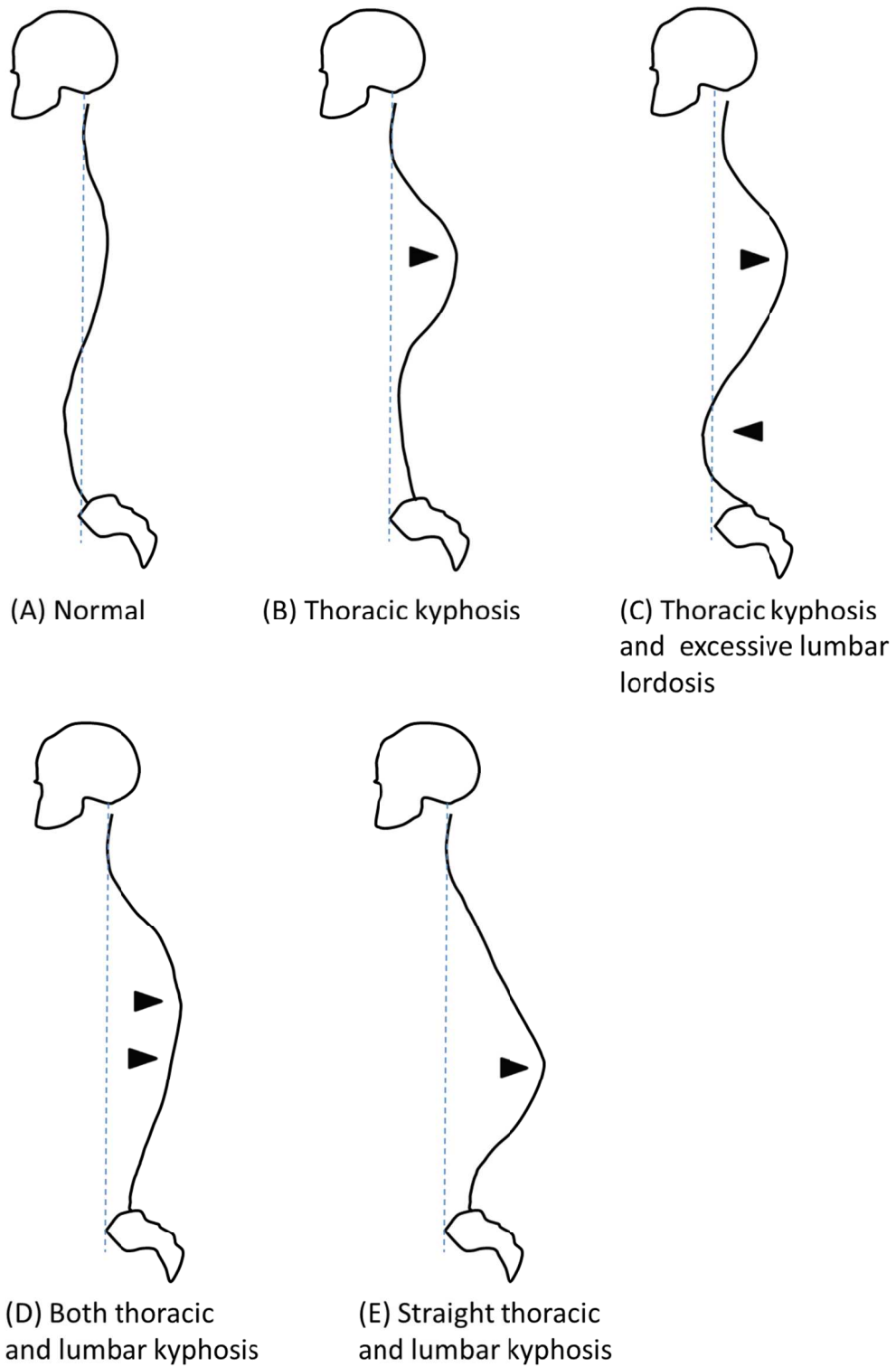


Figure 2.1 Different types of spinal deformities.

れやすいが、腰椎前弯が減少し体幹の前傾角度が大きくなると歩行機能が低下しやすくなると述べている。

体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響をバイオメカニクスの分析した研究によると、Sahaら（2008）は、健常若年者の体幹前傾 25° および 50° での歩行を分析した結果、体幹前傾歩行では立脚期の股関節屈曲、膝関節屈曲および足関節背屈が大きくなり、このことは支持脚の屈曲により骨盤を後方へ引くことで、体幹前傾による身体重心の前方変位を相殺するためであろうと推察している。Klugerら（2014）は、Sahaら（2008）と同様のデータを用いてキネティクスの分析を行った。その結果、体幹前傾角度が大きいほど立脚期における股関節伸展トルクと股関節正仕事が大きく、これは体幹前傾姿勢を保持するためと述べている。Leteneurら（2009）は、Sahaら（2008）および Klugerら（2014）の研究と比べて小さな体幹傾斜角度（約 5° ）で、健常若年者における体幹の前傾および後傾での歩行を分析した。その結果、体幹前傾歩行では立脚期の股関節伸展トルクが大きく、体幹後傾歩行では立脚期の股関節屈曲トルクが大きかったと報告している。

江原ら（2002）は、歩行中に矢状面内の体幹に加わるモーメントは左右股関節屈曲・伸展モーメントの和の反作用であり、健常成人の場合は、左右の股関節屈曲・伸展モーメントがほぼ逆位相となり、その和はほとんどゼロとなるため矢上面内では体幹にほとんどモーメントが加わらないと述べている。

de Grootら（2014）は、胸椎後弯変形により体幹屈曲姿勢をとる高齢者と健常な高齢者を対象に 160m に及ぶ連続歩行中の体幹加速度を計測した。その結果、脊柱変形を有する高齢者ではストライド時間の変動係数が大き

く歩行パターンの一貫性は崩れ、また体幹加速度の変化パターンは不規則になっており、これらのことの要因として胸椎後弯変形では姿勢保持のために体幹伸展筋群と股関節伸展筋群への負担が増大するためであろうと推察している。

これらの先行研究は、体幹の姿勢により歩行動作が変化すること、体幹の姿勢保持には特に股関節筋群の役割が重要であることを示唆している。しかし、高齢者における体幹姿勢の変化が歩行中の股関節、膝関節および足関節の力発揮にどのような変化を生じさせるか、これら下肢関節の力発揮の変化が体幹の姿勢保持と歩行速度の維持にどのような影響を及ぼすかなどを定量的に分析したものはみられない。

2.2 歩行動作の力学的エネルギーに関する研究

Cavagna ら (1976) は、歩行動作の効率の指標として身体質量中心の位置エネルギーと並進運動エネルギーの変換率を示す %Recovery を求め、成人では時速 4.5km 付近が最も %Recovery が大きく、筋による外的仕事が最小となるため、通常に快適と感じる歩行速度では、重力を最も有効に利用していると述べている。

田中ら (2003) は、歩行動作における外的パワーと %Recovery を高齢女性と若年女性で比較した。その結果、高齢群では一步毎に生じる水平前方への速度変化が若年群より大きいことから、同一速度における外的パワーは高齢群が若年群より高く、速度が大きくなるほどその差が拡大したことから、%Recovery の最大値は両群に差はないが、高齢群の %Recovery は至適速度よりも遅い場合および速い場合では顕著に低下したことから、高齢者では歩行速度を調節する能力が低下していると述べている。

Ortega と Farley (2005) は、歩行動作における身体質量中心の上下動の大きさと生理的エネルギー消費の関係をみるため、健常若年者における固有歩行と身体質量中心の上下動を平均 69%まで小さくした歩行 (Flat-trajectory walking) を比較した。その結果、Flat-trajectory walking の生理的エネルギー消費は低速から高速までのいずれの歩行速度においても固有歩行の約 2 倍にもなり、その原因の一つが %Recovery の低下にあることなどを報告している。

Mahaudens ら (2009) は、54 名の若年性特発性側弯症患者における歩行動作の外的仕事、内的仕事、総仕事および酸素摂取量を測定し歩行の効率に関して検討した。その結果、同一歩行速度での外的および内的仕事は、患者群が健常者群より 7 から 22% 低く、総仕事では患者群が健常者群より 7 から 13% 低く、酸素摂取量は患者群が健常者群より 30% 大きく、総仕事と酸素摂取量の比から求めた歩行の効率は患者群が健常者群より 30% 低かった。そして、若年性特発性側弯症患者の歩行では、歩幅、身体質量中心の上下動、下肢関節の可動域が小さいために外的および内的仕事が小さくなるが、体幹の側方傾斜の増大に対応して腰部および大腿側面の筋群がより多く活動することで酸素摂取量が大きくなり、結果として歩行の効率が低下すると述べている。

以上の研究は、健常者、高齢者および障害者を対象として、身体を単一の質点にモデル化し (質点モデル法)、主に歩行速度に着目しながら、位置エネルギーと並進運動エネルギーの変換率や、力学的仕事と酸素摂取量の比から効率を評価したものである。しかし、質点モデルでは回転運動エネルギーや逆向きの運動をする各体節のエネルギーは無視されるので実際の身体運動における力学的エネルギーは過小に評価されやすくなる (関屋、

2008). また, 経済性の評価は, 生理的エネルギーを力学的エネルギーに変換する過程を含んだものであり, 生理学的観点から動きの指標といえるが, 出力された力学的エネルギーがどのように利用できたかを示すものではないことから, 阿江と藤井(1996)は運動技術を評価する指標の一つとして, 出力された力学的エネルギーに対する運動課題の達成度あるいはそれに関係する有効な力学的エネルギーの比(力学的エネルギー利用の有効性指数, *Effectiveness index of mechanical energy utilization*. 以下, *EI*)を提案している.

岡田ら(1997, 1999)は, 関節による総絶対仕事と移動距離の比から *EI* を算出して, 高齢者と若年者の歩行動作を比較した. その結果, 高齢者では歩行速度が大きくなるほど若年者より *EI* が低くなること, 高齢者では股関節の正仕事と足関節の負仕事の貢献度が大きく, 足関節の正仕事と股関節の負仕事が小さいことを報告している. なお, 岡田らは高齢者と若年者を対象として, 主に歩行速度と力学的仕事, *EI* の関係を検討しているが, 歩行時の体幹姿勢については述べていない.

発揮された力学的エネルギーを運動課題に応じて有効に使うための方策の一つとして, 身体部分間での力学的エネルギーの流れの利用がある(阿江と藤井, 2002). 歩行動作においては左右下肢における力学的エネルギーの位相は逆になっており, 一方の下肢のエネルギーが増大すれば, もう一方の下肢のエネルギーは減少することから, 左右の下肢で骨盤を介して力学的エネルギーの伝達が生じていると考えられる. そして全身の力学的エネルギーの増減には関節トルクによるエネルギーの発生と吸収だけでなく, 関節力と関節トルクによる身体部分間のエネルギーの伝達が影響しているとされている(Winterら, 1978; Robertsonら, 1980).

歩行動作における骨盤の動きは、歩幅の増大や衝撃吸収の働きと関連付けて検討されることは多いが、左右下肢間で力学的エネルギーを流す、あるいは伝達するための骨盤の動きに関する研究は少ない。法元(2007)は、競歩における身体部分間の力学的エネルギー伝達に関する研究で、大きな歩行速度を獲得するためには遊脚期後半における遊脚側股関節伸展トルクおよび後向きの関節力により、遊脚側下肢から下胴を介して支持脚にエネルギーを伝達し支持脚の前方速度を大きくし支持時間を短くすることが有効であり、遊脚側股関節を後方に回転させる体幹トルクの発揮の重要性についても指摘している。このように歩行動作では下肢と骨盤が協調的に動くことで力学的エネルギーが有効に伝達されると考えると、脊柱変形によって脊柱可動性が低下し(高畑ら, 2006)、骨盤の動きが制限されると、左右下肢間の力学的エネルギーの流れにも影響を及ぼす可能性があると考えられる。

2.3 歩行動作における下肢筋群の機能的役割に関する研究

正常歩行における下肢筋の個別の機能的役割を明らかにすることを目的として、筋骨格モデルのシミュレーションを用いた研究が行われている。

定常速度の歩行動作における身体の支持および前方推進に貢献する主な下肢の筋は、大殿筋、中殿筋、大腿広筋、ヒラメ筋および腓腹筋の5つとされ、立脚前期から中期においては、大殿筋および大腿広筋が地面反力の水平後方成分と鉛直上方成分を生じさせることで身体質量中心の前方速度を減速させながら上方へ持ち上げる。そして、立脚後期ではヒラメ筋および腓腹筋が地面反力の水平前方成分と鉛直上方成分を生じさせることで身体質量中心を前方へ加速し上方へ持ち上げる。中殿筋は立脚前期から中

期では身体質量中心の上方加速に貢献し、立脚中期では前方加速にも貢献している (Anderson ら, 2003; Liu ら, 2006; Pandy と Andriacchi, 2010). また, 中殿筋には歩行中の内外側方向のバランスをコントロールする働きがあり, 中殿筋が立脚期を通して身体質量中心の内側加速度に貢献することで, 重力, 立脚前期の大腿広筋, 立脚後期のヒラメ筋および腓腹筋による外側加速度と拮抗している (Pandy ら, 2010).

Neptune ら (2001) は, 足関節底屈筋群のうち単関節筋であるヒラメ筋と二関節筋である腓腹筋のそれぞれが, 歩行中の体幹および下肢の力学的エネルギー変化にどのように貢献しているかを調べた. その結果, 立脚後期ではヒラメ筋と腓腹筋の作用が異なっており, いずれの筋も体幹を上方へ加速させるが, その作用はヒラメ筋でより大きく, 腓腹筋によるエネルギーの多くは下肢へ伝達され膝関節を屈曲させるよう作用していた. そして, ヒラメ筋は単脚支持期を通して下腿の前傾を抑え膝関節の安定性を高める働きを有する筋であることから, ヒラメ筋が障害された場合は支持脚の膝折れを防ぐための代償運動が必要になるであろうと推察している.

Arnold ら (2005) は, 単脚支持期における股関節および膝関節の角加速度に対する、下肢筋の個別の貢献を調べた. その結果, 立脚前期では主に大殿筋が股関節伸展トルクを, 大腿広筋が膝関節伸展トルクを生じさせるが, 大殿筋は大腿広筋と同等の大きさを膝関節伸展トルクの生成にも貢献していた. そして, 立脚中期では主に中殿筋後部線維とヒラメ筋が股関節と膝関節を伸展させていた. 二関節筋であるハムストリング, 大腿直筋および腓腹筋は, 単脚支持期における膝関節角加速度の生成にはあまり貢献していなかった. これは二関節筋が関節への反対方向の作用を有するためであり, 例えばハムストリングスは股関節伸展トルクと膝関節屈曲トル

クを生じさせるが、股関節伸展トルクは股関節と膝関節の両方を伸展させる。但し、これらの結果は正常歩行を分析したものであるため、関節変形や脳性麻痺を有する人でみられる下肢屈曲位での歩行（Crouch gait）の場合は、筋による関節角加速度への影響も変化するであろうと述べている。

Sasaki と Neptune（2010）は、立脚期における下肢筋の収縮力が膝関節（大腿骨と脛骨）の接触力に及ぼす影響について調べた。その結果、膝関節接触力は立脚期で2つのピークがあり、第一のピークは立脚前期で主に大腿広筋の収縮によって生じ、第2のピークは立脚後期で腓腹筋の収縮で生じていた。さらに、大殿筋およびヒラメ筋は膝関節を經由していないが、これらの筋では地面反力を増大させる間接的な作用によって膝関節接触力の増大に貢献していた。また、立脚期において膝関節の屈曲が大きくなると大腿広筋の活動が高まり膝関節接触力を増大させた。これらのことから、変形性膝関節症患者でみられる立脚期における膝関節屈曲角度の減少は、膝関節接触力を軽減するための方略であると推察され、トレーニングでは大殿筋とヒラメ筋を強化して大腿広筋と腓腹筋の活動を抑えることが、歩行中の膝関節接触力軽減に効果的かもしれないと述べている。

異なる歩行速度における下肢筋の機能的役割に関する研究も行われている。Liuら（2008）は、低速から高速までの異なる歩行速度における身体質量中心の前方加速および上方加速に対する下肢筋の貢献について調べた。その結果、大殿筋、大腿広筋、ハムストリングス、腓腹筋およびヒラメ筋は、歩行速度の増大に伴い身体質量中心の前方加速および上方加速への貢献が高まるが、中殿筋は歩行速度によって変化しなかった。また、低速歩行の立脚前期では筋の貢献は小さく、支持脚が真っ直ぐになることで重力に抗していた。そして、低速度から普通速度になる際には、身体質量

中心の上方加速に対する大腿広筋とヒラメ筋の貢献が劇的に増大していた。Liu ら（2008）の研究では，身体質量中心の前方加速および上方加速に対する中殿筋の貢献は歩行速度によって変化しなかったが，地面反力の水平内外側成分に対する下肢筋の貢献を調べた研究（John ら，2012）によると，歩行速度の増大に伴い股関節外転筋群（中殿筋および小殿筋）による地面反力の水平内側成分への貢献が高まることで，身体の内外側方向のバランスをコントロールしていた。

Neptune ら（2008）は，低速から高速までの異なる歩行速度において，体幹の支持（上方加速）と前方加速，脚の振り出しに対する下肢筋の貢献を調べた。その結果，歩行速度の増大に伴い体幹の支持（上方加速）および前方加速に貢献するヒラメ筋の筋線維正仕事が増大した。また，普通速度（1.2 m/s）ではヒラメ筋の弾性エネルギー利用が最大であり，この速度は歩行の単位距離当たりのエネルギー消費が最少になる速度と一致した。また，脚の振り出しには腸腰筋の筋線維正仕事が主に貢献しており，高速速度においては腸腰筋が腓腹筋の貢献の低下を代償していた。

Sasaki と Neptune（2006）は，同速度における歩行とランニングを比較し，身体の上方加速と前方加速に対する下肢筋の貢献について調べた。その結果，歩行とランニングにおいて最も顕著な違いはヒラメ筋の機能であった。ランニングは歩行と比較して，ヒラメ筋による身体の前方向加速への貢献が小さく，上方加速への貢献が大きかった。これは歩行とランニングでキネマティクスが異なるためであり，歩行では地面反力の水平前方向成分が最大になるタイミングで足部は身体の後方に位置するが，ランニングでは足部が身体の下に位置するのでヒラメ筋による体幹を前方加速させる機能は制限された。

以上の研究は、筋骨格モデルのシミュレーションを用いて歩行動作における下肢筋の機能的役割を調べたものである。これらの研究は健常若年者の正常歩行を対象としているが、高齢者の歩行動作を明らかにする基礎的知見としても重要であろう。例えば、高齢者歩行の特徴の一つである立脚後期における足関節底屈トルクの低下と歩行速度の減少（古名ら、1995；西澤ら、2000；岡田ら、2004）は、身体質量中心の前方加速および上方加速に対する腓腹筋およびヒラメ筋の機能低下と解釈することができる。

体幹が傾斜した歩行では支持脚の屈曲が大きくなること、下肢関節トルクのなかでも特に股関節屈曲・伸展トルクの発揮パターンが大きく変化することが報告されている（Saha ら、2008；Leteneur ら、2009；Kluger ら、2014）。正常歩行の単脚支持期における股関節伸展トルクの生成には主に大殿筋が貢献し、ハムストリングスの貢献は小さいとされる（Arnold ら、2005）。しかし、体幹前傾による股関節屈曲角度の増大はハムストリングスの股関節起始部におけるモーメントアームを増大させ、大殿筋のモーメントアームは減少する（Hoy ら、1990）。また、筋電図を用いて固有歩行と体幹前傾歩行を比較した研究では、体幹前傾歩行では立脚前期におけるハムストリングスの活動が固有歩行より大きかった（Hashimoto ら、1987）。これらのことは、脊柱変形で体幹が傾斜している高齢者と健常若年者とでは、歩行動作における下肢筋の機能的役割が異なることを示唆するが、高齢者が体幹の姿勢変化にどのように適応して歩行速度を維持しているかは明らかでない。

2.4 脊柱変形に対する装具療法に関する研究

脊柱変形の保存療法では、薬物療法、運動療法および装具療法が一般的

である。体幹装具の機能は、(1) 脊柱運動の抑止と安定化、(2) 脊柱への荷重の軽減、(3) 腹部の保護、(4) 脊椎配列の矯正・維持、(5) 心理的効果、(6) その他として保温効果、プラセボ効果である。脊柱後弯変形では軟性体幹装具（軟性コルセット）またはリュックサック型体幹装具が処方される（伊藤利之，2014）。

軟性コルセットとは、綿布や合成繊維のメッシュ素材を主材に、金属やプラスチック製の支柱を用いて装具の剛性を高めたもので、肋骨下部から骨盤上部を囲むように固定することで腹腔内圧の上昇による免荷と軽度の運動制限を主な目的としたものであるが、軟性コルセットでは脊柱後弯を矯正できないため姿勢改善が難しく、腰背部痛に対する改善効果が少ないことが指摘されている（田中ら，2000）。

リュックサック型体幹装具とは、Watanabe ら（1995）が考案した脊柱後弯変形に対する装具で、体幹装具部分（ダーメンコルセット）と鉛を入れた背囊部分で構成され、背囊の重りによって体幹を伸展させることを目的とした装具である。Watanabe ら（1995）は、脊柱変形により体幹前傾姿勢をとる 42 名の高齢者にリュックサック型体幹装具を用いたところ、歩行時の体幹屈曲姿勢が改善し、日常生活動作が楽になったと報告している。また田中ら（2000）は、脊柱後弯変形患者 15 名に対してリュックサック型体幹装具を用いた結果、腰背痛の改善、1 時間以上の立位または歩行の改善などが認められたと報告している。Ishida ら（2008）は、脊柱変形を有する高齢者に対するリュックサック型体幹装具の効果について、表面筋電図を用いて分析した。その結果、歩行時における脊柱起立筋（第 5 腰椎の位置）の活動が、装具未装着時と比較して装着時では有意に減少したと報告している。

このようにリュックサック型体幹装具は脊柱変形を有する高齢者の姿勢や歩行を改善させるとともに、腰痛を軽減させる効果があると考えられる。しかし、変形性脊椎症患者の歩行動作においてリュックサック型体幹装具が体幹を伸展させるモーメントをどの程度生じさせるかを定量的に調べた研究は見当たらない。また、リュックサック型体幹装具の重り位置は腰部または骨盤に装着されることが多いが、異なる重り位置で装具の効果を比較した研究も渉猟した限りではなかった。

以上のように、健常者、高齢者および障害者を対象として、歩行動作における体幹姿勢の変化に着目したキネマティクス、キネティクスおよび力学的エネルギーの研究が行われている。

しかしながら、脊柱変形を有する高齢者では、体幹の姿勢変化に対して下肢動作を適応させることが、歩行能力の維持にとって重要であると考えられるが、体幹傾斜に対する高齢者と若年者での適応方法の違いや、下肢関節で発揮した力学的エネルギーを有効に利用して歩行するための技術については明らかにされていない。また、リュックサック型体幹装具は、姿勢や歩行を改善させるとともに、腰痛を軽減させる効果があると報告されているが、リュックサック型体幹装具のねらいとされる体幹伸展モーメントの増大を実際に確かめた研究はみられない。そのため、本研究において、若年者と高齢者における体幹傾斜歩行を比較し分析すること、変形性脊椎症患者の歩行動作における力学的エネルギーの流れを分析すること、そしてリュックサック型体幹装具が歩行中の体幹モーメントに及ぼす影響を分析することは、脊柱変形を有する高齢者の歩行能力を高める効果的なトレーニング方法への有益な示唆になると考えられる。

第 3 章 方法

本章では第 4 から 7 章に共通するデータ収集，データ処理，測定項目および測定方法について述べる．

被験者，試技条件，統計処理については各章で詳細に述べる．

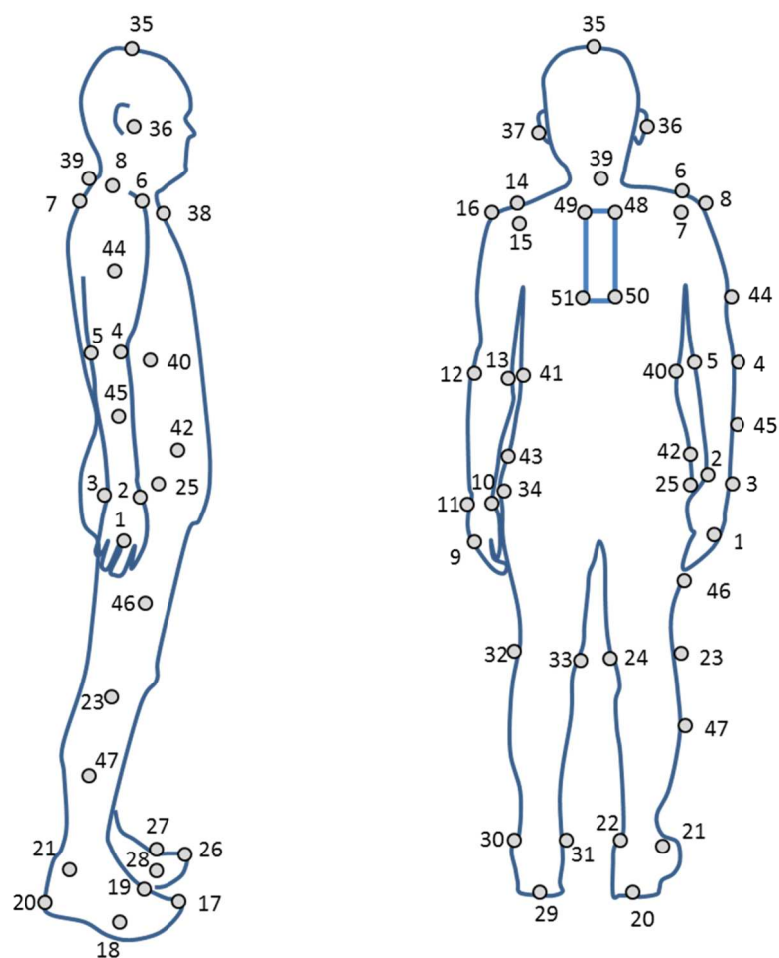
3.1. データ収集

身体計測点 47 点と体幹装具計測点 4 点 (Figure 3.1, 3.2) の収集には，光学式 3 次元モーションキャプチャーシステム VICON 612 (Oxford Metrics 社製，第 4, 5 章) または VICON MX T-series (Vicon Motion Systems 社製，第 6, 7 章) を用いて，歩行路を取り囲むように設置した 8 台のカメラを使用した (サンプリング周波数 250Hz)．同時に計測エリア中央に埋設した 2 台のフォースプラットフォーム (Kistler 社製，9287B 型および 9281C 型，サンプリング周波数 1000Hz) により左右の足に作用する地面反力を計測した．

3.2. データ処理

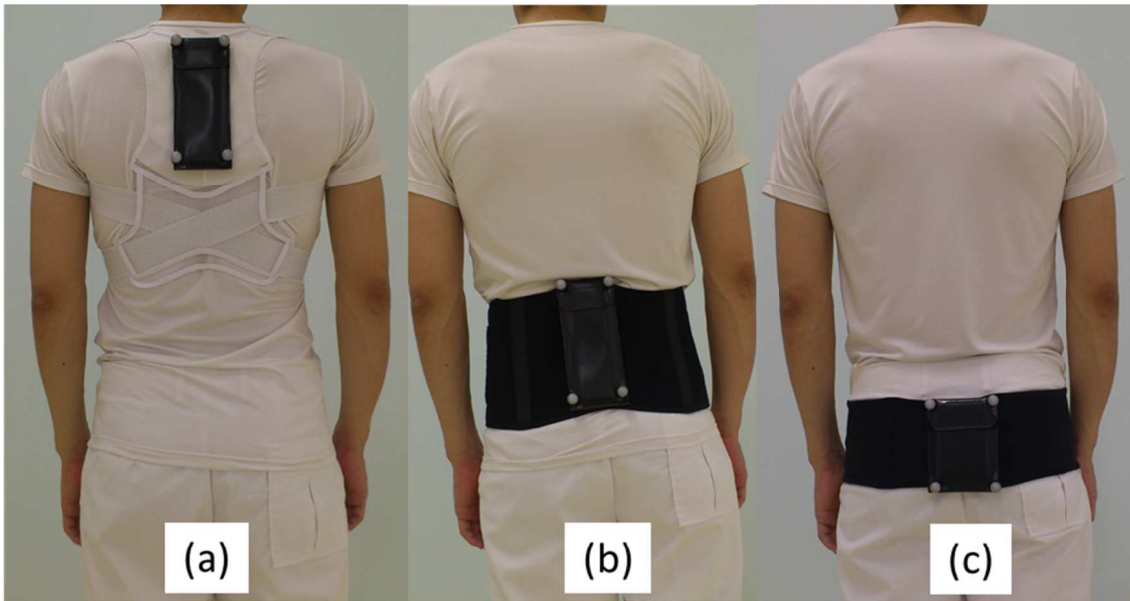
分析対象試技において原則として 5 歩目の踵接地から同側の次の踵接地までの 1 歩行周期を分析対象範囲とした．得られた 3 次元座標値は残差分析法により最適遮断周波数を決定し，Butterworth digital filter により 5 ~ 12Hz の遮断周波数で平滑化した (Winter, 2005)．

平滑化した 51 点 (装具なしの場合は 47 点) の計測点から身体を頭部，上腕，下腕，両側の上腕，前腕，手部，大腿，下腿，足部および装具からなる 16 個 (装具なしの場合は 15 個) の剛体リンクモデルにモデル化した．



- | | | |
|----------------------------------|------------------------------|---|
| 1. Right hand | 17. Right toe | 35. Top of head |
| 2. Right wrist lateral side | 18. Right metatarsal V | 36. Right ear |
| 3. Right wrist medial side | 19. Right metatarsal I | 37. Left ear |
| 4. Right elbow lateral side | 20. Right heel | 38. Upper end of sternum |
| 5. Right elbow medial side | 21. Right ankle lateral side | 39. C7 Spinous process |
| 6. Right shoulder anterior side | 22. Right ankle medial side | 40. Right lower end of rib |
| 7. Right shoulder posterior side | 23. Right knee lateral side | 41. Left lower end of rib |
| 8. Right shoulder lateral side | 24. Right knee medial side | 42. Right anterior superior iliac spine |
| 9. Left hand | 25. Right greater trochanter | 43. Left anterior superior iliac spine |
| 10. Left wrist lateral side | 26. Left toe | 44. Right arm lateral aspect |
| 11. Left wrist medial side | 27. Left metatarsal V | 45. Right forearm lateral aspect |
| 12. Left elbow lateral side | 28. Left metatarsal I | 46. Right thigh lateral aspect |
| 13. Left elbow medial side | 29. Left heel | 47. Right leg lateral aspect |
| 14. Left shoulder anterior side | 30. Left ankle lateral side | 48. Orthosis upper right side |
| 15. Left shoulder posterior side | 31. Left ankle medial side | 49. Orthosis upper left side |
| 16. Left shoulder lateral side | 32. Left knee lateral side | 50. Orthosis lower right side |
| | 33. Left knee medial side | 51. Orthosis lower left side |
| | 34. Left greater trochanter | |

Figure 3.1 Locations of reflex markers.



(a) High back orthosis

(b) Low back orthosis

(c) Pelvic orthosis

Figure 3.2 Three different types of spinal orthosis.

体幹は左右の肋骨下端に貼付したマーカーの midpoint によって上胴と下胴に分割した。上下肢の関節中心は各関節の両側に貼付したマーカーの midpoint とし、股関節については臨床歩行分析研究会の推定法をもとに関節中心を推定した（倉持ら，2003）。統計解析に用いる各被験者の代表値は 5 回行った試技の平均値とした。

3.3. 算出項目および算出方法

3.3.1. キネマティクスの変数の算出

(1) 分析点の速度および加速度

分析点の変位データを時間で数値微分することによって、速度および加速度を算出した。

(2) 全身と部分の重心位置および重心速度，重心加速度

平滑化した座標データから若年者においては阿江ら（1996）の、高齢者においては岡田ら（1996）の身体部分慣性係数を用いてセグメントの質量、質量中心位置および主慣性モーメントを算出した。装具の質量中心位置については装具の重りの四隅に貼付したマーカーの midpoint とした。また、全身および部分の重心位置を時間で数値微分することによって、重心速度および重心加速度を算出した。

(3) 身体の部分角度および関節角度，角速度，角加速度

Figure 3.3 に身体の部分角度および関節角度の角度定義を示す。矢状面において左右肩関節の midpoint と左右股関節の midpoint を結ぶ線が鉛直となす角度を体幹部分角度とした。左右肩関節の midpoint と左右肋骨の midpoint を結ぶ線を上

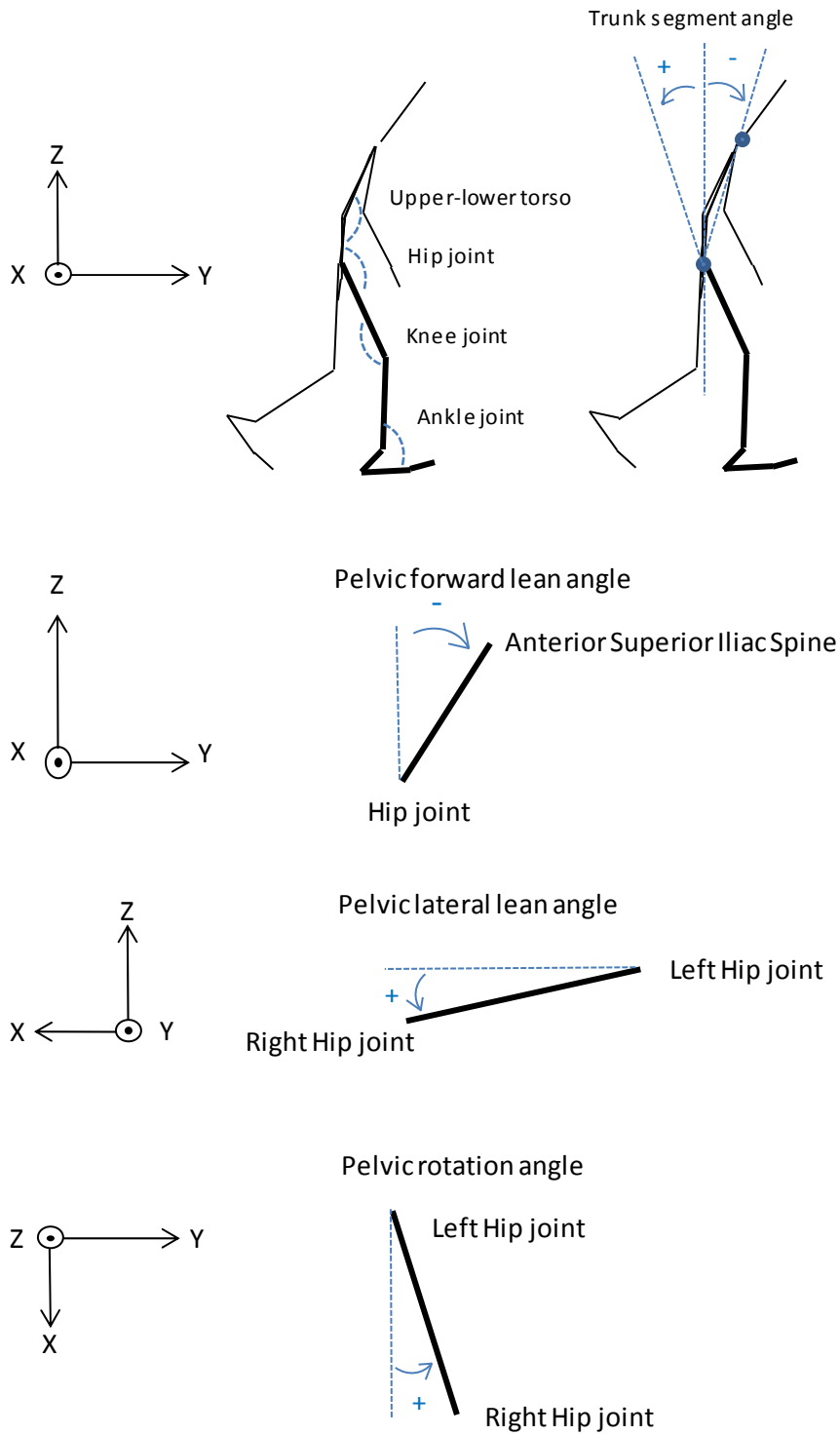


Figure 3.3 Definitions of the segment and joint angles.

胴セグメント，左右肋骨の midpoint と左右股関節の midpoint を結ぶ線を下胴セグメントとし，上胴セグメントと下胴セグメントがなす角度を上・下胴角度とした．骨盤前傾角度は矢状面において左右の上前腸骨棘の midpoint と左右の股関節の midpoint を結ぶ線が鉛直となす角度とした．骨盤側屈角度は前額面において左右股関節を結ぶ線が水平となす角度とし，骨盤回旋角度は水平面において左右股関節を結ぶ線が左右軸となす角度とした．これらの体幹および骨盤の部分角度は，矢状面，前額面および水平面において反時計まわりの角度を正の値とした．また，角度を時間で数値微分することで角速度および角加速度を算出した．

(4) 歩行の基礎的要素

身体質量中心の水平速度の 1 歩行周期における平均値を歩行速度，1 歩行周期に要した時間を 2 等分し，その逆数をケイデンス，1 歩行周期の開始時と終了時における同側踵の前後距離を 2 等分したものをステップ長，踵接地時の両側踵の左右距離を歩隔，踵接地時の身体質量中心と足関節の前後距離をブレーキ距離，踵接地からつま先離地に要した時間を立脚時間，つま先離地して踵接地するまでに要した時間を遊脚時間とした．また 1 歩行周期における身体質量中心の鉛直変位の和を求めた (Figure 3.4)．

3.3.2. キネティクスの変数の算出

(1) 下肢関節トルク

脚を足，下腿，大腿の 3 セグメントからなる剛体リンクにモデル化した．Figure 3.5 に示した Free Body Diagram に基づき，各部分で式(3.1)～(3.3)の運動方程式をたてた．

$$JF_{pX} = ma_X - JF_{dX} \quad (3.1)$$

$$JF_{pY} = ma_Y - JF_{dY} + mg \quad (3.2)$$

$$JT_p = I\alpha - JT_d - r_{dX}JF_{dY} + r_{dY}JF_{dX} - r_{pX}JF_{pY} + r_{pY}JF_{pX} \quad (3.3)$$

ここで、X および Y は座標成分、 m は部分質量、 a は部分重心の加速度、 g は重力加速度、 JF_p は部分の近位端の関節力、 JF_d は部分の遠位端の関節力（足については地面反力）、 I は部分の重心まわりの慣性モーメント、 α は部分の角加速度、 JT_p は近位端の関節トルク、 JT_d は遠位端の関節トルク（足についてはなし）、 r_p は部分の重心から近位端までの距離、 r_d は部分の重心から遠位端までの距離である。

式(3.1)～(3.3)を足、下腿、大腿の順に解くことによって、2次元における足関節、膝関節および股関節の関節トルクを算出した。なお、関節トルクの符号は伸展および底屈が正、屈曲および背屈が負となるように符号の変換を行った。

(2) 下肢関節トルクパワー

関節トルクパワー(P_j)を式(3.4)より算出した。

$$P_j = JT_j \cdot \omega_j \quad (3.4)$$

ここで、 JT_j は関節 j における関節トルク、 ω_j は関節 j における関節角速度である。

(3) 関節力パワーおよびセグメントトルクパワー

関節力パワー(JFP_j)およびセグメントトルクパワー(STP_j)を式(3.5)、(3.6)より算出した。

$$JFP_j = JF_j \cdot V_j \quad (3.5)$$

$$STP_j = JT_j \cdot SAV_s \quad (3.6)$$

ここで、 JF_j は関節 j の関節力、 V_j は関節 j の関節速度、 JT_j は関節 j の関節トルク、 SAV_s は部分 s の角速度である。

(4) 下肢関節の力学的仕事

関節トルクパワーを正と負で別々に時間積分することで、股関節、膝関節および足関節の力学的仕事（絶対仕事，正仕事，負仕事）を算出した（式(3.7)～(3.9)）。

$$W_j = \int_{t_1}^{t_2} |P_j| dt \quad (3.7)$$

$$PW_j = \int_{t_1}^{t_2} (P_j)^+ dt \quad (3.8)$$

$$NW_j = \int_{t_1}^{t_2} (P_j)^- dt \quad (3.9)$$

ここで、 W_j は関節 j がなした絶対仕事、 PW_j は関節 j がなした正仕事、 NW_j は関節 j がなした負仕事、 $|P_j|$ 、 $(P_j)^+$ 、 $(P_j)^-$ はそれぞれ関節 j における関節トルクパワーの絶対値、関節トルクパワーの正の値、関節トルクパワーの負の値である。 t_1 、 t_2 はそれぞれ1歩行周期の開始時間、終了時間である。

(5) 上胴下端および下胴下端まわりの体幹自重モーメント

上胴下端および下胴下端まわりに作用する2次元の体幹自重モーメントをFigure 3.6に基づく式(3.10)、(3.11)により算出した。さらに1歩行周期におけるモーメントの最大値および積分値を求めた。

$$M_1 = -r_y \times mg \quad (3.10)$$

$$M_2 = M_1 + r_y \times m CGA_z - r_z \times m CGA_y \quad (3.11)$$

ここで、 m は頭部、上肢、体幹（以下、Head + Arm + Trunk : HAT）および装具（未装着の場合は0）の質量、 M_1 はHATおよび装具の重量によって

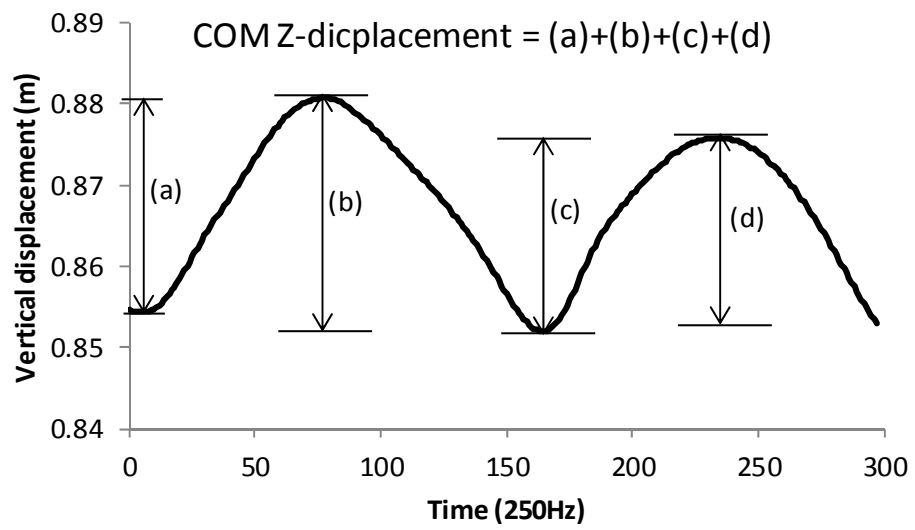


Figure 3.4 The sum of vertical displacement of center of mass during one walking cycle.

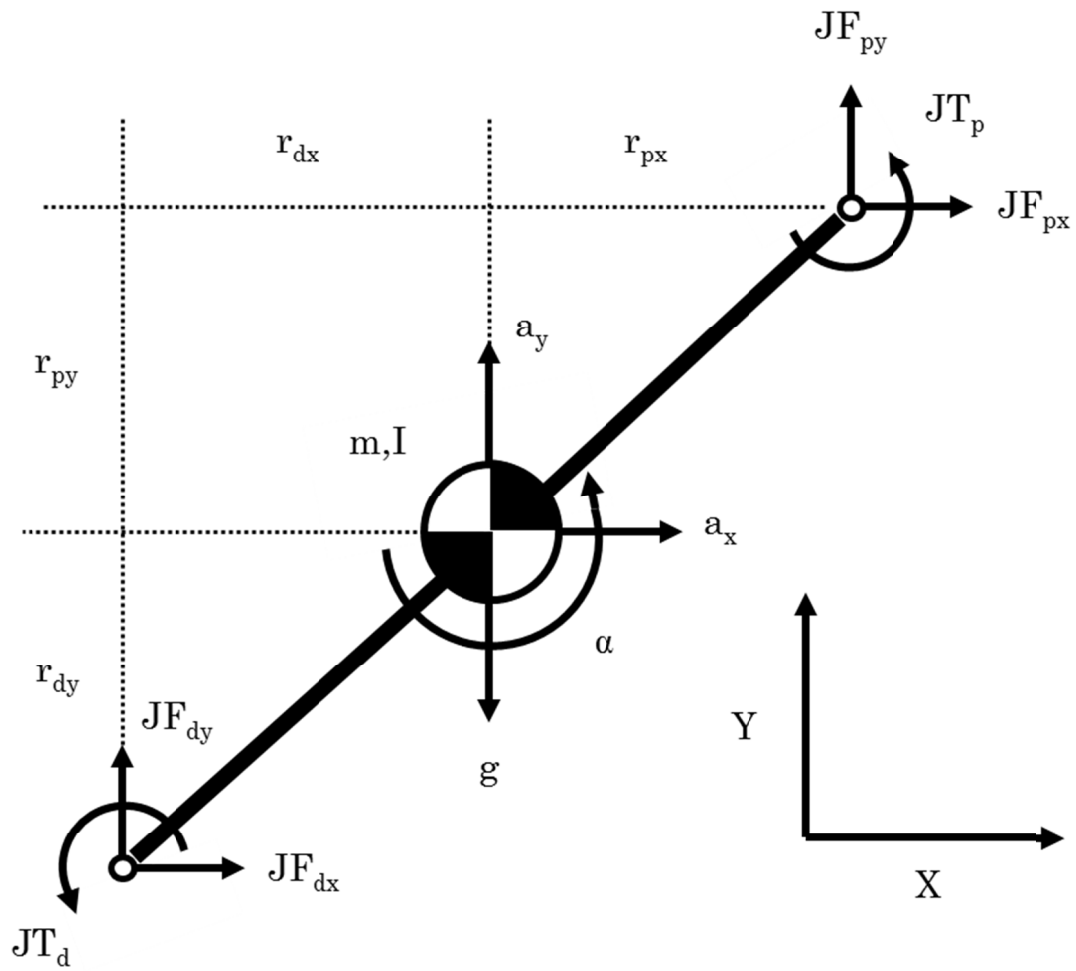


Figure 3.5 Free Body Diagram.

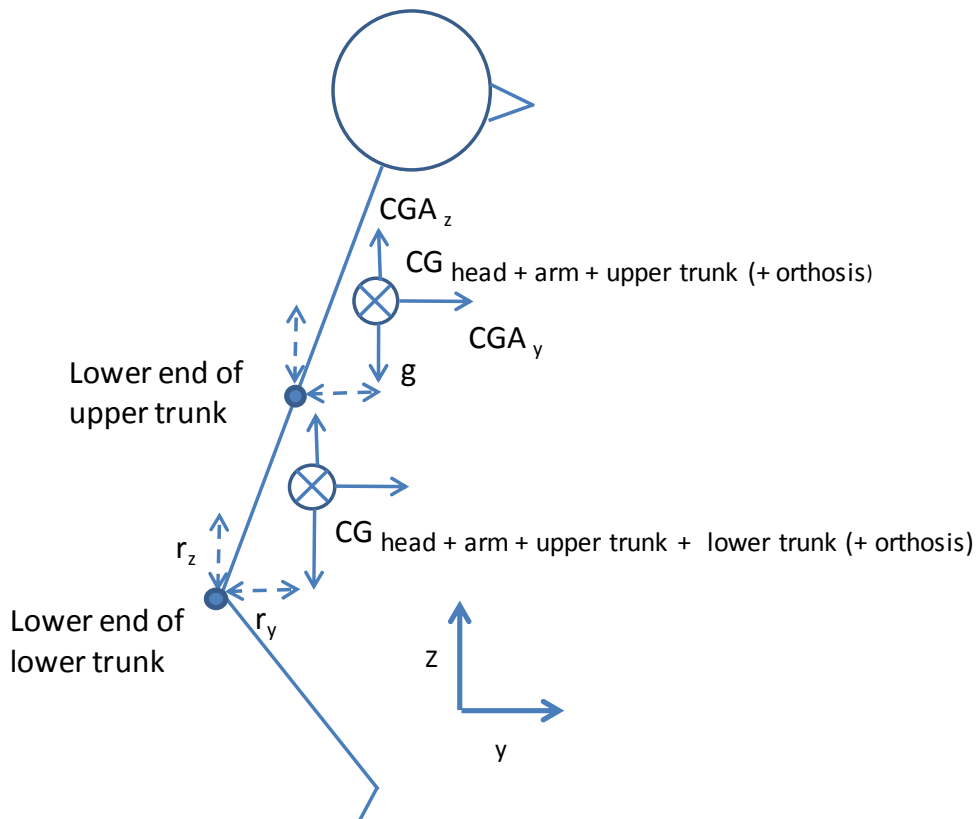


Figure 3.6 Trunk weighted moment about the lower end of upper trunk and the lower end of lower trunk. CG, Center of gravity at HAT (the head, arms, trunk, (and the orthosis)); CGA, Horizontal and vertical acceleration of center of gravity at HAT; r_y and r_z , Horizontal and vertical moment arm.

生じるモーメント, M_2 は M_1 と歩行中の HAT および装具の合成質量中心(未装着の場合は HAT のみの合成質量中心)の加速度によって生じるモーメント, g は重力加速度, CGA_y および CGA_z は合成質量中心の水平および鉛直加速度, r_y および r_z は上胴下端または下胴下端から合成質量中心までの水平および鉛直距離である.

3.3.3. 力学的エネルギーの算出

(1) 身体各部分の力学的エネルギー

身体各部分の力学的エネルギーを式(3.12)により算出した.

$$E_{i,j} = m_i g h_{i,j} + \frac{1}{2} m_i v_{i,j}^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_{i,j}^2 \quad (3.12)$$

ここで, $E_{i,j}$ は時刻 j における部分 i の力学的エネルギー, m は部分質量, g は重力加速度, h は部分の重心高, v は部分重心の速度, I は部分の重心まわりの慣性モーメント, ω は身体各部分の部分角度を数値微分して得た部分の角速度である. また, 力学的エネルギーを時間で数値微分して力学的エネルギー変化率を算出した.

(2) 力学的エネルギー利用の有効性指数

歩行の技術を評価する指標として, 力学的エネルギー利用の有効性指数 (Effectiveness index of mechanical utilization. 以下, EI) を算出した. この指標は運動中になされた力学的仕事が運動のねらいに応じてどれだけ有効に利用されたかを示すものである(阿江と藤井 1996)(式(3.13)).

$$\text{Effectiveness Index} = \frac{\text{Effectiveness Work or Energy}}{\text{Mechanical Work or Energy}} \quad (3.13)$$

本研究では式(3.14)~(3.17)を用いて EI を算出した.

$$E_{k,H} = \frac{1}{2} m V_H^2 \quad (3.14)$$

$$\Delta E_{k,H,j} = E_{k,H,j+1} - E_{k,H,j} \quad (3.15)$$

$$W_H = \sum_j^{n-1} |\Delta E_{k,H,j}| \quad (3.16)$$

$$EI = \frac{W_H}{W_j} \quad (3.17)$$

ここで、 m 、 V_H 、 $E_{k,H}$ 、 W_H 、 W_j はそれぞれ身体質量、身体質量中心の水平速度、身体質量中心の水平運動エネルギー、身体質量中心の水平運動エネルギーの変化量（絶対仕事）、関節トルクパワーによる絶対仕事である。 n は1歩行周期に要したフィールド数である。なお、絶対仕事 W_j は一方の下肢関節でなされた絶対仕事の総和の2倍とした。

本研究の EI は、両下肢関節による総絶対仕事と水平運動エネルギーの変化量（絶対仕事）の比であり、 EI が高いほど下肢による仕事が進行方向への移動速度維持に有効に使われたことを示す。

(3) 力学的エネルギーの伝達量

身体部分間の力学的エネルギーの伝達量（以下、 T_b ）は Pierrynowski ら（1980）の方法を用いて下記の式(3.18)から(3.21)より算出した。

$$\Delta E_{i,j} = E_{i,j+1} - E_{i,j} \quad (3.18)$$

$$W_{wb} = \sum_j^{n-1} |\sum_i^s (\Delta E_{i,j})| \quad (3.19)$$

$$W_w = \sum_i^s \sum_j^{n-1} |\Delta E_{i,j}| \quad (3.20)$$

$$T_b = W_w - W_{wb} \quad (3.21)$$

ここで、 W_{wb} は部分内および部分間での力学的エネルギーの変換および伝達がおこると仮定した場合の力学的仕事、 W_w は部分内で力学的エネルギーの交換はあるが部分間での力学的エネルギーの伝達がないと仮定した場合の力学的仕事、 s は部分の数である。

3.4. 時系列データの規格化と歩行動作の局面分け

1 歩行周期を 100%に規格化し, 1~20%までを立脚前期, 21~40%までを立脚中期, 41~60%までを立脚後期, 61~80%までを遊脚前期, 81~100%までを遊脚後期とした (Figure 3.7).

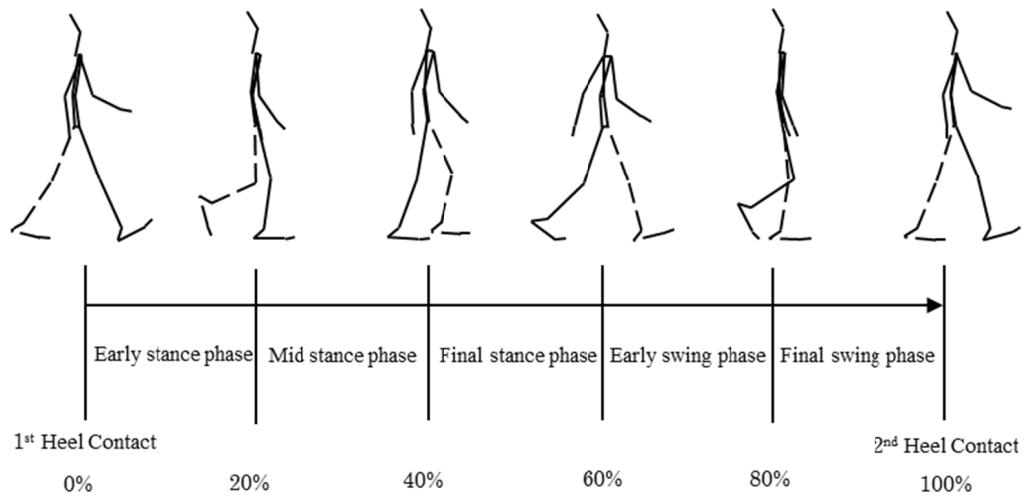


Figure 3.7 Definition of movement phases during one walking cycle.

第 4 章 若年者における体幹の前後傾が歩行動作のキネマティクスおよびキネティクスに及ぼす影響

4.1. 目的

歩行動作は加齢による影響を受けるので、脊柱変形を有する高齢者の歩行動作の特徴を明らかにするためには、若年者における体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響を検討しておくことが役立つと考えられる。

若年者を対象として体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響について検討した研究 (Saha ら, 2008 ; Leteneur ら, 2009 ; Kluger ら, 2014) では、体幹姿勢により歩行動作は変化し、下肢のなかでも特に股関節トルクの変化が大きいことから体幹の姿勢保持には特に股関節筋群の役割が重要であることが示唆されている。しかし、体幹姿勢が変化した歩行動作において下肢関節トルクおよびトルクパワーの大きさや発揮パターンの変化が、体幹の姿勢保持と歩行速度の維持にどのように関係しているかを定量的に分析したものはみられない。

本章の目的は、若年者における体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響を下肢関節トルク・トルクパワーおよび体幹自重モーメントに着目して分析するとともに、体幹傾斜が歩行動作における力学的エネルギー利用の有効性に及ぼす影響を明らかにすることである。

4.2. 方法

4.2.1. 被験者

被験者は、健常な男子学生 10 名 (年齢 25.4 ± 4.9 歳, 身長 1.74 ± 0.05 m, 体重 68.0 ± 5.0 kg) であった (Table 4.1)。実験に先立って被験者に研究目

Table 4.1 Characteristics of the young subjects.

Subject	sex	Age [yrs]	Height [m]	Body mass [kg]
1	male	23	1.80	73
2	male	24	1.80	73
3	male	26	1.74	68
4	male	23	1.69	63
5	male	39	1.66	60
6	male	23	1.72	65
7	male	23	1.77	65
8	male	24	1.72	73
9	male	26	1.77	66
10	male	23	1.73	74
Mean \pm SD		25.4 \pm 4.9	1.74 \pm 0.05	68.0 \pm 5.0

的，実験内容，データの取り扱いなどを説明し，協力の同意に関する署名を得た．なお，本研究は，筑波大学人間総合科学研究科研究倫理委員会の承認（課題番号 21-185）を得たものである．

4.2.2. 実験試技

10m の直進歩行を 3 つの試技条件で行わせた．条件 1 は被験者の固有歩行（以下，Normal 群）とし，条件 2 は体幹前傾歩行（以下，Forward 群），条件 3 は体幹後傾歩行（以下，Backward 群）とした．ここで，体幹の傾きとは，矢状面で肩関節と大転子を結ぶ線分が鉛直線となす角度で，試技開始前に角度計を用いて調節した．Saha ら（2008）の研究では，体幹の前傾が 25° および 50° と著しく大きい傾斜について検討しているが，実際の臨床の場合を考えると，これらの傾斜は実際的ではないため，本研究では，体幹前傾 10° および後傾 10° を選んだ（試技条件の確認については後述）．歩行速度は被験者が通常に快適と感じる速度とし，特に細かい制限はしなかった（Figure 4.1）．被験者には，固有歩行，体幹前傾歩行および体幹後傾歩行ともに，歩行開始後，少なくとも 5 歩以上歩いてフォースプラットフォームを自然な動きで踏み，通過後，少なくとも 5 歩以上歩かせた．各試技の開始前に実験環境に慣れさせるために十分な練習を行わせた．各条件について 5 回の試技を行ったが，歩行中に著しく体幹の姿勢が変化した試技や不自然であると験者が判断した場合はやり直しさせた．

4.2.3. データ収集

第 3 章に示した方法でデータ収集をした．

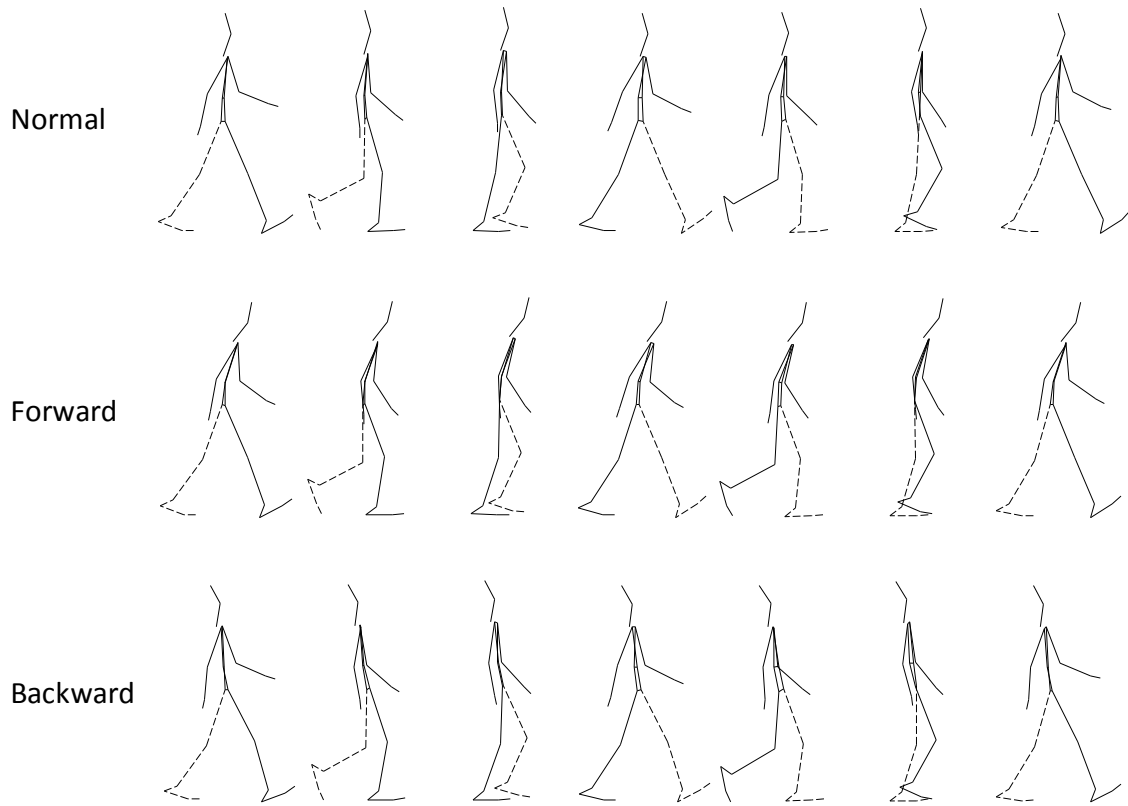


Figure 4.1 The stick pictures of normal and trunk-leaned walking.
Normal, Forward and Backward; Averaged motion in 10 subjects.

4.2.4. データ処理

第 3 章で示した方法でデータ処理をした。

4.2.5. 算出項目と算出方法

第 3 章に示した方法で以下の項目を算出した。

(1) 歩行の基礎的要素（歩行速度，ステップ長，ケイデンス，ブレーキ距離および身体質量中心の鉛直変位）

(2) 体幹部分角度および下肢関節角度

(3) 下肢関節トルク

(4) 下肢関節トルクパワー

(5) 股関節まわりのモーメント

(6) 下肢関節の力学的仕事

(7) 力学的エネルギー利用の有効性指数

なお，股関節まわりのモーメントとは，体幹の姿勢が股関節トルクに及ぼす影響をとらえるために算出したもので，第 3 章で示した下胴下端まわりの体幹自重モーメントと同様の方法で，回転の中心を股関節として算出した。

4.2.6. 統計処理

Normal 群，Forward 群および Backward 群の比較は試技条件を要因とする繰り返しのある場合の一元配置分散分析を行い，有意差のあるデータについて Tukey 法で多重比較検定を行った。分析項目間の関係をみるために Spearman の順位相関係数を算出した。いずれも有意水準は 5%とした。

4.3. 結果

4.3.1. キネマティクス

(1) 歩行の基礎的要素

Table 4.2 に歩行速度，ケイデンス，ステップ長，ブレーキ距離および身体質量中心の鉛直変位の平均値および標準偏差を示す．ステップ長，ブレーキ距離および身体質量中心の鉛直変位は被験者の身長比で示している．

ブレーキ距離は **Forward** 群が **Normal** 群および **Backward** 群より有意に小さかった．歩行速度，ケイデンス，ステップ長および身体質量中心の鉛直変位は群間での有意差はみられなかったが，いずれの値も **Backward** 群が **Normal** 群および **Forward** 群より小さい傾向であった．

(2) 体幹部分角度および下肢関節角度

Figure 4.2 に **Normal** 群，**Forward** 群および **Backward** 群の 1 歩行周期における体幹部分角度の変化パターンを平均値で示す．図上部の○印および×印は，それぞれ **Normal** 群，**Forward** 群および **Backward** 群の間で有意差があることを示し，以降の図でも同様である．**Forward** 群，**Backward** 群ともに体幹の前傾 10° ，後傾 10° からは大きく逸脱しておらず，試技条件を満たしていたと考えられる．

Figure 4.3 に **Normal** 群，**Forward** 群および **Backward** 群の 1 歩行周期における下肢関節角度の変化パターンを平均値で示す．**Forward** 群では，**Normal** 群と比較すると股関節角度は 1 歩行周期を通して約 10° 屈曲が大きく，膝関節角度は立脚中期において完全伸展位とならず軽度屈曲位であった．足関節角度に有意差はなかった．

Backward 群では，**Normal** 群と比較すると股関節角度は 1 歩行周期を

Table 4.2 Basic descriptors of walking in the young subjects.

		Normal	Forward	Backward	Difference p<0.05
Walking speed (m/s)	Mean	1.56	1.52	1.42	
	SD	0.13	0.14	0.13	
Cadence (steps/min)	Mean	115.0	115.7	110.1	
	SD	5.4	5.3	5.5	
Step length (/ height)	Mean	0.473	0.459	0.450	
	SD	0.024	0.029	0.028	
Brake distance (/ height)	Mean	0.186	0.158	0.193	F<N, F<B
	SD	0.019	0.016	0.016	
COM Z-displacement (/ height)	Mean	0.054	0.055	0.046	
	SD	0.010	0.009	0.011	

N, Normal; F, Forward; B, Backward

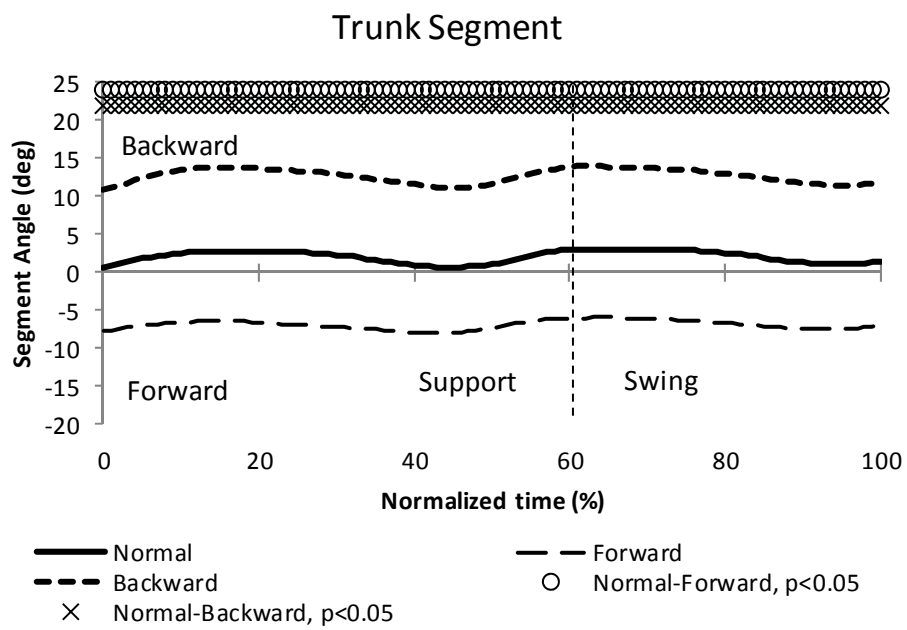


Figure 4.2 Averaged patterns of trunk segment angle during one walking cycle in the young subjects.

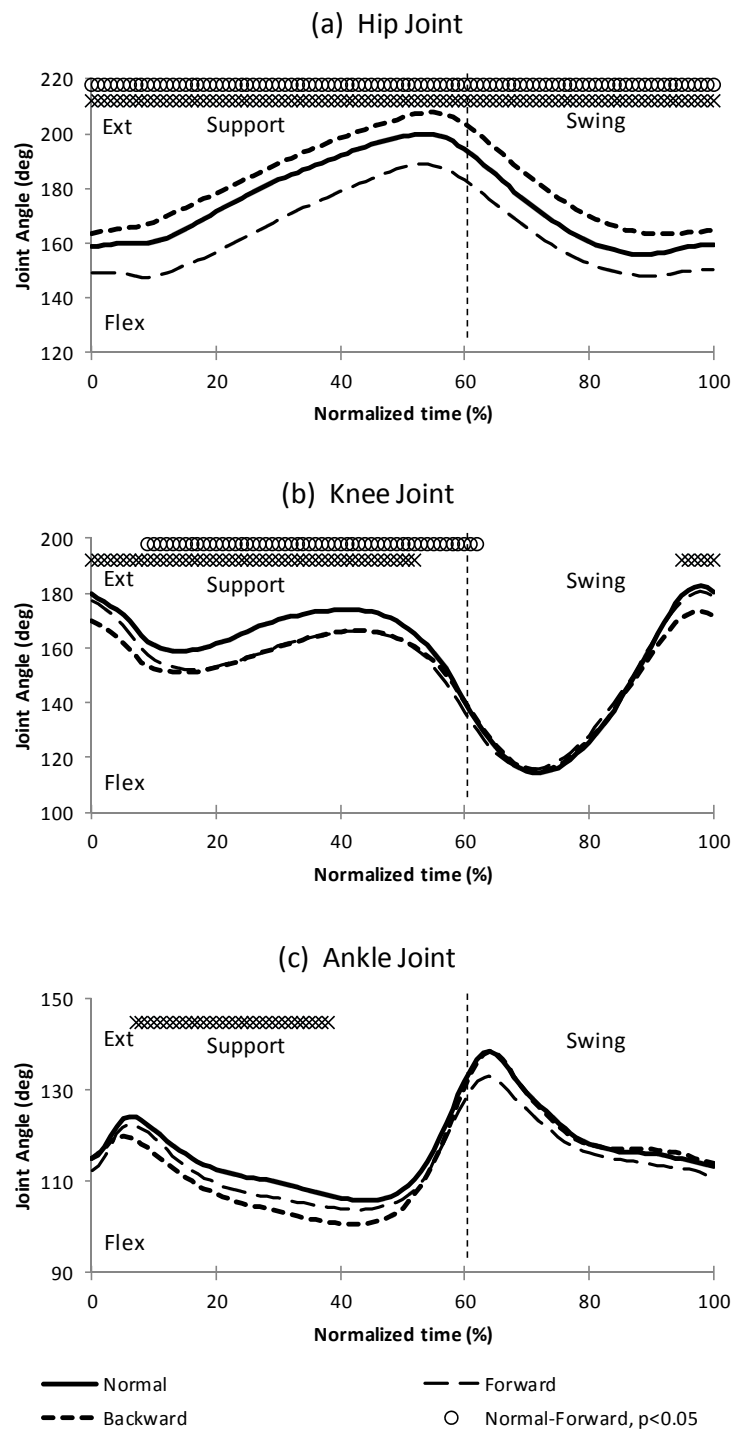


Figure 4.3 Averaged patterns of leg joint angles during one walking cycle in the young subjects.

通して約 5° 伸展が大きく，膝関節角度では立脚期を通して約 5 から 10° 屈曲が大きく，足関節角度は立脚前期から中期において約 10° 背屈が大きかった．

4.3.2. キネティクス

(1) 下肢関節トルク

Figure 4.4 に Normal 群，Forward 群および Backward 群の 1 歩行周期における下肢関節トルクの変化パターンの平均値を身体質量当たりで示す．Forward 群では，Normal 群と比較すると股関節トルクは立脚前期から中期にかけての伸展トルクが大きく，その後の立脚中期から後期の屈曲トルクへの移行が遅く，屈曲トルクのピーク値が小さかった．膝関節トルクの有意差はなかった．足関節トルクは底屈トルクのピーク値が小さいが，全体としてみると Normal 群と大きく異なることはなかった．

Backward 群では，Normal 群と比較すると股関節トルクは立脚前期の伸展トルクが小さく，その後の屈曲トルクへの移行が早く，屈曲トルクのピーク値が大きかった．膝関節トルクは立脚期の伸展トルクのピーク値が大きく，遊脚期へ移行するまで伸展トルクを発揮し続けていた．足関節トルクは立脚中期の底屈トルクが小さかった．

(2) 下肢関節トルクパワー

Figure 4.5 に Normal 群，Forward 群および Backward 群の 1 歩行周期における下肢関節トルクパワーの変化パターンの平均値を身体質量当たりで示す．Forward 群では，Normal 群と比較すると股関節トルクパワーは立脚前期から中期における正のトルクパワーが大きく，その後の立脚後期

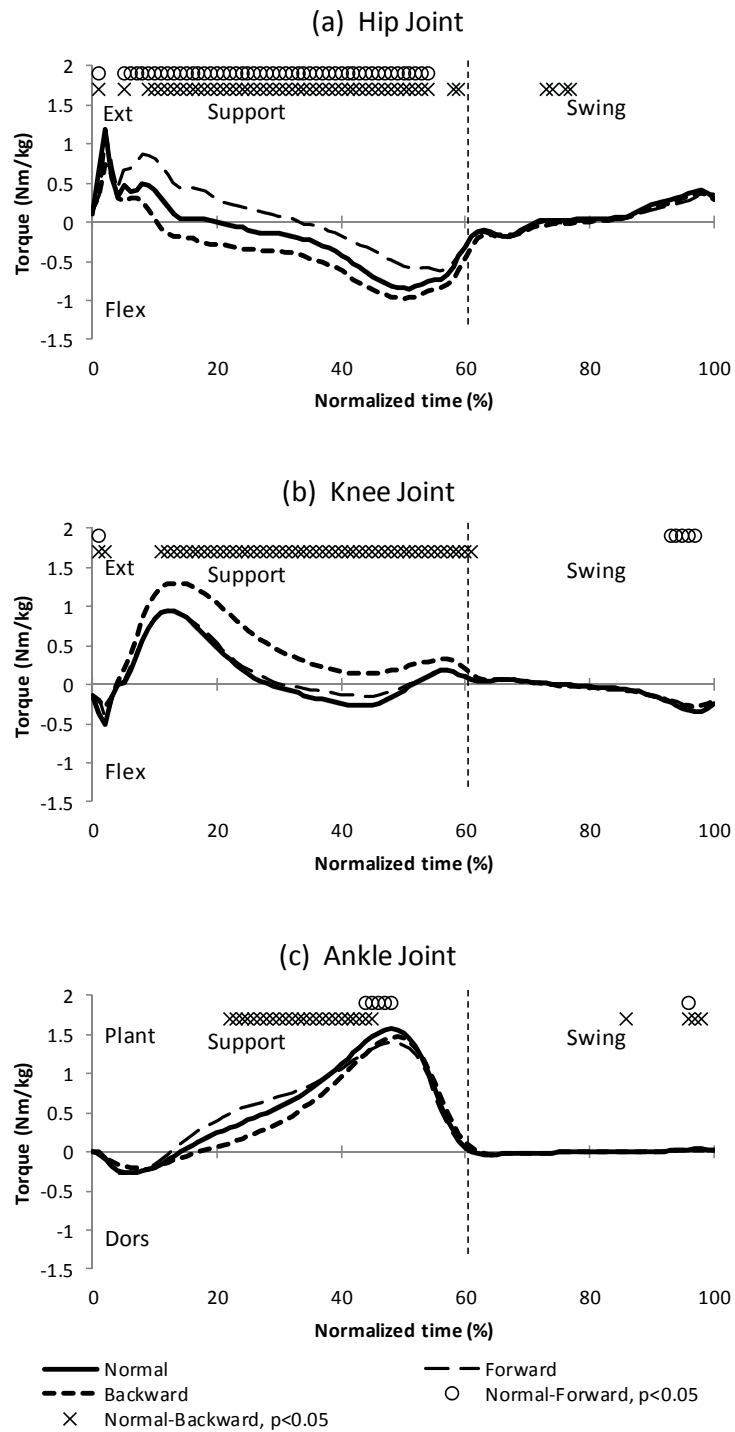


Figure 4.4 Averaged patterns of leg joint torques during one walking cycle in the young subjects.

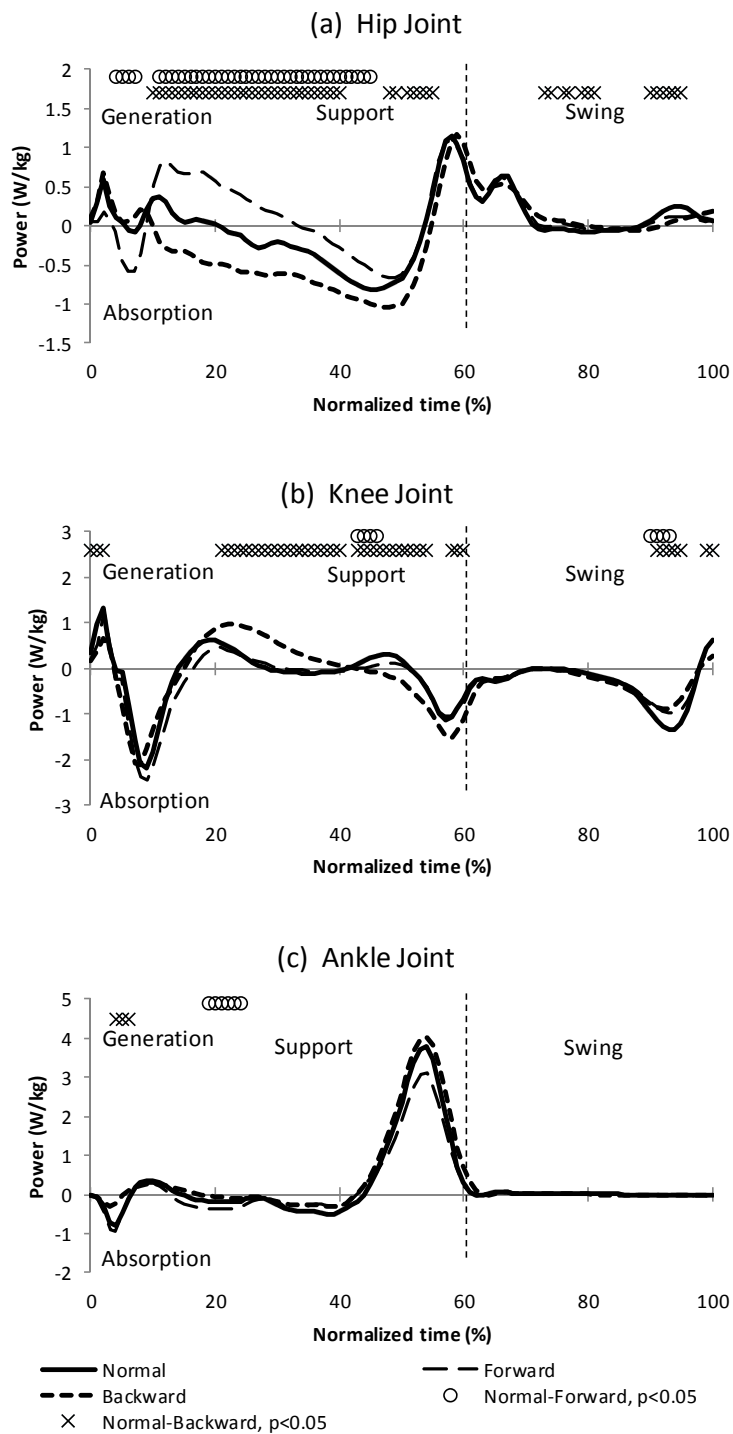


Figure 4.5 Averaged patterns of leg joint torque powers during one walking cycle in the young subjects.

の負のトルクパワーが小さかった。膝関節トルクパワーと足関節トルクパワーは部分的には有意差がみられたが、全体としてみると Normal 群と大きく異なることはなかった。

Backward 群では、Normal 群と比較すると股関節トルクパワーは立脚中期から後期における負のトルクパワーが大きかった。膝関節トルクパワーは立脚中期の正のトルクパワーが大きく、その後の立脚後期の負のトルクパワーが大きかった。足関節トルクパワーは部分的には有意差がみられたが、全体としてみると Normal 群と大きく異なることはなかった。

(3) 股関節まわりのモーメント

Figure 4.6 に Normal 群、Forward 群および Backward 群の 1 歩行周期における股関節まわりのモーメントの変化パターンの平均値を身体質量当たりで示す。Normal 群、Forward 群および Backward 群ともに 1 歩行周期を通してモーメントの増減のパターンは類似しており、10%付近と 60%付近で前傾モーメントのピーク値を示した。Forward 群では Normal 群より前傾モーメントが常に大きく、Backward 群では Normal 群より後傾モーメントが常に大きかった。

(4) 股関節トルクの積分値

Figure 4.7 に Normal 群、Forward 群および Backward 群における立脚期の股関節トルクなどの積分値の平均値を身体質量当たりで示す。図の上段から順に (a) 股関節トルク、(b) 体幹の姿勢保持トルク、(c) 下肢駆動トルクである。ここで、体幹の姿勢保持トルクとは股関節まわりのモーメントのことであり、下肢駆動トルクとは股関節トルクから体幹の姿勢保

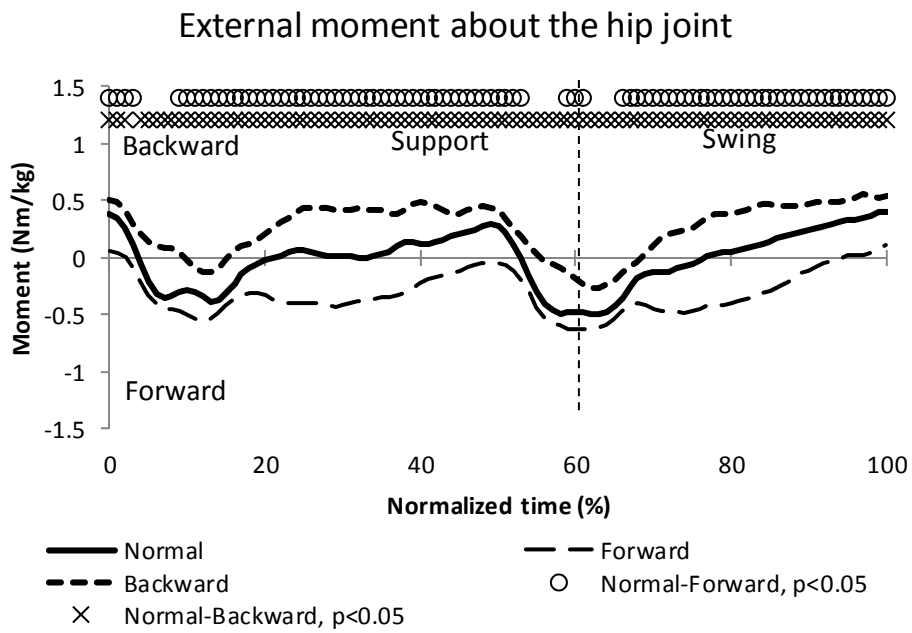


Figure 4.6 Averaged patterns of external moment about the hip joint during one walking cycle in the young subjects.

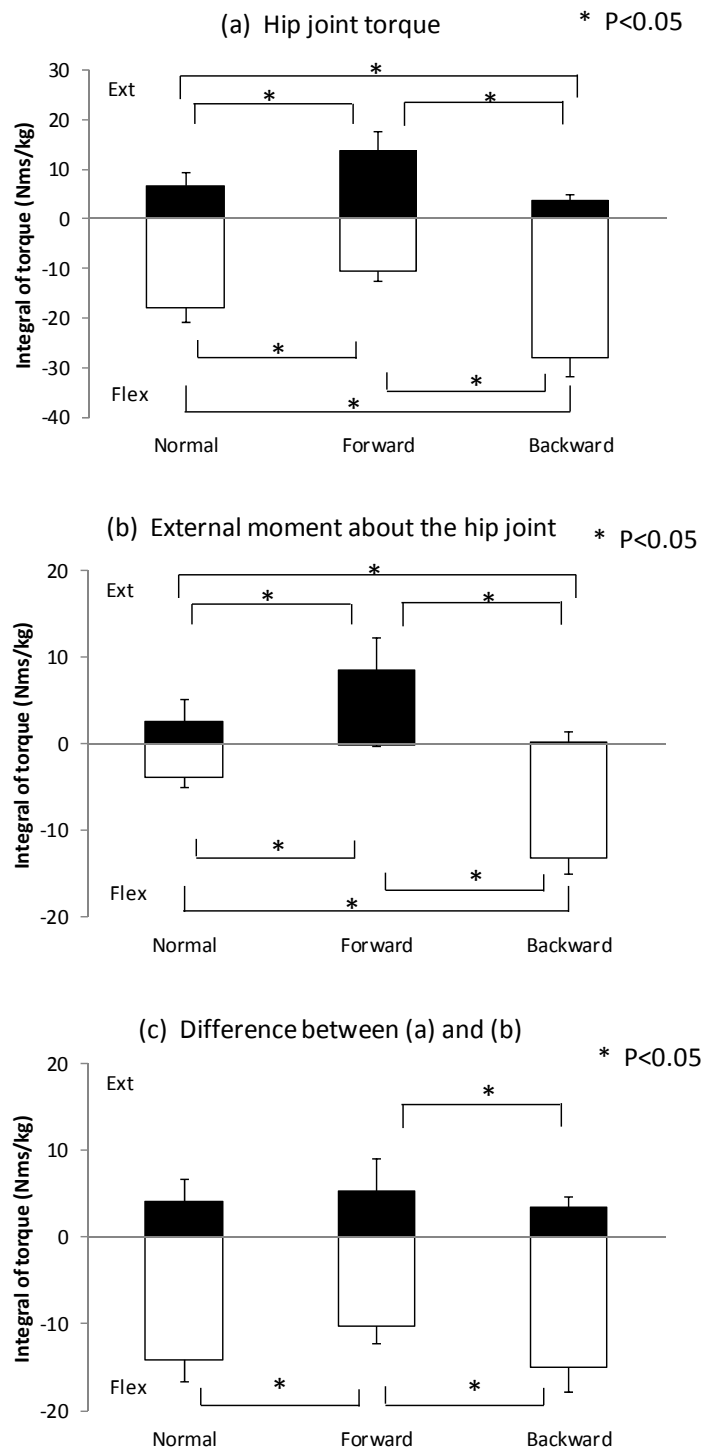


Figure 4.7 Integral of torques about the hip joint in stance phase for the young subjects.

持トルクを減じたものである。

股関節トルクは，伸展の積分値において Forward 群では 13.8 ± 3.7 Nms/kg で Normal 群の 6.7 ± 2.5 Nms/kg より有意に大きく，Backward 群では 3.6 ± 1.3 Nms/kg で Normal 群より有意に小さかった。また，屈曲の積分値において Forward 群では 10.4 ± 2.1 Nms/kg で Normal 群の 18.0 ± 2.7 Nms/kg より有意に小さく，Backward 群では 28.0 ± 3.9 Nms/kg で Normal 群より有意に大きかった。

体幹の姿勢保持トルクは，伸展の積分値において Forward 群では 8.5 ± 2.8 Nms/kg で Normal 群の 2.6 ± 1.4 Nms/kg より有意に大きかった。また，屈曲の積分値において Backward 群では 13.1 ± 2.0 Nms/kg で Normal 群の 3.9 ± 1.1 Nms/kg より有意に大きかった。

下肢駆動トルクは，屈曲の積分値において Forward 群では 10.3 ± 2.1 Nms/kg で Normal 群の 14.1 ± 2.5 Nms/kg より有意に小さく，Backward 群と Normal 群で有意差はなかった。伸展の積分値においては Forward 群および Backward 群のいずれも Normal 群と有意差はなかった。

このように Forward 群の股関節伸展トルクの増加分と，Backward 群の股関節屈曲トルクの増加分の多くは，いずれも体幹の姿勢保持トルクであった。

4.3.3. 力学的エネルギー

(1) 下肢関節の力学的仕事

Figure 4.8 に 1 歩行周期における下肢関節の絶対仕事，正仕事および負仕事の平均値および標準偏差を身体質量当たりで示す。

絶対仕事(a)についてみると，Forward 群と Normal 群では下肢三関節と

もに有意差がなかった。Backward 群は Normal 群に対して、股関節が 1.39 倍で有意に大きく、下肢三関節合計が 1.20 倍で有意に大きかった。

正仕事(b)についてみると、Forward 群では Normal 群に対して、股関節が 1.42 倍で有意に大きかった。Backward 群では Normal 群に対して、膝関節が 1.41 倍で有意に大きかった。

負仕事(c)についてみると、Forward 群では Normal 群に対して、股関節が 0.65 倍で有意に小さかった。Backward 群では Normal 群に対して、股関節が 1.84 倍、膝関節が 1.15 倍、下肢 3 関節合計が 1.23 倍で有意に大きく、足関節が 0.61 倍で有意に小さかった。

(2) 力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI)

Figure 4.9 に歩行速度と異なる体幹傾斜での EI との関係を示す。縦軸が EI、横軸が歩行速度である。いずれの歩行の EI も歩行速度との間に相関関係はみられなかった。

Figure 4.10 に Normal 群、Forward 群および Backward 群の EI を平均値と標準偏差で示す。Normal 群は 0.77 ± 0.06 、Forward 群は 0.74 ± 0.05 、Backward 群は 0.54 ± 0.08 で、Backward 群は Normal 群および Forward 群より有意に小さかった。

4.4. 考察

4.4.1. 体幹の前傾が歩行動作へ及ぼす影響について

Forward 群の立脚期における股関節屈曲、膝関節屈曲は、Normal 群より有意に大きかった (Figure 4.3)。Saha ら (2008) は健常成人の体幹前傾角 25° と 50° での歩行を分析し、体幹前傾歩行では固有歩行より立脚期の

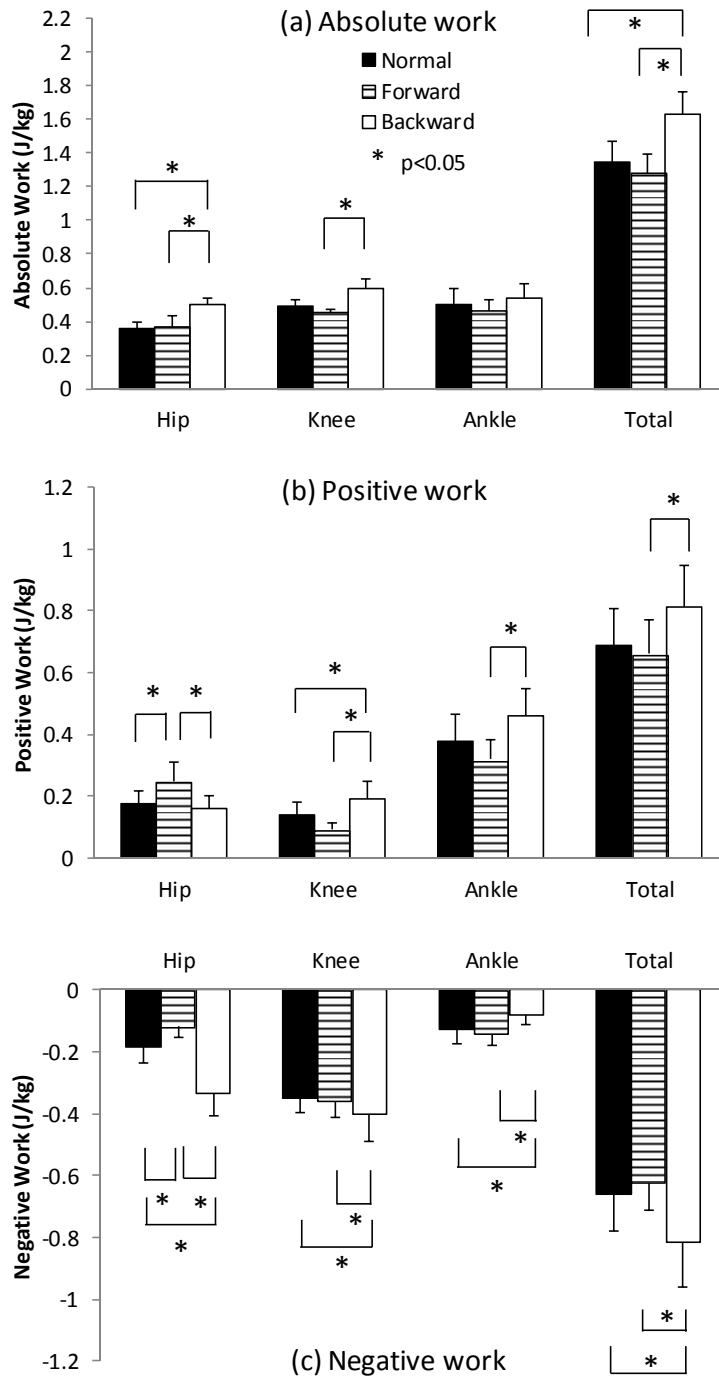


Figure 4.8 Mechanical works of the leg joints in one walking cycle for the young subjects.

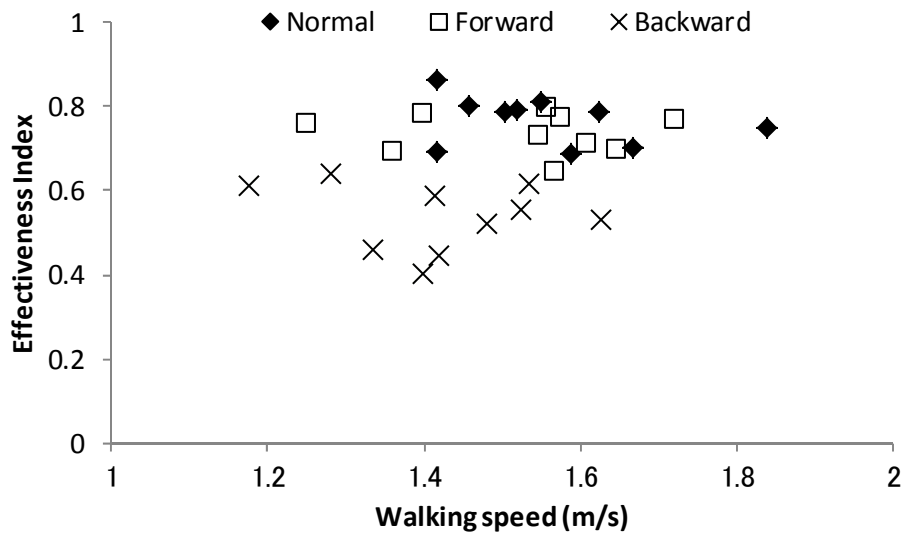


Figure 4.9 Relationship between effectiveness index of mechanical energy utilization and walking speed of normal and trunk-leaned walking for the young subjects.

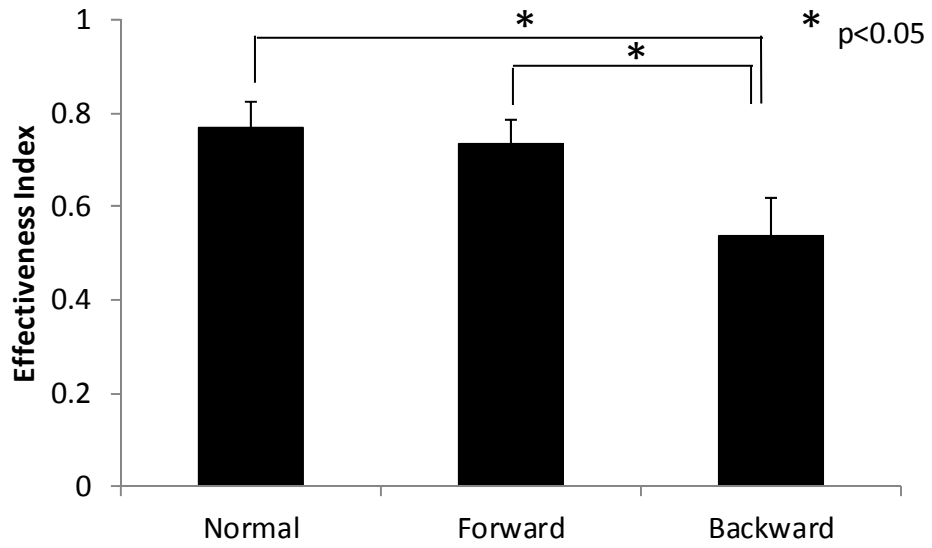


Figure 4.10 Averaged EI of normal and trunk-leaned walking for the young subjects.

股関節屈曲，膝関節屈曲，足関節背屈が大きく，これは支持脚を屈曲して骨盤を後方へ引き，体幹の前傾によって身体重心が前方に位置するのを相殺するためと述べている．本研究の **Forward** 群では体幹前傾角度が Saha ら（2008）の場合より小さかったこともあって足関節背屈角度は変化しなかったが，股関節と膝関節を屈曲して骨盤を後方へ引いて身体重心が前方に位置するのを相殺していたと考えられる．

Forward 群では，立脚前期から中期における股関節伸展トルクが **Normal** 群より有意に大きく，立脚期の股関節伸展トルクの積分値は **Normal** 群の約 2 倍であった（**Figure 4.4**）．また，常に股関節まわりの前傾モーメントが **Normal** 群より大きく，**Forward** 群における股関節伸展トルクの増加分の多くは体幹の姿勢保持のためのものであった（**Figure 4.7**）．

Forward 群では，立脚前期から中期にかけ股関節が大きな正のトルクパワーを示した（**Figure 4.5**）．このことは股関節伸展筋群が大きな短縮性収縮によりパワーを発揮していたことを示す．立脚期の前期から中期では，股関節伸展筋群が支持脚を後方へスイングし体幹の過度の前傾を防ぎながら身体を前方へ移動させる（Eng と Winter, 1995）．また，腰痛の既往のある者は立脚期の股関節伸展トルク，正のトルクパワーが大きく，このことにより体幹の過度の前傾を防ぎ腰部への負荷を軽減させているとされる（松原ら，2008）．これらのことから，**Forward** 群では立脚前期から中期において，体幹の前傾姿勢を保持したまま支持脚を後方へスイングすることになるために股関節伸展トルク・トルクパワーが増大したと考えられる．

Forward 群において股関節屈曲の下肢駆動トルクが **Normal** 群より有意に小さかったのは，立脚後期において **Normal** 群と同等の大きさの股関節屈曲トルクが発揮されると，さらに体幹の前傾が増すことになり重力によ

るモーメントが大きくなる恐れがあるので、このことを防ぐために股関節屈曲トルクの発揮が抑えられたと考えられる。

移動運動における EI は移動速度と関係することが知られているが（横井ら，2003），本研究で用いた身体質量中心の水平運動エネルギーの変化量（絶対仕事）を分子においた EI では，いずれの歩行の EI も歩行速度との間に相関関係はみられなかった（Figure 4.9）。EI を平均値で比較した結果，Normal 群と Forward 群に有意差はなかった（Figure 4.10）。このことは，Forward 群では Normal 群と同等の下肢関節の力学的仕事で歩行速度を維持していることを示す。

Kluger (2014)は，健常若年者を対象として固有歩行と体幹前傾歩行（前傾 25° と 50° ）を比較した。その結果，体幹前傾角度が増大すると主に股関節正仕事と足関節負仕事が増大したことから，体幹前傾歩行では固有歩行よりも代謝エネルギーコストも大きいであろうと推察している。しかし，本研究の Forward 群のように体幹前傾角度が 10° であれば Normal 群と比べても絶対仕事では下肢三関節ともに有意差がなく，正仕事および負仕事の下肢三関節の合計においても有意差がなかった。但し，正仕事および負仕事における個別の関節での力学的仕事は異なっており，Forward 群の正仕事は，Normal 群と比べると股関節では 1.42 倍と有意に大きかったが，膝関節と足関節では小さく，負仕事においては，Forward 群の股関節は 0.65 倍と有意に小さかった（Figure 4.8）。これらのことは，Forward 群では立脚前期から中期における股関節伸展トルクの正パワーが大きく，立脚後期における股関節屈曲トルクの負パワーが小さいためと考えられる。

地面反力の水平前後成分は身体質量中心に対して立脚期前半でブレーキ力，立脚期後半で推進力となる。ブレーキ力と推進力のそれぞれの力積

が等しくなると、身体質量中心へのブレーキと前方推進が相殺され歩行速度は変化しない。Martin ら（1992）は、歩行速度を一定として、異なるステップ長で歩行した際の地面反力について調べた。その結果、ステップ長が大きい程、支持脚時間、ブレーキ力、推進力およびそれらの力積が大きくなった。また、Peterson ら（2011）は、歩行速度の変化と地面反力、下肢関節トルクの関係について調べた。その結果、ブレーキ力の力積は推進力の力積よりも歩行速度と強く関係しており、歩行速度を減速させるときにはブレーキ力の力積を増大させ、加速させるときにはブレーキ力の力積を抑えていた。そして、股関節伸展トルクと膝関節伸展トルクの力積は、ブレーキ力の力積と有意な正の関係があった。下肢筋群の地面反力への貢献を調べた研究によると、立脚前期における大殿筋と大腿広筋の筋張力は、地面反力の水平後方成分（ブレーキ力）と鉛直上方成分の生成に貢献し、身体質量中心の前方速度を減速させ上方へ持ち上げるとされる（Anderson ら、2003；Liu ら、2006；Pandy と Andriacchi, 2010）。本研究の体幹前傾歩行では股関節伸展トルクが大きく（Figure 4.4）、ブレーキ力は増大する恐れがある。しかし、ブレーキ距離は短く（Table 4.2）、力の作用時間が短縮されるので力積の増大はなく、進行方向速度の減速は小さく、力学的エネルギーの減少を抑えることができたと考えられる。

以上のことから、Forward 群では Normal 群に比べて股関節正仕事が優位となり、股関節負仕事の発揮が抑制されること、進行方向速度の減速を小さくすることで Normal 群と同等の下肢関節の力学的仕事で歩行速度を維持していたと考えられる。

4.4.2. 体幹の後傾が歩行動作へ及ぼす影響について

Backward 群の立脚期における股関節伸展，膝関節屈曲および足関節背屈は，Normal 群より有意に大きかった (Figure 4.3). Backward 群は支持脚の股関節伸展と下腿の大きな前傾により骨盤を前方へ出すことで身体質量中心が後方に残るのを軽減し，また Figure 4.1 から分かるように，Backward 群では下肢をより前方へ接地し突っ張るような動きとなるので，膝関節を大きく屈曲して身体を前方に移動しやすくしていたと考えられる。

Leteneur ら (2009) は，体幹後傾歩行では立脚後期における股関節屈曲トルクが大きく，これは大腿を上方へ引き出すためであり，強い股関節屈曲トルクは身体を推進させるためと述べている。本研究においても Backward 群は，立脚中期から後期における股関節屈曲トルクが Normal 群より有意に大きかった (Figure 4.4). 但し，Backward 群では股関節まわりの後傾モーメントが Normal 群より常に大きく，Backward 群における股関節屈曲トルクの増加分は体幹の姿勢保持のためのものであった (Figure 4.7). Backward 群では，立脚中期から後期にかけ股関節トルクパワーが大きな負の値を示した (Figure 4.5). このことは股関節屈曲筋群が大きな伸張性収縮によりパワーを発揮していたことを示す。正常歩行の立脚中期から後期においては，股関節屈曲筋群が股関節の過度の伸展を防ぐとされる (Eng と Winter, 1995). これらのことから Backward 群では，立脚中期から後期において体幹の後傾姿勢を保持したまま股関節の過度の伸展を防ぐために股関節屈曲トルク・トルクパワーが増大したと考えられる。

Backward 群は立脚期における膝関節伸展トルクが Normal 群より有意に大きかった。これは先述したように，身体が前方に移動しやすくするために膝関節を大きく屈曲した結果，膝関節が前方へ移動し膝関節と地面反

力の鉛直成分との距離が長くなったためと考えられる。また、立脚期における足関節底屈トルクが小さくなったのは、下腿を前傾させるため足関節底屈筋群のトルク発揮を抑えたためと考えられる。

Backward 群における EI は、Normal 群および Forward 群より有意に小さかった (Figure 4.10)。このことは、Backward 群では Normal 群および Forward 群と同じ歩行速度を維持するのにより大きな下肢関節の力学的仕事が必要であることを示す。

Backward 群の絶対仕事は Normal 群に対して、股関節が 1.39 倍、下肢三関節合計が 1.20 倍と有意に大きく、正仕事では膝関節が 1.41 倍と有意に大きく、負仕事では股関節が 1.84 倍、膝関節が 1.15 倍、下肢三関節合計が 1.23 倍と有意に大きく、足関節が 0.61 倍と有意に小さかった (Figure 4.8)。このように Backward 群では股関節の正仕事、足関節の負仕事を除く、他の関節と下肢三関節合計の正負の仕事が大きくなっていた。これらことは、Backward 群では立脚期における股関節屈曲トルクの負パワーと膝関節伸展トルクの正および負パワーが大きいためと考えられる。

また、Backward 群は Normal 群よりもブレーキ距離は大きいですが、ステップ長は小さいことから (Table 4.2)、Backward 群ではステップ長を短くすることで体幹後傾によるブレーキ距離の増大を抑えて、進行方向速度の減速が大きくなるようにしていたと考えられる。

以上のことから、Backward 群では、体幹の姿勢保持のための股関節の負仕事が大きくなること、支持脚の大きな屈伸動作のために膝関節の正負の仕事が大きくなることで、結果として EI が Normal 群より低くなったと考えられる。

4.5. まとめ

本章で得られた結果をまとめると、以下のようになる。

- ① **Forward** 群は、立脚前期から中期では体幹の前傾姿勢を保持しながら支持脚を後方へスイングするため股関節伸展トルクの正パワーが増大した。また、**Forward** 群の EI は **Normal** 群と同等であったが、**Forward** 群では股関節正仕事が優位となり、股関節負仕事の発揮は抑えられ、下肢三関節合計の力学的仕事は **Normal** 群と同等となった。
- ② **Backward** 群は、立脚中期から後期にかけて体幹の後傾姿勢を保持したまま股関節の過度の伸展を防ぐため股関節屈曲トルクの負パワーが増大した。また、**Backward** 群の EI は **Normal** 群より低く、歩行速度の維持のためにはより大きな下肢関節の力学的仕事が必要であり、これは体幹の姿勢保持および支持脚の大きな屈伸動作のためであった。

以上のことから、体幹が傾斜すると立脚期における股関節トルク・トルクパワーの発揮パターンが大きく変化し、体幹が 10° 前傾すると歩行動作の EI への影響は小さいが、体幹が 10° 後傾すると大きな下肢関節の力学的仕事が必要となり、EI が低下することが分かった。

第 5 章 高齢者における体幹前傾が歩行動作の力学的エネルギー利用の有効性に及ぼす影響

5.1. 目的

岡田ら（1997, 1999）は高齢者と若年者の歩行動作を比較し，高齢者では歩行速度が大きくなるほど若年者より力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）が低くなること，高齢者では下肢全体で発揮される力学的仕事のうち股関節正仕事と足関節負仕事の貢献度が大きく，足関節正仕事と股関節負仕事が小さいことを報告している．岡田らは高齢者と若年者を対象として，主に歩行速度と力学的仕事，EI の関係を検討しているが，歩行時の体幹姿勢については述べていない．

第 4 章では，若年者において体幹姿勢が変化すると下肢関節の力学的仕事も変化することが分かったが，岡田らが報告しているように高齢者と若年者では歩行動作における下肢関節の力学的仕事の貢献度が異なることを考えると，歩行中の体幹姿勢の変化に対する下肢動作の適応についても，高齢者と若年者では違いがあることが予想される．

本章の目的は，健常高齢者を対象として体幹の傾斜が歩行動作へ及ぼす影響を，体幹前傾角度の大きさと下肢関節の力学的仕事や力学的エネルギー利用の有効性の関係から明らかにするとともに，第 4 章で得られた知見と比較することで若年者と高齢者の違いについて検討することである．

5.2. 方法

5.2.1. 被験者

被験者は健常な高齢者 10 名（男性 9 名，女性 1 名，年齢 69.7 ± 3.4 歳，

身長 $1.64 \pm 0.05\text{m}$ ，体重 $61.1 \pm 8.2\text{kg}$ ）であった（Table 5.1）．実験に先立って被験者に研究目的，実験内容，データの取り扱いなどを説明し協力の同意に関する署名を得た．なお本研究は筑波技術大学保健科学部附属東西医学統合医療センターの倫理審査委員会の承認（通知番号第 9 号）を得たものである．

5.2.2. 腰椎固定装具

歩行動作中の体幹を前傾姿勢に固定するために腰椎固定装具を用いた．腰椎固定装具は上下 2 つのプラスチック製装具を弯曲した 2 本の金属製支柱で連結したもので，重さは 786g である（Figure 5.1）．本装具を被験者の肋骨下部と骨盤の 2 箇所に固定することで腰椎を屈曲位に固定した．本装具の仕様は筆者が決めて製作は義肢製作会社に依頼した．

5.2.3. 実験試技

10m の直進歩行を 2 つの試技条件で行わせた（Figure 5.2）．条件 1 は被験者の固有歩行（Normal 群）とし，条件 2 は腰椎固定装具を用いて腰椎を屈曲位に固定した状態での体幹前傾歩行とした．体幹前傾歩行は体幹前傾角度の大きさでさらに 2 群（Forward(large)群と Forward(small)群）に分けた（詳細は後述）．歩行速度は被験者が通常に快適と感じる速度として特に細かい指示はしなかった．被験者には固有歩行，体幹前傾歩行ともに歩行開始後，少なくとも 5 歩以上歩いてフォースプラットフォームを自然な動きで踏み，その後少なくとも 5 歩以上歩かせた．各試技の開始前に実験環境に慣れさせるため十分な練習を行わせた．各条件について 5 回の試技を行ったが，歩行中に著しく体幹姿勢が変化した試技や不自然である

と験者が判断した場合はやり直しさせた。

5.2.4. データ収集

第3章で示した方法でデータ収集をした。

5.2.5. データ処理

第3章で示した方法でデータ処理をした。

5.2.6. 算出項目と算出方法

第3章に示した方法で以下の項目を算出した。

- (1) 体幹の角度
- (2) 歩行の基礎的要素（歩行速度，ステップ長，ケイデンスおよびブレーキ距離）
- (3) 下肢関節トルク
- (4) 下肢関節トルクパワー
- (5) 下肢関節の力学的仕事
- (6) 力学的エネルギー利用の有効性指数

5.2.7. 統計処理

Normal 群， Forward(large)群および Forward(small)群の比較は試技条件を要因とする繰り返しのある場合の一元配置分散分析を行い，有意差のあるデータについて Tukey 法で多重比較検定を行った。分析項目間の関係をみるために Spearman の順位相関係数を算出した。いずれも有意水準は 5%とした。

Table 5.1 Characteristics of the elderly subjects.

Subject	sex	Age [yrs]	Height [m]	Body mass [kg]
1	male	73	1.75	62
2	male	67	1.67	61
3	male	66	1.63	54
4	female	67	1.60	56
5	male	74	1.62	60
6	male	72	1.59	53
7	male	71	1.70	65
8	male	74	1.62	62
9	male	67	1.64	82
10	male	66	1.61	58
Mean \pm SD		69.7 \pm 3.4	1.64 \pm 0.05	61.1 \pm 8.2



Figure 5.1 The fixed lumbar brace used in the present study.

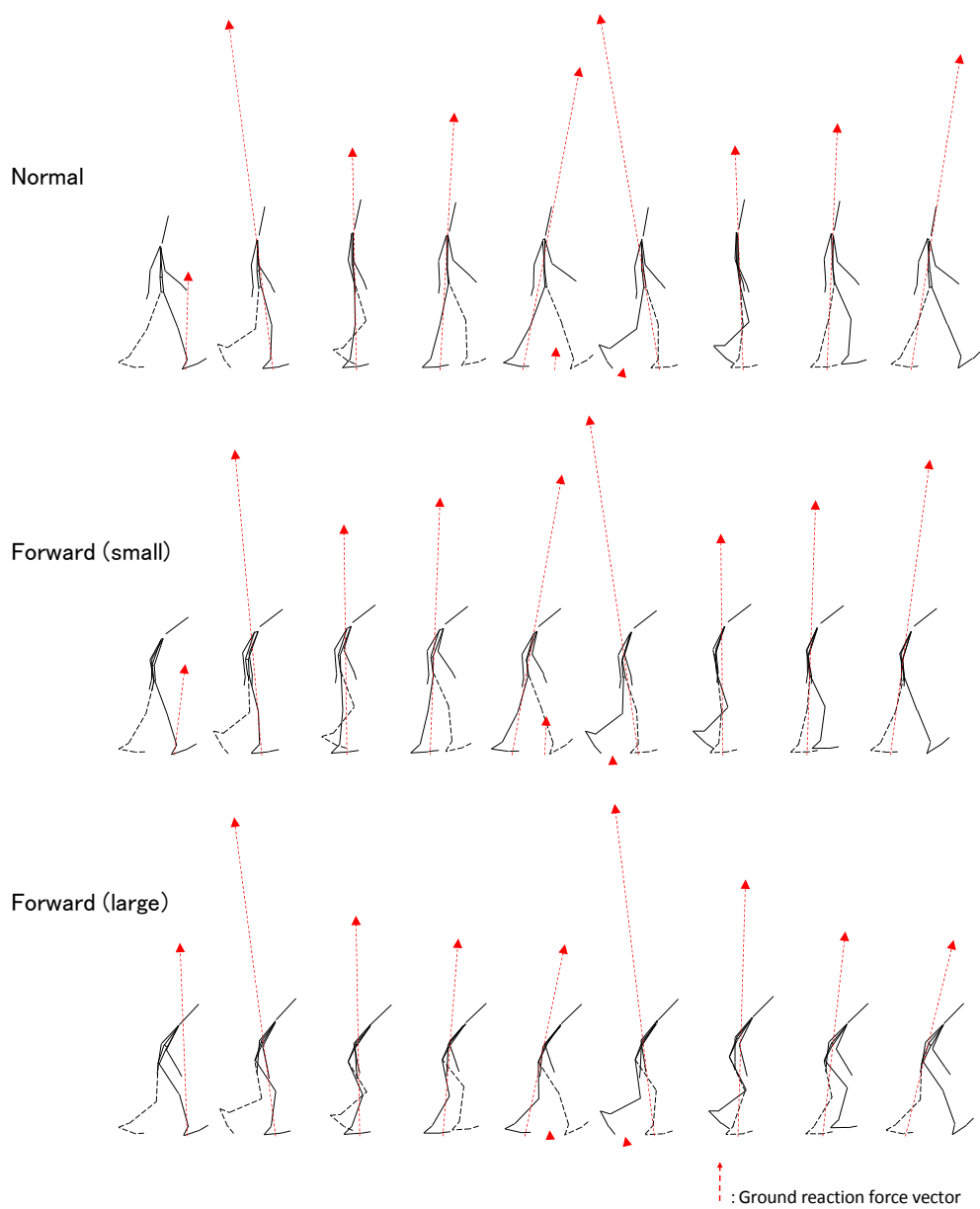


Figure 5.2 The stick pictures of normal and trunk-leaned walking. Normal, Averaged motion in 10 subjects; Forward (small) and Forward (large), Typical subject.

5.3. 結果

5.3.1. キネマティクス

(1) 体幹および骨盤の角度

体幹前傾歩行については体幹部分角度の大きさに基づいて 10 名の被験者を 2 分し，前傾角度の大きい順から上位 5 名（以下，Forward (large) 群）と下位 5 名（以下，Forward (small) 群）に群分けした．Forward (large) 群で最小の体幹部分角度は 18° で，Forward (small) 群で最大の体幹部分角度は 14° であった．なお，固有歩行では体幹部分角度の大きさのばらつきが小さかったので群分けはせず 10 名で Normal 群とした．

Table 5.2 に固有歩行および体幹前傾歩行における体幹と骨盤の角度の平均値および標準偏差を示す．体幹部分角度は Forward (large) 群，Forward (small) 群，Normal 群の順で体幹前傾が大きく，上-下胴角度は Forward (small) 群および Forward (large) 群が Normal 群より大きく屈曲していた．Forward (small) 群と Forward (large) 群で有意差はなかった．骨盤前傾角度に有意差はみられなかったが，Forward (large) 群では他よりも骨盤が大きく前傾している傾向がみられた．

(2) 歩行の基礎的要素

Table 5.3 に歩行速度，ステップ長，ケイデンスおよびブレーキ距離の平均値および標準偏差を示す．ステップ長およびブレーキ距離は被験者の身長比で示している．

歩行速度，ステップ長およびケイデンスに有意差はみられなかったが，ブレーキ距離は Forward (large) 群が Normal 群より有意に小さかった．

なお Table 5.3 には示していないが，女性被験者 1 名の固有歩行におけ

Table 5.2 Averaged angles of trunk and pelvis for the elderly subjects.

		Trunk segment angle (deg)	Upper-lower torso angle (deg)	Pelvic forward lean angle (deg)
Normal	n=10	0.4±2.4	172.0±5.8	-45.9±6.1
Forward (small)	n=5	-11.8±1.7	160.2±8.5	-44.4±4.3
Forward (large)	n=5	-25.5±7.6	159.2±10.4	-53.6±6.3
		N - F (small)	N - F (small)	
Difference p<0.05		N - F (large)	N - F (large)	
		F (small) - F (large)		

The values are Mean ± SD

N,Normal; F (small),Forward (small); F (large),Forward (large)

Table 5.3 Basic descriptors of walking for the elderly subjects.

		Normal	Forward (small)	Forward (large)	Difference p<0.05
Walking speed (m/s)	Mean	1.30	1.12	1.33	
	SD	0.18	0.08	0.18	
Cadence (steps/min)	Mean	108.7	103.5	115.7	
	SD	8.4	5.7	8.0	
Step length (/ height)	Mean	0.43	0.40	0.41	
	SD	0.04	0.02	0.03	
Brake distance (/ height)	Mean	0.17	0.14	0.11	N – F (large)
	SD	0.02	0.01	0.02	

N,Normal; F (small),Forward (small); F (large),Forward (large)

る歩行速度，ステップ長，ケイデンス，ブレーキ距離はそれぞれ 1.61m/s, 0.49m/height, 123.9steps/min, 0.20m/height で，これらの値はいずれも全体の Mean±2SD の範囲内であり，女性被験者の歩容は他の 9 名の男性被験者と大きな違いはなかった．

5.3.2. キネティクス

(1) 下肢関節トルク

Figure 5.3 に Normal 群，Forward(small)群および Forward(large)群の 1 歩行周期における下肢関節トルクの変化パターンの平均値を身体質量当たりで示す．

立脚前期から中期における股関節伸展トルクは Forward(large)群，Forward(small)群，Normal 群の順で大きく，立脚後期における股関節屈曲トルクは Forward(small)群および Forward(large)群が Normal 群より有意に小さかった．

立脚前期における膝関節伸展トルクは Forward(small)群が Forward(large)群より有意に小さく，立脚後期では Normal 群と Forward(small)群では屈曲トルクを，Forward(large)群では伸展トルクを発揮していた．

立脚前期から中期における足関節底屈トルクは Forward(large)群が Normal 群より有意に大きく，立脚後期における足関節底屈トルクのピークは Forward(large)群が Normal 群および Forward(small)群より有意に小さかった．

(2) 下肢関節トルクパワー

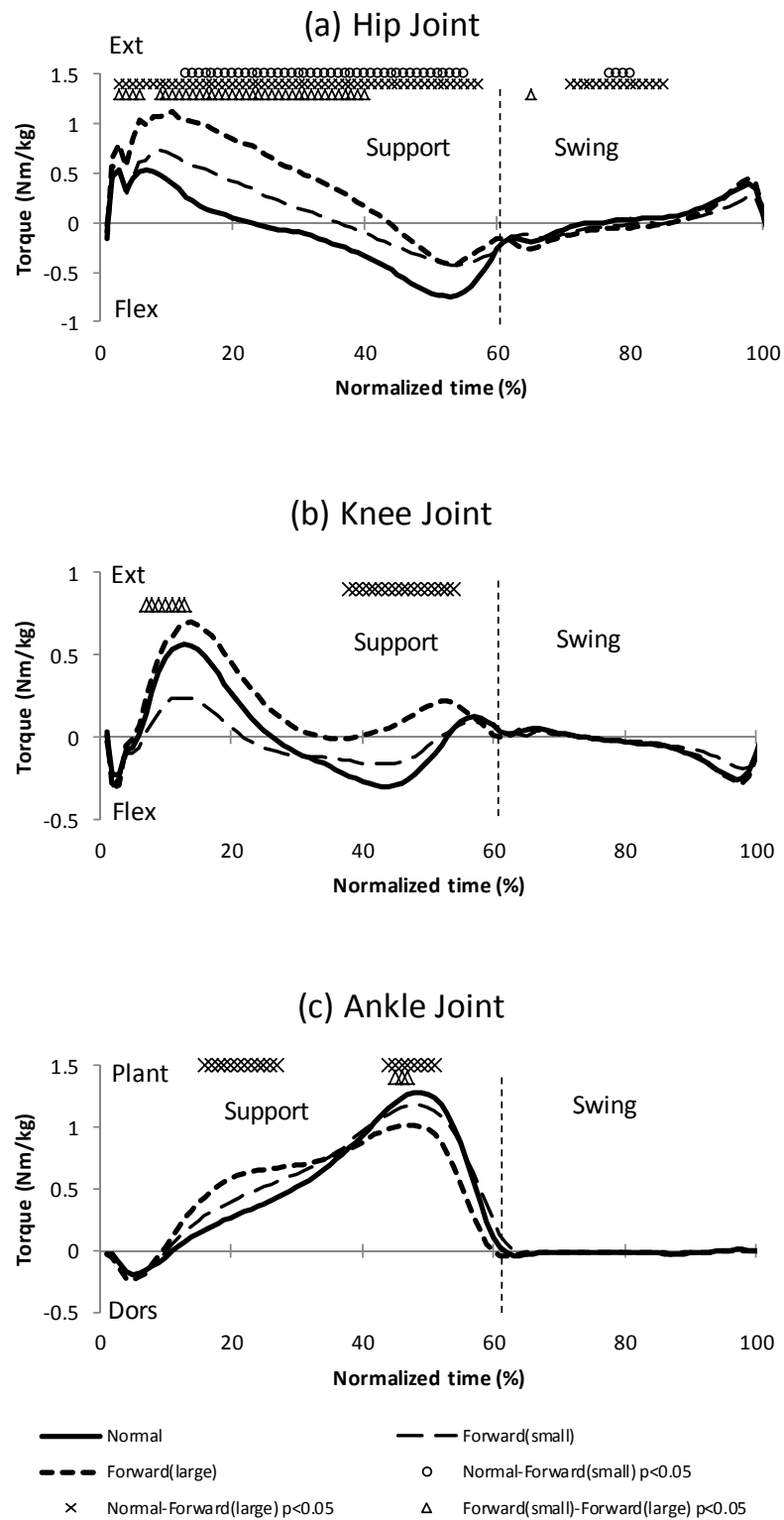


Figure 5.3 Averaged patterns of leg joint torques during one walking cycle in the elderly subjects.

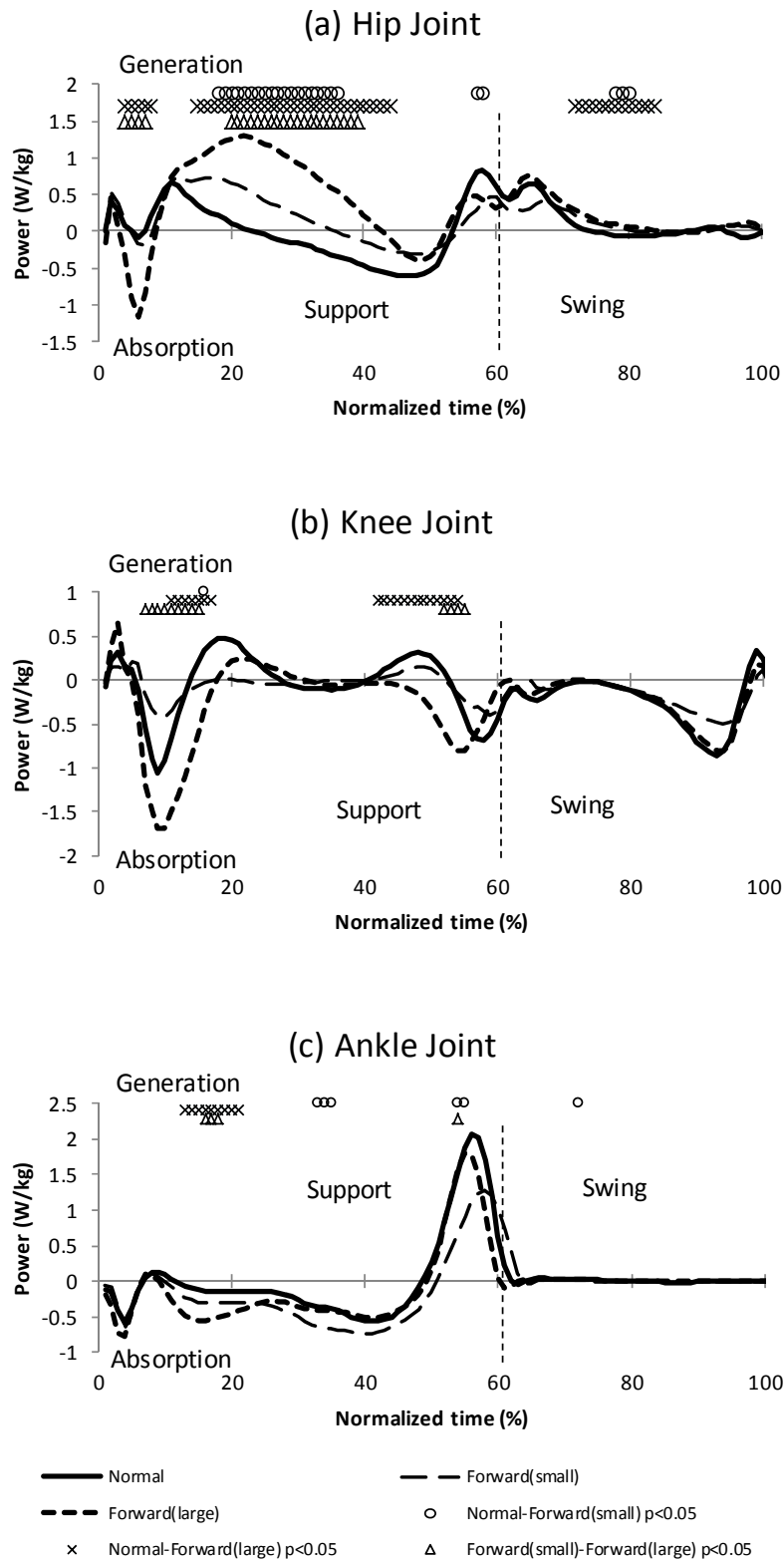


Figure 5.4 Averaged patterns of leg joint torque powers during one walking cycle in the elderly subjects.

Figure 5.4 に Normal 群, Forward(small)群および Forward(large)群の 1 歩行周期における下肢関節トルクパワーの変化パターンの平均値を身体質量当たりで示す.

Forward(large)群は踵接地直後に大きな股関節負パワーを発揮していた. 立脚前期から中期にかけて Normal 群は股関節正パワーから負パワーに移行するが, Forward(large)群および Forward(small)群は大きな股関節正パワーを発揮し続けていた.

立脚前期における膝関節負パワーは Forward(large)群, Normal 群, Forward(small)群の順で大きかった. 立脚後期における膝関節負パワーは Forward(large)群が Forward(small)群および Normal 群より有意に大きかった.

立脚前期における足関節負パワーは Forward(large)群が Forward(small)群および Normal 群より有意に大きく, 立脚中期の足関節負パワーは Forward(small)群が Normal 群より有意に大きく, 立脚後期の足関節正パワーは Forward(small)群が Normal 群および Forward(large)群より有意に小さかった.

5.3.3. 力学的エネルギー

(1) 下肢関節の力学的仕事

Figure 5.5 に Normal 群, Forward(small)群および Forward(large)群の 1 歩行周期における下肢関節の絶対仕事, 正仕事および負仕事の平均値および標準偏差を身体質量当たりで示す.

絶対仕事 (a) に関しては, 股関節において Forward (large)群は Forward (small)群に対して 1.6 倍で有意に大きかった. 下肢三関節合計に有意差は

みられなかったが， Forward (large)群では他より大きい傾向であった．

正仕事 (b) に関しては， Forward (large)群の股関節は Normal 群に対して 2.2 倍， Forward (small)に対して 1.7 倍で有意に大きかった． Forward (small)群および Forward (large)群の足関節は Normal 群に対してそれぞれ 0.7 倍， 0.7 倍で有意に小さかった．

負仕事 (c) に関しては， Forward (small)群は Normal 群に対して股関節では 0.4 倍で有意に小さく， 足関節は 1.7 倍で有意に大きかった． Forward (large)群の膝関節は Normal 群に対して 1.4 倍， Forward (small)群に対して 1.9 倍で有意に大きかった．

(2) 力学的エネルギー利用の有効性指数(EI)

Figure 5.6 に歩行速度と異なる体幹傾斜での EI との関係を示す． 縦軸が EI， 横軸が歩行速度である． Normal 群では EI と歩行速度の間に負の相関関係がみられた．

Figure 5.7 に Normal 群， Forward (small)群および Forward (large)群の EI を平均値と標準偏差で示す． Normal 群は 0.66 ± 0.06 ， Forward (small)群は 0.60 ± 0.11 ， Forward (large)群は 0.47 ± 0.08 で， Forward (large)群は Normal 群より有意に小さかった．

5.4. 考察

5.4.1. 体幹前傾角度の大きさと力学的エネルギー利用の有効性の関係

本章では脊柱変形による体幹の前傾姿勢を模擬するために， 健常高齢者に腰椎固定装具を装着した体幹前傾歩行を行ったが， 被験者間で体幹部分角度のばらつきが大きかった． このことの要因の一つとして被験者の体格

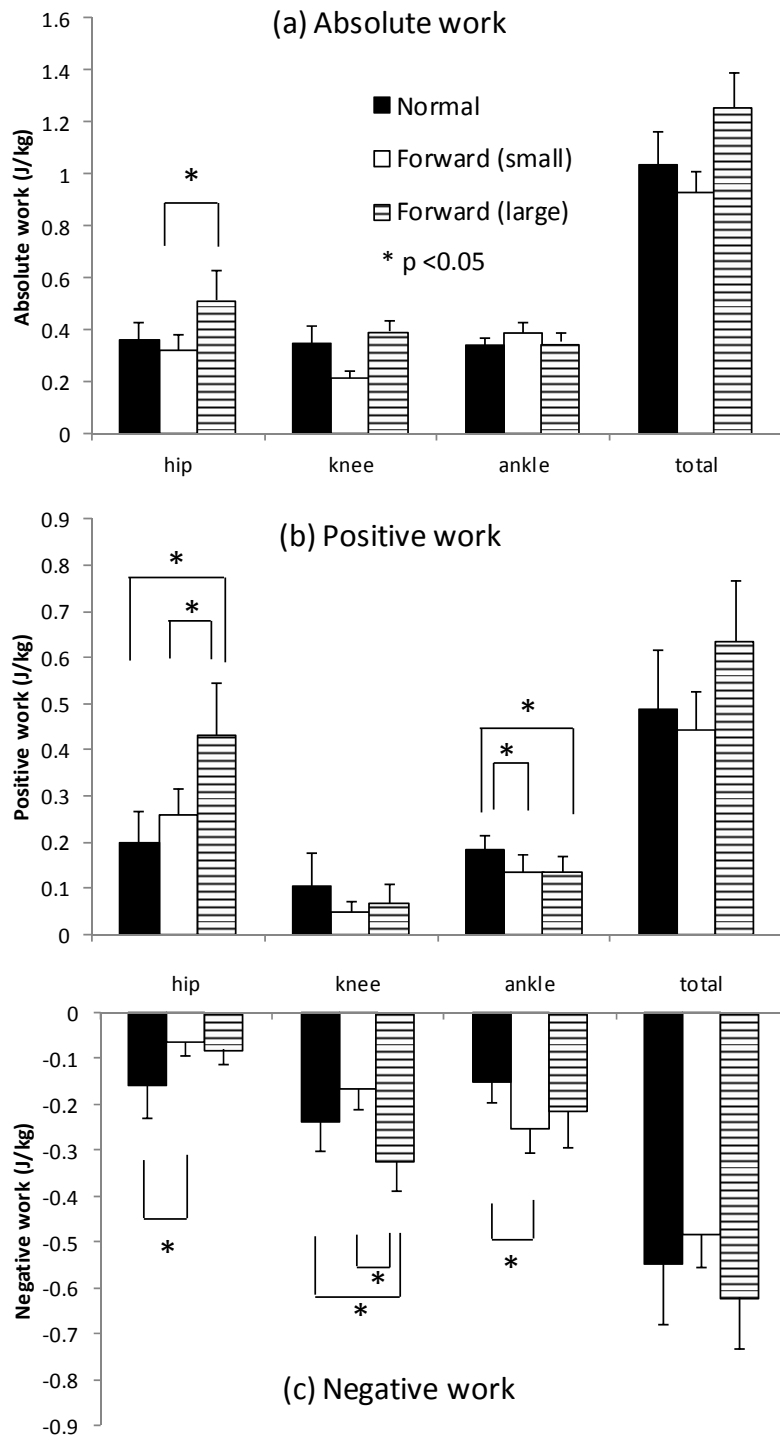


Figure 5.5 Mechanical works of the leg joints in one walking cycle for the elderly subjects.

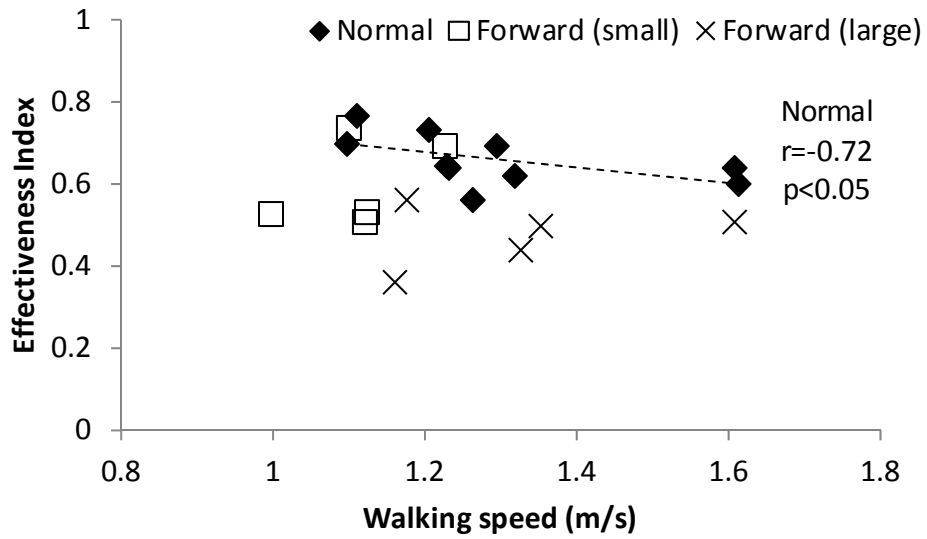


Figure 5.6 Relationship between walking speed and effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) for the elderly subjects.

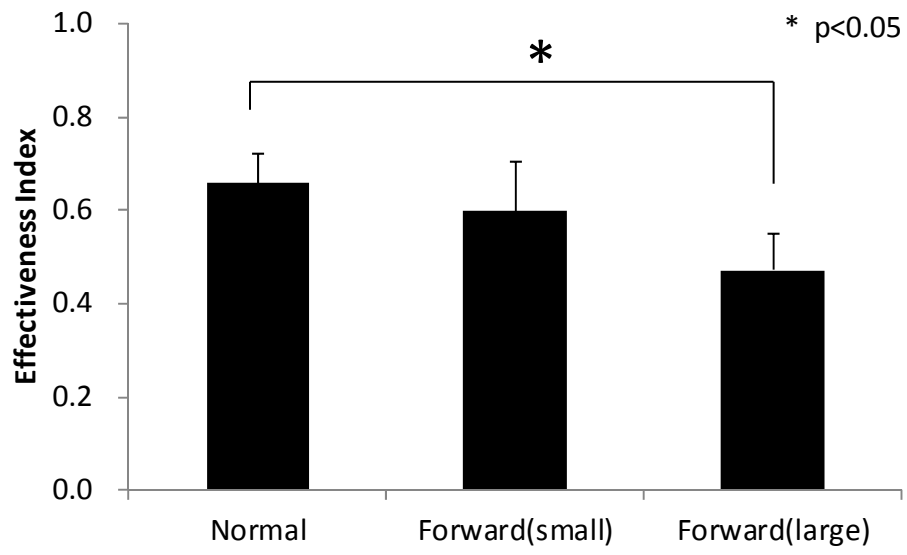


Figure 5.7 Averaged EI for the elderly subjects.

と腰椎固定装具の適合が十分でなかったことが考えられるが、被験者の身長、体重および Body Mass Index (BMI)は Forward (small)群では $1.62 \pm 0.4\text{m}$, $59.3 \pm 4.3\text{kg}$, 22.3 ± 0.9 , Forward (large)群では $1.65 \pm 0.5\text{m}$, $62.8 \pm 11.1\text{kg}$, 22.8 ± 4.2 で有意差はなく、両群に体格上の相違はなかったと考えられる。上-下胴角度は Normal 群の $172.0 \pm 5.8^\circ$ に対して Forward (small)群では $160.2 \pm 8.5^\circ$, Forward(large)群では $159.2 \pm 10.4^\circ$ であり、Forward(small)群と Forward(large)群に有意差はみられなかったが、骨盤前傾角度では Forward (large)群が他より大きい傾向であった (Table 5.2)。さらに Figure 5.2 のスティックピクチャーをみると、Forward (small)群では下胴を後傾させて上胴をより起して歩行しているが、Forward (large)群では下胴が前傾し上胴はさらに大きく前傾していることがわかる。以上のことから、本実験で用いた腰椎固定装具は被験者の上胴と下胴の相対姿勢を同様に固定していたものの、下胴の傾きが被験者によって異なるために、体幹部分角度では被験者間でのばらつきが大きくなったと考えられる。

EI を平均値で比較した結果、Forward (large)群では Normal 群よりも有意に小さかった (Figure 5.7)。本研究の被験者 10 名 (男性 9 名, 女性 1 名) の平均年齢は 69.7 ± 3.4 歳で、固有歩行の平均歩行速度は $1.30 \pm 0.18\text{m/s}$ であった (Table 5.3)。古名ら (1995) が行った高齢者の運動能力調査では、地域在宅男性 65~69 歳 ($n=134$) の平均歩行速度は 1.24m/s であった。これらのことは、本研究の被験者の歩行速度は年齢相応であり、Normal 群と Forward (small)群は同程度の下肢関節の力学的仕事であったが、Forward (large)群では歩行速度維持により大きな下肢関節の力学的仕事が必要であったことを示す。

下肢三関節の力学的仕事において大きな相違がみられたのは股関節正

仕事と膝関節負仕事であり，Forward (large)群の股関節正仕事はNormal群に対して2.2倍，Forward (small)群に対して1.7倍と有意に大きく，Forward (large)群の膝関節負仕事はNormal群に対して1.4倍，Forward (small)群に対して1.9倍と有意に大きかった (Figure 5.5).

Figure 5.8は固有歩行および体幹前傾歩行における股関節正仕事および膝関節負仕事を身体質量および歩行速度で除した値と，体幹部分角度の関係を示したものである．股関節正仕事 (a) は，いずれの歩行においても体幹前傾角度が大きいほど増大する傾向にある．このことの要因として，1歩行周期における股関節トルクとトルクパワーの変化パターンをみると，立脚前期から中期における股関節伸展トルクの正パワーがForward (large)群，Forward (small)群，Normal群の順で大きいことから，体幹が前傾するほど股関節伸展トルクへの負担が大きくなるためと考えられる (Figure 5.3, 5.4).

膝関節負仕事 (b) は，体幹部分角度が 0° から 10° あたりではあまり変化しないが， 15° 以上では増大している．1歩行周期における膝関節トルクとトルクパワーの変化パターンをみると，立脚前期における膝関節伸展トルクの負パワーはForward (large)群，Normal群，Forward (small)群の順で大きい (Figure 5.3, 5.4)．また，Figure 5.2のスティックピクチャーをみると，Forward (small)群では支持脚屈曲の大きさはNormal群と大きな相違はないが，地面反力ベクトルは足底接地時 (スティックピクチャー2コマ目) においてNormal群では膝関節のやや後方を通過しているのに対して，Forward (small)群では膝関節上を通過している．またForward (large)群では支持脚が大きく屈曲し，足底接地時の地面反力ベクトルは膝関節の後方を通過している．支持脚膝関節が屈曲する踵接地から

足底接地までは（スティックピクチャーの 1 から 2 コマ目），膝関節伸展筋群が 1 歩行周期のなかで最も強く収縮し，地面反力による膝関節屈曲モーメントに拮抗する局面とされている（Neumann, 2005）. **Forward (small)** 群では踵接地から足底接地の局面において地面反力による膝関節屈曲モーメントが小さくなるので膝関節伸展トルクによる膝関節負仕事も小さくなるが，**Forward (large)** 群では，支持脚膝関節の大きな屈曲で地面反力による膝関節屈曲モーメントが大きくなるので，膝関節伸展トルクの負仕事が大きくなったと考えられる．

Figure 5.9 は，固有歩行および体幹前傾歩行における EI と体幹部分角度の関係を示したものである．EI は体幹部分角度が 0° から 10° あたりではあまり変化しないが，体幹前傾が 15° より大きくなると EI が低下している．体幹前傾 15° を境として EI が低下するのは，下肢のキネマティクスが顕著に変化し，主に股関節正仕事と膝関節負仕事が増大するためであるが，このことの要因はいくつか考えられる．一つ目は，歩行の矢状面でのバランスをとるため，Saha ら（2008）は，歩行動作では体幹前傾角度が大きいほど支持脚膝関節の屈曲が大きくなり，これは骨盤を後方へ引くことで体幹前傾による身体質量中心の前方変位を相殺するためと述べている．

二つ目は，二関節筋であるハムストリングスによる股関節および膝関節の可動性の制限である．股関節が屈曲するとハムストリングス起始部である坐骨結節と股関節内外側軸が離れるので（モーメントアームが長くなる），ハムストリングスによる股関節伸展トルクは大きくなる（Hoy ら，1990）．このようにハムストリングスは体幹前傾姿勢を支持するのに適した構造をしており（Neumann, 2012），筋電図を用いて体幹前傾歩行におけるハム

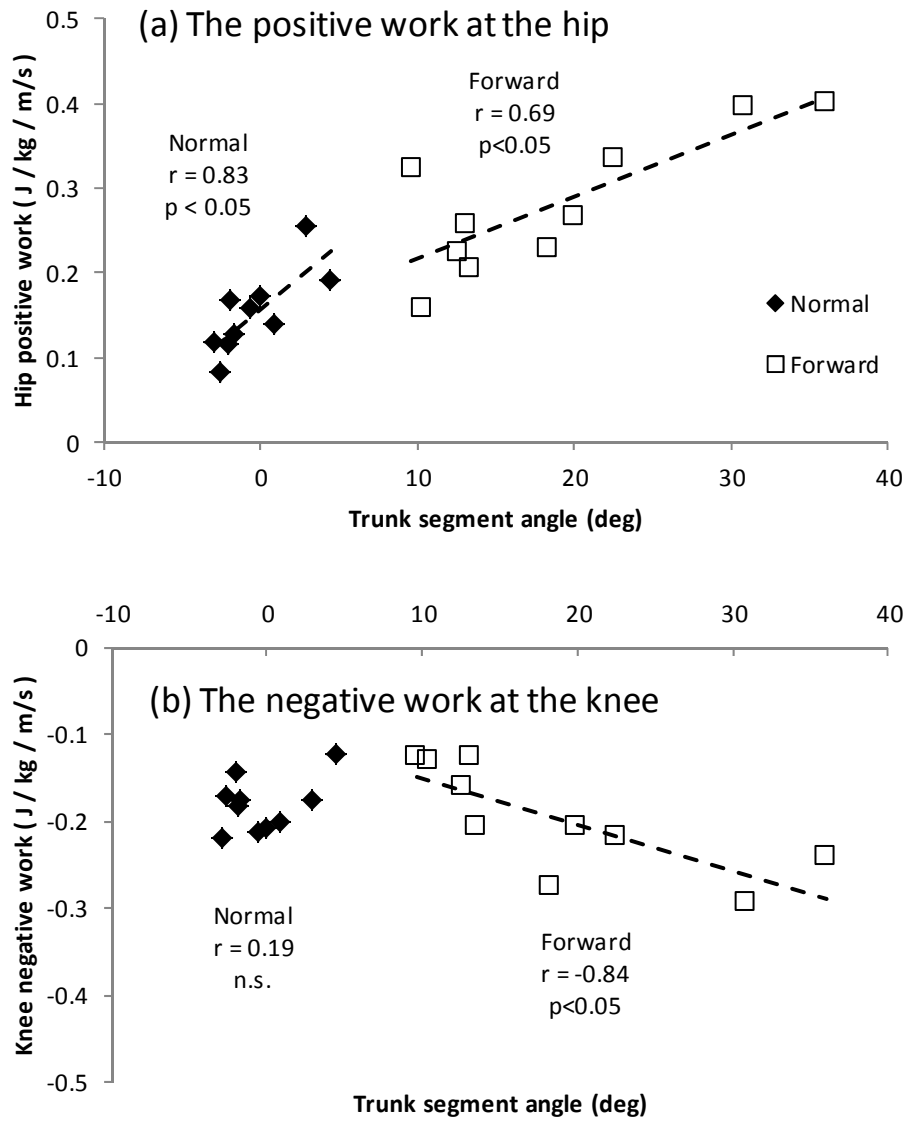


Figure 5.8 Relationships of the trunk segment angle to the positive work at the hip (a) and the negative work at the knee (b) for the elderly subjects.

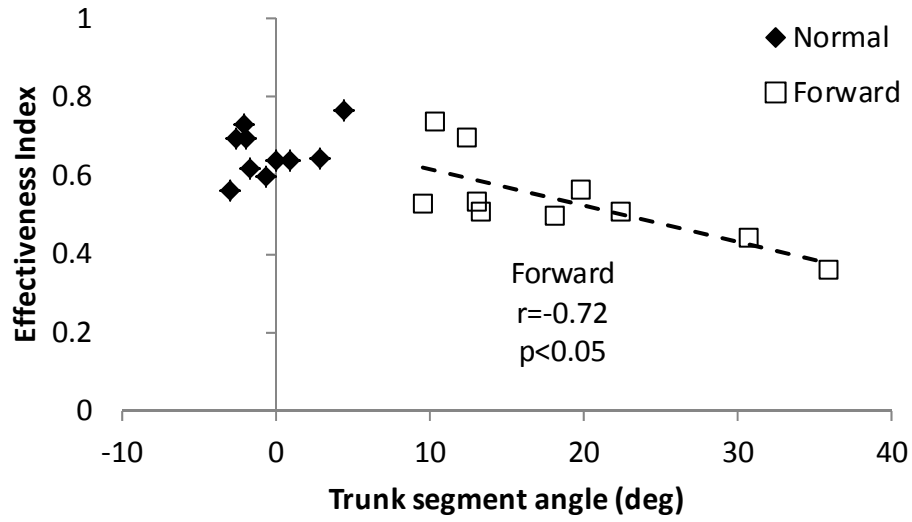


Figure 5.9 Relationships between the trunk segment angle and effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) for the elderly subjects.

ストリングスの活動を調べた研究では、立脚前期におけるハムストリングスの活動が固有歩行より大きいことが確認されている (Hashimoto ら, 1987). 一方で、ハムストリングスに十分な伸張性がない状態で体幹前傾が大きくなり過ぎると、ハムストリングスの二関節筋の作用で停止部側の膝関節が屈曲させられる可能性がある.

三つ目は、膝関節角度と発揮しうる膝関節伸展トルクの大きさとの関係である. 膝蓋腱から膝関節内外側軸までのモーメントアームは、屈曲 30° から 60° の範囲で最も大きくなる. このモーメントアームが最大となる角度範囲と、膝関節伸展トルクが最も大きく発揮される角度範囲は一致しており、この角度範囲内では膝関節完全伸展位で発揮される伸展トルクの約 2 倍の伸展トルクを発揮することが出来る (Smidt, 1973; Krevolin ら, 2004). **Forward (large)** の足底接地時 (スティックピクチャー 2 コマ目) の膝関節角度は屈曲 45° である. このことから、**Forward (large)** では大きな膝関節伸展トルクを発揮しているが、膝関節伸展筋群への負担は相対的には小さい可能性がある.

加えて、本研究の被験者は活動的な日常生活をしている健常高齢者であり、擬似的な体幹前傾歩行であることを考慮する必要があるだろう. **Forward (large)** では大きな体幹前傾に合わせて支持脚の屈曲を大きくしていた. しかしながら、体幹前傾姿勢に対する異なる下肢の適応方法も考えられる. 例えば支持脚を真っ直ぐに伸ばす方法で、立脚前期から中期において足関節底屈筋群が下腿を後方へ引き寄せるようにして膝関節を伸展させ、地面反力による膝関節伸展モーメントを大きくすることで、膝関節伸展筋群の力発揮を抑えることが可能である (Neumann, 2005). 但し、このような支持脚の動きでは立脚後期の足部 **Push-off** は十分にできない. 立脚後期に

おける腓腹筋およびヒラメ筋の収縮は身体の前方向加速へ最も大きく貢献している（Andersonら，2003；Liuら，2006；PandyとAndriacchi，2010），体幹前傾に対して支持脚を真っ直ぐに伸ばす適応方法では，歩行速度が低下すると予想される．実際，脊柱変形で体幹が大きく前傾した高齢者が，膝に手を突き支持脚を伸ばした状態でゆっくりと歩行する様子を観察することがある．本研究の被験者は下肢筋力に余力があるので，Forward (large)のような下肢動作の変容で体幹前傾姿勢に適応し，固有歩行と同等の歩行速度を維持することができたと考えられる（Table 5.3）．

5.4.2. 高齢者と若年者における体幹前傾歩行の比較

体幹前傾歩行をバイオメカニクスの的に分析した先行研究（Sahaら，2008；Leteneurら，2009；Klugerら，2014）では，いずれも対象が健康若年者であり，高齢者については明らかでなかった．本節では体幹前傾が歩行動作へ及ぼす影響に関して，高齢者と若年者の違いを検討するために，本章における高齢者の Forward (small)群と第4章における若年者の Forward 群を比較する．以下では高齢者の Forward (small)群を高齢者群，若年者の Forward 群を若年者群とする．

Table 5.4 に高齢者群および若年者群における歩行の基礎的要素を平均値および標準偏差で示す．歩行速度，ステップ長，ケイデンスおよびブレーキ距離は，若年者群が高齢者群より有意に大きかった．Figure 5.10 に高齢者群および若年者群における EI を平均値および標準偏差で示す．若年者群の EI は高齢者群より有意に大きかった．Figure 5.11 に高齢者群および若年者群における下肢三関節合計の力学的仕事に対する股関節，膝関節および足関節の割合を平均値と標準偏差で示す．高齢者群における股関

Table 5.4 Basic descriptors of walking for the elderly and young subjects.

		Elderly	Young	Difference * p<0.05
Walking speed (m/s)	Mean	1.12	1.52	*
	SD	0.08	0.14	
Cadence (steps/min)	Mean	103.5	115.7	*
	SD	5.7	5.3	
Step length (/ height)	Mean	0.40	0.46	*
	SD	0.02	0.02	
Brake distance (/ height)	Mean	0.14	0.16	*
	SD	0.01	0.02	

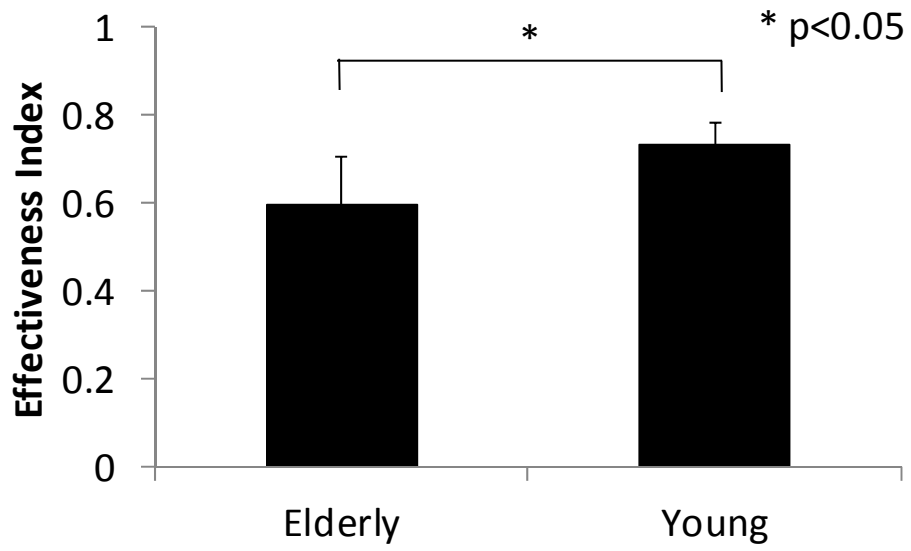


Figure 5.10 Averaged EI for the elderly and young subjects.

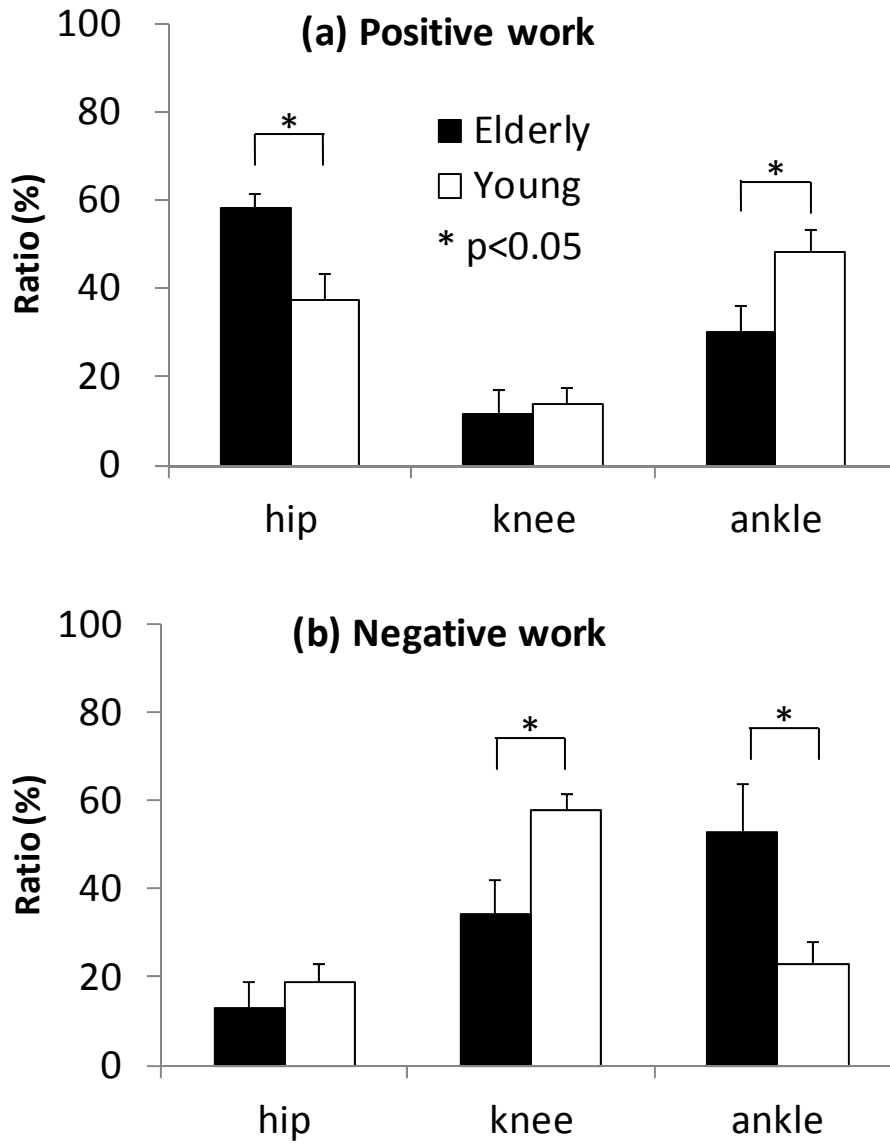


Figure 5.11 Percent mechanical work in the individual lower limb joints to the total work done for the elderly and young subjects.

節正仕事と足関節負仕事は若年者群より有意に大きかった。そして、高齢者群における足関節正仕事と膝関節負仕事は若年者群より有意に小さかった。

若年者群における足関節底屈トルクとトルクパワーの変化パターンをみると (Figure 4.4, 4.5), 立脚中期における足関節底屈トルクパワーはゼロに近い。一方で、高齢者群では立脚中期で足関節底屈トルクの負パワーが大きく発揮されている (Figure 5.3, 5.4)。さらに Figure 5.12 に示した 1 歩行周期における踵の鉛直方向速度の変化パターンをみると、立脚中期 (1 歩行周期の 33 から 38%) において、高齢者群では若年者群よりも踵離地のタイミングが有意に遅く、上方速度が小さいことが分かる。

単脚支持期における体幹の上方加速および前方加速に対する足関節底屈筋群の機能的役割に関する研究 (Neptune ら, 2001) によると、立脚中期 (歩行周期の 30% 付近) における腓腹筋とヒラメ筋は、等尺性収縮をしておりエネルギーの産生はないが、支持脚と体幹の間のエネルギー伝達を起こすことで体幹の前方推進に貢献するとされる。若年者群では立脚中期で足関節底屈筋群が等尺性収縮をすることで下腿の前傾が抑えられ、同時に踵が地面から離れて支持脚全体が前方回転をすることで身体が前方へ推進されると考えられるが、高齢者群では足関節底屈筋群が伸張性収縮をしているので踵離れのタイミングが遅くなり、このことが歩行速度の減速と EI の低下につながったと考えられる。また別の解釈として、体幹前傾歩行では踵接地時におけるブレーキ距離が短くなるので、高齢者では足関節負仕事を大きくすることで身体の前方向加速を抑え、安全に接地をしていたとも考えられる。

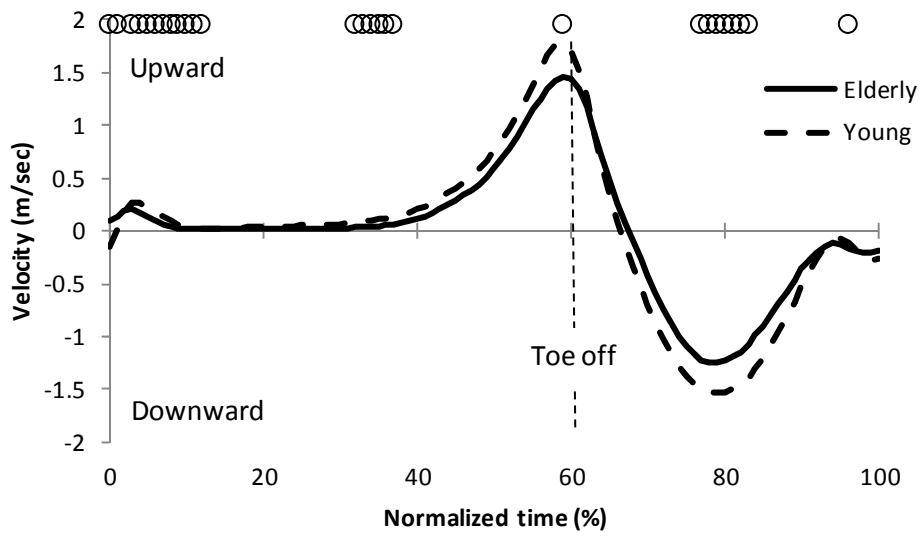


Figure 5.12 Averaged patterns of vertical velocity at the heel during one walking cycle for the elderly and young subjects.

股関節伸展筋群は立脚前期において短縮性収縮することで体幹姿勢を保持しながら支持脚を後方へスイングする (Eng と Winter, 1995). 高齢者群では股関節の正仕事を大きくすることで体幹前傾姿勢を保持し, さらに足関節の正仕事の減少を補っていたと考えられる.

これらのことから, 体幹前傾姿勢において高齢者が若年者と同等の歩行速度を維持するには, より大きな下肢関節の力学的仕事が必要となり力学的エネルギー利用の有効性は低下すること, 高齢者の体幹前傾歩行では股関節伸展筋群への負担が若年者よりも大きいことが分かった.

5.5. まとめ

本章の結果をまとめると, 以下のようになる.

- ① Forward (small)群と Normal 群の EI は同等であったが, Forward (large)群では Normal 群より EI が有意に小さかった.
- ② 体幹の前傾に対する下肢関節の力学的仕事の変化は股関節正仕事と膝関節負仕事で大きく, 体幹前傾角度の増大とともに股関節正仕事は増大したが, 膝関節負仕事は体幹の前傾角度が 15° より大きくなると増大した.
- ③ 高齢者と若年者の体幹前傾歩行では下肢関節の力学的仕事が異なり, 高齢者では足関節の負仕事が大きいくことで EI が減少した.

以上のことから, 体幹前傾角度が 15° 以上になると, 体幹の姿勢保持と支持脚の大きな屈伸動作に対応するため下肢関節の力学的仕事が大きくなり EI が低下すること, および高齢者は体幹前傾角度と歩行速度が若年者と同程度であっても EI は低くなることが分かった.

第 6 章 変形性脊椎症患者の歩行動作における左右下肢間の 力学的エネルギーの流れ

6.1. 目的

歩行動作では左右下肢における力学的エネルギーの位相が逆になっており、一方の下肢のエネルギーが増大すれば、もう一方の下肢のエネルギーは減少することから、左右の下肢で骨盤を介した力学的エネルギーの伝達が生じていると考えられている (Winter ら, 1978; Robertson ら, 1980; 法元, 2007)。

歩行動作では下肢と骨盤が協調的に動くことで力学的エネルギーが有効に伝達され则认为ると、脊柱変形によって脊柱可動性が低下し (高畑ら, 2006)、骨盤の動きが制限されると、左右下肢間の力学的エネルギーの流れにも影響を及ぼす可能性があると考えられる。

本章では変形性脊椎症患者を対象に、脊柱変形が歩行中の左右下肢間の力学的エネルギーの流れに及ぼす影響を明らかにし、力学的エネルギーを有効に利用して歩行するための技術的要因を明らかにすることを目的とする。

6.2. 方法

6.2.1. 被験者

被験者は、日常生活動作が自立しており独歩が可能な 5 名 (男性 1 名, 女性 4 名) の変形性脊椎症患者を患者群とし、健常者群は第 5 章と同じ健常高齢者とした。但し、健常高齢者の内一名は後述する脊柱アライメント測定ができなかったため本章では対象から除外した。Table 6.1 に被験者

の身体特性を示す。対象からの除外基準は、下肢の変形性関節症で強い痛みや著しい変形を認めるもの、脊椎圧迫骨折、下肢骨骨折、下肢関節疾患に対する手術治療、感覚や運動機能が障害される神経性および筋性疾患、運動麻痺を伴う脳血管疾患があるもの、その他、歩行動作に影響を及ぼす可能性のある疾患の既往があるものとした。実験に先立って被験者に研究目的、実験内容、データの取り扱いなどを説明し協力の同意に関する署名を得た。なお本研究は筑波技術大学保健科学部附属東西医学統合医療センターの倫理審査委員会の承認（通知番号第9号）を得たものである。

6.2.2. 脊柱アライメントの評価法

脊柱アライメントの評価では、コンフォメーチュア脊柱彎曲計（竹井機器工業社製、スライディングゲージ、Figure 6.1）を用いて被験者の安静立位での脊柱彎曲を紙にトレースした（浅見, 1991）。ついで Milne ら（1974）の方法により脊柱彎曲の大きさを定量化した。Figure 6.2 に示すように、矢状面において第7頸椎棘突起（以下、C7）から第5腰椎棘突起（以下、L5）を結ぶ直線を L、L が脊柱の S 字彎曲と交差する点を X として、C7 から X までの距離を Thoracic length（以下、TL）、X から L5 までの距離を Lumbar length（以下、LL）とした。そして、S 字の上部彎曲の頂点から TL に下す垂線の距離を Thoracic width（以下、TW）、S 字の下部彎曲の頂点から LL に下す垂線の距離を Lumbar width（以下、LW）として、TW を TL で除した値を胸椎彎曲指数（TW/TL）、LW を LL で除した値を腰椎彎曲指数（LW/LL）とした。なお、Figure 6.2(b)のように脊柱の後彎変形が進行し腰椎前彎が消失している場合は、LW/LL は計測できないので計測不能とした。

Table 6.1 Characteristics of the patient and normal subjects.

	Subject	Sex	Age	Height (m)	Weight (kg)	TW/TL	LW/LL
Patient	1	F	75	1.49	55.3	0.103	UM
	2	F	73	1.50	40.5	0.176	UM
	3	F	83	1.49	56.4	0.180	UM
	4	M	81	1.64	70.1	0.147	UM
	5	F	84	1.35	49.3	0.147	UM
		Mean	79.2	1.49	54.3	0.150	UM
		SD	4.9	0.10	10.8	0.031	UM
Normal (M:8,F:1)		Mean	70.0	1.64	61.1	0.077	0.051
		SD	3.5	0.05	8.7	0.025	0.026
Difference * p<0.05			*	*	*		

UM ; unmeasured



Figure 6.1 Measurement of spinal alignment by the conformateur type equipment.

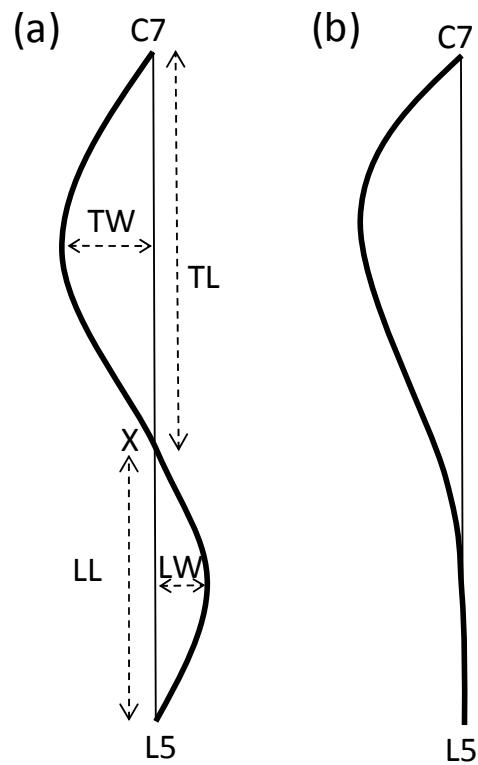


Figure 6.2 Evaluation of spinal alignment. (a), Normal spinal alignment; (b), A variant of spinal curve with no lordosis; L5, Fifth lumbar spine; C7, Seventh cervical spine; TL, Thoracic length; LL, Lumbar length; TW, Thoracic width; LW, Lumbar width.

6.2.3. 実験試技

被験者に 10m の直進歩行を行わせた。歩行速度は被験者が通常に快適と感じる速度として特に細かい制限はしなかった。被験者には歩行開始後、少なくとも 5 歩以上歩いてフォースプラットフォームを自然な動きで踏み、通過後、少なくとも 5 歩以上歩かせた。各試技の開始前に実験環境に慣れさせるため十分な練習を行わせた。被験者は 5 回の試技を行ったが、歩行中に著しく不自然であると験者が判断した場合はやり直しさせた。

6.2.4. データ収集

第 3 章で示した方法でデータ収集をした。

6.2.5. データ処理

第 3 章で示した方法でデータ処理をした。

6.2.6. 算出項目と算出方法

第 3 章に示した方法で以下の項目を算出した。

- (1) 歩行の基礎的要素（歩行速度，ケイデンス，ステップ長，歩隔，ブレーキ距離，立脚時間，遊脚時間および身体質量中心の鉛直変位）
- (2) 体幹および骨盤の角度
- (3) 関節トルクおよびトルクパワー
- (4) 関節力パワーおよびセグメントトルクパワー
- (5) 身体各部分の力学的エネルギーおよび身体部分間の力学的エネルギーの伝達量
- (6) 力学的エネルギー利用の有効性指数

6.2.7. 統計処理

2群の差の検定には Mann-Whitney 検定を用いた。分析項目間の関係を見るために Spearman の順位相関係数を算出した。いずれも有意水準は 5% とした。

6.3. 結果

6.3.1. 脊柱アライメント

Table 6.1 に胸椎弯曲指数 (TW/TL) および腰椎弯曲指数 (LW/LL) を示す。TW/TL が大きいほど胸椎後弯が大きいことを、LW/LL が大きいほど腰椎前弯が大きいことを示している。TW/TL は患者群では 0.150 ± 0.031 、健常者群では 0.077 ± 0.025 で患者群が有意に大きかった。LW/LL は健常者群で 0.051 ± 0.026 であったが、患者群では Figure 6.2(b) に示すように、全ての被験者において腰椎前弯が消失しており計測不能であった。

6.3.2. 歩行の基礎的要素

Table 6.2 に歩行速度、ケイデンス、ステップ長、歩隔、ブレーキ距離、立脚時間、遊脚時間および身体質量中心の鉛直変位の平均値および標準偏差を示す。ステップ長、歩隔、ブレーキ距離および身体質量中心の鉛直変位は被験者の身長比で示している。

歩行速度および身体質量中心の鉛直変位は、患者群が健常者群より有意に小さかった。

なお Table 6.2 には示していないが、患者群の内、男性被験者 1 名の固有歩行における歩行速度、ステップ長、ケイデンス、ブレーキ距離はそれぞれ 1.35m/s 、 0.42m/height 、 117.6steps/min 、 0.17m/height で、これら

の値はいずれも患者群全体の Mean±2SD の範囲内であり，男性被験者の歩容は他の 4 名の女性被験者と大きな違いはなかった。

6.3.3. 体幹および骨盤の角度

Table 6.3 に体幹部分角度，上-下胴角度，骨盤前傾角度，骨盤側屈角度，骨盤回旋角度の平均値および標準偏差を示す。体幹部分角度，上-下胴角度および骨盤前傾角度は 1 歩行周期の平均値で，骨盤側屈角度および骨盤回旋角度は 1 歩行周期の変化量の和で示している。

上-下胴角度は患者群が健常者群より有意に小さく，患者群の体幹は健常者群よりも屈曲位であった。骨盤前傾角度は患者群が健常者群より有意に小さく，患者群の骨盤は健常者群よりも後傾していた。骨盤側屈角度および骨盤回旋角度は 2 群間での有意差はなかったが，患者群は健常者群より小さい傾向であった。

6.3.4. 力学的エネルギー

(1) 力学的エネルギー利用の有効性指数，力学的仕事および身体部分間のエネルギー伝達量

Figure 6.3 に力学的エネルギー利用の有効性指数(EI)と歩行速度の関係を示す。縦軸が EI，横軸が歩行速度である。健常者群では EI と歩行速度の間に有意な負の相関関係がみられた。

Figure 6.4 に EI の平均値および標準偏差を示す。患者群は 0.45 ± 0.12 ，健常者群は 0.66 ± 0.07 で，患者群では健常者群より EI が有意に小さかった。

Figure 6.5 に EI と力学的仕事(Wwb)の関係を示す。縦軸が EI，横軸が

Table 6.3 Averaged angles of trunk and pelvis for the patient and normal subjects.

		Patient	Normal	Difference * p<0.05
Trunk segment angle (deg)	Mean	-0.9	0.5	
	SD	3.3	2.5	
Upper-lower torso angle (deg)	Mean	150.9	173.4	*
	SD	12.1	3.8	
Pelvic forward lean angle (deg)	Mean	-31.7	-45.9	*
	SD	15.1	6.4	
Pelvic lateral lean angle (deg)	Mean	13.8	17.6	
	SD	3.4	2.8	
Pelvic rotation angle (deg)	Mean	12.4	17.6	
	SD	2.6	5.1	

Table 6.2 Basic descriptors of walking in the patient and normal subjects.

		Patient	Normal	Difference * p<0.05
Walking speed (m/s)	Mean	1.07	1.31	*
	SD	0.16	0.19	
Cadence (steps/min)	Mean	108	109	
	SD	8	9	
Support time (s)	Mean	0.70	0.67	
	SD	0.06	0.05	
Swing time (s)	Mean	0.42	0.44	
	SD	0.05	0.04	
Step length (/height)	Mean	0.41	0.44	
	SD	0.02	0.03	
Step width (/height)	Mean	0.06	0.05	
	SD	0.02	0.02	
Break distance (/height)	Mean	0.17	0.17	
	SD	0.01	0.02	
COM Z-displacement (/height)	Mean	0.08	0.10	*
	SD	0.01	0.02	

Wwb である。Wwb は身体質量当たりで示している。いずれの群も EI と Wwb との間に有意な相関関係はみられなかったが、患者群では健常者群と同等の Wwb でも EI は低い傾向であった。

Figure 6.6 に EI と身体部分間のエネルギー伝達量(Tb)の関係を示す。縦軸が EI, 横軸が Tb である。Tb は身体質量当たりで示している。いずれの群も EI と Tb との間に有意な相関関係はみられなかったが、患者群では EI と同じように Tb も小さかった。

Figure 6.7 に Wwb と Tb の平均値および標準偏差を身体質量当たりで示す。Wwb は患者群では 1.21 ± 0.26 J/kg, 健常者群では 1.53 ± 0.42 J/kg で、両群に有意差はなかった。Tb は患者群では 1.14 ± 0.31 J/kg, 健常者群では 1.88 ± 0.66 J/kg で、患者群では健常者群より Tb が有意に小さかった。

(2) 力学的エネルギーの流れ

Figure 6.8 に患者群および健常者群の 1 歩行周期における力学的エネルギーの変化パターンの平均値を身体質量当たりで示す。図の上段 (a) は全身および頭部+両上肢+体幹 (以下, HAT) で、図の下段 (b) は左右下肢である。

全身および身体各部分の力学的エネルギーの大きさは健常者群が患者群より大きかった。力学的エネルギーの変化パターンは患者群と健常者群で顕著な違いはなく、全身では 1 歩行周期で 2 回の増減があり、HAT では大きな変化はなかった。下肢の力学的エネルギーは左右で位相がほぼ逆になっており、立脚期では小さく、遊脚期になると急激に大きくなっていった。

Figure 6.9, 6.10 に患者群および健常者群それぞれの 1 歩行周期における大腿, 下腿および足部の力学的エネルギー変化率 (dE/dt), セグメント

トルクパワー (STP), 関節力パワー (JFP) の変化パターンの平均値を身体質量当たりで示す. dE/dt の正の値は部分の力学的エネルギーが増加したことを, 負の値は減少したことを示している. STP の正の値は関節トルクによって部分に力学的エネルギーが流入したことを, 負の値は流出したことを示している. JFP の正の値は関節力によって部分に力学的エネルギーが流入したことを, 負の値は流出したことを示している.

dE/dt , STP, JFP の大きさは健常者群が全体として大きい, 変化パターンは患者群と健常者群で顕著な違いはなかった.

大腿に着目すると, 患者群, 健常者群とも 1 歩行周期を通して関節力パワーがセグメントトルクパワーよりも大きく, 遊脚前期では股関節トルクと股関節力によりエネルギーが大腿に流入し, 遊脚後期では股関節力により大腿からエネルギーが流出していた.

6.3.5. 骨盤および股関節におけるキネマティクス・キネティクスの変化パターン

Figure 6.11 から Figure 6.16 に 1 歩行周期における骨盤および股関節のキネマティクス・キネティクスの変化パターンを平均値で示す.

(1) 骨盤側屈および回旋角速度

Figure 6.11 に骨盤の側屈角速度 (a) および回旋角速度 (b) の変化パターンを示す. 水平面における反時計まわりの角速度と前額面における時計まわりの角速度が正の値を示している. 統計的な有意差がみられた時点は, 側屈角速度では 6%, 15~24%, 57~58%, 67~79% でいずれも患者群の値が小さく, 回旋角速度では 70~74% で患者群の値が小さかった.

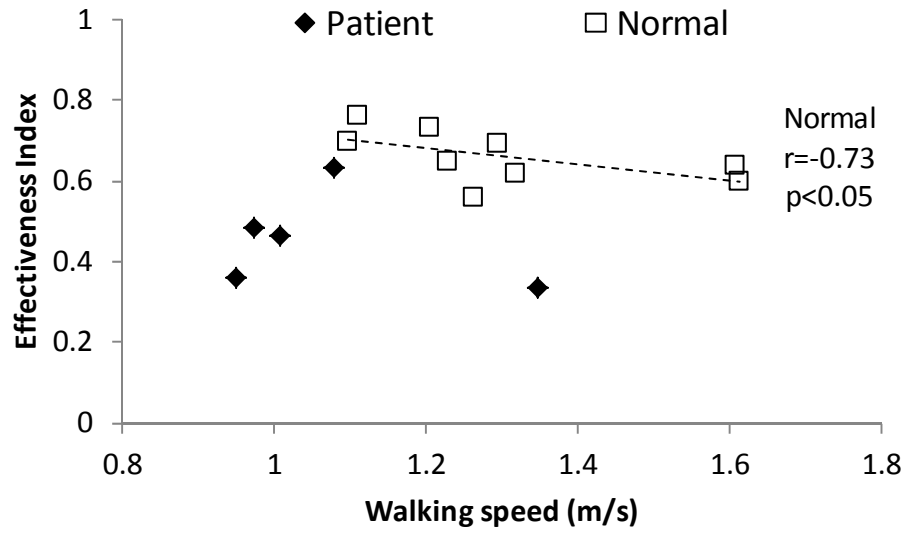


Figure 6.3 Relationship between walking speed and effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) for the patient and normal subjects.

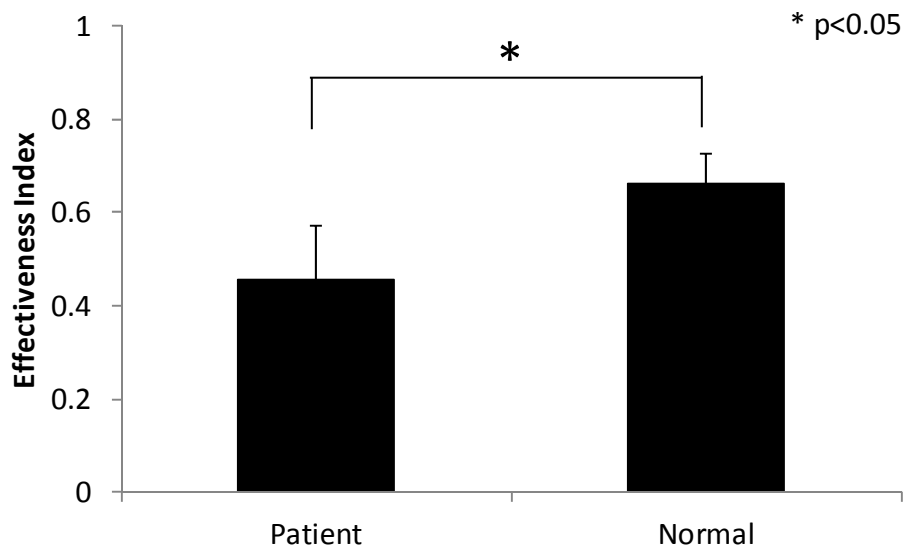


Figure 6.4 Averaged the EI for the patient and normal subjects.

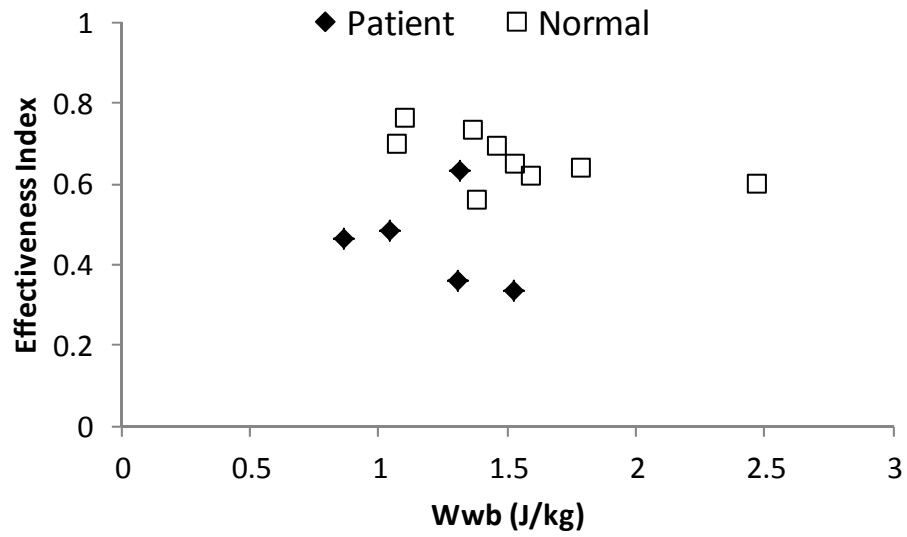


Figure 6.5 Relationship between mechanical work (Wwb) and the EI for the patient and normal subjects.

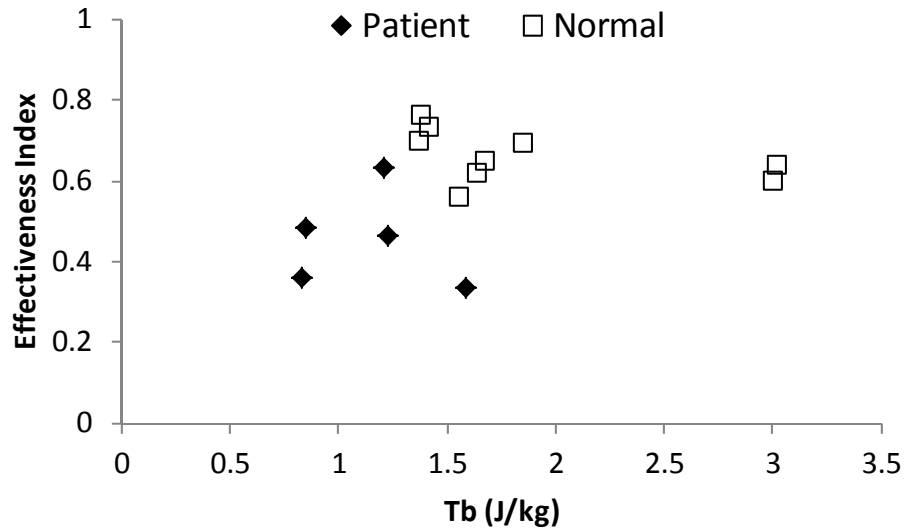


Figure 6.6 Relationship of mechanical energy transfer between segments (Tb) to the EI for the patient and normal subjects.

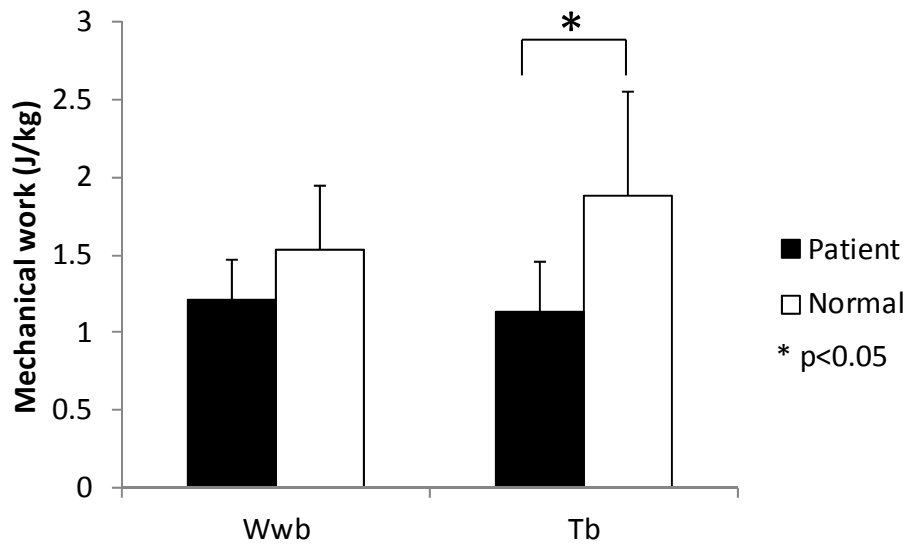


Figure 6.7 Averaged the Wwb and the Tb for the patient and normal subjects.

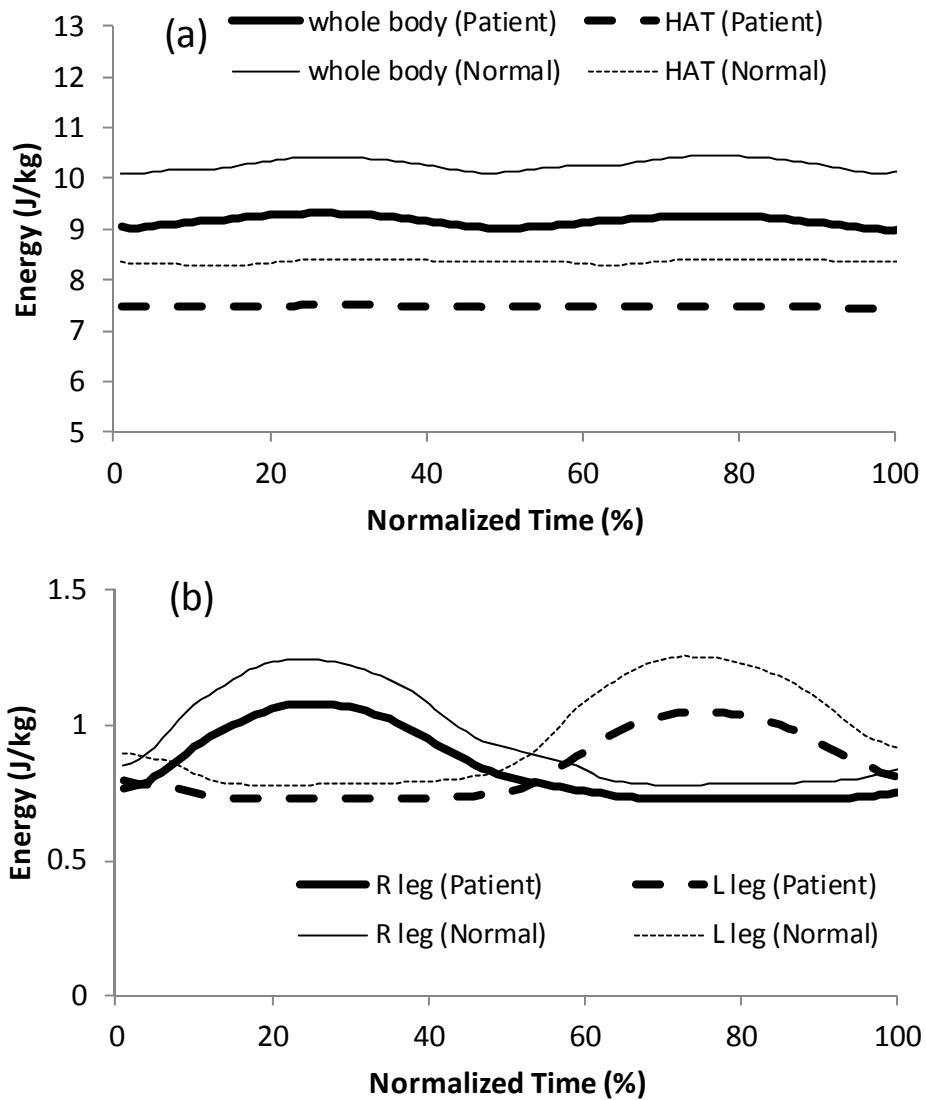


Figure 6.8 Averaged patterns of the mechanical energy change of the whole body, HAT (the head, arms, and torso) (a) and both leg (b) during one walking cycle in the patient and normal subjects.

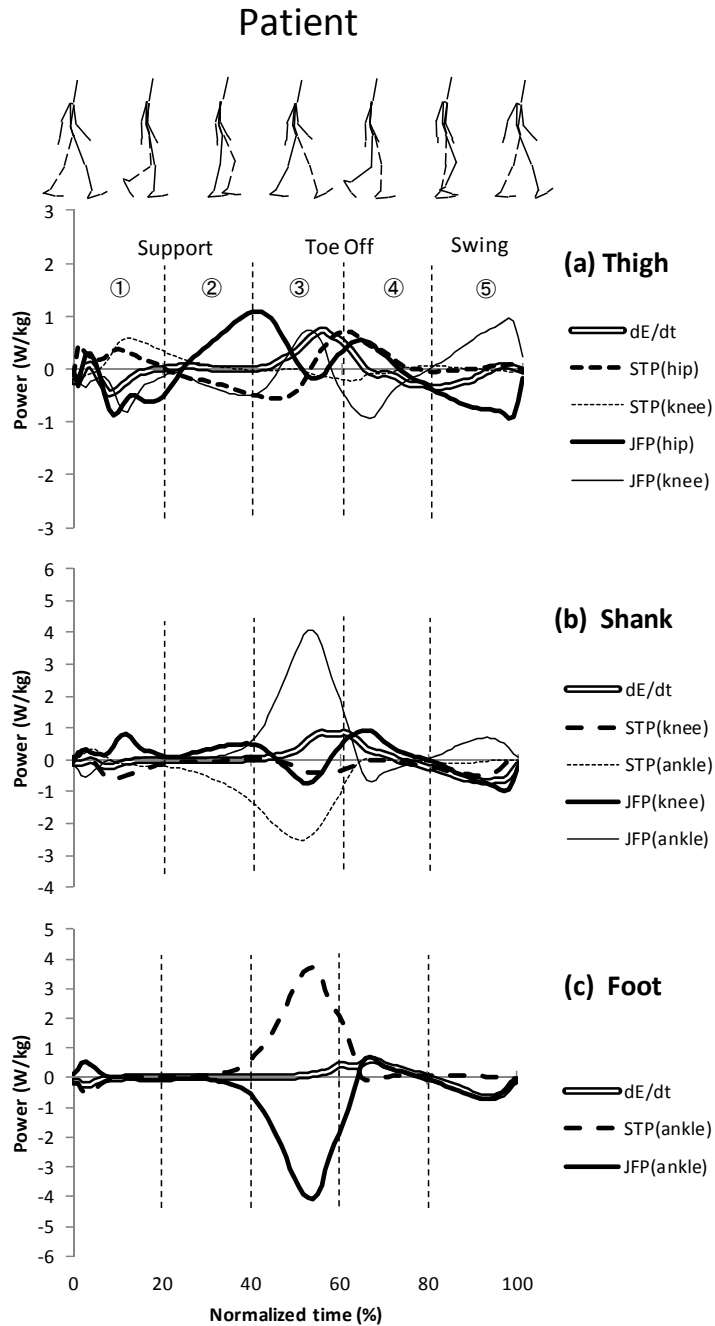


Figure 6.9 Averaged patterns of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), segment torque powers (STP) and joint force powers (JFP) in the thigh (a), shank (b) and foot (c) during one walking cycle in the patient subjects. ① early stance phase, ② mid stance phase, ③ final stance phase, ④ early swing phase, ⑤ final swing phase.

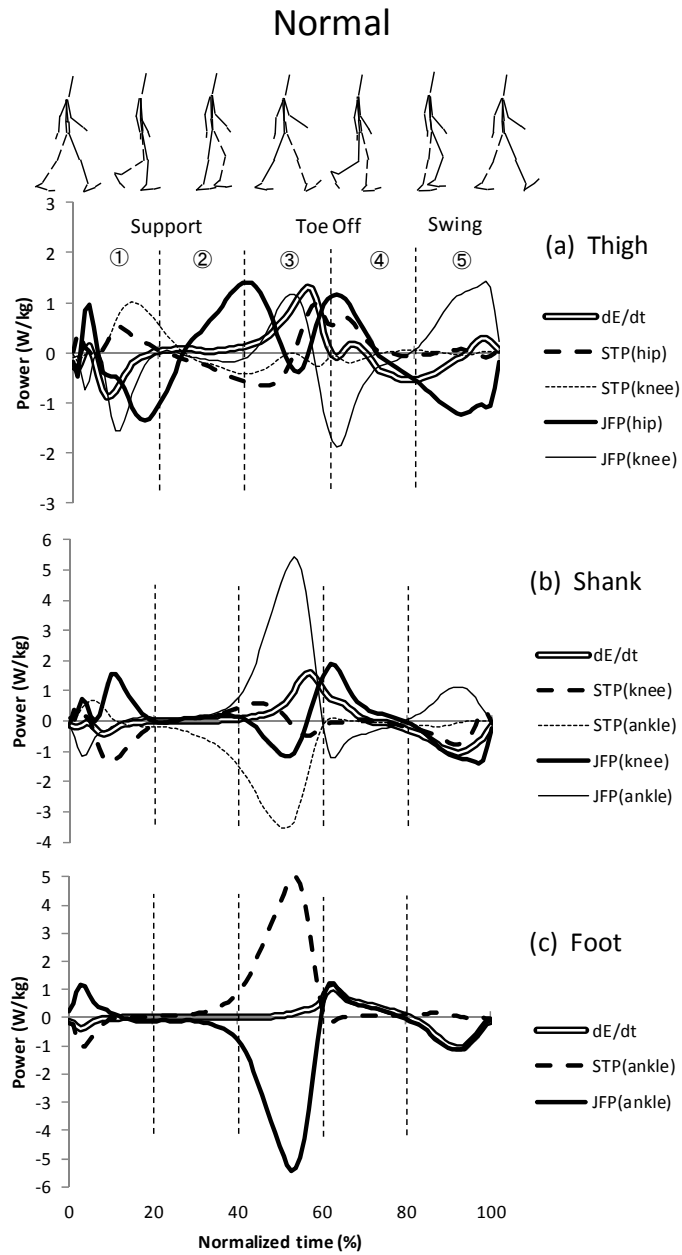


Figure 6.10 Averaged patterns of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), segment torque powers (STP) and joint force powers (JFP) in the thigh (a), shank (b) and foot (c) during one walking cycle in the normal subjects. ① early stance phase, ② mid stance phase, ③ final stance phase, ④ early swing phase, ⑤ final swing phase.

(2) 股関節速度

Figure 6.12 に股関節速度の前後成分 (a) および鉛直成分 (b) の変化パターンを示す。前後成分の正の値は前方への速度を、鉛直成分の正の値は上方への速度をそれぞれ示している。統計的な有意差がみられた時点は、前後成分では 1~4%, 24~32%, 52~61%, 70~76%, 83~100% でいずれも患者群の値が小さく、鉛直成分では 15%, 65~73%, 96% でいずれも患者群の値が小さかった。

(3) 股関節力

Figure 6.13 に股関節力の前後成分 (a) および鉛直成分 (b) の変化パターンを示す。前後成分の正の値は股関節に作用する前向き、鉛直成分の正の値は上方の関節力をそれぞれ示している。統計的な有意差がみられた時点は、前後成分では 5%, 49~53%, 62~63%, 71~74% でいずれも患者群の値が小さく、鉛直成分では 4~14% で患者群が小さく、24~26% で患者群が大きく、62~66% で患者群が小さかった。

(4) 股関節力パワー

Figure 6.14 に股関節力パワーの変化パターンを示す。統計的な有意差がみられた時点は、4~5%, 62~66%, 96% でいずれも患者群の値が小さかった。

(5) 股関節内外転トルク

Figure 6.15 に股関節内外転トルクの変化パターンを示す。正の値は外転トルクを、負の値は内転トルクをそれぞれ示している。統計的な有意差

がみられた時点は，2～3%，5～15%で患者群の外転トルクが小さく，31～36%，38～39%で患者群の外転トルクが大きかった．遊脚期では大きな違いはなかった．

(6) 股関節内外転トルクパワー

Figure 6.16 に股関節内外転トルクパワーの変化パターンを示す．正の値は短縮性収縮によるエネルギーの産生を，負の値は伸張性収縮によるエネルギーの吸収をそれぞれ示している．統計的な有意差がみられた時点は，17～22%で患者群では負パワーを，健常者群では正パワーを発揮しており，61～64%，67～69%で患者群では正パワーを，健常者群では負パワーを発揮していた．

6.4. 考察

本研究では脊柱変形の大きさを定量化するために Milne ら (1974) の方法を用いた．胸椎後弯の大きさを示す胸椎弯曲指数は患者群が健常者群より有意に大きかった．また全ての患者の腰椎は後弯変形し生理的前弯が消失しているので腰椎弯曲指数は計測不能であった (Table 6.1)．佐藤ら (1985) の脊柱変形の分類によると，全後弯は胸椎と腰椎がともに後弯変形した状態で，亀背は上位脊柱が直立化し下位脊柱が後弯変形した状態である．患者群のなかでも Subject 1 は胸椎弯曲指数が小さいので亀背に分類され，Subject 2, 3, 4 および 5 は全後弯に分類されると考えられる．

歩行中の体幹姿勢は，体幹セグメント角度では両群間で違いはなく，いずれも体幹を垂直位に保持していたが，患者群では健常者群よりも骨盤が後傾し，体幹屈曲位であった．また骨盤の角度変位は両群間で有意差はみ

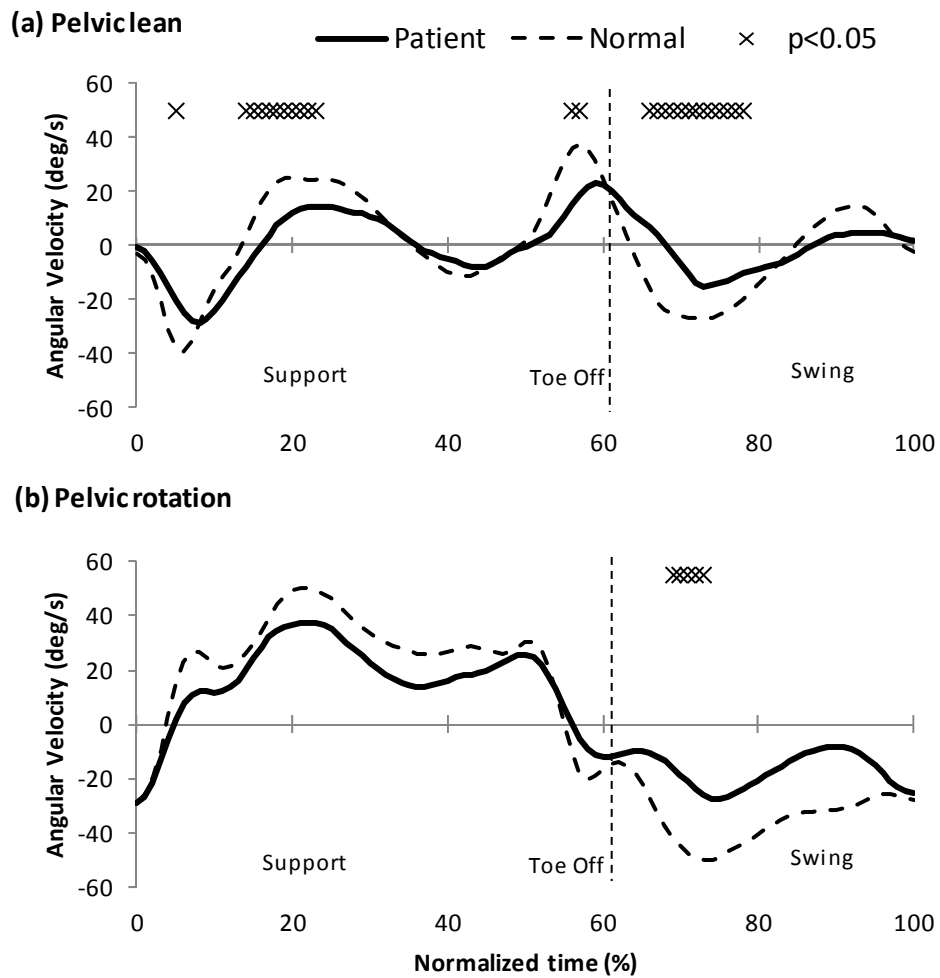


Figure 6.11 Averaged patterns of angular velocity in pelvic lean (a) and rotation (b) during one walking cycle in the patient and normal subjects.

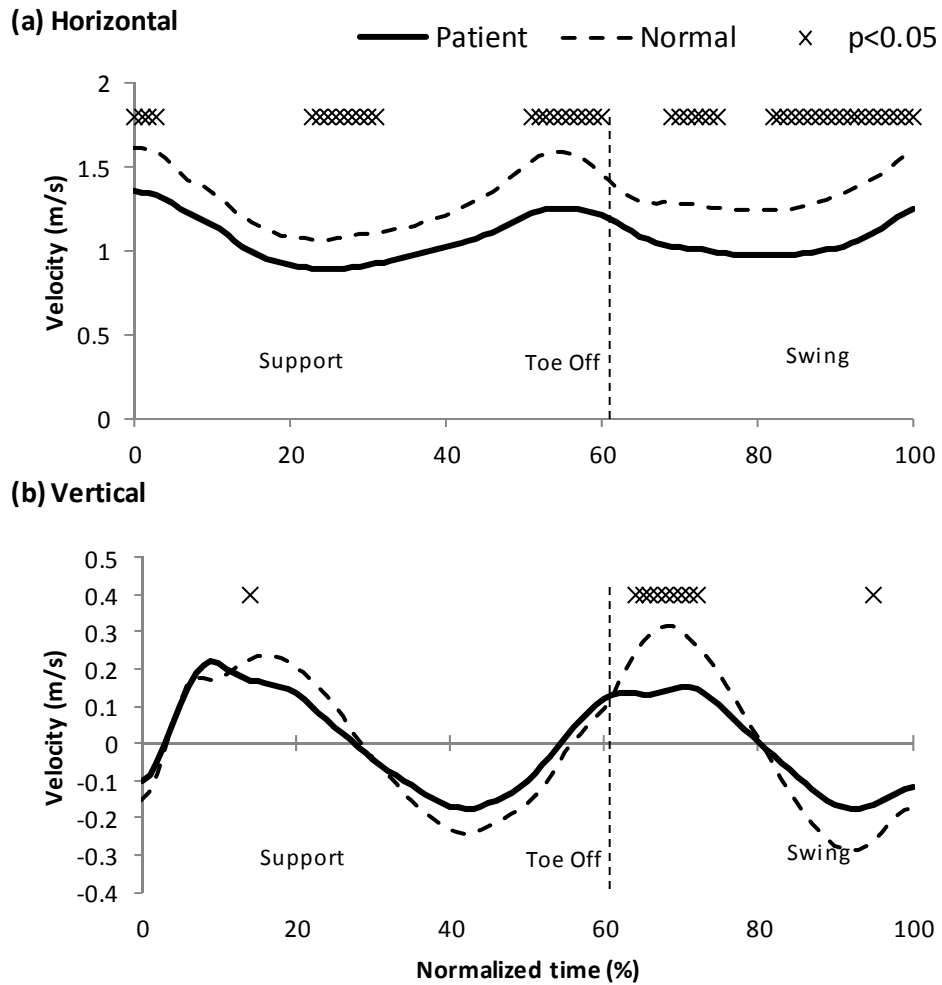


Figure 6.12 Averaged patterns of horizontal (a) and vertical (b) velocity at the hip joint during one walking cycle in the patient and normal subjects.

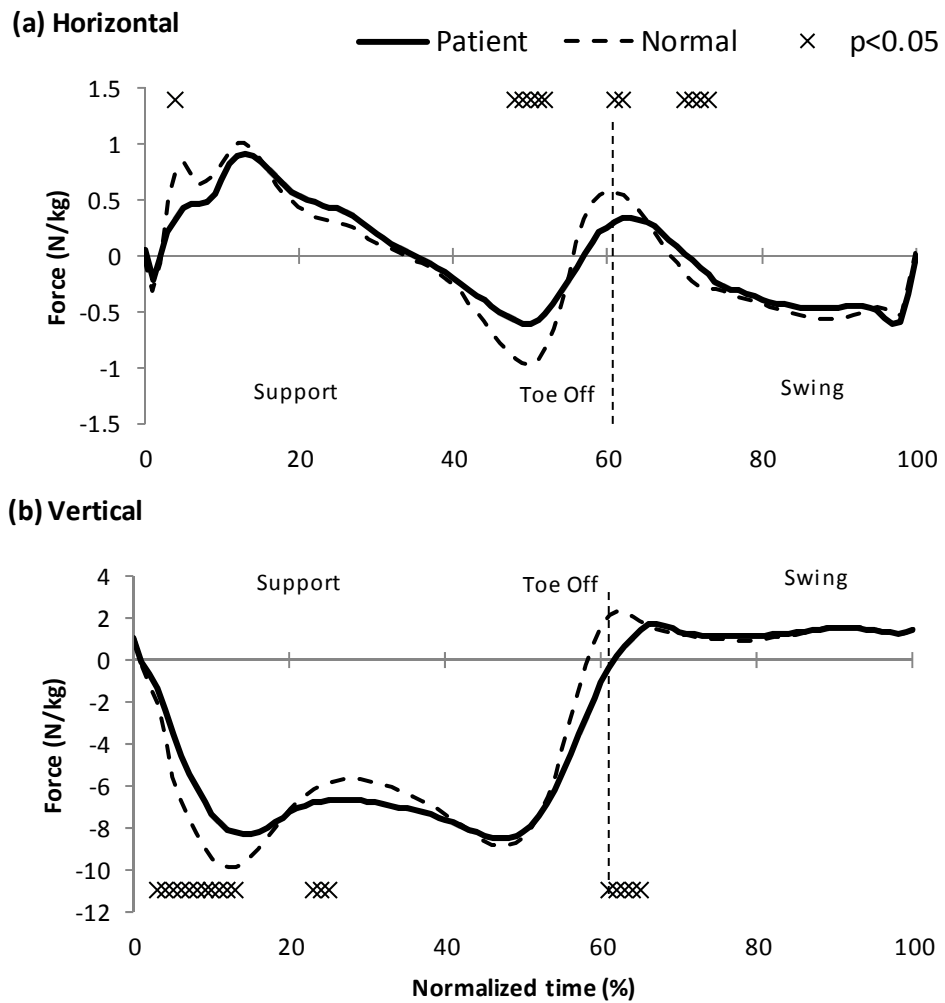


Figure 6.13 Averaged patterns of horizontal (a) and vertical (b) joint force at the hip during one walking cycle in patient and normal subjects.

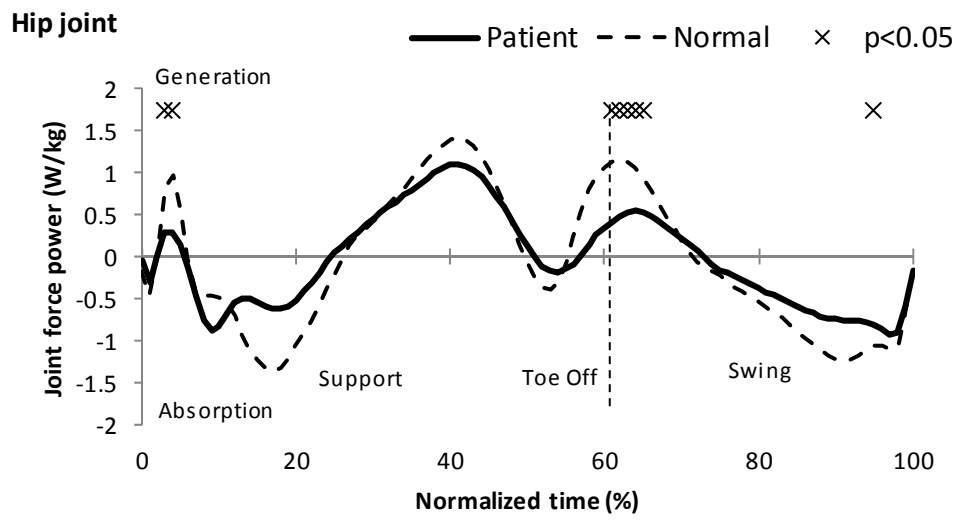


Figure 6.14 Averaged patterns of joint force power at the hip during one walking cycle in the patient and normal subjects.

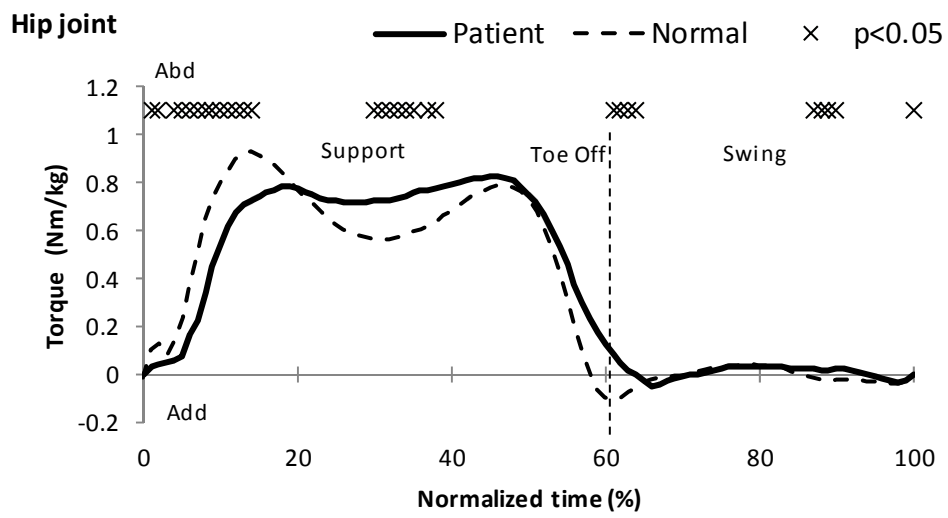


Figure 6.15 Averaged patterns of joint torque at the hip during one walking cycle in the patient and normal subjects.

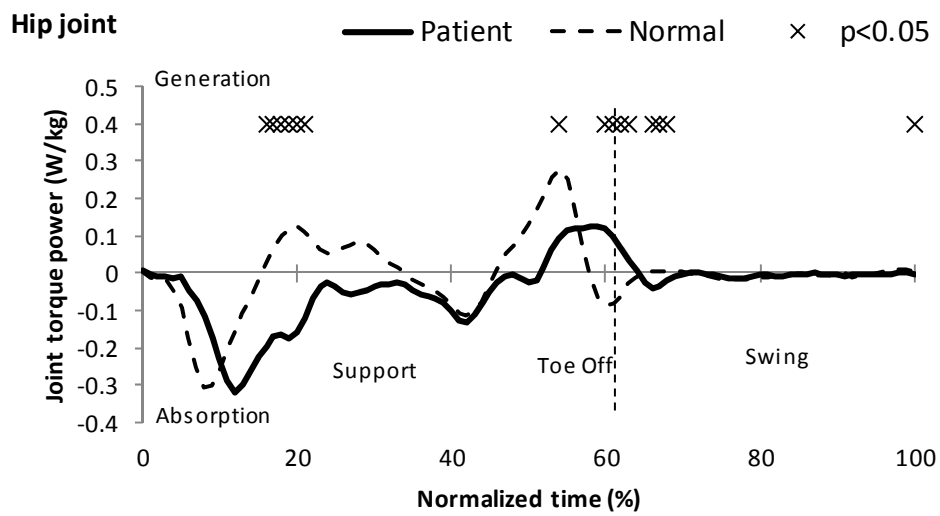


Figure 6.16 Averaged patterns of joint torque power at the hip during one walking cycle in the patient and normal subjects.

られなかったが、患者群では骨盤側屈、回旋ともに角度変位が小さい傾向であった (Table 6.3).

力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI) の平均値を比較した結果、患者群では健常者群よりも有意に小さかった (Figure 6.4). また、一歩行周期における力学的仕事 (W_{wb}) は両群間で有意差はないが、力学的エネルギー伝達量 (T_b) は患者群が健常者群より有意に小さかった (Figure 6.7). これらのことは、患者群では身体部分間での力学的エネルギーの伝達が小さく、発揮した力学的エネルギーが有効に利用されていないことを示唆する.

これまでの通常歩行の力学的エネルギーの変化に関する研究では、他の身体部分より下肢の力学的エネルギーの変化が大きいとされている (Winter ら, 1978; Robertson ら, 1980). 本研究においても HAT (頭部 + 体幹 + 上肢) の力学的エネルギーの変化は下肢よりも小さく、下肢の力学的エネルギーは遊脚期になると急激に大きくなっていった (Figure 6.8). また左右下肢の力学的エネルギー変化の位相はほぼ逆になっており、左右下肢間で骨盤を介した力学的エネルギー伝達が生じていたことを示唆する.

左右下肢間での力学的エネルギー伝達について検討するために大腿の力学的エネルギー変化率に着目すると、関節力パワーがセグメントトルクパワーよりも大きいですが、患者群では遊脚前期における正の股関節力パワーと遊脚後期における負の股関節力パワーがいずれも健常者群よりも小さかった (Figure 6.9, 6.10). このことは遊脚前期で体幹から大腿に流れるエネルギーと、遊脚後期で大腿から体幹に流れるエネルギーが小さかったことを示し、患者群では骨盤を介した左右下肢間でのエネルギー伝達が小さかったと考えられる. 関節力パワーは関節速度と関節力の内積なので、股

関節力パワーの変化については股関節速度と股関節力の変化を検討する必要がある。

股関節の前後速度は遊脚前期と遊脚後期における前方速度が患者群で有意に小さく (Figure 6.12), 股関節力の前後成分は遊脚前期における前向きの力が患者群で有意に小さかった (Figure 6.13). また骨盤回旋角速度は, 患者群では遊脚前期において遊脚側股関節を前方へ移動させる局面で有意に小さかった (Figure 6.11).

股関節の鉛直速度は遊脚前期における上方速度と遊脚後期における下方速度が患者群で有意に小さく (Figure 6.12), 股関節力の鉛直成分は遊脚前期における上向きの力が患者群で有意に小さかった (Figure 6.13). また骨盤側屈角速度は, 患者群では遊脚前期において遊脚側股関節が挙上する局面で有意に小さかった (Figure 6.11). このように患者群では骨盤回旋および側屈角速度が小さいことで遊脚前期における遊脚側股関節の前方および上方への速度が小さくなったと考えられる。

歩行動作において遊脚側股関節の鉛直方向速度に影響する骨盤側屈運動は, 主に立脚側の股関節外転筋群によるトルクの大きさと収縮様式の変化によって制御される。正常歩行では, 踵接地から足底接地までは衝撃吸収のために立脚側股関節外転筋群が伸張性収縮し (Neumann, 2005), 足底接地からつま先離地までは立脚側股関節外転筋群が短縮性収縮することによる骨盤側屈によって遊脚側股関節が持ち上げられる (Neumann, 2012)。

患者群の股関節外転トルクは, 立脚前期では健常者群よりも有意に小さく, 立脚中期では健常群よりも有意に大きかった (Figure 6.15). また健常者群では立脚前期から中期にかけて股関節外転トルクが負パワーから正

パワーへと変わるが、患者群では立脚前期から後期まで股関節外転トルクの負パワーが続いていた (Figure 6.16)。このことから患者群では、遊脚側のつま先が離地するタイミングにおいて立脚側の股関節外転トルクの負パワーを発揮しているため、遊脚側股関節の上方への速度は小さく、股関節を介した体幹から遊脚側大腿へのエネルギー伝達が小さくなったと考えられる。

患者群が立脚期において股関節外転トルクの負パワーを発揮し続ける要因の一つは、股関節外転筋群の筋力低下であると考えられる。健常者群において股関節外転トルクが負パワーから正パワーへと移行する歩行周期の 10%から 20%は、後脚のつま先が離地して単脚支持期が始まる局面であり、股関節外転トルクの大きさはピークになる (Figure 6.15, 6.16)。股関節内外転角度と発揮する股関節外転トルクに関する研究によると、股関節が内転位から外転するほど発揮する外転トルクは低下し、股関節内転 10° に対して外転 10° では股関節外転トルクが約 70%まで低下した (Neumann ら, 1988)。患者群では股関節外転筋力が弱く、そのため股関節を内転させながら外転トルクを発揮していたと考えられる。

股関節外転筋群の筋力低下による異常歩行として、臨床では Trendelenburg 跛行や Duchenne 跛行など過剰な体幹の側方傾斜が知られているが (窪田ら, 1997 a, 1997 b)、本研究の結果から股関節外転筋力が低下すると左右下肢間の力学的エネルギーの流れも低下する恐れがあることが示唆された。

正常歩行において、中殿筋は立脚期を通して身体質量中心の内側加速度の生成に貢献することで、歩行中の内外側方向のバランスをコントロールする働きがあるとされる (Pandy ら, 2010; John ら, 2012)。Orendurff

ら（2004）は、健常若年者を対象として異なる歩行速度で身体質量中心の鉛直方向変位および内外側方向変位を調べた。その結果、歩行速度が大きいほど鉛直方向変位は大きく、内外側方向変位は小さくなり。反対に、歩行速度が小さいほど鉛直方向変位は小さく、内外側方向変位は大きくなった。そして、低速歩行では歩隔が増大するが、これは増大する身体質量中心の内外側方向変位をコントロールするためであろうと推察し、低速歩行は効率的な動きとはいえないが動作修正のための時間的な余裕があるために転倒を防げるのかもしれないと述べている。本研究の患者群における歩行速度と身体質量中心の鉛直変位は健常者群より有意に小さかった。また、患者群では健常者群よりも歩隔は広く、立脚時間は長く、遊脚時間は短い傾向がみられた（Table 6.2）。さらに上述した患者群における股関節外転トルクの発揮パターンの特徴を合わせて考えると、患者群では広い歩隔において支持脚の股関節外転トルクの負パワーを発揮し続けることで、立脚時間を長くして安全に歩行していたとも推察できる。

以上のことから患者群では、遊脚側のつま先が離地するタイミングにおいて立脚側股関節が外転トルクの負パワーを発揮しているため、遊脚側股関節の上方への速度は小さく、股関節を介した体幹から遊脚側大腿へのエネルギー伝達が小さくなることが分かった。よって脊柱変形のある高齢者が効率の良い歩行動作を獲得するには骨盤側屈角速度を大きくする必要があり、股関節外転筋力を強化するとともに歩行練習ではつま先離地直前から遊脚前期にかけて遊脚側股関節を前上方へ引き出す動きを習得することが役立つと考えられる。

6.5. まとめ

本章の結果をまとめると、以下のようになる。

- ① 患者群の歩行動作では身体部分間での力学的エネルギーの伝達が小さく、発揮した力学的エネルギーが有効に利用されていないことが示唆された。
- ② 患者群では立脚前期から中期に股関節外転トルクの正パワーが発揮されず、骨盤側屈角速度が小さいため遊脚側股関節の上方速度が小さくなり、遊脚前期で体幹から遊脚側大腿へ流れる股関節力パワーも小さくなった。

以上のことから脊柱変形のある高齢者が歩行動作において力学的エネルギーを有効に利用するためには、つま先離地直前から遊脚前期にかけて遊脚側股関節を前上方へ引き出す動きを習得することが役立つと考えられる。

第7章 変形性脊椎症患者の歩行動作に及ぼすリュックサック型およびベルト型体幹装具の効果

7.1. 目的

リュックサック型体幹装具は、体幹装具部分（ダーメンコルセット）と鉛を入れた背囊部分で構成され、背囊の重りによって体幹を伸展させることを目的とした装具である。リュックサック型体幹装具は脊柱変形患者の姿勢や歩行を改善させるとともに、腰痛を軽減させる効果があると報告されている（Watanabe ら, 1995 ; 田中ら, 2000）。しかし、リュックサック型体幹装具によって体幹を伸展させるモーメントがどの程度生じ、さらに腰背部筋群への負担がどの程度軽減できるかを定量的に検討した研究は見当たらない。また、リュックサック型体幹装具の重り位置は腰部または骨盤に装着されることが多いが、異なる重り位置で装具の効果と比較した研究も渉猟した限りではなかった。

本章の目的はリュックサック型およびベルト型体幹装具における重り位置の違いが、変形性脊椎症患者の歩行動作における体幹自重モーメント、力学的エネルギー利用の有効性や力学的エネルギーの流れに及ぼす影響を明らかにすることである。

7.2. 方法

7.2.1. 被験者

第6章に示した被験者と同じである。

7.2.2. 体幹装具

Watanabe ら (1995) が考案したリュックサック型体幹装具では重りの位置は腰部であるが, 本研究では重りの位置が異なる背部装具, 腰部装具および骨盤装具の 3 種類を作成した (Figure 3.2). 背部装具はナイロン製のベストの背部に重量 1 kg, 縦 15.5 cm, 横 4.5 cm, 厚さ 0.5 cm の重りを面ファスナー (商標としてはベルクロ) で張り付けたもので, 被験者の胸椎部に重りが位置するようにした. 腰部装具は軟性コルセットの背部に背部装具と同様の重りをつけたもので, 被験者の腰椎部に重りが位置するようにした. 骨盤装具は軟性コルセットの背部に重量 1 kg, 縦 10 cm, 横 7 cm, 厚さ 0.5 cm の重りを付けたもので, 被験者の仙骨部に重りが位置するようにした. 装具には反射マーカを貼付し, 質量中心位置を計測できるようにした.

以下では, 患者群において装具なしの条件を P(Free), 背部装具の条件を P(High back), 腰部装具の条件を P(Low back), 骨盤装具の条件を P(Pelvis)とし, 健常者群は Normal とする.

7.2.3. 実験試技

被験者に 10 m の直進歩行を行わせた (Figure 7.1). 歩行速度は被験者が通常に快適と感じる速度として特に細かい制限はしなかった. 被験者には歩行開始後, 少なくとも 5 歩以上歩いてフォースプラットフォームを自然な動きで踏み, 通過後, 少なくとも 5 歩以上歩かせた. 各試技の開始前に実験環境に慣れさせるため十分な練習を行わせた. 患者群は装具未装着の歩行と 3 種類の装具での歩行をそれぞれ 5 回ずつ, 健常者群は固有歩行を 5 回行ったが, 歩行中に著しく不自然であると験者が判断した場合はやり直しさせた.

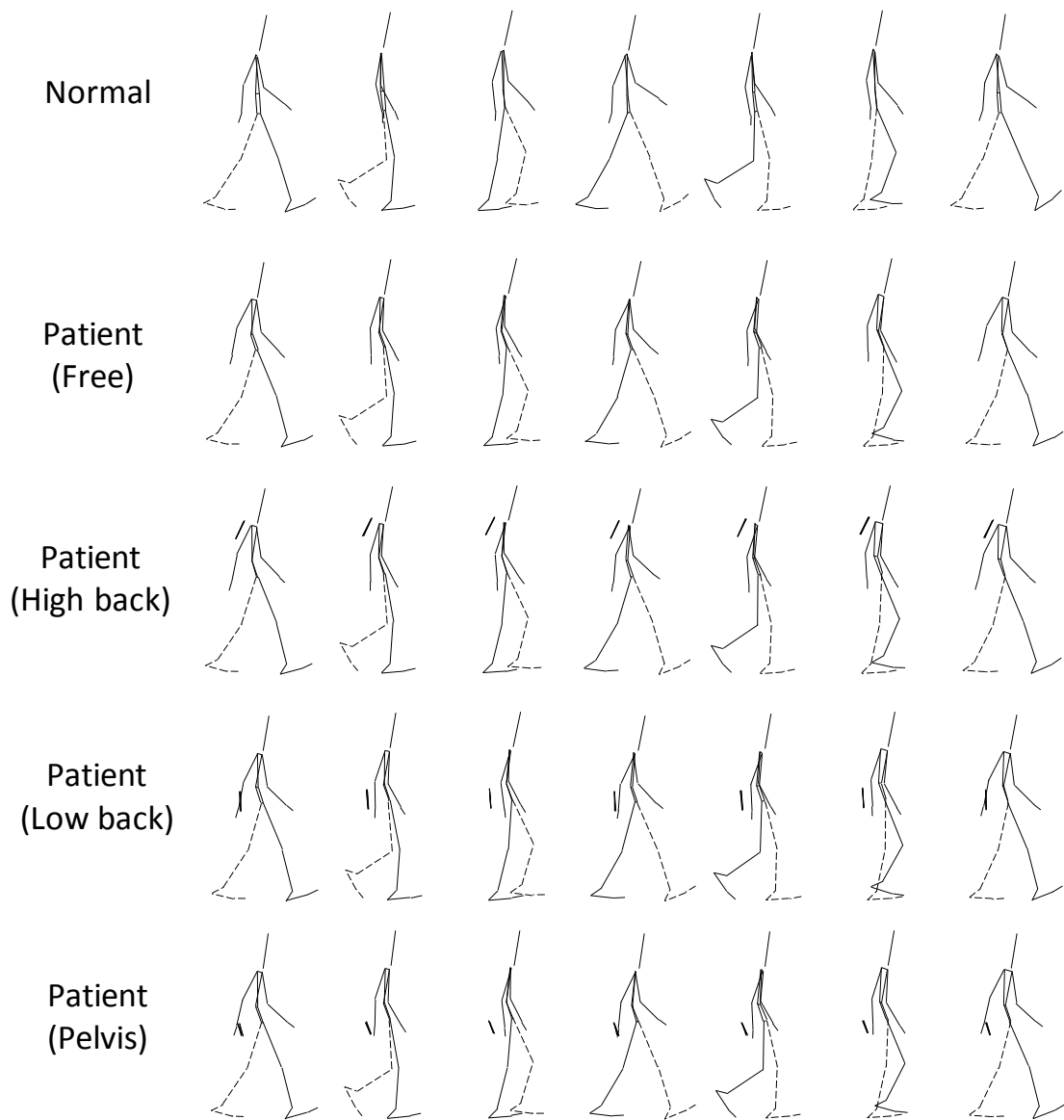


Figure 7.1 The sequential stick pictures of walking for the normal subjects and patients with and without an orthosis.

7.2.4. データ収集

第 3 章で示した方法でデータ収集をした。

7.2.5. データ処理

第 3 章で示した方法でデータ処理をした。

7.2.6. 算出項目と算出方法

第 3 章に示した方法で以下の項目を算出した。

- (1) 歩行の基礎的要素（歩行速度，ケイデンス，ステップ長，歩隔，ブレーキ距離，立脚時間，遊脚時間および身体質量中心の鉛直変位）
- (2) 体幹および骨盤の角度
- (3) 上胴下端および下胴下端まわりの体幹自重モーメント
- (4) 下肢関節の力学的仕事
- (5) 力学的エネルギー利用の有効性指数
- (6) 身体部分間の力学的エネルギーの伝達量

7.2.7. 統計処理

患者群の各条件 (P(Free), P(High back), P(Low back) および P(Pelvis)) の比較では Friedman 検定を実施し，続いて Wilcoxon 符号順位和検定を Bonferroni の補正を適用して実施した。患者群の各条件と健常者群との比較では Mann-Whitney 検定を Bonferroni の補正を適用して実施した。いずれも有意水準は 5%とした。

7.3. 結果

7.3.1. 歩行の基礎的要素

Table 7.1 に歩行速度，ケイデンス，ステップ長，歩隔，ブレーキ距離，立脚時間，遊脚時間および身体質量中心の鉛直変位の平均値および標準偏差を示す．ステップ長，歩隔，ブレーキ距離および身体質量中心の鉛直変位は被験者の身長比で示している．

身体質量中心の鉛直変位は，P(Low back)および P(Pelvis)が Normal より有意に小さかった．

7.3.2. 体幹および骨盤の角度

Table 7.2 に体幹部分角度，上-下胴角度，骨盤前傾角度，骨盤側屈角度，骨盤回旋角度の平均値および標準偏差を示す．体幹部分角度，上-下胴角度および骨盤前傾角度は 1 歩行周期の平均値で，骨盤側屈角度および骨盤回旋角度は 1 歩行周期の変化量の和で示している．

上-下胴角度は P(Free)，P(High back)，P(Low back)および P(Pelvis)が Normal より有意に小さく上-下胴は屈曲位であった．骨盤側屈角度は P(High back)が Normal より有意に小さかった．骨盤回旋角度は P(Low back)が Normal より有意に小さかった．

7.3.3. 上胴下端および下胴下端まわりの体幹自重モーメント

(1) モーメントの積分値および最大値

Table 7.3 に P(Free)，P(High back)，P(Low back)，P(Pelvis)および Normal の 1 歩行周期における上胴下端および下胴下端まわりの体幹自重モーメントの積分値および最大値を平均値および標準偏差で示す．それぞれの値は被験者の体重比で示している．

Table 7.1 Basic descriptors of walking for the normal subjects and patients with and without an orthosis.

		Patient				Normal	Difference p<0.05
		Free	High back	Low back	Pelvis		
Walking speed (m/s)	Mean	1.08	1.06	1.07	1.09	1.31	
	SD	0.16	0.11	0.15	0.14	0.19	
Cadence (steps/min)	Mean	108	108	111	112	109	
	SD	8	8	9	10	9	
Support time (s)	Mean	0.70	0.68	0.68	0.67	0.67	
	SD	0.06	0.04	0.06	0.06	0.05	
Swing time (s)	Mean	0.42	0.43	0.41	0.41	0.44	
	SD	0.05	0.05	0.04	0.05	0.04	
Step length (/ height)	Mean	0.41	0.40	0.40	0.41	0.44	
	SD	0.02	0.01	0.01	0.01	0.03	
Step width (/ height)	Mean	0.06	0.06	0.06	0.06	0.05	
	SD	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02	
Brake distance (/ height)	Mean	0.17	0.17	0.17	0.17	0.17	
	SD	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02	
COM Z-displacement (/ height)	Mean	0.08	0.08	0.07	0.07	0.10	L<N , P<N
	SD	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02	

F,P(Free); H,P(High back); L,P(Low back); P,P(Pelvis); N,Normal

Table 7.2 Averaged angles of trunk and pelvis for the normal subjects and patients with and without an orthosis.

		Patient				Normal	Difference p<0.05
		Free	High back	Low back	Pelvis		
Trunk segment angle (deg)	Mean	-0.9	-1.1	-2.1	-1.3	0.5	
	SD	3.3	3.6	4.8	4.9	2.5	
Upper-lower torso angle (deg)	Mean	150.9	151.5	151.1	149.4	173.4	F<N, H<N, L<N, P<N
	SD	12.1	10.7	12.7	8.1	3.8	
Pelvic forward lean angle (deg)	Mean	-31.7	-32.9	-36.6	-33.5	-45.9	
	SD	15.1	13.2	13.9	6.4	6.4	
Pelvic lateral lean angle (deg)	Mean	13.8	12.3	12.7	14.8	17.6	H<N
	SD	3.4	2.9	3.8	3.6	2.8	
Pelvic rotation angle (deg)	Mean	12.4	14.9	8.0	13.1	17.6	L<N
	SD	2.6	4.4	3.6	2.4	5.1	

F,P(Free); H,P(High back); L,P(Low back); P,P(Pelvis); N,Normal

Table 7.3 The integral and maximum values of the trunk weighted moment about the lower end of the upper torso and the lower end of the lower torso.

				Patient				Normal	Difference (p<0.05)
				Free	High back	Low back	Pelvis		
Lower end of Upper torso	Forward moment	Integral (Nms/kg)	Mean	-0.23	-0.22	-0.23	-0.22	-0.15	
			SD	0.07	0.09	0.09	0.08	0.07	
	Maximum (Nm/kg)	Mean	-0.37	-0.35	-0.38	-0.40	-0.34		
		SD	0.08	0.09	0.10	0.10	0.11		
Lower end of Lower torso	Backward moment	Integral (Nms/kg)	Mean	0.01	0.01	0.01	0.01	0.04	F<N, H<N
			SD	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02	L<N, P<N
	Maximum (Nm/kg)	Mean	0.08	0.07	0.06	0.07	0.25	F<N, H<N	
		SD	0.08	0.06	0.05	0.07	0.07	L<N, P<N	
Lower end of Lower torso	Forward moment	Integral (Nms/kg)	Mean	-0.08	-0.07	-0.08	-0.06	-0.17	
			SD	0.04	0.05	0.08	0.07	0.08	
	Maximum (Nm/kg)	Mean	-0.34	-0.33	-0.31	-0.28	-0.56	H<N, P<N	
		SD	0.07	0.10	0.13	0.12	0.14		
Lower end of Lower torso	Backward moment	Integral (Nms/kg)	Mean	0.13	0.15	0.14	0.17	0.14	
			SD	0.05	0.05	0.08	0.09	0.05	
	Maximum (Nm/kg)	Mean	0.49	0.48	0.45	0.52	0.65		
		SD	0.08	0.06	0.14	0.15	0.16		

F,P(Free); H,P(High back); L,P(Low back); P,P(Pelvis); N,Normal

上脛下端まわりにおける後傾モーメントの積分値および最大値は，Normal が P(Free), P(High back), P(Low back)および P(Pelvis)より有意に大きかった．

下脛下端まわりにおける前傾モーメントの最大値は，Normal が P(High back)および P(Pelvis)より有意に大きかった．

(2) モーメントの各成分の変化パターン

Figure 7.2 に P(Free), P(High back), P(Low back), P(Pelvis)および Normal の 1 歩行周期における下脛下端まわりの体幹自重モーメントの変化パターンを平均値で示す．成分別に上段から重力によるモーメント，鉛直方向および水平前後方向の力によるモーメント，正味のモーメントで，それぞれのモーメントは体重比で示している．

重力によるモーメントは，Normal では前傾モーメントと後傾モーメントが交互に生じていたが，P(Free), P(High back), P(Low back)および P(Pelvis)では 1 歩行周期を通して常に後傾モーメントが生じており，特に P(High back)と P(Pelvis)では後傾モーメントが大きかった．

鉛直方向の力によるモーメントは，いずれの歩行でも他のモーメントと比較して非常に小さかった．

水平前後方向の力によるモーメントは，他のモーメントより大きく，正味のモーメントに大きく影響していた．いずれの歩行でも 1 歩行周期の 50%と 100%付近で前傾モーメントのピークを，10%と 60%付近で後傾モーメントのピークを示した．

7.3.4. 地面反力作用点と身体質量中心との前後距離および身体質量中心まわりの地面反力鉛直成分によるモーメント

Figure 7.3 に P(Free), P(High back), P(Low back), P(Pelvis) および Normal の立脚期における地面反力作用点と身体質量中心との前後距離の変化パターンを平均値で示す。正の値は身体質量中心が地面反力作用点よりも後方に位置することを示し、負の値は身体質量中心が地面反力作用点よりも前方に位置することを示す。それぞれの距離は身長比で示している。患者群ではいずれの歩行でも地面反力作用点と身体質量中心との前後距離に違いはなかった。

Figure 7.4 に P(Free), P(High back), P(Low back), P(Pelvis) および Normal の立脚期における身体質量中心まわりの地面反力鉛直成分によるモーメントの変化パターンを平均値で示す。正の値は身体質量中心まわりに身体が前方回転するモーメントを示し、負の値は身体質量中心まわりに身体が後方回転するモーメントを示す。それぞれのモーメントは体重比で示している。患者群ではいずれの歩行でも正負のモーメントに違いはなかった。

7.3.5. 力学的エネルギー

(1) 下肢関節の力学的仕事

Figure 7.5 に P(Free), P(High back), P(Low back), P(Pelvis) および Normal の 1 歩行周期における下肢関節の絶対仕事、正仕事および負仕事の平均値および標準偏差を身体質量当たりで示す。

絶対仕事 (a) に関しては、いずれの関節でも有意差はみられなかったが、Normal は膝関節および下肢三関節合計において他より大きい傾向で

あった。

正仕事 (b) に関しては、いずれの関節でも有意差はみられなかったが、Normal は膝関節および下肢三関節合計において他より大きい傾向であった。

負仕事 (c) に関しては、いずれの関節でも有意差はみられなかったが、Normal は足関節において他より小さい傾向であった。

(2) 力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI) および身体部分間のエネルギー伝達量 (Tb)

Figure 7.6 に EI の平均値および標準偏差を示す。P(Free)は 0.45 ± 0.12 、P(High back)は 0.45 ± 0.11 、P(Low back)は 0.44 ± 0.09 、P(Pelvis)は 0.44 ± 0.09 、Normal は 0.66 ± 0.07 で、P(Free)、P(High back)、P(Low back) および P(Pelvis)は Normal より有意に小さかった。

Figure 7.7 に Tb の平均値および標準偏差を身体質量当たりで示す。P(Free)は 1.14 ± 0.31 J/kg、P(High back)は 1.11 ± 0.20 J/kg、P(Low back)は 1.13 ± 0.24 J/kg、P(Pelvis)は 1.25 ± 0.24 J/kg、Normal は 1.88 ± 0.66 J/kg で、P(High back)および P(Low back)は Normal より有意に小さかった。

7.4. 考察

リュックサック型体幹装具を考案した Watanabe ら (1995) は、体幹前傾歩行をしている 42 名の高齢者に対して、腰部に平均 1.2kg の重りを付けたリュックサック型体幹装具を装着すると、歩行時の胸腰部屈曲角度が平均で 31° 減少し、さらに日常生活活動がより楽になったと報告している。

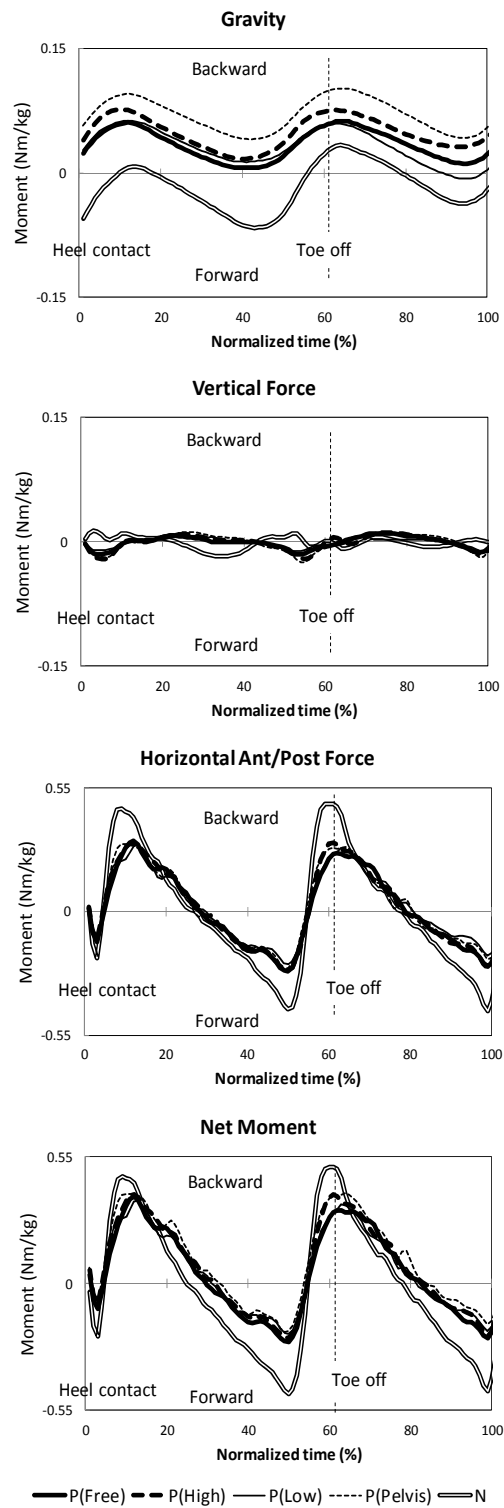


Figure 7.2 The components that contribute to the trunk weighted moment about the lower end of the lower torso during one walking cycle.

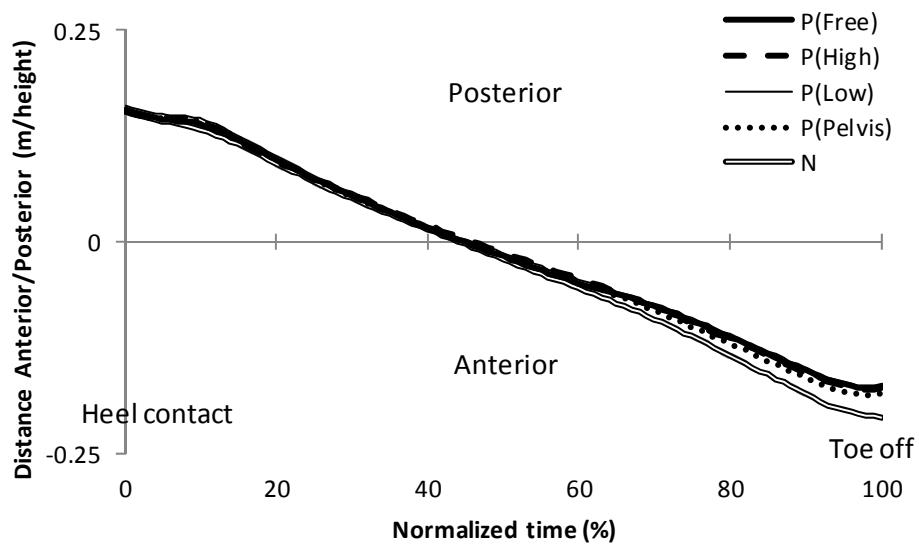


Figure 7.3 Averaged patterns of the distance from the center-of-pressure to the center-of-mass during stance phase for the normal subjects and patients with and without orthosis.

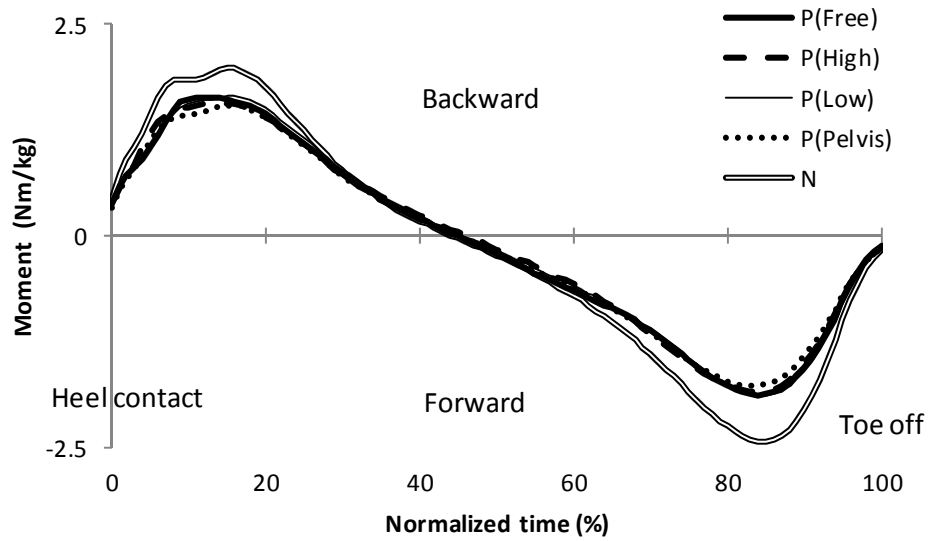


Figure 7.4 Averaged patterns of the moment about the center of mass caused by the vertical ground reaction force for the normal subjects and patients with and without orthosis.

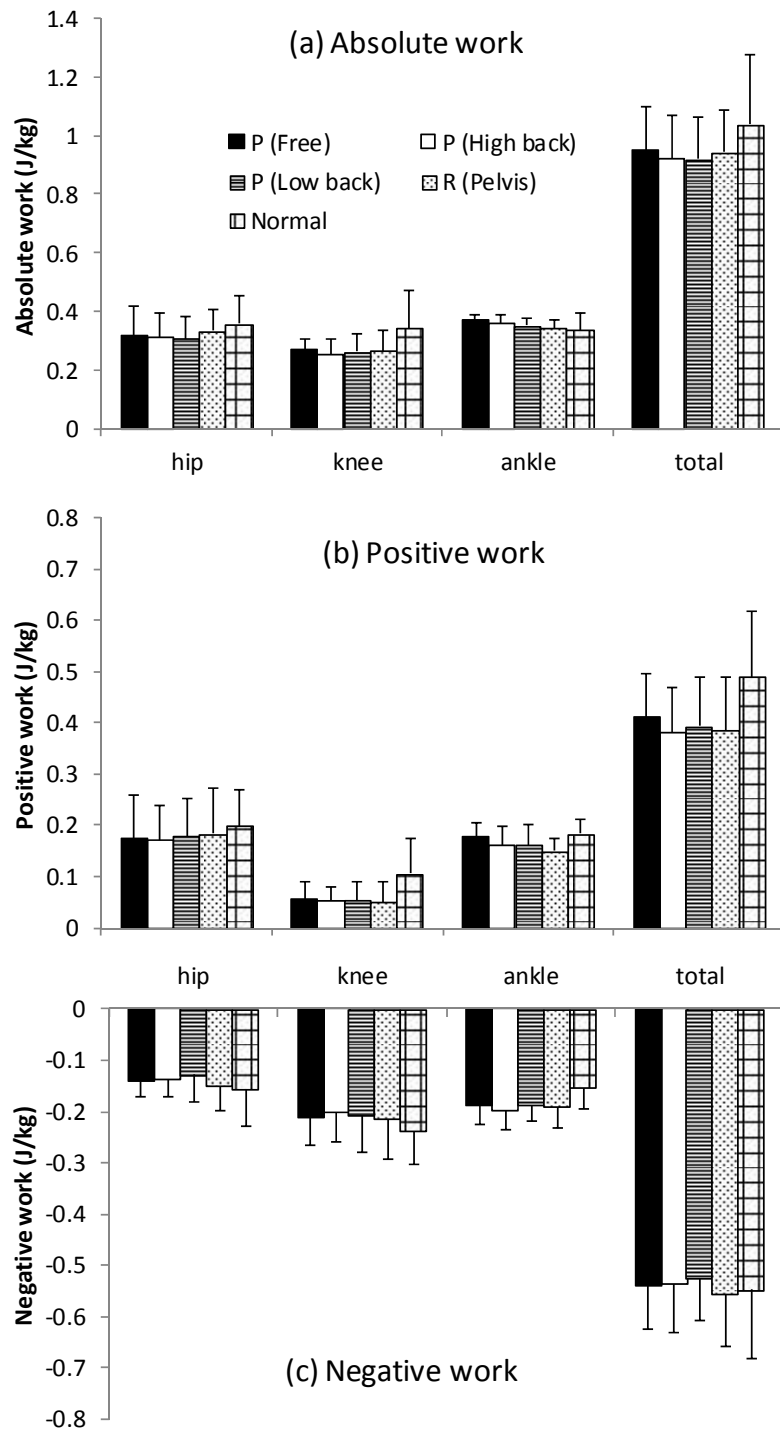


Figure 7.5 Mechanical works of the leg joints in one walking cycle for the normal subjects and patients with and without an orthosis.

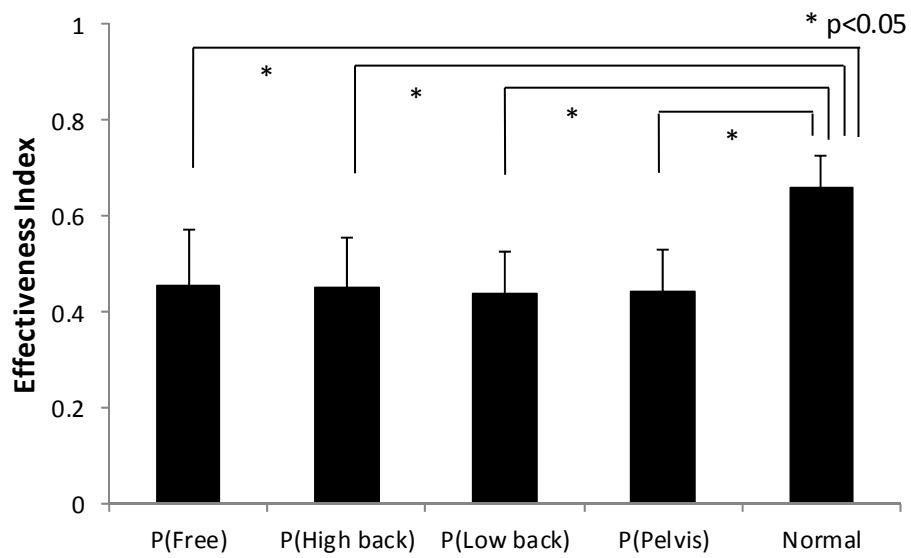


Figure 7.6 Averaged effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) for the normal subjects and patients with and without an orthosis.

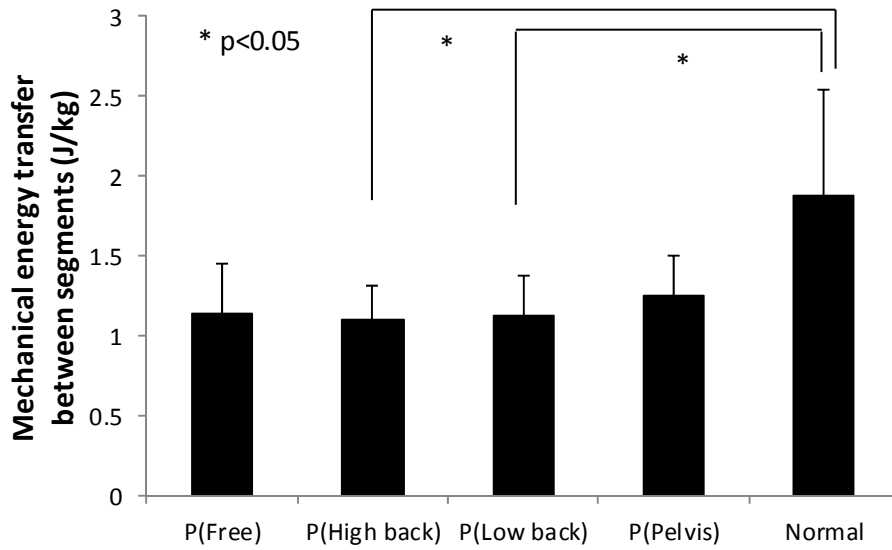


Figure 7.7 Averaged mechanical energy transfer between segments (Tb) for the normal subjects and patients with and without an orthosis.

Watanabe ら (1995) は、リュックサック型体幹装具の効果として、腰部の重りが身体重心位置を後方に変位させるとともに、脊柱および股関節に伸展モーメントを生じさせると推察しているが、実際に確かめた訳ではない。田中ら (2000) は、胸腰椎圧迫骨折による脊柱後弯変形患者 15 名に対してリュックサック型体幹装具 (重量 0.8 から 1.2kg) を用いた結果、腰背痛が改善され、1 時間以上の立位または歩行が可能になったと報告している。Ishida ら (2008) は、脊柱変形を有する高齢者を被験者として、歩行中の脊柱起立筋 (第 9 胸椎, 第 3 腰椎および第 5 腰椎の位置) の活動を表面筋電図により、リュックサック型体幹装具 (重量 1.0kg) の有無で比較した。その結果、装具の有無で歩行のケイデンスに違いはないが、脊柱起立筋 (第 5 腰椎の位置) の活動は装具装着時が未装着時より有意に小さく、装具によって脊柱起立筋への負担が軽減したと報告している。田中ら (2000) と Ishida ら (2008) は歩行時の腰背部筋群への負担軽減の効果については Watanabe ら (1995) と同様の推察をしており、腰部まわりのモーメントは明らかでない。

本研究では、歩行中の体幹筋群への負荷量を定量的にとらえるために、上胴下端および下胴下端まわりの体幹自重モーメントを算出した。そして、体幹筋群への持続的な負荷量の指標としてモーメントの積分値を、最大負荷量の指標としてモーメントの最大値をそれぞれ求めた (Table 7.3)。

上胴下端まわりの後傾モーメントの積分値および最大値は、Normal が P(Free), P(High back), P(Low back) および P(Pelvis) より有意に大きかった。これは健常者群では 1 歩行周期を通して上胴が直立位であるのに対して、患者群では上胴が大きく前傾していたためと考えられる。下胴下端まわりの前傾モーメントの最大値は、P(Free) では Normal と有意差がない

が、P(High back)および P(Pelvis)では Normal より有意に小さかった。重力によるモーメントの変化パターンをみると、患者群では 1 歩行周期を通して常に後傾モーメントが生じており、特に P(High back)と P(Pelvis)では後傾モーメントが大きい傾向であった (Figure 7.2)。患者群における体幹姿勢をみると、体幹部分角度はいずれの条件においても約 0° で体幹は直立位であるが、骨盤は後傾し、上・下胴角度はいずれの条件においても約 150° で体幹は屈曲位であった (Table 7.2)。このような脊柱が後弯変形した状態で体幹を直立させた患者群の姿勢では、HAT 質量中心は下胴下端よりも後方へ位置しているが、背部装具と骨盤装具を装着すると重力による後傾モーメントが増加し、正味の前傾モーメントが減少したと考えられる。なお、P(Low back)では重力による後傾モーメントが増大していない。これは、P(Low back)では骨盤が前傾して体幹前傾角度が増大している (Table 7.2)、HAT 質量中心と下胴下端とのモーメントアームが P(Free)よりも短いためと考えられる。

リュックサック型体幹装具は装具の重量によって重力による後傾モーメントを大きくすることを狙いとしているが、一方で歩行動作においては、水平前後方向の力によるモーメントが、重力によるモーメントよりも最大で約 5 倍大きいことにも着目する必要がある (Figure 7.2)。水平前後方向の力によるモーメントは、いずれの歩行でも進行方向の速度が減速する両脚支持期で後傾モーメントのピークを、加速する単脚支持期で前傾モーメントのピークを示した。そして、歩行の進行方向加速度に関する歩行速度、ケイデンス、ステップ長、ブレーキ距離などの歩行基礎データはいずれの歩行の間でも有意差がなく (Table 7.1)、水平前後方向の力によるモーメントの違いもなかった。宮川ら (1997) は、健常成人が 21.5kg の

ザックを背負った歩行動作を分析した結果、ザックの重心位置が高いほど歩行中の姿勢は前傾し、低いほど歩行のブレーキ局面における床反力の力積が大きくなったと報告している。本研究で用いた装具の重量は 1kg で宮川ら (1997) のものと比べて軽く、装具の重り位置によって体幹姿勢に有意差はなく、ブレーキ距離も変化しなかった。ブレーキ局面での減速が大きいと歩行速度を維持するにはその後の加速を大きくしなければならない。大きな前方加速による体幹前傾モーメントの増大は、腰背部筋群への負担を大きくすることになる。よってリュックサック型体幹装具における重り位置と重量は、歩行のブレーキ局面で減速が大きくなり過ぎないように調節する必要があると考えられる。

また、脊柱変形のパターンや程度には個人差があり、装具が体幹自重モーメントへ及ぼす影響も異なることに注意する必要がある。佐藤ら (1985) の脊柱変形の分類によると、全後弯は胸椎と腰椎がともに後弯変形した状態で、亀背は上位脊柱が直立化し下位脊柱が後弯変形した状態である。本研究の Subject 1 は胸椎弯曲指数が小さいので亀背に分類され、Subject 2, 3, 4 および 5 は全後弯に分類されることが考えられる (Table 6.1)。後弯変形が重度な Subject 2 および 3 における下胴下端まわりの前傾モーメントの最大値は、骨盤装具では未装着と比較してそれぞれ 0.47 倍、0.56 倍と減少し、体幹部分角度はそれぞれ 1.5° から 3.7° 、 -0.2° から 0.7° へと後傾した。一方で後弯変形がそれ程大きくない Subject 1 および 5 の骨盤装具では、前傾モーメントはそれぞれ 1.13 倍、1.14 倍と増大し、体幹部分角度はそれぞれ 0.1° から -0.2° 、 -6.8° から -9.5° へと前傾した。また Subject 4 の背部装具では、最大前傾モーメントの変化は僅かであり (0.91 倍の減少)、体幹部分角度の変化も僅かであった (0.7° から 0.6°)

へと後傾).このように脊柱後弯変形が大きい場合には装具によって体幹は起き上がり易くなるとも推察されるが,装具によって体幹前傾角度が大きくなり体幹前傾モーメントが大きくなる場合もあった.

Watanabeら(1995)は,リュックサック型体幹装具の効果として,装具の重りが身体重心位置を後方に変位させると述べている.身体質量中心位置が後方変位すると立脚期前半では地面反力鉛直成分により身体を起こす方向に作用するモーメントを大きくできる可能性がある.しかし,本研究では地面反力作用点と身体質量中心位置との前後距離の変化パターンは装具による違いはなく(Figure 7.3),また身体質量中心まわりの地面反力鉛直成分によるモーメントも装具による違いはなかった(Figure 7.4).これは本研究で用いた装具の重さが1kgで体重と比べて軽いためと考えられる.

リュックサック型体幹装具が歩行動作における力学的エネルギーに及ぼす影響を検討するために,下肢関節の力学的仕事,力学的エネルギー利用の有効性指数(EI)および身体部分間のエネルギー伝達量(Tb)を調べた.その結果,下肢関節の力学的仕事とEIではいずれの装具においても大きな変化はなかった(Figure 7.5, 7.6).しかし,TbにおいてはP(Free)とNormalの間に有意差はないが,P(High back)およびP(Low back)ではNormalより有意に小さかった(Figure 7.7).

Figure 7.8に,各被験者のTbを身体質量当たりで示す.Subject 2では背部装具,腰部装具および骨盤装具のいずれも未装着より低かった.また,Subject 4では背部装具および腰部装具が未装着より低かった.

Figure 7.9に各被験者の1歩行周期における骨盤側屈角速度および回旋角速度の最大値を示す.Subject 2は側屈角速度において背部装具および

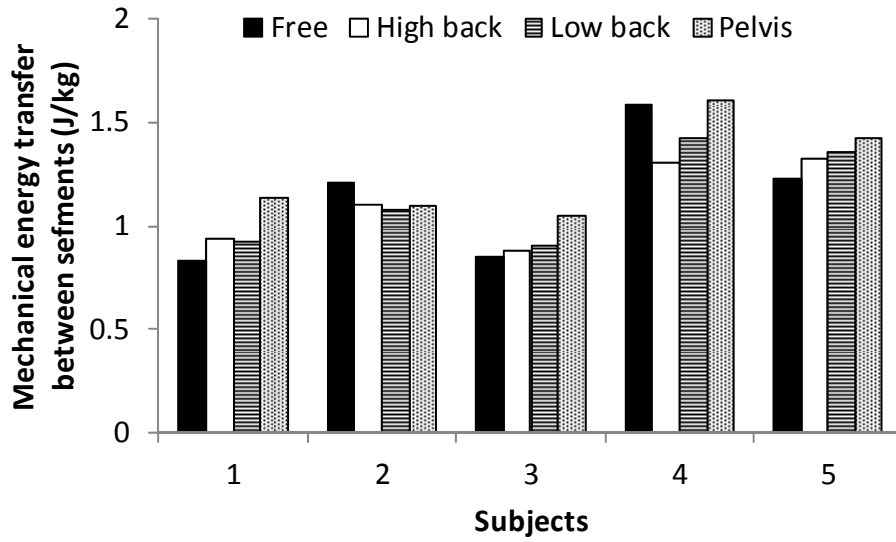
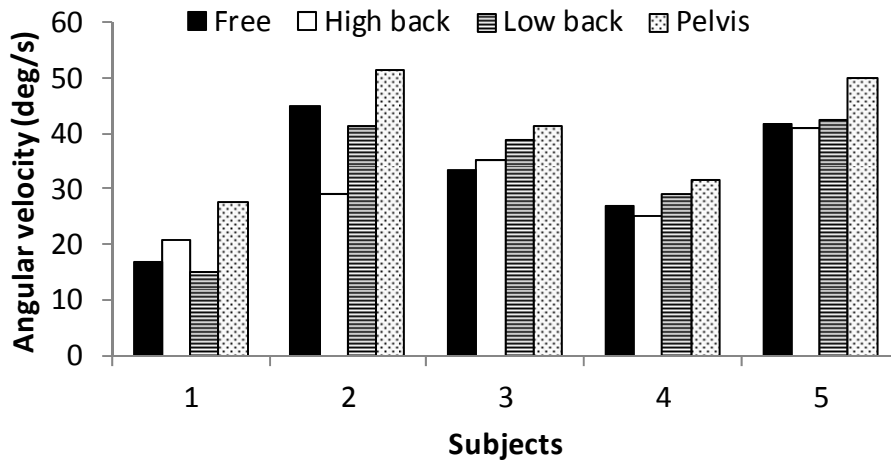


Figure 7.8 Mechanical energy transfer between segments (Tb) for the five patient individuals with and without an orthosis.

(a) Pelvic lean



(b) Pelvic rotation

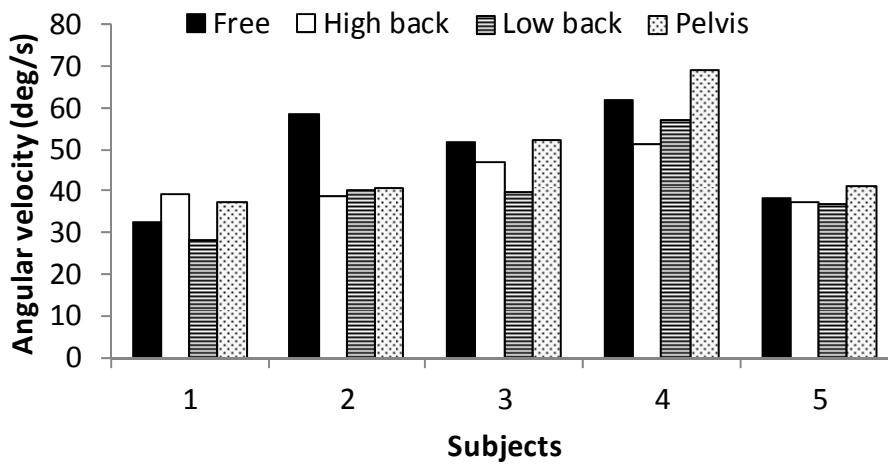


Figure 7.9 Peak pelvic angular velocity during one walking cycle for the five patient individuals with and without an orthosis.

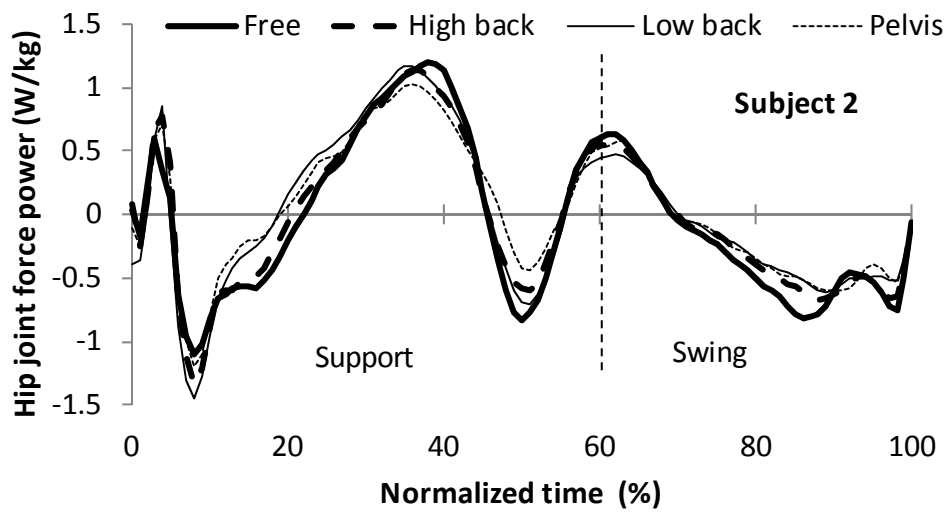


Figure 7.10 Patterns of joint force power at the hip during one walking cycle in the typical subject with and without an orthosis.

腰部装具が未装着より低く，回旋角速度において背部装具，腰部装具および骨盤装具がいずれも未装着より顕著に低かった。

Figure 7.10 に Subject 2 の 1 歩行周期における股関節力パワーの変化パターンを示す。いずれの条件においても股関節力パワーの変化パターンに顕著な違いはないが，背部装具，腰部装具および骨盤装具では，つま先離地時における正パワーと遊脚後期における負パワーが未装着より低かった。

第 6 章でも述べたように，歩行動作では骨盤の動きが左右下肢間の力学的エネルギーの流れに影響を及ぼしており，骨盤角速度が小さくなると左右下肢間の力学的エネルギーの流れも小さくなった。Subject 2 では装具を装着することで骨盤側屈角速度および回旋角速度が小さくなっており，このことで股関節力パワーが低下し，体幹と大腿の力学的エネルギーの流れが小さくなったと推察される。

リュックサック型体幹装具は，腰部への負担が軽減されることで持続的な歩行が楽になると報告されているが (Watanabe ら, 1995; 田中ら, 2000), 本研究の Subject 2 のように歩行中の骨盤の動きが装具によって制限されると，股関節力パワーによる力学的エネルギーの流れが小さくなるので，下肢筋群への負担は大きくなるとも考えられる。よって，下肢筋力が低下している高齢者に対してリュックサック型体幹装具を処方する場合は，歩行動作を観察して，装具によって骨盤の動きが制限されていないか確認する必要があると考えられる。

7.5. まとめ

本章の結果をまとめると，以下のようになる。

- ① いずれの装具でも歩行中の体幹姿勢や歩容に有意な変化はみられなか

った。

- ② 背部装具と骨盤装具では体幹の前傾モーメントが減少した。
- ③ 歩行動作においては水平前後方向の力によるモーメントが重力によるモーメントよりも最大で約 5 倍大きく、正味のモーメントに最も大きく影響を及ぼしていた。
- ④ いずれの装具でも下肢関節の力学的仕事および力学的エネルギー利用の有効性指数に有意な変化はないが、装具により骨盤の動きが小さくなると身体部分間の力学的エネルギー伝達量が小さくなる傾向があった。

以上のことから、背部装具と骨盤装具は脊柱後弯変形患者の歩行動作において腰背部筋群への負担を軽減させる効果があると考えられる。さらに患者固有の体幹姿勢と歩行速度を考慮して装具の重り位置を調節することで、リュックサック型体幹装具の適合性はより向上すると推察される。

第 8 章 トレーニング方法に関する示唆について

脊柱変形を有する高齢者の歩行能力を高める効果的なトレーニング方法を検討するには、加齢および体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響を明らかにする必要がある。本研究では体幹の姿勢変化に対す下肢動作の変容に着目して脊柱変形を有する高齢者、健常高齢者および若年者の歩行動作をバイオメカニクスの的に分析した。

本章では、第 4 から 7 章で得られた知見と、これまでに報告されている変形性脊椎症患者および一般的な高齢者の姿勢や歩行の改善を目的としたトレーニング方法を比較し、脊柱変形を有する高齢者の歩行能力を高めるためのトレーニング方法に関する示唆を引き出す。

8.1 体幹姿勢の改善を目的とする従来のトレーニング方法

変形性脊椎症患者を対象としたトレーニングに関する研究の多くは、体幹姿勢の改善を目的としている (Bansal ら, 2014)。Ball ら (2009) は、250 名の女性を対象に、年齢と脊柱変形の大きさとの関係を調べるとともに、体幹伸展筋群の筋力強化によって脊柱変形の進行を遅らせることが可能であるかを検討した。その結果、年齢が高い人ほど脊柱変形が大きくなるが、特に 50 から 59 歳の間で脊柱変形が大きく進行した。そこで 50 から 59 歳の女性 35 名を対象に、体幹伸展筋群を強化するトレーニングを 1 年間、週 3 回の頻度で実施した (実施群 15 名、非実施群 20 名)。その結果、非実施群では頸椎彎曲に変化はなく、胸椎彎曲は 9%増大したが、実施群では頸椎彎曲は 13%減少、胸椎彎曲は 16%減少したと報告している。

Benedetti ら (2008) は、体幹屈曲姿勢をとる 15 名の男性および女性

(平均年齢 71.5 ± 4.3 歳) を対象に、体幹屈曲姿勢の改善を目的としたトレーニング(体幹伸展筋群の強化、大胸筋、股関節屈筋群およびハムストリングスの柔軟性改善)を3か月間、週2回、1回1時間の頻度で実施した。その結果、立位時の体幹屈曲姿勢がトレーニング実施前に比べて13%改善したと報告している。

Katzman ら(2007)は、体幹屈曲姿勢をとる21名の女性(平均年齢 72.0 ± 4.2 歳)を対象に、体幹屈曲姿勢の改善を目的としたトレーニング(胸椎伸展、肩屈曲および股関節伸展のストレッチ、体幹伸展筋群および肩甲骨周囲筋群の筋力強化、開眼および閉眼での立位姿勢の調整)を12週間、週2回、1回1時間の頻度で実施した。その結果、胸椎後弯は11%減少し、体幹伸展トルクのピーク値は53%増大した。しかし、歩行速度の変化はなかったと報告している。このように幾つかの先行研究が、体幹伸展筋群の筋力強化を中心とするトレーニングを一定の期間継続することで体幹屈曲姿勢が改善したと報告している。しかしながら、脊柱変形の矯正が困難な患者が、体幹の姿勢変化に対して下肢の動きをどのように適応させれば歩行能力を維持することができ、さらには改善できるかといった観点による研究はなく、トレーニング方法の指針もないのが現状である。

Sinaki ら(2002, 2005 a, 2005 b)は、変形性脊椎症患者の体幹姿勢の他にも歩行やバランスなどの運動に着目したトレーニングの研究を行っている。変形性脊椎症患者12名(平均年齢 76.0 ± 5.1 歳)と健常高齢者13名(平均年齢 71.0 ± 4.6 歳)を対象に、下肢筋力や歩行動作などを比較した。その結果、変形性脊椎症患者では健常高齢者よりも体幹伸展筋群および下肢筋群の筋力が低く、歩行動作においてはステップ長が短く、歩行速度が低く、障害物をまたぎ越す動作では身体質量中心の側方変位が大き

く、そのためバランスを崩して転倒しやすい傾向にあることが示唆された。さらに上記の患者 12 名を対象に、バランスや歩行の改善を目的とした 4 週間の運動プログラムを実施した。運動プログラムの内容は、体幹伸展筋群の強化（1日に10回反復）、バランストレーニング（1日に2回、1回10分）および体幹装具（Spinal weighted kypho-orthosis ; WKO）を装着した状態での歩行トレーニング（1日に2回、1回30分）である。なお、WKO は本研究におけるリュックサック型体幹装具と同様のもので、重さは 1kg で、重り位置は背部の第 10 胸椎から第 4 腰椎の間である。Sinaki らは、WKO の効果は患者自身が体幹姿勢への知覚を高めることであると述べている。運動プログラム実施の結果、歩行速度が増大したが、これはケイデンスの増大によるものでステップ長の変化はなかった。ステップ長が変化しなかった要因として、運動プログラムに下肢の筋力強化が含まれておらず、運動プログラムの実施前後で下肢筋力に変化がなかったためと推察している。これらの研究は脊柱変形を有する高齢者においてもトレーニングによって歩行速度が増大できることを示しているが、さらに体幹姿勢の変化に対して下肢の動きを適応させるようなトレーニングを行うと、より歩行能力は改善する可能性があることを示唆している。以下では「体幹の姿勢変化に対する下肢動作の適応」という観点から、歩行能力改善のためのトレーニング方法を考える。

8.2 体幹の姿勢変化に下肢動作を適応させるトレーニング方法

Sinaki ら（2002, 2005 a, 2005 b）の研究では、4 週間の運動プログラム実施による歩行速度の増大は、ケイデンスの増大によるものでステップ長に変化はなかったが、これは一般的な高齢者歩行の特徴とも一致する。

高齢者歩行の特徴は、主にステップ長の低下を要因とする歩行速度の低下であり、ケイデンスに関しては若年者と大きな違いはないとされる（古名ら，1995；西澤ら，2000）。岡田（2001）は、高齢者歩行でステップ長が低下する要因として足関節底屈機能の低下を指摘している。即ち、足関節における底屈トルク、関節角速度および可動範囲が低下することで、足関節のパワー発揮が低下し、そのためステップ長が低下すると述べている。そして、高齢者の歩行機能を維持・改善するには足関節底屈筋群の筋力強化と足関節まわりの柔軟性を高めるとともに、歩行動作では足関節底屈による地面の蹴りを強く意識し、大股で歩くことを推奨している。呉ら（2005）は、高齢者の歩行能力の低下を抑制し、体力維持のための歩行トレーニングの手段の一つとして、「大股に」「踵から着地するように」および「腕を前後に振るように」という動作を意識的に強調することで、歩幅を拡大させる効果があったと報告している。

第4章、第5章において若年者と高齢者の体幹前傾歩行を分析した結果、体幹前傾姿勢で歩行する高齢者では、立脚期において足関節底屈筋群の正仕事の発揮を抑え、負仕事を増大させることで身体の前方向加速を抑え、体幹前傾姿勢に伴う踵接地時のブレーキ距離の短縮に適応し、安全に歩行していることが示唆された（Figure 5.11）。よって歩行トレーニングでは、「上半身を起こしながら、後脚で地面を強く蹴りなさい」と指導することが有効と考えられるが、体幹姿勢が矯正できない高齢者では、足部のPush-offを強調し過ぎない方が良い場合もあると考えられる（Figure 8.1）。

高齢者の体幹前傾歩行では、股関節正仕事が増大することで足関節正仕事の低下を代償していると考えられるので、体幹姿勢が矯正できない場合には、「踵が接地したら踵で地面を引っ張るようして体を前へ運びなさい」

と指導することで、立脚前期における股関節伸展筋群の短縮性収縮を強めることが効果的と考えられる。また、体幹前傾角度が 15° より大きくなると膝関節伸展トルクの負仕事も増大するので (Figure 5.8)、体幹が大きく前傾している高齢者では股関節伸展筋群の短縮性収縮に加えて膝関節伸展筋群の伸張性収縮の強さを維持するトレーニングも必要になると考えられる (Figure 8.2)。高齢者の筋萎縮は筋線維別では速筋線維において顕著であり、そのため筋のパワー発揮が低下しやすく、高齢者のパワー向上のトレーニングとしては、軽度から中程度の負荷 (1 Repetition Maximum の 40% から 60%) で速い速度で 6 から 10 回の動作を 1 から 3 セット行う方法が推奨されている (Baechle と Earle, 2010)。但し、変形性脊椎症患者では変形性膝関節症などの下肢関節疾患を合併する場合もあるので、トレーニングによる痛みの悪化がないかなどの注意が必要であろう。

脊柱後弯変形で体幹屈曲姿勢をとる高齢者では転倒リスクが高いことが報告されている (Kado ら, 2007)。よって体幹前傾歩行をする高齢者のトレーニングでは、特に転倒を予防するための安全性の面から検討する必要がある。転倒のきっかけの一つに足部の躓きがあるが、Murray ら (1969) は、歩行の遊脚期におけるつま先の高さの最小値 (フットクリアランス) を高齢者と若年者と比較すると、高齢者のフットクリアランスは若年者よりも大きく (つま先位置が高い)、高齢者では安全のために過度にフットクリアランスを大きくしていると述べている。西澤ら (1998) は、644 名の高齢者と 45 名の若年者を対象に歩行動作を計測し、フットクリアランスについて検討した。その結果、高齢者群のフットクリアランスは若年者群よりも大きく、加齢によるフットクリアランスの低下はないことを示した。ただし高齢者では遊脚期において膝関節が屈曲しにくいことの補償として、

積極的に足関節の背屈を行い、その結果としてフットクリアランスが保たれている可能性を示唆している。

正常歩行において遊脚期における膝関節屈曲は、主につま先離地前に発揮される股関節屈曲トルクによる大腿の振り出しによって生じる受動的な動きであるとされる（窪田ら，1997 a）。第4章，第5章で体幹前傾歩行では、つま先離地前の股関節屈曲トルクの発揮が抑えられることが分かった（Figure 4.4, 5.3）。よって過度な体幹前傾姿勢は、振り出し脚の受動的な膝関節屈曲を生じづらくさせ、さらに西澤ら（1998）が指摘するような足関節背屈の補償が十分に出来ない高齢者の場合には、障害物などへ躓きやすくなるとも考えられる。

歩行中に体幹に加わるモーメントは、矢状面内では左右の股関節屈曲・伸展モーメントの和の反作用であることから（江原ら，2002），体幹前傾姿勢を保持したままにつま先離地前の股関節屈曲トルクの発揮を大きくするには、反対脚の立脚前期における股関節伸展トルクの発揮を大きくする必要がある。よって股関節伸展筋群の短縮性収縮の強化は躓きによる転倒の予防にも役立つと考えられる。

歩行の両脚支持期においては、前脚側骨盤へは後ろ向きの関節力が加わり、後脚側骨盤へは前向きの関節力が加わる（Figure 6.13）。前脚の股関節伸展トルクが増大し、後脚の股関節屈曲トルクが発揮しやすくなると、遊脚側大腿の前方加速が増大し、股関節力パワーによる体幹から遊脚側大腿への力学的エネルギーの流れも大きくなると考えられる。よって歩行トレーニングでは、両脚支持期において「前脚と後脚の大腿を挟み込むようにしなさい」と指導することで、体幹姿勢が安定して後脚が前方へ引き出されるとともに、左右下肢間の力学的エネルギーの流れが大きくなり、歩

行速度維持のための力学的エネルギー利用の有効性を高めることに役立つと考えられる (Figure 8.3). これらのトレーニングの進め方は、高齢者が理解しやすいように工夫する必要がある。例えば、トレーニングの初期では Figure 8.2 に示したような単関節のみを動かす簡単な運動から実施し、続いて、前後脚の挟み込み動作といった協調的な動きを習得していくことが効果的であると考えられる。

高齢者が用いる歩行補助具の一つにシルバーカーがある。シルバーカーとは 4 輪以上で、ハンドル、フレーム、ストッパ等で構成され、主に自立歩行の可能な高齢者が長距離を移動する際に用いるものである (山下ら, 2015). Takanokura (2010) は、シルバーカーの使用方法はユーザーの身体特性に依存しており、筋力が低下して前屈みになっているユーザーの場合は、ハンドル位置を低くしつつも可能な限り体幹の前傾角を小さくするようにして、もたれかかるようにハンドルを強く押し下げることによって、上半身と下肢への身体負担を軽減できることを報告している。さらに一般的な歩行補助具として T 字型の杖がある。T 字杖の長さ基準は、立位姿勢で肘関節が屈曲 30 度になる高さ、または立位姿勢での大転子の高さだが、円背の有無や歩容に応じて長さの調整が必要であるとされる (千野ら, 2009)。

第 5 章では、体幹の前傾角度が 15° 以上になると、体幹の姿勢保持と支持脚の大きな屈伸動作に対応するため下肢関節の力学的仕事が大きくなり力学的エネルギー利用の有効性が低下することが分かった (Figure 5.8, 5.9)。よって脊柱後弯変形を有する高齢者がシルバーカーや T 字杖を利用する場合は、体幹前傾角度が 15° 以下になるようシルバーカーのハンドル位置や杖の長さを設定することで、歩行動作における力学的エネルギー利用の有効性の改善が期待できると考えられる。

Characteristics of the trunk forward leaned walking

- ❑ The positive power of the hip extension torque increases to maintain the trunk posture from early to mid-stance phase.
- ❑ The negative power of the ankle plantar flexion torque at mid-stance phase increases to adapt a short braking distance.
- ❑ Weak push-off is caused by a decrease in the positive power of ankle plantar flexion torque at late stance phase .

Suggestion about training methods

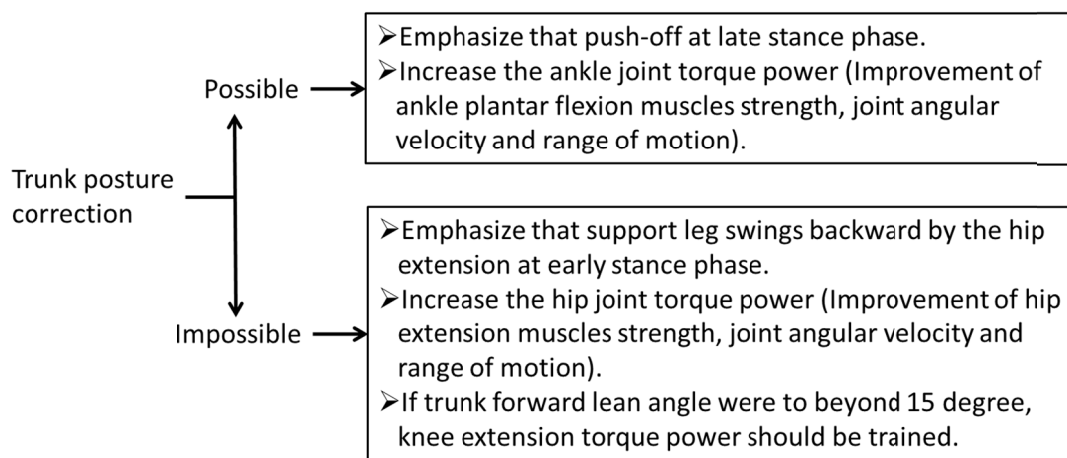


Figure 8.1 Characteristics of the trunk forward leaned walking and suggestions for training efficiently.

Hip extension with use a sling equipment.



Hip and knee extension with use a sling equipment.



Hip extension with use of a weight.



Hip extension with use of a balance ball.



Hip flexion and knee extension with use of a weight.



Knee extension with use of a Resistance Band.



Figure 8.2 Muscle strength training for the hip extensor and the knee extensor.

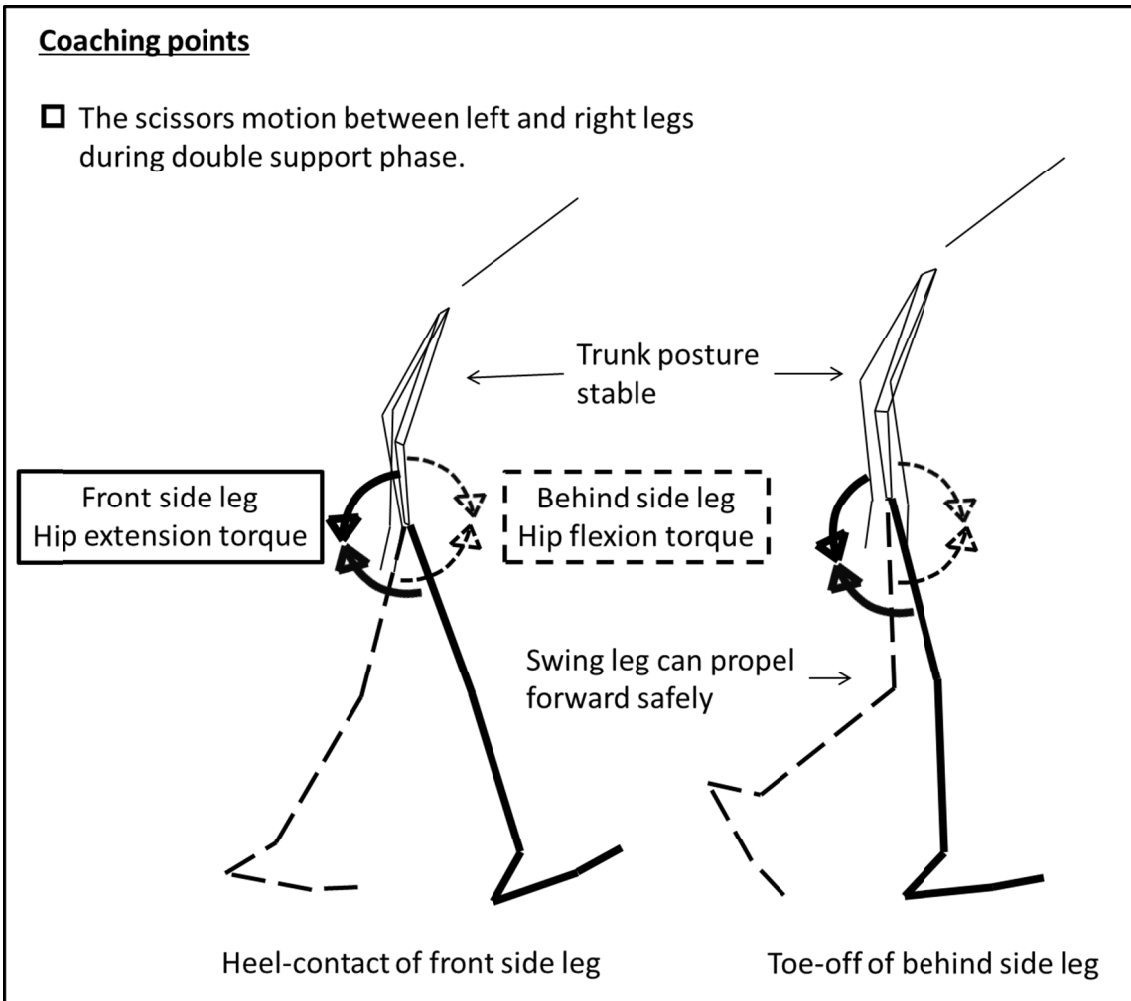


Figure 8.3 The scissors motion during double support phase for improvement of the walking in the elderly with trunk leaning forward.

本研究では高齢者における体幹後傾歩行を調べていない。よって以下では第4章で得られた若年者における体幹後傾歩行の知見からトレーニング方法を考える。

体幹後傾歩行は立脚中期から後期にかけて体幹の後傾姿勢を保持したまま股関節の過度の伸展を防ぐため股関節屈曲トルクの負パワーが増大し、下肢三関節合計の力学的仕事も増大するので、歩行速度維持のための力学的エネルギー利用の有効性は低下することが分かった (Figure 4.8, 4.10)。名倉ら (2000) は、生体力学モデルによる大腰筋の機能解析を行い、大腰筋は股関節を屈曲させ腰椎および骨盤に対してはこれを支持・安定化する作用を有しており、人の直立二足歩行に適した形態、機能を持っているが、腰椎を大腰筋の圧縮力によって支持することは、腰椎に多大な力学的ストレスを生じ、結果として腰痛や椎間板ヘルニアのような病態を招く恐れがあるとしている。体幹後傾歩行では、立脚期の股関節屈曲トルクが固有歩行より大きかったことから (Figure 4.5)、大腰筋の筋活動は固有歩行に比べて高い可能性がある。このことは、体幹後傾歩行が腰痛や椎間板ヘルニアの誘因の一つになり得ることを示唆すると考えられる。

体幹後傾姿勢の高齢者が、筋力低下のため大きな股関節屈曲トルクを発揮できない場合には、下肢の振り出しが十分でなかったり、障害物を跨ぐために下肢を拳上できなかつたりして躓く恐れがあるとも考えられる。体幹後傾姿勢をとりやすい凹円背は、胸椎後弯増強による上胴の前傾を立て直すために代償的に腰椎前弯を強めた姿勢であり、また、棘突起などの腰椎の後部要素が体重支持の役割を果たしていることから (佐藤ら, 1985)、体幹腹筋群や脊柱起立筋群の筋力強化などにより過剰な腰椎前弯を弱め体幹後傾角度を小さくすることで、股関節屈曲筋群の体幹姿勢保持への負担

を軽減させることは、歩行速度維持のための力学的エネルギー利用の有効性を改善させるとともに、腰痛の悪化や躓きによる転倒の予防に有効であると考えられる (Figure 8.4).

変形性脊椎症患者の歩行動作において左右下肢間で力学的エネルギーを流す、あるいは伝達するための骨盤の動きに関する先行研究は見当たらない。第6章では、脊柱変形を有する高齢者の歩行動作では身体部分間での力学的エネルギーの伝達が小さく、発揮した力学的エネルギーが有効に利用されていないことが示唆され (Figure 6.4, 6.7), このことの要因の一つとして、立脚前期から中期に股関節外転トルクの正パワーが発揮されず (Figure 6.16), 骨盤側屈角速度が小さいため遊脚側股関節の上方速度が小さくなり (Figure 6.11, 6.12), 遊脚前期で体幹から遊脚側大腿へ流れる股関節力パワーが小さくなることが分かった (Figure 6.14).

これらのことから歩行トレーニングでは、つま先離地のタイミングで「前脚側に腰が移動し過ぎないようにしなさい」または「後脚側の骨盤を斜め上に引き出すようにして下肢を振り出しなさい」と指導することで立脚側股関節の過剰な内転を抑え、股関節力パワーによる体幹から遊脚側大腿への力学的エネルギーの流れが大きくできると考えられる (Figure 8.5). このタイミングでは立脚側の股関節外転筋群が1歩行周期のなかで最も大きな外転トルクを発揮して、収縮様式が伸張性から短縮性へと変化するもので、股関節外転筋群の筋力強化ではゴムチューブなどを用いて股関節内転方向への負荷をかけた状態で、収縮様式を伸張性から短縮性へと素早く切り替えるトレーニングが効果的と考えられる。また、脊柱変形が軽度の場合には、予防的なトレーニングとして、重錘バンドやウォーターバックな

Characteristics of the trunk backward leaned walking

- ❑ The negative power of the hip flexion torque increases to maintain the trunk posture from mid- to late stance phase.
- ❑ Elderly with weak hip flexion muscles might hard to swing leg forward.

Suggestion about training methods

- ❑ This posture demands high hip flexion torque, thus excessive lumbar lordosis should be decreased by strengthening the trunk flexion and extension muscles.
- ❑ Strengthening the hip flexion muscles to prevent falls on obstacle.

Figure 8.4 Characteristics of the trunk backward leaned walking and suggestions for training efficiently.

Coaching Points

- ❑ The pelvis must not lateral-move too much for front side leg during double support phase.
- ❑ The instant of toe-off, the pelvis on swing leg side moves upward.

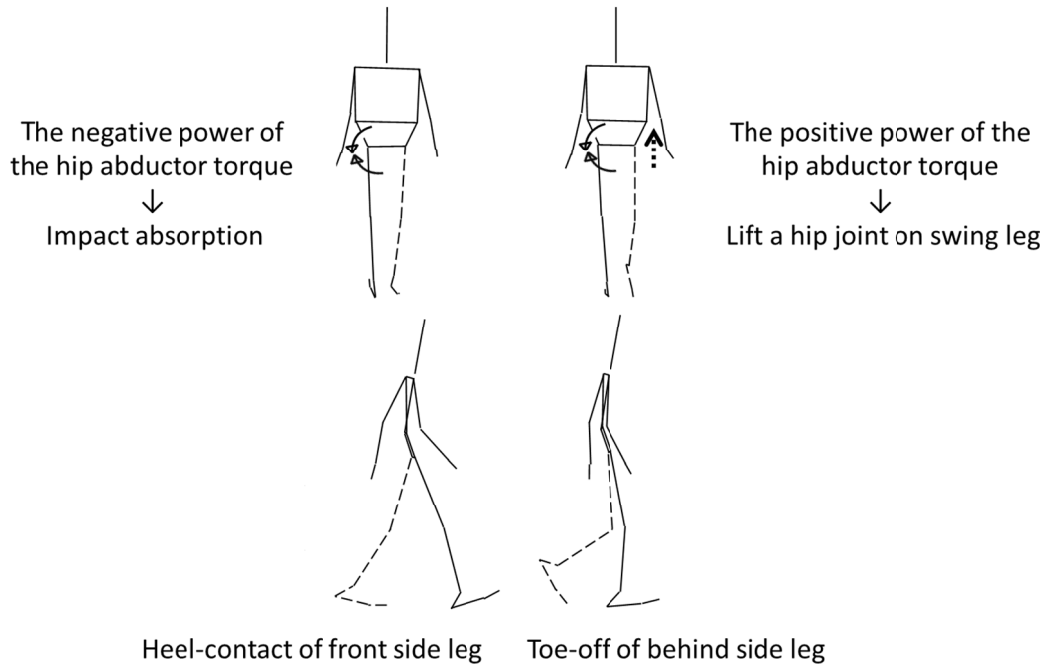


Figure 8.5 The pelvic motion to increase mechanical energy flow between left and right legs during walking.

どを利用して足関節まわりや体幹に重り負荷を加えて歩行することで、立脚期の股関節外転筋群への負荷が高まり骨盤側屈角速度を維持することに役立つと考えられる。

脊柱後弯変形を有する高齢者に対して処方されるリュックサック型体幹装具は、姿勢や歩行を改善させるとともに、腰痛を軽減させる効果があったと報告されているが（Watanabe ら，1995；田中ら，2000），実際にリュックサック型体幹装具が体幹を伸展させるモーメントをどの程度生じさせるかを定量的に調べた研究はなかった。

第7章では、リュックサック型体幹装具が歩行中の変形性脊椎症患者の体幹自重モーメントに及ぼす影響について、重りの位置が異なる背部装具、腰部装具および骨盤装具の3種類を用いて検討した。その結果、背部装具および骨盤装具における下胴下端まわりの前傾モーメントは、健常者群より有意に小さかった（Table 7.3）。これは背部装具と骨盤装具を装着することで重力による後傾モーメントが増大するためであった。また、水平前後方向の力によるモーメントは、重力によるモーメントよりも最大で約5倍大きく、正味のモーメントに最も大きく影響を及ぼしていることから、リュックサック型体幹装具における重り位置と重量は、歩行のブレーキ局面で減速が大きくなり過ぎないように調節する必要があることが分かった（Figure 7.2）。

脊柱変形のパターンや程度には個人差があり、装具が体幹自重モーメントへ及ぼす影響も異なり、脊柱後弯変形が大きい場合には装具によって体幹は起き上がり易くなるとも推察されるが、装具によって体幹前傾角度が大きくなり体幹前傾モーメントが大きくなる場合もあった。よって、脊柱

起立筋の筋力低下や腰背部痛を有する変形性脊椎症患者へのリュックサック型体幹装具の適合性の評価では、装具装着後の体幹姿勢の変化をみる必要があり、体幹が後傾する場合は装具の効果が期待できるが、装着によって体幹が前傾する場合は効果が無いばかりか腰背部痛を悪化させる危険もあると考えられる。また装具の装着で骨盤の動きが小さくなると、身体部分間の力学的エネルギー伝達量が小さくなる傾向がみられたので (Figure 7.8, 7.9)、装具によって骨盤側屈・回旋の動きが過剰に制限されていないかを確認する必要があると考えられる。

これらのことから脊柱後弯変形を有する患者への背部装具と骨盤装具は腰背部筋群への負担を軽減させる効果があると考えられるが、さらに患者固有の体幹姿勢と歩行速度を考慮して装具の重り位置を調節することで、リュックサック型体幹装具の適合性はより向上すると推察される。但し、Sinaki ら (2002, 2005 a, 2005 b) が述べているように、リュックサック型体幹装具の効果の一つが、患者自身が体幹姿勢への知覚を高めることであるとすると、装具処方の際には患者に装具の目的を説明するとともに、患者自身が体幹を起こす意識を高める必要がある。

8.3 まとめ

リハビリテーションの臨床において、変形性脊椎症患者の歩行能力を改善させるためには、体幹の姿勢改善を目的としたトレーニングとともに、脊柱変形の進行の程度を考慮した適切な下肢のトレーニングが必要である。Figure 8.6 は、本章で述べた「体幹の姿勢変化に対する下肢動作の適応」の観点から考えたトレーニング方法を、脊柱変形の進行の程度と対応させてまとめたものである。本研究の結果から引き出したトレーニング方法へ

の示唆をまとめると、以下のようになる。

- ① 左右下肢間の力学的エネルギー伝達を大きくして発揮した力学的エネルギーを有効に使うには骨盤の側屈角速度を大きくする必要があるので、歩行トレーニングではつま先離地のタイミングで遊脚側股関節を素早く前上方へ引き出す動きを習得すること、筋力強化では特に股関節外転筋群の短縮性収縮を強化することが重要である。
- ② 体幹前傾歩行の場合、立脚前期に股関節伸展トルクが大きな正パワーを発揮すると、体幹姿勢が安定し、後脚が前方へ振り出しやすくなるので、歩行トレーニングでは前後脚の挟み込み動作を強調することが有効である。また、股関節伸展筋群の短縮性収縮を強化することは歩行速度維持および転倒予防に重要であると考えられる。さらに、重度の脊柱変形のため自力で体幹姿勢を前傾位から直立位へと矯正することが困難な場合は、ストレッチによる脊柱伸展可動域の改善、体幹筋群の筋力強化を行うとともに、リュックサック型体幹装具またはシルバーカーの利用などによって体幹姿勢を前傾 15 度より小さくすることが、長距離の歩行を楽にするために役立つと考えられる。
- ③ 体幹後傾歩行の場合、体幹筋群の筋力強化を行い過剰な腰椎前弯を矯正して体幹後傾角度を小さくすることが、股関節屈曲筋群の体幹姿勢保持への負担を軽減し、歩行速度維持のための力学的エネルギー利用の有効性を改善させるとともに、腰痛や転倒の予防に有効であると考えられる。

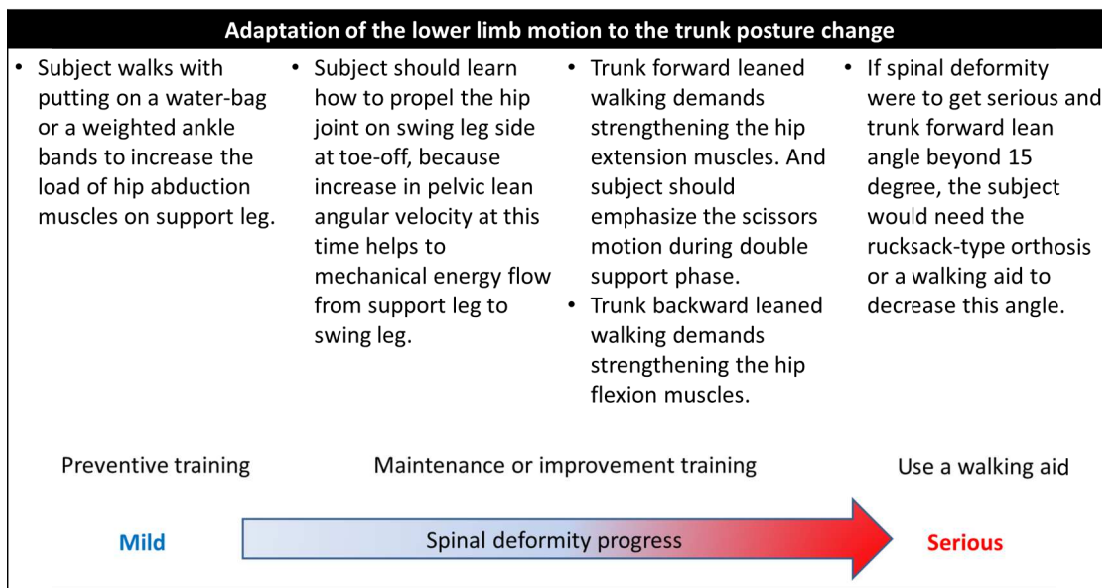


Figure 8.6 Training methods for improvement of walking ability in the elderly with spinal deformities.

第 9 章 結論

本研究の目的は、脊柱変形を有する高齢者、健常高齢者および健常若年者の歩行動作をバイオメカニクスの的に分析し、体幹姿勢の変化が歩行動作へ及ぼす影響を明らかにすることで、体幹の姿勢変化に対する下肢動作の適応という観点から脊柱変形を有する高齢者の歩行能力を高めるための動作技術、筋力強化および補装具の活用などのトレーニング方法への示唆を得ることであった。

本研究の結果と考察から以下のような結論が引き出せるであろう。

(1) 体幹傾斜が歩行動作へ及ぼす影響について

- ① 体幹前傾 10° では下肢三関節合計の力学的仕事は固有歩行と同等であり力学的エネルギー利用の有効性は変化しないが、体幹後傾 10° では力学的仕事が増大し力学的エネルギー利用の有効性が低下した。
- ② 体幹前傾が 15° 以上になると、体幹の姿勢保持と支持脚の大きな屈伸動作に対応するため股関節正仕事と膝関節負仕事が大きくなり力学的エネルギー利用の有効性が低下した。
- ③ 高齢者の体幹前傾歩行における力学的エネルギー利用の有効性は、若年者の体幹前傾歩行より有意に低く、若年者では体幹が前傾しても足関節負仕事に変化はないが、高齢者では足関節負仕事が増大した。

このように、体幹が傾斜すると歩行動作における下肢関節の力学的仕事に変化し、力学的エネルギー利用の有効性は低下した。また、高齢者では体幹前傾角度と歩行速度が若年者と同程度であっても、高齢者では歩行速

度を減速させる足関節負仕事が増大するので，力学的エネルギー利用の有効性はより低くなった．

(2) 脊柱変形が歩行中の左右下肢間の力学的エネルギーの流れに及ぼす影響について

① 変形性脊椎症患者の歩行動作では身体部分間での力学的エネルギーの伝達が小さく，発揮した力学的エネルギーが有効に利用されていないことが示唆された．

② 変形性脊椎症患者では立脚前期から中期に股関節外転トルクの正パワーが発揮されず，骨盤側屈角速度が小さいため遊脚側股関節の上方速度が小さくなり，遊脚前期で体幹から遊脚側大腿へ流れる股関節力パワーも小さくなった．

このように，変形性脊椎症患者の歩行動作では立脚期における股関節外転筋群の力発揮が健常高齢者とは異なり，骨盤を介した股関節力パワーによる左右下肢間の力学的エネルギーの流れが小さかった．

(3) 変形性脊椎症患者の歩行動作に及ぼすリュックサック型およびベルト型体幹装具の効果について

① 背部装具，腰部装具および骨盤装具のいずれにおいても歩行中の体幹姿勢や歩容に有意な変化はみられなかった．

② 背部装具と骨盤装具では体幹の前傾モーメントが減少した．

③ 歩行動作においては水平前後方向の力によるモーメントが重力によるモーメントよりも最大で約 5 倍大きく，正味のモーメントに最も大きく影響を及ぼしていた．

- ④ 背部装具，腰部装具および骨盤装具のいずれも下肢関節の力学的仕事および力学的エネルギーの有効性指数に有意な変化はないが，背部装具と腰部装具では身体部分間の力学的エネルギー伝達量が小さくなる傾向があった．
- ⑤ 脊柱変形のパターンや程度には個人差があり，装具が体幹自重モーメントへ及ぼす影響も異なっており，脊柱後弯変形が大きい場合には装具によって体幹は起き上がり易くなるとも推察されるが，装具によって体幹前傾角度が大きくなり体幹前傾モーメントが大きくなる場合もあった．

このように，リュックサック型およびベルト型体幹装具は歩行動作における下肢への影響は小さいが，体幹前傾モーメントを減少させることで腰背部筋群への負担を軽減させる効果があり，脊柱起立筋の筋力低下や腰痛を有する変形性脊椎症患者への補装具として有効であると考えられる．

(4) トレーニング方法への示唆について

- ① 左右下肢間の力学的エネルギー伝達を大きくして発揮した力学的エネルギーを有効に使うには骨盤の側屈角速度を大きくする必要があるため，歩行トレーニングではつま先離地のタイミングで遊脚側股関節を素早く前上方へ引き出す動きを習得すること，筋力強化では特に股関節外転筋群の短縮性収縮を強化することが重要である．
- ② 体幹前傾歩行の場合，立脚前期に股関節伸展トルクが大きな正パワーを発揮すると，体幹姿勢が安定し，後脚が前方へ振り出しやすくなるため，歩行トレーニングでは前後脚の挟み込み動作を強調することが有効である．また，股関節伸展筋群の短縮性収縮を強化する

ことは歩行速度維持および転倒予防に重要であると考えられる。さらに、重度の脊柱変形のため自力で体幹姿勢を前傾位から直立位へと矯正することが困難な場合は、ストレッチによる脊柱伸展可動域の改善、体幹筋群の筋力強化を行うとともに、リュックサック型体幹装具またはシルバーカーの利用などによって体幹姿勢を前傾 15° より小さくすることが、長距離の歩行を楽にするために役立つと考えられる。

- ③ 体幹後傾歩行の場合、体幹筋群の筋力強化を行い過剰な腰椎前弯を矯正して体幹後傾角度を小さくすることが、股関節屈曲筋群の体幹姿勢保持への負担を軽減し、歩行速度維持のための力学的エネルギー利用の有効性を改善させるとともに、腰痛や転倒の予防に有効であると考えられる。

このように「体幹の姿勢変化に対する下肢動作の適応」という観点からトレーニング方法への示唆を引き出すことができた。従来の変形性脊椎症患者に対するトレーニング方法の多くが体幹姿勢の改善を目的としているので、本研究の成果は脊柱変形を有する高齢者の歩行能力を高めるためのトレーニング方法の新たな方向性を示すものである。

(5) 今後の課題

本研究は、変形性脊椎症患者、健常高齢者および健常若年者を対象として、平地環境における直進方向の歩行動作について、体幹姿勢の変化が下肢の動作へ及ぼす影響を分析し、トレーニング方法への示唆を導いたものである。したがって今後は、本研究で提案したトレーニング方法の妥当性に関して介入研究で検証する必要がある。また本研究の体幹後

傾歩行に関する分析では若年者のみを対象としたので、今後は高齢者を対象とした分析も行い、体幹後傾が歩行動作に及ぼす影響について若年者と高齢者の違いについて検討する必要があるだろう。さらに障害物の跨ぎ越し動作、階段昇降、坂道歩行、方向転換、荷物の運搬や傘を手で持った状態での歩行など、本研究では扱っていないが日常生活場面で想定されるこれらの状況についても、体幹姿勢の変化が動作へ及ぼす影響をバイオメカニクス的に検討することが、脊柱変形を有する高齢者の日常生活全般にわたる歩行能力を高める包括的なトレーニング方法を確立するために必要であろう。

文献

阿江通良 (1996) 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数.
Japanese Journal of Sports Sciences, 15(3):155-162.

阿江通良, 藤井範久 (1996) 身体運動における力学的エネルギー利用の有効性とその評価指数. 筑波大学体育科学系紀要, 19:127-137.

阿江通良, 藤井範久 (2002) スポーツバイオメカニクス 20 講. 朝倉書店, 東京, pp.89-96.

Anderson, F. C. and Pandy, M. G. (2003) Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture*, 17(2):159-169.

Arnold, A. S., Anderson, F. C., Pandy, M. G. and Delp, S. L. (2005) Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics*, 38(11):2182-2189.

浅見高明 (1991) 姿勢研究. 体力科学, 40(3):331-336.

Baechle, T. R., and Earle, R. W. (編) (2010) ストレングストレーニング & コンディショニング 第 3 版 (日本語版総監修) 金久博昭. 有限会

社ブックハウス・エイチデイ, 東京, pp.169-173.

Ball, J. M., Cagle, P., Johnson, B. E., Lucasey, C., and Lukert, B.P.
(2009) Spinal extension exercise prevent natural progression of
kyphosis. *Osteoporosis International*, 20(3):481-489.

Bansal, S., Katzman, B. W., and Giangregorio, L. M. (2014) Exercise for
improving age-related hyperkyphotic posture: a systematic review.
Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 95(1):129-140.

Benedetti, M. G., Berti, L., Presti, C., Frizziero, A., and Giannini, S.
(2008) Effects of an adapted physical activity program in a group of
elderly subjects with flexed posture: clinical and instrumental
assessment. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5:32.

Cavagna, G.A., Thys, H., and Zamboni, A. (1976) The sources of
external work in level walking and running. *The Journal of
Physiology*, 262(3):639-657.

千野直一（編）（2009）現代リハビリテーション医学．金原出版，東京，pp.
332-334.

de Groot, M.H., van der Jagt-Willems, H.C., van Campen, J.P.C.M.,
Lems, W.F., Beijnen, J.H., and Lamoth, C.J.C. (2014) A flexed posture

in elderly patients is associated with impairments in postural control during walking. *Gait and Posture*, 39(2):767-772.

道免和久，千野直一，才藤栄一，木村彰男（1990）機能的自立度評価法．
総合リハビリテーション, 18(8):627-629.

江原義弘，山本澄子（2002）歩き始めと歩行の分析．医歯薬出版株式会社，
東京，pp.150-154.

Eng, J.J., and Winter, D.A. (1995) Kinematics analysis of the lower limbs during walking – What information can be gained from a three-dimensional model ?. *Journal of Biomechanics*, 28(6):735-758.

福田敦美，原田和宏，二瓶健司，小林まり子，齋藤圭介（2013）女性高齢者における脊柱弯曲角度と身体諸機能・転倒歴の関連性．理学療法学，
40(7):465-472.

古名丈人，長崎浩，伊藤元，橋詰謙，衣笠隆，丸山仁司（1995）都市および農村地域における高齢者の運動能力．体力科学，44(3):347-356.

Hashimoto, F., Tokuhara, Y., Yamashita, N., and Kumamoto, M. (1987) Relationship between activities of biarticular leg muscles and floor reaction vectors during gait cycle. *Biomechanics*, X -A: 419-424.

平成 25 年度国民生活基礎調査 . 厚生労働省統計情報部 .

<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa13/index.html>

法元康二 (2006) 競歩の歩行技術に関するバイオメカニクス的研究 – 身体部分間の力学的エネルギーの流れに着目して – . 筑波大学大学院 人間総合科学研究科 体育科学専攻 博士論文 .

Hoy, M. G., Zajac, F. E., and Gordon, M. E. (1990) A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of Biomechanics*, 23(2):157-169.

Ishida, H., Watanabe, S., Yanagawa, H., Kawasaki, M., Kobayashi, Y., and Amano, Y. (2008) Immediate effects of a rucksack type orthosis on the elderly with decreased lumbar lordosis during standing and walking. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 48(1):53-61.

伊藤利之, 赤居正美 (2014) 義肢装具のチェックポイント 第8版 (監修) 日本整形外科学会, 日本リハビリテーション医学会. 医学書院, 東京, pp.242,282-283.

John, C. T., Seth, A., Schwartz, M. H., and Delp, S. L. (2012) Contributions of muscles to mediolateral ground reaction force over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, (45)14:2438-2443.

Kado, D.M., Huang, M.H., Nguyen, C.B., Barrett-Connor, E., and Greendale, G.A. (2007) Hyperkyphotic posture and risk of injurious falls in older person: The Rancho Bernardo Study. *The Journal of Gerontology*, 62(6):652-657.

Katzman, W. B., Sellmeyer, D. E., Stewart, A. L., Wanek, L., and Hamel, K. A. (2007) Changes in flexed posture, musculoskeletal impairments, and physical performance after group exercise in community-dwelling older women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(2):192-199.

Kluger, D., Major, M.J., Fatone, S., and Gard, S.A. (2014) The effect of trunk flexion on lower-limb kinetics of able-bodied gait. *Human Movement Science*, 33:395-403.

Krevolin, J.L., Pandy, M.G., and Pearce, J.C. (2004) Moment arm of the patellar tendon in the human knee. *Journal of Biomechanics*, 37(5):785-788.

窪田俊夫, 他 (1997 a) 関節モーメントによる歩行分析 (編) 臨床歩行分

析研究会．医歯薬出版株式会社，東京，pp.20-21.

窪田俊夫，他（1997 b）歩行障害の診断・評価入門（編）臨床歩行分析研究会．医歯薬出版株式会社，東京，pp.253-266.

倉林準，持丸正明，河内まき子（2003）股関節中心推定法の比較・検討．バイオメカニズム学会誌，27(1):29-35.

Letunuer, S., Gillet, C., Sadegghi, H., Allard, P., and Barbier, F. (2009) Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. *Clinical Biomechanics*, 24(2):190-195.

Liu, M. Q., Anderson, F. C., and Pandy, M. G. (2006) Muscle that support the body also modulate forward progression during walking. *Journal of Biomechanics*, 39(14):2623-2630.

Liu, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H. and Delp, S. L. (2008) Muscle contributions to support and progression over a range of walking speed. *Journal of Biomechanics*, 41(15):3243-3252.

Mahaudens, P., Detrembleur, C., Mousny, M., and Banse, X. (2009) Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *European Spine Journal*, 18(8):1160-1168.

Martin, P. E., and Marsh, A.P. (1992) Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. *Journal of Biomechanics*, 25(10):1237-1239.

松原誠二, 阿江通良, 藤井範久, 小池関也 (2008) 下肢疼痛アスリートの歩行キネティクスにおける逸脱度と左右差. *バイオメカニズム*, 19:103-116.

Milne, J.S., and Lauder, I.J. (1974) Age effects in kyphosis and lordosis in adults. *Annals of Human Biology*, 1(3):327-337.

宮川健, 小野寺昇 (1997) 背負いザックの重心位置の違いが歩行中の姿勢および地面反力に及ぼす影響. *登山医学*, 17(1):125-134.

Muraki, S., Akune, T., Oka, H., Ishimoto, Y., Nagata, K., Yoshida, M., Tokimura, F., Nakamura, K., Kawaguchi, H., and Yoshimura, N. (2013) Physical performance, bone and joint diseases, and incidence of falls in Japanese men and women: a longitudinal cohort study. *Osteoporosis International*, 24(2):459-466.

Murray, M.P., Kory, R.C., and Clarkson, B.H. (1969) Walking pattern in healthy old men. *The Journal of Gerontology*, 24(2):169-178.

Nakamura, K. (2008) A “super-aged” society and the “locomotive

syndrome”. *Journal of Orthopaedic Science*, 13(1):1-2.

名倉武雄, 山崎信寿 (2000) 生体力学モデルによる大腰筋の機能解析. *バイオメカニズム学会誌*, 24(3):159-162.

Neptune, R. R., Kautz, S. A. and Zajac, F. E. (2001) Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11):1387-1398.

Neptune, R. R., Sasaki, K., and Kautz, S. A. (2008) The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait and Posture*, 28(1):135-143.

Neumann, D.A., Soderberg, G.L., and Cook, T.M. (1988) Comparison of maximal isometric hip abductor muscle torques between hip sides. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 68(4):496-502.

Neumann, D.A. (2012) 筋骨格系のキネシオロジー 原著第2版 (監訳) 嶋田智明, 有馬慶美. 医歯薬出版株式会社, 東京, pp.706.

Neumann, K.G. (2005) 観察による歩行分析 (共訳) 月城慶一, 山本澄子, 江原義弘, 盆子原秀三. 医学書院, 東京, pp.61.

西澤哲，長崎浩，古名丈人，奥住秀之，杉浦美穂，伊藤元，藤田祐樹
(1998) 地域高齢者を対象とした歩行時のフットクリアランスに関する
研究．バイオメカニズム，14:69-79.

西澤哲，古名丈人，杉浦美穂，奥住秀之，長崎浩，伊藤元，藤田祐樹，荻上
真理，上田裕 (2000) 高齢者歩行の決定要因．バイオメカニズム，
15:131-140.

岡田英孝，阿江通良，藤井範久，森丘保典 (1996) 日本人高齢者の身体部
分慣性特性．バイオメカニズム，13:125-139.

岡田英孝，今村美由紀，阿江通良，藤井範久 (1996) 高齢者の歩行におけ
る年齢および速度の下肢関節トルクへの影響．第 51 回日本体力医学会
大会，体力科学，45(6):838.

岡田英孝，阿江通良，藤井範久 (1997) 高齢者の歩行速度の変化と関節の
力学的仕事およびエネルギー伝達との関係．第 52 回日本体力医学会大
会，体力科学，46(6):688.

岡田英孝，阿江通良 (1999) 高齢者の移動における力学的エネルギー利用
の有効性．日本体育学会第 50 回記念大会／体育・スポーツ関連学会連合
大会号，50:655.

岡田英孝，阿江通良 (1999) バイオメカニクスの視点から見た高齢者の

locomotion の特徴. 日本体育学会第 50 回記念大会 / 体育・スポーツ関連
学会連合大会号, 50:203.

岡田英孝 (2001) 男性高齢者の移動運動に関するバイオメカニクスの研究.
筑波大学大学院 体育科学研究科 博士論文.

岡田英孝, 久野譜也, 松田光生, 阿江通良 (2004) 前期および後期高齢者
の歩行における下肢関節の力学的仕事 - SAT プロジェクト 166 - . 日本
体育学会第 55 回大会号, 55:301.

Orendurff, M.S., Segal, A.D., Klute, G.K., Berge, J.S., Rohr, E.R. and
Kadel, N.J. (2004) The effect of walking speed on center of mass
displacement. *Journal of Rehabilitation Research and Development*,
41(6):829-834.

Ortega, J.D., and Farley, C.T. (2005) Minimizing center of mass vertical
movement increase metabolic cost in walking. *Journal of Applied
Physiology*, 99(6):2099-2107.

Pandy, M.G., and Andriacchi, T. P. (2010) Muscle and joint function in
human locomotion. *Annual Review of Biomechanical Engineering*,
12:401-433.

Pandy, M. G., Lin, Y. C., and Kim, L. H. (2010) Muscle coordination of

mediolateral balance in normal walking. *Journal of Biomechanics*, (43)11:2055-2064.

Perry, J. (1992) *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK, New York, pp.9-28.

Peterson, C. L., Kautz, S. A., and Neptune, R. R. (2011) Braking and propulsive impulses increase with speed during accelerated and decelerated walking. *Gait and Posture*, 33(4):562-567.

Pierrynowski, M.R., Winter, D.A., and Norman, R.W. (1980) Transfer of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking. *Ergonomics*, 23(2):147-156.

Robertson, D.G.E., and Winter, D.A. (1980) Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of Biomechanics*, 13(10):845-854.

Saha, D., Gard, S. and Fatone, S. (2008) The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait and Posture*, 27(4):653-660.

Sasaki, K. and Neptune, R. R. (2006) Differences in muscle function during walking and running at the same speed. *Journal of Biomechanics*, 39(11):2005-2013.

Sasaki, K. and Neptune, R. R. (2010) Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking. *Journal of Biomechanics*, 43(14):2278-2784.

佐藤光三, 若松英吉, 笠間史夫, 井樋英二 (1985) 脊椎骨粗鬆症における脊椎変形と腰背痛の検討. *整形災害外科*, 28:679-686.

関谷昇 (2008) “歩行の決定因”に関する最近の知見. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(10):668-676.

Sinaki, M., and Lynn, S.G. (2002) Reducing the risk of falls through proprioceptive dynamic posture training in osteoporotic women with kyphotic posturing: a randomized pilot study. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(4):241-246.

Sinaki, M., Brey, R. H., Hughes, C. A., Larson, D. R., and Kaufman, K. R. (2005 a) Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporosis International*, 16(8):1004-1010.

Sinaki, M., Brey, R.H., Hughes, C.A., Larson, D.R., and Kaufman, K.R. (2005 b) Significant reduction in risk of falls and back pain in osteoporotic-kyphotic women through a spinal proprioceptive extension exercise dynamic (SPEED) program. *Mayo Clinic*

Proceedings, (80)7:849-855.

Smidt, G.L. (1973) Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of Biomechanics*, 6(1):79-92.

高畑雅彦, 武田直樹, 三浪明男 (2006) 骨粗鬆症性脊椎骨折後におこる姿勢異常と体幹筋筋力低下が日常生活動作と生活の質に及ぶ影響. 財団法人明治安田厚生事業団 第21回健康医科学研究助成論文集, 65-73.

Takanokura, M. (2010) Optimal handgrip height of four-wheeled walker on various road conditions to reduce muscular load for elderly users with steady walking. *Journal of Biomechanics*, 43(5):843-848.

田中ひかる, 淵本隆文, 木村みさか, 金子公宥 (2003) 高齢者の歩行動作における振子モデルのエネルギー変換効率. *体力科学*, 52(5):621-630.

田中清和, 阿久根徹, 下井優一, 加倉井周一, 赤居正美, 飛松治基 (2000) 脊柱後弯変形に対するリュックサック型体幹装具の効果 - 骨粗鬆症による腰椎圧迫骨折症例への使用経験 -. *リハビリテーション医学*, 37(2):106-109.

寺山和雄, 辻陽雄 (監修) (1999) 標準整形外科 第7版 (編集) 石井清一, 平澤泰介, 鳥巢岳彦, 国分正一. 医学書院, 東京, pp.427-428.

Watanabe, H., Kutsuna, T., Asami, T., and Inoue, E. (1995) New concept of spinal orthosis for weakened back muscles. *Prosthetics and Orthotics International*, 19(1):56-58.

Winter, D.A., and Robertson, D.G.E. (1978) Joint torque and energy patterns in normal gait. *Biological Cybernetics*, 29(3):137-142.

Winter, D.A. (2005) *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley and Sons, New Jersey, pp.41-43.

吴婷琦, 渡部和彦 (2005) 高齢女性における各種の強調歩行が歩行動作に及ぼす影響: 歩行速度, 足底圧力, 足部動作の変化に着目して. *体育学研究*, 50(6):651-661.

山下進, 田中繁 (2015) シルバーカーと歩行車の歩行支援機能と安全性. *バイオメカニズム学会誌*, 39(3):121-126.

横井孝志, 横澤俊治, 山田洋, 金子文成, 長谷和徳, 佐藤紀久江 (2003) 移動運動における力学的仕事有効性指数と移動速度の相関. *バイオメカニクス研究*, 7(2):101-108.

Yoshimura, N., Muraki, S., Oka, H., Mabuchi, A., En-Yo, Y., Yoshida, M., Saika, A., Yoshida, H., Suzuki, T., Yamamoto, S., Ishibashi, H., Kawaguchi, H., Nakamura, K., and Akune, T. (2009) Prevalence of

knee osteoarthritis, lumber spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 27(5):620-628.

謝辞

本研究は、著者が筑波大学スポーツバイオメカニクス研究室(LASBIM)で大学院生として過ごした2008年から2010年、そして筑波技術大学への奉職を経た2017年までの9年間にわたって、指導教員である阿江通良先生の懇切丁寧な御指導とあたたかい励ましのもとで行われたものである。

本研究を博士論文にまとめるにあたり、体育科学専攻の藤井範久先生の多くの御指導と御高閲を賜りました。論文の審査にあたり、体育科学専攻の小池関也先生、大藏倫博先生、スポーツ医学専攻の宮本俊和先生、向井直樹先生、筑波技術大学保健科学部の木下裕光先生には、本研究を深めるための多くの有益な御助言や示唆を頂きました。茨城県立医療大学の小林育斗先生と筑波技術大学保健科学部の中村直子先生には、快く実験に協力して頂くとともに、多くの貴重な御助言を頂きました。LASBIMの学兄諸氏、つくば市シルバー人材センター関係諸氏、その他、多くの方々に快く実験に参加して頂きました。

ここに記して、心より感謝致します。