

高齢者の歩行動態の解析に基づく
つまずき予防靴下の開発に関する基礎的研究

2019 年度

京都女子大学大学院
家政学研究科 生活環境学専攻

坂 下 理 穂

目 次

	頁
序論.....	1
目的と意義.....	1
本研究に関連する内外の研究.....	5
本研究の概要.....	9
本論.....	13
第1章 高齢者の歩行動態を表す特徴量の抽出とそれに影響を及ぼす要因.....	13
1. 緒言.....	13
2. 実験方法.....	15
2-1 被験者.....	15
2-2 プロトコル.....	15
2-3 歩行動態の収録と解析方法.....	17
2-4 筋電図測定と解析方法.....	20
2-5 歩行の周期.....	21
3. 結果および考察.....	22
3-1 歩行周期における各関節角度の変化.....	22
3-2 歩行周期における各関節の角速度および角加速度の変化.....	25
3-3 歩行動態における特徴量の抽出.....	28
3-4 各関節における ΔS と年齢との関係.....	29
3-5 足関節角速度の ΔS とストライド長との関係.....	34
3-6 歩行時の積分筋電図と ΔS との関係.....	35
4. 結語.....	39

第2章 つまずき予防機能をもつ靴下に関する歩行動態

および筋電図解析からの検討..... 40

1. 緒言.....	40
2. 実験方法.....	41
2-1 被験者.....	41
2-2 試料.....	43
2-3 靴下の衣服圧測定.....	46
2-4 プロトコル.....	46
2-5 歩行動態の収録と解析方法.....	46
2-6 筋電図測定と解析方法.....	47
2-7 歩行の周期.....	49
3. 結果および考察.....	49
3-1 ノーマル靴下およびつまずき予防靴下の衣服圧.....	49
3-2 靴下等の着用が各関節の角度および角速度の ΔS に及ぼす影響.....	51
3-3 膝関節角度および足関節角度の ΔS における 靴下等着用時と素足との関係.....	56
3-4 FS 着用時における積分筋電図のコントロールとの比較.....	60
3-5 ストライド長における FS 着用時とコントロールとの比較.....	62
4. 結語.....	65

第3章 高齢者の歩行能力と歩行動態との関係からみた

つまずき予防支援靴下の機能性評価..... 67

1. 緒言.....	67
2. 実験方法.....	68
2-1 被験者.....	68
2-2 歩行能力テスト.....	71
2-3 歩行動態の測定.....	73
(1) プロトコル.....	73
(2) 歩行動態の収録と解析方法.....	73

(3) 実験用靴下	75
3. 結果および考察	77
3-1 高齢被験者の歩行能力テスト結果	77
3-2 歩行能力と素足時の各関節角速度の ΔS との関係	81
3-3 各関節角速度の ΔS に及ぼす靴下機能の効果.....	86
4. 結語	89
結論	90
文献.....	96
謝辞.....	103

序 論

目的と意義

日本の高齢者人口は 2018 年時点において約 3500 万人に達しており、総人口に占める割合は 28.1%と超高齢社会に突入している¹⁾。高齢者人口は増加の一途を辿っており、平均寿命は 2018 年度簡易生命表によると男性 81.25 歳、女性 87.32 歳であり、世界屈指の長寿大国となっている。一方で、何らかの介護を要する不健康期間が、2016 年時点で男性 8.84 年、女性 12.35 年と報告されており、WHO が 2000 年に公表した「健康寿命」の延伸こそが現代社会の喫緊の重要課題となっている。

人は加齢するにしたがって、身体機能が低下し、筋力だけでなく聴覚、視覚、体性感覚などの諸器官も低下する。しかし、高齢者の心身の低下には大きな個人差がある。身体機能の個人差は高齢になるにつれて拡大する傾向がみられる。高齢になっても自立した生活を営んでいる人がみられる一方で、介護を余儀なくされる人もいる。この要因として先天的な身体の強靱さだけではないように思われる。

内閣府の高齢者の健康に関する調査¹⁾では、主観的な健康状態別にみた外出の頻度は、「健康状態が良い」と回答した人の約 8 割

がほとんど毎日外出しており、「健康状態が良くない」と回答した人では約3割に留まり、自宅で長時間過ごしている人が多いと報告されている。この事実は、外出（歩行）しないことが、主観的な心身の健康状態の低下に繋がることを示唆している。

自宅で過ごす時間が長くなる原因の一つとして、ロコモティブシンドローム（ロコモ）^{2)・3)}および運動器も含めた広い意味でのフレイル（虚弱）があり^{4)・5)}、高齢者における基本的な日常生活動作（ADL）のうち、最も早期から低下を示すのは歩行能力であるといわれている^{6)~8)}。歩行は生活の基本動作の一つであり、高齢者にとって最も重要なものである。

一日あたりのエネルギー消費量（日常活動量）が多い高齢者ほど、文部科学省新体力テストに基づく、6分歩行距離（6分間で歩行できる距離）が長く体力があることが明らかとなっているが⁹⁾、加齢とともに、日常活動量が低下することは否めない。さらに、家事や旅行などの高次の活動を行っていない高齢者では、ADLの低下だけでなく¹⁰⁾、生活の質（QOL）の低下がみられる。

衣服は、産着から帷子までといわれるように常に着用しているものであり、最も身近な環境ともいわれている。この「衣環境」が心身に及ぼす影響は大きく、様々な観点から高齢者支援のための研究が行われている。歩行支援に特化してみると、歩行時の筋疲労抑制を目的とした靴下の圧設計に関する研究¹¹⁾、日常生活動作で重要な膝関節動作を支援することを目的とした開発研究などがみられる¹²⁾。その他、快適歩行速度を向上させるレギンスに

関する研究¹³⁾，フラットな歩行・走行が可能な靴下に関する研究¹⁴⁾など，根拠データは公表されていない．

身体可動域が低下すると，身体位置覚に対する大きなずれを生じる．ヒトの足部は自身がイメージしている位置よりも外側に偏って定置されている¹⁵⁾が，高齢者の中には，動的バランスを取ることができるにも関わらず，自身の能力を不適切に認識しているものがみられる¹⁶⁾．この認識のずれは，日常生活行動において，段差の踏み外し，障害物を跨ぎ越える際の足部の接触などに繋がる．また，反射能力の低下により，日常生活で不慮の事態が生じた際に，咄嗟に対応するのが遅れてしまい，つまずき，すべり，よろめき，踏み外しなどが生じる．その中でもつまずきが最も多いことが報告されている¹⁷⁾．つまずきとは，歩行中の遊脚期に地面のわずかな凸部や障害物などの意図しないものに足先があたり転倒しそうになる現象である¹⁸⁾．つまずきを予防することは，寝たきりを予防することに繋がり，つまずき予防機能をもつ靴や靴下の開発は，自立可能期間の延伸となる．

つまずきに関する先行研究は少なく，高齢者においては足趾関節が上がらないことがつまずきに繋がると指摘したものや¹⁹⁾，市販つまずき靴下の効果を検証した研究²⁰⁾がみられるが，高齢者の歩行動態を解析²¹⁾し，つまずき機能を発現するための要因を分析し，具体的な設計に結び付けた研究はみられない．

そこで本研究では，つまずきやすい高齢者の歩行動態の特徴を明らかにするとともに，高齢者の体力測定スコアと歩行動態との

関係等から，つまずき予防機能をもつ靴下のための具体的設計指針を導出することを目的とした．なお，転倒は屋外より屋内での発生率が高いことが報告されていることから²²⁾，本研究では靴下による支援を検討した．

超高齢社会を迎え，健康・快適を訴求した繊維製品への需要が高まっており，本研究の成果は，衣服の観点から高齢者の歩行を支援する製品に対して具体的な設計指針を示すものであり，非常に意義あるものと考えられる．

本研究に関連する内外の研究

高齢者にとって歩行能力を維持・増進させることは、健康寿命の延伸において非常に重要である。65歳以上の高齢者が介護を受ける原因として、転倒や関節疾患などの運動器に関するものが23.2%であると報告されている¹⁾。転倒経験のある高齢者の約85%が転倒への恐怖心をもち、そのうち外出を控えるようになる高齢者が34%にも及ぶとの報告がなされている²³⁾。このような人は転倒後症候群と呼ばれ、歩くことに不安や恐怖を感じたり、歩行への自信を失ったりし、身体的には歩行が可能であっても歩こうとしなくなったりと、一人で歩くことを躊躇して自宅に閉じこもる傾向がみられる。すなわち、転倒を予防することは、高齢者を外出させることに繋がり、外出が主観的な心身の健康を向上させ¹⁾、アクティブな日常活動へと導かれると考えられる。

加齢に伴う筋力を含めた体力、バランス力の低下は転倒に繋がる。高齢者の転倒予防の一つとして、股関節の屈曲と伸展筋力の強化が重要であると指摘されている²⁴⁾。そのため、体力科学的観点からは脚部筋強化訓練が有効であるとされている²⁵⁾が、加齢が進むにつれて体力の低下を抑え維持することは難しくなる。

活動範囲が狭まった75歳以上の高齢者や筋力の落ちた高齢者では、転倒が生じやすいとされ^{26)~28)}、住宅内での転倒予防には、住環境の整備が重要であるという見方もある。比較的アクティブな高齢者においても、物や段差につまずいて転倒する自宅内転倒者が多く、転倒発生場所として、日常生活場面で長時間を過ごす

居間・台所や毎日使用する玄関などが挙げられている²⁹⁾。しかし、住環境の整備には限界があり、多くが個人では対応できず、また確実に整備ができるとは限らない。鳥羽らは、廊下、居間および玄関での障害物が転倒の危険因子であると述べているが、転倒といえばバリアフリーという喧伝された対応は、間違いであるとも述べている³⁰⁾。

以上のように、加齢につれて体力の低下が避けられない状況と住環境における対応が難しい中であって、衣生活面からの支援も重要であると考えられる。

身体諸機能の低下を伴う高齢者においては、例えば、温冷覚識別能力の低下により暑熱に対する行動的体温調節の遅れが、ふらつきも原因となる熱中症や脱水症状に繋がる場合がある。それを支援する衣服として、クーリング衣服³¹⁾や局所加温型衣服などの開発研究がなされ³²⁾、ペルチェ素子等を利用したスマートウェアなどの開発の試みも行われている³³⁾。

一方、外出に対する抵抗を軽減させるには更衣のしやすい衣服の提案も重要であろう。身体可動域が減少し、腕を挙げるのが容易でない高齢者であっても着脱しやすい衣服の提案がなされている^{34)~36)}。巧緻性が低下して指先の細かい動作が困難であっても、ボタンやファスナーなどの副資材を考慮した衣服の有効性が提案されている³⁷⁾。このように、寒暑に対応し得る衣服や、着脱が容易な衣服は、高齢者の日常活動を支援する衣服として、外出時の障壁を低くすると推察される。

日常動作において使用頻度が高い膝関節に着目し，椅座位から立位への動作変換を補助し，歩行時の脚部筋の負荷を低減することを目的としたタイツやスパッツなどの開発研究がみられる¹²⁾．また，歩行時の筋疲労を軽減するための靴下の圧力分布に関する研究などもみられるが¹¹⁾，こうした観点からの研究は少ない．

つまずき予防に着目した研究については，菅井が高齢者の歩容を解析し，後ろ足を蹴り出して前方に着地する際の足趾の高さが若齢者に比べて低いことを明らかにしている¹⁹⁾．一方，2012年頃からつまずき予防を訴求した靴下が上市され始めている．それらの製品の多くは足背部を低伸縮編とし，足底部を高伸縮編とすることで，つま先を強制的に背屈させて床面から上昇させるというものである．つま先を背屈させる目的でストラップ付足関節外反・背屈補助靴下が提案されている³⁹⁾．辻坂²⁰⁾は，編構造の異なる数種の市販靴下を用いて歩行速度と歩幅を実験し，滑り止めを施した靴下では歩幅が有意に大きくなったと述べているが，つま先持ち上げを意図したつまずき予防靴下では歩行速度が速くなる傾向がみられたと述べているにすぎず，つまずき予防への効果については明言されていない．また，市販靴下の多くは伸縮性が低く，着用時に口ゴムが大きく広がらないため，握力の弱い高齢者では一人で着用するのが困難であることや，つま先に高い圧迫がかかり，不快感をもたらすと考えられる．いずれにしても足趾だけに着目した靴下開発では，転倒やつまずきに対して十分な効果が得られないことがわかっている．

青木ら^{21), 40)}は，若齢者および高齢者の歩行動態の相違に関する研究において，タイプの異なる靴を着用した時の高齢者歩行への影響について検討しているが，靴の種類による相違にまで言及されていないなど，つまずき予防靴下の設計指針となるデータはいまだ得られていないのが現状である．

以上，高齢者の歩行動態を詳細に検討し，歩行時の各関節角度，角速度，角加速度を解析し，高齢者の体力スコアとの関係性や具体的な設計指針を導出した研究はみられないのが現状である．つまずき予防機能をもつ靴下に関する開発研究は，転倒による寝たきり高齢者を減少させ，健康寿命を延伸する上において非常に意義あるものと考えられる．

本研究の概要

本研究では、高齢者の歩行動態を若齢者の歩行動態と比較検討し、高齢者の歩行動態の特徴を明らかにするとともに、つまずき予防靴下のための具体的設計指針を導出することを目的としている。

本論文は、序論、本論、結論から構成されている。

序論は、本研究の目的と意義、関連する国内外の研究および本研究の概要を述べている。

本論は、3章で構成されている。

第1章では、高齢者の歩行動態の特徴を的確に表現しうる特徴量を抽出し、その特徴量に及ぼす要因として、ストライド長と積分筋電図を取り上げ、それらの関係性からつまずきにくい歩容の特徴を明確化することを目的としている。

若齢者8人、高齢者10人を被験者とし、素足にてカーペット上を歩行させ、被験者の歩行動態を収録している。三次元動作解析システムにより、膝関節・足関節・足趾関節の角度・角速度・角加速度の歩行周期曲線を得ている。

また、1周期の距離（ストライド長）を算出して、歩行動態との関係を解析している。さらに、大腿直筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋外側頭、腓腹筋内側頭にて筋電図を測定し、5m歩行時の積分筋電図 *IEMG* を算出して、歩行動態との関係を検討している。

歩行周期曲線における最大値と最小値との差、すなわち両振幅

(ΔS) を歩容の特徴量として抽出し、高齢者群においては、被験者ごとの ΔS について検討している。また、高齢者群および若齢者群における足関節角速度の ΔS とストライド長と相関について検討している。加えて主働筋として前脛骨筋および腓腹筋内側頭を抽出し、それらの *IEMG* と足関節角速度の ΔS との関係について解析している。

第 2 章では、前章で得られた歩容を示す特徴量 ΔS を用いて、つまずき予防機能をもつ靴下の設計に資することを目的として、ノーマル靴下、市販のつまずき予防靴下、つまずき予防靴下に介護用靴を履いた場合、スポーツ用弾性テープを用いてテーピングを施した場合について、動作解析および筋電図解析を行っている。高齢者 10 人および若齢者 8 人を被験者として検討している。測定方法は前章と同様であり、素足をコントロールとしている。

ΔS が両群の歩容の相違を示すことが裏付けられるとともに、各関節・各角度における試料間の ΔS の相違について検討している。さらに、前章で歩行時の主働筋であると指摘された、前脛骨筋および腓腹筋内側頭の *IEMG* については、試料間の相違を解析し、どのような機能を靴下にもたせることが有用であるかについて検討している。

第 3 章では、高齢者 12 人を被験者として、素足にて一般的な歩行能力テストを実施し、歩行能力テストスコアと歩行動態との関係性を明らかにしている。また、靴の機能を取り入れたつまずき予防靴下として、内側縦アーチ部をもつインソールとアッパー

底部を想定してテーピングした靴下を用いて歩行動態に及ぼす影響を検討している。

試料として、ノーマル靴下、ノーマル靴下の側面にアップー底部の機能をシミュレーションして靴下の上からテーピングを施したもの、ノーマル靴下にインソール A（市販品）を挿入したもの、ノーマル靴下にインソール B（足型から採った試作品）を挿入し、さらに足部側面にテーピングを行ったものを用い、前章と同様に歩行実験を行っている。素足をコントロール（Co）とし、股関節・膝関節・足関節の角速度について、つまずきの指標として挙げられた特徴量 ΔS を用いて検討を行っている。

歩行能力テストの結果と ΔS との関係について明確化し、素足時の各関節角速度の ΔS を用いて、 ΔS の大きい被験者群（H 群）と小さい被験者（L 群）に分類し、靴下機能の効果を検討し、歩行能力テストの結果との関連について述べている。靴機能を持たせた靴下がつまずきやすい歩容をもつ L 群の高齢者に効果的であるかを明らかにしている。

最後に結論では、高齢者の歩行動態の解析に基づくつまずき予防靴下の設計に関する知見として、各章で得られた結果の総括を行い、健康・快適を訴求したつまずき予防靴下の設計指針の導出を行っている。また、今後に残された問題を提起している。

なお、各章の関連を図 1 に示している。

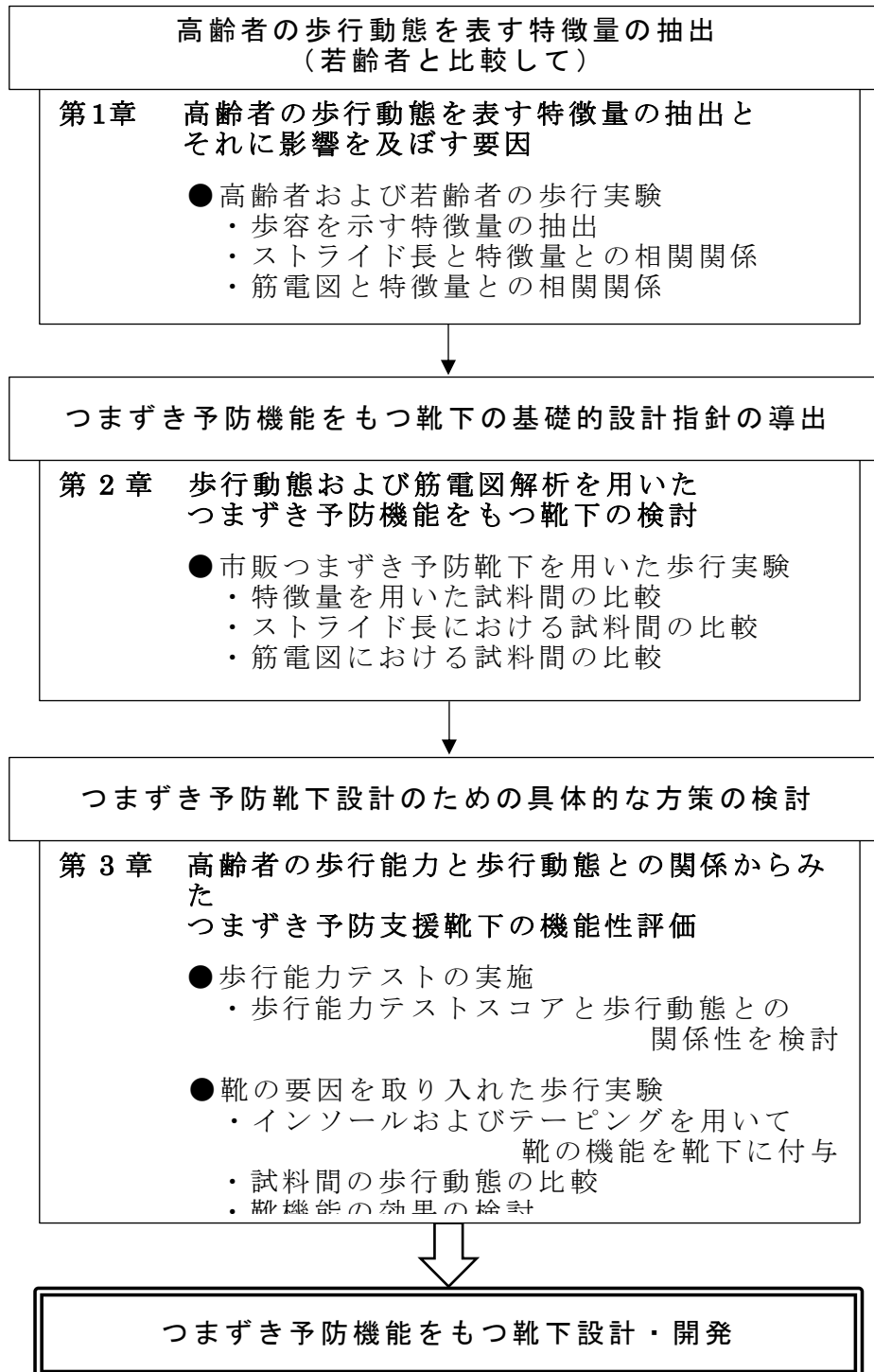


図1 本論文の構成

本 論

第1章 高齢者の歩行動態を表す特徴量の抽出とそれに影響を及ぼす要因

1. 緒 言

日本の高齢者人口は約 3000 万人に達しており，総人口に占める高齢者の割合は 26.7%である⁴¹⁾．高齢者が直面する最も深刻な問題として転倒があげられる．転倒は，骨折，疾病，死亡，そして早期自宅介護の原因の一つとなっている⁴²⁾．また，転倒に至る機序として，つまずき，すべり，よろめき，踏み外しなどがあり，そのうちでも，つまずきが最も多いと報告されている¹⁷⁾．つまずきとは，歩行中の遊脚期に地面のわずかな凸部や障害物などの意図しないものに足先があたり転倒しそうになる現象をいう¹⁸⁾．家庭内では素足や靴下着用での歩行，屋外では靴着用での歩行が想定されるが，高齢者のつまずきは屋内外で発生している．つまずきによるこれらの発生を予防することは，健康寿命を伸ばす上においても極めて重要な課題の一つである⁴³⁾．

先行研究において，菅井ら¹⁹⁾は，高齢者の素足歩行動態を足趾に着目して検討し，足趾が床面から上がらず，引きずるように歩行していると指摘している．長尾ら⁴⁴⁾は高齢者が知覚している足部の位置と実際の足部の位置が異なることを明らかにしてお

り、この誤差が歩行中に生じると、思わぬところで足が引っ掛かり、つまずくと報告している。青木・田村ら²¹⁾においても、関節角度や床反力、関節負荷量から動態力学的な研究を行うなど、高齢者の歩行動態を若齢者と比較した研究が数多くみられる。また、足趾を持ち上げる特殊編構造をもつソックスを着用した際の歩行動態に関する研究⁴⁵⁾、靴着用効果に関する研究⁴⁰⁾なども行われている。しかし、歩容については個人差が大きく、特に高齢者においては、年齢だけではなく、日々の歩数や活動状況などによって、その歩容は大きく異なることが予想され、つまずきやすい歩容の特徴を明らかにすることが重要であると考えられる。

本研究では、効果的なつまずき予防靴下の設計における基礎的な指針を得ることを最終目標として、本章では、高齢女性および若齢者を被験者として、膝関節・足関節・足趾関節における角度・角速度・角加速度について検討し、高齢者の歩行動態の特徴を的確に表現しうる特徴量を抽出することを目的とした。また、その特徴量に影響を及ぼす要因として、ストライド長および積分筋電図との関係を明らかにした。

2. 実験方法

2-1 被験者

被験者として 20 歳代女性 8 名，高齢女性 10 名（60 歳代 2 名，70 歳代 6 名，80 歳代 2 名）を用いた．被験者の身体特性を表 1-1 に示す．被験者の実験衣は，動作や反射光マーカの貼付の妨げにならないように高伸縮性半袖シャツおよびハーフパンツ（ミズノ（株）製，ポリエステル 85%，ポリウレタン 15%）とした．また，本研究では，靴下による歩行への影響を避けるために素足とした．

なお，本研究を実施するにあたっては，京都女子大学臨床研究審査を受けて承認を得た．被験者に対しては，研究目的，方法，実験の安全性に問題がないことを十分に説明した上，自らの自由意志で本研究に参加し，実験途中であってもいつでも中止できる旨を伝えた．また，験者は，被験者に対して十分配慮の上，実験を行った．

2-2 プロトコル

歩行距離を直線 5m とし，被験者に実験室での歩行が通常と異ならないよう慣れてもらうために十分に練習を行わせた．その後，4 往復するよう要請し，後半の 2 往復のうち，往路の歩行について，後述の歩行動態と筋電図の解析を行った．なお，床面には室内を想定してカーペット（パイル部：ナイロン 100%，基布：ポリプロピレン 100%）を敷いた．

Table1-1 Physical characteristics of subjects.

Subject	Age (years)	Height (mm)	Weight (kg)	Percent of body fat (%)	BMI	Foot length (mm)	Foot breadth (mm)
a	20	1560	46.6	21.5	19.1	215	85
b	20	1575	50.0	24.3	20.2	223	75
c	20	1495	48.0	24.2	21.5	220	85
d	21	1607	51.4	22.1	19.9	237	107
e	21	1660	62.8	28.8	22.8	247	89
f	21	1630	48.0	21.1	18.1	237	92
g	21	1570	48.4	22.9	19.6	230	60
h	21	1600	49.8	24.3	19.5	220	90
\bar{X}	20.6	1587	50.6	23.7	20.1	229	85
σ	0.5	50	5.1	2.4	1.5	11	14
i	64	1570	53.0	22.9	21.5	230	105
j	67	1510	45.0	23.9	19.7	225	95
k	71	1500	60.0	30.6	26.7	225	96
l	72	1490	47.4	24.8	21.4	220	80
m	72	1445	52.6	32.3	25.2	214	88
n	74	1570	45.6	17.0	18.5	245	100
o	75	1500	57.6	29.1	25.6	238	106
p	78	1580	49.8	20.5	19.9	235	95
q	80	1560	51.6	23.5	21.2	234	98
r	83	1500	54.2	26.0	24.1	220	95
\bar{X}	73.6	1523	51.7	25.1	22.4	229	96
σ	5.8	45	4.9	4.6	2.8	10	08

2-3 歩行動態の収録と解析方法

図 1-1 に示す被験者の脚部 5 点（転子点（T）、膝蓋骨中央外側（P）、外果点（S）、腓側中足点（M）、第一趾先点（A））に反射光マーカを貼付した。実験室と機材の関係上、2 台のハンディカメラ（SONY（株）製の HDR-CX430V）でマーカを捉えられるように三脚を用いて設置し、フレームレートを 60fps として歩行動態を収録した。カメラの設置等は図 1-2 に示す通りであり、被験者に対して直角に捉えることのできる中央 3 歩分を解析した。なお、測定前に解析時に用いるキャリブレーションのためにコントロールオブジェクトを数秒間撮影した。その後、2 台のカメラで同時に収録開始し、トリガキットに繋いだ Trig Pulse 3V のスイッチを押してカメラに取り付けたランプを点灯させ、トリガキットからの信号がパソコンに伝わりと同時に、多用途生体情報解析プログラム Vital Recorder II（キッセイコムテック（株）製）での収録を開始し、その後被験者に歩行を開始させた。

解析には、三次元動作解析システム Kine Analyzer と 3D Calculator（キッセイコムテック（株）製）を用いた。測定終了後、Kine Analyzer に撮影した動画を取り込み、ランプが点灯している時点を同期対象フレームとした。3D Calculator にてキャリブレーションのモデルとコントロールオブジェクトの交差点を対応させていき、仮想空間上で距離の設定を行った。その後、歩行時のマーカを追跡し、スティックピクチャを作成した。Kine Analyzer 上で反射光マーカを結び、図 1-1 に示した膝関節 \angle TPS・

足関節 \angle PSM・足趾関節 \angle SMA の角度・角速度・角加速度について解析を行った．ここで，各々の角度を y 軸と z 軸からなる yz 平面として算出を行った．

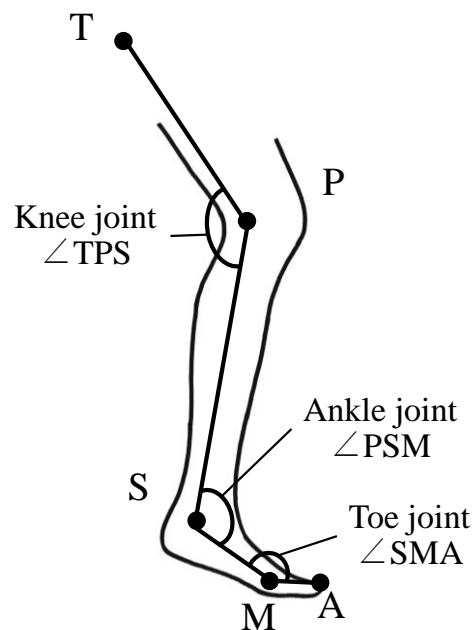


Fig.1-1 Position of markers on the leg and name of joints

(T : Trochanterion, P : Right side of patella center,
S : Sphyrion fibulare, M : Metatarscale fibulare,
A : Acropodion)

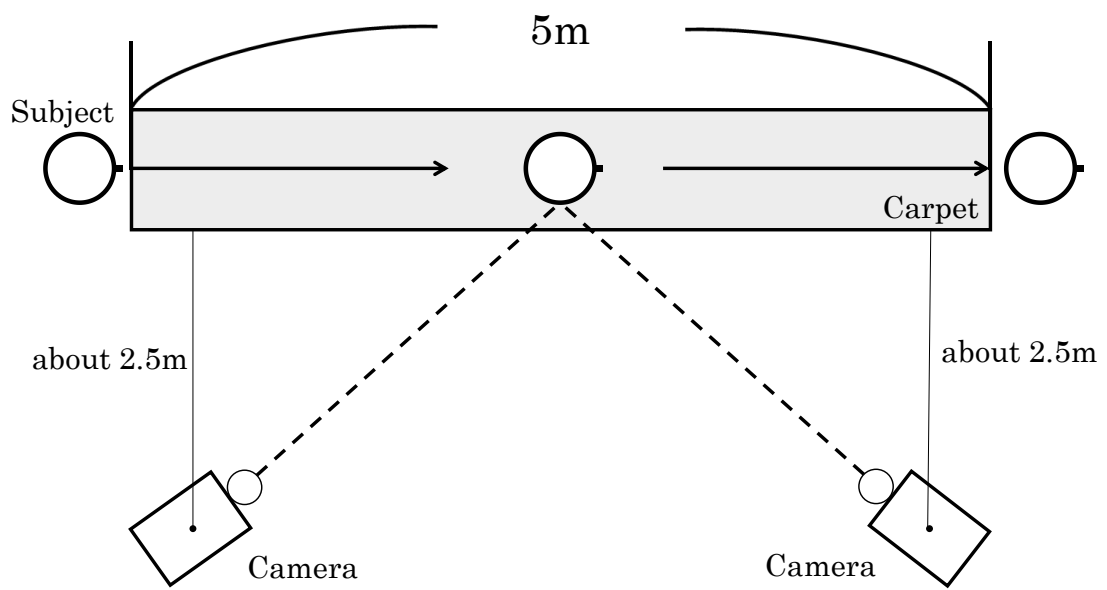


Fig.1-2 Schematic of video recording during walking

2-4 筋電図測定と解析方法

図 1-3 に示す大腿直筋 (Rf), 大腿二頭筋 (Bf), 前脛骨筋 (Ta), 腓腹筋外側頭 (Glh), 腓腹筋内側頭 (Gmh) の計 5 か所の筋腹となる位置に電極を貼付して多用途生体情報解析プログラム Vital Recorder II (キッセイコムテック (株) 製) を用い, サンプルング周波数 1000Hz として筋電図を収録した. 解析には三次元動作解析システム Kine Analyzer (キッセイコムテック (株) 製) を用い, 次式によって, 5m 歩行時の積分筋電図 *IEMG* を算出した.

$$IEMG = \int_0^t |EMG(t)| dt \quad \text{-----(1)}$$

筋電図には負の値も含まれるため, 基線を 0 として, 全波整流した後に積分値を算出した¹¹⁾.

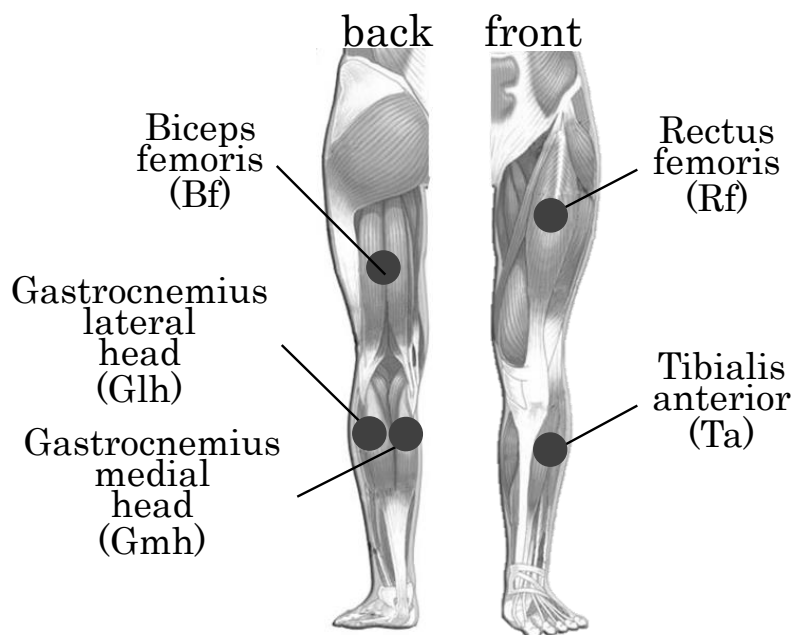


Fig.1-3 Measurement points of EMG

2-5 歩行の周期

阿久津⁴⁶⁾は、前脚が床に着いている期間を「前脚着床期（Ⅰ期）」、片脚で体重を支える期間を「片足支持期（Ⅱ期）」、両足で身体を支えて後脚を蹴り出すまでの期間を「後脚蹴り出し期（Ⅲ期）」、後脚が床から離れて他方の脚と交差する期間を「遊脚期（Ⅳ期）」と定義し、歩行の周期はこれら4期から成り立っていると述べている。

そこで本研究においても、図1-4に示す定義を用いて、解析を行った。また、前脚の踵が床に着いてから同じ脚の踵が再び床に着く瞬間までを1周期とし、この距離をストライド長として算出した。測定対象を右脚とした。

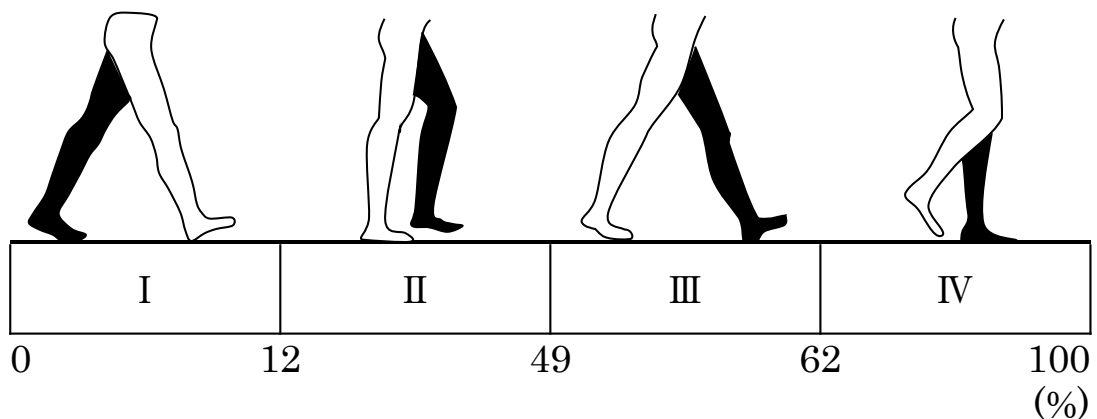


Fig.1-4 Definition of a gait cycle

(I : Contact period, II : Single supporting period,
III : Double supporting period, IV : Swing period)

3. 結果および考察

以下に述べる歩行周期における各関節の角度・角速度・角加速度については，高齢者群および若齢者群の各々の平均値と標準誤差をもって示す．

3-1 歩行周期における各関節角度の変化

歩行周期における各関節の角度変化を図 1-5 に示す．高齢者を実線で，若齢者を破線で示している．いずれの関節についても，屈曲方向を内角，伸展方向を外角とし，解析には内角を用いた．

図より，高齢者は若齢者よりも全体に膝関節角度が小さいことがわかる．これは，膝が曲がっていることを示している．これに対して，若齢者では特に，90 - 100%付近において角度が大きく，前脚着床直前の遊脚期において，膝をしっかりと前方に伸ばしていることがわかる．次に，足関節をみると，40%および80%付近での両群間の差異が大きく，この部分で若齢者の方が足関節角度が小さい．このことは，Ⅱ期の後半において，若齢者が身体を前方に推進させるために下腿を前方に倒していることを示しており，Ⅳ期においても若齢者の方が大きく足背屈を行いながら踵から着床に至っていることを示している．逆に，高齢者では片足支持期での前方への推進力が弱く，足部の背屈が十分にできていない，すなわち足先が床面から十分に上がっていないことが示唆される．

足趾関節については，Ⅰ期，Ⅱ期，Ⅳ期において若齢者の角度

が大きく，高齢者で小さいことがわかる．すなわち，高齢者の足先の方が若齢者よりも足背に対して上がっている．

近年，菅井ら¹⁹⁾ および青木・田村ら²¹⁾の研究において，高齢者のつまずきの原因が足趾関節角度にあると指摘されている．しかし，中高齢者のつまずきの要因として，浮き趾との関連を指摘している報告もみられることから⁴⁷⁾，浮き趾のために足趾関節の内角が小さいとすれば，このことがむしろ問題であろうと考えられる．

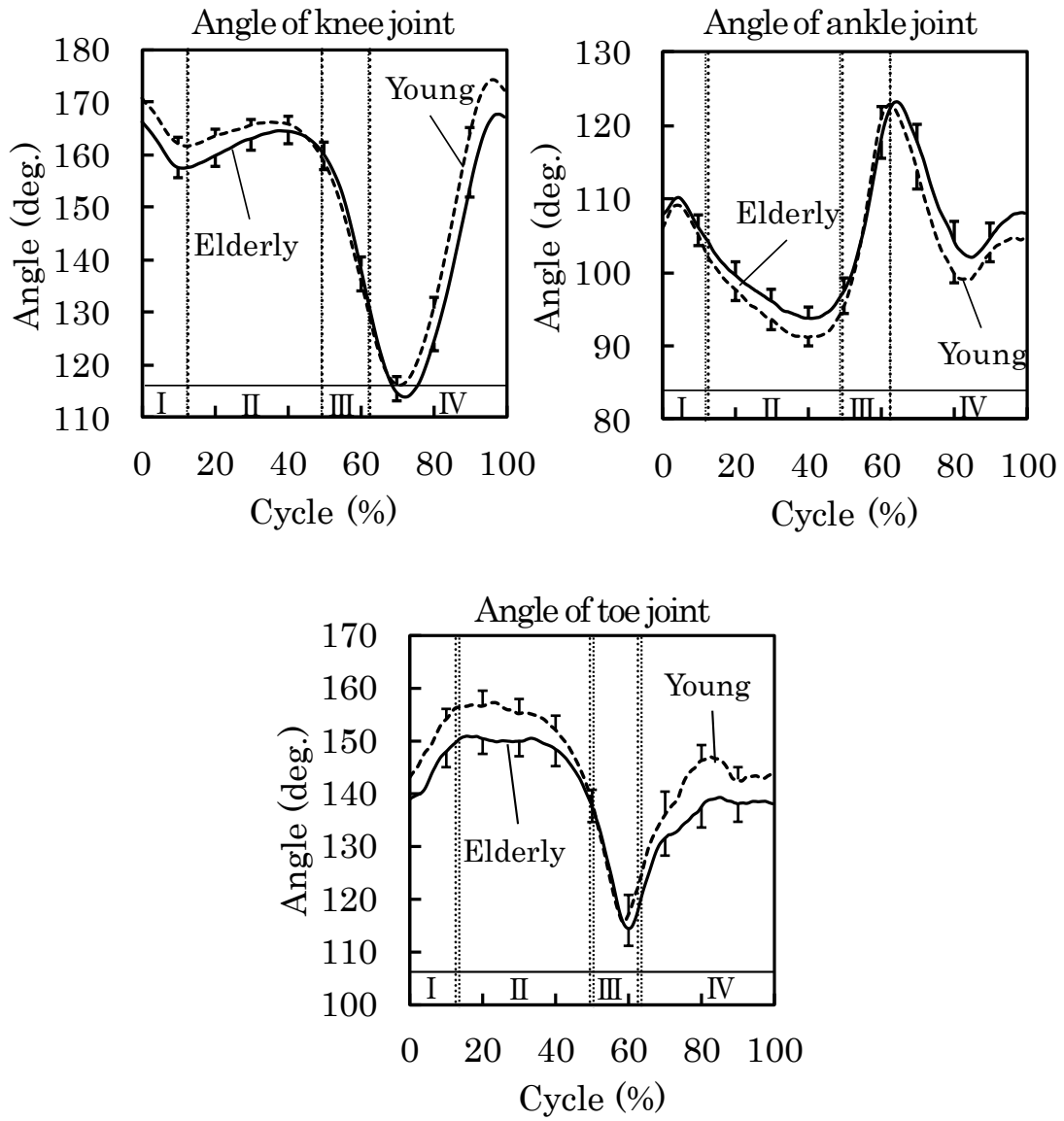


Fig.1-5 Changes in joint angle on gait cycle of the elderly and young
(The solid line shows the elderly, the stripe shows the young.)

3-2 歩行周期における各関節の角速度および角加速度の変化

各関節の角速度の変化を図 1-6 に示す。当然のことながら、角度変化挙動の変曲点で角速度が 0 ラインを横切り、変曲点と変曲点のほぼ中点付近で最大値と最小値を示している。各関節が屈曲方向に移動する時の角速度が負、伸展方向に移動する時の角速度が正となっている。

膝関節では、Ⅲ期の後期で最小値、Ⅳ期半ばの脚を持ち上げて左脚を交差させ、前方に出す部分で最大値を示している。足関節では、Ⅲ期で最大値、Ⅳ期に入ってすぐに最小値を示しており、高齢者は若齢者より伸展や屈曲の速度がやや遅い傾向がみられ、足関節の動きが若齢者ほど円滑でないことがわかる。しかし、足趾関節では、若齢者と高齢者ともにⅣ期において速度の変動が小刻みであり、また全般的に両群の差が不明瞭であった。

各関節の角加速度についても同様の検討を行った。結果を図 1-7 に示す。膝関節のⅢ期および足関節のⅢ期で両群間の角加速度の差がみられるが、その他の明瞭な相違はみられなかった。

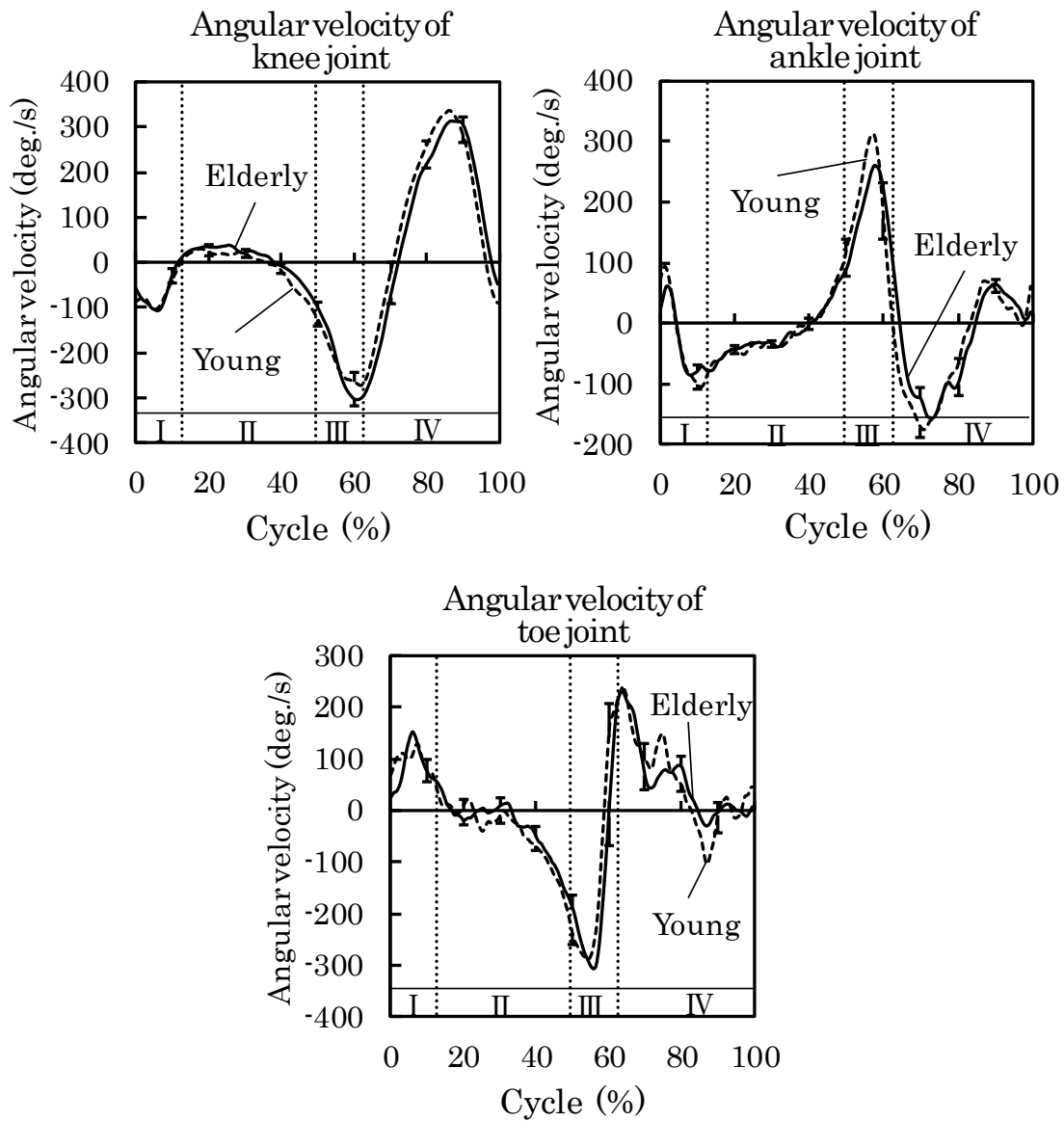


Fig.1-6 Changes in angular velocity of joint on gait cycle of elderly and young
(The indicated lines are the same as before.)

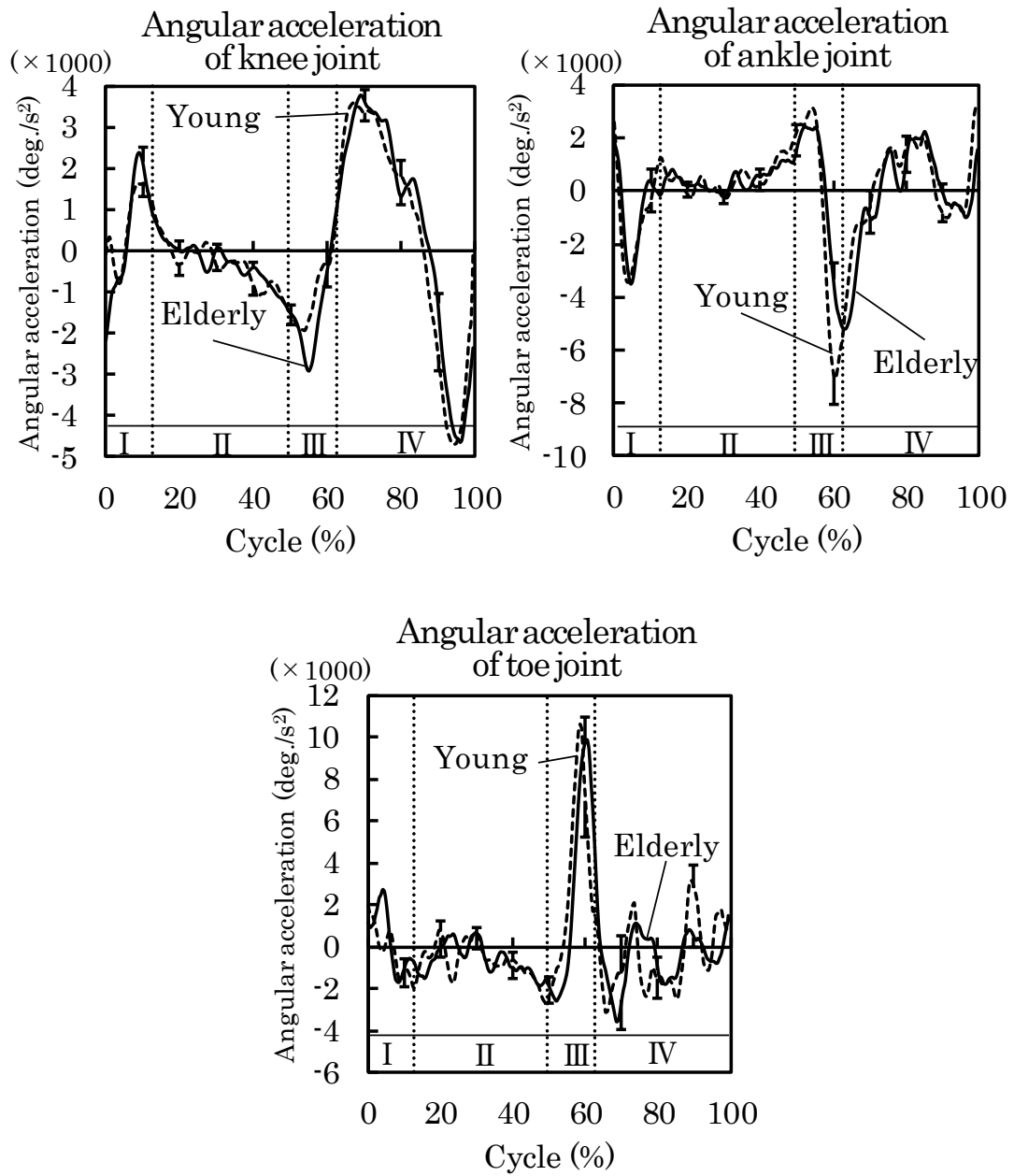


Fig.1-7 Changes in angular acceleration of joint on gait cycle of elderly and young
(The indicated lines are the same as before.)

3-3 歩行動態における特徴量の抽出

前述したように，高齢者といってもその歩容は様々であり個人差が大きい．そこで，個々に検討するために歩行動態における特徴量の抽出を試みた．

前項の各関節の角度・角速度・角加速度の歩行周期において最大値および最小値が比較的明瞭にみられたことから，図 1-8 の足関節角速度の例に示すように，最大値と最小値との差，すなわち両振幅を ΔS として定義した．

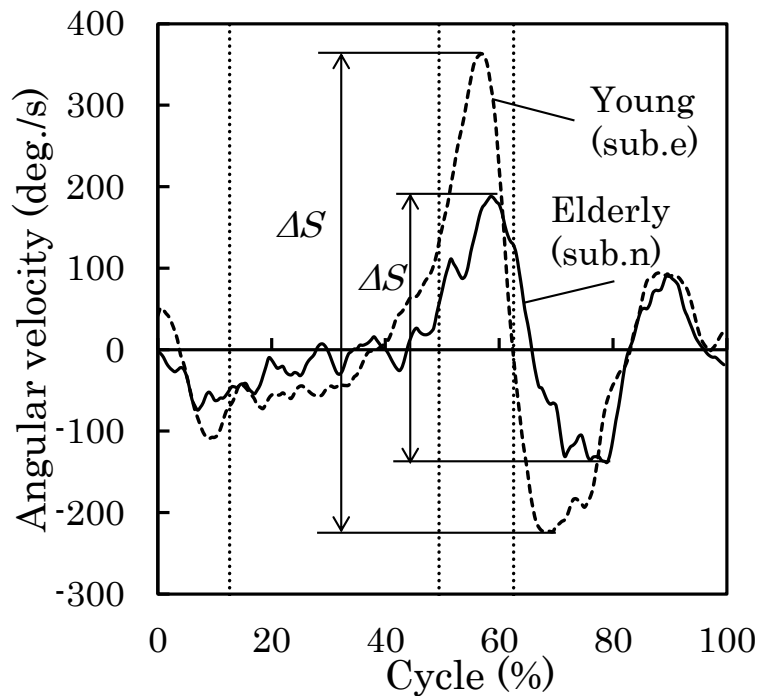


Fig.1-8 Definition of a characteristic value (ΔS) in a gait cycle
(The indicated lines are the same as before.)

3-4 各関節における ΔS と年齢との関係

被験者個人ごとの各関節における ΔS と年齢との関係を，角度については図 1-9 に，角速度については図 1-10 に，角加速度については図 1-11 に示す．図中には，高齢者群における ΔS と年齢との回帰直線を示している．

膝関節角度における ΔS では，若齢者群とほぼ同様の範囲に入る高齢者と，被験者 l, o, p, q のように ΔS の小さい高齢者に大別された． ΔS が小さいということは，膝関節の開閉幅が狭いことを示しており，膝が少し曲がった歩容の高齢者群に多かった．

足関節角度の ΔS では，若齢者群の値が 30deg.- 42deg. とかなり狭い範囲に集中しているのに対して，高齢者では，被験者 i, m のように 42deg. 以上の大きな値をとる者がある一方で，30deg. 以下の者がみられるなど個人差が大きかった．

足趾関節角度の ΔS においては，若齢者・高齢者ともにばらつきが大きく，両群の相違は明瞭ではないが， ΔS の小さい高齢者が多かった．前項では，高齢者の方が足趾関節の内角が小さく足趾が床面から上がっていると述べたが，足趾関節の開閉幅が狭いことから，浮き趾によるものであることが裏付けられる結果となった．浮き趾の場合には，床面を把持してしっかりと蹴り出せないことが危惧される．一方，若齢者・高齢者ともに個人差が大きく，年齢のみでなく各自の歩容に依存するところが大きいこともわかった．

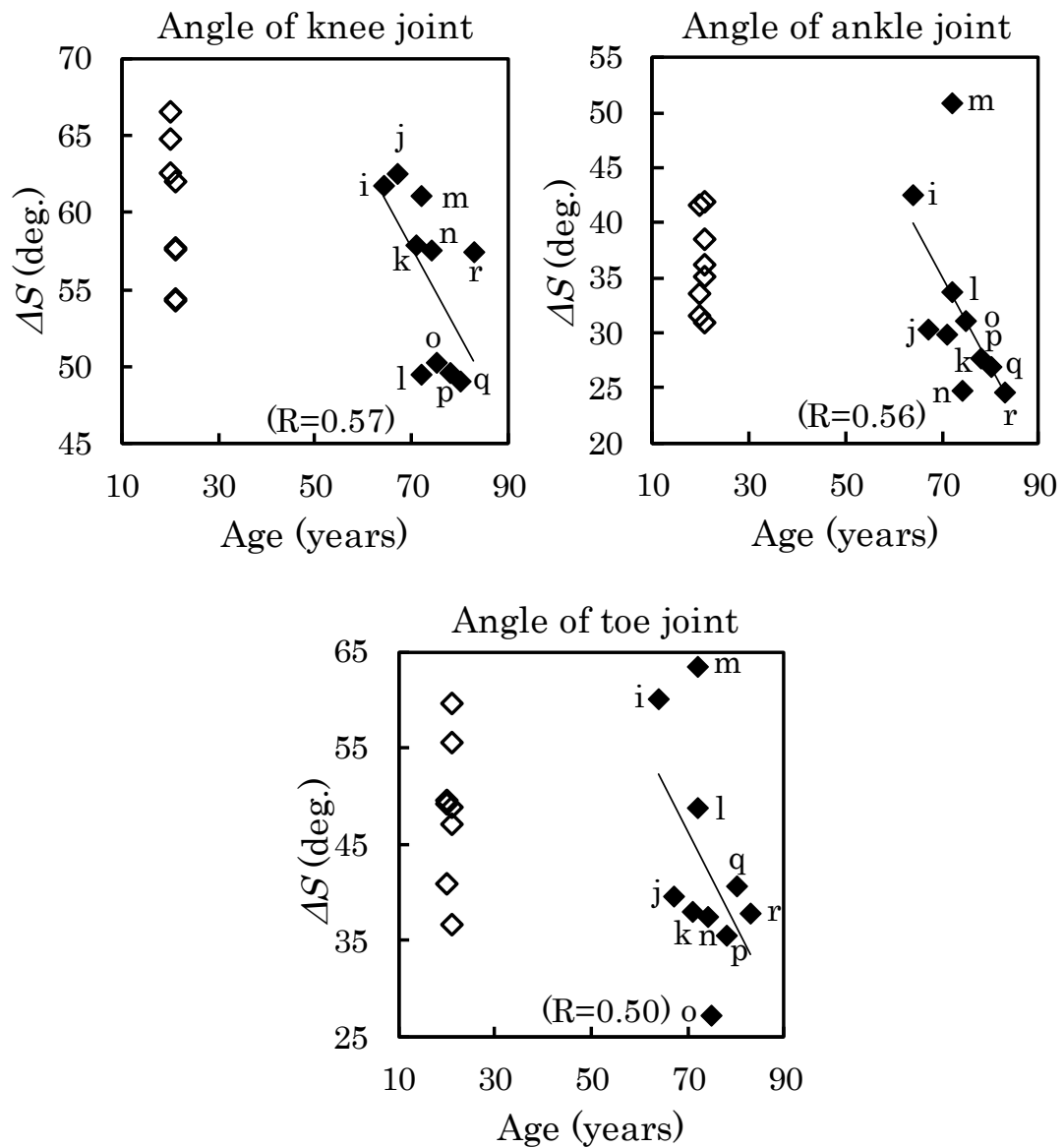


Fig. 1-9 Differences between the ΔS of the joint angle in the elderly and the young
(The black shows the elderly, the white shows the young.)

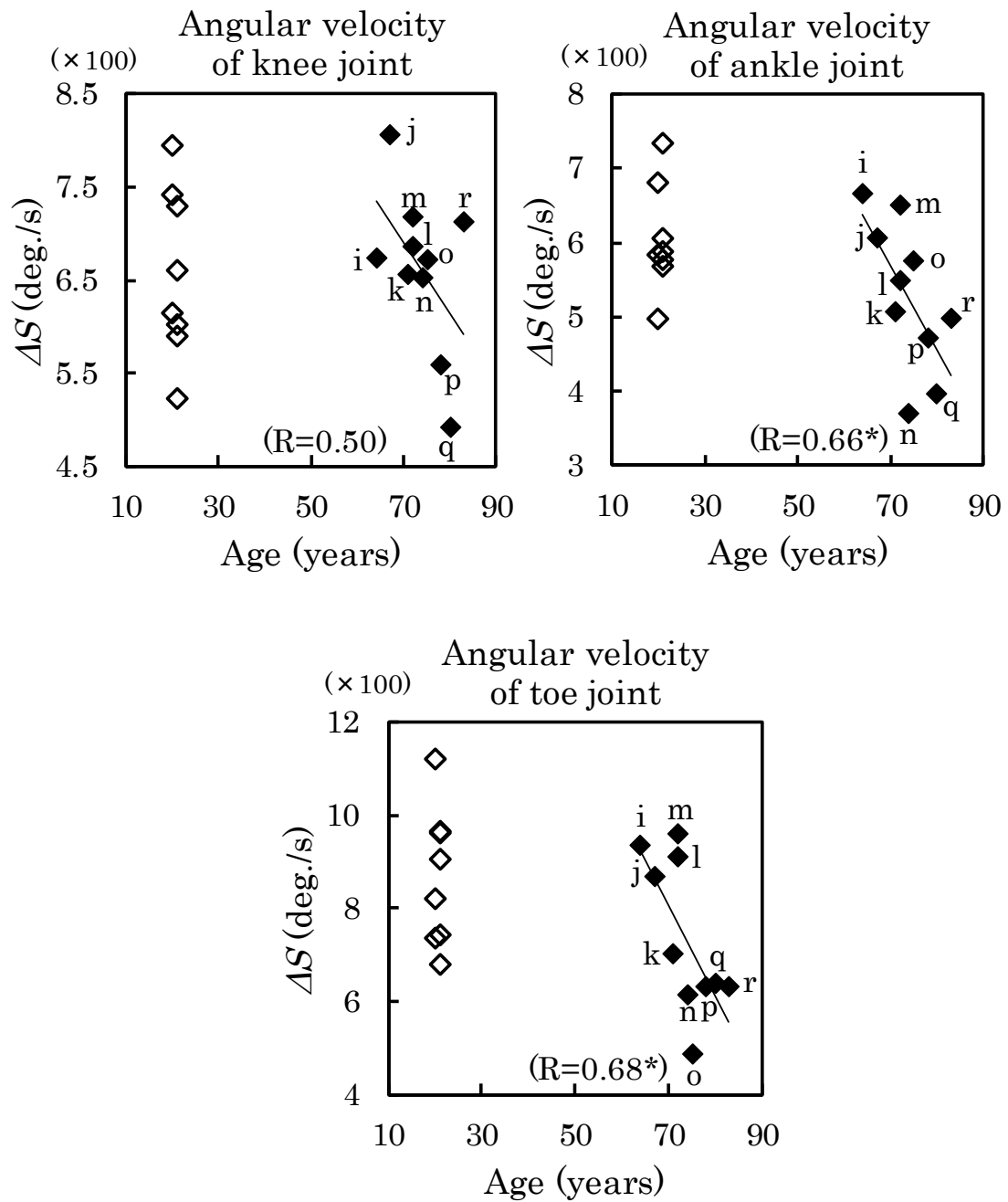


Fig. 1-10 Differences between the ΔS of angular velocity of the joint in the elderly and the young
(These indicated colors are the same as before.)

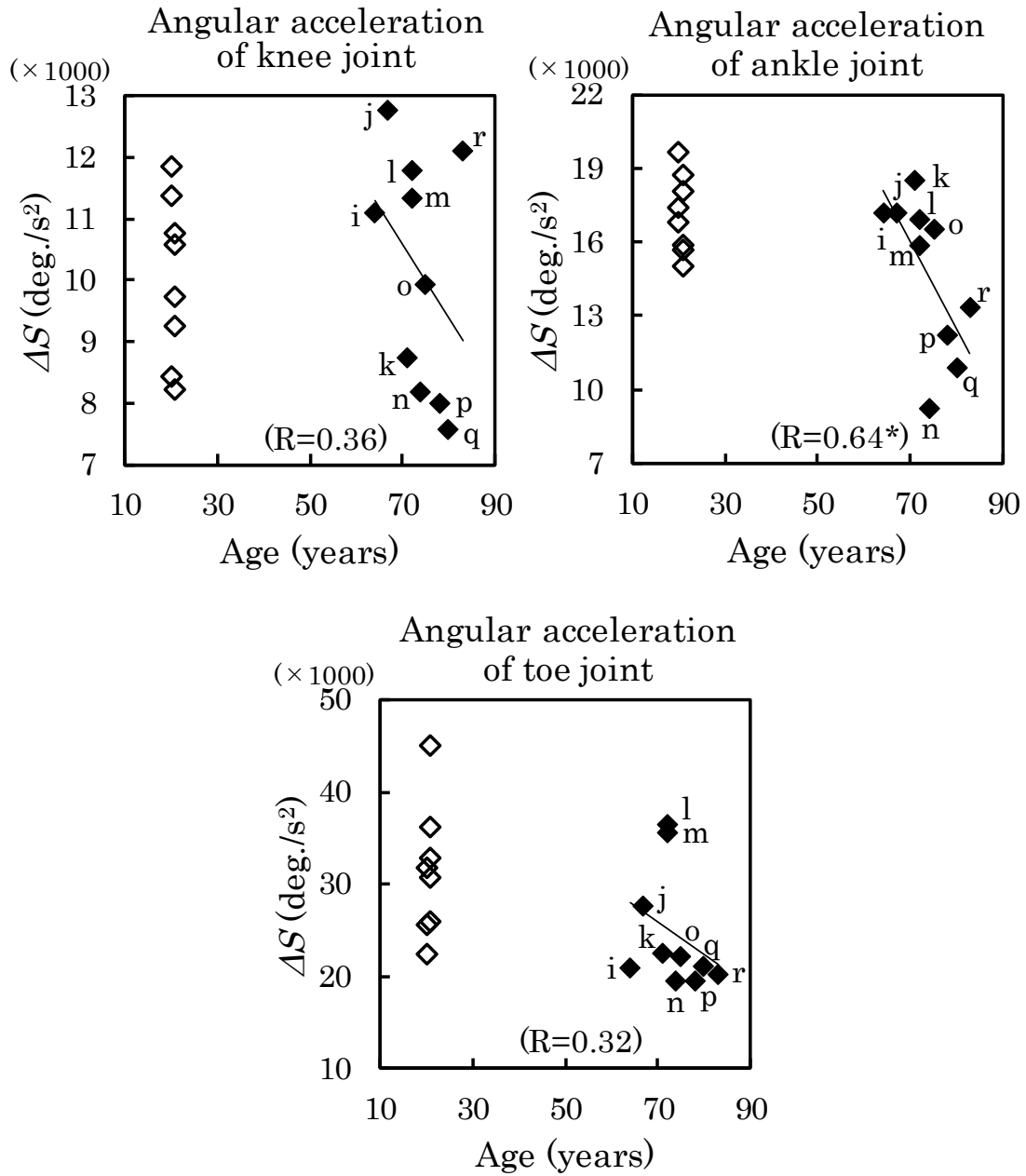


Fig. 1-11 Differences between the ΔS of angular acceleration of the joint in the elderly and the young
(These indicated colors are the same as before.)

次に，各関節角速度の ΔS についてみてみる．膝関節では，被験者 q 以外の高齢者が若齢者の ΔS の範囲内にあり，両群の相違はほとんど認められなかった．足関節および足趾関節では，個人差はあるものの， ΔS と年齢との間に有意な相関がみられ，高齢者群の中では，加齢するにつれて ΔS が低下する傾向が認められた．

最後に，各関節角加速度の ΔS をみると，高齢者群において足趾関節でやや小さい傾向がみられるが，膝関節と同様に年齢との関係はみられず，両群の差もほとんど認められなかった．これに対して，足関節では若齢者とほぼ同じ範囲の ΔS をもつ高齢者がいる一方で，被験者 n, p, q, r のように比較的年齢の高い高齢者において ΔS が非常に小さい傾向がみられるなど，両群の差が明瞭であった．

以上，各関節の角度・角速度・角加速度について，歩行周期における最大値と最小値の差，すなわち両振幅 ΔS を用いて，被験者個人ごとの歩容の特徴を把握できることがわかった．また，若齢者群において足関節の角度・角速度・角加速度で ΔS のばらつきが少なく，このことは，膝関節や足趾関節に比べて，足関節で，各自の歩容の影響が少ないことを示している．さらに，高齢者群において， ΔS と年齢との間に有意な相関が認められた足関節の角速度および角加速度が最も加齢による変化を表していると考えられる．一方，図 1-7 の歩行周期曲線を見てわかるように，足関節角加速度の最大値がⅢ期に存在しているが，100%付近にもほぼ同様のピークがみられ，最大値を確定しにくい場合があることが

懸念される。このことを考慮すると、つまずき予防靴下の設計を行う際には、足関節角速度の ΔS を用いることが妥当であると結論付けられた。

そこで次に、足関節角速度の ΔS を用いて、これに影響を及ぼす要因を検討した。

3-5 足関節角速度の ΔS とストライド長との関係

足関節角速度の ΔS とストライド長との関係を図 1-12 に示す。図中には、高齢者群における ΔS とストライド長との回帰直線を示している。両者の間には、高度に有意な相関関係がみられ、足関節角速度の ΔS が小さい被験者ほどストライド長が短いことがわかった。また、高齢者は若齢者に比べて ΔS が小さく、ストライド長が短い傾向がみられた。

このことは、足関節の開閉、すなわち、後脚蹴り出し期から遊脚期での底屈と、遊脚期から前脚着床に至る時点での背屈が重要であり、足部の底背屈運動を円滑に行うことができる者ほどストライド長が長いことを示している。本研究では高齢者に対してつまずきの経験に関する調査を行わなかったので確定できないが、高齢になるほど足関節角速度の ΔS が小さくなる傾向がみられたこと、またその ΔS にはストライド長が大きく影響していることがわかり、ストライド長を意識的に長くすることで高齢者に多くみられるつまずきを予防しうると推察された。

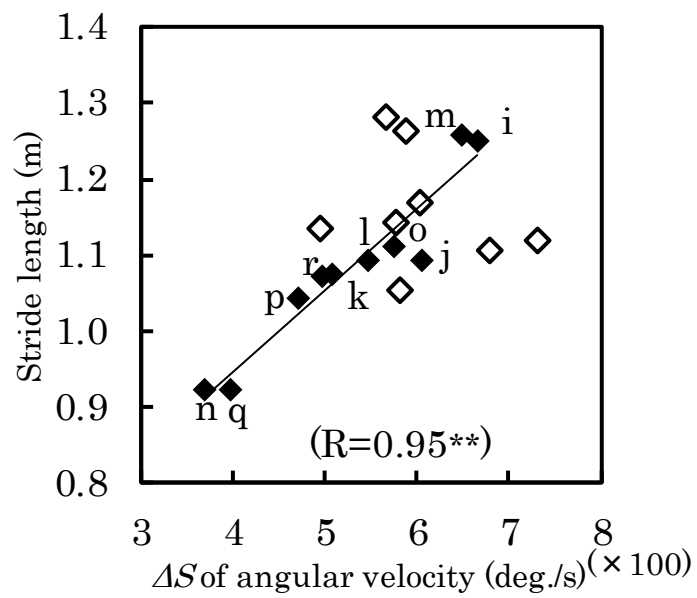


Fig. 1-12 The relationship between the ΔS of angular velocity of ankle joint and the stride length
(These indicated colors are the same as before.)

3-6 歩行時の積分筋電図と ΔS との関係

若齢者の歩行時の積分筋電図 *IEMG* を図 1-13 に示す。被験者 a, b, c では前脛骨筋が，被験者 e では腓腹筋内側頭が，その他の被験者 d, f, g, h においては，前脛骨筋と腓腹筋内側頭で *IEMG* が大きいなど，被験者により若干異なるが主働筋が明確に検出された。

次に，高齢者の歩行時の積分筋電図 *IEMG* を図 1-14 に示す。被験者 i, j, m の *IEMG* は，若齢者と同様に，主働筋が前脛骨筋あるいは腓腹筋内側頭で検出された。これらの高齢者では，足関節角速度の ΔS が大きな値を示しており(図 10 参照)， ΔS と *IEMG* との関連が大きいことがわかった。すなわち，着床時に脚部を大きく前方に出した際に前脛骨筋の *IEMG* が，後方にしっかりと蹴り出した際に腓腹筋内側頭の *IEMG* が大きく検出され，歩行時にこれらの筋が主働筋として働くことが ΔS の大きさに繋がると考えられる。

逆に，足関節角速度の ΔS が小さかった被験者 k, n, p, q, r では，主働筋が明瞭でない傾向がみられた。

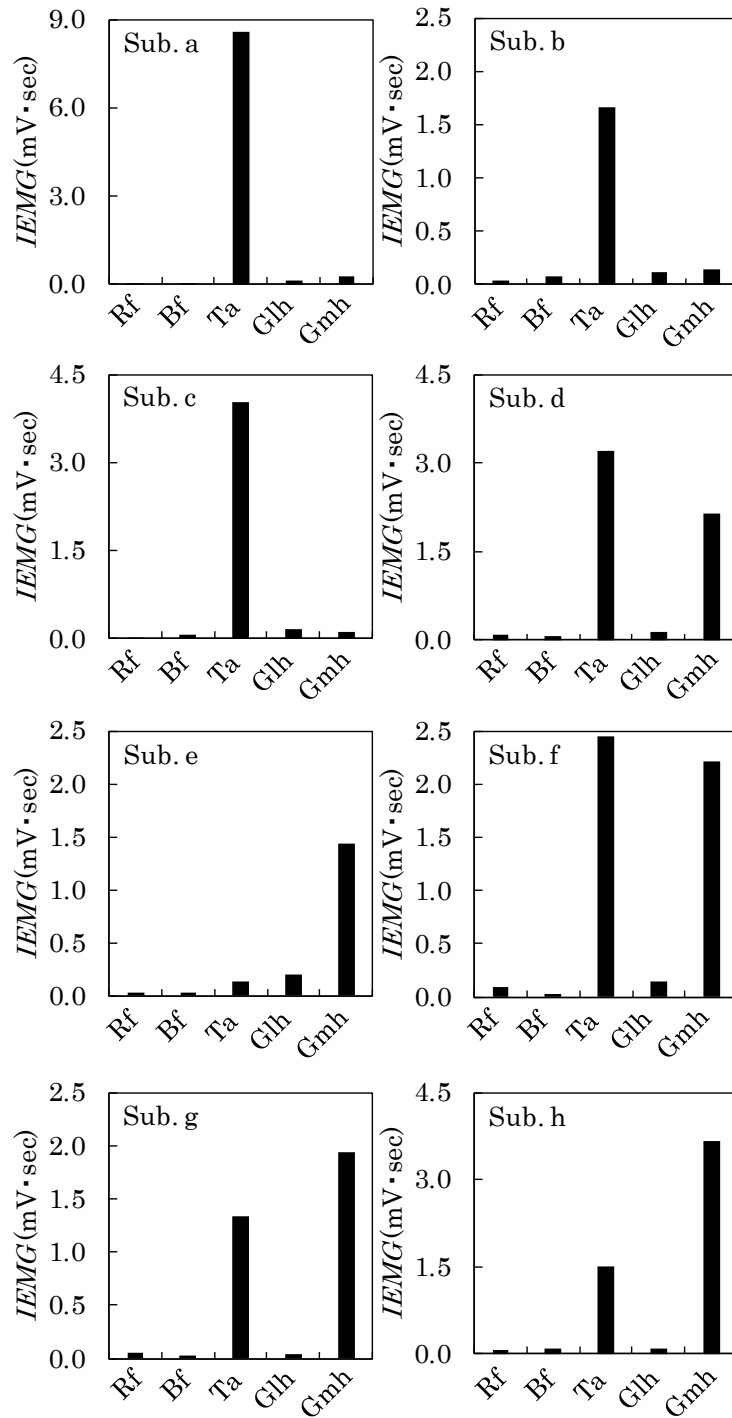


Fig. 1-13 *IEMG* when the young walk 5m

(Rf :Rectus femoris, Bf :Biceps femoris, Ta :Tibialis anterior,
 Glh :Gastrocnemius lateral head, Gmh :Gastrocnemius
 medial head)

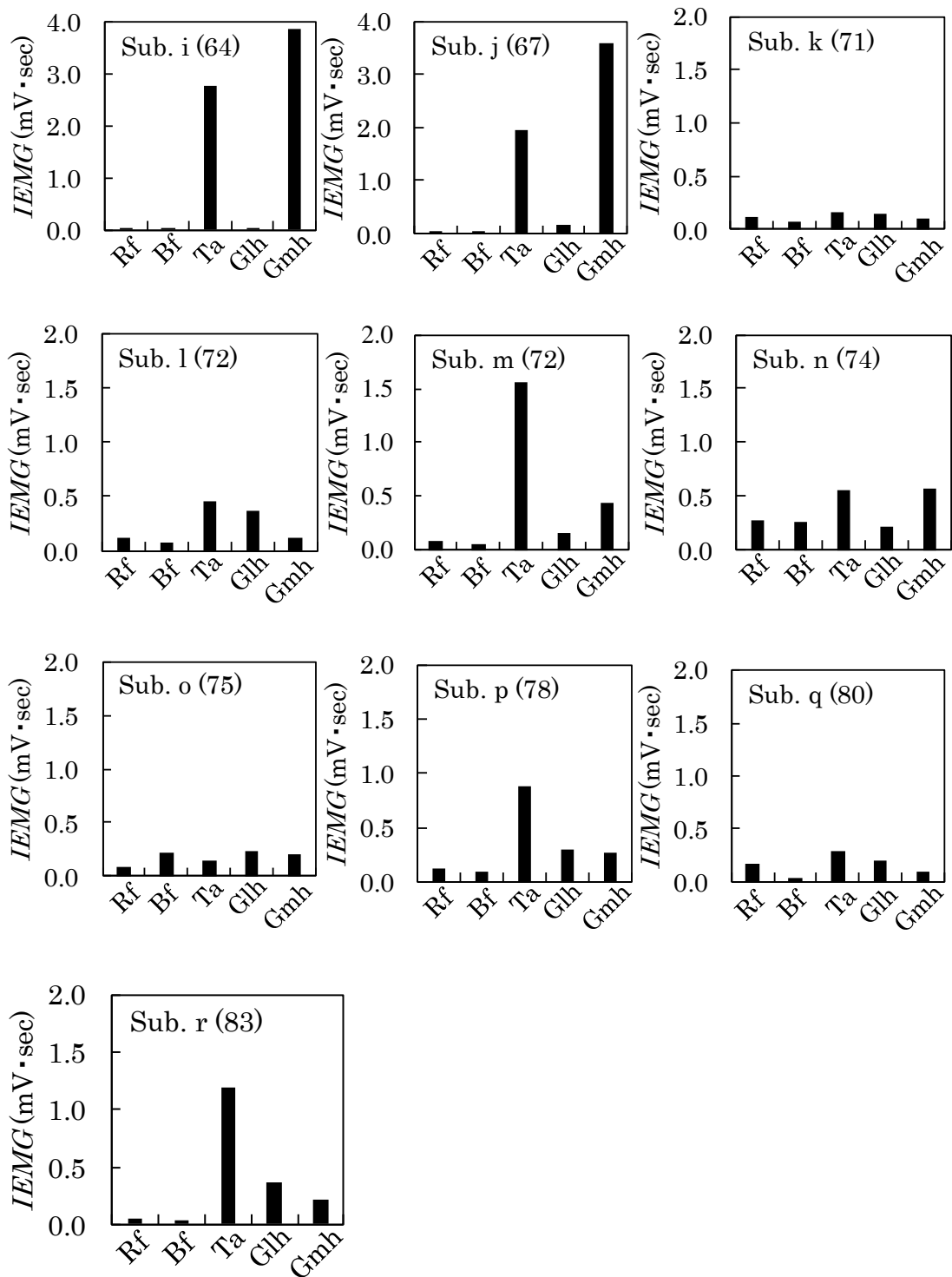


Fig. 1-13 *IEMG* when the elderly walk 5m

(Rf :Rectus femoris, Bf :Biceps femoris, Ta :Tibialis anterior,
 Glh :Gastrocnemius lateral head, Gmh :Gastrocnemius
 medial head)

4. 結 語

本研究では、効果的なつまずき予防靴下の設計における基礎的な指針を得ることを最終目標として、高齢者の歩行動態の特徴を的確に表現しうる特徴量を抽出した。また、その特徴量に及ぼす要因として、ストライド長と積分筋電図を取り上げ、それらの関係性からつまずきやすい歩容の特徴を明確化した。主な結果は、以下の通りである。

- 1) 膝関節・足関節・足趾関節の角度・角速度・角加速度についての歩行周期曲線から最大値と最小値との差、すなわち両振幅 (ΔS) を特徴量として抽出した。高齢者においては、若齢者に比べて ΔS の個人差が大きい傾向がみられた。
- 2) 被験者ごとの ΔS を検討した結果、足関節の角速度および角加速度において、若齢者と比べ ΔS の小さい高齢者がみられた。
- 3) 高齢者においては、足関節角速度 ΔS とストライド長との間に高度に有意な相関が認められ、 ΔS が大きくなるほどストライド長が長くなる傾向がみられた。しかし、若齢者においてはそのような関係性はみられなかった。
- 4) 主働筋として前脛骨筋および腓腹筋内側頭を用いる高齢者において、足関節角速度の ΔS が大きい傾向にあった。すなわち、足関節角速度の ΔS が大きい高齢者においては、後方にしっかりと蹴り出す際に底屈を行い、着床時に背屈を行いながら脚部を大きく前方に出すことがつまずき予防につながると考えられ、足関節角速度の ΔS がつまずき予防靴下の設計の設計において有用であると考えられた。

第2章 つまずき予防機能をもつ靴下に関する歩行動態および筋電図解析からの検討

1. 緒 言

つまずきによる転倒が原因で寝たきりになる高齢者が多く、つまずきを未然に防ぐことは健康寿命を長くする上において非常に重要な課題である。この課題を解決するには、まず、高齢者の歩行動態を詳細に観察することが必要であると考えられる。そこで前章において、素足歩行を対象として、高齢者の歩行動態を表す特徴量の抽出と、それに影響を及ぼす要因について検討し、膝関節・足関節・足趾関節の角度・角速度・角加速度についての歩行周期曲線から最大値と最小値との差（両振幅 ΔS ）を特徴量として抽出した。すなわち、 ΔS が大きい高齢者ほどストライド長が大きく、主働筋が明確に検出された。このことは、地面を強く蹴り出して、脚部を大きく前方に出していることを示唆するものであり、これがつまずき予防につながると考えられた。

そこで本章では、前章で得られた歩行動態を示す特徴量としての ΔS を用いて、つまずき予防機能をもつ靴下について検討し、ノーマル靴下、市販のつまずき予防靴下、市販のつまずき予防靴下に介護用靴を履いた場合、テーピングを施した場合について実験を行い、つまずき予防靴下のための設計指針を得ることを目的とした。

靴下や靴着用による歩行動態の先行研究には以下のものがみ

られる．辻坂²⁰⁾は，編構造の異なる数種の靴下を用いて歩行速度と歩幅を実験し，滑り止めを施した靴下では歩幅が有意に大きくなったと述べているが，つま先持ち上げを意図した靴下では歩行速度が速くなる傾向がみられたと述べているにすぎず，つまずき予防への効果については明言していない．また，青木，田村⁴⁰⁾らの研究では，タイプの異なる靴を履いた時の高齢者歩行への影響を三次元動作解析および筋電図測定により検討している．靴着用による若齢者と高齢者の相違について述べられているが，靴の種類による相違にまでは言及されていないなど，つまずき予防靴下の設計指針となるデータはいまだ得られていないのが現状である．

2. 実験方法

2-1 被験者

被験者は身体特性を表 2-1 に示す 20 歳代 8 人および 64～83 歳までの高齢女性 10 人とした．被験者は前章と同様であり，被験者の実験衣は，動作や反射光マーカの貼付の妨げにならないような高伸縮性半袖シャツおよびハーフパンツ（ポリエステル 85%，ポリウレタン 15%）である．

Table2-1 Physical characteristics of subjects

Subject	Age (years)	Height (mm)	Wight (kg)	Percent of body fat (%)	BMI	Foot length (mm)	Foot breadth (mm)
a	20	1560	46.6	21.5	19.1	215	85
b	20	1575	50.0	24.3	20.2	223	75
c	20	1495	48.0	24.2	21.5	220	85
d	21	1607	51.4	22.1	19.9	237	107
e	21	1660	62.8	28.8	22.8	247	89
f	21	1630	48.0	21.1	18.1	237	92
g	21	1570	48.4	22.9	19.6	230	60
h	21	1600	49.8	24.3	19.5	220	90
\bar{X}	20.6	1587	50.6	23.7	20.1	229	85
σ	0.5	50	5.1	2.4	1.5	11	14
i	64	1570	53.0	22.9	21.5	230	105
j	67	1510	45.0	23.9	19.7	225	95
k	71	1500	60.0	30.6	26.7	225	96
l	72	1490	47.4	24.8	21.4	220	80
m	72	1445	52.6	32.3	25.2	214	88
n	74	1570	45.6	17.0	18.5	245	100
o	75	1500	57.6	29.1	25.6	238	106
p	78	1580	49.8	20.5	19.9	235	95
q	80	1560	51.6	23.5	21.2	234	98
r	83	1500	54.2	26.0	24.1	220	95
\bar{X}	73.6	1523	51.7	25.1	22.4	229	96
σ	5.8	45	4.9	4.6	2.8	10	08

なお，本研究を実施するにあたっては，京都女子大学臨床研究審査を受けて承認を得た．被験者に対しては，研究目的，方法，実験の安全性に問題がないことを十分に説明した上，自らの自由意志で本研究に参加し，実験途中であってもいつでも中止できる旨を伝えた．また，験者は，被験者に対して十分配慮の上，実験を行った．

2-2 試 料

図 2-1 に実験に用いた試料を示す．ノーマル靴下 (N)，市販のつまずき予防靴下 (F)，つまずき予防靴下 (F) に介護用靴 (S) を履いた場合 (これを FS とする)，スポーツ用弾性テープを用いてテーピングした場合 (T) について実験を行った．なお，素足をコントロール (Co) とした．

ノーマル靴下の組成はポリエステル，綿，その他である．市販のつまずき予防靴下について調査したところ，数種みられたが，足部の構造については類似していたため，その中の 1 種を用いた．試料 F は，靴下の甲の部分がタック編で低伸縮の上，足背部の長さより靴下寸法を短く設計することによって，つま先部を強制的に引っ張り上げるように企画されたものである．また，足底部はリブ編構造であり，高伸縮となっている．組成は綿 75%，ナイロン 25%，ポリエステル 2%，ポリウレタン 1% である．靴は介護用として市販されているものであり，マジックテープタイプのものである．靴下および靴のサイズは被験者に応じたものを着用させ

た．テーピング方法については，足関節の底背屈運動の補助を意図して，以下のように行った．幅 7.5cm×20cm のキネシオロジーテープ（NICHIBAN 製）（A）の幅を 2 等分にして 10cm の切り込みを入れ，切り込みの終点が足関節に合うように下腿前面から貼り付け，切り込み部分の一方を腓側中足点に，もう一方を脛側中足点に向かって約 20%伸長しながら貼付した．さらに，その上から長さ 25cm のテープ（B）を腓側中足点から踵点を通り，脛側中足点に向かって約 30%伸長しながら貼付した．すなわち，テープ A およびテープ B の張力により，足部を上部に回転しやすくすることをつま先を上げることを意図した．以降，試料 N，F，FS，T を靴下等と称することとする．

Normal socks



(N)

Commercial
stumbling-resistant
socks



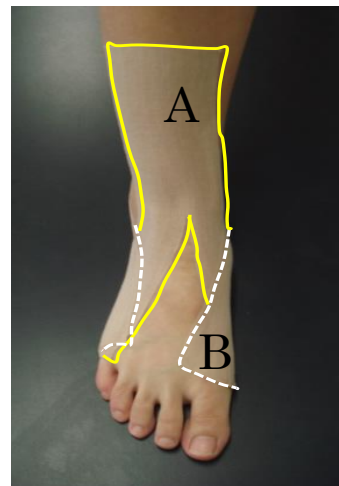
(F)

Nursing-care shoes



(S)

Feet with taping



(T)

Table2-1 Physical characteristics of subjects

2-3 靴下の衣服圧測定

測定部位を右足の第一趾先点，脛側中足点，腓側中足点，足背部，口ゴム部分とした．測定は，各部位にエアークラッシュ型接触圧測定機（（株）エイエムアイ・テクノ製，AMI3037型）を用いて，被験者に高齢者を含むため，椅座位姿勢にてノーマル靴下およびつまずき予防靴下の衣服圧を測定した．

2-4 プロトコル

歩行距離を直線 5mとし，実験室での歩行が通常と異なるよう被験者に慣れてもらうために十分に練習を行わせた．その後，4往復するよう要請し，後半の2往復のうち，往路の歩行について，後述の歩行動態の撮影と筋電図測定および解析を行った．なお，室内を想定してカーペット（パイル部：ナイロン 100%，基布：ポリプロピレン 100%）上での歩行とした．

2-5 歩行動態の収録と解析方法

被験者の脚部5点（転子点（T），膝蓋骨中央外側（P），外果点（S），腓側中足点（M），第一趾先点（A））に反射光マーカを貼付した．実験室と機材の関係上，2台のハンディカメラ（SONY（株）製のHDR-CX430V）でマーカを捉えられるように三脚を用いて設置し，フレームレートを60fpsとして歩行動態を収録した．詳細は前章を参照されたい．

解析も前章と同様に，三次元動作解析システム Kine Analyzer

および 3D Calculator (キッセイコムテック (株) 製) を用い、Kine Analyzer 上で反射光マーカを結び、図 2-2 に示した膝関節 ∠TPS・足関節 ∠PSM・足趾関節 ∠SMA の角度・角速度について解析を行った。ここで、各々の角度を y 軸と z 軸からなる yz 平面として算出した。

2-6 筋電図測定と解析方法

大腿直筋 (Rf)、大腿二頭筋 (Bf)、前脛骨筋 (Ta)、腓腹筋外側頭 (G1h)、腓腹筋内側頭 (Gmh) の計 5 か所の筋腹となる位置に電極を貼付して多用途生体情報解析プログラム Vital Recorder II (キッセイコムテック (株) 製) を用い、サンプリング周波数 1000Hz として筋電図を収録した。解析には三次元動作解析システム Kine Analyzer (キッセイコムテック (株) 製) を用い、次式によって、5m 歩行時の積分筋電図 *IEMG* を算出した。

$$IEMG = \int_0^t |EMG(t)| dt \quad \text{-----(1)}$$

筋電図には負の値も含まれるため、基線を 0 として、全波整流した後に積分値を算出した¹¹⁾。

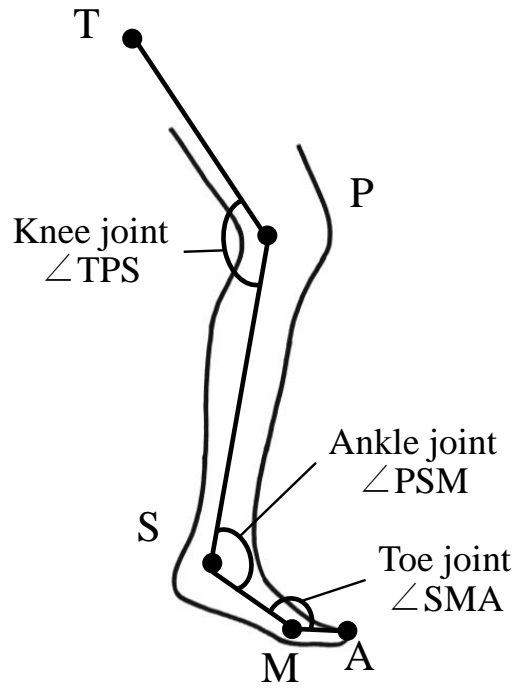


Fig. 2-2 Names of joints

(T, P, S, M, A are the position of the reflected light marker)

2-7 歩行の周期

前章と同様に歩行周期を「前脚着床期」, 「片脚支持期」, 「後脚蹴り出し期」, 「遊脚期」の4期とした。また, 前脚の踵が床に着いてから同じ脚の踵が再び床に着く瞬間までを1周期とし, この距離をストライド長として算出した。

3. 結果および考察

3-1 ノーマル靴下およびつまずき予防靴下の衣服圧

試料 F および N 着用時における足部の衣服圧を図 2-3 に示す。図より, 若齢者および高齢者ともに, 試料 F において第一趾先点で約 80hPa の非常に高い衣服圧が観察された。足背部でも試料 F が N より有意に衣服圧が高かった。実験後, 両群ともに「つま先が痛い」との被験者の感想が多く聞かれた。しかし, ロゴム部では, 試料 F の方が N より衣服圧が有意に低く, フープテンションがかからない工夫がなされていた。

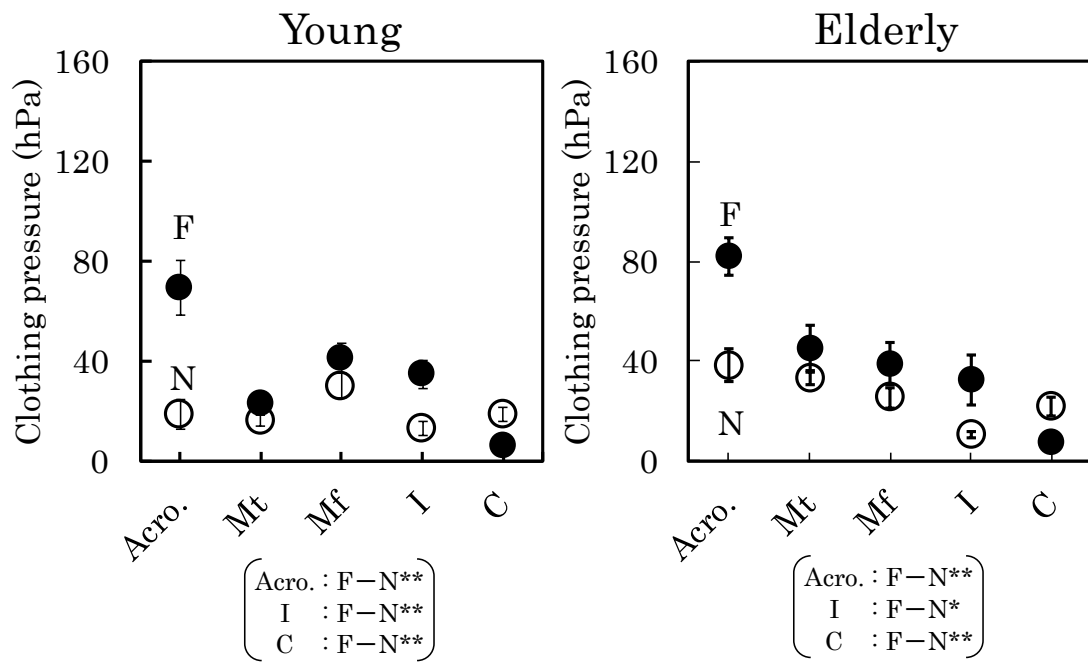


Fig. 2-3 The clothing pressure of sample N and F

Acro.:Acropodion, Mt:Metatarscale tibiale, Mf:Metatarscale fibulare, I:Instep, C:Cuff
 *:p<0.05, **:p<0.01

3-2 靴下等の着用が各関節の角度および角速度の ΔS に及ぼす影響

前章において，高齢者と若齢者の歩行動態の特徴量として，歩行周期曲線における最大値と最小値との差（両振幅 ΔS ）を抽出した．また，足関節角速度の ΔS が最も両群の歩行動態の相違を示すとの結果を導いた．しかし，本章では，靴下等を着用した場合の検討であるため，改めて各関節の角度および角速度の ΔS について検討した．なお，角加速度については，特に足趾関節において歩行周期曲線のⅡ期およびⅢ期で小刻みな変動がみられ最小値の確認がしにくかったため，本章では除外することとした．

膝関節，足関節，足趾関節における角度の ΔS について，高齢者と若齢者との関係を図 2-4 に示す．図は若齢者 8 人，高齢者 10 人の平均値と標準誤差を示している．すべての関節においてどの試料を着用しても，高齢者の ΔS が若齢者より小さく素足時（Co）と同様の傾向がみられる．

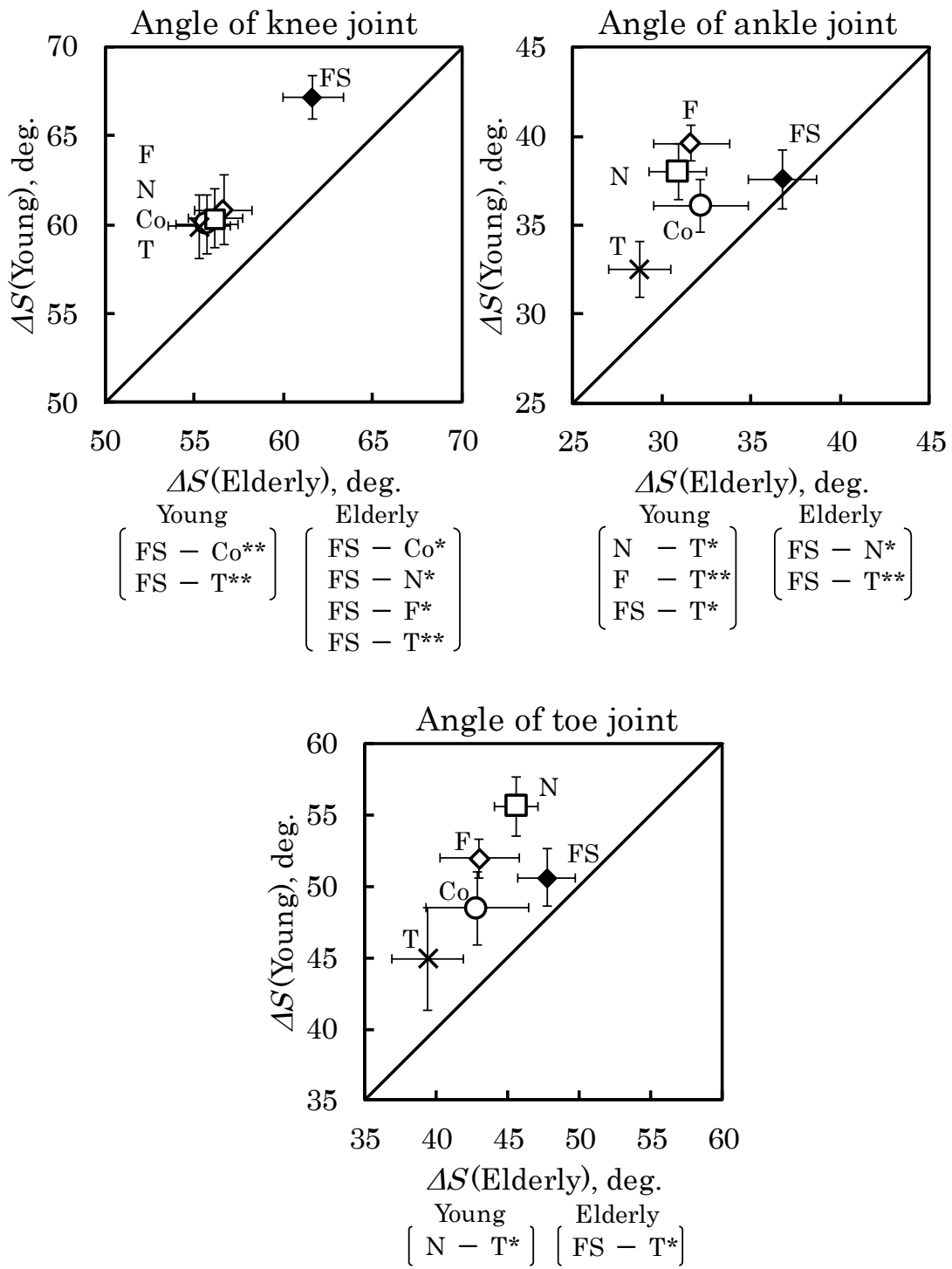


Fig. 2-4 The ΔS of the joint angle in the elderly and young people when wearing samples

試料別にみても、膝関節では、両群ともに試料 FS で最も大きい ΔS が観察され、特に、高齢者では他のすべての試料との間に有意差がみられた。足関節および足趾関節でも、高齢者において、試料 FS で最も ΔS が大きい傾向がみられたが、若齢者においては、そのような傾向はみられず、試料 F, N, Co と試料 FS の ΔS はほぼ同様であった。また、足関節および足趾関節の ΔS において、試料 FS が 45 度ライン上に近い位置にあること、すなわち、若齢者の ΔS とほぼ同程度になることを示している。一方、足部を上げることを意図して行ったテーピング（試料 T）では逆に両群ともにすべての関節角度の ΔS が小さい傾向にあり、 ΔS を高める効果は認められなかった。これについては、テープを皮膚上に直接貼ったため、かなり違和感が生じて歩行に影響を与えたこと、張力をかけて貼ったため、むしろ足底屈に影響を与えたことなどが原因と考えられたが、いずれにしても再度検討する必要があると思われた。

次に、各関節における角速度の ΔS を図 2-5 に示す。膝関節では、個人差が大きく有意なものではなかったが、両群ともに試料 FS の ΔS がやや大きい傾向がみられた。その他の試料においてはほぼ同様であった。足関節では、高齢者においてのみ、試料 FS の ΔS が大きい傾向がみられるとともに、45 度ライン上にあることから若齢者とほぼ同様の ΔS であることがわかった。また、試料 T でやや小さかった。一方、若齢者においては、試料間の相違がほとんどみられなかった。足趾関節では、高齢者および若齢者と

もに，試料 FS が他の試料に比べて ΔS がやや大きい傾向がみられる他，ほとんど相違がみられなかった．

以上，各関節の角度および角速度については，特に高齢者において試料 FS で最も ΔS が大きい傾向にあること，特に高齢者の足関節角度や角速度では ΔS が若齢者とほぼ同程度になることがわかった．すなわち，つまずき予防靴下に加えて介護用靴着用の場合で最もつまずき予防効果があると考えられた．

一方，つまずき予防靴下単独では ΔS への影響は全くみられなかったことから，試料 FS の効果は靴着用によるものと考えられた．なお，筆者らが試行したテーピングについては，前述したように ΔS を大きくする効果はみられなかった．

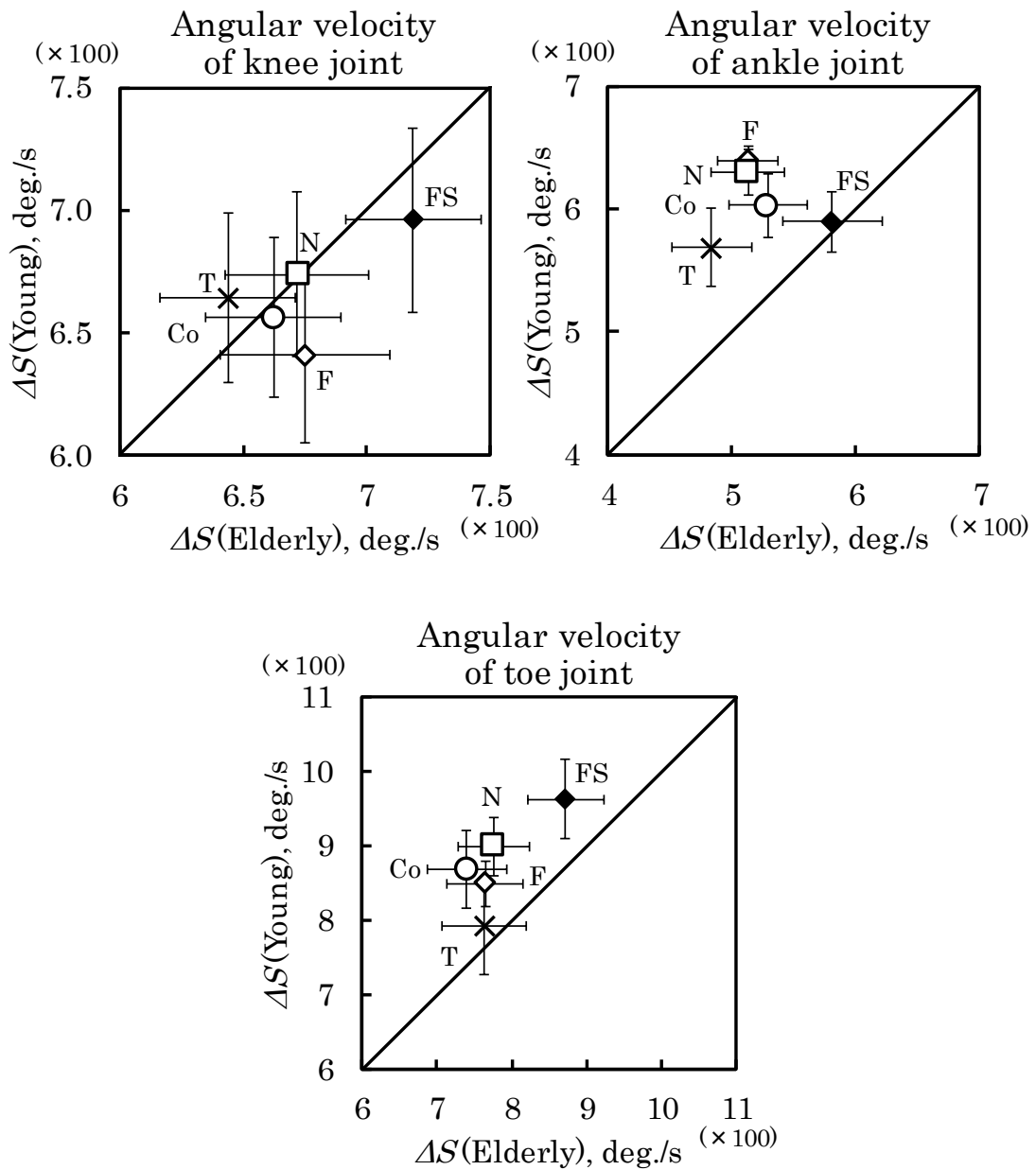


Fig. 2-5 The ΔS of angular velocity of the joint in the elderly and young people when wearing samples

3-3 膝関節角度および足関節角度の ΔS における靴下等着用時と素足との関係

各靴下等着用時の影響を明確にするために、ここでは個々の被験者データを用いて、素足時における ΔS を比較検討した。

各被験者の靴下類着用時と素足時における膝関節角度の ΔS を図 2-6 に示す。横軸は素足時の ΔS であり、縦軸は各試料の ΔS を示している。N, F, T のいずれにおいても 45 度ライン上にあり、Co との相違はほとんど認められないが、試料 FS において両群のほぼ全員の ΔS が Co より大きい傾向がみられた。また、試料 N, F, T の時に最も小さい膝関節角度の ΔS が観察された高齢者 l, o, p, q に着目してみると、試料 FS において ΔS が、Co よりかなり大きくなっており、特に、被験者 l, o, p では 10 度以上大きくなることがわかり、膝関節の開閉の悪い高齢者ほど効果が大きいことがわかった。しかし、試料 F で Co との相違がみられなかったことから、前述したように試料 FS での効果はつまずき予防靴下の影響ではなく、靴の影響であることが裏付けられた。

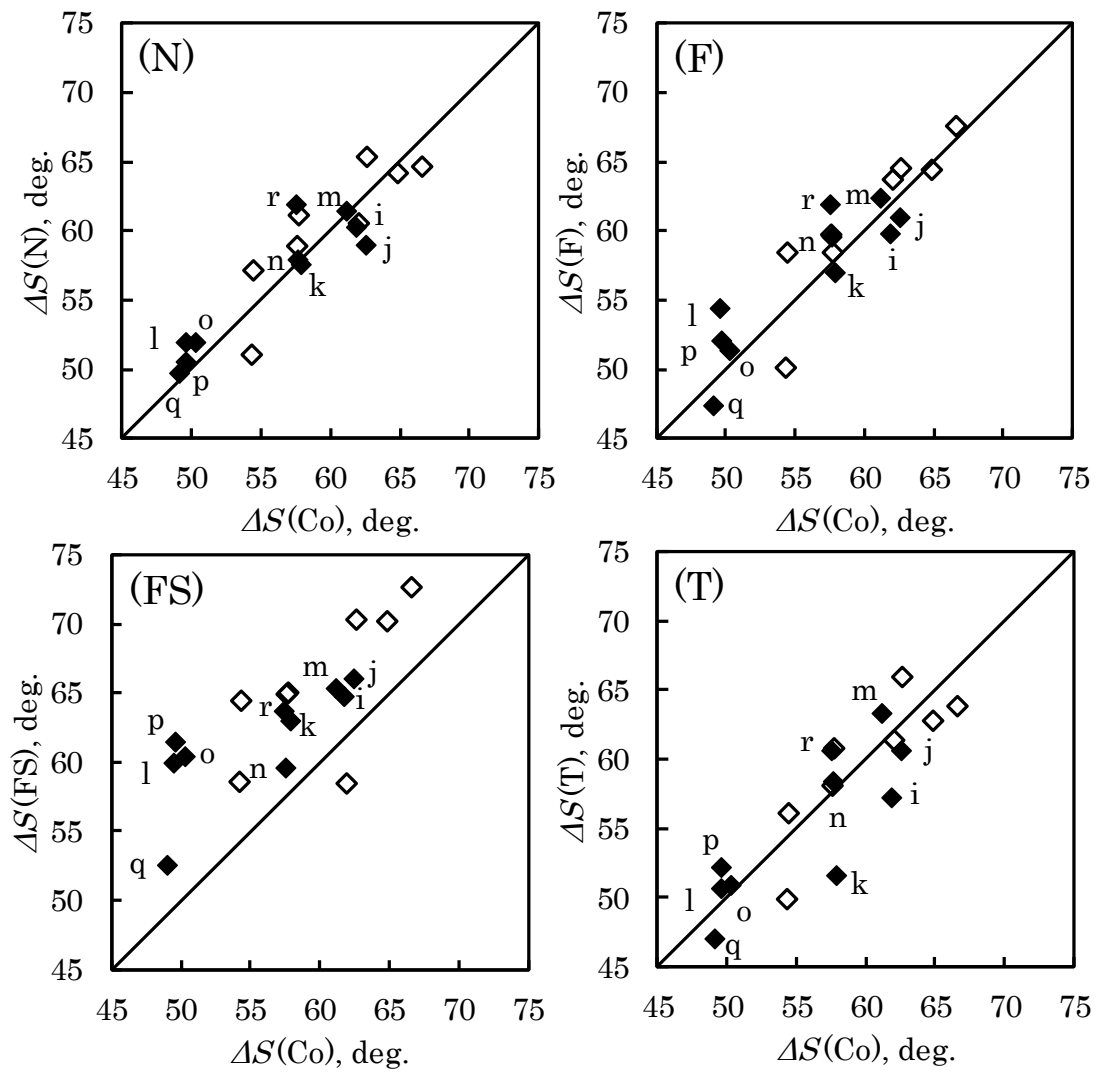


Fig. 2-6 The relationships between the ΔS of the angle of knee joint in control and the other samples
(The black shows the elderly, the white shoes the young.)

次に，足関節角度における靴下類着用時の ΔS とコントロール Co との関係を図 2-7 に示す．試料 N および F については高齢者および若齢者ともに，45 度ライン付近に点在し， Co に比べて大きな相違はみられなかった．試料 FS においては，膝関節と同様に素足時に ΔS が小さかった高齢者ほど ΔS が大きくなる傾向がみられた．一方，試料 T については，両群ともに 45 度ラインより下に位置し，全体的に素足時よりも ΔS が低下する傾向が認められた．

すなわち，足関節角度においても試料 FS でのみ ΔS が大きくなり，特に素足時に ΔS の小さかった高齢者にとって効果的であることがわかった．なお，足関節角速度についても，被験者 r を除きほぼ全員の高齢者で試料 FS 着用時に ΔS が大きくなる傾向がみられた．

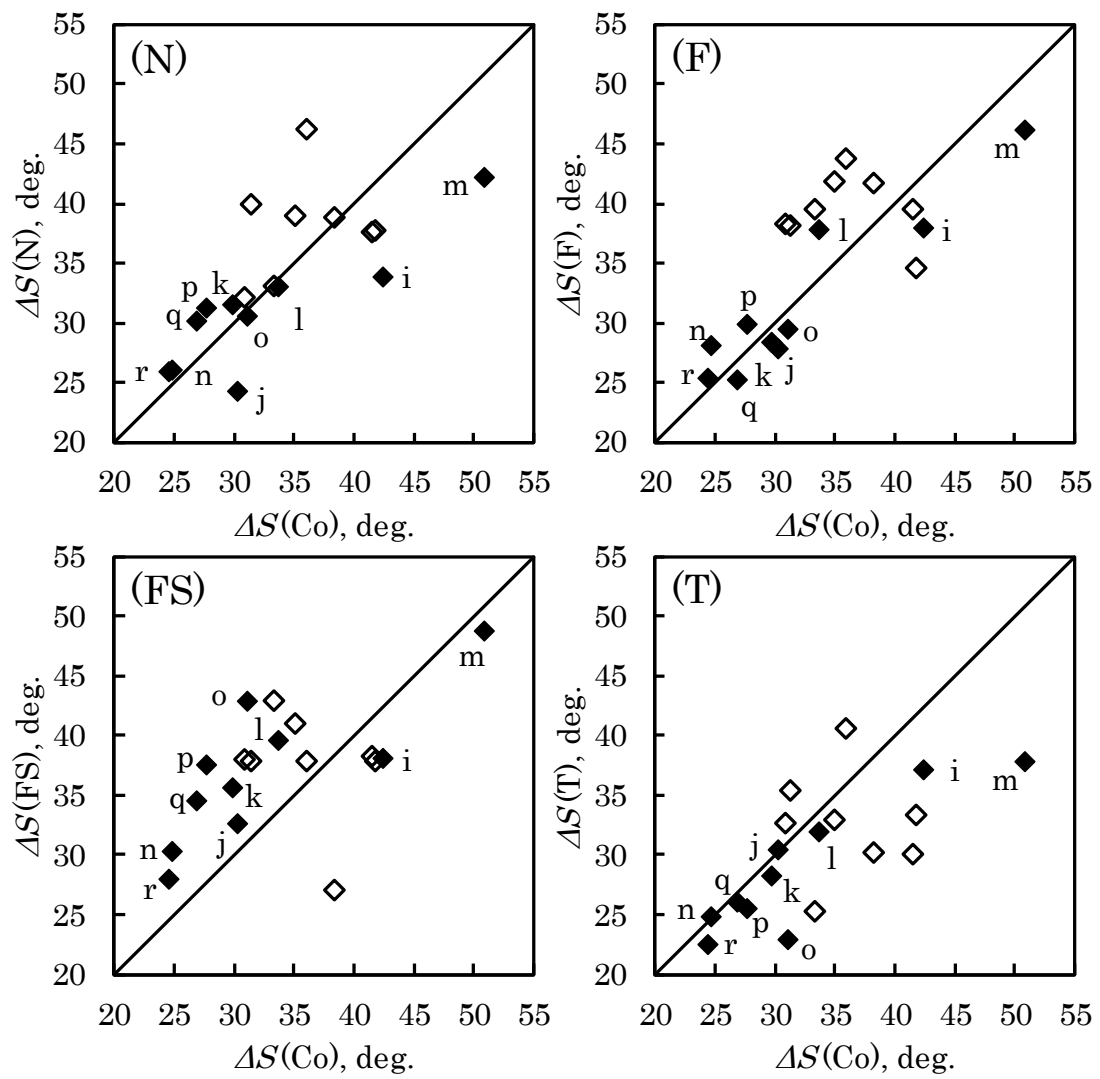


Fig. 2-7 The relationships between the ΔS of the angle of ankle joint in control and the other samples (The indicated colors are the same as before.)

3-4 FS 着用時における積分筋電図のコントロールとの比較

前項において、特に高齢者において試料 FS で素足時に比べて、膝関節および足関節の角度・角速度の ΔS が大きくなることがわかった。そこで、FS 着用時の積分筋電図 (*IEMG*) が素足時と比べてどのように変化したのかを明らかにするために、両者の関係を図 2-8 に示す。

前章で歩行時の主働筋であると指摘された前脛骨筋と腓腹筋内側頭をみると、前者で *i*, *j*, *r*, 後者で被験者 *j*, *n* 以外にほとんど *IEMG* の増加は認められなかった。しかし、大腿二頭筋および腓腹筋外側頭では多くの高齢者の *IEMG* が大腿二頭筋で約 24%、腓腹筋外側頭で約 8% 増加することがわかった。これらのことから、介護用靴着用時には、主働筋を増加させたというよりも、大腿二頭筋および腓腹筋外側頭などの主働筋以外の筋が歩行を補助したと考えられた。

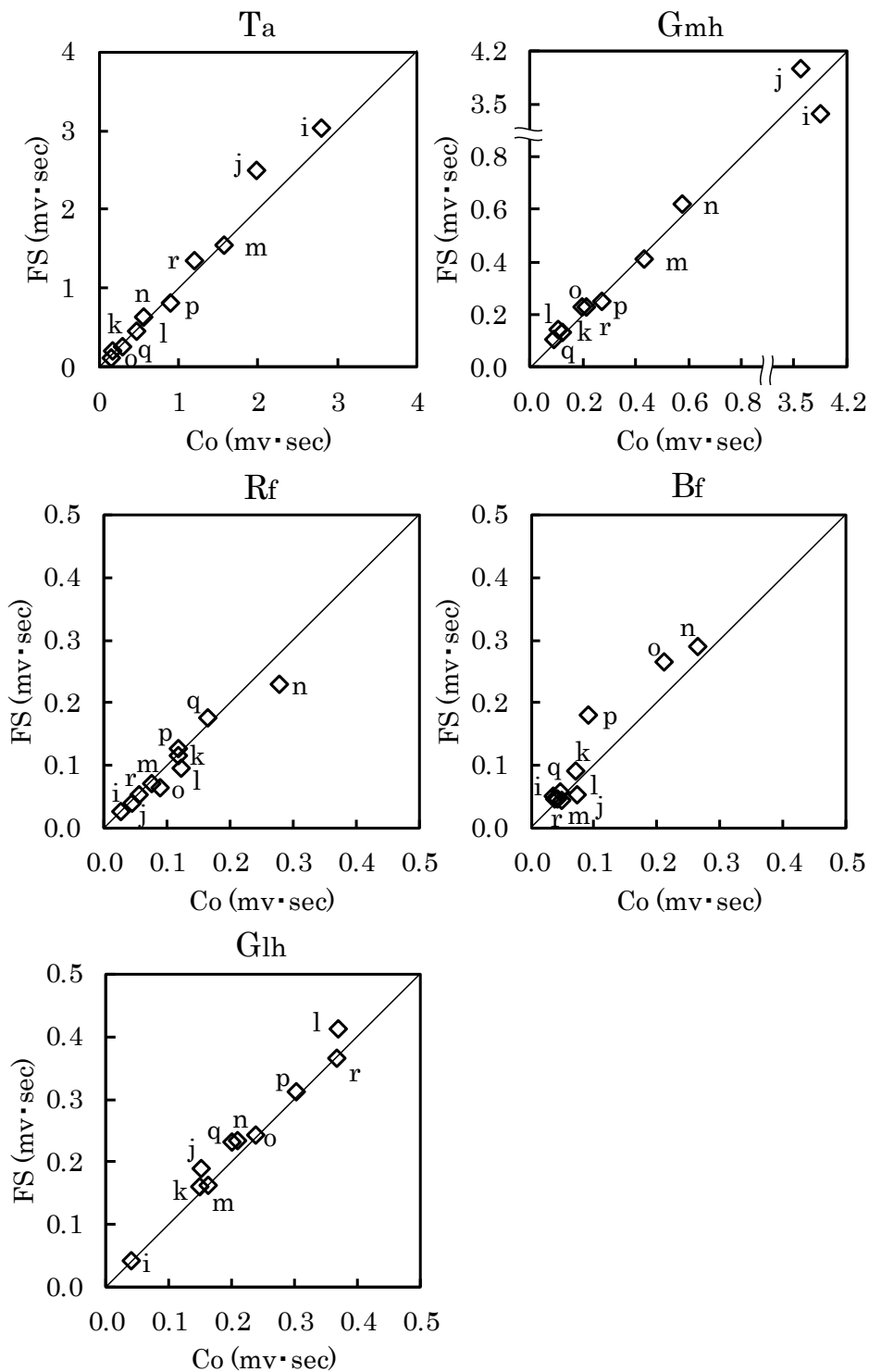


Fig. 2-8 The relationships between the *IEMG* in control and sample FS

(Ta:Tibialis anterior, Gmh:Gastrocnemius medial head, Rf:Rectus femoris, Bf:Biceps femoris, Glh:Gastrocnemius)

3-5 ストライド長における FS 着用時とコントロールとの比較

高齢者および若齢者における試料 FS と Co 時のストライド長の関係を図 2-9 に示す。試料 FS 着用時で両群ともにほぼ全被験者のストライド長が Co より長くなっていることがわかる。この要因を探るために、立脚相および遊脚相における試料 FS と Co の関係を図 2-10 に示す。

ここで、立脚相を歩行周期における「前脚着床期」、「片脚支持期」、「後脚蹴り出し期」とし、遊脚相を「遊脚期」とした。若齢者では 3 人を除く 5 人で、高齢者では j, n を除く 8 人の被験者で立脚相の割合が高くなり、遊脚相の割合が低くなることがわかった。

このように、1 周期における立脚相の割合で、試料 FS が Co に比べて長くなった理由については、靴底のソールが足底部を支え、足関節の開閉を円滑にしたこと、素足や靴下のみに比べて、足底部の支持面積が大きく安定的であったこと、さらには甲の部分である靴のアップー部分が歩行時の足部のブレを抑制したことなどが考えられる。しかし、先行研究において青木ら⁴⁰⁾が指摘しているように、高齢者においては、靴の重量の影響を受ける可能性があるため、靴着用には配慮を要する。また、特に日本の家庭内においては、靴非着用の場合が多いため、やはり、つまずき予防靴下の開発は重要であると考えられる。すなわち、本研究で用いた市販つまずき予防靴下においては、つまずき予防の効果がみら

れなかったことから，つまずき予防靴下の設計においては，単につま先を上げる工夫だけでなく，靴の要素を取り入れ，靴のソール部分やアッパー部分の機能を取り入れて，足部を安定にする工夫が設計において有用であると考えられた．

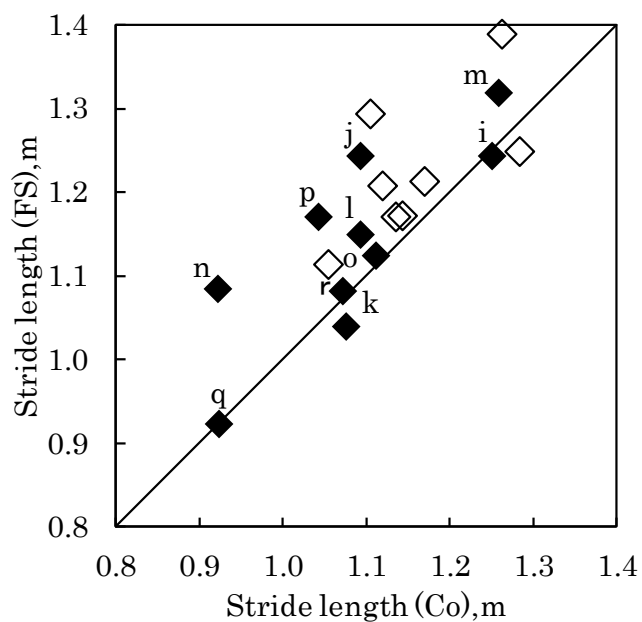


Fig. 2-9 The relationships between the stride length in control and sample FS
(The indicated colors are the same as before.)

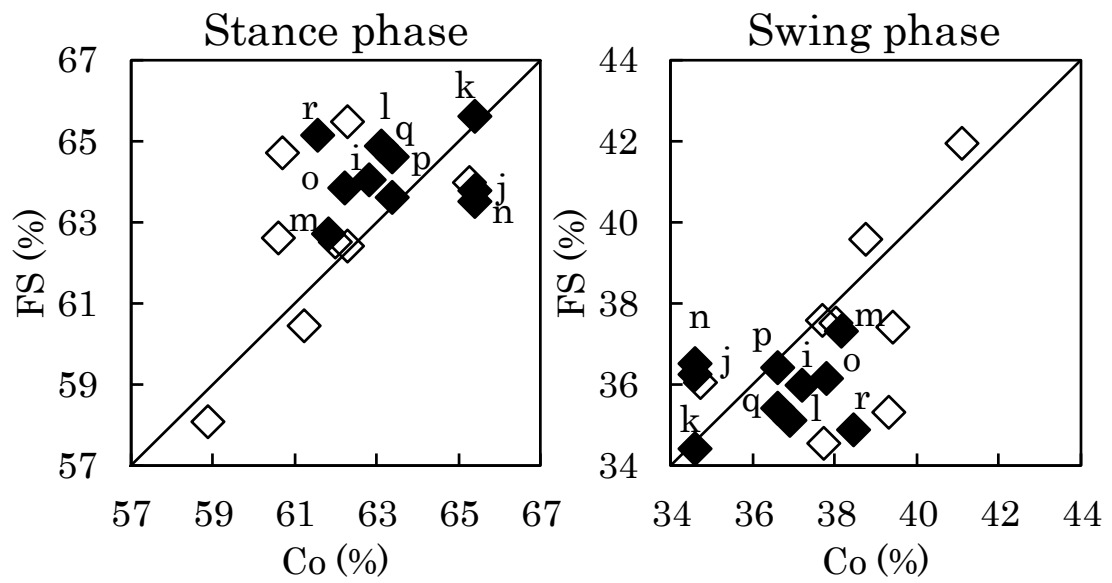


Fig. 2-10 The percentage of the stance phase and the swing phase in control and sample FS
 (The indicated colors are the same as before.)

4. 結 語

本研究では，前章で得られた歩容を示す特徴量としての ΔS を用いて，つまずき予防機能をもつ靴下の設計に資することを目的として，ノーマル靴下 (N)，市販のつまずき予防靴下 (F)，市販のつまずき予防靴下に介護用靴を履いた場合 (FS)，テーピングを施した場合 (T)，素足歩行をコントロールとした場合 (Co) について，前章と同様に，歩行時の動作解析および筋電図解析を行った．主な結果は以下の通りである．

- 1) すべての関節においてどの試料を着用しても，高齢者群の ΔS が若齢者より低い傾向がみられ， ΔS が両群の歩容の相違を示すことが裏付けられた．
- 2) 膝関節・足関節・足趾関節の各角度の ΔS において，高齢者で試料 FS が最も大きい傾向がみられた．特に，膝関節では他のすべての試料との間に有意差が認められた．しかし，若齢者においては，膝関節でのみ ΔS が大きく，足関節・足趾関節では試料 N, F, Co とほぼ同様であった．各関節角速度の ΔS についても，高齢者においては試料 FS で大きい傾向がみられた．また，足関節および足趾関節の各角度においても試料 FS で ΔS が大きい傾向がみられた．
- 3) 膝関節角度および足関節角度の ΔS を被験者別に検討したところ，コントロールで小さい ΔS を示した高齢者ほど，試料 FS の効果が大きいことがわかった．一方，試料 F 単独では， ΔS への影響がみられなかったことから，試料 FS の効果は，介護

用靴の影響によるものと推察された。

- 4) 前章で歩行時の主働筋であると指摘された，前脛骨筋および腓腹筋内側頭の *IEMG* については，試料 FS 着用時と Co との間に相違はほとんど認められなかった。しかし，大腿二頭筋および腓腹筋外側頭ではほとんどの高齢者で *IEMG* の増加傾向がみられたことから，試料 FS においては，主働筋に加えてこれらの筋が歩行を補助することがわかった。
- 5) ストライド長においても試料 FS で他の試料よりも増加した。その要因として，立脚相の割合が高くなることがわかった。これらのことから，靴のソール部分やアッパー部分の機能を取り入れた靴下設計が必要であると考えられた。
- 6) なお，両群ともに試料 T は他の試料に比べて ΔS が小さくなり，ストライド長も短くなる傾向にあった。これについては，つまずき予防効果のある靴下におけるテーピング構造のあり方を再検討する必要があると考えられた。

第3章 高齢者の歩行能力と歩行動態との関係から みたとつまずき予防支援靴下の機能性評価

1. 緒 言

つまずきによる転倒が原因で寝たきりになる高齢者が多く、つまずきを未然に防ぐことは健康寿命を伸ばす上で非常に重要な課題である。前章までの研究において、高齢者の歩行動態の特徴を的確に表現しうる特徴量として、歩行周期曲線の最大値と最小値の差、すなわち両振幅 ΔS を抽出し、 ΔS とストライド長および積分筋電図との関係性からつまずきやすい歩容の特徴を明確化してきた。また、 ΔS の小さい高齢者ほど介護用靴着用がつまずきを減少させる効果をもつと判断されたことから、靴の機能を取り入れた靴下設計が有用であることを明らかにしてきた。

つまずき等による転倒が一般道路、公園などの野外に比べて住宅内が圧倒的に多く、65歳未満では71.4%、65歳以上では77.1%が住宅内との報告²²⁾がみられることから、靴下につまずき予防機能をもたせることが有用であると考えている。

本研究では、はじめに一般的な歩行能力テストを実施し、被験者の歩行能力と素足時の歩行動態との関係性を明らかにした。また、靴の機能を取り入れたつまずき予防靴下として、靴用インソールを靴下に挿入し、さらにアッパー底部を想定して足部側面にテーピングを施した靴下等を用いて歩行実験を行い、それらの歩行動態への効果を検討した。

つまずき（転倒）予防靴下については，つま先が上がるように設計されたものが 2012 年頃に市場に出回った．この靴下はつま先部のみに着目したものであり，前章にて，つまずき予防としての効果が薄いことを明らかにしている．つまずき予防のためには足趾部のみでなく体幹をも含む歩行動態全体を検討する必要があると考えられる．

インソールに関する先行研究では，村田ら⁴⁸⁾が足趾把持機能を高めるインソール靴（開発靴）と一般のインソール靴（一般靴）について重心動揺計を用いて比較検討し，開発靴では足趾把持運動が促進され，重心動揺が小さくなったと述べているが，歩行動態への影響については検討されていない．一方，小林ら⁴⁹⁾は，市販のインソールを装着した場合とインソール非装着の場合での開眼片足立位時間，重心動揺の測定，足趾ピンチ力を計測し，いずれの項目においてもインソールを装着した場合で立位安定機能が低下したと述べており，前述の村田らの研究とは逆の結果を導いている．また，青木ら⁴⁰⁾は高齢女性の靴着用が歩行に好影響をもたらすと述べているが，靴の要因については言及されていない．

2. 実験方法

2-1 被験者

被験者として 61～84 歳までの高齢女性 11 人を用いた。身体特性を表 3-1 に示す。60 代、70 代の体型の平均値および標準偏差は、各同年代女性とほぼ同様であった⁵⁰⁾。なお、80 代の被験者においてもほぼ平均的な体型であった。被験者には実験衣として、動作や反射光マーカの貼付の妨げにならないように、また歩行に影響を与えないように、弱伸縮性の半袖シャツおよびハーフパンツ（ポリエステル 85%、ポリウレタン 15%）を着用させた。

本研究で用いた高齢被験者の歩行能力を若齢者と比較するために、20 歳代女性 10 人を被験者とした。若齢者体型の平均値および標準偏差を表 3-1 に示す。若齢者についても、同年代女性と比べるとほぼ平均的なものであった⁵⁰⁾。

なお、本研究を実施するにあたっては、京都女子大学臨床研究審査を受けて承認を得た（許可番号 30-3）。被験者に対しては、研究目的、方法、実験の安全性に問題がないことを十分に説明した上、自らの自由意志で本研究に参加し、実験途中であってもいつでも中止できる旨を伝え、十分配慮の上で実験を行った。

Table 3-1 Physical characteristics of subjects

Elderly							
Subject	Age (year)	Height (mm)	Weight (kg)	BMI	Percent of body fat (%)	Foot length (mm)	Foot breadth (mm)
a	61	1550	56.3	23.4	27.8	226	104
b	67	1565	54.5	22.3	27.5	234	99
c	68	1535	63.0	26.7	38.9	214	94
d	70	1445	40.9	19.6	27.4	212	87
e	70	1510	47.4	20.8	30.0	221	93
f	71	1660	60.0	21.8	27.7	246	106
g	74	1620	56.4	21.5	28.2	221	92
h	75	1440	51.8	25.0	37.7	221	91
i	75	1460	43.4	20.4	26.9	216	88
j	78	1500	56.3	25.0	33.2	229	99
l	84	1450	49.7	23.6	31.2	215	86
\bar{X}	72.1	1521	52.7	22.7	30.6	224	94
σ	6.1	73	6.8	2.2	4.3	10	6
Young (n=10)							
\bar{X}	22.9	1556	49.4	20.4	26.5	225	89
σ	2.0	47	6.2	1.9	3.7	7	4

2-2 歩行能力テスト

素足にて歩行能力テストを行った。測定項目として、文部科学省新体力テスト実施要項（65～79歳対象）⁵¹⁾から、10m障害物歩行および開眼片足立ち時間の測定を行うとともに、齋藤ら^{52)、53)}の方法を用いて足底背屈運動および最大一步幅（前方および側方）を測定した。また、開眼・閉眼時の重心動揺を測定した。測定に先立ち験者が実施方法を口頭で説明し、デモンストレーションを行った。その後、被験者は十分に練習を行った後に測定した。なお、歩行能力テストの詳細は以下の通りである。

10m障害物歩行（以降、障害物歩行）は、幅10×長さ50×高さ20cmの発泡スチロール製のブロックを障害物として、スタートラインに2個並べ、これを2mおきに5セット設置した際の歩行時間である。被験者はスタートラインにある障害物の中央後方に両足を揃えて立ち、スタートの合図で歩き始め、被験者の片足がゴールにある障害物をまたぎ越して床に着地するまでの時間を計測した。走ったり飛び越したりしないこと、障害物を倒してもそのままゴールまで歩くことを事前に伝えた。

足底背屈運動（以降、底背屈運動）は、開始合図により、左右の足関節を同時に可能な限り大きく速く底背屈運動を繰り返した。底屈－背屈を行い、開始肢位に戻るまでの一連の動作を1回とし、10回行うのに要した時間を計測した。開始肢位は椅座位とし、膝関節90°屈曲位となるように、床面に両足（素足）を揃えて接地した。足部の運動を妨げないように浅く腰掛け、足底面が

床面に完全に接地するように高さを調整した。なお、上肢は椅子の座面端を把時させた。

障害物歩行および底背屈運動は、いずれも 2 回ずつ計測し最速値を採用した。

重心動揺の測定は、アニマ(株)製グラビコーダ GS-11 を用いて行った。重心動揺計上で足形線に合わせて両足を揃え、両腕を体側に垂直に下した姿勢で、開眼および閉眼 30 秒間の重心動揺軌跡長（以降、LNG）を測定した。なお、開眼時は 4m 先の目印を注視した。3 回測定し、平均値を用いた。

開眼片足立ち（以降、片足立ち）は、両手を腰に当て、4m 先の目印を見て、合図で片足を前方に床から 5cm 程度あげ、あげた足が支持脚や床に触れたり、支持脚の位置がずれたり、腰に当てた手が腰から離れたりした時点までの時間を測定した。測定は 2 回行い、最長時間を採用した。なお、最長継続時間を 120 秒とした。

最大一歩幅（前方）（以降、前方一歩幅）は、スタートラインに両足のつま先を合わせて立ち、一方の下肢を可能な限り前方に踏み出した際の距離を測定した。スタートラインから踏み出した足のつま先までの距離を測定した。また、最大一歩幅（側方）（以降、側方一歩幅）は、スタートラインに踏み出す足の第 5 中足骨を合わせ、可能な限り側方へ踏み出した距離を測定した。前方および側方のいずれも 3 回ずつ測定し、最大値を採用した。

2-3 歩行動態の測定

(1) プロトコル

歩行距離を直線 5m とし，実験室での歩行が各自の通常歩行と異ならないように被験者に慣れてもらうために十分に練習を行わせた．その後，4 往復するよう要請した．なお，室内を想定してカーペット（パイル部：ナイロン 100%，基布：ポリプロピレン 100%）上での歩行とした．

(2) 歩行動態の収録と解析方法

被験者の脚部 5 点（肩峰点，転子点，膝蓋骨中央外側，外果点，腓側中足点）に反射光マーカを貼付した．

実験室と保有機材の関係上，2 台のハンディカメラ（SONY(株) の HDR-CX430V）でマーカを捉えられるように三脚を用いて設置し，フレームレートを 60fps として歩行動態を収録した．解析は，三次元動作解析システム Kine Analyzer および 3D Calculator（キッセイコムテック（株）製）を用い，Kine Analyzer 上で反射光マーカを結んで，図 3-1 に示すように，股関節角 $\angle ABC$ ，膝関節角 $\angle BCD$ ，足関節角 $\angle CDE$ について各関節角速度を算出した．また，4 往復のうち，後半 2 往復の往路の歩行を平均して，解析を行った．

なお，前章まで測定してきた足趾関節については，角度の開閉幅が少なく，ばらつきが大きかったことから，本章では検討から外した．ここで，各々の角度を y 軸と z 軸からなる yz 平面とし

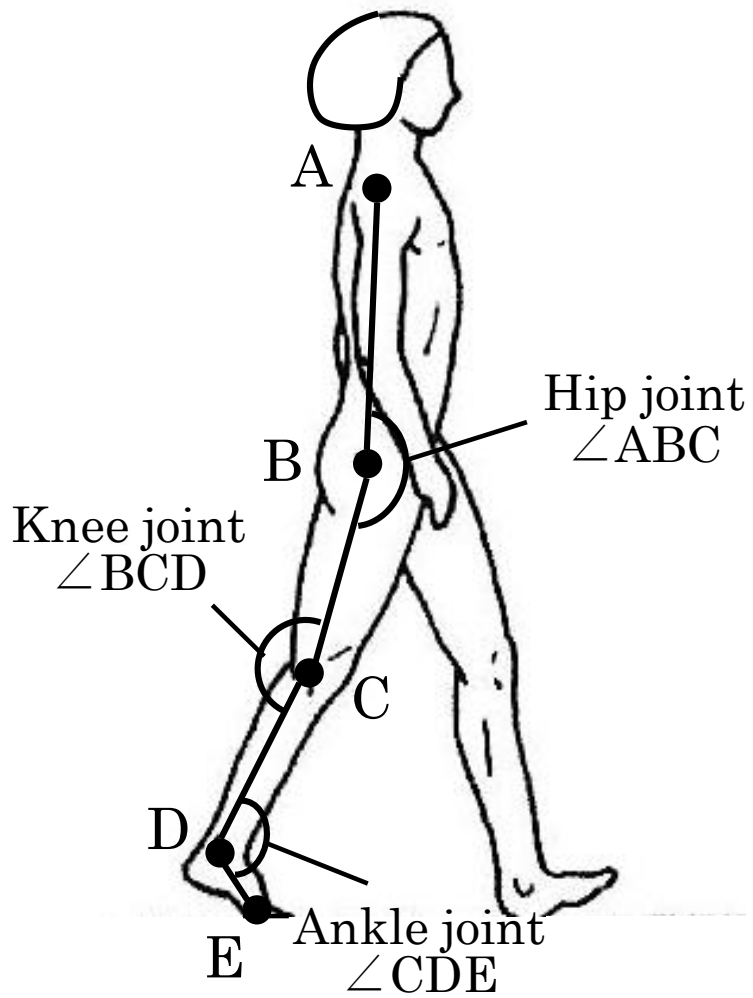


Fig. 3-1 The position of the reflected light marker and joints of interest to the study

て算出した．詳細は前章を参照されたい．

(3) 実験用靴下

素足をコントロール (Co) として，図 3-2 に示す靴下を実験に供した．実験用靴下は，前章の結果から得られた設計指針を基に，インソール機能と靴のアップー機能に着目して，以下のように設定した．

ポリエステル，綿，その他からなるリブ編のノーマル靴下 (試料 N)，ノーマル靴下の側面にアップー底部の機能の代用としてテーピングを施したもの (試料 NT)，ノーマル靴下にインソール A を挿入したもの (試料 P)，ノーマル靴下にインソール B を挿入し，さらに足の側面に靴下の上からテーピングを行ったもの (試料 O) について実験を行った．

インソール A は市販品であり，踵から中足部までの側面にかけての立ち上がり (最大高 6.2mm) と，内側縦アーチ部分にわずかなふくらみ (最大厚 6.0mm) のあるものであった．インソール B は足型から採った試作の内側縦アーチのふくらみ (最大厚 11.3mm) があるものであった．しかし，このインソールには踵の立ち上がりがなかったため，テーピングを施した．テーピング方法については，アップー底部をシミュレーションして，幅 7.5cm のキネシオロジーテープ (NICHIBAN 製) を約 20% 伸長させながら，つま先から内側および外側を通して踵まで貼付した．試料の順序は被験者毎にランダムとし，被験者にはどのような靴下かが予めわからないように配慮し，験者が履かせた．

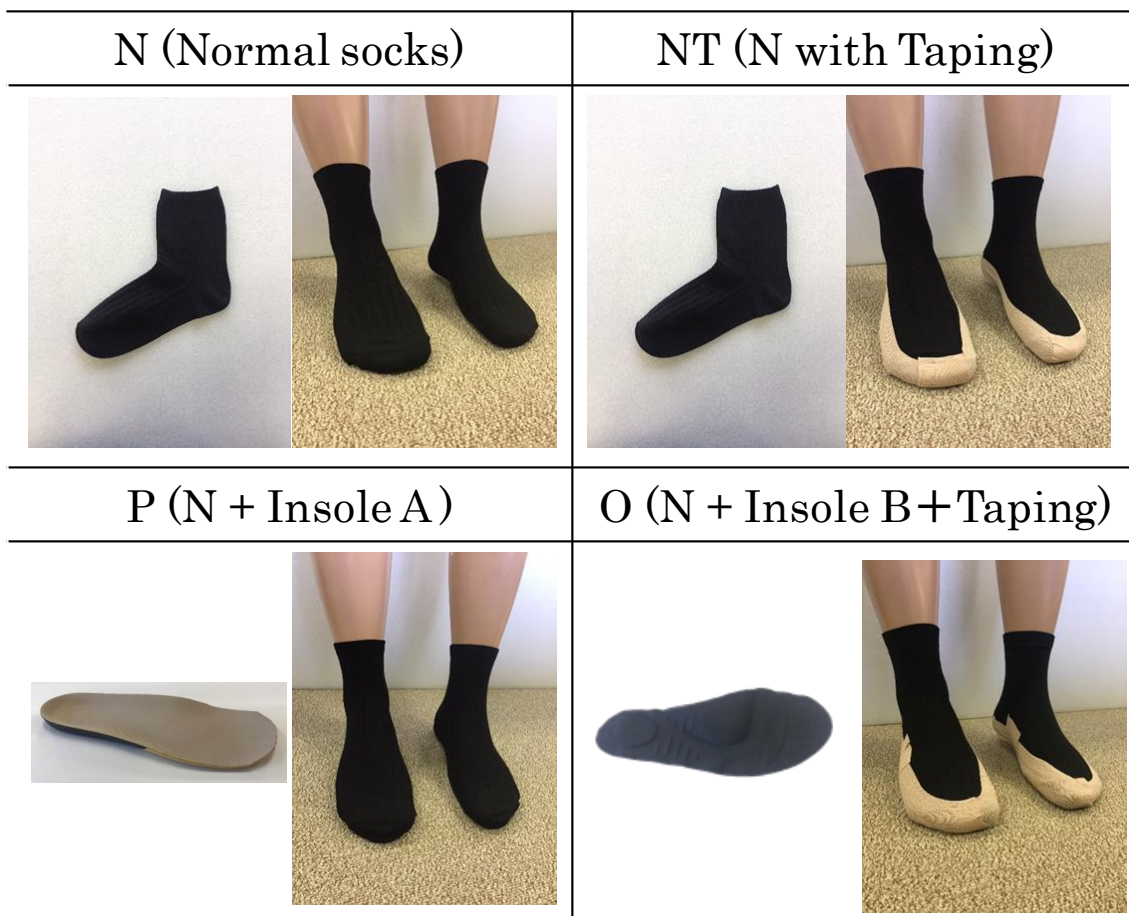


Fig. 3-2 Design manipulations of stumbling-resistant socks

3. 結果および考察

3-1 高齢被験者の歩行能力テスト結果

若齢者および高齢者の歩行能力テスト結果を表 3-2 に示す。また、60 歳代、70 歳代、80 歳代の項目別の平均値 (M1) を、若齢者の平均値 (M0) と標準偏差 (σ_0) を用いて、次式により算出した関係偏差 (RD) 折線を図 3-3 に示している。

$$RD = (M1 - M0) / \sigma_0 \quad \text{-----} \quad (1)$$

片足立ちについては、若齢者全員が計測時間 120 秒を超えたので標準偏差が 0 となり、関係偏差の算出ができなかったため 6 項目について示している。

高齢者では、障害物歩行や底背屈運動に要する時間が長く、開眼・閉眼ともに LNG が長く、前方一步幅および側方一步幅が短くなる傾向がみられた。すなわち、円滑な底背屈運動がしにくくなり、障害物を乗り越える時間が長くなり、LNG が長くふらつきを伴い、一步幅が狭くなる傾向にあった。各年齢層の被験者数は異なるものの、これらの傾向は、60~70 歳代に比べて 80 歳被験者でより顕著であることがわかった。

Table 3-2 Scores of the young and the elderly in walking ability tests

Measurement items	Young	Elderly
10m-obstacle walking (sec)	8.6 ± 0.9	11.7 ± 2.4
Standing on one leg (sec)	120 ± 0.0	61.3 ± 42.5
plantar-dorsiflexion (sec)	7.1 ± 0.7	9.8 ± 3.6
LNG (open eyes)	36.8 ± 15.9	51.3 ± 13.7
LNG (closed eyes)	51.7 ± 21.8	66.6 ± 17.8
Maximum step forward (MSF) (cm)	125.8 ± 10.0	97.8 ± 16.9
Maximum step side (MSS) (cm)	118.8 ± 9.2	88.2 ± 11.8

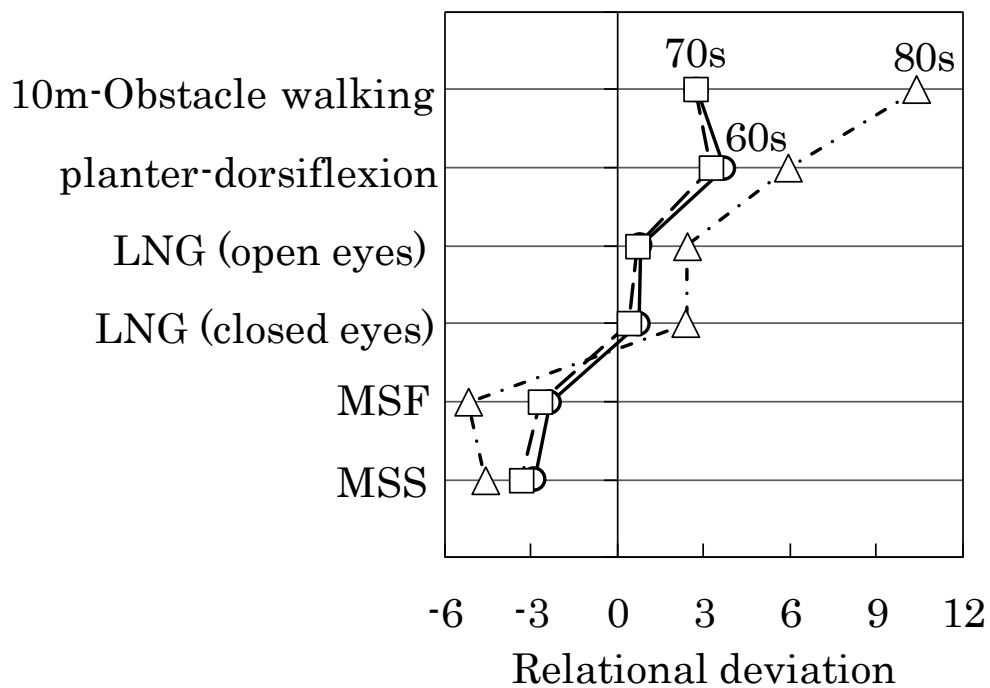


Fig. 3-3 Relational deviation of scores from walking ability tests normalized to the mean and standard deviation of the cohort in their 20's

次に，高齢者の結果を基に，LNG の開眼と閉眼の相関係数 ($r=0.897^{**}$)，および一歩幅の前方と側方の相関係数 ($r=0.832^{**}$) が高かったことから，歩行動作を考慮して，LNG 開眼および前方一歩幅を選択し，障害物歩行と底背屈運動の計 4 項目を用いて主成分分析を行った。

結果を表 3-3 に示す。主成分 2 までの累積寄与率が 90% を超えたため，主成分 2 までを用いて検討した。主成分 1 では，前方一歩幅が長く，障害物歩行時間および底背屈運動時間が短いほど主成分得点 Z_1 が大きくなることから，「歩行総合力」と命名した。また，主成分 2 では，LNG が大きいほど Z_2 が大きくなることから，「ふらつき」と命名した。

各高齢被験者の主成分得点の結果を図 3-4 に示す。 Z_1 の「歩行総合力」の得点が -1σ 以下の被験者は l, i, c, g であり， Z_2 の「ふらつき」の得点が $+1\sigma$ 以上の被験者は l, d であった。すなわち，被験者 c, d, g, i, l の 5 人は歩行総合力が低いかあるいはふらつきの大きい高齢者であると判断された。

Table 3-3 Principal component analysis (PCA)

Principal component No.	Eigenvalue	Contribution ratio (%)	Cumulative contribution ratio (%)
1	2.34	58.63	58.60
2	1.26	31.53	90.13
3	0.28	7.05	97.18
4	0.11	2.82	100.00

Principal component loading	Main component No.	
	1	2
MSF	0.943	0.099
Obstacle walking	-0.849	0.331
Plantar-dorsiflexion	-0.819	-0.517
LNG (open eyes)	-0.253	0.935

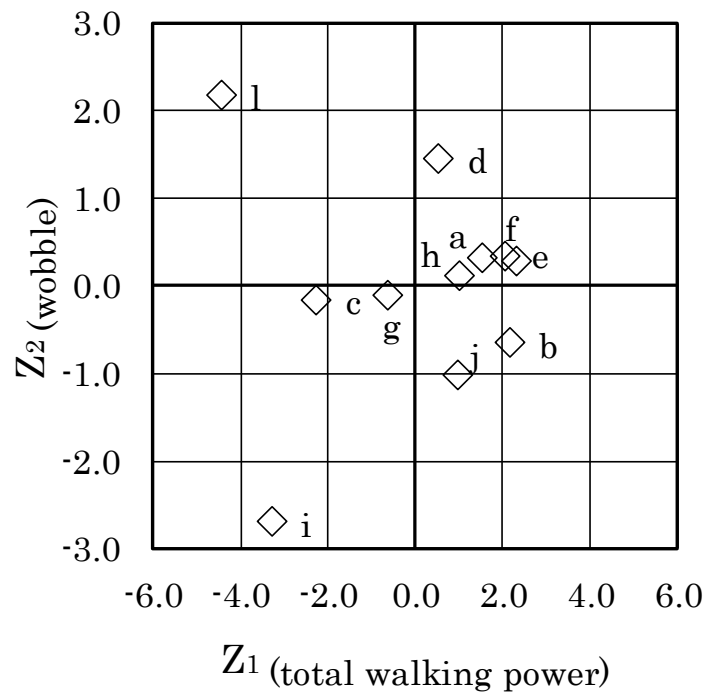


Fig. 3-4 Principal component scores with letters representing individual subjects

3-2 歩行能力と素足時の各関節角速度の ΔS との関係

以下では前章と同様に，歩行周期曲線の各関節角速度の最大値と最小値との差を ΔS として検討した．素足（Co）時の角速度の ΔS （以降， $\Delta S(Co)$ とする）を x 軸に，試料靴下着用時の角速度の ΔS （以降，試料 N，NT，P，O の順にそれぞれ $\Delta S(N)$ ， $\Delta S(NT)$ ， $\Delta S(P)$ ， $\Delta S(O)$ とする）を y 軸とし，股関節角速度を図 3-5 に，膝関節角速度を図 3-6 に，足関節角速度を図 3-7 に示す．

まず，素足時に着目し歩行能力との関係をみしてみる．これまでの研究より， ΔS が小さくつまずきやすいと判断された高齢者ほど，介護用靴着用によって ΔS が増加する傾向，すなわち靴着用の効果が大きいことがわかっていることから，本章でも， $\Delta S(Co)$ を基準に，関節角速度ごとに ΔS の大きい被験者群（H 群，n=5）と小さい被験者群（L 群，n=6）の 2 群に分類して解析を行った．

H 群に含まれる人を○，L 群に含まれる人を△として表示している．また前項において，「歩行総合力」が低い，あるいは「ふらつき」の大きい高齢者であると判断された被験者 c, d, g, i, l の 5 人を黒塗りにて表示している．全員一致しているわけではなかったが，これら 5 人の被験者の多くが L 群に該当していることがわかる．

さらに図 3-4 と合わせてみると，「歩行総合力」が低く，かつ「ふらつき」の大きい被験者 1 は，どの関節の ΔS においても L 群に分類された．「歩行総合力」は低かったが，「ふらつき」のない被験者 i は，股関節，膝関節が L 群，足関節では H 群に分類さ

れた。被験者 c は「歩行総合力」が低い被験者であり，特に股関節の ΔS が低い。また，被験者 d は「ふらつき」が高い被験者であり，特に足関節角速度の ΔS が低く，L 群に分類されている。逆に，被験者 b および j は「ふらつき」のやや少ない被験者であり，足関節で H 群に分類されるなど，概して股関節および膝関節の ΔS は「歩行総合力」と関係し，足関節の ΔS は「ふらつき」と密接に関係していると考察された。

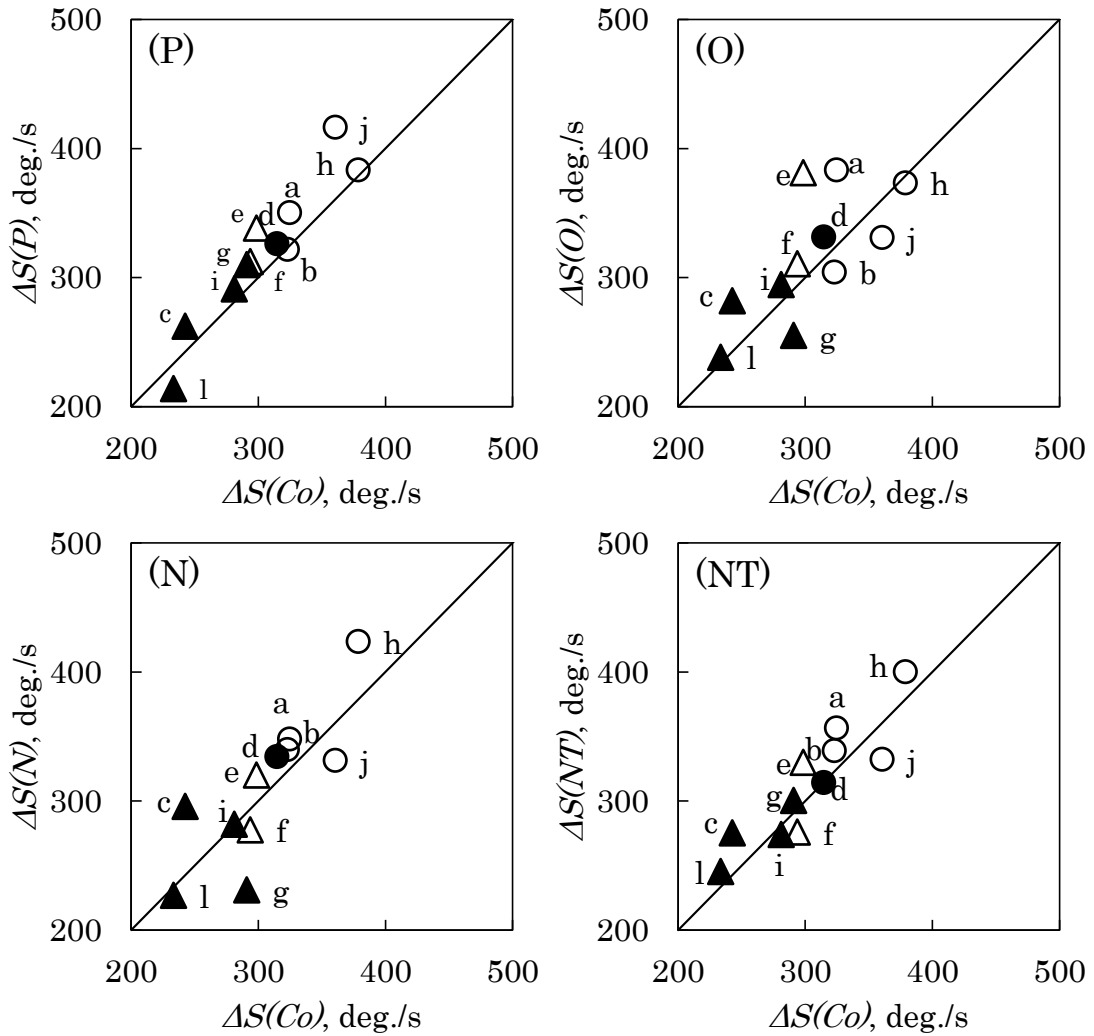


Fig. 3-5 The relationship between the ΔS of the angular velocity of the hip joint between bare foot controls and each sock manipulation

(○ : high- ΔS group in bare feet (ΔS (Co)), △ : low- ΔS group in bare feet (ΔS (Co)), filled: subjects which have low scores on the walking ability test)

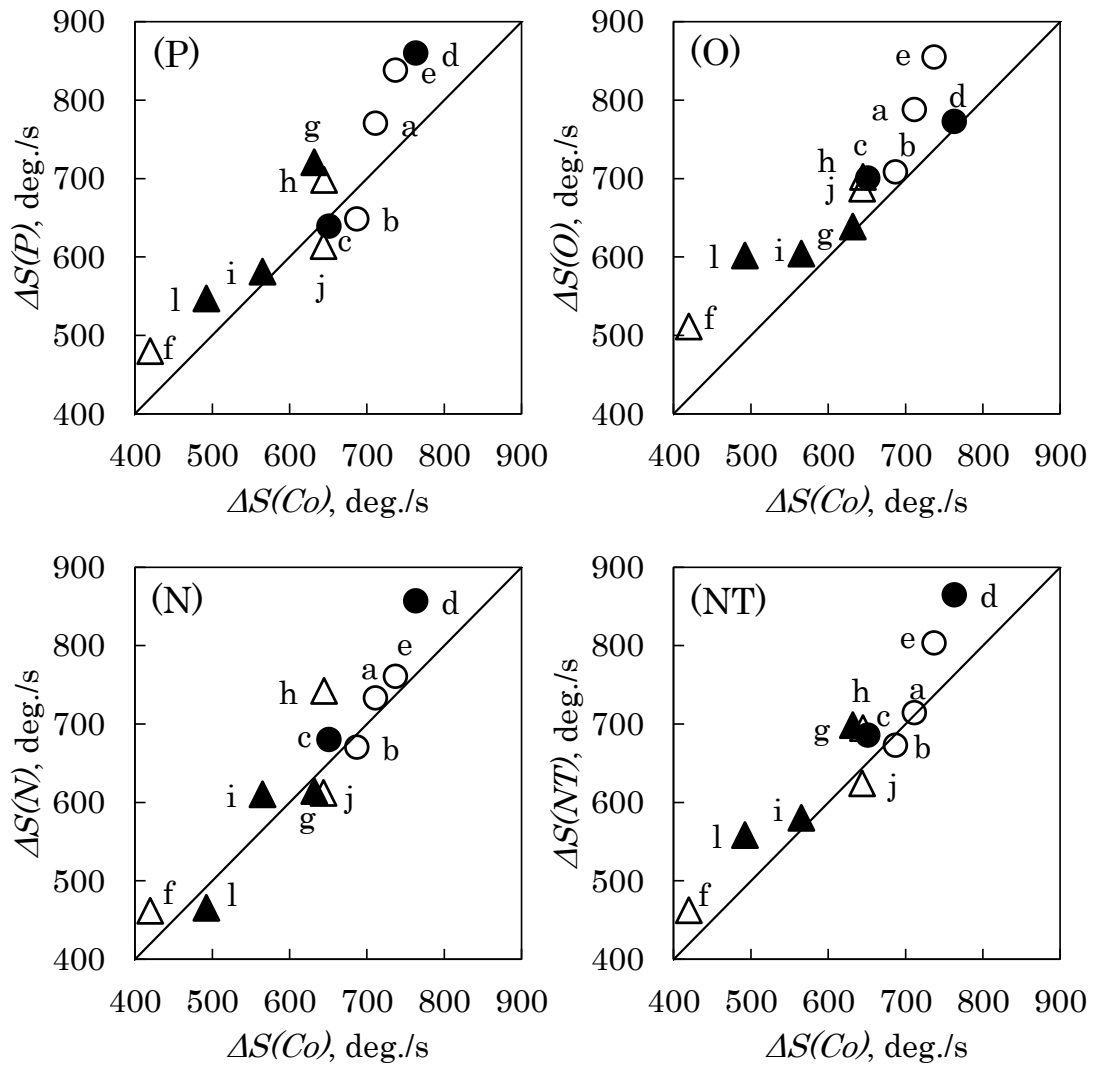


Fig. 3-6 The relationship between the ΔS of the angular velocity of the knee joint with bare feet control and each sock manipulation.

(○ : high- ΔS group in bare feet ($\Delta S (Co)$), △ : low- ΔS group in bare feet ($\Delta S (Co)$), filled: subjects which have low scores on the walking ability test)

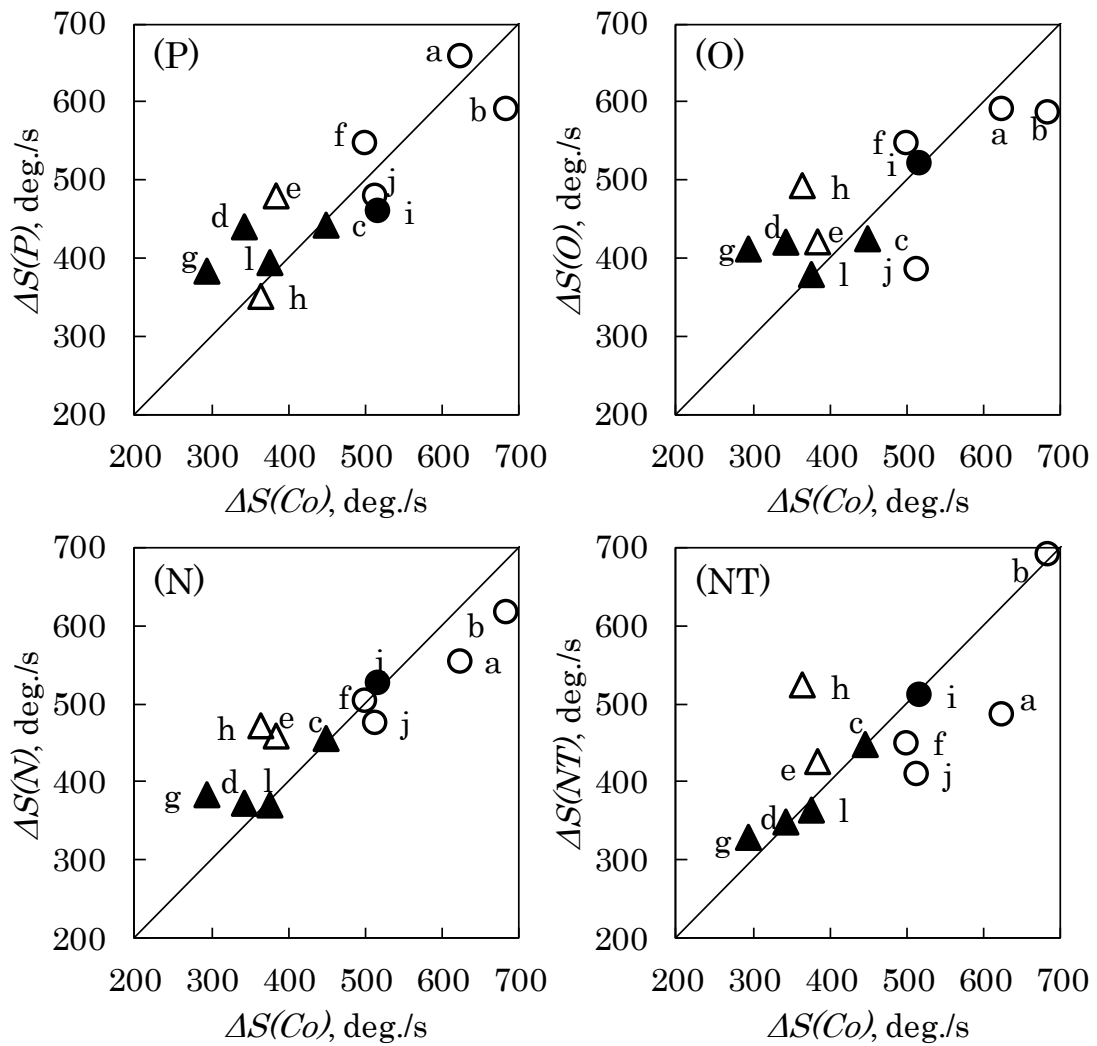


Fig. 3-7 The relationship between the ΔS of the angular velocity of the ankle joint with bare feet control and each sock manipulation

(○ : high- ΔS group of in bare feet ($\Delta S(Co)$), Δ : low- ΔS group in bare feet ($\Delta S(Co)$), filled: subjects which have lower scores on the walking ability)

3-3 各関節角速度の ΔS に及ぼす靴下機能の効果

靴下着用時の ΔS を素足時の ΔS と比べることによって、靴下機能（インソールおよびアッパー底部のテーピング）の効果을明らかにするために、被験者ごとに δ を次式により算出した。

$$\delta = \Delta S (Samp.) - \Delta S (Co) \quad \text{-----} \quad (2)$$

ここで、 $\Delta S(Samp.)$ は、各靴下試料の ΔS を示す。

前項で $\Delta S(Co)$ を基準に分類された H 群の δ （以降、 $\delta(H)$ とする）および L 群の δ （以降、 $\delta(L)$ とする）の平均値と標準誤差を関節角速度ごとに図 3-8 に示す。

まず、縦軸に示した $\delta(L)$ についてみてみると、どの関節においても試料 O で最も ΔS の増加が大きくなる傾向が認められた。また、股関節および膝関節角速度については、次に試料 P、試料 NT となり、試料 N のノーマル靴下の増加が最も小さい傾向がみられた。このことは、市販インソールやテーピングのみについても若干の効果があることを示しており、本研究においても村田ら⁴⁸⁾の研究結果と同様にインソールの効果がみられた。しかし、試料 P に用いたインソール A の浅い内側縦アーチと踵部の立ち上がりのみでは十分でないことがわかった。これに対して、試料 O で用いたインソール B のように、深い内側縦アーチに加えて、アッパー底部に相当するテーピング機能の双方が必要であり、これがつまづき予防に効果的であることが示唆された。

一方、 $\delta(H)$ では膝関節で試料 O が最も大きくなる傾向がみられたが、股関節ではむしろ試料 P, N で高い傾向がみられた。足関節角速度については、 $\delta(H)$ で負となり、逆に ΔS が減少した。この原因として、足関節角速度の速い歩行動態の高齢者にとっては、足関節を開閉させる際に、靴下類が違和感をもたらしたと考えられる。本研究は、筆者らのこれまでの研究結果と同様に、靴機能の効果がつまずきやすい歩容の L 群の高齢被験者に効果的であることを裏付けるものであった。しかし、H 群にとっても当然のことながらつまずき予防効果が必要である。本研究では、必要な機能をもたせるために代用としてインソールとテーピングを用いたが、これらの機能を付与した靴下を試作し、効果の検証を行う必要がある。

以上、総合的には、足底に沿った内側縦アーチをもつインソール機能と、足部側面を把持する機能をもつ試料 O が各関節角速度を増加させ、つまずき予防に効果的であることがわかった。なお、この効果は歩行能力が低く、つまずきやすい L 群の高齢者にとってより効果的であることがわかった。

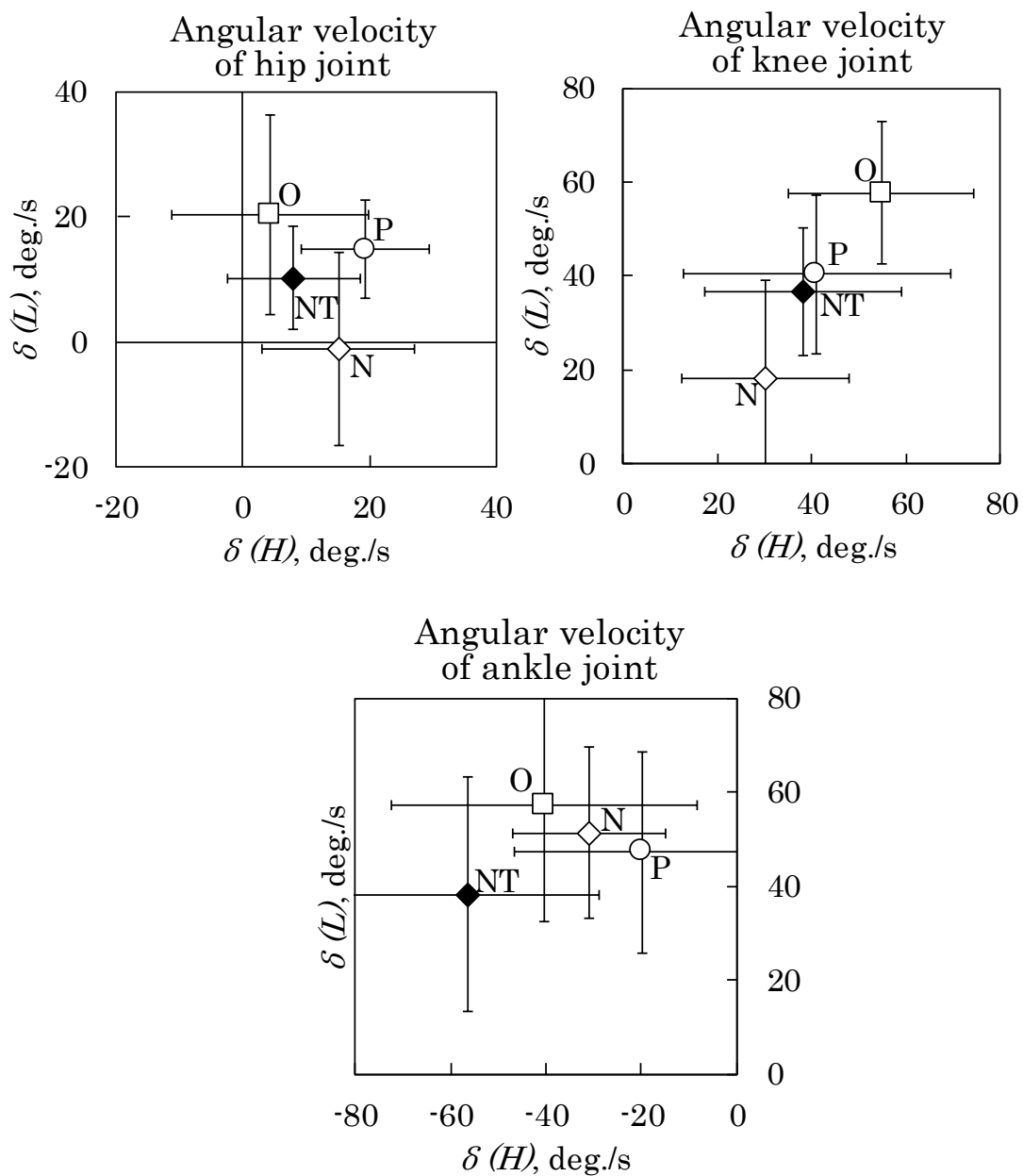


Fig. 3-8 The relationship between the δ of the angular velocity of the joint in the high- ΔS group and that of low- ΔS group

4. 結 語

本研究では、歩行能力テストを実施し、被験者の歩行能力と素足時の歩行動態との関係性を明らかにした。また、靴下の機能（内側縦アーチ部をもつインソールとアップー底部）が歩行動態に及ぼす影響を明らかにした。なお、歩行動態の評価は、股関節、膝関節、足関節の角速度の ΔS を用いて検討した。

歩行能力テストの結果を主成分分析した結果、主成分 1 として「歩行総合力」、主成分 2 として「ふらつき」があげられ、累積寄与率は 90% とかなり高かった。そこで、主成分得点から各高齢被験者の歩容の特徴を分析し、股関節および膝関節の角速度の ΔS が「歩行総合力」と関係し、足関節角速度の ΔS は「ふらつき」と密接に関係していることがわかった。

また、素足時の各関節角速度の ΔS を用いて、 ΔS の大きい被験者群（H 群）と小さい被験者（L 群）に分類し、靴下機能の効果を検証した。その結果、インソールと足部にテーピングをもつ試料 O で最も大きい効果が認められた。またその効果は、L 群で大きい傾向がみられた。

結 論

本研究では，高齢者の歩行動態を若齢者の歩行動態と比較検討し，高齢者の歩行動態の特徴を明らかにするとともに，つまずき予防靴下のための具体的設計指針を導出することを目的とした．

第1章では，高齢者の歩行動態の特徴を的確に表現しうる特徴量を抽出し，その特徴量に及ぼす要因として，ストライド長と積分筋電図を取り上げ，それらの関係性からつまずきにくい歩容の特徴を明確化した．

その結果，歩行周期を前脚着床期，片足支持期，後脚蹴り出し期，遊脚期として，各関節の角度・角速度・角加速度を詳細に検討し，歩行周期曲線における最大値と最小値との差，すなわち両振幅 (ΔS) を歩容の特徴量として抽出した．次に，高齢者群においては，若齢者群に比べて ΔS の個人差が大きい傾向がみられたことから，被験者ごとの ΔS について検討した．特に足関節の角速度および角加速度において， ΔS が非常に小さい高齢者がみられた．また，高齢者においては，足関節角速度の ΔS とストライド長との間に高度に有意な相関が認められ， ΔS が大きくなるほどストライド長が増加する傾向がみられた．しかし，若齢者においてはそのような関係性はみられなかった．

主働筋として前脛骨筋および腓腹筋内側頭があげられ，それらの *IEMG* が大きい高齢者において，足関節角速度の ΔS が大きい

傾向にあった。すなわち，足関節角速度の ΔS が大きい高齢者においては，後方にしっかりと蹴り出す際に底屈を行い，着床時に背屈を行いながら脚部を大きく前方に出すことがつまずき予防につながると考えられ，足関節角速度の ΔS がつまずき予防靴下の設計において有用な指標となると考察された。

第 2 章では，前章で得られた歩容を示す特徴量 ΔS を用いて，つまずき予防機能をもつ靴下の設計に資することを目的として，ノーマル靴下 (N)，市販のつまずき予防靴下 (F)，つまずき予防靴下に介護用靴を履いた場合 (FS)，スポーツ用弾性テープを用いてテーピングを施した場合 (T) について，動作解析および筋電図解析を行った。高齢者 10 人および若齢者 8 人を被験者として検討した。測定方法は前章と同様であり，素足をコントロール (Co) とした。

その結果，すべての関節においてどの試料を着用しても，高齢者群の ΔS が若齢者群より低い傾向がみられ， ΔS が両群の歩容の相違を示すことが裏付けられた。各関節角度の ΔS において，高齢者で試料 FS が最も大きい傾向がみられ，特に，膝関節では他のすべての試料との間に有意差が認められた。各関節角速度の ΔS についても，高齢者においては試料 FS で大きい傾向がみられた。また，足関節および足趾関節の各角度においても試料 FS で ΔS が大きい傾向がみられた。被験者別の解析では，コントロール時の膝関節角度および足関節角度の ΔS が小さい高齢者ほど，試料 FS の効果が大きいことがわかった。一方，試料 F 単独では ΔS への

影響がみられなかったことから，試料 FS の効果は介護用靴の要因の影響が大であると推察された．

前章で歩行時の主働筋であると指摘された，前脛骨筋および腓腹筋内側頭の *IEMG* については，試料 FS 着用時と Co との間に相違はほとんど認められなかった．しかし，大腿二頭筋および腓腹筋外側頭ではほとんどの高齢者で *IEMG* が増加傾向にあり，試料 FS においては，主働筋に加えて，これらの筋が歩行を補助することがわかった．ストライド長においても，試料 FS で高齢者群および若齢者群ともに増加した．その要因として，立脚相の割合が高くなることがあげられた．

以上のことから，靴のソール部分やアッパー部分の機能を取り入れた靴下設計がつまずき予防に有用であると結論づけられた．

第 3 章では，高齢者 11 人を被験者として，素足にて一般的な歩行能力テストを実施し，歩行能力テストスコアと歩行動態との関係性を明らかにした．また，靴の機能を取り入れたつまずき予防靴下として，内側縦アーチ部をもつインソールとアッパー底部を想定してテーピングした靴下を用いて歩行動態に及ぼす影響を検討した．

試料として，ノーマル靴下 (N)，ノーマル靴下の側面にアッパー底部の機能をシミュレーションして靴下の上からテーピングを施したもの (NT)，ノーマル靴下にインソール A (市販品) を挿入したもの (P)，ノーマル靴下にインソール B (足型から採った試作品) を挿入し，さらに足部側面にテーピングを行ったもの

(O)を用い、前章と同様に歩行実験を行った。素足をコントロール (Co) とし、股関節・膝関節・足関節の角速度について、つまずきの指標として挙げられた特徴量 ΔS を用いて検討を行った。

歩行能力テストのスコアを主成分分析した結果、主成分 1 として「歩行総合力」、主成分 2 として「ふらつき」があげられ、累積寄与率が 90% とかなり高かった。

股関節および膝関節の角速度の ΔS は「歩行総合力」と関係し、足関節角速度の ΔS は「ふらつき」と密接に関係していることがわかった。また、素足時の各関節角速度の ΔS を用いて、 ΔS の大きい被験者群 (H 群) と小さい被験者 (L 群) に分類し、靴下機能の効果を検討した結果、歩行能力テストにおいて「歩行総合力」が低い、あるいは「ふらつき」が大きいと判断された被験者の多くが L 群に該当していることがわかった。L 群では、どの関節においてもインソールと足部にテーピングをもつ試料 O で最も ΔS の増加が大きくなる傾向が認められた。H 群でも膝関節で試料 O が最も大きくなる傾向がみられたが、足関節については ΔS が減少した。この原因として、足関節角速度の早い歩行動態の高齢者にとっては、足関節を開閉させる際に、靴下類が違和感をもたらしたと推察された。このことから、靴機能の効果がつまずきやすい歩容をもつ L 群の高齢者により効果的であることが明らかとなった。

本研究では、つまずき予防靴下の設計指針として、足部に沿った内側縦アーチをもつインソール機能と、足部側面を把持する機

能を付与した靴下が各関節角速度を増加させることを明らかにし、つまずき予防に対して効果的であると結論付けた。

今後の課題として、本研究で効果的であるとされた靴下を実際に製編し、つまずき予防への有効性を立証し、製品開発に繋げていく計画である。

本論文に関する研究発表論文

第1章

「高齢者の歩行動態を表す特徴量の抽出とそれに影響を及ぼす要因」

坂下理穂， 諸岡晴美

日本繊維製品消費科学会誌， Vol.58. No.1 pp.55-63 (2017)

第2章

「つまずき予防機能をもつ靴下に関する歩行動態および筋電図解析からの検討」

坂下理穂， 諸岡晴美

日本繊維製品消費科学会誌， Vol.58. No.11 pp.59-66 (2017)

第3章

「高齢者の歩行能力と歩行動態との関係からみたつまずき予防支援靴下の機能性評価」

坂下理穂， 諸岡晴美

日本繊維製品消費科学会誌， Vol.61. No.2 pp.43-50 (2020)

参考論文

「着圧利用のアパレル開発

—弾性靴下のユニバーサル仕様を視野に入れて—」

諸岡晴美， 坂下理穂， 村崎夕緋

デサントスポーツ科学， Vol.37， pp.10-17(2016)

文 献

- 1) 内閣府：令和元年度版高齢者白書，
https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2019/zenbun/01pdf_index.html
- 2) 須藤元喜，山城由華吏，上野加奈子，金憲経；シート式圧力センサーを用いて計測した歩容左右差による年齢の推定，日本生理人類学会誌，18(3)：125-132(2013)
- 3) 須藤元喜，山城由華吏，太田聡子，仁木佳文，宮地元彦；シート式下肢荷重ウォーク way1000 を用いた歩容と行動体力の関連性の検証，日本生理人類学会誌，23(1)：17-22(2018)
- 4) 池添冬芽，浅川康吉，羽崎完，黒木裕士，森永敏博，神先秀人，河野一郎；下肢筋力の加齢による変化について，理学療法科学，24：515(1997)
- 5) Fred LP, Tangen CM, Walston J, Newman AB, Hirsh C, Gottdiener J, Seeman T, Tracy R, Kop WL, Burke G, McBurnie MA ; Frailty in older adults: evidence for a phenotype, J Gerontol A Boil Sci Med Sci, 56:146-56(2000)
- 6) 芳賀博，柴田博，松崎俊久，安村誠司；地域老人の日常生活動作能力に関する追跡研究，民族衛生，54(5)：217-233(1988)
- 7) 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年間の縦断変化—体力科学 47：443-452 (1998)

- 8) 金禧植, 松浦義行, 田中喜代次, 稲垣敦; 高齢者の日常生活における活動能力の因子構造と評価のための組テスト作成, 体育学研究, 38: 178-200 (1993)
- 9) 諸岡晴美; 高齢者の生活態様が体力に及ぼす影響—高齢者の生活の質(QOL)の向上に向けて—, 京都女子大学生生活造形, 58: 55-61 (2013)
- 10) 島田裕之, 内山靖, 加倉井周一; 高齢者の日常生活内容と身体機能に関する研究, 日本老年医学会雑誌 39(2): 197-203(2002)
- 11) 野阪美貴子, 諸岡晴美, 鳥海清司, 諸岡英雄; 筋電位測定による筋疲労軽減タイプ弾力靴下の衣服圧設計, Journal of Textile Engineering, 52(5): 205-210(2006)
- 12) 中橋美幸, 諸岡晴美; テーピング機能をもつ弾性タイツの開発—膝関節動作時における筋負担軽減のためのテーピング方法—, Journal of Textile Engineering, 52(6): 237-242(2006)
- 13) 串田啓介; 快適歩行速度を向上させる機能性レギンスの研究, 繊維製品消費科学, 58: 124-128(2017)
- 14) 織研新聞, 2016年7月11日付
- 15) 小林吉之, 嶺也守寛, 藤本浩志; ヒトの足部の身体位置覚に関する研究, 日本機械学会論文集(C編), 73(725): 274-279(2007)
- 16) 杉原敏道, 郷貴大, 三島誠一, 田中基隆, 柴田悦子, 高木麻

- 里子，菊池栄里，対馬栄輝；高齢者の身体能力認識と転倒について，理学療法科学，20(1)：13-16(2005)
- 17) 齋藤孝義，菅沼一男，金子千香，斎藤由香里，丸山仁司；「つまずき」が原因の転倒と年齢の関係について，理学療法科学，31(1)：111-115(2016)
- 18) 石黒圭応，江原義弘，坂本和義；つまずき歩行のメカニズム，日本人間工学会第47回大会，(2007)
- 19) 菅井清美；高齢者の歩行動態に関する研究，(一社)日本繊維製品消費科学会2015年年次大会・研究発表要旨，pp.82(2015)
- 20) 辻坂敏之，西垣和俊；ソックスの特殊編み構造が歩行に与える影響，(一社)日本繊維製品消費科学会2015年年次大会・研究発表要旨，pp.95(2015)
- 21) 青木識子，田村照子，永井伸夫；高齢女性の歩行についての動的力学的研究，繊維製品消費科学，51(1)：35-42(2016)
- 22) 高齢者の住宅内の事故；健康長寿ネット，公益財団法人長寿科学振興財団，
<https://www.tyojyu.or.jp/net/kenkoutyoju/koureishasumi/koureishajutakunaijiko.html>
- 23) 金憲経，吉田英世，鈴木隆雄，石崎達郎，細い孝之，山本精三，折茂肇；高齢者の転倒関連恐怖感と身体機能—転倒外来受診者について—，日本老年医学会雑誌，36(2)：92-101(2003)

- 24) 長岡輝之, 江原義弘, 小林量作, 関根裕之, 大西秀明; 滑りやすい床面における滑らないための歩行様式, 理学療法科学, 36(6): 299-304(2009)
- 25) 林泰史; 高齢者の転倒予防, リハビリテーション医学, 41(7): 449-454(2004)
- 26) 山中克夫, 梶原元紀, 河野禎之, 天野貴史, 畠津豊; 高齢者の救急搬送における転倒事故の特徴に関する研究—等質性分析を用いた検討—, 老年社会学, 30(1): 40-46(2008)
- 27) Murray JP, Ross CK, Bertha HC; Walking Patterns in Healthy Old Men, Gerontology, 24(2):169-178(1969)
- 28) Himann JE, Cunnunghan DA, Rechnizer PA, Paterson DH; Age-related changes in speed of walking, Med Sci Sports, 24:93-101(1988)
- 29) 土井有羽子, 上野昌江, 和泉京子; 自宅で生活する女性高齢者の転倒と住環境との関連, 日本地域看護学会誌, 13(2): 46-53(20011)
- 30) 鳥羽研二, 大河内二郎, 高橋泰, 松林公蔵, 西永正典, 山田思鶴, 高橋龍太郎, 西島令子, 小林義雄, 町田綾子, 松下雅弘, 佐々木英忠; 転倒リスク予測のための「転倒スコア」の開発と妥当性の検証, 日本老年医学会雑誌, 42(3): 346-352(2005)
- 31) 諸岡晴美, 坂下理穂, 加藤礼菜, 中橋美幸; 暑熱環境下における熱中症予防のためのクーリング方策に関する研究, デ

- サントスポーツ科学，投稿中（2019）
- 32) 谷明日香，中橋美幸，諸岡晴美；局所加温型衣服設計のための基礎的研究—頸背部加温が人体生理反応に及ぼす影響から—，被覆衛生学，第37号，7-15（2018）
- 33) 板生清，保坂寛，橋高薫，高橋幹雄，ロペズ・ギョーム；ウェアラブル電子制御式冷暖房機器の開発，精密工学会誌，82(10)：919-924（2016）
- 34) 岩波君代，渡辺聰子，大野淑子；あなたは服に満足していますか：体が不自由な人から学ぶ服の大切な役割とは，福祉技術研究所，p.50（2005）
- 35) 渡邊敬子，中井梨恵，岡村政明，大村知子，矢井田修；高齢女性の肩関節の可動域と着衣動作との関連，日本家政学会誌，60(5):473-480（2009）
- 36) 渡邊敬子，中井梨恵，岡村政明，大村知子，矢井田修；高齢女性の前あき上衣の構造と着衣動作および着やすさとの関係，日本家政学会誌，60(2):111-121（2009）
- 37) 日本衣料管理協会刊行委員会；アパレル生理衛生論，日本衣料管理協会，p.164（2016）
- 38) 中橋美幸，諸岡晴美；テーピング機能をもつ弾性タイツの開発—膝関節動作時における筋負担軽減のためのテーピング方法—，Journal of Textile Engineering，52(6)：237-242(2006)
- 39) 篠原博，浦辺幸夫，前田慶明，平山真由子，藤井絵里，笹代

- 純平，高井聡志，山本竜；ストラップ付足関節外反・背屈補助靴下が脳卒中患者の歩行におよぼす影響，第47回日本理学療法学会大会抄録集，Vol.39 Suppl.No.2（2012）
- 40) 青木識子，田村照子，永井伸夫；高齢女性の歩行に及ぼす靴の履用効果に関する動態力学的研究，繊維製品消費科学，57：485-494(2016)
- 41) 内閣府；平成27年度 高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況 第1章 高齢化の状況，平成28年度版高齢社会白書，（2016）
- 42) Rubenstein LZ, Robbins AS, Schulman BL, et al. ; Falls and Instability in the Elderly, J AGS, 36 : 266-264 (1998)
- 43) 桂敏樹，星野明子；地域における後期高齢者の転倒と転倒による骨折に關与する要因の比較—筋力，関節痛，関節可動域，歩行能力，骨密度，血圧，視力，既往歴，自覚症状，IADL等の多要因を用いた判別分析による検討—，日建医誌，13(4)：14-20（2005）
- 44) 長尾裕太，小林吉之，藤本浩志；人が知覚している足部位置と実際の足部位置との誤差の特性，日本機械学会論文集（C編），77：4181-4188（2011）
- 45) 柴田昌子，畠山千尋；転倒予防への取り組み—転倒予防靴下を取り入れて—，日本精神科看護学会誌，55(2)：64-68（2012）
- 46) 阿久津邦男；歩行の運動生理，国際交通安全学会誌，20：

269-278 (1977)

- 47) 江木順子，浮き趾の実態とつまずき・転倒との関連，早稲田大学大学院スポーツ科学専攻修士論文，20（2011年度）
- 48) 村田伸，安彦鉄平，中野英樹，阪本昌志，松尾大，川口道生；足趾把持機能をもつめるインソール（靴の中敷き）の開発，プロモーション理学療法研究 6(3):139-143（2016）
- 49) 小林正典，清水勇樹；足底板インソールが立位バランス機能に及ぼす影響について—足底アーチ機能についての生体力学的観点から—，理学療法科学，29(4):605-607（2014）
- 50) 日本人の人体計測データ，人間生活工学研究センター，（1997）
- 51) 文部科学省；新体力テスト実施要項（65～79歳対象），
http://www.mext.go.jp/a_menu/sports/stamina/03040901.htm
- 52) 齋藤孝義，丸山仁司，菅沼一男，鈴木知也，佐野徳雄，岩瀬洋樹；座位での連続底背屈運動テストを用いた転倒予防について，理学療法科学，29(5):805-808（2014）
- 53) 齋藤由香里，菅沼一男，齋藤孝義，金子千香，菅沼真美；前期および後期高齢者の運動機能について，理学療法科学，31(1):57-60（2016）

謝 辞

本研究を遂行し博士論文にまとめるにあたり、終始、懇篤なる御指導と御鞭撻を賜りました京都女子大学家政学研究科教授、諸岡晴美先生に謹んで深甚なる感謝の意を表します。学部生の頃より御指導いただきました6年半の間、無知な私に研究の基礎知識や実験方法からデータ整理、まとめ方等多岐にわたり御教示いただきました。大学院への進学を後押ししていただき、先生のもとで研究の面白さを知ることができ心より感謝いたします。

また、本論文を完成するに際し、ご精読いただきご助言をくださいました京都女子大学家政学部教授、榎本雅穂先生、成実弘至先生に深く感謝致します。

本研究を遂行するに際し、試料の提供をはじめ、数々の御指導と御協力を賜りました岡本株式会社様に、深く感謝申し上げます。

また、本研究に関して、研究環境をご配慮くださり、励ましていただきました元京都女子大学の目木幸子氏に心から感謝申し上げます。

おわりに、京都女子大学家政学部生活造形学科諸岡研究室の皆さま、およびご協力を賜りました被験者の方々に併せて厚く御礼申し上げます。