

修 士 論 文 の 和 文 要 旨

研究科・専攻	大学院情報理工学研究科知能機械工学専攻 博士前期課程		
氏 名	伊藤 文人	学籍番号	1132005
論 文 題 目	若年者を基準とした高齢者の歩行動作評価の試み		
要 旨	<p>2011 年の報告によれば、日本では 65 歳以上の高齢者人口は 2975 万人で、総人口に占める割合、いわゆる高齢化率は 23.3%となった。このように増加している高齢者が健康な老後を送るためには、高齢者個々人が日々 QOL (Quality of Life : 生活の質) の維持・向上に努めることが大切である。QOL 維持のためには、ADL (Activities of Daily Living : 日常生活動作) を支障なく遂行出来る事が必要不可欠と考えられる。そして、ADL の中でも特に様々な活動の根幹となる動作である歩行は重大な役割を担っている。したがって、高齢者が自身の歩行能力とその改善点を具体的に知ることは重要であろう。また、同様に、高齢者に自身の歩行能力とその改善点をエビデンスをもって示すことはバイオメカニクス分野における重要な研究課題と位置付けられるであろう。</p> <p>本研究では若年者から高齢者までの広範な年齢層の男女の歩行動作について 2 次元動作分析を行い、次の二点を遂行することを目的とした。</p> <p>①若年者の歩行動作のバラつきの度合いと若年者からの歩行動作の逸脱度に基づき高齢者を含む各年代と若年者の歩行動作比較を行い、加齢に伴って変化する動作の特定を行うこと</p> <p>②高齢者の歩行動作評価を行い、歩行動作の改善点を提示する方法について検討すること</p> <p>研究対象とした被験者は健康な 21 歳から 86 歳までの男性 117 名、および 19 歳から 82 歳までの女性 177 名であり、年齢によって男性は 4 群、女性は 8 群に分けた。これらの被験者の歩行動作をビデオカメラまたはモーションキャプチャーシステムを用いて計測し、歩行中のキネマティクスおよびキネティクスなどの歩行パラメータを算出した。そして、若年者からの歩行動作の逸脱度を検討するために各パラメータについて被験者ごとに重み付き Z スコアを算出した。</p> <p>分散分析を用いて各重み付き Z スコアを各年齢群間で比較した結果、年齢と共に有意な変化を示すパラメータを特定し、男性及び女性の加齢に伴う歩行動作の変化を明らかにすることができた。また、レーダーチャートを利用して被験者ごとの各重み付け Z スコアの値に注目することにより、若々しい歩行動作を行うための改善点を具体的な改善内容、目標数値と共に被験者へ提示する方法を提案できた。</p>		

平成 24 年度修士論文

若年者を基準とした
高齢者の歩行動作評価の試み

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 吉川・岡田研究室
1132005 伊藤 文人

目次

	ページ
1. 緒言	1
1.1 高齢者の歩行能力評価の必要性	1
2. 文献研究	3
2.1 高齢者の歩行動作研究	3
2.2 歩行能力の評価	4
2.3 標準動作に基づく動作の評価方法について	5
2.4 まとめ	6
3. 目的	7
4. 方法	8
4.1 被験者	8
4.2 実験方法	9
4.2.1. ビデオカメラによる計測	9
4.2.2. モーションキャプチャーシステムを用いた計測	9
4.3 データ処理	11
4.3.1. ビデオカメラによる計測データの処理	11
4.3.2. モーションキャプチャーシステムによる計測データの処理	11
4.4 算出パラメータ	12
4.4.1 キネマティクス（関節角度，関節角速度）	12
4.4.3 キネティクス	14
4.4.3.1 関節トルク	14
4.4.3.2 関節トルクパワー	15
4.4.3.3 力学的仕事	17
4.5 動作の評価方法	20
4.5.1 重み付き Z スコアの算出方法	20
5. 研究結果	22
5.1 男性被験者の加齢による歩行動作変化	22
5.1.1. キネマティクス変数	22
5.1.1.1. 足関節について	22

5.1.1.2. 膝関節について	...	24
5.1.1.3. 股関節について	...	27
5.1.2. キネティクス変数	...	29
5.1.2.1. 足関節について	...	29
5.1.2.2. 膝関節について	...	31
5.1.2.3. 股関節について	...	34
5.1.3. 支持期時間等について	...	37
5.2 女性被験者の加齢による歩行動作変化	...	41
5.2.1. キネマティクス変数	...	41
5.2.1.1. 足関節について	...	41
5.2.1.2. 膝関節について	...	44
5.2.1.3. 股関節について	...	47
5.2.2. キネティクス変数	...	49
5.2.2.1. 足関節について	...	49
5.2.2.2. 膝関節について	...	53
5.2.2.3. 股関節について	...	57
5.2.3. 支持期時間等について	...	60
5.3. 個人別歩行動作評価	...	66
5.2.1. 評価に用いるパラメータの選定	...	66
5.2.2. 個人別歩行動作評価の実施結果例	...	68
6. 結言	...	70
謝辞	...	71
参考文献	...	72

1. 緒言

1.1. 高齢者の歩行能力評価の必要性

日本において、平均寿命の延伸や少子化の影響を受けた少子高齢化が問題となって久しい。2011年の報告によれば、65歳以上の高齢者人口は2975万人で、総人口に占める割合、いわゆる高齢化率は23.3%となった。前年の報告と比較すると高齢者人口は50万人増、高齢化率は0.3ポイント増であった（内閣府「平成24年版高齢社会白書」）。加えて、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者、要支援者の数は2011年度末で506万人となり、これは高齢者人口の16.9%を占めた（厚生労働省「平成22年度介護保険事業状況報告（年報）」）。このような変化に伴い介護保険給付費も増加し、2010年度では累計7兆2536億円にも上った。また、社会保障給付費の内、高齢者関係給付費について2009年は68兆6422億円であり、社会保障給付費全体に対して占める割合は68.7%にもなった（国立社会保障・人口問題研究所「平成21年度社会保障給付費」）。

こうした状況から、増加する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が求められてきている。

健康な老後を送るためには、高齢者個々人が日々QOL（Quality of Life：生活の質）を維持することの重要性を意識し、維持・向上に努めることが大切である。日常においてQOLを維持する基礎的な部分として、ADL（Activities of Daily Living：日常生活動作）

を支障なく遂行出来る事が必要不可欠と考えられる。その ADL の中でも特に様々な活動の根幹となる動作である歩行は重大な役割を担っている。したがって、高齢者が自身の歩行能力とその改善点を具体的に知ることは重要であろう。また、同様に高齢者に自身の歩行能力とその改善点についてエビデンスをもって示すことはバイオメカニクス分野における重要な研究課題と位置付けられるであろう。

2. 文献研究

2.1. 高齢者の歩行動作研究

高齢者と若年者の比較から高齢者の歩行特性を導き出す研究はこれまで多く行われてきている。

DeVita ら（2000）は健康な高齢者 16 名と若年者 14 名に自由歩行を行わせ、ビデオ映像から 2 次元動作解析を行った。高齢者と若年者から得られたデータを比較すると、高齢者のステップ長が若年者に比べて有意に短く、ステップ頻度は有意に大きかった。また、股関節のトルクおよび正仕事は高齢者が有意に大きく、足関節のトルクおよび正仕事は若年者が有意に大きかった。これらの結果から、高齢者になると歩行動作で使われる体の部位が若年者と異なってくることを、そしてその結果、歩行の様相も変化すると指摘している。

柳川（2003）は健康な 21 歳から 24 歳の若年者と 66 歳から 73 歳までの高齢者各 10 名に自由歩行、遅歩行、速歩行を順に各 5 回行ってもらった。ビデオ撮影による 2 次元動作解析の結果から、歩行速度に関わらず、高齢者は踵着地時に爪先が上がらないことを示した。

森ら（2010）は男女の前期高齢者群（65 歳以上 70 歳未満 85 名：E1 群）、中期高齢者群（70 歳以上 75 歳未満 86 名：E2 群）、後期高齢者群（75 歳以上 42 名：E3 群）の 3 群について、緩歩、自由歩行、速歩、最速歩行の 4 速度による歩行をビデオ撮影して 2 次元動作解析を行った。その結果、歩行速度の影響を考慮した場合でも、脚全体の正仕事は加

齢に伴い足関節の正仕事を股関節が補うように変化していくことを明らかにした。

2.2. 歩行能力の評価

高齢者の歩行動作を若年者と比較するだけでなく、得られた歩行データから高齢者間での比較を行う研究や、高齢者の歩行動作を評価する研究も行われている。

石井ら（2005）は、45歳から86歳までの健康な中高年者男女計314名を被験者とし、被験者に自由歩行を行わせ、計120変数の歩行データを被験者ごとに得た。そして、各歩行データをデータベース化し、今後期待される応用研究（歩行能力の老化度や各種トレーニングが歩行能力に及ぼす効果についての評価等）の基礎資料を作成した。

保崎ら（2007）は石井ら（2005）が作成したデータベースを基に、日本人中高年者の歩行能力評価法を提案した。保崎は評価にあたり、歩行能力を決定する指標として最速歩行時の歩行速度とステップ長を選択し、それらを目的変数とし、説明変数に年齢と身長を選択して重回帰分析を行った。そして、得られた歩行速度とステップ長の重回帰式に中高年者個人の実際の歩行速度、ステップ長、身長を代入することで算出された年齢と実際の年齢とを比較した。また、自由歩行から最速歩行への速度増加に伴う歩行速度増加量、ステップ長増加量、ステップ頻度増加量と下肢三関節（足関節、膝関節、股関節）の伸展および屈曲筋群の仕事増加量の関係について回帰分析を行った。有意かつ最も回帰係数が大きかったのは足関節の底屈筋群であり、この筋群の仕事量増加がステップ長増加に大きな効

果をもたらすと指摘している。これらの結果から、実際の年齢と算出された歩行年齢の差、つまり歩行の老化度がわかり、かつその改善方法が指摘できると考察している。

2.3. 標準動作に基づく動作の評価方法について

阿江（2010）は各種スポーツなどの、様々な動作の分析、評価方法に関して、スポーツ選手の動作分析、評価に基づき、新しい提案をしている。この評価方法では、始めに、優秀な一流選手の実際の動作データを記録、収集し、それらを規格化して平均値を算出する。この過程は座標データだけでなく、身体部分の速度、角度、関節角度、関節トルク等のデータにも適用でき、算出した平均値から一流選手が同一の課題に取り組んだ時の平均的な動作を具体的に示した標準動作を作成できる。そして、標準動作とその標準偏差から変動係数（標準偏差を平均で除し、100 を乗じたもの）を算出すると、一流選手の動作やその動作評価の要点を見出すことが可能であるとしている。つまり、変動係数が小さい部分は一流選手間で共通性の高い動きであることを示し、重要な要点であることを意味する。次に作成した標準動作を用いて、ある選手との比較を行う。ここで、標準動作とある選手の動作の差異の程度を、Z スコア（各選手の値から動作の平均を引いたものを動作の標準偏差で除したもの）を用いて定量的に示すことができる。また、Z スコアを変動係数で除すことで、重み付き Z スコアが得られる。重み付き Z スコアの算出によって、標準動作からの逸脱度と、その部分の重要度（逸脱を修正する必要度）が総合的に明らかになると提案

している.

阿江の方法は、トップアスリートについて適用されたものであるが、様々な集団の様々な動作について応用が可能であり、動作の新たな評価方法といえる.

2.4. まとめ

以上に記した先行研究により、高齢者では若年者と比べてステップ長が低下し、足関節よりも股関節を使っていることなど、高齢者の歩行動作特性が挙げられた. このような若年者と高齢者の歩行を歩行パラメータごとに比較する研究は多くみられる. しかし、若年者から高齢者までの幅広い年代に渡っての歩行動作分析は行われてきていない.

また、先行研究において歩行能力の評価も行われてはいるが、中高年者のデータのみを用いている点や、歩行能力を評価するにあたって歩行速度とステップ長の2変数しか指標としていない点などが課題として挙げられている.

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データを取得し、そのデータを基に若年者を基準にした高齢者を含む各年代の歩行動作比較を行うことが重要であると考えられる. また、多くの歩行パラメータから歩行動作の評価とその改善点を導出できるような歩行動作評価方法の検討を行う必要がある.

3. 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男女の歩行動作について2次元動作分析を行い、以下の二点を遂行することを目的とした。

- ①若年者の歩行動作のバラツキの度合いと若年者からの歩行動作の逸脱度に基づき高齢者を含む各年代と若年者の歩行動作比較を行い、加齢に伴って変化する動作の特定を行うこと
- ②高齢者の歩行動作評価を行い、歩行動作の改善点を提示する方法について検討すること

4. 方法

4.1. 被験者

表 4-1 被験者情報

性別	群	人数	年齢範囲	年齢[yr]	身長[cm]	体重[kg]
男性	MY	13	18 歳以上 30 歳未満	24.8±2.1	173.5±8.0	70.2±13
	ME1	38	65 歳以上 70 歳未満	67.5±1.3	162.0±5.0	63.6±7.0
	ME2	42	70 歳以上 75 歳未満	72.5±1.5	163.2±5.0	64.0±7.0
	ME3	24	75 歳以上	77.9±2.6	161.3±6.1	62.4±7.2
女性	FY	10	18 歳以上 30 歳未満	21.2±1.8	158.4±3.8	53.2±8.1
	FM1	10	30 歳以上 40 歳未満	34.0±2.2	158.1±3.3	51.3±6.8
	FM2	12	40 歳以上 50 歳未満	44.7±2.8	158.7±6.0	56.6±7.6
	FM3	17	50 歳以上 60 歳未満	55.3±3.1	153.9±5.0	56.2±6.2
	FBE	19	60 歳以上 65 歳未満	62.9±1.4	151.3±4.7	56.4±8.9
	FE1	47	65 歳以上 70 歳未満	67.6±1.3	149.2±4.7	55.7±7.8
	FE2	44	70 歳以上 75 歳未満	72.5±1.4	149.5±6.0	53.4±6.6
	FE3	18	75 歳以上	77.0±1.7	148.2±4.8	52.6±6.5

被験者は健康な 21 歳から 86 歳までの男性 117 名，および 19 歳から 82 歳までの女性 177 名の計 294 名とした．これらの被験者は，年齢によって男性は 4 群，女性は 8 群に分けた（表 4-1）．

4.2. 実験方法

本研究では基本的にビデオカメラによる歩行動作計測を行ったが、一部の被験者に対しては三次元モーションキャプチャーシステムを用いて歩行動作を計測した。

4.2.1. ビデオカメラによる計測

被験者の右脚のつま先、第 5 中足骨粗面、踵、足関節、膝関節、大転子、胸骨上縁に再帰性反射マーカを貼り付け、約 10m の歩行路を歩行させた。歩行に先立ち、口頭で「普段歩いているように歩いて下さい。」と指示した。矢状面における歩行動作を右側方より 1 台のデジタルビデオカメラを用いて毎秒 60 フィールドで撮影した。また、歩行路に埋設した 2 台のフォースプラットフォーム (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 200Hz で計測した。

4.2.2. モーションキャプチャーシステムを用いた計測

被験者の右脚のつま先、第 5 中足骨粗面、足関節、膝関節、大転子、胸骨上縁に再帰性反射マーカを貼り付け、約 10m の歩行路を歩行させた。歩行に先立ち、口頭で「普段歩いているように歩いて下さい。」と指示した。8 台の赤外線カメラから構成される光学式モーションキャプチャーシステム (Optitrack, Natural Point 社製) により再帰性反射マーカの 3 次元座標を 200Hz で計測した。また、歩行路に埋設したフォースプラットフォーム

ム(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 1kHz で計測した。



図 4-1 実験風景

4.3. データ処理

4.3.1. ビデオカメラによる計測データの処理

得られた画像データからビデオディジタルシステム (Frame-DIAS II, ディケイエイチ社製) を用いて, 各マーカーの矢状面における 2 次元座標を取得した. 座標データはスケールファクター法を用いて実平面座標に変換の後, 残差分析法 (Winter, 1990) に基づき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. 地面反力データと平滑化後の計測点の座標値より, 後述の手順でステップ長, ステップ頻度, 下肢 3 関節 (足, 膝, 股) の関節角度, 関節角速度および下肢キネティクス (関節トルク, 関節トルクパワー, 仕事) を算出した.

4.3.2. モーションキャプチャーシステムによる計測データの処理

各マーカーの 3 次元座標を取得した後, 2 次元座標を抽出し, 補間により 60Hz に変換した. その際, 上記のビデオカメラによる 2 次元計測の際に発生する遠近誤差をカメラ距離 (カメラレンズから分析面までの距離) に基づき算出し, 付加することで, ビデオカメラによる 2 次元計測と同様のデータを得た. 得られた 2 次元座標データは上記と同様に残差分析法に基づき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. 地面反力データと平滑化後の計測点の座標値より, 後述の手順でステップ長, ステップ頻度, 下肢 3 関節 (足, 膝, 股) の関節角度, 関節角速度および下肢

キネティクス（関節トルク，関節トルクパワー，仕事）を算出した。

4.4. 算出パラメータ

4.4.1. キネマティクス（関節角度，関節角速度）

図 4-2 は関節角度の定義を示したものである。各関節を構成する 2 つのセグメントの相対角度を関節角度とした。また，関節角度を有限差分法により時間微分し，関節角速度を算出した。

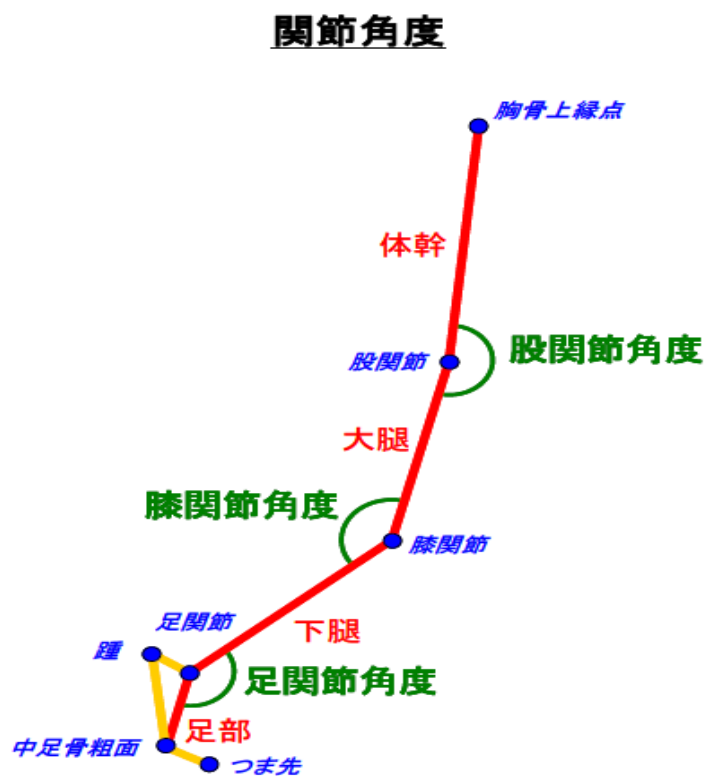


図 4-2 関節角度の定義

図 4-3 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右脚の支持期、遊脚期の 2 つに分けた。さらに、支持期を片脚支持期、両脚支持期に分けた。遊脚期は右つま先離地 (R-off) から次の右踵接地 (2nd R-on) までとした。片脚支持期は左つま先離地 (L-off) から左踵接地 (L-on) まで、両脚支持期は最初の右踵接地 (1st R-on) から左つま先離地 (L-off) まで、および左足踵接地 (L-on) から右つま先離地 (R-off) までとし、両者の平均を各試技の両脚支持期とした。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局面時間の割合を、支持期時間比、遊脚期時間比、片脚支持期時間比、両脚支持期時間比とした。

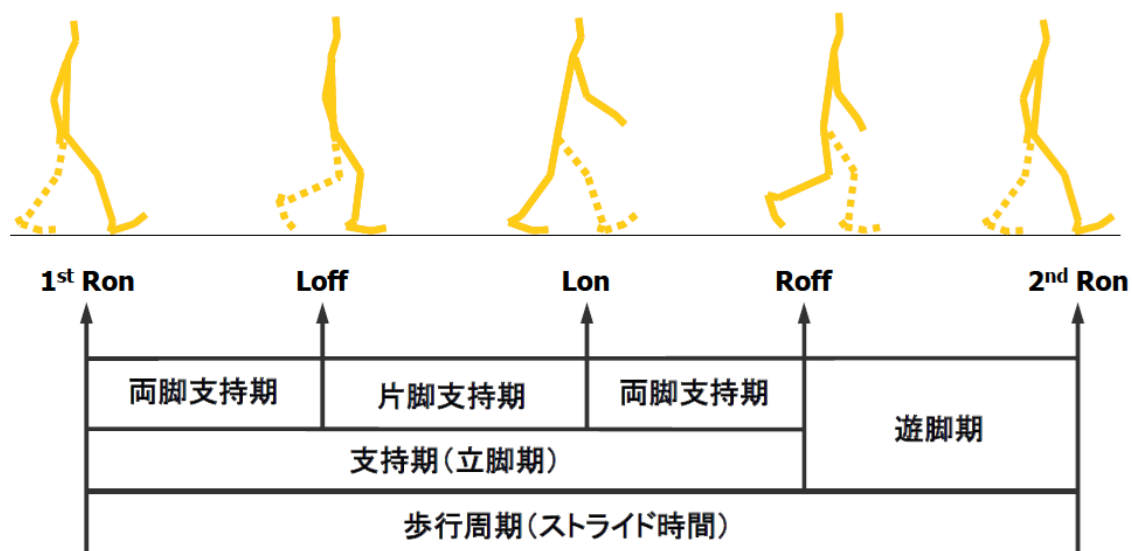


図 4-3 一歩行周期の局面分け

4.4.2. キネティクス

4.4.2.1. 関節トルク

逆動力学的手法に基づいて関節トルク, 関節トルクパワーを算出するために, 身体を足, 下腿, 大腿, 体幹からなる剛体リンクセグメントモデルとし (図 4-4), 各セグメントについて運動方程式を立てた. セグメント i についての運動方程式は以下のようになる.

$$\vec{F}_{id} + \vec{F}_{ip} + m_i \vec{g} = m_i \vec{a}_i$$

$$\vec{M}_{id} + \vec{M}_{ip} + \vec{r}_{id} \times \vec{F}_{id} + \vec{r}_{ip} \times \vec{F}_{ip} = I_i \vec{\alpha}_i$$

ここで \vec{F}_{id} , \vec{M}_{id} は遠位端に隣接するセグメント (セグメント $i-1$) からセグメント i に作用する関節力ベクトルおよび関節トルクベクトル, \vec{F}_{ip} , \vec{M}_{ip} は近位端に隣接するセグメント (セグメント $i+1$) からセグメント i に作用する関節力ベクトルおよび関節トルクベクトル, \vec{r}_{id} , \vec{r}_{ip} はセグメント i の質量中心を始点とした遠位端点および近位端点の位置ベクトル, m_i , I_i はセグメント i の質量および質量中心まわりの慣性モーメント, \vec{a}_i , $\vec{\alpha}_i$ はセグメント i の質量中心の並進加速度ベクトルおよび角加速度ベクトル, \vec{g} は重力加速度ベクトル (大きさを -9.8 m/s^2 とした) である. 遠位のセグメントから近位のセグメントへと順に上記の二式を解くことにより, 各関節の関節力および関節トルクを算出した. これらの方程式における各セグメントの慣性特性に関するデータ (質量, 質量中心位置, 慣性モーメント) は, 阿江 (1996) および岡田ら (1996) の身体部分慣性係数の推定式から推定した.

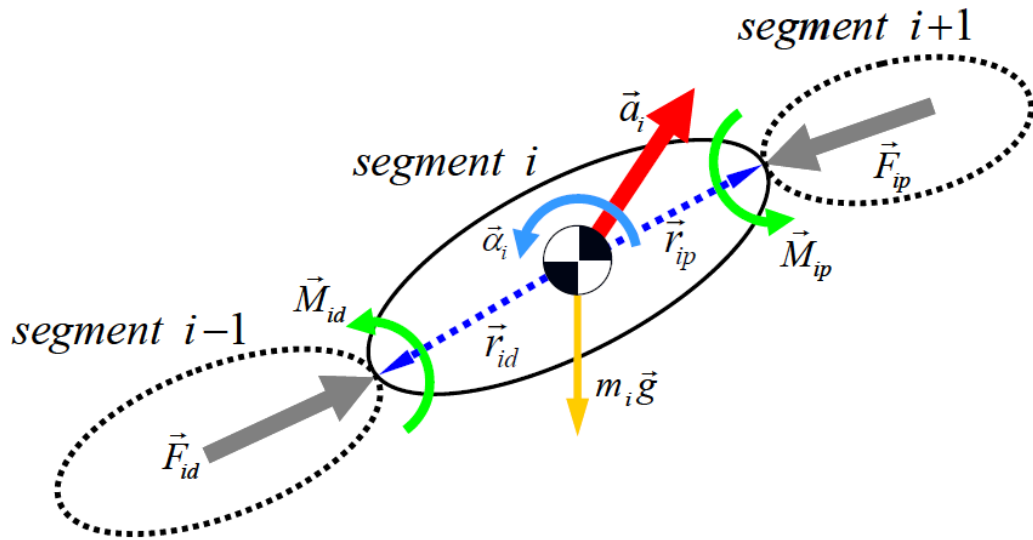


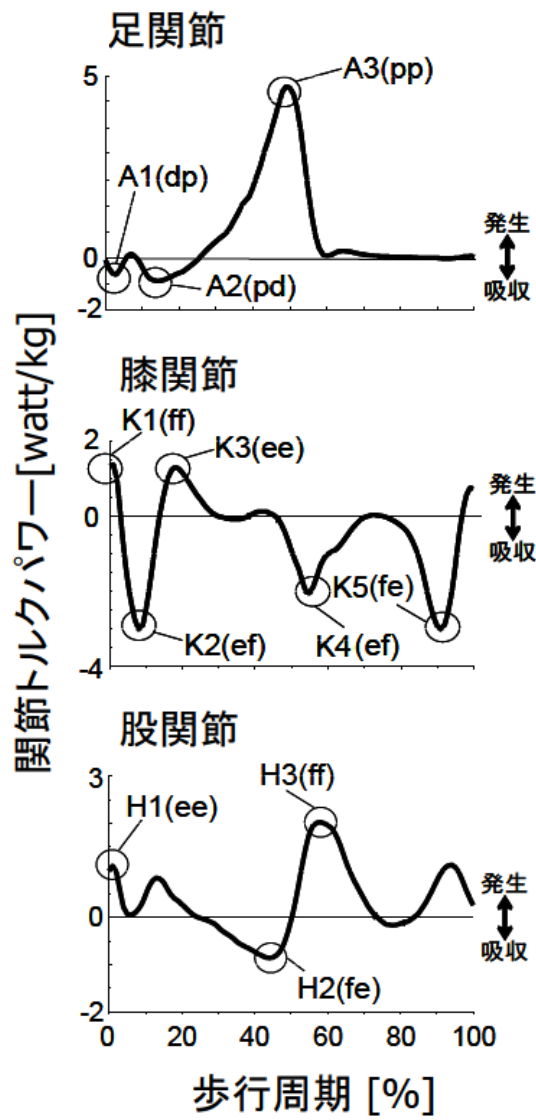
図 4-4 剛体リンクセグメントモデル

4.4.2.2. 関節トルクパワー

関節トルクパワーは、先述の方法で求めた関節角速度に関節トルクを乗じることで求めた。

$$P_{mi} = \vec{M}_i \cdot (\vec{\omega}_{id} - \vec{\omega}_{ip})$$

ここで、 P_{mi} は関節 i の関節トルクパワー、 \vec{M}_i は関節 i に作用する関節トルク、 $\vec{\omega}_{id}$ 、 $\vec{\omega}_{ip}$ は関節 i を構成する遠位および近位セグメントの角速度である。なお、 $(\vec{\omega}_{id} - \vec{\omega}_{ip})$ は関節 i の関節角速度である。本研究で扱うパラメータを算出するにあたり、歩行動作において各関節で見られる典型的な関節トルクパワーのピーク値を、図 4-5 に示した。図のように足関節で 3 箇所 (A1, A2, A3)、膝関節で 5 箇所 (K1, K2, K3, K4, K5)、股関節で 3 箇所 (H1, H2, H3) のトルクパワーピーク値を定義した。



p:底屈 d:背屈 e:伸展 f:屈曲

ピーク値名(トルクの方角 角速度の方角)

図 4-5 各関節のトルクパワーピーク値の定義

4.4.2.3. 力学的仕事

1 歩行周期中の正および負の関節トルクパワーを別々に積分し、関節の力学的仕事を算出した。

$$PW_i = \int_{t_1}^{t_2} (P_{mi})^+ dt$$

$$NW_i = \int_{t_1}^{t_2} (P_{mi})^- dt$$

ここで、 t_1 , t_2 , は1歩行周期の開始および終了時点、 PW_i , NW_i は関節*i*がなした正仕事および負仕事である。

以上に示した算出パラメータの一覧を表 4-2 および表 4-3 に示す。

表 4-2 算出パラメータ一覧 1

パラメータ名	説明
SPT	支持期時間 (SuPport Time) [s]
SWT	遊脚期時間 (Swing Time) [s]
SSPT	片脚支持期時間 (Single SuPport Time) [s]
DSPT	両脚支持期時間 (Double SuPport Time) [s]
%SPT	支持期時間比 (Percent SuPport Time) [%]※サイクル時間に対する支持期時間の比
%SWT	遊脚期時間比 (Percent SWing Time) [%]※サイクル時間に対する遊脚期時間の比
%SSPT	片脚支持期時間比 (Percent Single SuPport Time) [%]※サイクル時間に対する片脚支持期時間の比
%DSPT	両脚支持期時間比 (Percent Double SuPport Time) [%]※サイクル時間に対する両脚支持期時間の比
ANK@RON	接地時の足関節角度 [deg]
ANK@ROFF	離地時の足関節角度 [deg]
ANK_STROM	支持期中の足関節の運動域 (STMAX-STMIN) [deg]
ANK_SWROM	遊脚期中の足関節の運動域 (SWMAX-SWMIN) [deg]
KNE@RON	接地時の膝関節角度 [deg]
KNE@ROFF	離地時の膝関節角度 [deg]
KNE_STROM	支持期中の膝関節の運動域 (STMAX-STMIN) [deg]
KNE_SWROM	遊脚期中の膝関節の運動域 (SWMAX-SWMIN) [deg]
HIP@RON	接地時の股関節角度 [deg]
HIP@ROFF	離地時の股関節角度 [deg]
HIP_STROM	支持期中の股関節の運動域 (STMAX-STMIN) [deg]
HIP_SWROM	遊脚期中の股関節の運動域 (SWMAX-SWMIN) [deg]

表 4-3 算出パラメーター一覧 2

パラメータ名	説明
A1	体重あたりの足関節トルクパワーのピーク値 A1 [watt/kg]
A2	体重あたりの足関節トルクパワーのピーク値 A2 [watt/kg]
A3	体重あたりの足関節トルクパワーのピーク値 A3 [watt/kg]
K1	体重あたりの膝関節トルクパワーのピーク値 K1 [watt/kg]
K2	体重あたりの膝関節トルクパワーのピーク値 K2 [watt/kg]
K3	体重あたりの膝関節トルクパワーのピーク値 K3 [watt/kg]
K4	体重あたりの膝関節トルクパワーのピーク値 K5 [watt/kg]
K5	体重あたりの膝関節トルクパワーのピーク値 K6 [watt/kg]
H1	体重あたりの股関節トルクパワーのピーク値 H1 [watt/kg]
H2	体重あたりの股関節トルクパワーのピーク値 H2 [watt/kg]
H3	体重あたりの股関節トルクパワーのピーク値 H3 [watt/kg]
ANK_PW	1 歩行周期中に足関節が行った体重あたりの正の仕事 [J/kg]
KNE_PW	1 歩行周期中に膝関節が行った体重あたりの正の仕事 [J/kg]
HIP_PW	1 歩行周期中に股関節が行った体重あたりの正の仕事 [J/kg]
ANK_NW	1 歩行周期中に足関節が行った体重あたりの負の仕事 [J/kg]
KNE_NW	1 歩行周期中に膝関節が行った体重あたりの負の仕事 [J/kg]
HIP_NW	1 歩行周期中に股関節が行った体重あたりの負の仕事 [J/kg]

4.5. 動作の評価方法

若年者を基準とした歩行動作評価を行うために、阿江（2010）の方法（標準動作モデルによる方法）を応用した。この方法では基準となる集団（本研究では男女それぞれの若年者群，MY，FY）の標準動作から各被験者の動作がどの程度逸脱しているかを重み付き Z スコアにより示す。以下に重み付き Z スコアの算出方法を記す。

4.5.1. 重み付き Z スコアの算出方法

各被験者において各パラメータで次の式を用いて重み付き Z スコアを算出した。

$$CV_{iY} = \frac{SD_{iY}}{\bar{X}_{iY}} \times 100$$

$$Z_{ij} = \frac{x_{ij} - \bar{X}_{iY}}{SD_{iY}}$$

$$WZ_{ij} = \frac{Z_{ij}}{CV_{iY}}$$

SD_{iY} はパラメータ i の若年者群（MY，FY）の標準偏差， \bar{X}_{iY} はパラメータ i の若年者群（MY，FY）の平均， CV_{iY} はパラメータ i の若年者群（MY，FY）の変動係数， x_{ij} はある被験者 j のパラメータ i の値， Z_{ij} はある被験者 j のパラメータ i の Z スコア， WZ_{ij} はある被験者 j の算出パラメータ i の重み付き Z スコアである。

ここで、変動係数の値が小さなパラメータは若年者の標準偏差が小さく、若年者間で共通性の高いパラメータであると考えられる。若年者間で共通性の高いパラメータは“若者

らしさ”を強く表しており、若年者の歩行動作と他の被験者の歩行動作を各種パラメータから比較する上で着目すべき重要度の高いパラメータと言える。

図 4-6 は変動係数と Z スコアの関係性から示唆されるパラメータの解釈について示したものである。重み付き Z スコアは Z スコアを標準偏差で除した値であるため、若年者群の平均値を基準とし、かつ若年者群との比較における重要度を反映させた値となっている。端的に言えば、重み付き Z スコアが大きいものは、若年者群との平均値からの差異が若年者群のバラつき（標準偏差）に対して大きいといえ、若年者からの逸脱度が高いパラメータと考えることができる。

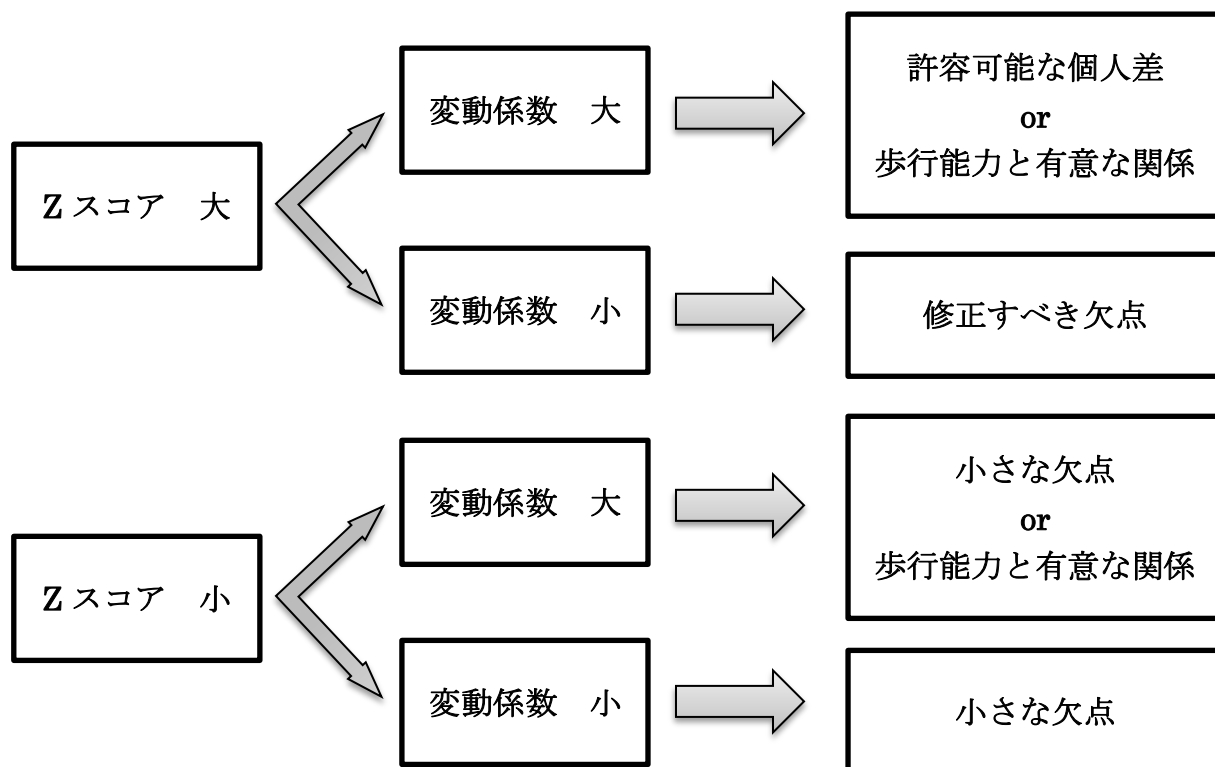


図 4-6 変動係数と Z スコアの組み合わせ及び解釈：阿江（2010）を一部改変

5. 研究結果及び考察

5.1. 男性被験者の加齢による歩行動作変化

各パラメータの重み付き Z スコアを用いて、年齢群を要因とした一元配置分散分析を行った。これらの結果を次項以降の図及び表に示した。(ここで図中の記号は分散分析結果が 5%有意 (†), 1%有意 (††), シェッフエの法による多重比較の結果が 5%有意 (>), 1%有意 (>>) とした)

5.1.1. キネマティクス変数

5.1.1.1. 足関節について

足関節のキネマティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-1 から図 5-4 までに示した。

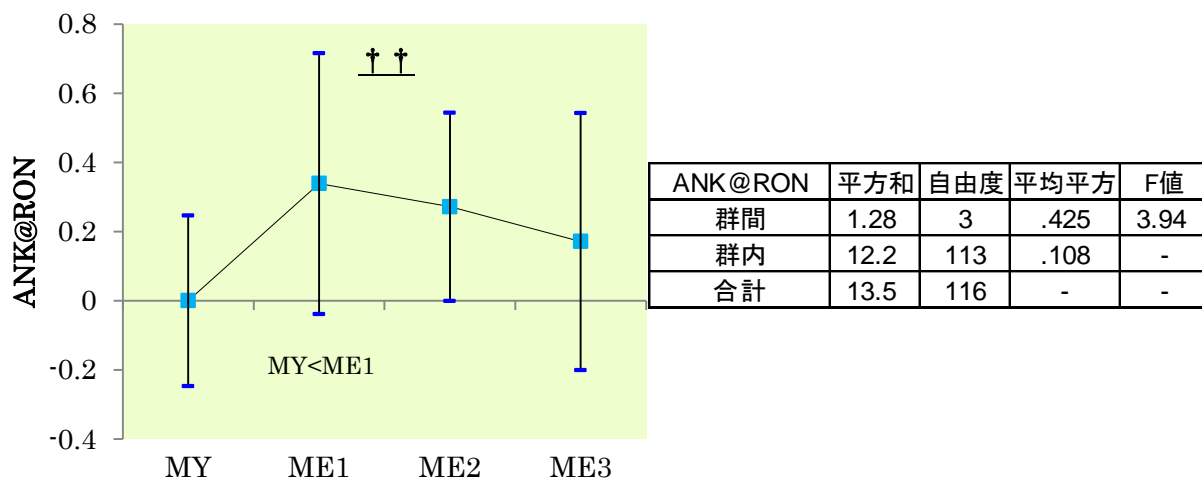


図 5-1 男性 ANK@RON 分散分析結果

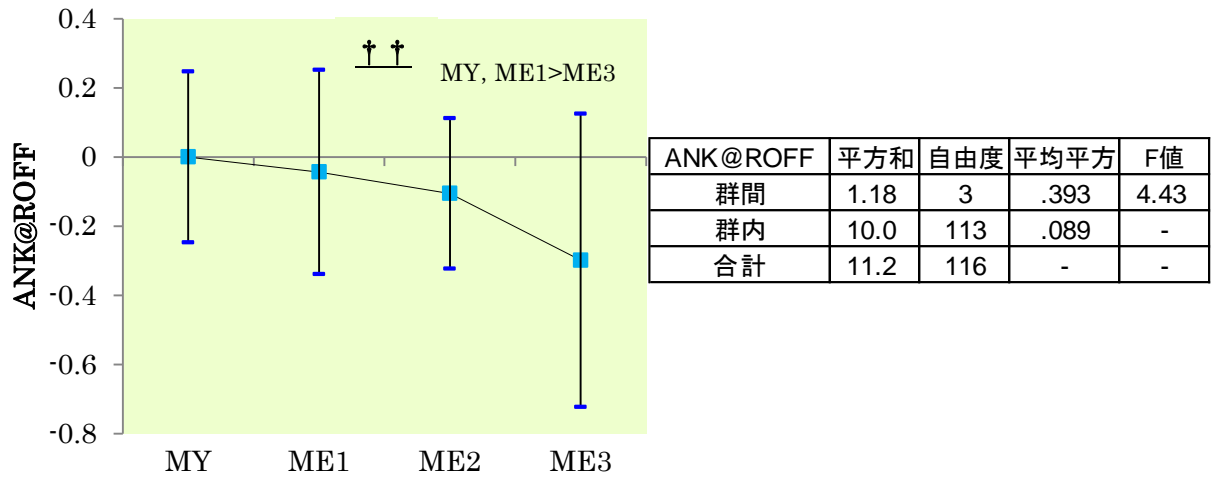


図 5-2 男性 ANK@ROFF 分散分析結果

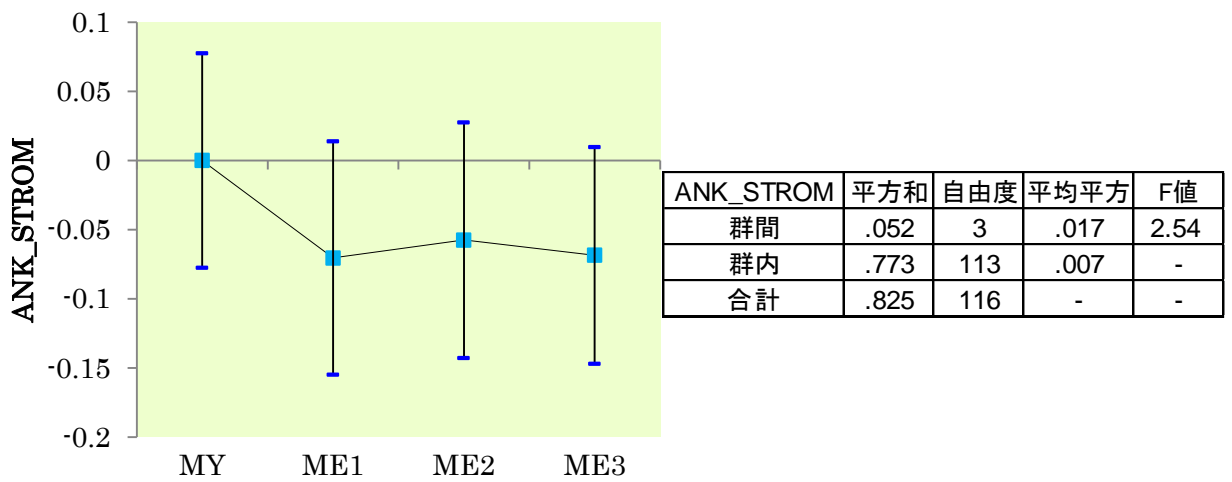


図 5-3 男性 ANK_STROM 分散分析結果

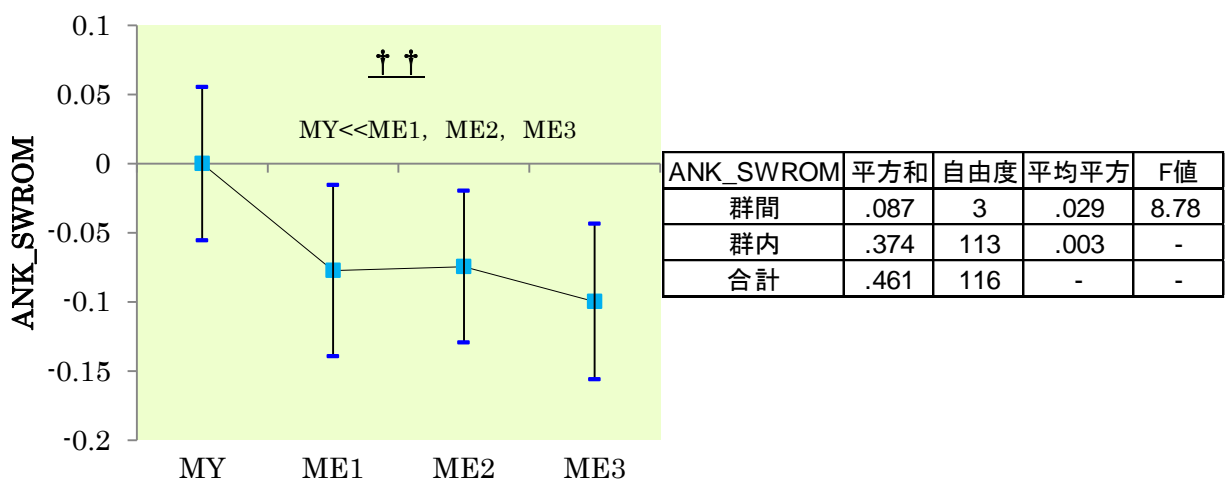


図 5-4 男性 ANK_SWROM 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは、ANK@RON、ANK@ROFF、ANK_SWROM であった。これらは、多重比較結果においても有意な群間差がみられた。

ANK@RON と ANK@ROFF はそれぞれ接地時と離地時の足関節角度であり、加齢に伴い ANK@RON は増加、ANK@ROFF は減少する傾向がみられた。ANK@RON の増加はつま先の挙上が小さくなることを示し、接地時の足関節背屈が小さくなることを意味する。ANK@ROFF の減少は離地時の足関節底屈が小さくなることを示す。よって、高齢になるにつれ足関節を稼働させることが困難となっていると考えられる。

ANK_SWROM は遊脚期中の足関節運動域を示す値であり、高齢者は一歩行周期中の足関節運動域が小さいことがわかる。ANK@RON と ANK@ROFF の加齢に伴う変化とも関連しているが、高齢者は若年者に比べ歩行中の足関節利用が低いことが伺える。

5.1.1.2. 膝関節について

膝関節のキネマティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-5 から図 5-8 までに示した。

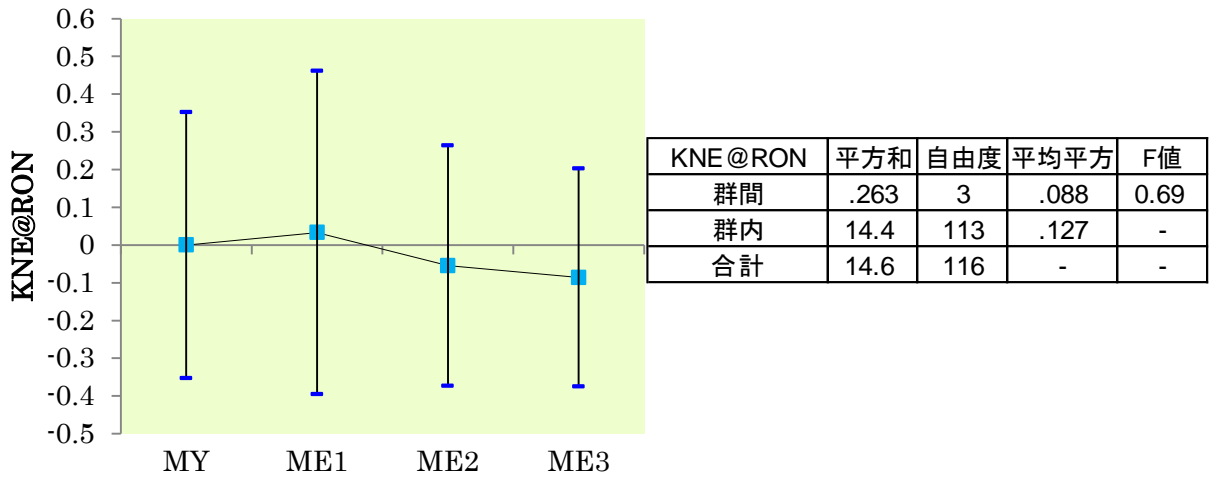


図 5-5 男性 KNE@RON 分散分析結果

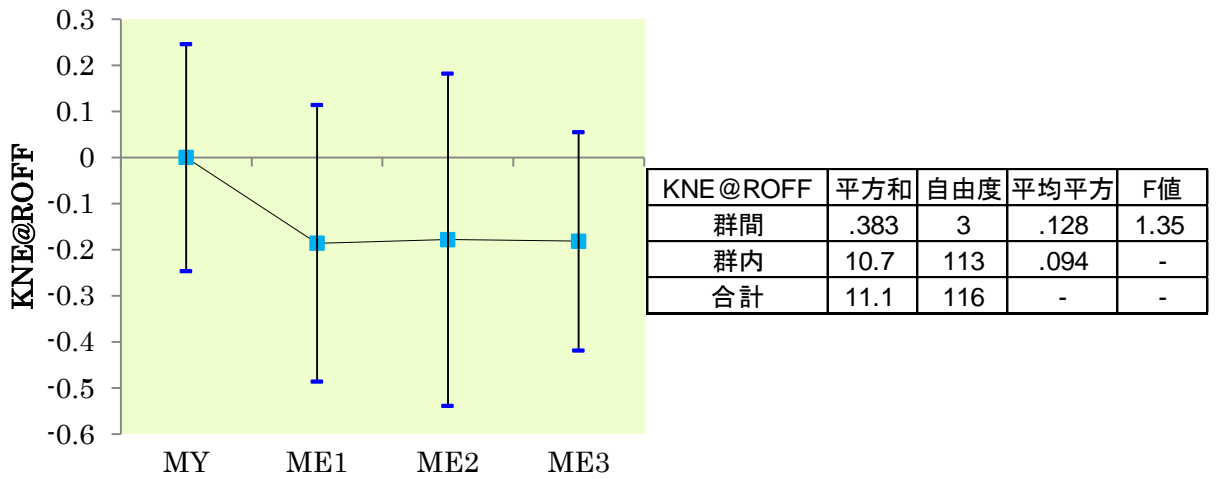


図 5-6 男性 KNE@ROFF 分散分析結果

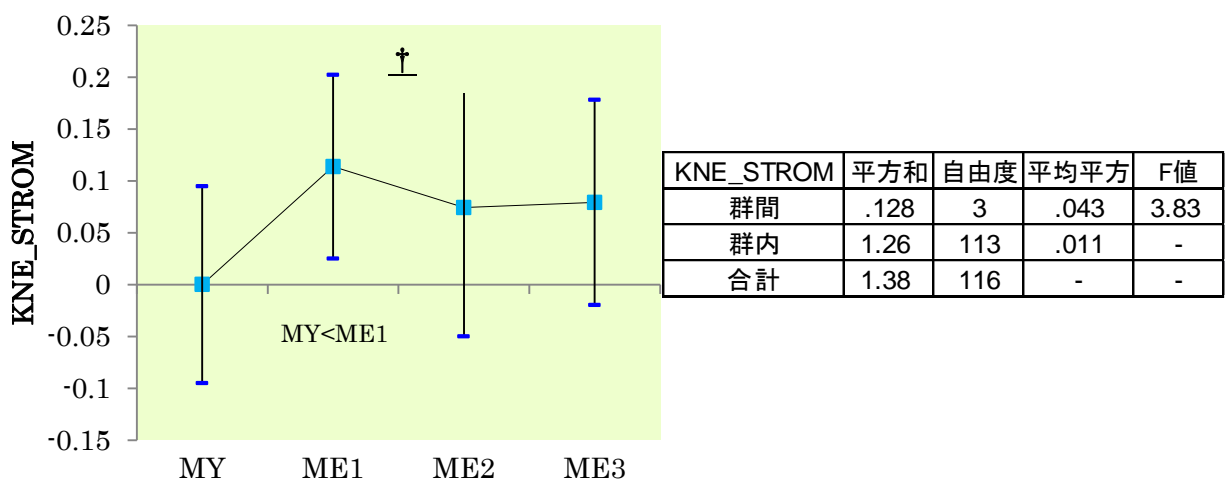


図 5-7 男性 KNE_STROM 分散分析結果

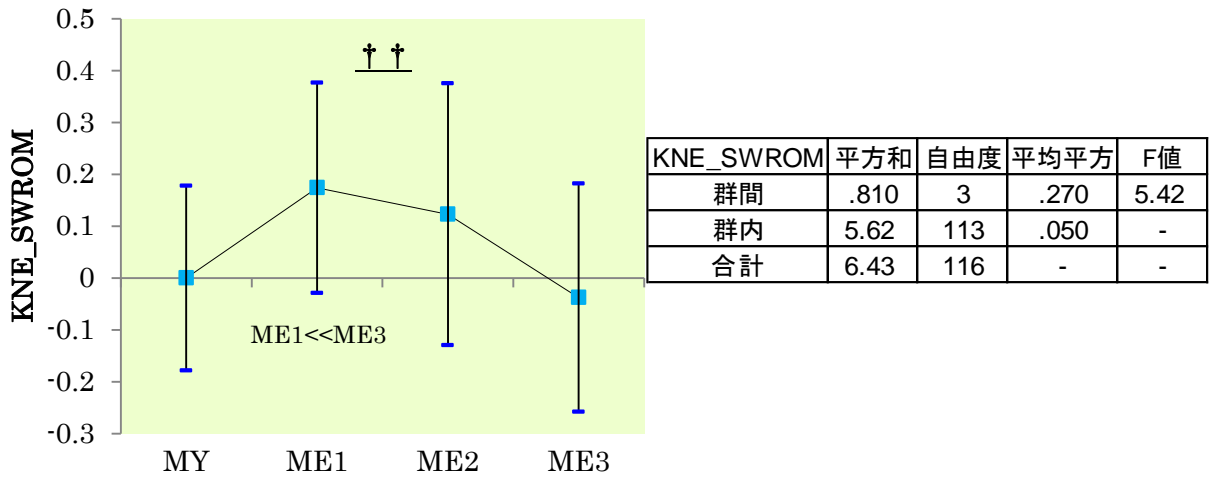


図 5-8 男性 KNE_SWROM 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは、KNE_STROM、KNE_SWROM であった。その内、多重比較結果においても有意な群間差がみられたのは、KNE_STROM、KNE_SWROM であった。

KNE_STROM、KNE_SWROM はそれぞれ支持期と遊脚期の膝関節運動域を示す値で、高齢者群の方が若年者に比べ大きな値を示した。支持期中の膝関節運動域が大きいということは接地してから膝関節がより屈曲することを示し、膝関節で負荷を吸収、つまりショックアブソーバー機能が大きく働いていると考えられる。KNE@ROFF を参照すると、分散分析では加齢による有意な変化は示されなかったものの、高齢者群の方がより膝関節が屈曲した状態で離地を迎えており、支持期中の膝関節の屈曲動作が大きいことがわかる。高齢者の方が遊脚期中の膝関節運動域が大きいという結果に関しては離地時の膝関節が高齢者の方がより屈曲していることが要因と考えられる。

5.1.1.3. 股関節について

股関節のキネマティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-9 から図 5-12 までに示した。

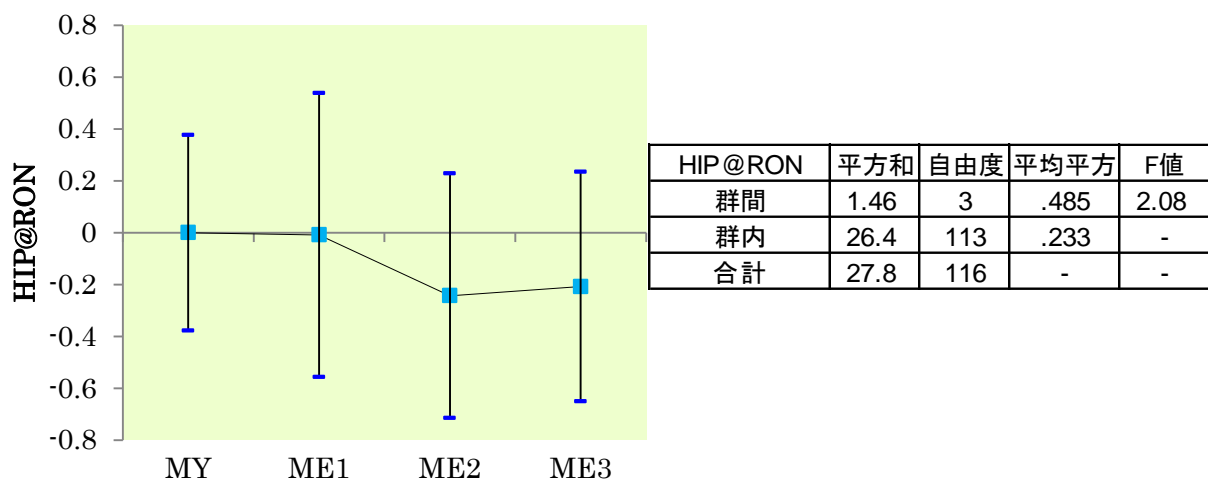


図 5-9 男性 HIP@RON 分散分析結果

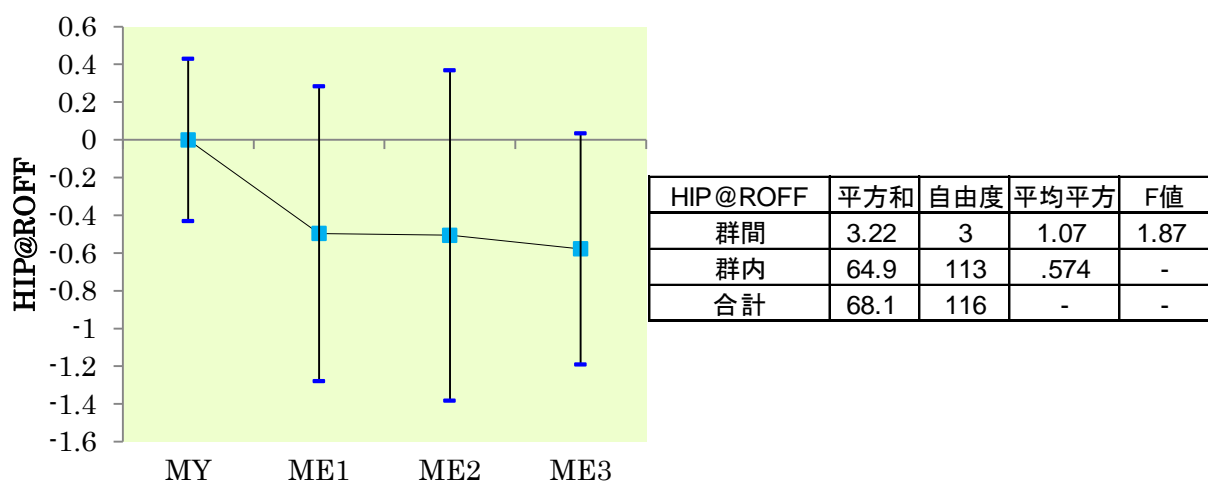


図 5-10 男性 HIP@ROFF 分散分析結果

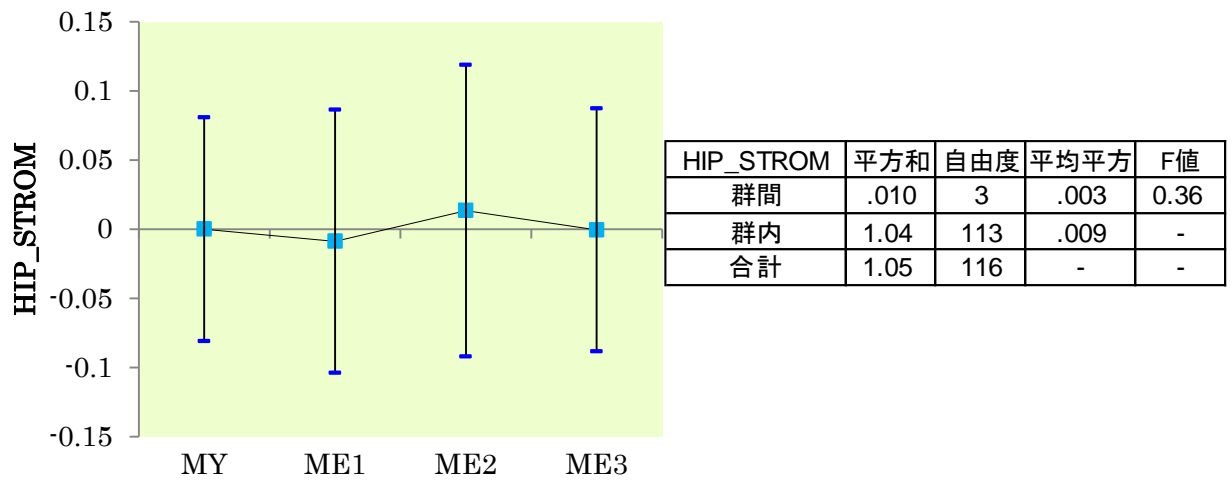


図 5-11 男性 HIP_STROM 分散分析結果

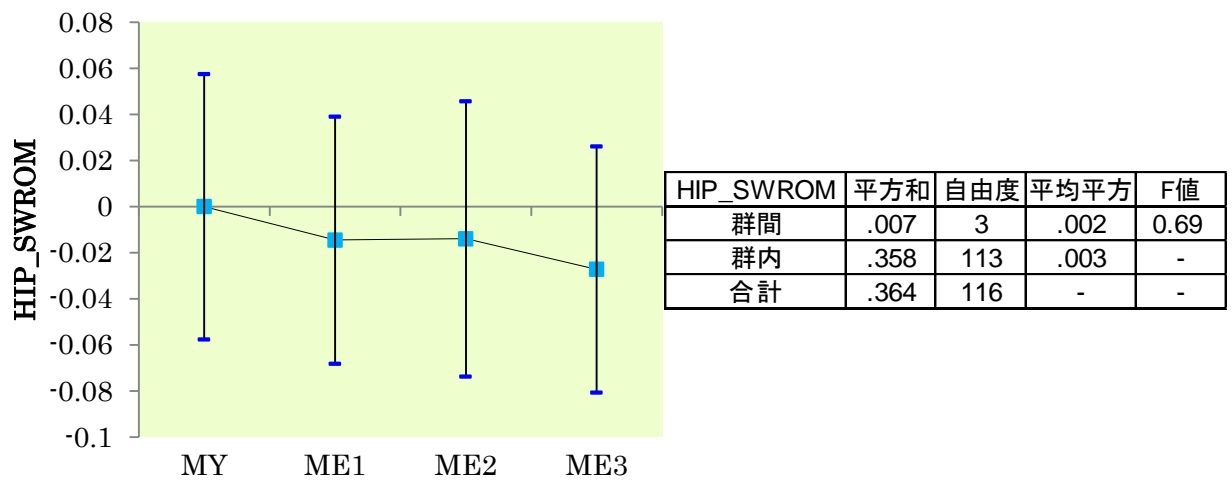


図 5-12 男性 HIP_SWROM 分散分析結果

股関節のキネマティクス変数においては、年齢の主効果が有意なパラメータがみられなかった。

5.1.2. キネティクス変数

5.1.2.1. 足関節について

足関節のキネティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-13 から図 5-17 までに示した。

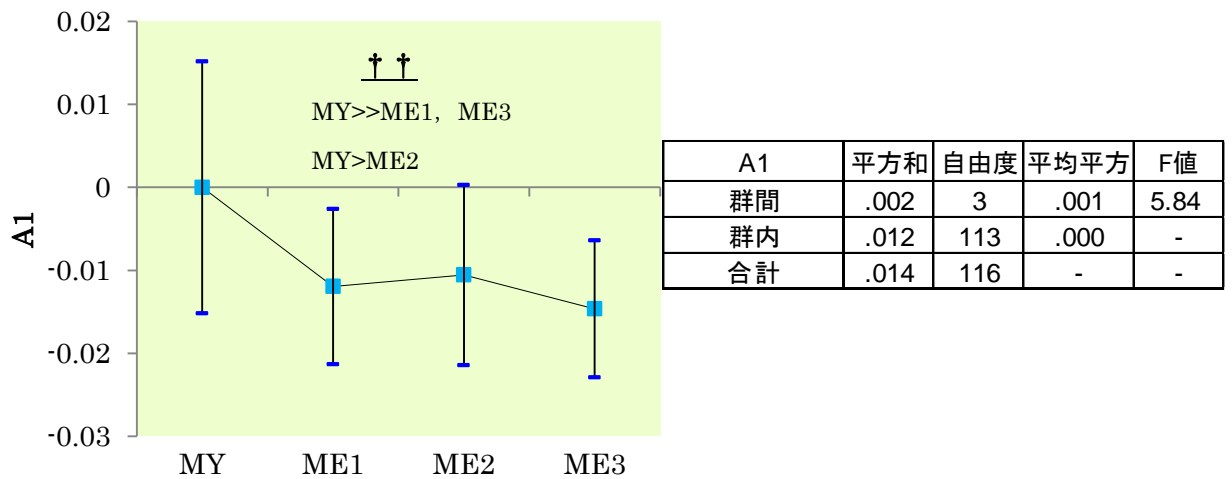


図 5-13 男性 A1 分散分析結果

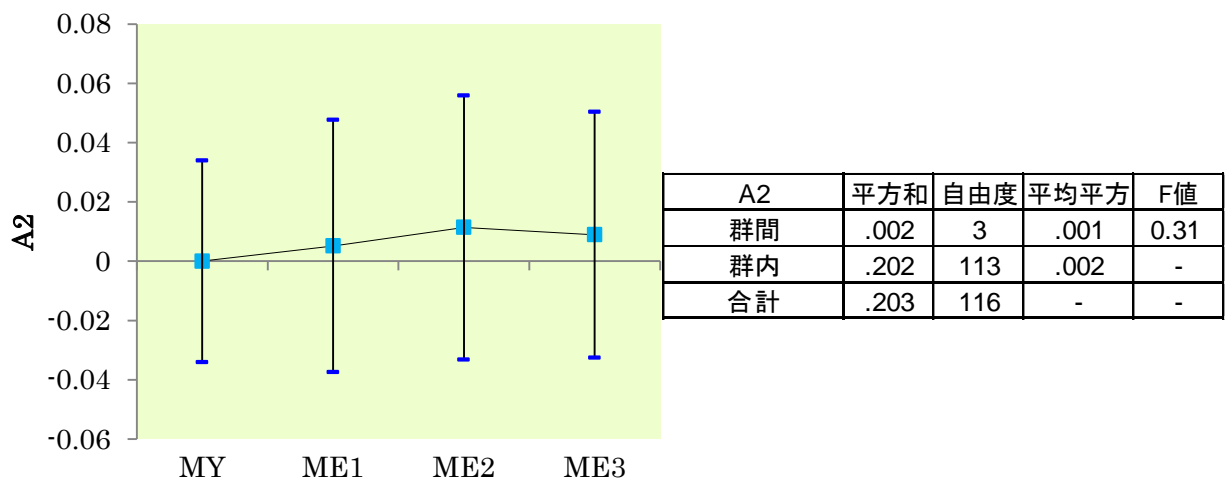
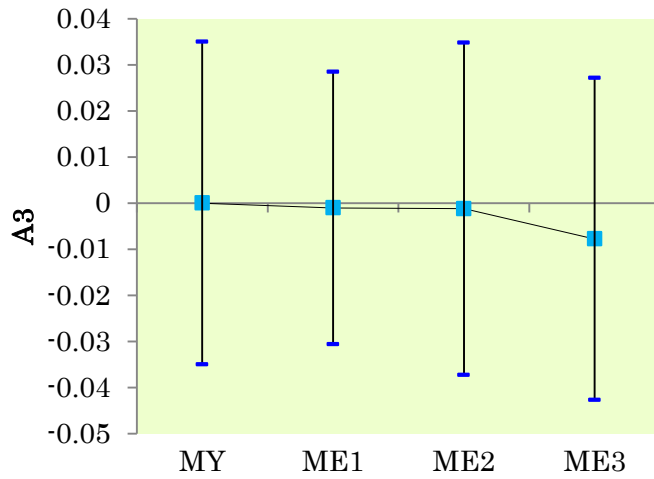
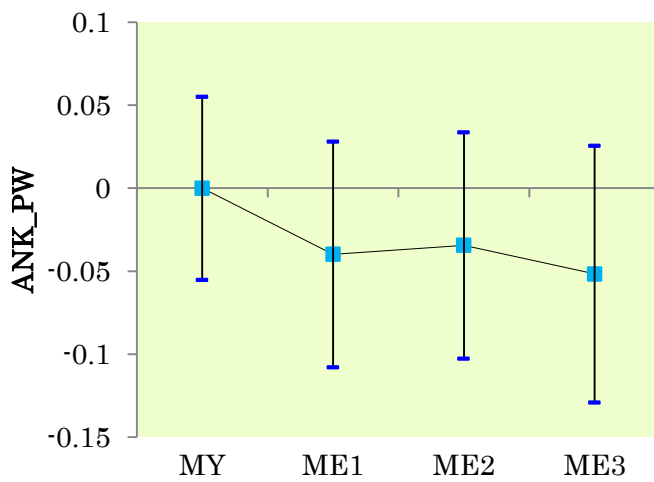


図 5-14 男性 A2 分散分析結果



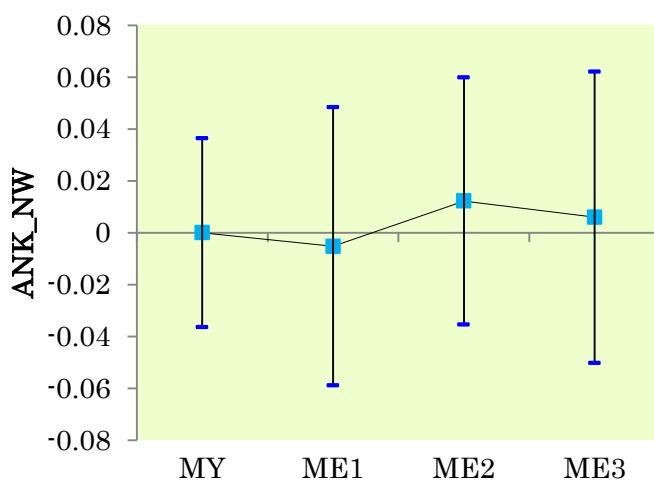
A3	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.001	3	.000	0.26
群内	.128	113	.001	-
合計	.129	116	-	-

図 5-15 A3 男性分散分析結果



ANK_PW	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.023	3	.008	1.65
群内	.535	113	.005	-
合計	.559	116	-	-

図 5-16 男性 ANK_PW 分散分析結果



ANK_NW	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.006	3	.002	0.83
群内	.288	113	.003	-
合計	.294	116	-	-

図 5-17 男性 ANK_NW 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは、A1であった。A1は多重比較結果においても有意な群間差がみられた。

A1の値はMY群と他のすべての高齢者群との間に有意な差がみられた。A1は接地前に発生する負のトルクパワーピーク値であり、接地時に足が地面に強く衝突しないように背屈トルクにより足を制御する際に発揮される。高齢者になるにつれA1の値が減少していくことから、踵接地の後、つま先が地面に着く際の足部への衝撃が大きいことが予想される。

5.1.2.2. 膝関節について

膝関節のキネティクス変数の加齢に伴う変化を図5-18から図5-24までに示した。

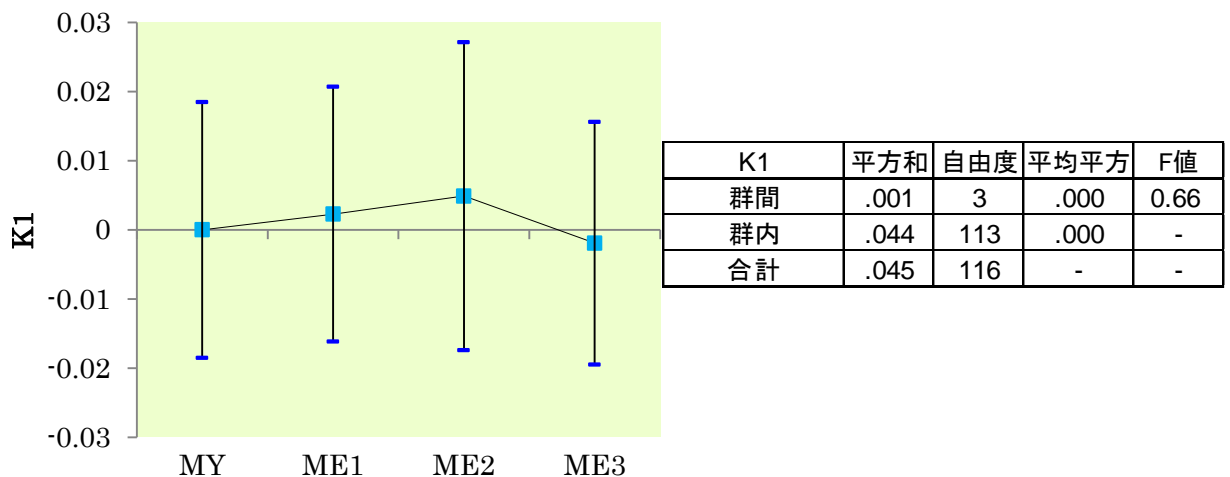


図 5-18 K1 男性分散分析結果

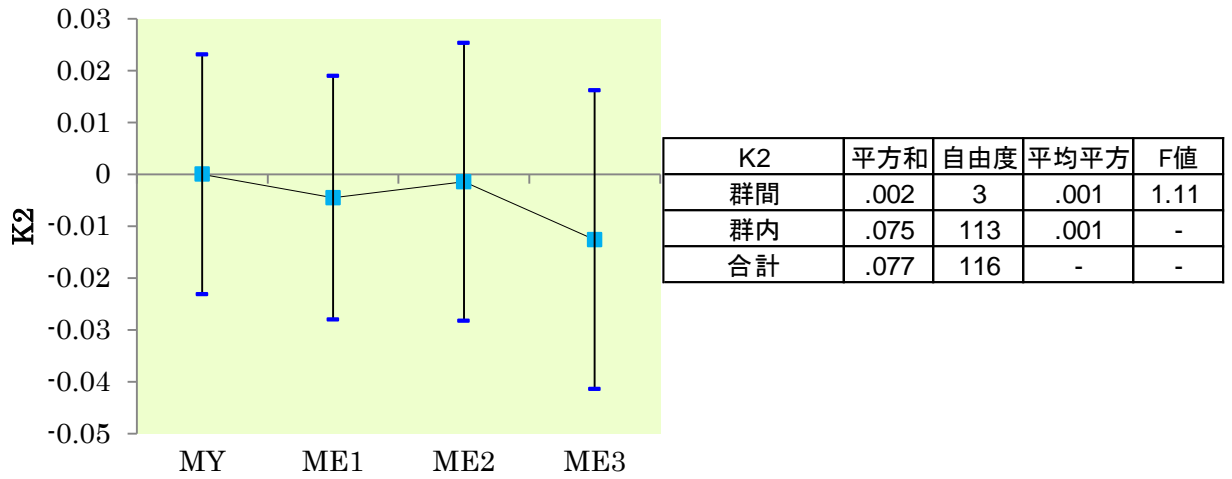


図 5-19 K2 男性分散分析結果

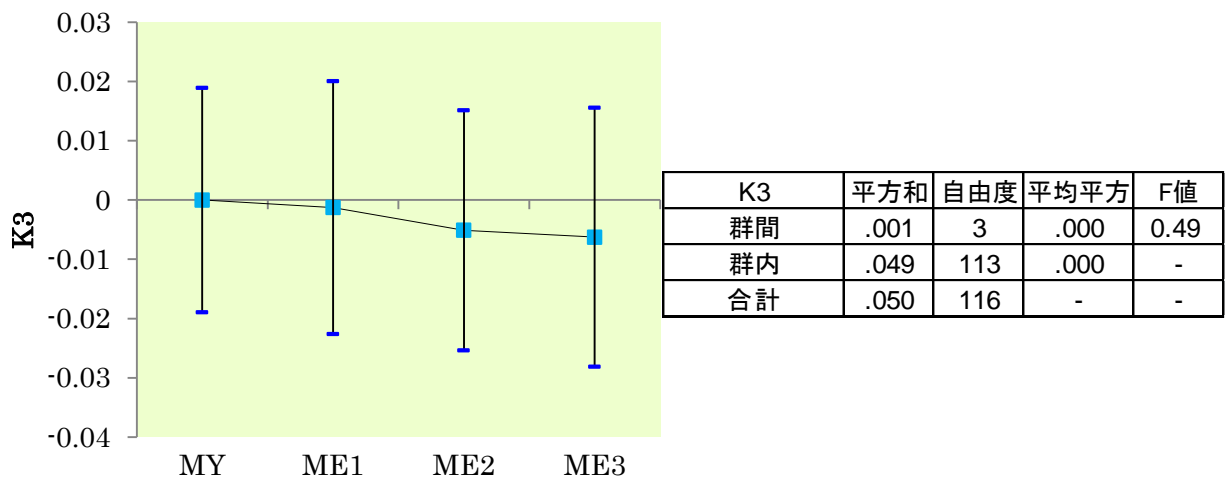


図 5-20 K3 男性分散分析結果

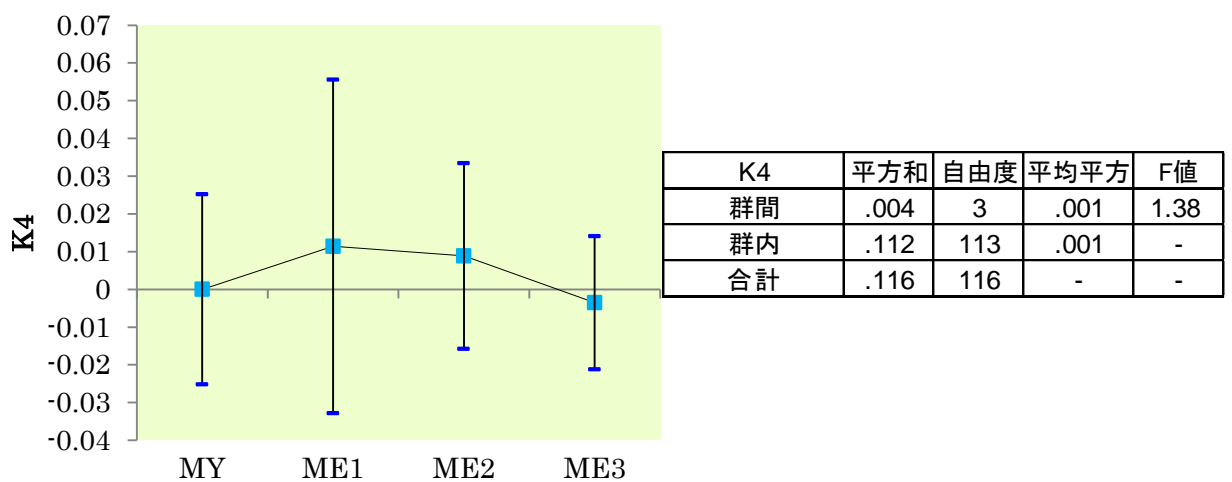


図 5-21 K4 男性分散分析結果

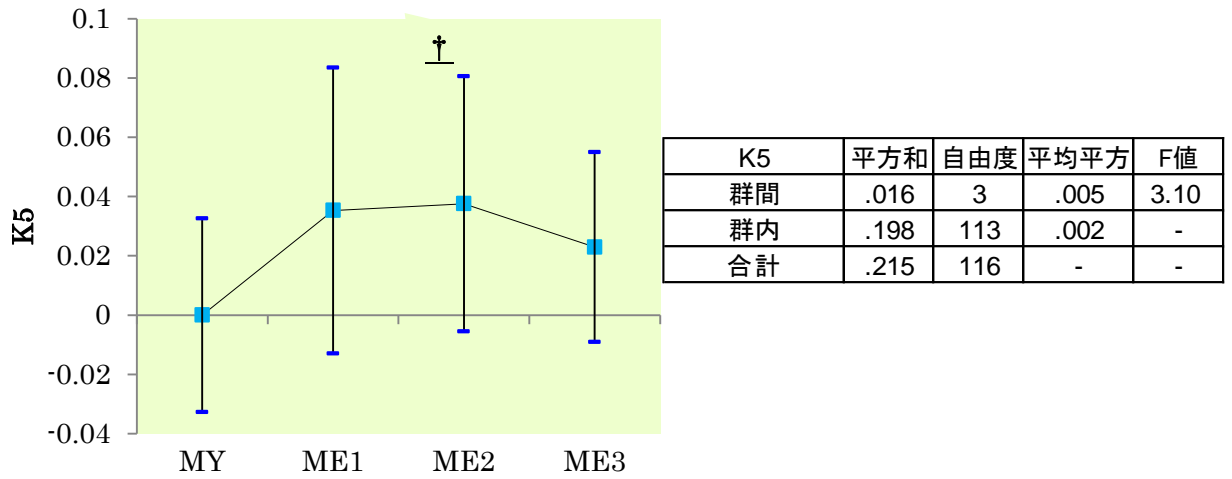


図 5-22 K5 男性分散分析結果

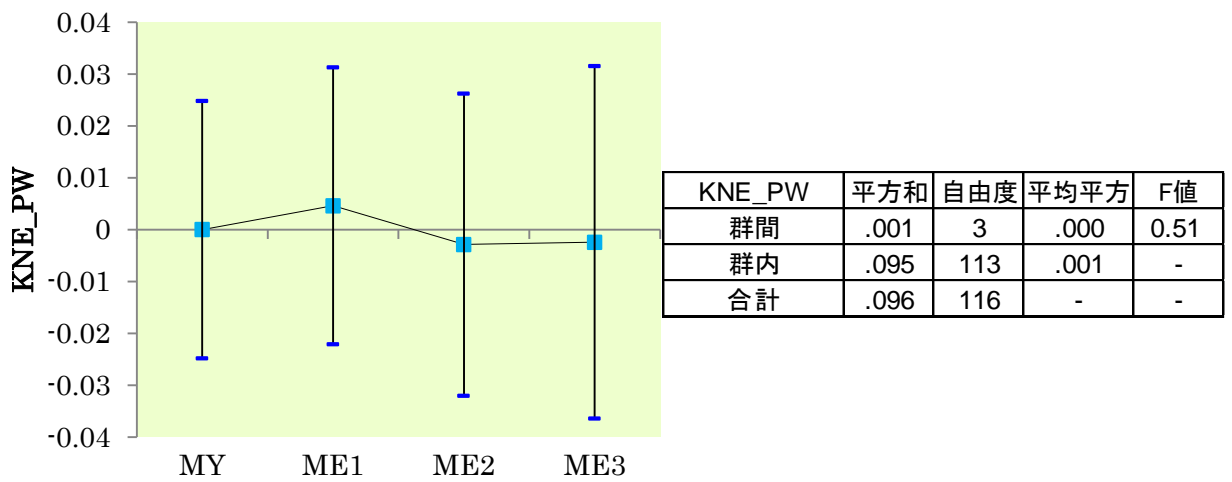


図 5-23 男性 KNE_PW 分散分析結果

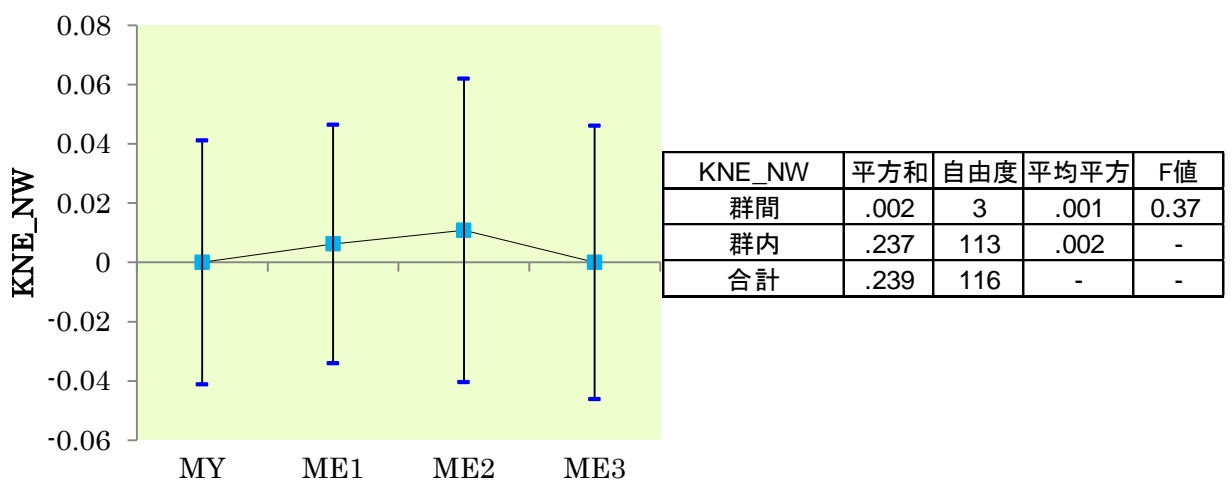


図 5-24 男性 KNE_NW 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは K5 であったが、多重比較結果においては有意な群間差がみられなかった。

K5 は遊脚期における下腿の前方への振り出しを引き止める際に発揮される負のトルクパワーピークである。加齢に伴い増加していることから、高齢者は振り出した下腿をより強く引き止め、下腿動作を早く止めるように歩行動作が変化していることが伺える。

5.1.2.3. 股関節について

股関節のキネティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-25 から図 5-29 までに示した。

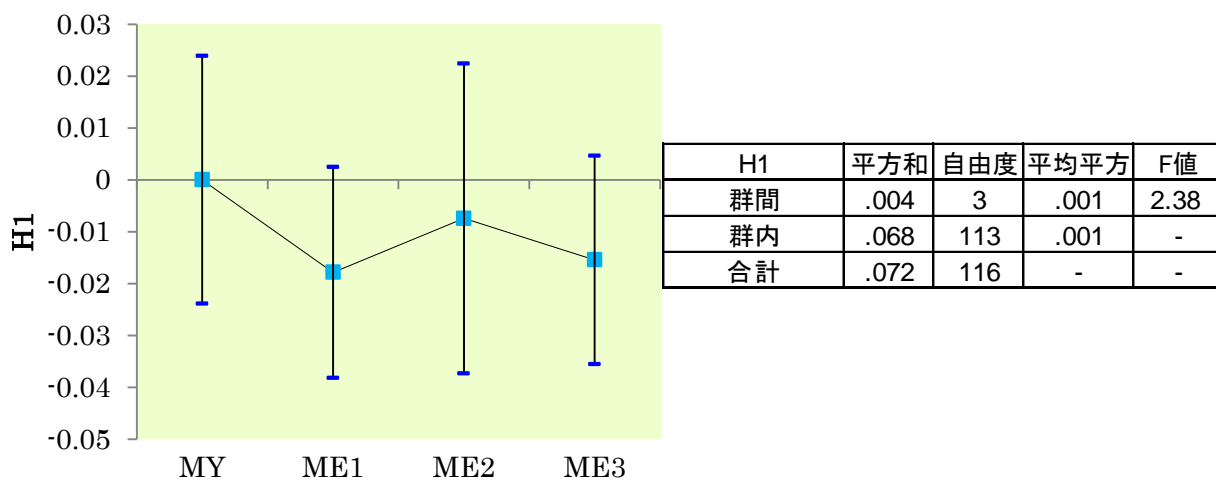


図 5-25 H1 男性分散分析結果

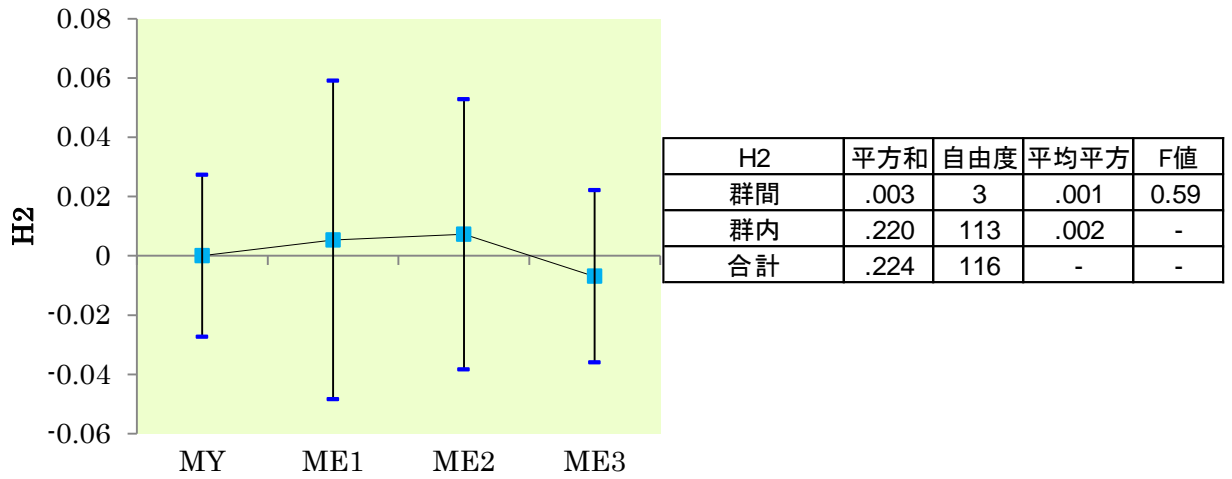


図 5-26 H2 男性分散分析結果

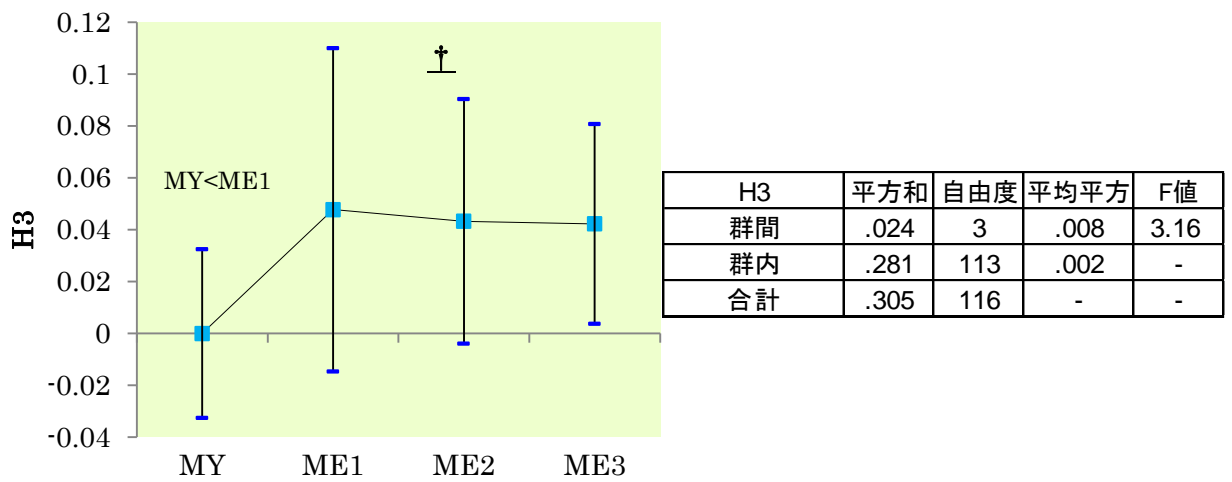


図 5-27 H3 男性分散分析結果

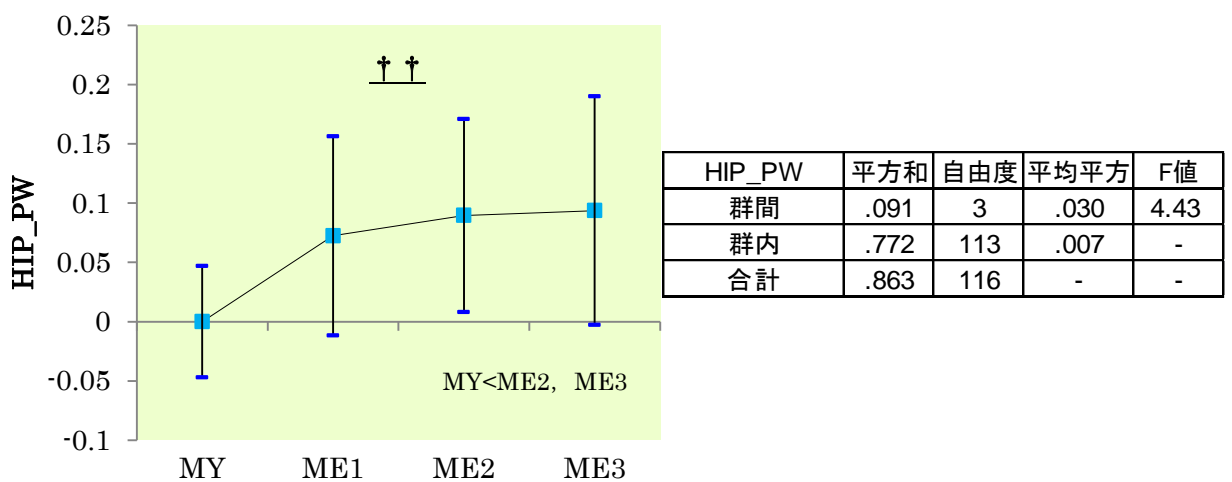


図 5-28 男性 HIP_PW 分散分析結果

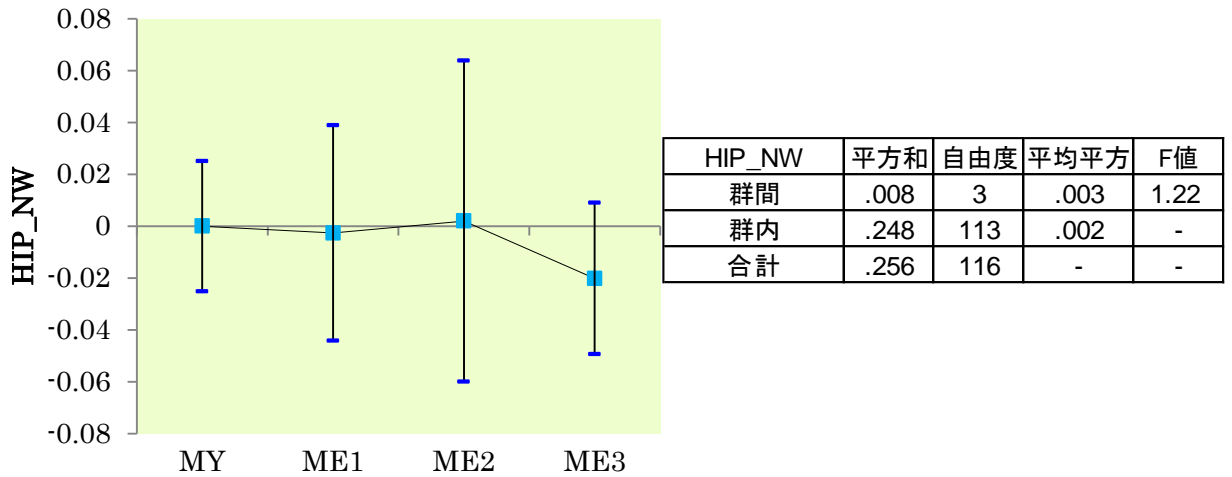


図 5-29 男性 HIP_NW 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは H3, HIP_PW であった。これらは多重比較結果においても有意な群間差がみられた。

H3 の値は MY 群と ME1 群で有意な差がみられた。H3 は支持期で後方へ送り出した脚を前方へ降り出すときに股関節において発揮される正のトルクパワーピーク値である。また, 図 4-5 から HIP_PW は H3 のトルクパワーが発揮される局面付近の正の仕事が多く割合を占めている。先行研究において若年者と高齢者を比較した際, 高齢者の方が股関節の正のパワー発揮が大きいことが報告されており (岡田, 2000), 若年者の逸脱度で検討した場合でも同様のことが示唆される。

5.1.3. 支持期時間等について

支持期時間等の変数の加齢に伴う変化を図 5-30 から図 5-37 までに示した。

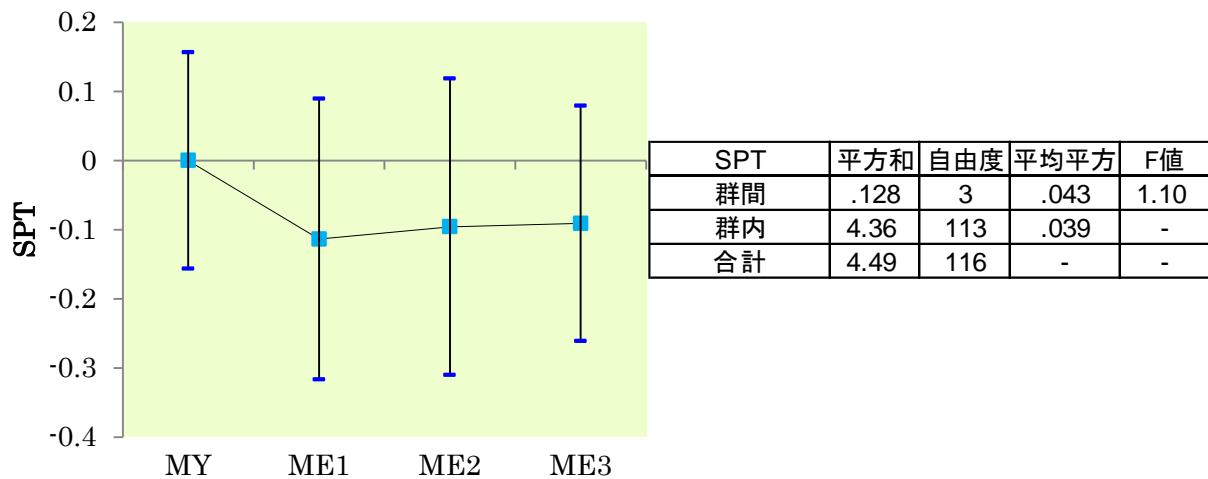


図 5-30 男性 SPT 分散分析結果

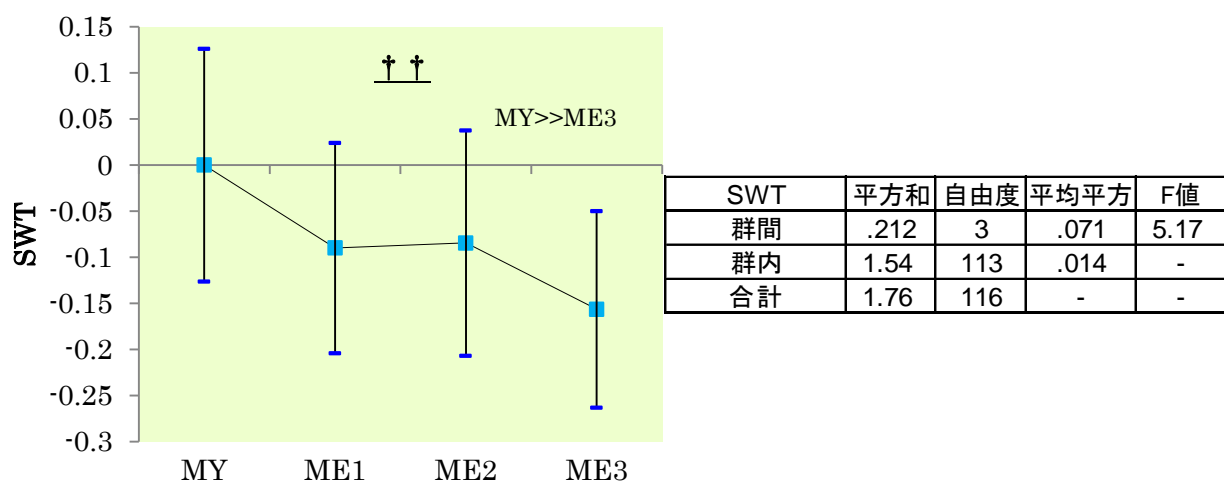


図 5-31 男性 SWT 分散分析結果

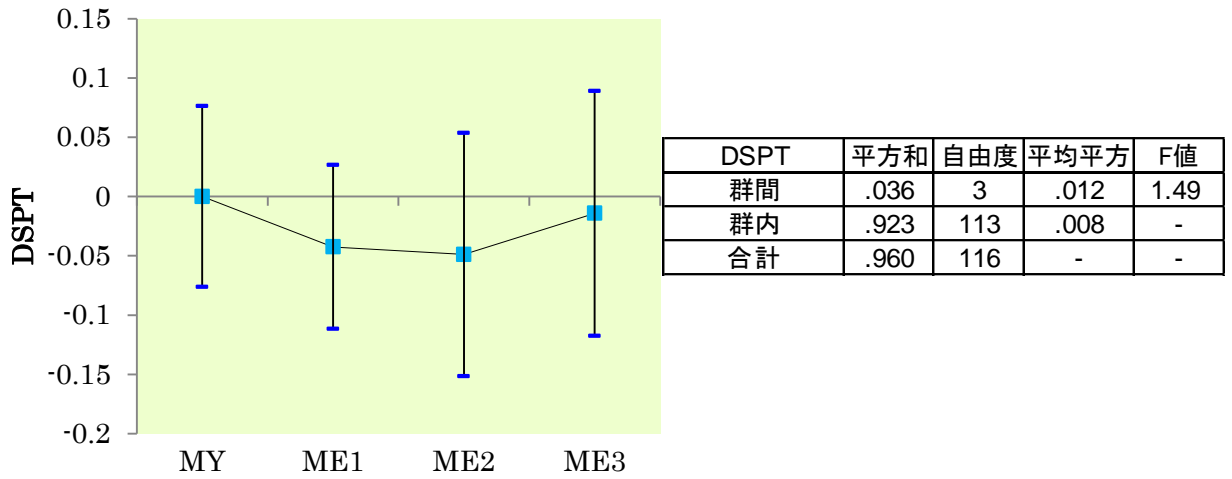


図 5-32 男性 DSPT 分散分析結果

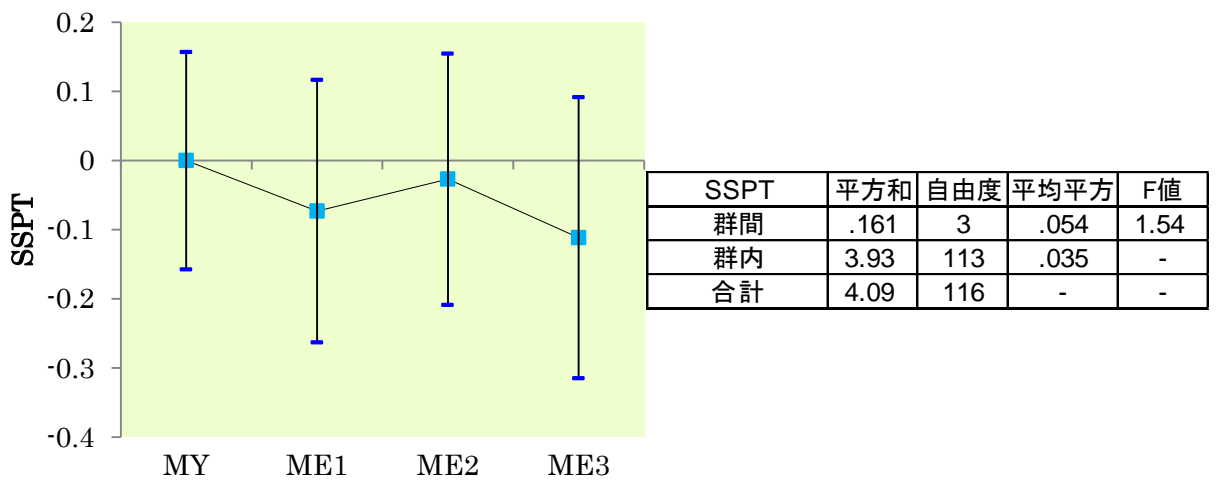


図 5-33 男性 SSPT 分散分析結果

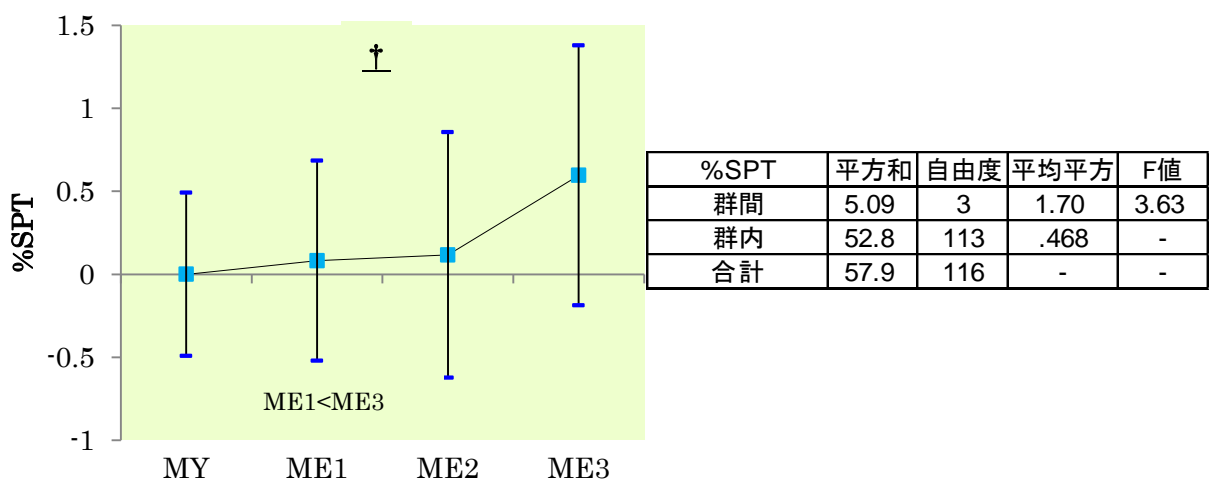


図 5-34 男性 %SPT 分散分析結果

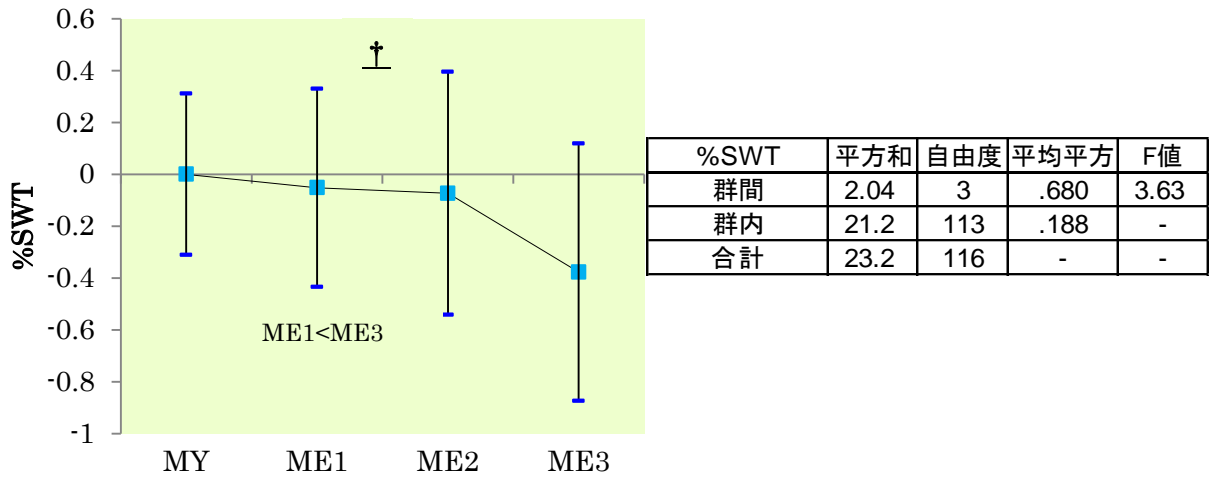


図 5-35 男性%SWT 分散分析結果

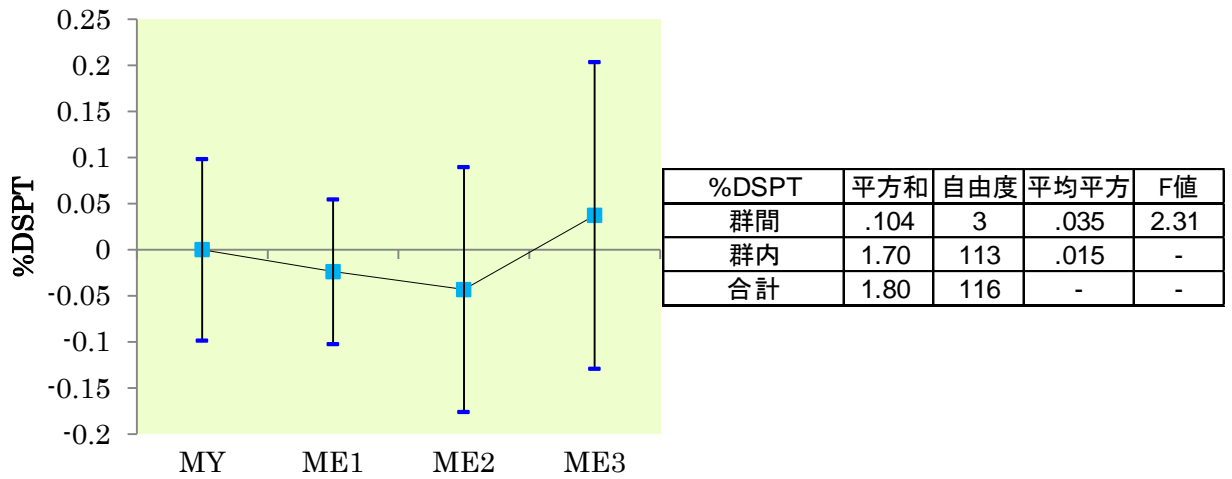


図 5-36 男性%DSPT 分散分析結果

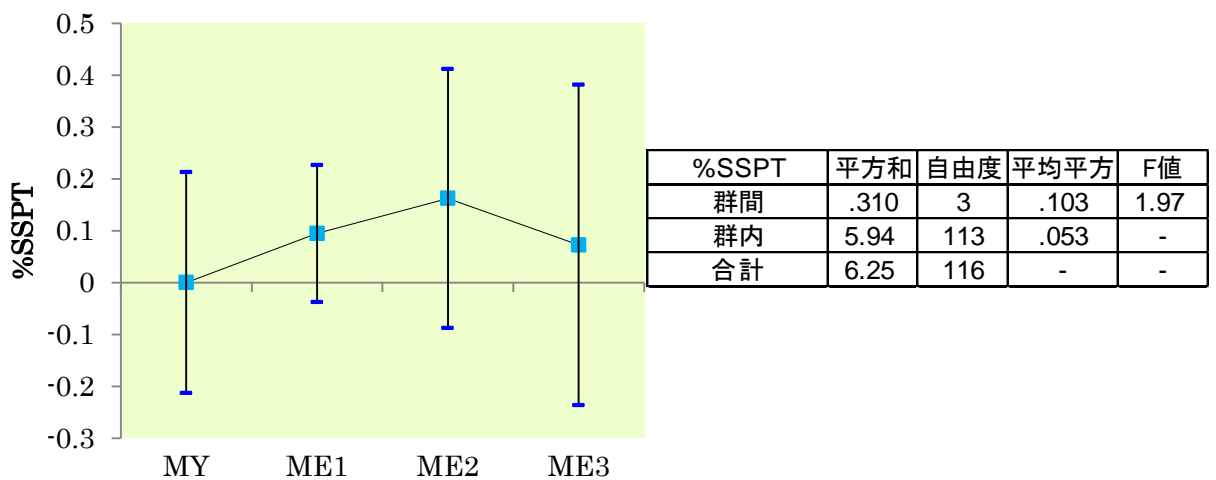


図 5-37 男性%SSPT 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは、SWT、%SWT、%SPTであった。いずれの変数も多重比較結果において有意な群間差がみられた。

SWTは遊脚期時間を示し、高齢になるにつれ遊脚期時間は短くなるという結果が得られた。%SWT、%SPTは一歩行周期中の遊脚期時間と支持期時間の割合を示す値であり、高齢群では支持期時間の割合が増え、遊脚期時間の割合は減少していた。遊脚期は片脚で体を支え、かつ一方の脚は空中で降り出し動作を行うために姿勢が不安定になりやすい局面といえる。多くの高齢者において、加齢に伴い身体を支持する筋力が低下することは避けられず、高齢者は動的安定性を求めて遊脚期時間を短くする歩行を行っている可能性が示唆される。

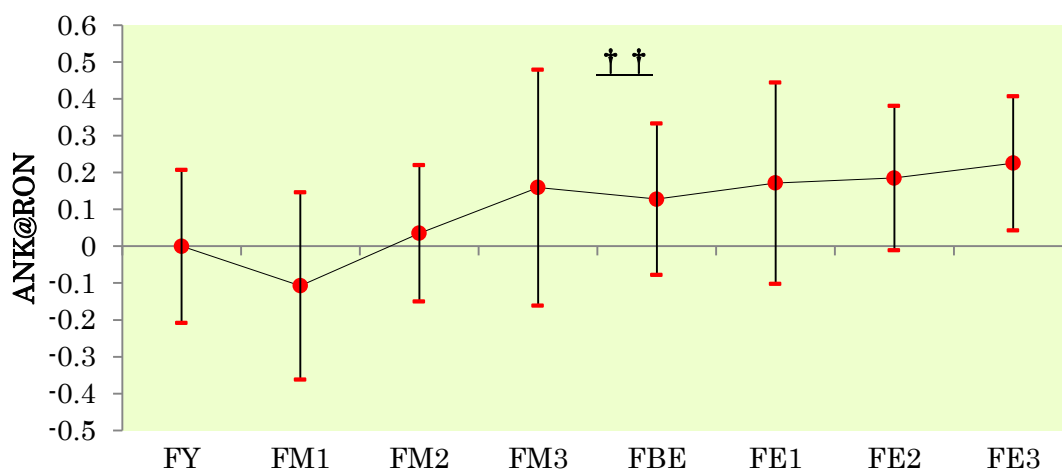
5.2. 女性被験者の加齢による歩行動作変化

各パラメータの重み付き Z スコアを用いて、年齢群を要因とした一元配置分散分析を行った。これらの結果を次項以降の図及び表に示した。（ここで図中の記号は分散分析結果が 5%有意（†），1%有意（††），多重比較の結果が 5%有意（>），1%有意（>>）とした）

5.2.1. キネマティクス変数について

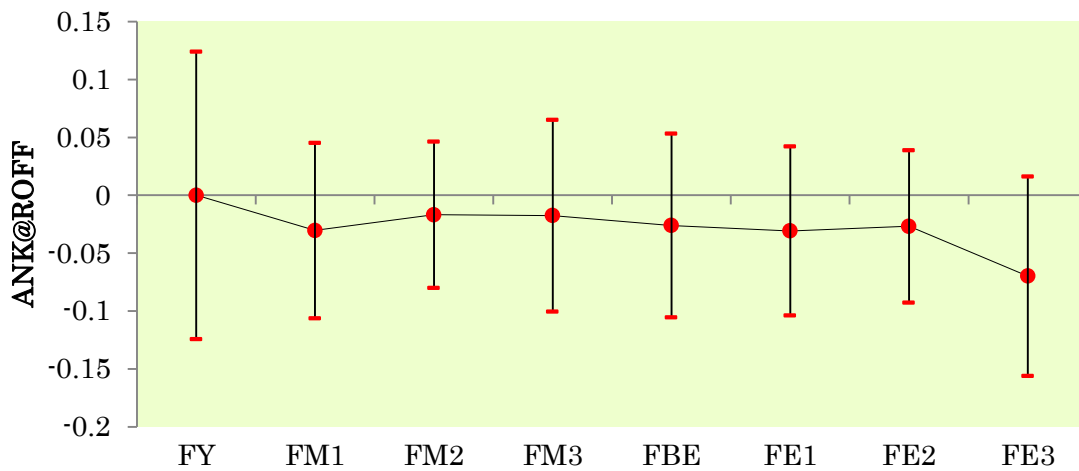
5.2.1.1. 足関節について

足関節のキネマティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-38 から図 5-41 までに示した。



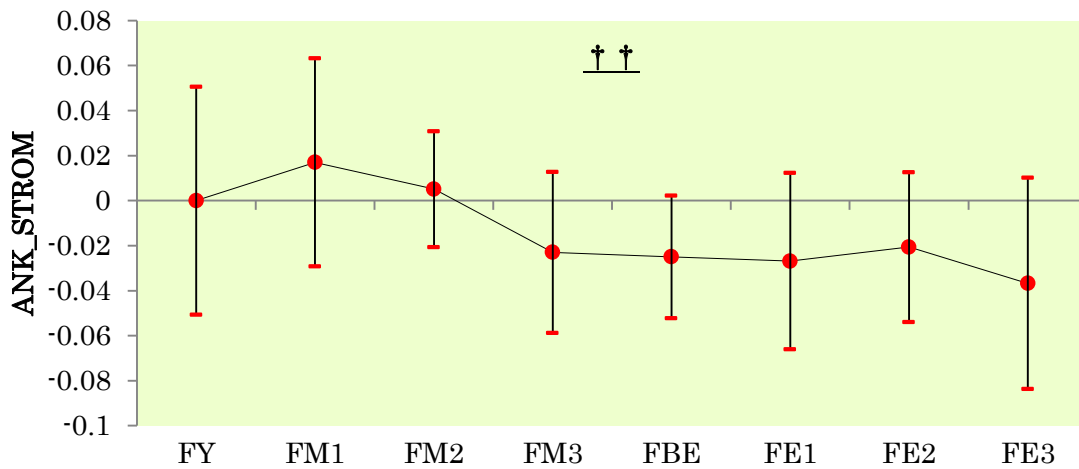
ANK@ROFF	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.043	7	.006	1.02
群内	1.02	169	.006	-
合計	1.06	176	-	-

図 5-38 女性 ANK@RON 分散分析結果



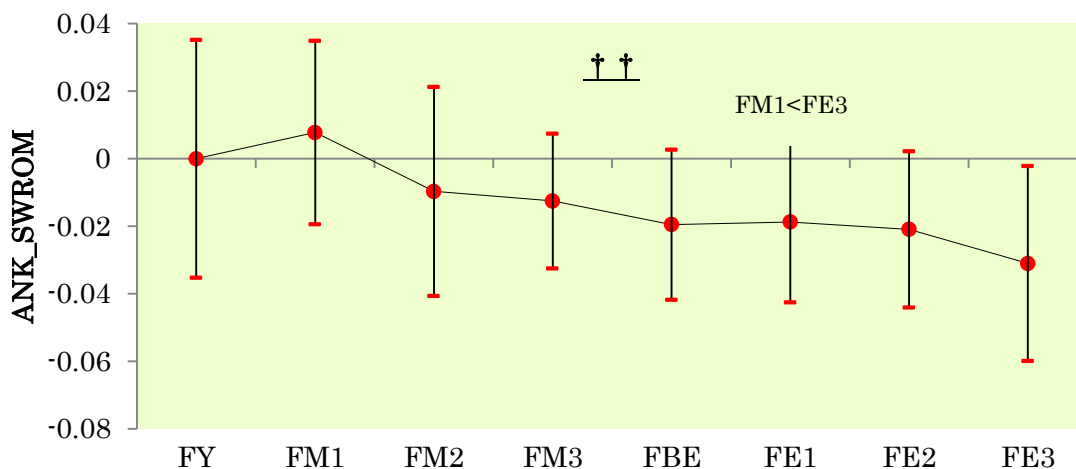
ANK@ROFF	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.043	7	.006	1.02
群内	1.02	169	.006	-
合計	1.06	176	-	-

図 5-39 女性 ANK@ROFF 分散分析結果



ANK_STROM	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.033	7	.005	3.35
群内	.239	169	.001	-
合計	.272	176	-	-

図 5-40 女性 ANK_STROM 分散分析結果



ANK_SWROM	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.014	7	.002	3.28
群内	.107	169	.001	-
合計	.121	176	-	-

図 5-41 女性 ANK_SWROM 分散分析結果

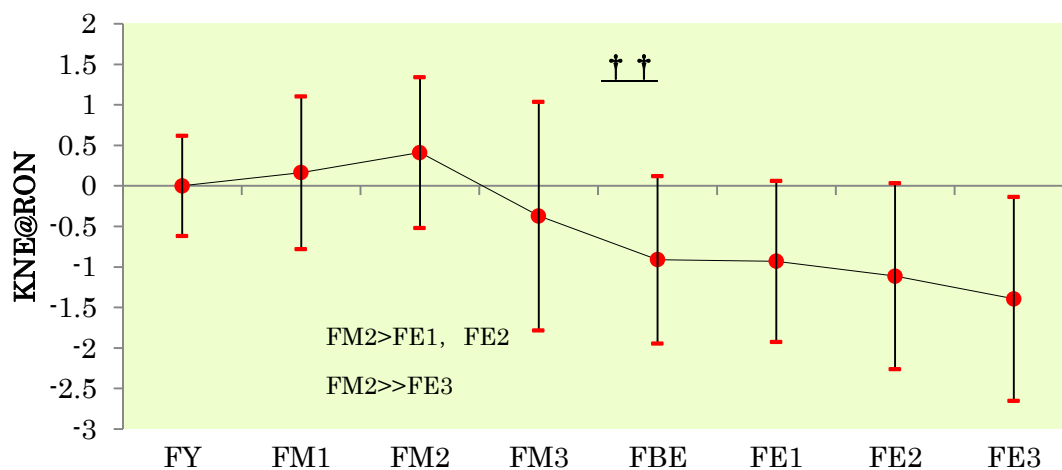
年齢の主効果が有意であったのは、ANK@RON、ANK_STROM、ANK_SWROM であった。その内、多重比較結果においても有意な群間差がみられたのは、ANK_SWROM であった。

ANK@RON は加齢と共に増加しており、これは足関節の接地時の背屈が小さくなりつま先の拳上が小さくなることを示している。また、ANK_STROM、ANK_SWROM はそれぞれ加齢と共に減少しており、支持期と遊脚期の足関節運動域が小さくなるという結果を示した。しかしながら、ANK@ROFF に関しては加齢に伴う有意な変化はなく、歩行動作から考えると ANK@RON の加齢による変化が ANK_STROM、ANK_SWROM の変化に直結しているといえる。ANK_STROM の減少については特に支持期中の足関節の底屈

が小さくなっていることが考えられ、高齢者にみられる歩行速度低下の原因の一つと考えられる。ANK@RON と ANK_STROM は加齢による変化が FM3 群から顕著にみられることから、これらの変化は 50 歳代位から始まることが示唆される。

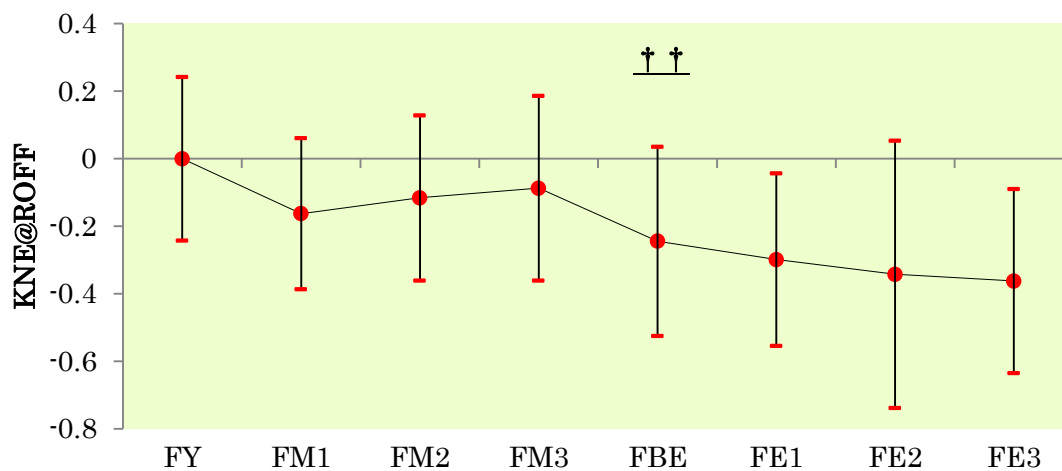
5.2.1.2. 膝関節について

膝関節のキネマティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-42 から図 5-45 までに示した。



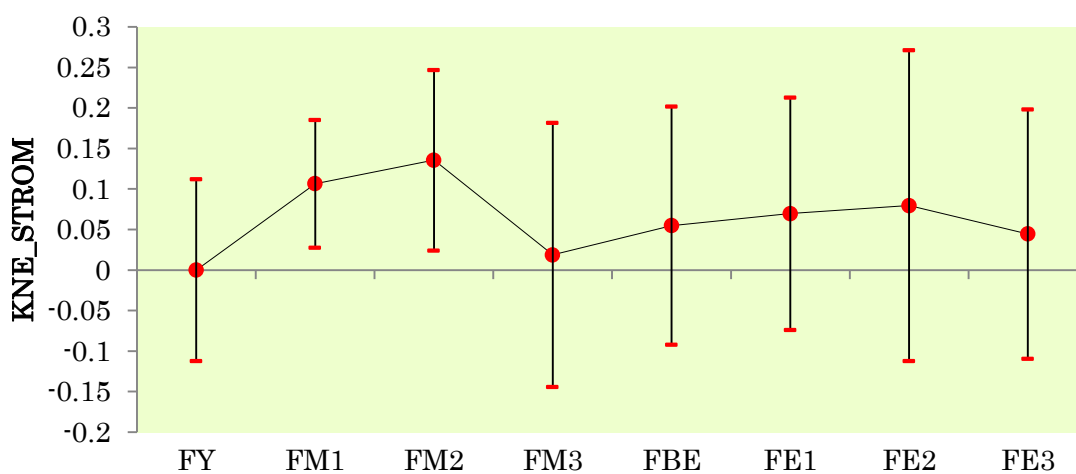
KNE@RON	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	47.8	7	6.832	5.75
群内	200.838	169	1.188	-
合計	248.662	176	-	-

図 5-42 女性 KNE@RON 分散分析結果



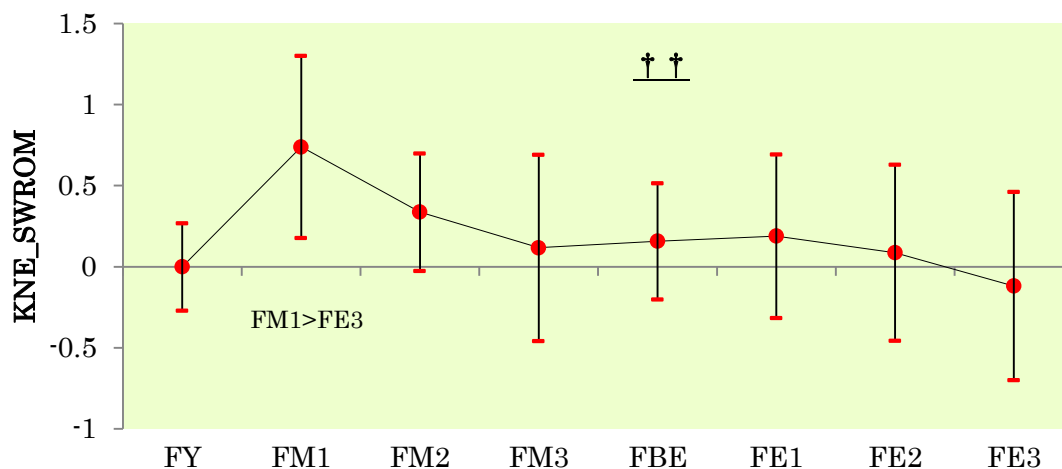
KNE@ROFF	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	2.08	7	.297	3.29
群内	15.2	169	.090	-
合計	17.3	176	-	-

図 5-43 女性 KNE@ROFF 分散分析結果



KNE_STROM	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.175	7	.025	1.05
群内	4.05	169	.024	-
合計	4.22	176	-	-

図 5-44 女性 KNE_STROM 分散分析結果



KNE_SWROM	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	5.68	7	.812	3.22
群内	42.6	169	.252	-
合計	48.3	176	-	-

図 5-45 女性 KNE_SWROM 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは、KNE@RON、KNE@ROFF、KNE_SWROM であった。その内、多重比較結果においても有意な群間差がみられたのは、KNE@RON、KNE_SWROM であった。

KNE@RON、KNE@ROFF はいずれも加齢と共に減少していた。これは高齢になるにつれて接地時および離地時に膝関節がより屈曲した状態になり、腰を沈める形での接地となることを示している。KNE@RON、KNE@ROFF の値の変化が顕著となるのは FBE 群以降であり、これらの歩行動作変化が始まるのが 60 歳代前半からであると考えられる。

5.2.1.3. 股関節について

股関節のキネマティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-46 から図 5-49 までに示した。

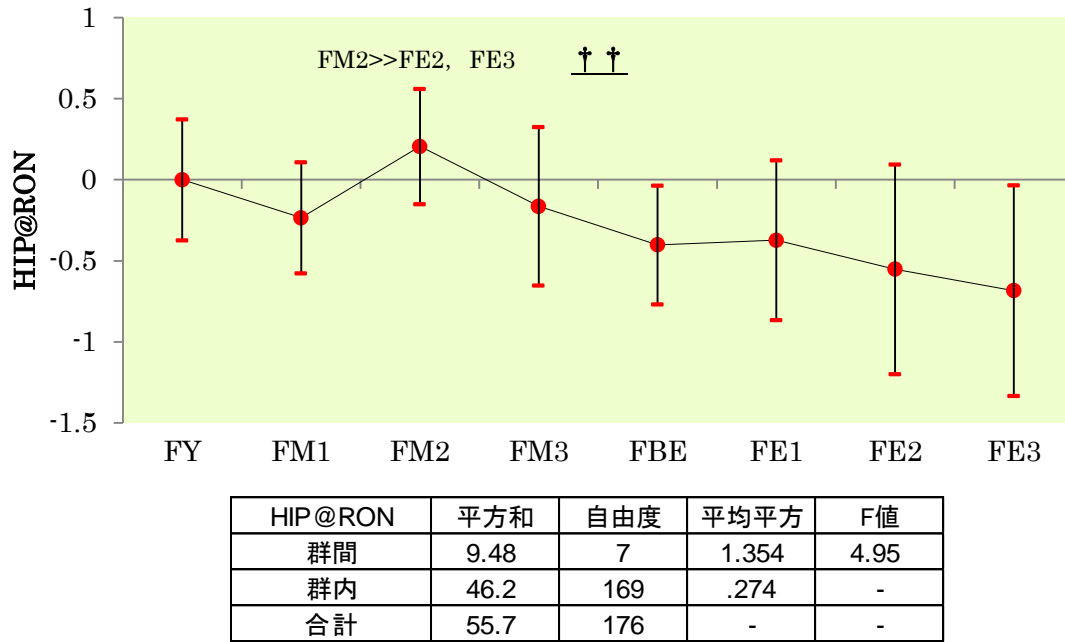


図 5-46 女性 HIP@RON 分散分析結果

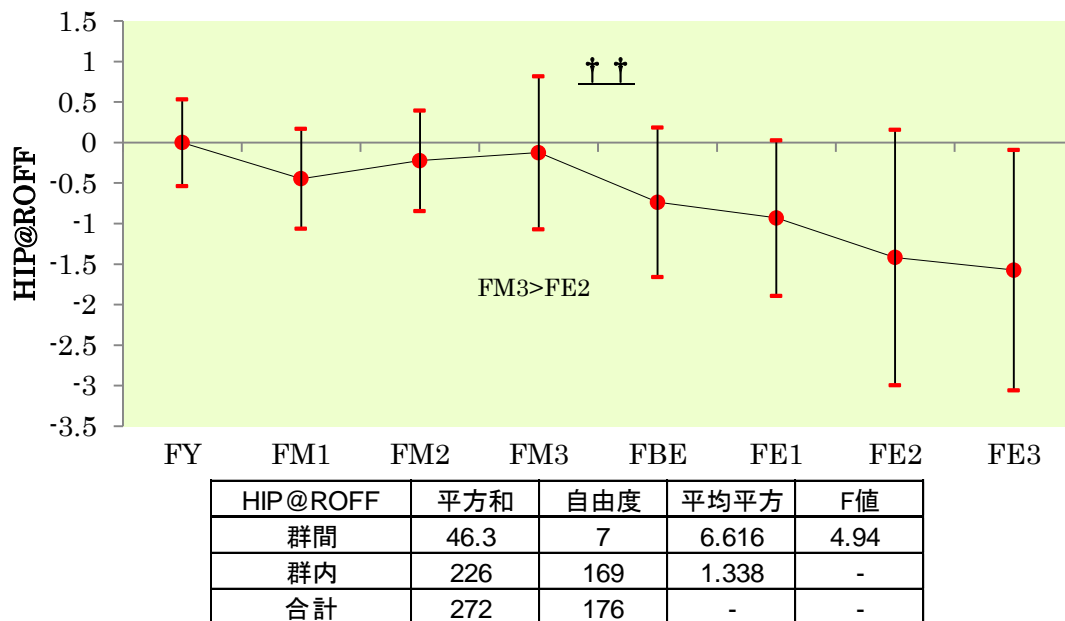
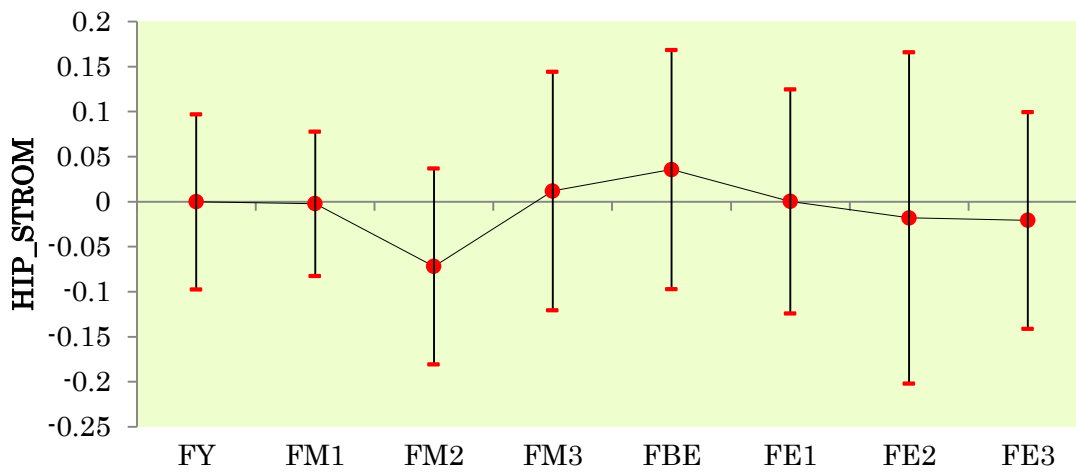
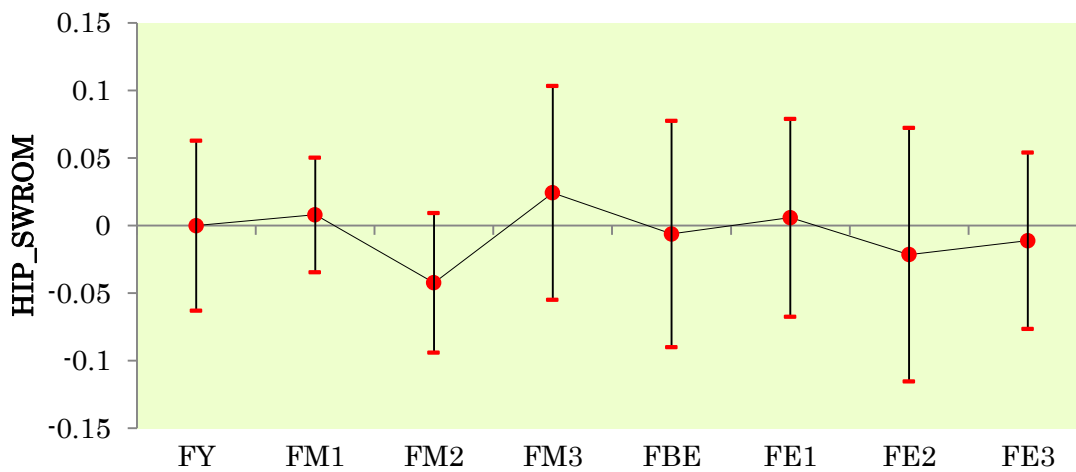


図 5-47 女性 HIP@ROFF 分散分析結果



HIP_STROM	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.103	7	.015	0.76
群内	3.28	169	.019	-
合計	3.38	176	-	-

図 5-48 女性 HIP_STROM 分散分析結果



HIP_SWROM	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.051	7	.007	1.23
群内	1.00	169	.006	-
合計	1.06	176	-	-

図 5-49 女性 HIP_SWROM 分散分析結果

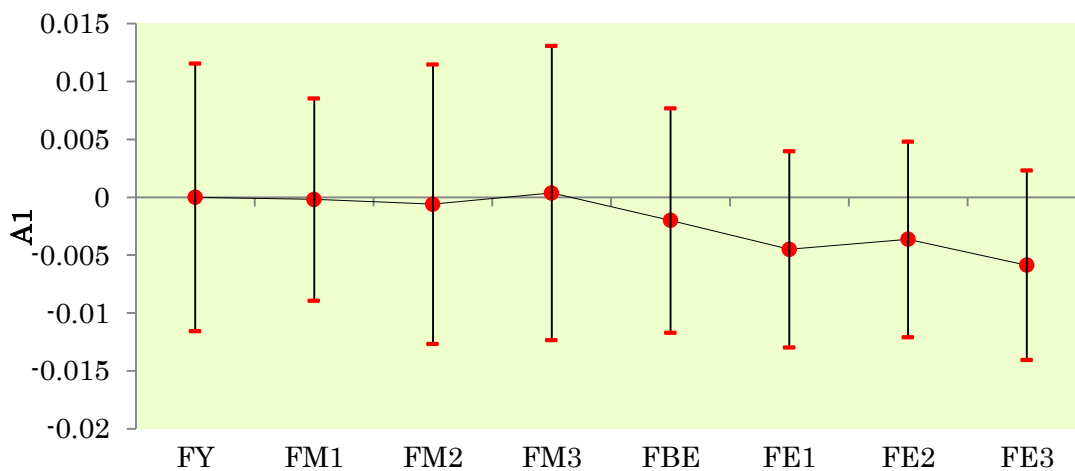
年齢の主効果が有意であったのは、HIP@RON、HIP@ROFFであり、いずれも多重比較結果においても有意な群間差がみられた。

HIP@RON および HIP@ROFF は加齢と共に減少する傾向がみられた。これは高齢になるにつれて、接地時と離地時において股関節がより屈曲した状態になることを示している。これは膝関節の加齢変化結果と同様の考察ができ、高齢になるほどより腰を沈めた形での歩行動作になることが示唆される。また、HIP@RON と HIP@ROFF はそれぞれ FM3 群と FBE 群から加齢の変化が顕著になり、これらの歩行動作変化が 50 歳代と 60 歳代前半から始まると考えられる。

5.2.2. キネティクス変数について

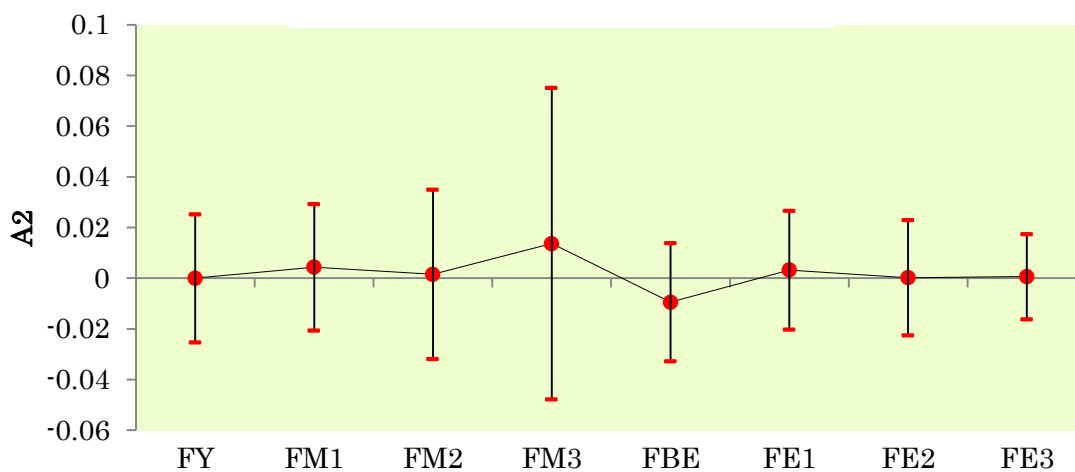
5.2.2.1. 足関節について

足関節のキネティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-50 から図 5-54 までに示した。



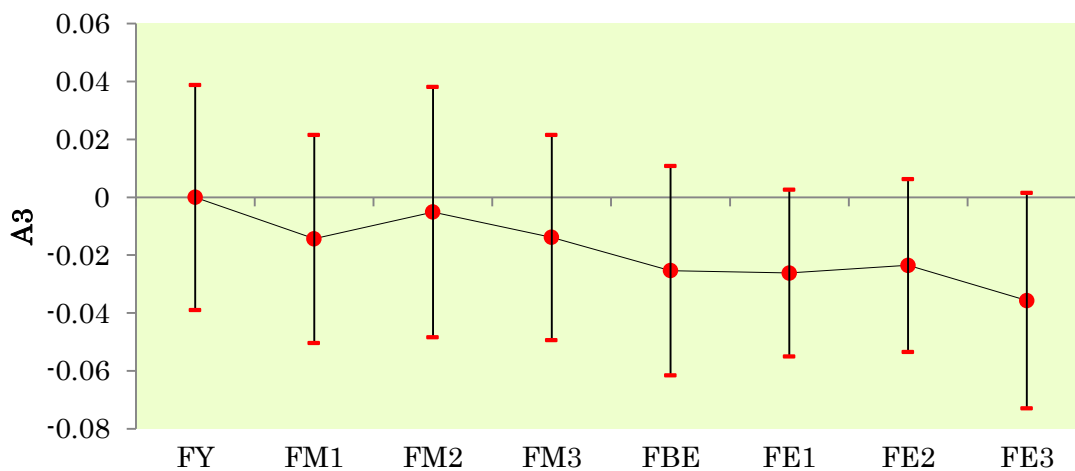
A1	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.001	7	.000	1.14
群内	.015	169	.000	-
合計	.016	176	-	-

図 5-50 女性 A1 分散分析結果



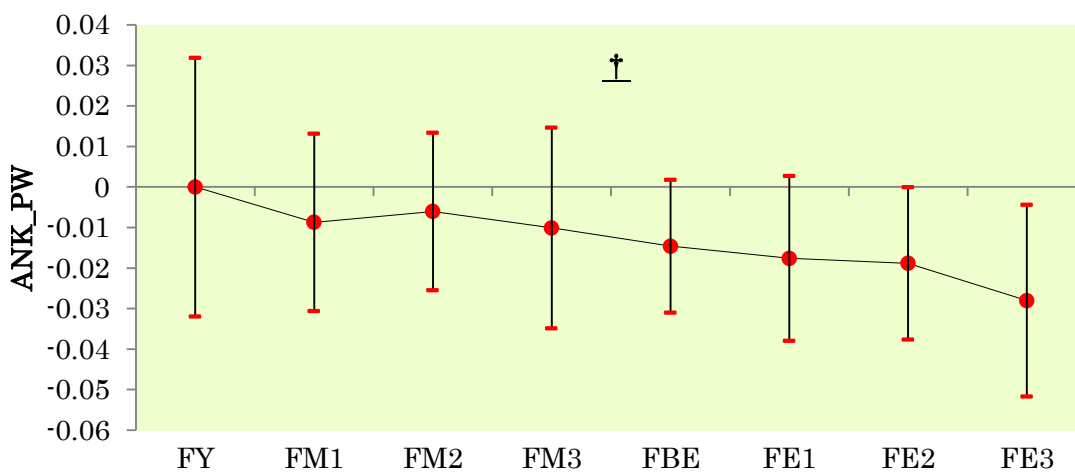
A2	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.005	7	.001	0.84
群内	.146	169	.001	-
合計	.152	176	-	-

図 5-51 女性 A2 分散分析結果



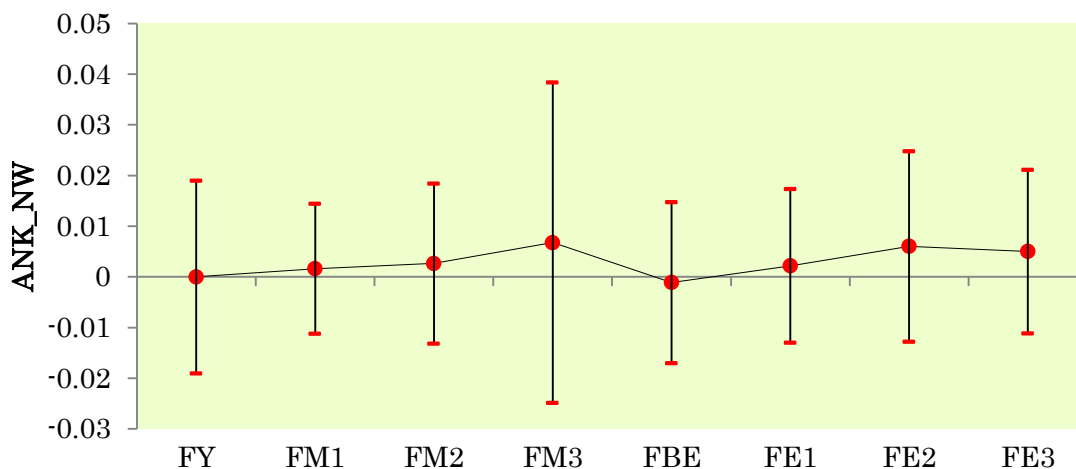
A3	平方和	自由度	平均平方	F值
群間	.014	7	.002	1.84
群内	.190	169	.001	-
合計	.204	176	-	-

図 5-52 女性 A3 分散分析結果



ANK_PW	平方和	自由度	平均平方	F值
群間	.008	7	.001	2.53
群内	.076	169	.000	-
合計	.084	176	-	-

図 5-53 女性 ANK_PW 分散分析結果



ANK_NW	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.001	7	.000	0.48
群内	.058	169	.000	-
合計	.059	176	-	-

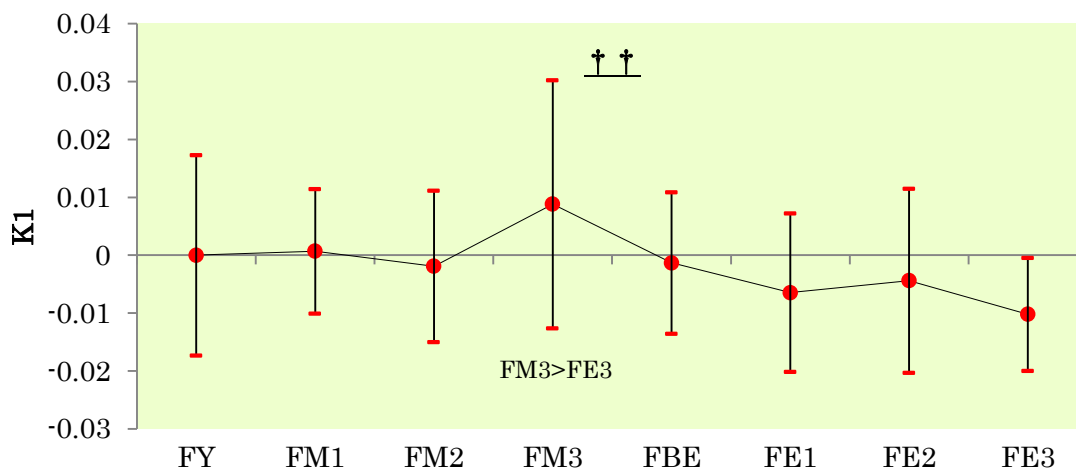
図 5-54 女性 ANK_NW 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは、ANK_PW であった。

ANK_PW は加齢とともに緩やかに減少していた。ANK_PW はその殆どが足関節の支持期中の底屈動作による仕事である。よって、加齢とともに支持期における足関節の底屈が減少し、移動における足関節の動員の程度が減少していることがわかる。また、足関節の底屈動作は支持期中に推進力を得て身体を加速するための主動作であり、加齢に伴うこれらの歩行動作変化が高齢者におけるステップ長および歩行速度の低下の一因であると考えられる。

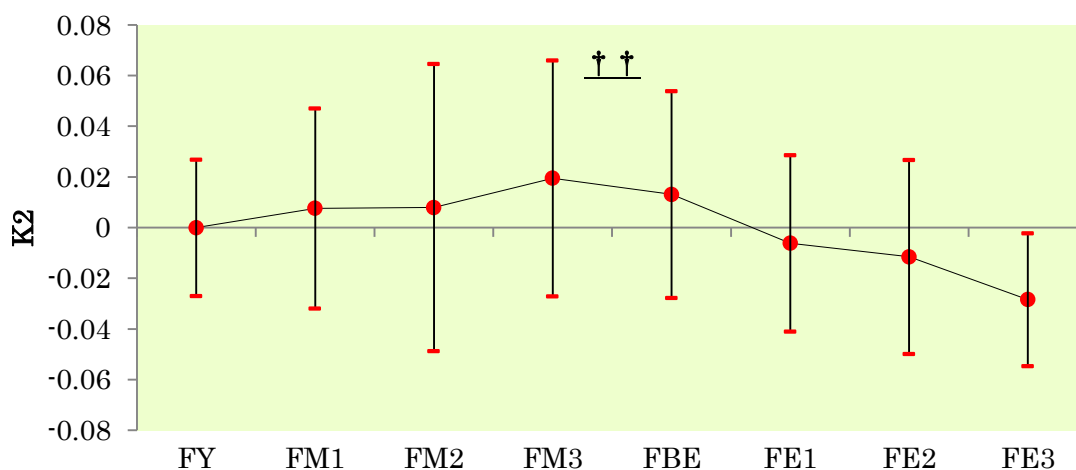
5.2.2.2. 膝関節について

膝関節のキネティクス変数の加齢に伴う変化を図 5-55 から図 5-61 までに示した。



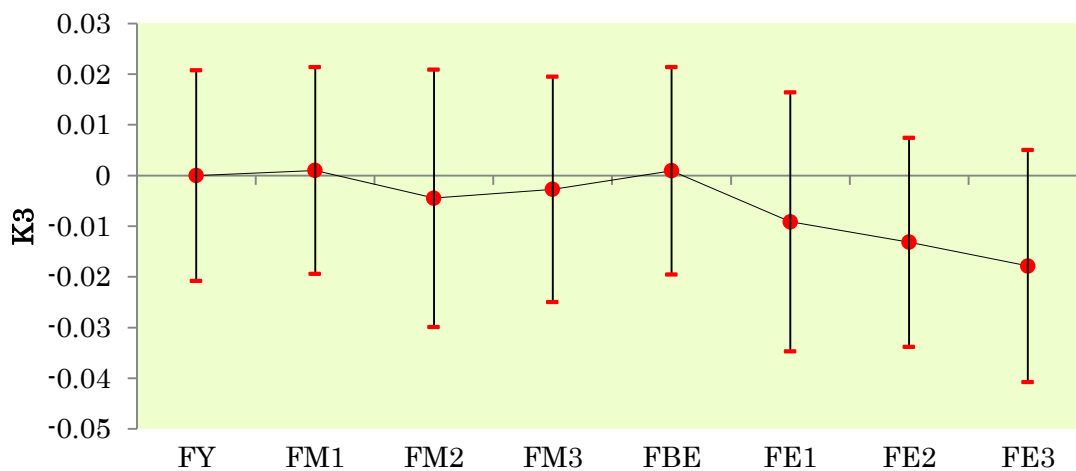
K1	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.004	7	.001	2.78
群内	.037	169	.000	-
合計	.041	176	-	-

図 5-55 女性 K1 分散分析結果



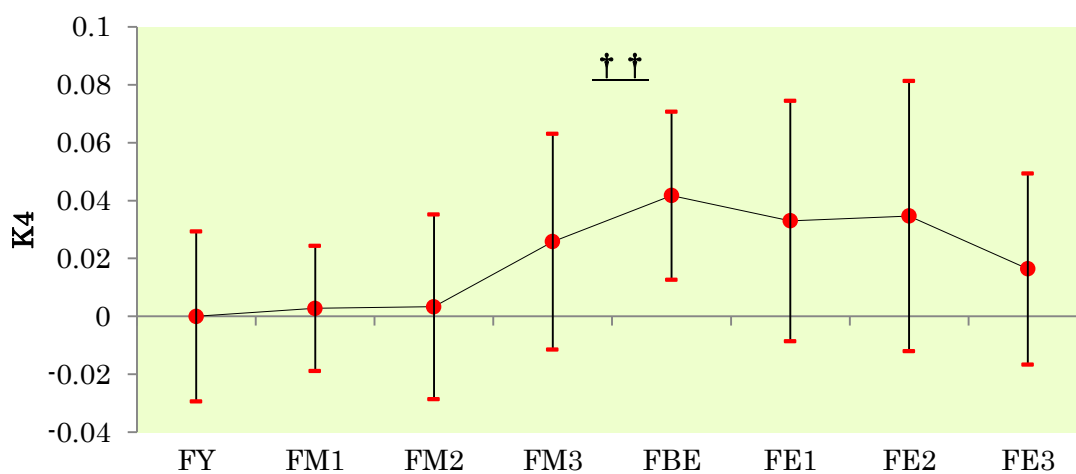
K2	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.031	7	.004	3.02
群内	.251	169	.001	-
合計	.282	176	-	-

図 5-56 女性 K2 分散分析結果



K3	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.007	7	.001	1.82
群内	.087	169	.001	-
合計	.094	176	-	-

図 5-57 女性 K3 分散分析結果



K4	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.030	7	.004	2.90
群内	.252	169	.001	-
合計	.282	176	-	-

図 5-58 女性 K4 分散分析結果

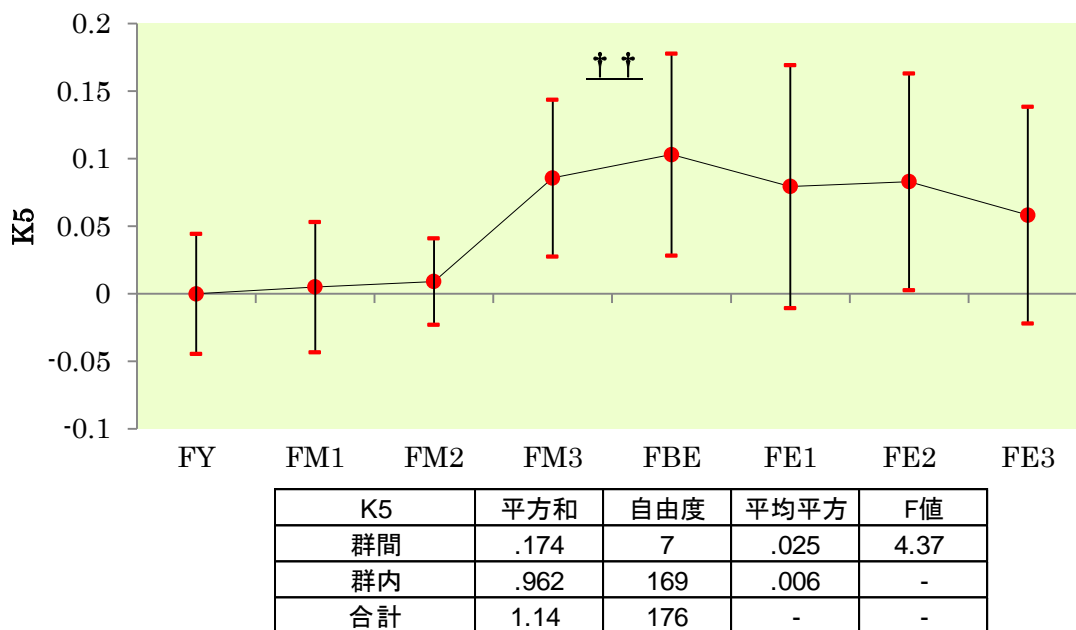


図 5-59 女性 K5 分散分析結果

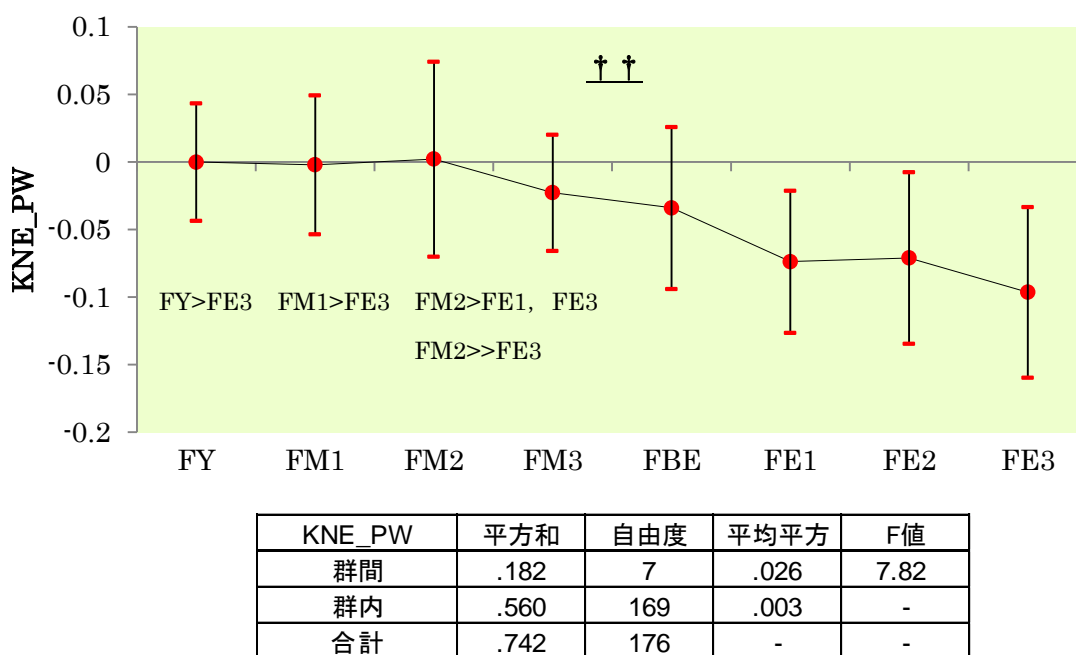


図 5-60 女性 KNE_PW 分散分析結果

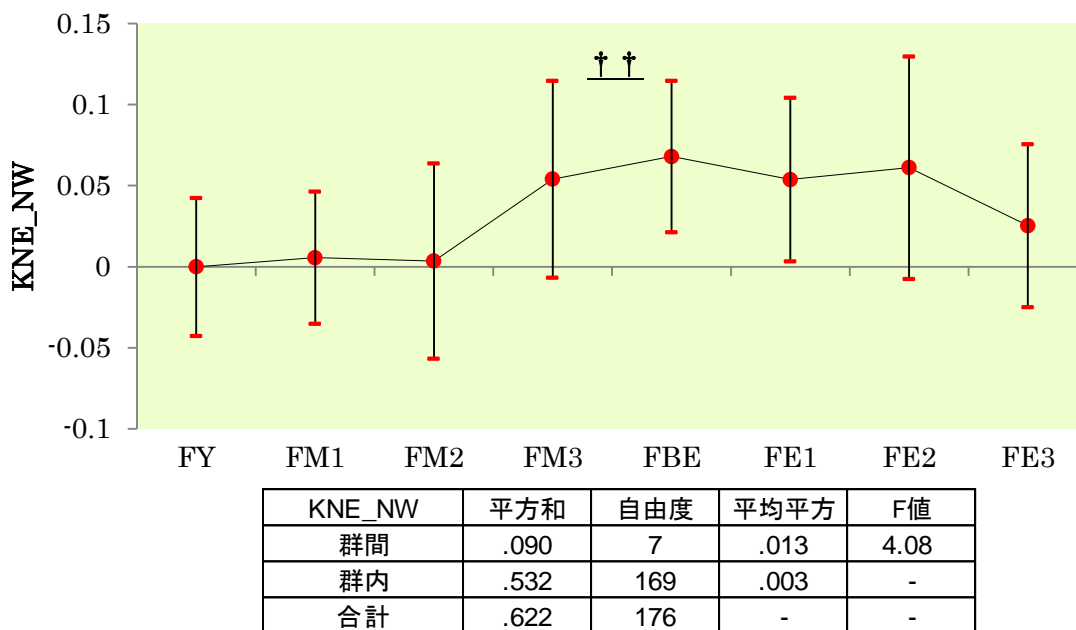


図 5-61 女性 KNE_NW 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは、K1, K2, K4, K5, KNE_PW, KNE_NWであった。その内、多重比較結果においても有意な群間差がみられたのは、K1, KNE_PWであった。

K4 と K5 は加齢と共に顕著な増加傾向がみられた。K4 は膝関節が屈曲しながら離地に向かう際の、伸展トルクにより屈曲を制御する負のトルクパワーピーク値で、K5 は膝関節の屈曲トルクが前方へ降り出した下腿を止め、接地のために脚を引き付ける準備をするために発揮される負のトルクパワーピーク値である。加齢による変化が顕著になる群は FM3 群からで、50 歳代から変化が生じると考えられる。また、KNE_NW の加齢による増加結果はこの二つのパラメータの変化が要因と考えられる。KNE_PW は加齢と共に減少していたため、接地初期の膝関節伸展力が減少していることがわかる。伸展がされない

と膝関節で負荷を吸収する形となるため、歩行動作としては接地時に沈み込む形になることが考えられる。この変化が顕著に表れるのは50歳代以降と考えられる。

5.2.2.3. 股関節について

股関節のキネティクス変数の加齢に伴う変化を図5-62から図5-66までに示した。

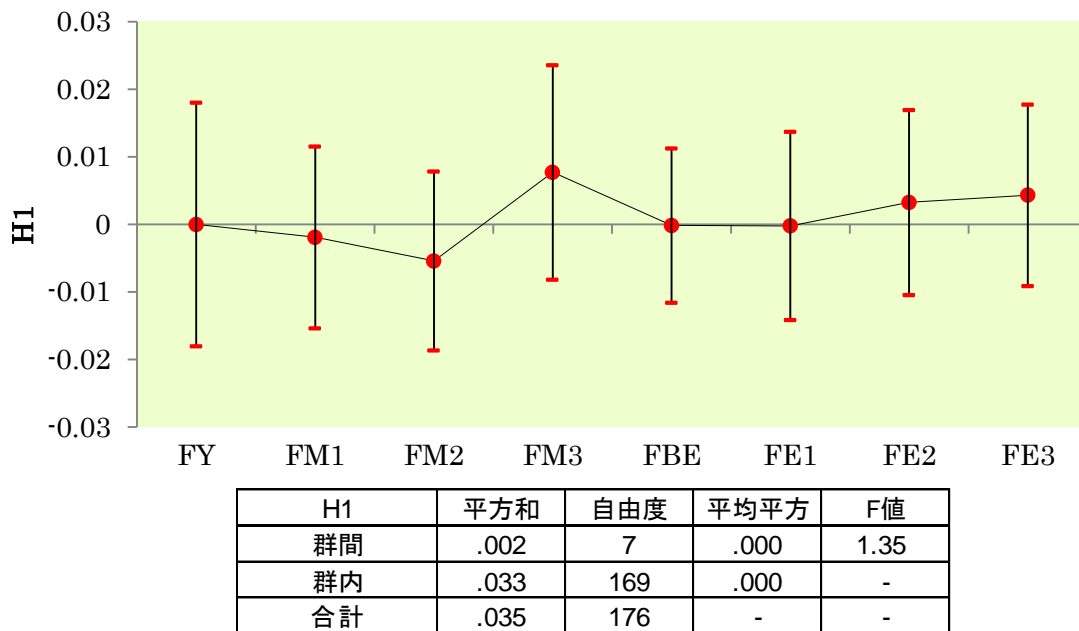
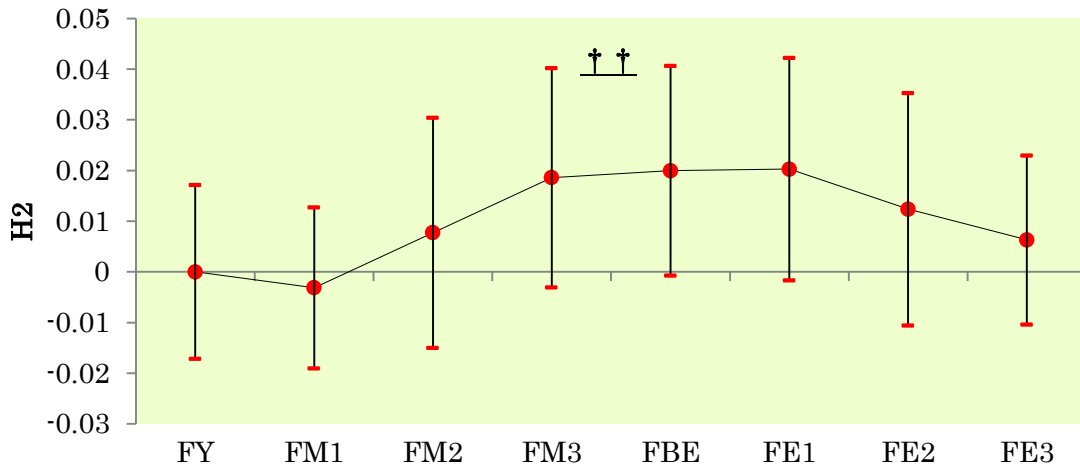
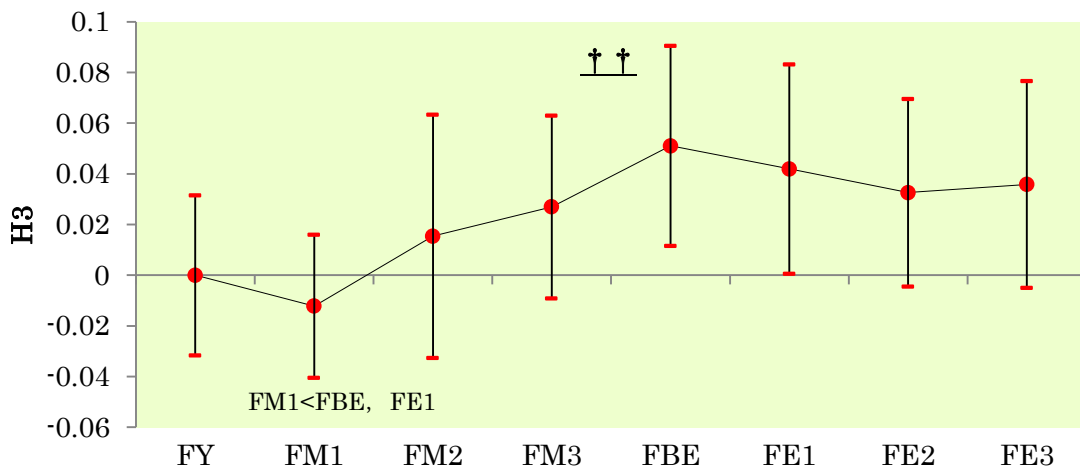


図 5-62 女性 H1 分散分析結果



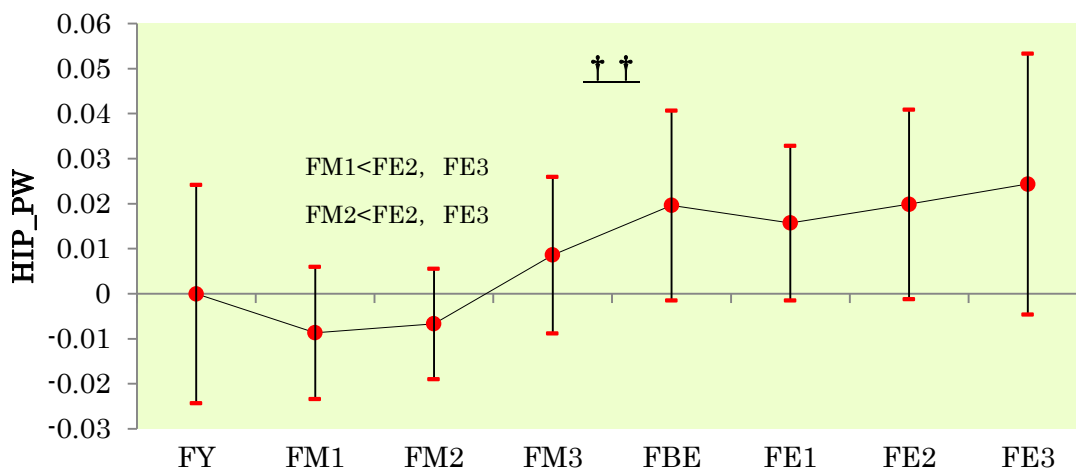
H2	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.009	7	.001	3.01
群内	.075	169	.000	-
合計	.085	176	-	-

図 5-63 女性 H2 分散分析結果



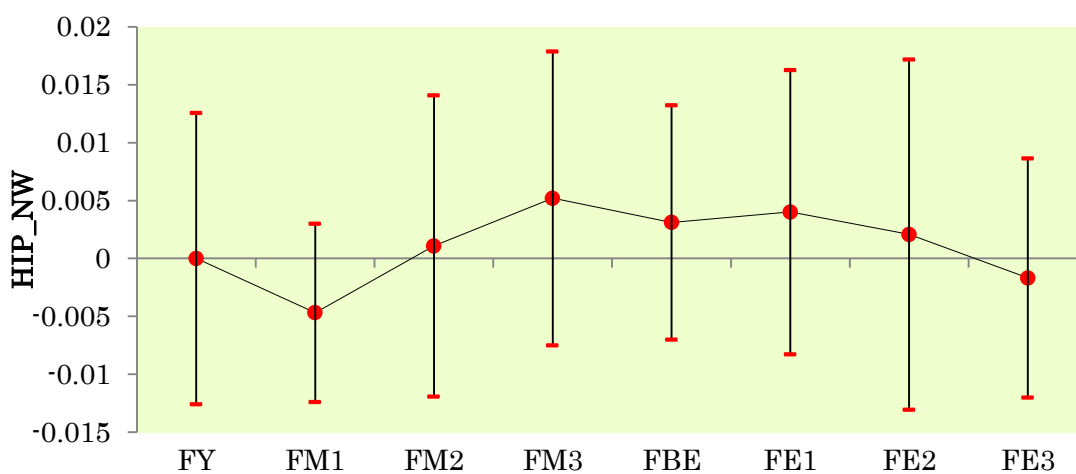
H3	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.045	7	.006	4.27
群内	.256	169	.002	-
合計	.302	176	-	-

図 5-64 女性 H3 分散分析結果



HIP_PW	平方和	自由度	平均平方	F值
群間	.017	7	.002	5.95
群内	.068	169	.000	-
合計	.085	176	-	-

図 5-65 女性 HIP_PW 分散分析結果



HIP_NW	平方和	自由度	平均平方	F值
群間	.001	7	.000	1.02
群内	.027	169	.000	-
合計	.028	176	-	-

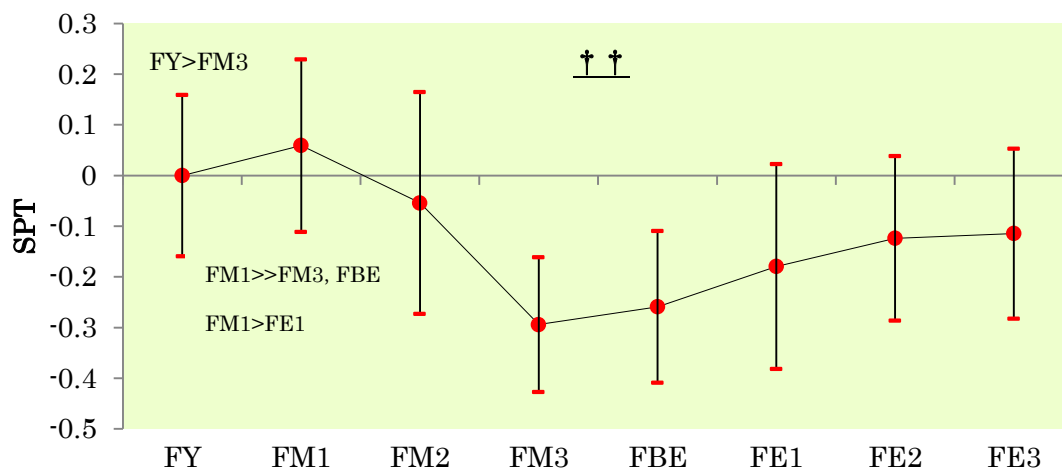
図 5-66 女性 HIP_NW 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは、H2, H3, HIP_PW であった。その内、多重比較結果においても有意な群間差がみられたのは、H3, HIP_PW であった。

H3 は支持期で後方へ送り出した脚を前方へ振り出すときに股関節屈曲トルクによって発揮される正のトルクパワーピーク値である。先行研究において若年者と高齢者を比較した際、高齢者の方が股関節のパワー発揮が大きいことが報告されており（岡田, 2000）、男性と同様に若年者からの逸脱度で検討した場合でも同様のことが示唆される。グラフの変化や多重比較の結果を加味すると、FM2 群から H3 値の増大が確認でき、その後、若年者よりも大きな値が他の高齢者群においても続くことから、女性は 40 代頃から股関節のパワー発揮が大きくなると考えられる。HIP_PW は図 4-5 からわかるように H3 の値に依る所が大きく、H3 と同様の考察が得られるであろう。HIP_PW の加齢変化が顕著に表れるのは FM3 群からで、H3 の加齢変化よりも遅れて変化が生じることが伺える。

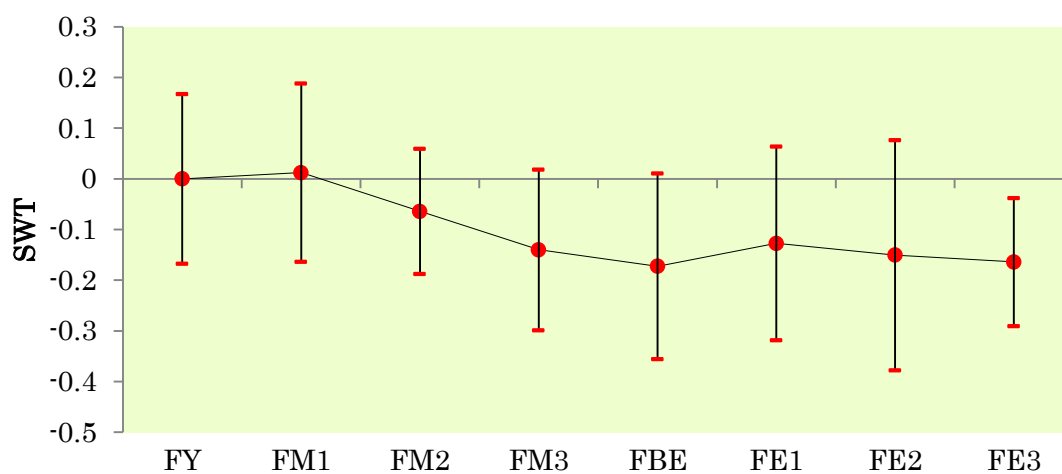
5.2.3. 支持期時間等について

支持期時間等の変数の加齢に伴う変化を図 5-67 から図 5-74 までに示した。



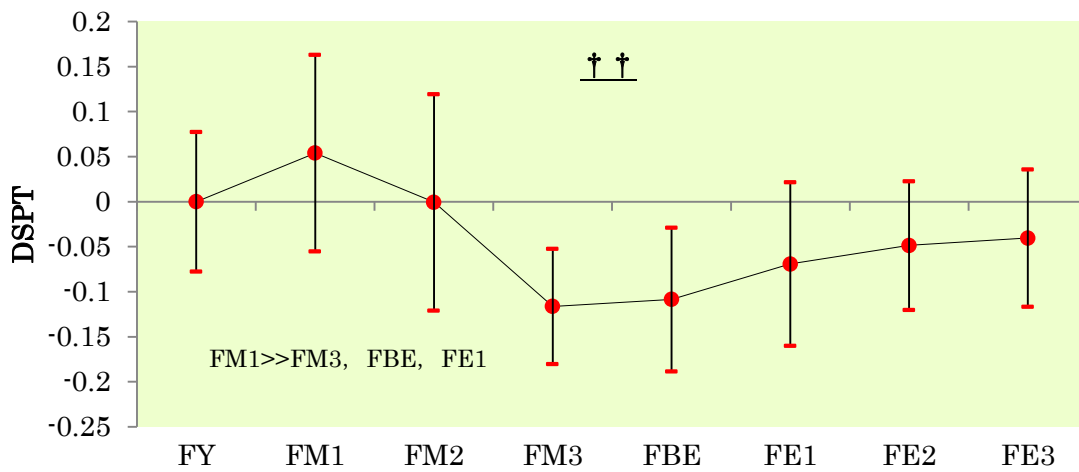
SPT	平方和	自由度	平均平方	F值
群間	1.44	7	.206	6.71
群内	5.20	169	.031	-
合計	6.64	176	-	-

図 5-67 女性 SPT 分散分析結果



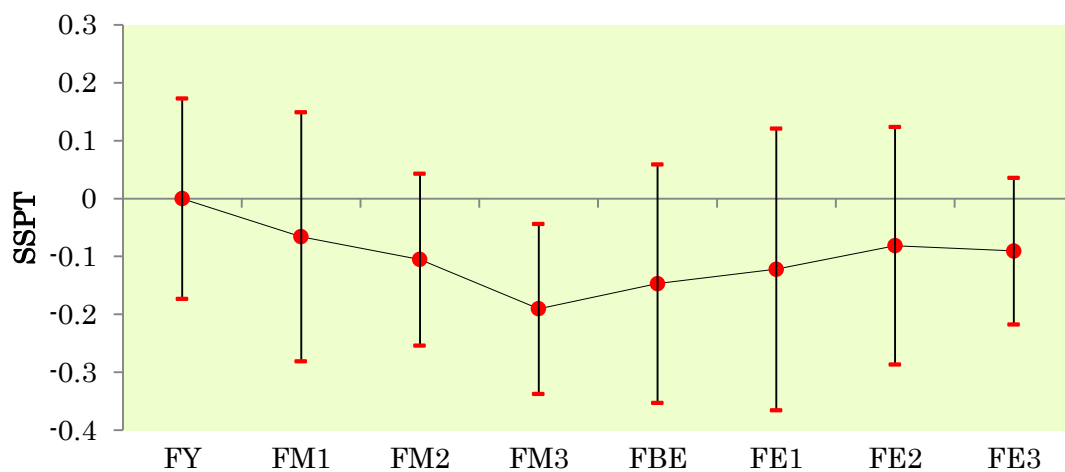
SWT	平方和	自由度	平均平方	F值
群間	.492	7	.070	2.02
群内	5.88	169	.035	-
合計	6.37	176	-	-

図 5-68 女性 SWT 分散分析結果



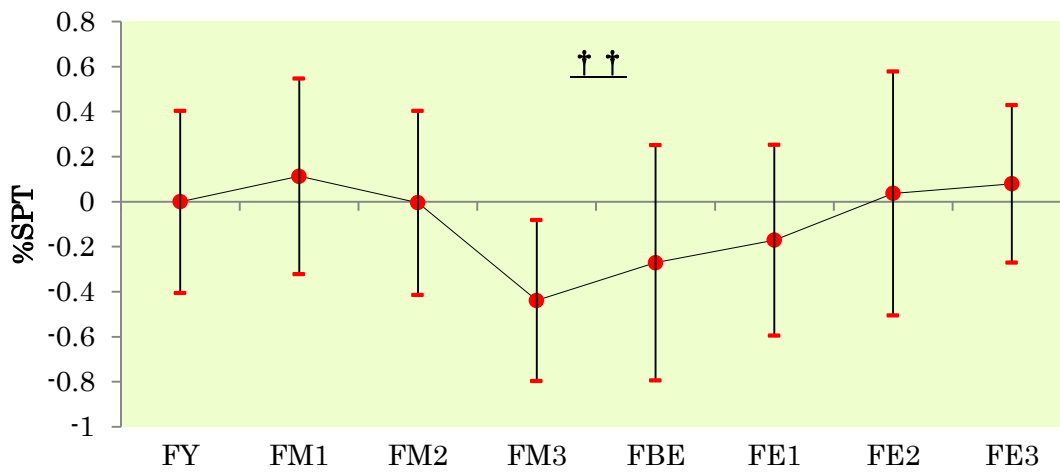
DSPT	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.317	7	.045	6.39
群内	1.20	169	.007	-
合計	1.52	176	-	-

図 5-69 女性 DSPT 分散分析結果



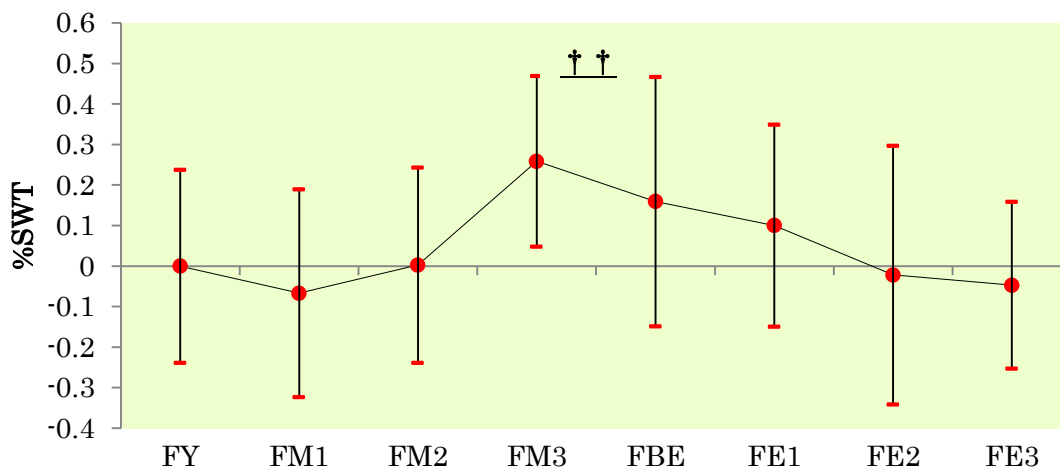
SSPT	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.324	7	.046	1.14
群内	6.84	169	.040	-
合計	7.16	176	-	-

図 5-70 女性 SSPT 分散分析結果



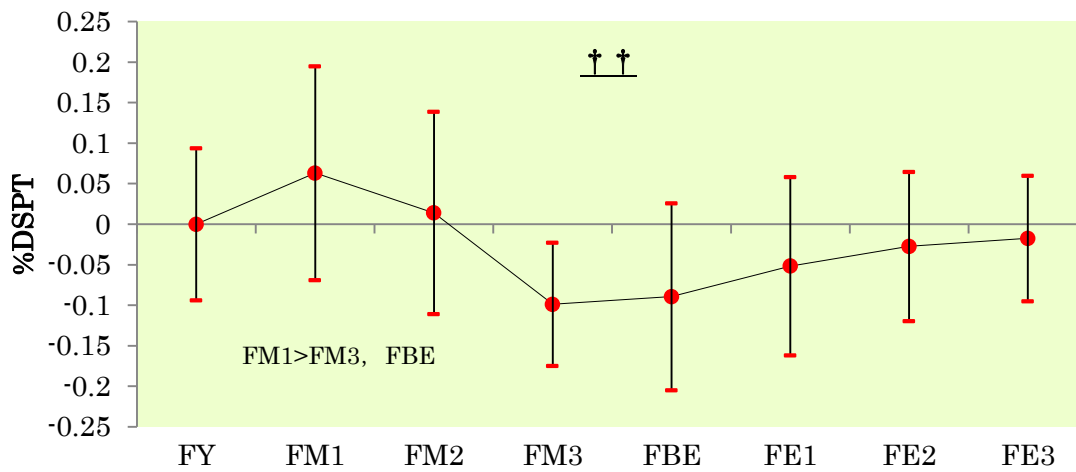
%SPT	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	4.80	7	.686	3.32
群内	34.9	169	.207	-
合計	39.7	176	-	-

図 5-71 女性%SPT 分散分析結果



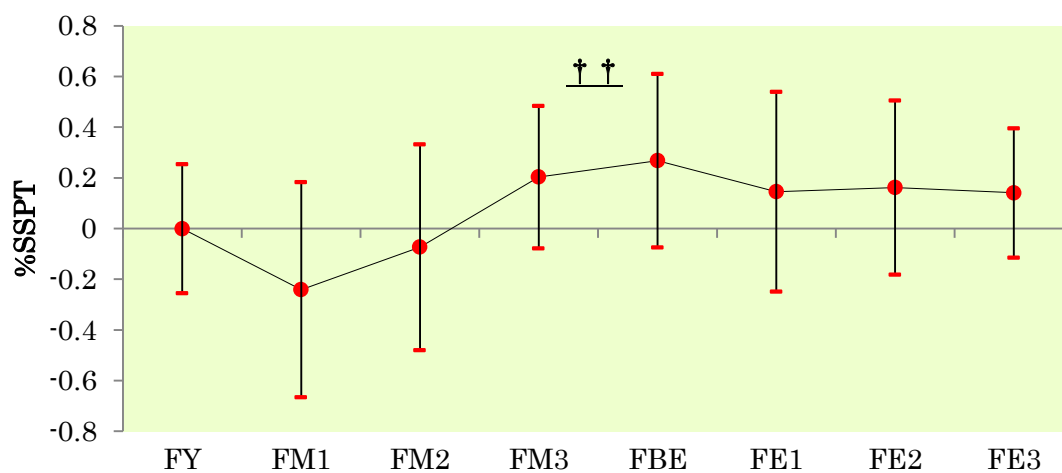
%SWT	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	1.67	7	.238	3.32
群内	12.1	169	.072	-
合計	13.8	176	-	-

図 5-72 女性%SWT 分散分析結果



%DSPT	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	.283	7	.040	3.88
群内	1.76	169	.010	-
合計	2.04	176	-	-

図 5-73 女性%DSPT 分散分析結果



%SSPT	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	2.55	7	.364	2.97
群内	20.7	169	.123	-
合計	23.3	176	-	-

図 5-74 女性%SSPT 分散分析結果

年齢の主効果が有意であったのは SPT, DSPT, %SPT, %SWT, %DSPT, %SSPT であった。その内、多重比較結果においても有意な群間差がみられたのは SPT, DSPT, %DSPT であった。

SPT, DSPT, %SPT, %SWT, %DSPT, %SSPT については複雑な加齢変化を示しており、解釈が難しい。しかし、SWT に関しては加齢と共に緩やかな減少が示されており、高齢になるにつれて遊脚期時間が短くなると考えられる。SWT の変化は FM2 群以降に大きくなり始めていることから、SWT の変化は 40 歳代位から顕著に表れると考えられる。

5.3. 個人別歩行動作評価

5.1 節および 5.2 節の結果から、加齢に伴う歩行動作の変化を多群間の比較によって示した。しかし、個々人に着目すると同じ年齢であっても個人ごとにその歩行動作は異なる。個人の歩行動作の評価を行う上では個人ごとに歩行パラメータを検証し、標準的な若年者との歩行動作の差異（若年者からの歩行動作の逸脱度）および歩行動作の改善点を示すことが重要であると考えられる。次節より、個人の歩行動作評価について検討する。

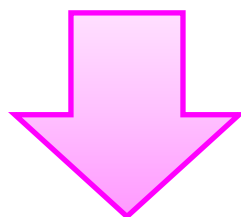
5.3.1. 評価に用いるパラメータの選定

4.5 節及び図 4-6 から、重み付き Z スコアの値が大きいパラメータは若年者群と被験者の歩行動作を比較する上で重要なものであることを示した。よって、被験者ごとに重み付き Z スコアの絶対値が高い値を示したパラメータを、その被験者にとって重要度の高いパラメータとして歩行動作評価に用いることとした。

パラメータの選定にあたり、始めに被験者ごとに重み付き Z スコアの絶対値を算出した。次に各パラメータにおいて、重み付き Z スコアの絶対値の合計値（WZ 合計値）に対する比率（対 WZ 合計値比率）を算出した。算出した結果から、対 WZ 合計値比率が 5%以上のパラメータを評価に用いることとした。ただし、対 WZ 合計値比率が 5%以上のパラメータが多数存在する場合には累計比率が 50%を超える順位までのパラメータを評価に用

いることとした。図 5-75 は 71.31 歳の男性被験者を例にパラメータ選択結果を示したものである。

パラメータ	WZ絶対値	対WZ合計値比率[%]	累計比率[%]
%SPT	0.619	14.0	
%SWT	0.392	8.88	22.9
SPT	0.318	7.20	30.1
HIP@ROFF	0.303	6.87	37.0
ANK@ROFF	0.286	6.47	43.5
ANK@RON	0.243	5.51	49.0
KNESWROM	0.212	4.81	53.8
SSPT	0.206	4.66	58.4
KNE@RON	0.122	2.77	61.2
DSPT	0.119	2.69	63.9
⋮	⋮	⋮	⋮
xxx	WZ合計値	xxx	100



パラメータ	WZ	対WZ合計値比率[%]	累計比率[%]
%SPT	-0.619	14.0	
%SWT	0.392	8.88	22.9
SPT	-0.318	7.20	30.1
HIP@ROFF	0.303	6.87	37.0
ANK@ROFF	-0.286	6.47	43.5
ANK@RON	0.243	5.51	49.0
KNESWROM	-0.212	4.81	53.8
SSPT	-0.206	4.66	58.4
KNE@RON	-0.122	2.77	61.2
DSPT	-0.119	2.69	63.9

対 WZ 合計値比率が 5%以上の
上位からここまでのパラメータを評価に採択

図 5-75 個人別歩行動作評価方法のパラメータ選定方法

5.3.2. 個人別歩行動作評価の実施結果例

前節に示したパラメータの選定法を用いて 71.31 歳の男性被験者について歩行動作評価を試みた結果を示す。図 5-76 は選定されたパラメータの各重み付き Z スコア値をレーダーチャートにして示したものである。

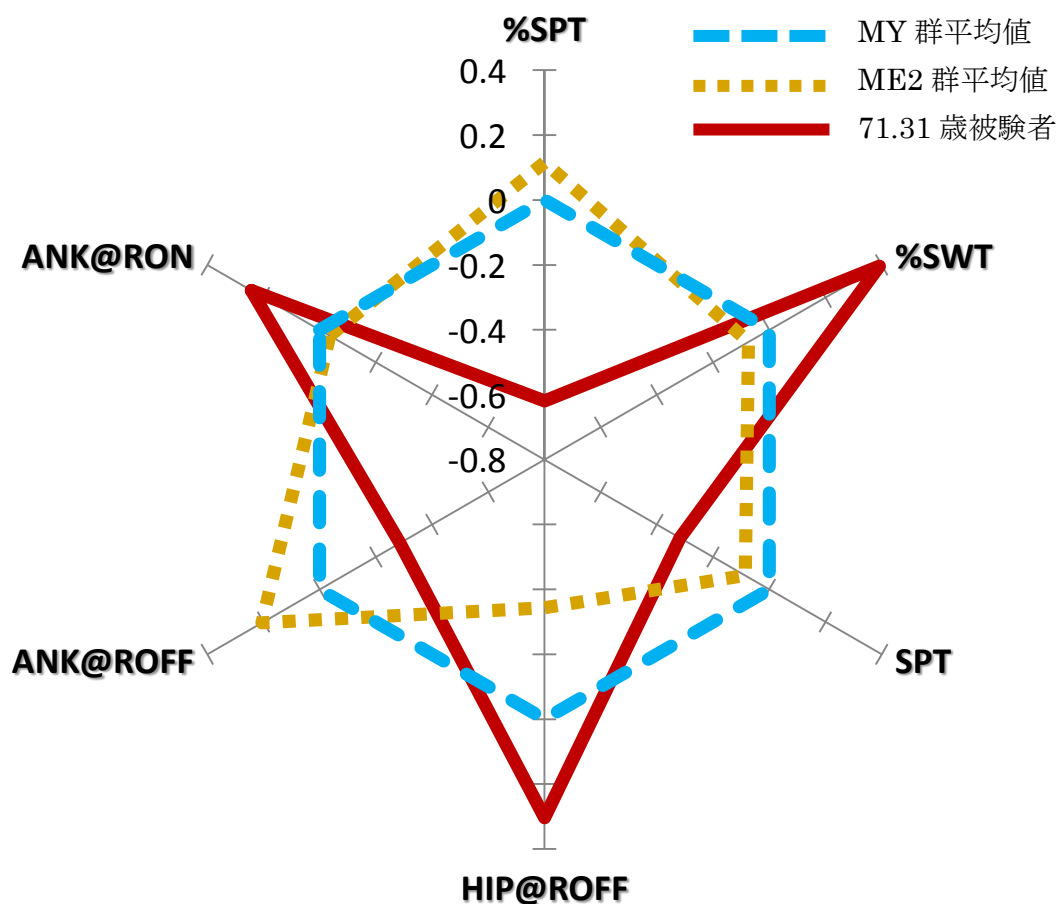


図 5-76 71.31 歳男性被験者の歩行動作評価レーダーチャート

こちらの被験者に関して %SPT, SPT, ANK@RON, ANK@ROFF の値に着目する。 %SPT および SPT の値は MY 群平均値よりも小さい値を示しており、より支持期時間を長くし

脚を蹴り出す時間を増やすように歩行動作を改善する必要がある。また、ANK@RONの値はMY群平均値よりも大きく、ANK@ROFFの値はMY群平均値よりも小さい。よって、接地時には足関節の背屈動作を強く行い、つま先をより高く上げ、支持期では離地へ向けて足関節の底屈動作を強く行って、より脚を強く蹴り出すように歩行動作を変化させるように指導することで若々しい歩行動作へと近づくことができると考えられる。

このように、被験者個人ごとにパラメータを選定し、レーダーチャートで表示することで改善すべき歩行動作の要点を視覚的に得ることができると考えられる。また、選定された各パラメータの値と被験者の所属する年齢群の平均値を比較することで、被験者自身の衰えについてある程度簡易的に理解でき、この手法を用いて被験者の総合的な歩行動作評価が可能であると考えられる。

6. 結言

本研究では、高齢者の歩行中の各キネマティクスおよびキネティクスについて、若年者からの歩行動作の逸脱度を考慮するために重み付き Z スコアを算出し、加齢に伴う歩行動作について明らかにした。また、多角的に高齢者の歩行動作評価を行い、歩行動作の改善点を具体的に提示する方法について検討した。

男性及び女性の歩行動作の変化に関しては年齢と共に有意な変化を示すパラメータを特定し、その変化の様相を明らかにすることができた。また、レーダーチャートを利用し、各重み付け Z スコアの順位に注目することで、被験者ごとに若々しい歩行動作を行うための具体的な改善点を目標数値とともに提示することができた。

謝辞

本論文の作成にあたり，適切な助言と，時に励ましと共に，親身に御指導下さった吉川和利先生，岡田英孝先生に，ここに深く感謝の意を表します。

また，窮地に立たされた際も様々な面で多大なご協力を下さった吉川・岡田研究室の皆様，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。

参考文献

- [1]Ae M, Muraki Y, Koyama H, Fujii N (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*, 30, 5-12.
- [2]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 SCIENCE*, 15, 155-162.
- [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]Chung MJ, Wang MJJ (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *GAIT & POSTURE*, 31 (1), 131-135.
- [5]DeVita P, Hortobagyi T (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY*, 88 (5), 1804-1811.
- [6]Himann JE, Cunningham DA, Rechnitzer PA, Paterson DH (1988). Age-related changes in speed of walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20 (2), 161-166.
- [7]保崎良祐 (2006). 動作分析に基づいた日本人中高年者の歩行能力評価方法の提案. 平成 16 年度電気通信大学知能機械工学科卒業論文.

- [8]淵本隆文 (2000). 高齢者の歩行能力を評価することの意義 - バイオメカニクスの視点から -. *日本生理人類学会誌*, 5 (2), 25-30.
- [9]石井周作 (2004). 中高年者の歩行動作データベース作成の試み. 平成 13 年度電気通信大学知能機械工学科卒業論文.
- [10]Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA, (2005). Reduced Hip Extension During Walking: Healthy Elderly and Fallers Versus Young Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 26-30.
- [11]国立社会保障・人口問題研究所. 「平成 21 年度社会保障給付費」. http://www.ipss.go.jp/ss-cost/j/kyuhuhi-h21/kyuuhu_h21.asp.
- [12]小坂井留美, 下方浩史, 矢部京之助 (2001). 加齢に伴う歩行動作の変化. *バイオメカニクス研究*, 5 (3), 162-167.
- [13]厚生労働省. 「平成 22 年度介護保険事業状況報告 (年報)」. <http://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/osirase/jigyo/10/index.html>.
- [14]Ko Su, Ling SM, Winters J, Ferrucci L (2009). Age-Related Mechanical Work Expenditure During Normal Walking: the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1834-1839.
- [15]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.

- [16]内閣府 (2012). 平成 23 年度高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況. 第 1 章高齢化の状況, 2-4.
- [17]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.
- [18]岡田英孝 (2000). 高齢者の歩行とランニング. *体育の科学*, 50 (1), 6-12.
- [19]岡田英孝 (2001). 動作の特徴ーバイオメカニクスの視点からー. *保健の科学*, 43 (6), 438-444.
- [20]Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG (2008). Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. *Journal of Biomechanics*, 41 (7), 1520-1527.
- [21]柳川和優 (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.
- [22]柳川和優 (2003). 歩行中における体幹角度の解析. *広島経済大学研究論集*, 26 (1), 21-30.

[C30]若年者を基準とした高齢者の歩行動作評価の試み

知能機械工学専攻 吉川・岡田研究室

1132005 伊藤文人

1. 緒言

2011年の報告によれば、日本では65歳以上の高齢者人口は2975万人で、総人口に占める割合、いわゆる高齢化率は23.3%となった。このように増加している高齢者が健康な老後を送るためには、高齢者個々人が日々QOL（Quality of Life：生活の質）の維持・向上に努めることが大切である。QOL維持のためには、ADL（Activities of Daily Living：日常生活動作）を支障なく遂行出来る事が必要不可欠と考えられる。そして、ADLの中でも特に様々な活動の根幹となる動作である歩行は重大な役割を担っている。したがって、高齢者が自身の歩行能力とその改善点を具体的に知ることは重要であろう。また、同様に、高齢者に自身の歩行能力とその改善点をエビデンスをもって示すことはバイオメカニクス分野における重要な研究課題と位置付けられるであろう。

2. 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男女の歩行動作について2次元動作分析を行い、以下の二点を遂行することを目的とした。

- ①若年者の歩行動作のバラツキの度合いと若年者からの歩行動作の逸脱度に基づき、高齢者を含む各年代と若年者の歩行動作比較を行い、加齢に伴って変化する動作の特定を行うこと
- ②高齢者の歩行動作評価を行い、歩行動作の改善点を提示する方法について検討すること

3. 研究方法

3.1. 被験者

被験者は健康な21歳から86歳までの男性117名、および19歳から82歳までの女性177名の計294名とした。これらの被験者は、各年齢によって男性は4群（MY：18歳以上30歳未満，ME1：65歳以上70歳未満，ME2：70歳以上75歳未満，ME3：75歳以上）、女性は8群（FY：18歳以上30歳未満，FM1：30歳以上40歳未満，FM2：40歳以上50歳未満，FM3：50歳以上60歳未満，FBE：60歳以上65歳未満，FE1：65歳以上70歳未満，FE2：70歳以上75歳未満，FE3：75歳以上）に分けた。

3.2. 実験方法

本研究では基本的にビデオカメラによる歩行動作計測を行ったが、一部の被験者に対しては三次元モーションキャプチャーシステムを用いて歩行動作を計測した。

<ビデオカメラによる計測>

被験者の右脚のつま先、第5中足骨粗面、踵、足関節、膝関節、大転子、胸骨上縁に再帰性反射マーカーを貼り付け、約10mの歩行路を自由歩行させた。矢状面における歩行動作を右側方より1台のデジタルビデオカメラを用いて毎秒60フィールドで撮影した。また、歩行路に埋設した2台のフォースプラットフォーム（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200Hzで計測した。

得られた画像データからビデオディジタルシステム（Frame-DIAS II，ディケイエイチ社製）を用いて、各マーカーの矢状面における2次元座標を取得した。座標データはスケールファクター法を用い

て実平面座標に変換の後、残差分析法 (Winter, 1990) に基づき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。

＜モーションキャプチャーシステムを用いた計測＞

被験者の右脚のつま先、第5中足骨粗面、足関節、膝関節、大転子、胸骨上縁に再帰性反射マーカを貼り付け、約 10m の歩行路を自由歩行させた。8 台の赤外線カメラから構成される光学式モーションキャプチャーシステム (Optitrack, Natural Point 社製) により再帰性反射マーカの 3 次元座標を 200Hz で計測した。また、歩行路に埋設したフォースプラットフォーム (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 1kHz で計測した。

各マーカの 3 次元座標を取得した後、2 次元座標を抽出し、補間により 60Hz に変換した。その際、上記のビデオカメラによる 2 次元計測の際に発生する遠近誤差をカメラ距離 (カメラのレンズから分析面までの距離) に基づき算出し、付加することで、ビデオカメラによる 2 次元計測と同様のデータを得た。得られた 2 次元座標データは上記と同様に残差分析法に基づき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。

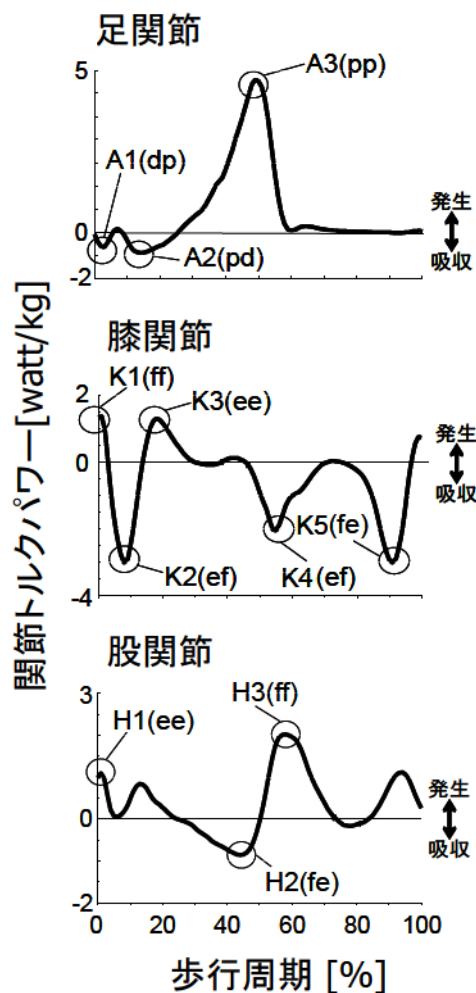
3.3. 分析対象としたパラメータ

地面反力データと平滑化後の計測点の座標値より、次のパラメータを算出して分析対象とした。

1 歩行周期中の足関節 (ANK)、膝関節 (KNE)、股関節 (HIP) の

- ・接地時角度 (@RON), 離地時角度 (@ROFF)
- ・支持期中の運動域 (STROM)
- ・遊脚期中の運動域 (SWROM)
- ・体重あたりの正仕事 (PW), 負仕事 (NW)
- ・図 1 に示した各トルクパワーピーク値 A1~H3 および,
- ・支持期時間 (SPT), 遊脚期時間 (SWT)
- ・片脚支持期時間 (SSPT)

- ・両脚支持期時間 (DSPT)
- 1 歩行周期の時間における,
- ・支持期時間の割合 (%SPT)
- ・遊脚期時間の割合 (%SWT)
- ・片脚支持期時間の割合 (%SSPT)
- ・両脚支持期時間の割合 (%DSPT)



p:底屈 d:背屈 e:伸展 f:屈曲

ピーク値名(トルクの方 角速度の方)

図 1 各関節のトルクパワーピーク値の定義

3.4. 歩行動作の分析および評価方法

若年者を基準とした歩行動作評価を行うために、阿江 (2010) の方法 (標準動作モデルによる方法) を応用した。この方法では基準となる集団 (本研究では男女それぞれの若年者群, MY, FY) の標準動作から各被験者の動作がどの程度逸脱しているかを重み付き Z スコアにより示す。各被験者において各パラメータで次の式を用いて重み付き Z スコアを算出した。

$$CV_{iY} = \frac{SD_{iY}}{\bar{X}_{iY}} \times 100$$

$$Z_{ij} = \frac{x_{ij} - \bar{X}_{iY}}{SD_{iY}}$$

$$WZ_{ij} = \frac{Z_{ij}}{CV_{iY}}$$

ここで、 SD_{iY} は、パラメータ i の若年者群 (MY, FY) の標準偏差、 \bar{X}_{iY} はパラメータ i の若年者群 (MY, FY) の平均、 CV_{iY} はパラメータ i の若年者群 (MY, FY) の変動係数、 x_{ij} はある被験者 j のパラメータ i の値、 Z_{ij} はある被験者 j のパラメータ i の Z スコア、 WZ_{ij} はある被験者 j の算出パラメータ i の重み付き Z スコアである。図 2 に示すように、変動係数の値が小さなパラメータは若年者の標準偏差が小さく、若年者間で共通性の高いパラメータであると考えられる。若年者間で共通性の高いパラメータは“若者らしさ”を強く表しており、若年者の歩行動作と他の被験者の歩行動作を各種パラメータから比較する上で着目すべき重要度の高いパラメータと言える。

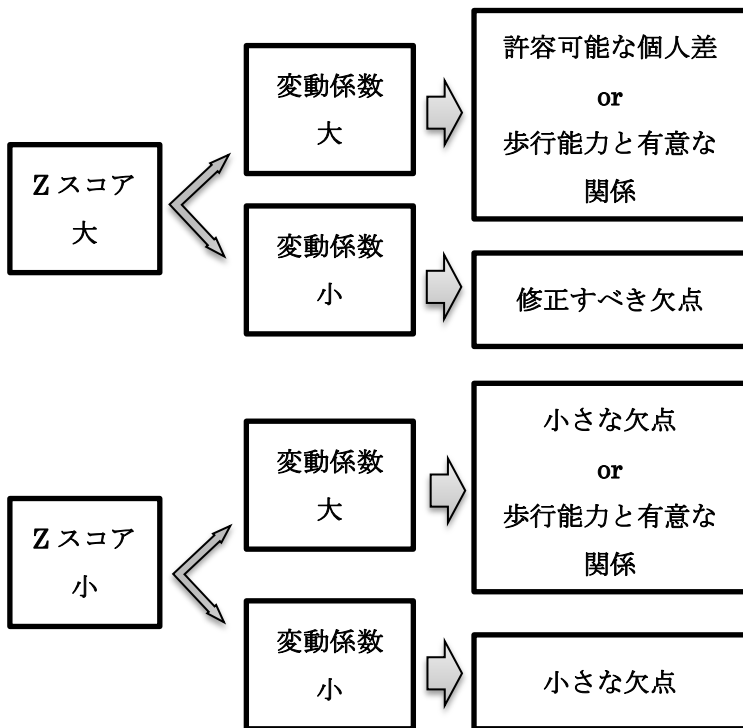


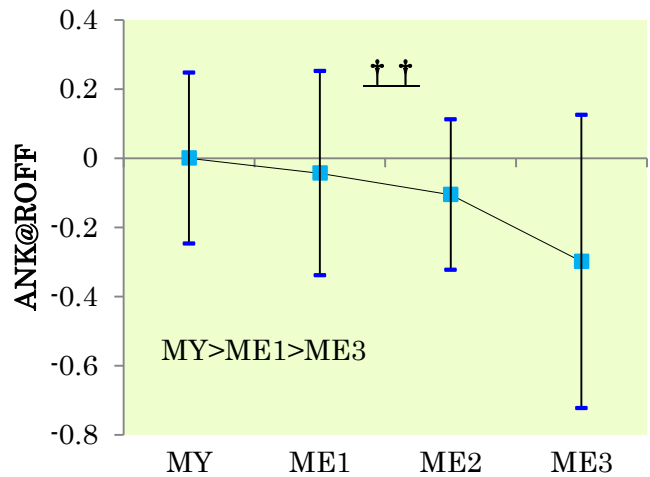
図 2 変動係数と Z スコアの組み合わせ及び

解釈：阿江 (2010) を一部改変

4. 研究結果および考察

4.1. キネマティクス変数の加齢変化

各パラメータの重み付き Z スコアを用いて、年齢群を要因とした一元配置分散分析を行った。キネマティクス変数の内、例として、男性の ANK@ROFF について、以下の図 3 に示した。(ここで図中の記号は分散分析結果が 5% 有意 (†), 1% 有意 (††), 多重比較の結果が 5% 有意 (>), 1% 有意 (>>) とした)



ANK@ROFF	平方和	自由度	平均平方	F値
群間	1.18	3	.393	4.43
群内	10.0	113	.089	-
合計	11.2	116	-	-

図 3 男性 ANK@ROFF 分散分析結果

ANK@ROFF は離地時の足関節角度であり、高齢者ほど離地時の足関節底屈が小さくなることからわかる。このことから高齢になるにつれ足関節を稼働させることが困難となっていると考えられる。

歩行動作と併せて考えると、接地後に前進する推進力を得るために足関節を底屈させた結果として表れる離地時の足関節角度が ANK@ROFF である。したがって、このような ANK@ROFF の加齢に伴う変化は、高齢になるにつれて支持期の足関節稼働、足関節底屈が小さくなっていることを示唆している。

4.2. キネティクス変数の加齢変化

キネティクス変数の内、例として、男性の K5 について、以下の図 4 に示した。

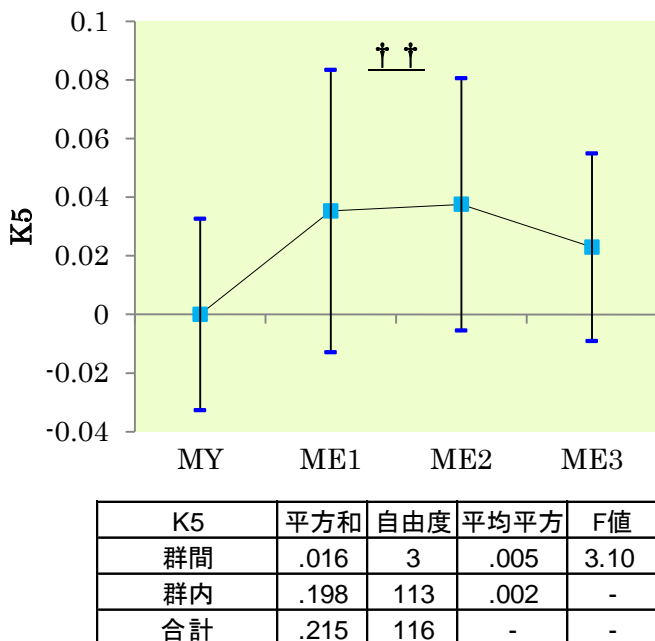


図 4 男性 K5 分散分析結果

K5 は加齢と共に増加傾向がみられた。K5 は遊脚期における下腿の前方への振り出しを引き止める際に発揮される負のトルクパワーピークである。加齢に伴い増加していることから、高齢者は振り出した下腿をより強く引き止め、下腿動作を早く止めるように歩行動作が変化していることが伺える。

4.3. 個人別歩行動作評価

被験者個々人に着目すると同じ年齢であっても個人ごとにその歩行動作は異なるため、個人ごとに歩行パラメータを検証し、歩行動作の改善点を示すことが重要であると考えられる。

4.3.1. パラメータの選定について

3.4 節及び図 2 から、重み付き Z スコアの値が大きいパラメータは若年者群と被験者の歩行動作を比較する上で重要なものであることを示した。したがって、重み付き Z スコアの絶対値が高い値を示したパラメータを、その被験者にとって重要度の高いパラメータとして歩行動作評価に用いることとした。

4.3.2. 個人別歩行動作評価の実施結果例

71.31 歳男性被験者について評価を試みた結果を図 5 に例示した。

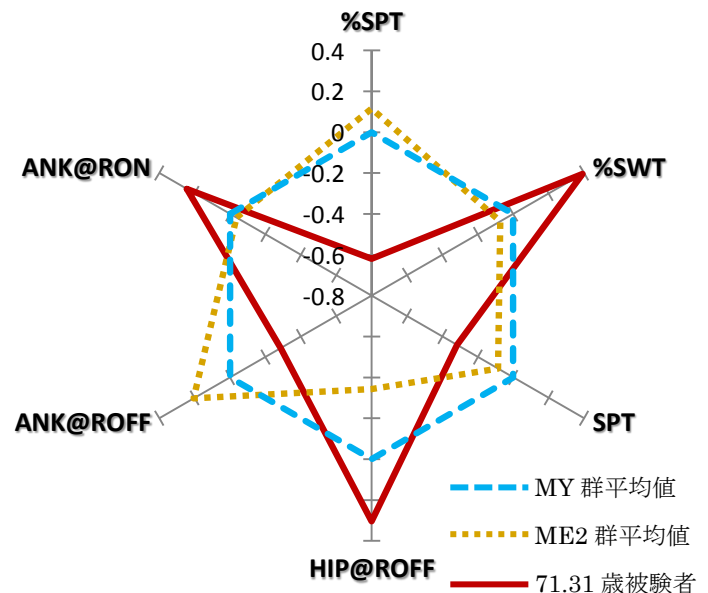


図 5 71.31 歳男性被験者の歩行動作評価レーダーチャート

%SPT および SPT の値は MY 群平均値よりも小さい値を示しており、より支持期時間を長くするように歩行動作を改善する必要がある。また、MY 群平均値と比べ ANK@RON の値は大きく、ANK@ROFF の値は小さい。よって接地時には足関節の背屈動作を強く行い、つま先をより高く上げ、支持期では離地へ向けて足関節の底屈動作を強く行って、より脚を強く蹴り出すように歩行動作を変化させるように指導することで若々しい歩行動作へと近づくことができると考えられる。

5. 結言

高齢者の歩行中の各キネマティクスおよびキネティクスについて、若年者からの歩行動作の逸脱度を考慮するために重み付き Z スコアを算出し、加齢に伴う歩行動作について明らかにした。また、多角的に高齢者の歩行動作評価を行い、レーダーチャートを用いて歩行動作の改善点を具体的に表示する方法を提示できた。

参考文献

- [1]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.

学会発表

- [1]Fumito Ito, Takashi Mori, Kazutoshi Kikkawa and Hidetaka Okada. Approach to Assessing the Walking Motion of Elderly Males Based on Kinetic Parameters of Young Males. SENS 5th Conference, Cambridge, Queen's College, 2011年8月
- [2]伊藤文人, 森崇, 菅原麻未, 吉川和利, 岡田英孝. 若年者を基準とした高齢者の歩行動作評価方法の提案—キネティクス変数に基づく評価—. 大阪市, 大阪科学技術センター, 第32回バイオメカニズム学術講演会, 2011年11月
- [3]伊藤文人, 大石竜我, 中原康輔, 吉川和利, 岡田英孝. 若年者を基準とした男女高齢者の歩行動作評価の試み. 第33回バイオメカニズム学術講演会, 仙台市. 東北大学, 2012年12月

Approach to Assessing the Walking Motion of Elderly Males
Based on Kinetic Parameters of Young Males

Fumito Ito, Takashi Mori, Kazutoshi Kikkawa and Hidetaka Okada

This study seeks to propose a method to assess the walking motion of elderly males using criterial kinetic parameters for young males during walking and to suggest how to maintain their walking capabilities at the same level as those of young males. For this purpose, we used the coefficient of variation ($= SD / MEAN * 100$, CV), z-score and weighted z-score ($= z\text{-score} / CV$) to clarify parameters that differentiate the walking of elderly males from that of young males. The subjects were 13 healthy young Japanese males and 104 healthy elderly Japanese males. They were instructed to walk about 10m at two selected speeds (Normal Walk (NW) and Maximum-speed Walk (MW)). We videotaped them during walking with a digital VTR camera at 60fps in order to analyze their motion in the sagittal plane. The ground reaction forces on the right foot were also measured by a force platform installed below the walkway. After synchronizing the video data and ground reaction forces, we calculated various kinetic data (joint torques, joint torque powers and joint work at the ankle, knee, and hip), step length, and walking velocity using a link-segment model based on the inverse-dynamics method. The CV, weighted z-score, and correlation coefficient between age and weighted z-score of each parameter were then calculated. Finally, we composed a regression equation for estimating “gait age” from several weighted z-scores that had statistically significant and high correlation coefficients with age ($p < 0.05$). By using this method, we were able to determine the decay in the walking motion of individual elderly males and critical factors that should be improved to maintain the average movement of youthful walkers.

若年者を基準とした高齢者の歩行動作評価方法の提案

—キネティクス変数に基づく評価—

○伊藤文人¹, 森崇¹, 菅原麻未², 吉川和利¹, 岡田英孝¹

¹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

²電気通信大学電気通信学部知能機械工学科

Fumito Ito, Takashi Mori, Mami Sugawara, Kazutoshi Kikkawa and Hidetaka Okada

Department of Mechanical Engineering and Intelligent Systems,

The University of Electro-Communications, Tokyo, Japan

1. 緒言

日本において、平均寿命の延伸や少子化の影響を受けた少子高齢化が問題となって久しい。こうした状況から、増加する高齢者がいかに介護を必要としない生活を送れるようにするか、その支援を行っていくことが求められてきている。健康な老後を送るためには、ADL (Activities of Daily Living : 日常生活動作) を、支障なく遂行出来る事が必要不可欠と考えられる。そのADLの中でも特に、様々な活動の根幹となる動作である歩行は、重大な役割を担っている。その歩行を高齢になっても若々しく行うために、高齢者が自身の歩行能力とその改善点を具体的に知ることは重要である。

本研究では、若年者と高齢者の歩行動作の2次元動作分析結果から、若年者を基準にした高齢者の歩行能力評価をし、歩行能力の改善点を提示する方法について検討することを目的とした。

2. 方法

2.1. 実験方法

健康な20歳代若年男性、および65歳から86歳までの男性高齢者、計117名を被験者とし、年齢により男性若年者群(20歳以上30歳未満13名、以下YM群)、男性高齢者群1(65歳以上70歳未満38名、以下EM1群)、男性高齢者群2(70歳以上75歳未満42名、以下EM2群)、男性高齢者群3(75歳以上24名、以下EM3群)の4群に分けた。被験者の情報は表1の通りである。

表1. 被験者情報

性別	群	人数	年齢 [age]	身長 [cm]	体重 [kg]
男	YM	13	24.8±2.1	173.5±8.0	70.2±13
	EM1	38	67.5±1.3	162.0±5.0	63.6±7.0
	EM2	42	72.5±1.5	163.2±5.0	64.0±7.0
	EM3	24	77.9±2.6	161.3±6.1	62.4±7.2

被験者の右脚のつま先、第5中足骨粗面、踵、足関節、膝関節、大転子、胸骨上縁に再帰性反射マーカーを貼り付け、約10mの歩行路を自由歩行(以下NW)、最速歩行(以下MW)の2速度で歩行させた。肩の高さに5m間隔で設置した2組の光電管セットにより、通過時間を計測し、5mの平均歩行速度を算出することで試技の確認を行った。また、矢状面における歩行動作を右側方よりVTRカメラを用いて毎秒60フィールドで撮影した。さらに、歩行路に埋設した2台のフォースプラットフォーム(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200Hzで計測した。

2.2. 算出パラメータ

得られた画像データからビデオディジタルシステム(Frame-DIAS II, ディケイエイチ社製)を用いて、各マーカーの矢状面における2次元座標を取得した。座標データはスケールファクター法を用いて実平面座標に変換の後、残差分析法(Winter,

1990) に基づき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。そして、地面反力データと平滑化後の計測点の座標値より逆動力学的解析を行い、次に示す変数を算出した。

自由歩行時における、

- ・補正ステップ長 (ステップ長/身長) : nSL
- ・歩行速度 : WV

体重あたりの、

- ・関節トルクパワーピーク値 : A1~H3 (図 1)
- ・足関節の正, 負仕事 : ANK_PW, ANK_NW
- ・膝関節の正, 負仕事 : KNE_PW, KNE_NW
- ・股関節の正, 負仕事 : HIP_PW, HIP_NW

また、各パラメータにおける MW 時の値と NW 時の値の差分も算出した。以降、その差分値は以下の例に示す通り、名称前に△をつけて記述する。

例) (MW 時の nSL) - (NW 時の nSL) : △nSL

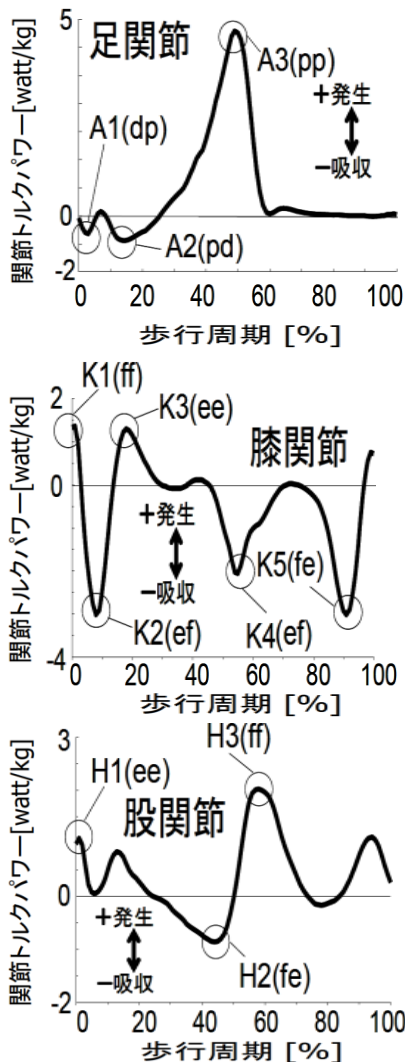


図 1. 算出したトルクパワーピーク値

2.3. 統計処理

2.3.1. 重み付き Z スコア

本研究では、算出した各値から歩行動作を評価するにあたり、歩行動作の変動度を加味するために阿江 (2010) の手法¹⁾を参考にし、式 (1) から変動係数を算出した。また式 (2) および式 (3) から重み付き Z スコアを算出し、若年者を基準とした各高齢者の歩行パラメータの評価を行った。

$$CV_{iY} = \frac{SD_{iY}}{\bar{X}_{iY}} \times 100 \quad (1)$$

$$Z_{ij} = \frac{x_{ij} - \bar{X}_{iY}}{SD_{iY}} \quad (2)$$

$$WZ_{ij} = Z_{ij} \times \frac{1}{CV_{iY}} \quad (3)$$

ここで、 SD_{iY} は算出パラメータ i の Y 群の標準偏差、 \bar{X}_{iY} は算出パラメータ i の Y 群の平均、 CV_{iY} は算出パラメータ i の Y 群の変動係数、 x_{ij} はある被験者 j の算出パラメータ i の値、 Z_{ij} はある被験者 j の算出パラメータ i の Z スコア、 WZ_{ij} はある被験者 j の算出パラメータ i の重み付き Z スコアである。図 2 は Z スコアと変動係数の組み合わせ及びその解釈について示したものである。

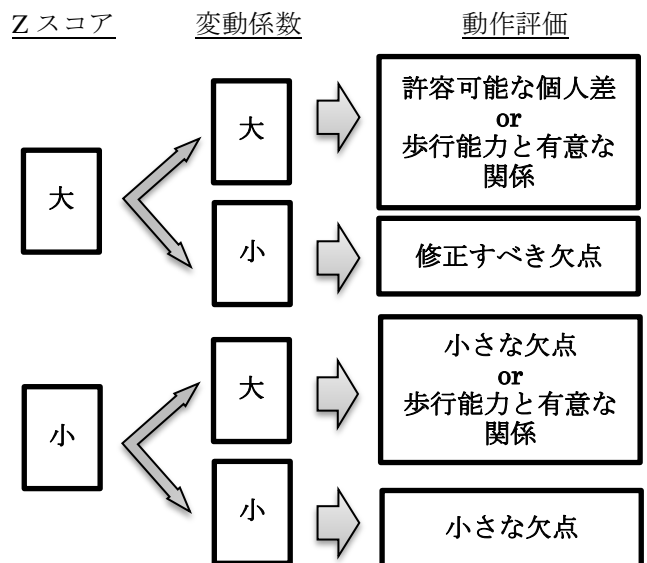


図 2. Z スコアと変動係数の関係性 : 阿江 (2010) を一部改変

重み付き Z スコアは、nSL, WV, Δ nSL, Δ WV, 図 1 に示した各関節トルクパワーにおける典型的なピーク値(A1~H3),そして ANK_PW, ANK_NW, Δ ANK_PW, Δ ANK_NW, KNE_PW, KNE_NW, Δ KNE_PW, Δ KNE_NW, HIP_PW, HIP_NW, Δ HIP_PW, Δ HIP_NW について算出した。

2.3.2. 単回帰分析

算出したパラメータごとに、得られた重み付き Z スコアを独立変数、年齢を従属変数とした単回帰分析を行った。その後、得られた各回帰式の相関係数について有意性検定を実施した。

多数のパラメータの重み付き Z スコアから、被験者ごとの歩行の衰えを様々な要素から総合的に明らかにするために、年齢と重み付き Z スコアの相関が有意であった n 個のパラメータの内、k 個のパラメータを足し合わせた合計値（以下、合計重み付き Z スコア）を算出した。合計重み付き Z スコアの組み合わせは $\sum_{k=1}^n C_k$ 通りあるが、算出した合計重み付き Z スコアと年齢との相関が最も高いパラメータを示す場合のパラメータの組み合わせを最終的に選択した。

3. 結果及び考察

3.1. 各パラメータの重み付き Z スコアと年齢の関係

重み付き Z スコアを算出したパラメータの内、年齢との間で有意な相関 ($p < 0.05$) が認められたパラメータは、nSL, WV, Δ nSL, Δ WV, A1, K5, H3, ANK_PW, HIP_PW, Δ ANK_PW, Δ HIP_PW, Δ HIP_NW であった。図 3 はこれらの変数の内、HIP_PW の結果を示したものである。図 3 から、HIP_PW は若年者と比べると、高齢になるにつれて増加していることがわかる。よって高齢者は、歩行するためにより大きな股関節の仕事を発揮していると考えられる。

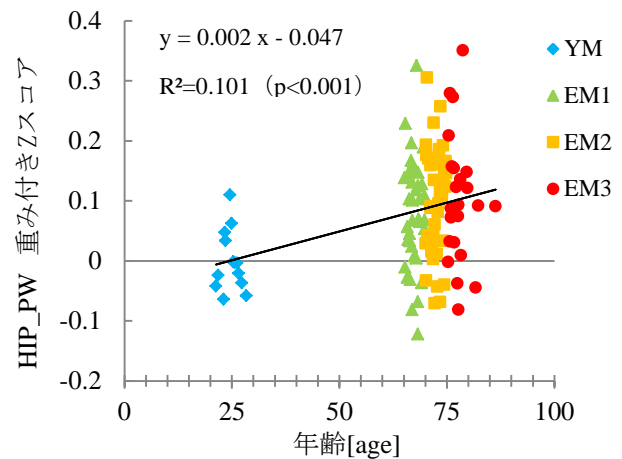


図 3. HIP_PW の重み付き Z スコアと年齢の関係

3.2. 個人別歩行能力評価

重み付き Z スコアが年齢と有意な相関がみられたパラメータの中から、A1, K5, H3, WV, HIP_PW, Δ ANK_PW の変数を足し合わせて得た合計重み付き Z スコアが、最も年齢との相関が高くなった。この時の相関係数は $r = 0.503$ ($p < 0.001$) であった（図 4）。合計重み付き Z スコアと年齢の関係を分析すると、現在の被験者の歩行動作が何歳相当であるのか、という歩行の老化度を示すことができる。合計重み付き Z スコアが 0 に近い人は、総合的に見て 20 歳代若年者相当の歩行を行っていると考えられる。また、合計重み付き Z スコアが回帰直線よりも下にある被験者は、当人の実際の年齢の平均歩行動作よりも歩行動作が衰えており、逆に合計重み付き Z スコアが回帰直線よりも上にある被験者は、実際の年齢よりも若々しく歩行していると考えられる。

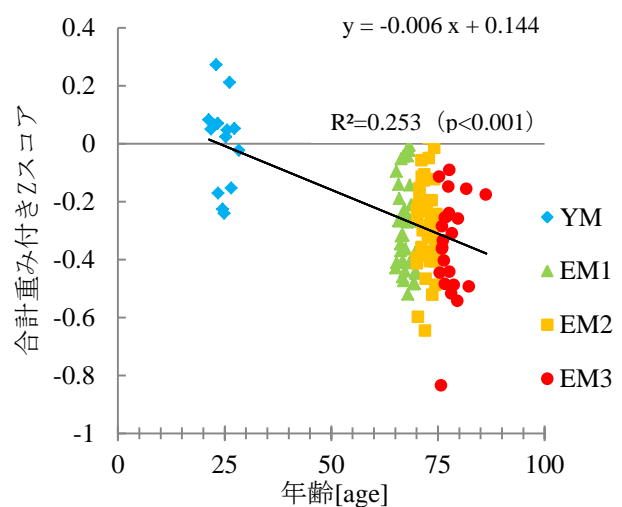


図 4. 合計重み付き Z スコアと年齢の関係

3.3. パラメータ別歩行能力評価

図5は、合計重み付きZスコアを算出するために用いた、A1, K5, H3, WV, HIP_PW, Δ ANK_PWの6変数の重み付きZスコアについて、各年代群別の平均をレーダーチャートにして示したものである。なお、ここでは全てのパラメータで年齢による回帰式が負の傾きとなるように重み付きZスコアの符号を調整してある。図5から、高齢者ではHIP_PW, WV, H3の値が若年者群と比べて差が大きいことがわかる。よって一般に高齢者が若々しく歩行するためには、歩行速度を高くして、股関節よりも膝や、足関節を使用して歩くように意識する必要があると示唆される。

この図5は年代群別の平均を示しているが、被験者個人についてこのようなレーダーチャートを作成すれば、その被験者の歩行の衰えが歩行動作のどの部分で引き起こされ、その部分をどれだけ修正したらよいか、という質的及び量的な評価を行うことが可能であると考えられる。

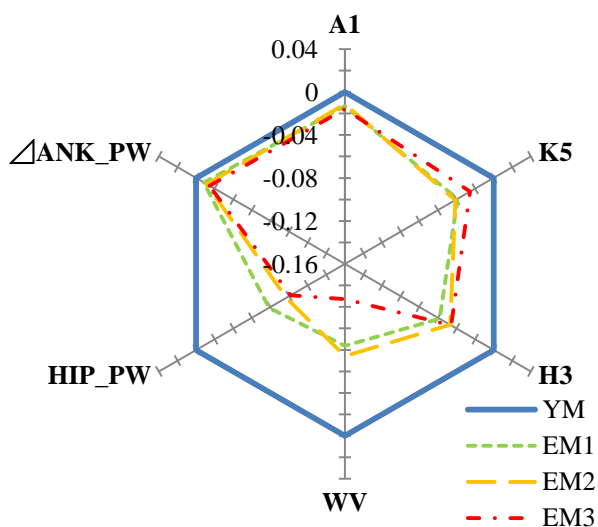


図5. 各パラメータの年代別重み付きZスコア平均

4. 結言

本研究では、高齢者の歩行中の各キネマティクスおよびキネティクスについて、若年者を基準として、歩行動作の変動性を考慮するために変動係数を用いた重み付きZスコアを算出することで、多数のパラメータから多角的に高齢者の歩行能力評価を行い、歩行能力の改善点を具体的に提示する方法につ

いて検討した。

いくつかのパラメータの重み付きZスコアを合計することで得られる合計重み付きZスコアと年齢との間で相関が認められ、高齢者の歩行動作が何歳に相当するものであるか、ということが回帰式から推定できた。また、レーダーチャートグラフなどを利用し、高齢者ごとに合計重み付きZスコアの内訳に注目することで、若々しい歩行動作を行うための改善点を具体的な改善内容、目標数値とともに明らかにする評価方法を示すことができた。

謝辞

本研究発表の一部は、財団法人日本科学協会による笹川科学研究助成により支援されたことを明記し、ここに謝意を表します。

参考文献

- 1) 阿江通良：動きの標準値とバイオメカニクスの評価法, 体育の科学, Vol.60, No.3, pp151-156, (2010).
- 2) Ae M, Muraki Y, Koyama H, Fujii N : A biomechanical method to establish a standard motion and identify critical motion by motion variability : with examples of high jump and sprint running, Proceedings of institute of health and sport science, university of Tsukuba, Vol.30, pp5-12, (2007).
- 3) DeVita P, Hortobagyi T : Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait, Journal of applied physiology, Vol.88, pp1804-1811, (2000).
- 4) Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG : Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults, Journal of biomechanics, Vol.41, pp1520-1527, (2008).

〒182-8585 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1

電気通信大学情報理工学専攻知能機械工学専攻

吉川・岡田研究室 伊藤文人

Tel: 042-443-5587

E-mail: hidetaka@e-one.uec.ac.jp

若年者を基準とした男女高齢者の歩行動作評価の試み

○伊藤文人，大石竜我，中原康輔，吉川和利，岡田英孝

電気通信大学情報理工学研究科知能機械工学専攻

Fumito Ito, Ryuga Oishi, Kousuke Nakahara, Kazutoshi Kikkawa, Hidetaka Okada

Department of Mechanical Engineering and Intelligent Systems, The University of
Electro-Communications

1. 研究の背景と目的

健康な老後を送るためには、ADL (Activities of Daily Living : 日常生活動作) を支障なく遂行出来る事が必要不可欠と考えられる。ADLの中でも特に、様々な活動の根幹となる歩行は重大な役割を担っている。高齢になっても若々しく歩行するために、高齢者が自身の歩行能力とその改善点を具体的に知ることは重要である。しかしながら、若年者に対する高齢者の歩行動作の衰えを定量的に示す研究は行われてきていない。そこで本研究では若年者と高齢者の歩行動作分析結果から、若年者を基準にした高齢者の歩行動作評価を行い、歩行動作の改善点を提示する方法について検討することを目的とした。

2. 研究方法

2.1. 歩行動作計測と算出パラメータ

被験者は疾病等のない18歳以上の健康な男女を対象とした。歩行動作の計測にあたって、始めに被験者の右脚のつま先、第5中足骨粗面、踵、足関節、膝関節、大転子、胸骨上縁に再帰性反射マーカを貼り付けた。そして約10mの歩行路を自由歩行(以下NW)、最速歩行(以下MW)の2速度で歩行させ、その様子をVTRカメラ(60fps)又はモーションキャプチャーシステム(Optitrack S250e, Natural Point社製, 200Hz)で撮影した。また、同時に歩行路中に設置したフォースプラットフォーム(9287B, Kistler社製, 1kHz)により右足の地面反力を計測した。図1は実験の様子を示したものである。

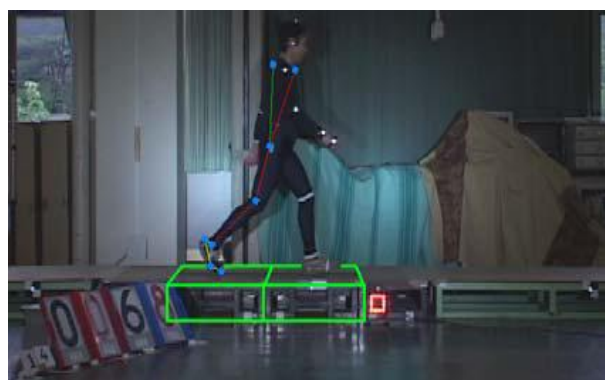


図1 実験風景

次に地面反力データと平滑化後の各計測点の座標値より逆動力学的解析を行い、次に示す変数を算出した。

➤ NW時における、

・補正ステップ長(ステップ長/身長): nSL

・歩行速度: WV

➤ 体重あたりの、

・関節トルクパワーピーク値: A1~H3

(図2は典型的な一歩行周期中の関節トルクパワーを示している)

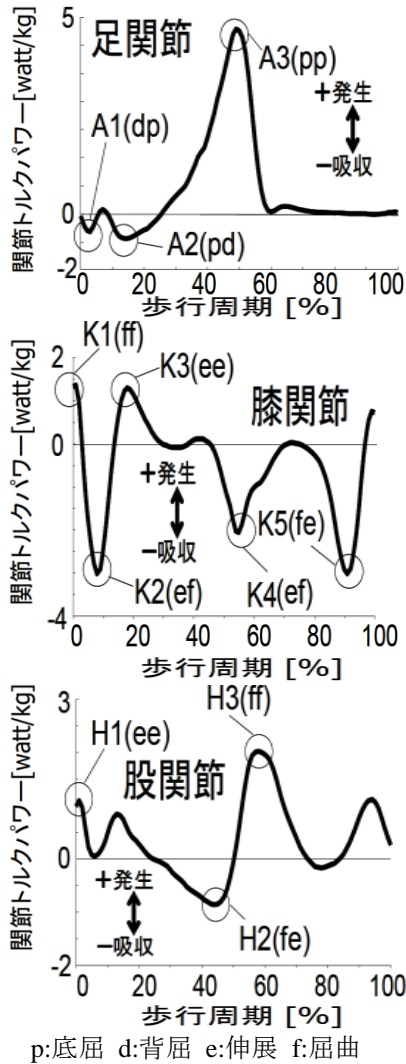
・足関節の正, 負仕事: ANK_PW, ANK_NW

・膝関節の正, 負仕事: KNE_PW, KNE_NW

・股関節の正, 負仕事: HIP_PW, HIP_NW

また、各パラメータにおけるMW時の値とNW時の値の差分も算出した。以降、その差分値は以下の例に示す通り、名称前に△をつけて記述する。

例) (MW時のnSL) - (NW時のnSL) : △nSL



ピーク値名(トルクの方 角速度の方)
 図2 算出したトルクパワーピーク値

2.2. 統計処理

2.1節で示した各パラメータにおいて、式(1)、式(2)、式(3)から若年者を基準とした時の各高齢者の歩行パラメータ値である重み付きZスコアを算出した。

$$CV_{iY} = \frac{SD_{iY}}{\bar{X}_{iY}} \times 100 \quad (1)$$

$$Z_{ij} = \frac{x_{ij} - \bar{X}_{iY}}{SD_{iY}} \quad (2)$$

$$WZ_{ij} = Z_{ij} \times \frac{1}{CV_{iY}} \quad (3)$$

ここで、 SD_{iY} は算出パラメータ*i*の18歳以上30歳未満の若年者被験者群(Y群)の標準偏差、 \bar{X}_{iY} は算出パラメータ*i*のY群の平均、 CV_{iY} は算出パラメータ*i*のY群の変動係数、 x_{ij} はある被験者*j*の算出パラメータ*i*の値、 Z_{ij} はある被験者*j*の算出パラメータ*i*のZスコア、 WZ_{ij} はある被験者*j*の算出パラメータ*i*の重み付きZスコアである。図3はZスコアと変動係数、動作評価の関係性を示したものである。

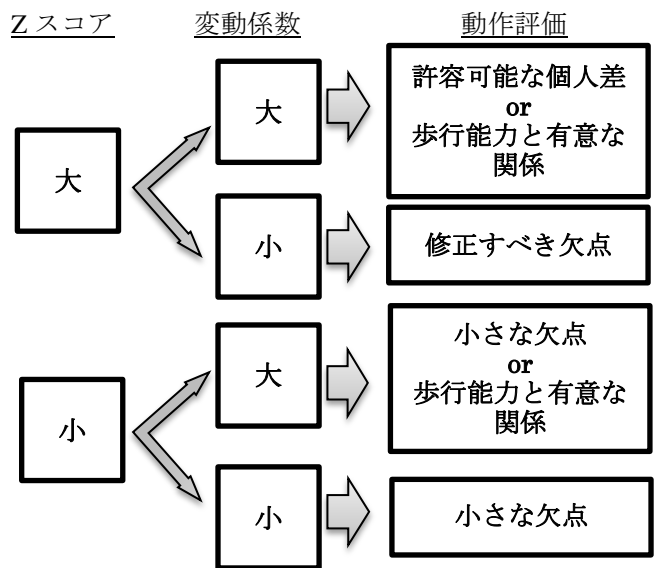


図3 Zスコアと変動係数の関係性：阿江(2010)を一部改変¹⁾

3. 結果

これまでの計測実験結果から、男性の若年者と高齢者を対象として、歩行動作評価を試みた結果について以下に示す。

表1は評価対象とした被験者の情報を示したものである。

表1 被験者情報

性	群	数	年齢[age]	身長[cm]	体重[kg]
男	MY	13	24.8±2.1	173.5±8.0	70.2±13
	ME1	38	67.5±1.3	162.0±5.0	63.6±7.0
	ME2	42	72.5±1.5	163.2±5.0	64.0±7.0
	ME3	24	77.9±2.6	161.3±6.1	62.4±7.2

3.1. 各パラメータの重み付き Z スコアと年齢の関係

重み付き Z スコアを算出したパラメータの内、年齢との間で有意な相関 ($p < 0.05$) が認められたパラメータは、nSL, WV, Δ nSL, Δ WV, A1, K5, H3, ANK_PW, HIP_PW, Δ ANK_PW, Δ HIP_PW, Δ HIP_NW であった。図 4 はこれらの変数の内、HIP_PW の結果を示したものである。図 4 から、HIP_PW は若年者と比べると、高齢になるにつれて増加していることがわかる。よって高齢者は、歩行するためにより大きな股関節の仕事を発揮していると考えられる。

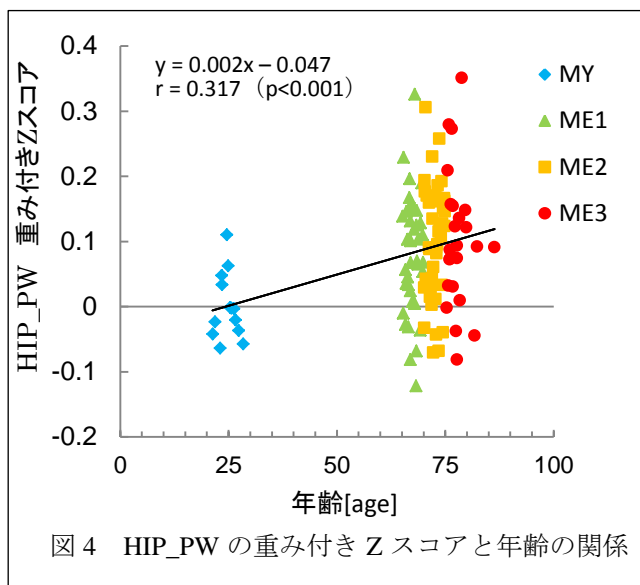


図 4 HIP_PW の重み付き Z スコアと年齢の関係

3.2. 個人別歩行能力評価

複数の歩行パラメータから多角的に被験者の歩行動作を評価するために、複数のパラメータの重み付き Z スコアを加算して得られた合計値と年齢との関係を調べた。

重み付き Z スコアが年齢と有意な相関がみられたパラメータの中から、A1, K5, H3, WV, HIP_PW, Δ ANK_PW の変数を足し合わせて得た合計重み付き Z スコアが、最も年齢との相関が高くなった。この時の相関係数は $r = -0.503$ ($p < 0.001$) であった (図 5)。合計重み付き Z スコアと年齢の関係を分析すると、現在の被験者の歩行動作が何歳相当であるのか、という歩行の老化度を示すことができる。

合計重み付き Z スコアが 0 に近い人は、総合的に見て 20 歳代若年者相当の歩行を行っていると考えられる。また、合計重み付き Z スコアが回帰直線よりも下にある被験者は、当人の実際の年齢の平均歩行動作よりも歩行動作が衰えており、逆に合計重み付き Z スコアが回帰直線よりも上にある被験者は、実際の年齢よりも若々しく歩行していると考えられる。

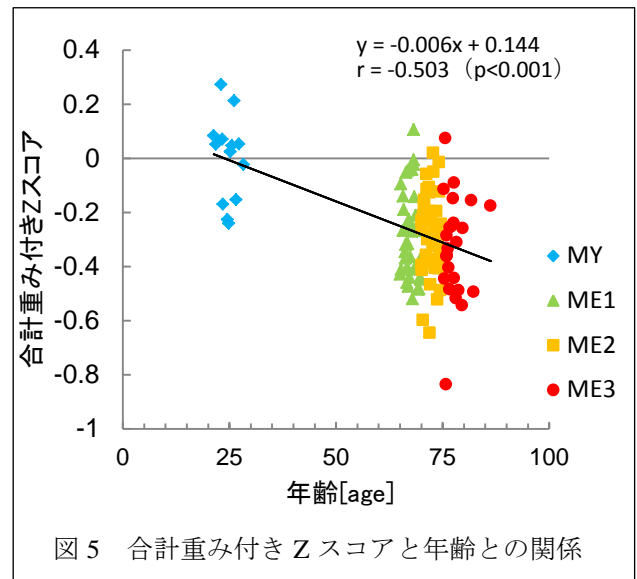
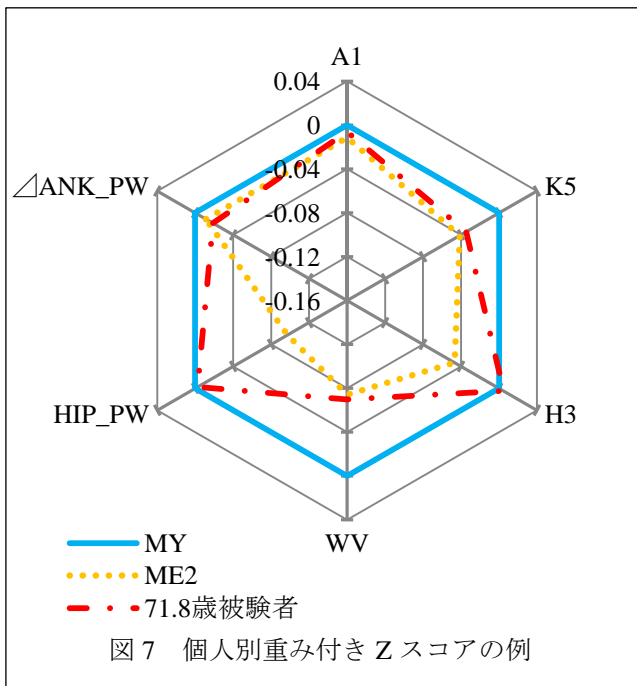
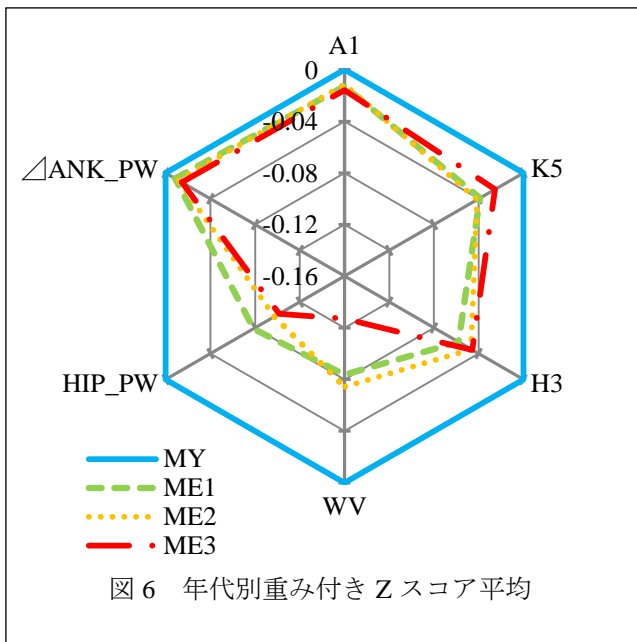


図 5 合計重み付き Z スコアと年齢との関係

3.3. パラメータ別歩行能力評価

図 6 は、合計重み付き Z スコアを算出するために用いた、A1, K5, H3, WV, HIP_PW, Δ ANK_PW の 6 変数の重み付き Z スコアについて各年代群別の平均をレーダーチャートにして示したものである。ここでは全てのパラメータで年齢による回帰式が負の傾きとなるように重み付き Z スコアの符号を調整した。図 6 から、高齢者は WV, HIP_PW, H3 の値が若年者と比べて差が大きいことがわかる。このレーダーチャートから、高齢者が若々しく歩行するためには歩行速度を高くする必要があり、歩行速度を高くするために股関節以外の足関節のトルクや正仕事等が増加するような歩行動作の改善が必要であることが示されている。

また、図 7 のように被験者個人について着目すれば、被験者の歩行の衰えの要因および改善すべき値の大きさが判明し、質的及び量的な評価を行うことが可能であると考えられる。



4. 結言

本研究では、高齢者の歩行中の各キネマティクスおよびキネティクスについて、若年者を基準として、歩行動作の変動性を考慮するために変動係数を用いた重み付き Z スコアを算出することで、多数のパラメータから多角的に高齢者の歩行能力評価を行い、歩行能力の改善点を具体的に提示する方法について検討した。

複数のパラメータの重み付き Z スコアを合計する

ことで得られる合計重み付き Z スコアと年齢との間で相関が認められ、高齢者の歩行動作が何歳に相当するものであるか、ということが回帰式から推定できた。また、レーダーチャートグラフなどを利用し、高齢者ごとに合計重み付き Z スコアの内訳に注目することで、若々しい歩行動作を行うための改善点を具体的な改善内容、目標数値とともに明らかにする評価方法を示唆できた。

参考文献

- 1) 阿江通良：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, (2010)。
- 2) Ae M, Muraki Y, Koyama H, Fujii N : A biomechanical method to establish a standard motion and identify critical motion by motion variability : with examples of high jump and sprint running, *Proceedings of institute of health and sport science, university of Tsukuba*, 30, 5-12, (2007)。
- 3) DeVita P, Hortobagyi T : Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait, *Journal of applied physiology*, 88, 1804-1811, (2000)。
- 4) Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG : Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults, *Journal of biomechanics*, 41, 1520-1527, (2008)。

〒182-8585 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1

電気通信大学情報理工学研究所 知能機械工学専攻

吉川・岡田研究室 伊藤文人

Tel: 042-443-5587

E-mail: hidetaka@e-one.uec.ac.jp