高齢者における転倒の原因解明とその予防可能性

千鳥　司浩

目次

第１章　問題設定の意義

1.1 はじめに

1.2 ヒトの直立二足歩行

1.2.1 二足歩行から直立二足歩行へ

1.2.2 直立二足歩行の起源と解剖学的特徴

1.2.3 倒立振子運動

1.2.4 歩行における指標

1.2.5 高齢者の歩行特性

1.3 高齢化社会と転倒

1.3.1 転倒の発生状況とリスク因子

1.3.2 高齢者における転倒と骨折

1.3.3 転倒リスクの評価方法

1.4 問題の所在

1.4.1 転倒とストライド CV 増大のメカニズム

1.4.2 ステップ CV と歩行速度

1.4.3 側方動揺の規則性

1.4.4 転倒予防のための介入可能性としての足底感覚

1.4.5 問題点のまとめ

第２章　本研究の目的

第３章　高齢者の歩行周期時間変動の原因の検討

3.1 高齢者の歩行周期時間変動に影響を及ぼす要因の検討（研究課題１）

3.1.1 はじめに

3.1.2 方法

3.1.3 結果

3.1.4 考察

3.1.5 まとめ

3.2 上部体幹の側方動揺量と規則性がステップ時間変動に及ぼす影響

~リターンマップ解析を用いた検討~ （研究課題２）

3.2.1 歩行の規則性を定量化する方法の確立

3.2.2 はじめに

3.2.3 方法

3.2.4 結果

3.2.5 考察

3.2.6 まとめ

3.3 ３章のまとめ

第４章　転倒予防のための臨床介入方法の検討

4.1 加齢が立位バランスと足底感覚に及ぼす影響（研究課題３）

4.1.1 はじめに

4.1.2 方法

4.1.3 結果

4.1.4 考察

4.1.5 まとめ

4.2 足底への冷却刺激が歩行周期時間変動に及ぼす影響（研究課題４）

4.2.1 はじめに

4.2.2 方法

4.2.3 結果

4.2.4 考察

4.2.5 まとめ

4.3 4章のまとめ

第5章　本研究のまとめと今後の課題

5.1 本研究の総括

5.2 本研究のリハビリテーションへの示唆と今後の課題

第１章　序章

1.1 はじめに

地球上に存在する動物には様式は異なるが，さまざまな「動く」すなわち「移動」という能力が存在する．移動は捕食するため，逃走するためなど，生きるために必要なことであり，それが成しえなくなることは死を意味することになる．つまり動物は生きるために移動し続けなくてはならない存在であり，それはヒトにおいても同様である．従来から「人間は足から老いる」という言葉をよく耳にする．歩行機能が失われると廃用症候群[1]や老年症候群[2]により身体全体の運動機能が低下するだけでなく，脳（認知）機能も低下することが知られている．老年期をよりよく生きるためには「高齢者がいつまでも元気で健康に年を重ねていく」というサクセスフル・エイジング（successful aging）の考え方が示すように疾病の影響を最小限に，心身の機能を活発に，そして社会的関わりを最大限に維持することが必須である．わが国は本格的な高齢化社会を迎え，高齢者の QOL (Quality Of Life) をいかに向上させていくのかという課題の解決が急務となっている．そのため高齢者における歩行機能を末永く維持することが，サクセルフル・エイジングを達成する上で非常に重要なこととなる．

1.2　ヒトの直立二足歩行

1.2.1　二足歩行から直立二足歩行へ

ヒトが直立二足歩行へと適応したという進化の経緯については多くの論争が繰り広げられており，未だ統一された見解に至っていない．多くの学説の中で最も有力な学説には，“サバンナ説”や“食料運搬説”などがあげられる．サバンナ説では，ヒトはもともと森林で生息していたが気候変動により，東アフリカの森林地帯がサバンナの草原へと環境が変化したことにより，樹上から地上へと生活空間を移さざるを得なかった．これにより，背の高い草の上を見渡して捕食動物を見つける必要性から，その新たな環境に適応するために直立二足歩行を獲得したのだと考えられている（中野，2009）．

また食料運搬説では，限られた資源を独占するために，口にくわえるのではなく両手で

---

1 過度の安静・臥床により活動性が低下した結果として起こる退行性変化．

2 高齢者に多くみられ，原因は様々であるが治療と同時に介護・ケアが重要である一連の症状，所見．

持つことで1回にできるだけ多くの資源を運べるためであると考えられている．Carvalho et al.（2012）の研究では，チンパンジーは希少な食料に遭遇した場合には，二足歩行になる頻度が一般的なナッツを運ぶ場面と比べて 4 倍にも増加することを示した．さらに，一回の運搬でできるだけたくさん運ぼうとして，両手だけでなく，口までも使い運んでいたと報告している．この報告より，貴重な資源を確保しようとする場合，チンパンジーは二足歩行の形態をとりやすいことを明らかになっている．このことから，ヒトも食料を効率よく運ぶために直立二足歩行を獲得したというのが食料運搬説である．これらの仮説以外にも“樹上生活からの前適応説（Gregory, 1927; Stem, 1971）”，“狩猟のための武器の運搬説（Kortlandt, 1962; 渡辺, 1985）”，“温熱負荷説（Ward & Underwood, 1967）”，“長距離移動のエネルギー効率説（Washburm, 1963）”など，直立二足歩行へと移行した仮説は複数存在し，またそれらが複雑に組み合わさっていたことも示唆されている．そのため推察の域を出ないが，四足歩行から二足歩行での移動様式に移り変わり獲物や果実を探すために地上を歩き回る生活が続いたことから，長距離移動に適した身体および歩行様式を獲得したと考えられる．つまり長距離移動ではエネルギーの節約が求められ，必要最小限のエネルギーコストで歩行する歩行様式が選択されたと考えられている（池谷，2014）．

ヒトの移動様式は脊柱と後脚が直立した姿勢を基本姿勢として，左右の下肢を交互に振り出して推進する直立二足歩行である．地球上には多種多様な動物が存在しているが，直立二足歩行が可能な動物はヒト以外に存在しない．一見すると，ペンギンやサルなど後脚で二足歩行を行う動物も存在しているが，これらの動物では脊柱は常に前傾位となり水平に近いことが多く，脊柱と下肢とをつなげる股関節は必ず屈曲した状態で体重を支持しているため直立した二足歩行とは呼べない．なお，チンパンジー，オランウータン，ゴリラなども二足歩行をするが，それは「ナックル歩行」と呼ばれるものであり，前肢を前方にダラリと下げ，手の甲を地面につけながらの二足歩行である． また推進機能に関して，サルのうち地上を歩くことの多いヒヒやニホンザルなどは，イヌやネコと同じく踵を地面につけずに歩行する．また樹の上の生活が多く，枝を掴む歩き方をするサルでは，踵をつけることもできる．しかし，ヒトのように，まず踵から地面にしっかり接地し前方推進の回転中心が足関節，前足部，つま先へと移動していくという足底全体を蹴り出しに使う機能は，チンパンジーやゴリラなどの大型類人猿がやや似たことをできるだけである．したが

って，直立二足歩行は，ヒトだけに見られる極めて特異的な移動様式であると言える．

ネイピア（1987）は，人間の直立二足歩行の特徴について次のように述べている．ヒトの歩行に独特なのは，ゆったりとした大股での歩行（ストライド歩行）である．ストライド歩行は踵と足趾による歩行で，踵が最初に着地し（図 1.1-①），足で地面を蹴って体重を前方に移す．ヒトの正常な歩行では，地面を蹴る際，踵の外側が使われる．体重が前方に移るにつれ，踵は持ち上げられ，地面と接触する面は次第に前方，足趾のほうに移る（図 1.1-②）．体がちょうど足の上にくるまでに，接触面は外側から内側へ移り，体重のほとんどは親指のすぐ後ろにあるふくらみで支えられる（図 1.1-③）．このとき，踵はすでに地面から離れている．ストライド歩行の最後に，巨大になった親指が働く．体重を支えている点を親指のつけ根のふくらみから親指のつま先へと連続して移すことで，体は前に進む（図 1.1-④）．以上の全体を称して，ストライド歩行という．

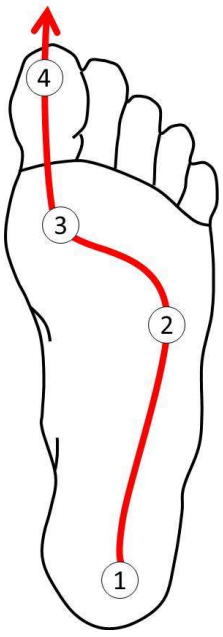


図 1.1：歩行中の足圧中心の軌跡

1.2.2　直立二足歩行の起源と解剖学的特徴

1970 年代に Leakey（1996）が，タンザニアのラエトリで火山灰の下に残る 360 万年前の地層からアウストラロピテクスの足跡化石を発見した（図 1.2）．これは湿った火山灰の上を，おそらく３人の家族が歩いた痕跡がそのまま固まって残されたものと考えられている．この足跡は，アウストラロピテクスの拇趾が現代人と同じように他の趾と平行に並んでいたことを示しており，拇趾が他の趾と異なる方向を向くチンパンジーのような足とは明らかに異なっている．また，足跡のくぼみ具合から足部に土踏まず（アーチ）が形成されており，手をついた痕跡がないことから，彼らは現代人と同じ直立二足歩行をしていた根拠になっている．



図 1.2：360 万年前のラエトリの足跡
（http://www14.plala.or.jp/bunarinn/plala/daieryAA/daiery2/encart/encartB/sinka2/sinka-2.bak より引用）

動物の解剖学的特徴は移動様式と密接な関係がある．その動物が生息する環境と重力場の影響が外圧となり，適応条件として選択された移動様式が進化の指向性を決定し，筋骨格系の進化が力学対応の結果として生じたものであると推察されている．霊長類における進化の過程により，ヒトのみが選択した直立した二足歩行は四足動物と比べ支持基底面が極端に狭くなったことで前後も左右もまったくバランスを欠く構造になっており，脊柱が重力方向に直立化した姿勢では身体重心の位置も高くなったことで，歩行はもちろんのこと，ただ立っていることすら覚束ない状態であるといえる．すなわち四足動物が持っていた絶対に倒れないという設計上の利点を失い，従来の姿勢・移動様式よりも非常に不安定であり転倒のリスクが高くなるというデメリットを背負うことになったのである．

それを解決したのが，ヒト科の足の形である．ネイピア（1987）は，サルとヒトにおける足部の形態の根本的な違いについて注目している．まず，ヒトの踵は霊長類全体の中でも非常に大きいものとなっているが，その割に足趾自体は短くなるという形態の変化があり，足底の支持基底面を狭くしている．一方，ヒトの拇趾はサルのように対立位にないことから把握の機能が欠けていることがわかる．サイズが大きいことは，形に無視できない機能が備わっていることを示唆する．さらに歩行中は，片足で立つ状態となるため全体重が一側肢にかかることになる．この体重を踵と母指球，小指球の 3 点で支える合理的なアーチ構造が吸収する働きをしており，これも足底の支持基底面を狭くする要因となっている（図 1.3）．この足底面の狭小化とアーチ構造により，足底面と地面との接触面が少なくする方向に進化した．これは一見，「退行」にも見え，立位の不安定性を増大させる結果となったが，ヒトは足底の知覚を発達させ，バランスが崩れても転倒しないという歩行時の重心移動の制御能力を高めつつ不安定性を利用した倒立振子運動による直立二足歩行を獲得したと言える（宮本ら，2016）．

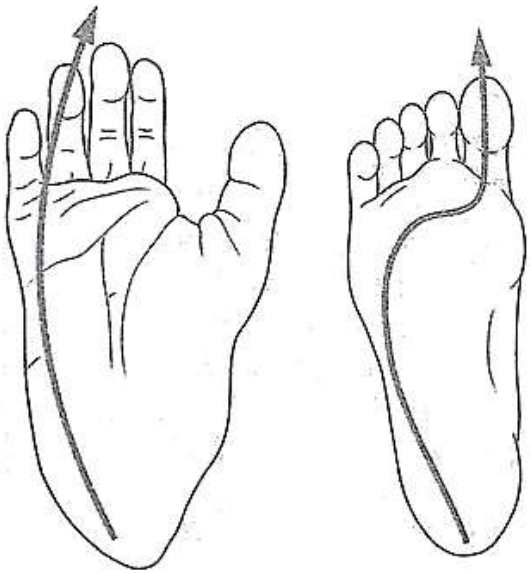


図 1.3：サルとヒトの足の形と体重移動の軌跡の違い

（宮本ら，2016 より引用）

1.2.3 倒立振子運動

倒立振子による歩行は，位置エネルギーと運動エネルギーが巧みに変換されることにより，一定の推進力を維持したままでの効率的な運動が可能であり，一定のリズムを生み出す仕組みとなっている．ヒトの歩行は大きな位置エネルギーを利用して前に進むことにより，エネルギーの効率が良くなる．すなわち，位置エネルギーの一部を前進の運動エネルギーへ転換することができる（図 1.4）．一方，チンパンジーや多くのサルでは接地期に膝が曲がっていくため，単脚支持期の重心位置が着地時からどんどん低くなっていき，位置エネルギーが小さく，エネルギーを上手く転換して利用する歩き方がしにくい（図 1.5）．それ故，サルの二足歩行は，一歩一歩が同一でなくバラツキが大きい．ヒトの成人歩行はバラツキが非常に小さく，リズミカルで定常的な特徴がある．このようにヒトは，サルにはみられない独特の歩行の特徴を持っている（木村，2009）．

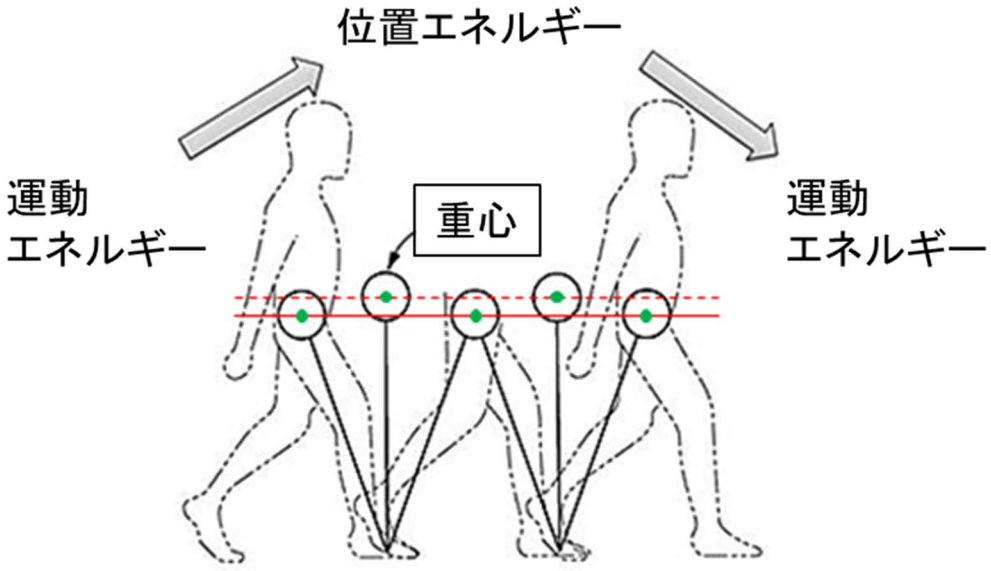


図 1.4：歩行中のエネルギー転換

（https://blogs.yahoo.co.jp/spanakanjo/64941390.html による図を一部修正）

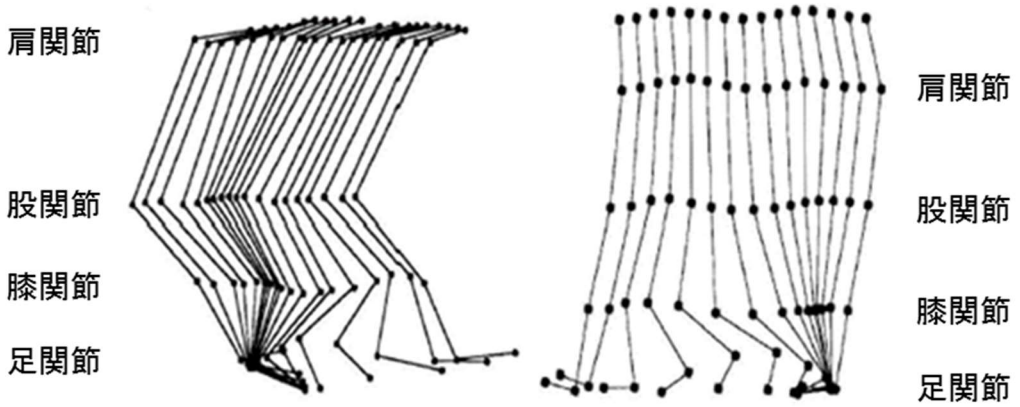


図 1.5：おとなのチンパンジー（左）とヒト（右）の歩行スティックピクチャー例（木村，2009 より引用）．踵がついてからもう一度つくまでの１サイクルを示す．チンパンジーは耳-肩関節-股関節-膝関節-足関節-中指先端，ヒトは頭頂-肩関節-股関節-膝関節-足関節-母指上面，をそれぞれ結んでいる．頭と足指の点が異なることに注意．チンパンジーでは体幹が前傾し，股関節が屈曲したままで，単脚支持期に膝関節が曲がっていく．

この位置エネルギーから運動エネルギーへの変換時における複合的な行程には，Perry（1992）がロッカー機能（rocker function）と呼ぶ立脚相の足関節・足部を軸とした３つのロッカー機能の存在が重要である（図 1.6）．この理論では，立脚期中の下肢は回転中心を徐々に前方に移動させながら，ロッキングチェアのように前方に回転していくと言われている．立脚相における荷重応答期の衝撃吸収，立脚中期の重心の上昇，立脚終期における重心の下降と対側肢の振り出しは，それぞれ踵ロッカー（heel rocker），足関節ロッカー（ankle rocker），前足部ロッカー（forefoot rocker）と呼ばれている．そして身体重量はそれぞれのロッカーの回転中心を支点にして前方へと移動することになる．こうしたロッカー機能により，重心の上下移動を円滑にし，立脚側下肢の前進を容易にしているが，同時に左右方向へのバランス制御が必要となり，骨盤の反対側への側方傾斜を制御するための殿筋群による働きが重要となってくる．

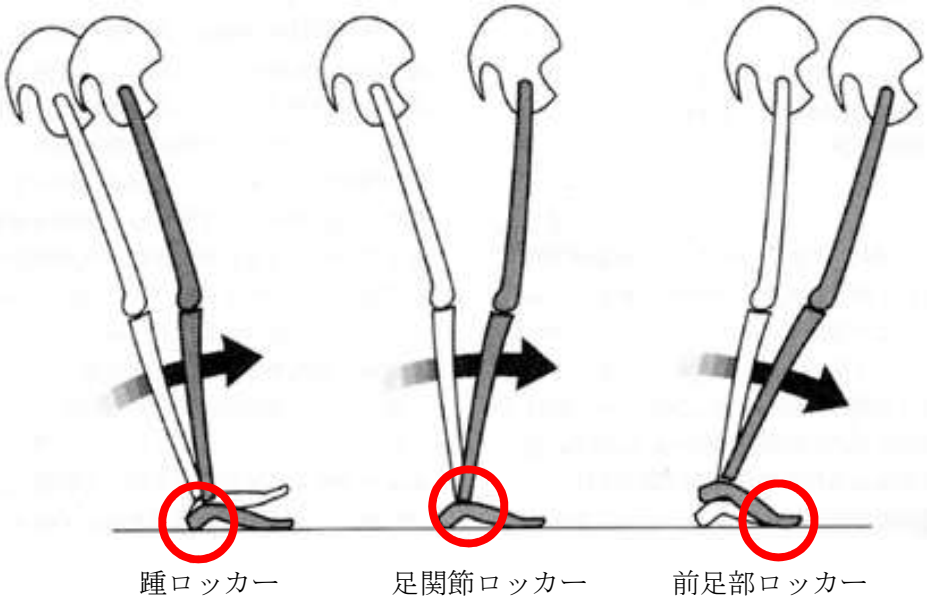


図 1.6：3 つのロッカー機能（Perry（2012）より引用，一部修正）．支持する足部を越える前進（矢印）は 3 つの機能的なロッカー機能によって促進される．

1.2.4 歩行における指標

次に，ヒトにおける歩行の状態を表現する基本用語について，時間因子と距離因子にわけて整理する．

1）時間因子（temporal factor）

時間因子の用語は，表 1.1 上段に示すように踵接地や足尖離地のように歩行の特徴的な時点に関する用語と，立脚相や遊脚相のように歩行周期を分類する用語の 2 つからなっており，ヒトの歩行周期では図 1.7 のように分類されている．

歩行は姿勢の安定性を維持しながら，下肢運動を何度も繰り返すことにより身体を前進させる周期運動である．歩行周期は大きく分けて，支持を行う立脚相（stance phase）と振り出しを行う遊脚相（swing phase）の 2 つに分類され，立脚相は周期中，約 60%の時間を占める．さらに立脚相は（1）踵接地，（2）足底接地，（3）立脚中期，（4）踵離地，（5）足尖離地に分けられる．遊脚相も（6）加速期，（7）遊脚中期，（8）減速期に分けられる（表 1.1 の上段）．また歩行の時間構造には両脚で体重を支持する時期（両脚支持期）と 1 脚のみで支持する時期（単脚支持期）が存在し，それぞれ 10%，40%の割合であ

る（図 1.7）．しかし，これらの正確な時間構造の割合は，歩行速度によって異なる（Andriacchi et al., 1977）．速い歩行速度では単脚支持期は長くなり，両脚支持期が短くなる．逆に，歩行速度が遅くなれば単脚支持期は短く，両脚支持期は長くなることが知られている．ヒトの直立二足歩行による移動は，このような相を規則的に反復し，力学的な意味での平衡を失った場合，再び元に戻すことにより達成されている．

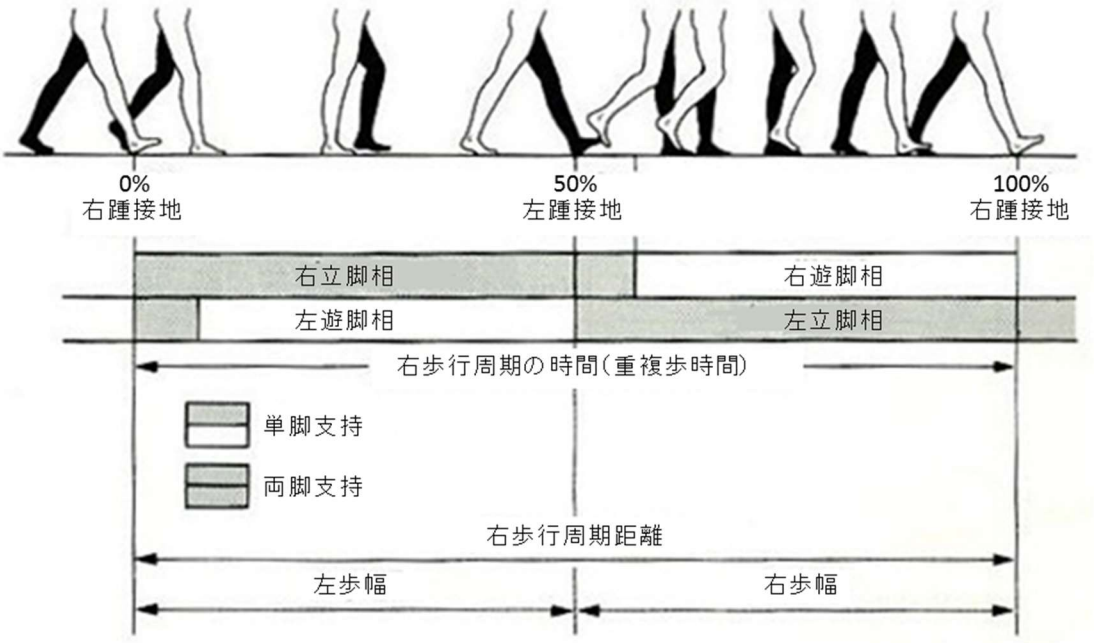


図 1.7：ヒトの歩行周期（Murray(1967)より引用改変）

以上，示した両脚の踵接地とつま先離地によって分割された相分類は，現在「古典的相分類」と呼ばれている．この分類が「古典的」と呼ばれている理由は，「両脚が接地している」，「片脚で接地している」といった歩行パターンの視覚的な分類に過ぎないからである．歩行は，下肢の動きだけでなく，それに加えて「重心に対する力学的な作用」や「筋の働き」などの要素が関係して初めて「身体を前方に移動させる」という機能を果たすことになる．したがって現在の歩行解析では，アメリカのランチョ・ロス・アミーゴ国立リハビリテーションセンターによって定義された機能的な歩行の相分類を用いることが一般的である．ランチョ・ロス・アミーゴ定義では，次の８相に分けられる（表 1.1 の下段）．

第１相：初期接地，第２相：荷重応答期，第３相：立脚中期，第４相：立脚終期，
第５相：前遊脚期，第６相：遊脚初期，第７相：遊脚中期，第８相：遊脚終期

表 1.1：歩行の相分類

	立脚相					遊脚相		
古典的相分類	踵接地	足底接地	立脚中期	踵離地	足尖離地	加速期	遊脚中期	減速期
	heel contact	foot flat	mid stance	heel off	toe off	accele-ration	mid swing	decele-ration
ランチョロスアミーゴの分類	初期接地	荷重応答期	立脚中期	立脚終期	前遊脚期	遊脚初期	遊脚中期	遊脚後期
	initial contact	loading response	mid stance	terminal stance	pre swing	initial swing	mid swing	terminal swing

以上，２つの歩行の相分類について解説したが，以後，本論文ではランチョ・ロス・アミーゴの相分類を用いることとする．

以下に，時間因子間の関係についてまとめる
歩行周期（秒）：右（左）立脚期（秒）と右（左）遊脚期（秒）を加えたもの
立脚期（秒）：両脚支持期（秒）に（左/右）単脚支持期（秒）を加え，次の両脚支持期（秒）を加えたもの
遊脚期（秒）：反対側単脚支持期
歩行率（cadence）：1 分間当たりの歩数
　＝歩行速度（m/min） / 歩幅（m）

２）距離因子（distance factor）
　距離因子とは，脚の接地位置の空間的な特徴量であり，図 1.8 に示す 4 つがある．
重複歩長（ストライド長）：足底接地位置から 1 周期後の同側の足底接地位置までの距離．
歩幅（ステップ長）：対象脚の足底接地位置から，反対脚の足底接地位置を対象脚のストライド長の計測線上に投影した点までの距離．

右ストライド長＝左ステップ長+右ステップ長

左ストライド長＝右ステップ長+左ステップ長

歩隔：ストライド長の計測線と反対脚の足底との距離.

右歩隔：左ストライド長の計測線から測った右足底までの距離

左歩隔：右ストライド長の計測線から測った左足底までの距離

足角：ストライド長の計測線と足底の長軸とのなす角度．外反を正で表す.

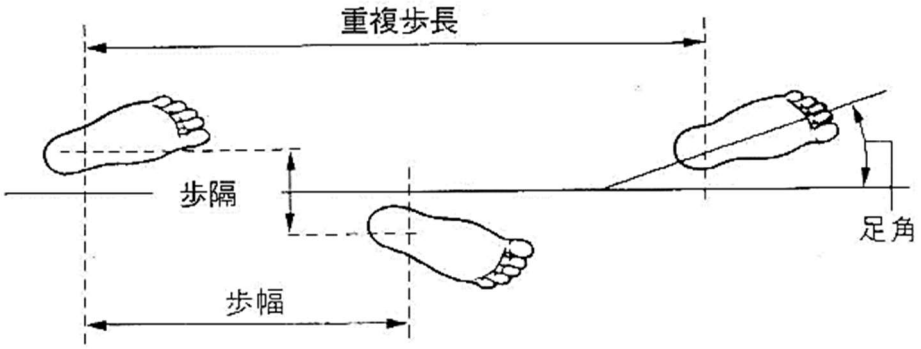


図 1.8：距離因子の定義（Murray(1967)より引用改変）

1.2.5 高齢者の歩行特性

Murray et al. (1964) が高齢者の歩行特性についての客観的な分析結果を報告して以来, 多くの研究者たちが後に続き，多くの一定知見が得られている.

歩行様式の時空間的変化

歩行速度は，50 歳以降から若年者より有意に低下し（高見・福井，1987），歩行速度の低下に伴い歩幅, 歩行率も低下するが, 歩幅の低下度の方が大きいとされる (Murray et al., 1964 ; Hageman & Blanke, 1986)．歩行の 1 周期は加齢とともに長くなり，立脚相が延長し, 遊脚相が短くなる (Finley et al., 1969 ; Murray et al., 1969 ; Murray et al., 1970)．歩行各相を時間比（1 周期の時間を 100%とする）でみると，立脚相において単脚支持期の割合が減少し，両脚支持期の割合は増加する（高見・福井，1987 ; 山岸・徳田，1975)．単脚支持期の短縮は加齢に伴う下肢筋力の低下やバランス機能低下に対する安定性確保のための身体対応であるとされている（図 1.8)．

運動学的変化

下肢関節角度については，加齢に伴って初期接地における足関節背屈角度の減少（Forssberg et al., 1984；Kaneko et al., 1991），股関節屈曲角度と膝関節伸展角度の減少（山岸，1975），遊脚初期における足関節底屈角度の減少（増田・江橋，1971）と股関節伸展角度の減少（Finley et al., 1969；Murray et al., 1969）などがみられ，それらが高齢者における歩幅の減少，歩行速度の低下の要因と考えられている．また遊脚相にみられる股関節屈曲角度（大腿挙上）の増大（増田・江橋，1971）は，高齢者特有の体幹前傾姿勢による足部挙上困難を代償する動作とみられている．

身体各部位の動きに関しては，体幹の前後動揺および前傾度が大きくなり（増田・江橋，1971），骨盤の水平回旋運動域が若年者よりも小さくなっており，この骨盤回旋運動域の低下は歩幅減少の大きな要因となっている（Wagenaar & Beek, 1992）．

以上のように，筋力，関節可動域，バランス能力の低下など，さまざまな要因によって，これらの歩行様式の変化が生じる（Murray et al., 1969）．歩行様式の変化は身体的機能低下の反映であるが，最大限の安全を得るために用心深く，あるいは抑制された歩き方（cautious gait）とも考えられている（Nutt et al., 1933）．これは滑りやすい路面を歩行している者の歩き方と高齢者の歩行が類似していることにも関連している（図 1.10）．

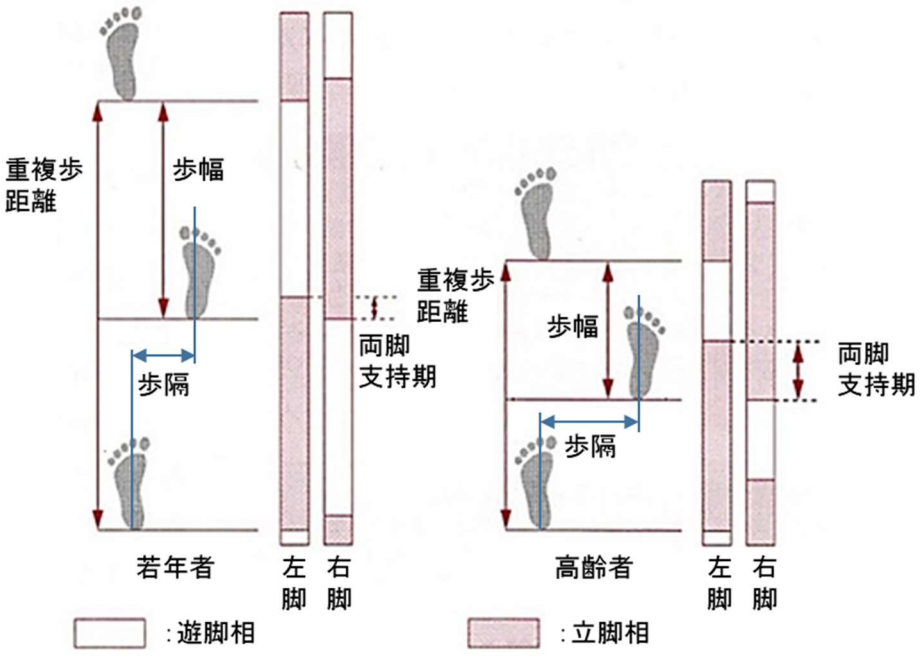


図 1.9：歩行周期における加齢変化（市橋（2010）より引用）

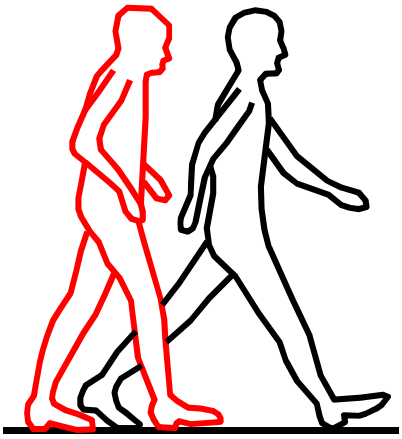


図 1.10：高齢者と若年者の歩行姿勢比較　（Murray (1969)より引用）

左側（赤線）が高齢者，右側（黒線）が若年者の歩行姿勢を示している．

また，一般的に歩行は初期接地や前遊脚期の状態など，歩行周期の一部分を取り出して解析されることが多い．しかし，歩行は心拍と同様に連続した周期運動であり，“リズム”という側面も重要な指標であると考えられている．特に近年，簡便に計測できる指標として歩行の変動係数（coefficient of variation: CV）が用いられることが多い．これは標準偏差を平均値で除した値のことであり，例えば歩幅や歩隔（Maki, 1997），1 歩行周期時間（Hausdorff et al., 1997, 2001；Menz et al., 2003）などを計測することで求められる．歩行中の CV が大きくなることは，歩行のばらつきが大きく不安定な歩行であると解釈でき，なかでも 1 歩行周期時間の CV（ストライド CV）は広く用いられており，転倒との関連性が高いとの報告が多い．このように高齢者の歩行を観察する上では，歩幅，歩隔や体幹の動揺量などの代表値だけで身体運動を捉えるのではなく，ストライド CV のようにばらつき（散布度）を用いて身体運動を捉えることも重要となってくる．特に，歩行は周期運動であるため一定のリズムを形成し続けることが安定した歩行へと導くために求められる．

運動力学的変化

さらに運動力学的分析からみた高齢者の歩行特性については以下のように報告されている．床反力の垂直成分は，2 峰のピークと谷間の深さは加齢とともに有意に減少し，波形の扁

平化傾向を示す．この扁平化は高齢者の立脚中期における膝関節過屈曲および可動範囲の減少によるものと考えられている（図 1.11）．さらに遊脚前期における推進力（前後分力）の低下もみられ，下肢の蹴り出し力の低下が加齢により生じていることがわかる（高見・福井，1987；Larish et al., 1988）．

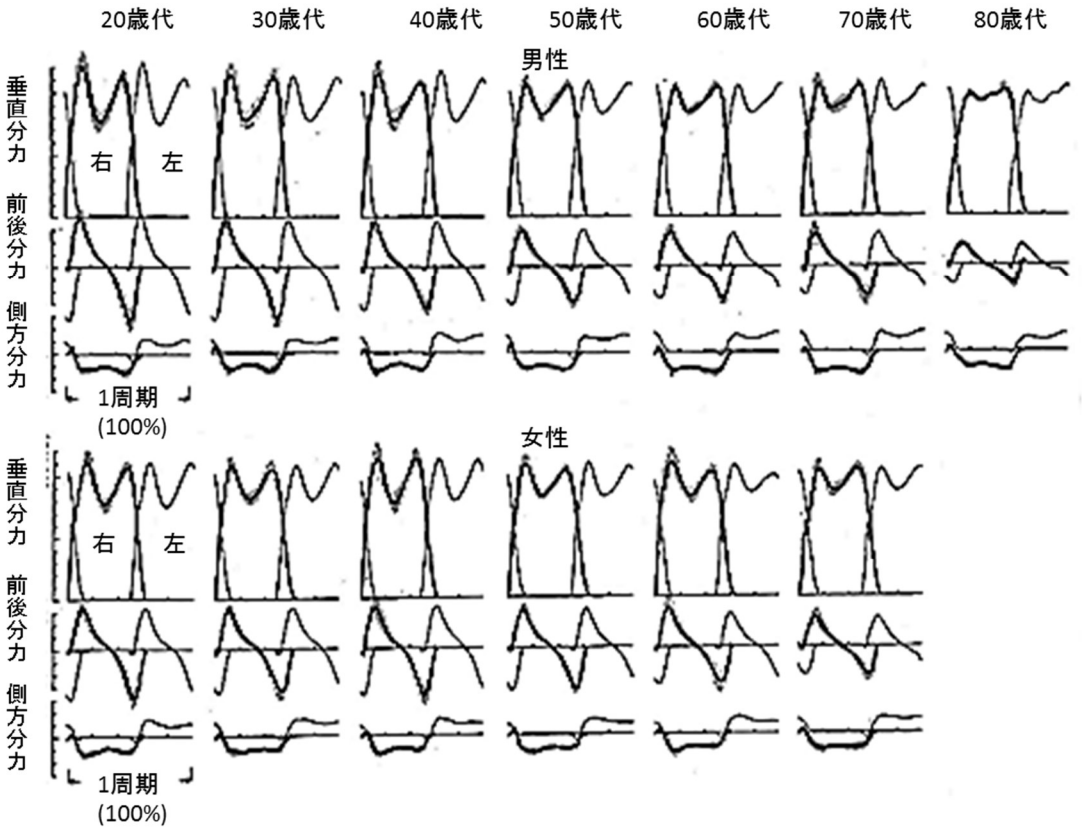


図 1.11：自由歩行における床反力波形の年齢による変化（高見・福井(1987)より引用）．床反力（Y 軸）は体重，時間（X 軸）は 1 周期で規格化されている．前後分力は正が制動，負が駆動，側方分力は右で負，左では正が，内方反力を意味する．

高齢者の下肢関節モーメントの中でも，遊脚初期の膝伸展と足関節底屈パワーが特に若年者より小さく（植松・金子，1997；Winter et al., 1990），歩行速度，歩幅，歩行率がほぼ同一であったケースを抽出して比較した研究（植松・塩中・江西，2001）においても，若年群では遊脚初期の膝伸展力により前方推進力を生み出しているのに対し，高齢群における前方推進力は股関節伸展力に依存していることが示されている．加齢に伴い変化する

高齢者の代表的な歩行様式の変化を表 1.2 に示す.

表 1.2：高齢者の代表的な歩行様式の変化

時空間的変化	運動学的変化	運動力学的変化
・歩行速度の低下	・接地期の足関節背屈角度低下	・垂直分力の扁平化
・歩幅の減少	・股関節，膝関節の屈曲角度の減少	・遊脚前期の前方推進力の減少
・歩行率の低下	・遊脚前期の股関節伸展角度の低下	・初期接地の衝撃吸収の減少
・両脚支持期の増大	・遊脚前期の足関節底屈角度の減少	
・遊脚相の短縮	・体幹（骨盤）回旋の減少	
・歩隔の増大	・体幹の前傾	
・歩行変動の増大	・上肢の振りの減少	

1.3　高齢化社会と転倒

日本の高齢化の進展は著しく，平均寿命は男性が約 81 歳，女性は 87 歳に達し，さらに 2050 年には 100 歳以上の人口が現在の約 7 万人から 70 万人にまで増加すると推計されており（国立社会保障・人口問題研究所「日本の将来推計人口」，2012），本格的な超高齢社会である「人生 100 歳時代」の到来が見込まれている．高齢社会白書によると，我が国の 65 歳以上の高齢者人口は，昭和 25（1950）年には総人口の 5%に満たなかったが，45 年（1970）年に 7%を超え，さらに平成 6（1994）年には 14%を超えた．平成 28（2016）年 10 月 1 日現在，我が国の総人口は，1 億 2693 万人となり，総人口に対して高齢者人口が占める割合（高齢化率）は 27.3%となった．高齢者人口は，「団塊の世代」が 65 歳以上となった平成 27（2015）年に 3387 万人となり，続いて「団塊の世代」が後期高齢者となる平成 37（2025）年には 3677 万人に達すると見込まれている．その後も高齢者人口は増加傾向が続き，平成 54（2042）年に 3935 万人でピークを迎え，その後は減少に転じると推計されている（平成 29 年版高齢社会白書）.

このように高齢化が進む我が国では，要介護認定者が急増しており，可及的に高齢者の

自立した生活の維持が求められている．要介護の原因は，脳卒中や認知症，関節症などの疾患があげられるが，特に歩行中の転倒は骨折などの重篤な外傷を引き起こし，生活機能を低下させる可能性が非常に高いことが報告されている．また高齢者における転倒は高齢化社会に伴い増加傾向にあり，転倒による死亡率は高齢になるにつれて指数関数的に増大する（図 1.12）．

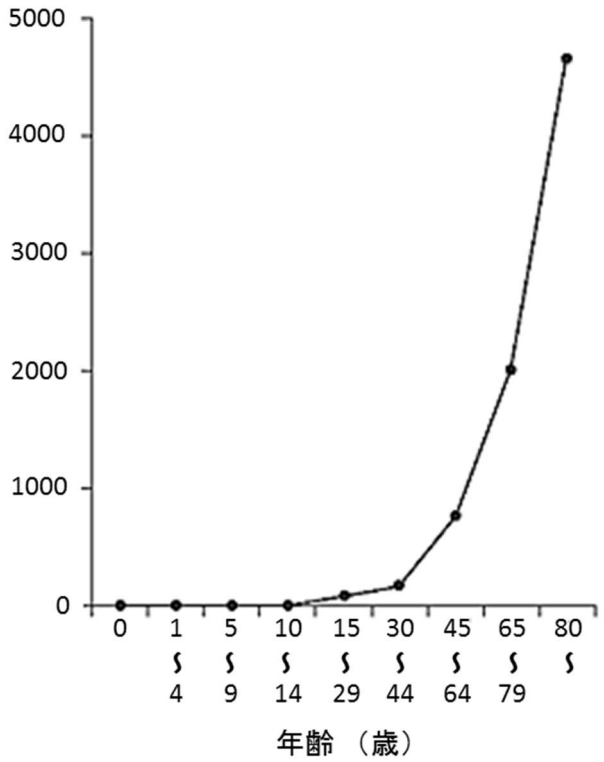


図 1.12：2013 年の年齢別の転倒・転落による死亡数　（大高（2015）より引用）

以上のように多くの高齢者にとって転倒は身近な問題であると考えられる．人類史上，経験したことのない長寿となった現在，その延伸した寿命を健康で豊かに全うするためには，転倒という事象と真正面から向かい合わざるを得なくなっている．そのため，高齢者に対する転倒予防への取り組みは重要かつ緊急の課題である．

1.3.1　転倒の発生状況とリスク因子

転倒の発生場所

転倒の発生場所では，転倒発生状況を調査したいずれの報告も屋内での転倒発生例が多く，転倒の 68～79%が屋内で発生していることを報告している．Cumming et al.（1994）や Michelson et al.（1995）は，屋内のどのような場所で転倒しているかを調査し，寝室（15～20%）が最も多く，ついで居室（13～17%），台所（9～14%），浴室（8～9%），階段（4～5%）と報告している（表 1.3）．寝室や居室が，一般的に転倒リスクが高いと考えられる浴室や階段などよりも転倒発生件数が多かったことは，高齢者が一日の大半を過ごしている場所であることや，そのような環境下では転倒に対する警戒心を抱いて行動し続けることは困難である．加えて，そのような場所は，多くの日用品が存在し複雑な環境になっていることも原因であると考えられている．

転倒の機序

次に，転倒機序については，Zetterberg et al.（1984），Nevitt（1993），Cumming et al.（1994），Michelson et al.（1995）のいずれの調査によっても，躓きによる転倒が最も多いことを報告しており，それ以外には，滑り，脱力感，意識消失などがあげられている．転倒時の動作についての調査では，歩行中に転倒する割合が多く，転倒の 30%は歩行中に発生していたことを報告している（眞野ら，1999）．

以上の報告をまとめると，寝室や居室などの屋内で歩行中に躓いたり滑ったりして転倒する高齢者が多いということになる．これは地域在住高齢者だけでなく，施設入居の虚弱高齢者にも該当する状況である．

表 1.3：転倒発生状況の調査（市橋（2010）より引用，一部改変）

	Zetterberg et al. (1984)	Nevitt et al. (1993)	Cumming et al. (1994)	Michelson et al. (1995)
転倒場所				
屋外	22%	32%	31%	21%
屋内	78%	68%	69%	79%
寝室			15%	20%
居室			13%	17%
台所			9%	14%
浴室			9%	8%
階段			4%	5%
その他			19%	15%
転倒機序				
つまずき	63%		36%	22%
すべり			10%	19%
脚脱力			11%	13%
意識消失	13%		5%	
特に要因なく	11%			
その他	13%		38%	46%
転倒時動作				
歩行中	61%	40%	41%	54%
立ち上がる・座る	20%		21%	
方向転換		18%	13%	
段差昇段	7%	13%	4%	
姿勢変換，移動中		7%		14%
立位保持中		9%		14%
かがむ			5%	
その他	12%	25%	16%	18%

転倒のリスク因子

転倒のリスク因子には，本人の特性に関連する内因性リスクと環境などの外因性リスクに大別できる．内因性リスクとしては，バランス障害，筋力低下，視力障害，薬剤などさまざまなものが知られている．ヒトの身体機能は筋力，感覚機能，バランス機能，視覚機能など単一の要因だけではなく複合的な要因により構成されている．これはヒトの歩行が，システムとして機能しているためシステムの破綻を1つの原因に特定することは困難であるためと考えられる．それ故，ヒトの歩行システムのどこかに何らかの不具合が生じた場合に，転倒リスクが上昇すると言い換えることができる．Lundin-Olsson et al.（1997）は，

歩行中に「What's your age?」という質問を行い，立ち止まってしまう高齢者では転倒リスクが高くなるという非常に興味深い報告をしている．易転倒傾向にある高齢者では，歩行能力低下によって注意資源の中での歩行に向けられる注意量の割合が増大することから，歩行以外の事象に注意を向けられるだけの余裕が減少，または消失してしまうことが考えられている．すなわち，二足という不安定な状態で立位・歩行を安全に行うヒトの精巧な歩行システムには運動機能だけでなく認知機能も深く関わっており，これらの機能における障害が積み重なったとき，転倒が発生すると考えることができる．

外因性リスクには，不適切な靴，滑りやすい床，暗いまたは明るすぎる照明などの転倒しやすい環境，荷物を持っている，焦った状況など転倒の発生しやすい状況などであり，内因性のリスク因子と重なることで転倒が発生しやすくなる．外的要因に対しては，環境を整備するなどの対策が講じられることが多いが，外部の環境に適応できないことは内的要因の問題に該当するとも考えられる．

以上のことより，転倒のリスクにはさまざまな要因が関わっていることがわかるが，転倒を引き起こす直接的な原因は躓きや滑りといった運動出力系のエラーによるものであることから，本研究では運動機能に関する指標のみに着目し，転倒しやすい高齢者における歩行の時間・距離因子の変化について検証する．

1.3.2　高齢者における転倒と骨折

転倒により死に至らなくても，転倒により生じる外傷，なかでも骨折は身体機能に大きな影響を及ぼし深刻な問題となる．高齢者においては骨折の部位に関わらず，骨折の主要な原因は転倒である．全転倒のうち 5～10%に何らかの骨折が生じ，1～2%に大腿骨近位部骨折が発生するとされる（Nevitt, 1997）．骨折の中でも特に，大腿骨近位部骨折は，日常生活動作能力と生活の質を大きく低下させる．日本整形外科学会による全国調査では，転倒は大腿骨近位部骨折の発生原因の 77.7%を占め（図 1.13），90 歳以上に限れば 84.1%が転倒によるものとされる（Hagino et al., 2010）．また，大腿骨近位部骨折は，転倒による事故死と同様に年齢とともに指数関数的に増大する（図 1.14）．したがって，高齢化が進む日本では，骨折数は年々増大しており，社会的に問題となっている（Hagino et al., 2010）．地域高齢者における転倒発生率は，海外では３人に１人程度とされている（Tinetti

et al., 1988 ; Campbell et al., 1990)．一方，日本では，１年間に 20%前後が転倒を経験するとされ，海外の報告に比してやや低い傾向にある（安村ら，1999 ; 長谷川ら，1999)．

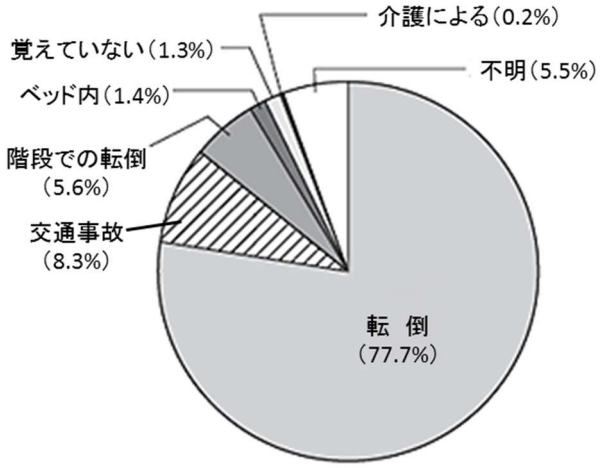


図 1.13：大腿骨近位部骨折の原因（大高（2015）より引用）

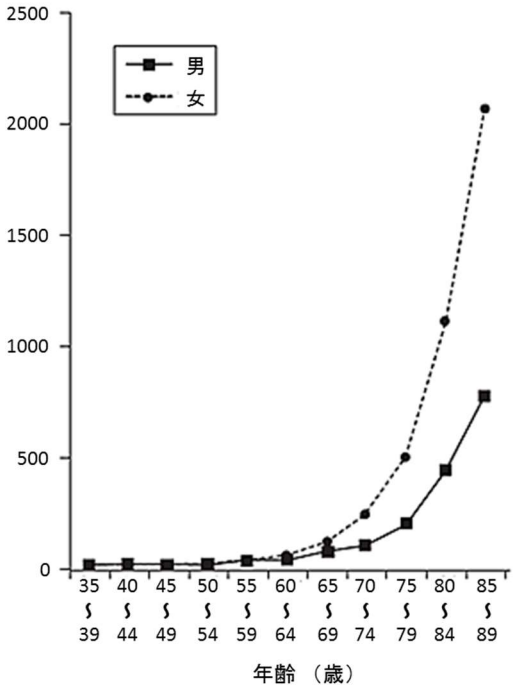


図 1.14：大腿骨近位部骨折数の経年変化（大高（2015）より引用)．

鳥取県における 1998 年～2001 年の調査報告による大腿骨近位部骨折数の推移

1.3.3 転倒リスクの評価方法

運動機能測定による転倒リスク評価の代表的なものとしては，以下のような評価方法が報告されている．

① Functional Reach Test（FR）：FR は Duncan et al. (1992)により提唱されたバランステストであり，高い信頼性・再現性が確認されている．FR の方法は自然な開脚立位から利き手側の上肢を肩関節 90°屈曲し，上肢をそのまま水平に最大限前方に伸ばすことのできる距離を測る（図 1.15）．測定値が 25cm 以上の場合と比較して，16～24cm であれば転倒リスクが約 2 倍（オッズ比：2.00）に，15cm 以下の場合には転倒リスクが 4 倍（オッズ比：4.02）になると報告されている（Weiner et al., 1992；Duncan et al., 1992）．

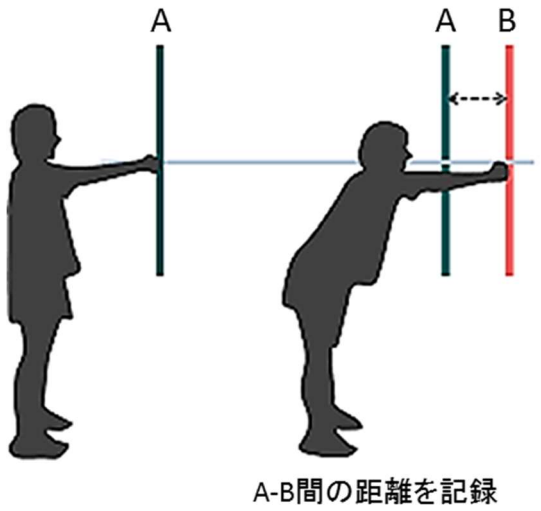


図 1.15：FR の計測方法（http://www.study-channel.com/2015/12/FRT.html より引用改変）

②Timed Up & Go（TUG）：TUG は立ち上がりや歩行，方向転換を含めた一連の移動能力を評価するテストである．方法としては，背もたれのある椅子に座った姿勢を開始肢位とし，そこから立ち上がり 3m 歩いた後でターンして戻り，再び座るまでの所要時間を測定する（図 1.16）．

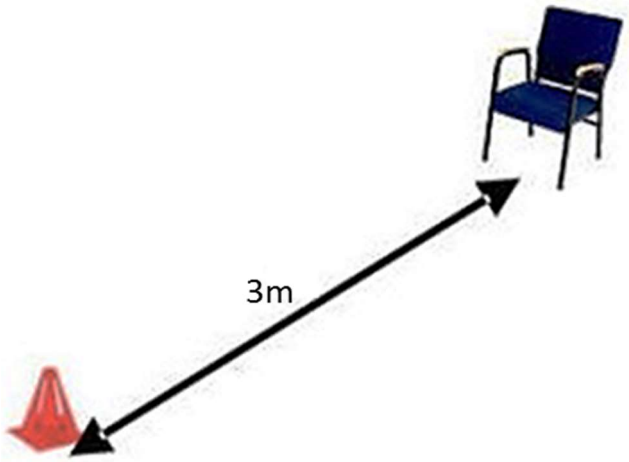


図 1.16：TUG の計測方法

（http://www.senline.ch/der-gangunsichere-patient-id1053 より引用改変）

非常に短時間で評価が可能であり，かつ転倒リスクの高い者を抽出するのに有用なテストである．Shumway-Cook et al.（2000）が地域在住高齢者 30 名を対象に転倒リスクを予測するための一つの判断基準としてカットオフ値を用いて検討している．カットオフ値（cutoff value）とは，定量的検査において検査の陽性と陰性を分ける値のことを指し，ある検査によって転倒リスクの有無が判断できるかという問題について分割表を作成し，感度（sensitivity）と特異度（specificity）を指標とするものである．感度とは，真に陽性と判断されるべき個体数のうち,実際に陽性と判断された個体数の割合であり,特異度とは,真に陰性と判断されるべき個体数のうち，実際に陰性と判断された個体数の割合である．すなわち，これらは検査の正確度を意味しており，感度，特異度がともに高い値（1 に近い値）であるほど良い尺度ということになり，その検査を行うだけで転倒リスクの有無を判定できるということができる(表 1.4)．その結果,転倒を予測するカットオフ値は 13.5sec（感度 0.87，特異度 0.87）であったと報告している．現在，TUG は運動器不安定症の指標の一つとされ，日本整形外科学会より高齢者への実施が推奨されている検査方法でもある．

表 1.4：感度と特異度

		転倒リスク		合計
		あり	なし	
検査	陽性	a	b	a+b
	陰性	c	d	c+d
合計		a+c	b+c	a+b+c+d

感度= a / (a+c)，特異度= d / (b+d)

③開眼片脚立位保持時間：TUG と同様に，日本整形外科学会より高齢者への実施が推奨されている検査方法である．測定は，一方の足を床から離し，支持脚の位置がずれたとき，あるいは支持脚以外の身体の一部が床に触れたときまでの時間を計測する．片脚立位保持時間の平均値は開眼で 40 歳代が 180 秒，60 歳代前半で 70 秒，80 歳代後半で 10 秒と 60 歳を過ぎると急激に減少する（木村，2003）．また転倒との関連において，開眼片脚立位保持時間が 5 秒以内の者は転倒ハイリスク者とされている（Vellas et al., 1997）．

④歩行速度：高齢者における最大歩行速度は，運動能力をもっとも代表する指標であり（Nagasaki et al., 1995），65 歳以上の高齢者では加齢により低下する．歩行速度のカットオフ値としては，Cwikel et al.（1998）が5mの通常歩行速度で0.5m/secをカットオフ値として報告している（感度0.83，特異度0.69）．

⑤歩行周期時間変動：Krebs et al.（1998）が，日常生活の移動活動において高齢者が自立するために歩行速度は重要であるが，安全かつ安定した歩行の方がより重要であると述べているように，高齢者の歩行能力を歩行速度だけで判断することは不十分であり，歩行の安定性についての検討が行われている．Hausdorff et al.（2001）は，高齢者を対象にした 1 年間にわたる前向きコホート研究を行い，転倒した高齢者の歩行周期時間の変動係数（ストライド CV）が転倒していない高齢者に比べ有意に大きく，最大歩行速度や Timed Up and Go Test（TUG）などの身体機能指標に比べ転倒を予測することができる指標であると報告している．

以上のことから，高齢者の転倒リスクを予測する運動機能評価は数多く存在するが，歩行中の変動性が大きく一定のリズムで歩行できない高齢者では転倒のリスクがより高まる

ことが示唆される．また，ストライド CV の評価は 10 m と比較的短い計測距離であってもストライド CV が大きい対象者ほど転倒発生の危険性が高まることが確認されており，虚弱高齢者を含めた多くの高齢者の転倒予防のための有用な評価指標となることが報告されている（新井ら，2011）．また新井ら（2011）は，過去 1 年間の転倒有無の調査により高齢運動器疾患患者における非転倒群と転倒群を比較したところ，最大歩行速度，TUG，FR，膝伸展筋力，30-s chair stand テスト[3]などの運動機能には差が見られず，ストライド CV のみに有意差が認められたと報告している．さらに多重ロジスティック回帰分析から転倒予測のためのストライド CV のカットオフ値は，2.54%（感度 0.80，特異度 0.67）であったとしている．

1.4 問題の所在

1.4.1 転倒とストライド CV 増大のメカニズム

進化の過程で四足歩行から二足歩行へと変化したことは身体重心の位置が高くなり，且つ支持基底面が狭くなるため物理的に不安定な構造を有することになった．加えて，歩行とは左右の下肢を交互に前方へ振り出し，重心を前方へ推移させながら移動するため，1 歩行周期中のほとんどが単脚支持の状態であることがわかる．つまり 1 歩行周期中において不安定な単脚支持が多くの時間を占めているため，二足歩行とは非常に不安定な移動様式であり四足歩行には無縁である「転倒」というリスクを常に抱える宿命にあると言える．すなわち，転倒の危険性を高めているのは 1 歩行周期中における単脚支持期であり，この期の安定性を獲得することがヒトにおける移動の安全性を維持するうえで重要な課題となっている．それ故，ヒトにおいて片足で立位を維持するという片脚立位保持能力の獲得は安全に生活（移動）する上で欠かせない能力である．

ヒトの運動発達において通常，12 ヵ月前後でひとり立ちができ，14 ヵ月前後で歩けるようになる（青木・前川，1985）．また平衡機能の発達によって可能になる片脚立位は 3 歳前後で獲得されるが，初期の姿勢は体幹を立脚側へ傾け，上肢でバランスをとる特徴的な姿勢を示す（図 1.17）．6 歳前後には成人と同様の姿勢制御が可能となり

[3] 高齢者の下肢筋力を簡便に評価する方法として，30 秒間に何回椅子からの立ち上がりが行えるかを測定するテスト

（Shumway-Cook, 2004），立脚側へ体幹を傾斜させることなく垂直位を保ったまま，上肢でバランスをとる運動も見られず，片脚立位が可能となる（星，2009）．このように片脚立位保持能力の獲得には非常に長い年月が必要であることがわかる．またヒトの平衡機能は視覚，前庭・迷路覚，体性感覚の求心性感覚情報が中枢神経系で統合されることによって制御されることから単に運動系のみの発達ではなく，感覚系の発達も重要であることが考えられる．そのため，ヒトは唯一地面と接触している足底の知覚を発達させ，歩行時の重心移動の制御能力を高めて，不安定性を利用した直立二足歩行を獲得したと考えられる．

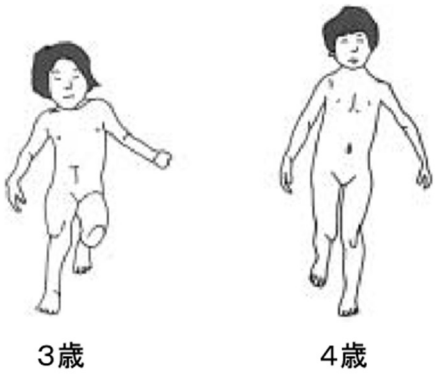


図 1.17：３歳児と４歳児の片脚立位姿勢
（星（2009）より引用，一部改変）

一方，加齢により片脚立位保持能力は低下し，60 歳を過ぎると急激に低下し，転倒リスクを判断できる指標の１つとなっている．このように歩行中の単脚支持期あるいは片脚立位保持における安定性が転倒に大きく関わっていることから，歩行を観察する上では単脚支持（ステップ）に着目して評価することが肝要となるであろう．

前述したように，歩行は元々，不安定な動作であるため歩行中の安定性を捉えることのできる指標は重要である．その代表的な指標として，Hausdorff らが提案した「歩行周期時間変動（ストライド CV)」は歩行の安定性を示す指標であり，且つストライド CV が転倒リスクを予測できるとした多くの報告がなされている（Hausdorff et al., 2001; Menz et al., 2003; Nakamura et al., 1996; 新井ら，2011）．しかし転倒リスクが高い者のストライド CV が増大する原因については未だ明らかにされていないのが現状である．従って，ま

ずストライド CV 増加のメカニズムを解明することで，初めて高齢者の増加したストライド CV を改善するための転倒予防の介入方法について議論することができ，高齢者の転倒を減少させる一助となると考えられる．そのため高齢者におけるストライド CV 増大には複数の要因が影響していることから, その要因について整理する必要がある. Ferrandez et al.（1990）が述べているように，転倒リスクが高い者のストライド CV が増加する背景には，高齢者の歩行の特徴である「歩行速度」と「時間的・距離的因子の変動」が影響していることが推察できる．したがって，以下に高齢者と若年者における「時間的因子」,「距離的因子」の違いに関する先行研究を概説し，ストライド CV 増大のメカニズム解明への接近について考える.

1.4.2　ステップ CV と歩行速度

加齢による歩行速度の影響は 60 歳を超えるころから急激に低下し，通常歩行よりも，できるだけ速く歩いたときの最大歩行速度の低下率が大きいことが報告されている（Himann et al., 1988）．それ故，加齢により顕著に変化する歩行速度は簡便に計測可能であることから高齢者における歩行能力を反映する指標として古くより報告されている（西澤ら，1998；長崎，1995）．一般に歩行速度は歩幅と歩行率の積によって決定されるが，この加齢による歩行速度の低下は，主に歩幅の減少により生じているとされている（Kaneko et al., 1991）．たとえば，速い速度での歩行を指示すると，若年者では歩幅を増大する対応が生じるのに対して, 高齢者では歩行率を増加することで対応する傾向にある. 歩幅を増大させることは両脚支持期を減少させ，片脚支持期を増加させる必要があり，さらなるバランス能力が要求されるために高齢者では困難となりやすく，両者の歩行方略に違いが生じていると考えられている．加えて高齢者と若年者における歩行速度の違いは，単に速度の差だけではなく歩行中における時間構造(単脚支持期および両脚支持期の割合)の違いとして現れる．歩行の時間構造についての先行研究では，若年者に比べ高齢者では歩行周期中の両脚支持期の割合が大きいとされており，若年者とは歩行様式が異なっていることが報告されている (Kaneko et al., 1991 ; Murray et al., 1969)．また西澤ら (1999) は，歩行速度が増加するに従い，歩行周期に占める両脚支持期の割合が短縮することを報告しており，歩行周期に対する両脚支持期の割合は歩行速度や年齢の影響を受けることが

考えられる．

以上のことから，「時間的因子」という観点から高齢者における特徴を捉えると，速度の変化と同時に歩行周期における時間構造の変化も生じていることがわかる．加齢により，こうした変化が生じていることを踏まえると高齢者におけるストライド CV 増加の要因として時間的因子が影響している可能性が示唆されるが，先行研究においては若年者と高齢者における時間構造の違いがストライド CV に及ぼす影響について検討されていないことが問題である．また， ストライド CV に関する先行研究は歩行周期時間変動をストライド単位で観察していることが多い．しかし前述したように最も不安定となる単脚支持期ごとの CV，すなわちステップごとの CV（ステップ CV）を観察し，歩行周期時間変動を詳細に検討する必要がある．

さらに，ストライド CV は歩行速度が遅くなればなるほど変動が増大する（Schniepp et al., 2012）ことが報告されている．しかし先行研究において高齢者は若年者に比べ，あるいは転倒経験者は非転倒経験者に比べ，ストライド CV が高値であることが報告されているものの，いずれも快適歩行速度条件のみで計測されているため，すでに比較している両者の歩行速度に差が生じていることが考えられる．このように先行研究において，若年者と高齢者の歩行速度を統制し，同程度，歩行速度を変化させた際の時間的変動について検討している報告はないことから，高齢者のストライド CV が高いことが単に遅い歩行速度に起因している可能性が考えられる．従って，両群の速度を統制した上で高齢者に存在する特異的な変動の原因を探ることが必要である．

1.4.3 側方動揺の規則性

距離的因子に関しては，Murray et al. (1969)は，高齢者における特徴的な歩行様式の 1 つである側方バランスの低下による歩隔の拡大をあげており，側方への姿勢制御能力の低下は転倒の危険性と強く関係していることが報告されている（Maki et al., 1994; Skurvidas et al., 2012）．また一般に歩行中の頭部の動きの制御には，腰椎と頸椎関節が歩行中に生じる機械的摂動の減衰に重要な役割を果たし，視覚情報の安定化や前庭系信号の効果的な処理を可能にして平衡が制御されている（Mazzà et al., 2008）．しかし高齢者では健常成人に比べ，その減衰が不十分であり骨盤レベルよりも頭部のレベルにおいて側

方への加速度が大きいことが報告されている（Cappozzo, 1982; Mazza et al., 2008）．このことより高齢者においては側方への動揺量が大きくなっていることが窺えると同時に，若年者よりも大きな側方動揺量が 1 歩行周期時間の変動を生み出している可能性が考えられる．さらに，その側方動揺が不規則である場合，時間的因子の変動性も連動し増加することも考えられる．一方，転倒リスクの高いものほどより慎重な歩行となるため動揺量が少ないとした報告（Menz et al., 2003）も存在し，動揺量の大きさと転倒リスクとの関係は必ずしも一貫していない．これは，動揺量の大きさという代表値だけではなく，動揺量の時間変化に含まれる規則性を含めて検討する必要性を示唆するものである．例えば左右の動揺の対称性が崩れ，動揺量が大きくても，左右の動揺に規則性があった場合，左右のステップを別々に見れば歩行周期時間の変動は小さくなる．逆に，左右の動揺の対称性が崩れ，かつ左右の動揺に規則性がなければ，変動は大きくなると考えられる．つまり，動揺量の時間変化における規則性を明らかにすることによって，歩行周期変動と転倒リスクとの関連が明らかになると考えられる．また従来から左右の規則性を検討するための指標として，自己相関係数（auto-correlation coefficient: AC）が用いられている（Auvinet et al., 2002; Moe-Nilssen & Helbostad, 2004）が，この分析方法では加速度の振幅と時系列の両要因が混在した指標となって算出され，且つ歩行中の時間発展についての情報が存在しない．そのため，規則性を解析するためにリターンマップ分析を援用する必要がある．リターンマップ分析は，複雑に見える時系列に潜む規則性を明らかにするもので，Lorenz マップが有名である．リターンマップ分析の利点は，比較的短い連続した時系列データから，連続データの特徴を抽出する変数を決め，離散化することによってシステムの時間発展の規則性を評価できることである. この方法は, ヒトの生体の様々な時間変化（Garfinkel et al., 1992; Schiff et al., 1994）だけでなく，二者間の攻防の時間変化（Yamamoto et al., 2013）にも適用されている．また，歩行中の規則性（対称性，左右差）を観察する上で，適切な歩行周期はストライドではなくステップごとに変動を計測することが望ましいといえる（Descatoire et al., 2009; Clark et al., 2010; Arvin et al., 2015).

1.4.4 転倒予防のための介入可能性としての足底感覚

立位姿勢の安定化に影響を及ぼす一つの要因として，足底からの求心性感覚が有効な情報源となっている（Gatev et al., 1999）．立位姿勢における足底感覚の関与について，先行研究では立位姿勢を保持する際, 足底部を冷却し末梢からの求心性情報を人為的に減少, あるいは遮断することで重心の動揺が増大することが報告されている（浅井・藤原, 1995 ; Perry et al., 2000; Hosoda et al., 2001; Imai et al., 2005）．一方，高齢者を対象に硬度弁別課題を用いた足底知覚トレーニングを行うことにより，立位バランス（Morioka & Yagi, 2004; 藤田ら, 2012）や歩行様式（中野ら, 2011）の安定化が促進されるとした報告がある．このように足底からの求心性情報は姿勢制御において非常に重要であることが明らかになってきているが，増大した高齢者のストライド CV を改善するための介入効果を検討している報告はない．進化の過程でヒトが直立二足歩行を選択し物理的には立位の不安定性が増大したが，足底の知覚を発達させることで単脚支持期の制御能力を高めてきたという経緯を考慮すると，高齢者における足底感覚の低下がバランスに影響を及ぼし，転倒のリスクとなる可能性は十分にある．

ヒトの空間移動のための基本的な動作である歩行において視覚，前庭・迷路覚，体性感覚からの情報は重要な役割を果たしている．特に，立位で唯一地面と接触している足底部からの感覚は変化する姿勢や地面の状態を適切に把握し，足関節による力発揮の程度を調節するために重要である（Meyer et al., 2004; Kennedy & Inglis, 2002; Eils et al., 2004: Roll et al., 2002; Simoneau et al., 1995）．なかでも空間分解能として加齢を反映するとされている足底の二点識別覚（two point discrimination）[4]は立位でのバランス能力と関連が深いことが報告されおり，高齢者の転倒リスクの重要な指標である（Melzer, 2004）．また 2 歳から 92 歳までの健常人の二点識別覚を調べた研究では，片脚立位保持時間と二点識別覚の間に負の相関があることが報告されている（Morioka et al., 2012）．また歩行中には，地面と足底面の接触が初期接地，全面接地，前足部接地（母趾球と小趾球），母趾球接地，母趾のみの接地という順に変化することが知られている（図 1.1）．しかし，先行研究ではつま先または踵の足底領域のみを感覚検査の対象としており，足圧中心（COP：

[4] 皮膚の 2 点に同時に加えられた刺激を別々のものと感じる能力．2 点間の距離が短いほど弁別能が高いとされる．

Center of pressure）が移行する部位全体については検討がなされていないのが現状である．そのため踵，つま先以外の領域含めた上で加齢による足底感覚の低下と立位バランスの関係を検討することが必要となる．また足底感覚が低下している者ほど片脚立位保持時間が短いという関係性にあることは知られているが，足底感覚の低下がストライド CV にどのような影響を及ぼしているかについては先行研究において検討されていないため，足底感覚の低下がストライド CV に及ぼす影響について調査する必要がある．

したがって，本研究では高齢者のストライド CV が増大する要因を明らかにし，さらに転倒予防に対する介入可能性について明らかにすることを目的とした．

1.4.5　問題点のまとめ

前述したように現在，転倒リスクが高い者ほどストライド CV が増大しているというメカニズムについて把握することができていない問題点について以下に整理する．

①高齢者と若年者において，歩行速度を統制した上で歩行周期の時間構造の違いがストライド CV に及ぼす影響について検討されていない．

②ストライドという単位の CV ではなく，最も不安定となる単脚支持における時間変動，すなわちステップ CV として検討すべきである．

③歩行中の体幹における側方動揺の大きさだけでなく，動揺量の時間的変化に含まれる規則性について検討されていない．

以上が，歩行中の時間変動の原因を明らかにするために検討すべき事項となる．

さらに，転倒予防に対する介入可能性を探るために，解決すべき問題点について整理する．

④さまざまな足底領域における感覚低下と単脚支持（片脚立位）バランスの関係が検討されていない．

⑤足底感覚の低下がストライド CV に及ぼす影響について検討されていない．

以上，①から⑤の問題点について検討していくことで，ストライド CV 増大のメカニズムを明らかにし，転倒予防の介入方法を検討するうえでの一助となることが期待できる．

第２章　目的

本論文の目的は，高齢者においてストライド CV が増大する原因を明らかにし，転倒予防に対する介入可能性を探ることである．まず高齢者のストライド CV 増大に影響する要因を検討するために，本研究では前述した検討すべき歩行速度の統制および歩行周期における時間構造の変化などの時間的要因，歩行中の側方バランス低下による時間的・距離的因子の変動がストライド CV に及ぼす影響について高齢者と若年者の違いを比較することで検討し，転倒経験の有無がストライド CV に及ぼす影響ついて明らかにする．転倒リスクが高い者ほどストライド CV が増大している要因には，さまざまな身体機能，認知機能を始め多岐に渡ると考えられるが，なかでも歩行の時間要因や空間要因の関わりが関与しているという可能性について検証する．次に，足圧中心が推移する足底部における感覚機能と片脚立位保持能力との関係，加えて健常若年者の足底を冷却した際のストライド CV の変化について観察し，転倒予防に対する介入可能性について検討する．

第３章　高齢者の歩行周期時間変動の原因解明

3.1　高齢者の歩行周期時間変動に影響を及ぼす要因の検討（研究課題１）

3.1.1　はじめに

世界のどの国も経験したことのないスピードで高齢社会を迎えた我が国において，要介護のリスクとなる老年症候群が大きな問題となっている（櫻井・鳥羽，2015）．代表的な老年症候群に衰弱，認知症，関節疾患，転倒などがあげられるが，特に転倒は骨折などの重篤な外傷を引き起こし，生活機能を低下させる可能性が非常に高いため，高齢者に対する転倒予防への取り組みは重要かつ緊急の課題であるといえる．高齢者の歩行の特徴は，歩行速度の低下および歩行における１歩行周期時間，両脚支持時間などの時間的因子，歩幅，歩隔などの空間的因子の変動が増大することの二つに集約するとされている（Ferrandez et al., 1990）．Krebs et al.（1998）が，日常生活の移動活動において高齢者が自立するために歩行速度は重要であるが，安全かつ安定した歩行の方がより重要であるとしているように，高齢者の歩行能力を歩行速度だけで判断することは不十分であり，歩行の安定性についての検討が行われている．Maki et al.（1997）は，転倒した高齢者の歩幅，歩隔，歩行周期時間の標準偏差が転倒していない高齢者に比べ，有意に増加していることを報告している．Hausdorff et al.（2001）は，高齢者を対象にした１年間にわたる前向きコホート研究を行い，転倒した高齢者の歩行周期時間の変動係数（以下，ストライドCV）が転倒していない高齢者に比べ有意に大きく，最大歩行速度やTimed Up and Go Testなどの身体機能指標に比べ転倒を予測することができる指標であると報告している．

高齢者の転倒リスクを予測する運動機能評価は数多く存在するが，歩行の安定性を表すストライドCVは，転倒を予測できる良い指標となっている．また，ストライドCVの評価は10 mと比較的短い計測距離であってもストライドCVが大きい対象者ほど転倒発生の危険性が高まることが確認されており，虚弱高齢者を含めた多くの高齢者の転倒予防のための有用な評価指標となることが報告されている（新井ら，2011）．このように加齢による身体機能の低下により歩行リズムが乱れることが指摘されているものの，その原因について詳細に検討した報告は少ない．この歩行リズムの乱れについて，糖尿病性ニューロパチーなど足部の感覚障害（Dingwell et al., 1999）を有していても，部屋の照明を暗くし視覚情報を減少させる（Thies et al., 2005）などの身体に対する感覚入力の制限により

ストライド CV は変化しないことが報告されており，ストライド CV は主に運動出力系全体の働きを反映する指標であると考えられている（Hausdorff, 2005）.

高齢者におけるストライド CV の増大には，いくつかの要因が影響していると考えられる．まず一つにストライド CV は，歩行速度の影響を受けることが考えられる．先行研究において高齢者は若年者に比べ，あるいは転倒経験者は非転倒経験者に比べ，ストライド CV が高値であることが報告されているが，いずれも快適歩行速度条件のみで計測されているため，比較している両者の歩行速度に差が生じていることが考えられる．しかし先行研究において，若年者と高齢者の歩行速度を統制し，同程度，歩行速度を変化させた際の時間的変動について検討している報告はない．高齢者のストライド CV が高いことが単に遅い歩行速度に起因しているかを明らかにするために，両群の速度を統制した上で高齢者に存在する特異的な変動の原因を探ることが必要である.

二つ目に，高齢者では若年者に比べ両脚支持期の割合が大きくなり（Kaneko et al., 1991; Murray et al., 1969），若年者とは歩容が異なっていることが知られているため，両群の歩行における両脚支持と単脚支持という局面の割合，すなわち時間構造の違いがストライド CV の大きさに影響している可能性がある．また，ストライド時間は左右のステップ時間で構成され, 各ステップ時間は両脚支持時間と単脚支持時間に区分することができ, それぞれの局面で機能的な役割が異なっている．そのため，各局面における変動の大きさがストライド CV にどのような影響を及ぼしているかについて把握するために，歩行周期を両脚支持期と単脚支持期に細分化し，両群における時間構造の違いについても検討する必要がある．以上のことから，本研究では若年者と高齢者を対象に歩行速度を変化させた際の時間変動と各局面における時間構造について解析し，高齢者においてストライド CV が増大する要因を明らかにすることで，転倒の原因となる歩行周期時間変動の原因についての基礎的データを得ることを目的とした.

3.1.2 方法

65 歳以上の介護認定を受けていない地域在住健常高齢者（以下，高齢群）10 名（平均年齢 78.5±5.2 歳，70-85 歳，男性 2 名，女性 8 名）と健常若年者（以下，若年群）12 名（平均年齢 21.0±0.6 歳，20-21 歳，男性 9 名，女性 3 名）が本研究に参加した．すべての

参加者の組入基準は，日常生活が自立しており，独歩にて 30 m の連続歩行が可能なものとした．除外基準は歩行時に疼痛を有するもの，下肢に明らかな整形外科既往および神経学的異常を認めるものとした．なお実験に参加した高齢群における身体能力の指標として Short Physical Performance Battery (SPPB)得点(Guralnik et al., 1994)を用いた. SPPB は 12 点満点の尺度であり, 0-6 点は低パフォーマンス, 7-9 点は標準パフォーマンス, 10-12 点は高パフォーマンスとして分類される．今回の対象者は 10.9±1.6（平均±標準偏差）点であったことから身体機能は比較的，保たれている者であったことがわかる．対象者全員には，本研究の趣旨と個人情報の守秘義務について説明し，口頭かつ紙面にて実験参加への同意を得た．なお，本研究は中部学院大学倫理委員会の承認（承認番号 E14-0007）を得て実施した．

実験に用いた歩行路は加速・減速路を 2.5 m ずつ含む 25 mの直線歩行路とし，中間 20 m における連続した 10 ストライドの時間データを解析の対象とした．またストップウォッチを用いて歩行路中間 10 m の歩行時間を計測し，各条件における平均歩行速度を算出した．歩行速度の条件は快適歩行速度（以下，快適）および快適よりも 20%速い歩行速度（以下，速い）と 20%遅い歩行速度（以下，遅い）の計 3 条件を設定し，裸足にて計測を行った．規定速度となる速い，遅い条件に関しては，快適条件の測定後，十分な練習を行ったうえでデータ計測を行った．なお高齢者に関する測定では，理学療法士が必ず補助につき，実験を妨げないように斜め後方に位置し，対象者の安全面の配慮を行った．

計測の対象とした歩行時間因子について両脚支持期と単脚支持期を算出するための歩行解析機器として，ロジカルプロダクト社製ワイヤレス型フットセンサーモジュールを用いた．左右の歩行周期を区分するために，両側の母趾，踵部に圧力センサー（FSR402）を歩行動作に影響を与えないように配慮し取り付け，サンプリング周波数 200 Hz にてデータ収集を行った．測定データは，センサーモジュール内のデータロガーに保存され，後に有線接続により PC に転送し処理を行った．得られたフットセンサーのデータは，カットオフ周波数 20 Hz のローパスフィルタにて処理後，数値解析ソフト MATLAB（The Math Works Inc.）を用いて初期接地，足尖離地のタイミングを判別し，上記の歩行速度 3 条件における左右それぞれの立脚時間，遊脚時間を計測し歩行周期時間（ストライド時間）を抽出した．次に，歩行周期ごとに対側との関係性から歩行周期における左右のステップ時

間，単脚支持時間，両脚支持時間を算出し，歩行周期における単脚支持および両脚支持時間の割合については角変換処理を行った値を用いた．また各歩行区分（ストライド，ステップ，単脚支持，両脚支持時間）における左右 20 試行分の平均値と標準偏差を各個人の代表値とし，標準偏差と平均値の比である変動係数（Coefficient of variation value: CV 値）も算出した（以下，ストライド CV，ステップ CV，単脚支持 CV，両脚支持 CV）．CV 値は，値が大きいほど歩行周期時間のばらつきが大きいことを示しており，歩行の安定性を示す歩容指標（Hausdroff et al., 2001; Herman et al., 2005）として知られている．

CV（%）＝標準偏差 / 平均 ×100

両群における歩行速度，歩行速度の変化が時間構造に与える影響を調べるために，単脚支持および両脚支持時間と歩行周期におけるそれぞれの割合，各歩行周期の時間変動（CV 値）の比較には年齢と速度条件の 2 要因を被験者内変数とした反復測定による二元配置分散分析を用いて検討を行った．分散分析の際は Greenhouse-Geisser による epsilon 修正を行い調整後の p 値を算出した．交互作用が認められた場合には，Shaffer の多重比較法を用いて補正後の p 値を求めた．さらにストライド CV，ステップ CV を従属変数，それぞれの歩行周期を構成する単脚支持時間，両脚支持時間の CV 値を独立変数とした Stepwise 重回帰分析（変数増減法）でそれぞれの決定要因を抽出した．すべての統計解析には統計ソフト R（version2.8.1）を使用し，いずれの統計処理も有意水準は 5%とした．

3.1.3 結果

両群における歩行特性の比較

両群における歩行特性（歩行速度と快適歩行速度に対する割合）を表 3.1 に示す．歩行速度に関しては，年齢と速度条件の 2 要因を被験者内変数とした反復測定による二元配置分散分析の結果，群間および速度条件間の主効果が認められたが，群と歩行速度における交互作用が有意でなかった．快適歩行速度に対する速度変化の割合については，反復測定による二元配置分散分析の結果，群間に差がなく速度間のみに主効果が認められ交互作用が有意ではなかった．

このことから両群ともに快適歩行速度に対する速い・遅い速度条件の変化の割合に差は

なく，本研究においては両群ともに同等の速度変化を達成したことが確認できたため，以下の分析を行った．

表 3.1：参加者の歩行特性

歩行速度（m/s）	若年群（n=12）	高齢群（n=10）
遅い	1.02 ± 0.10（76%）	0.98 ± 0.07（80%）
快適	1.35 ± 0.15	1.22 ± 0.10
速い	1.70 ± 0.08（126%）	1.54 ± 0.13（126%）

mean ± SD．括弧内は快適歩行速度に対する割合．

歩行周期における各期の実測値

表 3.2 にストライド時間，ステップ時間，両脚支持時間，単脚支持時間における実測値および図 3.1 に各群における平均値と標準偏差の関係を示す．

表 3.2：歩行周期における各期の実測値（秒）

		若年群(n=12)	高齢群(n=10)
ストライド	遅い	1.2±0.1	1.0±0.1
	快適	1.1±0.0	0.9±0.1
	速い	1.0±0.0	0.8±0.1
ステップ	遅い	0.6±0.0	0.5±0.0
	快適	0.5±0.0	0.5±0.0
	速い	0.5±0.0	0.4±0.0
単脚支持	遅い	0.5±0.0	0.4±0.0
	快適	0.4±0.0	0.4±0.0
	速い	0.4±0.0	0.3±0.0
両脚支持	遅い	0.2±0.0	0.2±0.0
	快適	0.2±0.0	0.2±0.0
	速い	0.2±0.0	0.1±0.0

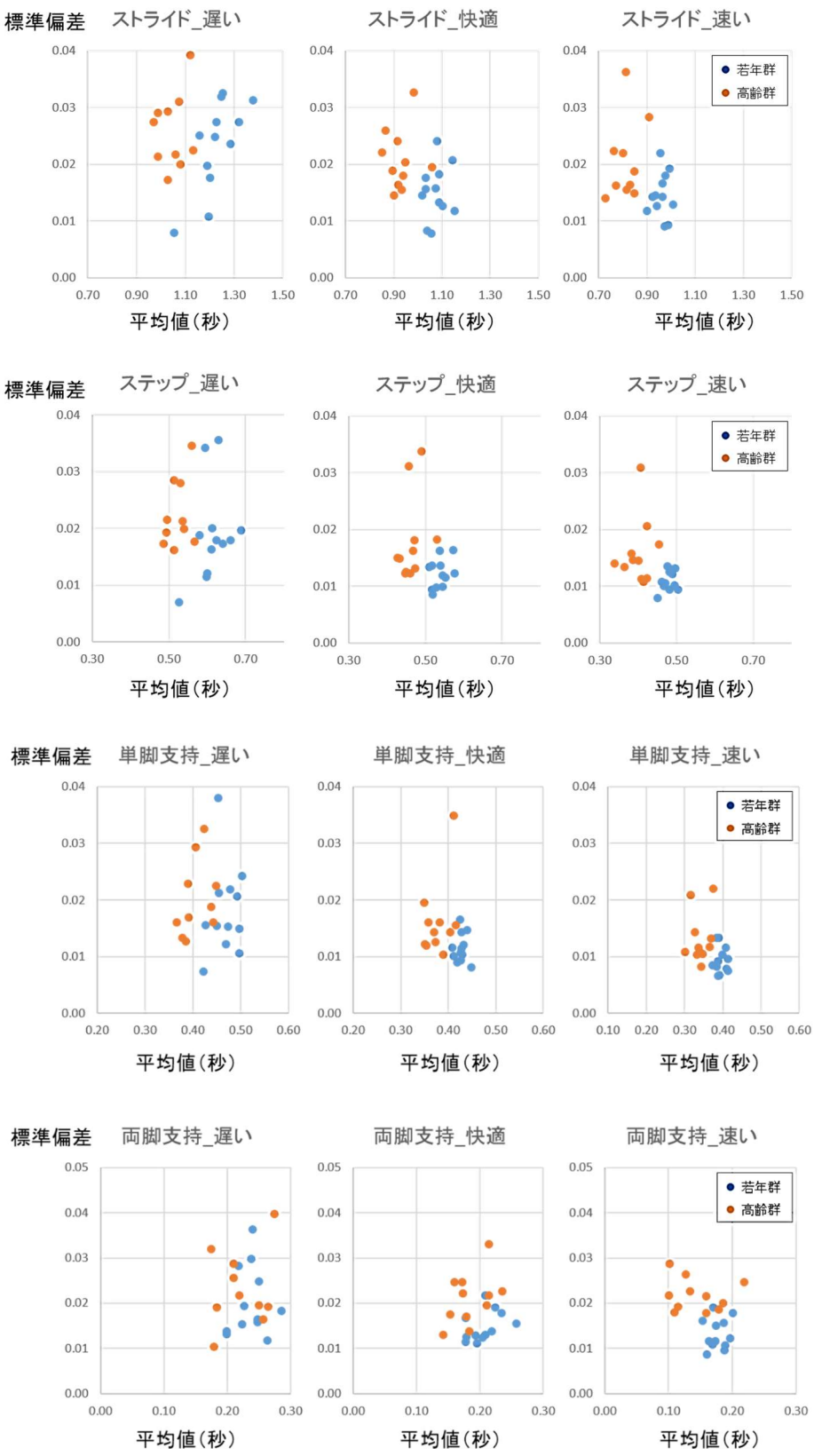


図 3.1：両群における各期の平均値と標準偏差の関係

各群ともに各期の平均値と標準偏差の関係は，必ずしも正の相関関係を呈していない場合も存在している．しかし歩行の研究においては，歩行周期時間の変動を表す指標として標準偏差ではなく変動係数を用い論じることが多い（Gabell & Nayak, 1984; Hausdorff et al., 2001; Menz et al., 2003; Nakamura et al., 1996; 新井ら，2011; Schniepp et al., 2012）ため，以後はストライド時間あるいはステップ時間の変動を表す指標として変動係数を用いる．

時間変動の比較

表 3.3 および図 3.2 にストライド，ステップおよび両脚，単脚支持期における時間変動の結果を示す．ストライド CV，ステップ CV については群間のみに有意な主効果を示し，交互作用は認められなかった．単脚支持 CV では交互作用は認められず，群間および速度要因に主効果が認められ，両群とも遅い条件において有意に時間変動が増加していた．両脚支持 CV については交互作用が認められ，群間および速度条件間で有意な主効果が認められた．多重比較検定では高齢群は若年群に比べ快適，速い速度条件において有意に時間変動が高いことが認められ，速度条件間の比較では高齢群のみで速い速度条件で有意に時間変動が増加した．

表 3.3：歩行周期および各期の時間変動

		若年群（n=12）	高齢群（n=10）
ストライド CV	遅い	1.9 ± 0.6	2.5 ± 0.6
	快適	1.4 ± 0.4	2.3 ± 0.6
	速い	1.5 ± 0.4	2.6 ± 0.8
ステップ CV	遅い	3.1 ± 1.4	4.3 ± 1.1
	快適	2.3 ± 0.5	4.0 ± 1.6
	速い	2.3 ± 0.4	4.1 ± 1.4
単脚支持 CV	遅い	3.9 ± 1.7	4.9 ± 1.5
	快適	2.7 ± 0.6	4.3 ± 1.7
	速い	2.4 ± 0.6	4.0 ± 1.3
両脚支持 CV	遅い	9.6 ± 2.9	12.1 ± 4.0
	快適	7.9 ± 1.6	12.3 ± 2.8 ††]*]*
	速い	8.5 ± 2.2	18.1 ± 5.5 ††]*

mean ± SD．速度条件間の比較において *：$p<0.05$ で有意差あり，年齢間の比較において ††：$p<0.01$ で有意差あり．

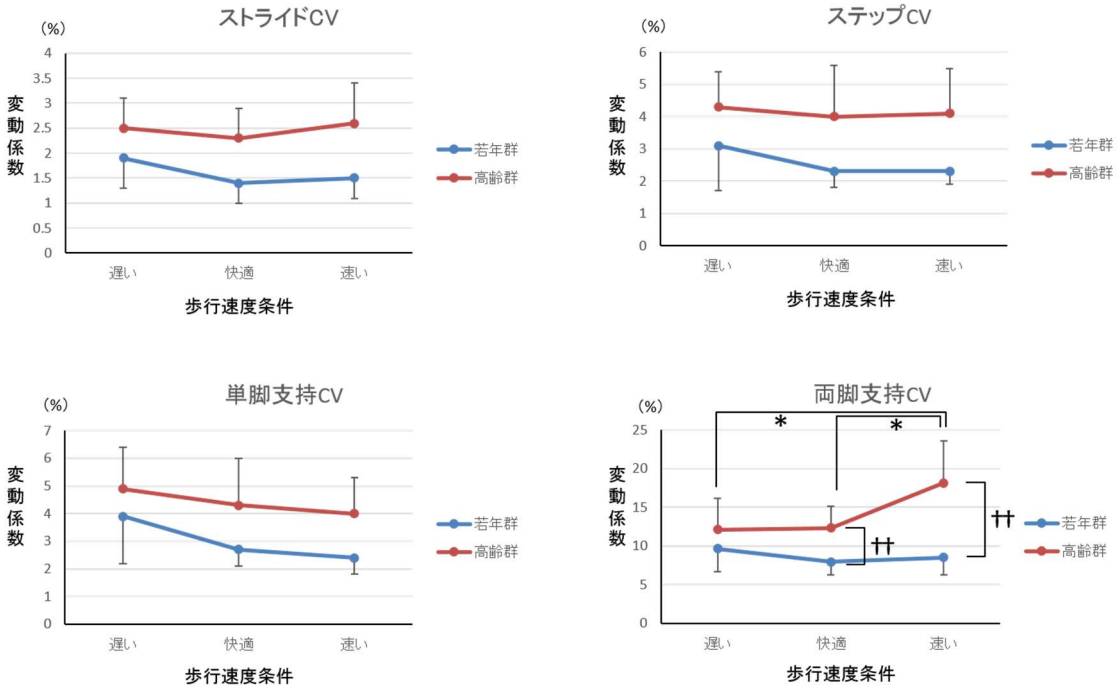


図 3.2：歩行周期および各期の時間変動

歩行周期における各期の時間と割合の比較

歩行周期における各期の時間および割合の比較では，単脚支持時間，単脚支持割合，両脚支持割合の間で有意な交互作用が認められた（表 3.4，図 3.3）．単脚支持時間は群間，速度間に主効果を示し，どの速度条件においても若年群で有意に高値を示した．各期の割合において速度条件間の比較では，両群とも単脚支持割合は速度が速くなるほど有意に高値を示し，逆に両脚支持割合は速くなるにしたがい有意に低値を示した．年齢間の比較では高齢群は若年群に比べ，速い条件で単脚支持期の割合が有意に増大し，逆に両脚支持期の割合は有意な減少を示した．

表 3.4：歩行周期における各期の時間と割合

歩行周期における各期の時間（秒）

		若年群（n=12）		高齢群（n=10）	
単脚支持	遅い	0.94 ± 0.06	]**	0.82 ± 0.06 ††	]**
	快適	0.82 ± 0.02	]** **	0.76 ± 0.05 ††	]** **
	速い	0.82 ± 0.02		0.68 ± 0.05 ††	]**
両脚支持	遅い	0.29 ± 0.04		0.23 ± 0.04	
	快適	0.22 ± 0.04		0.17 ± 0.03	
	速い	0.17 ± 0.02		0.12 ± 0.04	

歩行周期における各期の割合（%）

		若年群（n=12）		高齢群（n=10）	
単脚支持	遅い	60.9 ± 1.7	]**	62.0 ± 2.6	]**
	快適	63.0 ± 1.7	]** **	64.5 ± 2.3	]** **
	速い	65.1 ± 1.1		67.9 ± 3.3 †	]**
両脚支持	遅い	29.1 ± 1.7	]**	28.1 ± 2.6	]**
	快適	27.0 ± 1.7	]** **	25.5 ± 2.3	]** **
	速い	24.9 ± 1.1		22.1 ± 3.3 †	]**

mean ± SD. 歩行周期における各期の割合については角変換を行った，速度条件間の比較において **：p<0.01 で有意差あり，群間の比較において †：p<0.05，††：p<0.01 で有意差あり．

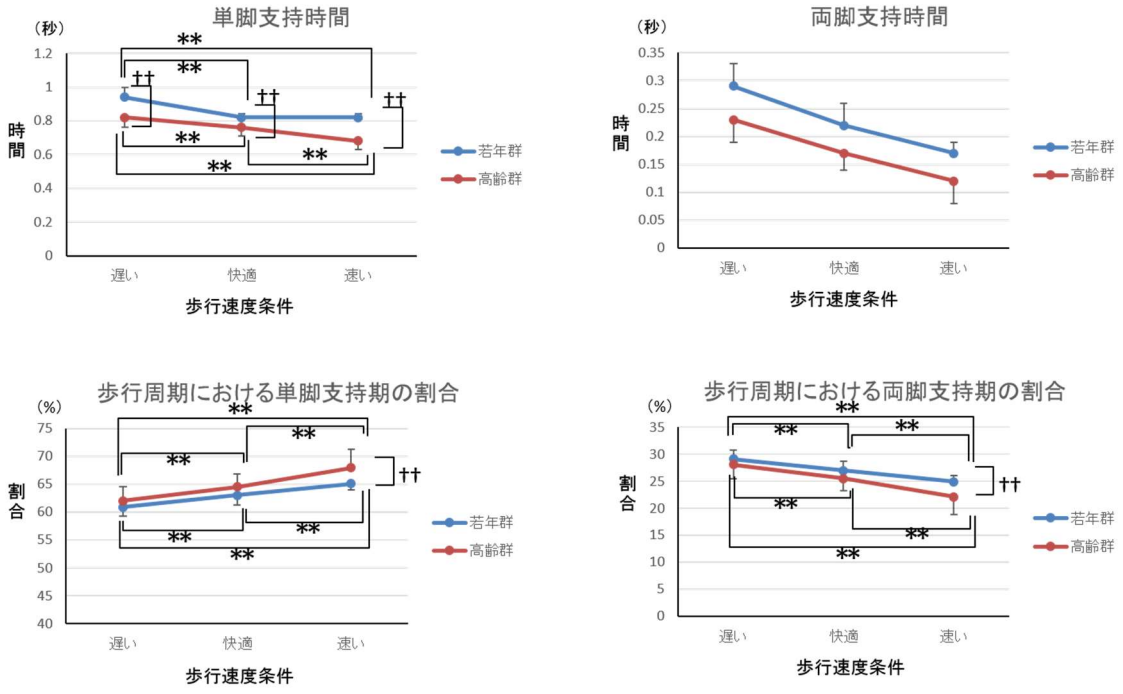


図 3.3：歩行周期における各期の時間と割合

CV に影響を及ぼす要因の検討

Stepwise 重回帰分析の結果を表 3.5 に示す．ストライド CV を従属変数とした場合，若年群，高齢群ともに単脚支持 CV がストライド CV の決定要因として抽出され，標準偏回帰係数は若年群では β=0.389，高齢群では β=0.699，決定係数はそれぞれ 0.127，0.471 であった．一方，ステップ CV を従属変数とした場合，若年群では単脚支持 CV（β=0.748），高齢群では単脚支持 CV（β=0.839）がステップ CV の決定要因に抽出され，決定係数はそれぞれ 0.546，0.695 であった．両群ともに単脚支持 CV のみが説明変数として抽出され，高齢群では若年群よりも決定係数が高かった. なお括弧内の数値は標準偏回帰係数であり，従属変数に与える影響の大きさを反映する．

表 3.5：単脚時間 CV がストライド，ステップ時間変動に及ぼす影響

従属変数	群	偏回帰係数	標準誤差	標準偏回帰係数 β	R^2	
ストライドCV	若年群(n=12)	0.313	0.127	0.389	0.127	*
	高齢群(n=10)	0.446	0.083	0.699	0.471	**
ステップCV	若年群(n=12)	0.538	0.082	0.748	0.546	**
	高齢群(n=10)	0.740	0.087	0.839	0.695	**

* : $p<0.05$, ** : $p<0.01$

3.1.4 考察

加齢による身体機能の低下は，移動手段である歩行動作に最も顕著に表れる．その歩行能力の低下は転倒を引き起こす原因となり，高齢者の生活機能や QOL を著しく低下させる要因となる．自由歩行における高齢者の歩容の特徴として，歩幅，歩隔，歩行周期時間などの変動が増大し，この歩行時間の変動の大きさと転倒には密接な関係性があることが報告されている．したがって，高齢者におけるストライド CV を減少させるためには，ストライド CV が増大する要因について検討することは重要である．ストライド CV は，歩行速度が遅くなればなるほど変動が増大する（Schniepp et al., 2012) ため，ストライド CV が増大する要因を明らかにするためにはいくつかの歩行速度において検討する必要が

ある．またストライドは 2 つのステップからなり，さらに単脚支持期および両脚支持期に区分できるが，それぞれの局面において時間構造が異なっている可能性が考えられる．そこで本研究では，異なる歩行速度条件における若年者と高齢者の時間的変動性と各局面の時間構造について検討することによってストライド CV が増大する要因を検討した．

まず両群の時間的変動をみるために，歩行速度を変化させた際のストライド CV の影響について，比較検討した．その結果，多くの先行研究（新井ら，2011；Gabell & Nayak, 1984）で報告されているように，どの歩行速度においても高齢者は若年者に比べ有意に時間変動が大きいことが確認できた．また，ステップ CV もストライド CV と同様に群間の主効果が認められた．次に，ステップを細分化し，単脚支持期，両脚支持期における CV について比較すると，両期ともに高齢群は若年群に比べ変動が高値であり，両脚支持期 CV では若年者は速度の影響を受けないが，高齢者では若年者に比べ速く歩くほど両脚支持期 CV が有意に増加した．このことより高齢群では速い速度での歩行において両脚支持期の時間変動が増加し，ストライド CV を増加させる原因の一つとなっていると考えられた．一方，ストライド CV を従属変数とした重回帰分析によって，両群とも単脚支持時間 CV が有意な独立変数として選択され，その寄与の程度はストライド CV よりもステップ CV で大きく，若年群よりも高齢群において決定係数の値が大きかった．このことから，速度に関わらずステップ CV，ストライド CV にとって単脚支持時間 CV が重要な因子であることが示唆された．両脚支持時間 CV ではなく単脚支持時間 CV が有意な独立変数として抽出されたことは，単脚支持期が歩行周期中において時間的な割合が大きいことが関与していると考えられるが，歩行周期において占める割合が少ない両脚支持期の時間変動が速い速度条件下で大きくなることも，高齢群のストライド CV を増加させていることが示唆された．

歩行の時間構造について先行研究では若年者に比べ高齢者では歩行周期中の両脚支持期の割合が大きいとされており，加齢の要因が影響すると考えられている（Kaneko et al., 1991）．一方，西澤ら（1999）は，歩行速度が増加するに従い，歩行周期に占める両脚支持期の割合が短縮することを報告しており，歩行周期に対する両脚支持期の割合は歩行速度や年齢の影響を受けることが考えられる．今回，両群の時間構造の違いを見るために，歩行周期に占める各支持期の割合について検討した結果，両群とも歩行速度が速くなるに従い単脚支持期の割合が増加し，両脚支持期の割合は減少を示した．本研究においても西

澤らと同様の結果が得られたことから，歩行周期における両脚支持期の割合は歩行速度と密接な関係にあることが推測できる．しかし，今回の実験での速い速度条件において，高齢者は若年者に比べ両脚支持期の割合が有意に低値を示し，先行研究の知見とは異なっていた．この理由として，先行研究においては自由歩行の条件下で計測しているため高齢者と若年者の歩行速度が異なっており，高齢群は若年群よりも遅い歩行速度となっていたと考えられる．そのため歩行速度の遅い高齢群の両脚支持期の割合が若年群よりも高い値を示していたことが考えられる．しかし，本研究では歩行速度の影響を除くために両群の歩行速度変化を統制し，快適歩行速度に差がない条件としたため，両群では時間構造が異なり，速い速度条件での両群における歩行パターンの違いとして表れていたと考えられる．さらに，歩行速度を変化させた際の単脚支持期時間，両脚支持期時間の変化について見ると，高齢者では歩行速度が速くなると，両脚支持時間は単脚支持時間を上回る顕著な減少を示していた．つまり，このことを歩行周期時間に対する割合に換算すると，高齢者は若年者に比べ，歩行速度が速くなると単脚支持期の割合が有意に増加する現象となって表れたと考えられる．このことは，高齢者の歩行特徴からも説明することができる．歩行速度は，歩幅と歩行率によって規定されるが，高齢者の歩行速度の低下は，歩行率の低下よりも歩幅の減少によるところが大きいとされ（Winter et al., 1990; Kerrigan et al., 1998），若年群と高齢群が歩行速度を増加させる場合，若年群が歩幅を延長することで速度を増加させるのとは異なり，高齢群では歩幅の増大が乏しく，歩行率の増加によって補っている．つまり，高齢群が歩行速度を増加させるためには，歩行周期時間内の単脚支持期時間以外の要素である両脚支持期時間を短縮することを優先的に選択することで達成していることが考えられる．このように両群における歩行周期時間に対する割合の違いは，歩行速度を変化させる際の両群における歩行方略の違いが表れた結果であると考えられる．

以上のことから，若年者および高齢者ともにストライド CV の大きさの原因には，単脚支持時間 CV が歩行速度に関わらず大きな影響を与えている因子であり，速い歩行速度条件下では歩行方略の違いにより，高齢者の両脚支持期割合が短縮していたという点が，本研究で得られた最も重要な知見である．本研究の結果より，単脚支持時間 CV がストライド，ステップ CV に大きく影響していることから，この単脚支持時間 CV を減少させていくことは歩行の規則性を向上させることに繋がることが示唆される．そのため高齢者の転

倒予防に繋げるためにも単脚支持時間中の身体運動の変動性を減少させる介入について考えていくことが，今後の臨床において重要になってくることが考えられる．

本研究では，高齢者のストライド CV に影響を及ぼす歩行時間因子を，歩行速度を変化させ，また歩行周期を細分化することにより検討した．その結果，異なる歩行速度条件下で時間構造を観察すること，さらに歩行周期を両脚支持期と単脚支持期に細分化することの重要性が示唆された．

しかしながら，本研究にはいくつかの限界がある．第一に，高齢者が若年者に比べ単脚支持期 CV が大きいことが何に起因して生じるのかは不明であり，本研究から明らかにすることは困難である．Murray et al.（1969）は，高齢者における特徴的歩容の 1 つに側方バランスの低下による歩隔の拡大があげており，側方への姿勢制御能力の低下は転倒の危険性と強く関係していることが報告されている（Maki et al., 1994; Skurvidas et al., 2012）．このことから高齢者では側方への安定性を確保するための適応として歩行中の不安定な期間である単脚支持期の割合を減少し，短い歩幅となっている可能性が高いと考えられる．今回の結果より，高齢群では遅い歩行速度条件であっても，両脚支持期の割合が若年群に比べて短縮しているため相対的に単脚支持期が長くなり，それがさらなる変動を生み出す原因となっていると推察できる．したがって，単脚支持期時間における身体運動の安定性と時間変動との関係性についての検討が必要である．

第二に，今回対象とした若年者，高齢者の人数が少ないこと，男女比に偏りがあることなどが挙げられる．歩行における性差に関しては，性差が存在するという報告（Auvinet et al., 2002; Cho et al., 2004）や存在しないという報告（Kerrigan et al., 1998; 村田ら，2004），さらに身長による調整を行うことで性差が消失するとの報告（高見ら，1987）がありコンセンサスが得られていない．このことから今後，男女比だけでなく体格差なども考慮して検討する必要がある．さらに高齢群の参加者は身体機能が比較的保たれている高齢者であったが，身体機能が低いものほど転倒の危険性が高いことがわかっているため，今後は対象者数を増やすことに加え身体機能が低い高齢者についても調査していく必要がある．

3.1.5　まとめ

本章では，歩行中の時間要因の側面からストライド CV に影響する要因を把握することを試みた．まず歩行速度を変化させた際の時間変動性と各局面における時間構造の関係について検討した．3 つの速度条件（速い・快適・遅い）で歩行し，ストライド，ステップ，単脚支持期，両脚支持期の時間を抽出し，CV およびストライドにおける各期の割合を算出することによって, ストライド, ステップの CV を従属変数とした重回帰分析を行った．その結果，高齢者ではどの歩行速度でも若年者に比べ時間変動が大きく，速い条件では歩行方略の違いにより両脚支持割合が短縮しており，歩行速度に関わらず単脚支持時間 CV が歩行周期時間変動に影響を及ぼしていたことが明らかとなった（図 3.4）．以上のことより, ストライド CV の大きさには単脚支持時間 CV の寄与が大きいことが示され, 今後, CV の大きさと高齢者に特徴的な歩容との関係性について検討する必要性が示唆された．特に，歩行中において高齢者に多く見受けられる上部体幹の側方動揺は，円滑に前方に推進することを阻害する可能性が考えられる．そこで次章では，体幹の動揺量とその規則性の両面より，ストライド CV が高値である高齢者の特徴を導き出し，転倒経験との関連性を追求する．

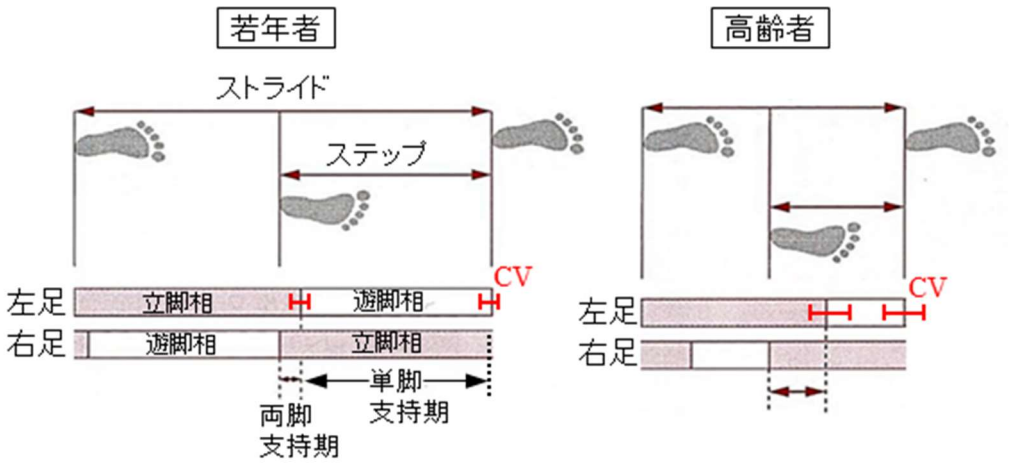


図 3.4：両群における時間変動の違い

3.2 上部体幹の側方動揺量と規則性がステップ時間変動に及ぼす影響（研究課題２）

3.2.1 はじめに

前章では，高齢者の歩行速度に関わらず単脚支持時間 CV が歩行周期時間変動に影響を及ぼしていることを明らかにした．しかしながら単脚支持時間 CV が高齢者において増大する理由は明らかではなかった．そこで本章では，単脚支持時間における身体運動の安定性と単脚支持時間変動との関係性について検討する．転倒リスクが高い者ほど CV 値が増大している原因の１つとして，円滑な前方への推進を妨げる歩容の乱れが関与している可能性が考えられる．Maki（1997）は，歩行における空間的因子について検討した結果，転倒した高齢者の歩幅，歩隔の標準偏差が転倒していない高齢者に比べ，有意に増加していることを報告している．さらに Murray et al. (1969)は，高齢者における特徴的な歩容の１つに側方バランスの低下による歩隔の拡大をあげており，側方への姿勢制御能力の低下は転倒の危険性と強く関係していることが報告されている(Maki et al., 1994; Skurvidas et al., 2012)．以上のことから，高齢者の歩行の特徴は，1 歩行周期時間，両脚支持時間などの時間的変動だけでなく歩幅，歩隔などの空間的因子の変動が増大することの二つに集約できるとされている（Ferrandez et al., 1990）．

したがって，歩行周期変動の増大の原因の候補として考えられているのが空間的因子の変動にかかわる重心の動揺量である．一般に歩行中の頭部の動きの制御には，腰椎と頸椎関節が歩行中に生じる機械的摂動の減衰に重要な役割を果たし，光学的流動の安定化や前庭系信号の効果的な処理を可能にして平衡が制御されている（Mazza et al., 2008）．しかし先行研究において高齢者では健常成人に比べ，骨盤レベルよりも頭部のレベルにおいて側方（ML）方向の加速度が大きいことが報告（Cappozzo, 1982; Mazza et al., 2008）されており，立脚相での体幹の側方動揺量が大きいことが CV 値を増大させる原因の１つとして推測することができる．一方，転倒リスクの高いものほどより慎重な歩行となるため動揺量が少ないとした報告（Menz et al., 2003）があり，動揺量の大きさと CV との関係は必ずしも一貫していないのが現状である．これは，動揺量の大きさという代表値だけではなく，動揺量の時間変化に含まれる規則性を含めて検討する必要性を示唆するものである．例えば左右の動揺の対称性が崩れ，動揺量が大きくても，左右の動揺に規則性があった場合，左右のステップを別々に見れば歩行周期時間の変動は小さくなる．逆に，左右の

動揺の対称性が崩れ，かつ左右の動揺に規則性がなければ，歩行周期時間の変動は大きくなると考えられる．つまり，動揺量の時間変化における規則性を明らかにすることによって，歩行周期変動や転倒リスクとの関連が明らかになると考えられる．

また，歩行中の左右ステップの規則性（対称性，左右差）を観察する上で，適切な歩行周期はストライドではなくステップごとに変動を計測することが望ましいといえる（Descatoire et al., 2009; Clark et al., 2010; Arvin et al., 2015）．

そこで，この歩行における左右の動揺量の規則性を計測するために用いるのが，加速度計である．加速度計は歩行解析機器としての信頼性が証明されている（Henriksen et al., 2004）．加速度計を用いた歩行解析では，歩行中の身体各部位の動きを捉えるために身体重心の動きを反映する第 3 腰椎棘突起部（L3）（Moe-Nilssen & Helbostad, 2002; Auvinet et al., 2002），上部体幹の動きとして第 7 頸椎棘突起部（C7），頭部の動きとして頭頂部に加速度計を設置し（Mazza et al., 2009; Asai et al., 2013），歩行周期ごとの各部位における加速度を導出し，得られた歩行中の加速度に解析を加えることで変動性や動揺量（Moe-Nilssen, 1998; Kavanagh et al., 2004; Menz et al., 2003）について定量化できる．また，従来から左右の規則性を検討するために用いられている指標として，自己相関係数（auto-correlation coefficient: AC）が用いられている（Auvinet et al., 2002; Moe-Nilssen & Helbostad, 2004）が，この分析方法では加速度の振幅と時系列の両要因が混在した係数となって算出され，且つ歩行中の時間発展についての情報が存在しない．

そこで，今回は歩行中の被験者の体幹における動的な振る舞いについての時間発展パターンの規則性を検討する手段としてリターンマップ分析を用いた．リターンマップ分析とは，力学系理論[5]において時間発展に潜む規則性を明らかにするために用いられる一般的な手法である（Garfinkel et al., 1992; Schiff et al., 1994）．リターンマップ分析は，複雑に見える時系列に潜む規則性を明らかにするもので，Lorenz マップが有名である．リターンマップ分析の利点は，比較的短い連続した時系列データから，連続データの特徴を抽出する変数を決め，離散化することによってシステムの時間発展の規則性を評価できることである．この方法は，ヒトの生体の様々な時間変化（Garfinkel et al., 1992; Schiff et al., 1994）だけでなく，二者間の攻防の時間変化（Yamamoto et al., 2013）にも適用されている．

[5] 現象のダイナミクス（動的変化の仕組み）を記述する理論体系

そして，動揺量の大きさと規則性から歩容を評価するために，クラスター分析を適用する．従来，クラスター分析は筋電図，歩容，下肢関節の運動学的変数を用いて障害を有するものと健常者の歩容の分類に多く用いられている（Mulroy et al., 2003; Toro et al., 2007; Rozumalski & Schwartz, 2009; Sawacha et al., 2010）が，ここでは重心の動揺量から歩容の分類に適用する．

本研究の目的は，上体の左右の動揺量の規則性が高く，その動揺量が小さい場合には，歩行周期時間の変動が小さく，逆に，動揺量の規則性が低く，動揺量が大きい場合には歩行周期時間の変動が大きくなるという仮説を検証するものである．そして，結果的に動揺量の規則性が低く，動揺量が大きい高齢者は，転倒のリスクが高いであろうことを確かめる．

3.2.2 方法

65 歳以上の介護認定を受けていない地域在住健常高齢者（以下，高齢群）11 名（平均年齢 78.5±5.0 歳，70-85 歳，男性 3 名，女性 8 名）と健常若年者（以下，若年群）12 名（平均年齢 21.0±0.6 歳，20-21 歳，男性 9 名，女性 3 名）が本研究に参加した．すべての参加者の組入基準は，日常生活が自立しており，独歩にて 30 m の連続歩行が可能なものとした．除外基準は歩行時に疼痛を有するもの，下肢に明らかな整形外科既往および神経学的異常を認めるものとした（表 3.6）．

表 3.6：参加者の属性

Characteristics	Younger adults (n = 12)	Older adults (n = 11)	*p* value
Age (year)	21.0 ± 0.6	78.5 ± 5.0	< 0.01
Gender, male/female (n)	9/3	3/8	
Height (m)	1.7 ± 0.1	1.6 ± 0.1	< 0.01
Weight (kg)	55.8 ± 8.3	57.4 ± 8.1	ns
Short physical performance battery	0.15	0.10	
(SPPB)	-	11.0 ± 1.5	
Fall history (n)	-	3	

Values shown are the means ± standard deviations. ns, non-significant

なお実験に参加した高齢群における過去 1 年間の転倒経験について聴取し，身体能力の指標である Short Physical Performance Battery (SPPB)得点 （Guralnik et al., 1994）は，

11.0±1.5（平均±標準偏差）点であった．対象者全員には，本研究の趣旨と個人情報の守秘義務について説明し，口頭かつ紙面にて実験参加への同意を得た．なお，本研究は中部学院大学倫理委員会の承認（承認番号 E14-0007）を得て実施した．

歩行解析機器は，加速度計測装置として 2 つの小型 9 軸ワイヤレスモーションセンサー（ロジカルプロダクト社製 LP-WS1255A）を用いた．健常者においては歩行中の加速度が頭部に向かうほど減衰するが高齢者（Mazza et al., 2008）あるいは転倒リスクの高い者（Menz et al., 2003）では逆に増大し，歩行不安定さの原因の 1 つであると報告されている．そこで，歩行中の体幹全体の加速度を計測するために，歩行中の質量のほぼ中央で下部体幹の動きの指標である L3 (Moe-nilssen & Helbostad, 2002)に加え，上部体幹の動揺性を反映する C7 に歩行動作に影響を与えないように加速度計を伸縮性バンドにて取り付けた．Terrier & Reynard（2015）は，加齢が歩行機能に及ぼす影響について調査し，歩行中の内外側（Medio-lateral: ML）方向の二乗平均平方根（Root Mean Square: RMS）が不安定性を示す良い指標であると報告している．このことより，本研究でも被験者の体幹加速度は，ML 方向について測定を行った．同時に左右の歩行周期を区分するために，ワイヤレス型フットセンサーモジュール (ロジカルプロダクト社製) を用い, 両側の母趾, 踵部に圧力センサー（FSR402）を貼付した．2 つの体幹からの加速度データと足底からの圧データは同期した上で，サンプリング周波数 200 Hz にてデータ収集を行った．測定データは，センサーモジュール内のデータロガーに保存され，後に有線接続により PC に転送し処理を行った．

実験に用いた歩行路は加速・減速路を 2.5 m ずつを含む 25 m の直線歩行路とし，中間 20 m における連続した 10 ステップの時間データを解析の対象とした．またストップウォッチを用いて歩行路中間 10 m の歩行時間を計測し，平均歩行速度を算出した．歩行速度の条件は快適歩行速度とし，裸足にて計測を行った．なお高齢者に関する測定では，理学療法士が必ず補助につき，実験を妨げないように斜め後方に位置し，対象者の安全面の配慮を行った．

得られたデータは，カットオフ周波数 20 Hz のローパスフィルタにて処理後，数値解析ソフト MATLAB（The Math Works Inc.）を用いて初期接地，前遊脚期のタイミングを判別し, 左右のステップ時間における 20 試行分の平均値と標準偏差を各個人の代表値とし，

標準偏差と平均値の比である変動係数（Coefficient of variation value: CV 値）を算出した（stepCV）．CV 値は，値が大きいほど歩行周期時間のばらつきが大きいことを示しており，歩行の安定性を示す歩容指標として知られている．次に，ステップ毎の上部体幹，下部体幹の加速度から RMS を算出した．RMS は値が大きいほど動揺性の大きい歩行であることを示すが，体幹加速度の RMS は歩行速度の 2 乗倍に比例して大きくなるとされているため(Menz et al., 2003)，RMS を歩行速度の 2 乗値で除した値を動揺量の指標とした（nRMS）．

また，規則性を解析するために各ステップの動揺量の時間発展を検討する目的で用いたリターンマップ分析とは，x_n と x_{n+1} を両軸にとる作図方法のことである（図 3.5）．そして，このリターンマップにおける回帰直線の当てはまりの良さの指標として決定係数（R^2）を算出し，それを各ステップの平均動揺量の時系列における規則性とした．決定係数は，1 に近づくほど規則性が高く，0 に近づくほど規則性が低いことを意味している．

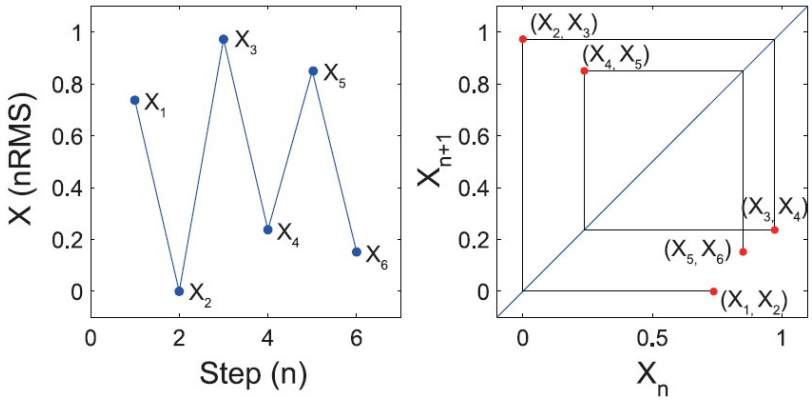


図 3.5：リターンマップ分析．時系列データのリターンマップ（右図）．

X_n と X_{n+1} は左図の一連の青色の点に対応する各ステップの規格化された RMS（normalized RMS: nRMS）値を用いている．

両群の歩行速度，ステップ CV，L3 および C7 における動揺量および規則性について正規性を確認した上で，2 標本 t 検定，マン・ホイットニー検定にて群間比較を行った．次に，歩行中の動揺量と規則性の関係を明らかにするためにクラスター分析を行った．ユー

クリッド距離を用い，Ward 法による階層的クラスター分析を行った．動揺量と規則性の 2 変数を用いているため，2 変数を用いた散布図においては 2 軸が直交し 4 象限が得られることからクラスター数が 4 になるようなユークリッド距離を基準とした．樹形図から得られたクラスターにおいて，L3 と C7 のどちらが転倒経験者を弁別できるかについて検討した．さらに，分類された 4 つのクラスター間においてステップ CV に差があるかを検討するために一元配置分散分析およびボンフェローニ法による多重比較を用いて検討を行った．すべての統計学的解析には統計ソフト R（version 3.2.2）を使用し，いずれの統計処理も有意水準は 5%とした．

3.2.3　結果

若年群と高齢群における歩行変数の違い

2 群間の歩行変数の違いを表 3.7 に示す．2 群間の歩行速度は，若年群で有意に速く（$p<0.05$），stepCV は高齢群で有意に大きかった（$p<0.01$）．体幹動揺量を示す L3 と C7 での nRMS 値は，若年群でそれぞれ 0.08±0.01, 0.06±0.02, 高齢群で 0.11±0.03, 0.11±0.03 であり有意に高齢群で大きかった（$p<0.05$, $p<0.01$）．連続歩行における規則性は，L3 のみ高齢群で若年群よりも高値を示した（$p<0.05$）．

表 3.7：歩行速度，ステップ CV，nRMS，ML 方向における L3，C7 の規則性

	Younger adults (n = 12)	Older adults (n = 11)	*p* value
Gait speed (m/s)	1.35±0.15	1.23±0.10	0.03
Step CV (%)	2.3±0.5	3.9±1.5	3.49×10^{-4}
nRMS at L3	0.08±0.01	0.11±0.03	0.03
Regularity at L3 (R^2)	0.11±0.12	0.35±0.33	0.04
nRMS at C7	0.06±0.02	0.11±0.03	4.54×10^{-5}
Regularity at C7 (R^2)	0.48±0.28	0.39±0.34	ns

Coefficient of determination (R^2) to indicate the goodness-of-fit of the regression line in the return map. Values are means ± standard deviation. The data reflect the regularity of the time series of the average difference in stability between successive steps. CV, coefficient of variation; nRMS, normalized root mean square; L3, lower trunk; C7, upper trunk.

L3,C7 における平均動揺量と規則性の関係

すべての参加者における上部・下部体幹の動揺量の指標である nRMS と各ステップの動揺量の時系列におけるリターンマップから得られた規則性との関係性についてクラスター

分析を行い，4 つのクラスターに分類した（図 3.6）．L3 における両者の関係性として分類された A（2 名），C（2 名），D（1 名）のクラスターには高齢者のみ存在し，B クラスターには全ての若年者と残りの高齢者（6 名）が存在した．一方，C7 では A，B クラスターには若年者と高齢者（A:3 名，B:3 名））が混在しており，C（4 名），D（1 名）クラスターには高齢者のみが存在した．過去 1 年間に転倒を経験している 3 名の高齢者は，L3 においては　B クラスターと C クラスターに属していたが，C7 においてはすべて C クラスターに属していた．L3 のクラスター分析の結果では B クラスターに若年者と高齢者あわせて 18 名が属しており，クラスター間の人数に偏りが大きかった．他方，C7 のクラスター分析では，A クラスターに若年者と高齢者を合わせて 9 名，B クラスターに 9 名，C クラスターに 4 名，D クラスターに 1 名と人数の偏りが少なかった．それゆえ，C7 のクラスター分析が L3 よりも弁別力があると考え，以後の分析では C7 のみに着目し分析を進めた．

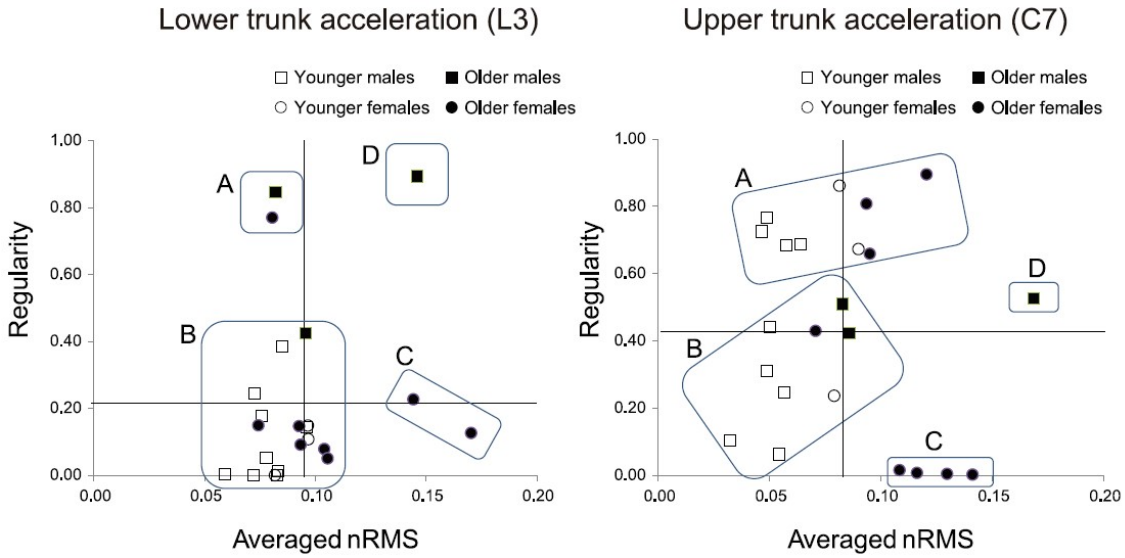


図 3.6：ML 方向における体幹加速度の nRMS 値と規則性の関係性．

nRMS：規格化された実効値．ML：内外側．実線は平均値を示している．黒丸は高齢者，白丸は若年者を示している．

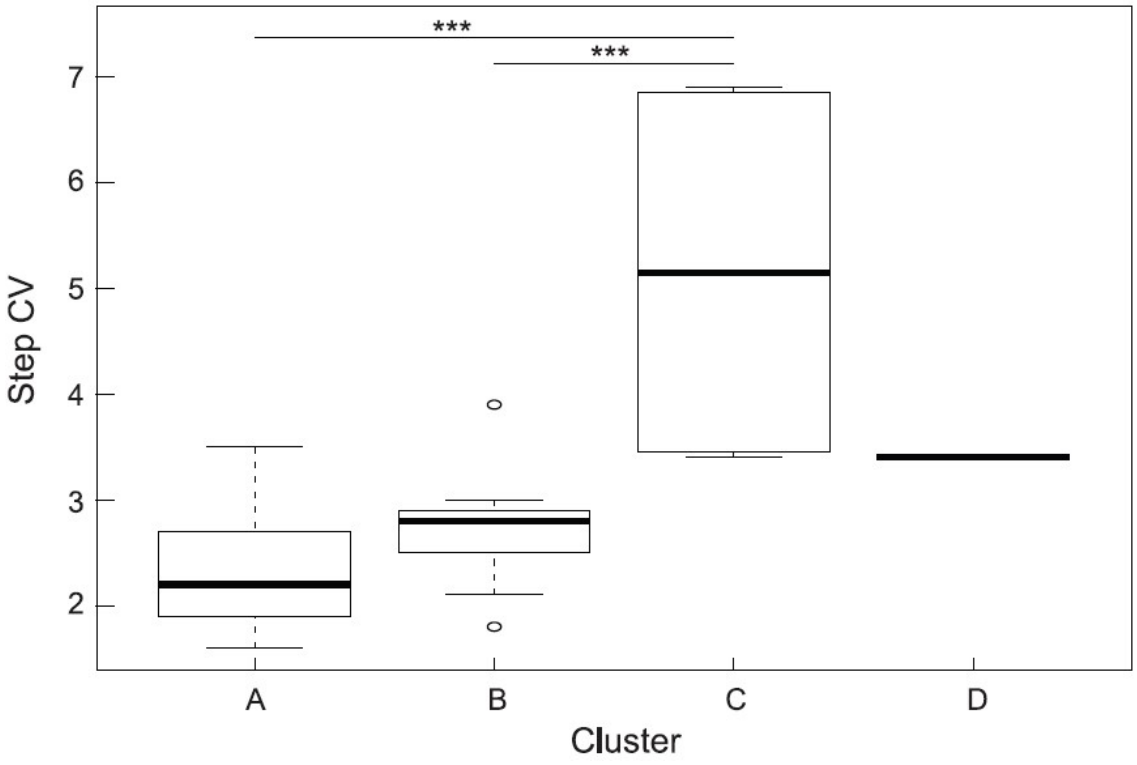


図 3.7：上部体幹（C7）における各クラスターのステップ CV 値の箱ひげ図

C7 におけるクラスターと stepCV との関係

4 つに分類されたクラスターのうち，D クラスターを除く A, B, C クラスターにおける stepCV 値を比較するために一元配置分散分析および多重比較検定（ボンフェローニ法）を行った．C 群は A，B 群に比べて stepCV が有意に高値であった（$p<0.05$, 図 3.7）.

高齢者群の 4 つのクラスター分類における典型例である規格化されたリターンマップと時系列データを図 3.8 に示す．A クラスターは動揺量が比較的小さく，規則性が高い．B クラスターでは動揺量は小さいが，規則性が低く，C クラスターは動揺量が高く，規則性が低かった．すなわち，同じ高齢者においても身体動揺量の大きさと規則性という観点で分類すると違いが明白である.そして動揺量が大きく規則性の低いCクラスターのstepCVが高値となっている.

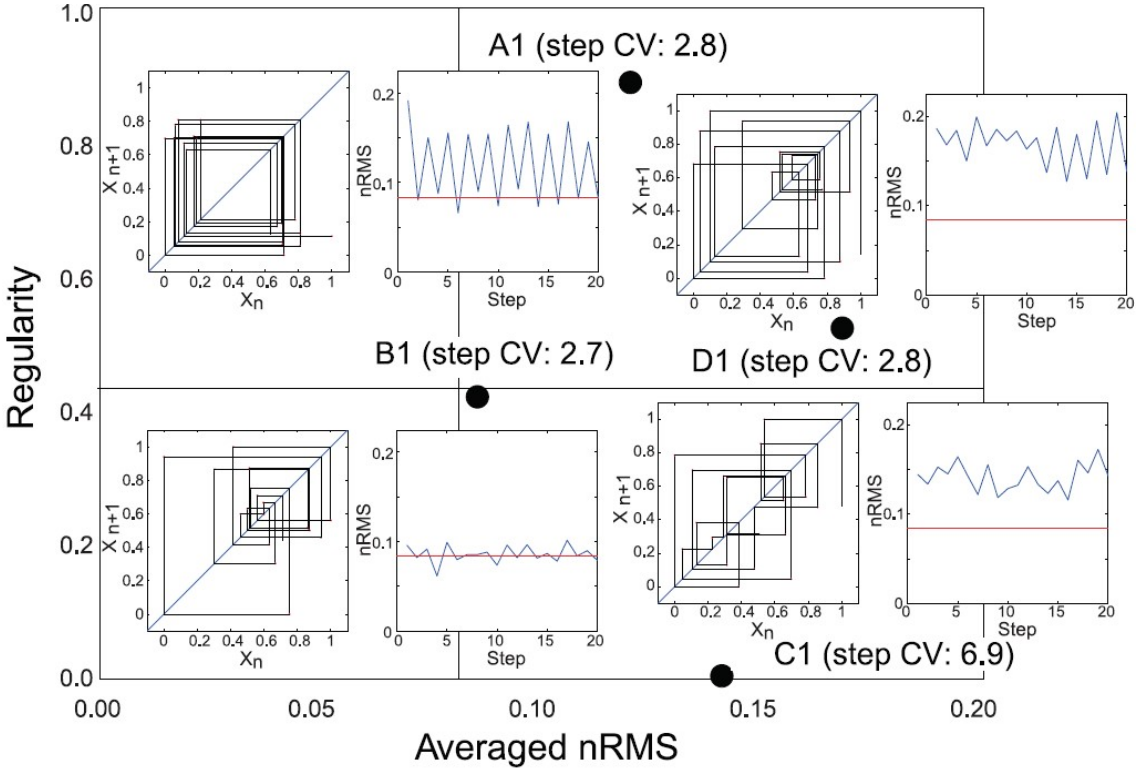


図 3.8：C7 における時系列とリターンマップの例.

各図の左側はリターンマップを表している．各参加者における 0 から 1 の範囲で標準化された nRMS の X_n 時間（X 軸），X_{n+1} 時間（Y 軸）を示している．各図の右側は nRMS の時系列データを表している．赤色の線は各参加者の平均 nRMS の平均値を表している．4 つの例における値は各参加者の CV 値を示している．

3.2.4 考察

本研究では，高齢者の転倒リスクにつながる歩行周期変動を引き起こす要因として，重心動揺量の大きさとその規則性に着目した．重心動揺量の時間変化における規則性を明らかにするために，力学系理論に基づき，リターンマップ分析を援用した．骨盤レベルとしての L3 における規則性は若年者でも低く，頭部のレベルでは規則性は高まっていた．このことは，頭部の安定のために骨盤レベルでの動揺を減衰させていることが考えられる（Mazza et al., 2008; Menz et al., 2003）．そして，重心動揺量の大きさと規則性にクラスター分析を適用したところ，重心動揺量の大小と規則性の大小によって，4 つのクラスタ

一に分類することができた．重心動揺量は，高齢者の方が若年者よりも大きかったが（Cappozzo, 1982; Mazza et al., 2008），特に頭部レベル(C7)の重心動揺の規則性に関しては，高齢者と若年者で差がみられず，若年者でも規則性の低い者がいた．逆に重心動揺量の大きな高齢者にも規則性が高く，歩行周期変動が小さい参加者がいた．このことは，従来の研究において，重心動揺量の大きさと歩行周期変動との間に一貫した結果が見られなかった（Menz et al., 2003）理由であると思われる．つまり，重心動揺量だけでは転倒リスクにつながる歩容を評価することができない．しかしながら，特に頭部レベルでの重心動揺の時間変化に含まれる規則性を加味することで，歩行周期変動の低い高齢者を特定することができた．さらに，重心動揺量が大きく，その規則性の低い高齢者のみが転倒経験を有していた．したがって，転倒リスクの高い高齢者の歩容の特徴は，歩行周期変動が高く，重心動揺量が大きいだけでなく，その時間変化に含まれる規則性が低い高齢者であるといえる．

これらの結果は，我々の仮説（上体の左右の動揺量の規則性が高く，その動揺量が小さい場合には，歩行周期時間の変動が小さく，逆に，動揺量の規則性が低く，動揺量が大きい場合には歩行周期時間の変動が大きくなる）を部分的に支持した．仮説に反し，動揺量の規則性が低い場合でも，動揺量が小さい場合には歩行周期変動は小さくなっていた．したがって，動揺量が小さいことは歩行周期変動を抑制すると考えられる．また，動揺量が大きくても，規則性が高ければ歩行周期変動は小さくなる．つまり，動揺量の大きさと規則性の低さが組み合わさった場合に，歩行周期変動が高くなり，転倒リスクが高まることを示唆する．実際，動揺量の規則性が低く，動揺量が大きい高齢者は，転倒のリスクが高いことは，転倒経験との関係で確認できた．

本研究では，重心動揺量の時間発展に含まれる規則性を，力学系理論に基づいて検討を加えた．それによって，これまで明確でなかったステップごとの重心動揺と歩行周期変動との関係，さらには転倒との関係を明らかにすることができた．高齢者の歩容を検討する上で，歩容の時間変化という新たな観点を見出すことができた．さらに，重心動揺の規則性を高める方法が明らかになれば，高齢者の転倒リスクを低減させることが可能になるであろう．

3.2.5　まとめ

本章では，歩行中の空間的因子の側面として歩行周期時間変動に影響する要因を把握することを試みた．そのため高齢者に特徴的である体幹の側方動揺量とその規則性に注目した．歩行運動を時・空間における連続的な振る舞いとして時系列を考慮し，歩行中の不安定性について検討するために，歩行中の体幹動揺量とその規則性の両面より時間変動が高値である高齢者の特徴を検討する必要がある．本研究では第三腰椎部（L3）と第七頸椎部（C7）における体幹動揺量と左右のステップでの動揺量の規則性の関係についてリターンマップ分析を用いて検討し，さらにステップ CV および転倒経験との関係性についても明らかにすることを目的とした．その結果，頭部（C7）で計測されたデータは腰部（L3）に比べ，クラスター間の人数の偏りが少なく，かつステップ CV との関係が明確になることが明らかになった．このことは，若年者に比べ高齢者では歩行中の上部体幹の側方動揺が大きく，それが高齢者の歩行における特徴であると考えられた．頭部（C7）に着目したクラスター分析では，平均動揺量が大きく，ステップごとの動揺量の規則性が低いクラスターに属するものは極端にステップ CV が高かった．かつ，このクラスターにのみに転倒経験者が存在していた. このことより, ステップ CV が高値であるものが転倒しやすいのは，単に体幹の動揺量が大きいだけでなく，ステップごとの動揺量の時間発展が不規則であるために転倒を引き起こしていることが示唆される（図 3.8）．すなわち，歩行周期時間の変動の原因解明には，力学系理論に基づく時間発展に潜む規則性という観点が有効であると考えられ，ステップ毎の時間発展に着目することで，転倒リスクに結びつく歩行周期時間変動の原因を理解することができた．

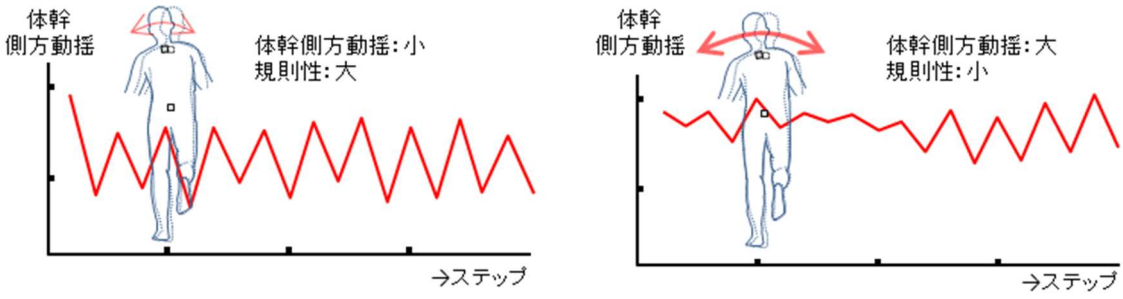


図 3.8：側方動揺の大きさと規則性

3.3　第 3 章のまとめ

第 3 章では，高齢者において CV が増大する原因を明らかにすることを目的とした．まず高齢者の CV 増大に影響する要因を検討するために，歩行速度の統制および歩行周期における時間構造の変化などの時間的要因，歩行中の側方バランス低下による時間的・距離的因子の変動が CV に及ぼす影響について高齢者と若年者の違いを比較し検討した．

まず研究課題 1 において，高齢者ではどの歩行速度でも若年者に比べ時間変動が大きく，歩行速度が速い条件では歩行方略の違いにより両脚支持割合が短縮しており，歩行速度に関わらず単脚支持時間 CV が歩行周期時間変動に影響を及ぼしていたことが明らかとなった．以上のことより，ストライド CV の大きさには単脚支持時間 CV の寄与が大きいことが示され，今後，ステップ CV の大きさと高齢者に特徴的な歩容との関係性について検討する必要性が示唆された．

次に研究課題 2 において，若年者に比べ高齢者では歩行中の上部体幹の側方動揺が大きく，それが高齢者の歩行における特徴であると考えられた．そして頭部（C7）に着目したクラスター分析では，平均動揺量が大きく，ステップごとの動揺量の規則性が低いクラスターに属するものは極端にステップ CV が高かった．かつ，このクラスターにのみに転倒経験者が存在していた．このことより，ステップ CV が高値であるものが転倒しやすいのは，単に体幹の動揺量が大きいだけでなく，ステップごとの動揺量の時間発展が不規則であるために転倒を引き起こしていることが示唆された．

以上のことより，高齢者におけるステップ CV を改善するためには歩行中の体幹動揺量やその規則性を向上させることが肝要であるが，２つのパラメータのうち，どちらか一方を改善させることでも CV を改善し，転倒を予防することに繋がると考えられる．現時点では，規則性を改善する介入よりも体幹動揺量の大きさを低下させることが容易であり，片脚における姿勢制御能力を向上させる介入が有効であると考えられる．そのため今後，転倒リスクが高いものの片脚立位姿勢を保持する姿勢制御能力について検討する必要性がある．特に片脚立位姿勢における姿勢制御能力には立位で唯一，地面と接触している足底

感覚が関わると考えられる．そこで次章では，足底感覚と片脚立位における姿勢制御能力との関係および足底感覚と歩行周期時間変動との関係を検討することによって転倒予防のための臨床介入方法を検討する端緒とする．

第４章　転倒予防のための臨床介入方法の検討

4.1 加齢が片脚立位保持能力と足底感覚に及ぼす影響（研究課題３）

4.1.1　はじめに

前章では，転倒リスクの高い高齢者の特徴は，ステップCVが高く，重心動揺量が大きいだけでなく，その時間変化に含まれる規則性が低い歩容であることを明らかにした．本章では，歩行中の単脚支持期における重心動揺量を可及的に減少させるための介入方法を考える上で，片脚立位保持能力と足底感覚の関係性について検討する．

ヒトの空間移動のための基本的な動作である歩行において視覚，前庭・迷路覚，体性感覚からの情報は重要な役割を果たしている．なかでも片足にて立位バランスを維持する能力は，高齢者の転倒リスクの重要な指標（Melzer et al., 2004）でもあるとされている．しかし，加齢により，何故この能力が低下するかは不明であるが，1つの可能性として足底表面の感受性の低下が考えられている（Kenshalo, 1986）．立位で唯一地面と接触している足底部からの感覚は変化する姿勢や地面の状態を適切に把握し，足関節による力発揮の程度を調節するために重要である．また空間分解能として加齢を反映するとされている二点識別覚は立位でのバランス能力と関連が深いことが報告されている．足底感覚と立位バランスとの関係を調べた先行研究では，足底に存在する皮膚受容器に由来する感覚フィードバックが, 立位バランスの調節において重要な役割を果たすことを報告している（Meyer et al., 2004; Kennedy & Inglis, 2002; Eils et al., 2004; Roll et al., 2002; Simoneau et al., 1995）．特に，二点識別覚は，頭頂葉皮質を含む複雑な感覚であり，加齢とともに空間分解能が低下し片脚立位保持時間が短くなり，二点識別覚と立位バランス能力との間に有意な関係があることが報告されている（Melzer et al., 2004; Morioka et al., 2012）．しかし，いずれの報告でも母趾あるいは踵部における二点識別覚の報告しか存在しない．しかし歩行時の足圧中心の移動を考慮すると，これ以外に小趾球や母趾球を含めた部位で加齢による変化を検討する必要がある．本研究の目的は，重心移動に関わる母趾，母趾球，小趾球，踵における二点識別覚の加齢による変化および片脚立位保持時間との関連性を明らかにすることである．

4.1.2 方法

対象は，参加前に書面による説明により研究参加に同意の得られた 65 歳以上の地域在住高齢者 39 名，78 肢（男性 8 名，女性 31 名，平均年齢 76.3±5.5 歳；高齢者群）であった．高齢者の参加者は，90 秒以上独立して立位保持が可能であり，かつ連続して 10m 以上の歩行が可能であった．また除外基準としては，重度の視覚障害，認知機能の障害（Mini Mental State Examination: MMSE score <24），神経障害（脳卒中/脳血管障害，パーキンソン病，多発性硬化症など），および下肢の手術の既往があるものであった．対象群として骨関節・神経筋疾患を有さない健常若年者 30 名，60 肢（男性 11 名，女性 19 名，平均年齢 23.0±2.1 歳；若年者群）とした．二点識別覚の計測にはデジタルノギス（プラタ社製）を使用し，ベッド上仰臥位で裸足にて，左右の母趾，母趾球，小趾球，踵の 8 点に対し被験者が刺激を知覚するのに十分な圧力にて足底面の長軸に対し垂直に触れ，2 点を同時に触れたとき 2 点として識別できる最小距離を測定した．左右 8 ヵ所における二点識別覚の決定として，同一の距離で 3 回施行し 2 回以上の正答が得られる最小距離とした（Nolan, 1983; Dellon et al., 1987）．また高齢者群のみについて開眼片脚立位保持時間を計測し，60 秒を上限値とした．統計分析には，年齢と 4 つの測定部位の 2 変数を独立変数とし，二点識別覚を従属変数とする二元配置分散分析および Scheffe の多重比較検定を用いた．また，高齢者群のみ開眼片脚立位保持時間と各測定部位における二点識別覚との関係にはスピアマン順位相関係数を求めた．統計ソフトは Statcel Ver2 を用い，有意水準は 5%とした．

対象者には試験説明書に基づき，本研究の目的と方法を文書と口頭で十分に説明し，自由意思に基づく研究参加として同意を得た．

4.1.3 結果

二元配置分散分析の結果は，年齢（$F_{1, 544} = 230.711$, $p < 0.01$）および足底領域（$F_{3, 544} = 13.904$, $p < 0.01$）の二点識別覚に対する有意な主効果を示した．相互作用効果は統計的に有意であった（$F_{3, 544} = 2.627$, $MSe = 121.051$, $p < 0.05$）．図4.1に測定部位ごとに高齢者群と若年者群における二点識別覚の閾値を示す．高齢者群における平均値は，母趾17.1±7.3mm，母趾球17.2±7.9mm，小趾球20.7±8.9mm，踵22.6±10.4mmに対し，若年者

群ではそれぞれ平均7.7±2.1mm，11.1±2.8mm，11.5±2.5mm，12.3±3.0mmであり，高齢者群が各測定部位において有意に高値であった（$p<0.01$）．また，4つの測定部位間の比較においては高齢者群で母趾と踵，母趾球と踵において有意差が認められ，若年者群は有意な差は認められなかった（図4.2）．各足底領域において高齢者群は若年者群に比べ有意に閾値が高値であった．高齢者群では母趾や母趾球よりも踵部で有意に閾値が高いことが示された．

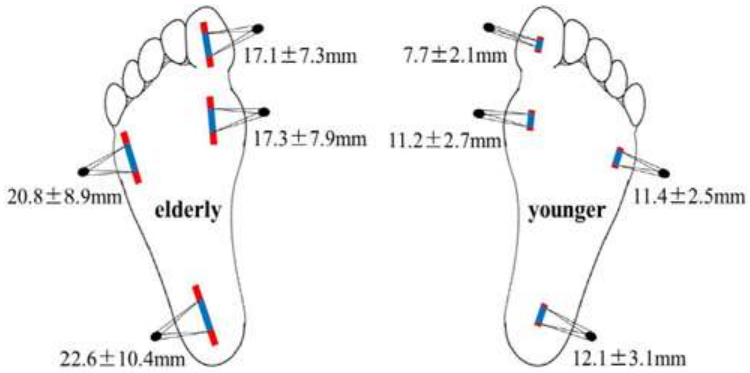


図 4.1：高齢者群と若年者群における二点識別覚（mm）の縮尺図（平均値±標準偏差）

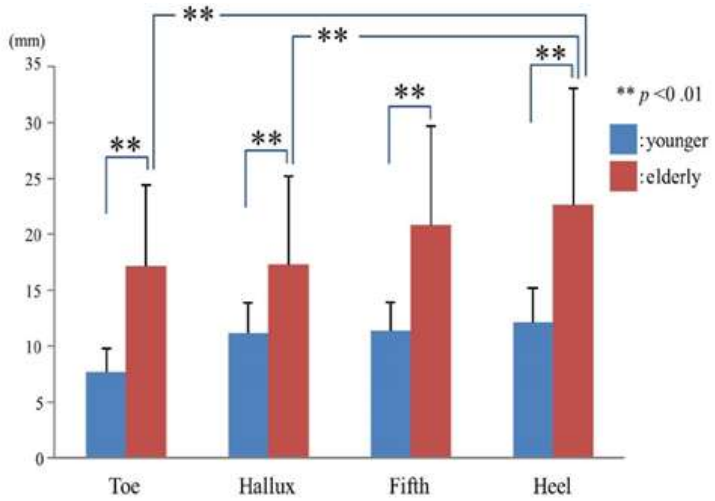


図 4.2：若年者群と高齢者群における二点識別覚の比較.

さらに，高齢者群の開眼片脚立位保持時間と二点識別覚の関連性については，母趾（ρ＝-0.34, p<0.01），母趾球（ρ＝-0.36, p<0.01），小趾球（ρ＝-0.46, p<0.01），踵（ρ＝-0.46, p<0.01）と有意な負の相関を認めた（図 4.3）.

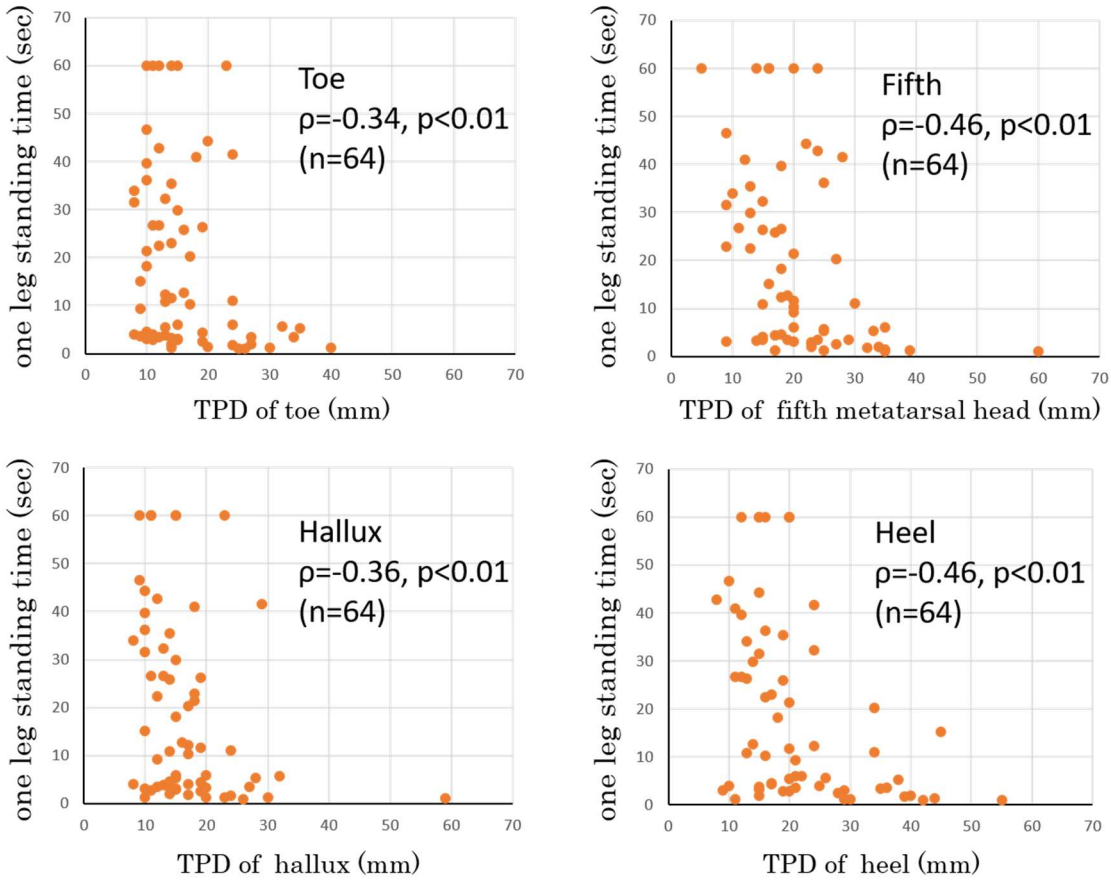


図 4.3：高齢者群における各足底部位の二点識別覚閾値と片脚立位保持時間との相関関係

4.1.4 考察

足底は，環境と直接接触する身体の唯一の部分であるため，足底からの求心性情報は姿勢保持および歩行の制御のために重要である．Magnusson et al.（1990）および Asai et al.（1990）は，足底の皮膚からの情報が，立位中のバランス調整において重要であることを

実証している． Maki et al.（1999）は，老化の影響により皮膚感覚の損失が生じ，姿勢制御の障害および転倒リスクの増加と関係していると報告している．また 2 歳から 92 歳までの健常者の二点識別覚を調べた研究では，片脚立位と二点識別覚の間に負の相関があり足底における二点識別覚は年齢とともに有意に低下することが報告されている（Morioka et al., 2012）．本研究の結果でも，従来，報告されている測定部位である母趾，踵に加え母趾球，小趾球を含めて二点識別覚の測定を行った結果，若年者に比べ高齢者では顕著な低下を認め先行研究と一致していた．

また若年者では足底部位間の二点識別覚の有意な差は認められなかったが，高齢者では母趾，母趾球に比べ踵では有意な低下を示し，加齢による踵部の感覚閾値の増加が認められた．このことより高齢者における足底感覚の低下は均一に生じるのではなく，踵部で著しいことが示唆された．さらに高齢者における各測定部位と開眼片脚立位保持時間との関連性については中等度の相関関係が認められ，加齢による足底感覚の低下が片脚立位保持時間に影響を及ぼす一要因であることが考えられた．Melzer et al.,（2004）は足底感覚の低下は転倒が生じた際，足底で足圧中心の移動を知覚することができずステッピングや足趾把持運動の反応時間が遅延することを推測している．また踵部は遊脚相から立脚相に転じる際，初期接地として最初に地面と身体が接する部位であり，この踵が接地する際の知覚が低下することは初期接地の後に続いていく相移行が円滑に行われない可能性が示唆される．したがって，片脚立位保持のように静的な姿勢制御のみならず，踵部の感覚低下は歩行時の不安定性あるいは時間変動の増加に影響していることも推測できる．以上のことより，本研究の結果は，高齢者の転倒を防ぐために踵部の二点識別覚の評価が臨床的に重要であることを示唆している．さらに前述したように足底感覚の低下と歩行時間変動に関係があるのであれば，健常な感覚を有している若年者の足底部を冷却し，感覚低下を模擬することで歩行時間変動が低下する可能性も考えられた．

4.1.5 まとめ

本章では，前章での結果に基づき，転倒予防のための臨床介入への可能性を検討するため，単脚支持期でのバランス能力に着目した．具体的には，高齢者の歩行不安定性と関連性があると考えられている片脚立位保持時間と足底感覚の関係性を明らかにすることを目

的とした．地域在住高齢者および若年者を対象に歩行中の重心移動に関わるとされている母趾，母趾球，小趾球，踵の 4 つの部位における加齢変化および片脚立位保持時間との関連について比較・検討した．足底の二点識別覚は高齢者群では若年者に比べ，すべての測定部位で有意に高値を示し，4 つの足底部位間の比較においては踵部が有意に低下していた．また高齢者群における二点識別覚と開眼片脚立位保持時間との間には中等度の相関関係が認められた（図 4.4）．これらの結果から，従来から報告されている足底感覚の低下と片脚立位保持能力の低下には関連性があることが確認できたものの，高齢者における足底感覚の低下は均一に生じるのではなく踵部で著しいことが明らかになった．

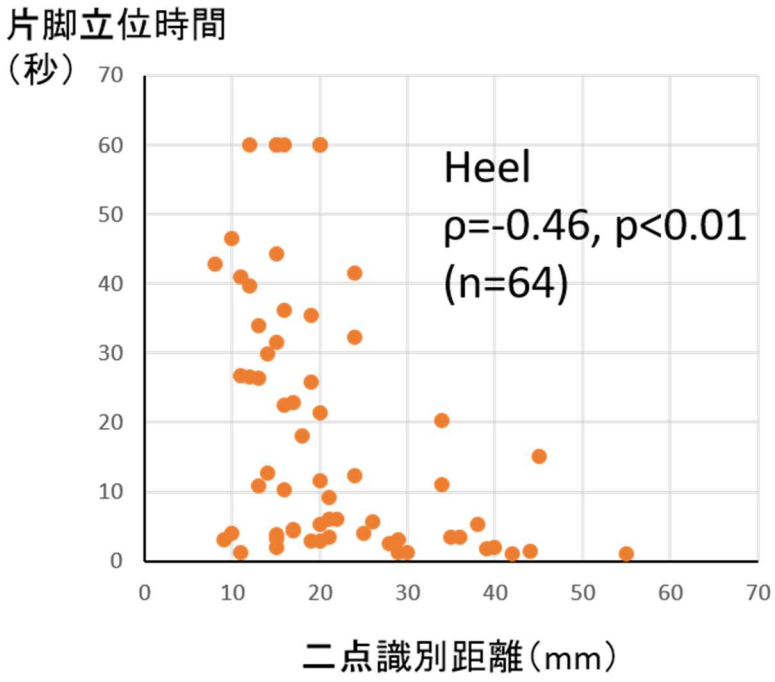


図 4.4：高齢者群における二点識別覚と開眼片脚立位保持時間との関係

4.2 足底への冷却刺激が歩行周期時間変動に及ぼす影響（研究課題４）

4.2.1 はじめに

前章では，足底感覚の低下と片脚立位保持能力の低下には関連性があり，高齢者における足底感覚の低下は特に踵部で著しいことが明らかにした．本章では，片脚立位保持能力は，歩行中の単脚支持期の安定性を保持するための能力と近似した関係性があると仮説を立て，足底感覚の低下とストライド CV に関係があるのであれば，健常な感覚を有している若年者の足底部を冷却し，感覚低下を模擬することでストライド CV が低下することについて検証する．

転倒リスクが高いものほど歩行周期のばらつきが大きくなる原因に関して，糖尿病性末梢神経障害など下肢や足底に感覚障害を有する患者や部屋の照明を暗くするなど視覚からの情報入力を制限してもストライド CV は変わらないと報告（Dingwell et al., 1999; Thies et al., 2005）されており，歩行周期のばらつきは感覚入力の影響は少なく，主に運動出力系の機能低下を反映していると考えられている（Hausdorff, 2005）．一方，先行研究では足底感覚を低下させることでバランス能力が低下することが数多く報告（浅井・藤原, 1995；Perry et al., 2000；Hosoda et al., 2001；Imai et al., 2005）されているが，身体への入力される情報の違いが歩行変動に及ぼす影響については未だ不明な点が多い．いずれにしても歩行する際，唯一地面と接触する足底から入力される求心性情報は，身体重心を制御する上で非常に重要な情報源となることから仮説として，足底感覚が低下することは歩行時の単脚支持期における安定性を低下させ，ストライド CV を増加させる可能性が考えられる．

そこで，本研究では健常成人を対象とし，足底を冷却することにより足底感覚の低下した状態を模擬し，足底感覚の低下とストライド CV の増加との関連を明らかにすることを目的とした．

4.2.2 方法

対象は健常若年者 16 名（男性 6 名，女性 10 名），平均年齢は，21 歳であった．対象者全員には，本研究の趣旨と個人情報の守秘義務について説明し，口頭かつ紙面にて同意を得た．

測定には，加速度計測装置として小型 9 軸ワイヤレスモーションセンサー（ロジカルプロダクト社製 LP-WS1255A）を用い，対象者の右外果上部に固定した．実験に用いた歩行路は加速・減速路を 2.5 m ずつを含む 25 m の直線歩行路とし，中間 20 m における連続した 10 ストライド時間のデータを解析の対象とした．連続する 1 歩行周期時間から平均値，標準偏差を求め，ストライド CV を算出した．歩行速度の条件は快適歩行，冷却歩行それぞれ 2 回ずつ測定した．

足底の冷却は，氷水に足底部のみを接触させ，冷却前の足底皮膚温よりも約 10℃低下するまで冷却を行った．足底皮膚温度の計測には赤外線皮膚温度計を用いた．また，母趾，母趾球，踵部における冷却前・後の触圧覚についてモノフィラメントを用いて，感覚閾値の変化を測定した．

統計学的検討として，冷却前後における足底皮膚温，触圧覚，ストライド CV の変化について対応のある 2 群の t 検定を用い，有意水準を 5%とした．

4.2.3 結果

図 4.4 に冷却前後の足底皮膚温の変化を示す．冷却後は冷却前に比べ両足底の母趾，母趾球，踵の部位において概ね 10℃に低下しており，冷却後は冷却前に比べ皮膚温が有意に低下していた（$p<0.05$）．

図 4.5 にモノフィラメントを用いた各足底部位における冷却前後の触圧覚閾値の変化を示す．足底触圧覚閾値では冷却前における平均値は，母趾 0.33g，母趾球 0.28g，踵 0.83g，一方，冷却後では母趾 1.04g，母趾球 0.65g，踵 2.04g であり，どの部位においても有意な感覚閾値の上昇を認めた（$p<0.05$）．

図 4.6 に冷却前後におけるストライド CV の変化を示す．それぞれのストライド CV は，冷却前 1.48±0.23%，冷却後 2.14±0.54%であり，冷却により有意に歩行時間変動が増大した（$p<0.05$）．

冷却による身体変化についての内省報告では，多くの参加者において「冷却後の方が歩きにくかった」,「ふらつく感じがあった」,「不安定な感じがした」,「振り出しにくかった」などの報告がみられた．足底感覚の低下については,「踵よりも足趾の方がわかりにくかった」,「足底全体的にわかりにくかった」,「踵の方がわかりにくかった」と意見が分かれて

いた．その内訳についてみると，「踵の感覚の分かりにくさ」を答えたものは少数であった（図 4.7）．

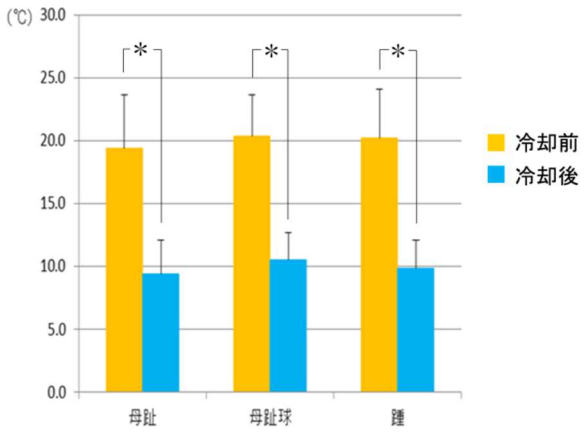


図 4.4：各足底部位における冷却前後の足底皮膚温の変化

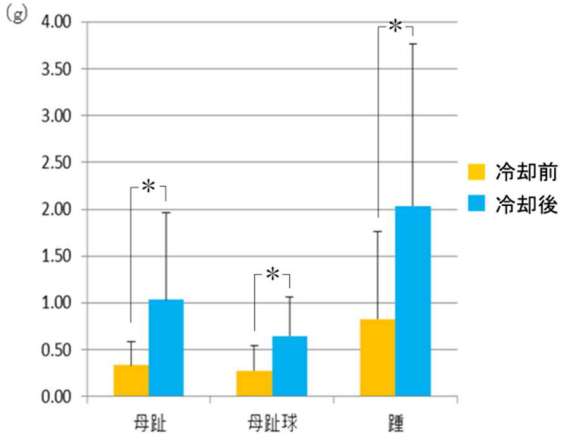


図 4.5：各足底部位における冷却前後の触圧覚閾値の変化

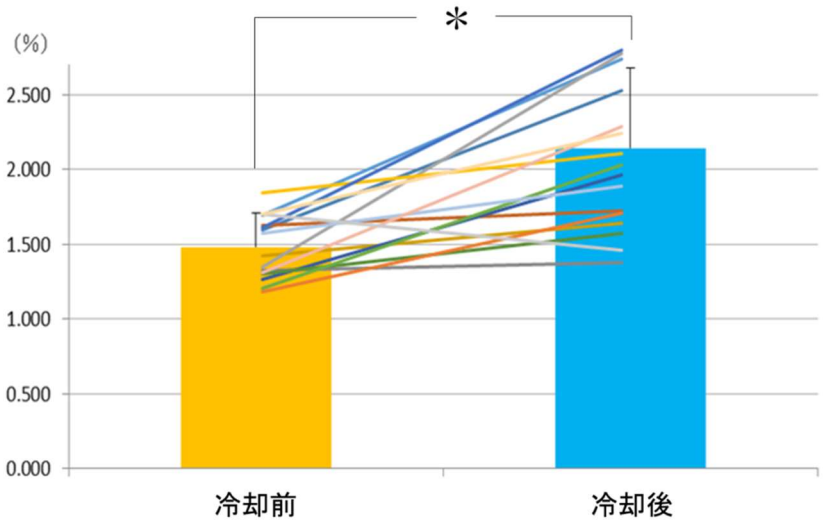


図 4.6：冷却前後でのストライド CV の変化

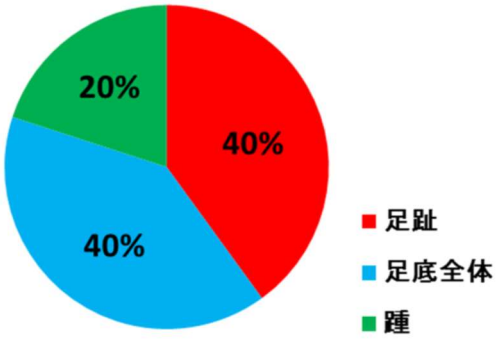


図 4.7：冷却により感覚低下が著しく生じたと感じた足底部位の割合

4.2.4　考察

新井ら（2011）は，健常成人のストライド CV は平均 1.6±0.5%，高齢者では平均 2.1±0.8 であったと報告している．それに対し，本研究の冷却前における健常若年者の CV 値は 1.5±0.2%，冷却後は 2.1±0.5%であり，新井ら（2011）の報告と同等の値であったことから　今回の結果に妥当性はあるものと考えられた．また冷却後のストライド CV は冷却前に比べ有意に増加していることから，足底感覚の低下は変動係数の増加に関与していると考えられた．

先行研究において，足底を冷却することで足底感覚閾値の上昇に伴い，足底感覚としての入力が低下し，足圧中心が前足部へ移動することや体幹動揺の変動性が増大し，ストライド CV が大きくなることが示されている（澤ら，2012；中倉・木藤，2013）．本研究においても同様に，冷却後の歩行においてストライド CV の増大が認められており，足底感覚の低下がストライド CV に影響を及ぼすとする先行研究を支持する結果であった．しかしながら，本研究では足底全体を冷却しているため，被験者における足底部位による感覚低下の程度について内省報告から聴取することはできなかった．そのため今後は，足趾や踵と冷却部位を限定することで，足底のどの部位の感覚がストライド CV の変化に関与しているのかについて検討していく必要がある．また，本研究では足底の感覚を低下させる

ために氷による冷却という手段を用いている．氷を使用することで感覚低下を惹起させるだけでなく，「冷たい」「痛い」などの表在皮膚感覚における違和感を発生させていることも否めない．そのため今後は，皮膚の違和感が少ないと思われる表面麻酔薬を用いた検討も必要になると考えられる．

以上のことから，高齢者群においては足底の感覚を刺激するなどの介入を行うことで，足底感覚が向上すればストライド CV の増加を抑制することにつながり，結果として転倒予防に影響する可能性が示唆された．現在のリハビリテーションにおいて低下した感覚を向上させる介入は十分に確立しておらず，介入方法の詳細については今後，検討する必要があると思われるが，現時点でいくつかの介入方法が提案されている．足底感覚への介入の一例として，高齢者を対象に硬度弁別課題を用いた足底知覚トレーニングを行うことにより，立位バランス（Morioka & Yagi, 2004; 藤田ら, 2012）や歩行様式（中野ら, 2011）の安定化が促進されるとした報告がある．今後は，このような研究報告を参考に足底感覚が低下している高齢者に対し，感覚を向上させる介入を試みることでストライド CV の低下が期待できるかについて検討する必要性が示唆された．

4.2.5 まとめ

本章では，足底感覚への臨床介入が転倒予防に有効であるかを検討するために，健常若年者の足底部を冷却することにより感覚低下の状態を模擬し，足底感覚の低下がストライド CV に及ぼす影響について明らかにすることを目的とした．健常若年者 16 名を対象とし，氷水を用いて足底皮膚温を約 10℃低下させ，冷却前後における表在感覚閾値をモノフィラメントにて計測した．また冷却前後に 25m の直線歩行路を快適歩行速度にて歩行し，加速・減速期を除く歩行路中央の 10 ストライドを解析の対象とし，外果に装着した加速度計より 1 歩行周期を特定しストライド CV を算出した．その結果，冷却により足底感覚閾値が有意に上昇し，且つストライド CV も有意に増加することが確認できた（$p<0.05$, 図 4.8）．このことは逆に足底感覚が向上すれば，転倒原因であるストライド CV を低下させる転倒予防の臨床介入の可能性を示唆する．

まとめとして，ストライド CV を増加させる原因として，足底感覚など感覚入力は関与しないと考えられてきたが，本研究結果から足底を冷却し，足底感覚を低下させることで

ストライド CV の増加が確認できたことから，ストライド CV を増加させる要因として，足底感覚は大きく関与していることが考えられた.

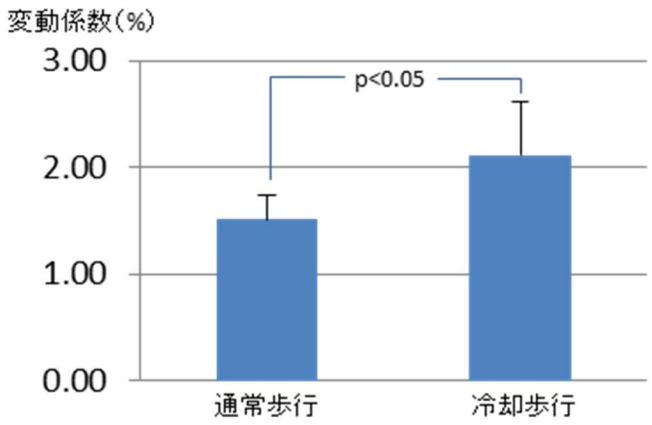


図 4.8：足底部の冷却によるストライド CV の変化

第５章　本研究のまとめと今後の課題

5.1 本研究の総括

直立二足歩行は，ヒトのみが適応した非常に不安定な移動様式であるため「転倒」というリスクを常に抱える宿命にある．転倒の危険性を高めているのは１歩行周期中における単脚支持期であり，片足で立位を維持する能力が重要となってくる．しかし，加齢によりバランス能力が徐々に失われることにより，転倒のリスクは増加することが報告されており，転倒により生じる外傷は高齢者の身体機能に大きな影響を及ぼし深刻な問題となっている．このことから高齢者の将来的な転倒を可及的に減少させる試みは現代社会において急務となっている．現在，高齢者の転倒リスクを予測する評価は数多く存在するが，中でも歩行周期の時間変動（ストライド CV）は他の身体機能指標に比べ転倒予測に優れていることが報告されている．しかし転倒リスクが高い者ほどストライド CV が増加する原因については明らかにされていないことから，転倒予防のためにはストライド CV が増大するメカニズムを解明し，転倒を予防する介入方法についての示唆を得ることが必要であると考えた．

第 2 章では，ストライド CV が増加する原因について明らかにし，転倒を予防する介入方法についての示唆を得るために以下のように研究の目的を整理した．地域在住高齢者と健常若年者を対象に歩行中の時間要因，空間要因の振る舞いについて観察し，その差異について検討することで高齢者におけるストライド CV 増大の原因を解明し（研究課題 1, 2），さらに足圧中心が推移する足底部における感覚機能と片脚立位保持能力との関係（研究課題 3），加えて健常若年者の足底を冷却した際のストライド CV の変化について観察し（研究課題 4），転倒予防に対する臨床介入の可能性について検討することを目的とした．これらについて，図 5.1 に示す手順により，以下の第 3~4 章で検討した．

まず第 3 章では，高齢者の歩行周期時間変動の原因を解明することを目的とした．まず歩行中の時間要因の側面からストライド CV に影響する要因を把握することを試みた結果，高齢者ではどの歩行速度でも若年者に比べ時間変動が大きく，速い条件では歩行方略の違いにより両脚支持割合が短縮しており，歩行速度に関わらず単脚支持時間 CV が歩行周期時間変動に影響を及ぼしていたことが明らかとなった（3.2 節）．次に，歩行中の空間要因の側面として歩行周期時間変動に影響する要因を把握するために高齢者に特徴的である

体幹の側方動揺量とその規則性に注目した．歩行運動を時・空間における連続的な振る舞いとして時系列を考慮し，歩行中の体幹動揺量とその規則性の両面より時間変動が高値である高齢者の特徴を検討することを試みた. 本研究では第三腰椎部(L3)と第七頸椎部(C7)における体幹動揺量と左右のステップでの動揺量の規則性の関係についてリターンマップ分析を用いて検討した結果，ステップ CV が高値であるものが転倒しやすいのは，単に体幹の動揺量が大きいだけでなく，ステップごとの動揺量の時間発展が不規則であるために転倒を引き起こしていることが示唆された．すなわち，歩行周期時間の変動の原因には，単脚支持時間 CV，すなわちステップ CV に着目すると，体幹の動揺量とその規則性が相互に関係していることが明らかになった（3.3 節）．

第 4 章では，前章での結果に基づき，転倒予防のための臨床介入への可能性を検討するため単脚支持期でのバランス能力に着目し，高齢者の歩行不安定性と関連性があると考えられている片脚立位保持時間と足底感覚の関係性を明らかにすることを試みた．地域在住高齢者および若年者を対象に歩行中の重心移動に関わるとされている母趾，母趾球，小趾球，踵の 4 つの部位における加齢変化および片脚立位保持時間との関連について比較・検討した結果，高齢者群における二点識別覚と開眼片脚立位保持時間との間には中等度の相関関係が認められた．また足底の二点識別覚は高齢者群では若年者群に比べ，すべての測定部位で有意に高値を示し足底感覚が低下しており，4 つの足底部位間の比較においては踵部の低下が顕著であったことから，高齢者における足底感覚の低下は均一に生じるのではなく踵部で著しいことが明らかになった（4.1 節）．さらに，足底感覚への臨床介入が転倒予防に有効であるかを検討するために，健常若年者の足底部を冷却することにより感覚低下の状態を模擬し, 足底感覚の低下がストライド CV に及ぼす影響について検討した. その結果，冷却により足底感覚閾値が有意に上昇し，足底感覚の低下が見られ，且つストライド CV も有意に増加することが確認できた．このことは逆に転倒しやすい高齢者の足底感覚が向上すれば，転倒原因であるストライド CV を低下させる転倒予防の臨床介入への可能性が示唆された（4.2 節）．

以上をまとめたものが，表 5.1 である．

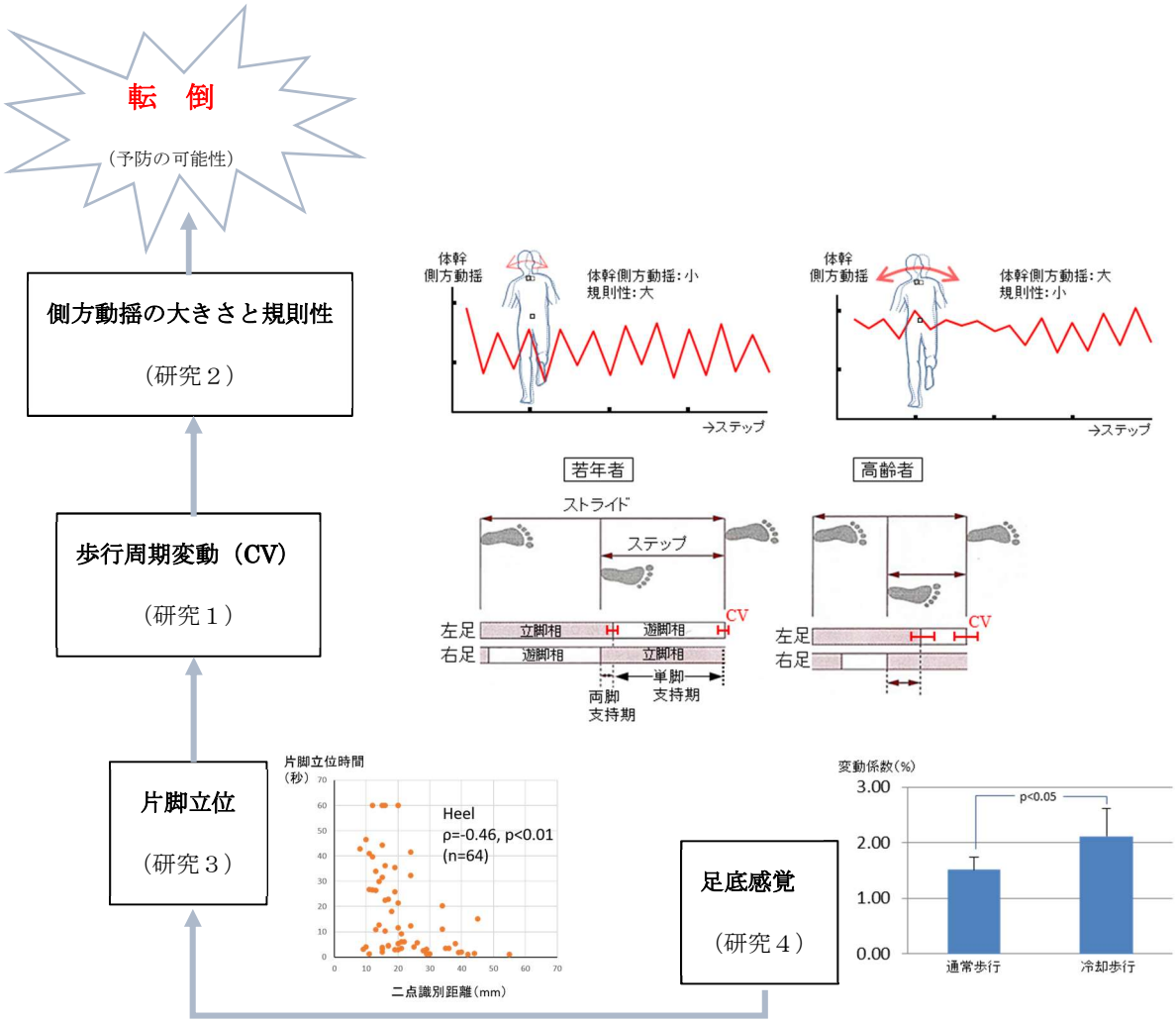


図 5.1：本論文の概要図

表 5.1：本論文のまとめ

章	研究	目的	解析対象	結果
3 章		歩行周期時間変動の原因解明		
3.1	研究 1	時間要因の影響	高齢者，若年者	単脚支持期が寄与
3.2	研究 2	空間要因の影響	高齢者，若年者	側方動揺量と規則性が寄与
4 章		臨床介入への試み		
4.1	研究 3	足底感覚と片脚立位	高齢者，若年者	踵部の感覚が片脚立位に関与
4.2	研究 4	足底感覚の低下と時間変動	若年者のみ	足底感覚の低下が時間変動に関与

5.2 本研究のリハビリテーションへの示唆と今後の課題

本論文では，高齢者の転倒原因の解明および転倒予防介入への可能性について明らかにすることによって，2 つの示唆が得られた．1 つめは，歩行周期時間変動が増大する原因として，(1) 単脚支持時間 CV が歩行速度に関わらず大きな影響を与えていること，(2) 単脚支持時間 CV は，ストライド CV よりもステップ CV への寄与が大きいこと，(3) 歩行中の体幹の動揺量が大きいだけでなく，ステップごとの動揺量の時間発展が不規則である場合に転倒を引き起こすことが示唆された（3 章）．2 つ目に，足底感覚の鋭敏さと立位保持時間には正の相関があり，特に踵部における感覚機能が重要であること，加えて若年者の足底感覚を減弱させた実験において歩行時の CV が増大したことから，足底感覚の低下は CV の増大を惹起する一要因であることが示唆された（4 章）．近年，足底への刺激を行った先行研究では，足底表面に対する感覚刺激が体性感覚情報に対する感受性を改善することより，立位姿勢の安定性を改善したことが報告されている（Preszner-Domjan, 2012; Palluel, 2008）．このことより，高齢者においては足底の弁別閾値を改善するための介入を考える必要があるかもしれない．

以上のことから，転倒予防のための臨床介入への試みとしては，対象者の足底感覚を向上する試みを行いつつ，歩行中の体幹動揺の規則性を高めるために片脚立位保持能力を改善させる介入を行っていくことが，ステップ CV を減少させることとなり，結果として高齢者の転倒予防につながることが示唆された. ただし, 高齢者の足底感覚への介入が直接, 歩行時間の変動性を改善させ得るかについては，今後解明すべき課題である．さらに今回なし得なかった歩行時の動的な振る舞いと片脚立位保持のような静的な振る舞いの関係性について同一被検者を通して観察することが必要であると考える．

付記

本論文に関する主要学術論文は以下のとおりである.

第３章

“高齢者の歩行周期時間変動に影響を及ぼす要因の検討”, 理学療法科学. 31, pp. 213-219, 2016.

“Effects of the lateral amplitude and regularity of upper body fluctuation on step time variability evaluated using return map analysis”, PLoS One. 12(7):e0180898, 2017.

謝辞

本論文を結ぶにあたり，多くの人々のご指導とご助力をいただき，完成させることができた.

特に,指導教官である名古屋大学の山本裕二教授には,博士後期課程に在籍した 7 年間,本研究の構想から実験方法，データ解析，論文作成に至るまで，本論文に関わる様々な側面について終始一貫して暖かい御指導と御鞭撻を頂きました．広い視野で現象の本質を見据える目や，研究に対する姿勢など研究者，そして大学教員として必要な多くのことを教えて頂いたことは，私にとって何にも替え難い貴重な財産となりました．甚大なる感謝の意を表します.

また，同じく名古屋大学の横山慶子先生には，論文のデータ解析に関し的確な指摘を与えて頂きました．厚く御礼を申し上げます.

運動学習研究会に所属されている多くの方々にもお世話になりました．特に，元愛知教育大学の筒井清次郎先生，南山大学の平川武仁先生には，多くの有益な御指摘と温かい励ましを頂きました．また，同じ研究室に所属していた鈴木啓央氏には，研究に関する議論の機会や研究を進める上での様々なサポートを頂きました．心から感謝します.

ここに記しきれない多くの方々の学恩，御支援によって本研究が成立していることを銘記し，深く感謝いたします.

最後に，著者を大学院に進学する機会を与えてくれ，いつも温かく見守ってくれた妻と息子に感謝したい.

2018 年 7 月 21 日

千鳥　司浩

引用文献

Andriacchi, T. P., Ogle, J. A., & Galante, J. O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J Biomech*, **10**, 261-268.

青木 徹・前川 喜平（1985）. 0~3 歳児の神経系の発達と運動行動の発達（0~3 歳児のからだと運動）.『体育の科学』, **35**, 513-517.

新井 智之・柴 喜崇・渡辺 修一郎・柴田 博（2011）. 10m 歩行における歩行周期変動と運動機能，転倒との関連―小型加速度計を用いた測定―.『理学療法学』, **38**, 165-172.

新井 智之・柴田 博・栗原 慶太・藤田 博暁（2011）. 高齢運動器疾患患者の転倒に関わる運動機能の検討.『運動療法と物理療法』, **22**, 338-344.

Arvin, M., Hoozemans, M. J. M., Burger, B. J., Rispens, S. M., Verschueren, S. M. P., van Dieën, J. H., & Pijnappels, M. (2015). Effects of hip abductor muscle fatigue on gait control and hip position sense in healthy older adults. *Gait Posture*, 4**2**, 545–549. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.08.011.

Asai, T., Doi, T., Hirata, S., & Ando, H. (2013). Dual tasking affects lateral trunk control in healthy younger and older adults. *Gait Posture*, **38**, 830–836. doi:10.1016/ j.gaitpost.2013.04.005.

Asai, H., Fujiwara, K., Yamashina, T., Nara, I., & Tachino, K. (1990). The influence of foot soles cooling on standing posture control. In: Brandt T, Paulus W, editors. Disorders of posture and gait. Stuttgart: Thieme, 198-201.

浅井 仁・藤原 勝夫（1995）. 足底各部位を冷却させた場合の姿勢調節の変化.『体力科学』, **44**, 503-512.

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

Campbell, A. J., Borrie, M. J., Spears, G. F., Jackson, S. L., Brown, J. S., & Fitzgerald, J. L. (1990). Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prosepective study. *Age and Aging*, **19**, 136-141.

Cappozzo A. (1982). Low frequency self-generated vibration during ambulation in normal men. *J Biomech*. **15**, 599–609.

Carvalho, S., Biro, D., Cunha, E., Hockings, K., McGrew, WC., Richmond, BG., & Matsuzawa, T.（2012）. Chimpanzee carrying behaviour and the origins of human bipedality. *Current Biology*, **22**, Issue 6, R180-R181.

Cho, S. H., Park, J. M., & Kwon, O. Y. (2004). Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech*, **19**, 145-152.

Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Merging of health motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *Journal of Neurophysiology*, **103**, 844–857. doi: 10.1152/ jn.00825.2009.

Cumming, R. G., & Klineberg, R. J. (1994). Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures. *JAGS*, **42**, 77-778.

Cwikel, J. G., Fried, A. V., Biderman, A., & Galinsky, D. (1998). Validation of a fall-risk screening test, the Elderly Fall Screening Test (EFST), for community-dwelling elderly. *Disabil Rehabil*, **20**, 161-167.

Dellon, A. L., Mackinnon, S. E., & Crosby, P. M. (1987). Reliability of two-point discrimination measurements. *J Hand Surg Am*, **12**, 693-6.

Descatoire, A., Femery, V., Potdevin, F., & Moretto, P. (2009). Step-to-step reproducibility and asymmetry to study gait auto-optimization in healthy and cerebral palsied subjects. *J Biomech*, **52**, 319–329. doi: 10.1016/j.rehab.2009.02.004.

Dingwell, J. B., Ulbrecht, J. S., Boch, J., Becker, M. B. O'Gorman, J. T., & Cavanagh, P. R. (1999). Neuropathic gait shows only trends towards increased variability of sagittal plane kinematics during treadmill locomotion. *Gait Posture*, **10**, 21-29.

Duncan, P. W., Studenski, S., Chandler, J., & Prescott, B. (1992). Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans. *J Gerontol*, **47**, M93-98.

Eils, E., Behrens, S., Mers, O., Thorwesten, L., Volker, K., & Rosenbaum, D. (2004). Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. *Gait Posture*, **20**, 54-60.

Ferrandez, A. M., Pailhous, J., & Durup, M. (1990). Slowness in elderly gait. *Experimental aging research*, **16**, 79-89.

Finley, F. R., Cody, K. A., & Finizie, R. V. (1969). Locomotion patterns in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil*, **50**, 140-146.

Forssberg, H., Johnels, B., & Steg, G. (1984). Is parkinsonian gait caused by a regression to an immature walking pattern? *Advances in Neurology*, **40**, 375-379.

藤田 浩之・中野 英樹・粕渕 賢志・森岡 周（2012）．後期高齢者の立位姿勢バランスに対する足底知覚トレーニングの介入効果．『理学療法科学』，**27**，199-204.

Gabell, A., & Nayak, U. S. (1984). The effect of age on variability in gait. *J Gerontol*, **39**, 662-666.

Garfinkel, A., Spano, M. L., Ditto, W. L., & Weiss, J. N. (1992). Controlling cardiac chaos. *Science*, **257**, 1230–1235. doi: 10.1126/ science.1519060.

Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T., & Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol*, **1**; 514, 915-928.

Gregory, W. K. (1927). Were the ancestors of man primitive brachiators? *Proc. Amer. Phil. Soc.*, **57**, 129-150.

Guralnik, J. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Glynn, R. J., Berkman, L. F., Blazer, D. G., Scherr, P. A., & Wallace, R. B. (1994). A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol*, **49**, M85–M94.

Hageman, PA., & Blanke, D. J. (1986). Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther*, **66**, 1382-1387.

Hagino, H., Sakamoto, K., Harada, A., Nakamura, T., Mutoh, Y., Mori, S., Endo, N., Nakano, T., Itoi, E., Kita, K., Yamamoto, N., Aoyagi, K., & Yamazaki, K. (2010). Committee on Osteoporosis of The Japanese Orthopaedic Association. Nationwide one-decade survey of hip fractures in Japan. *J Orthop Sci*, **15**, 737-745.

長谷川 幸治・原田 敦・藁科 秀紀・北村 伸二・岩貞 勢生（1999）．コホートにおける転倒と運動器疾患．『Osteoporosis Jpn』，**7**，554-558.

Hausdorff, J. M., Edelberg, H. K., Mitchell, S. L., Goldberger, A. L., & Wei, J. Y. (1997). Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **78**, 278–283.

Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*, **82**, 1050-1056.

Hausdroff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil*, **20**, 1-9.

Henriksen, M., Lund, H., Moe-Nilssen, R., Bliddal, H., & Danneskiod-Samsøe, B. (2004). Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture*, **19**, 288–297. doi:10.1016/ S0966-6362(03)00069-9.

Herman, T., Giladi, N., Gurevich, T., & Hausdorff, J. M. (2005). Gait instability and fractal dynamics of older adults with a “cautious” gait: why do certain older adults walk fearfully? *Gait Posture*, **21**, 178-185.

Himann, J. E., Cunningham, D. A. Rechnitzer, P. A., & Paterson, D. H. (1988). Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc*, **20**, 161-166.

Hosoda, M., Yoshimura, O., Yanagisawa, K., Iida, Y., Nomoto, A., Isozaki, K., Ikeda, Y., Kamio, H., Nakamata, O., Hayashi, K., Hara, K., & Hosoda, K. (2001). The effects of leg and foot cooling on balance in the standing position. *The Journal of Tokyo Academy of Health Science*, **4**, 142-147.

池谷 和信（2014）. 熱帯地域における狩猟採集民の移動の特徴.『人類の移動誌』, 第 2 節, 69-85.

Imai, S., Hase, K., Imanaka, K., Suzuki, E., Tanaka, N., & Liu, M. (2005). Motor strategies responsible for maintaining standing posture after deafferentation of the unilateral leg. *Arch Phys Med Rehabil*, **86**, 2027-2033.

ジョン・R・ネイピア（1987）.『世界の霊長類』. 東京：どうぶつ社.

Kaneko, M., Morimoto, Y., Kimura, M., Fuchimoto, K., & Fuchimoto, T. (1991). A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly women. *Can J Sport Sci*, **16**, 223-228.

Kavanagh, J. J., Barrett, R. S., & Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait Posture*, **20**, 291–298. doi:10.1016/ j.gaitpost.2003.10.004.

Kennedy, P. M. & Inglis, J. T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J Physiol*, **538**, 995-1002.

Kenshalo, D. R. (1986). Somesthetic sensitivity in young and elderly humans. *J Gerontology*, **41**, 732-42.

Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Della Croce, U., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (1998). Biomechanical gait alteration independent of speed in the healty elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil*, **79**, 317-322.

Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Della Croce, U. (1998). Gender difference in joint biomechanics during walking-Normative study in young adults. *Am J Physiol*, **77**, 2-7.

木村 みさか（2003）．転倒・骨折を惹起する高齢者の体力.『Med Reha』，**31**，15-24.

木村 賛（2009）．二足歩行の起源-比較運動学的観点から.『理学療法』，**26**，6-10.

Kortlandt, A. (1962). Chimpanzees in the wild. *Sci. Amer.*, **206**, 128-138.

Krebs, D. E., Jette, A. M., & Assmann, S. F. (1998). Moderate exercise improves gait stability in disabled elders. *Arch Phys Med Rehabil*, **79**, 1489-1495.

Larish, D. D., Martin, P. E. & Mungiole, M. (1988). Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Ann New York Academy of Sciences*, **515**, 18-32.

Leaky, R. (1996). The origin of humankind. Basic Books, 馬場悠男・訳：『ヒトはいつから人間になったか』．東京：草思社.

Lundin-Olsson, L., Nyberg, L., & Gustafson, Y. (1997). “Stop walking when talking” as a predictor of falls in elderly people. *Lancet*, **349**, 617.

Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R., & Pyykko, I. (1990). Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta Otolaryngol*, **110**, 182-8.

Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol*, **49**, M72-84.

Maki. B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc*, **45**, 313-320.

Maki, B. E., Perry, S. D., Norrie, R. G., & Mcllroy, W. E. (1999). Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol Biol Sci Med Sci*, **54**, 281-7.

増田 允・江橋 博（1971）．中高年齢者の歩行姿勢について．『体力研究』，**21**，28-36.

Mazzà, C., Iosa, M., Pecoraro, F., & Cappozzo, A. (2008). Control of the upper body accelerations in young and elderly women during level walking. *J Neuroeng Rehabil*, **5**: 30. doi: 10.1186/1743-0003-5-30.

Mazzà, C., Iosa, M., Picerno, P., & Cappozzo, A. (2009). Gender differences in the control of the upper body accelerations during level walking. *Gait Posture*, **29**, 300–303. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.09.013.

Melzer, I. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Aging*, **33**, 602-607.

Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, **32**, 137–142.

Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*, **18**, 35–46. doi:10.1016/S0966-6362(02)00159-5.

Meyer, P. F., Oddsson, L. I. & De Luca, C. J. (2004). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res*, **156**, 505-512.

Michelson, J. D., Myers, A., Jinnah, R., Cox, Q., & Van Natta, M. (1995). Epidemiology of hip fractures among the elderly: risk fractures of hip fracture type. *Clin Orthop*, **311**, 129-135.

宮本 省三・八坂 一彦・平谷 尚大・田渕 充勇（2016）.『人間の運動学 -ヒューマン・キネシオロジー-』. 東京：協同医書出版社.

Moe-Nilssen, R. (1998). Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **79**, 1377-1385.

Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture*, **16**, 60–68. doi:10.1016/ S0966-6362(01)00200-4.

Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2004). Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of Biomechanics*, **37**, 121–126.

Morioka, S., & Yagi, F. (2004). Influence of perceptual learning on standing posture balance: repeated training for hardness discrimination of foot sole. *Gait Posture*, **20**, 36-40.

Morioka, S., Fukumoto, T., Hiyamizu, M., Matsuo, A., Takebayashi, H., & Miyamoto, K. (2012). Changes in the equilibrium of standing on one leg at various life stages. *Curr Gerontol Geriatr Res*, 2012, 2012: 516283. doi: 10.1155/2012/516283.

Mulroy, S., Gronley, J., Weiss, W., Newsam, C., & Perry, J. (2003). Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait Posture*, **18**, 114–125. doi:10.1016/ S0966-6362(02)00165-0.

村田 伸・忽那 龍・北山 智香子（2004）. 最適歩行と最速歩行の相違 -GAITRite による解析-.『理学療法科学』, **19**, 217-222.

Murray, M. P., Drought, A. B., & Kory, R. C. (1964). Walking patterns of normal men. *JBJS* **46-A**, 335-360.

Murray, M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *Am J Phys Med*, **46**, 290-333.

Murray, M. P., Kory, R. C., & Clarkson, B. H. (1969). Walking patterns in health old men. *J Gerontology*, **24**, 169-178.

Murray, M. P., Kory, R. C., & Sepic, S. B. (1970). Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*, **51**, 637-650.

Nagasaki, H., Ito, H., & Furuna, T. (1995). The structure underlying physical performance measures for older adults in the community. *Aging Clin Exp Res*, **7**, 451-458.

長崎 浩（1995）．老人の歩行.『バイオメカニズム学会誌』，**19**，148-152.

Nakamura, T., Meguro, K., & Sasaki, H. (1996). Relationship between falls and stride length variability in senile dementia of the Alzheimer type. *Gerontology*, **42**, 108–113.

中野 英樹・大村 豊・大住 倫弘・川見 清豪・藤田 浩之・西上 智彦・森岡 周（2011）．歩行安定性の向上を目的とした足底硬度弁別トレーニングの効果検証-地域在住高齢者を対象としたランダム化比較試験-．『理学療法学』，**38**，Suppl．No.2 （第 46 回日本理学療法学術大会 抄録集）．https://doi.org/10.14900/cjpt.2010.0.EcOF2101.0

中倉 慶太・木藤 伸宏（2013）．一側下肢の足底感覚低下が歩行動態に及ぼす影響．『理学療法学』Supplement 2012(0), 48101946-48101946, 2013

中野 良彦（2009）．歩行と自然人類学.『理学療法』，**26**，41-47.

Nevitt, M. C. (1997). Falls in the elderly: Risk factors and prevention. Masdeu JC, et al eds., Gait disorders of aging. Falls and therapeutic strategies. Lippincott Raven, Philadelphia, pp13-36.

西澤 哲・長崎 浩・古名 丈人・奥住 秀之・杉浦 美穂（1998）．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**，69-79.

西澤 哲・古名 丈人・杉浦 美穂（1999）．動作から見た高齢者歩行の特徴―両足支持期時間の加齢効果―．『東京都老年学会誌』，**5**，106-110.

Nolan, M. F. (1983). Limits of two-point discrimination ability in the lower limb in young adult men and women. *Phys Ther*, **63**, 1424-8.

Nutt, J. G., Marsden, C. D., & Thompson, P. D. (1933). Human walking and higher-level gait disorders. Particularly in the elderly. *Neurology*, **43**, 268-279.

大高 洋平（2015）．高齢者の転倒予防の現状と課題.『日本転倒予防学会誌』, **1**, 11-20.

Perry, S. D., McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (2000). The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Res*, **877**, 401-406.

Perry, J. & Burnfield, Judith. M. (1992). GAIT ANALYSIS – Normal and Pathological Function-. New Jersey: SLACK Incorporated. （武田 功統括監訳；弓岡 光徳・森 彩子・村田 伸・溝田 勝彦監訳（2012）.:『歩行分析 -正常歩行と異常歩行- 原著第２版』. 東京：医歯薬出版株式会社.

Roll, R., Kavounoudias, A., & Roll, J. P. (2002). Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport*, **13**, 1957-1961.

Rozumalski, A., & Schwartz, M. H. (2009). Crouch gait patterns defined using k-means cluster analysis are related to underlying clinical pathology. *Gait Posture*, **30**, 155–160. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.010.

櫻井 孝・鳥羽 研二（2015）．人口構成の変化と高齢者の身体疾患.『老年精神医学雑誌』, **26**, 124-130.

澤 龍一・土井 剛彦・三栖 翔吾・堤本 広大・小野 玲 (2012). 足底温度低下は歩行時の体幹の定常性にも影響するのか.『理学療法学』Supplement 2011(0), Ea0344-Ea0344.

Sawacha, Z., Guarneri, G., Avogaro, A., & Cobelli, C. (2010). A new classification of diabetic gait pattern based on cluster analysis of biomechanical data. *Journal of Diabetes Science and Technology*, **4**, 1127–1138.

Schiff, S. J., Jerger, K., Duong, D. H., Chang, T., Spano, M. L., & Ditto, W. L. (1994). Controlling chaos in the brain. *Nature*, **370**, 615–620. doi: 10.1038/ 370615a0.

Schniepp, R., Wuehr, M., Neuhaeusser, M., Kamenova, M., Dimitriadis, K., Klopstock, T., Strupp, M., Brandt, T., & Jahn, K. (2012). Locomotion speed determines gait variability in cerebellar ataxia and vestibular failure. *Mov Disord*, **27**, 125–131.

Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther*, **80**, 896-903.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1995). Motor Control – Theory and Practical Applications-. Oregon: Williams & Wilkins. （田中 繁・高橋 明（監訳）（2004）『モーターコントロール -運動制御の理論と臨床応用- 原著第２版』. 東京：医歯薬出版株式会社.

Simoneau, G. G., Ulbrech, J. S., Derr, J. A., & Cavanagh, P. R. (1995). Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait Posture*, **3**, 115-122.

Skurvidas, A., Cesnaitiene, V. J., Mickeviciene, D., Gutnik, B., Nicholson, J., & Hudson, G. (2012). Age-related changes in force and power associated with balance of women in quiet bilateral stance on firm surface. *Homo*, **63**, 114-125.

Stern, J. T. (1971). Functional myology of the hip and thigh of Cebid monkeys and its implications for the evolution of erect posture (No. 14). S. Karger.

高見 正利・福井 圀彦（1987）. 床反力計による健常者歩行の研究―特に年齢および性別による違いについて. 『リハ医学』, **24,** 93-101.

Terrier, P., & Reynard, F. (2015). Effect of age on the variability and stability of gait: a cross-sectional treadmill study in healthy individuals between 20 and 69 years of age. *Gait Posture*, **41**, 170–174. doi:10.1016/ j.gaitpost.2014.09.024.

Thies, S. B., Richardson, J. K., & Ashton-Miller, J. A. (2005). Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: a study in healthy young and older women. *Gait Posture*, **22**, 26-31.

Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S.F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med*, **319**, 1701-1707.

Toro, B., Nester, C. J., & Farren, P. C. (2007). Cluster analysis for the extraction of sagittal gait patterns in children with cerebral palsy. *Gait Posture*, **25**, 157–165. doi: 10.1016/ j.gaitpost.2006.02.004

植松 光俊・金子 公宥（1997）．高齢女性の自由歩行における下肢関節モーメント．『理学療法学』，**24**，369-376.

植松 光俊・塩中 雅博・江西 一成（2001）．高齢者の歩行特性．『理学療法』，**18**，382-392.

Vellas, B. J., Wayne, S. J., Romero, L., Baumgartner, R. N., Rubenstein, L. Z., & Garry, P. J. (1997). One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *J AM Geriatr Soc*, **45**, 735-738.

Wagenaar, R. C. & Beek, W. J. (1992). Hemiplegic gait: A Kinematics analysis using walking speed as basis. *J Biomechanics*, **25**, 1007-1015.

Ward, E. J. & Underwood, C. R. (1967). The effect of posture on the solar radiation area of man. *Ergonomics*, **10**, 399-409.

Washburm, S.L. (1963). Behavior and human evolution. In: Washburm, S.L. (Ed): Classification and human evolution, 190-203. London: Routledge.

渡辺 仁（1985）．ヒトはなぜ立ち上がったか．『生態学的仮説と展望』．東京：東京大学出版会.

Weiner DK, D. K., Duncan, P. W., Chandler, J., & Studenski, S. A. (1992). Functional reach: a marker of physical frailty. *J Am Geriatr Soc*, **40**, 203-207.

Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther*, **70**, 340-347.

山岸 豪・徳田 哲男（1975）．老人歩行―光学的分析による．『リハ医学』，**12**，97-104.

Yamamoto, Y., Yokoyama, K., Okumura, M., Kijima, A., Kadota, K., & Gohara, K. (2013). Joint action syntax in Japanese martial arts. *PLoS ONE*, **8**, e72436. doi: 10.1371/journal.pone.0072436.

安村 誠司（1999）．高齢者の転倒と骨折．眞野 行生編,『高齢者の転倒とその対策』．医歯薬出版株式会社，東京，pp40-45.

Zetterberg, C., Elmerson, S., & Andersson, G. B. (1984). Epidemiology of hip fractures in Goteborg, Sweden. *Clin Orthop*, **191**, 43-52.