

博士（人間科学）学位論文

高齢者の歩行能力の評価システムの開発

Development of a System for Assessing
Walking Ability of the Elderly

2006年1月

早稲田大学大学院 人間科学研究科

河合 恒

Kawai, Hisashi

研究指導教員： 野呂 影勇 教授

目次

第1章 序論	1
1.1 研究の背景	3
1.1.1 高齢者人口の増加と介護予防	1
1.1.2 歩行支援の必要性	2
1.2 高齢者の歩行の特徴	3
1.2.1 歩行評価に用いられるパラメータ	3
1.2.2 高齢者歩行に関する先行研究	5
1.3 高齢者の歩行評価の現状	6
1.3.1 測定上の問題点	6
1.3.2 介護予防や転倒予防のための運動指導での歩行評価	7
1.4 研究の目的	7
1.4.1 本研究の目的と構成	7
1.4.2 本研究の位置づけ	9
第2章 歩行の接地パラメータの測定と高齢者の特徴の分析	11
2.1 目的	11
2.2 方法	11
2.2.1 被験者	11
2.2.2 ビデオ解析	12
2.2.3 接地パラメータの定義	13
2.2.4 分析方法	16
2.3 結果と考察	16
2.3.1 接地パラメータの高齢者の特徴	16
2.3.2 高齢者の特徴が顕著な接地パラメータ	34
2.3.3 パラメータの相関	36
2.4 結論	39
第3章 高齢者の歩行能力の評価尺度の作成	40
3.1 目的	40
3.2 方法	40
3.2.1 評価尺度の作成手順	40
3.2.2 主成分分析	40
3.3 結果と考察	41
3.3.1 評価尺度の作成	41
3.3.2 歩行の実態についての面接調査	44
3.3.3 高齢者へのフィードバック	47
3.4 結論	49

第4章 下肢筋力と歩行の接地パラメータとの関係	50
4.1 目的	50
4.2 方法	52
4.2.1 被験者	52
4.2.2 ビデオ解析	52
4.2.3 膝伸展力の測定	53
4.2.4 統計解析	55
4.3 結果	56
4.3.1 接地パラメータ	56
4.3.2 立脚期の最大膝屈曲角度	56
4.3.3 膝伸展力	56
4.3.4 接地パラメータと膝伸展力との関係	57
4.4 考察	57
4.4.1 先行研究との対応	57
4.4.2 立脚期の最大膝屈曲角度と膝伸展力との関係	58
4.4.3 接地パラメータと膝伸展力との関係	59
4.5 結論	61
第5章 歩行能力の評価システムのプロトタイプ製作	63
5.1 目的	63
5.2 方法	63
5.2.1 歩行能力の評価システムの構成	63
5.2.2 歩行能力の評価プログラムの流れ	64
5.2.3 予備的な試用試験	69
5.3 結果	70
5.3.1 歩行能力の評価点	70
5.3.2 システムについての反応	71
5.4 考察	71
5.5 結論	72
第6章 結論	74
6.1 研究成果	74
6.1.1 第1章	74
6.1.2 第2章	74
6.1.3 第3章	75
6.1.4 第4章	76
6.1.5 第5章	76
6.2 今後の展望	77
6.2.1 データの蓄積とフィードバック効果の検討	77
6.2.2 測定方法の簡略化と情報ネットワークへの対応	78
6.2.3 シミュレーションの導入	79

関連業績一覧	80
引用文献	82
付録A. 歩行の実態についての面接調査の調査用紙	89
付録B. 歩行能力の評価結果フィードバック用シート	90
付録C. システムについての反応に関する面接調査の調査用紙	91

謝辞

第1章 序論

1.1 研究の背景

1.1.1 高齢者人口の増加と介護予防

現在の日本は、全人口に占める高齢者（65歳以上）人口の割合（高齢化率）が19.0%であり（2003年10月1日現在）高齢社会を迎えている（三浦 2004）。人口推計によると、2005年には高齢化率は19.9%となり、その後も年々増加の傾向を辿る（内閣府 2003）。もはや高齢化率が21.0%を超える超高齢社会となるのも確実である。他国と比較しても、こうした日本の高齢化率の変化は著しく早く、加速的である（図 1-1）。これは他国に例のない平均寿命の延長と少子化による結果である。

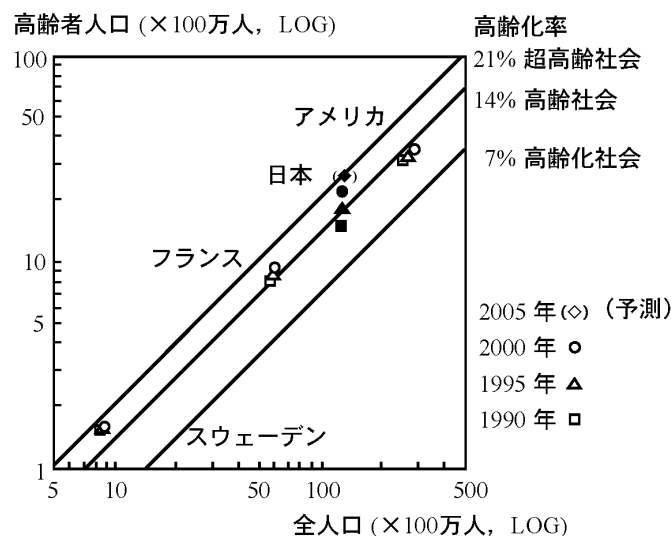


図1-1 高齢者人口の推移 — 他国との比較 —

対角線が高齢化率（全人口に高齢者人口が占める割合）を表す。日本は他国に比べて急速な高齢化が進んでいる。2005年の日本の予測値は過去5年の人口増加率から推定（総務省統計局 2005, 国立社会保障・人口問題研究所 2000 を改変）。

このような時代の流れにともない、日本では超高齢社会へ向けて、老人医療制度の見直しや、高齢者のための住環境整備など、医療と福祉の両面において様々な対策が議論されてきた。この対策のひとつとして、2000年4月より介護保険制度による保険給付が開始されている（三浦 2000）。高齢者のなかで介護が必要と認定された人（要介護認定者）の割合は、初年度は約11%（218万人）であったが、2004年4月の時点では、

約 16% (387 万人) と年々増加してきた (朝日新聞 2001, 三浦 2004). そのなかでも近年特に増加しているのは「要支援」, 「要介護 1」の軽度の支援を要する高齢者である (三浦 2004, 図 1-2).

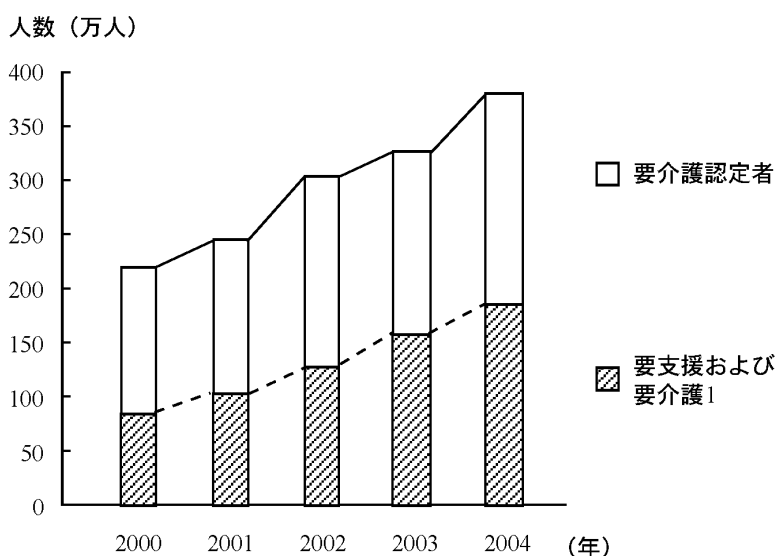


図 1-2 要介護認定者に占める要支援および要介護 1 認定者数の推移
要介護認定者は年々増加しているが、その半数近くが要支援および要介護 1 の軽度の支援を要する者である (三浦 2004 を改変).

従って、高齢者のなかでも自立した、または軽度の支援を要する高齢者が多いのが現状である。最近では、要介護高齢者の介護や看護だけではなく (野崎ら 2005), これら的高齢者に対する介護予防の重要性が注目され始めた (厚生労働省 2005). 介護予防サービス導入のためのモデル事業が、地方自治体と研究機関との協同で行われている。具体的には、地域高齢者に対して、介護予防教室を開催し、筋力トレーニングや運動指導などを行い、体力測定による評価を通して、その効果についての検証が進められている (河野ら 2002, 新井ら 2003, 大淵 2003, 山下ら 2003, 大淵ら 2004, 金 2004).

1.1.2 歩行支援の必要性

歩行は人間の最も基本的な移動様式である。歩行では、一方の下肢の股関節、膝関節の伸展と足関節の底屈によって床を蹴り、その反作用によって重力に抗して身体重心を上前方へ持ち上げ離地し、他方の下肢で体重を支えながら、床を蹴ったときの加速度による慣性と、重力による自由落下とを利用して身体重心を前方へ落下させ接地する。これを繰り返すことによって前進する (中村ら 1994).

これらは、下肢筋力、関節回転範囲などの運動機能、視覚、固有感覚などの感覚機能が協調して達成されているので、高齢者の歩行は、これらの老化による機能低下や、骨粗鬆症や変形性関節症などを始めとする運動器疾患などによって困難になる傾向があり、易転倒傾向も増加する。歩行能力の低下や易転倒傾向の増加には、脳卒中や、パーキンソン病などの老人性疾患が関与する場合もある（前田 2001）。

歩行能力の低下や易転倒傾向の増加は、高齢者の行動範囲を制限し、転倒による骨折の原因となる。骨折がきっかけで歩行能力が著しく低下し、寝たきりになる場合もある。

これらのことから、高齢者の社会参加、転倒防止のために、高齢者に対しての歩行支援は重要な課題となっている。

現在行われている高齢者の歩行支援策としては、杖や歩行器などの歩行補助具の提供（田村 2005）、歩行支援ロボットの開発（藤江 2002）、身体機能向上や転倒予防などのための運動指導（新井ら 2003、山下ら 2003、金 2004）などがある。歩行補助具や歩行支援ロボットによる支援の対象となるのは、老化によって歩行能力が著しく低下し、自立歩行するのが困難になった後期高齢者や、疾患により歩行が極めて困難になった高齢者である。身体機能向上や転倒予防などのための運動指導は、自立歩行できる高齢者に対して、筋力トレーニングやバランス機能や柔軟性などの向上のための運動を指導するもので、前項で述べた介護予防の取り組みもこれに含まれる。

本研究では、特に介護予防の重要性から、自立歩行できる高齢者に対する歩行支援に注目した。それら的高齢者に対して、歩行能力を日常的に、適切に評価し、評価結果に基づいて歩行能力の維持・改善のための助言などのフィードバックができれば、高齢者の介護予防や転倒予防に大いに役立つと考え、高齢者の歩行評価に着目した。

1.2 高齢者の歩行の特徴

1.2.1 歩行評価に用いられるパラメータ

歩行を評価する際に用いられるパラメータには、時間的パラメータ、空間的パラメータ、力学的パラメータなど、多くのパラメータが提案されている。歩行は1ストライド（片足の踵接地から次の踵接地まで、重複歩）の繰り返し動作であるので、主にこの1ストライドに注目したパラメータが用いられる（図 1-3）。複数のストライド間のパラメータの変動性に注目することもあるが（Maki 1997）、ここでは、1ストライド内の歩行評価に用いられるパラメータについて述べる。なお、歩行パラメータの呼称は学術論文において様々存在するので、本研究で用いた用語以外に用いられる呼称も括弧内に記した。

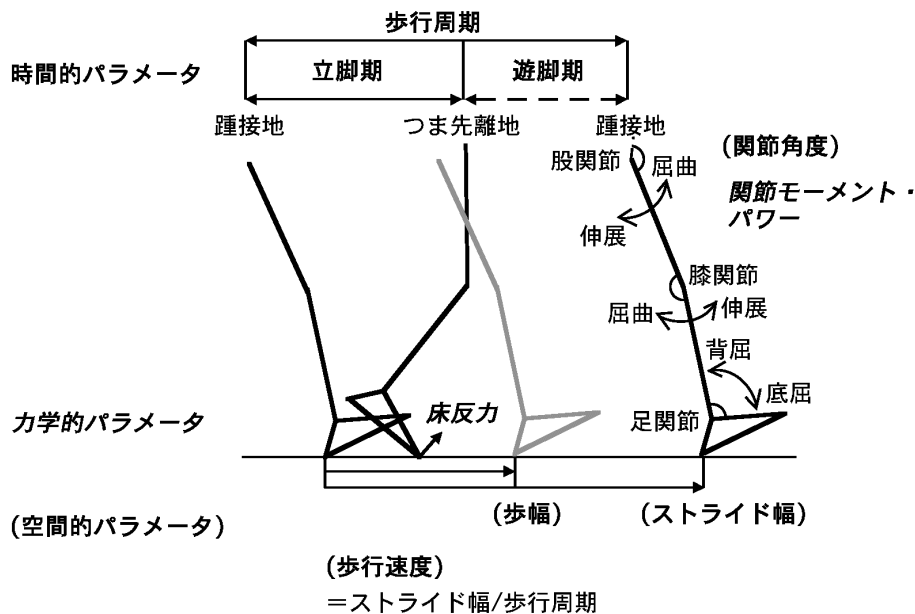


図1-3 歩行の1ストライドにおいて評価に用いられるパラメータ

1 ストライドにおける下肢の矢状面についての分析では、時間的パラメータ（ポールド）、空間的パラメータ（括弧）、力学的パラメータ（イタリック）などが用いられる。グレーは他方の下肢の踵接地

時間的パラメータには、片足の踵接地から次の踵接地までの1ストライドの時間である歩行周期がある。歩行周期は接地時間である立脚期と離地時間である遊脚期とに分けられる。歩行周期の逆数は、単位時間内のストライド数を表し、歩行率（ケイデンス）と呼ばれる。片足の踵接地から他方の足の踵接地までが1歩であり、歩行率は歩/分で算出することが多い（中村ら 1994）。歩行周期は、両足が接地している時間である両脚支持期と片足だけが接地している時間である片脚支持期とに分ける場合もある。それぞれの期間は歩行周期に占める割合で算出されることもある。

空間的パラメータには、1ストライドの足の水平方向進行距離であるストライド幅（重複歩距離，ストライド長），1歩の同様の距離である歩幅，遊脚中のつま先と床との距離であるフットクリアランス，重心位置の変化，関節角度の変化などがある。ストライド幅を歩行周期で割ると、歩行速度が算出できる。矢状面の分析に限定しなければ、右足と左足の間の踵の距離である歩隔や、接地時の足先の中心線からの開きの角度である足角や、重心の左右の変化なども空間的パラメータに含まれる（中村ら 1994）。

力学的パラメータには、床反力や、それと剛体リンクモデルを用いることによって算出できる関節モーメント・パワーなどがある（江原ら 2001）。複雑な筋骨格モデルを組み合わせれば、筋張力を推定することも可能である（ジースポート 2005）。

1.2.2 高齢者歩行に関する先行研究

前項で述べたパラメータについては、すでに先行研究において多くの高齢者歩行の特徴が報告されている。ここでは、疾患が原因の歩行能力の低下ではない、健常な高齢者における普通の速さで歩いたとき（自由歩行）の下肢動作において、矢状面の分析から得られるパラメータについて、高齢者歩行の特徴を報告した代表的な研究を示す。

時間・空間的パラメータについての代表的な研究には、Murray ら（1969）による報告がある。この研究では、20～87 才までの男性 64 名について、歩行周期や、ストライド幅や、関節回転の加齢変化を分析し、歩行周期の延長、歩幅の低下、遊脚/立脚比の減少、下肢関節回転範囲の縮小などの高齢者歩行の特徴を明らかにした。この結果を支持する研究は数多く、時間・空間的パラメータの高齢者歩行の特徴をほとんど網羅している。例えば、Himann ら（1988）（歩行速度低下への加齢による影響を大規模に調査し、19～102 才までの男性 289 名と、22～95 才までの女性 149 名について歩行速度を測定し、歩行速度は 62 才を境界に急激に低下することを明らかにした）、Kaneko ら（1991）（48～82 才の健常女性について、Murray らと同様のパラメータに加えて両脚支持期、片脚支持期を算出し、両脚支持期の延長が高齢者の歩行速度の低下に影響していることを示唆した。）などの同様の報告がある。

力学的なパラメータについては、Judge ら（1996）は、18～90 才の被験者 58 名について、時間・空間的パラメータとともに、股関節、膝関節、足関節モーメント・パワーを分析し、高齢者では歩幅が低下し、立脚後期（踵離地からつま先離地）の足関節の底屈のパワーが減少するが、歩幅で補正した股関節の屈曲のパワーは若い被験者よりも大きく、歩幅を大きくするために、若い被験者よりも股関節の屈曲に頼る傾向があることを示している。また、Kerrigan ら（1998）も、18～84 才の被験者 62 名において同様のパラメータを分析し、歩行速度で補正した場合の立脚中期（つま先接地から踵離地）の膝関節モーメント、立脚後期の底屈パワーが、高齢者について特に低下することを報告している。このように、力学的なパラメータは、従来の関節角度の観測から予想された高齢者歩行における筋力低下の影響を、定量的に示すことに役立っている。しかし、関節モーメント算出に用いる筋骨格モデルは、個人の体型の違いに対応したのではなく、平均的なものであるため、被験者の違いによってわずかに結果が異なる場合もあり、全ての研究において同様の高齢者歩行の特徴が示されているわけではない。

そこで、この他にも高齢者歩行の特徴について言及した報告は多数あるので（金子 1991, 長崎 1997, Prince et al. 1997, 西澤ら 1998, 柳川ら 1998, Watelain et al. 2000, 江原ら 2001, Mills and Barrett 2001, Kerrigan et al. 2001, Kressig et al. 2004）、これらを総合的に解釈して高齢者歩行の特徴を以下にまとめると、以下のようになる。

1) 歩行速度の低下

歩行周期の延長とストライド幅の低下による。歩行周期の延長には遊脚期に対する立脚期の延長、両脚支持期の延長が関係している。

2) 関節回転範囲の縮小

股関節、膝関節、足関節の回転範囲が縮小する。特に、立脚後期の股関節の伸展の低下はストライド幅の低下に関係する。遊脚期の股関節、膝関節の屈曲の低下や、足関節の背屈の低下はフットクリアランス（遊脚中の床とつま先との距離）の低下に関係する。

3) 関節モーメント・パワーの低下

股関節、膝関節、足関節のモーメント・パワーが低下し、立脚後期の床反力の垂直分力、前方推進力が低下する。筋力低下や関節回転範囲の縮小が関係する。立脚期などの延長にともない、それらの変化パターンの位相も変化する。

評価パラメータとしては、この他にも上肢や頭部、体幹の動作や、3次元的な関節角度やモーメント・パワーなども挙げられるが、矢状面の下肢動作だけでも、多くの高齢者の特徴を抽出することが可能であり、高齢者の歩行評価に有効である。

1.3 高齢者の歩行評価の現状

1.3.1 測定上の問題点

1.2.1 で述べたパラメータの多くは、測定に専用の装置や専門家が必要であるため、臨床的な歩行評価や研究目的のうえでは使用されているが、自立歩行できる高齢者の歩行支援においては、ほとんど使用されることはない。

特に、力学的パラメータの測定には、床反力計が必要であり、正確な関節位置情報を記録するためには、高精度の動作解析装置が必要である。力学的パラメータ算出のために用いられる装置は、最近では床反力計とモーションキャプチャシステムが組み合わさった動作解析システムが主流であるが（Vicon Peak 2005）、これらは一部の研究機関や医療機関などの限定された場所でしか行うことができない。しかも、安定した歩行を記録するためには、少なくとも前後 1~2 ストライドくらいの余裕をもって歩行路を設定する必要があり、自然な歩行において、これに合わせて左右の足が床反力を踏むことができるような環境を準備するためには大型の床反力計か、複数枚の床反力計を敷き詰める必要がある。このような解析を行える機関はさらに限られてくる。

関節角度の記録にはこの他にもビデオ解析（マーカを貼付し、ビデオ画像上で指定す

る) やゴニオメータなども利用できるが (深代ら 2001), やはり, 専用プログラムや装置が必要で, 研究目的で使用する段階に留まっている。

1.3.2 介護予防や転倒予防のための運動指導での歩行評価

こうした測定装置の問題から, 介護予防や転倒予防のための運動指導などでは, 専ら最大歩行速度などが総合的な評価指標として便宜的に測定される (杉浦ら 1998, 新井ら 2003, 山下ら 2003, 宮原ら 2004). これらは, 主に, 5 m ないし 10 m を歩行するのに要する時間を, ストップウォッチを使って計測して算出される. 歩数をカウントし, 歩行周期や歩幅を求める場合もある. 歩行速度は, 接地時間, 関節角度, 関節モーメント, 臨床的な歩行診断などの様々なパラメータと対応があることが報告されているが (Oberg et al. 1994, 杉浦ら 1998, Larsson et al. 1980, Kirtley et al. 1985, Wolfson et al. 1990, 江原ら 2001), これらのパラメータは複雑に関係しているため, この指標だけに基づいて, 高齢者に対して歩行能力を適切に評価し, 維持や改善のための助言などのフィードバックを行うのは難しい. 実際にこれらの記録は, 運動指導の介入の結果を評価するうえで参考にする程度で, 高齢者へのフィードバックや歩行指導には全く生かされていないのが現状である。

その他には, 最大1歩幅や, 踏み台昇降 (20 cm または 40 cm の踏み台を昇り降りできるか), つぎ足歩行 (前へ出す足の踵が他方の足のつま先に接触するように, 直線上を歩行するのを何歩続けてできるか) などが歩行の総合評価指標として用いられているが, これらも複合的なパラメータであるのでやはりそうしたフィードバックを行うのが難しい。

これらのことを踏まえると, 高齢者の介護予防や転倒予防のための歩行支援として, 歩行能力を評価し, 適切で有用なフィードバックを行うためには, まずこうした現場で手軽に測定が可能であることが前提となる. さらに, 歩行の評価結果は高齢者にとって理解しやすく, 実質的に役立つように, 日常生活で必要となる歩行能力別に提示できることが望ましいと考えられる. つまり, 日常生活で必要となる様々な歩行能力と対応する, 多面的な評価尺度を構成する必要があると考える。

1.4 研究の目的

1.4.1 本研究の目的と構成

本研究では, 高齢者の歩行能力を多面的に評価し, 改善や維持のための助言などのフィードバックまでできる歩行能力の評価システムの開発を目的とした。

評価に用いるパラメータには、歩行において床を蹴るという力学的特徴の主要部分が、その力の受け渡しの局面である足と床との接触情報から得られる可能性があり、多くの高齢者の特徴が抽出できると考えて、踵やつま先の床への接地や離地などの、足と床との接触についての時間的、空間的パラメータに注目した。本研究では、これらを以降接地パラメータと呼ぶことにする。これらの接地パラメータは比較的簡便に測定でき、システムが将来的に広く利用できるという利点もある。

システムの概要を図 1-4 に示した。本研究はこうしたシステムの開発のために必要な解析や調査をまとめたものである。従って、システムでの処理に沿って、本研究の構成について説明する。

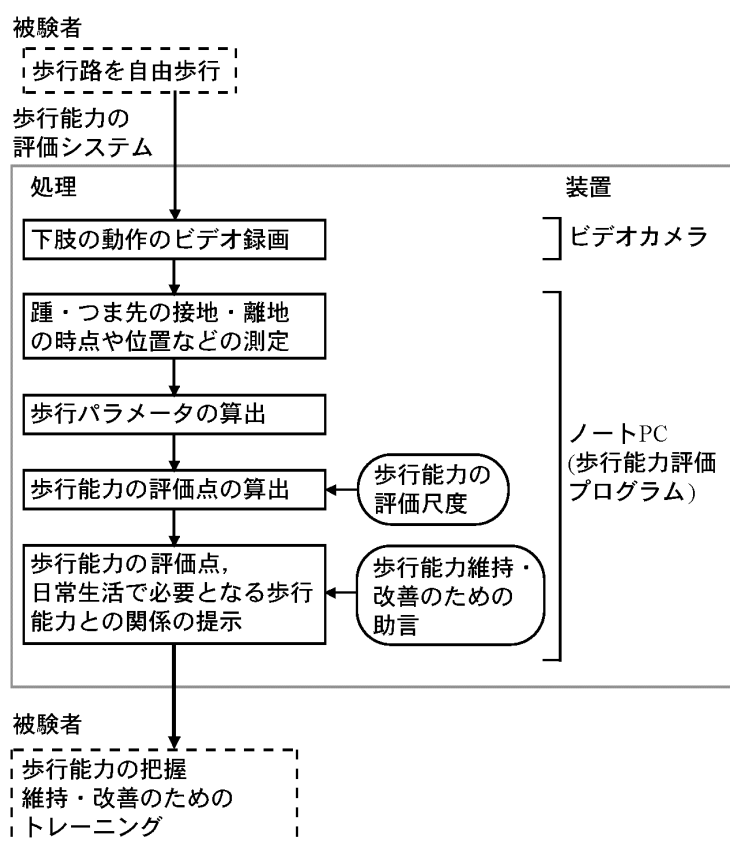


図 1-4 歩行能力の評価システムの概要

システムは、ビデオカメラ、歩行能力の評価プログラムをインストールしたノート型 PC から構成される。まず、被験者の自由歩行における下肢の動作をビデオ録画する。次に、このビデオ画像を PC に取り込み、歩行能力の評価プログラムによって、踵、つま先の接地、離地の時点や位置をマウスで指定して測定する。それらの測定値をもとに、接地期間、離地期間などの時間的パラメータや、ストライド幅の空間的パラメータなど、

できるだけ多くの接地パラメータを算出する。第2章では、実際の歩行において、この方法によって接地パラメータを測定し、従来言われてきたような高齢者歩行の特徴を抽出できること、および歩行における主要な高齢者の特徴がこれらの接地パラメータから抽出できることなどを示すとともに、高齢者の歩行能力の評価に有用な高齢者歩行の特徴を顕著に表す接地パラメータの選定を行った。

システムでは次に、それらの接地パラメータから、被験者の歩行能力の評価点を算出する。このために必要な歩行能力の評価尺度を第3章において作成した。評価点は数値とグラフで提示するが、日常生活での行動範囲の縮小や、転倒の危険レベルも合わせて表示し、これらから歩行能力の維持・改善のための助言を行う。このために必要な歩行能力と日常生活での歩行の実態との関係、歩行能力と下肢筋力との関係をそれぞれ、第3章、第4章において検討した。

第5章では、この歩行能力の評価システムのプロトタイプを製作し、被験者への試用を行って歩行能力を評価した効果について検討した。

1.4.2 本研究の位置づけ

本研究は、高齢者歩行の特徴をまとめて、一般的な高齢者の歩行支援に応用するという点で画期的な取り組みである。従来、本研究のような多数の歩行パラメータを組み合わせ、高齢者の歩行能力を日常生活と対応付けて評価するような取り組みはこれまでに行われていなかった。特に、現在の高齢社会では、高齢者人口の8割以上は自立した高齢者であり、介護が必要な高齢者のなかでも軽度の支援を要する高齢者が多い。このような高齢者に対する歩行支援が急務になっていることは1.1でも述べた通りである。

今後、介護予防や転倒予防のための運動指導などが盛んに行われるようになることが予想されるが、本研究が提案する歩行能力の評価システムは、このような場面で利用されることを想定しているため、従来の指標よりも高齢者の歩行能力を適切に評価、フィードバックができ、高齢者の歩行能力の維持や改善に大いに役立つことが期待される。前項でも述べたように、歩行能力の評価システムで用いるパラメータとして、足と床の接触情報に関する接地パラメータに注目したのは、そのための測定の簡便性を考慮したためでもある。接地パラメータは関節中心にマーカを貼り付ける必要もないので、非侵襲の計測が可能である。なお、接地パラメータの測定には、フットスイッチセンサーなども利用できるが、センサーを装着した靴しか使用できないことや、測定に専門家が必要であるなどの制約がある。従って、本研究ではより測定の簡便性を重視した汎用のデジタルビデオカメラを用いたシステムを考案した。

さらに、このようなシステムは将来的に広く利用でき、従来の専用の装置よりも多くのデータを採取することが可能なため、高齢者の歩行データベースの作成にも適していると考えられる。高齢者歩行の特徴は、実際には発現の原因や痛みの有無などの点で、

個人差が大きいことが、これまでに応用が難しかった理由として考えられる。このことについては、より多くの高齢者歩行のデータ、つまり高齢者の歩行データベースに基づいて、様々な可能性を検討する必要がある。高齢者の歩行データベースは、高齢者のための歩行補助具の設計や、高齢者が暮らしやすい街づくりを検討するうえでも必要になってくる。本研究は、高齢者の歩行データベースの基本となる、標準的な歩行能力の評価尺度を示すことも目標としている。

最終的には、力学的パラメータなども含めた詳細なデータベースが必要になってくるかもしれない。しかし、力学的パラメータのなかの関節モーメントなどは、使用した身体モデルにおける結果のため、個人に対して評価結果を適切にフィードバックするのは困難である。本システムでは多数の接地パラメータを利用することによって、力学的パラメータを補うことができると考えている。加えて、現段階では1.3.1で述べたように、力学的パラメータは一部の研究機関や医療機関でしか行うことのできないので、データベース作成のためのデータを広範に収集するのに時間がかかる。高齢者への具体的なフィードバックと、汎用性という点で、本研究で開発するシステムは極めて有用であると考えられる。

目前に迫った超高齢社会において、高齢者の歩行支援が急務になっている現状を考慮すると、すぐに具体的に役立てることができるという点で、本研究の開発する高齢者の歩行能力の評価システムの果たす役割は大きい。さらに、バイオメカニクスや人間工学の分野において、データを利用して具体的な支援に役立てる研究としても、新たな指針を示すものであると考える。

さらに、平均寿命の延長は世界的な現象であることから、高齢者人口の増加は日本だけでなく国際的な傾向である。高齢者人口の増加にともない、健康寿命に対する問題意識も高まっている。他国に先立って超高齢社会を迎える日本で論じられている介護予防の問題は、将来的に他国が直面するかもしれない問題であり、いち早くこの問題に関する研究を行うことは、国際的にも意義があると考えている。

第2章 歩行の接地パラメータの測定と高齢者の特徴の分析

2.1 目的

本章では、高齢者の歩行能力の評価システムで用いる歩行能力の評価尺度作成のための基礎データの採取と、それらのなかから特に高齢者の歩行能力の評価に有効な評価パラメータを選定する目的で、実際に足と床との接触に関する歩行の接地パラメータの測定を行い、高齢者の特徴を分析した。

接地パラメータの測定には、歩行能力の評価システムで行うのと同様の、ビデオカメラによる解析手法を用い、システムに必要な計測精度についても言及した。

先行研究で用いられる接地パラメータには、歩行周期、立脚期、遊脚期、ストライド幅、歩行速度などがあるが（中村ら 1994）、さらに高齢者の歩行評価に有効な、加齢変化が顕著なパラメータや、フィードバックに役立つパラメータを見出す目的で、本研究では足と床の接触に関する測定から考え得る、できるだけ多くのパラメータを接地パラメータとして定義し、これらから高齢者の特徴が特に顕著なパラメータを選定した。

2.2 方法

2.2.1 被験者

被験者の多くは、大学の公開行事で行われた歩行測定の企画に自発的に参加した 41 才から 82 才までの健常男女であった。この企画に参加した高齢者は、自分の健康状態や体力に関心が高く、活動的であったので、一般的な高齢者の特徴が現われるように、84 才から 89 才までの高齢者居住施設（ケアハウス）の入居者も追加した。これらの被験者は、歩行の困難さを自覚してはいたが、自分で日常生活ができる高齢者であった。

これらの被験者の全てに対して、測定データは研究で使用するものであることを口頭で説明し、了解を得た。

被験者の内訳は、企画の参加者 45 名、施設の入居者 15 名で、合計 60 名である。これらの被験者を、69 才以下の若年群、70 才以上の高齢群のそれぞれ 30 名ずつに分けた。若年群は男性 8 名、女性 22 名、69 才以下の群は男性 7 名、女性 23 名と女性が多い構成になっているが、男女間で群の人数の比に偏りが無いことは χ^2 検定によって確かめた ($\chi^2=0.089$, $df=1$, $p>0.1$)。

それぞれの群の年齢、身長、体重の平均値と標準偏差は、高齢群 79.5±6.3 才、149.7

±7.4 cm, 49.3±7.4 kg, 若年群が 57.9±9.7 才, 154.8±6.8 cm, 52.7±4.8 kg であった.

被験者には, 約 10 m を壁に沿って普通の速さで歩くように指示した. 被験者の履物は, 普段履き慣れた靴か, 裸足であった.

2.2.2 ビデオ解析

被験者の歩行の記録には, 30 fps の汎用のデジタルビデオカメラ (Digital Handycam DCR-VX1000, SONY 社製) を使用し, できるだけ安定した左右の 1 ストライドが収まるように, 歩行路の中央付近の横幅 2.5 m の範囲を撮影した. 撮影したビデオ画像の例を図 2-1 に示した. ビデオ画像右の番号札は, 被験者の同定のために用いたものである.

このビデオ画像の解像度は横幅が 640 pixel なので, $2.5 \text{ m}/640 \text{ pixel} \times 1000 \div 3.9 \text{ mm}$ より, 1 pixel は実寸の約 4 mm に相当する.

このビデオ録画を 14 インチのモニタ (横幅 27.4 cm) 上でコマ送り再生し, 視察によって約 1 mm までの分解能 (実際の約 1 cm に相当) で, 踵とつま先の接地と離地のフレームを検出した. 足の動きは, 1 フレームで約 1.5~2.0 cm と速く, その瞬間のフレームを検出できないこともある. そのような場合にはフレームの中間の時点であるとして, フレーム間隔の 1/2 の精度で, a: 踵接地, b: つま先接地, c: 踵離地, d: つま先離地の 4 時点 (と次の a 時点) を左右それぞれについて記録した (図 2-2).



図 2-1 撮影したビデオ画像の例 (88 才, 女性)

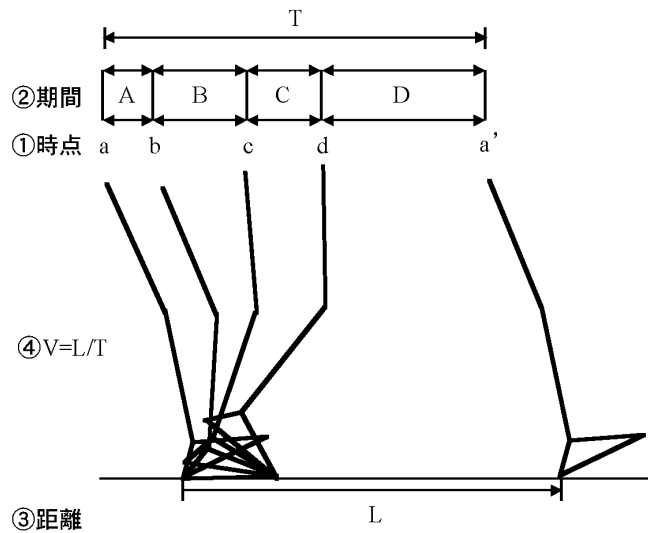


図2-2 測定した期間と距離

①a (踵接地), b (つま先接地) c (踵離地), d (つま先離地) の時点測定し,
 ②A (立脚初期), B (立脚中期), C (立脚後期), D (遊脚期), T (歩行周期) の
 期間を算出した. ③距離 L (ストライド幅) を測定し, ④V (歩行速度) を算出
 した.

踵接地から次の踵接地までの距離をストライド幅 L として測定した. 測定には壁に貼付けた物差しを用い, 実寸の 1 cm の精度で測定した (図 2-1, 2-2). 測定したストライド幅はビデオ画像の中心付近のストライドであったので, 視差が小さい.

なお, つま先, 踵にはマーカーを貼り付けなかったが, 靴底 (または足底) の先端と後端をそれぞれつま先, 踵として検出した.

2.2.3 接地パラメータの定義

接地パラメータには, できるだけ多くのパラメータのデータを採取する目的で, 一般的に使用されている定義よりも詳細な期間を定義した (下野ら 1999, 下野ら 2000a, 下野ら 2000b, 河合ら 2000b, Kawai et al. 2000, 河合ら 2002). 接地パラメータは以下の 74 項目である. なお, 接地パラメータのなかで, 先行研究などで既に定義されているパラメータについてはその名称も括弧内に示した (Murray et al. 1969, Kaneko et al. 1991, 中村ら 1994, 江原ら 2001).

1) 期間

測定した時点をもとに, A (立脚初期), B (立脚中期), C (立脚後期), D (遊脚期), T (歩行周期) の期間を算出した (図 2-2). A+B, B+C, C+D, D+A, A+C, B+D のように 2 期間をまとめた期間, B+C+D, C+D+A, D+A+B, A+B+C (立脚期) のように 3

期間をまとめた期間も算出した。期間は sec で求め、全て左右それぞれの平均を算出した (15 項目)。以降特に記載のない場合は左右の平均である。

なお、これらの期間のなかで最も短いのは A の期間であり、高齢者歩行では接地直前の背屈角度の低下 (Murray et al. 1969) により、この期間が特に短くなることが予想される。しかし、このことを検討する目的で予備的な解析を行ったところ、本研究の被験者のなかにも、この期間がビデオの 1 フレームという被験者が 1 名いたのみで、1 フレーム以下となる被験者は見られなかった。従って、0.5 フレームの精度でフレームを検出することによって 30 fps の汎用のビデオカメラでもこれらの期間を測定可能であると考えられた。

2) 期間の歩行周期に占める割合

期間の歩行周期に占める割合を周期に占める%で算出した。それぞれ、A/T, B/T, C/T, D/T, (A+B)/T, (B+C)/T, (A+C)/T と表記した (7 項目)。D/T は遊脚率に相当し、100% - 立脚率 ((A+B+C)/T) である。

3) まとめた期間内に占める割合

A/(A+B), B/(B+C), C/(C+D), D/(D+A), A/(A+C), B/(B+D), A/(A+B+C), B/(A+B+C), C/(A+B+C), B/(B+C+D), C/(B+C+D), D/(B+C+D), C/(C+D+A), D/(C+D+A), A/(C+D+A), D/(D+A+B), A/(D+A+B), B/(D+A+B) のような 2 期間, 3 期間をまとめた期間内に占める割合を、期間内に占める%で算出した (18 項目)。

4) 2 期間の比

B/A, C/B, D/C, A/D, C/A, D/B, D/(A+B+C) (遊脚/立脚比) のような 2 期間の比を算出した (7 項目)。

5) 歩行速度

V (歩行速度, 単位:m/sec) は L (ストライド幅, 単位:m) / T によって算出した (図 2-2)。L は身長 (m) で除して補正し, L/身長, V/身長を算出した (2 項目)。

6) 左右差

期間の左右の偏りは、期間の歩行周期に占める割合の左右の差の 2 乗で算出し、 Δ^2 で表記した。例えば、 $\Delta^2(A/T) = (A/T_{\text{right}} - A/T_{\text{left}})^2$ を表す。ここで、right : 右足, left : 左足である。

$\Delta^2(A/T)$, $\Delta^2(B/T)$, $\Delta^2(C/T)$, $\Delta^2(D/T)$, $\Delta^2((A+B)/T)$, $\Delta^2((B+C)/T)$, $\Delta^2((A+C)/T)$ (7 項目)。

7) 離地する側の足と接地する側の足との連携

離地する側の足 (SW) の踵やつま先の離地と、接地する側の足 (ST) の踵やつま先の接地との時間関係を算出した (図 2-3). 歩行周期に占める割合として T で正規化した値も周期に占める%で算出した.

$SWd-STc$, $SWd-STb$, $SWd-STa$ (両足支持期), $SWc-STb$, $SWc-STa$, $SWb-STa$, $(SWd-STc)/T$, $(SWd-STb)/T$, $(SWd-STa)/T$, $(SWc-STb)/T$, $(SWc-STa)/T$, $(SWb-STa)/T$. (12項目)

8) 遊脚中の他方の足の接地状態

SW が D の間の他方の足の接地状態別の期間を算出した (図 2-3). T で正規化した値も周期に占める%で算出した.

$SWD \cap STA$, $SWD \cap STB$, $SWD \cap STC$, $(SWD \cap STA)/T$, $(SWD \cap STB)/T$, $(SWD \cap STC)/T$ (6項目).

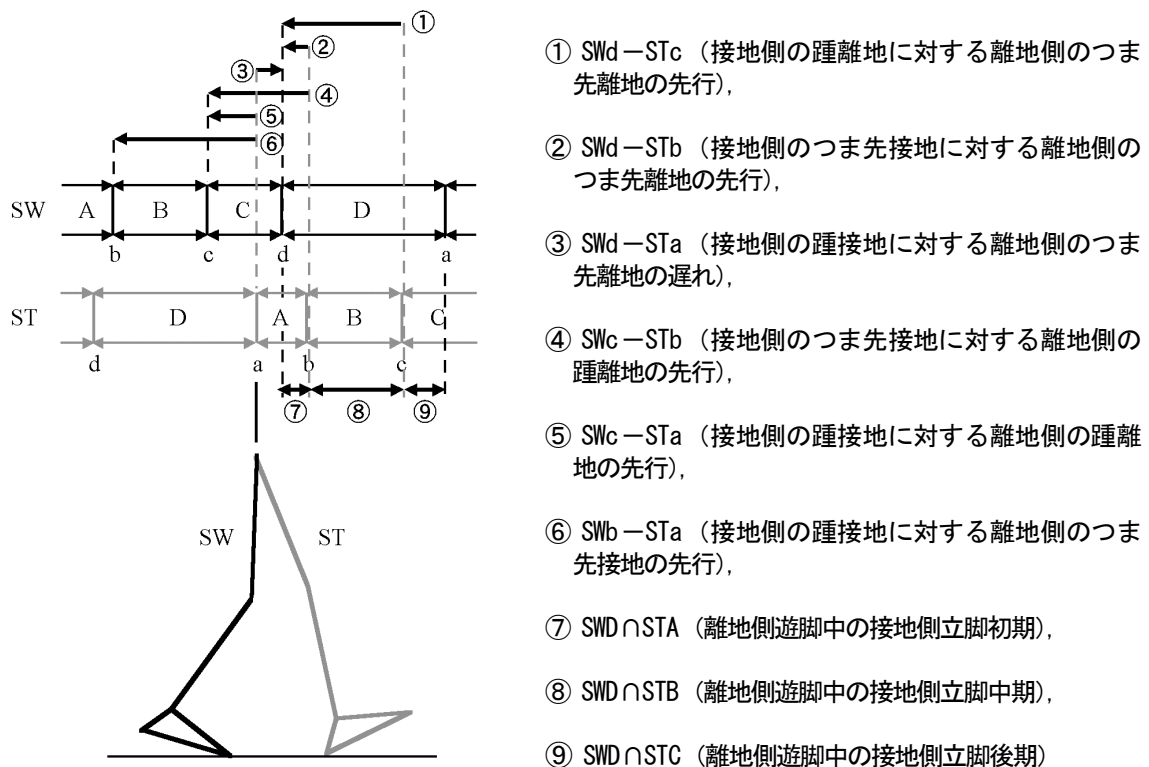


図 2-3 離地する側の足 (SW) と接地する側の足 (ST) との連携, 遊脚中の他方の足の接地状態に関するパラメータの定義

2.2.4 分析方法

2.2.3 で定義した接地パラメータについて、まず、年齢による変化の全体的な傾向を把握するため、横軸に年齢、縦軸に接地パラメータをとる散布図を作成した。

この傾向を踏まえたうえで、高齢群と若年群の平均値、分散の差について統計的分析を用いて、高齢者の特徴が顕著に現れる接地パラメータを選定した。選定したパラメータは、パラメータ間の相関係数に基づいて、さらに絞り込みを行った。

なお、性差については、本研究ではそれを論じるのに十分な被験者数が得られなかったため、分散分析のような統計的な検討は行わなかったが、散布図作成時にはこれらを区別してプロットして、性差によって高齢化の特徴が異なる傾向を示すパラメータがないかを確認した。

2.3 結果と考察

2.3.1 接地パラメータの高齢者の特徴

各接地パラメータの年齢による変化を図 2-4a~p に示した。図中の○は若年群の女性 (n=23)、□が若年群男性 (n=7)、●が高齢群女性 (n=22)、■が高齢群男性 (n=8) を表している。加齢による変化の傾向を見るために、回帰直線も表示した。

これらに基づいて、各接地パラメータの加齢による変化の傾向、パラメータの相互の関係性、先行研究との対応などについて検討した。

1) 期間

A (立脚初期)、B (立脚中期)、C (立脚後期)、D (遊脚期)、T (歩行周期) の年齢による変化を図 2-4a に示した。加齢にともない、T は延長する傾向があったが、A、C、D にはその傾向が顕著ではなく、B の延長がその主な原因であることが示唆された。T の高齢群の平均値を、Murray ら (1969) の研究における、本研究の高齢群に相当する被験者と比較すると、いずれも 1.14 sec であった。Murray らの被験者は男性のみであるのに対して、本研究の被験者は女性が多い構成になっているので、Himann ら (1988) の女性の被験者のデータも参照すると、1.19 sec であった。これらのことから、本研究の被験者は自由歩行における標準的な歩行周期で歩行を行っていると言える。加齢による T の延長の傾向に関しても、これらの先行研究と同様の傾向を示した。D に関しては、加齢によって短縮するという報告もあるが (Mills and Barrett 2001)、そうではないとする報告もあり (Kaneko et al. 1991)、本研究においても高齢者の特徴はそれほど顕著ではなかった。

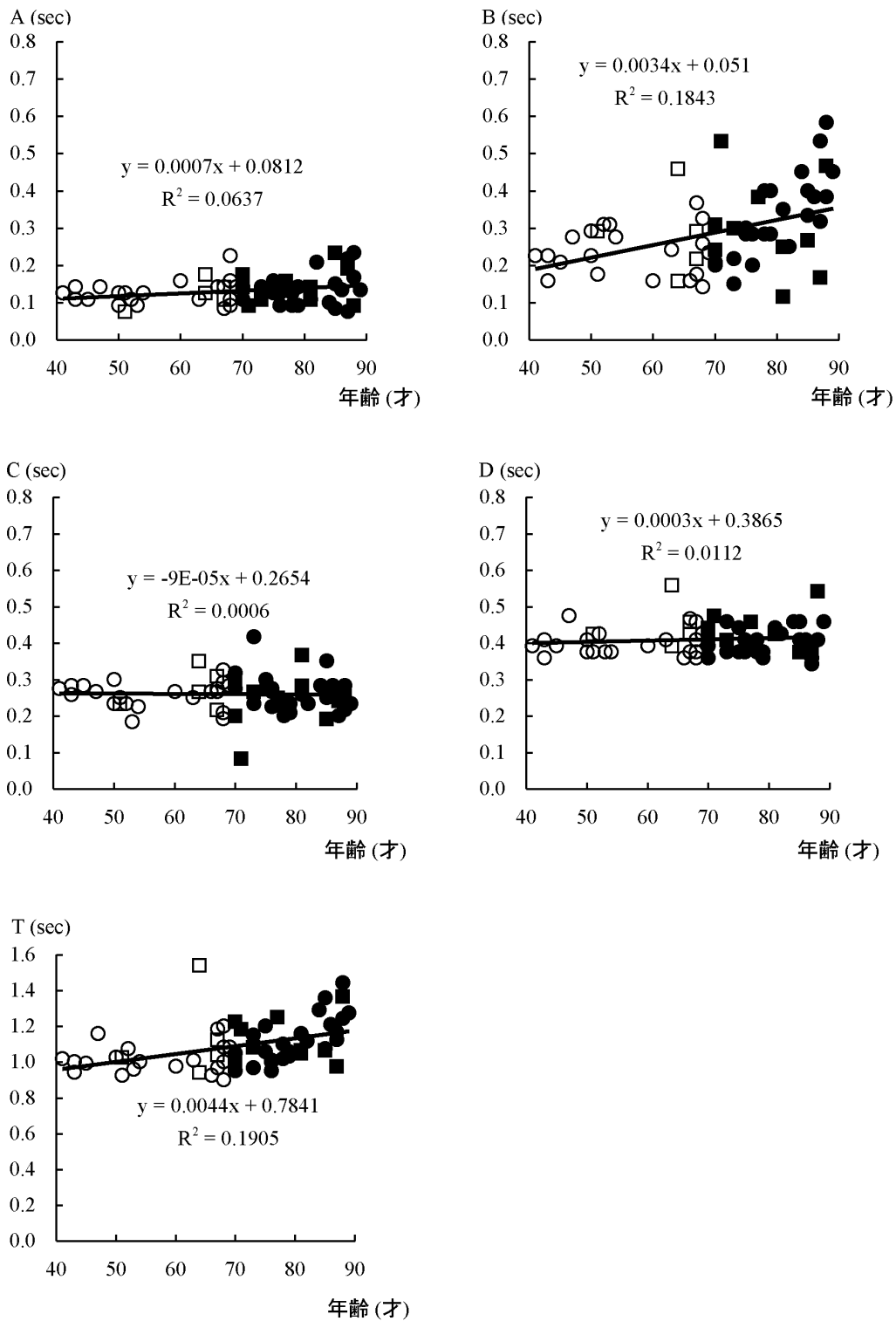


図2-4a 年齢とA, B, C, D, Tとの関係

2 期間をまとめた期間, A+B, B+C, C+D, D+A, A+C, B+D の年齢による変化を図2-4b に示した. 加齢によって変化するのは A+B, B+C, B+D で, 年齢にともなって延

長した。図2-4aの結果と同様に、これらはBの延長のためと考えられる。

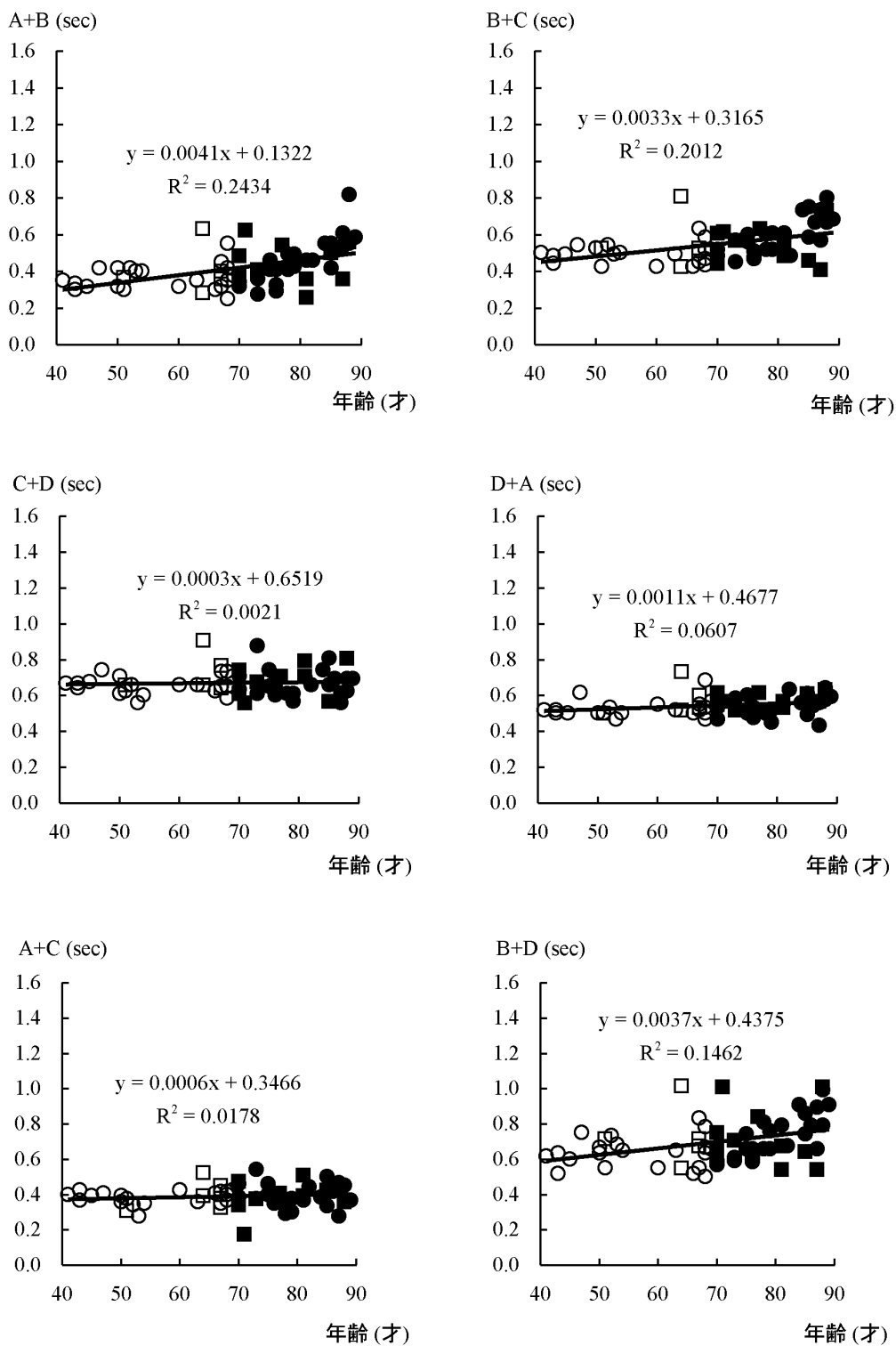


図2-4b 年齢とA+B, B+C, C+D, D+A, A+C, B+D との関係

3 期間まとめた期間, B+C+D, C+D+A, D+A+B, A+B+C (立脚期) の年齢による変化を図 2-4c に示した. やはり, B の延長のために, B+C+D, D+A+B, A+B+C において加齢による延長の傾向があった. A+B+C は先行研究における立脚期に対応し, 従来の研究においても定義されている基本的な歩行パラメータのひとつであるが (中村ら 1994), 高齢者の歩行周期の延長をよく反映しているのはこのうちの B であり, より高齢者の歩行評価において有効であることが考えられる.

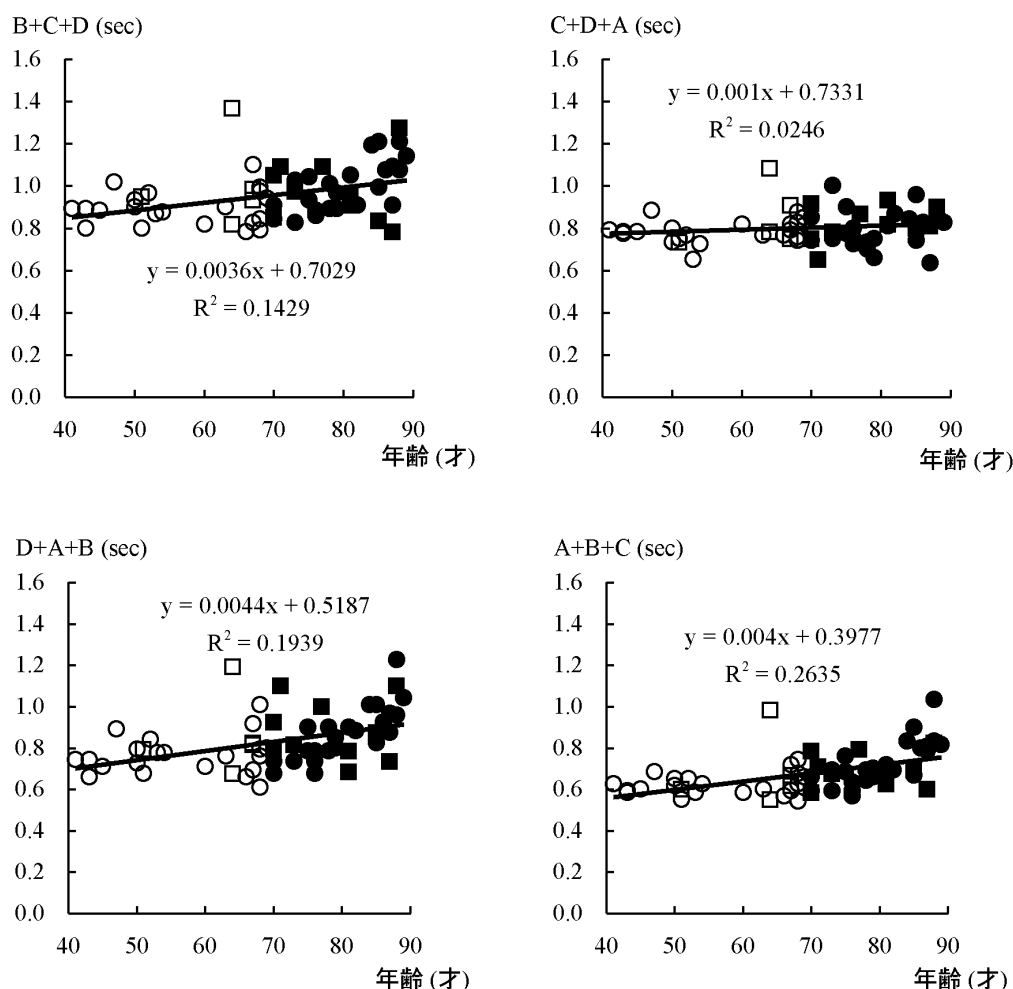


図2-4c 年齢と B+C+D, C+D+A, D+A+B, A+B+C との関係

2) 期間の歩行周期に占める割合

A/T, B/T, C/T, D/T (遊脚率) の年齢による変化を図 2-4d に示した. 図 2-4a のパラメータを歩行周期に占める%で正規化したものである. 正規化しない場合と全体的な傾向は変わらないが, C/T や D/T において, わずかに年齢によって減少する傾向が現れた. C においては, 高齢群において個人差が大きいことが関係している可能性もあるが, D/T

においては、先行研究でも同様の傾向が報告されている (Judge et al. 1996). D の加齢による短縮は、それほど顕著ではなかったが、歩行周期に占める割合で算出すると高齢者の特徴が現れる。

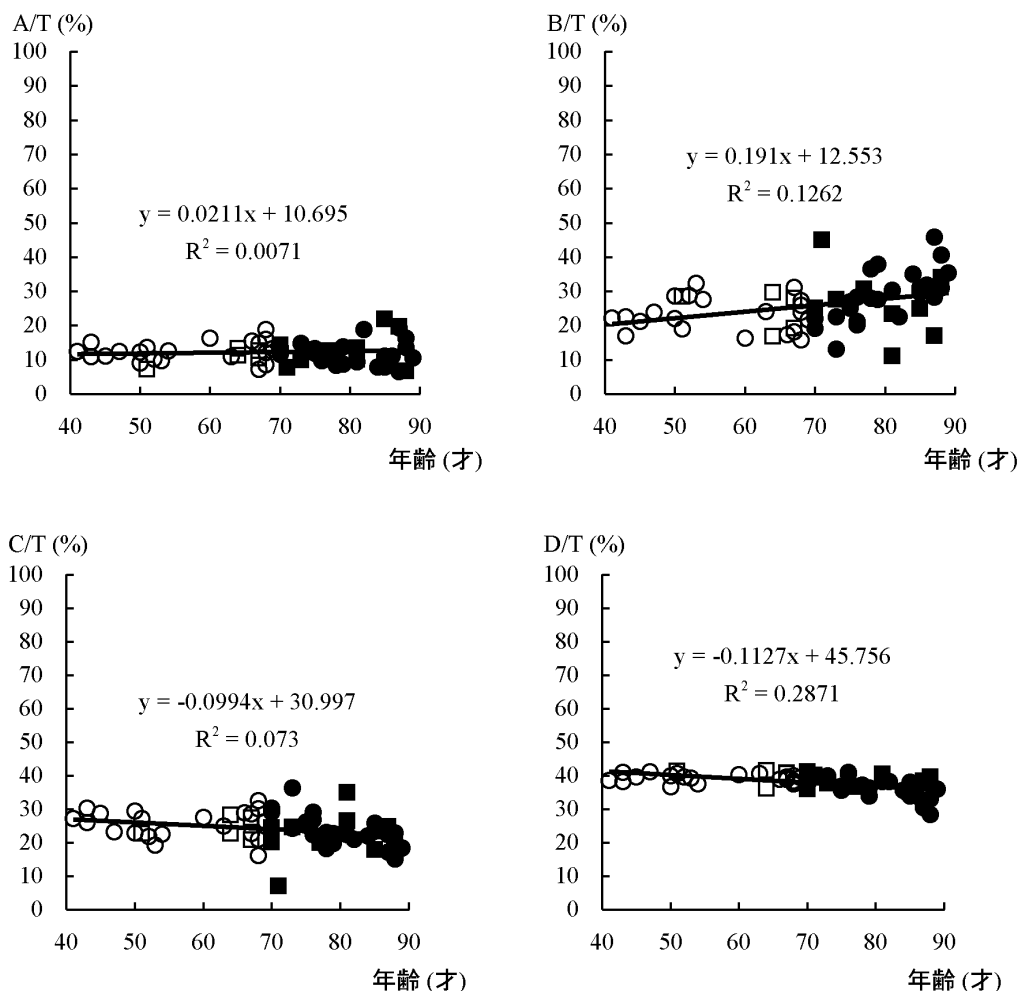


図 2-4d 年齢と A/T, B/T, C/T, D/T との関係

年齢と(A+B)/T, (B+C)/T, (A+C)/T との関係を図 2-4e に示した. 正規化しない場合と傾向はほぼ同じであったが, (B+C)/T においては B/T に比べて狭い範囲に値が集まっており, B/T の増加に対して C/T が減少する傾向があった. B/T と C/T との相関係数を調べると, $r = -0.85$ と高い負の相関を示し, 特徴を相互に打ち消し合う傾向があることが明らかになった. このことから, 従来用いられている立脚率 ((A+B+C)/T = 100% - D/T) よりも B/T のほうが, より高齢者の歩行評価に有効であると考えられる。

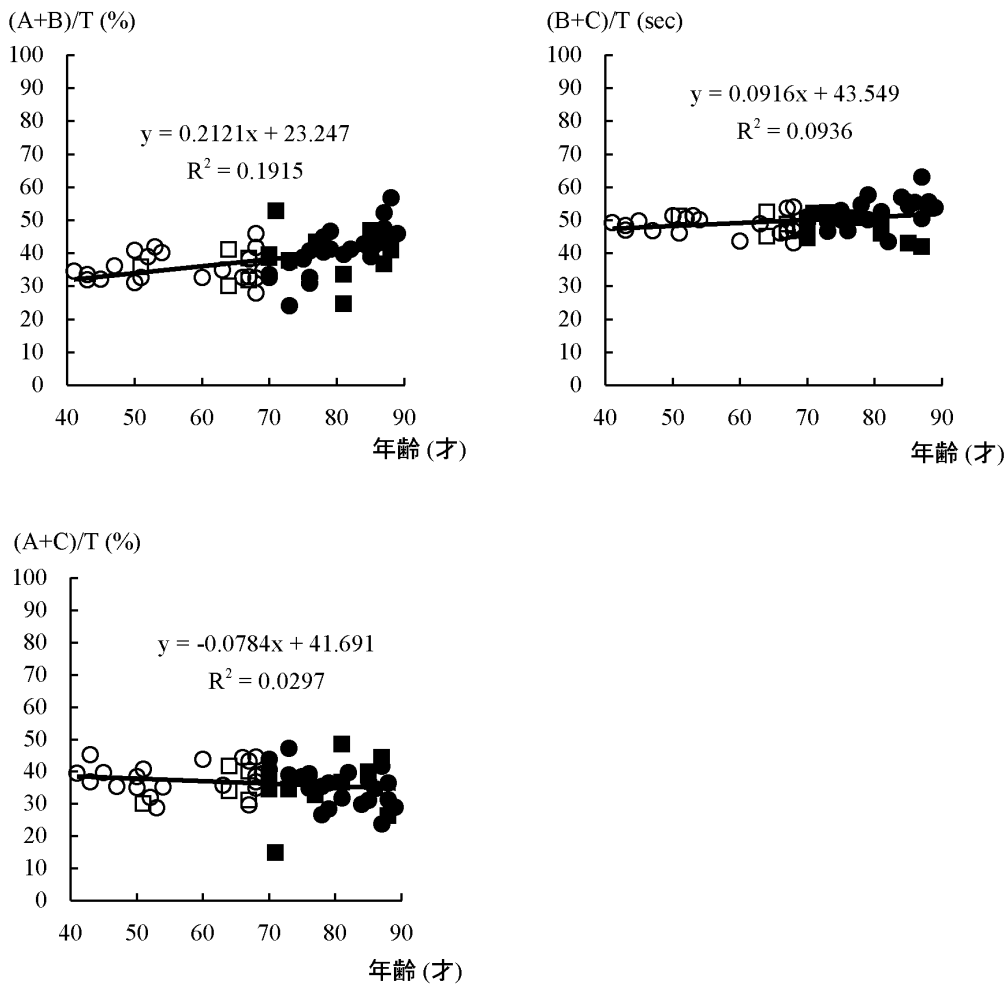


図2-4e 年齢と(A+B)/T, (B+C)/T, (A+C)/T との関係

3) まとめた期間内に占める割合

2 期間をまとめた期間内に占める各期間の割合, $A/(A+B)$, $B/(B+C)$, $C/(C+D)$, $D/(D+A)$, $A/(A+C)$, $B/(B+D)$ の年齢による変化を図 2-4f に示した. 加齢による変化はそれほど顕著ではないが, $B/(B+C)$ や, $D/(D+A)$ などは, B/T や D/T が加齢によってそれぞれ増加, 減少すると同様の傾向を示した.

さらに, $A/(A+C)$ は高齢群では個人差が大きい傾向があった. A は踵接地からつま先接地までの期間を表すが, この期間と他の期間との相対的な関係が高齢群ではばらつくことを示している. 踵接地からつま先接地までの時間は, 踵接地時のつま先の床からの高さと考えられる. 従って, A と他の期間との相対的な関係が高齢者でばらつくことは, 高齢者の接地時の転倒やつまずきなどの不安定性に関与しているとも考えられる.

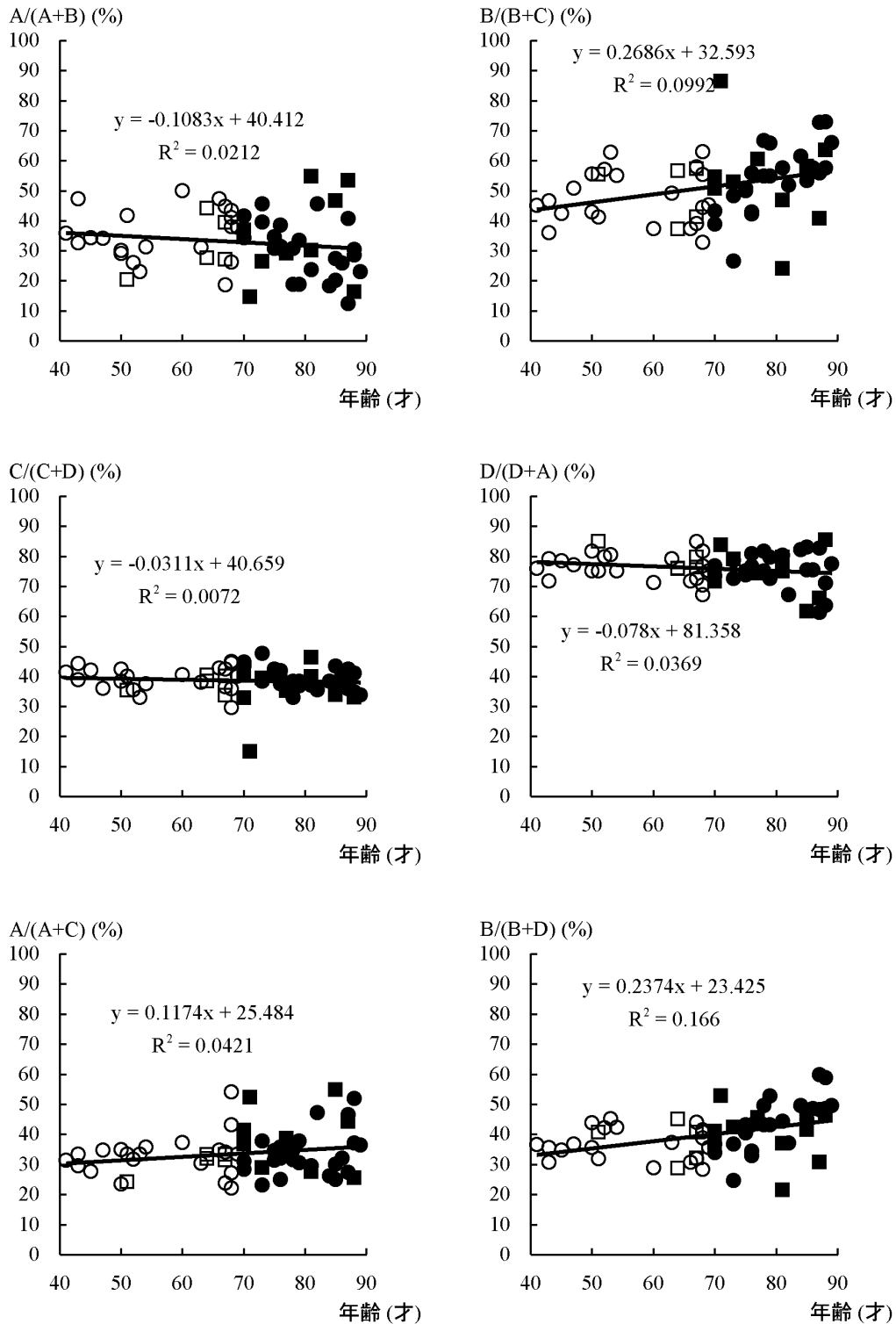


図2-4f 年齢とA/(A+B), B/(B+C), C/(C+D), D/(D+A), A/(A+C), B/(B+D)との関係

3 期間をまとめた期間内に占める各期間の割合, $A/(A+B+C)$, $B/(A+B+C)$, $C/(A+B+C)$, $B/(B+C+D)$, $C/(B+C+D)$, $D/(B+C+D)$ の年齢による変化を図 2-4g に, $C/(C+D+A)$,

D/(C+D+A), A/(C+D+A), D/(D+A+B), A/(D+A+B), B/(D+A+B)の年齢による変化を図2-4hに示した。

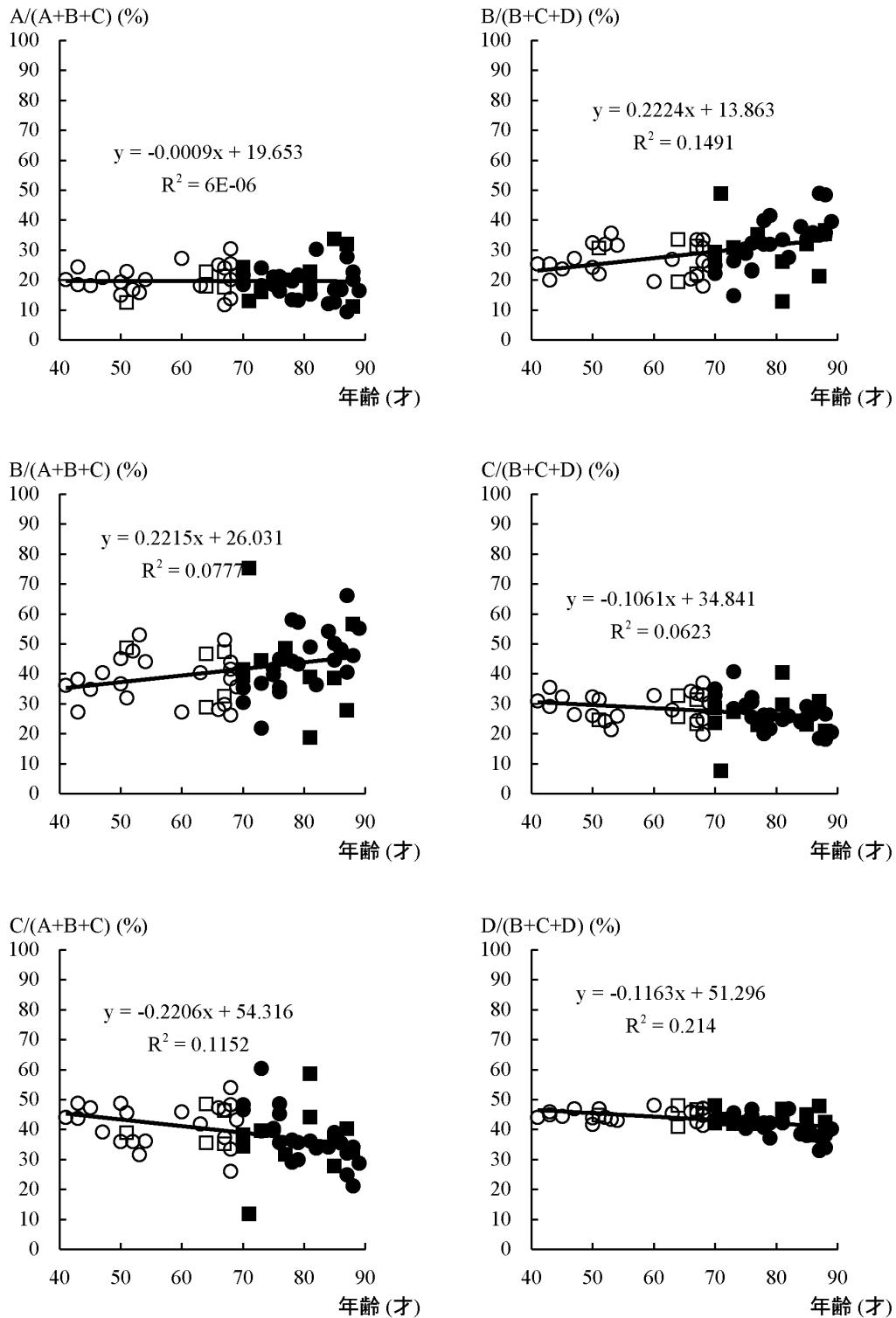


図2-4g 年齢とA/(A+B+C), B/(A+B+C), C/(A+B+C), B/(B+C+D), C/(B+C+D), D/(B+C+D)との関係

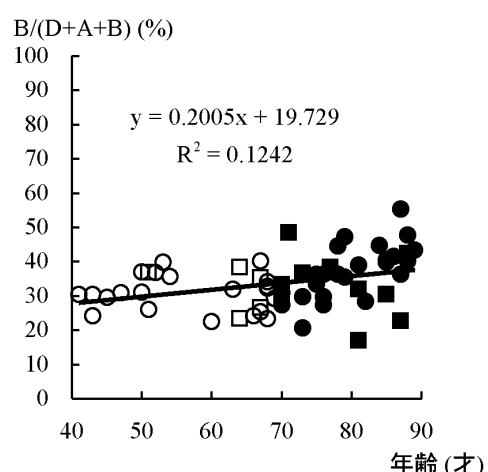
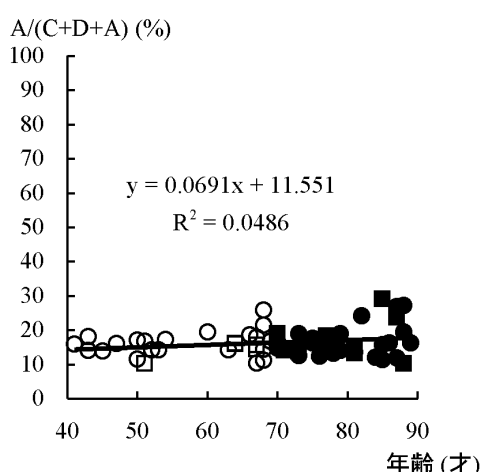
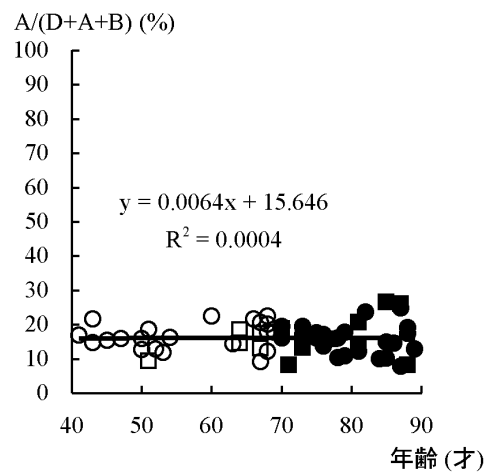
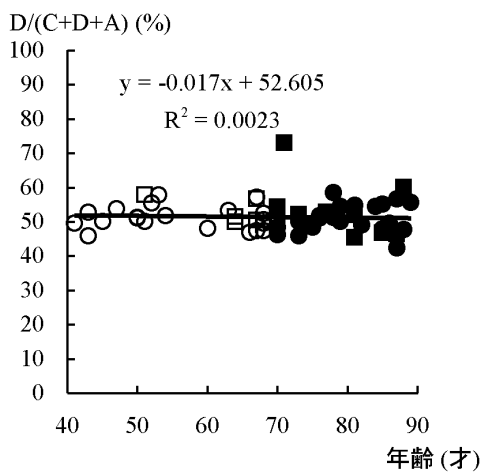
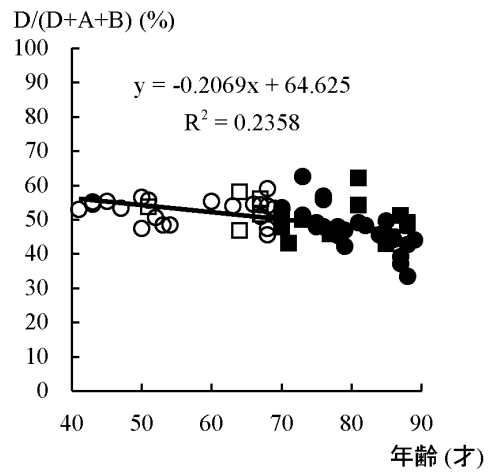
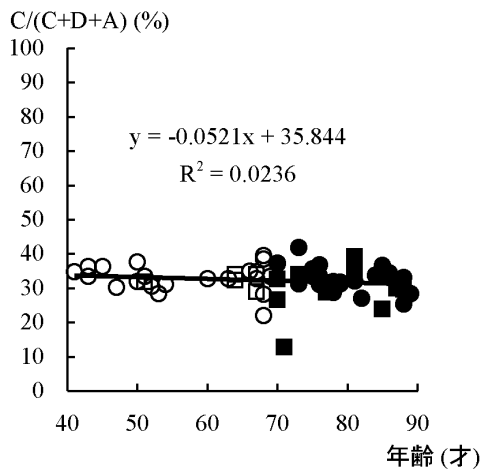


図2-4h 年齢とC/(C+D+A), D/(C+D+A), A/(C+D+A), D/(D+A+B), A/(D+A+B), B/(D+A+B)との関係

B や D のそれぞれの期間内に占める割合は、やはり B/T や D/T の加齢による変化と同様の傾向であった。C の期間内に占める割合も加齢によって減少する傾向が見られ、

C/T や C/(C+D)なども同様の傾向であったので、この期間の割合も加齢によって減少する傾向があることが考えられた。

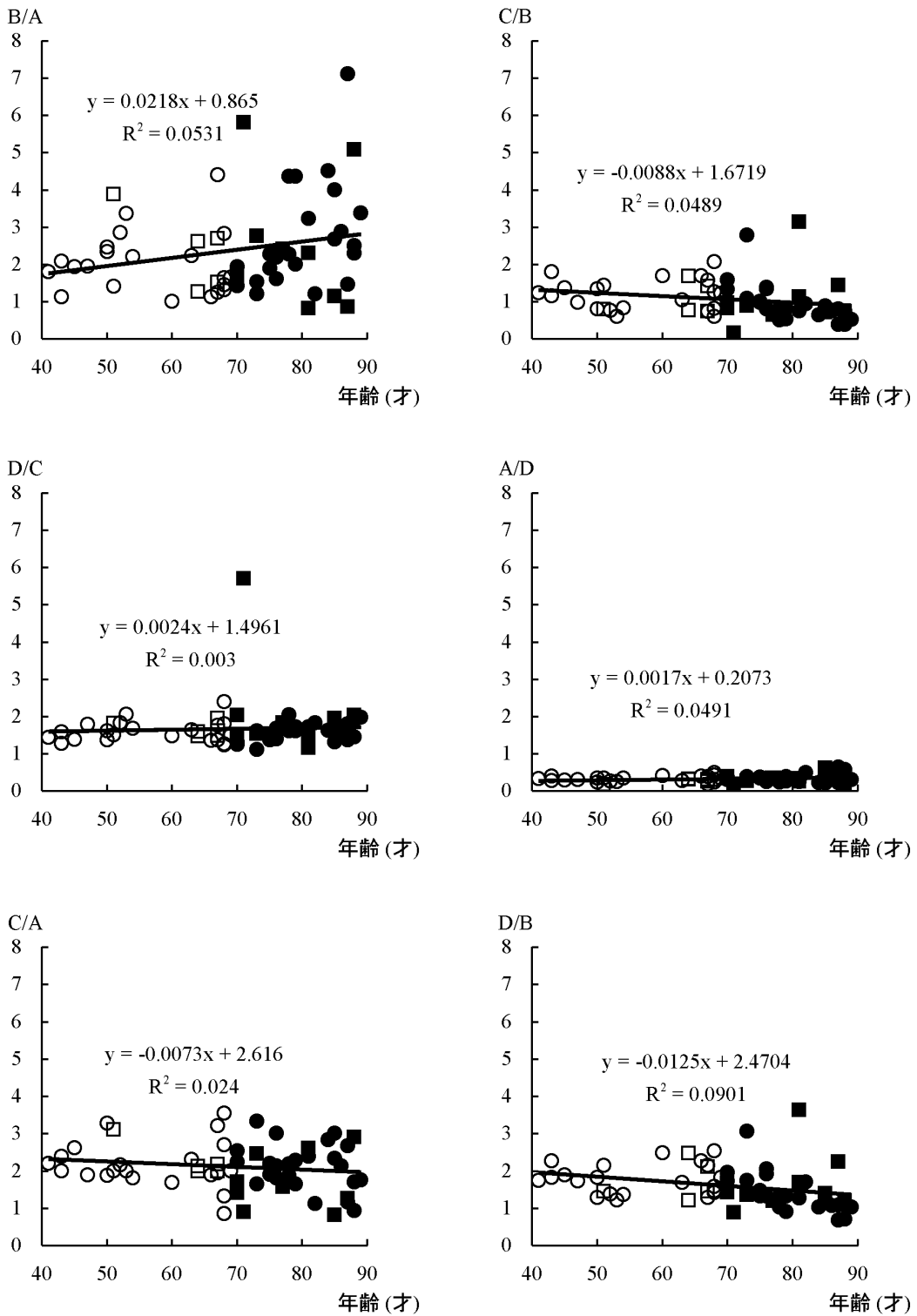


図2-4i 年齢とB/A, C/B, A/D, D/B との関係

4) 2期間の比

2期間の比 B/A, C/B, D/C, A/D, C/A, D/B の加齢による変化を図 2-4i に示した。C/B や D/B は加齢によって減少する傾向があった。Murray ら (1969) は、高齢者における遊脚/立脚比の減少を報告しているが、立脚期の延長は B が原因であることから、D/B は遊脚/立脚比の減少をさらに細かく表したことになる。遊脚/立脚比は本研究の $D/(A+B+C)$ に相当し、本研究の高齢群の平均は 58% と Murray らの報告と近い値を示し、同様の加齢による減少が見られた (図 2-4j)。

さらに、3)において注目した A と他の期間との相対的關係は、A/B や C/A など A に対する比は個人差が大きい傾向があることがここでも明らかになった。

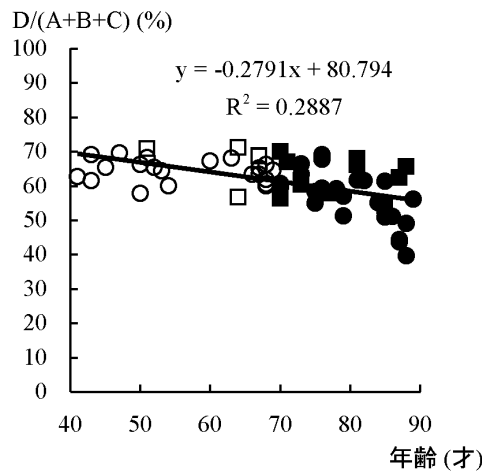


図 2-4j 年齢と $D/(A+B+C)$ との関係

5) 歩行速度

L (ストライド幅) と V (歩行速度) の加齢による変化を図 2-4k に示した。どちらのパラメータも加齢によって低下する傾向があった。ストライド幅は身長や下肢の長さに影響を受けるので、これらで補正した研究もある (Kaneko et al. 1991, Judge et al. 1996)。本研究では身長で補正した値を算出したが、補正前と後で、傾向に大きな変化はなく、群の間で被験者の身長の間隔が同じくらいであったことが原因と考えられる。

ストライド幅や歩行速度を測定した Murray ら (1969) の研究との対応を見ると、本研究の高齢群の平均値がそれぞれ、1.02 m, 0.92 m/sec であるのに対して、それぞれ 1.34 m, 1.20 m/sec と大きく上回っているのは、身長の違いが影響しているためと考えられる (Murray らの研究では平均身長 1.70 m)。身長で補正した値で Kaneko らの研究と比較すると、本研究では L/身長, V/身長の高齢群の平均がそれぞれ 0.68, 0.61 であるのに対して、0.66, 0.65 と近い値になっており、本研究の被験者の歩行周期、ストライド

幅、歩行速度の関係は標準的な傾向であったと考えられる。

これらのことには本研究の被験者には女性が多かったことも関係している。女性では、男性よりもストライド幅が小さく、歩行速度が遅い傾向がある (Murray et al. 1970, Oberg et al. 1993, 宮原ら 2004)。Oberg ら (1993) や、宮原ら (2004) はさらに、これらのパラメータへの性差、年齢差の影響について分散分析を用いて調べているが、性差による高齢化の特徴はほぼ同じ傾向である。従って、高齢者の特徴が顕著なパラメータの選定において、性差を区別しなくてもそれほど大きな影響はないと考えた。

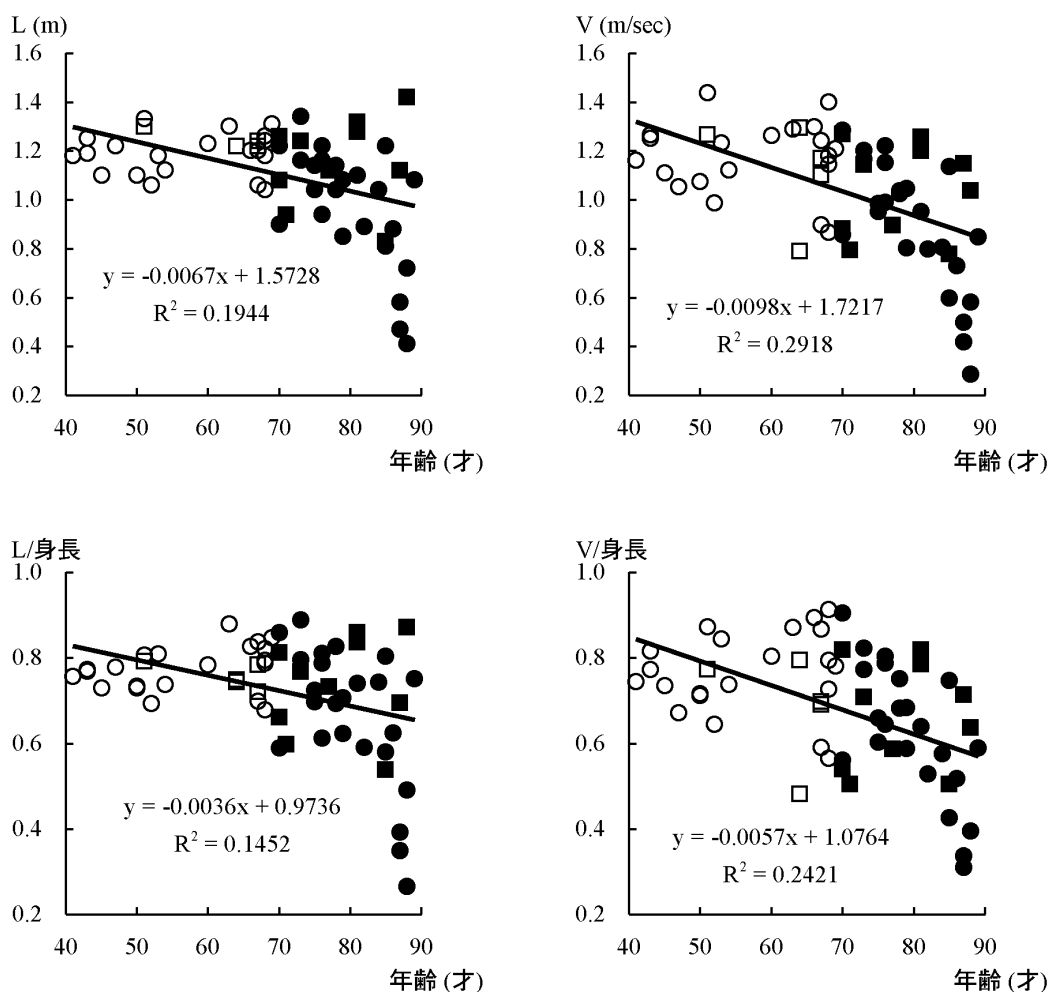


図 2-4k 年齢と L, V, L/身長, V/身長との関係

6) 左右差

各期間の左右差の 2 乗, $\Delta^2(A/T)$, $\Delta^2(B/T)$, $\Delta^2(C/T)$, $\Delta^2(D/T)$ の年齢による変化を図 2-4l に, $\Delta^2((A+B)/T)$, $\Delta^2((B+C)/T)$, $\Delta^2((A+C)/T)$, の年齢による変化を図 2-4m に示した。

高齢群において、値の大きい被験者が多く見られ、加齢によって左右差が大きくなる傾向があった。B/T や C/T は D/T に比べて高齢群の左右差が大きい傾向があった。(B+C)/T の左右差が小さいのは、B/T と C/T が 2) で述べたようにそれぞれの特徴を打ち消し合う傾向があるためと考えられる。

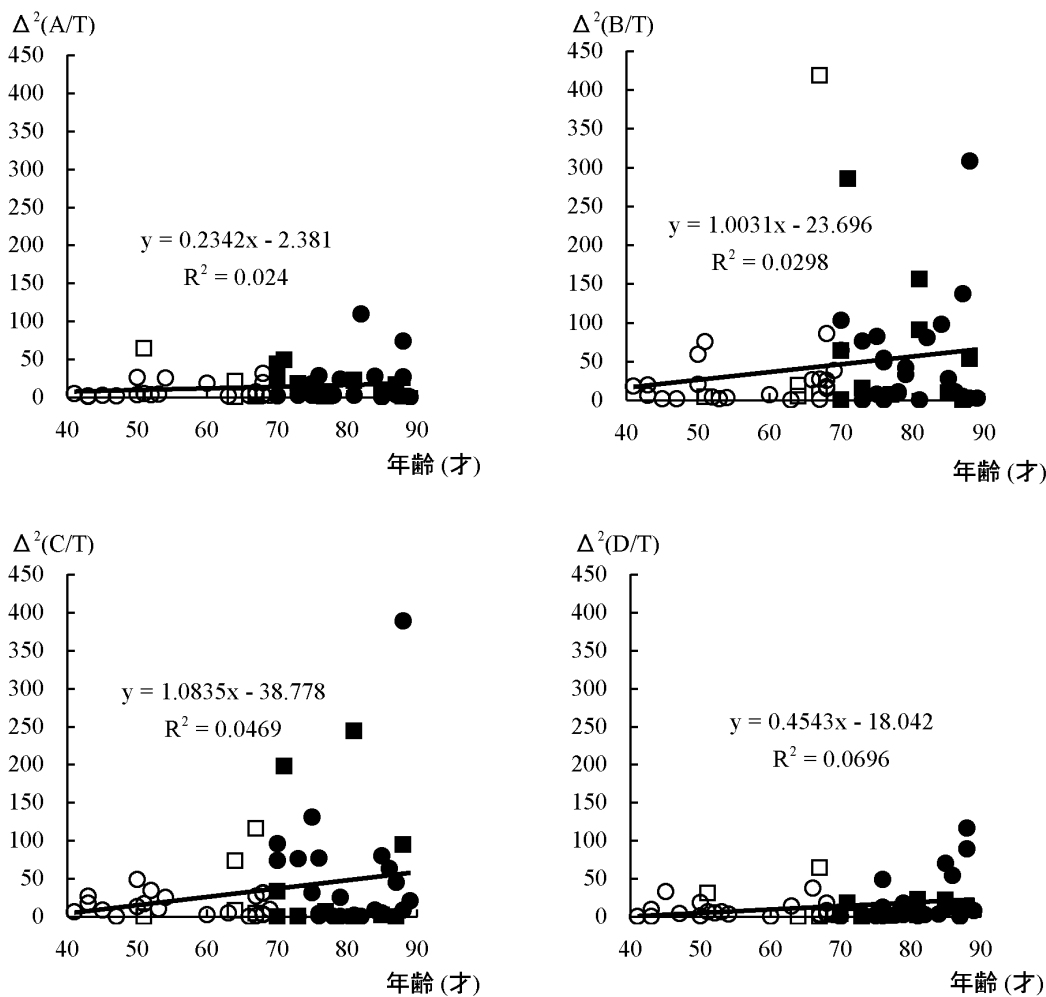


図2-41 年齢と $\Delta^2(A/T)$, $\Delta^2(B/T)$, $\Delta^2(C/T)$, $\Delta^2(D/T)$ との関係

Larsson ら (1980) は、各期間の左右の偏りを小/大 $\times 100\%$ で算出しており、それぞれの平均値と標準偏差は A が $86.3 \pm 14.0\%$ 、B が $92.6 \pm 7.6\%$ 、C が $89.0 \pm 12.4\%$ 、D が $97.1 \pm 3.1\%$ である。本研究では、A, B, C, D それぞれ、 $77.9 \pm 15.1\%$ 、 $81.0 \pm 15.3\%$ 、 $83.6 \pm 16.8\%$ 、 $92.8 \pm 6.2\%$ であった。

いずれの期間の左右の偏りも、本研究における被験者の値は Larsson らの値よりも 5 ~10%くらい低い。これは、Larsson らの被験者には高齢の被験者が少ないのに対して、本研究ではそれに比べて多いためと考えられる。

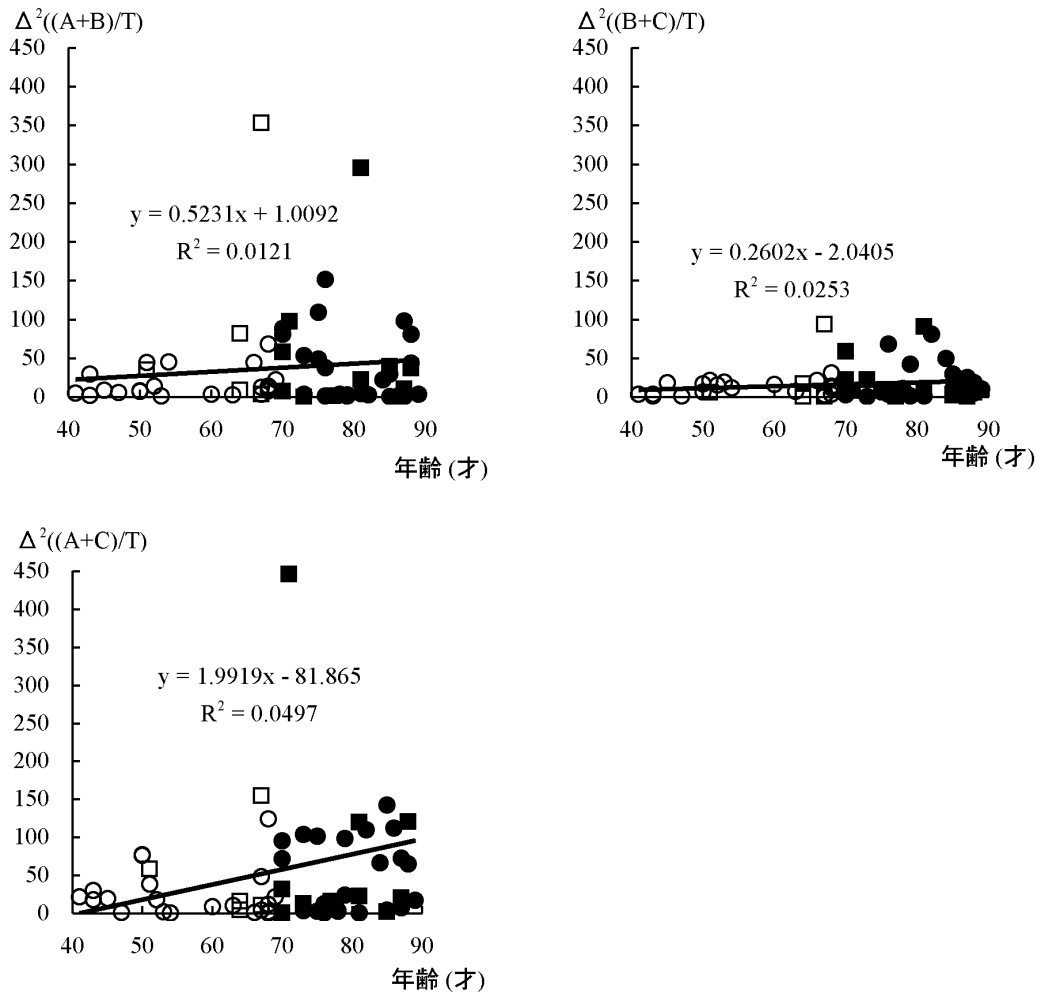


図2-4m 年齢と $\Delta^2((A+B)/T)$ 、 $\Delta^2((B+C)/T)$ 、 $\Delta^2((A+C)/T)$ との関係

7) 離地する側の足と接地する側の足との連携

離地する側の足 (SW) の踵やつま先の離地と、接地する側の足 (ST) の踵やつま先の接地との時間関係, SWd- STc, SWd- STb, SWd- STa (両足支持期), SWc- STb, SWc- STa, SWb- STa の年齢による変化を図2-4nに, それらを歩行周期で正規化した値, (SWd- STc)/T, (SWd- STb)/T, (SWd- STa)/T, (SWc- STb)/T, (SWc- STa)/T, (SWb- STa)/T の年齢による変化を図2-4oに示した.

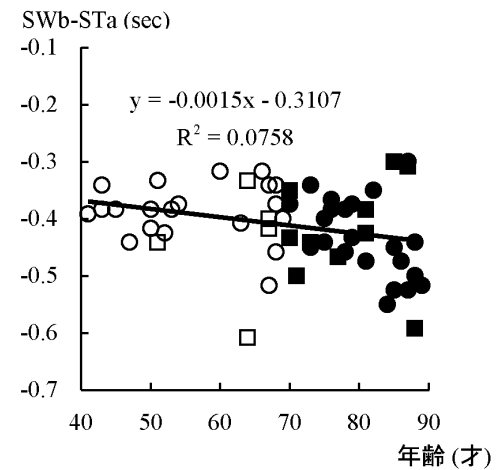
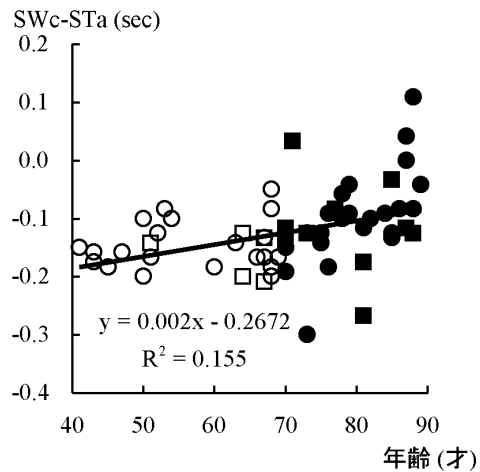
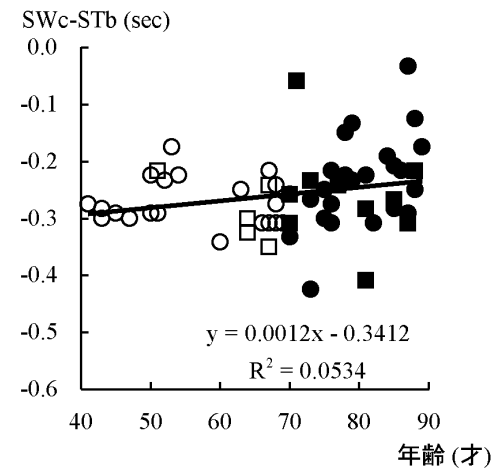
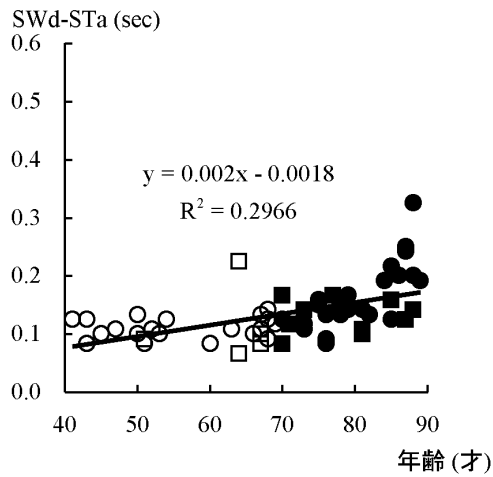
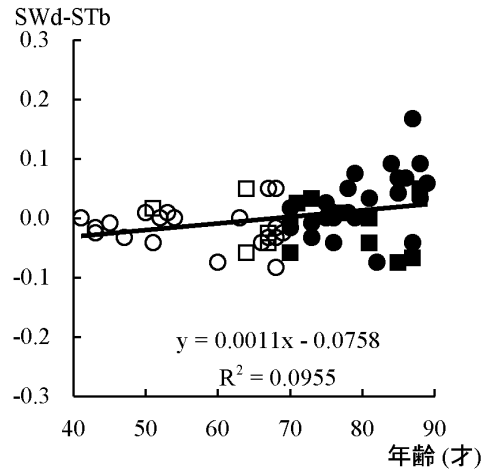
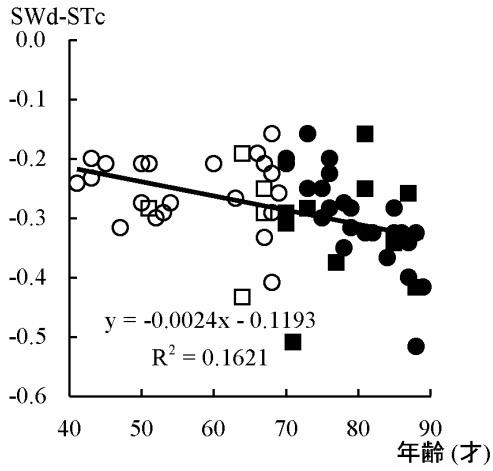


図2-4n 年齢とSWd-STc, SWd-STb, SWd-STa, SWc-STb, SWc-STa, SWb-STa との関係

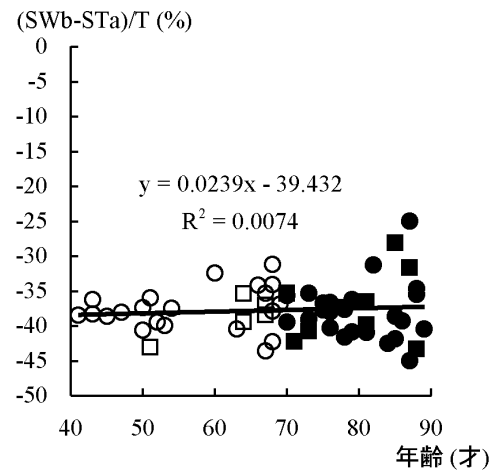
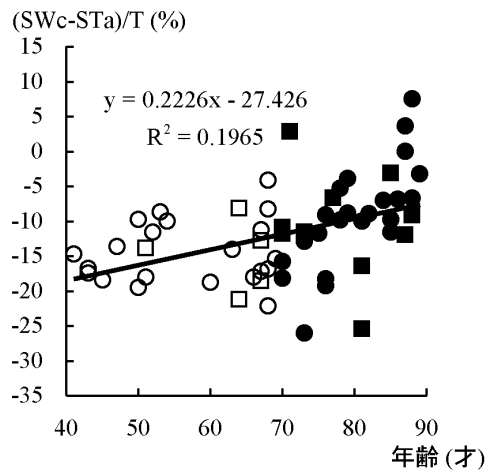
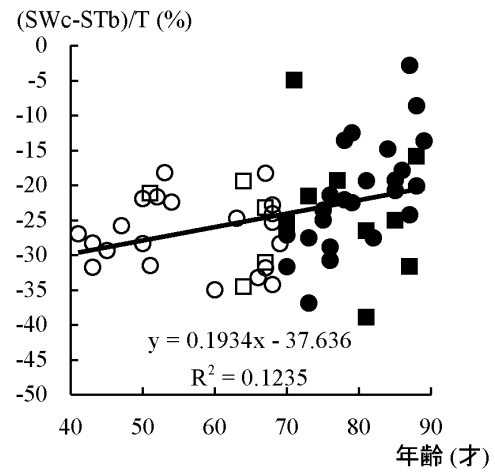
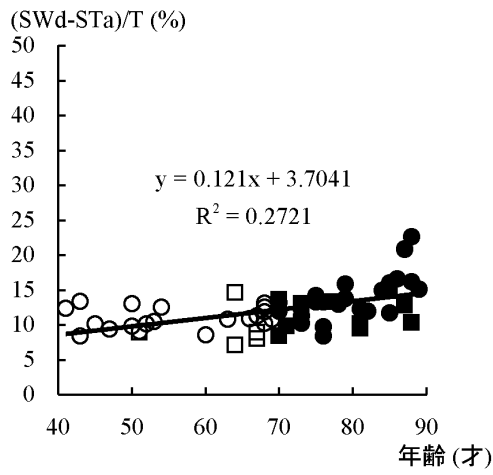
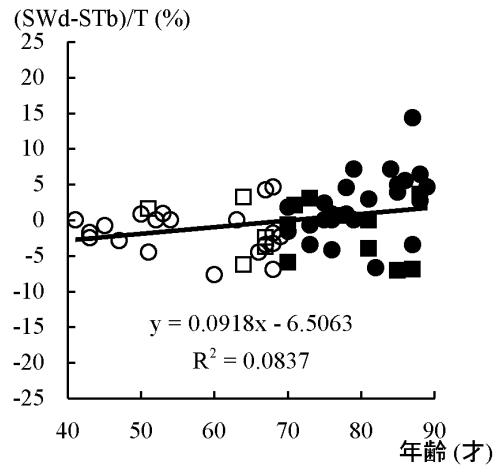
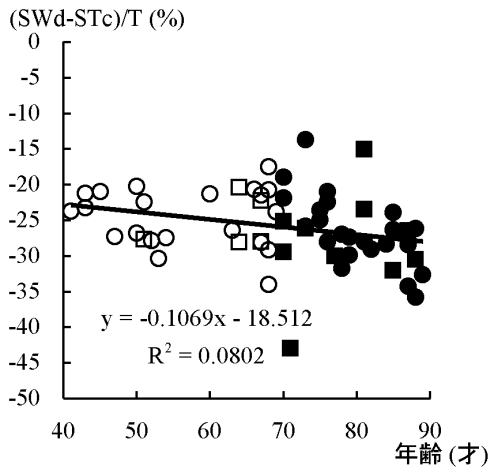


図2-4o 年齢と(SWd-STc)/T, (SWd-STb)/T, (SWd-STa)/T, (SWc-STb)/T, (SWc-STa)/T, (SWb-STa)/T との関係

どのパラメータも年齢による変化が見られたが、特に SWd-STb は高齢群において正の値を示す被験者もいた。これは、接地する側の足つま先が接地した後でないと、離地側の足つま先を離地できないことを表しており、高齢者歩行の実体を説明しやすい接地パラメータである。同様に、SWc-STa も高齢群において正の値を示す被験者がおり、これは、接地する側の踵が接地した後でないと離地側の踵が離地できない、つまり、一方の遊脚期中に、他方の足でつま先立つことができないことを示している。

SWd-STa は、先行研究で定義されている両足支持期に相当するが、Kaneko ら (1991) の研究では高齢者の平均は 0.12 sec くらいである。これに対して本研究の高齢群の平均値は 0.16 sec とやや長かったが、同様に加齢によって延長する傾向を示した。

これらのパラメータを T で正規化した値に関しても同様の傾向であった。

8) 遊脚中の他方の足の接地状態

SW が D の間の他方の接地状態別の期間、およびそれらを歩行周期で正規化した値、 $SWD \cap STA$, $SWD \cap STB$, $SWD \cap STC$, $(SWD \cap STA)/T$, $(SWD \cap STB)/T$, $(SWD \cap STC)/T$ の年齢による変化を図 2-4p に示した。

$SWD \cap STA$ は加齢にともなう変化は顕著ではなかったが、 $SWD \cap STB$ は延長し、 $SWD \cap STC$ は短縮する傾向があった。 $SWD \cap STC$ は SWc-STa が正の被験者は全て 0 となるが、残りの被験者については SWc-STa の極性を逆にしたものである。

T で正規化した値に関してもほぼ同様の傾向であったが、 $(SWD \cap STB)/T$ は加齢による増加がやや小さくなった。

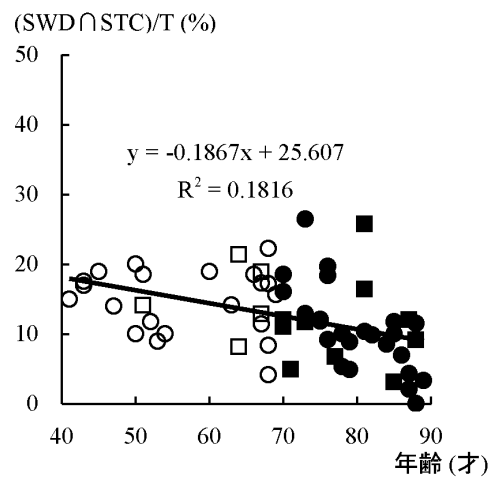
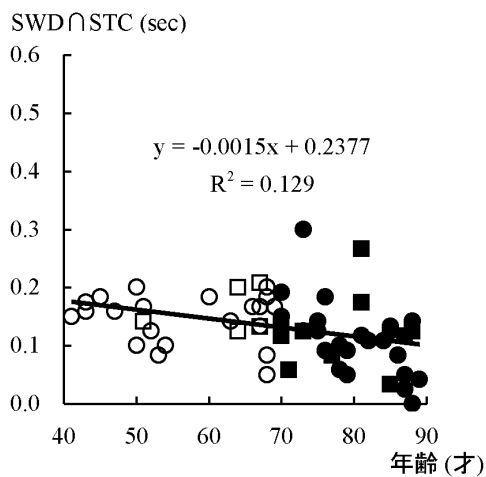
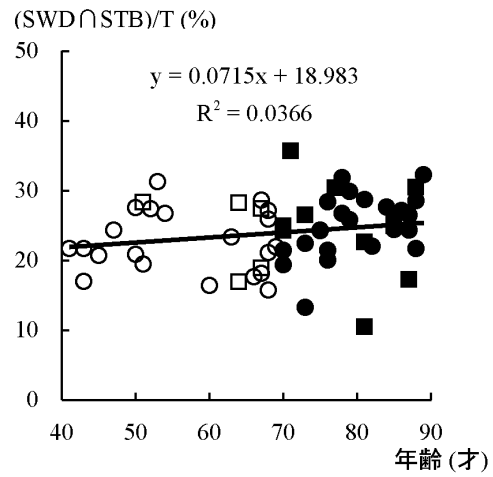
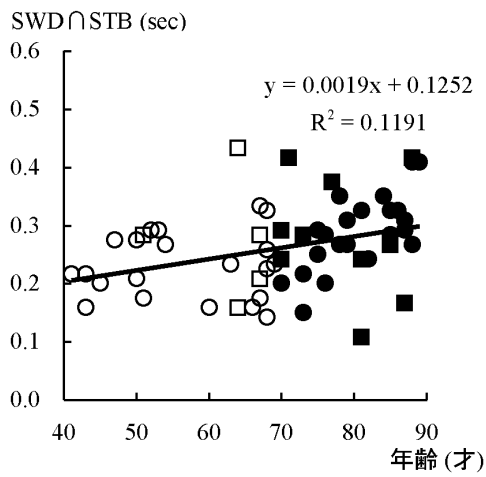
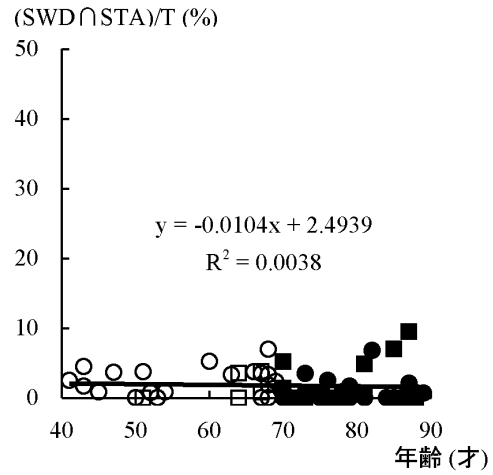
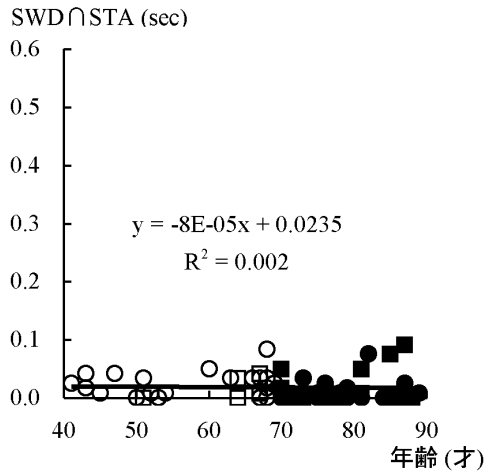


図2-4p 年齢とSWD∩STA, SWD∩STB, SWD∩STC, (SWD∩STA)/T, (SWD∩STB)/T, (SWD∩STC)/Tとの関係

以上のように、各接地パラメータの加齢変化の全体的な傾向は、先行研究 (Murray et al. 1969, Himann et al. 1988, Kaneko et al. 1991, Judge et al. 1996) と共通のものに関しては、それらの示す値とほぼ同様の傾向を示している。それ以外の接地パラメータについても、既存のパラメータにおける高齢者の特徴の報告から推測される傾向と同様の傾向を示している。

従って、本研究が提案するような汎用のビデオカメラを用いた計測システムによる測定においても、基本的な高齢者歩行の特徴を抽出するのに十分な精度があることを示すことができたと考えられる。

2.3.2 高齢者の特徴が顕著な接地パラメータ

2.3.1 の各接地パラメータの特徴を踏まえたうえで、統計的手法に基づいて高齢者の特徴が顕著な接地パラメータを選定した。パラメータによっては高齢群のばらつきが若年群に比べて大きいものもあったので、まず、高齢群と若年群の間で等分散性の検定として Levene の検定を行い、 $p < 0.05$ の場合は等分散でないとして、高齢群の特徴として注目した。その結果に基づいて、等分散の場合は Student の t 検定、等分散でない場合は Welch の分散分析を行い、平均の差について検討した。有意水準についてはあとで述べる。これらの統計処理には JMP (SAS インスティテュートジャパン社製) を用いた (内田ら 2002, 慶應 SFC データ分析教育グループ 2002)。

74 項目の接地パラメータのなかで若年群と高齢群の平均値、分散に有意差があったパラメータを表 2-1 に示す。

平均値に有意差があった接地パラメータ 41 項目は、有意確率が 1%水準の 30 項目のパラメータを、高齢者の特徴が顕著な接地パラメータとして選定した。これらには前項の散布図による分析で加齢変化の傾向が顕著で、高齢者の歩行評価に有用と考えられたパラメータは全て含まれる。

平均値に有意差がなく、分散のみに有意差があった接地パラメータ 5 項目は、左右差や、接地時のつま先上げの時間などに関するものであった。これらは、左右差が極端に大きい被験者が高齢者に多いことや、フットクリアランスなどの足部の運動特性の高齢者の特徴 (西澤ら 1998, 柳川ら 1998) など、転倒に関する特徴を反映していることが考えられたので、高齢者の特徴が顕著な接地パラメータとして選定した。

表 2-1 高齢群と若年群の間で有意な差があったパラメータ

パラメータ (単位)	高齢群	若年群	有意確率 <i>P</i> 平均(分散)
	平均±SD <i>n</i> =30	平均±SD <i>n</i> =30	
B (sec)	0.33±0.12	0.25±0.07	<.01 (<.01)
A+B (sec)	0.47±0.12	0.37±0.08	<.01
B+C (sec)	0.59±0.10	0.51±0.08	<.01 (<.05)
B+D (sec)	0.74±0.14	0.65±0.11	<.01
B+C+D (sec)	1.00±0.13	0.92±0.12	<.05
D+A+B (sec)	0.88±0.14	0.78±0.12	<.01
A+B+C (sec)	0.72±0.10	0.64±0.09	<.01
T (sec)	1.14±0.13	1.05±0.13	<.01
B/T (%)	29±8	23±5	<.01 (<.05)
C/T (%)	23±5	25±4	<.05
D/T (%)	37±3	39±2	<.01 (<.01)
(A+B)/T (%)	41±7	36±4	<.01
(B+C)/T (%)	51±5	49±3	<.01 (<.05)
B/(B+C) (%)	55±13	48±9	<.01
A/(A+C) (%)	35±9	33±6	(<.05)
B/(B+D) (%)	43±9	37±5	<.01 (<.05)
B/(A+B+C) (%)	45±12	38±8	<.05
C/(A+B+C) (%)	36±10	42±7	<.05
D/(A+B+C) (%)	58±8	64±4	<.01 (<.05)
B/(B+C+D) (%)	33±9	26±5	<.01 (<.01)
C/(B+C+D) (%)	29±6	29±5	<.05
D/(B+C+D) (%)	42±4	45±2	<.01
D/(D+A+B) (%)	48±6	52±4	<.01 (<.05)
B/(D+A+B) (%)	37±9	31±5	<.01 (<.05)
B/A	2.75±1.51	2.04±0.82	<.05(<.05)
A/D	0.33±0.12	0.31±0.07	(<.05)
D/B	1.43±0.64	1.76±0.39	<.05
L/身長 (m)	0.68±0.16	0.77±0.06	<.01
V/身長 (m/sec)	0.61±0.16	0.73±0.11	<.01
$\Delta^2(C/T)$	50±88	24±30	(<.01)
$\Delta^2(D/T)$	18±29	9±14	(<.05)
$\Delta^2((A+C)/T)$	83±161	32±39	(<.05)
SWd-STc (sec)	-0.31±0.09	-0.26±0.06	<.01
SWd-STb (sec)	0.02±0.06	-0.01±0.03	<.01 (<.05)
SWd-STa (sec)	0.16±0.05	0.11±0.03	<.01 (<.05)
SWc-STb (sec)	-0.24±0.09	-0.28±0.04	<.05(<.05)
SWc-STa (sec)	-0.10±0.08	-0.15±0.04	<.01 (<.05)
SWb-STa (sec)	-0.43±0.08	-0.39±0.06	<.05
(SWd-STc)/T (%)	-27±6	-25±4	<.05
(SWd-STb)/T (%)	-1±5	1±3	<.01
(SWd-STa)/T (%)	14±4	11±2	<.01 (<.05)
(SWc-STb)/T (%)	-21±8	-27±5	<.01 (<.05)
(SWc-STa)/T (%)	-9±8	-15±4	<.01
SWD∩STB (sec)	0.29±0.08	0.24±0.06	<.01
SWD∩STC (sec)	0.11±0.07	0.15±0.04	<.05
(SWD∩STC)/T (%)	10±6	15±5	<.01

以上の結果、以下に示す 35 項目を高齢者の特徴が顕著な接地パラメータとして選定した。

- 1) 期間 : B, A+B, B+C, B+D, D+A+B, A+B+C, T (7 項目)

- 2) 期間の歩行周期に占める割合 : B/T , D/T , $(A+B)/T$, $(B+C)/T$ (4 項目)
- 3) まとめた期間内に占める割合 : $B/(B+C)$, $B/(B+D)$, $B/(B+C+D)$, $D/(B+C+D)$, $D/(D+A+B)$, $B/(D+A+B)$ (6 項目)
- 4) 2 期間の比 : A/D , $A/(A+C)$, $D/(A+B+C)$ (3 項目)
- 5) 歩行速度 : $L/\text{身長}$, $V/\text{身長}$ (2 項目)
- 6) 左右差 : $\Delta^2(C/T)$, $\Delta^2(D/T)$, $\Delta^2((A+C)/T)$ (3 項目)
- 7) 離地する側の足と接地する側の足との連携 : $SWd-STc$, $SWd-STb$, $SWd-STa$, $SWc-STa$, $(SWd-STb)/T$, $(SWd-STa)/T$, $(SWc-STb)/T$, $(SWc-STa)/T$ (8 項目)
- 8) 遊脚中の他方の足の接地状態 : $SWD \cap STB$, $(SWD \cap STC)/T$ (2 項目)

2.3.3 パラメータの相関

2.3.2 で選定した 35 項目の接地パラメータは、高齢者の歩行能力を評価するのに有効な接地パラメータであるが、相互に性質のよく似たパラメータも含まれている。歩行能力の評価システムで接地パラメータを測定する際には、測定の簡便性のために性質のよく似たパラメータを一つで代表させることが必要になってくる。また、評価尺度としてまとめる場合にも、パラメータの相互関係を確認しておく必要がある。

そこで、選定した接地パラメータ間の相関を調べて、パラメータの相互関係を確認しながら、その結果に基づいてパラメータの絞り込みを行った。接地パラメータの絞り込みはパラメータの種類ごとに行い、相関係数の絶対値が 0.9 以上のものに着目した。パラメータ間の相関を表 2-2 に示す。

表 2-2 高齢者の特徴が顕著なパラメータの間の相関 (下線: $|r| \geq 0.9$)

1) 期間

B	1.00						
A+B	<u>0.94</u>	1.00					
B+C	0.88	0.83	1.00				
B+D	<u>0.95</u>	<u>0.90</u>	<u>0.91</u>	1.00			
D+A+B	<u>0.92</u>	<u>0.96</u>	0.87	<u>0.96</u>	1.00		
A+B+C	0.82	0.89	<u>0.94</u>	0.85	<u>0.91</u>	1.00	
T	0.78	0.83	<u>0.92</u>	0.88	<u>0.93</u>	<u>0.96</u>	1.00
パラメータ	B	A+B	B+C	B+D	D+A+B	A+B+C	T

2) 期間の歩行周期に占める割合

B/T	1.00			
D/T	-0.55	1.00		
(A+B)/T	0.88	-0.70	1.00	
(B+C)/T	0.76	-0.54	0.46	1.00
パラメータ	B/T	D/T	(A+B)/T	(B+C)/T

3) まとめた期間内に占める割合

B/(B+C)	1.00					
B/(B+D)	<u>0.93</u>	1.00				
B/(B+C+D)	<u>0.98</u>	<u>0.98</u>	1.00			
D/(B+C+D)	-0.58	-0.83	-0.74	1.00		
D/(D+A+B)	-0.85	<u>-0.92</u>	<u>-0.90</u>	0.75	1.00	
B/(D+A+B)	<u>0.92</u>	<u>0.97</u>	<u>0.96</u>	-0.81	-0.81	1.00
パラメータ	B/(B+C)	B/(B+D)	B/(B+C+D)	D/(B+C+D)	D/(D+A+B)	B/(D+A+B)

4) 2期間の比

A/D	1.00		
A/(A+C)	0.77	1.00	
D/(A+B+C)	-0.42	-0.30	1.00
パラメータ	A/D	A/(A+C)	D/(A+B+C)

5) 歩行速度

L/身長	1.00	
V/身長	0.89	1.00
パラメータ	L/身長	V/身長

表2-2 つづき

6) 左右差

$\Delta^2(C/T)$	1.00		
$\Delta^2(D/T)$	0.46	1.00	
$\Delta^2((A+C)/T)$	0.86	0.60	1.00
パラメータ	$\Delta^2(C/T)$	$\Delta^2(D/T)$	$\Delta^2((A+C)/T)$

7) 離地する側の足と接地する側の足との連携

SWd-STc	1.00						
SWd-STb	-0.48	1.00					
SWd-STa	-0.68	0.60	1.00				
SWc-STa	-0.83	0.43	0.68	1.00			
(SWd-STb)/T	-0.46	0.99	0.58	0.42	1.00		
(SWd-STa)/T	-0.54	0.56	0.94	0.71	0.55	1.00	
(SWc-STb)/T	-0.86	0.77	0.61	0.83	0.77	0.56	1.00
(SWc-STa)/T	-0.90	0.48	0.74	0.98	0.47	0.73	0.87
パラメータ	SWd-STc	SWd-STb	SWd-STa	SWc-STa	(SWd-STa)/T	(SWc-STa)/T	(SWc-STb)/T

8) 遊脚中の他方の足の接地状態

SWD∩STB	1.00
(SWD∩STC)/T	-0.83
パラメータ	(SWD∩STC)/T
	SWD∩STB

1) 期間に関するパラメータ間では、B と相関が高いパラメータが A+B, B+D, D+A+B と多く (それぞれ $r = 0.91, 0.95, 0.92$), B で代表させた. 一方, A+B+C は B+C, T と相関が高く (それぞれ $r = 0.94, 0.96$), A+B+C で代表させた (2 項目).

2) 期間の歩行周期に占める割合に関するパラメータ間では、相関係数 0.9 以上の組はなかった (4 項目).

3) まとめた期間内に占める割合に関するパラメータ間では、B/(B+D)と相関が高いパラメータが B/(B+C), B/(B+C+D), D/(D+A+B), B/(D+A+B)と多く (それぞれ $r = 0.93, 0.98, -0.92, 0.97$), B/(B+D)で代表させることにした (2 項目).

4) 2 期間の比, 5) 歩行速度, 6) 左右差に関するパラメータは、それぞれのパラメータ間で相関係数 0.9 以上の組はなかった (それぞれ 3 項目, 2 項目, 3 項目).

7) 離地する側の足と接地する側の足との連携に関するパラメータ間では、T で正規化したパラメータとそうでないパラメータの間の相関が高く (SWd-STb : $r = 0.99$, SWd-STa : $r = 0.94$, SWc-STa : $r = 0.98$), T で正規化したパラメータで代表させた. SWd-STc は (SWc-STa)/T との相関が高く ($r = -0.90$), (SWc-STa)/T で代表させた (4 項目).

8) 遊脚中の他方の足の接地状態に関するパラメータ間では相関係数 0.9 以上の組はなかった (2 項目).

以上の結果から、高齢者の特徴が顕著な接地パラメータを以下に示す 22 項目に絞り込んだ。

- 1) 期間 : B, A+B+C (2 項目)
- 2) 期間の歩行周期に占める割合 : B/T, D/T, (A+B)/T, (B+C)/T (4 項目)
- 3) まとめた期間内に占める割合 : B/(B+D), D/(B+C+D) (2 項目)
- 4) 2 期間の比 : A/D, A/(A+C), D/(A+B+C) (3 項目)
- 5) 歩行速度 : L/身長, V/身長 (2 項目)
- 6) 左右差 : $\Delta^2(C/T)$, $\Delta^2(D/T)$, $\Delta^2((A+C)/T)$ (3 項目)
- 7) 離地する側の足と接地する側の足との連携 : (SWd-STb)/T, (SWd-STa)/T, (SWc-STb)/T, (SWc-STa)/T (4 項目)
- 8) 遊脚中の他方の足の接地状態 : SWD \cap STB, (SWD \cap STC)/T (2 項目)

2.4 結論

本章では、歩行能力の評価システムにおいて、歩行能力を評価する尺度の作成のための基礎データとなる歩行の接地パラメータの測定と高齢者の特徴の分析を行い、高齢者の歩行能力の評価に有用な接地パラメータについて検討した。

被験者は 41~89 才の健常男女で、69 才以下の若年群と 70 才以上の高齢群のそれぞれ 30 名ずつに分けた。被験者の自由歩行の左右の 1 ストライドの側面図を、歩行能力の評価システムで想定しているのと同じように、30 fps のビデオカメラで撮影した。そして、踵接地、つま先接地、踵離地、つま先離地、踵接地の時点、踵接地の位置を測定し、これらからできるだけ多くの接地パラメータを抽出する目的で、立脚初期、立脚中期、立脚後期、遊脚期、歩行周期、ストライド幅、およびそれらを組み合わせた値、左右差、離地する側の足と接地する側の足との連携など、計 74 項目の接地パラメータを算出した。

これらの接地パラメータの加齢による変化の傾向、若年群と高齢群の間に有意差、パラメータの相関などについて分析し、歩行能力の評価システムにおいて、様々な高齢者歩行の特徴を表す接地パラメータを抽出できることを示した。最終的に、22 項目の接地パラメータを高齢者の歩行評価に有用な接地パラメータとして選定した。

また、本章では、ビデオカメラを用いたシステムの計測精度についても言及した。歩行においては 30 fps の 2 倍の分解能で時点を検出することによって、時間に関するパラメータを計測可能であること、通常のモニターで横幅 640 pixel の画像からストライド幅を 1cm の精度で計測可能であることなどを示した。

第3章 高齢者の歩行能力の評価尺度の作成

3.1 目的

本章では、第2章において選定した高齢者の歩行能力の評価に有用な接地パラメータをもとに、歩行能力の評価システムで歩行能力の評価点を算出するための評価尺度を作成することを目的とした。

従来、疾患などが原因の異常歩行についての評価尺度を作成した報告はあるが (Schutte et al. 2000)、自立した高齢者の歩行を対象としたこのような評価尺度は提案されていない。

評価尺度の作成には主成分分析を用いた。歩行能力の評価結果は、日常生活での歩行の実態に関する面接調査と照合し、高齢者に対して歩行能力の維持や改善のためにどのようなフィードバックを行うべきか検討した。

3.2 方法

3.2.1 評価尺度の作成手順

第2章において採取したデータを用いて、選定した高齢者の特徴が顕著な接地パラメータ 22 項目について、主成分分析を行った。抽出された主成分の解釈は、第2章における分析結果での接地パラメータの性質や、日常生活でどのような歩行能力が必要になるかを考慮して行った。この結果に基づいて、歩行能力の評価点を求める算出式を定義した。本研究では、それらの算出式をもって歩行能力の評価尺度とした。

被験者の内訳、年齢群の定義、接地パラメータの測定方法については第2章において述べた通りである。これらの被験者に対して、接地パラメータのデータをもとに歩行能力の評価点を算出し、高齢者の特徴を表す境界値を求めた。その境界値と日常生活での歩行の実態との対応を面接調査によって検証した。

3.2.2 主成分分析

本研究では、歩行能力の評価尺度の作成に主成分分析を用いる (河合ら 2003)。主成分分析は、相関関係にあるいくつかの要因を合成していくつかの成分にし、その総合力や特性を求める方法である (重松ら 1999, 西澤ら 2000)。統計処理には JMP (SAS インスティテュートジャパン社製) を用いた (内田ら 2002a, 慶應 SFC データ分析教育

グループ 2002, 涌井ら 2002).

これまでも、歩行や身体機能の評価について主成分分析を行った研究は多く(加藤ら 1996, 土田ら 1998, 重松ら 1999, 西澤ら 2000), 特に歩行については、特定の障害のある歩行の定量的診断基準のために歩行パラメータなどの集約を行ったもの(加藤ら 1996, 土田ら 1998), 歩行パラメータの集約とそれらの加齢変化の特徴を示したものの(西澤ら 2000)などの研究がある. 西澤ら(2000)の研究では、高齢者歩行の特徴を表すパラメータを集約し、それらなかで加齢変化の影響を強く受けるのはストライド幅に関する主成分であることを報告している. しかし、高齢者歩行の定量的な評価尺度の作成を目的としてこれを行ったわけではなく、評価尺度への応用については言及していない. 評価尺度作成の目的のための主成分分析による研究は、特定の障害のある歩行や身体機能評価などについては既に行われていたが(土田ら 1998, 重松ら 1999) 自立した高齢者の歩行を対象としては行われていなかった.

なお、主成分分析は相関行列から出発し、固有値が1以上までの主成分を採用した(内田ら 2002a).

3.3 結果と考察

3.3.1 評価尺度の作成

1) 主成分の解釈と評価尺度の定義

計 22 項目の接地パラメータについて主成分分析を行った結果を表 3-1 に示す. 固有値が1以上の4主成分が抽出された. 累積寄与率は91.3%であった.

第1主成分は57.2%の寄与率を示した. この主成分に関するパラメータは、立脚中期が長い(B, B/T, B/(B+D)), 立脚期が長い(A+B+C, (A+B)/T, (B+C)/T), 歩行速度が遅い(V/身長), ストライド幅が短い(L/身長), 接地する側の足の踵やつま先の接地に対して、離地する側の足の踵やつま先の離地が遅れる((SWd-STb)/T, (SWc-STb)/T, (SWc-STa)/T), 遊脚中の他方の立脚後期が減り((SWD∩STC)/T), 立脚中期が増える(SWD∩STB)など、歩行速度が遅くなることを示していたので、敏速性を表す主成分と解釈した.

第2主成分の寄与率は15.5%であった. この主成分に関するパラメータは、他の期間に対して立脚初期の割合(A/(A+C), A/D)が小さくなることを示していた. これらのパラメータは高齢群で有意に高い分散を示していた. 柳川ら(1998)は、高齢者における接地時の足関節背屈角度の低下を報告し、それは転倒の危険に対する適応と考察している. そうだとすると、高齢者の立脚初期のばらつきは、背屈角度の低下にともなう立脚初期の短縮や、その接地動作を慎重に行ったことによる立脚初期の延長と理解できる.

従って、これらのパラメータは転倒の危険に対する適応と関係していると考え、接地安定性を表す主成分と解釈した。

第3主成分の寄与率は10.6%であった。関係するパラメータは左右差 ($\Delta^2(C/T)$, $\Delta^2(D/T)$, $\Delta^2((A+C)/T)$) が大きいことを表していたので、対称性を表す主成分と解釈した。

第4主成分の寄与率は8.1%であった。寄与率が5%以上を示したのはこの主成分までであった。この主成分に関するパラメータは、遊脚期の割合 (D/T , $D/(A+B+C)$, $D/(B+C+D)$) が大きくなることや、それに対して両脚支持期の割合 ($(SWd-STa)/T$) が小さくなることなどを示していた。このことから、片足支持安定性を表す主成分と解釈した。これらのパラメータは第1主成分においても影響が大きく、敏速性とも関係があったが、階段の使用や転倒などに、より直接的に関係していると考え、独立した歩行能力として解釈した。これらを構成するパラメータは、歩行速度よりも膝伸展筋力との相関が高いことを第4章において確認してある(河合ら 2005b)。

表3-1 主成分分析の結果

各パラメータの固有ベクトルの絶対値の最大値(下線)をもとにパラメータを分類した。

パラメータ	C1	C2	C3	C4
B	<u>0.26</u>	0.11	-0.07	0.16
A+B+C	<u>0.23</u>	-0.02	0.05	-0.08
B/T	<u>0.25</u>	0.15	-0.10	0.20
(A+B)/T	<u>0.26</u>	-0.11	-0.10	0.21
(B+C)/T	0.20	<u>0.34</u>	0.04	-0.19
B/(B+D)	<u>0.27</u>	0.08	-0.08	0.09
L/身長	-0.20	<u>0.23</u>	-0.16	0.10
V/身長	<u>-0.24</u>	0.14	-0.12	0.05
(SWd-STb)/T	0.20	<u>0.35</u>	0.01	-0.19
(SWc-STb)/T	<u>0.25</u>	0.16	-0.12	0.18
(SWc-STa)/T	<u>0.26</u>	-0.11	-0.12	0.17
SWD∩STB	<u>0.23</u>	0.09	-0.18	<u>0.24</u>
(SWD∩STC)/T	<u>-0.25</u>	0.12	0.20	-0.17
A/(A+C)	0.09	<u>-0.45</u>	-0.06	0.32
A/D	0.03	<u>-0.53</u>	0.06	-0.10
$\Delta^2(C/T)$	0.04	0.12	<u>0.54</u>	0.23
$\Delta^2(D/T)$	0.08	-0.03	<u>0.46</u>	0.11
$\Delta^2((A+C)/T)$	0.07	0.06	<u>0.54</u>	0.29
D/T	-0.24	0.16	-0.09	<u>0.31</u>
D/(A+B+C)	-0.23	0.14	-0.08	<u>0.32</u>
D/(B+C+D)	-0.25	-0.12	-0.07	<u>0.29</u>
(SWd-STa)/T	0.23	-0.14	0.05	<u>-0.33</u>
寄与率(%)	57.2	15.5	10.6	8.1

この結果をもとに、歩行能力の敏速性、接地安定性、対称性、片足支持安定性の評価尺度を作成した。高齢者の特徴が低い点数となるように、以下のような算出式で評価点を算出した。パラメータの係数は各主成分における各パラメータの固有ベクトルの値である。個々のパラメータによって加齢変化の傾向が異なることから、従来用いられるような主成分得点ではない、このような評価点算出の方法を用いた。

$$\begin{aligned} \text{敏速性} = & \{0.26 \times B + 0.23 \times (A+B+C) + 0.25 \times B/T + 0.26 \times (A+B)/T \\ & + 0.20 \times (B+C)/T + 0.27 \times B/(B+D) - 0.20 \times L/\text{身長} - 0.24 \times V/\text{身長} \\ & + 0.20 \times (SWd-STb)/T + 0.25 \times (SWc-STb)/T + 0.26 \times (SWc-STa)/T \\ & + 0.23 \times (SWD \cap STB) - 0.25 \times (SWD \cap STC)/T\} \times (-1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{接地安定性} = & \{ -0.45 \times A/(A+C) - 0.53 \times A/D \} - (-15.347) * \\ & * \{ \quad \} \text{内の本研究の被験者の平均}\}^2 \times (-1) \end{aligned}$$

$$\text{対称性} = \{0.54 \times \Delta^2 (C/T) + 0.46 \times \Delta^2 (D/T) + 0.54 \times \Delta^2 (A+C)/T\} \times (-1)$$

$$\begin{aligned} \text{片足支持安定性} = & 0.31 \times D/T + 0.32 \times D/(A+B+C) + 0.29 \times D/(B+C+D) \\ & - 0.33 \times (SWd-STa)/T \end{aligned}$$

2) 歩行能力の評価結果

この評価尺度に基づいて、本研究の被験者の歩行能力を評価した結果を図3-1に示す。図中の○は若年群の女性 (n=23)、□が若年群男性 (n=7)、●が高齢群女性 (n=22)、■が高齢群男性 (n=8) を表している。平均値が70点、標準偏差が10になるように、もとの値から平均値を引いて標準偏差で割って正規化してある。なお、敏速性、接地安定性、対称性、片足支持安定性のもとの値のそれぞれの平均値と標準偏差は-24.97±11.46, -11.87 ±20.46, -57.71±103.52, 39.81±4.96 であった。これをもとに、以下の式により正規化した。

$$\text{正規化評価点} = \{(\text{もとの評価点} - \text{全被験者の平均値}) / \text{全被験者の標準偏差} + 7\} \times 10$$

図3-1の黒の横線が正規化した各群の平均値、メッシュの横線が標準偏差を表しており、敏速性の平均値と標準偏差は、高齢群が65.8±11.2点、若年群が74.2±6.5点であった。接地安定性は、高齢群が68.6±11.5点、若年群が71.4±8.3点であった。対称性は、高齢群が67.8±13.4点、若年群が72.2±3.6点であった。片足支持安定性は、高齢群が65.3±11.1点、若年群が74.7±5.9点であった。

どの歩行能力も高齢群の平均値より低い値を示したのは若年群に少なく、ほとんどが高齢群であった。これらの数値が高齢者の歩行能力の指標になることが考えられた。

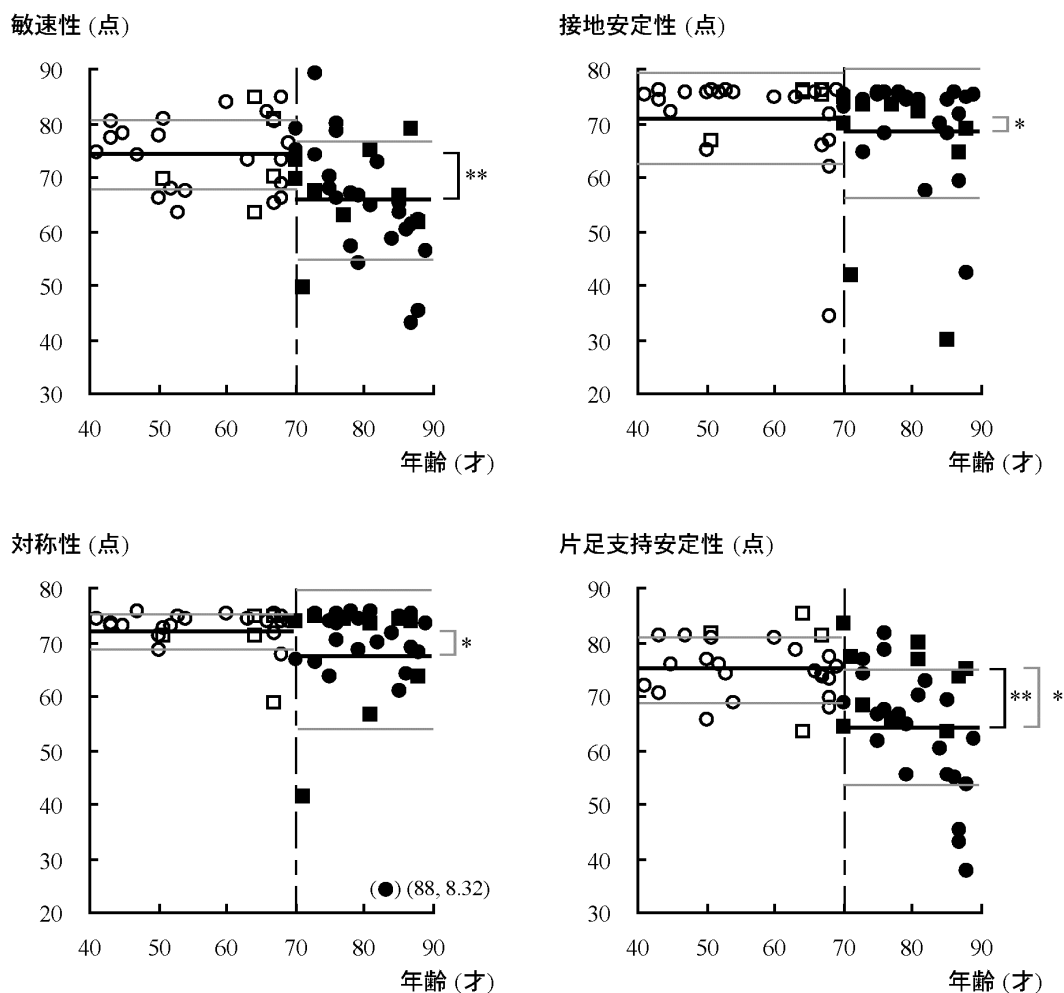


図3-1 歩行能力の評価結果

○若年群女性 (n = 23), □若年群男性 (n = 7), ●高齢群女性 (n = 22), ■高齢群男性 (n = 8), 横線は各群の平均値, 標準偏差. ** $p < 0.01$, * $p < 0.05$.

3.3.2 歩行の実態についての面接調査

評価尺度の作成により、歩行能力を多面的に評価することが可能となった。次に、この評価尺度による評価結果と日常生活での歩行との関係を検証するために、歩行の実態についての面接調査との照合を行った。

1) 対象者

面接調査の対象者は、接地パラメータの測定を行った高齢群のなかの 70~88 才の男

性 3 名，女性 13 名の被験者計 16 名であった。これらの被験者の歩行能力の平均値と標準偏差は，敏速性が 64.9 ± 8.3 点，接地安定性が 67.8 ± 11.4 点，対称性が 67.0 ± 16.4 点，片足支持安定性が 63.1 ± 10.2 点であった。高齢群全体の平均値よりも低い値を示した被験者は，敏速性では 9 名，接地安定性では 5 名，対称性では 5 名，片足支持安定性では 8 名であった。

なお，調査に面接法を用いたのは，対象者のほとんどが高齢者居住施設（ケアハウス）の入居者であり，高齢であったためである。質問内容を説明しながら，繰り返し，時間をかけて行えたので，これらの高齢の対象者から信頼できる回答を得ることができたと考えられる。

2) 調査内容

日常の歩行の実態について，1) 行動範囲，2) 外出の頻度，3) 階段の使用状況，4) 転倒歴などを被験者への面接によって質問した。面接調査用の調査用紙は付録 A に示してある。

回答をもとに，1) 行動範囲については，広い（公共の交通機関を利用できるくらい），普通（近所へ買い物へ行ったりできるくらい），狭い（ほとんど施設の中）の 3 段階，2) 外出の頻度については，頻繁（毎日出かける），普通（週 2，3 回），ほとんど出かけない，の 3 段階，3) 階段の使用状況については，手すりなしで昇り降りできる，手すりを使う，エスカレータやエレベータを使う，の 3 段階，4) 転倒歴については，過去 1 年以内にあり，なし，の 2 段階，にそれぞれの被験者を分類した。

3) 歩行能力との対応

評価尺度による評価結果と歩行能力との対応が見られた代表的な例を，図 3-2 に示した。従来，歩行能力の評価に用いられてきた歩行速度との関係も示した。

敏速性は行動範囲と関係があり，行動範囲が普通以下の被験者は全て敏速性が高齢群の平均値よりも低い値を示していた。外出の頻度についても同様の傾向が見られた。従って，高齢群の平均値より低い敏速性を示した場合，行動範囲の縮小や，外出頻度の低下の可能性があることが示唆された。

接地安定性，対称性は転倒歴と対応があり，高齢群の平均値よりも低い値を示した被験者 5 名中 4 名が 1 年以内の転倒経験があった。特に，接地安定性は，転倒のなかでも接地時のつまずきなどに深く関係していると考えられる。

片足支持安定性は階段の使用状況と対応があり，手すりを使う，またはエスカレータやエレベータを使うと答えた被験者の全てが，片足支持安定性の高齢群の平均値よりも低い値を示していた。主成分分析の結果においても，片足支持安定性は敏速性への影響が大きかったので，行動範囲，外出の頻度についても同様の傾向を示した。これらのこ

とから、片足支持安定性が高齢群の平均値よりも低下した被験者は、階段の使用に困難さを持っており、行動範囲や外出の頻度に影響を及ぼしていることが考えられた。

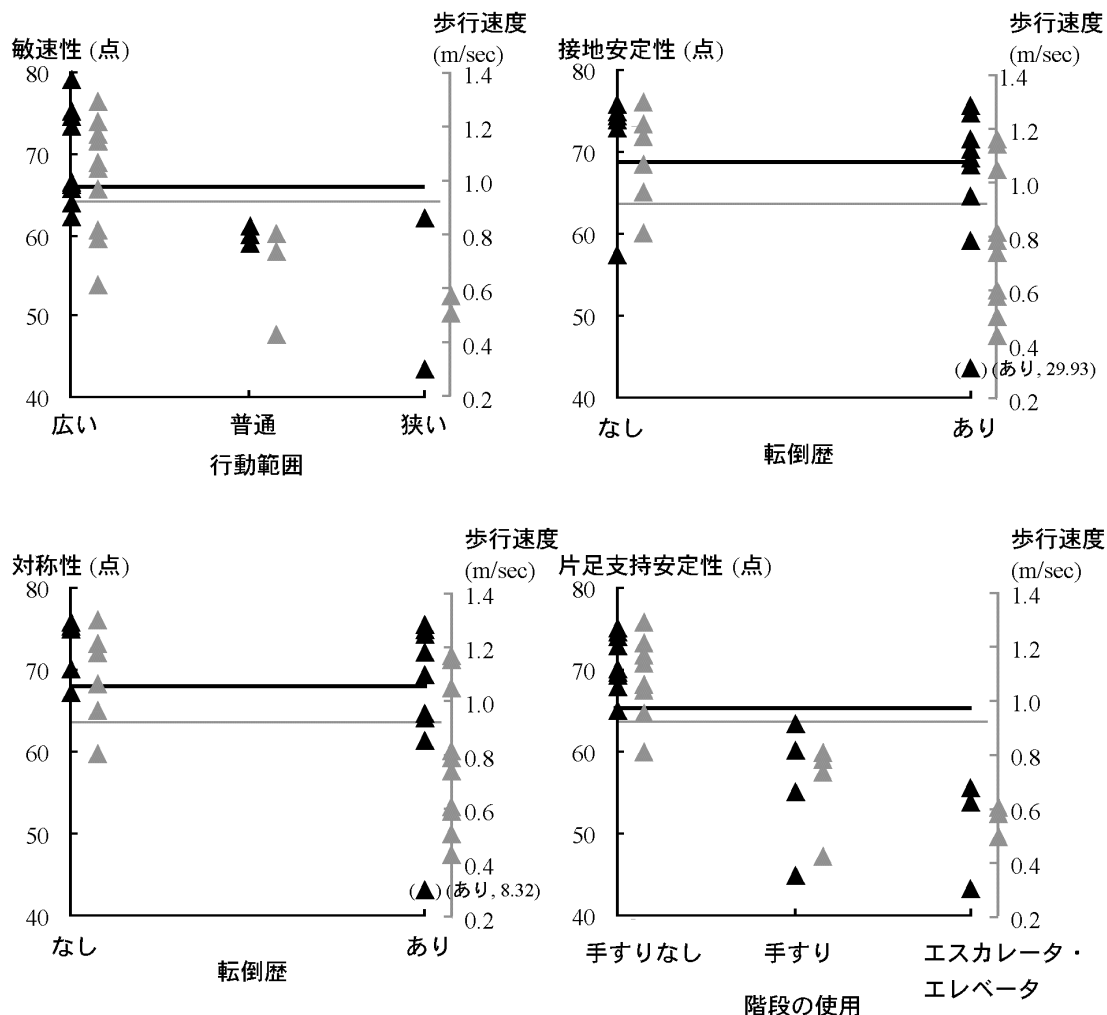


図 3-2 面接調査と歩行能力との対応

▲高齢群の面接調査の対象者 (n = 16) における歩行能力の評価点。
 グレーが歩行速度で評価した場合を表す。横線は高齢群全体の平均値。

従来使用されてきた簡便な歩行能力の評価尺度である歩行速度と面接調査の各項目についても、全体的には同様に対応が見られる。しかし、これらをさらに 4 つの評価尺度に分けることによって個別に評価点として提示することができ、被験者の歩行能力の把握に役立つと考えられる。さらに、特に改善が必要なパラメータを示すことができるので、従来よりも被験者に対してどのようなトレーニングや運動指導をしたらよいかを教示することが容易になることが期待される。

3.3.3 高齢者へのフィードバック

1) 歩行能力の評価点の提示

面接調査との対応を踏まえ、評価結果の高齢者へのフィードバックについて検討した。評価点は図 3-3 のようなレーダーチャートによって被験者に提示する。被験者はそれぞれの歩行能力について数値的に把握することができる。

図 3-3 に示した被験者を例にとると、敏速性と片足支持安定性が基準値となる高齢群の平均値よりも低い値を示している。従って、このような被験者では、行動範囲の縮小、外出の頻度の低下、階段の使用能力の低下などの可能性がある。階段の使用能力の低下が行動範囲の縮小に関係している可能性もある。また、対称性も基準値よりやや低く、転倒する可能性がある。片足支持安定性の低下が大きいので、段差をまたぎ越す際の転倒に特に注意が必要であると考えられる。接地安定性が低い場合は、接地時のつまずきや、その原因となり得る路面の状態に注意が必要である。

このような、歩行能力の評価点の提示のより、現在の歩行能力が日常生活を送るうえで十分であるか示すことができ、歩行能力の維持のための注意を促すことができる。

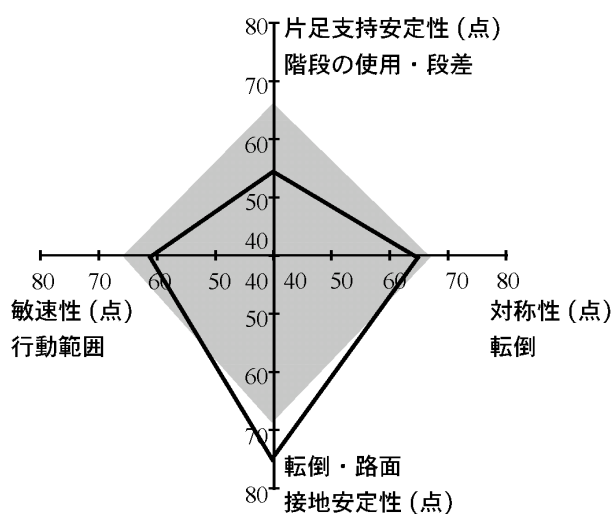


図3-3 高齢者へのフィードバックの例

1名の被験者の歩行能力の評価結果。敏速性、対称性、片足支持安定性の基準値（メッシュ：高齢群の平均値）からの低下により、行動範囲の縮小や、階段の使用能力の低下や、転倒の危険を助言する。

2) 歩行能力改善のための助言

高齢者の歩行能力の評価尺度による評価結果に対して、改善についての助言について検討した。

このための方法としては、a) 歩行能力の評価点の向上のためのトレーニングについて

て検討する、b) そのトレーニングを行うよう助言した効果を、助言前と助言後とで検証する、などの手順が考えられるが、b) については、「歩行」という総合的な動作の改善には長期的な介入が必要なことが予想されること、高齢者に対して特定のトレーニングだけを勧めることは、介護予防の現場では現実的でないことから、ここでは厳密に検証することは行わない。

高齢者の身体機能を評価するのに一般的に用いられる体力テストでは、筋力、バランス能力、機能的移動能力、歩行能力、柔軟性などの体力要素を測定する。歩行能力については、主に最大歩行速度で評価されることは第1章で述べた通りである。筋力は下肢（膝）伸展筋力や握力で評価される。バランス能力はファンクショナルリーチ（立位姿勢から足を動かさずにどれだけ前方へ手を伸ばすことができるか）や、開眼や閉眼片足立ち時間で、機能的移動能力はTimed Up and Goテスト（椅子から立ち上がり、3 m先の目印を折り返し、再び椅子に座るまでの時間）で、柔軟性は長座位体前屈などで評価される（大淵ら 2004, 新井ら 2003）。このような体力要素の向上のためのトレーニングは、様々提案されているので、歩行能力の評価点と体力要素との関係を検討し、同様のトレーニングを助言する方法が考えられる。

高齢者における歩行パラメータと体力テストとの関係を調べた研究は多いが、それらの多くは体力テストと歩幅、歩調、歩行速度との関係を見たものが主で、本研究の提案するような接地パラメータとの関係を論じた研究は少ない（長崎 1995, 衣笠ら 1995, 古名ら 1995, 宮原ら 2004）。わずかに、Kanekoら（1991）の研究において、歩行速度、ストライド幅に加え、両足支持期、片足支持期、フットクリアランスなどの接地パラメータとの関係が論じられている。そこで、Kanekoらのデータを参考にして、歩行能力の評価点を向上させるために、どのような助言をすべきかを検討した。

Kanekoらの研究では、握力、垂直跳び、バランステスト、ステッピングテスト、体前屈などの体力テストを行っている。これらを向上するためのトレーニングとしては、介護予防の現場で行われる運動トレーニングを例に挙げると、握力や垂直跳びに関しては、マシントレーニングなどの筋力トレーニング、バランステストやステッピングテストに関しては、バランスパッドエクササイズのようなバランストレーニング、体前屈に関してはストレッチなどの柔軟体操が有効であると考えられる（大淵ら 2004）。

これらの体力テストの項目と接地パラメータとの相関は、歩行速度、歩幅、歩調、両足支持期は握力や垂直跳びと相関が高く、バランステスト、ステッピングテストも同様の傾向がある。フットクリアランスについては、遊脚中のフットクリアランスは垂直跳びとの相関が高いが、接地直前のフットクリアランスについては、体前屈との相関も高い。片足支持期に関しては体力との相関は見られない。

これらの接地パラメータが関係する歩行能力の評価尺度は、歩行速度、歩幅、歩調が敏速性、本研究では歩行周期で正規化した値を用いている点が Kanekoらのデータとは

異なるが、両足支持期が片足支持安定性である。フットクリアランスは本研究の接地パラメータには含まれていないが、接地直前の床と足との距離であるので、動作の実体を考慮すると接地安定性に関係することが推察される。

従って、それらの歩行評価点やそれを構成するパラメータが高齢群の平均値よりも低い場合には、敏速性、片足支持安定性の場合には、筋力トレーニングやバランストレーニング、接地安定性はストレッチなどの重要性を助言することが適切であると考えられる。

対称性に関しては、その原因には老人性の変形性関節症などの運動疾患が関係している可能性もあり（前田 2001）、高齢者に対して積極的に一方についてトレーニングを勧めることは、慎重に行わなければならない。既往歴なども考慮して、注意を促す程度が現段階では妥当であると考えられる。

3.4 結論

本章では、歩行能力の評価システムで用いる、高齢者の歩行の改善や維持のための助言を行うための、歩行能力の多面的な評価尺度を作成した。

第2章で採取したデータを用い、選定した22接地パラメータを、主成分分析を行い、4主成分にまとめた。それぞれを敏速性、接地安定性、対称性、片足支持安定性を表すと解釈して、歩行能力の評価尺度を作成した。

この尺度を用いて歩行能力を評価した結果、高齢群の平均値より低い値を示したのは若年群には少なく、ほとんどが高齢群であった。また、歩行の実態を調べた面接調査と対応が見られ、敏速性は行動範囲や外出の頻度、接地安定性や対称性は転倒歴、片足支持安定性は階段の使用状況と関係があった。

この評価尺度によって、高齢者の日常生活での歩行の傾向を多面的な歩行能力別に数値的に評価でき、行動範囲の縮小や、外出の頻度や、転倒の危険や、階段の使用などについて助言を行えることが示唆された。

なお、歩行能力の評価尺度作成に関する内容は、学術論文（河合ら 2005a）に公表済みである。

第4章 下肢筋力と歩行の接地パラメータとの関係

4.1 目的

第2章、第3章において高齢者の歩行能力の評価システムで使用する評価尺度を作成した。これらは歩行における足と床との接触に関する接地パラメータのみの測定をもとに行なったため、これらのパラメータと筋力などの力学的パラメータとの関係を確かめておく必要がある。接地パラメータが力学的パラメータを反映したものであることを示すことで、接地パラメータの有効性を再検証することができる。

そこで本章では、高齢者の自由歩行における立脚期の膝屈曲角度、膝伸展力、歩行の接地パラメータとの関係を検討した。

さらに、介護予防教室などにおいて筋力トレーニングなどの介入の結果が、自立歩行可能な高齢者では、筋力が向上しても、従来の歩行能力評価指標である歩行速度に反映されにくいという問題がある。本章では、この問題に対しても、筋力に基づいた歩行能力評価を行ううえで、本研究が提案する歩行能力の評価尺度を構成する接地パラメータが有効であることを示すことも目的とした。

介護予防教室などにおける、高齢者を対象とした身体機能向上や転倒予防を目的とした運動指導（小松 2003, 金 2004, 新井ら 2003）などでは、運動指導や筋力トレーニングなどの介入の効果は、最大歩行速度や膝伸展力などを用いて評価される（新井ら 2003, 木藤ら 2001）。これらの基礎データは、トレーニングプロトコルや介入後の目標値の検討において不可欠であり、これまでにボランティアや地域高齢者を対象として広範囲なデータが採取されてきた（衣笠ら 1994, 古名ら 1995, 杉浦ら 1998, 宮原ら 2004）。

従来の歩行評価に用いられてきた歩行速度と、膝伸展力との関係について、山崎ら（1998）は、運動器疾患のない高齢者を対象として、最大膝伸展力と最大歩行速度との関係を報告している。それによると、 1.2 Nm/kg よりも最大膝伸展力が低い被験者では、最大膝伸展力と最大歩行速度との間には高い相関が見られるが、それよりも高い被験者では 1.4 m/sec 付近にばらつく傾向がある（図 4-1）。これは、自立した歩行が行える指標としては 1.0 Nm/kg くらいの最大膝伸展力が必要となるが（山崎ら 2002）、自立歩行が可能な被験者では、最大膝伸展力に対して余裕を持った動作をしているためであると考えられる。最大歩行速度が 1.33 m/sec 以下の場合に虚弱高齢者とみなすという基準もある（大淵ら, 2004）。さらに自由歩行ではその傾向がさらに顕著に現れ、やはり最大膝伸展力との相関は見られない（Judge et al., 1993, Burnfield et al. 2000）。

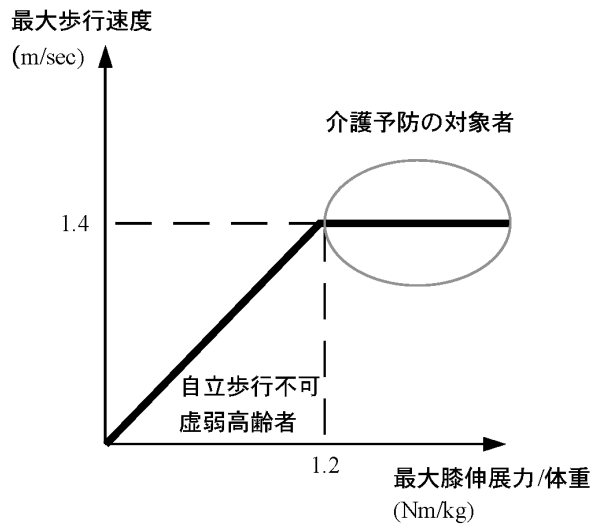


図4-1 下肢筋力と最大歩行速度との関係の模式図

最大膝伸展力と最大歩行速度とは、最大膝伸展力が低い被験者では比例関係が見られるが、それよりも高い被験者では個人差が大きくなる。介護予防の対象者は後者である（山崎ら 1998 を改変）。

以上のことから、本研究が支援の対象としている、介護予防の対象となるような、自立歩行が可能な比較的健康な高齢者では、それらのトレーニングなどの介入の結果、最大膝伸展力が向上しても歩行速度に反映されない場合が多くなる。しかし、実際に介護予防などの介入の対象となるのは自立歩行できる高齢者が多いので、最大膝伸展力の向上が歩行にどのような改善をもたらしたかを評価することが困難である。

介護予防においては、歩行速度よりも膝伸展力の影響を反映しやすく、簡便に測定可能なパラメータが使用されることが望ましいと考えられる。また、それらのパラメータが自由歩行においても膝伸展力の影響を反映するものであれば、高齢者の歩行テストをより安全に行える。このような問題に対して、本研究の提案した歩行能力の評価尺度を構成する歩行の接地パラメータは有効であろうと考えられる。

ところで、歩行において膝関節が最大の伸展モーメントを発揮するのは、立脚中の最大膝屈曲時である立脚中期の膝屈曲 20° 付近（江原ら 2001）であるのに対して、最大膝伸展力の測定は、等尺性収縮の場合には膝屈曲 $45\sim 60^{\circ}$ と、より屈曲した状態で行われる（Rantanen et al. 1994, Ringsberg et al. 1999）。また、等速性収縮の場合にも同様の範囲で最大膝伸展力は発揮される。この点にも最大膝伸展力と歩行速度とが対応しない理由があると考えられる。

そこで本章では、本研究の歩行能力の評価尺度を構成する接地パラメータが、筋力に基づいた歩行評価に有効であることを示すために、高齢者の自由歩行における立脚中期の膝屈曲角度、膝伸展力、歩行の接地パラメータとの関係を調べた。健常高齢女性の自

由歩行での立脚中期の最大膝屈曲角度と、その角度での膝伸展力を等速性回転力測定装置 (Cybex 340, Cybex 社製) によって測定し、最大膝伸展力、接地パラメータとの関係を検討した。接地パラメータは、歩行能力の評価尺度で用いるなかの、立脚期、遊脚期、両脚支持期、歩行周期、ストライド幅、歩行速度などの基本的なパラメータを用いた。

4.2 方法

4.2.1 被験者

被験者は、第2章において歩行の接地パラメータの測定を行った被験者のなかの一部で、41才から82才までの健常女性24名であった。年齢、身長、体重の平均値と標準偏差はそれぞれ、 61.3 ± 13.6 才、 152.9 ± 5.4 cm、 52.2 ± 6.4 kgであった。

これらの被験者に対して、自由歩行における接地パラメータや、立脚中の膝屈曲角度、膝伸展力の測定を行った。被験者には、膝伸展力の測定データも歩行測定と同様に研究で使用するものであることを十分に説明した。

4.2.2 ビデオ解析

被験者の歩行の記録、接地パラメータの定義に関しては第2章において述べた通りである。被験者の自由歩行における立脚期 (A+B+C)、遊脚期 (D)、歩行周期 (T)、両脚支持期 (SWd-STa) を全て左右の平均で算出した。これらの期間の歩行周期に占める割合、ストライド幅 (L)、歩行速度 (V) も算出した。歩行能力の評価尺度を構成するパラメータのなかでも、先行研究などでも用いられる基本的なパラメータに注目した (中村ら 1994)。ストライド幅、歩行速度に関しては、被験者の身長個人差が小さかったので本章では補正はしなかった。

さらに、踵、膝関節、股関節中心を同様のビデオから検出し、立脚期の最大膝屈曲角度を Kflx (Knee flexion : 膝屈曲) と定義して、膝最大伸展時を 0° として測定した (河合ら 2001, Kawai and Hiki 2002a)。最大膝屈曲時点は立脚中期のつま先接地時点付近である。

なお、被験者の服装は普段着であったので、関節の回転軸を推定するために、解剖学的基本構造を踏まえて (中村ら 1994)、衣服を着ていても観察することのできる部分を利用した (図4-2)。

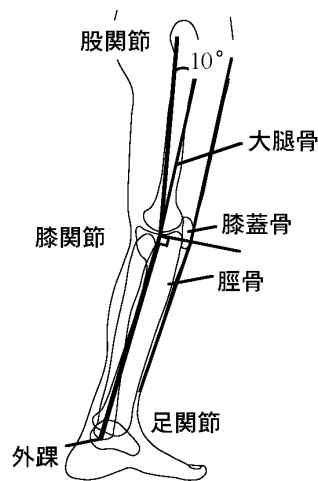


図4-2 股関節, 膝関節, 足関節の回転軸の推定

足関節の回転軸は、外踝の中心とした。外踝の位置はビデオで観察できる。

膝関節の回転軸は、膝蓋骨から垂直に脛骨に下ろした交点とした。膝蓋骨は、遊脚期に膝関節が最も屈曲したときに観察できる。脛骨は、下腿の前面とほぼ平行で、外踝を通る。

股関節の回転軸は、大腿の前面に平行な線よりも約 10° 大腿骨が後傾していることを考慮して推定した。

これらの関節の回転軸の推定の誤差は、最大で ± 2 cm くらいと考えられるが、平均 ± 1 cm の精度で推定できたとすると、角度の測定の誤差は、大腿、下腿の長さが約 40 cm であるので、 $\tan^{-1}\{1/(40/2)\} \approx 2.9^\circ$ より、最も大きくて 3° くらいである。これらを踏まえて、Kflx は 1° 単位で測定した。

4.2.3 膝伸展力の測定

1) 測定装置

膝伸展力の測定には、等速性回転力測定装置 Cybex 340 を用いた。Cybex 340 は単関節の回転運動において、回転速度を一定に保ちながら、回転範囲内の様々な関節角度での最大回転力を測定する装置である。Cybex 340 を使った等速回転運動の測定では、各関節角度で筋力に応じた負荷が与えられるため、常に被験者の全可動域で最大努力をした検査や訓練ができる。また、被験者自身が出せる力以上の負荷がかからないため、高齢者のように筋力の弱い人や障害のある人にも安全に対応ができる(酒井医療株式会社, 酒井医療株式会社 1986, Cybex 1988)。さらにそのデータを即時にコンピュータで処理し、結果の数値やグラフを画面に表示したり、印刷したりできる。Cybex340 による膝

伸展力の測定風景を図4-3に示す。

なお、測定に用いた Cybex 340 は、身体の揺れによる精度の劣化を防ぐ方策として、欧米人の体型に合わせて設計された本装置に対して、日本人女性の体型にも適合するように身体保持法を改良したものである。

体幹を固定するためのシートベルトは、従来の3点シートベルトから4点シートベルトに取り替え、身体をダイナモメータ側に寄せて装着できるようにしてある。これにより、関節の回転軸とダイナモメータの回転軸とを近付けられる。大腿を保持するベルトには、ベルトとシートの間隙を塞ぐための金具を用意した。これにより、膝関節がダイナモメータに対して動かないように固定することができる(松尾ら 1997)。また、従来は測定部位によっては、装置に付属しているディスプレイモニタを見ることができなかったが、これらの測定の動作を的確に習得させるために、測定結果のグラフ表示を、専用のディスプレイモニタでどの姿勢でも、被験者の見やすい位置に提示できるようにしてある(岡ら 1997)。

本研究の被験者は、Cybex 340 による測定が初めての被験者ばかりであったが、このような装置の改良によって、これらの被験者に対しても正確な測定データが得られたと考えられる。

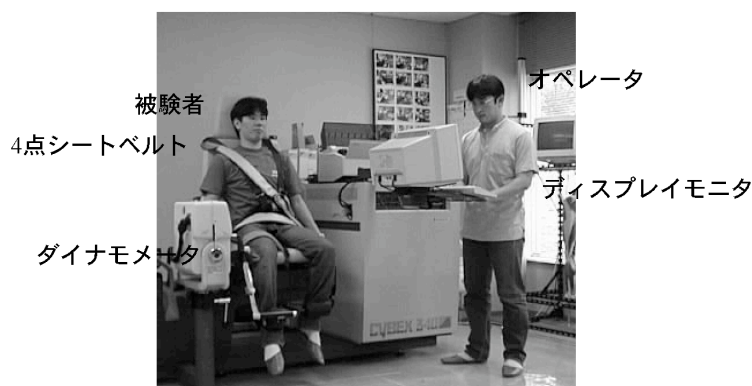


図4-3 Cybex340 による膝伸展力の測定風景

2) 測定方法

この Cybex 340 を用いて、最大膝伸展力を測定した。回転速度は高齢者が十分ついていける速度として $60^{\circ}/\text{sec}$ に設定した(河合ら 1999)。測定は右足、左足の順序で、それぞれ3回ずつ行い、全体を通しての最大値を最大膝伸展力として、体重あたりの値で算出した。最大膝伸展力が発揮される角度も Kflx と同様の定義で記録した。Kflx での膝伸展力も同様に算出した。

最大膝伸展力、Kflx での膝伸展力は、図4-4のグラフから最小目盛りの1/2の精度で、

5 ft-lbs 単位で読み取った。これは Nm に換算すると、 $5 \text{ ft-lbs} \times 1.356 \div 6.8 \text{ Nm}$ より、約 7 Nm の精度で測定したことになる。最大膝伸展力に関しては、1 ft-lbs 単位での数値出力が可能ではあるが、本研究では Kflx の膝伸展力も測定したので、測定精度を合わせるためにこの方法を使用した。

Kflx の検出については、横軸の最小目盛りは 5° であるが、Kflx の一の位が 2, 3 や 7, 8 のときは目盛りの中間 (2.5° や 7.5°) とした。その他の場合は、最も近い目盛りとした。このように検出した Kflx での縦軸の値を読み取って、Kflx での膝伸展力として測定した。

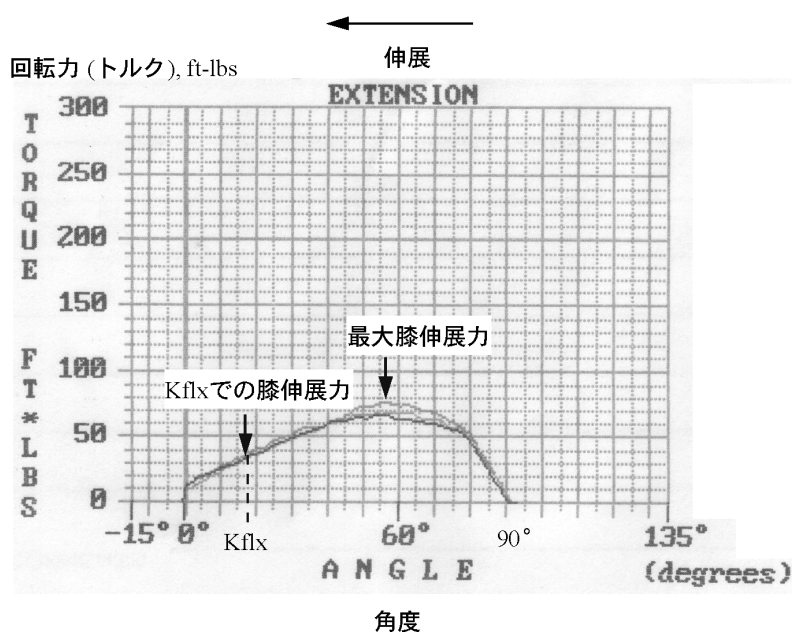


図4-4 Cybex340 による膝伸展力の測定結果のグラフと膝伸展力の定義
ピーク値を最大膝伸展力、ビデオ解析から得た Kflx での値を Kflx での膝伸展力とした。

4.2.4 統計解析

各測定値の高齢者の特徴を調べるために、本章では被験者を 65 才以上の高齢群 (68 ~82 才, $n = 11$) と 64 才以下の若年群 (41~63 才, $n = 13$) の 2 群に分け、対応のない Student の t 検定を行った。各群の年齢、身長、体重の平均値と標準偏差はそれぞれ、高齢群が 74.4 ± 4.7 才, $151.5 \pm 5.2 \text{ cm}$, $52.6 \pm 8.2 \text{ kg}$, 若年群が 50.2 ± 6.5 才, $154.2 \pm 5.4 \text{ cm}$, $51.8 \pm 4.8 \text{ kg}$ であった。

歩行の接地パラメータと膝伸展力との関係を調べるためには相関係数を用いた。いずれも有意水準は 5%未満とした。

全ての統計解析には JMP4 (SAS インスティテュートジャパン社製) を用いた (内田ら 2002b).

4.3 結果

4.3.1 接地パラメータ

高齢群と若年群の平均値と標準偏差を表 4-1 に示す. 接地パラメータは先行研究 (Murray et al. 1969, Kaneko et al. 1991) や, 本研究の第 2 章の結果と同様に高齢群で衰退する傾向があったが, 高齢群と若年群の間の差はわずかで, 両群の間で有意な差が認められたパラメータはなかった.

表 4-1 歩行の接地パラメータの高齢群と若年群の平均値と標準偏差

パラメータ (単位)	高齢群 平均±SD <i>n</i> =11	若年群 平均±SD <i>n</i> =13
立脚期 (sec)	0.66±0.07	0.61±0.04
遊脚期 (sec)	0.41±0.04	0.40±0.03
両脚支持期 (sec)	0.12±0.03	0.11±0.02
歩行周期 (sec)	1.06±0.10	1.01±0.06
遊脚率 (%)	38±2	39±1
両脚支持率 (%)	12±2	11±2
遊脚/立脚比 (%)	62±5	65±4
ストライド幅 (m)	1.12±0.13	1.18±0.08
歩行速度 (m/sec)	1.06±0.17	1.18±0.12

4.3.2 立脚期の最大膝屈曲角度

最大膝伸展力の発揮される膝関節角度, および立脚期の最大膝屈曲角度 (Kflx) 膝伸展力の高齢群と若年群の平均値と標準偏差を表 4-2 に示した. 最大膝伸展力の発揮される膝関節角度は, 高齢群 $45 \pm 10^\circ$, 若年群 $47 \pm 12^\circ$ で有意な差はなかったが, Kflx の平均値と標準偏差は高齢群 $23 \pm 9^\circ$, 若年群 $17 \pm 4^\circ$ で有意な差が認められた ($p < 0.05$).

4.3.3 膝伸展力

最大膝伸展力の平均値と標準偏差は, 高齢群が 1.35 ± 0.18 Nm/kg, 若年群が 1.88 ± 0.28 Nm/kg で有意な差があった ($p < 0.01$). Kflx での膝伸展力は高齢群が 1.06 ± 0.28 Nm/kg, 若年群が 1.21 ± 0.25 Nm/kg で有意な差は見られず, 1.2 Nm 付近にばらついていた (表 4-2).

4.3.4 接地パラメータと膝伸展力との関係

接地パラメータと膝伸展力との相関を表 4-3 に示した。最大膝伸展力と有意な相関のあった接地パラメータは遊脚率だけであった ($p < 0.05$)。一方, Kflx での膝伸展力と有意な相関のあった接地パラメータは両脚支持期, 遊脚率, 両脚支持率, 遊脚/立脚比であった ($p < 0.05$)。

表 4-2 最大膝伸展力発揮角度, Kflx, 最大膝伸展力, Kflx での膝伸展力の高齢群と若年群の平均値と標準偏差

パラメータ (単位)	高齢群 平均±SD <i>n</i> =11	若年群 平均±SD <i>n</i> =13
最大膝伸展力発揮角度(°)	45±10	47±12
Kflx (°)	23±9	17±4*
最大膝伸展力(Nm/kg)	1.35±0.18	1.88±0.28**
Kflxでの膝伸展力(Nm/kg)	1.06±0.28	1.21±0.25

* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$

表 4-3 歩行の接地パラメータと膝伸展力との相関

パラメータ (単位)	最大膝伸展力 (Nm/kg)	Kflxでの膝伸展力 (Nm/kg)
立脚期 (sec)	-0.22	-0.28
遊脚期 (sec)	0.07	0.15
両脚支持期 (sec)	-0.34	-0.41*
歩行周期 (sec)	-0.11	-0.13
遊脚率 (%)	0.41*	0.47*
両脚支持率 (%)	-0.39	-0.46*
遊脚/立脚比 (%)	0.37	0.50*
ストライド幅 (m)	0.29	0.06
歩行速度 (m/sec)	0.27	0.11

* $P < 0.05$

4.4 考察

4.4.1 先行研究との対応

本研究の被験者の歩行速度を, 女性の歩行を広範に調べた Himann ら (1988) の報告と比較すると, 本研究の若年群に相当するデータの平均値が 1.27 m/sec, 高齢群に相当するデータが 0.89 m/sec と, 若年群では速く, 高齢群では遅い。これは若年群については身長の違いが影響したと考えられ, 平均身長で補正をするといずれも 0.77 となる。高齢群については Himman らの研究では, より高齢の被験者を含めていたことが理由と考えられる。年代区分はやや異なるが, 本研究とほぼ同じ年齢の高齢者を測定した

Kaneko ら (1991) の報告と比較すると、高齢群が 0.99 m/sec と近い値となっている。しかし、若年群では 1.42 m/sec と本研究の被験者が遅い。その他の接地パラメータについても同様に若年群は低い傾向があった。

一方、最大膝伸展力については、女性の 60° /sec の等速性最大膝伸展力を大規模に測定した Weldon ら (1988) の報告における、本研究の被験者の平均体重と同程度のデータと比較すると、高齢群が 1.32 Nm/kg、若年群が 1.47 Nm/kg で高齢群では同様の傾向であったが、若年群では先行研究よりも高かった。これらのことから、本研究の若年者は、最大膝伸展力は標準と比べて高く、Kaneko らの研究と比べると余裕のある歩行を行ったことが推察される。

しかし、著者らの先の報告 (河合ら 1999) における女性 71 名のデータでは、高齢群が約 1.3 Nm/kg、若年群が約 1.7 Nm/kg と本研究と同様の傾向を示しており、全体的には標準的な傾向を抽出できていると考えられる。

4.4.2 立脚期の最大膝屈曲角度と膝伸展力との関係

最大膝伸展力が発揮される角度は、高齢群と若年群の間に差がないのに対し、立脚期の最大膝屈曲角度 (Kflx) は、高齢群では若年群と比較して、ばらつきも大きいが大きくなる傾向があった。歩行における膝伸展と Cybex による膝伸展力の測定とは、力が発揮される方向や股関節の屈曲角度などの条件は異なるが、高齢者では大きな膝伸展力を発揮しやすい角度で離地を行うことで、加齢による下肢の筋力の低下を補う傾向があることが考えられる。その結果として、Kflx での膝伸展力に差が認められなくなり、最大膝伸展力に顕著な差があるにもかかわらず、歩行速度に影響しない。これは、若年者が余裕のある歩行を行ったことが関係している可能性もあるが、筋力低下にともなう高齢者の適応として注目される。

膝伸展に作用する筋は、大腿直筋、中間広筋、内側広筋、外側広筋から構成される大腿四頭筋群であり、深部筋である中間広筋以外は表面筋電図による筋活動の観測が可能である (中村ら 1994)。等尺性最大膝伸展における、それらの筋活動レベルの膝屈曲角度による変化を表面筋電図によって観測した報告によると (Pincivero et al. 2004)、最大の膝伸展力が発揮される膝屈曲 60° 付近での大腿四頭筋群の各筋の活動レベルが同じで全て 100% とすると (先行研究 (Ericson et al. 1986, Ciccotti et al. 1994) ではこのような仮定のもとに歩行時のそれらの筋の%MVC (最大随意収縮) を算出している。)、膝屈曲 10° では大腿直筋、内側広筋、外側広筋の活動レベルはそれぞれ、90%、60%、80% である。一方、それらの筋の平均断面積の比は、およそ 1 : 3 : 3 であるので (Trappe et al. 2001)、活動レベルと筋断面積との積から大腿直筋、内側広筋、外側広筋の発揮張力の比を近似的に算出すると、1 : 2 : 2.7 くらいと考えられる。

筋活動レベルは膝屈曲 30° では、大腿直筋が約 5%、内側広筋が約 40%、外側広筋が

約5%上昇し (Pincivero et al. 2004), それぞれの活動レベルは95%, 85%, 85%になる。同様に, 発揮張力の比は1 : 2.7 : 2.7 くらいであると推定される。

このように, 膝屈曲角度が歩行で使用されるような範囲で変わっても, 大腿四頭筋群のそれぞれの筋の発揮張力の比がそれほど変化しないことは, 若年者と高齢者との間で, 膝屈曲角度の違いによる各筋の活動レベルの変化特性が同じであると仮定すると, 膝屈曲の大きい歩行を行う高齢者が, 特定の筋を優先的に使用する傾向はそれほどなく, 高齢者において大腿四頭筋群は全体的に衰退し, 選択的に萎縮することはないという Trappe ら (2001) の MRI による結果を支持する。しかし, 5 週にわたって, 片脚だけで体重を支えて生活した場合の筋萎縮について報告した Tesch ら (2004) の研究では, 負荷をかけなかった側の大腿四頭筋群全体の萎縮は約 9%であるが, 大腿直筋は他の筋と比較して全く萎縮が見られない。また, 高齢女性を対象として, 21 週の筋力トレーニングによる大腿四頭筋群の各筋の肥大の特性を調べた研究では (Hakkinen et al. 2001), 各筋の肥大する部分に有意差が認められ, それぞれの筋の肥大特性には違いがあることが報告されているように, 個人においては, それらの筋について選択的な萎縮の可能性があることも十分に考えられる。

従って, 膝屈曲の大きい歩行において, わずかに内側広筋の貢献が他の筋に比べて高くなる傾向があることは, 膝屈曲が大きい歩行を行う高齢者では, 大腿直筋や外側広筋の筋力低下が進行しやすい可能性もある。このような高齢者では, 筋力の偏りによる転倒への影響も考えられる。

4.4.3 接地パラメータと膝伸展力との関係

1) 膝伸展力の影響を反映する接地パラメータ

さらに, 接地パラメータと膝伸展力との相関については, 最大膝伸展力よりも K_{flx} での膝伸展力のほうが有意な相関があった接地パラメータが多かった。それらの接地パラメータと, 最大膝伸展力, K_{flx} での膝伸展力との相関係数の差はわずかで, 被験者数を増やした場合には差がなくなることも考えられる。しかし, それらのパラメータの全てにおいて, K_{flx} での膝伸展力のほうが高い相関係数を示しており, 膝伸展力の歩行の接地パラメータへの影響を見るうえでの K_{flx} での膝伸展力の有用性が示唆された。

膝伸展力の影響を反映する接地パラメータは特に遊脚期や両脚支持期に関するもので, 歩行速度よりも顕著であった。

これらの代表的な例を図4-5に示す。高齢群の被験者の多くは最大膝伸展力が1.2~1.4 Nm/kg と若年群に比べて低い範囲に分布しているが, これらの被験者においても歩行速度は0.7~1.5 m/sec と広い範囲にばらついている。遊脚/立脚比についても同様の傾向である。これに対して, これらの被験者の K_{flx} での膝伸展力は0.6~1.4 Nm/kg の範囲に分布しているが, 遊脚/立脚比との有意な相関が見られる。歩行速度との相関は顕著

ではないが、これは、歩行速度が同じでも筋力に余裕がある場合には、遊脚期の股関節、膝関節の屈曲が大きくなり、特に遊脚期が立脚期に対して相対的に延長する傾向があることを示していると考えられる。

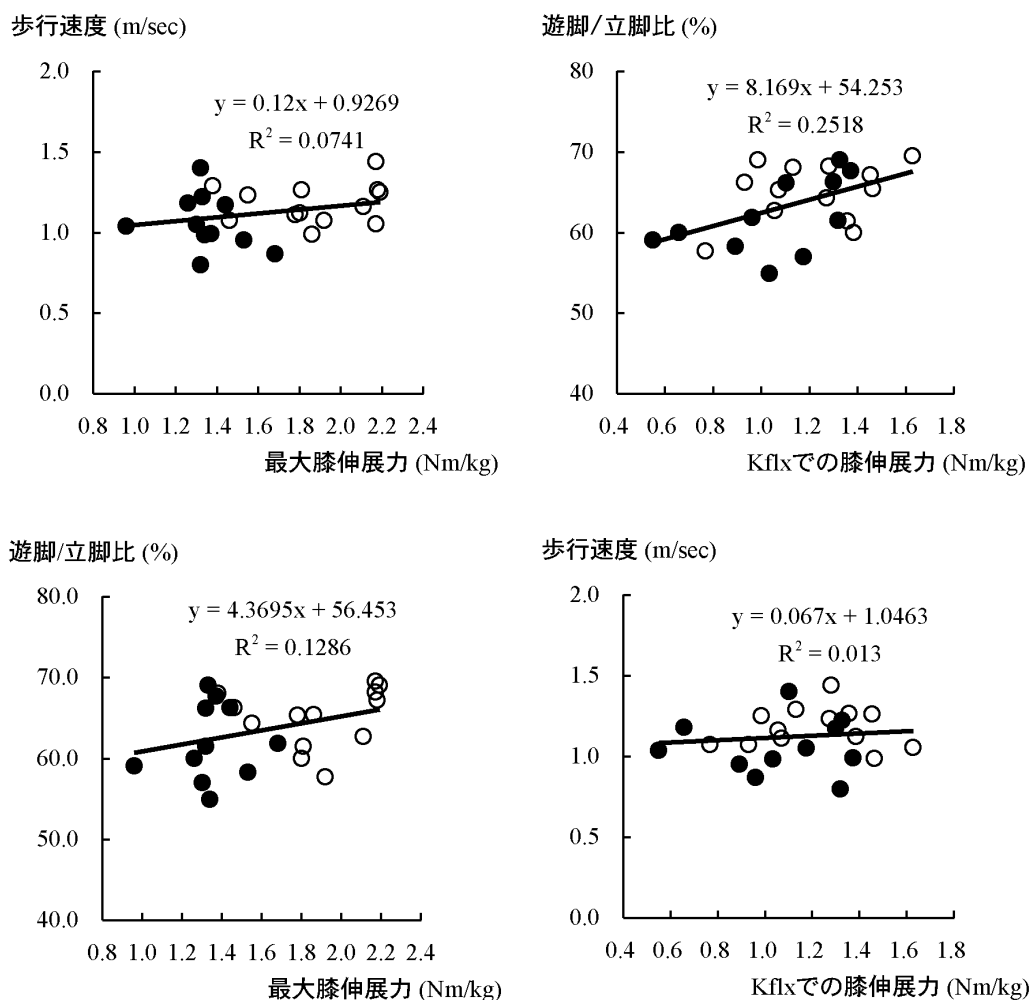


図 4-5 最大膝伸展力と歩行速度との関係 (上) と Kflex での膝伸展力と遊脚/立脚比との関係 (下) ●高齢群 (n = 11), ○若年群 (n = 13)

さらに、Kflex での膝伸展力は最大膝伸展力よりも狭い範囲に分布しており、最大膝伸展力が大きな被験者でも、歩行においては自立歩行できるかどうかの境界値に近い、1.2 Nm/kg 付近の筋力を発揮していることが注目された。

これらの結果から、介護予防の対象となる自立歩行可能な高齢者においては、筋力トレーニングなどの歩行に対する効果を評価するうえでは、Kflex にできるだけ近い角度で膝伸展力を測定し、歩行に関しては、遊脚期や両脚支持期に関する接地パラメータを

測定することが望ましいことが示唆された。

2) 歩行能力改善のための助言への応用

第3章で作成した歩行能力の評価尺度において、遊脚期や両足支持期に関する接地パラメータは敏速性や片足支持安定性を構成するパラメータである。すでにこれらの接地パラメータの低下に対しては、筋力トレーニングが効果的であることを第3章の終わりで考察したが、本章の結果からも、これらの接地パラメータは下肢筋力の影響をよく反映することが明らかとなった。

従って、歩行能力の評価点の低下に、特にこれらの遊脚に関するパラメータの低下が関与している場合には、下肢筋力トレーニングの必要性を助言することが適切であると考えられた。しかし、Kflxでの膝伸展力と最大膝伸展力との関係には、相関傾向はあるが、最大膝伸展力の大きい若年群の被験者でも、小さい高齢群の被験者でもばらつく傾向がある(図4-6)。Kflxでの最大膝伸展力に対してKflxでの膝伸展力が小さい被験者などに対して、どのようなトレーニングを実施することによって、Kflxでの膝伸展力を高めることができるかなどは、今後の検討課題である。

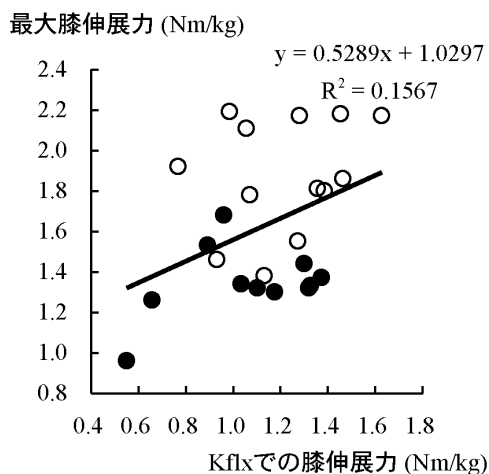


図 4-6 Kflx での膝伸展力と最大膝伸展力との関係
●高齢群 (n =11), ○若年群 (n = 13)

4.5 結論

本章では、接地パラメータと下肢筋力との関係を検討し、高齢者の歩行能力の評価における接地パラメータの有用性を再検証した。また、筋力トレーニングなどの介入の結

果、自立歩行可能な高齢者では、筋力向上の結果が、介護予防などの現場で使用されている評価指標である歩行速度に反映されにくいという問題について、筋力に基づいた歩行評価を行ううえでも、本研究の接地パラメータが有効であることを示すことも目的とした。このために、高齢者の自由歩行における立脚期の膝屈曲角度、膝伸展力、接地パラメータとの関係を検討した。

被験者は41～82才の健常女性24名であった。これらの被験者の自由歩行における立脚期の最大膝屈曲角度 (Kflx)、立脚期、遊脚期、歩行速度などの接地パラメータをビデオ解析により測定した。Kflxでの膝伸展力、最大膝伸展力は、等速性回転力測定装置 (Cybex 340) を用いて $60^{\circ}/\text{sec}$ の速度で測定した。

最大膝伸展力には有意な加齢による低下が認められたが、Kflxでの膝伸展力については差がなかった。最大膝伸展力と有意な相関があった接地パラメータは、遊脚率のみであったが、Kflxでの膝伸展力は、遊脚率、遊脚/立脚比、両脚支持期、両脚支持率との間に有意な相関があった。本章の結果から、筋力に基づいた歩行評価を行ううえでは、歩行で使用される屈曲に近い角度での膝伸展力を測定することが望ましいことや、遊脚期や両脚支持期に関する接地パラメータを測定することが望ましいことが示唆された。これによって、筋力トレーニングの歩行に対する効果を見るうえでの、本研究が提案する歩行能力の評価尺度の接地パラメータの有用性が示唆された。

なお、本章の内容は、学術論文 (河合ら 2005b) に公表済みである。

第5章 歩行能力の評価システムのプロトタイプ製作

5.1 目的

本章では、第2章～第4章までの検討を踏まえ、高齢者の歩行能力の評価システムのプロトタイプを製作した。まず、歩行能力の評価システムのプロトタイプ全体の構成、そのなかで使用する歩行能力の評価プログラムの流れについて説明する。

そして、プロトタイプによる高齢者の歩行能力の評価点の提示や、歩行能力の維持や改善のための助言の効果について予備的な検討を行う目的で行った、実際の介護予防教室での高齢者を対象としたシステムの試用試験について説明する。

試用試験では、システムを利用した歩行能力評価と結果の提示と助言のフィードバック、日常生活の歩行の実態に関する面接調査、システムによる評価に対する反応に関する面接調査などを実施し、この結果に基づいてプロトタイプの有効性を検討した。

5.2 方法

5.2.1 歩行能力の評価システムの構成

製作した歩行能力の評価システムは、デジタルビデオカメラ (Digital Handycam DCR-VX1000, SONY 社製)、動画編集用ソフトウェア (Adobe Premiere 6.5, Adobe Systems 社製) 歩行評価プログラムをインストールしたノート型パーソナルコンピュータ (以下ノート PC, PowerBook G4, Apple Computer 社製) から構成した (図 5-1)。

約 10 m の歩行路を用意し、歩行路の中央付近から垂直に約 3.5 m 離れた床面にデジタルカメラを設置して、被験者の自由歩行の下肢動作を撮影する。縦方向は中央付近に床面が収まるように、横方向は、左右の 1 ストライトが余裕を持って収まるように約 2.5 m の範囲を撮影する。これらに合わせて、それぞれカメラ位置やズームを微調整する。動画サイズは、第2章において示したように、通常モニタ上で再生するのと同じくらいの解像度 (640×480 pixel) があれば十分である。従って、プロトタイプで用いたのと同程度の仕様の汎用のデジタルカメラが利用できる。ノート PC についても、そのような動画の取込みができる程度の仕様であれば、他の製品も利用できる。

撮影した動画は、プロトタイプでは FireWire ポートを介してノート PC によって動画編集用ソフトウェアによって取り込み (インセプト 2005a)、DV/DVCPRO-NTSC ビデオ形式で圧縮して QuickTime ムービーとして保存する (アスキー 2005a, インセプト

2005b). フレームレートは 30 fps, 平均データレートは 3.43MB である. Windows 用ノート PC では, IEEE1394 ポートを介して同様に動画編集, 保存が可能なソフトウェアを使用することができる (アスキー 2005b, インセプト 2005c). これらのソフトウェアは, 近年に市販されているノート PC であれば標準でインストールされていることが多い. 従って, 実質的にはデジタルビデオカメラとノート PC さえあればよいことになり, 誰でも安価にシステム環境を構築することができる.

ノート PC に保存したファイルは, 歩行能力の評価プログラムで呼び出し, 接地パラメータの測定と歩行能力の評価点の算出, 評価結果, 助言の表示によってフィードバックを行う. 歩行能力の評価プログラムの詳細は次項で述べる.

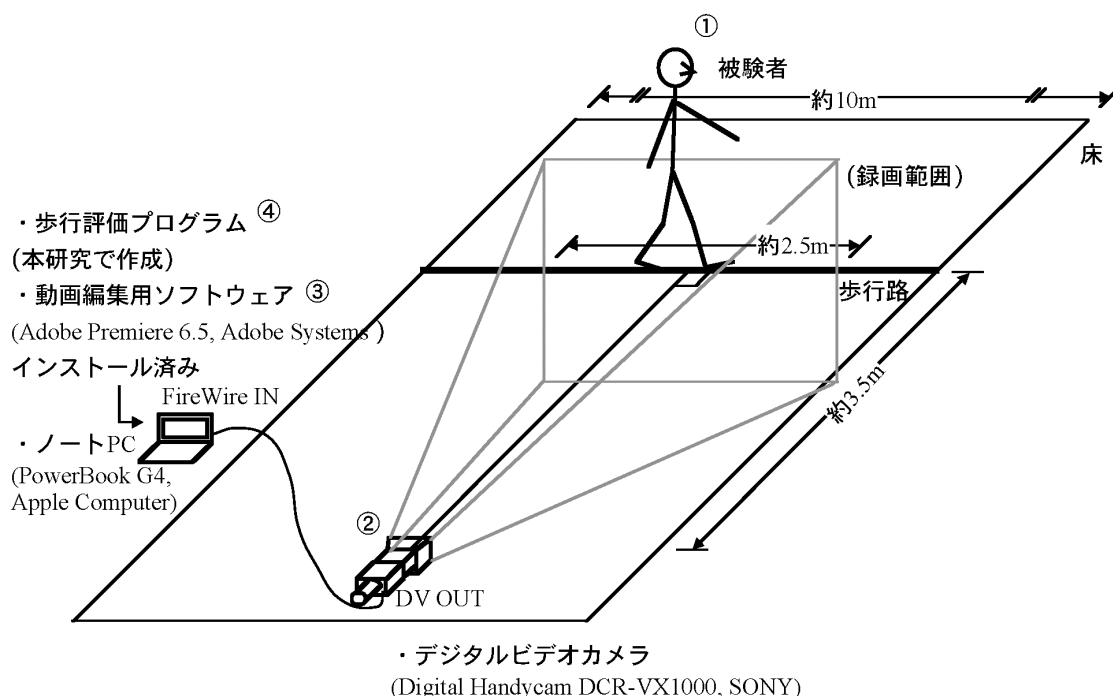
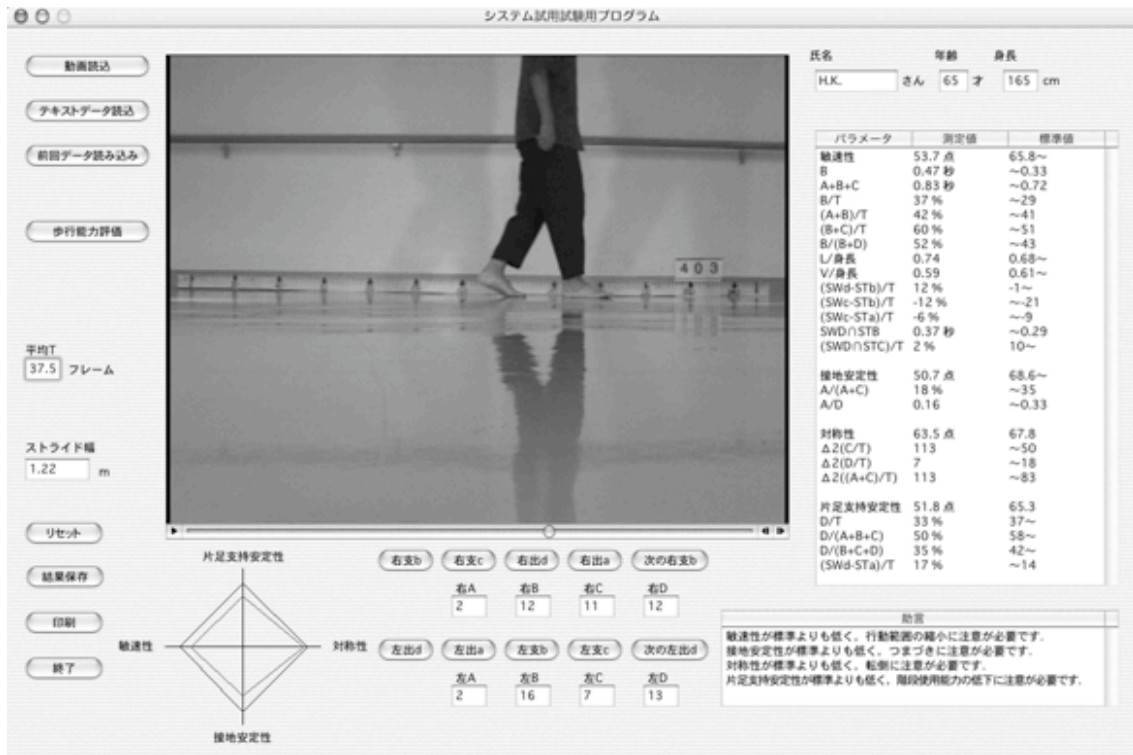


図5-1 歩行能力の評価システムのプロトタイプ構成

①被験者の自由歩行, ②歩行の録画, ③動画の取り込み, ④接地パラメータの測定, 歩行能力の評価点の算出, 結果の表示

5.2.2 歩行能力の評価プログラムの流れ

歩行能力の評価プログラムは REALbasic 3.5 (アスキーソリューションズ社製) により作成した (掌田, 2001). プログラムの実行画面を図 5-2 に, 歩行能力の評価プログラムの流れを表 5-1 に示す.



1) プログラム開始

プログラムを開くと図 5-2 のようにウインドウが表示される。このウインドウの左の部分では、主に動画の取込み、中央部分では歩行パラメータの測定・算出を、右の部分では結果と助言の表示を行う。結果は、左下のレーダーチャートにもグラフで表示される。

2) 歩行データ取得方法の指定

歩行パラメータの測定・算出のもととなる、歩行データ取得の方法を指定する。a) PC に予め保存してある動画ファイルを取り込む、b) テキストデータに保存された踵、つま先の接地と離地のデータを読み込む、c) 前回保存したデータを読み込む、の3種類を用意した。それぞれの方法は『動画読み込』、『テキストデータ読み込』、『前回データ読み込』のウインドウ左上に配置されたそれぞれのボタンによって指定する。

表 5-1 歩行能力の評価プログラムの流れ

-
1. プログラム開始
 - 1.1 プログラムを開く
 - 1.2 ウィンドウの表示
 2. 歩行データ取得方法の指定
 - 2.1 動画から→3 へ
 - 2.2 テキストデータから→4 へ
 - 2.3 前回保存したデータから→5 へ
 3. 動画の読み込み
 - 3.1 『動画読み込』ボタンによるファイル選択ダイアログの呼び出し
 - 3.2 ファイル選択ダイアログによる指定
 - 3.3 ビデオプレーヤ上への動画の読み込み→6 へ
 4. テキストデータの読み込み
 - 4.1 『テキストデータ読み込』ボタンによるファイル選択ダイアログの呼び出し
 - 4.2 ファイル選択ダイアログによる指定
 - 4.3 テキストデータの読み込み→6 へ*
 5. 前回保存したデータの読み込み
 - 5.1 『前回データ読み込』ボタンによるファイル選択ダイアログの呼び出し
 - 5.2 ファイル選択ダイアログによる指定
 - 5.3 データの読み込み→7 へ
 6. 接地パラメータの測定と算出
 - 6.1 被験者の氏名・身長の入力
 - 6.2 踵接地, つま先接地, 踵離地, つま先離地, 次の踵接地のフレームの指定 (*4 から: 呼び出し)
 - 6.3 立脚初期, 立脚中期, 立脚後期, 遊脚期, 歩行周期の算出・表示
 - 6.4 任意の2点位置の指定・較正值の入力
 - 6.5 踵接地, 次の踵接地の位置の指定 (*4 から: 呼び出し)
 - 6.6 ストライド幅の算出・表示
 - 6.7 『歩行能力評価』ボタンによるその他の接地パラメータと歩行能力の評価点の算出
 7. 結果の表示
 - 7.1 標準値との照合
 - 7.2 歩行能力の評価点・接地パラメータの表示
 - 7.3 歩行能力の評価点のグラフ表示
 - 7.4 歩行能力維持・改善のための助言の表示
 8. 結果の保存
 - 8.1 『結果保存』ボタンによるファイル保存ダイアログの呼び出し
 - 8.2 ファイル保存ダイアログによるファイルの保存
 9. 結果の印刷
 - 9.1 『印刷』ボタンによるプリンタウィンドウの呼び出し
 - 9.2 プリンタウィンドウによるウィンドウの印刷
 10. プログラム終了
 - 10.1 『リセット』ボタンによる全ての情報のリセット (続けて歩行評価を行う場合→2 へ)
 - 10.2 『終了』ボタンによるプログラムの終了
-

3) 動画の読み込み

PC に保存した動画を歩行能力評価プログラムに取り込む。ウインドウ左上の『動画読込』ボタンを押すと、ファイル選択ダイアログが開き、これを利用してあらかじめPCに取り込んで保存しておいた動画ファイルを指定する。指定した動画はウインドウ中央のムービープレーヤに読み込まれる。

4) テキストデータの読み込み

足と床の接触情報の測定には様々な装置が提案されている (Blank et al., 1999 ; Pappas et al., 2001 ; Hansen et al., 2002 ; Aminian et al., 2002 ; Auvinet et al., 2002)。これらによって測定した踵接地, つま先接地, 踵離地, つま先離地, 次の踵接地, および踵接地と次の踵接地の位置をテキスト形式で保存したデータを読み込む方法も用意した。この方法によって, それらのような計測装置を用いた場合でも, 本研究の提案する歩行能力の評価を行うことが将来的に可能である。ウインドウ左上の『テキストデータ読込』ボタンを押して, 3)と同様の方法でファイルの選択を行う。

5) 前回保存したデータの読み込み

前回の評価結果を保存したデータを読み込む。ウインドウ左上の『前回データ読込』ボタンを押して, 3, 4)と同様にファイルの選択を行う。保存データの内容については8)で述べる。

6) 接地パラメータの測定と算出

被験者の氏名と身長をウインドウ左上の『氏名』, 『年齢』, 『身長』エディットフィールド (テキストボックス) に入力する。このうちで歩行能力の評価点の算出に実際に必要なのは『身長』だけなので, 後は省略してもよい。

ムービープレーヤ上で, 左右の踵接地, つま先接地, 踵離地, つま先離地, 次の踵接地のフレームまで動画を操作して, ムービープレーヤ下の『右 a』, 『左 b』などのボタンを押すことで, 各フレームの時点を指定する。第2章において定義した離地する側の足と接地する側の足との連携に関するパラメータを算出するために, 右足は b, c, d, a, 次の b, 左足は右 b の直前の (高齢の被験者では直後になることもある) d, a, b, c, 次の d, の順に指定する。これらから, 立脚初期, 立脚中期, 立脚後期, 遊脚期, 歩行周期などが算出され, ボタン下の『右 A』, 『右 B』や, 『平均 T』などのエディットフィールドに表示される。表示を見て間違いの可能性があると判断した場合には, もう一度動画を操作してフレームの時点の指定を行うことができる。

ストライド幅の測定は, まず, 動画上で1 m離れた2点の位置をマウスで指定し, 1 mの較正值を算出する2点実長換算法を用いて行う。踵接地と次の踵接地の位置をマウス

で指定すると、較正值をもとにストライド幅が算出され、『ストライド幅』エディットフィールドに表示される。時点の測定と同様に、測定をやり直すことができる。較正のためには、ビデオ撮影の際、画面中央付近に1mの水平線を収録しておく必要がある。

ウインドウ左の『歩行能力算出』ボタンを押すと、第3章で作成した歩行能力の評価尺度に基づいて、敏速性、接地安定性、対称性、片足支持安定性のそれぞれの歩行能力の評価点、および各歩行能力を構成するその他の接地パラメータの値も算出される。

7) 結果の表示

『歩行能力算出』ボタンを押すと、歩行能力の評価点と、歩行能力を構成する接地パラメータの値はその標準値とともに、ウインドウ右の表に数値で表示される。評価点の正規化には第3章でのデータ分析による数値を用い、標準値には、同じく第3章で基準値として注目した、歩行能力の評価点の高齢群の平均値を使用している。標準値よりも被験者の測定値が低い場合には、その歩行能力やパラメータは赤で表示され、右下の表に注意を促す助言が表示される。

歩行能力の評価点はレーダーチャートでも表示される。レーダーチャートにも、被験者の評価結果とともに、標準値も合わせて表示される。助言を表示する表には、第3章、第4章で検討した接地パラメータと体力要素との関係に基づいて、推奨すべき運動についての助言も表示される。

8) 結果の保存

ウインドウ左下の『結果保存』ボタンを押すと、被験者名、歩行能力の評価結果、歩行能力を構成する接地パラメータの結果を、テキスト形式で保存することができる。ファイル保存ダイアログが開くので、ファイルに名前を付けて保存する。

次に歩行評価を行ったときに、前回の結果と照合するなどの場合には、これを5)で選択して読み込み、その結果を表示することができる。

9) 結果の印刷

ウインドウに表示された結果を印刷して、被験者にフィードバックすることができる。『印刷』ボタンを押すと、プリンタウインドウが開き、全てのウインドウを印刷することができる。

また、ムービープレーヤに読み込まれた動画はいつでも再生可能なので、被験者に対して、歩行の動画を見せて歩行の理解に役立てることもできる。

10) プログラム終了

ウインドウ左下の『リセット』ボタンを押すと、全ての情報がリセットされる。次の

被験者の評価をすぐに行う場合には、そのまま 2)から再開すればよい。完全にプログラムを終了する場合には、『終了』ボタンを押すと、プログラムが閉じる。

将来的には、これらに加えて、被験者の歩行の下肢動作を接地パラメータからシミュレーションによって合成し、提示することによって、視覚的に歩行能力の理解に役立つことも検討している (Kawai and Hiki 2002b, 河合ら 2000a)。

5.2.3 予備的な試用試験

歩行能力の評価システムのプロトタイプによる歩行能力の評価結果の提示や、維持や改善の助言の効果を検討するため、予備的な試用試験を行った。

本来、歩行能力の評価システムの使用効果の検証には、長期に渡って歩行能力の評価と助言を行い、歩行能力の維持や改善に役立ったことを示すことが必要である。本研究ではこれに先立って、実際の介護予防教室に参加した高齢者に対して、歩行能力の評価システムの試用を行い、被験者の歩行能力の把握、システムへの興味、歩行に対する関心などについての面接調査を実施することで、予備的に歩行能力の評価システムの使用効果を検討した。

1) 被験者

被験者は、所沢市が介護予防の取り組みの一環として行っている「介護予防・転倒予防教室」の参加者のなかの 62 才～76 才の男女 8 名（男性 2 名、女性 6 名）であった。この教室では月に 1～2 回、地域高齢者を対象としてストレッチやバランス能力向上のための運動などを行っていた。被験者の年齢の平均値と標準偏差は 70.9 ± 4.9 才であった。これらの被験者には、本研究の趣旨を口頭で十分説明したうえで協力を要請した。

2) 試用試験の内容

これらの被験者に対して、歩行能力の評価システムのプロトタイプを用いて歩行能力を評価し、結果の提示と助言のフィードバックまで行う試用試験を行った。

まず、被験者に歩行路を 2 回練習として歩いてもらった後、3 回目の歩行における下肢動作をキャプチャ録画し、直接ノート PC へ取り込んだ。被験者には「普段歩くように自然に歩いて下さい」と教示した。全ての被験者の歩行の動画ファイルを保存する間に、第 3 章で用いたのと同様の、日常生活での歩行の実態に関する面接調査を実施した。

そして、被験者 1 名ずつに対して、歩行能力の評価プログラムを使って歩行能力を評価し、フィードバックを行った。フィードバックでは、歩行能力の評価システムの実行結果を PC のモニターで提示し、別紙の評価結果フィードバック用シート（付録 B）に歩行能力の評価点と、レーダーチャートにそのグラフを記入して、結果の説明と助言を口

頭で行った (図 5-3).

これら全てのフィードバックの後、システムについての反応に関する面接調査を実施した。



図 5-3 試用試験における評価結果のフィードバック風景

3) システムについての反応に関する面接調査

システムについての反応に関する面接調査では、i) 歩行能力の評価結果のわかりやすさ、歩行能力の把握への有効性について、ii) システムへの好感度について、iii) 自身の歩行への興味、関心の向上について、口頭で質問した。面接調査用の調査用紙は付録 C に示してある。

面接調査の結果は、まず Yes (肯定的) か No (否定的) かで分け、具体的な回答を踏まえて、それぞれの質問項目の回答を解釈した。

5.3 結果

5.3.1 歩行能力の評価点

歩行能力の評価点の被験者の平均値と標準偏差は、敏速性が 69.8 ± 5.5 点、接地安定性が 68.9 ± 6.7 点、対称性が 74.3 ± 1.1 点、片足支持安定性が 84.4 ± 11.2 点と、どの歩行能力においても第 3 章のデータにおける高齢群の平均値よりも高い値であった。特に片足支持安定性は、若年群の平均値よりも高い値を示していた。

この結果に関連して、日常生活での歩行の実態に関する面接調査においても、転倒経験のあると答えた被験者はおらず、行動範囲の縮小や、階段の使用が困難な被験者は見られなかった。

5.3.2 システムについての反応

システムについての反応に関する面接調査では、i) 歩行能力の評価結果のわかりやすさ、歩行能力の把握への有効性については、全ての被験者において肯定的な回答を得た。特に、「わかりやすい」、「現在の歩行が問題のないことが数値で知ることができた」、「どこが低いのかを知ることができ、気をつけるのに役立つそう」、などの回答があった。

ii) システムへの好感度についても、全て肯定的な回答であった。具体的には、「また測定したい」、「定期的に測定をしたい」などの回答を得た。

iii) 自身の歩行への興味、関心の向上についても、「(評価が低い能力について) 今後頑張ろうという気になった」、「今後気をつけようと思った」などの肯定的な意見を全ての被験者から得た。

5.4 考察

歩行能力の評価システムのプロトタイプを製作し、実際の介護予防教室において予備的な試用試験を行った結果を踏まえ、被験者の歩行能力の評価点を考慮したうえで、システムの使用効果について予備的な考察を行った。

歩行能力の評価点は、被験者の平均値は一般的な高齢者に比べるとかなり高かった。これに関しては、ビデオカメラを意識し、普段の歩行とは少し異なる歩行をした可能性もあるが、介護予防教室の参加者においては、自身の健康や体力に関心が高く、活動的であったことが主な理由と考えられる。また、この介護予防教室では、歩行指導もしており、被験者のなかには「踵接地」を意識して歩行を行っている被験者もいた。片足支持安定性が高い得点を示していたのはその影響も考えられる。この点に関して、介護予防教室の対象となる高齢者に対して、さらにデータを蓄積し、評価尺度を再検討していく必要があることが考えられた。

しかし、そのなかでもある特定の歩行能力が高齢者の標準値よりも低い被験者はおり、そうした被験者はシステムについての反応についての面接調査において、「どこが低いのかを知ることができ、気をつけるのに役立つそう」と答えていたことから、多面的な尺度の有効性が示唆されたと言える。

また、歩行能力の評価点やその提示方法についても、わかりやすいという肯定的な意

見を全ての被験者から得ることができ、こうしたシステムが高齢者の歩行能力の把握に役立つことも示唆された。

さらに、システムへの好感度についても、全ての被験者がまたシステムを使って評価してほしいと回答したように、こうしたコンピュータを使った計測についても関心が高かったことが注目された。計測からフィードバックまでの時間は、1人につき約5分であったが、これくらいの時間であれば特に難解な印象を高齢者に与えることなく、使用できるということが考えられた。また、測定は被験者の歩行の動画を再生しながら行ったので、被験者の理解に役立ち、結果の説明もしやすかったことも実際にフィードバックを行って感じた。

しかし、今回はビデオカメラの設置や、ビデオキャプチャ、歩行能力評価プログラムの操作は全て著者自身が行ったため、1人5分という時間で作業を行えたが、現段階のプロトタイプでは他者が同様の測定評価を行う場合にはさらに時間が必要であると思われる。また、測定精度についても再現性を検討する余地がある。この点に関して、測定方法の簡略化やインターフェイスの検討が必要であることが、今回の予備的な試用試験を通して考えられた。

その他には、自由歩行で歩行能力がわかるということが好評であった。この介護予防教室においても、従来用いられてきた最大歩行速度、最大1歩幅などを用いて歩行評価を行っていたが、それに比べて簡単に行えるという感想を計測者と被験者の両方の観点から得ることができた。つまり、従来では計測する側は、最大努力で歩行する、または1歩を踏み出す被験者に対して、計測者に加えて事故のないように補助する者が必ず必要であった。被験者も最大努力を求められるため負担が大きかった。これに対して、本研究の歩行能力の評価システムは1名で計測可能で、被験者への負担も小さい。

5.5 結論

本章では、高齢者の歩行能力の評価システムのプロトタイプを製作した。プロトタイプは、デジタルビデオカメラ、歩行能力の評価プログラムをインストールしたノートPCから構成される。動画の取込みには別途専用のソフトウェアが必要である。歩行能力の評価プログラムでは、接地パラメータの測定と歩行能力の評価点の算出、結果の表示を行う。

システムの使用手順は、1) 被験者の歩行における下肢動作をビデオ録画する。2) ビデオ画像をPCに取り込み、歩行能力の評価プログラム上で、踵、つま先の接地、離地の時点や位置をマウスで指定して測定する。3) 歩行能力の評価尺度に基づいた歩行能力の評価点、それぞれの評価尺度を構成するパラメータの値が数値で表示される。4) 歩

行能力の評価点はレーダーチャートでも表示される。レーダーチャートには、行動範囲の縮小や転倒などの危険レベルを表す範囲も同時に表示して、これらから歩行能力の維持や改善のための助言を行う。

プロトタイプに対する評価は、実際の介護予防教室において実施した、8名の高齢男女を対象とした予備的な試用試験において、「歩行能力の把握に役立つ」、「また測定したい」、「歩行能力が衰えないように気をつけようと思った」などの肯定的な意見を全ての被験者から得ることができた。

第6章 結論

6.1 研究成果

本研究では、高齢者の歩行能力を多面的に評価し、改善や維持のための助言などのフィードバックまで行える歩行能力の評価システムの開発を行った。

第1章～第5章において行ったことをまとめ、それぞれの研究成果について述べる。

6.1.1 第1章

第1章では、現在の高齢社会では、高齢者人口の8割以上は自立した高齢者であり、介護が必要な高齢者についても軽度の支援を要する者が半数近くを占めている現状から、このような高齢者に対する歩行支援が重要であり、特に歩行能力を日常的に、適切に評価して、改善や維持のための助言を行うことが必要であることを述べた。

高齢者の歩行は様々なパラメータを用いて評価され、多くの特徴が報告されてきたが、それらのパラメータの多くは、測定に特殊な装置や専門家が必要であり、自立した高齢者に対しての日常的な歩行能力の評価に使われることはほとんどなかった。これらのことから、自立した高齢者のさらなる自立を促すために、手軽に測定が可能で、評価結果を高齢者にとって理解しやすく提示できるような歩行能力の評価システムの必要性を述べた。本研究の提案するシステムは、歩行において推進力を得る重要な局面である接地パラメータに着目しているため、簡便な測定からでも多くの高齢者の特徴が抽出できる可能性があること、介護予防教室などにおいて広く利用可能であり、将来的な普及が期待できること、さらに高齢者の歩行データベースの作成のための基盤としても適していることなどについて述べた。

第1章における研究成果は、高齢者の歩行支援についての問題提起を行い、その解決策として、本研究の提案する高齢者の歩行能力の評価システムの方向性を示し、本研究の計画を検討したことであった。

6.1.2 第2章

第2章では、歩行能力の評価システムにおいて、歩行能力を評価する尺度の作成のための基礎データとなる、歩行の接地パラメータの測定と高齢者の特徴の分析を行い、高齢者の歩行能力の評価に有用な接地パラメータについて検討した。また、システムの計測精度についても言及した。

被験者は41～89才の健常男女で、69才以下の若年群と70才以上の高齢群のそれぞれ

れ 30 名ずつに分けた。被験者の自由歩行の左右の 1 ストライドの側面図を 30 fps のビデオカメラで撮影した。そして、踵接地、つま先接地、踵離地、つま先離地、踵接地の時点、踵接地の位置を測定し、これらからできるだけ多くのパラメータを抽出する目的で、立脚初期、立脚中期、立脚後期、遊脚期、歩行周期、ストライド幅、およびそれらを組み合わせた値、左右差、離地する側の足と接地する側の足との連携など、計 74 項目の接地パラメータを算出した。

これらの接地パラメータの加齢による変化の傾向、若年群と高齢群の間に有意差、パラメータの相関などについて分析した結果、22 項目の接地パラメータを高齢者の歩行評価に有用な接地パラメータとして選定した。

また、システムの計測精度については、歩行においては 30 fps の 2 倍の分解能で時点を検出することによって、時間に関するパラメータを計測可能であること、通常のモニタで横幅 640 pixel の画像からストライド幅を 1cm の精度で計測可能であることなどを示した。

第 2 章における研究成果は、足と床の接触についての歩行の接地パラメータについて、詳細な解析を行い、高齢者の基礎データを示したことであった。接地パラメータについては、離地する側の足と接地する側の足との連携に関するパラメータのように、独自視点によるパラメータも算出し、高齢者の歩行の実体をより本質的に、わかりやすく表現できるパラメータを見出した。

6.1.3 第 3 章

第 3 章では、歩行能力の評価システムで用いる、高齢者の歩行の改善や維持のための助言を行うための、歩行能力の多面的な評価尺度を作成した。

第 2 章で選定した接地パラメータについて、主成分分析によって、歩行能力の敏速性、接地安定性、対称性、片足支持安定性を表す評価尺度にまとめた。この尺度を用いて歩行能力を評価した結果、高齢群の平均値より低い値を示したのは若年群には少なく、ほとんどが高齢群であった。また、歩行の実態を調べた面接調査と対応が見られ、敏速性は行動範囲や外出の頻度、接地安定性や対称性は転倒歴、片足支持安定性は階段の使用状況と関係があった。

この評価尺度によって、高齢者の日常生活での歩行の傾向を多面的な歩行能力別に数値的に評価でき、行動範囲の縮小や、外出の頻度や、転倒の危険や、階段の使用などについて助言を行えることが示唆された。

第 3 章における研究成果は、接地パラメータを、高齢者の歩行能力の評価に有効な全く新しい評価尺度としてまとめたことである。このように多数の歩行パラメータを組み合わせる利用する試みはこれまでなかった。さらに、これらと日常生活における歩行の実態との関係を検証し、歩行能力の維持や改善のための助言について検討したことであ

った。こうした具体的な取り組みも、高齢者歩行については従来行われていなかった。また、力学的パラメータを測定しなくても、多数の接地パラメータを組み合わせることにより、日常生活に対応付けた歩行能力の評価と助言ができることを示すこともできた。

6.1.4 第4章

第4章では、接地パラメータと下肢筋力との関係を検討し、歩行能力の評価尺度に用いた接地パラメータの有用性を示すことを目的とした。さらに、筋力トレーニングなどの介入の結果、自立歩行可能な高齢者では、筋力向上の結果が、介護予防などの現場で使用されている評価指標である歩行速度に反映されにくいという問題について、筋力に基づいた歩行評価を行ううえでも、本研究が提案する歩行能力の評価尺度の接地パラメータが有効であることを示した。このために、高齢者の自由歩行における立脚期の膝屈曲角度、膝伸展力、接地パラメータとの関係を検討した。

被験者は41～82才の健常女性24名であった。これらの被験者の自由歩行における立脚期の最大膝屈曲角度 (Kflx)、立脚期、遊脚期、歩行速度などの基本的な接地パラメータをビデオ解析により測定した。Kflxでの膝伸展力、最大膝伸展力は、等速性回転力測定装置 (Cybex 340) を用いて $60^{\circ}/\text{sec}$ の速度で測定した。

最大膝伸展力には有意な加齢による低下が認められたが、Kflxでの膝伸展力については差がなかった。最大膝伸展力と有意な相関があった接地パラメータは、遊脚率のみであったが、Kflxでの膝伸展力は、遊脚率、遊脚/立脚比、両脚支持期、両脚支持率との間に有意な相関があった。本章の結果から、筋力に基づいた歩行評価を行ううえでは、歩行で使用される屈曲に近い角度での膝伸展力を測定し、遊脚期や両脚支持期に関する接地パラメータを測定することが望ましいことが示唆された。これによって、筋力トレーニングの歩行に対する効果を見るうえでの、本研究が提案する評価尺度の接地パラメータの有用性が示された。

第4章における研究成果は、自由歩行における立脚期の膝屈曲角度、膝伸展力、接地パラメータとの関係についての検討を通して、筋力に基づいた歩行能力の評価に有効な歩行の接地パラメータを示したことである。また、Kflxでの膝伸展力に従来注目した研究はなく、このデータを示したことも新しい取り組みであった。

これらの結果に基づいて、介護予防教室における下肢筋力や歩行の測定について、よりよい方法を提案することができた。

6.1.5 第5章

第5章では、高齢者の歩行能力の評価システムのプロトタイプを製作した。プロトタイプは、デジタルビデオカメラ、歩行能力の評価プログラムをインストールしたノートPCから構成される。動画の取込みには別途専用のソフトウェアが必要である。歩行能

力の評価プログラムでは、接地パラメータの測定と歩行能力の評価点の算出、結果の表示を行う。

システムの使用手順は、1) 被験者の歩行における下肢の動作をビデオ録画する。2) ビデオ画像を PC に取り込み、歩行能力の評価プログラム上で、踵、つま先の接地、離地の時点や位置をマウスで指定して測定する。3) 歩行能力の評価尺度に基づいた歩行能力の評価点、それぞれの評価尺度を構成する接地パラメータの値が数値で表示される。4) 歩行能力の評価点はレーダーチャートでも表示される。レーダーチャートには、行動範囲の縮小や転倒などの危険レベルを表す範囲も同時に表示して、これらから歩行能力の維持や改善のための助言を行う。

プロトタイプに対する評価は、実際の介護予防教室において実施した、8 名の高齢男女を対象とした予備的な試用試験において、「歩行能力の把握に役立つ」、「また測定したい」、「歩行能力が衰えないように気をつけようと思った」などの肯定的な意見を多数得ることができた。

第5章における研究成果は、第2章～第4章までの検討を踏まえ、歩行能力の評価システムのプロトタイプを製作し、予備的な試用試験において、高齢者の歩行能力の把握や、歩行能力維持・改善に役立つ可能性があることを示したことである。この試用試験により、今後さらに妥当性を高めるために、介護予防教室の対象となる高齢者の歩行データをさらに蓄積し、評価尺度を再検討していく必要があること、測定精度や簡便性を高めるために測定方法を簡略化していくことが必要であることなどの課題も明確になった。

6.2 今後の展望

最後に、本研究で開発した高齢者の歩行能力の評価システムについて、今後の展望をまとめた。今後の展望としては、データの蓄積による評価尺度の改良、フィードバック効果の検討、測定方法の簡略化、情報ネットワークへの対応、下肢動作のシミュレーションの導入などを考えている。

6.2.1 データの蓄積とフィードバック効果の検討

本研究で、歩行能力の評価尺度の作成に用いた基礎データの被験者数は 60 名であった。被験者 60 名のなかの高齢群は 30 名で、同じ被験者数の若年群と対照させることにより、全体的な高齢者歩行の特徴を抽出でき、基本的な歩行能力の評価尺度を作成することができたと考えられる。

しかし、若年者の歩行に対して、高齢者の歩行の特徴は、より個人差が大きいことが

本研究の第2章での分析を通して考えられる。本研究の高齢群の被験者は、15名が歩行測定の実験に自発的に参加した高齢者、残りの15名がケアハウスの入居者と、できるだけ多様な高齢者歩行の特徴を均等に抽出するために配慮したが、第3章において行った面接調査の際には、ケアハウスの入居者内においても歩行能力の個人差が大きいことが明らかになった。さらに、第5章における試用試験では、評価尺度に用いたデータと比べてかなり能力の高い被験者が集まり、介護予防教室での使用を想定する場合、これら的高齢者のデータを多く蓄積する必要があることも考えられた。従って、多様な高齢者歩行の特徴を評価できているかはさらに検討する余地があり、現在の評価尺度を基盤とし、データを蓄積したうえで、再度評価尺度の作成を行い、改良を重ねていくことが必要であると考えられる。

また、本研究では、フィードバック効果の検討は、予備的な試用試験に留めた。第5章でも述べたように、本来、フィードバック効果の検証には、長期に渡って歩行能力の評価と助言を行い、歩行能力の維持や改善に役立ったことを示すことが必要である。

これらの問題は、今後データを蓄積して評価尺度を改良したうえで、フィードバック効果を縦断的に検証していく予定である。

6.2.2 測定方法の簡略化と情報ネットワークへの対応

本研究は歩行能力の評価システムでの測定装置として、30 fps の汎用のデジタルビデオカメラを用いた。これは、他の測定装置と比べて安価で、広く利用することが可能で、本研究が目的とするシステムを構築するのに適していると考えたからである。

しかし、第5章でも述べたように、測定精度や再現性の問題がある。ビデオ解析による測定は、踵やつま先の位置の検出において、測定者の視察に依存するので、測定者の違いの影響を受ける可能性もある。特に、研究者や専門家ではない、地域のボランティアなどにも将来的に使用してもらうためには、さらに簡単で再現性の高い装置を検討する余地がある。

また、ビデオ解析に使用する動画は 640×480 pixel の DV/DVCPRO-NTSC ビデオ形式で圧縮した QuickTime ムービーである。収録時間 t は、横方向に 2.5 m の範囲を収録した場合、最も歩行速度が遅い場合を第2章のデータから 0.4 m/sec とすると、 $t = 2.5 \text{ m} / (0.4 \text{ m/sec}) \div 6.3 \text{ sec}$ より 6～7 秒くらいである。解析にはこのなかの 2 秒くらいで十分であるが、余裕を持ってやはり 6～7 秒くらいの収録時間が必要である。本研究で使った動画は、平均データレートが 3.43 MB であったが、ファイル容量はおよそ 30 MB くらいであった。近年、情報ネットワークの普及に伴い、これを利用した医療システムが提案されている(南部ら 2004, 南部ら 2003, 増田ら 2003)。情報ネットワークを利用した歩行評価、診断に応用するためには、動画の圧縮方法や、汎用性の高いファイル形式についても検討する必要がある。

情報ネットワークへの対応を考えると、データは数値としてネットワークを介して送受信できた方が端末への負担が軽い。しかし、次項で述べるシミュレーションなど、動画によるフィードバック効果も高いことも考えられる。第5章で述べたように、実際、今回の予備的な試用試験においても、動画を実際に再生し提示したことによって、被験者に結果の説明をわかりやすくできた。この点も踏まえて、今後はデジタルビデオカメラも含めて、測定装置の検討を行っていく予定である。

6.2.3 シミュレーションの導入

第5章でも述べたように、歩行能力の評価システムに、被験者の歩行の下肢動作をシミュレーションによって視覚的に提示する部分を導入することも今後の課題として検討する予定である。

被験者の接地パラメータから、シミュレーションによって下肢動作を合成して提示すれば、動画の提示によるフィードバック効果と同様に、被験者の歩行能力の把握にさらに役立つと考えられる。しかも、シミュレーションでは歩行パラメータを改善の目標値に設定して下肢動作を合成することも可能であるので、動作改善のための歩行訓練や指導にも応用できることが期待される。

関連業績一覧

本論文の内容の一部は、以下の学術雑誌に掲載されている。

1. 河合 恒, 比企静雄: 高齢者の歩行能力を評価する簡易尺度の提案, 日本生活支援工学会誌, 5(1), 28-37, 2005
2. 河合 恒, 西原 賢, 比企静雄: 高齢女性の自由歩行における立脚中の膝屈曲角度, 膝伸展力, 歩行パラメータとの関係, 理学療法科学, 20(4), 273-277, 2005

本論文の内容の一部は以下の学会において発表されている。

(国際学会)

1. Kawai, Hisashi and Hiki, Shizuo: A system for assessing the walking ability of the elderly, Gerontechnology, 2(1) (Abstracts, The 4th International Congress on Gerontechnology, Miami Beach, Florida, USA), 92, 2002
2. Kawai, Hisashi and Hiki, Shizuo: Evaluation of the walking ability of elderly persons based on the observation of plantar flexion of the ankle joints, The Book of the 4th International Conference on Engineering of Sport, Kyoto, Japan, 156-158, 2002
3. Kawai, Hisashi, Shimono, Toshihiro, and Hiki, Shizuo: Elderly characteristics of walking action analyzed by using the video recording, Proceedings, 10th International Conference on Biomedical Engineering, Singapore, 241-242, 2000

(国内学会)

1. 河合 恒, 西原 賢, 比企静雄: 高齢者の自由歩行における立脚中の膝屈曲角度, 膝伸展力, 歩行パラメータとの関係, 第26回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 159-160, 2005
2. 河合 恒, 比企静雄: 高齢者の歩行能力の評価基準の作成, 生活支援工学系学会連合大会講演予稿集, 105, 2003
3. 河合 恒, 比企静雄: 足と床との接触情報から的高齢者の歩行能力の評価, 体力科学, 51(5) (第125回日本体力医学会関東地方会抄録), 485, 2002
4. 河合 恒, 比企静雄: 高齢者の歩行能力の評価システム, 第2回生活支援工学会大会講演論文集, 45, 2002
5. 河合 恒, 野添真美, 比企静雄: 足関節の底屈の観測による高齢者の歩行能力の評価, Dynamics and Design Conference 2001 講演論文集 (CD-ROM), 2001
6. 河合 恒, 下野敏広, 比企静雄: 高齢者の歩行能力の敏速性と安定性による評価, 第21回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, 77-80, 2000
7. 河合 恒, 下野敏広, 比企静雄: 高齢者の歩行動作の特徴の計算機シミュレーション, 体力科学, 49(6) (第55回日本体力医学会大会論集), 864, 2000

8. 下野敏広, 河合 恒, 比企静雄: 敏速性と安定性による高齢者の歩行能力の評価, 体力科学, 49(6)(第55回日本体力医学会大会論集), 748, 2000
9. 下野敏広, 河合 恒, 比企静雄: 高齢者の歩行動作の特徴—歩行動作のビデオ録画による解析—, 第8回日本運動生理学会/第16回日本バイオメカニクス学会合同大会大会論集, 408, 2000
10. 河合 恒, 下野敏広, 比企静雄, 安達正夫: サイベックス 340 の測定から見た高齢者の膝関節の伸展・屈曲の筋力の特性, 日本機械学会 (機械力学・計測制御部門企画) No. 99-41 ジョイント・シンポジウム, スポーツ工学シンポジウム 1999, シンポジウム: ヒューマン・ダイナミクス 1999 講演論文集, 73-77, 1999
11. 下野敏広, 河合 恒, 比企静雄, 安達正夫: 高齢者の歩行動作の特性の解析, 日本機械学会 (機械力学・計測制御部門企画) No. 99-41 ジョイント・シンポジウム, スポーツ工学シンポジウム 1999, シンポジウム: ヒューマン・ダイナミクス 1999 講演論文集, 78-82, 1999

引用文献

Aminian, K., Najafi, B., Bula, C., Leyvraz, P-F, and Robert, P.: Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes, *Journal of Biomechanics*, 35 (5), 689-699, 2002

新井武志, 大淵修一, 柴 喜崇, 島田裕之, 後藤寛司, 大福幸子, 二見俊郎: 高負荷レジスタンストレーニングを中心とした運動プログラムに対する虚弱高齢者の身体機能改善効果とそれに影響する身体・体力要素の検討, *理学療法学*, 30 (7), 377-385, 2003

Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D. and Barrey, E.: Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device, *Gait and Posture*, 16 (2), 124-134, 2002

アスキー: ASCII24- アスキー デジタル用語辞典 - QuickTime (オンライン), <http://yougo.ascii24.com/gh/12/001213.html> (参照 2005 年 7 月 7 日 a)

アスキー: ASCII24 - アスキー デジタル用語辞典 - IEEE1394 (オンライン), <http://yougo.ascii24.com/gh/82/008271.html> (参照 2005 年 6 月 8 日 b)

Blank, Y., Balmer, C., Landis, T. and Vingerhoets, F.: Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for health adults, *Gait and Posture*, 10 (2), 97-108, 1999

Burnfield, J. M., Josephson, K. R., Powers, C. M., and Rubenstein, L. Z.: The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(9), 1153-1157, 2000

Ciccotti, M. G., Kerlan, R. K., and Perry, J., Pink, M.: An electromyographic analysis of the knee during functional activities. I. The normal profile, *American Journal of Sports Medicine*, 22(5), 645-650, 1994

Cybex (Ed.): *Cybex340 System User's Manual*, 1988

江原義弘, 山本澄子: 関節モーメントによる歩行分析. 臨床歩行分析研究会, 医歯薬出版, 2001

Ericson, M. O., Nisell, R., and Ekholm, J.: Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 18 (4), 159-163, 1986

藤江正克: 歩行支援システムの開発ーロボット工学と福祉工学ー, *バイオメカニズム学会誌*, 26 (4), 188-193, 2002

深代千之, 桜井伸二, 平野裕一, 阿江通良: *スポーツバイオメカニクス*, 朝倉書店, 2001

古名丈人, 長崎 浩, 伊東 元, 橋詰 謙, 衣笠 隆, 丸山仁司: 都市および農村地域における高齢者の運動能力, *体力科学*, 44 (3), 347-356, 1995

ジースポート: ジースポートホームページ (オンライン), <http://redhat.gsport.co.jp/index.html> (参照 2005 年 6 月 20 日)

Hakkinen, K., Pakarinen, A., Kraemer, W. J., Hakkinen, A., Valkeinen, H., and Alen, M.: Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women, *Journal of Applied Physiology*, 91(2), 569-580, 2001

Hansen, A. H., Childress, D. S., and Meier, M. R.: A simple method for determination of gait events, *Journal of Biomechanics*, 35 (1), 135-138, 2002

Himann, J. E., Cunningham, D. A., Rechnitzer, P. A., and Paterson, D. H.: Age-related changes in speed of walking, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20 (2), 161-166, 1988

インセプト : FireWire とは一意味・解説, IT 用語辞典 e-Words (オンライン), <http://e-words.jp/w/FireWire.html> (参照 2005 年 10 月 13 日 a)

インセプト : QuickTime とは一意味・解説, IT 用語辞典 e-Words (オンライン), <http://e-words.jp/w/QuickTime.html> (参照 2005 年 7 月 7 日 b)

インセプト : IEEE 1394 とは一意味・解説, IT 用語辞典 e-Words (オンライン), <http://e-words.jp/w/IEEE201394.html> (参照 2005 年 6 月 8 日 c)

Judge, J. O., Davis III, R. B., Ounpuu, S.: Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics, *Journal of Gerontology: Medical Sciences* 51 (6), M303-312, 1996

Judge, J. O., Underwood, M., and Gennosa, T.: Exercise to improve gait velocity in older persons, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(4), 400-406, 1993

介護保険全国市町村アンケート, 朝日新聞 2001 年 3 月 8 日 日刊 27 面, 2000

Kaneko, M., Morimoto, Y., Kimura, M., Fuchimoto, K. and Fuchimoto, T.: A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly women, *Canadian Journal of Sports Science*, 16 (3), 223-228, 1991

金子公宥 : 高齢者の歩行運動, *Japanese Journal of Sports Sciences*, 10-11, 729-733, 1991

加藤 浩, 藤野英次郎, 上島隆秀, 城石晴子, 時枝美貴, 高杉紳一郎, 林 和生, 杉岡洋一 : 変形性股関節症患者の主成分分析によるグループ化, *理学療法学*, 23 (4), 201-210, 1996

河合 恒, 比企静雄 : 足と床との接触情報からの高齢者の歩行能力の評価, *体力科学*, 51 (5) (第 125 回日本体力医学会関東地方会抄録), 485, 2002

河合 恒, 比企静雄 : 高齢者の歩行能力の評価基準の作成, *生活支援工学系学会連合大会講演予稿集*, 105, 2003

河合 恒, 比企静雄 : 高齢者の歩行能力を評価する簡易尺度の提案, *日本生活支援工学会誌*, 5 (1), 28-37, 2005a

Kawai, H. and Hiki, S.: Evaluation of the walking ability of elderly persons based on the observation of plantar flexion of the ankle joints, *The Book of the 4th International Conference on Engineering of Sport*,

Kyoto, Japan, 156-158, 2002a

Kawai, H. and Hiki, S.: A system for assessing the walking ability of the elderly, *Gerontechnology*, 2 (1) (Abstracts, The 4th International Congress on Gerontechnology, Miami Beach, Florida, USA), 92, 2002b

河合 恒, 野添真美, 比企静雄: 足関節の底屈の観測による高齢者の歩行能力の評価, *Dynamics and Design Conference 2001 講演論文集 (CD-ROM)*, 2001

河合 恒, 西原 賢, 比企静雄: 高齢女性の自由歩行における立脚中の膝屈曲角度, 膝伸展力, 歩行パラメータとの関係, *理学療法科学*, 20 (4), 273-277, 2005b

河合 恒, 下野敏広, 比企静雄, 安達正夫: サイベックス 340 の測定から見た高齢者の膝関節の伸展・屈曲の筋力の特性, *日本機械学会 (機械力学・計測制御部門企画) No. 99-41 ジョイント・シンポジウム, スポーツ工学シンポジウム 1999, シンポジウム: ヒューマン・ダイナミクス 1999 講演論文集*, 73-77, 1999

河合 恒, 下野敏広, 比企静雄: 高齢者の歩行動作の特徴の計算機シミュレーション, *体力科学*, 49 (6) (第 55 回日本体力医学会大会論集), 864, 2000a

河合 恒, 下野敏広, 比企静雄: 高齢者の歩行能力の敏速性と安定性による評価, 第 21 回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, 77-80, 2000b

Kawai, H., Shimono, T., and Hiki, S.: Elderly characteristics of walking action analyzed by using the video recording, *Proceedings, 10th International Conference on Biomedical Engineering*, Singapore, 241-242, 2000

慶應 SFC データ分析教育グループ 編: データ分析入門 (第 4 版) [JMP 日本語版/JMP IN 日本語版 対応], 慶應義塾大学出版会, 2002

Kerrigan D. C., Lee, L. W., Collins, J. J., Riley P. O., and Lipsitz, L. A.: Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults, *Archives Physical medicine and Rehabilitation*, 82 (1), 26-30, 2001

Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Della Croce, U., Lipsitz, L. A. and Collins, J. J.: Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments, *Archives of Physical and Medical Rehabilitation* 79 (3), 317-322, 1998

金 憲経: 地域における介護予防の街づくり 転倒予防, *体育の科学*, 54 (11), 878-880, 2004

衣笠 隆, 長崎 浩, 伊東 元, 橋詰 謙, 古名丈人, 丸山仁司: 男性 (18~83 歳) を対象にした運動能力の加齢変化の研究, *体力科学*, 43 (5), 343-351, 1994

Kirtley, C., Whittle, M. W. and Jefferson, R. J.: Influence of walking speed on gait parameters, *Journal of Biomechanical Engineering*, 7 (4), 282-288, 1985

木藤伸宏, 井原秀俊, 三輪 恵, 神谷秀樹, 島沢真一, 馬場八千代, 田口直彦: 高齢者の転倒予防としての足指トレーニングの効果, *理学療法科学*, 28 (7), 313-319, 2001

国立社会保障・人口問題研究所：2000 人口の動向 日本と世界 ー人口統計資料集ー，厚生統計協会，2000

小松泰喜：転倒予防に対する理学療法，理学療法科学，19(3)，183-188，2004

河野あゆみ，金川克子，伴真由美，北浜陽子，松原悦子：地域高齢者における介護予防をめざした機能訓練事業の評価の試み，日本公衆衛生雑誌，49(9)，983-991，2002

厚生労働省：介護・高齢者福祉，厚生労働省ホームページ（オンライン），<http://www.mhlw.go.jp/index.html>（参照2005年6月8日）

Kressig, R. W., Gregor, R. J., Oliver, A., Waddell, D., Smith, W., O'Grady, M., Curns, A. T., Kutner, M. and Wolf, S. L.: Temporal and spatial features of gait in older adults transitioning to frailty, *Gait and Posture*, 20(1), 30-35, 2004

Larsson, L. E., Odenrick, P., Sandlund, B., Weitz, P. and Oberg, P. A.: The phases of the stride and their interaction in human gait, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 12(3), 107-112, 1980

前田真治：老人のリハビリテーション 第5版，2001

Maki, B. E.: Gait changes in older adults: Predictors of falls or indicators of fear?, *Journal of American Geriatric Society*, 45, 313-320, 1997

増田泰，南部雅幸，田村俊世：遠隔医療技術を用いた在宅高齢者のための支援システム，ライフサポート学会大会講演予稿集，19，121，2003

松尾直子，岡浩一郎，比企静雄：Cybex340による膝の伸展屈曲の測定のための体格に適合した身体保持法，日本機械学会D & D'97シンポジウム「スポーツ工学」講演論文集，198-201，1997

Mills, M. P. and Barrett, S. R.: Swing phase mechanics of healthy young and elderly men, *Human Movement Science*, 20(4-5), 427-446, 2001

三浦文夫：図説 高齢者白書 2000年度版，全国社会福祉協議会，2000

三浦文夫：図説 高齢者白書 2004年度版，全国社会福祉協議会，2004

宮原洋八，竹下寿郎，西三津代：地域住民（17歳～92歳）を対象とした運動能力，理学療法科学，19(4)，285-290，2004

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

Murray, M. P., Kory, R. C., and Sepic, S. B.: Walking patterns of normal women, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51(11), 637-650, 1970

- 長崎 浩：老人の歩行, バイオメカニズム学会誌, 19(3), 148-152, 1995
- 内閣府：高齢社会白書（平成15年度版）, 2003
- 中村隆一, 斎藤 宏：基礎運動学 第4版, 医歯薬出版, 1994
- 南部雅幸, 増田泰, 田村俊世：マルチメディアを用いた高齢者支援システムの開発, ライフサポート学会大会講演予稿集, 19, 120, 2003
- 南部雅幸, 増田泰, 田村俊世：看護・介護支援機器の現状と今後の展望 情報機器, Geriatric Medicine, 42(5), 663-667, 2004
- 西澤 哲, 長崎 浩, 古名丈人, 奥住秀之, 杉浦美穂, 伊東 元, 藤田裕樹：地域高齢者を対象にした歩行時のフットクリアランスに関する研究, バイオメカニズム 14, 東京大学出版会, 69-80, 1998
- 西澤 哲, 古名丈人, 杉浦美穂, 奥住秀之, 長崎 浩, 伊東 元, 藤田裕樹, 萩上真理, 上田 裕：高齢者歩行の決定要因, バイオメカニズム 15, 東京大学出版会, 131-139, 2000
- 野崎真奈美, 三家礼子, 河合 恒, 野呂影勇：高齢者の身体特性による寝返り動作パターンの判別, 人とシステム, 8(1), 1-6, 2005
- Oberg, T., Karsznia, A., Oberg, K.: Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age, Journal of Rehabilitation Research and Development, 30(2), 210-23, 1993.
- Oberg, T., Karsznia, A., Oberg, K.: Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age, Journal of Rehabilitation Research and Development, 31(3), 199-213, 1994
- 大淵修一, 佐竹恵治：介護予防 包括的高齢者運動トレーニング, 総合医学社, 2004
- 大淵修一：介護予防と介護保険, 理学療法科学, 18(4), 175-181, 2003
- 岡浩一郎, 松尾直子, 比企静雄, Cybex340 による足関節の回転のための固定具の改造, 日本機械学会 D & D'97 シンポジウム「スポーツ工学」講演論文集, 194-197, 1997
- Pappas, Ion P. I., Popovic, M. R., Keller, T., Dietz, V., and Morari, M.: A reliable gait phase detection system, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 9(2), 113-125, 2001
- Pincivero, D. M., Salfetnikov, Y., Campy, R. M., and Coelho, A. J.: Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque, Journal of Biomechanics, 37(11), 1689-1697, 2004
- Prince, F., Corriveau, H., Hébert, R., and Winter, D. A.: Gait in the elderly, Gait and Posture, 5(2), 128-135, 1997
- Rantanen, T., Era, P., and Heikkinen, E.: Maximal isometric strength and mobility among 75-year-old men and women, Age and Ageing, 23(2), 132-137, 1994

Ringsberg, K., Gerdhem, P., Johansson, J., and Obrant, K. J.: Is there a relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women?, *Age and Ageing*, 28(3), 289-293, 1999

酒井医療株式会社 (編) : サイベックス 340, 酒井医療株式会社

酒井医療株式会社 (編) : 単関節運動とサイベックステスト, 酒井医療株式会社, 1986

Schutte, L.M., Narayanan, U., Stout, J.L., Selber, P., Gage, J.R., and Schwartz, M.H.: An index for quantifying deviations from normal gait, *Gait and Posture*, 11 (1), 25-31, 2000

重松良祐, 金 憲経, 張 美蘭, 上野リンダ, 田中喜代次: 高齢邦人女性の身体機能を評価するテストバッテリーの作成 低水準から高水準への適用を目指して, *日本公衆衛生雑誌*, 46 (1), 14-23, 1999

下野敏広, 河合 恒, 比企静雄, 安達正夫: 高齢者の歩行動作の特性の解析, *日本機械学会 (機械力学・計測制御部門企画) No. 99-41 ジョイント・シンポジウム, スポーツ工学シンポジウム 1999, シンポジウム: ヒューマン・ダイナミクス 1999 講演論文集*, 78-82, 1999

下野敏広, 河合 恒, 比企静雄: 高齢者の歩行動作の特徴—歩行動作のビデオ録画による解析—, *第8回日本運動生理学会/第16回日本バイオメカニクス学会合同大会大会論集*, 408, 2000a

下野敏広, 河合 恒, 比企静雄: 敏速性と安定性による高齢者の歩行能力の評価, *体力科学*, 49 (6) (第55回日本体力医学会大会論集), 748, 2000b

掌田津耶乃: REAL Software 公認オフィシャルガイドブック 初歩からはじめる REALbasic3, アスキー, 2001

総務省統計局: 国勢調査, 総務省統計局ホームページ (オンライン), <http://www.stat.go.jp/data/kokusei/index.htm> (参照 2005 年 6 月 8 日)

杉浦美穂, 長崎 浩, 古名丈人, 奥住秀之: 地域高齢者の歩行能力—4 年間の縦断的变化—, *体力科学*, 47 (4), 443-452, 1998

田村俊世: 歩行補助具, *Geriatric Medicine*, 43 (1), 73-77, 2005

Tesch, P. A., Trieschmann, J. T., and Ekberg, A.: Hypertrophy of chronically unloaded muscle subjected to resistance exercise, *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1451-1458, 2004

Trappe, T. A., Lindquist, D.M., Carrithers, J. A.: Muscle-specific atrophy of the quadriceps femoris with aging, *Journal of Applied Physiology*, 90 (6), 2070-2074, 2001

土田隆政, 守屋秀繁, 吉永勝訓, 窪田俊夫: 脳卒中片麻痺歩行の定量的評価 主成分分析による検討, *リハビリテーション医学*, 35 (7), 477-484, 1998

内田 治, 松木秀明, 上野真由美: すぐわかる JMP による多変量解析, 東京図書, 2002a

内田 治, 松木秀明, 上野真由美 : すぐわかる JMP による統計解析, 東京図書, 2002b

Vicon Peak: Motion Capture System from Vicon Peak (オンライン) <http://www.vicon.com/> (参照 2005 年 10 月 12 日)

Watelain, E., Barbier, F., Allard, P., Thevenon, A. and Angue, J.: Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81 (5), 579-86, 2000

涌井良幸, 涌井貞美 : 図解でわかる多変量解析 第 6 版, 日本実業出版, 2002

Weldon, G., Snouse, L. S., and Shultz, S.: Normative strength values for knee, shoulder, elbow and ankle for females ages 9-73 as determined by isokinetic testing, *Athletic Training*, 23 (4) 326-331, 1988

Wolfson, L., Whipple, R., Amerman, P., and Tobin, J. N.: Gait assessment in the elderly: a gait abnormality rating scale and its relation to falls, *Journal of Gerontology*, 45 (1), M12-19, 1990

山下和彦, 梅沢 淳, 田中甲子, 川澄正史, 斎藤正男 : 短期的運動指導による高齢者の身体機能維持・向上の研究, *日本生活支援工学会誌*, 3 (1), 29-38, 2003

山崎裕司, 黒沢保寿, 山田純生, 青木治人, 横山仁志, 青木詩子, 田辺一彦, 長田尚彦 : 高齢患者の膝伸展筋力と歩行速度, 独歩自立との関連, *総合リハビリテーション*, 26 (7), 689-692, 1998

山崎裕司, 横山仁志, 青木詩子, 笠原美千代, 大森圭貢, 平木幸治 : 膝伸展筋力と歩行自立度の関連 運動器疾患のない高齢患者を対象として, *総合リハビリテーション*, 30 (1), 61-65, 2002

柳川和優, 磨井祥夫, 阿陪大治郎, 渡部和彦 : 青年と高齢者における歩行動作の比較—足部の運動特性に着目して—, *体力科学*, 47 (1), 131-142, 1998

付録 A. 歩行の実態についての面接調査の調査用紙

歩行の実態についての面接調査

調査日 年 月 日

氏名 性別 男・女 年齢 才 部屋 階

1. 施設内での活動状況（下記の場所へどのくらいの頻度で行きますか？）

- | | |
|------------------------|-----|
| a) 食堂（部屋から m（分），階） | 回/日 |
| b) 談話室（部屋から m（分），階） | 回/日 |
| c) 娯楽室（部屋から m（分），階） | 回/日 |
| d) 集会室（部屋から m（分），階） | 回/日 |
| e) 洗濯室（部屋から m（分），階） | 回/日 |
| f) 他の人の部屋（部屋から m（分），階） | 回/日 |
| g) 職員室（部屋から m（分），階） | 回/日 |
| h) 浴室（部屋から m（分），階） | 回/日 |
| i) その他（ ）（部屋から m（分），階） | 回/日 |

2. 外出の状況（下記の場所へ、どのくらいの頻度で行きますか？）

- | | |
|--------------------|-----|
| a) 近所の店（片道 m（分）） | 回/週 |
| b) バスの停留所（片道 m（分）） | 回/週 |
| c) 病院（片道 m（分）） | 回/週 |
| d) 公共の施設（片道 m（分）） | 回/週 |
| e) 電車の駅（片道 m（分）） | 回/週 |
| f) 一般の施設（片道 m（分）） | 回/週 |
| g) その他（ ）（片道 m（分）） | 回/週 |

2. 階段の使用状況（1や2の場所へ行くときに階段を使うことがありますか？、通院するときなど、交通機関の乗り降りにはどうしていますか？）

（使う、たまに使う、手すり、エスカレータ・エレベータ、階段があるから行かない）

3. 足の障害の有無（現在足を怪我していますか？、どんな症状ですか？、治療はしていますか？）

4. 転倒（ここ1年以内に転倒しましたか？）

（はいの場合）場所 原因 結果

5. その他（歩くときに何か注意していることはありますか？、杖、歩行器を使用していますか？）

さんの歩行能力の評価結果

今回は、歩行能力の評価システムの試用実験に御協力下さり、大変ありがとうございました。このシステムではビデオ撮影からわかる多くの歩行の特徴を、歩行評価点としてまとめて算出するというものです。

今回の評価は以下の結果でした。

- ・**敏速性**（歩行の敏速さ、行動範囲、外出頻度と関係します）

_____点

- ・**接地安定性**（歩行の足を着く直前のつま先上げのばらつき、つまづきと関係します）

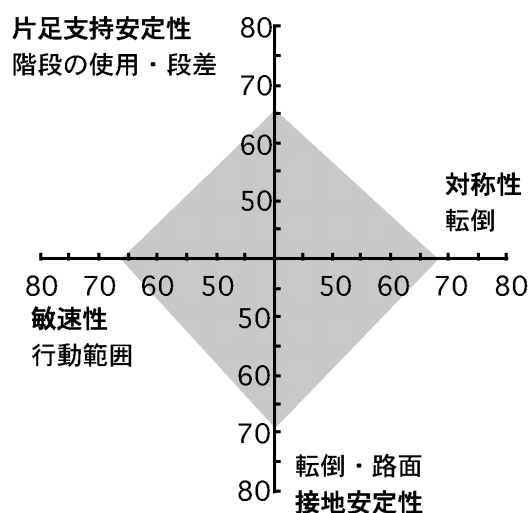
_____点

- ・**対称性**（歩行の左右のバランス、脚の怪我、痛み、転倒と関係します）

_____点

- ・**片足支持安定性**（歩行の片足立ちの時間の長さ、階段の使用や、脚の筋力と関係します）

_____点



左グラフの灰色の部分よりも内側が注意が必要なゾーンです。

連絡先：

早稲田大学大学院 人間科学研究科
博士後期課程 (人間工学研究室)
河合 恒 (かわい ひさし)
〒359-1192 所沢市三ヶ島 2-579-15
電話：04-2949-8113 内線 3626

付録C. システムについての反応に関する面接調査の調査用紙

システムについての反応に関する面接調査

氏名_____ 性別 男・女 年齢__才

(敏速性 __点, 接地安定性 __点, 対称性 __点, 片足支持安定性 __点)

1. 評価結果はわかりやすかったですか？, 歩行能力の理解に役立ちましたか？

2. またこのような評価を体験してみたいと思われましたか？

3. ご自身の歩行への関心は変わりましたか？, 興味が湧きましたか？

4. その他ご意見があればお聞かせ下さい。

謝辞

本論文をまとめるにあたっては、紆余曲折がありました。その過程で実に多くの方々からご指導・ご支援をいただきました。ここに深く感謝の意を表したいと思います。

主査の早稲田大学人間科学学術院の野呂影勇教授には、前指導教官であった副査の早稲田大学の比企静雄名誉教授のご退官後から2年間、指導教官としてお世話になりました。先生は常に具体的に私の状況を気にかけてくださり、暖かいお言葉をかけてくださいました。

副査の早稲田大学の比企静雄名誉教授には、早稲田大学人間科学部スポーツ科学科在学中から、修士課程、博士課程と10年近くに渡って研究を指導していただきました。先生から学んだ研究者としてのものの見方、考え方を基盤として、本論文をまとめました。

副査の慶應義塾大学理工学部の富田 豊教授には、学术论文の投稿の際に貴重なご指導をいただきました。論文投稿の見通しが立たず、精神的に滅入っていた時期に、論理的な方針を提示し、私の背中を後押しして下さいました。

副査の早稲田大学人間科学学術院の鈴木秀次教授には、正式に副査をお受け下さる前から、度々相談にのっていただきました。本論文の修正についても、熱意あるご指導をいただきました。審査員の先生方に深く感謝いたします。

早稲田大学人間科学学術院の竹中晃二教授には、介護予防研究会を通じて第5章における試用試験の場を紹介していただいただけでなく、本論文について適切にご指摘をいただきました。

比企研究室の先輩でもある埼玉県立大学理学療法学科の西原 賢講師には、特に第4章の内容である学术论文の投稿の際に、共同研究者として多くのご助言をいただきました。

野呂研究室の修了生の早稲田大学理工学総合研究センターの三家礼子客員講師には、第3章で用いた統計解析手法などについてご助言をいただきました。先生方に厚くお礼申し上げます。

また、本論文で行った測定や調査にご協力いただいた社会福祉法人みなわ会ケアハウス所沢けやきの中 裕紀氏、老人保健施設さんとめの山江芳子氏、並びに関係者の皆様、被験者をして下さった皆様に心より感謝いたします。

最後に、最も近くで本論文の作成を助けてもらってきた早稲田大学大学院人間科学研究科博士後期課程の今泉一哉君、本論文の基礎データの測定と解析を共に行った比企研究室の修了生の下野敏広君、そして、野呂研究室、比企研究室関係者の皆様に心よりお礼申し上げます。

なお、本研究は、私が早稲田大学人間総合研究センターの助手として勤務した間は、早稲田大学2001年度特定課題研究助成費（個人研究：新任の専任教員・助手）高齢者の歩行能力の評価基準の開発（課題番号：2001A-926）、及び早稲田大学2002年度特定課題研究助成費（個人研究150万円以下）高齢者の転倒防止のための歩く動作の改善プログラムの開発（課題番号：2002A-592）の補助を受けて行いました。ここにお礼申し上げます。

2006年1月