

平成 28 年度修士論文

加齢に伴う身体能力の変化が
歩行動作の変動に及ぼす影響

電気通信大学大学院 情報理工学研究科

知能機械工学専攻 岡田研究室

1532040 杉本 拓也

目次

ページ

1. 緒言	
1.1 研究背景	・・・1
2. 文献研究	・・・3
2.1 加齢にともなう歩行動作の変化	・・・3
2.2 歩行動作変動についての研究	・・・4
2.3 体力諸機能についての研究	・・・4
2.4 まとめ	・・・6
3. 研究目的	・・・8
4. 方法	・・・9
4.1 被験者	・・・9
4.2 実験方法	・・・10
4.2.1 体力テスト	・・・10
4.2.1.1 握力	・・・10
4.2.1.2 長座体前屈	・・・11
4.2.1.3 棒反応テスト	・・・12
4.2.1.4 開眼片足立ち	・・・13
4.2.1.5 Functional Reach test	・・・14
4.2.1.6 Timed Up and Go test	・・・15
4.2.1.7 重心動揺検査	・・・16
4.2.2 下肢最大筋力測定	・・・17
4.2.2.1 足関節底屈筋力	・・・18
4.2.2.2 足関節背屈筋力	・・・18
4.2.2.3 膝関節伸展筋力	・・・18
4.2.2.4 膝関節屈曲筋力	・・・19
4.2.2.5 股関節伸展筋力	・・・19
4.2.2.6 股関節屈曲筋力	・・・19
4.2.2.7 股関節外転筋力	・・・20
4.2.2.8 股関節内転筋力	・・・20
4.2.2.9 股関節外旋筋力	・・・20
4.2.2.10 股関節内旋筋力	・・・21
4.2.2.11 最大筋力の算出法	・・・21

4.2.3	下肢関節自動可動域測定	・・・	22
4.2.3.1	足関節底屈自動可動域	・・・	23
4.2.3.2	足関節背屈自動可動域	・・・	23
4.2.3.3	膝関節屈曲自動可動域	・・・	23
4.2.3.4	股関節伸展自動可動域	・・・	24
4.2.3.5	股関節屈曲自動可動域	・・・	24
4.2.3.6	股関節外転自動可動域	・・・	24
4.2.3.7	股関節内転自動可動域	・・・	25
4.2.3.8	股関節外旋自動可動域	・・・	25
4.2.3.9	股関節内旋自動可動域	・・・	25
4.2.4	歩行動作計測	・・・	26
4.3	データ処理	・・・	28
4.4	歩行パラメータ	・・・	30
4.4.1	パフォーマンスディスクリプタ	・・・	30
4.4.1.1	ステップ長, ステップ頻度, 歩行速度	・・・	30
4.4.1.2	局面時間	・・・	30
4.4.2	キネマティクス	・・・	31
4.4.2.1	関節角度	・・・	31
4.5	変動の算出方法	・・・	37
4.6	統計処理	・・・	37
5.	結果	・・・	38
5.1	体力テスト	・・・	38
5.2	下肢最大筋力	・・・	42
5.3	下肢関節自動可動域	・・・	47
5.4	歩行動作	・・・	51
5.4.1	パフォーマンスディスクリプタ	・・・	51
5.4.1.1	ステップ長, ステップ頻度, 歩行速度	・・・	51
5.4.1.2	局面時間	・・・	53
5.4.2	関節角度	・・・	57
5.4.3	身体重心変位	・・・	60
5.5	歩行動作の変動	・・・	62
5.5.1	パフォーマンスディスクリプタ	・・・	62
5.5.1.1	ステップ長, ステップ頻度, 歩行速度の変動	・・・	62
5.5.1.2	局面時間の変動	・・・	64
5.5.2	関節角度の変動	・・・	68
5.5.3	身体重心変位の変動	・・・	71

6. 考察	・・・ 73
6.1 ストライド特性の変動と身体諸機能との関係	・・・ 73
6.2 キネマティクスの変動と身体諸機能との関係	・・・ 75
6.3 ストライド特性とキネマティクスとの関係	・・・ 77
6.4 身体諸機能同士の関係	・・・ 78
7. 結言	・・・ 80
謝辞	・・・ 82
参考文献	・・・ 83

1. 緒言

1.1 研究背景

日本では現在、平均寿命の延伸による 65 歳以上の人口増加と少子化の進行による若年人口の減少の影響により少子高齢化が進んでいる。2015 年において 65 歳以上の高齢者人口は 3392 万人となり、総人口に占める割合（高齢化率）は 26.7%となった（内閣府「平成 28 年度版高齢社会白書」）。また、介護保険制度において、介護を要する状態であると公的に認められた要介護（要支援）認定者数は、2016 年 9 月末で 628.8 万人となり、これは高齢者人口の約 18.0%を占める（厚生労働省「平成 28 年度介護保険事業報告（月報）」）。このような変化にともない介護保険給付費も増加傾向にあり、2015 年度では累計 9 兆 9919 億円であった。高齢化率の増大は、生産活動に参加する人の割合の低下に繋がり、日本経済全体の供給力が衰え国民 1 人ひとりの生活水準が低下する可能性が生じる。こうした状況から、高齢者が介護を必要としない生活を送れるように支援を行うことは、本人のみならず社会全体に関わる重要な課題である。

健康な老後を送るためには、QOL（Quality of Life：生活の質）を維持する上での基盤となる ADL（Activities of Daily Living：日常生活動作）を支障なく遂行できることが必要不可欠である。また、ADL の中でも、様々な動作の根幹となっている歩行は重大な役割を担っている。歩行を始めとした ADL を支える身体諸機能は加齢にともない低下することが知られている。そのため、ADL の維持・向上のために、加齢に伴う歩行動作変容のメカニズム解明を目的とした高齢者の歩行動作に関するバイオメカニクスの研究が多く行われている（田井中ら(2002)、柳川ら(2003)、相馬ら(2014)など）。しかし、これまでの研究の多くは高齢者と若年者を比較して高齢者の歩行動作の特徴を求めているが、歩行動作自体の研究と比較して、歩行動作の変動（安定性）を報告した研究は少ない。歩行動作の変動をみることは、つまずき易さ、障害の有無、四肢の両側協応などを評価する上で有効だと考えられる。また、歩行の安定性が低下することで転

倒の危険性が高まる。大淵（2003）によると、転倒の危険因子は複数存在しており、筋力の低下や疾患等のような内的因子、床面や障害物、段差などといった外的因子に分けられると述べている。しかし、身体の内側に起因する内的因子と歩行動作の安定性との因果関係については明らかになっていない。そのため、加齢に伴う身体能力の変化が歩行動作の変動に及ぼす影響が明らかになれば、歩行動作の安定性の低下防止への方策を示すことができ、歩行動作の変動から歩行の加齢度を評価できる可能性が考えられる。

2. 文献研究

2.1 加齢に伴う歩行動作の変化

これまで、高齢者の歩行のさまざまなパラメータを若年者と比較することで、高齢者の歩行動作の特徴が明らかにされてきた。

歩行のパフォーマンスディスクリプタに着目すると、柳川ら（2003）は高齢者の歩行動作はステップ長の減少、ステップ頻度の増加が顕著であり、歩幅の減少などで起こる速度の低下を、ステップ頻度を高めることで補っていると推察している。大石（2013）は歩行動作に影響を与える歩行速度を考慮し、年齢群間の各パラメータの有意差を求めらるにあたって、歩行速度を共変量とし、年齢群を固定因子とした共分散分析を行うことで歩行速度の影響を取り除いた分析を行った。その結果、補正したステップ頻度は歩行速度調整済み平均で比較すると加齢と共に増加しており、歩行速度に関わらず加齢により変化が起こり、加齢に伴いステップ頻度に依存する歩行動作になると報告している。

次にキネマティクスに着目すると、岡田ら（1999）は、同速度では高齢者は青年群よりも各動作区分時点で下肢関節角度が小さいことを示している。また、股関節と膝関節は支持期、遊脚期いずれも伸展、屈曲速度が高齢者の方が大きく、足関節は離地前の底屈速度は若年者の方が大きかったが、離地後の背屈速度は高齢者の方が大きいことを示し、関節角速度が大きいと歩行周期の短縮が可能になり高いステップ頻度の発揮ができると述べている。上田（2015）は、歩行速度および身長が同じと仮定した際、加齢に伴い関節角度は膝関節および股関節が若年者に比べてより屈曲した歩行動作になり、足関節では離地時の、蹴りだす動作（底屈）が小さくなったと述べている。また、関節角速度は足関節が接地時に背屈角速度が小さく、離地時に底屈角速度が小さくなり、足関節を速く動かさないような歩行動作になることを示している。

2.2 歩行動作の変動についての研究

歩行動作に関する研究は、歩行パラメータを年齢群間で比較しているものが大半で、パラメータの変動を比較している研究は少ない。歩行動作の変動をみるためには複数の歩行サイクルが必要となるため、通常歩行試技を複数回行わせるか、トレッドミルを用いた連続歩行が用いられる。Branch ら (2001) は、95 名の高齢者に自由歩行と高速歩行をそれぞれ 3 回ずつ行わせ、ステップ長、歩隔の変動を比較したところ、自由歩行の速度が低い人ほど速度間でのステップ長、歩隔の変動が大きかったと述べている。そして、理学療法で行われる歩行訓練でも歩行速度を上げることが目的の一つになっていることから、歩行速度を上げることで歩行パラメータの変動を小さくできると推察している。Owings ら (2004) は若年者 18 名と高齢者 12 名を対象にトレッドミルで被験者各自の通常歩行速度とその 9 割の速度で歩行させ、ステップ長、歩隔、ステップ時間の変動を年齢群間、速度間で比較した。その結果、歩行速度による差はみられなかったが、年齢群間において歩隔の変動は高齢者群の方が有意に大きかった。このことから、歩隔の変動は運動能力の低下に起因しており、歩行時における姿勢維持に影響している可能性があると推察している。また、トレッドミルを使用した実験では歩行動作計測が容易ではあるが、歩行路を用いた計測と比較した際の結果への影響については明らかではないとも述べている。

2.3 高齢者の身体諸機能についての研究

体力は運動をするための体力（行動体力）と健康に生活するための体力（防衛体力）の 2 つに大きく分けられるが、ここでは主に行動体力について述べていく。体力を定量化する方法として、体力テストが挙げられる。我が国で最も一般的なものは文部科学省が行っている新体力テストである。これは簡便なテストで客観的に測定された測定値や得点から、現在の自分の体力の状況を全国の同年代の平均値と比較することで把握でき、

平均水準に達していない体力要素を改善することで、体力・運動能力を向上させることを目的としている。小学生から高齢者に至る幅広い年齢層に対して体力テストが実施されており、文部科学省により昭和 39 年から統計が開始され、国民の体力・運動能力の現状を明らかにし、体育・スポーツ活動の指導と、行政上の基礎資料として広く活用されている。

日常生活を支障なく遂行するには筋力や柔軟性などの体力要素だけでなく、バランス能力も必要不可欠な能力である。バランス能力は静的バランス能力と動的バランス能力の 2 つに分けられる。西銘ら (2009) はバランス機能にはオートマティックな姿勢制御と随意的な姿勢制御があり、静的バランスとは「COG (Center Of Gravity : 身体重心) と COP (Center Of Pressure : 足底圧中心点) の相互作用により見かけ上で身体が静止しているということ」であり、動的バランスとは「随意的に動作を行う場合や、外力により本人の意思に反して身体が動揺した場合に、COG と COP の相互作用によって姿勢を制御し安定を保つことができるということ」と述べている。静的バランスの評価法にはロンベルグ試験、マン試験、片足立ちなどがあり、動的バランスの評価法には Functional Reach test (以下, FR), Timed Up and Go test (以下, TUG), Functional Balance Scale などが挙げられる。中でも Duncan ら (1990) によって開発された FR は、簡便に行うことができる動的バランスの評価法として臨床で広く用いられている。このような体力テストやバランス能力テストは個人の身体諸機能を定量化できるため、研究の分野においても広く活用されている。

また、歩行能力とバランス機能との関係について調査した研究もみられる。猪飼ら (2006) は若年者群 25 名と高齢者群 24 名に対して、最大歩行速度計測 (以下, MWS) と FR や TUG などのバランス能力テストを行い、両者の関係を調査した。若年者群と高齢者群を比較すると、高齢者群が若年者群に比べ、MWS, FR, TUG とも有意に低下しており、高齢者では歩行能力、静的・動的バランス機能が劣ると述べている。また、

若年者群では MWS と有意な関係が認められなかった FR が、高齢者群では MWS と有意な相関がみられたことから、高齢者では歩行能力がバランス機能に影響されると考察している。江藤（2014）は若年者 10 名、中年者 18 名、高齢者 14 名に対して歩行動作計測、体力テスト、下肢最大筋力測定、下肢最大自動可動域測定を行い、年齢群間で比較した。その結果、高齢者群ほど最大筋力に対する関節トルクの割合や自動可動域に対する動作範囲の割合が大きかった。したがって、高齢者は体力レベルが低下しているにも関わらず相対的負担度が高い動きをしており、この傾向は足関節、股関節に関して特に顕著であった。重回帰分析の結果、健常な高齢者が若々しく歩行を行うためには、ステップ長は体幹を前屈する長座体前屈などの試技が影響を及ぼす因子として抽出されたことから股関節まわりの柔軟性を、ステップ頻度は静的バランス能力の開眼片足立ちが影響を及ぼす因子として抽出されたことからバランス能力を高める必要があると推察している。

2.4 まとめ

以上の先行研究より、歩行特性を表すパラメータについて高齢者と若年者が比較され、高齢者では歩行速度が低く、加齢にともないステップ長が低下し、ステップ頻度が増加することなどが特徴として挙げられた。ステップ頻度の増加には、高齢者の関節可動域の減少や高齢者の高い関節角速度が関わっていることが示唆された。

歩行動作変動については、若年者に比べ高齢者は歩隔の変動が大きく、歩行速度が高くなるとステップ長および歩隔の変動が大きくなるが、歩行速度が低い場合には若年者と同等の変動であることが示されている。

身体諸機能については、下肢の筋力や柔軟性、バランス能力などが加齢に伴い低下することが分かっている。

このように若年者と高齢者をパラメータごとに比較する研究は多くみられるが、歩行

動作変動についての研究は少ない。加えて歩行動作の変動と身体諸機能との関係をみている研究も少なく、変動の要因についても明らかになっていない。

以上のことから、若年者から高齢者までの広範な年齢層の歩行動作変動および身体諸機能を計測し、これらの加齢変化について検討することは歩行動作変動の要因を探る上で重要であると考えられる。

3. 研究目的

本研究では、若年者から高齢者までの広範な年齢層の成人女性に対して、歩行動作計測、筋力測定、体力テスト、バランス能力テスト、関節可動域測定を行い、以下の2点を遂行することを目的とした。

1. 複数の歩行サイクルから歩行動作の変動について検討し、加齢が歩行動作の変動に及ぼす影響を明らかにすること
2. 歩行動作の変動と身体諸機能の関係性を検証すること

4. 方法

4.1 被験者

健康な 19 歳から 82 歳までの女性 35 名を被験者とした。これらの被験者を、年齢によって FY 群（若年者群）、FM 群（中年者群）、FE 群（高齢者群）の 3 群に分けた（表 4-1）。

表 4-1 被験者

群	人数	年齢 [yr]	身長 [cm]	体重 [kg]
FY(19歳以上～40歳未満)	7	23.1 ± 6.0	158.3 ± 3.4	52.3 ± 5.6
FM(40歳以上～65歳未満)	14	48.7 ± 5.1	156.7 ± 5.3	49.7 ± 5.5
FE(65歳以上)	14	72.5 ± 4.7	151.7 ± 4.6	50.3 ± 5.0

4.2 実験方法

4.2.1 体カテスト

体カテストとして握力, 長座体前屈, 棒反応テスト, 開眼片足立ち, **Functional Reach test**, **Timed Up and Go test**, 重心動揺検査を行った。以下, 各テストの測定法について示す。

4.2.1.1 握力

握力はデジタル式握力計 (グリップ-D, 竹井機器工業社製) を用い, 文部科学省が行っている新体カテスト (参考文献[12]参照) の方法に従い測定した。握りやすいようにハンドルの幅を調節させ, 握力計のディスプレイが外側になるように握らせた (図 4.1)。直立の姿勢で両足を左右に自然に開き腕を自然に下げ, 握力計を力いっぱい握らせた。その際, 体幹を前屈させず, 握力計が身体に触れないように指示した。

左右交互に 2 回ずつ測定し, 順番は左右の順で行った。左右各々の最高値の平均値 (単位は kg で小数点以下四捨五入) を握力値とした。握力値は体重で除し, 100 を乗じることで体重比百分率に換算した。

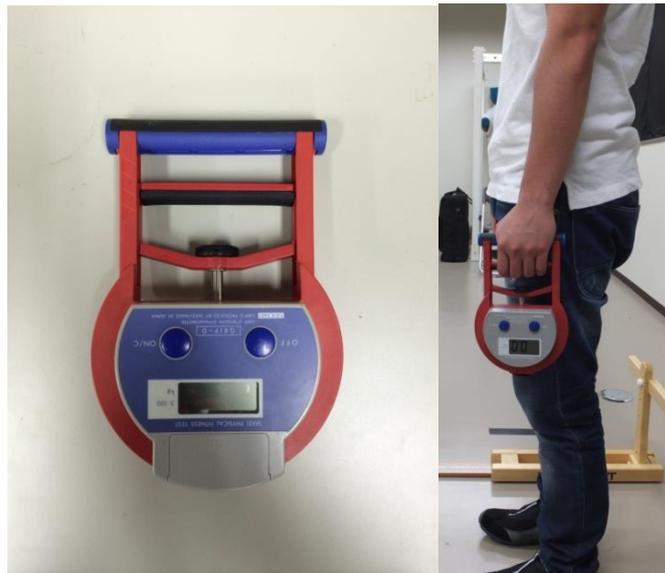


図 4-1 握力計と測定風景

4.2.1.2 長座体前屈

長座体前屈は長座体前屈測定器（トーエイライト社製）を用いて、測定を行った。被験者には初期姿勢としてまず長座姿勢をとらせた上で壁に背・尻をつけさせ、胸を張って、両肘をのばしたまま取っ手を握らせた。そして取っ手を握ったままゆっくりと前屈させ、測定器を真っ直ぐ前方にできるだけ遠くまで滑らせた。その際、膝を曲げないよう指示した。

測定は2回行い、初期姿勢から最大前屈時の測定器の移動距離を読み取り、最高値を長座体前屈の値（単位は cm で少数以下切り捨て）として採用した。



図 4.2 長座体前屈測定風景（上：初期姿勢，下：最大前屈時）

4.2.1.3 棒反応テスト

棒反応テストは長さ 55 cm, 直径 2 cm, 重さ 115 g の棒 (リアクション-BG, 竹井機器工業社製) を用いて測定した. 被験者には, 机の角などを利用して右手の手首を固定し, 軽く手を開かせた. 棒の最下端が, 親指と人差指の間で作った面に一致するように棒を吊り下げ, 視線は棒の下端に向けさせた. この状態で棒を落下させ, 被験者にできるだけ早く棒を握らせた.

握られた棒の下端から握り拳の上端までの長さを測ることを 5 回行い, 棒を落下させる間隔は不同とした. 最高値と最低値を除く 3 回の平均値を棒反応時間として採用した.

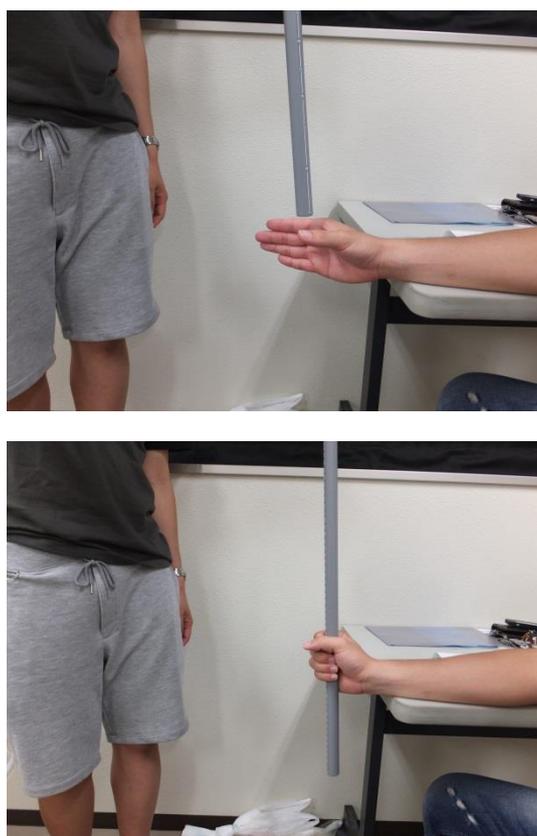


図 4.3 棒反応テスト測定風景 (上: 開始, 下: 終了)

4.2.1.4 開眼片足立ち

開眼片足立ちは、文部科学省新体力テストの方法に従って行った。被験者には裸足になってもらい、どちらの足が立ちやすいかを決めさせた。支持脚が決まったら、両手を腰に当て、「片足を挙げて」の合図で片足立ちの姿勢をとらせた。その際、足は地面から約 5 cm の高さに挙げることに、片足立ち中は前方の黒点を注視するよう指示した。挙げた足が支持脚や床に触れた場合、支持脚の位置がずれた場合、腰に当てた両手、もしくは片手が腰から離れた場合を終了条件とした。

開眼片足立ちで姿勢保持できる時間についてデジタルストップウォッチを用いて 2 回測定し、その最長時間を開眼片足立ちの記録として採用した。ただし、120 秒を上限とし、1 回目が 120 秒だった場合、2 回目は行わなかった。



図 4.4 開眼片足立ち測定風景

4.2.1.5 Functional Reach test

Duncan ら (1990) によって考案された Functional Reach test (以下, FR) は, 片手リーチと両手リーチの 2 種類の方法がある. Duncan らの原法では片手リーチだが, 對馬ら (2006) は, 片手 FR に比べて両手 FR は体幹回旋の要素を排除するため, 再現性に優れていると報告している. このことから, 本研究での FR は両手でいった.

被験者に「前ならえ」の態勢を取らせ, 検者の合図で両手リーチをさせた. その際, 踵を離床させないこと, 膝を曲げないこと, 腕を伸ばす際はできるだけ地面と水平になるように伸ばすよう指示した. FR は 2 回行い, メジャーでリーチ距離を測定し, 最高値を記録した. FR は身長との相関関係が報告されている (猪飼ら, 2006) ため, 身長で除して 100 を乗じたものを FR 距離とした.



図 4.5 FR 測定風景

4.2.1.6 Timed Up and Go test

Timed Up and Go test (以下, TUG) は, 中谷ら (2008) の方法に従った. 肘かけのないパイプ椅子とコーンを用いて行い, 椅子の前足からコーンの中央までの距離を 3 m とした. 被験者は検者の合図で椅子から立ち上がり, できるだけ速く 3 m 先のコーンまで歩行し方向転換後, 元の椅子まで戻り着座するまでの時間をデジタルストップウォッチを用いて測定した. 被験者には歩行の際, 小走りにはならないよう指示した. 2 回行い, 最も短い時間を記録とした.

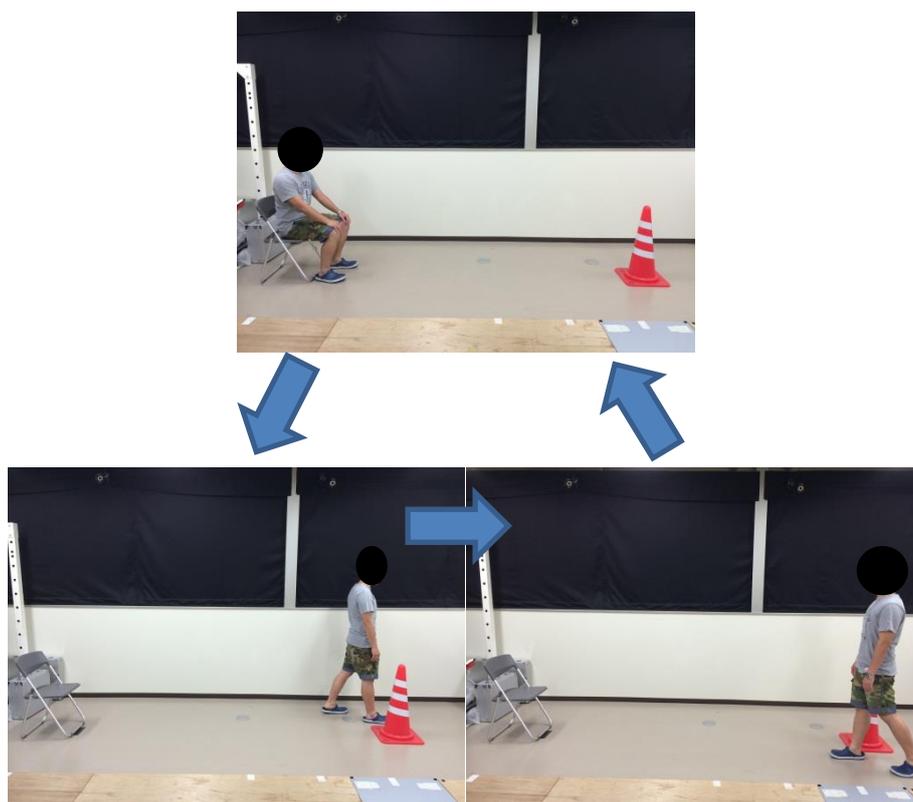


図 4.6 TUG 測定風景

4.2.1.7 重心動揺検査

重心動揺検査は、フォースプラットフォーム（9287B, Kistler 社製）と計測ソフトウェア（TRIAS, DKH 社製）を用い、安静立維持の地面反力作用点（以下, COP）を計測することで行った。被験者は「乗ってください」の合図でフォースプラットフォーム上に立ち、開眼安静立位条件で 30 秒間の重心動揺を測定した。測定は 1 回とし、外周面積（COP 軌跡に囲まれる面積）、総軌跡長（COP の移動距離の総和）を算出した。



図 4.7 重心動揺検査測定風景

4.2.2 下肢最大筋力測定

下肢最大筋力の測定はハンドヘルドダイナモメータ (μ Tas F-100, アニマ社製, 以下, 徒手筋力計) を用いて行った. 測定した筋力は, 右脚の足関節底屈筋力, 足関節背屈筋力, 膝関節伸展筋力, 膝関節屈曲筋力, 股関節伸展筋力, 股関節屈曲筋力, 股関節外転筋力, 股関節内転筋力, 股関節外旋筋力, 股関節内旋筋力の 10 種類であった. 測定方法はアニマ社が提供している徒手筋力マニュアルに従ったが, 足関節底屈筋力については, より再現性の高い甲斐ら (2013) の筋力測定法を採用した.

図 4.8 は徒手筋力計を示したものである. 左図のように小さいベルトでセンサを測定部位に固定した後, 大きいベルトをベッドの脚や検者の脚と連結して動かないように固定し, 裸足で測定した. 以下では各筋力の測定法について簡単に説明する.

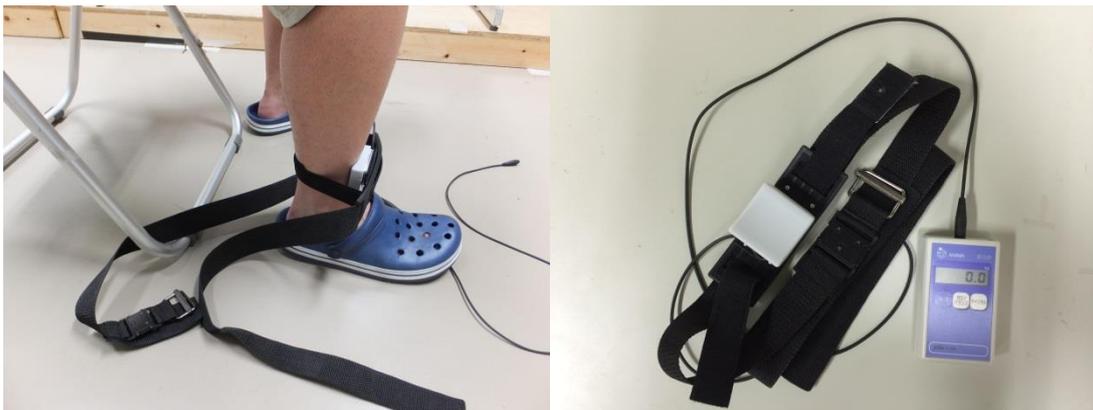


図 4.8 徒手筋力計

4.2.2.1 足関節底屈筋力



測定肢位：端座位

センサ位置：中足骨遠位足底側

ベルト固定法：被験者の大腿部に連結する

図 4.9 足関節底屈筋力の測定風景

4.2.2.2 足関節背屈筋力



測定肢位：端座位

センサ位置：中足骨遠位足背側

ベルト固定法：検者の脚に連結する

図 4.10 足関節背屈筋力の測定風景

4.2.2.3 膝関節伸展筋力



測定肢位：端座位

センサ位置：下腿遠位前側

ベルト固定法：ベッドの脚に連結する

図 4.11 膝関節伸展筋力の測定風景

4.2.2.4 膝関節屈曲筋力



測定肢位：端座位

センサ位置：下腿遠位後側

ベルト固定法：検者の脚に連結する

図 4.12 膝関節屈曲筋力の測定風景

4.2.2.5 股関節伸展筋力



測定肢位：腹臥位

センサ位置：大腿遠位背側

ベルト固定法：ベッドの脚で踏みつける

図 4.13 股関節伸展筋力の測定風景

4.2.2.6 股関節屈曲筋力



測定肢位：端座位

センサ位置：大腿遠位腹側

ベルト固定法：ベッドの脚で踏みつける

図 4.14 股関節屈曲筋力の測定風景

4.2.2.7 股関節外転筋力



測定肢位：背臥位

センサ位置：大腿遠位外側

ベルト固定法：検者の脚で踏みつける

図 4.15 股関節外転筋力の測定風景

4.2.2.8 股関節内転筋力



測定肢位：背臥位

センサ位置：大腿遠位内側

ベルト固定法：検者の脚で踏みつける

図 4.16 股関節内転筋力の測定風景

4.2.2.9 股関節外旋筋力



測定肢位：端座位

センサ位置：下腿遠位内側

ベルト固定法：ベッドの脚に連結する

図 4.17 股関節外旋筋力の測定風景

4.2.2.10 股関節内旋筋力



測定肢位：端座位

センサ位置：下腿遠位外側

ベルト固定法：ベッドの脚に連結する

図 4.18 股関節内旋筋力の測定風景

4.2.2.11 最大筋力の算出法

徒手筋力計によって得られた数値 [kgf] にモーメントアームを乗じ、最大筋力をトルク表記 [N・m] として表した。モーメントアームは筋力測定の前に関節中心位置（右脚の大転子、膝関節外側、足関節外側）にマーカーを貼って目印とし、マーカーからセンサ位置までの距離をセグメントの長軸に沿うようにメジャーで測定することで得た。各筋力の測定は練習の後 2 回ずつ行い、値の大きかった方を採用し、体重で除したものを最大筋力 [N・m/kg] とした。なお、力発揮の際は、5 秒間かけて徐々に筋力を増加させ、最大筋力に達するよう指示した。

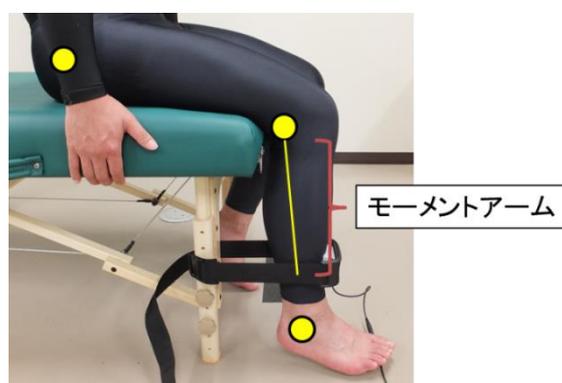


図 4.19 モーメントアームの測定

4.2.3 下肢関節自動可動域測定

関節可動域 (Range of Motion : ROM) の測定には自動可動域と他動可動域の 2 種類の測定法がある。自動可動域とは、被験者が自らの力で介助されることなく関節の運動を行った時の関節可動域である。それに対して、他動可動域とは、被験者は力をいれず、検者が関節を動かした時の可動域である。

本研究では自動可動域を採用し、下図に示す東大型角度計 30 cm, 18 cm (フリッツメディコ社製) を用いて、右脚の足関節の底屈および背屈方向、膝関節の屈曲方向、股関節の伸展および屈曲方向、外転および内転方向、外旋および内旋方向の計 9 つの自動可動域を測定した。なお、膝関節の伸展可動域については、被験者全員について最大伸展 (約 180 度) が可能と判断したため行っていない。以下では各自動可動域の測定法について説明する。それぞれの図には黄線と赤線が表示されており、黄線が基本軸で赤線が移動軸を示している。黄線と赤線でなす角度 (黒い円弧) を角度計で測定した。



図 4.20 角度計 (上 : 30 cm, 下 : 18 cm)

4.2.3.1 足関節底屈自動可動域

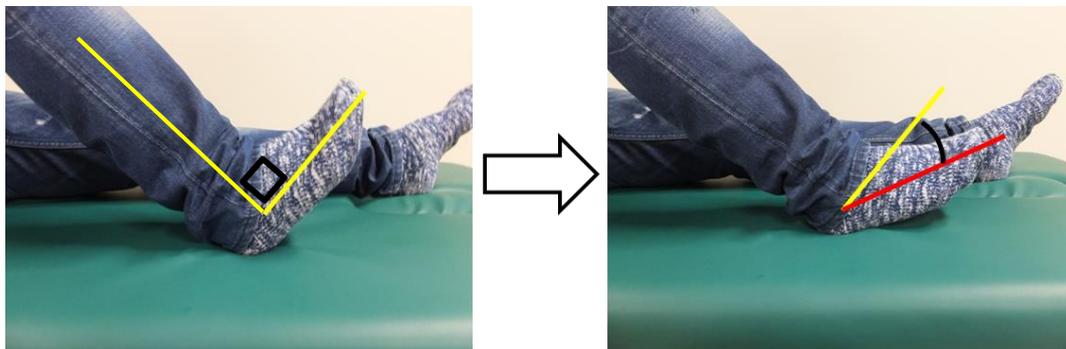


図 4.21 足関節底屈自動可動域の定義

4.2.3.2 足関節背屈自動可動域

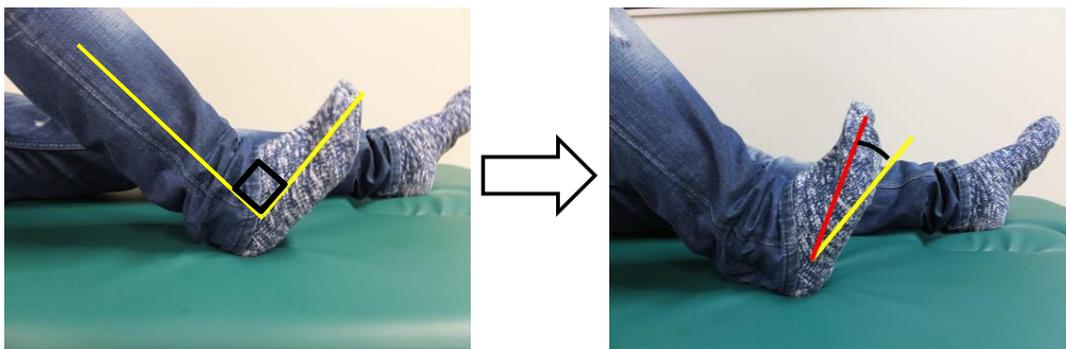


図 4.22 足関節背屈自動可動域の定義

4.2.3.3 膝関節屈曲自動可動域

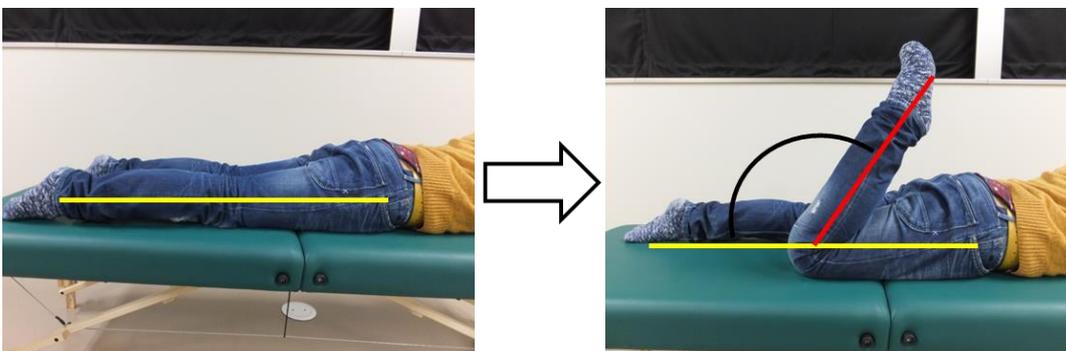


図 4.23 膝関節屈曲自動可動域の定義

4.2.3.4 股関節伸展自動可動域

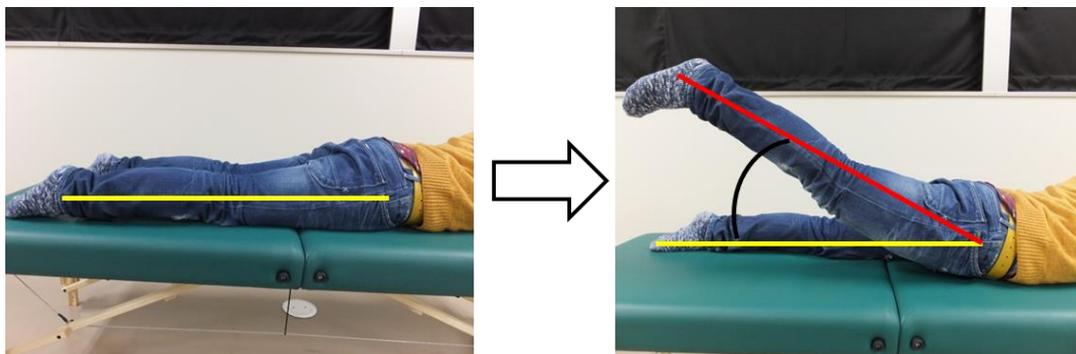


図 4.24 股関節伸展自動可動域の定義

4.2.3.5 股関節屈曲自動可動域

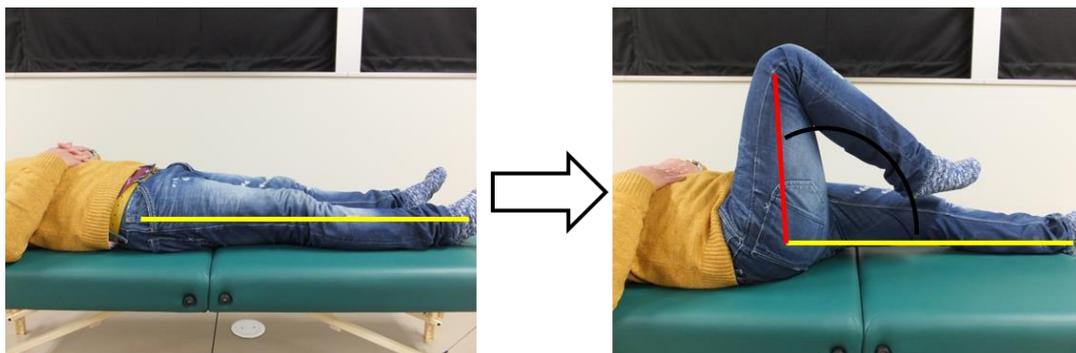


図 4.25 股関節屈曲自動可動域の定義

4.2.3.6 股関節外転自動可動域



図 4.26 股関節外転自動可動域の定義

4.2.3.7 股関節内転自動可動域

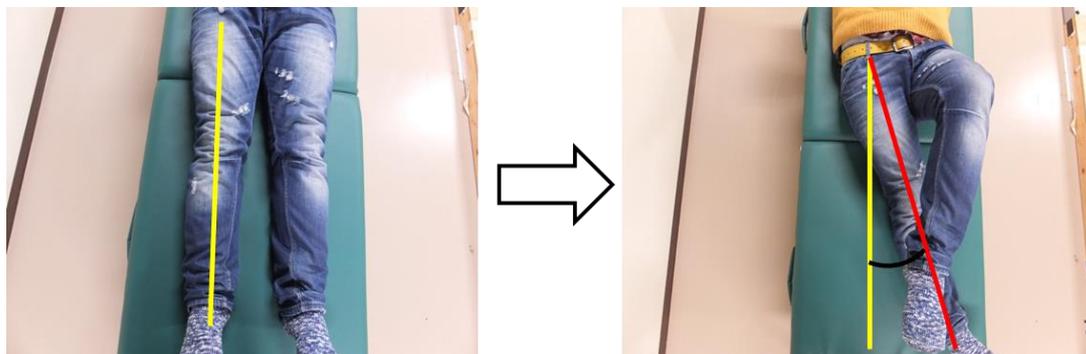


図 4.27 股関節内転自動可動域の定義

4.2.3.8 股関節外旋自動可動域

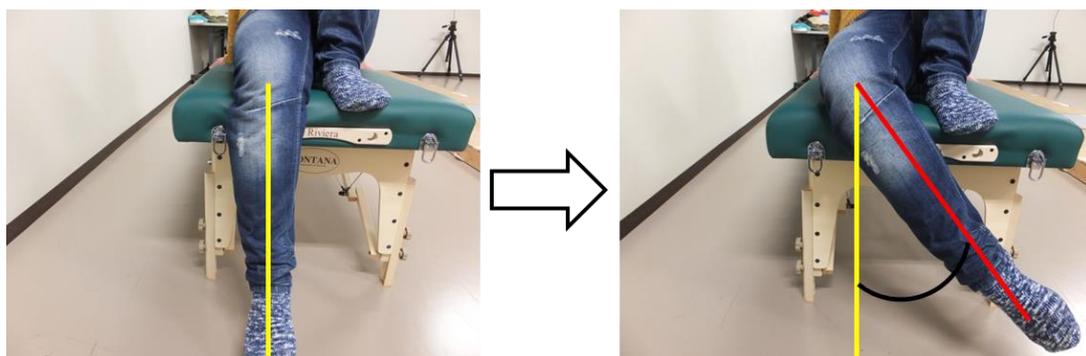


図 4.28 股関節外旋自動可動域の定義

4.2.3.9 股関節内旋自動可動域

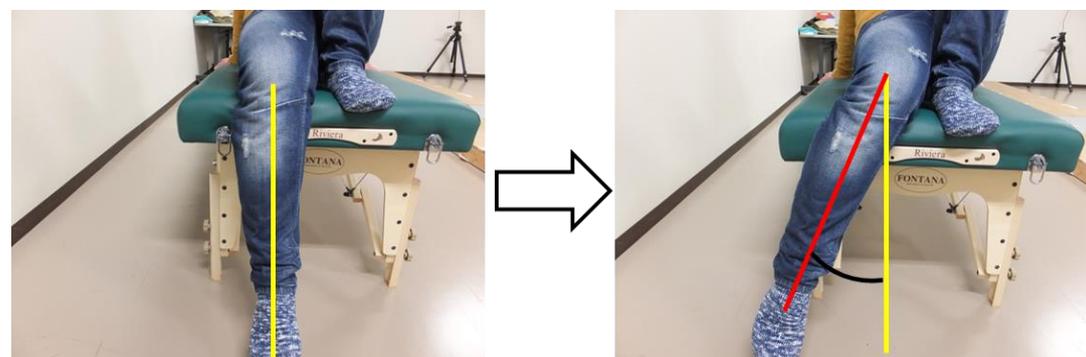


図 4.29 股関節内旋自動可動域の定義

4.2.4 歩行動作計測

まず被験者の身体に 53 点の再帰性反射マーカ―を貼付した。このマーカ―セット(図 4.30)は Plug-in-Gait マーカ―セット(参考文献[20]参照)に基づき、一部足部や頭部において貼付する位置を変えたものである。始めに 53 点貼付した状態で静的立位姿勢を後述のモーションキャプチャシステムにて計測し、歩行中のマーカ―同士の干渉を考慮し、青丸で示した 8 点(左右の肘関節内側、膝関節内側、足関節内側、第 1 中足骨)をはずした。その後、約 8 m の歩行路を SW (Slow Walk), NW (Normal Walk), FW (Fast Walk), MW (Maximum-speed Walk) の 4 種類の歩行速度で歩行させ、マーカ―の 3 次元位置座標を 10 台の赤外線カメラからなるモーションキャプチャシステム (Optitrack S250e, Natural point 社製; VENUS3D, ノビテック社製)により 200 Hz で計測した(図 4.31)。歩行する際は下を見ずに、前方を見て歩行するよう被験者に指示した。また、歩行路に埋設したフォースプラットフォーム(9287B, Kistler 社製)により、被験者の右足に作用する地面反力をサンプリング周波数 1000 Hz で計測した。



図 4.31 歩行動作計測の様子

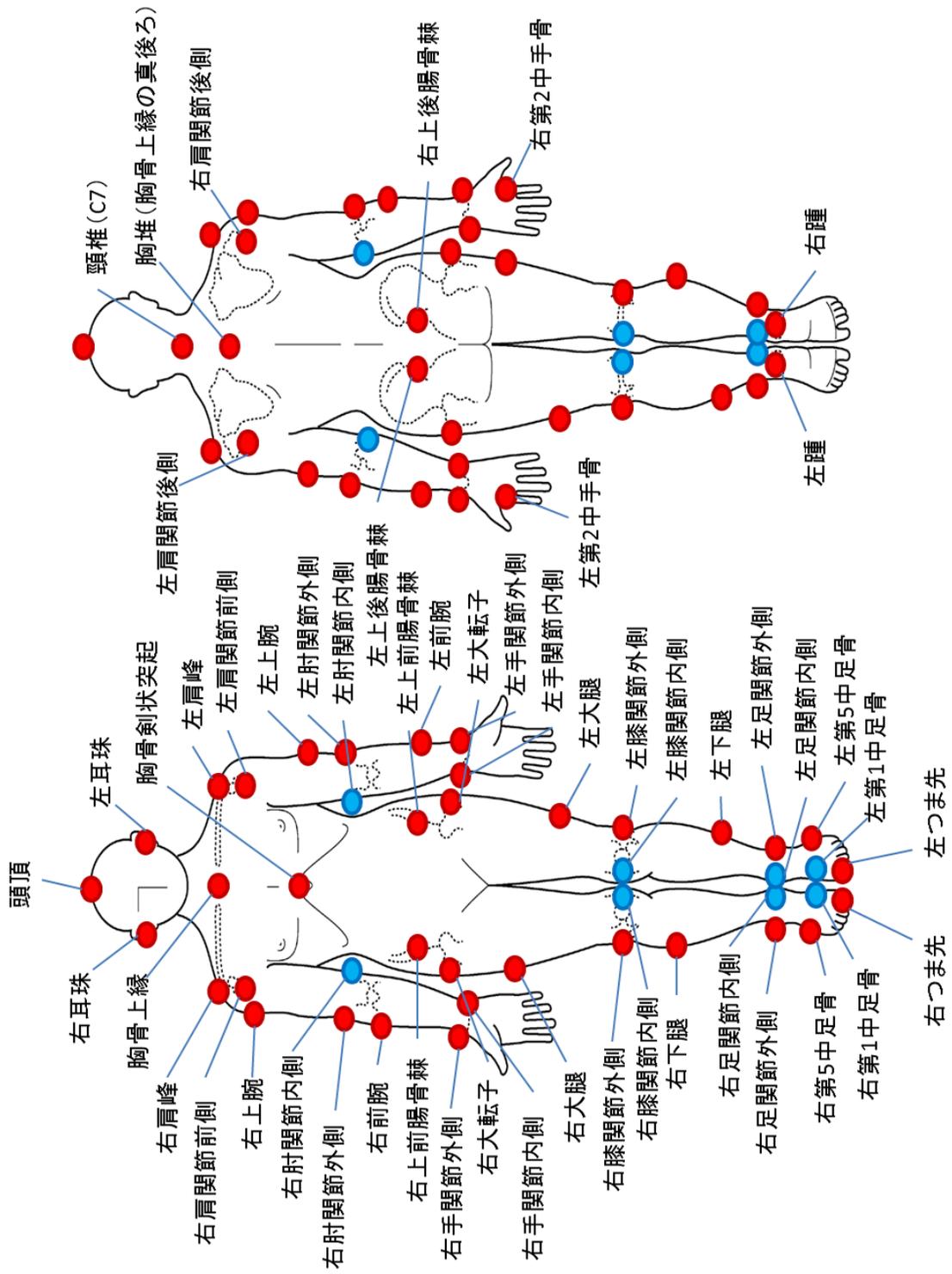


図 4.30 マーカセット
 (人体百科(<http://www.jintai100.com/free2>)より改変)

4.3 データ処理

歩行動作計測で得られたマーカーの 3 次元座標と地面反力を 3 次元動作解析ソフトウェア (Visual3D, C-Motion 社製) に読み込むことで、解析作業を行った。

まず、実験室に固定した固定座標系 (global coordinate system : GCS) を、右側方を +X 軸、歩行進行方向を +Y 軸、鉛直上向きを +Z 軸とした右手直交座標系と定義した (図 4.32)。GCS と同様に、各身体セグメント上に設定した移動座標系 (local coordinate system : LCS) も右手直交座標系とし、セグメント重心を原点とした。LCS の各軸を小文字 x , y , z で示すと、LCS の x 軸は内外側方向 (右側が+)、 y 軸は前後方向 (前方が+。ただし、足のみは立位時上向きが+)、そして z 軸は長軸方向 (立位時上向きが+。ただし、足のみは立位時後ろ向きが+) となる。図中の赤線が x 軸、緑線が y 軸、青線が z 軸を示している。GCS に対する LCS の方向は、実験室空間内でのセグメントの方向を示し、セグメントの 3 次元空間での運動に伴って変化する。以下では各セグメント (足、下腿、大腿、骨盤) の LCS の設定と関節中心 (足、膝、股) の推定方法について説明していく。

足セグメントの LCS は、つま先から踵へ向かうベクトルを z 軸とし、 z 軸と足関節左側から右側に向かうベクトルの外積によって得られるベクトルを y 軸とした。さらに y 軸と z 軸の外積によって得られるベクトルを x 軸とした。下腿セグメントの LCS は、足関節中心点から膝関節中心点へ向かうベクトルを z 軸とし、 z 軸と足関節左側から右側に向かうベクトルの外積によって得られるベクトルを y 軸とした。さらに y 軸と z 軸の外積によって得られるベクトルを x 軸とした。大腿セグメントの LCS は、膝関節中心点から股関節中心点へ向けたベクトルを z 軸とし、 z 軸と膝関節左側から右側に向かうベクトルの外積によって得られるベクトルを y 軸とした。さらに y 軸と z 軸の外積によって得られるベクトルを x 軸とした。骨盤セグメントの LCS は、左上前腸骨棘から右上前腸骨棘へ向かうベクトルを x 軸とし、 x 軸と左右の上後腸骨棘の midpoint から左右

の上前腸骨棘の midpoint へ向かうベクトルの外積によって得られるベクトルを z 軸とした。さらに z 軸と x 軸の外積によって得られるベクトルを y 軸とした。

次に関節中心点の推定法について述べる。足関節中心は足関節外側と内側を結んだ線分の midpoint、膝関節中心は膝関節外側と内側を結んだ線分の midpoint、股関節中心は左右の上前腸骨棘点を結んだ線分の長さから推定する Tylkowski ら (1982) の方法で算出した。

マーカークの位置座標に対して、残差分析法 (Wells & Winter, 1980) に基づいて最適遮断周波数を決定し、4 次の Butterworth low-pass digital filter により平滑化を行った。なお、得られた最適遮断周波数は 2~18 Hz であった。平滑化後のデータから、下肢 3 関節 (足、膝、股) の関節角度 (伸展 - 屈曲角度, 外転 - 内転角度, 外旋 - 内旋角度) および身体重心位置を算出した。身体重心位置算出に必要な身体部分慣性係数は、若年者および中年者については阿江ら (1992) の、高齢者については岡田ら (1996) の推定式を用いて算出した。

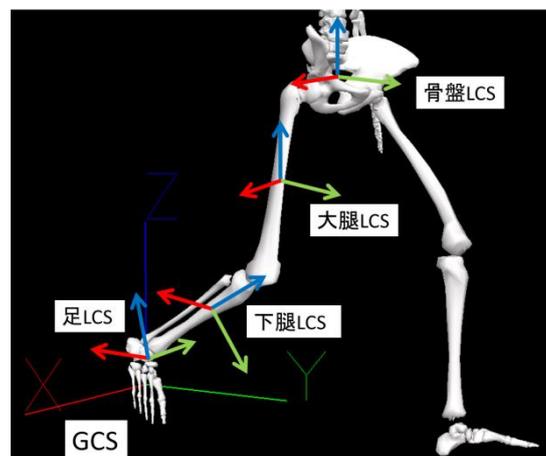
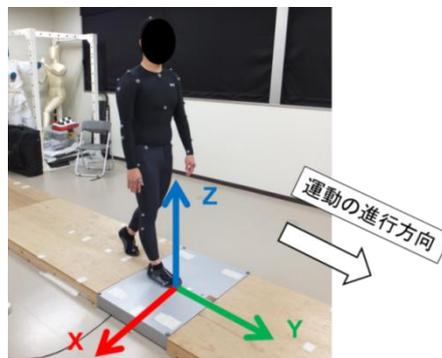


図 4.32 GCS と LCS 座標系

4.4 歩行パラメータ

4.4.1 パフォーマンスディスクリプタ

4.4.1.1 ステップ長，ステップ頻度，歩行速度

右（左）踵接地から次の右（左）踵接地時までを 1 歩行周期とし，右（左）踵接地時における右（左）踵から次の右（左）踵接地時における右（左）踵の水平変位の半分をステップ長とした．また，1 歩に要する時間の逆数をステップ頻度とした．さらにステップ長とステップ頻度の積を歩行速度とした．

4.4.1.2 局面時間

図 4.33 は歩行における動作の局面分けを示したものである．歩行の 1 周期に要する時間を支持期，遊脚期の 2 つに分けた．また，支持期を片脚支持期，両脚支持期に分けた．遊脚期は右（左）つま先離地から次の右（左）踵接地までとした．片脚支持期は左（右）つま先離地から左（右）踵接地まで，両脚支持期は最初の右（左）踵接地から左（右）つま先離地までである．それぞれの局面における時間を支持期時間，遊脚期時間，片脚支持期時間，両脚支持期時間とし，歩行 1 周期の時間（サイクル時間）に対するそれぞれの割合を，%支持期時間，%遊脚期時間，%片脚支持期時間，%両脚支持期時間とした．

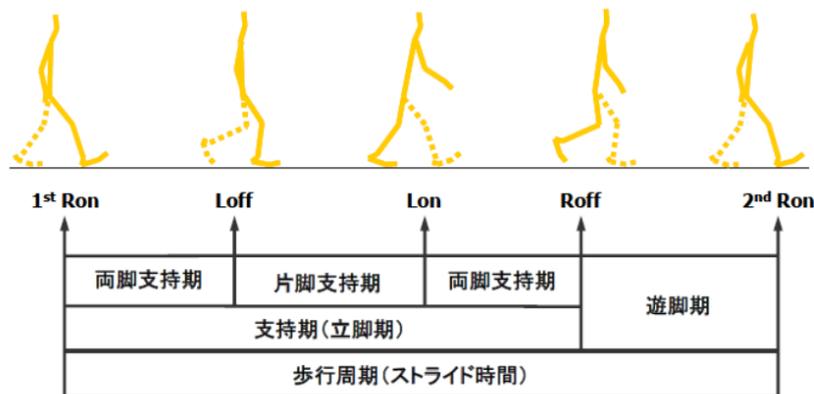


図 4.33 1 歩行周期の局面分け

4.4.2 キネマティクス

4.4.2.1 関節角度

2つの座標系の相対的な向き，または関節角度を決定するために，複数の異なる手法が使用されている．投射角は，一方の座標系のベクトルをもう一方の座標系の直交面へ投影することにより作られる．例えば，図 4.34 に示すように，座標系 LCS”のベクトル y は，もう一方の座標系 LCS’の各面に対して 3つの投射角を持っている．

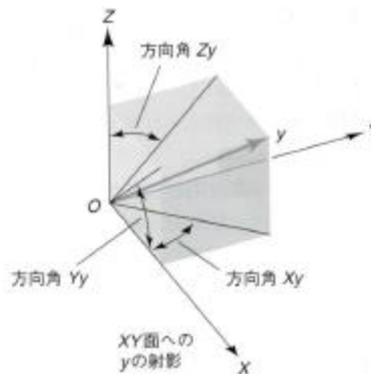


図 4.34 ZX,ZY,XY 面における y の 3つの投影角

(身体運動のバイオメカニクス研究法，2008 より引用)

LCS”の 3つのベクトル (x'' , y'' , z'') の場合には，9つの投影角があることになる．しかし，このうち 3つの角度のみが独立であり，他の角度は相互に依存している．したがって，空間における LCS”の方向は，回転自由度 3 となる 3つの独立した投影角を用いることによって決定される．しかし，これらの角度または回転は，交換則が成り立たないため，特定の順序で行わなければならない．これには合計 12通りの一連の回転がある．本研究では，回転の順番が x, y, z のカルダン角を用いて，セグメント角度，関節角度の算出を行った．この回転順では，第 1の角度は α ，第 2は β ，第 3は γ で表され， α が屈曲/伸展， β が外転/内転， γ は外旋/内旋となる．

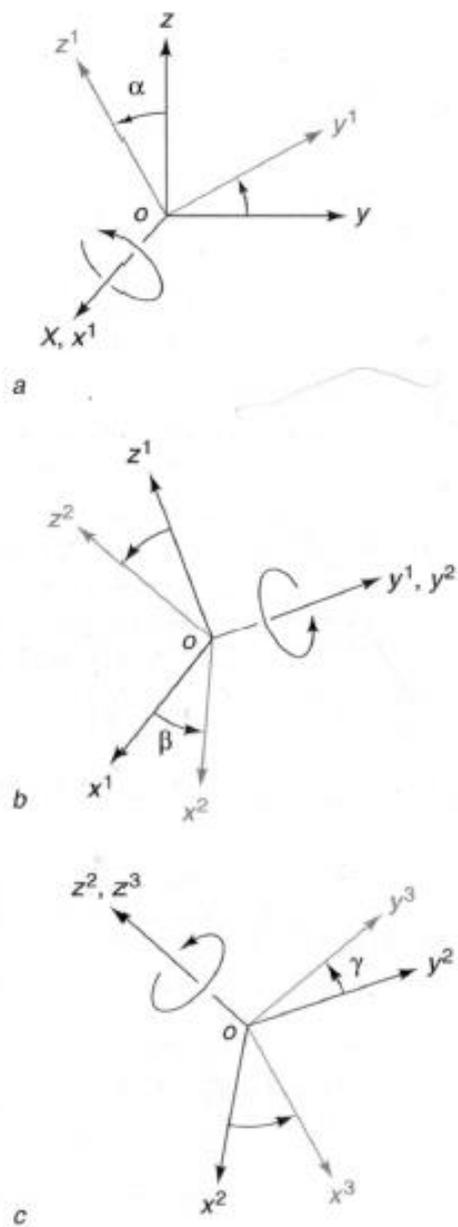


図 4.35 カルダン角の回転の順序

(a) x 軸まわり, (b) y 軸まわり, (c) z 軸まわり

(身体運動のバイオメカニクス研究法, 2008 より引用)

本研究で算出するパラメータの一覧を表 4.2, 4.3 に示す.

パラメータ名を構成している英単語の略称は以下の通りである.

・関節について

A : 足関節 (Ankle)

K : 膝関節 (Knee)

H : 股関節 (Hip)

・関節運動について

PFX : 底屈 (Plantar flexion)

DFX : 背屈 (Dorsal flexion)

EXT : 伸展 (Extension)

FLX : 屈曲 (Flexion)

ABD : 外転 (Abduction)

ADD : 内転 (Adduction)

EVE : 外がえし (Eversion)

INV : 内がえし (Inversion)

EXR : 外旋 (External rotation)

INR : 内旋 (Internal rotation)

・運動面について

SAG : 矢状面 (Sagittal plane)

FRO : 前額面 (Frontal plane)

HOR : 水平面 (Horizontal plane)

・その他

JAD : 関節角度 (Joint angular displacement)

ROM : 関節可動域 (Range of motion)

MMS : 最大筋力 (Maximum muscular strength)

COM : 質量中心 (Center of mass)

CV : 変動係数 (Coefficient of variation)

SD : 標準偏差 (Standard deviation)

表 4.2 算出パラメータ説明 1

パラメータ名	説明
体力テスト・バランス能力テスト	
握力	上肢の筋力 [kgf/kg] ※体重で除している
長座体前屈	柔軟性 [cm]
TUG	動的バランス能力, 移動能力など [s]
開眼片足立ち	静的バランス能力 [s]
棒反応テスト	神経反応速度 [cm]
FR	動的バランス能力 ※身長で除している
COP 外周面積	重心動揺のパラメータ [cm ²]
COP 総軌跡長	重心動揺のパラメータ [cm]
最大筋力測定	
最大足底屈筋力	足関節底屈筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 足底屈筋
最大足背屈筋力	足関節背屈筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 足背屈筋
最大膝伸展筋力	膝関節伸展筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 膝伸展筋
最大膝屈曲筋力	膝関節屈曲筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 膝屈曲筋
最大股伸展筋力	股関節伸展筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 股伸展筋
最大股屈曲筋力	股関節屈曲筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 股屈曲筋
最大股外転筋力	股関節外転筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 股外転筋
最大股内転筋力	股関節内転筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 股内転筋
最大股外旋筋力	股関節外旋筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 股外旋筋
最大股内旋筋力	股関節内旋筋力 [N・m/kg] グラフ中の表記: 股内旋筋
関節自動可動域測定	
最大足底屈角度	足関節底屈方向の限界角度 [deg] グラフ中の表記: 足底屈角
最大足背屈角度	足関節背屈方向の限界角度 [deg] グラフ中の表記: 足背屈角
最大膝屈曲角度	膝関節屈曲方向の限界角度 [deg] グラフ中の表記: 膝屈曲角
最大股伸展角度	股関節伸展方向の限界角度 [deg] グラフ中の表記: 股伸展角
最大股屈曲角度	股関節屈曲方向の限界角度 [deg] グラフ中の表記: 股屈曲角
最大股外転角度	股関節外転方向の限界角度 [deg] グラフ中の表記: 股外転角
最大股内転角度	股関節内転方向の限界角度 [deg] グラフ中の表記: 股内転角
最大股外旋角度	股関節外旋方向の限界角度 [deg] グラフ中の表記: 股外旋角
最大股内旋角度	股関節内旋方向の限界角度 [deg] グラフ中の表記: 股内旋角

表 4.3 算出パラメータ説明 2

パラメータ名	説明
パフォーマンスディスクリプタ	
SL	ステップ長 (Step Length) [m]
SF	ステップ頻度 (Step Frequency) [step/s]
WV	歩行速度 (Walking Velocity) [m/s]
局面時間	
SPT	支持期時間 (Support Time) [s]
SWT	遊脚期時間 (Swing Time) [s]
DSPT	両脚支持期時間 (Double Support Time) [s]
SSPT	片脚支持期時間 (Single Support Time) [s]
%SPT	%支持期時間 (percent Support Time) [%]
%SWT	%遊脚期時間 (percent Swing Time) [%]
%DSPT	%両脚支持期時間 (percent Double Support Time) [%]
%SSPT	%片脚支持期時間 (percent Single Support Time) [%]
局面時間	
A_JAD	足関節角度 [deg]
K_JAD	膝関節角度 [deg]
H_JAD	股関節角度 [deg]
身体重心	
COM_X	身体重心左右動 [m]
COM_Z	身体重心上下動 [m]

4.5 変動の算出方法

各パラメータの変動を算出した。ステップ長，ステップ頻度，歩行速度，局面時間，身体重心変位は平均と標準偏差から変動係数（CV）を算出し，変動の指標とした。

$$CV [\%] = \frac{\sigma}{\bar{x}} \times 100$$

関節角度は平均値が 0° 付近となる場合に変動係数が算出できないため，標準偏差を変動の指標として用いた。

4.6 統計処理

各パラメータの変動について，FY 群（若年者群），FM 群（中年者群），FE 群（高齢者群）の 3 群および SW（Slow Walk），NW（Normal Walk），FW（Fast Walk），MW（Maximum-speed Walk）の 4 速度を 2 要因とする 2 元配置の分散分析（ANOVA）を行った。また，分散分析の結果，年齢群間，速度の影響が有意であったものおよび年齢群間と速度の交互作用が有意であったものについては Scheffe の方法による多重比較検定を行った。なお，有意水準を 5% とした（* : p<0.05, ** : p<0.01）。

これらの統計処理には Origin2015（OriginLab Corporation 社製）を用いた。

5. 結果

5.1 体力テスト

図 5.1～5.8 は体力テストの結果を示したものである。図には各群の平均および標準偏差，分散分析および多重比較検定の結果，散布図，相関係数を合わせて示している。

握力，TUG，開眼片足立ち，棒反応テスト，重心動揺検査（COP 外周面積，COP 総軌跡長）の成績は加齢にともなう低下傾向がみられた。また，これらのパラメータは年齢との間に有意な相関が認められ，相関係数は順に $r=-0.400$ ($p<0.05$)， 0.356 ($p<0.05$)， -0.772 ($p<0.01$)， 0.371 ($p<0.05$)， 0.524 ($p<0.01$)， 0.346 ($p<0.05$) であった。このうち握力，開眼片足立ち，COP 外周面積は群間に有意差が認められた。握力においては，高齢者群（FE 群）が若年者群（FY 群）に比べて有意に小さく ($p<0.05$)，開眼片足立ちにおいても，高齢者群が若年者群，中年者群に比べて有意に短かった ($p<0.01$)。また，COP 外周面積においては，高齢者群が若年者群に比べて有意に大きかった ($p<0.01$)。

以上のことから，加齢にともない，上肢の筋力，神経反応速度，静的バランス能力が特に低下することが分かった。一方，動的バランス能力の指標である FR は，加齢にともない低下傾向にはあるが有意ではなかったことから，動的バランス能力よりも静的バランス能力の方が加齢にともなう低下が大きいと考えられる。

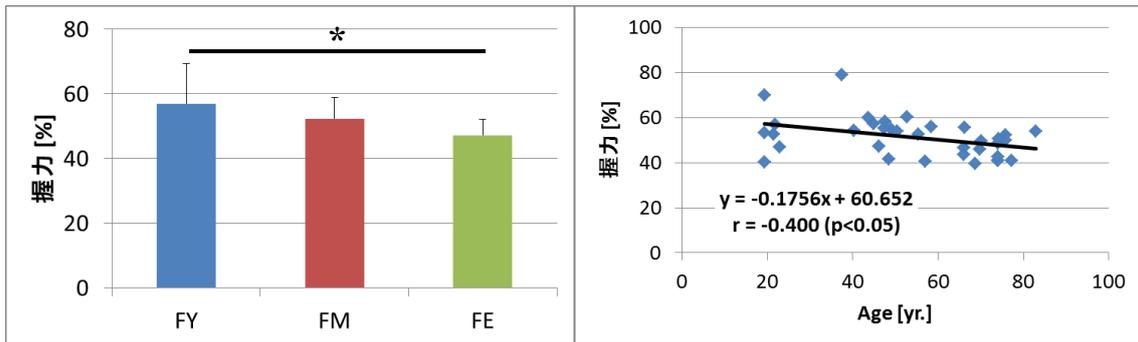


図 5.1 握力

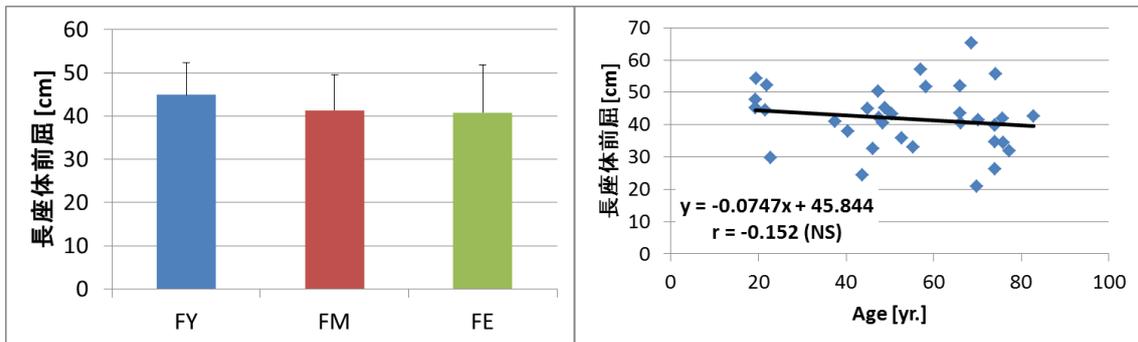


図 5.2 長座体前屈果

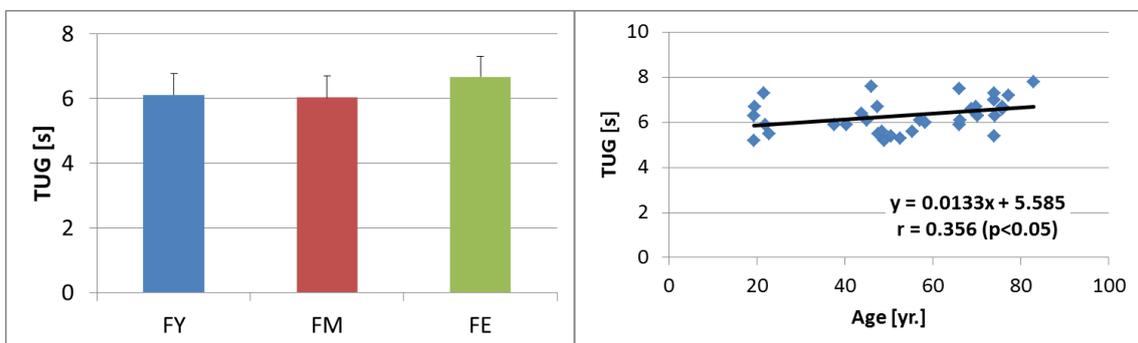


図 5.3 TUG

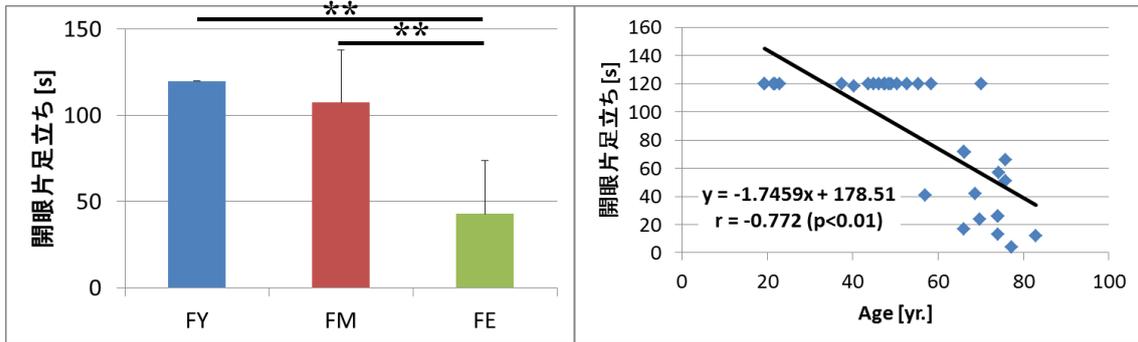


図 5.4 開眼片足立ち

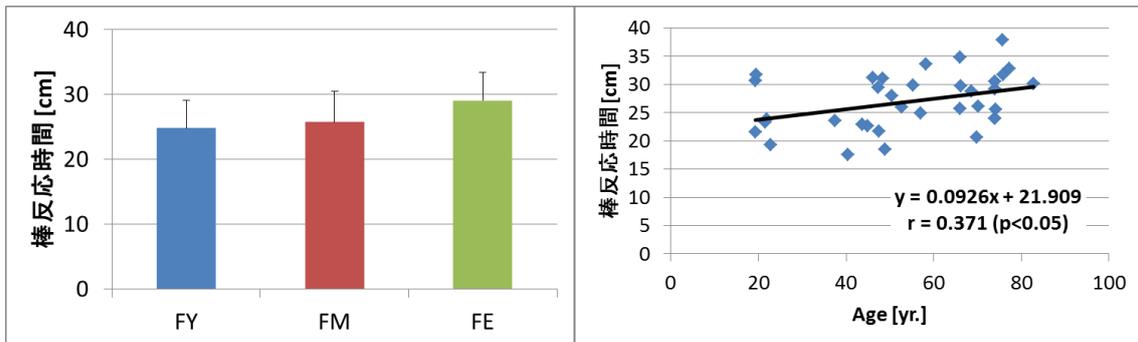


図 5.5 棒反応時間

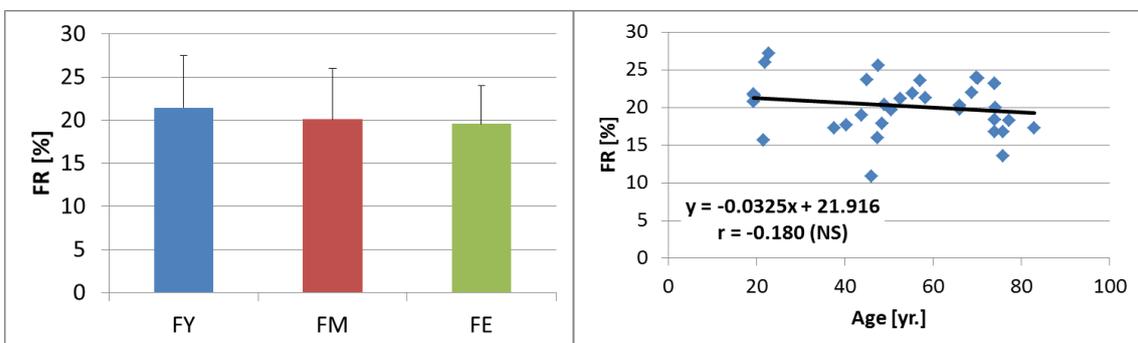


図 5.6 FR

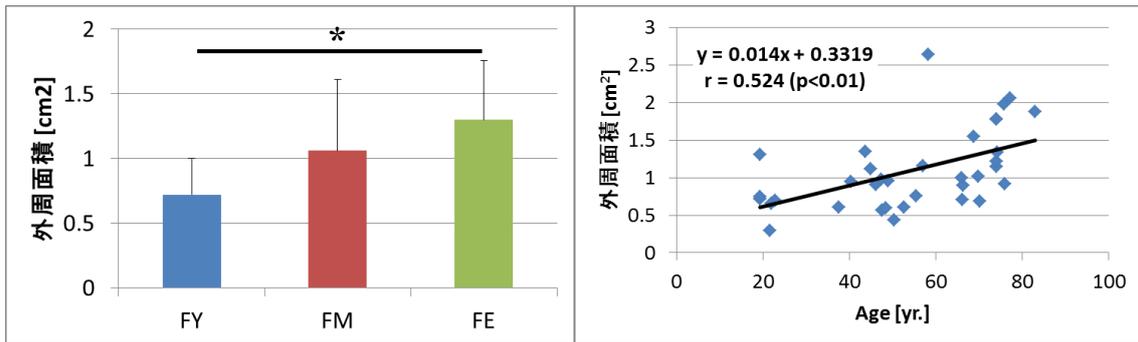


図 5.7 COP 外周面積

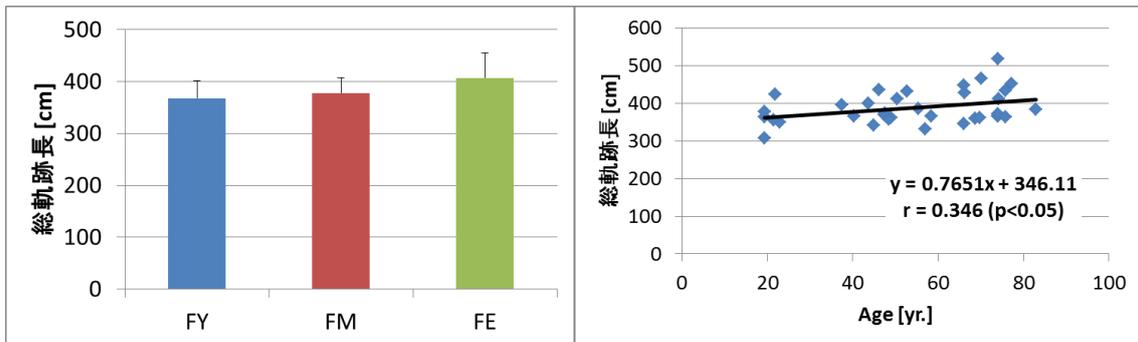


図 5.8 COP 総軌跡長

5.2 下肢最大筋力

図 5.9～5.18 は最大筋力測定の結果を示したものである。図には各群の平均および標準偏差, 分散分析および多重比較検定の結果, 散布図, 相関係数を合わせて示している。

全体的に加齢にともなう低下傾向がみられた。特に最大足底屈筋力, 最大膝屈曲筋力, 最大股屈曲筋力, 最大股伸展筋力は年齢との間に有意な相関が認められ, 相関係数は順に $r=-0.576$ ($p<0.01$), -0.364 ($p<0.05$), -0.494 ($p<0.01$), -0.492 ($p<0.01$) であった。このうち足底屈筋力, 股屈曲筋力, 股伸展筋力は群間に有意差が認められた。

足底屈筋力および股屈曲筋力においては, 高齢者群が若年者群, 中年者群に比べて有意に小さく ($p<0.01$), 股伸展筋力においても, 高齢者群が若年者群に比べて有意に小さかった ($p<0.01$)。年齢との有意な相関および群間の有意差がともに認められたことから, 足底屈筋力, 股屈曲筋力, 股伸展筋力は加齢にともない特に低下すると考えられる。また下肢筋力同士の相関係数に着目すると, 全ての項目において有意な正の相関が認められた。このことから下肢関節まわりの筋力同士には密接な関係があると考えられる。

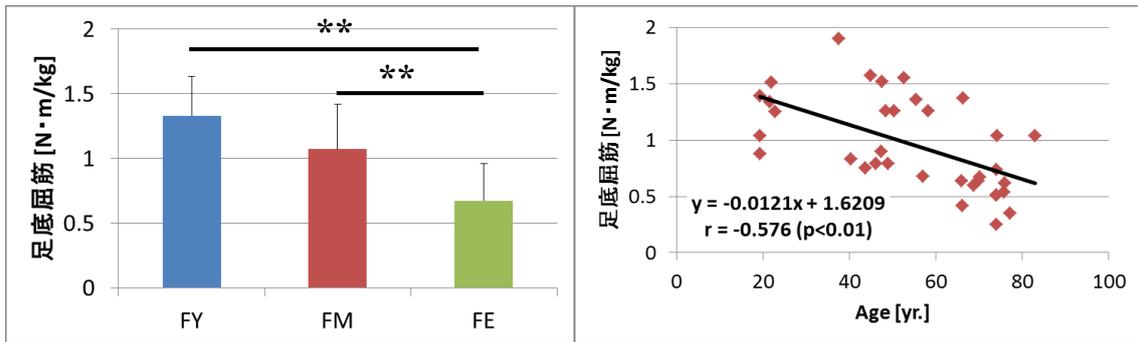


図 5.9 足関節最大底屈筋力

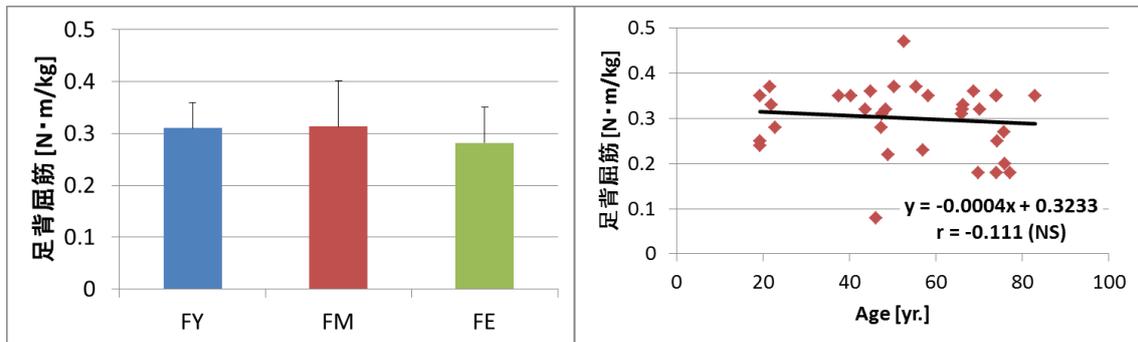


図 5.10 足関節最大背屈筋力

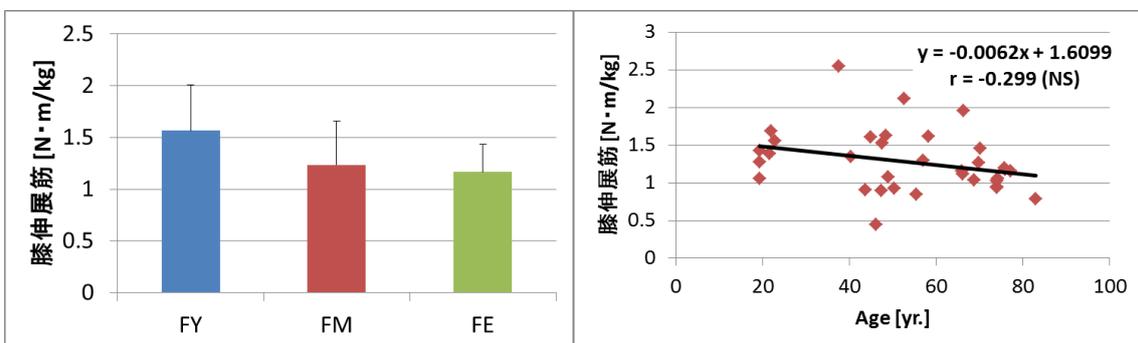


図 5.11 膝関節最大伸展筋力

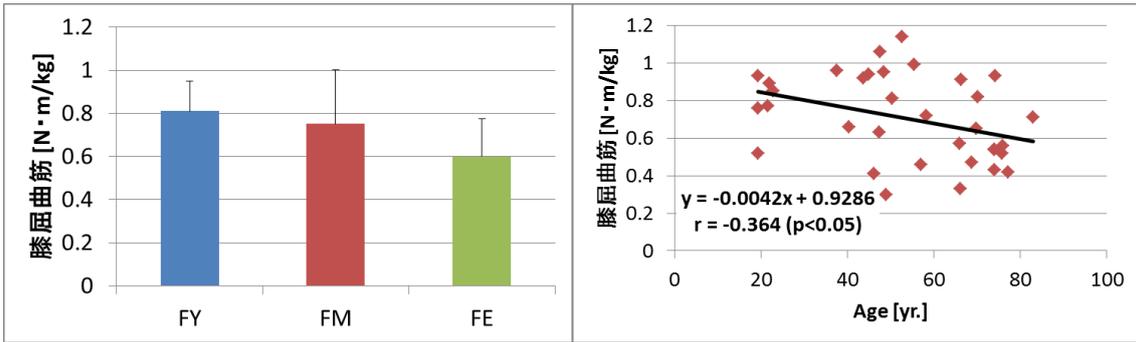


図 5.12 膝関節最大屈曲筋力

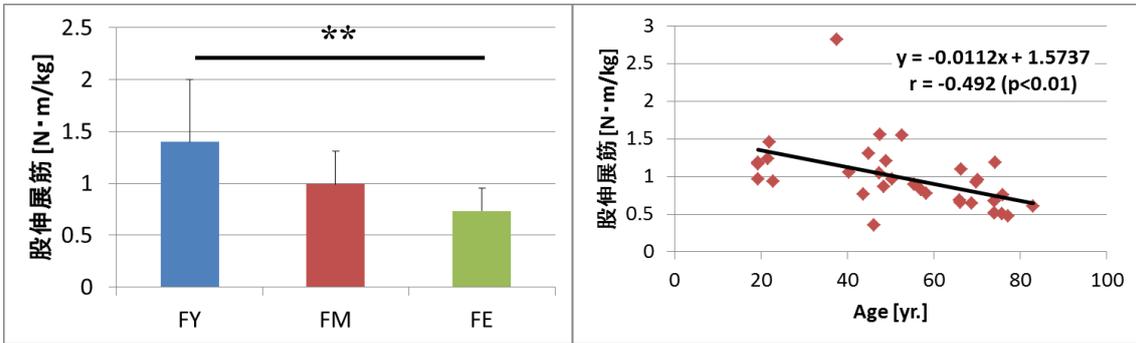


図 5.13 股関節最大伸展筋力

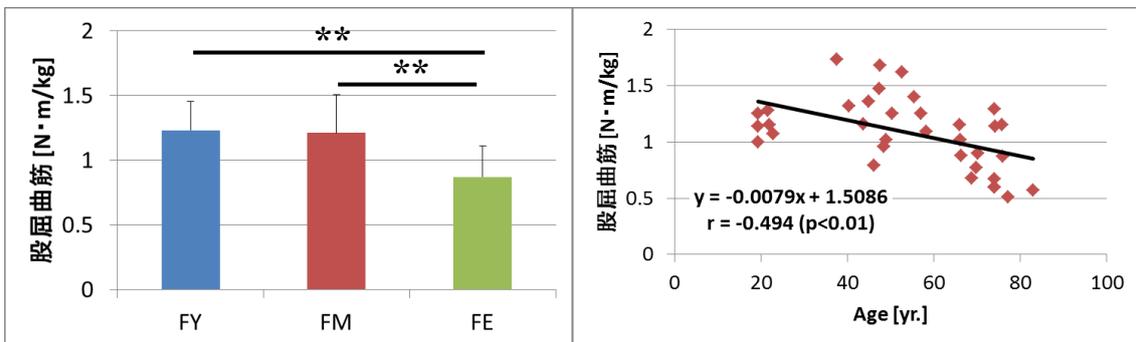


図 5.14 股関節最大屈曲筋力

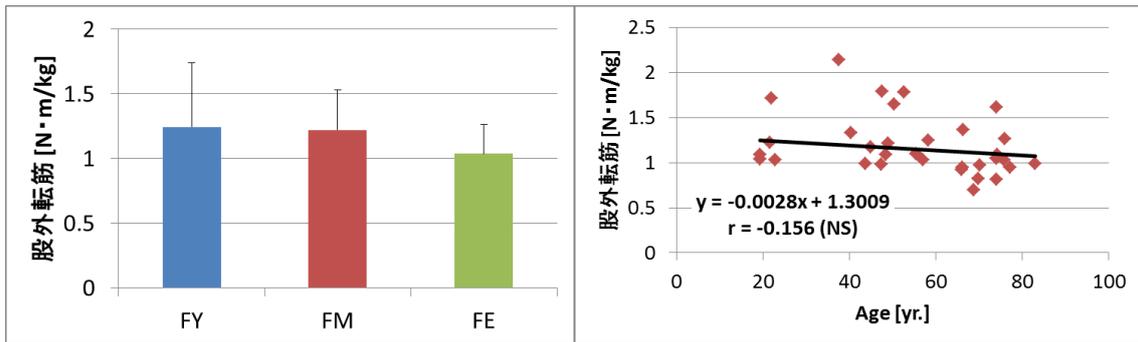


図 5.15 股関節最大外転筋力

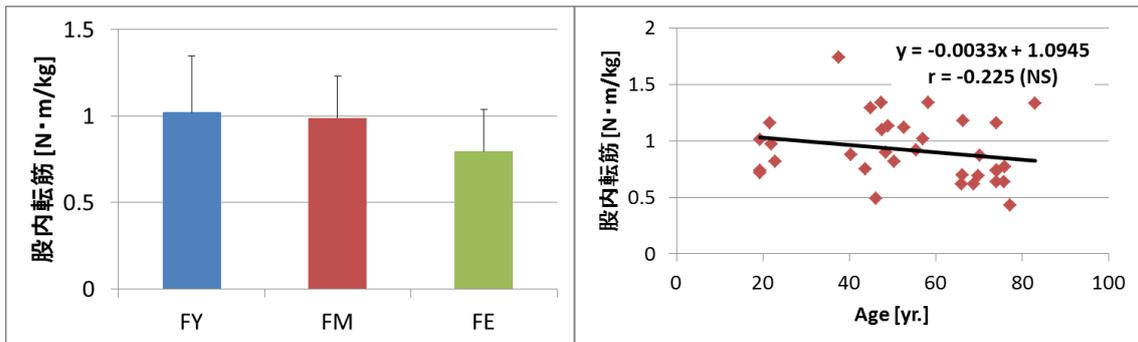


図 5.16 股関節最大内転筋力

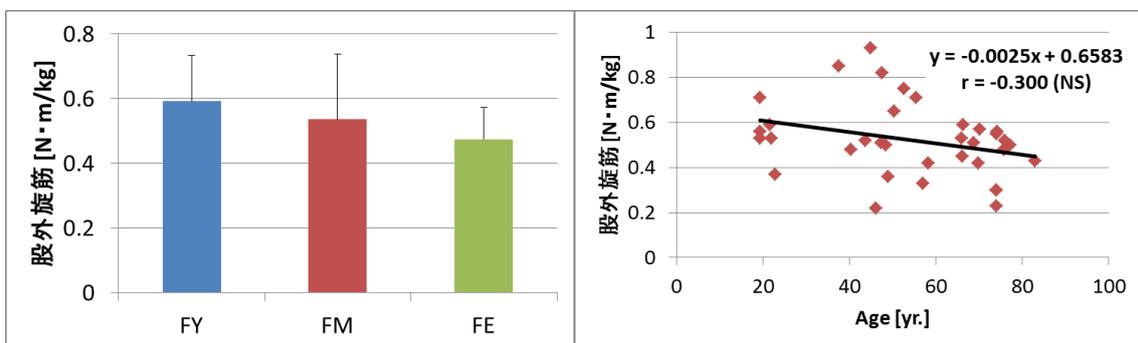


図 5.17 股関節最大外旋筋力

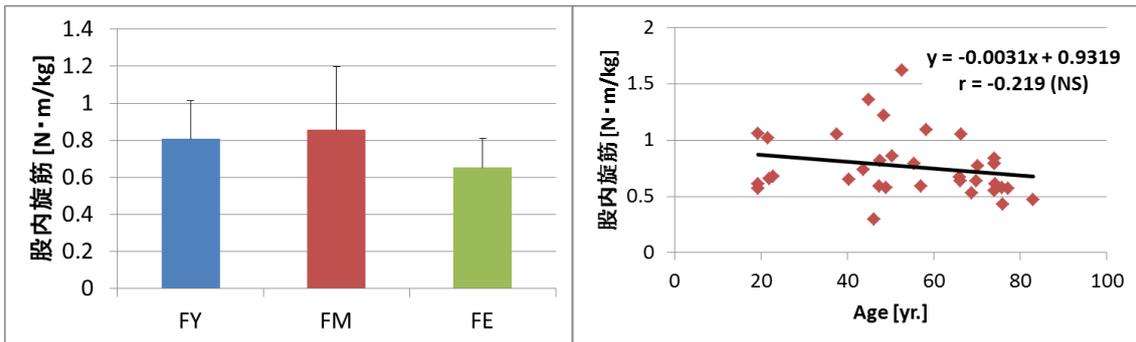


図 5.18 股関節最大内旋筋力

5.3 下肢関節自動可動域

図 5.19～5.27 は関節自動可動域を示したものである。図には各群の平均および標準偏差，分散分析および多重比較検定の結果，散布図，相関係数を合わせて示している。

膝関節屈曲，股関節伸展，および股関節屈曲可動域で加齢にともなう低下傾向がみられた。これらは年齢との間に有意な相関が認められ，相関係数は順に $r=-0.371$ ($p<0.05$)， -0.482 ($p<0.01$)， -0.356 ($p<0.05$) であった。このうち股関節伸展可動域は，群間に有意差も認められ，高齢者群が若年者群に比べて有意に小さかった ($p<0.05$)，

以上のことから，加齢にともない膝関節屈曲，股関節伸展，および股関節屈曲可動域が特に狭まるものと考えられる。また，股伸展筋力と股関節伸展可動域の間には強い正の相関 ($r=0.751$) が認められたことから，股伸展筋力の低下が股関節伸展自動可動域に影響することが示唆された。

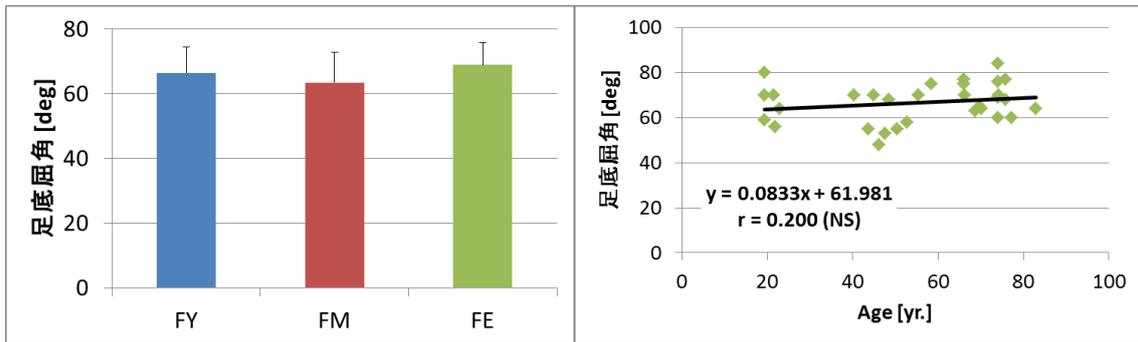


図 5.19 足関節底屈自動可動域

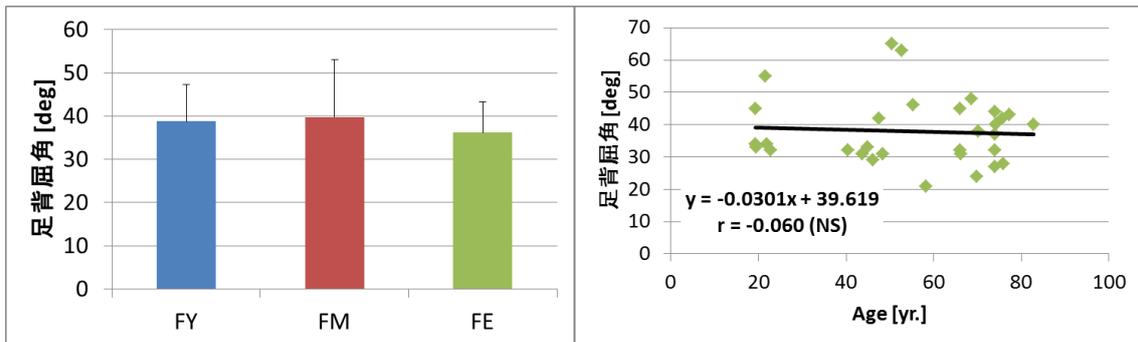


図 5.20 足関節背屈自動可動域

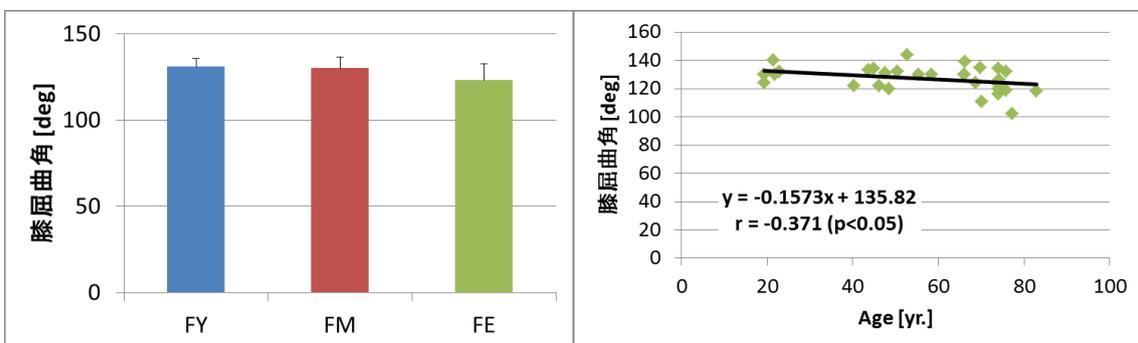


図 5.21 膝関節屈曲自動可動域

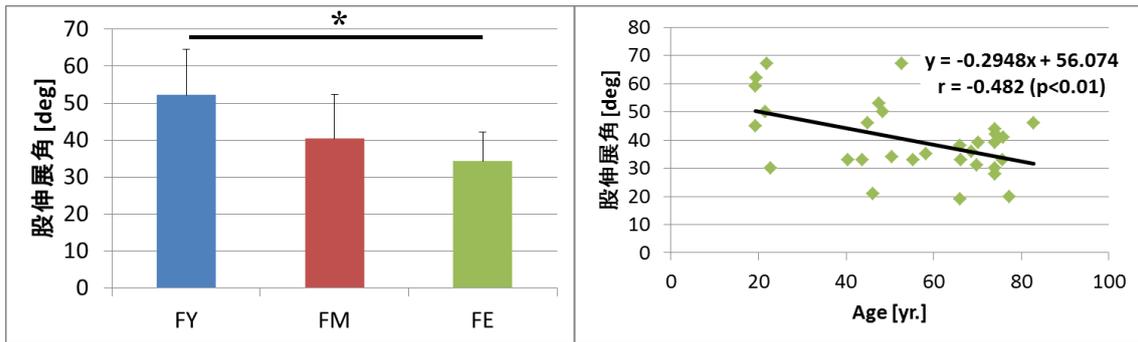


図 5.22 股関節伸展自動可動域

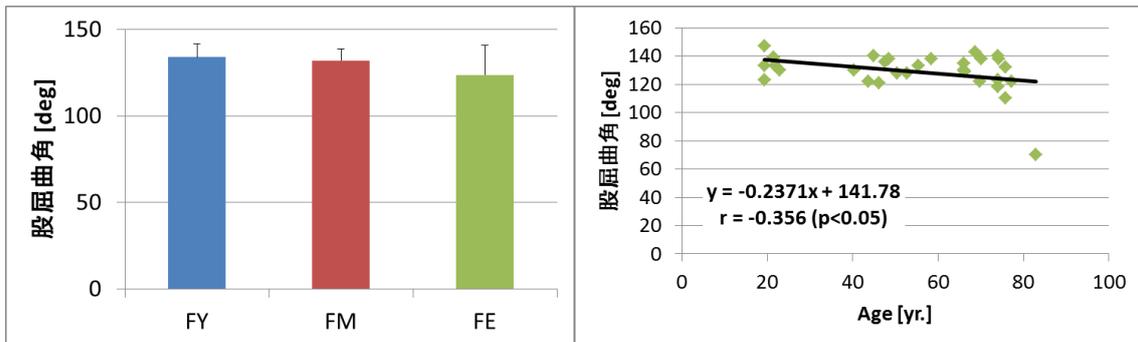


図 5.23 股関節屈曲の自動可動域

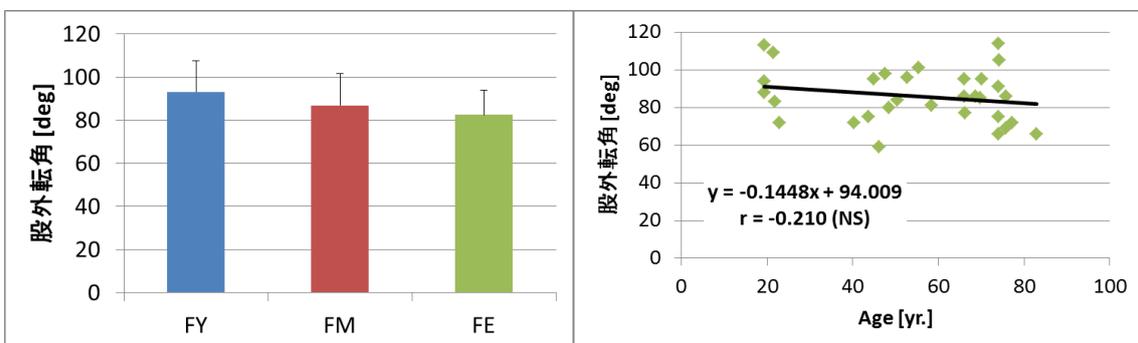


図 5.24 股関節外転自動可動域

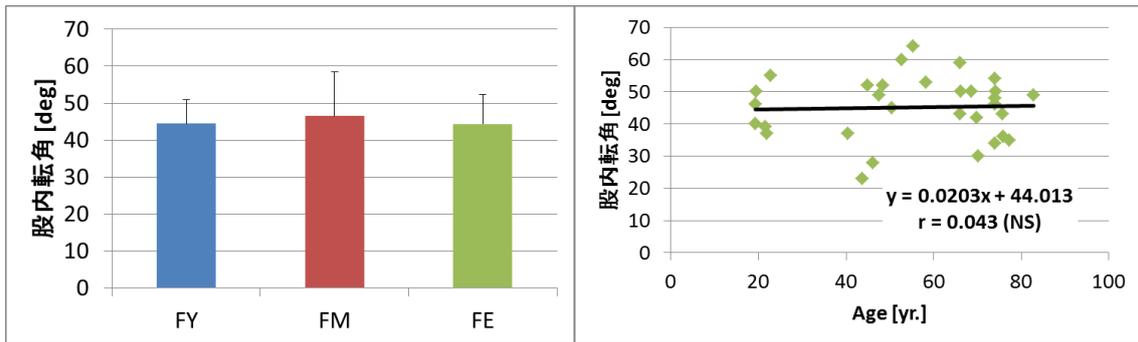


図 5.25 股関節内転自動可動域

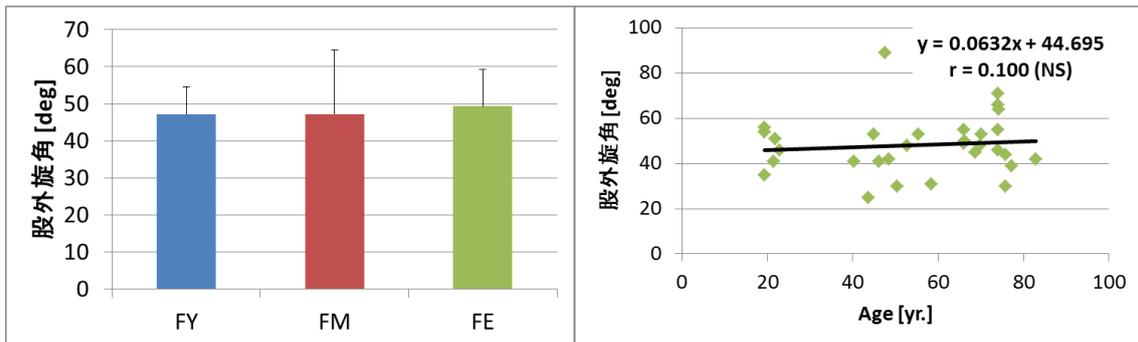


図 5.26 股関節外旋自動可動域

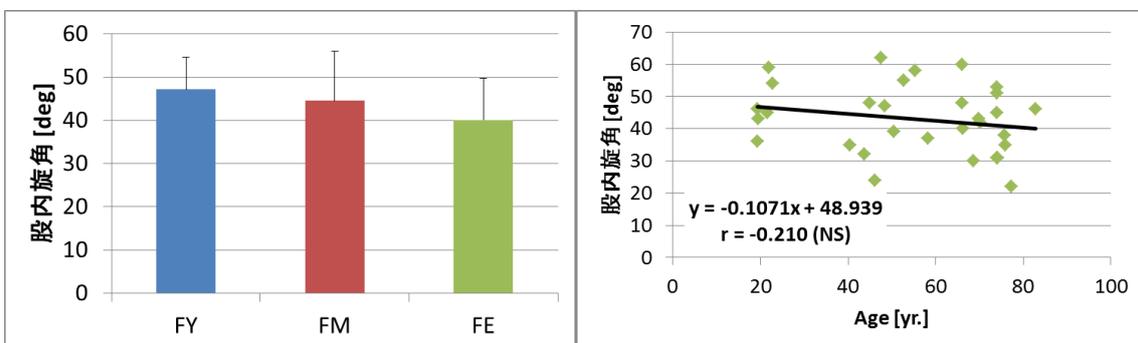


図 5.27 股関節内旋自動可動域

5.4 歩行動作

5.4.1 パフォーマンスディスクリプタ

5.4.1.1 ステップ長，ステップ頻度，歩行速度

図 5.28～5.30 はステップ長，ステップ頻度，歩行速度を示したものである。図には年齢群，速度別の平均および標準偏差，分散分析および多重比較検定の結果（不等号一つは 5%水準での有意差，不等号二つは 1%水準での有意差）を示している。

ステップ長，ステップ頻度は年齢群間，速度間で有意差が認められ，ステップ長では若年者群は中年者群，高齢者群に比べて有意に大きく ($p<0.05$)，高い歩行速度ほど有意に大きくなる傾向がみられた。ステップ頻度では中年者群，高齢者群が若年者群に比べて有意に大きかった ($p<0.05$)。また，ステップ長，ステップ頻度とも，年齢群にかかわらず，高い歩行速度ほど有意に大きくなる傾向がみられた。

また，歩行速度は速度間で有意差が認められたが，年齢群間で有意差はみられなかった。このことは，得られた歩行試技が実験の条件（異なる 4 種類の速度での歩行）を満たし，かつ，年齢群間に歩行速度の偏りがないことを意味している。

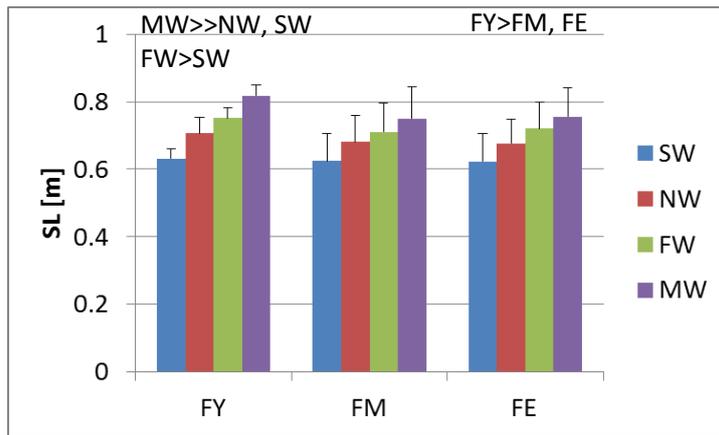


図 5.28 ステップ長

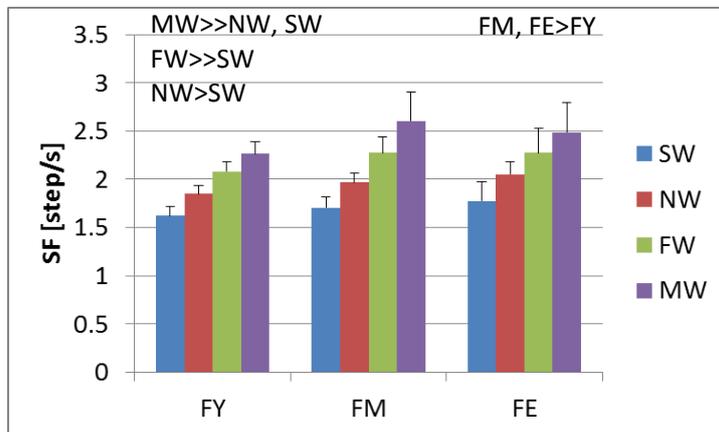


図 5.29 ステップ頻度

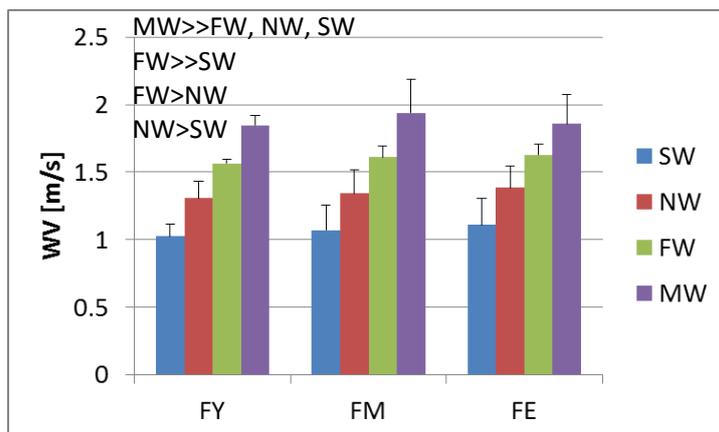


図 5.30 歩行速度

5.4.1.2 局面時間

図 5.31～5.38 は局面時間を示したものである。図には各群の平均および標準偏差、分散分析および多重比較検定の結果を合わせて示している。

年齢群間では両脚支持期時間、%遊脚期時間、%片脚支持期時間で有意差が認められ、両脚支持期時間では若年者群、中年者群が高齢者群に比べて有意に大きく ($p<0.05$)、%遊脚期時間、%片脚支持期時間は高齢者群が若年者群、中年者群に比べて有意に大きかった ($p<0.05$)。

また、全ての局面において速度間で有意差が認められ、支持期時間、遊脚期時間、両脚支持期時間、片脚支持期時間、%支持期時間、%両脚支持期時間では高い歩行速度ほど有意に小さくなる傾向がみられ、%遊脚期時間、%片脚支持期時間では高い歩行速度ほど有意に大きくなる傾向がみられた。

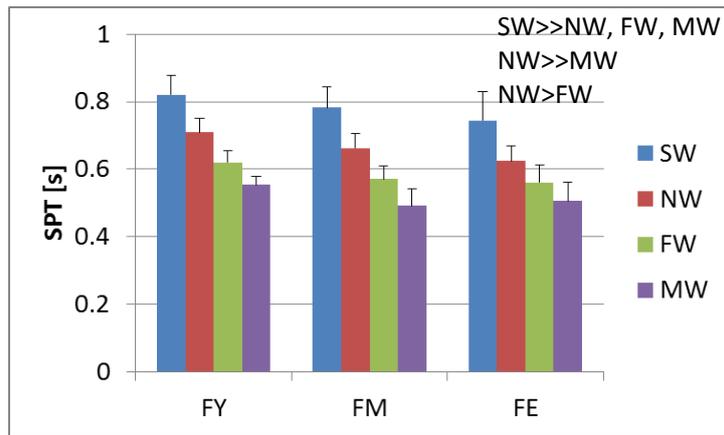


图 5.31 支持期時間

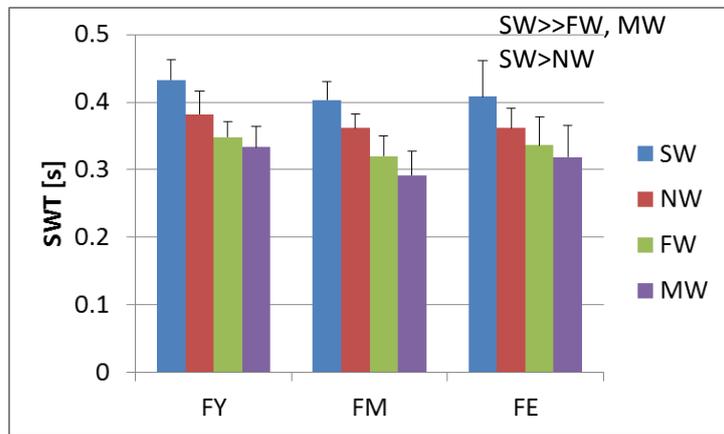


图 5.32 遊脚期時間

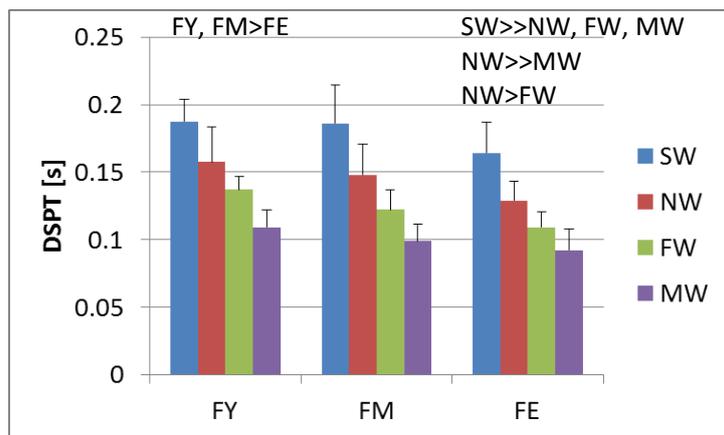


图 5.33 兩脚支持期時間

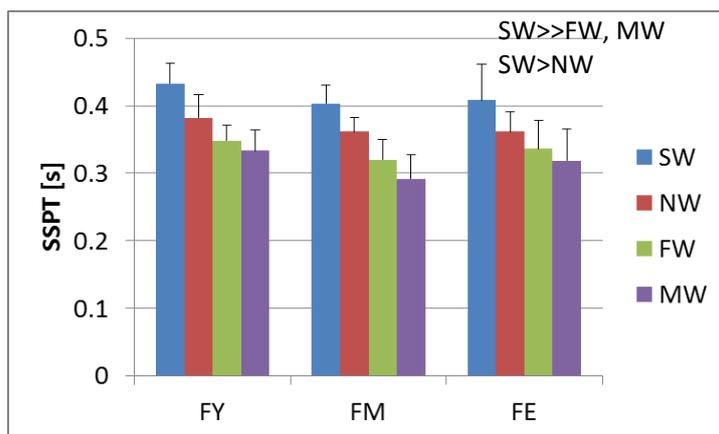


图 5.34 片脚支持期時間

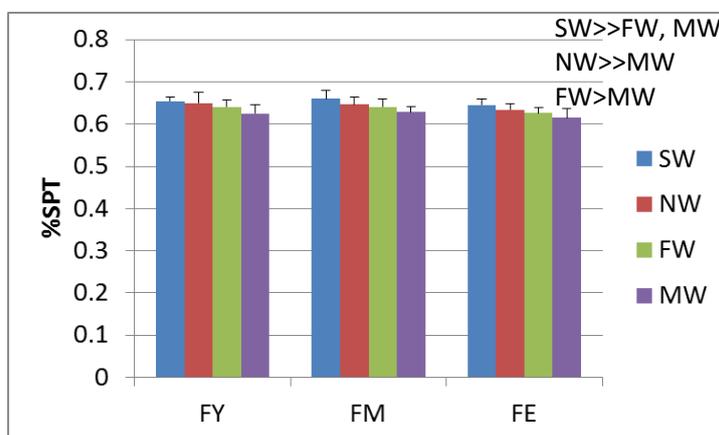


图 5.35 支持期時間比

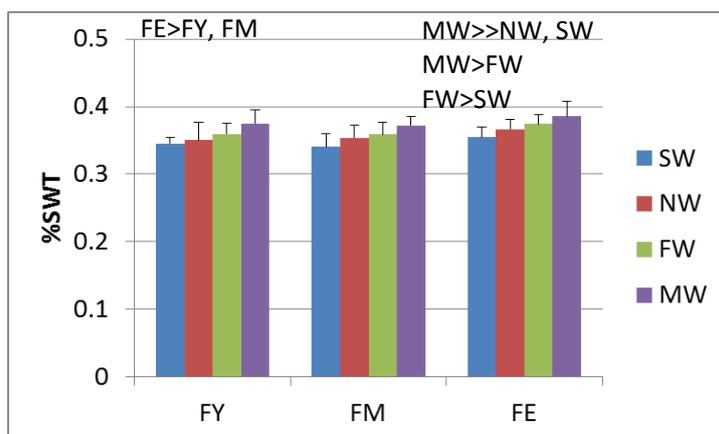


图 5.36 遊脚期時間比

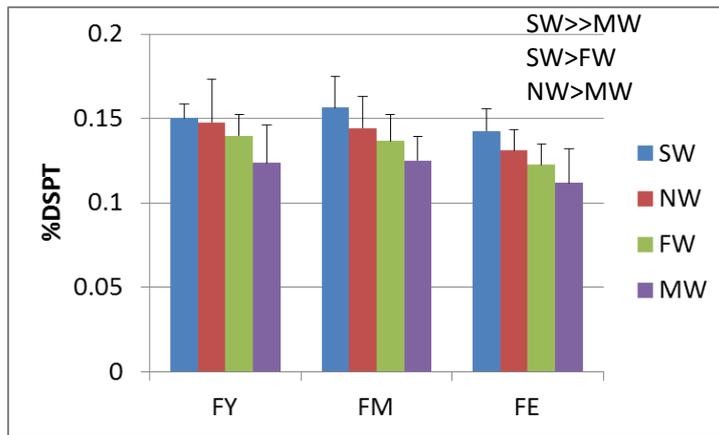


图 5.37 两脚支持期時間比

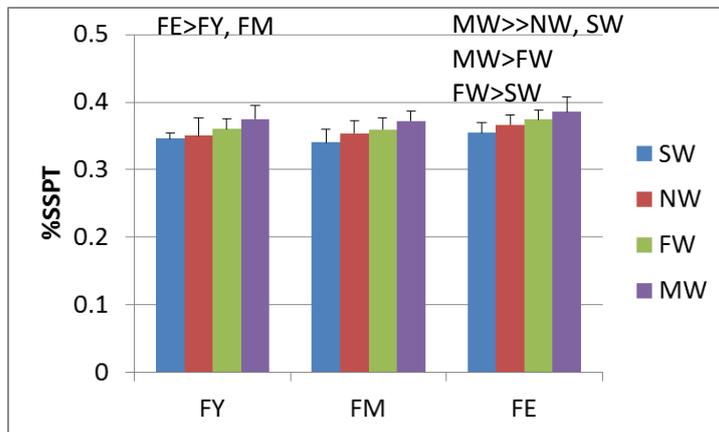


图 5.38 片脚支持期時間比

5.4.2 関節角度

図 5.39～5.40 は関節角度について各群の平均を時系列で示したものである。図の横軸の時間は右（左）踵接地から次の右（左）踵接地までの 1 歩行周期を 100%として正規化している。

股関節では、高齢者は若年者に比べ、X 軸（伸展－屈曲）に関しては常に屈曲した姿勢になっており、速くなるほど差が大きかった。Y 軸（外転－内転）では年齢群で差はみられず、速度の影響もみられなかった。Z 軸（外旋－内旋）では、高齢者はより外旋していた。また、速度による影響はみられなかった。

膝関節は、X 軸（伸展－屈曲）では高齢者は若年者に比べ、支持期でより屈曲した姿勢になっており、速度が大きくなるほど差が大きかった。しかし、遊脚期における差はあまりみられなかった。Y 軸（外転－内転）は年齢群で差は無く、速度による影響もみられなかった。Z 軸（外旋－内旋）では中年者は若年者より外旋した動作になっており、遊脚期については速度が大きくなるほど差が大きくなった。

足関節は、X 軸（底屈－背屈）では背屈、底屈ともに高齢者の動作範囲が狭くなった。Y 軸（外転－内転）では高齢者はより外転した姿勢であり、速度の差はあまりみられなかった。Z 軸（外がえし－内がえし）では中年者は若年者よりも内がえしの姿勢になっており、速度による差はあまりみられなかった。

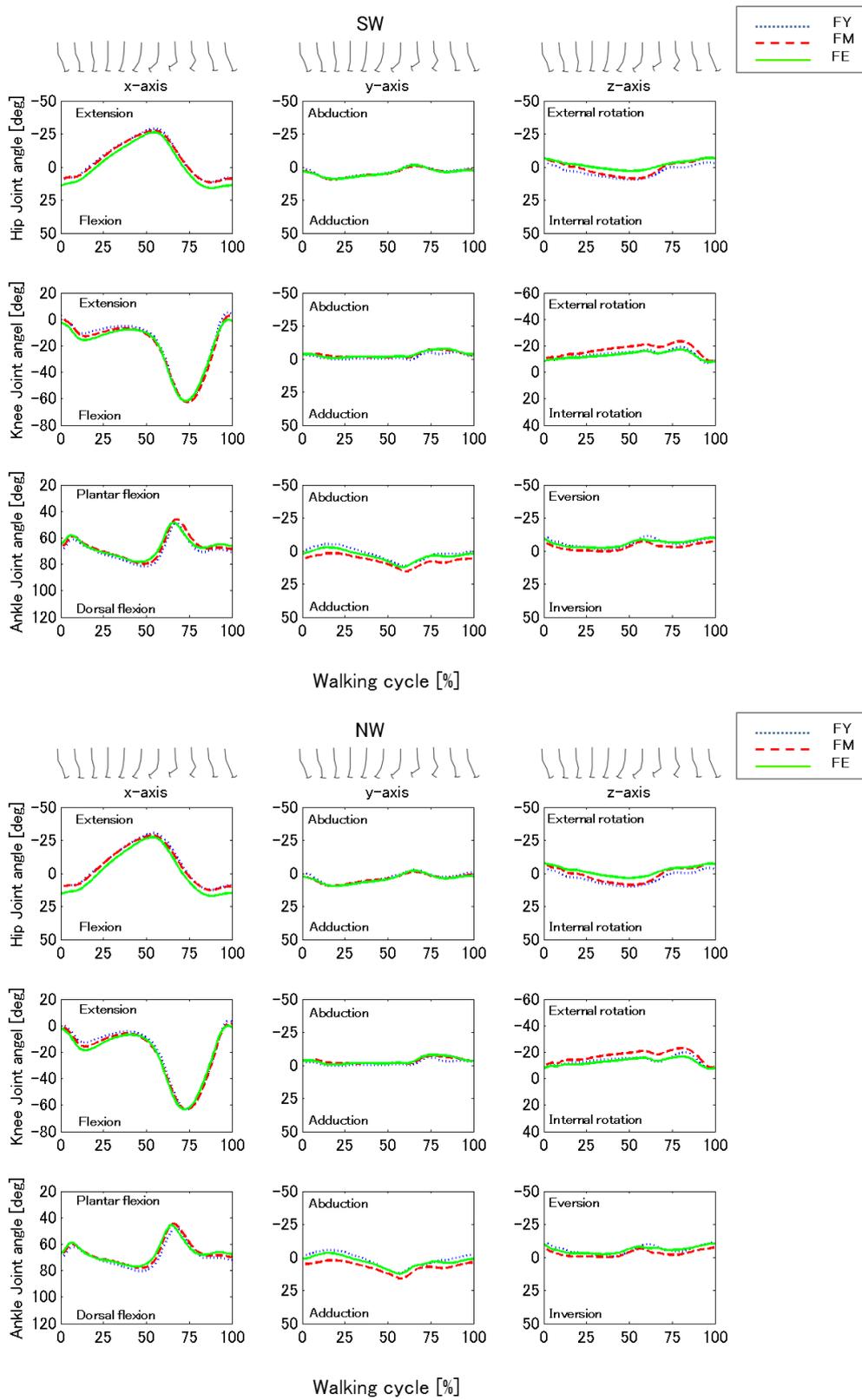


図 5.39 関節角度 (SW, NW)

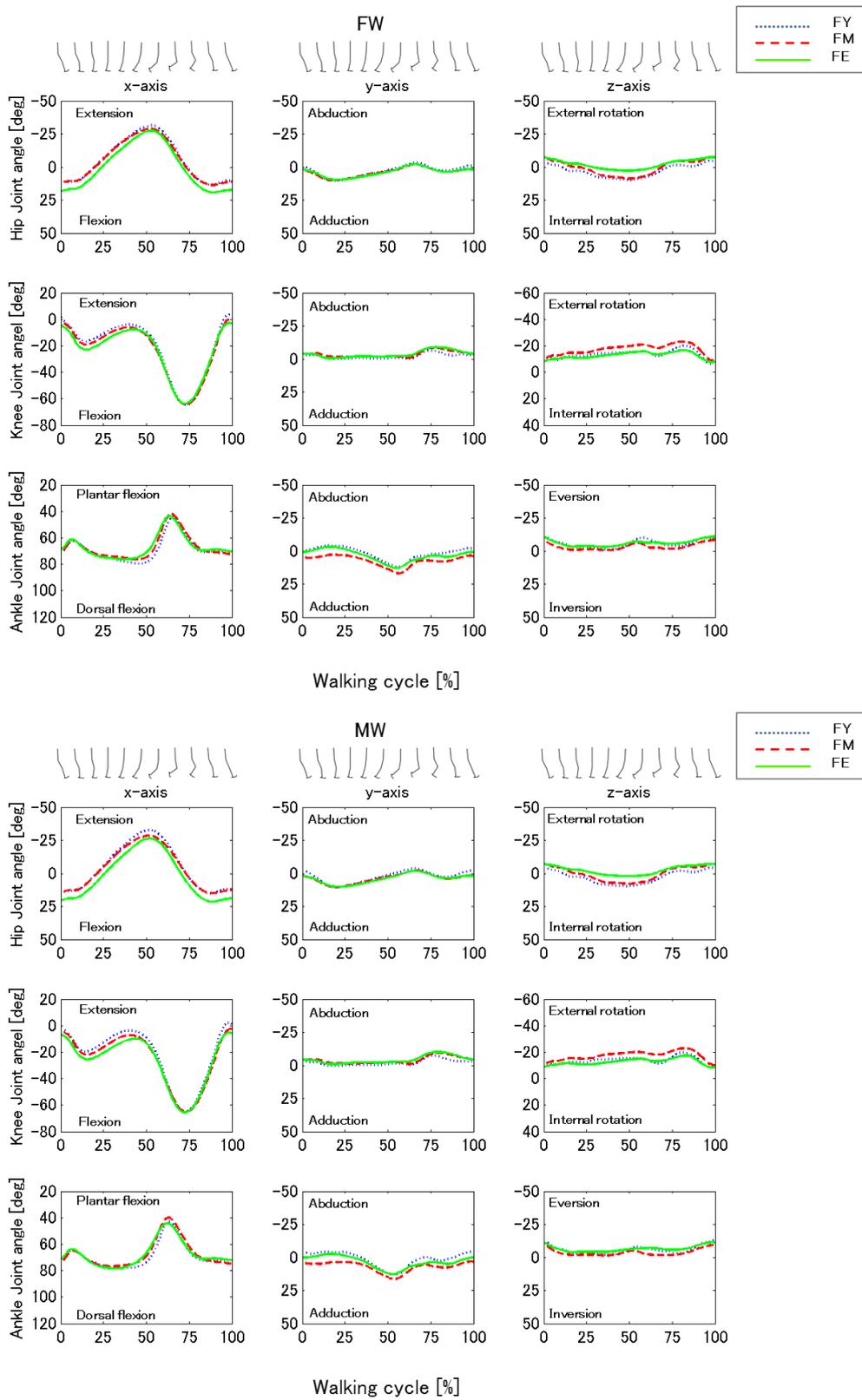


図 5.40 関節角度 (FW, MW)

5.4.3 身体重心

図 5.41, 5.42 は身体重心変位を示したものである。図には各群の平均および標準偏差を示している。

左右動は速度が低いほど、上下動は速度が高いほど大きくなったが年齢群間で有意差はみられなかった。

また、有意差はみられなかったが上下動は若年者に比べて高齢者の方が小さかった。これは、若年者に比べ高齢者は股関節、膝関節が屈曲した歩行動作になっており、足関節の背屈、底屈動作が狭くなることから考えられる。

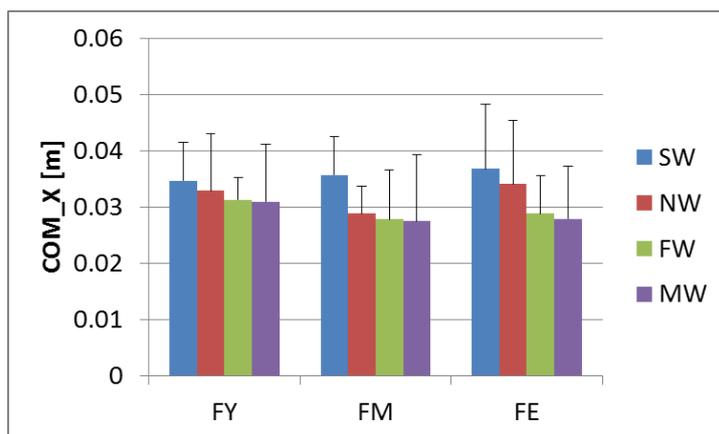


图 5.41 身体重心左右動

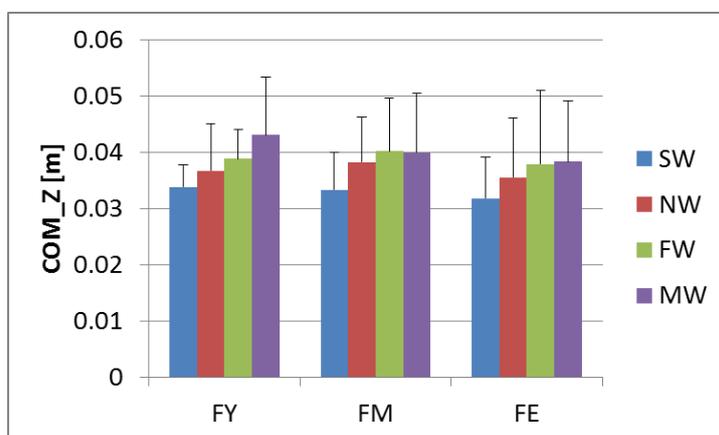


图 5.42 身体重心上下動

5.5 歩行動作の変動

5.5.1 パフォーマンスディスクリプタ

5.5.1.1 ステップ長，ステップ頻度，歩行速度の変動

図 5.43～5.45 はストライド特性の変動を示したものである。図には年齢群，速度別の変動係数の平均および標準偏差，分散分析および多重比較検定の結果を示している。

歩行速度の変動は年齢群間，速度間で有意差がみられなかったことから，他の歩行パラメータの変動は歩行速度の変動によるものでは無いと判断できる。

ストライド特性に関して，年齢群間に有意差はみられなかったものの，ステップ長，ステップ頻度の変動は速度間に有意差が認められ，ステップ長では MW が SW，NW および FW より有意に大きかった (SW, NW : $p < 0.01$, FW : $p < 0.05$)。また，ステップ頻度では MW が NW より有意に大きかった ($p < 0.05$)。

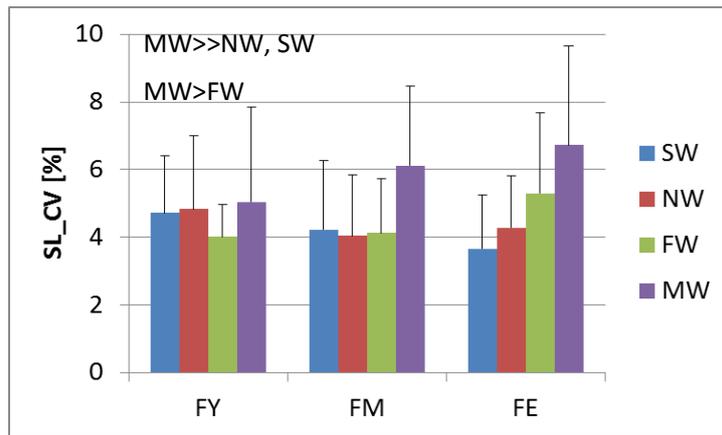


図 5.43 ステップ長の変動

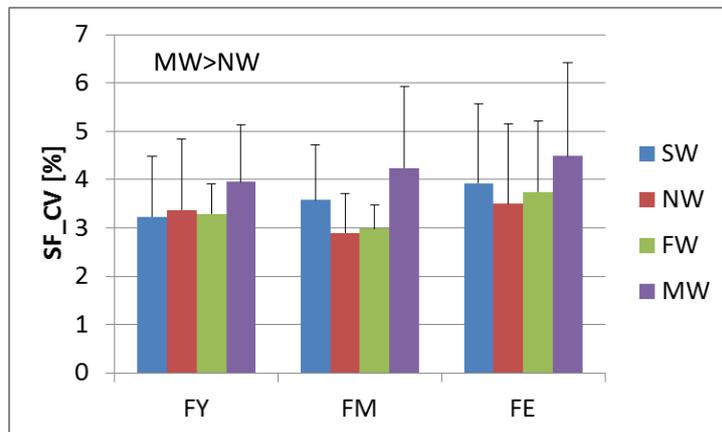


図 5.44 ステップ頻度の変動

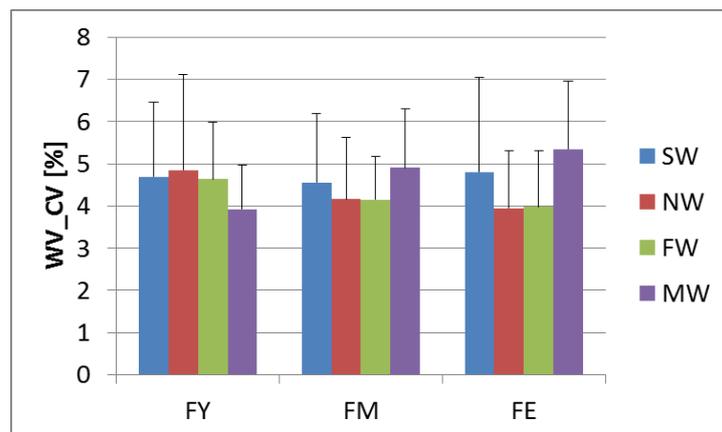


図 5.45 歩行速度の変動

5.5.1.2 局面時間の変動

図 5.46～5.53 は局面時間の変動を示したものである。図には各群の平均および標準偏差，分散分析および多重比較検定の結果を合わせて示している。

両脚支持期時間，%両脚支持期時間は年齢群間，速度間に有意差が認められ，両脚支持期時間，%両脚支持期時間ともに高齢者群が若年者群，中年者群と比べて有意に大きかった ($p<0.05$)。また，MW が SW, NW および FW に比べて有意に大きかった (SW, NW : $p<0.01$, FW : $p<0.05$)。

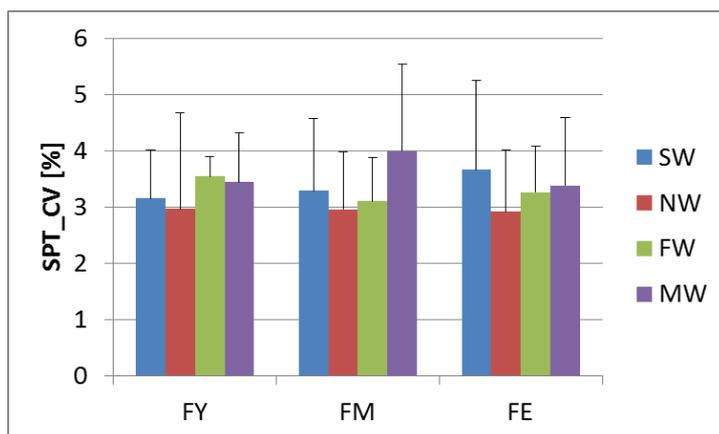


図 5.46 支持期時間の変動

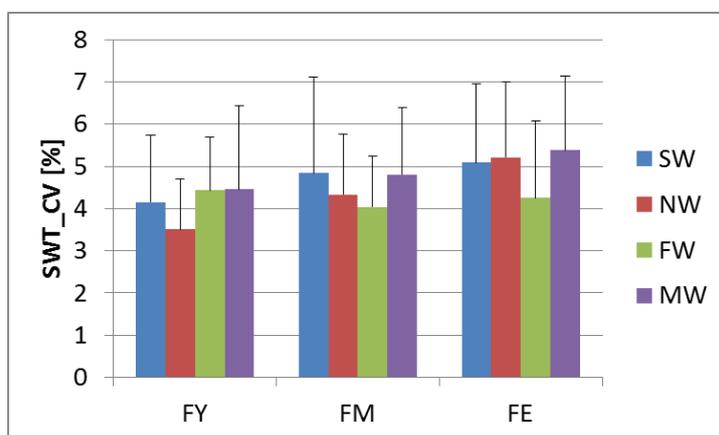


図 5.47 遊脚期時間の変動

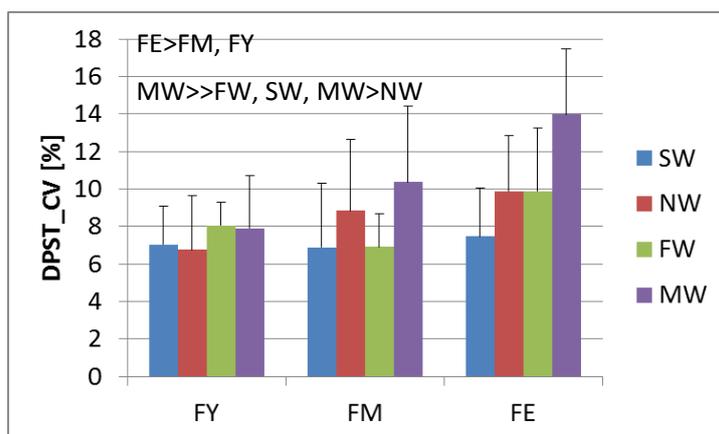


図 5.48 両脚支持期時間の変動

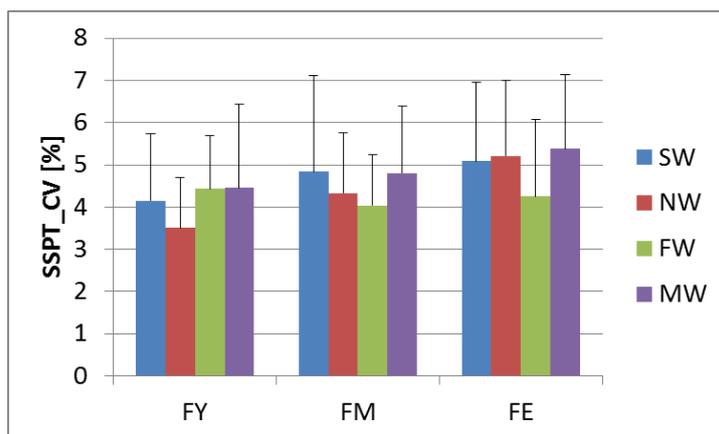


図 5.49 片脚支持期時間の変動

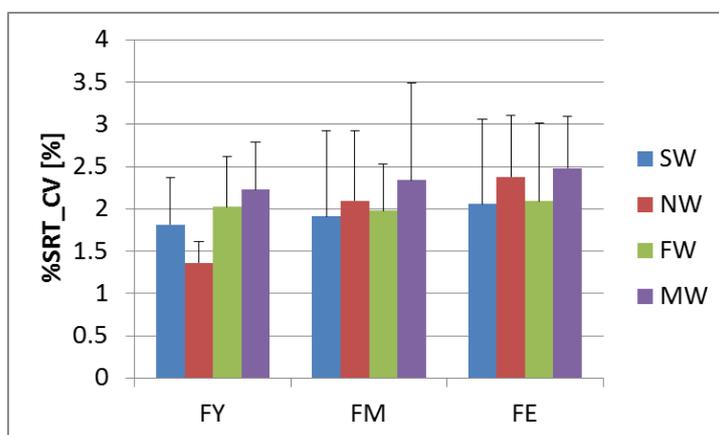


図 5.50 %支持期時間の変動

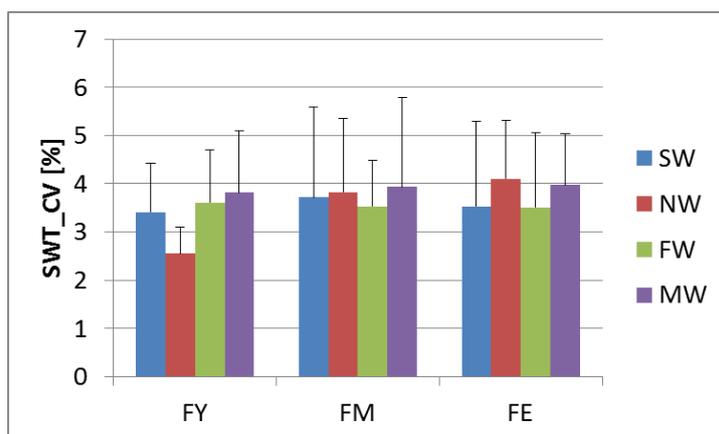


図 5.51 %遊脚期時間の変動

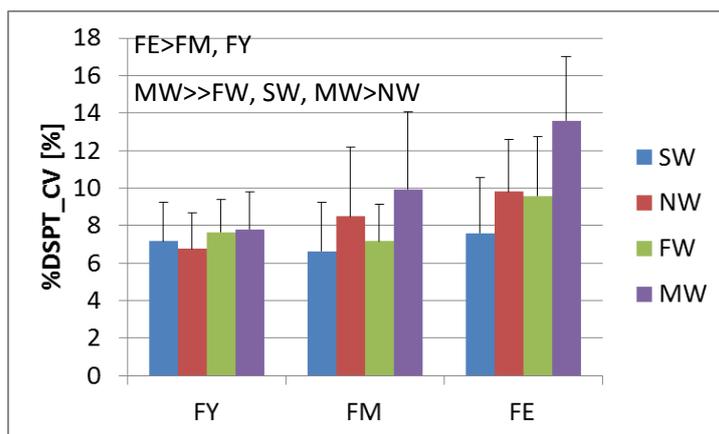


図 5.52 %両脚支持期時間の変動

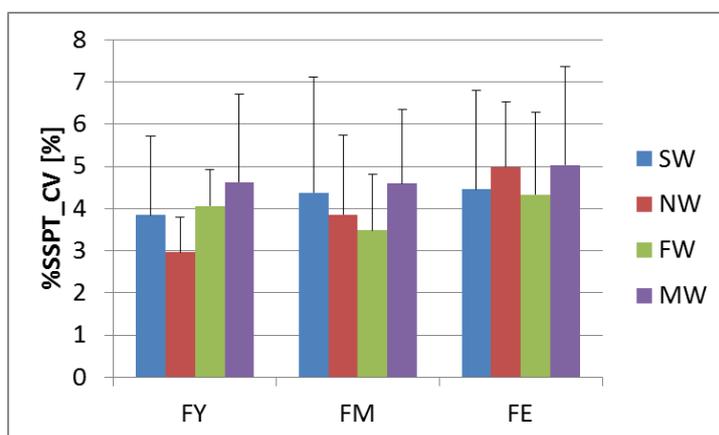


図 5.53 %片脚支持期時間の変動

5.5.2 関節角度の変動

図 5.54～5.55 は各年齢群における 3 軸の関節角度の標準偏差を時系列で示したものである。図の上部には、規格化時間 1%ごとにおける標準偏差とバランス能力、下肢最大筋力、下肢関節自動可動域との相関の有無を示している。

股関節角度の変動は、X 軸（伸展－屈曲）では NW において中年者で大きかったが、他の速度では高齢者で大きかった。離地付近変動がピークとなっており、接地付近の変動はあまり大きくなかった。Y 軸（外転－内転）は速度が大きいほど変動も大きかったが、年齢群間での差はみられなかった。Z 軸（外旋－内旋）では NW においては高齢者群が他の二群に比べて大きかったが、他の速度ではあまり差はみられなかった。

膝関節角度は、X 軸（伸展－屈曲）では高齢者群の変動が大きく、特に遊脚期は他の二群に比べてより大きかった。Y 軸（外転－内転）ではあまり差がみられなかったが、NW では高齢者の変動が常に大きかった。Z 軸（外旋－内旋）においては変動のピークは離地付近より接地付近の方が大きくなる傾向がみられた。速度が大きいほど変動が大きかったが、年齢群間の差は小さかった。

足関節角度は、X 軸（底屈－背屈）では SW において支持期の高齢者群の変動がわずかに大きかった。離地付近では若年者の方が大きかったが、他の速度では中年者と高齢者の方が大きく、足関節背屈筋力や足関節背屈可動域と負の相関が認められた。Y 軸（外転－内転）でも、SW においては若年者の方が接地付近、離地付近で変動が大きかったが、他の速度では高齢者の方が大きかった。Z 軸（外がえし－内がえし）においては速度による影響はみられず、年齢群間でも差はみられなかった。

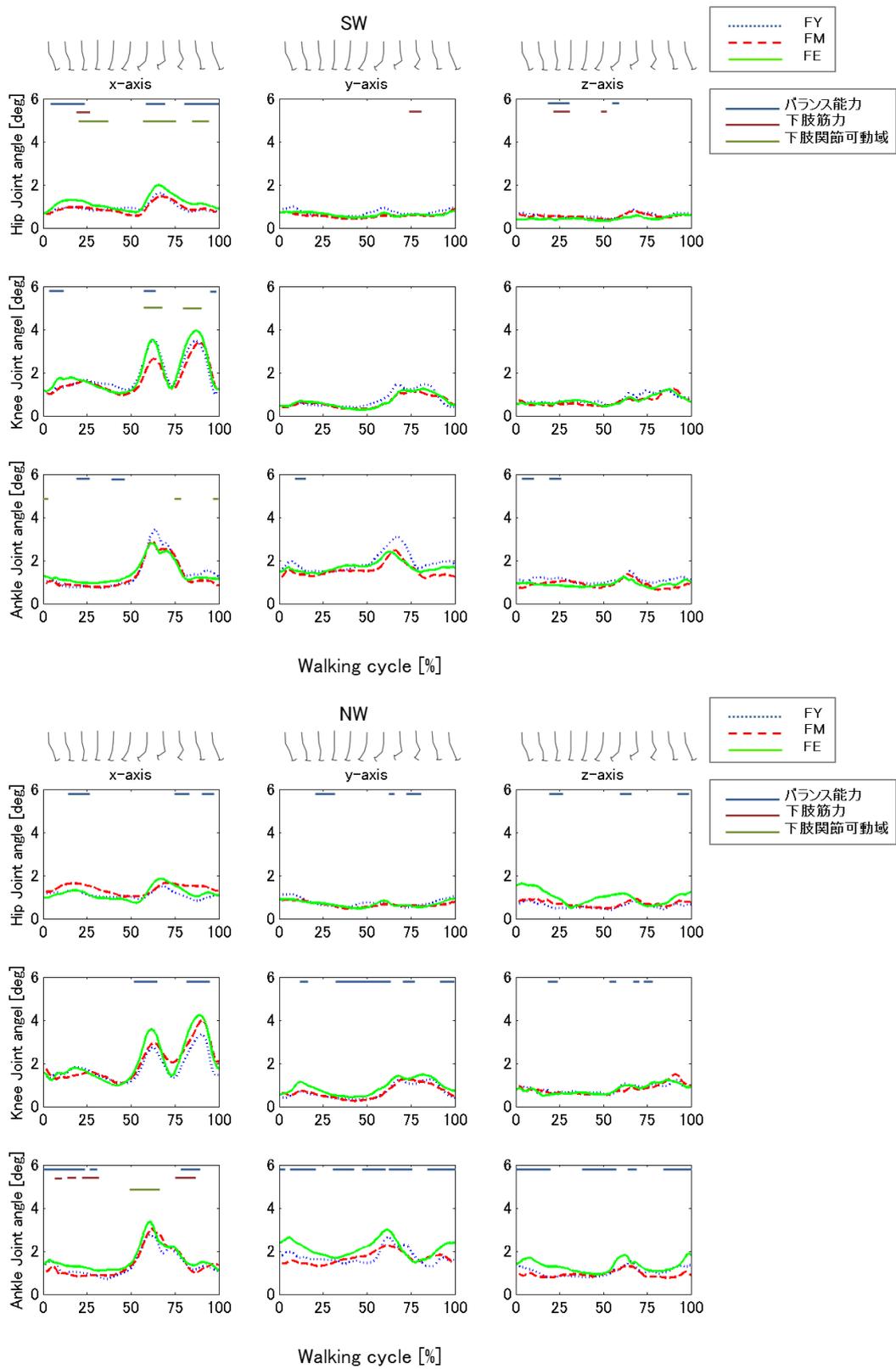


図 5.54 関節角度の変動 (SW, NW)

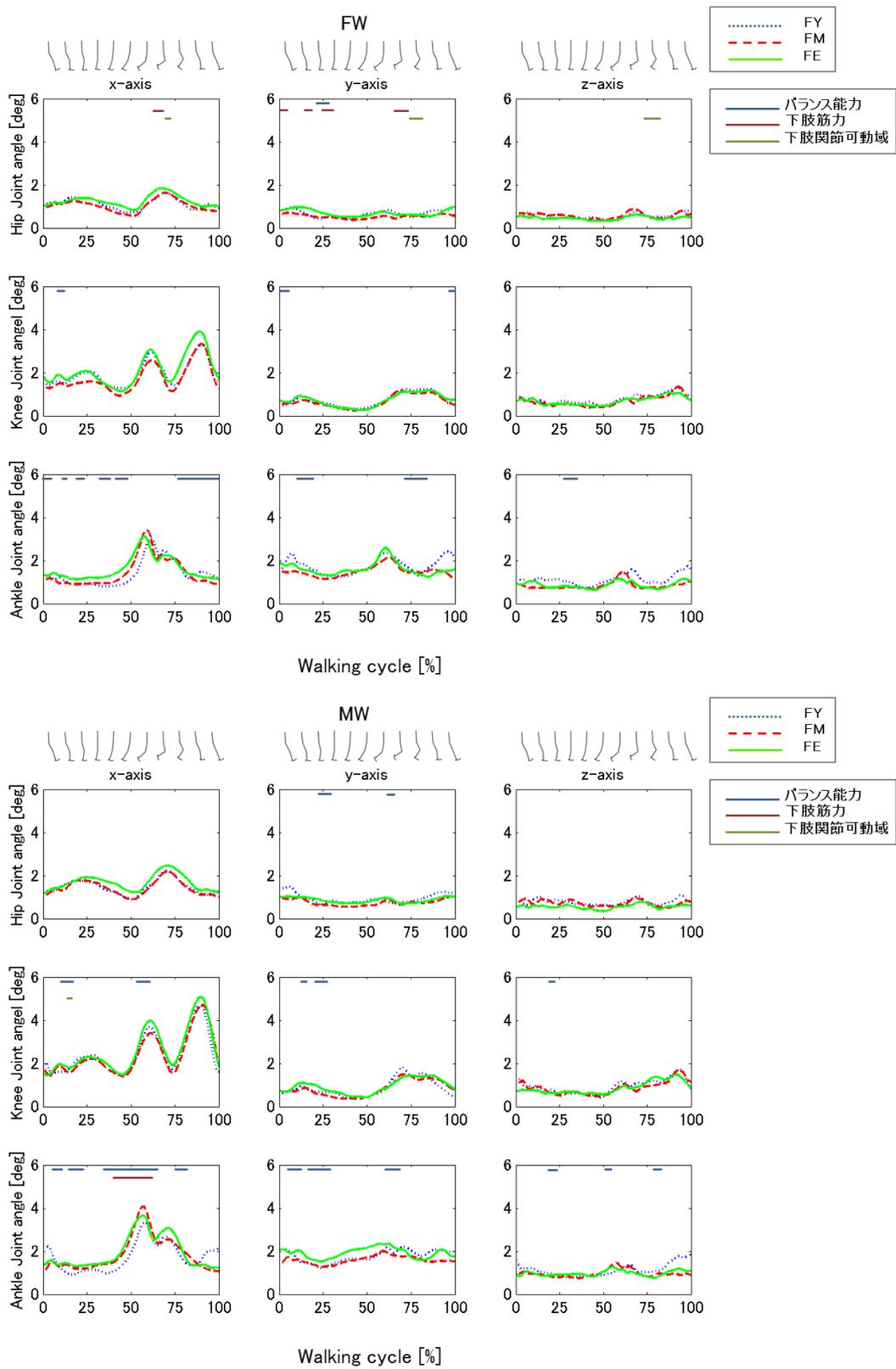


図 5.55 関節角度の変動 (FW, MW)

5.5.3 身体重心変位の変動

図 5.56～5.57 は身体重心変位の変動を示したものである。図には各群の平均および標準偏差、分散分析および多重比較検定の結果を合わせて示している。

左右動は年齢群間で有意差はみられなかったが、速度が大きいほど変動が大きくなり、左右動については MW と SW, NW との間に有意差がみられた ($p<0.01$, $p<0.05$)。上下動についても各年齢群で MW の変動が一番大きかったが、年齢群間、速度間の有意差はみられなかった。

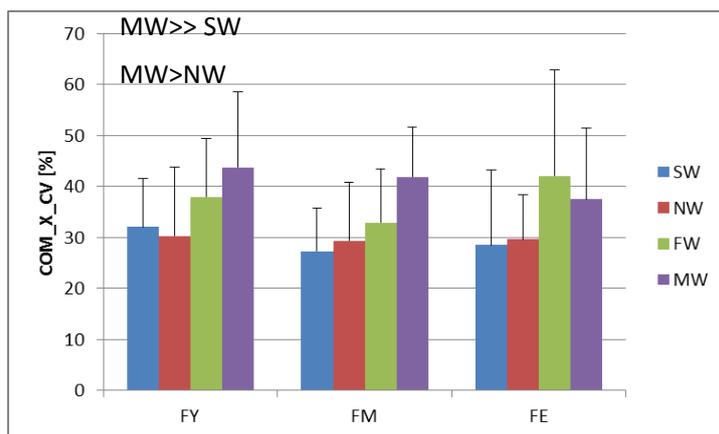


図 5.56 身体重心左右動の変動

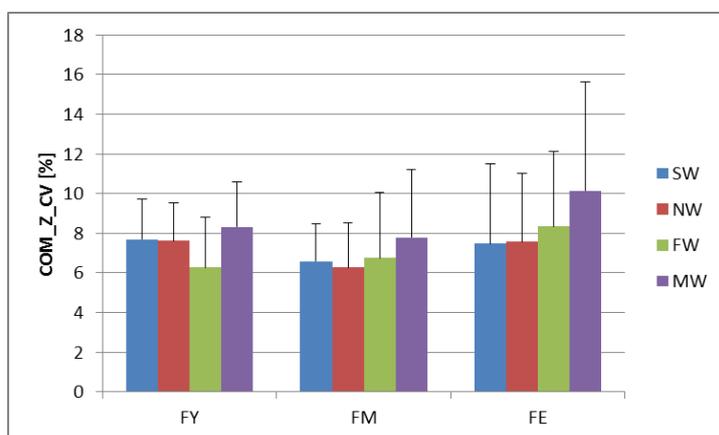


図 5.57 身体重心上下動の変動

6. 考察

6.1 ストライド特性の変動と身体諸機能との関係

ステップ長、ステップ頻度の変動と身体諸機能との関係について検討した。SW, FW のステップ長の変動および SW のステップ頻度の変動は FR との間に有意な負の相関 ($r=0.560(p<0.01)$, $r=-0.404(p<0.05)$, $r=-0.368(p<0.05)$) が認められた。FR は動的バランス能力の指標であることから、ステップ長、ステップ頻度は動的バランス能力が低いほど変動が大きくなると考えられる。

次に下肢最大筋力との関係では、FW のステップ長の変動およびステップ頻度の変動と足関節底屈筋力との間に有意な負の相関 ($r=-0.353(p<0.05)$, $r=-0.334(p<0.05)$) が認められた。また、NW, FW のステップ長の変動と膝関節屈曲筋力との間に有意な負の相関 ($r=-0.477(p<0.01)$, $r=-0.531(p<0.01)$) が認められた。このことから、足関節底屈筋力の低下がステップ長およびステップ頻度の変動に、膝関節屈曲筋力の低下がステップ長の変動に影響する可能性が示唆された。

下肢関節自動可動域との関係では、FW のステップ長の変動および SW, FW のステップ頻度の変動と股関節屈曲可動域との間に有意な負の相関が認められた ($r=-0.423(p<0.05)$, $r=-0.499(p<0.01)$, $r=-0.396(p<0.05)$)。このことから、股関節屈曲可動域が小さいほどステップ長およびステップ頻度の変動が大きくなる可能性が示唆された。

次に局面時間の変動と体力テストとの関係については、NW の%支持期時間の変動および%片脚支持期時間の変動は開眼片足立ちとの間に有意な負の相関 ($r=-0.466(p<0.01)$, $r=-0.472(p<0.01)$) が認められ、MW の両脚支持期時間の変動および%両脚支持期時間の変動は COP 総軌跡長との間に有意な正の相関 ($r=0.473(p<0.01)$, $R=0.434(p<0.01)$) が認められた。静的バランス能力が低いほど局面時間の変動係数が大きくなる傾向がみられたことから、局面時間の変動には静的バ

ランス能力が影響している可能性が示唆された。下肢最大筋力との関係では、SWの遊脚期時間の変動、SWの片脚支持期時間の変動、SW、NWの%支持期時間の変動、NWの%遊脚期時間の変動、NWの%片脚支持期時間の変動が膝関節屈曲筋力との間に有意な負の相関 ($r=-0.439(p<0.01)$, $r=-0.439(p<0.01)$, $r=-0.477(p<0.01)$, $r=-0.447(p<0.01)$, $r=-0.430(p<0.05)$, $r=-0.479(p<0.01)$) が認められた。このことから、膝関節屈曲筋力の低下が局面時間の変動に影響する可能性が示唆された。下肢関節自動可動域との関係では、各局面時間と股関節屈曲可動域との相関が多くみられ、特にFWの遊脚期時間の変動、片脚支持期時間の変動、%支持期時間の変動、%片脚支持期時間の変動との間に有意な負の相関 ($r=-0.607(p<0.01)$, $r=-0.607(p<0.01)$, $r=-0.607(p<0.01)$, $r=-0.665(p<0.01)$) が認められた。このことから、股関節屈曲可動域の低下が局面時間の変動に影響する可能性が示唆された。

また、前述のように静的バランス能力は加齢にともない成績が低下する傾向がみられたことから、動的バランス能力と相関がみられたステップ長、ステップ頻度に比べて局面時間の変動の方が加齢による影響が大きいと考えられる。

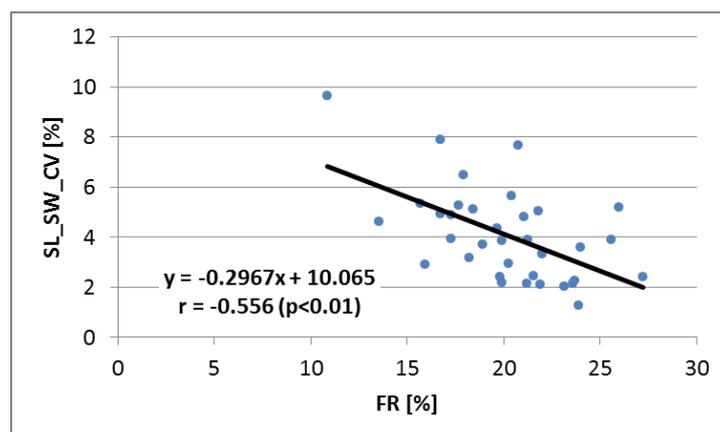


図 6.1 SW のステップ長の変動と FR の関係

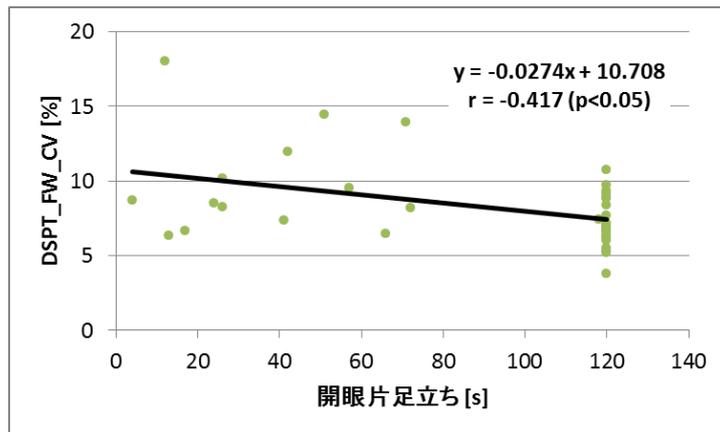


図 6.2 FW の両脚支持期時間の変動と開眼片足立ちの関係

6.2 キネマティクスの変動と身体諸機能との関係

離地時の各関節角度の変動と身体諸機能との関係について検討した。接地時は FW の足関節角度の変動と開眼片足立ちとの間に有意な負の相関 ($r=-0.371(p<0.05)$) が、COP 外周面積との間に有意な正の相関 ($r=0.448(p<0.01)$) が認められた。静的バランス能力が低下することで変動が大きくなる傾向がみられたことから、接地時の足関節角度の変動は加齢にともなう静的バランス能力の低下が原因である可能性が示唆された。

また、離地時については NW の膝関節角度の変動および SW の股関節角度の変動と開眼片足立ちとの間に有意な負の相関 ($r=-0.383(p<0.05)$, $r=-0.334(p<0.05)$) が認められた。下肢関節自動可動域については NW の膝関節角度の変動は膝関節屈曲可動域と、SW の股関節角度の変動は股関節伸展可動域との間にそれぞれ有意な負の相関 ($r=-0.409$, $r=-0.440$) が認められた。図 6.3 は FW の足関節角度の変動と COP の外周面積の関係、図 6.4 は SW の股関節角度の変動と股関節伸展可動域の関係を示したものである。これらの身体諸機能は加齢にともない成績が低下する傾向がみられたため、加齢にともなう静的バランス能力の低下および下肢関節自動可動域の縮小が離地時における膝関節角度の変動、股関節角度の変動に影響する可能性が示唆された。

次に、身体重心の変動と身体諸機能の関係について検討した。重心上下動の変動は開

眼片足立ちとの間に有意な負の相関 ($r=-0.402(p<0.05)$) が認められた。また、膝関節屈曲筋力および股関節屈曲筋力と有意な負の相関 ($r=-0.417(p<0.05)$, $r=-0.358(p<0.05)$) が、膝関節屈曲可動域、股関節屈曲可動域と有意な負の相関 ($r=-0.520(p<0.01)$, $r=-0.396(p<0.05)$) が認められた。図 6.5 は NW の身体重心上下動の変動と膝関節屈曲筋力の関係を示したものである。年齢群間で有意差は無かったものの、加齢にともない成績が低下する身体諸機能との相関が多くみられたことから、加齢による静的バランス能力、下肢最大筋力、下肢関節自動可動域の低下が身体重心の変動に影響する可能性が示唆された。

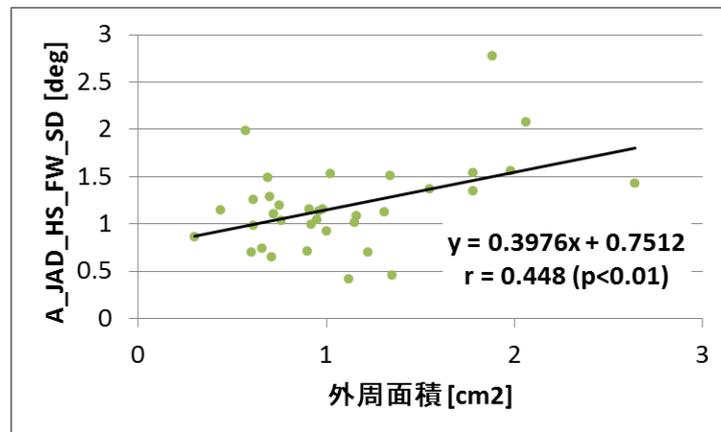


図 6.3 接地時の足関節角度の変動と COP 外周面積の関係

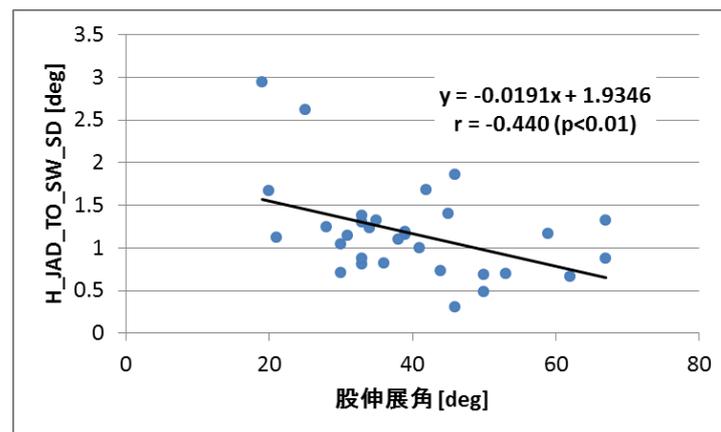


図 6.4 離地時の股関節角度の変動と股関節伸展可動域の関係

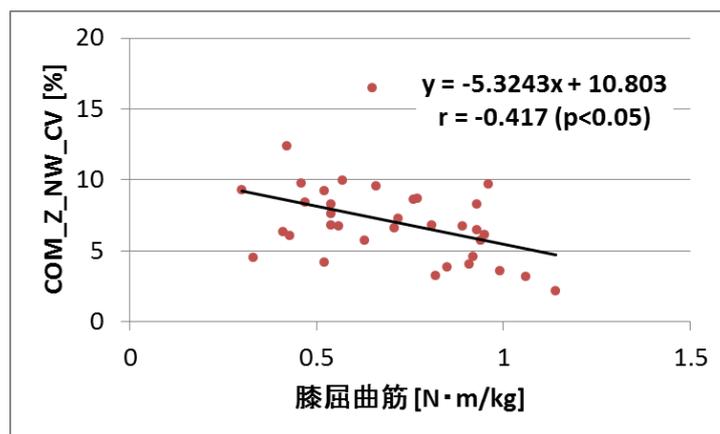


図 6.5 身体重心上下動の変動と膝関節屈曲筋力の関係

6.3 ストライド特性とキネマティクスとの関係

関節角度は離地時の変動が大きかったことから、局面時間の変動と接地時および離地時における各関節角度の変動との関係について検討した。その結果、SW および MW の離地時の股関節角度の変動と両脚支持期時間の変動、%両脚支持期時間の変動間に有意な正の相関 ($r=0.425(p<0.05)$, $r=0.441(p<0.01)$) が認められた。図 6.6 は MW の離地時の股関節角度の変動と%両脚支持期時間の変動の関係を示したものである。

離地時の股関節角度の変動は股関節伸展可動域と負の相関がみられ、離地時の股関節伸展角度の変動が離地時点のずれに影響する可能性があることから、両脚支持期時間の変動は離地時の股関節角度の変動が影響すると考えられる。

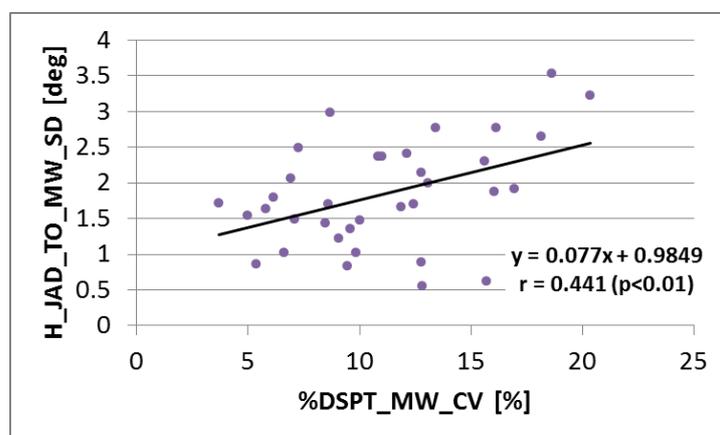


図 6.6 離地時の股関節角度変動と%両脚支持期時間変動の関係

6.4 身体諸機能同士の関係

体力テスト，下肢最大筋力，下肢関節自動可動域の相関行列を図 6.7 に示す．体力テストについては，足関節底屈筋，股関節伸展及び屈曲筋と静的バランス能力の開眼片足立ちで有意な正の相関 ($r=0.644(p<0.01)$, $r=0.565(p<0.01)$, $r=0.480(p<0.01)$) が，重心動揺の外周面積で有意な負の相関 ($r=-0.362(p<0.05)$, $r=0.456(p<0.01)$, $r=0.475(p<0.01)$) がみられた．このことから，静的バランス能力は足関節底屈筋，股関節伸展及び屈曲筋が影響していると考えられる．また，膝関節及び股関節屈曲可動域は開眼片足立ちと正の相関 ($r=0.433(p<0.01)$, $r=0.477(p<0.01)$) が，重心動揺の外周面積は負の相関 ($r=0.435(p<0.01)$, $r=-0.349(p<0.05)$) がみられたことから，膝関節及び股関節屈曲可動域が縮小することで静的バランス能力が低下する可能性が示唆された．動的バランス能力については，TUG では股関節内転筋以外の下肢筋力と有意な負の相関がみられたことから，下肢筋力の低下が動的バランス能力の低下に繋がる可能性が示唆された．また，下肢筋力については，下肢筋力同士だけではなく，上肢の筋力の指標である握力とも有意な正の相関がみられたことから各筋力同士は密接な関係があると考えられる．

	握力	長座体前屈	TUG	開眼片足立ち	棒反応時間	外周面積	総軌跡長	FR
握力	1.000							
長座体前屈	0.034	1.000						
TUG	-0.397	-0.092	1.000					
開眼片足立ち	0.526	0.116	-0.437	1.000				
棒反応時間	-0.374	0.019	0.402	-0.288	1.000			
外周面積	-0.109	0.158	0.274	-0.455	0.265	1.000		
総軌跡長	-0.080	-0.343	0.161	-0.266	0.196	-0.070	1.000	
FR	-0.033	0.172	-0.447	0.121	-0.460	-0.122	-0.245	1.000
足関節背屈筋	0.406	0.263	-0.420	0.278	-0.182	-0.070	-0.226	0.284
足関節底屈筋	0.682	0.155	-0.525	0.644	-0.305	-0.362	-0.185	0.250
膝関節屈曲筋	0.451	0.050	-0.377	0.526	-0.252	-0.301	-0.068	0.349
膝関節伸展筋	0.455	-0.002	-0.442	0.279	-0.198	-0.270	0.003	0.307
股関節屈曲筋	0.574	0.112	-0.600	0.565	-0.255	-0.456	-0.206	0.106
股関節伸展筋	0.665	0.103	-0.426	0.480	-0.409	-0.475	-0.058	0.234
股関節外転筋	0.483	-0.082	-0.506	0.248	-0.161	-0.335	0.164	0.110
股関節内転筋	0.635	0.141	-0.325	0.333	-0.202	-0.113	-0.215	0.059
股関節外旋筋	0.551	0.074	-0.466	0.372	-0.114	-0.352	-0.053	0.214
股関節内旋筋	0.399	-0.039	-0.508	0.364	-0.150	-0.188	-0.073	0.214
足関節背屈角	0.216	0.268	-0.204	0.115	-0.112	-0.233	0.083	-0.011
足関節底屈角	-0.239	0.197	0.160	-0.226	0.236	0.105	-0.032	-0.083
膝関節屈曲角	0.445	0.078	-0.316	0.433	-0.294	-0.435	-0.265	0.231
膝関節伸展角	-0.066	0.374	-0.353	0.477	-0.190	-0.349	-0.103	0.362
股関節屈曲角	0.394	0.386	-0.362	0.387	-0.273	-0.271	-0.125	0.353
股関節伸展角	0.245	0.508	-0.309	0.308	-0.172	-0.237	-0.261	0.287
股関節内転角	0.008	0.278	-0.377	0.048	0.114	-0.021	-0.422	0.349
股関節外旋角	-0.020	0.204	-0.149	-0.053	-0.144	-0.207	-0.131	0.351
股関節内旋角	0.300	0.148	-0.501	0.233	-0.340	-0.357	-0.254	0.553

	足関節背屈筋	足関節底屈筋	膝関節屈曲筋	膝関節伸展筋	股関節屈曲筋	股関節伸展筋	股関節外転筋	股関節内転筋	股関節外旋筋	股関節内旋筋
足関節背屈筋	1.000									
足関節底屈筋	0.537	1.000								
膝関節屈曲筋	0.515	0.738	1.000							
膝関節伸展筋	0.406	0.621	0.429	1.000						
股関節屈曲筋	0.451	0.652	0.475	0.462	1.000					
股関節伸展筋	0.346	0.751	0.515	0.762	0.684	1.000				
股関節外転筋	0.458	0.622	0.377	0.634	0.651	0.706	1.000			
股関節内転筋	0.494	0.684	0.341	0.557	0.569	0.662	0.621	1.000		
股関節外旋筋	0.550	0.690	0.566	0.554	0.685	0.673	0.594	0.490	1.000	
股関節内旋筋	0.684	0.657	0.529	0.694	0.505	0.492	0.524	0.533	0.639	1.000
足関節背屈角	0.488	0.272	0.239	0.036	0.312	0.276	0.240	0.006	0.402	0.276
足関節底屈角	-0.044	-0.256	-0.089	-0.023	-0.114	-0.182	-0.272	0.011	-0.156	-0.077
膝関節屈曲角	0.345	0.565	0.520	0.350	0.548	0.534	0.291	0.379	0.348	0.406
膝関節伸展角	0.079	0.210	0.307	0.295	0.332	0.387	0.036	-0.134	0.263	0.247
股関節屈曲角	0.443	0.628	0.558	0.479	0.427	0.745	0.415	0.438	0.481	0.456
股関節伸展角	0.367	0.362	0.501	0.120	0.527	0.456	0.079	0.172	0.502	0.293
股関節内転角	0.526	0.428	0.295	0.268	0.344	0.237	0.261	0.419	0.347	0.447
股関節外旋角	0.029	0.116	0.282	0.029	0.281	0.247	0.121	0.099	0.200	-0.028
股関節内旋角	0.556	0.529	0.484	0.339	0.544	0.461	0.417	0.449	0.399	0.385

	足関節背屈角	足関節底屈角	膝関節屈曲角	股関節屈曲角	股関節伸展角	股関節外転角	股関節内転角	股関節外旋角	股関節内旋角
足関節背屈角	1.000								
足関節底屈角	-0.276	1.000							
膝関節屈曲角	0.155	0.107	1.000						
股関節屈曲角	0.027	0.240	0.323	1.000					
股関節伸展角	0.304	-0.110	0.326	0.174	1.000				
股関節外転角	0.387	0.312	0.386	0.524	0.428	1.000			
股関節内転角	0.183	0.233	0.325	0.103	0.175	0.367	1.000		
股関節外旋角	-0.027	0.130	0.066	0.198	0.133	0.493	0.344	1.000	
股関節内旋角	0.200	0.027	0.422	0.098	0.477	0.440	0.544	0.463	1.000

図 6.7 身体諸機能同士の関係

7. 結言

本研究では、若年者から高齢者までの広範な年齢層の成人女性に対して、歩行動作計測、下肢最大筋力測定、下肢関節自動可動域測定、体力テストを行い、加齢にともなう歩行動作の変動および身体諸機能の変化について明らかにすること、また、歩行動作の変動と身体諸機能との関わりを明らかにすることを目的とした。本研究の結果から、以下のことが明らかとなった。

1. 身体諸機能の加齢変化について

- ① 加齢にともない握力、神経反応速度、静的バランス能力が低下した。
- ② 下肢最大筋力については、全体的に加齢にともなう低下傾向がみられた。特に足関節底屈筋力、膝関節屈曲筋力、股関節屈曲筋力、股関節伸展筋力が低下した。
- ③ 下肢関節自動可動域については、膝関節屈曲可動域、股関節屈曲可動域、股関節伸展可動域が加齢にともない低下した。

2. 歩行動作の変動について

- ① ステップ長、ステップ頻度の変動には加齢による影響はみられなかったが、高い歩行速度で変動が大きくなった。
- ② 両脚支持期時間、%両脚支持期時間の変動は加齢および歩行速度の増加にともない大きくなる傾向がみられた。
- ③ 関節角度については離地時の変動が大きくなり、矢状面における遊脚期の膝関節角度の変動は全ての歩行速度で高齢者群が大きかった。
- ④ 身体重心の左右動、上下動は加齢による影響はみられなかった。左右動の変動は高い歩行速度で大きくなった。

3. 歩行動作の変動と体力諸機能との関わり

- ① ステップ長の変動，ステップ頻度の変動は動的バランス能力の低下にともない大きくなり，局面時間の変動は静的バランス能力の低下にともない大きくなった．静的バランス能力は加齢にともない成績が低下したことから，局面時間は加齢による変動への影響があると考えられる．
- ② 関節角度の接地及び離地時における変動は，加齢にともない成績が低下する傾向がみられた静的バランス能力や足関節底屈筋，股関節屈曲可動域の成績の低下にともない大きくなった．このことから，局面の切り替わりでの関節角度の変動は加齢による影響がある可能性が示唆された．
- ③ 身体重心の変動と身体諸機能の関係については年齢群間で有意差は無かったものの，上下動の変動において加齢による静的バランス能力，下肢最大筋力，下肢関節自動可動域の低下が身体重心の変動に影響する可能性が示唆された．
- ④ ストライド特性とキネマティクスの関係として，離地時の股関節角度の変動が大きいほど両脚支持期時間の変動および%両脚支持期時間の変動が大きくなる傾向がみられた．離地時の股関節角度変動は股関節伸展可動域と負の相関がみられ，離地時の股関節伸展角度の変動が離地時点のずれに影響する可能性があることから，両脚支持期時間の変動は離地時の股関節角度変動が影響すると考えられる．

今後は若年者や男性の被験者数を増やすこと，キネティクス変動の解析を行うことなどが課題として挙げられる．

謝辞

本論文を作成するにあたり，適切な助言と，時に励ましと共に，親身にご指導下さった岡田英孝先生に，ここに深く感謝の意を表します．

また，様々な面で多大なご協力下さった吉川先生，安藤先生，大河原先生に深く感謝致します．並びに岡田研究室，安藤研究室，大河原研究室の皆様，本研究にご協力下さった被験者の方々に，厚く御礼申し上げます．

最後に，私の両親には，多大な経済的援助，温かい見守りと励ましを頂きました．心から感謝します．

参考文献

- [1] 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志 (1992). 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム 11, 23-33
- [2] Ae M., Muraki Y., Koyama H. (2007) A biomechanical method to establish a standard motion and identify critical motion by motion variability: with examples of high jump and sprint running, 筑波大学体育科学系紀要, 5-12
- [3] 阿江通良 (2010). 動きの標準値とバイオメカニクスの評価法, 体育の科学 60(3), 151-156,
- [4] 青木主税, 根本悟子, 大熊敦子 (2013) 『動画で学ぶ関節可動域測定法 ROM ナビ増補改訂第2版』ラウンドフラット p8-15, p62-79
- [5] アニマ株式会社. 『筋力の測定法』
- [6] 江藤主樹 (2015). 成人女性の加齢にともなう身体能力の変化が歩行動作に及ぼす影響, 平成 26 年度電気通信大学修士論文
- [7] ゴードン・ロバートソンほか (2008) 『身体運動のバイオメカニクス研究法』(阿江通良ほか訳) 大修館書店 p51-59
- [8] Hreljac A, Marshall RN. (2000) Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data, Journal of Biomechanics, 33(6), 783-786
- [9] 猪飼哲夫, 辰濃尚, 宮野佐年 (2006). 歩行能力とバランス機能の関係. リハビリテーション医学 43, 828-833
- [10] Jennifer S. Brach, Robert Berthold, Rebecca Craik, Jessie M. VanSwearingen, Anne B. Newman (2001). Gait Variability in Community-Dwelling Older Adults. Journal American Geriatrics society, 49(12), 1646-1650
- [11] 甲斐義浩, 村田伸, 相馬正之, 田守康彦, 藤田美和子, 中井啓太, 石川晴美, 中崎千秋, 窓場勝之 (2013). 簡易足関節底屈筋力測定法における基準関連妥当性の検

討. 理学療法科学 28(6), 741-744

[12] 文部科学省. 「新体力テスト実施要項」.

http://www.mext.go.jp/a_menu/sports/stamina/03040901.htm

[13] 森崇 (2010). 速度の影響を考慮した男女高齢者の歩行動作の年代別特徴. 平成 21 年度電気通信大学知能機械工学科卒業論文

[14] 内閣府. 「平成 27 年度 高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況」.

http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2016/zenbun/28pdf_index.html

[15] 中谷敏昭, 芳賀脩光, 岡本希, 車谷典男 (2008). 一般在宅健常高齢者を対象としたアップアンドゴーテストの有用性. 日本運動生理学雑誌 15(1), 1-10

[16] O'Connor CM, Thorpe SK, O'Malley MJ, Vaughan CL. (2007) Automatic detection of gait events using kinematic data, *Gait & Posture*, 25(3), 469-474

[17] 大淵修一 (2003). 高齢者の転倒と予防, *バイオメカニズム学会誌* 27(1), 2-5

[18] 大石竜我 (2013). 加齢に伴う女性の歩行動作の変容に関する研究 ~歩行速度の影響を考慮して~. 平成 24 年度電気通信大学知能機械工学科卒業論文

[19] 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

[20] 岡田英孝, 阿江通良 (1999). 高齢者の歩行動作特性~歩行速度の影響を考慮した kinematics の検討~. 第 14 回日本バイオメカニクス学会大会論文集, 121-126

[21] Plug-in-Gait Marker Placement.

<http://www.idmil.org/mocap/Plug-in-Gait+Marker+Placement.pdf>

[22] 相馬正之, 村田伸, 岩瀬弘明, 村田潤, 上城憲司, 久保温子, 江渡文 (2014). 地域在住高齢者の 10m 障害物歩行と身体機能との関係. *Japanese Journal of Health Promotion and Physical Therapy* 4(3), 129-132

[23] 田井中幸司, 青木純一郎 (2002). 高齢女性の歩行速度の低下と体力. *体力科学* 51,

245-252

- [24] Tammy M Owings, Mark D Grabiner (2004). Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait & Posture*, 20(1) , 26–29
- [25] 東京都立大学体力標準値研究会 (2000) 『新・日本人の体力標準値 2000』 不味堂出版 p264
- [26] 對馬均, 對馬栄輝, 對馬圭 (2006). ファンクショナルリーチの値は加齢によってどう変化するか?. 弘前大保健紀 **5**, 165-172
- [27] Tylkowski,C.M.,Simon,S.R.,Mansour,J.M. (1982). Internal rotation gait in spastic cerebral palsy. *Proceedings of the Tenth Open Scientific Meetings of the Hip Society*, 89-125
- [28] 上田翔大 (2016). 成人女性の歩行動作加齢度評価方法の検討 -歩行速度および形態の影響を考慮して-. 平成 27 年度電気通信大学知能機械工学科卒業論文
- [29] 屋比久将吾 (2015). 広範囲の走速度に適用可能な接地および離地の検出方法の検討. 平成 26 年度電気通信大学知能機械工学科卒業論文
- [30] 柳川和優, 磨井祥夫, 山口立雄, 渡部和彦 (2003). 若年者と高齢者における歩行動作の比較 -歩行速度に着目して-. *バイオメカニクス研究* **7(3)**, 179-192

学会発表

- [1] 杉本拓也, 上田翔大, 岡田英孝. 広範囲の歩行速度に適応可能な接地及び離地の検出方法の検討. 第 36 回バイオメカニズム学術講演会 (2015)

- [2] Takuya Sugimoto and Hidetaka Okada. EXAMINATION OF A METHOD FOR DETECTION OF WALKING HEEL STRIKE AND TOE-OFF OVER A WIDE RANGE OF SPEEDS. 34th International Conference on Biomechanics in Sports (2016)

- [3] 杉本拓也, 岡田英孝. 加齢が歩行動作の変動に及ぼす影響. 第 37 回バイオメカニズム学術講演会 (2016)