Kobe University Repository : Kernel

PDF issue: 2025-07-06

二重課題を伴った高齢者の動的立位姿勢調整能

原田，信子

(Degree)
博士（学術）
(Date of Degree)
2012-03-25
(Date of Publication)
2012-11-09
(Resource Type)
doctoral thesis
(Report Number)
甲5563
(URL)
https://hdl.handle.net/20.500.14094/D1005563

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。

博士論文

二重課題を伴った高齢者の
動的立位姿勢調整能

平成 23 年 12 月

神戸大学大学院人間発達環境学研究科

原田　信子

目次

用語の定義・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・6

略語・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・8

第１章　はじめに・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・9

第２章　文献研究・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・13

第１節　立位姿勢調整・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・13

第２節　立位姿勢調整の範囲と要素・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・14

第３節　注意機能の概要・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・15

3-1.　遂行機能とワーキングメモリ

3-2.　二重課題動作によるワーキングメモリの評価

第４節　高齢者の立位姿勢調整能・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・18

4-1.　加齢に伴う立位姿勢調整能に必要な感覚系の変化

4-2.　加齢に伴うステップ・歩行動作の動的立位姿勢調整能の変化

4-3.　加齢に伴う階段昇降動作の動的立位姿勢調整能の変化

4-4.　加齢に伴う動的立位姿勢調整能における予測とストラテジー

第５節　二重課題動作時の立位姿勢調整能・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・24

5-1.　立位姿勢調整における注意

5-2.　二重課題動作時の立位姿勢調整能に与えられる注意の配分量

第６節　高齢者の二重課題動作時における立位姿勢調整能・・・・・・・・・・・・26

6-1.　加齢に伴う二重課題動作時の立位姿勢調整能

6-2.　加齢に伴う二重課題動作時のステップ動作の動的立位姿勢調整能

6-3. 加齢に伴う二重課題動作時の歩行動作の動的立位姿勢調整能

6-3-1. 高齢転倒経験者が二重課題動作時の歩行パラメータに与える影響

6-3-2. 高齢者の認知機能が二重課題動作時の歩行パラメータに与える影響

第 3 章　検討すべき問題および本研究の目的 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・33

第 4 章　高齢者における二重課題動作がステップ反応に及ぼす影響（研究課題 1）・・37

1. 目的・・37

2. 研究方法・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・37

2-1. 対象者

2-2. 実験方法

2-3. データ分析方法

2-4. 統計処理

3. 結果・・40

3-1. ステップ長

3-2. ステップ反応速度

3-3. 足圧中心反応時間と準備時間

3-4. 各反応時間の割合

3-5. MΔTMT, BBS, TUG

4. 考察・・43

5. 要約・・45

第 5 章　目の前の柔らかい床面へステップする時の高齢者における二重課題動作時の

ステップ反応（研究課題 2）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・46

1. 目的・・46

2. 研究方法・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・46

2-1. 対象者

2-2. 実験方法

2-3. データ分析方法

2-4. 統計処理

3. 結果・・・49

3-1. M-TMT-A, M-TMT-B, MΔTMT, BBS および TUG

3-2. ステップ長

3-3. ステップ反応速度

3-4. 足圧中心反応時間と％DIP（足圧中心反応時間の割合）

3-5. ％DSP（遊脚期時間の割合）と％DDP（両脚支持期時間の割合）

4. 考察・・52

5. 要約・・54

第 6 章　二重課題動作時における連続ステップ動作から静止立位姿勢に至るまでの高齢者の動的立位姿勢調整能（研究課題 3）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・55

1. 目的・・55

2. 研究方法・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・55

2-1. 対象者

2-2. 実験方法

2-3. データ分析方法

2-4. 統計処理

3. 結果・・・60

3-1. 身体機能と注意機能の特性

3-2. 連続ステップ動作の速度の変化

3-3. ステップ期間 1, 3, 5 の身長に対する COP 速度比

3-4. ステップ終了後の静止立位姿勢期における COP 総軌跡長

4. 考察・・・

4-1. 加齢による二重課題時の階段降下時における下腿筋の筋活動

4-2. 加齢による二重課題時の最終段降下時における COP 動揺長

5. 要約・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・79

第 8 章　総括・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・81

1. 総合考察

2 二重課題を伴った高齢者の動的立位姿勢調整能

3. 結論

4. 本研究の限界

5. 今後の課題

参考文献・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・91

博士論文にかかる研究業績・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・100

謝辞・・102

用語の定義

本研究で用いられる主要用語の定義は，以下に示す通りである．

立位姿勢調整 (postural control)

本研究では，立位において安定性と定位という二つの目的をもち，空間中の身体位置を調整することとする．姿勢の安定性とは基底面と関連して身体質量中心を調整する能力とする．また，姿勢の定位は運動に関与する複数の体節間同士の関係，および身体と環境の間の関係を適切に維持する能力とする．

立位姿勢調整能 (ability of postural control)

本研究では，立位姿勢の安定性に関わる調整の能力とする．この立位姿勢調整能は環境や身体の状況，課題状況に応じて変化する．

静的立位姿勢調整能 (ability of static postural control)

本研究では，立位で止まっている状態において，身体アライメントが身体を中心からずらそうとする重力の影響を最小にし，筋を緊張させることで身体が重力の作用によって崩れないようにする能力とする．正常な立位姿勢調整には筋の張力を調整する能力が必要であり，そのメカニズムとしては①筋自体の粘弾性による伸張で生じる抵抗，②伸張反射による筋張力，③抗重力筋の活動の増大の 3 つが挙げられる．

動的立位姿勢調整能 (ability of dynamic postural control)

本研究では，身体が空間の中で移動しているときや支持面動揺などの外乱が働くときの身体の安定性を維持する能力とする．外乱が生じたときの動的立位姿勢調整能として 3 つの運動ストラテジー（足関節ストラテジー，股関節ストラテジー，踏み出しストラテジー）がある．支持基底面内で安定を保てない場合は，安定を崩した後に再度安定性を得るために踏み出し方略が必要となり，それは COM（center of mass）の位置と速度の相互作用によって決まる．

ストラテジー (strategy)

本研究では，運動課題を達成するために使われる動作パターンであり，様々な条件下で運動課題を遂行するために必要な感覚と知覚情報を組織化したものとする．

注意の配分量 (attentional allocation)

本研究では，二つの作業が同時に行われるとき，それぞれの情報が脳の中で処理されるために配分される注意量のこととする．人間が複数の情報を頭の中で処理するためには，

易しい作業と難しい作業がそれぞれ必要な注意の容量を配分することが必要である．難しい作業のほうが易しい作業よりも多くの注意の割合を配分されるが，使用できる注意の容量には限界があるため，配分量の総和が限界を超えた場合は作業が困難となり不完全となる．

注意要求 (attentional requirement)

本研究では，立位姿勢や運動を完全に行うために必要とされる注意のこととする．注意の要求は姿勢課題が複雑になればそれに応じて付加的に必要となる．

単一課題 (single task)

本研究では，立位姿勢の課題のこととし，静的立位姿勢である座位と立位，およびステップ動作や歩行などの動的立位姿勢を含む．

二重課題 (dual task)

本研究では，立位姿勢課題（このことを主課題とする）を行いながら，別の運動課題や認知課題（このことを第二課題とする）を同時に行うこととする．

略語

COP: center of pressure （足圧中心）

COM: center of mass （重心）

COG: center of gravity

TUG: Timed Up and Go test

TMT: Trail making test

MMSE: Mini-Mental State Examination

BBS: Berg Balance Scale

EMG: electromyogram （筋電図）

第1章　はじめに

2009 年，我が国の 65 歳以上の高齢者は過去最高の 2901 万人で総人口に占める割合は 22.7%となり（厚生労働省 2010），高齢化の速度は世界に例を見ない速さで進行している．高齢化社会の進行に伴い深刻な問題の一つは医療費の増大である．高齢者の受診率が非常に高いことは，老人医療費が老人以外の一人当たり医療費の 5 倍を占めていることからも明らかである（厚生労働省 2007a）．また，要介護者数も年々増加傾向にあり，平成 19 年度末（厚生労働省 2007b）で 65 歳以上の要介護者数は 437.8 万人で第 1 号被保険者の 15.9%を占めている（厚生労働省 2010）．

要介護の大きな原因の一つとして「転倒」が挙げられる．加齢に伴い身体機能や精神機能の低下が進むと立位姿勢調整が著しく低下するため，高齢者は転倒事故を起こし易くなる．神経疾患や関節疾患などに明らかに罹患していない高齢者であっても，転倒事故は容易に発生し，さらに転倒事故によって外傷や骨折という結果になれば，高齢者の日常生活は著しく低下してしまう（村田ら 2006）．特に，転倒受傷後の大腿骨頚部骨折は高齢者が寝たきりになる原因の一つに挙げられ，要介護になる原因の約 10%を占めている（図 1-1）．

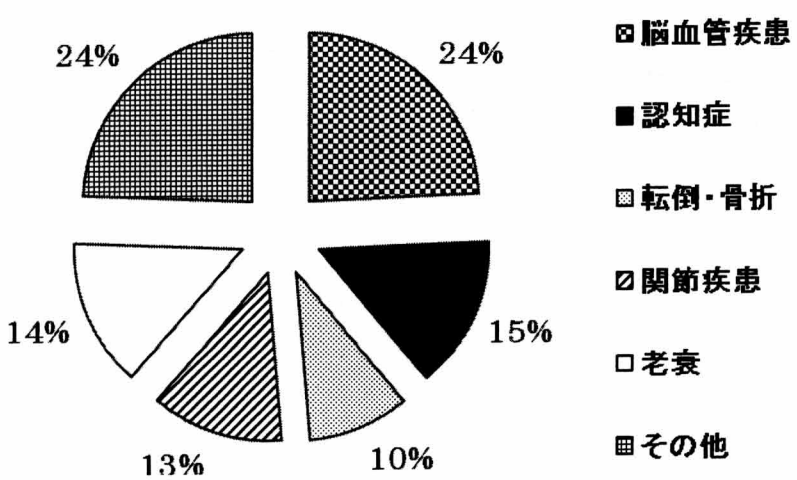

図 1-1　介護が必要となった主な原因　（厚生労働省　2007）

「転倒」と同様に，「認知症」も高齢者の大きな健康問題である．図 1-1 に示されているように，介護が必要となった主な原因は「脳血管疾患」に次いで「認知症」が 15%を占めている．認知症の二大原因の一つが脳梗塞等の脳血管疾患（他はアルツハイマー病）であり，特に我が国は諸外国と比較しても脳血管疾患が原因となった認知症が多いと指摘されている（厚生労働省 2001）．このことから，認知症は我が国の高齢者の大きな健康問題の一つであると考えられる．

要介護状態を未然に防止することは，先に述べた医療費の増大に対する対策のみならず，国民が高齢期においても健康で自らの意識で自分らしい生活を送るために重要なことである．要介護状態を予防するためには，その原因となる傷病を予防することが重要であり，なかでも要介護の原因の上位を占める転倒・骨折と認知症の予防に取り組むことは急務であると考えられる．これまでの研究や報告により，転倒・骨折と認知症の間には密接な関連性があることが明らかになってきた (American Geriatrics Society et al. 2001, Doorn et al. 2003). また American Geriatrics Society (2001) は転倒の 11 の危険因子の中の一つに，認知機能の障害を挙げている．しかし現段階では，認知症高齢者は認知障害があるために学習が困難であり，身体機能に対する運動介入や教育的アプローチを行っても介入効果が得られないと報告されている（橋立ら 2005，鈴木　2007，水野ら 2007）．従って，現状においては認知症の前段階である軽度認知障害を有する高齢者や，加齢とともに認知機能が軽微に低下してきた高齢者を対象に，効果的な転倒予防の方策を提供することが，高齢者の QOL を維持し，さらには寝たきりの高齢者を減少することに有効である．

加齢に伴う自然な認知機能の低下は歩行やバランス能力と関連性があることが報告されている（広田ら 2008，尹ら 2010）．加齢に伴う認知機能の低下として記憶障害はよく知られているが，前頭前野を責任領域とした遂行機能が低下すると日常生活を円滑に行うことが難しくなる（田淵 2004）．中央実行系と呼ばれるこの遂行機能の中枢部分は，注意を使用する容量制約システムであるとともに，それを配分する注意監視システムであると想定

されていて，作業記憶と呼ばれるワーキングメモリはこの注意機能のシステムに重要な役割を果たしている（苧阪 2000）．加齢に伴いワーキングメモリの働きが低下し，脳の中の注意の容量が減少すると，二つの課題を同時に行う二重課題動作において，高齢者は主課題である立位姿勢や通常歩行動作への注意の配分が少なくなるために動的立位姿勢調整が低下する（Teasdale et al. 1993, Brauer et al. 2002, Melzer et al. 2004）．

これまでの研究では，静止立位や平地歩行など簡単な動作を中心に，高齢者と若年者間，あるいは転倒経験者と非経験者間で二重課題動作時の動的立位姿勢調整能に関する研究が行われており，その理由として転倒事故が屋内の段差や滑りなど日常生活における簡単な動作中に起こっていることが考えられる．ところが，高齢者の転落事故の約 20%はエスカレータ（林 2006，O'Neil et al. 2008）や平地歩行よりも複雑で困難とされている階段で発生している（大西ら 2009）．高齢者にとって屋外で足元が不安定な歩道や階段は多くの注意を要する状況であると考えられ，注意を多く要する環境では高齢者は本来持っている身体機能が十分発揮できなくなり，若年者とは違った動的立位姿勢調整のストラテジーをとると予想される．

図 1-2 は立位姿勢調整を考える上で必要な要素であり，これまで注目されてきた個人の能力のみならず，環境や課題動作との相互関係も重視する必要性を示している．そして，これら 3 つのバランスが崩れたとき，転倒事故が発生すると考えられる（Shumway-Cook et al. 2009）．二重課題動作を用いた研究は，そのほとんどが静止立位や通常歩行で行われており，これまで生活環境に関連した，通常より困難で複合的な移動動作に対する検証はみられない．

そこで本論文では，高齢者のステップ動作に注目した．ステップ動作は高齢者の転倒予防に最も重要な動的立位姿勢調整であり(Wojcik et al. 1999)，随意的なステップ動作は外乱時の無意識に起こるステップ・ストラテジーに似ているため（奈良ら 2004），動的立位姿勢調整能の向上を目的とした高齢者の転倒予防のトレーニングにも活用されている．本論

文では，単純なステップ動作からより複雑な連続ステップ動作，さらに階段降下動作にも視点を広げ，これらの二重課題動作における動的立位姿勢調整能について検討を行う．また足元を不安定にする物理的要素を取り入れて，環境との相互関係にも注目し，高齢者の二重課題動作時における動的立位姿勢調整能を明らかにする．

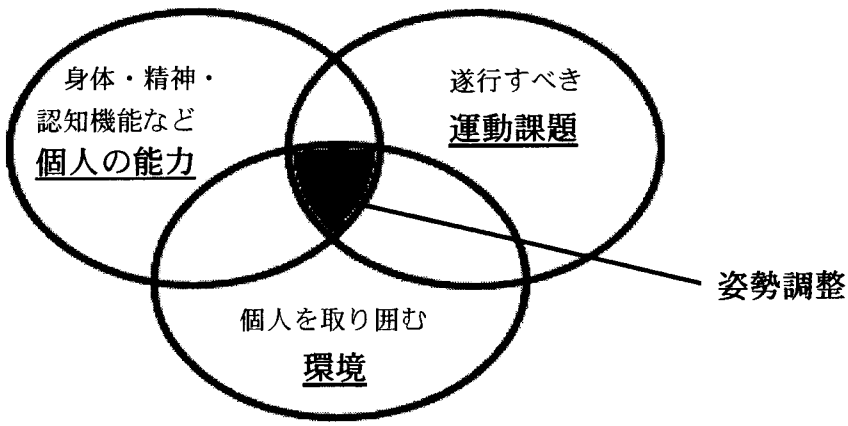

図 1-2　姿勢調整に関連する 3 つの要素　(Shumway-Cook 2009)

本論文から得られた知見は，今後の高齢者の転倒や認知症の予防を目指した二重課題動作時の動的立位姿勢調整能を向上させる具体的な方策や二重課題動作に対する新たな評価方法の開発につながるものと期待される．

第 2 章　文献研究

高齢者が二重課題動作を行うとき，姿勢課題の難易度，高齢者のバランス能力や床面の状況，注意機能，予測の要因などによって高齢者の動的立位姿勢調整能が異なる．ここでは，はじめに高齢者の二重課題動作時の動的立位姿勢調整能を考える上で，姿勢調整，および姿勢調整の範囲と要素，また，“姿勢調整における注意機能”について文献を基に解釈をすすめていく．続いて，これまで報告されている高齢者の立位，ステップ動作，歩行，階段昇降時の動的立位姿勢調整能，高齢者の二重課題を伴った動的立位姿勢調整能，および高齢者の動的立位姿勢調整能に影響を及ぼすと考えられる床面，予測についての先行研究の検討を行うことで，本研究の目的を明確にする．

第 1 節　立位姿勢調整

立位姿勢調整には立位において，安定性と定位という二つの目標に関して空間中の身体位置を調整することと定義される（Shumway-Cook et al. 2009）．姿勢定位とは運動課題に関与する複数の体節間同士の関係，および身体と環境との間の関係を適切に維持する能力と定義され，われわれはほとんどの運動課題において身体を鉛直に定位し，この過程において，重力（前庭系），身体保持面（体性感覚系），身体と環境にある目標との関係（視覚系）を含む多重感覚基準を使っている（Shumway-Cook et al. 2009）．

姿勢安定性とはバランスとも呼ばれ，基底面との関係で身体質量中心を調整する能力である．COM (center of mass) は身体全体の質量の中心にある点と定義され，この COM の鉛直投影点を COG (center of gravity)と定義する（Shumway-Cook et al. 2009）．一方，COP (center of pressure) とは支持面に作用する力の分布中心のことであり，COP は COM の周囲を連続的に動き，COM を支持基底面の中に保つ（Shumway-Cook et al. 2009）．

第2節　立位姿勢調整の範囲と要素

安静立位の調整とはCOMを“安定性限界”と呼ばれる基底面の限界内に保持する能力と定義され（Shumway-Cook et al. 2009），そのために重要とされる要素として骨・関節のアライメントや姿勢変換時の血流再分布による血圧の維持，姿勢を保持するのに必要な立ち直り反射を含めた平衡機能が挙げられる（内田 1997）．また，立位中に生じた外部からの外乱動揺に応答し，安定性を回復するために足踏みが必要となるが，これはCOMの変位が大きいからではなく速度が速いため，その結果，安定性を回復するために足踏みを必要とする（Shumway-Cook et al. 2009）．さらに移動運動においては，前進，動的立位姿勢調整，適応により特徴づけられ，移動運動における動的立位姿勢調整能の重要な要素としては，効果器としての筋力やそれを効率的に伝達する関節機能，中枢神経機構，ストラテジー，予測などが挙げられる（図2-1）．

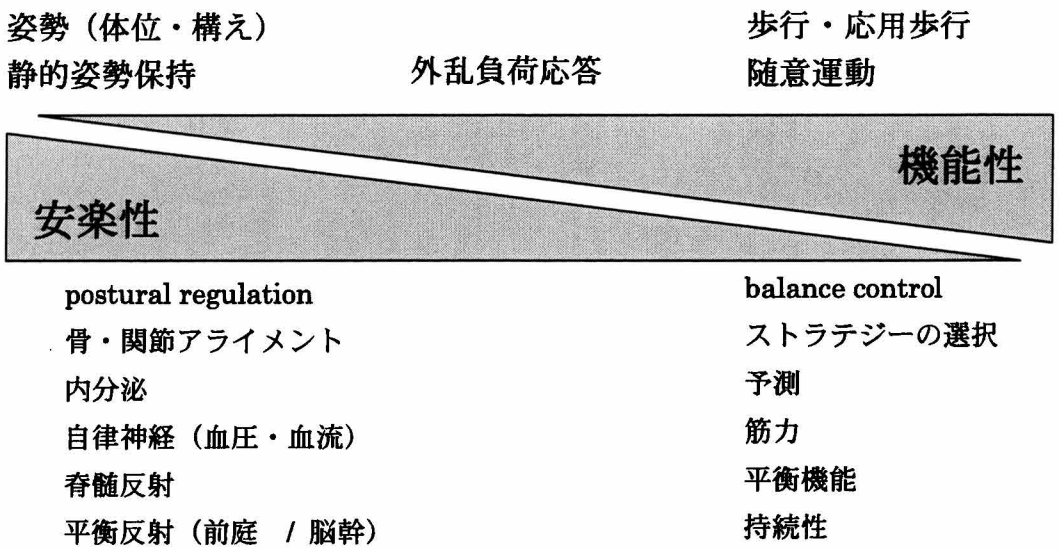

図2-1　立位姿勢調整の範囲と要素　（内山　1997）

これまで，立位姿勢調整とは支持基底面のみによって定義されてきたが，最近では安定性の限界は固定的な境界ではなく，運動課題や筋力，関節可動域といったものを含む個体の性質，COMの特性，そして環境に従って変化することが示唆されている（Shumway-Cook

et al. 2009).

第3節　注意機能の概要

加齢に伴う中枢神経細胞の減少や死滅は高齢者の認知機能に大きなダメージを与え，とくに脳の前頭前野を領域とする中央実行系の下位システム間である注意の使用容量の制限や，注意の配分を行うワーキングメモリの機能低下が顕著となる（坂村 2004, 矢冨 2006）．このことは，高齢者は若年者に比べ"個人の情報処理許容能力"が少なくなり，意識的に注意を向けられる容量が若年者よりも少ないことを表していて，さらに複雑な活動に対して注意の分配が自由にできなくなることを示唆している．

3-1.　遂行機能とワーキングメモリ

遂行機能 (executive function)は，日常生活で何らかの問題に遭遇した場合，それを解決していくために動員される，一連の複雑な認知・行動機能の総称である（三村 2004）．この用語を神経心理学的立場から初めて明確に規定した Lezak (2004) は，遂行機能とは①目的を設定(goal formulation)，②計画の立案 (planinng)，③目標に向けての計画の実行 (carrying out goal-directed activities)，④効果的な行動(effective performance) という 4 つの要素を含んだ能力であるとしている．この能力に問題があれば社会生活はうまく進まなくなるが，前頭葉，とくに前頭前野を中心とした脳損傷により遂行機能障害が出現することが多い（三村 2004, 田淵 2004, 種村 2008）．しかし大脳後方の損傷においても遂行機能障害が認められる事もあり，これは遂行機能が前頭葉以外の脳領域に多くの相互結合があり，さまざまな領域での損傷が前頭前野への離断をもたらすと考えられている（田淵 2004, 種村 2008）．また，この遂行機能にはワーキングメモリ (working memory : 作業記憶) の働きが必要不可欠である．ワーキングメモリとは「目標志向的な課題や作業の遂行にかかわるアクティブな記憶」と定義されていて，①一時的に提示された情報の表象を課題処理のために必要とされる一定の時間だけアクティブに保持し，必要がなくなれば消去す

る．さらに②アクティブに保持した情報を柔軟に処理する制御機構を含んでいるとされる．つまり，短期記憶では入ってきた情報を一次的に保持するような記憶の静的な側面があるが，ワーキングメモリは情報処理の中でアクティブに保持され，課題や行為の文脈に伴って処理や操作が加えられ，その内容が変化していくといった動的な側面を重視している（苧阪 2000，一原ら 2003）．そして，短期記憶モデルはリハーサルによって長期記憶に転送されるという処理が考えられているのに対して，ワーキングメモリでは消去（リセット）されることに利点がある（苧阪 2000）．そのため前頭連合野の障害では，エピソード記憶や手続き記憶などの長期記憶障害はほとんど引き起こさず，ワーキングメモリの障害が起こる（本郷 2005）とされている．また，ワーキングメモリは前頭前野とともに頭頂連合野，側頭連合野，大脳基底核，小脳，海馬など様々な部位でも活性化がみられることから，ワーキングメモリは前頭前野に局在しないと考えられている．つまり，ワーキングメモリはモダリティ（入力様式）特異的に働くということであり，視覚ワーキングメモリでは視覚関連脳領域が，聴覚ワーキングメモリでは聴覚関連脳領域が，そして運動ワーキングメモリでは運動関連脳領域が，言語ワーキングメモリでは言語関連脳領域がそれぞれ中心となって働くとされている（苧阪 2000）．

一方，生理学的に検証可能な作業記憶のモデルとして図 2-2 を示した(一原ら 2003)．作業記憶は特定の課題や行為の遂行に必要な情報を一時的に貯蔵すると同時に，それらを必要に応じて処理する仕組みを持っている．一原ら（2003）によれば，まず情報の選択・入力に関わるメカニズムでは，必要な情報の選択は前頭連合野以外の領域で行われ，前頭連合野は選択された結果の情報を受けている可能性が高いとしている．そして，情報を一時的に保持するメカニズムとして「一時貯蔵機構」が必要で，これは多くの場合は前頭連合野の多くのニューロンの遅延期間活動が観察されている．たとえば手がかり刺激が呈示されたことに対する反応の遅延期間中持続的にニューロンが発火し，その遅延期間の増減によって遅延期間活動の持続時間が増減する．前頭連合野の多くのニューロンは視覚情報な

どの入力情報を表象している．情報を処理するメカニズムでは，情報の一時貯蔵と同時にこのニューロン集団が表象する情報が変化する（たとえば視覚情報から運動情報に変化するなど）ことが明らかにされており，これは一時貯蔵機構と収集・選択機構のニューロン間の相互作用によって貯蔵されている情報が変化する過程としている．情報の出力については，反応時に生じる一過性の運動関連ニューロン活動が運動関連活動に類似した運動野・前頭眼野・上丘で観察されることから，行動の発現や制御に関与しているとしている．

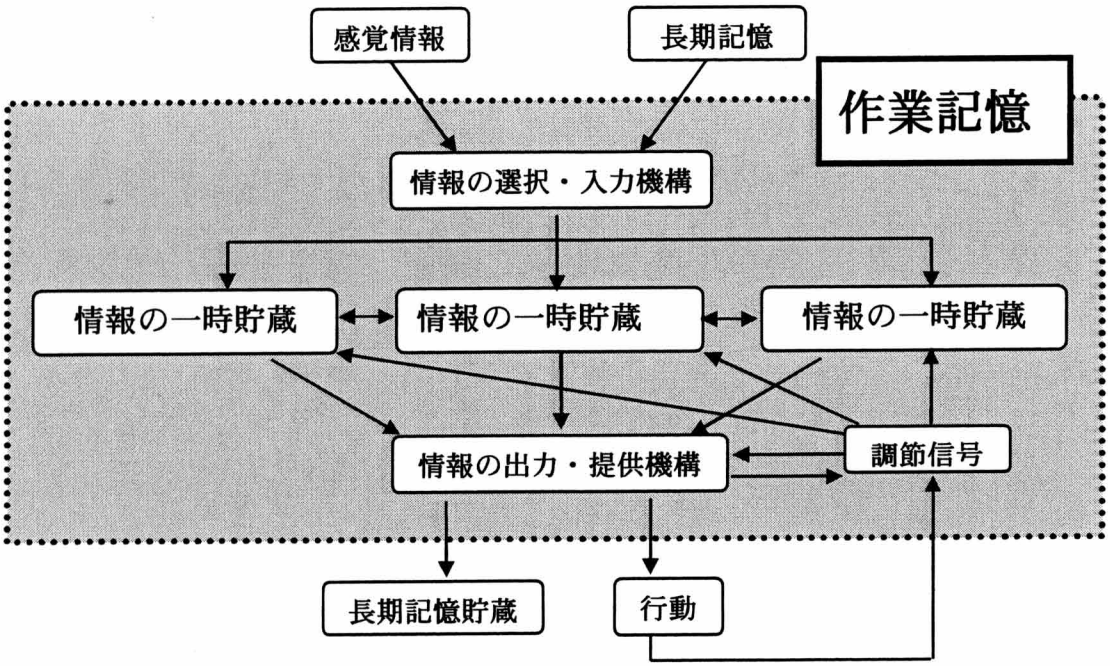

図 2-2　　作業記憶のモデル　（一原 2003）

3-2.　二重課題動作によるワーキングメモリの評価

前頭前野の中央実行系 (central executive) は注意の制御システムと位置付けられ，その働きは注意の制約を行うとともにそれを配分する注意監視システムでもあると想定されている．ワーキングメモリは注意において，重要な働きを担っていて，維持性と一過性の注意，また意図的注意や自動的注意の双方がワーキングメモリに関わっている（苧阪 2000）．

ワーキングメモリは情報の処理と保持という動的な認知活動における記憶の役割をとりあげていて，ヒトの高次認知活動では処理の中間結果を一時的に保管しながら，次の処理を同時に行うという，並列的ないし二重の活動がきわめて重要である（坂村 2004）．そしてワーキングメモリは，注意の容量や配分，時間の制限を受けながら働くと考えられている．ワーキングメモリの研究の実験方法として「二重課題(dual task)」という二つの異なった課題を同時に遂行させる実験がある．二つの課題を単独で行う場合に比べ両課題を同時に行う場合に課題の遂行時間が延長することを二重課題コストと呼び，この二重課題コストが遂行機能障害者ではとくに大きいという結果が得られている（種村 2008）．

第 4 節　高齢者の立位姿勢調整能

加齢に伴いバランス能力が低下するために，高齢者の立位姿勢調整能は若年者と違いがみられる．一般に，立位姿勢時の重心の動揺は 50 歳を過ぎると徐々に大きくなり，60 歳代からは著しく大きくなる．重心動揺の増加はバランスの低下を示していて，高齢者の転倒の要因と考えられる．

4-1.　加齢に伴う立位姿勢調整能に必要な感覚系の変化

通常，視覚系，前庭系，体性感覚系の末梢入力からの情報を得て立位姿勢調整が行われているが，それらは生涯一定した立位姿勢調整能への貢献を示すのではなく，年齢や疾患の有無によって各々への依存性は変化する．幼児期には主に視覚が優位に作用していた立位姿勢調整能も，発達に従い体性感覚優位の調節へと変化していく (Shumway-Cook 2009)．安定した床面においては，体性感覚からの情報が立位姿勢調整能に必要とされる情報の 60～75％を占めている (Doumas et al. 2008)．たとえば，立位姿勢調整を司る上で足底感覚は重要であるが，足底感覚の応答時間の速さは，他の末梢入力と比較して大きな違いがみられる．一般成人の場合，視覚経路を介して送られる動揺に関する信号への筋応答潜時は 200ms とされるのに対して，床面の水平移動に反応して発生する体性感覚への応答は 80～

100ms であることから，神経系は優先的に体性感覚に依存する立位姿勢調整を行っていることが考えられる(Shumway-Cook et al. 2009).

しかし，加齢とともに体性感覚が低下し，立位姿勢調整能は体性感覚優位から視覚優位のストラテジーへと移行していく（Shumway-Cook et al. 2009，建内ら 2006）．その理由として，加齢に伴い皮膚の弾性の低下や変形，感覚受容器の減少や変化（Kenshalo 1986, Bolton et al. 1996)，末梢神経線維数の減少，そして中枢神経系内の情報処理時間の延長などが挙げられる（岡田ら 1998）．その結果，振動や外乱，揺らぎなどの足底入力の変化に対する高齢者の立位姿勢調整能の低下がみられる（Teasdale et al. 2001，Doumas et al. 2008）．一例をあげれば，Perry (2006) は足底の振動覚テストによって，70 歳前半の高齢者はそれ以下の高齢者に比べて振動覚の感知度が 2 倍になることから，足底感覚の低下が高齢者のバランス能力の低下の一因であると述べている．

4-2. 加齢に伴うステップ・歩行動作の動的立位姿勢調整能の変化

ステップ動作，もしくは歩行が開始されるには，静的立位姿勢調整から動的立位姿勢調整へ移行する必要がある．このステップ動作ないし歩行を開始するための動的立位姿勢調整では，COP と COG が分離することが必要である．しかし高齢障害者が歩行開始するときは，健康高齢者と比べ COP と COG を近くに維持して動的不安定性を最小限にするストラテジーをとるという報告がある（Shumway-Cook et al. 2009）．また，建内ら（2006）は若年者と中高年者を対象に側方のステップ動作の能力について報告しており，若年者は重心の支持脚側への移動を出来るだけ抑制して，動作の効率を重視した姿勢制御ストラテジーを用いたのに比べ，中高齢者では支持脚側へ身体の移動を行い，動作の安定性を重視したストラテジーになったと述べている．

田中ら（2001）は出来るだけ速く前方へ片足を踏み出した時の反応時間測定し，その結果，最も中枢の処理過程の影響を受ける動作開始時間（刺激から筋収縮開始までの時間）は年齢のみと関連があること，筋張力が発生するまでの時間である動作時間（筋収縮から

関節運動の開始）に対しては年齢および転倒の有無は影響を及ぼさなかったこと，そしてステップの運動時間は年齢よりも転倒の有無との関連性が強かったことを報告し，結論として高齢者の転倒は下肢運動時間と関係があることを報告している．

朴ら（2008）は高齢者の最大一歩踏み出し動作から直立状態に移行する時の動的立位姿勢調整能の特徴を報告している．すなわち，踏み出し後，両足接地から3秒間のCOP左右および前後の動揺距離は若年者よりも有意に大きくなる結果となり，中でも左右の動揺はその傾向が強かった．また高齢者は最大一歩踏み出しから直立姿勢に至るまでの時間も若年者に比べ有意に長かったことから，高齢者は踏み出し動作から静止立位姿勢に移行するまでの姿勢回復能力が低下しており，とくにCOP左右方向への重心動揺が増大したことは，転倒にも結び付く要因になると述べている．

外乱に対して素早くステップ反応する場合も，加齢とともにその反応は遅れる (Mcllroy et al, 1996)．不意な外乱（前後方向）を与えた時の特徴として，中殿筋の予測性姿勢調節 (anticipatory postural adjustment) が多くみられるが，高齢者は末梢感覚の感度が減少し中枢における情報処理や伝導時間が延長するため，反応発動時間の延長が起こる．また，高齢者は若年者よりもステップの回数を増やすという動作を行ってバランスを回復しようとし，そのステップ動作は主に側方への動作となる傾向にある．多くのステップ反応が起こってしまうのは，最初のステップでおこるバランスの変化が原因で，高齢者の場合，最初の着地時にCOMが遊脚足側の側方へと移動しており，これをコントロールするために，次の側方へのステップ動作が現れたのであろうと推測されている (Mcllroy et al, 1996).

これらのステップ動作に対する先行研究の知見から，①高齢者はステップを行うとき動作の安定性を重要とするため支持脚側に身体の移動を行う，②踏み出すときの反応時間の中で，中枢処理時間が若年者に比べ延長する，③踏み出した足のCOPは若年者と比べ大きくなる，④外乱を与えた場合，高齢者はステップを多くして立位姿勢の安定性を保とうと

するなどの特徴がみられた．これらのことから，転倒を未然に防ぐためには高齢者には安定したステップ動作が必要であり，そのためには高齢者のステップ動作における動的立位姿勢調整能を明らかにする必要があると考えられた．

4-3. 加齢に伴う階段昇降動作の動的立位姿勢調整能の変化

高齢者の階段での転倒は高い割合で発生しており，そのほとんどは降下時に起こっている（内山ら 1997, Shumway-Cook et al. 2009）．

階段上昇時の立脚期は，荷重の受け入れ，引き上げ，前進推進，そして遊脚期は足部クリアランスと足の配置に分けられる (Shumway-Cook et al. 2009)．立脚期の引き上げは膝・足関節の伸筋活動（主に外側広筋とヒラメ筋）の短縮性収縮により起こる．階段上昇と平地歩行の違いは①階段を上がるために必要な力は平地歩行制御の 2 倍かかり，②階段を上がる時の前進推進力は主に膝関節伸筋であり，足関節は主たる役割を果たしていないことである．遊脚期は足部クリアランスのための足関節背屈筋である前脛骨筋と膝関節屈曲筋であるハムストリングスの働きが重要となり，遊脚期中期には大腿直筋が伸張性収縮を始める．このように，階段の上昇時は大腿直筋，外側広筋，前脛骨筋，腓腹筋内側頭の短縮性収縮の働きが主になる．一方で，階段降下時にはこれら筋群が伸張性収縮し，重力に関して身体を制御することが必要になってくる (Shumway-Cook et al. 2009). COP について移動の面からみた研究でも，階段上昇時は COP が踵部から前足部に移動するのに対して，降下時の COP は一度後方へ戻り，再度前方へ移動すると報告されており，このことから階段降下時は上昇時よりも動的立位姿勢調整による姿勢保持能力が必要な動作であると述べられている（内山ら 1997）．階段降下時の荷重の受け入れは下腿三頭筋，大腿直筋，外側広筋の伸張性収縮を介して行われ，足関節と膝関節のエネルギーを吸収する．遊脚中期までには股関節と膝関節の屈曲は逆戻りし，足関節，膝関節と股関節のすべての関節が足部配置のために伸展する (Shumway-Cook et al. 2009).

階段降下を安全に行うためには，足部クリアランス（遊脚期時におけるつま先と床面の距離）と足部配置が重要であるが，階段の高さには十分な視覚情報が必要となる．健常高齢者の場合，視覚情報が十分でない場合は，ゆっくりと階段を降下し，足のクリアランスは大きく，ケーデンス（歩行率で通常は一分間の歩行数を示す）は小さく，後方に足を配置させるストラテジーをとると報告されている (Simoneau et al. 1991).

また，段から床面に着地するとき，高齢者は足部の筋群（前脛骨筋と腓腹筋外側頭）を同時収縮して，動的立位姿勢調整を保つストラテジーをとることも報告されている (Hortobágyi et al. 2000).

これらの階段昇降に関する先行研究の知見から，高齢者にとって階段昇降時には高度な動的立位姿勢調整能が必要であることが明らかになった．特に降下時は，協調された下肢筋の伸張性収縮が必要であり，また，加齢に伴い視覚，前庭機能，体性感覚が低下すると，高齢者は階段降下の速度やケーデンスを低下させ，足のクリアランスを大きくするなどの立位姿勢を安定させるストラテジーを行うことが明らかになった．高齢者の日常生活において，階段昇降動作は屋内でも屋外においても欠かせないものであり，高齢者の階段動作における動的立位姿勢調整能を明らかにする必要があると考えられた．

4-4. 加齢に伴う動的立位姿勢調整能における予測とストラテジー

ステップや歩行などの移動動作時に予測的に動的立位姿勢調整を行うためには，視覚からの感覚入力が重要になる．そして視覚的な予測的ストラテジーには，環境に潜在する障害を避ける回避ストラテジー（avoidance strategy）と，不安定となる影響を計算し，事前に調整する順応ストラテジー(accommodation strategy)の二つのストラテジーがある．回避ストラテジーの要素として，(a)足部配置の変更，(b)障害を回避するための床とクリアランスの増加，(c)進行方向の変更，(d)停止の 4 つが考えられ，進行方向を変更すること以外は，

一歩行周期で実行することができる．順応ストラテジーは滑り面を歩くために歩幅を減らしたり，階段昇降時に推進力を足関節から股関節や膝関節の筋群に移行したりする (Shumway-Cook et al. 2009).

高齢者を取り囲む環境は非常に複雑で，特に屋外歩行で予測しない状況が発生する場合は注意の配分をより必要とする．このため，高齢者は屋外歩行の機会を徐々に減らしていき，その結果，身体機能も徐々に低下する悪循環に陥る．Lockhart et al. (2007) は目の前にある滑り面に向かって歩く場合の高齢者と若年者の滑り回避ストラテジー（slip avoidance strategy）について検討を行った．その結果，両者とも滑り面の手前で，歩行ストライドを狭くして踵接地速度を低くし，立脚側のハムストリングス（大腿屈筋群）の筋活動を持続して，大腿直筋の筋活動を抑制していた．しかし，滑り面にステップする直前，高齢者は両側の踵接地速度を若年者よりも低くして摩擦を少なくし，また一部の高齢者は歩数を増やしていた．このように，高齢者は滑り面を目前にして立位バランスを保持するために若年者とは違ったストラテジーをとっており，これは加齢に伴う認知処理の違いの可能性があると述べている．

また，回避ストラテジーを適用するために必要な最短時間について，高齢者と若年者で比較した報告がみられる（Patla et al. 1992）．この実験では，歩行路に沿って歩いているときに，特定の場所で歩幅を長くあるいは短くする光による合図に自分の足を合わせることを指示した．その結果，若年者に比べて高齢者は一歩前で合図が出たとき，歩幅調節が困難であることがわかった．歩幅を狭くするとき高齢者は 38％の成功率，歩幅を広げるとき高齢者は 60％，若年者は 80％の成功率を示したが，これに対して二歩前に合図が与えられれば，両群の成功率は等しかった．この結果から，歩幅を狭くするためには HAT segment（head arm and trunk segment: 頸部・腕・体幹部）の前方揺れを安定させる必要性があり，高齢者はこの動的立位姿勢調整が困難であることが示唆された（Shumway-Cook et al. 2009）.

この結果は，非常に興味深く，高齢者が障害物の一歩前，つまり足踏み出し時に動的立位姿勢調整を変化させる能力が必要なことを示している．このような高齢者の予測に対する動的立位姿勢調整能の研究では，注意の配分量が少なくなる二重課題の方法についての報告がみられないため，今後検討する必要性があると考えられる．

第5節　二重課題動作時の立位姿勢調整能

5-1.　立位姿勢調整における注意

脳の中の注意の容量が減少すると，二つの課題を同時に行う二重課題動作において，立位姿勢や通常歩行動作への注意の配分が少なくなるために立位姿勢調整能が低下する(Shumway-Cook et al. 2009)．Shumway-Cook et al. (2009) は，立位姿勢調整における注意を“個人の情報 - 処理許容能力”と定義している．注意機能は姿勢の課題，年齢や個人のバランス能力に依存していて，どの個人においても許容能力には制限があり，運動課題を行う場合にはそれに割り当てられた処理能力が必要である．従って，二つの課題を同時に実行していて全処理能力以上の能力が要求される場合には，二つのうち一方，あるいは両方に対する能力が損なわれる（Shumway-Cook et al. 2009)．

5-2.　二重課題動作時の立位姿勢調整能に与えられる注意の配分量

これまでの研究において，人間が同時に二つの課題を実行するとき，立位姿勢調整に向けられる注意の配分が，姿勢課題によって違うことが明らかにされてきた（表 2-1)．たとえば，立位や歩行動作時の立位姿勢調整は座位の時よりも注意の要求が増加すること（Lajoie et al. 1993）や，外乱がない比較的容易な普通の歩行動作中に他の動作を同時に行っても，動的立位姿勢調整能には変化がみられないこと（Ebersbach et al. 1995）が報告されている．また，立位で二重課題動作を行うと重心動揺が少なくなるという報告もある（Stoffregen et al. 2000, Morioka et al. 2005, 片岡ら 2007)．山本ら（2009）は階段昇降を行った時の歩行の場合，携帯メールの操作を行った時は行わなかった時に比べ，立脚期

時間，遊脚期時間が有意に延長しており，歩行の安定性を維持するために歩行時間を延長すると述べている．

表 2-1　姿勢課題の違いによる注意の配分量の変化

	研究者	主課題	第二課題	結果と考察
①	Lajoe et al. (1993)	・座位 ・立位 （支持面大と小） ・歩行	聴覚反応時間課題	座位から立位（支持面大），立位（支持面小），歩行の順に聴覚反応時間が長くなる．姿勢の安定性が必要になれば，動的立位姿勢調整に使われる注意の配分量も増加する．
②	Ebersbach et al.(1995)	・歩行	指のタッピング	重複歩時間の変化が少ないことから，二重課題時の普通歩行は若年者にとって困難な動的立位姿勢調整ではない．
③	Stoffregen et al. (2000), Morioka et al. (2005), 片岡ら (2007)	・立位	視覚課題	視覚課題を遂行する間，重心動揺は少なくなる．それは第二課題のパフォーマンスを高めるために，立位時の身体の動揺を少なくしたと考えられる．
④	山本ら (2009)	・階段昇降	携帯メール	二重課題時には階段歩行を安定させるために，立脚期・遊脚期ともに延長させた．

これらの研究から，人間が二重課題動作を行う場合には，姿勢課題の安定性の要求が増大するにつれ，立位姿勢調整系に使われる注意の配分量が増加するとともに，安定した立位姿勢のような比較的容易な立位姿勢調整であれば，第二課題を促通させるために立位姿勢調整能を変化させることが可能であることが示唆された．すなわち，二重課題動作における課題遂行の難易度は，姿勢課題，もしくは歩行課題の注意の要求の程度による階層構造に依存していることが考えられる（Shumway-Cook et al. 2009）．

第6節　高齢者の二重課題動作時における立位姿勢調整能

6-1. 加齢に伴う二重課題動作時の立位姿勢調整能

高齢者の二重課題動作時の立位姿勢調整能については，立位姿勢の動揺が増加した報告と減少した報告，変化なしの異なる報告があり，一致した結果が得られていない（図 2-3）.

これまでの高齢者を対象とした二重課題動作時の立位姿勢調整能に関する研究の結果を図 2-3 に示した．対象者において，バランス不良の対象者は BBS（Berg Balance Scale）(Berg et al. 1989) を用いたバランステストが低値である高齢者や，転倒経験のある高齢者である．また床面の不安定な状況とは，床面に外乱を与えたり，ソフトマット上に乗ったり，または足底支持面を狭くした状況を示している．これらの結果から明らかなことは，バランス不良の高齢者は，床面の状況にかかわらず，重心動揺が増大していることである（Shumway-Cook et al. 1997，大野ら 2002）．加齢に伴い感覚受容器，とくに触覚の感覚受容器であるマイスナー小体の形態や機能は低下する（岩村 2006）．高齢者の足底からの感覚入力の減少は上位中枢への情報伝達に影響を及ぼすため，注意の要求が大きくなる動作を実行する際には，高齢者の立位姿勢調整に大きく影響を及ぼすことが推測される．とくに転倒を経験しているバランスが悪い高齢者の場合は，二重課題動作を行う時に足底からの感覚入力が立位姿勢調整能に重要であることを示唆している.

一方で，バランスの良好な高齢者は床面が安定しているときは，重心動揺が増大したという報告（Shumway-Cook et al. 2000, Melzer et al. 2001, Doumas et al. 2008）が多いにもかかわらず，床面が不安定な状況下では，重心動揺の増大（Teasdale et al. 2001）や減少（Melzer et al. 2001）したという報告，あるいは変化なし（Doumas et al. 2008）という異なる報告がみられる．重心動揺が増加したという報告では，立位姿勢は筋骨格系，神経系，感覚系などによって自動的にコントロールされるが，別の課題を与えられたとき，注意・動機・意志などの高次の情報処理過程も立位姿勢調整能の再編成に影響を及ぼすため，姿勢が乱れると考えられている（Teasdale et al. 1993, Shumway-Cook et al.1999）.

一方で，Melzer et al. (2001) および Doumas et al. (2008) は足底面を不安定にして二重課題を行ったとき，高齢者の重心動揺が減少，もしくは変化がないのは立位姿勢調整のストラテジー (postural control strategy) のためであると述べている. Melzer et al. (2001) は高齢者の重心動揺が減少すると同時に，足関節筋群（前脛骨筋，腓腹筋外側頭）が同時収縮していることも観察し，このことから高齢者は注意要求が大きくなり立位姿勢調整が困難となった場合は，姿勢の安定性を保つため足関節筋群を同時収縮し重心動揺を減少するストラテジーをとると述べている．また，Doumas et al. (2008) は床面が不安定な時に二重課題を行うと重心動揺は変化がなかったが，第二課題である計算課題の回答率が有意に低下したことから，立位姿勢調整を認知課題よりも優先的に行った結果であることを示唆し，これは加齢とともに減退する足底からの感覚情報を代償することによって高齢者が安全に立位姿勢調整を行うストラテジーであると述べている．

図 2-3　高齢者の二重課題時における立位姿勢調整に関する先行研究

これらの知見では，バランス能力が良好である高齢者でも不安定な足底面では，その動的立位姿勢調整に一致した結果は出なかった．また，不安定な足底面上におけるステップ動作や歩行などの動的立位姿勢調整についての報告はみられない．高齢者の日常生活の中で，足底面が非常に不安定な場合に，注意の要求が増えると高齢者の動的立位姿勢調整にどのような影響を及ぼすかについて検討の必要性がある．

6-2. 加齢に伴う二重課題動作時のステップ動作の動的立位姿勢調整能

ステップ動作，特に最初のステップの開始は，高齢者にとってバランスの安定性に非常に重要であることから，ステップ動作の解析は多く行われている．しかし，ステップ動作における二重課題に関する研究は極めて少ない．Brown et al. (1999) と Brauer et al. (2002) は高齢者と若年者に対して外乱を与え，同時に聴覚刺激による口頭応答を行わせた．その結果， Brauer の場合は，高齢者・若年者の両方において，立位姿勢を保つよりもステップをした方が応答時間が長くなり，ステップ開始時の COM の動きにも単一課題と二重課題の間に違いがみられなかったったのに対して，Brown の場合は，高齢者のみ延長がみられ，またステップ開始時の COM は支持面から大きく離れた結果となった．Brauer は両者の結果の違いは外乱の速さが Brauer の方が遅かったことや，認知課題の質が Brown の方が高かったためと述べている．

Melzer et al. (2004) は高齢者と若年者の二重課題動作時における自発的なステップ動作を比較している．単一，二重課題のどちらにおいても，全ての高齢者のステップ動作時間は若年者より有意に延長していた．しかし，単一課題に対する二重課題のステップ開始時において，時間の増加率が高齢者の方が若年者より大きかったと報告している．この理由として，ステップ開始時は末梢感覚の感知と中枢神経の伝導時間に依存していて，高齢者の二重課題ではこの段階で情報処理の時間がかかるため，時間の延長がみられたと述べている．また Melzer et al. (2007) は，転倒の経験がある高齢者と非転倒経験の高齢者におい

て，ステップ動作を行いながら Stroop test を行った．その結果，単一課題のステップ動作パラメータでは転倒の有無による有意な差はみられなかったが，二重課題においてステップ動作の準備期，遊脚期と着地時間に有意な差がみられたことから，二重課題を伴って自発的ステップ動作を遂行することで，転倒の危険性を予測できると述べている．

6-3. 加齢に伴う二重課題動作時の歩行動作の動的立位姿勢調整能

6-3-1. 高齢転倒経験者が二重課題動作時の歩行パラメータに与える影響

二重課題時の歩行パラメータ（時間，速度，歩幅，歩数，歩調）を高齢転倒経験および高齢非転倒経験者の間で比較する研究は多くみられる（表 2-2）．

これまでの研究結果では，二重課題動作を行うことで転倒経験者の歩行や TUG (Timed Up and Go) (Podsiadle et al. 1991) に変化がみられることから，二重課題時の歩行および TUG は転倒予測の指標になる可能性が指摘されている．Toulotte et al. (2006) は，転倒経験の有無によって単一課題では歩行の歩数，スピード，片脚支持時間の間に差はみられなかったが，二重課題（運動課題）を行わせたところ，転倒経験者の方は歩数とスピードが減少し，片脚支持時間は延長したと報告している．また，Lundin-Olsson et al. (1997) は施設入居の高齢者を対象に歩行を観察し，さらに 6 カ月の追跡調査で転倒の有無を調査した結果，会話するときに歩行を中止した人の中で転倒した人は 83%，歩行を継続した人の中で転倒しなかった人は 76%であった．この知見をもとにした転倒予防の方法は，転倒を予測するための簡単で経費や道具を必要としない非常に優れた評価方法であることから，"stops walking when talking" と呼ばれている．さらに，Lundin-Olsson et al. (1998) は施設入居の高齢者について，TUG を行うと同時に，全量の水の入ったコップを持たせ（TUG manual)，TUG のみの単一課題と二重課題の TUG の時間差を検討し，さらに 6 カ月間の追跡調査を行った．結果として，TUG manual が単一課題に比べて 4.5 秒以上の差がある場合，高齢者に転倒が認められたことが明らかになった．従って，TUG と TUG manual を比較することで，施設入居の高齢者の転倒リスクを評価することが可能と述べ

ている．山田ら（2007）は，健常高齢者を対象に歩行を行いながら計算を行う二重課題動作を行い，6カ月後に転倒の有無でグループを分けたところ，自由歩行では両群に差がなかったが，Δ歩行時間（二重課題時の歩行時間から単一課題時の歩行時間を引いた値）の延長が転倒群においてみられたと報告している．

一方で，これらの研究と異なる結果を報告した研究がある．Shumway-Cooket al. (2000) は転倒経験および非転倒経験の高齢者を二つのグループに分け，主課題としてTUGを行わせ，同時にコップ一杯入った水を持つ動作（manual task）と引き算（cognitive task）を行わせ，それぞれのTUGの時間を計測した．その結果，転倒経験者は単一課題，二重課題ともにTUGの時間延長がみられたが，転倒経験者を予測するのに二重課題が単一課題よりも適している結果にはならなかったと報告している．同じ TUG の二重課題を利用することによって転倒者を予測するとしたLundin-Olssonet al. (1998) の結果との違いの理由として，研究対象とした高齢者はLundin-Olssonの研究では施設入居者で介助が必要であった高齢者に対して，Shumway-Cook et al. (2000) の場合は自立した高齢者であったことが一因であると述べている．Bootsma-van et al. (2003) は380人の高齢者について，歩行を行いながら動物や職業の名前を30秒間暗唱させる二重課題を行わせ，1年後の転倒事故数を追跡調査した．結果として，単一課題時と二重課題時の両方において，歩行時間とステップ数，言葉の流暢さは転倒事故数との間に有意な相関関係が認められた．しかし，単一課題の歩行時間・ステップ数，言葉の流暢さと二重課題のそれらの間にみられた差異は，1年後の転倒事故数を予測するものではなかった．この結果は，Shumway-Cook と同様に，二重課題のパフォーマンスは単一課題以上に転倒を予測できないことを示唆している．さらに，この調査が施設入居者のみならず一般高齢者対象に行っていることから，結果の信頼性が高いことを強調している．

表 2-2　高齢転倒経験者が二重課題時の歩行パラメータに与える影響に関する研究

研究者	方法（①主課題②第二課題）	転倒経験者の結果
Lundin-Olsson et al.(1997)	①歩行（距離の記載なし） ②会話	歩行を中止した人・・・83%が転倒 歩行を継続した人・・・24%が転倒 “stops walking when talking”で転倒予測可能
Lundin-Olsson et al.(1998)	①TUG ②水の入ったコップを持つ	二重課題で TUG4.5 秒増加・・転倒傾向 二重課題動作で転倒予測が可能
Shumway-Cook et al. (2000)	①TUG ②水の入ったコップを持つ	単一，二重課題とも転倒者では TUG が高値. 二重課題動作で転倒予測は不可能.
Bootsma-van Et al. (2003)	①3 回方向転換する 12m 歩行 ②名前暗証	単一，二重課題とも転倒者で相関関係あり. 二重課題動作で転倒予測は不可能.
Toulotte et al. (2006)	①10m 歩行, ②水の入ったコップを持つ	二重課題時の歩数，スピードが低下, 片足支持時間の延長
山田ら(2007)	①10m 歩行 ②計算	二重課題時の歩行時間とΔ歩行時間が延長. Δ歩行時間で転倒予測のスクリーニング可能

6-3-2.　高齢者の認知機能が二重課題動作時の歩行パラメータに与える影響

Van Iersel et al. (2008) は 100 人の高齢者を対象に, 2 種類の遂行機能テスト TMT (Trail making test), Stroop test と 2 種類の暗記テストを行い，さらにこれらの遂行機能テストと二重課題動作による歩行パラメータとバランス能力との関連性について検討した．その結果，二重課題動作により歩行の速度が有意に遅くなり体幹の動揺がみられた．また遂行機能との間には，二重課題時の歩行のストライドと体幹の側方の動揺において関連性がみられたが，記憶機能と二重課題による歩行パラメータとの間には関連性は認められなかったと述べている．また Coppin et al. (2006) は，高齢者の遂行機能の程度とさまざまな複雑な歩行との関連性を調べた結果，物を運びながら歩く動作においては，遂行機能の良好な高齢者は全く二重課題の影響を受けていなかった．また，遂行機能の低い高齢者は，障害物をまたいで歩くという動作において歩行のスピードが有意に低下した．一方で，大変興味

深いことは，話しながら歩く時は，遂行機能の違いによる歩行スピードの差はなく，二重課題時には両者ともに歩行スピードが低下していたことである．これは，二つの課題が脳の同一領野に関連しているとき（歩く/ 物を運ぶ，もしくは障害物を越える），主課題である歩行のパフォーマンスは遂行機能に大きな影響を受けるが，二つの課題が脳の違った領域（歩く/ 話す）に関連しているとき，遂行機能にあまり影響を受けないからであると考察している．これらの先行研究の結果は，高齢者の二重課題時における歩行動作能力が，認知機能，そのなかでも遂行機能の影響を受けていることを示唆している．また，山田ら（2008）は，健康高齢者に対して，5m 歩行と計算課題を行う二重課題動作を行わせ，Δ歩行時間（二重課題時の歩行時間から単一課題時の歩行時間を引いた値）と TMT-A (Trail making test-A)と MMSE (Mini-Mental State Examination)による注意機能検査との相関関係をみたところ，単一課題ではこれら注意機能との相関はみられなかったが，Δ歩行時間との相関性がみられたと報告し，二重課題時の歩行能力と注意機能との間に相互関係があると述べている．

これまでの多くの先行研究では，加齢に伴い身体的能力が低下した高齢者，および転倒経験によりさらに身体的能力が低下した高齢者を中心に，注意要求が増えたときの動的立位姿勢調整の検討が通常歩行で行われているが，ステップ動作についてはほとんどみられない．高齢者が姿勢の安定性を維持するためにはステップ動作が重要であること，高齢者の身体的要因のみならず床面の安定性など環境的要因についても考慮しなければならないこと，さらに姿勢課題の難易性を考慮することが，今後の高齢者の動的立位姿勢調整能を明らかにするために必要であると考えられた．

第3章　検討すべき問題および本研究の目的

これまでの文献研究より以下の問題点が明らかになった.

1.　立位姿勢の状態でバランスを崩した時, 加齢に伴い基底面内で動的立位姿勢調整することが困難になり，高齢者は転倒を防ぐために，素早くステップ動作を行う，踏み出しストラテジーを用いて基底面内にCOMを移動させることが必要となる. このようにステップ動作は高齢者にとって立位姿勢の安定性に大きく関連している動作であるにも関わらず，二重課題動作を伴ったステップ動作の研究はほとんどみられない．ヒトの日常生活はそのほとんどが目的をもった高次の認知活動であるため，注意の容量や配分を考慮したステップ動作における高齢者の動的立位姿勢調整能を検討する必要性がある.

2.　年齢にともなう感覚情報入力の減少，神経伝達速度の減少，中枢神経における情報処理能力の延長などが高齢者のバランス低下の原因となる．このため，高齢者の二重課題動作時の動的立位姿勢調整能は，床面の状況，注意機能，予測などの環境的要因が大きく関わりを持つと考えられる．これまでの高齢者を対象とした二重課題時におけるステップ動作の研究では, 予測, 床面の安定性に対する動的立位姿勢調整能についての報告はないため, 今後，これらについて検討する必要性がある.

3.　高齢者が床面の不安定な状況で立位姿勢を保持しながら二重課題動作を行う場合の動的立位姿勢調整能については，一致した結果が出ていない．健常高齢者は立位姿勢が不安定な場所で動的立位姿勢調整を行うとき，若年者と異なったストラテジーで姿勢を調節することが報告されている．これらの研究はすべて安静立位姿勢や歩行動作で行われているが，ステップ動作や歩行を終了して立位姿勢を保持するなど，動的から静的立位姿勢へ移

行して立位保持する動作についての検討はなされていない．従って，ステップ動作の動的から静的立位姿勢へ移行する一連のステップ動作の動的立位姿勢調整能についても検討する必要性がある．

4. 人間が同時に二つの課題を実行するとき，座位よりも立位の姿勢，さらに立位よりも歩行動作で行うことが，課題遂行の難易度を高くすることが明らかになってきた．このことは，二重課題動作の難易度が姿勢課題の難易度に依存していることを示唆している．現在の二重課題動作による動的立位姿勢調整能の研究では，安静立位，通常歩行を中心に行われているが，今後は日常生活の活動水準が高くなると遭遇する，難易度の高い姿勢や動作において二重課題動作における動的立位姿勢調整能を検討することが必要であると考えられる．本論文では難易度の高い階段降下動作において，二重課題による動的立位姿勢調整能の検討を行う．

これまでの先行研究では高齢者の転倒事故の予測まで検討が行われているが，そのほとんどが転倒経験や加齢による身体的能力の低下との関連性について述べるにとどまっており，なぜ高齢者の注意機能の低下が転倒に関連しているのかというメカニズムの解明まで発展していない．本研究では，注意要求の増加によって高齢者の動的立位姿勢調整能に及ぼす影響を解明するために，高齢者の身体機能面からだけではなく，姿勢課題の難易度や床面の安定性など環境的要因の影響についても検討していく．このことにより，高齢者における二重課題を伴った動的立位姿勢調整能が明らかになり，高齢者に対する二重課題動作時の動的立位姿勢調整能を向上させる具体的な方策を提案することが可能になると考える．

以上のことから，本論文は次に示す 4 つの研究課題を設定した（図 3）．

1. 高齢者がステップ動作を行いながら二重課題動作を行うときの動的立位姿勢調整能を検討する.（第 4 章；研究課題 1）

2. 目の前に足元が不安定な状況を予測して，高齢者がステップ動作を行いながら二重課題動作を行うときの動的立位姿勢調整能を検討する.（第 5 章；研究課題 2）

3. 二重課題動作を行いながらステップ動作を開始し終了して立位姿勢を保持するまでの一連の動作における高齢者の動的立位姿勢調整能について検討する.（第 6 章；研究課題 3）

4. 二重課題を行いながら階段降下し，さらに床面に着地してから立位姿勢を保持するまでの一連の動作における高齢者の動的立位姿勢調整能について検討する.
（第 7 章；研究課題 4）

なお，本研究を行うにあたり，主課題である姿勢課題に優先性が生じないように，第二課題に口頭指示を与えたことを述べておく．これは，どちらかの課題に注意が向くよう口頭指示を与えると，口頭指示を与えられた課題に注意の配分量が多くなり，もう一方の課題の成績が落ちるとする報告 (Kelly et al. 2010) も参考にしている.

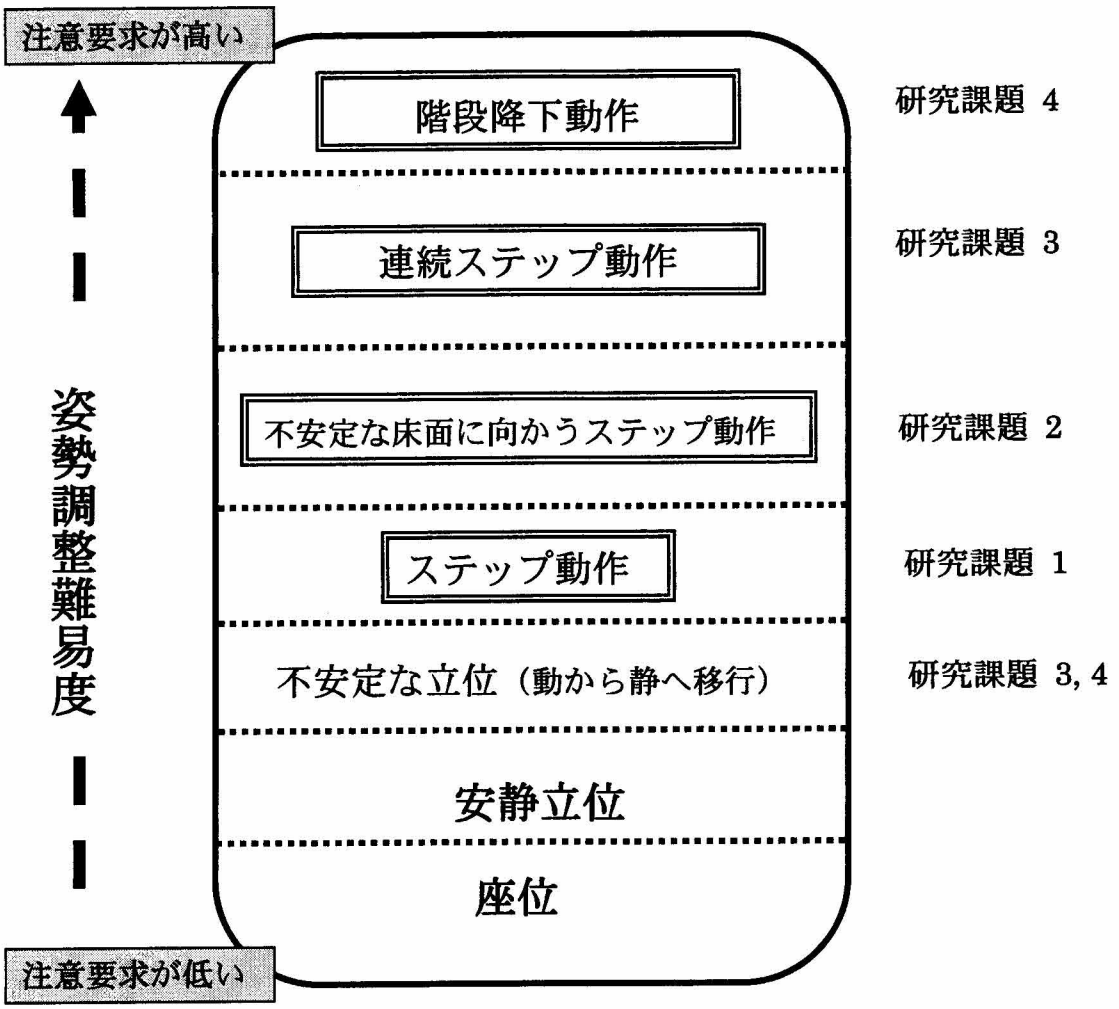

図３　本論文における研究課題の構成

第4章　高齢者における二重課題動作がステップ反応に及ぼす影響

（研究課題1）

1. 目的

本章では，高齢者の末梢から中枢の情報処理過程を含めた一連のステップ動作反応時間と速度に注目し，高齢者の運動課題を伴った二重課題動作時のステップ反応の特徴を明らかにするために，高齢者と若年者の動的立位姿勢調整能を比較検討した．

2. 研究方法

2-1. 対象者

対象者は健康な女性高齢者11名（平均年齢：69.0±3.1歳，身長：151.9±3.9 cm，体重：51.3±6.3 kg；mean±SD），および健康な女性若年者9名（平均年齢：19.0±0.9 歳，身長：157.4±4.8 cm，体重：52.1±6.1 kg；mean±SD）とした．対象者にはあらかじめインタビューを行い，明白な整形外科疾患および中枢神経疾患のないことを確認し，また医療技術者によって，関節および神経筋の明確な運動的問題が存在しないことを確認した．また，神戸大学大学院人間発達環境学研究科における倫理規程の承認を得るとともに，対象者には実験前に実験の目的，方法，起こりうる危険性，可能な限りの安全措置の用意を説明し，実験に参加することへの同意を書面にて得た．

2-2. 実験方法

対象者には裸足で右踵後面にスイッチを付け，多方向フォースプレート（竹井機器工業株式会社：T.K.K. 1273a）上に乗って自然な立位をとり，右踵後面を打腱されると素早く右足から一歩前へ踏み出して，再び両足を揃えて立位保持するように指示した．本実験に入る前に数回のステップ動作の練習を行い，各々のステップ長とコップの水のこぼれやすさを体験し学習する機会を与えた．また，コップの水をこぼさないことを口頭指示で伝えた．

ステップ動作は空のコップを持つ（単一課題），全量の水が入ったコップ（200cc）を持つ（二重課題）の 2 条件下で行われ，条件の順に連続 3 回ずつ合計 6 回のステップを行った．右踵後面を打腱してから一歩踏み出し，ステップ動作が終了するまで測定を行い，フォースプレートのデータ信号は 500Hz でデータレコーダー（TEAC 社：XR-5000）に収録された．コップの水をこぼした場合の記録は残さず，再度，同じ動作を行わせた．

バランス機能の評価のため，BBS と TUG を行い，さらに注意機能の評価のために TMT-A・B の修正版 modified TMT-A・B (M TMT-A・B)を実施した．

TMT-A・B とは，認知障害の検査法の一つとして主に注意機能，思考速度，作業速度，作動記憶などを評価できる検査である（Army Individual Test Battery 1944, Corrigan et al. 1987, 安部ら 2004）．検査方法は A と B の二つに分かれており，まずテスト A は一枚の紙に書かれた数字の 1 から 25 までを数字の小さい順から出来だけ速く直線でつないでいき，最後の 25 にたどり着くまでの時間を測定する．テスト B は一枚の紙に書かれた数字の 1 から 13 とアルファベットの A から L までの文字を，数字－文字－数字－文字・・・・と数字は小さい順から文字はアルファベット順から交互につないで，最後の L にたどり着くまでの時間を測定する．

本研究においては，長時間にわたる検査による高齢者の疲労度を考慮し，テスト A の数字を 1 ～14 に減少し，テスト B については，数字を“1 ～7”，アルファベットを平仮名に変換し“あ～き”として数を少なくして実施した（M TMT-A, M TMT-B）．また，TMT-A と TMT-B の差 ΔTMT は遂行機能（executive function）を評価する検査法(Corrigan et al. 1987)であるが，本研究では M TMT-A と M TMT-B の差を MΔTMT とした．遂行機能とは目標を設定し，計画，臨機応変な対応，目標達成という仮定からなる能力のことを示している（Lezak et al. 2004）．

2-3. データ分析方法

データレコーダーに収録されたデータは，データ解析ソフト FlexPro 7.0（ヒューリンク

ス株式会社）を用いて打腱刺激（mV），足圧中心 COPx (M), 床反力左右方向の力 Fx (N), 床反力前後方向の力 Fy (N), 床反力鉛直方向の力 Fz (N)の分析を行った（図 4-1）.

分析方法は，Melzer et al. (2004) の方法に従った．踵に与えられた刺激は，打腱刺激波形上の最初のスパイクの位置とし，足圧中心反応開始(OT)は COPx の波形上で刺激を受けた後，基本線から 10mm 離れたところの位置とした．また，踏み出し足（右）離床時(rFO)は Fy の波形上で最初の下方方向のカーブの頂点の位置とし，踏み出し足（右）着地時(rFC)は離床後に発生する Fz の波形の上方方向のカーブの頂点の位置とした．さらに，支持足離床時(lFO)は COPx の波形の最も高い値を示した最初の位置とした．支持足離床時の位置を判断することが難しい場合には，Fx の波形も参考に位置の決定を行った．これらの計測点に基づいて，以下の反応時間を算出した．ステップ応答の反応時間を足圧中心反応時間（I：踵刺激から足圧中心移動開始まで），準備時間（P：足圧中心移動開始から踏み出し足離床時まで），遊脚期時間（S：踏み出し足離床から着地時まで），両側支持期時間（D：踏み出し足着地時から支持足離床まで）の 4 相に分けてそれぞれの反応時間とステップ反応合計時間 (I+P+S+D) を計測し，連続 3 回の平均値を算出した．ステップ長(L) は各対象者のステップ開始前の立位姿勢のつま先から，ステップ終了後の立位姿勢のつま先までを測定した．各対象者の連続 3 回のステップ長とステップ反応合計時間を基に各対象者のステッ

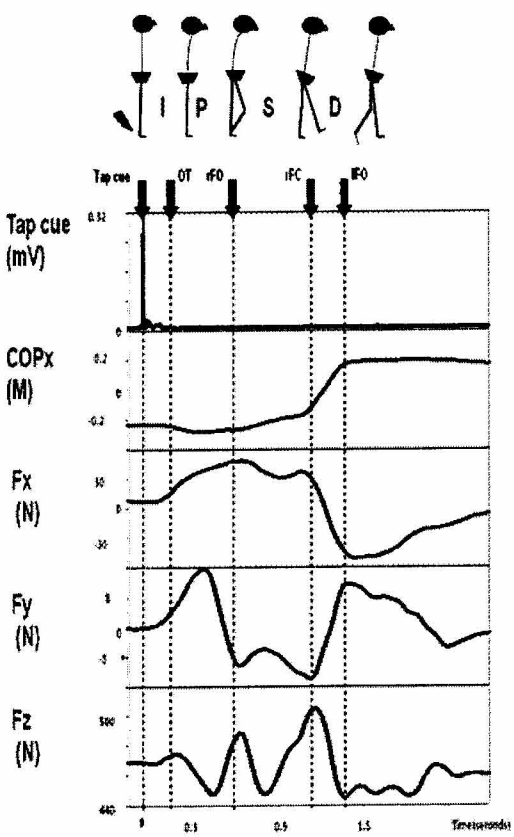

図 4-1　ステップ反応の分析の一例

COPx: 足圧中心移動, Fx: 左右方向床反力, Fy: 前後方向床反力, Fz: 鉛直方向床反力. OT: 足圧中心反応開始, rFO: 踏み出し足離床時, rFC: 踏み出し足着地時, lFO: 支持足離床時. I: 足圧中心反応時間, P: 準備時間, S: 遊脚期時間, D: 両脚支持期時間.

プ反応速度(L÷ (I+P+S+D)) の平均値を算出し，さらにステップ反応合計時間に対する各反応時間の割合(I , P , S , D ÷ (I+P+S+D) ×100)も算出した.

2-4. 統計処理

それぞれの課題下（単一課題，二重課題）において，高齢者と若年者のステップ反応速度，足圧中心反応時間，準備時間，ステップ長の有意差を検定するために，二元配置分散分析法を用いて検定し，有意となった場合には多重比較（Tukey 法）を行うものとした.

ステップ反応合計時間に対する各反応時間の割合について，単一および二重課題において高齢者と若年者の間の有意差を検定するために対応のない t-test を行った.

また MΔTMT, BBS, TUG については，高齢者と若年者との間の有意差を検定するために対応のない t-test を行った.

いずれの検定においても有意水準は 5%未満とした.

3. 結果

表 4-1 に高齢者と若年者における単一課題と二重課題のステップ反応速度, 足圧中心反応時間，準備時間，ステップ長の平均値と標準偏差を示した.

表 4-1　高齢者と若年者における単一および二重課題のステップパラメータ

(mean ± SD)

	高齢者		若年者	
	単一課題	二重課題	単一課題	二重課題
ステップ反応速度(cm/sec)	41.1±6.5**	38.1±6.8**	53.1±2.5	47.1±3.7
足圧中心反応時間(sec)	0.21±0.1	0.22±0.04	0.18±0.02	0.19±0.03
準備時間(sec)	0.29±0.1	0.31±0.04	0.26±0.03	0.27±0.04
ステップ長(cm)	44.2±4.31**	44.6±5.48**	49.9±1.59	51.0±1.98

高齢者 VS. 若年者　　**: $p < 0.01$

3-1. ステップ長

単一および二重課題の両方において，高齢者のステップ長は若年者より有意に短縮した（単一：F=5.05, p<0.01，二重：F=4.58, p<0.01）.

3-2. ステップ反応速度

単一および二重課題の高齢者のステップ長が若年者と比べ有意に低いことから，本実験課題の動的姿勢調整を評価する上で，動作遂行時間（遊脚期時間，両脚支持期時間）を反応時間で比較することは不適切と考え，対象者それぞれのステップ長の平均値と反応合計時間からステップ反応速度を算出し，対象群間で比較検討することにした.

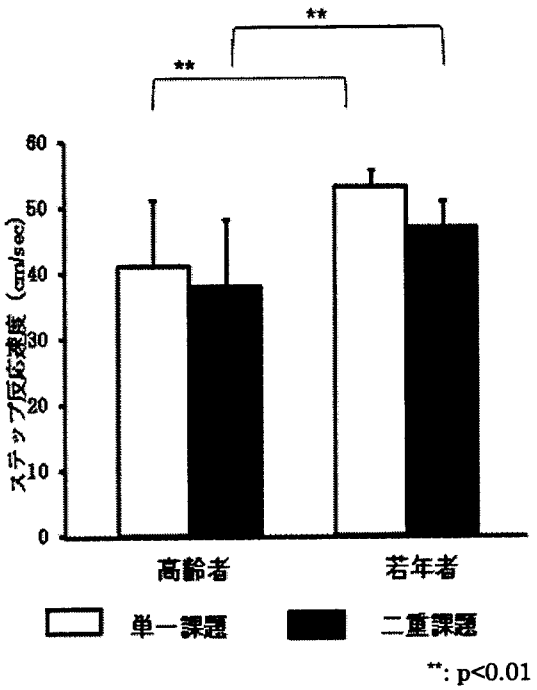

図 4-2　高齢者と若年者におけるステップ反応速度

図 4-2 は，高齢者と若年者の単一および二重課題のステップ反応速度を示している.

高齢者のステップ反応速度は単一，二重課題の両方において，若年者より有意に減少した(単一：F=12.91, p<0.01，二重：F=4.83, p<0.01).

3-3. 足圧中心反応時間と準備時間

単一および二重課題それぞれの対象群間の足圧中心反応時間と準備時間には有意な差はみられなかった（表 4-1）.

3-4. 各反応時間の割合

表 4-2 に高齢者と若年者におけるステップ反応合計時間に対する各反応時間の割合（%）を示した．単一課題では，高齢者と若年者のステップ反応時間の割合に有意な差はみられなかった. 二重課題では, 高齢者の遊脚期時間の割合は若年者に比べ有意に低かった(t=2.48, p<0.05).

表 4-2　ステップ反応合計時間に対する各反応時間の割合（%）　(mean ± SD)

	高齢者		若年者	
	単一課題	二重課題	単一課題	二重課題
足圧中心反応時間(%)	19.0±4.1	18.9±3.3	18.8±1.9	17.8±2.4
準備時間(%)	26.8±3.7	25.9±2.5	27.9±2.8	25.1±2.9
遊脚期時間(%)	32.1±5.0	32.7±4.5*	33.8±3.2	36.9±2.6
両脚支持期時間(%)	22.1±5.4	22.4±6.2	19.5±4.8	20.2±3.8

高齢者 VS. 若年者　*: $p < 0.05$

3-5. MΔTMT, BBS, TUG

表 4-3 に，高齢者および若年者における MΔTMT, BBS, TUG の平均値と標準偏差の比較を示した.

高齢者の MΔTMT, TUG は若年者に比べ有意に高かった(MΔTMT: $t=3.88$, $p<0.01$, TUG: $t=5.39$, $p<0.01$)．また，高齢者の BBS は若年者に比べ有意に低かった($t=2.27$, $p<0.05$).

表 4-3　高齢者および若年者における MΔTMT, BBT, TUG　(mean ± SD)

	MΔTMT (sec)	BBS	TUG (sec)
高齢者	75.0±46.2**	54.8±1.4*	7.2±1.5**
若年者	14.6±6.2	55.9±0.3	4.3±0.5

高齢者 VS. 若年者　*: $p < 0.05$　**: $p < 0.01$

4. 考察

本研究では単一および二重課題の両方において，高齢者のステップ反応速度は若年者に比べ遅かった（図 4-2）．Melzer et al. (2004) は認知課題を伴うステップ動作の実験を行った結果，単一および二重課題の両方において高齢者のステップ反応時間は若年者よりも遅かったと述べている．一般的に歩行速度を上げると，若年者は歩行速度の増加とともに歩幅と歩調の両方を増加して対応するが，高齢者は歩調のみを増加させて対応する．このような年齢間でみられる最大歩行速度の差異と高齢者の歩行の特徴の理由として，高齢者の下肢の調整と平衡機能の低下との関連が指摘されている（藤原ら 1996）．本研究の運動課題は歩行ではなくステップ動作であったが，ステップ動作を歩行周期の一部ととらえて考察を行う．本研究の高齢者と若年者における単一および二重課題時のステップ長を比較したところ，高齢者のステップ長は単一，二重課題の両課題において若年者よりも短縮していた（表 4-1）．また高齢者の BBS および TUG は若年者に比べ低値を示している（表 4-3）ことから，ステップ反応速度とバランス能力との間に関連があることが示唆される．つまり，高齢者のステップ反応速度が若年者より低下したのは，高齢者が若年者と比べてステップ長が短く，また動的立位姿勢調整能が低下していることが一因であると考えられる．

一方 Melzer et al. (2007)は，高齢者の転倒経験者と未経験者のステップ反応時間の比較を行った結果，二重課題においてのみ転倒経験者は未経験者よりも遅延がみられたと報告している．また，本研究と同様に水の入ったコップを持つという運動課題を TUG や歩行と同時に行った先行研究 (Lundin-Olsson et al. 1998, Toulotte et al. 2006) では，二重課題においてのみ転倒経験者の方が未経験者よりも TUG の経過時間や歩行のスピードが遅くなったと報告している．転倒経験者と未経験者の動的立位姿勢調整能に関する研究では，岡田ら(1998) が転倒経験者と未経験者の外乱に対する姿勢保持能力を比較したところ，転倒経験者は未経験者よりも動的立位姿勢調整の応答時間が遅延し動揺長が増大したと報告している．これらの知見を考え合わせると，高齢者の転倒のリスクは動的立位姿勢調整能

の低下と大きな関連があり，また転倒のリスクの高い高齢者は注意を必要とする二重課題時の歩行やステップ反応の速度が低下することが示唆される．

高齢者と若年者におけるステップ反応合計時間に対する各反応時間の割合を比較検討した結果，単一課題では対象群間の各反応時間割合に有意な差がみられなかったが，二重課題では高齢者の遊脚期時間割合は若年者に比べ低いことが明らかになった．この理由として，若年者は二重課題時にコップの水をこぼさないように速度をより減速させることにより，片足保持時間割合が長くなったものの，高齢者は若年者のように片脚立位で姿勢を調整することが困難なために，できるだけ早くステップ足を着地するというストラテジーをとった可能性があると推察される．健康な若年者を対象に，歩行と認知課題の同時課題をさせた Lajoie et al.（1993）の研究では，二重課題時において歩行の遊脚期が両脚支持期よりも長くなることが報告されている．支持面が少ない状態で動的立位姿勢調整を行うには末梢感覚入力の統合と調整がより必要とされるため（Lajoie et al.1993），注意要求を伴う動作ではさらに高度な中枢の情報処理能力が必要とされる．一方で Bowen et al. (2001)は，脳卒中患者について歩行と同時に認知課題を行い，その結果，二重課題時には歩行速度が減少し，さらに DST%（double support time as a percentage of stride time: 両脚支持期の１ストライド中の割合）の増加がみられ，その理由として中枢情報処理が困難になると動的立位姿勢調整能の低下も招くと述べている．本研究で対象とした高齢者は中枢神経系に明確な疾患はみられなかったが，表 4-3 に示したように若年者と比較して MΔTMT が高いことが明らかになっており，中枢神経系における遂行機能能力が若年者と比べ低いことが示唆される．従って，本研究の高齢者は，注意要求が必要とされる二重課題時には中枢の情報処理能力が若年者よりも低下しているために，立脚期に比べより高い動的立位姿勢調整が必要となる遊脚期の動的立位姿勢調整が困難になったと推察された．

多くの研究では，高齢者が二重課題を行うときは単一課題時よりも注意を多く要するため，身体活動は低下する傾向にあり，その理由として中枢における情報処理能力が低下し

ている可能性をあげている(Maylor et al. 1996, Brown et al. 1999, Melzer et al. 2004, 2007, Toulotte et al. 2006, Coppin et al. 2006). 苧阪（2000）は二重課題のような複雑な動作を効率的に達成するためには，前頭前野における遂行機能（executive function）が重要であり，遂行機能は注意と密接に関係し，その注意の配分量を制約する働きを持つと述べている．本研究で用いたMΔTMTの原本であるΔTMTは，この遂行機能を評価するものである．

以上のことから，本章の運動課題を伴うステップ反応動作では，高齢者は若年者に比べステップ反応動作の速度を遅延させ，また遊脚期の割合を低くすることが明らかになった．このことは遂行機能に密接な関係のある注意機能が加齢に伴い低下することにより，高齢者は若年者と違った動的立位姿勢調整を行うことで，立位姿勢の安定を図ったと考えられる．

5. 要約

高齢者11名と若年者9名の対象者に，踵への打腱刺激の合図によってできるだけ早く二重課題を伴ったステップ動作を行わせ，(1)高齢者のステップ反応時間（足圧中心反応時間，準備時間，遊脚期時間，両脚支持期時間）は若年者と比べ差がみられるか，(2)高齢者の注意機能と動的立位姿勢調整能は若年者と比べ差がみられるのか，を明らかにするために，フォースプレートからCOP変位を測定し，ステップ反応時間の分析を行った．

その結果，高齢者は二重課題動作時に若年者に比べてステップ反応速度が遅延し，ステップ反応合計時間に対する遊脚期時間の割合が若年者に比べ減少した．また，高齢者の注意機能は若年者に比べて低下していた．このことから，高齢者のステップ動作時に注意要求の影響を受けるのは遊脚期であることが明らかになり，高齢者は遊脚期をできるだけ少なくして安定性を保持するストラテジーをとったと考えられる．

第5章　目の前の柔らかい床面へステップする時の高齢者における二重課題動作時のステップ反応（研究課題2）

1. 目的

本章では，高齢者が二重課題動作を行いながら目の前にある柔らかい床面へステップするときのステップ反応時間を若年者と比較し，床面の状況や予測など環境的要因が高齢者の動的立位姿勢調整能に及ぼす影響について検討した．

2. 研究方法

2-1. 対象者

対象者は健康な女性高齢者11名（平均年齢：69.0±3.1歳，身長：151.9±3.9 cm，体重：51.3±6.3 kg；mean±SD）および，健康な女性若年者9名（平均年齢：19.0±0.9 歳，身長：157.4±4.8 cm，体重：52.1±6.1 kg；mean±SD）とした．対象者にはあらかじめインタビューを行い，明白な整形外科疾患および中枢神経疾患のないことを確認し，また医療技術者によって，関節および神経筋の明確な運動的問題が存在しないことを確認した．さらに，神戸大学大学院人間発達環境学研究科における倫理規程の承認を得て，各対象者には実験前に実験の目的，方法，起こりうる危険性，可能な限りの安全措置の用意を説明し，実験に参加することへの同意を書面にて得た．

2-2. 実験方法

実験1

対象者には裸足で右踵後面にスイッチを付け，多方向フォースプレート（竹井機器工業株式会社：T.K.K. 1273a）上に乗って自然な立位をとり，右踵後面を打腱されると素早く右足から一歩前へ踏み出して，再び両足を揃えて立位保持するように指示した．本実験に入る前に数回のステップ動作の練習を行い，各々のステップ長を体験し学習する機会を与

えたが，本実験ではできるだけ速くステップさせた．ステップ動作は①空のコップを持つ（単一課題），②全量の水が入ったコップ（200cc）を持つ（二重課題）の 2 条件下で行われ，コップの水をこぼさないことを口頭指示で伝えた．①条件②条件の順に連続 3 回ずつ合計 6 回のステップを行った．右踵後面を打腱してから一歩踏み出し，ステップ動作が終了するまでの間，測定を行い，フォースプレートのデータ信号は 500Hz で AD 変換され，データレコーダー（TEAC 社：XR-5000）に収録された．

実験 2

ステップ時の足底の体性感覚入力を変化させるために，右足の踏み出す場所に低反発マット（ヤガミ製エアレックスマット：YAMF-330G）を敷き，実験 1 と同様の実験を行った．柔らかいマットにステップすることに慣れるために，2～3 回の練習を事前に行った．

実験 1,2 ではコップの水をこぼした場合の記録は残さず，再度，同じ動作を行わせた．

バランス能力の評価のため，BBS と TUG を行い，さらに注意機能の評価のために TMT-A・B の修正版 modified TMT-A・B (M TMT-A・B)を実施した．

2-3. データ分析方法

データレコーダーに収録されたデータはデータ解析ソフト FlexPro 7.0（ヒューリンクス株式会社）を用いて，打腱刺激（mV），足圧中心移動距離 COPx (M)，床反力左右方向の力 Fx (N)，床反力前後方向の力 Fy (N)，床反力鉛直方向の力 Fz (N)の分析を行った(図 5-1)．

分析方法は，Meltzer et al. (2004)の方法に従った．踵に与えられた刺激は，打腱刺激波形上の最初のスパイクの位置とし，足圧中心反応開始(OT)は COPx の波形上で刺激を受けた後，基本線から 10 ㎜離れたところの位置とした．また，踏み出し足（右）離床時(rFO)は Fy の波形上で最初の下方方向のカーブの頂点の位置とし，踏み出し足（右）着地時(rFC)は離床後に発生する Fz の波形の上方方向のカーブの頂点の位置とした．さらに，支持足離床時(lFO)は COPx の波形の最も高い値を示した最初の位置とした．支持足離床時の位置を

判断することが難しい場合には，Fx の波形も参考に位置の決定を行った．これらの計測点に基づいて，以下の反応時間を算出した．

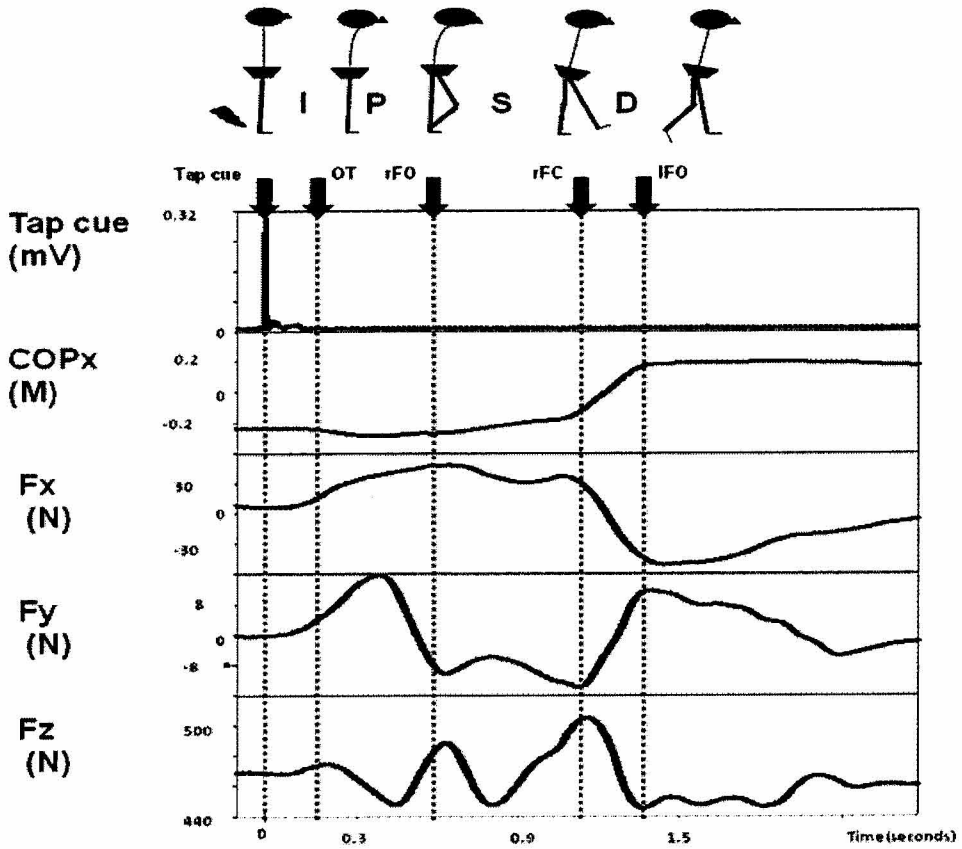

図 5-1　ステップ反応の分析の一例

COPx：足圧中心移動距離，Fx：左右方向床反力，Fy：前後方向床反力，Fz：鉛直方向床反力．OT：足圧中心反応開始，rFO：踏み出し足離床時，rFC：踏み出し足着地時，IFO：支持足離床時．I：足圧中心反応時間，P：準備時間，S：遊脚期時間，D：両脚支持期時間．

ステップ応答の反応時間を足圧中心反応時間（I：踵刺激から足圧中心移動開始まで），準備時間（P：足圧中心移動開始から踏み出し足離床時まで），遊脚期時間（S：踏み出し足離床から着地時まで），両側支持期時間（D：踏み出し足着地時から支持足離床まで）の 4 相に分けてそれぞれの反応時間とステップ反応合計時間各対象者の連続3回のステップ長(L)とステップ反応合計時間を基に各対象者のステップ反応速度(L÷ (I+P+S+D)) の平均値を算出し，さらにステップ反応合計時間に対する各反応時間の割合(I , P , S , D ÷ (I+P+S+D)

×100)も算出した.

2-4. 統計処理

それぞれの課題下（単一課題，二重課題）において，高齢者と若年者のステップ長，ステップ反応速度，足圧中心反応時間，準備時間の有意差を検定するために，二元配置分散分析法を用いて検定し，有意となった場合には多重比較（Tukey 法）を行うものとした.

ステップ反応合計時間に対する各反応時間の割合について，単一および二重課題において高齢者と若年者の間の有意差を検定するために対応のない t-test を行った.

また，身長，M-TMT-A, M-TMT-B, MΔTMT, BBS, TUG については，高齢者と若年者との間の有意差を検定するために対応のない t-test を行った. いずれの検定においても有意水準は 5%未満とした.

3. 結果

表 5-1 に対象者の特性, さらに表 5-2 に高齢者と若年者の単一および二重課題動作時のステップ反応動作のパラメータを示した.

3-1. M-TMT-A, M-TMT-B, MΔTMT, BBS および TUG

表 5-1 に, 高齢者および若年者における身長, M-TMT-A, M-TMT-B, MΔTMT, BBS, TUG の平均値と標準偏差の比較を示した.

高齢者の M-TMT-A, M-TMT-B, MΔTMT, TUG は若年者に比べ有意に高かった (M-TMT-A: $t=6.56$, $p<0.01$, M-TMT-B: $t=4.84$, $p<0.01$, MΔTMT: $t=3.88$, $p<0.01$, TUG: $t=5.39$, $p<0.01$). また，高齢者の身長，BBS は若年者に比べ有意に低かった(身長: $t=2.82$, $p<0.01$, BBS: $t=2.27$, $p<0.05$).

表 5-1　対象者の身体および注意機能の特性　(mean ± SD)

	高齢者	若年者
身長 (cm)	151.9 ± 3.9**	157.4 ± 4.4
M-TMT-A (sec)	38.1 ± 6.0 **	14.9 ± 2.3
M-TMT-B (sec)	113.1 ± 51.3**	29.7 ± 6.0
MΔTMT (sec)	75.0± 43.8 **	14.7 ± 5.6
BBS (point)	54.8 ± 1.4 *	55.9 ± 0.3
TUG (sec)	7.2 ± 1.4 **	4.3 ± 0.5

高齢者　VS. 若年者　　*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$

3-2.　ステップ長

表 5-2 に高齢者と若年者のステップ長の比較を示した. 単一および二重課題の両方において，また柔らかいマットの有無にかかわらず，ステップ長は若年者に比べ有意に短縮していることが認められた（平地（単一：F=5.05, p<0.01, 二重：F=4.58, p<0.01），ソフトマット（単一：F=5.78, p<0.01, 二重：F=5.49, p<0.01））.

表 5-2.　ステップ反応動作のパラメータ　(mean ± SD)

	高齢者		若年者	
	単一課題	二重課題	単一課題	二重課題
平地				
ステップ長　(cm)	44.2±4.31**	44.6±5.48**	49.9±1.59	51.0±1.98
ステップ反応速度　(cm/sec)	41.1±6.52**	38.1±6.75**	53.1±2.48	47.1±3.71
足圧中心反応時間　(sec)	0.21±0.06	0.22±0.04	0.18±0.02	0.19±0.03
準備時間　(sec)	0.29±0.06	0.31±0.04	0.26±0.03	0.27±0.04
マット				
ステップ長　(cm)	43.6±2.74**	43.4±5.03**	51.1±1.37	51.2±2.19
ステップ反応速度　(cm/sec)	41.9±4.33**	36.4±7.3**	54.6±1.24	47.4±3.82
足圧中心反応時間　(sec)	0.2±0.03*	0.24±0.03**	0.17±0.02	0.18±0.02
準備時間　(sec)	0.27±0.05	0.3±0.06	0.25±0.04	0.28±0.05

高齢者 VS. 若年者　　*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$

単一および二重課題の高齢者のステップ長が若年者と比べ有意に短縮していることから，本実験課題のパフォーマンスを評価する上で，動作遂行時間（遊脚期時間，両脚支持期時間）を反応時間で比較することは不適切と考え，対象者それぞれのステップ長の平均値と反応合計時間からステップ反応速度を算出し，対象群間で比較検討することにした．

3-3. ステップ反応速度

表 5-2 に高齢者と若年者のステップ反応速度の比較を示した．高齢者のステップ反応速度は単一および二重課題の両方において，また柔らかいマットの有無にかかわらず，若年者よりも有意に遅延した（平地（単一：$F=12.91, p<0.01$，二重：$F=4.83, p<0.01$），ソフトマット（単一：$F=10.45, p<0.01$，二重：$F=6.84, p<0.01$））．

3-4. 足圧中心反応時間と%DIP（足圧中心反応時間の割合）

表 5-2 に高齢者と若年者の足圧中心反応時間，および表 5-3 に%DIP の比較を示した．高齢者の足圧中心反応時間はソフトマットの単一および二重課題の両方において，若年者よりも有意に延長したが（単一：$F=3.06$，$p<0.05$，二重：$F=8.39$，$p<0.01$），平地ではこのような差はみられなかった．非常に興味深いことに，高齢者の%DIP はソフトマットの二重課題時において，若年者よりも有意に高かった（$t=2.69, p<0.05$）．

3-5. %DSP（遊脚期時間の割合）と%DDP（両脚支持期時間の割合）

表 5-3 に高齢者と若年者の全ステップ反応時間に対する各々の時間の割合の比較を示した．

高齢者の%DSP は平地の二重課題時（$t=2.48, p<0.05$），およびソフトマットの単一課題で若年者よりも有意に低かった（$t=2.32, p<0.05$）．%DDP では，ソフトマットの単一および二重課題の両課題において有意に高かった（単一：$t=2.77$，$p<0.01$，二重：$t=2.09$，$p<0.05$）．

表 5-3　全ステップ反応時間に対する各々の時間の割合　（%）

	高齢者		若年者	
	単一課題	二重課題	単一課題	二重課題
平地				
% DIP	19±4.1	18.9±3.3	18.8±1.9	17.8±2.4
% DPP	26.8±3.7	25.9±2.5	27.9±2.8	25.1±2.9
% DSP	32.1±5	32.7±4.5*	33.8±3.2	36.9±2.6
% DDP	22.1±5.4	22.4±6.2	19.5±4.8	20.2±3.8
マット				
% DIP	19±2.8	19.4±2.5*	17.8±1.5	17±1.8
% DPP	25.8±3.5	23.8±2.6	27.2±3.7	25.6±4.2
% DSP	35.1±2.5*	34.2±3.4	38.3±3.4	38.1±4
% DDP	20.1±2.4**	22.6±4.1*	16.7±2.7	19.2±2.5

高齢者　VS. 若年者 *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$

DIP: duration of initiation phase=足圧中心反応時間の割合, DPP: duration of preparation phase=準備時間の割合, DSP: duration of swing phase=遊脚期時間の割合，DDP: duration of double-stance phase=.両側支持期時間の割合

4. 考察

本研究の結果から，高齢者のステップ反応速度は単一および二重課題の両方において，また平地とマットの両方の床面で有意に遅い結果となった．この結果は，高齢者の感覚低下や中枢神経系の処理能力の低下，神経伝導速度の延長さらに筋萎縮などの加齢に伴う身体機能の低下が，ステップ動作の動的立位姿勢調整能に影響を及ぼしていることを示している．

Coppin et al. (2006) は，高齢者は荷物を持ちながら，滑りやすい地面，暗い場所，平坦でない道路などを歩くときに，若年者とは違って歩行速度を低下させたり，歩行を中止することは適切な反応であり，もし高齢者の遂行機能が極度に低下している場合，課題に存在する危険性に気づくことが少ないと述べている．また Lockhart et al. (2007) は，若年者と高齢者を対象に前方にすべり面がある方向へ歩行させたところ，両者の下肢の筋活動と

歩行パラメータに違いがみられたと報告している．若年者の場合，すべり面に近づくと大腿四頭筋の活動期間が増加し，すべり面に差し掛かる一歩以内に大腿四頭筋の筋活動量が減少する．一方で，高齢者の場合は，すべり面の直前まで大腿四頭筋の筋活動量はそれまでと同様に保たれながら，活動継続時間は減少するため，その結果としてすべり面直前でステップの歩数が一歩増えるとしている．さらにこの理由として，加齢に伴って速筋筋線維数は遅筋筋線維数に比べ少なくなるために，すべりやすい床面の直前では高齢者は大腿四頭筋の筋活動を素早く調整することが困難なため，歩数を増やすなど，若年者とは違う歩行調整のストラテジーをとると述べている．これら Coppin と Lockhart の報告で共通していることは，高齢者は自己が置かれた環境的要因によって動的立位姿勢調整能を変化させることである．高齢者が若年者と違う動的立位姿勢調整能を持つ理由として，Coppin は高齢者の遂行機能の低下を，Lockhart は認知過程や意思決定の関連性を挙げている．本研究では遂行機能を評価するために MΔTMT を行い，本研究の高齢者の MΔTMT は若年者に比べ低下していることから，高齢者の遂行機能が若年者と比べ低いことが示唆されている．

本研究で非常に興味深い結果として挙げられるのは，柔らかいマットが目の前にある時，高齢者の二重課題時における％DIP が若年者に比べ高くなったことであり，これは平地ではみられなかった．通常のステップ動作では，注意要求が大きくなる場合でも脳の中枢情報処理能力に影響はみられないが，足底面が不安定であったり，立位姿勢が不安定になることを予測するなどの環境的要因が加わる場合は，注意の要求が大きくなることで，中枢情報処理の時間に影響を及ぼしたことを示唆している．

さらに本研究では，柔らかいマットを目の前にしてステップ動作を行うとき，若年者に比べ高齢者の％DSP が小さく％DDP が高いことが明らかになった．高齢者は柔らかいマットを目の前にした時に，足底からの求心性情報量が少なくなるために動的立位姿勢調整が困難になることが予測できたと考えられる．それゆえに，若年者より動的立位姿勢調整

能の低い高齢者は，柔らかいマットの上では片脚支持期の時間を少なくして，立位姿勢を調整するというストラテジーを選択したと考えられる．Perry (2006) は高齢者の足底感覚の低下は振動覚の閾値が急激に高くなる 70 代の早期からであると述べている．このことから，今後 70 歳以上の高齢者に対して実験を行う必要性があると考えられる．

以上のことから，目の前に柔らかいマットがあるときに二重課題動作を行う場合，動的立位姿勢調整の準備を行うために，高齢者は若年者とは違った動的立位姿勢調整を行うことが明らかになった．これは二重課題を伴ってステップ動作を行う時，足底面の状況や，あらかじめバランスを崩すことが予測できるなど環境的な要因が加わることによって，高齢者は脳の中枢情報処理の時間を延長させて．姿勢の安定性を図ったと考えられる．

5. 要約

高齢者と若年者の対象者に踵への打腱刺激の合図によって，できるだけ早く目の前にある柔らかいマットを前に二重課題をともなったステップ動作を行わせるとき，(1)高齢者のステップ反応時間（足圧中心反応時間，準備時間，遊脚期時間，両脚支持期時間）は若年者比べて違いがみられるか，(2)高齢者の注意機能と動的立位姿勢調整能は若年者と比べて違いがみられるのかを明らかにするために，フォースプレートから COP 変位を測定し，ステップ反応時間の分析を行った．

その結果，高齢者が二重課題時にマットを前にステップ反応動作を行ったとき，若年者に比べてステップ反応合計時間に対する足圧中心反応時間の割合が増加した．このことは，ステップ動作時に足底面が不安定であったり，バランスを崩すことがあらかじめ予測できるなど環境的要因が加わると，高齢者の動的立位姿勢調整能が注意要求の影響を受け，特に脳の中枢情報処理にかかる時間を延長させるストラテジーをとり，姿勢の安定性を図ったと考えられる．

第 6 章　二重課題動作時における連続ステップ動作から静止立位姿勢に至るまでの高齢者の動的立位姿勢調整能（研究課題 3）

1. 目的

本章では，二重課題時の連続ステップ動作から静止立位姿勢に至るまでの高齢者の動的立位姿勢調整能を明らかにするために，COP 動揺距離・時間・速度，そして静止立位姿勢時の COP 動揺長（総軌跡長）について若年者と比較検討した.

2. 研究方法

2-1. 対象者

男女の高齢者 14 名（平均年齢 71.2±4.5 歳）および若年者 11 名（平均年齢 22.2±1.1 歳）を対象とした（表 6-1）.

表 6-1　対象者の特性　(mean ± SD)

	高齢者	若年者	t
年齢	71.2 ± 4.5	22.2 ± 1.1**	37.6
身長 (cm)	155.5 ± 6.8	164.4 ± 7.3**	3.09
体重 (kg)	54.3 ± 6.1	59.2 ± 9.7*	1.29
TUG (sec)	5.9 ± 0.5	4.6 ± 0.4 **	6.65
Sit-to-stand (sec)	16.4 ± 3.2	10.2 ± 2.0 **	5.47
TMT-A (sec)	34.4 ± 9.0	14.3 ± 2.5 **	7.11
TMT-B (sec)	126 ± 70.1	33.6 ± 5.1 **	4.35

高齢者　VS. 若年者　　*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$

対象者は初めにTUGやSit-to-standなどバランス能力を含む身体機能の測定を行った．また，注意機能の一つである注意機能の評価を行うために，TMT-A, Bが施行された（表6-1）．対象者にはあらかじめインタビューを行い，明白な整形外科疾患および中枢神経疾患のないことを確認し，また医療技術者によって，関節および神経筋の明確な運動的問題が存在しないことを確認した．さらに，神戸大学大学院人間発達環境学研究科における倫理規程の承認を得て，各対象者には実験前に実験の目的，方法，起こりうる危険性，可能な限りの安全措置の用意を説明し，実験に参加することへの同意を書面にて得た．

2-2. 実験方法

対象者はフォースプレート1（Patella K111-SA）上で静止立位をとり，前方にあるランプの点灯を合図に，右足を最初にステップを開始し連続3歩のステップ動作を行った後，両足を揃えてフォースプレート2 (T.K.K. 1273a) 上で再び静止立位姿勢を5秒間以上保持した（単一課題）．フォースプレート2は進行方向に向かってフォースプレート1の前方に連続して設置され，各対象者はフォースプレート2上に第1ステップが施行されるようにそれぞれのステップ開始位置を定めた．二重課題動作では対象者はボール（直径4cm，重量10g）を載せたスプーン（全長10cm，重量10g）を持ち，ボールを落とさないように口頭指示を行い，上記と同様の動作を同時に行った（二重課題）．単一課題動作と二重課題動作はそれぞれ二回ずつランダムに行われた．測定を行う前に二重課題の練習を数回行わせることで，学習の影響を取り除くとともに，対象者全員がスプーンからボールを落とさないことを確認した．実際の測定時にもボールを落とした対象者はいなかった．また，練習COP変位はこれらの二台のフォースプレートから測定され，データ信号は200HzでAD変換して収録された．フォースプレート1, 2とランプ点灯信号のデータは同期して記録され，その後ソフトウェアHulinks FlexPro ver7.0で解析された．また対象者の右側方にビデオを設置してステップ動作の撮影を行い，映像収録後はソフトウェアDigimo PTV ver9.5で動作の解析を行い，ステップ1, 2と3のステップ距離を計測した（図6-1）．

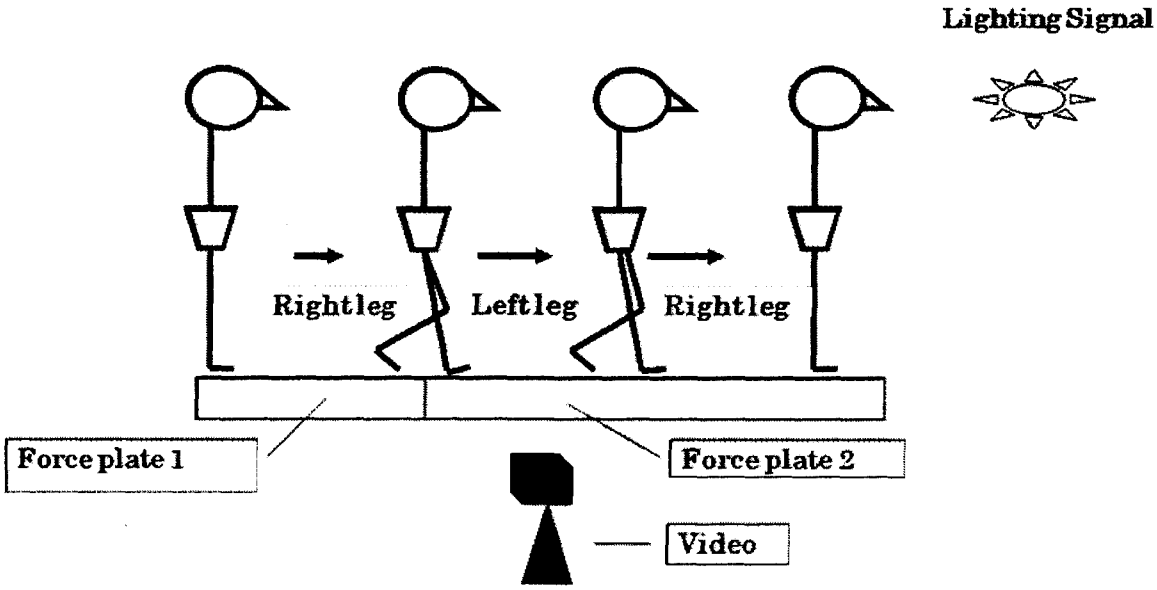

図 6-1　点灯合図後の連続ステップ動作の一例

2-3. データ分析方法

図 6-2 は連続ステップ時におけるフォースプレートから計測された COP 変位の軌跡の一例を示している．床反力 (ground reaction) のデータ COP-x-1, COP-y-1（フォースプレート 1）, Fz, COP-x-2, COP-y-2（フォースプレート 2）を基に，足接地期 (foot-contact) 1, 2, 3 および足離床期 (foot-off) 1, 2, 3 が決定された．さらに一連のステップ動作を 5 つのステップ期間と 5 秒間の静止立位期に分け，ステップ期間 1，3，5 を一連の連続ステップ動作の片脚支持期 (one leg support phase)，ステップ期間 2，4 を両脚支持期 (double support phase) とした．研究課題 1 の結果より，両脚支持期よりも片脚支持期が動的立位姿勢調整能に必要と考えられたことに注目し，片脚支持期であるステップ期間 1，3，5 の COP の前後，左右の移動距離，COP 前後，左右の移動時間，COP 前後，左右速度，さらにステップ終了後 5 秒間の COP の総軌跡長の計測を行った．COP 前後，左右速度と COP 総軌跡長は以下の方法を用いて求めた．

COP 前後，左右速度 (cm/sec) = COP 前後，左右距離 (cm) / COP 前後，左右移動時間 (sec)

COP 総軌跡長 (cm) = $\sum_{i=1}^{1000} \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}$

また，ビデオカメラの映像から測定したステップ 1，2，3 の距離と，フォースプレートから算出したステップ 1，2，3 の時間を基に，以下の方法を用いて，ステップ 1，2，3 のステップ速度を求めた．

ステップ速度 (cm/sec) = ステップ距離(cm) / ステップ時間 (sec)

2-4. 統計処理

単一および二重課題条件下で行われたそれぞれのステップ動作のパラメータを年齢間，および課題間において比較検討するために，二元配置分散分析法を用いて検定し，有意となった場合には多重比較（Tukey 法）を行うものとした．また，TUG, Sit-to-stand, TMT-A, TMT-B, ステップ 1 と 2, ステップ 2 と 3 の速度，単一課題時に対する二重課題時の総軌跡長の割合を年齢間で比較するため，対応のない t-test を行った．有意水準は 5%未満とした．

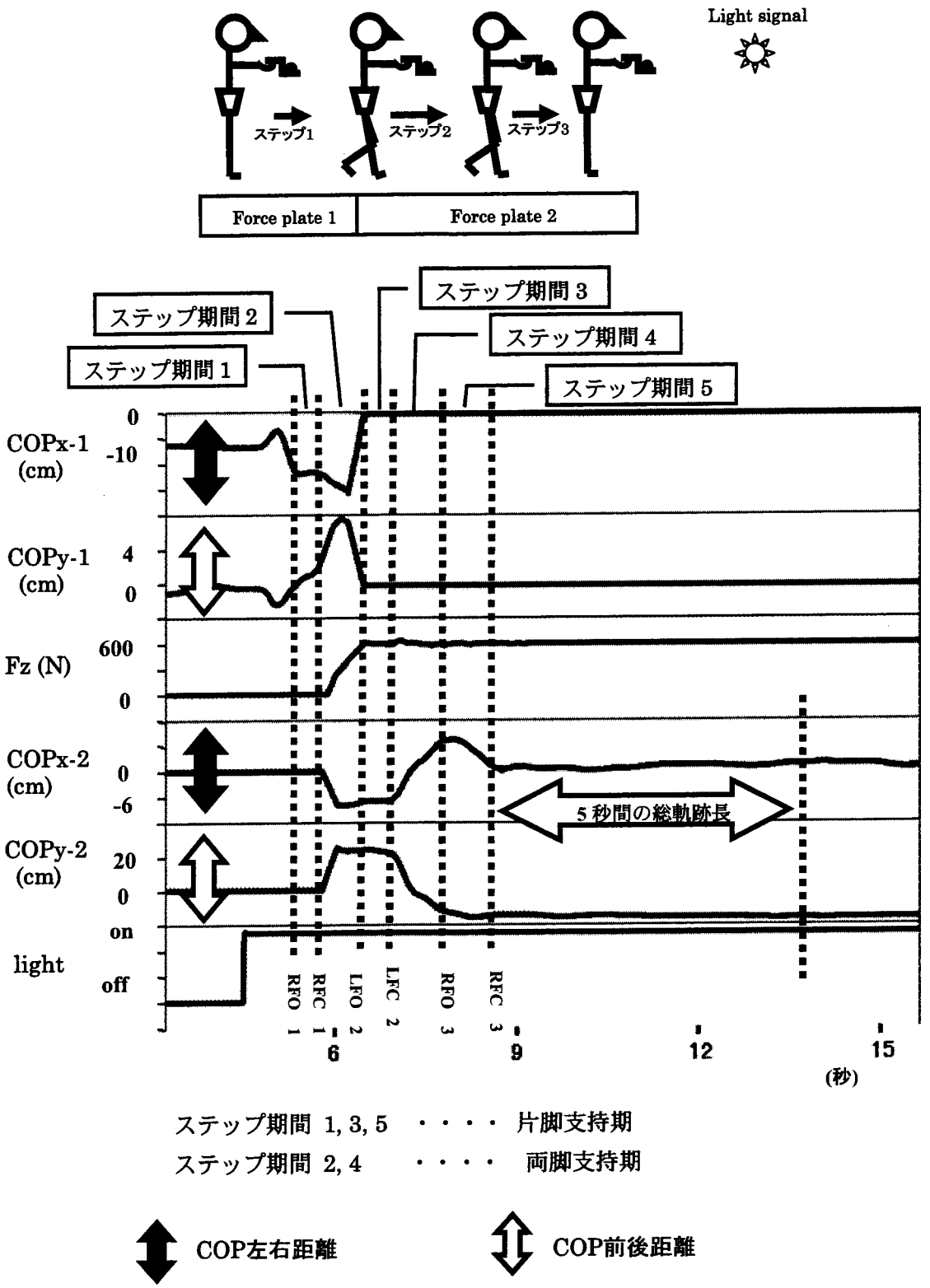

図 6-2. 連続ステップ時のフォースプレートデータの軌跡の一例

COPx-1: フォースプレート 1 の x 軸の足圧中心, COPy-1: フォースプレート 1 の y 軸の足圧中心, Fz: 鉛直方向の力, COPx-2: フォースプレート 2 の x 軸の足圧中心, COPy-2: フォースプレート 2 の y 軸の足圧中心, light: . (R=right, L=left, FO=Foot off, FC=Foot contact)

3. 結果

3-1. 身体機能と注意機能の特性

表 6-1 に TUG, Sit-to-stand test, TMT-A と TMT-B の結果を示している．TUG, Sit-to-stand test, TMT-A と TMT-B の結果は，それぞれの検査を 2 回行った平均値を表しており，全ての検査において高齢者は若年者に比べ有意に時間の延長がみられた (TUG; $t=6.65$, $p<0.01$, Sit-to-stand test; $t=5.47$, $p<0.01$, TMT-A; $t=7.11$, $p<0.01$,TMT-B; $t=4.35$, $p<0.01$).

3-2. 連続ステップ動作の速度の変化

本研究において，連続ステップ動作の速度をステップ動作前半（ステップ 1)，中間（ステップ 2)，後半（ステップ 3）に分けて測定した．

図 6-3 でみられるように，単一課題のステップ 2 の速度はステップ 1 に比べ有意に増加し(高齢者：$t=4.73$, $p<0.01$，若年者：$t=6.69$, $p< 0.01$)，またステップ 3 の速度はステップ 2 に比べ有意に減少した(高齢者：$t=7.67$, $p<0.01$，若年者：$t=4.73$, $p< 0.01$).

これらの傾向は，二重課題時においてもステップ 2 とステップ 1（高齢者：$t=5.47$, $p<0.01$，若年者：$t=10.1$, $p< 0.01$)，およびステップ 3 とステップ 2 の間（高齢者：$t=5.74$, $p<0.01$，若年者：$t=4.77$, $p< 0.01$）でもみられた．

これらの結果をもとにステップ開始時期をステップ踏み出し期，ステップ動作中間をステップ動作加速期，ステップ動作後半をステップ動作減速期と定義した．

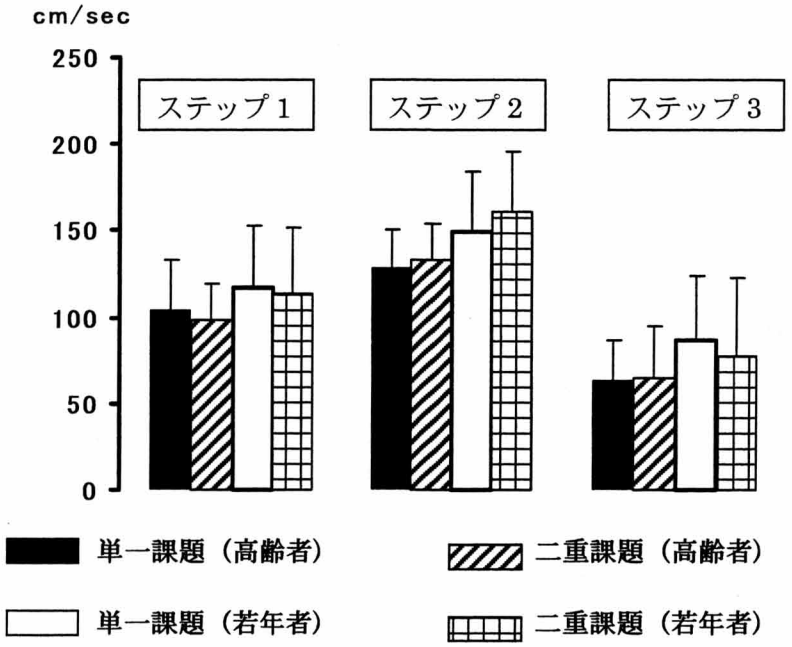

図 6-3　ステップ 1, 2, 3 の速度 (cm/sec)　(mean±SD)

3-3. ステップ期間 1, 3, 5 の身長に対する COP 速度比

本研究の対象者である高齢者と若年者の身長に有意な差がみられた（表 6-1）．従って，身長に対する COP 速度比を高齢者と若年者の間，および課題間で比較した（表 6-2）．

ステップ期間 1 において，二重課題時の高齢者の身長に対する COP 前後速度比は若年者に比べ有意に減少した（$F=2.89, p<0.05$）．ステップ期間 3 では，単一課題と二重課題時の両方において，高齢者の身長に対する COP 前後速度比は若年者に比べ有意に減少した（単一; $F=3.28, p<0.05$，二重; $F=2.77, p< 0.05$）．ステップ期間 5 では身長に対する COP 前後速度比に有意な差はみられなかった．また，身長に対する COP 左右速度比については，有意な差が全くみられなかった（表 6-2）．

3-4. ステップ終了後の静止立位姿勢期における COP 総軌跡長

単一課題時において，高齢者の総軌跡長は若年者よりも有意に増加した($F=9.59, p<0.01$)．また，高齢者の二重課題時の総軌跡長は単一課題時に比べ有意に短縮した（$F=3.44, p<0.01$）が，若年者ではそのような傾向はみられなかった（表 6-2）．

また，単一課題時に対する二重課題時の総軌跡長の割合については，高齢者の割合が若年者に比べ有意に低かった（t=3.01, p<0.01）(図 6-4).

表6-2　ステップ期間1, 3, 5の前後および左右の身長に対するCOP速度比と総軌跡長

(mean ± SD)

		高齢者		若年者	
		単一課題	二重課題	単一課題	二重課題
ステップ期間 1	前後	0.13 ± 0.06	0.08 ± 0.03 *	0.13 ± 0.05	0.12 ± 0.03
(cm/sec)	左右	0.03 ± 0.02	0.03 ± 0.02	0.03 ± 0.01	0.03 ± 0.01
ステップ期間 3	前後	0.13 ± 0.05 *#	0.11 ± 0.06 *	0.21 ± 0.06	0.17 ± 0.05
(cm/sec)	左右	0.04 ± 0.01	0.04 ± 0.02	0.06 ± 0.05	0.05 ± 0.02
ステップ期間 5	前後	0.04 ± 0.02	0.03 ± 0.02	0.03 ± 0.02	0.03 ± 0.02
(cm/sec)	左右	0.12 ± 0.04	0.12 ± 0.05	0.13 ± 0.04	0.09 ± 0.04
総軌跡長 (cm)		62.8 ± 11.3 **##	59 ± 9.2	48.8 ± 9.2	50.7 ± 7.8

高齢者 VS.若年者　*: p<0.05, **: p<0.01,　単一 VS.二重 #: p<0.05, ##: p<0.01

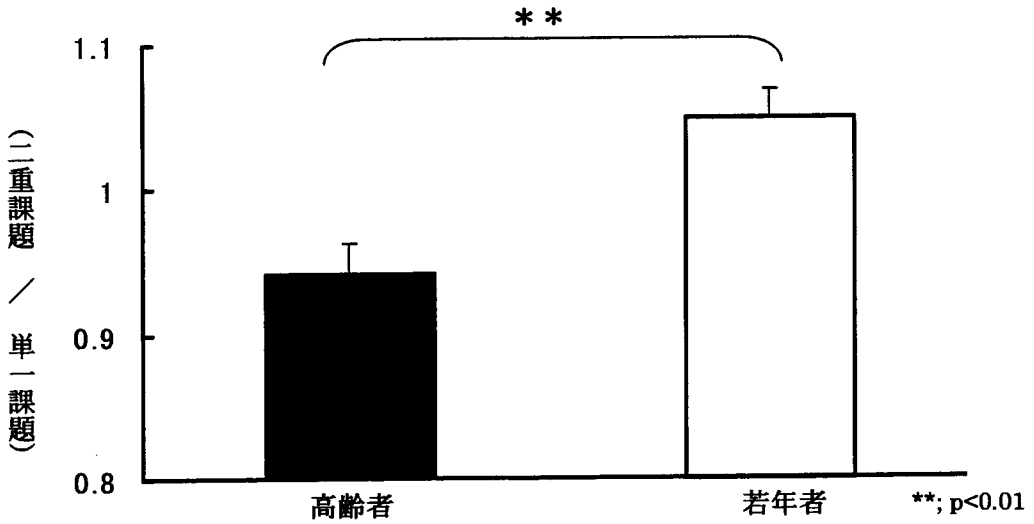

図 6-4　単一課題時対する二重課題時の総軌跡長の割合

4. 考察

4-1. 加齢による二重課題時の連続ステップにおける身長に対する COP 速度比

Lajoie et al. (1993)は姿勢課題に対する注意の要求が増すと，バランス回復に対する要求も増加すると述べている．そこで高齢者と若年者の対象者に第 4 章と第 5 章の主課題であったステップ反応動作よりも難易度が高いと考えられる連続ステップ動作を行わせ，さらに二重課題動作において高齢者の動的立位姿勢調整能を若年者と比較した．ステップ動作の中でも特に片脚立脚期に注目し分析を行ったのは，ステップ動作時の片脚立脚期は両脚立脚期よりも支持面が小さくなるので，高齢者のステップ動作の動的立位姿勢調整能に大きく影響すると考えたからである．事前に行われた TUG と Sit-to-stand テストでも，本研究に参加した高齢者は若年者に比べ立位姿勢の安定性が低いことが明らかであり，これは高齢者が不安定な立位姿勢になると立位姿勢を保持することが困難になることを示唆していた．本研究ではステップ動作時の片脚立脚期において，身長に対する COP 前後および左

右速度比を若年者と比較した.

本研究の結果では，ステップ踏み出し期から加速期にかけて，高齢者のCOP前後速度比は若年者と比べて有意に低くなった．特にステップ踏み出し期では二重課題時にCOP前後速度度比が若年者に比べ有意に低くなった．これは，高齢者は連続ステップ歩行の速度が増加するとき，別のことに注意を要しなければならない状況下では，COP前後方向の移動速度を減少させることによって，ステップ動作の安定性の保持を行っていることを示唆している．これに対して，ステップ減速期では，年齢間においても課題間においても有意な差はみられなかった（表6-2）．これらのことを考え合わせると，ステップ動作時には注意要求の影響がステップ動作全体の動的立位姿勢調整能に影響を及ぼすのではなく，特定の時期，つまりステップを開始するときと加速時に最も影響があったと考えられる.

本研究の対象者は通常の速度でステップ動作するように指示されたが，先行研究では高齢者が合図とともにできるだけ速く一歩前へ踏み出す実験を行っている．Melzer et al. (2004) は二重課題を行いながら自発的なステップ動作を行わせたところ，ステップ始動時に，つまり最初にCOPの変位がみられたときに時間の延長があったと報告していて，その理由としてステップ開始時間は主に中枢神経の情報処理と遠位性神経伝導時間に依存していることを挙げている．これらの感覚システムは加齢に応じて退行するので，高齢者の二重課題時にステップの開始が遅れるのは，中枢情報処理能力が低下し，また感覚閾値が上昇するためであると述べている．また，第5章において，高齢者が不安定な足底面に向かってステップ動作を行うとき，注意の要求が増すことによってステップの開始が遅れることを報告し，その理由として高齢者は立位姿勢の安定性を保つために中枢情報処理時間を延長するストラテジーをとったことを示唆した.

これらのことから，高齢者が二重課題を伴って連続ステップ動作を行うとき，若年者とは異なる動的立位姿勢調整を行うことが明らかになり，特にステップを開始するときに高齢者はCOP前後速度を低下させるというストラテジーをとることで立位姿勢の安定性を図

ったと考えられた.

4-2. 加齢による二重課題時のステップ動作後の COP 動揺長

本研究のもう一つの目的は，二重課題を伴ったステップ動作から立位姿勢に移行した後の立位重心動揺長について，年齢間で検討することである．多くの先行研究は，静止時立位姿勢で二重課題動作の影響を検討しており，これまでに立位姿勢で二重課題動作を行った時の重心動揺長への影響は増加と減少の両方の見解があり，立位姿勢保持における二重課題動作時の動的立位姿勢調整能については結論に至っていない(Shumway-Cook et al. 1997, Melzer et al. 2001, Morioka et al. 2005)．本研究では，単一課題時において高齢者の総軌跡長は若年者よりも延長していたが，二重課題時ではそのような傾向はみられなかった．さらに特徴的な結果として，単一課題時に対する二重課題時の総軌跡長の割合では，高齢者の割合が若年者の割合よりも低下した（図 6-4）．この結果は高齢者が動的立位姿勢から静的立位姿勢に移行するとき，注意の要求が増える場合には若年者とは異なる動的立位姿勢調整を行うことを示唆しており，高齢者は COP 総軌跡長を出来るだけ少なくするというストラテジーをとることが明らかになった．先行研究では Melzer et al. (2001) が狭い支持面で立位姿勢保持を行いながら二重課題動作を行わせたところ，高齢者の側方方向の重心動揺長と支持面積が単一課題時に比べ有意に減少したことを述べている．また，下腿筋の EMG の分析結果から，高齢者が基底面を狭くして二重課題動作を行うときには，前脛骨筋および腓腹筋外側頭の筋活動が若年者に比べて有意に高くなっていると述べ，高齢者は非常に不安定な場所において注意を要する場合は，下腿筋を同時収縮させることによって動的立位姿勢調整能を高めるストラテジーを用いると考察している. 本研究では EMG の測定を行っていなかったが，ステップ終了後に立位姿勢を保持するという非常に不安定な状況で二重課題動作を行わせた状況を考えると，高齢者は下肢筋を同時収縮するストラテジーによって動的立位姿勢調整を行った可能性が推測される．今後はこの点について検証する必要性があると考えられる.

Shumway-Cook et al. (1997)は直立姿勢を保ちながら認知課題を行わせると，転倒経験者は若年者や転倒経験のない健康高齢者に比べて著しい重心動揺が観察されたことを報告している．このなかでShumway-Cookは，同時二重課題動作ではその与えられる認知課題や姿勢課題の特性や種類など様々な構成要素によって，注意の配分が複雑になってくると述べている．つまり，滑りやすい道路など潜在的に危険な状況では，動的立位姿勢調整能は最も優先的に注意を配分され，このことは注意階層の原則として"posture first"と呼ばれているが，安静立位姿勢のような潜在的な危険性がほとんどない状況下では，第二課題のパフォーマンスが優先されることもあると述べている．

以上のことから，高齢者が動的立位姿勢から静的立位姿勢に立位姿勢を移行するとき，注意の要求が増えると高齢者はCOP総軌跡長を減少させることで姿勢の安定性を図ることが明らかになった．

5. 要約

高齢者が二重課題を行いながら通常速度で連続3歩のステップを行い，その後5秒間の立位姿勢保持を行うとき，(1)高齢者の片足立脚期におけるCOP速度は若年者と比べて違いがみられるのか，(2)ステップ終了から立位姿勢保持に至るまでの高齢者のCOP動揺長は若年者と比べて違いがあるのか，について明らかにするために，フォースプレートから測定されたCOP変位とビデオ撮影映像から算出されたステップ距離をもとにして，ステップ速度，COP（前後方向，左右方向）速度，総軌跡長を算出し分析した．

その結果，高齢者は二重課題時の連続ステップ動作の踏み出し期から加速期において，身長に対するCOP前後速度比が若年者よりも低下したが，連続ステップ動作の減速期にはこのような差はみられなかった．また，連続ステップ動作終了後の立位姿勢保持期では，高齢者の二重課題時におけるCOP総軌跡長は，単一課題時に比べて短縮した．

これらのことから，高齢者が3歩の連続ステップ動作を行い，その後立位姿勢を保持するとき，動的立位姿勢調整能が注意要求の影響を受けるのは，ステップの開始時とステッ

プ終了後であることが明らかになり，高齢者はステップの開始時にはCOP前後速度を低下させ，またステップ終了後にはCOP動揺長を減少するというストラジーをとり，姿勢の安定性を図ったと考えられる．

第 7 章　高齢者における二重課題動作が階段降下時に及ぼす影響（研究課題 4）

1. 目的

本章では単一もしくは二重課題をともなって，階段を降下しながら二重課題動作を行うときの下腿の筋活動と COP 変位を測定し，高齢者の階段降下時の動的立位姿勢調整能を明らかにするため，若年者と比較し検討を行った．

2. 研究方法

2-1. 対象者

対象者は健康な男女高齢者 9 名（平均年齢：72.2±4.5 歳）および，健康な男女若年者 9 名（平均年齢：21.6±0.7 歳）を対象とした（表 7-1）．

表 7-1　対象者の特性　(mean ± SD)

	高齢者	若年者	t
年齢	72.2 ± 4.5	21.6 ± 0.7 **	37.1
身長	156.3 ±7.6	158.8 ±7.3	0.77
体重	54.2 ± 7.1	54.4 ± 9.6	0.04
TUG (sec)	6.7 ± 0.9	4.7 ± 0.6 **	6.09
TMT-A (sec)	42.5 ± 25.3	14.3 ± 3.9 **	3.28
TMT-B (sec)	115.6 ± 45.4	29.7 ± 7.7 **	5.59

高齢者　VS. 若年者　　**: $p < 0.01$

対象者は初めに TUG と TMT-A, B が施行された（表 7-1）．また，対象者にはあらかじめインタビューを行い，明白な整形外科疾患および中枢神経疾患のないことを確認し，また医療技術者によって，関節および神経筋の明確な運動的問題が存在しないことを確認し

た．さらに，神戸大学大学院人間発達環境学研究科における倫理規程の承認を得て，各対象者には実験前に実験の目的，方法，起こりうる危険性，可能な限りの安全措置の用意を説明し，実験に参加することへの同意を書面にて得た．

2-2. 実験方法

本実験では，4 段の階段（段差 18cm，幅 80cm）を使用した．なお実験に使用された階段には安全性を考慮して，両側に高さ 85cm の手すりを取り付けた．

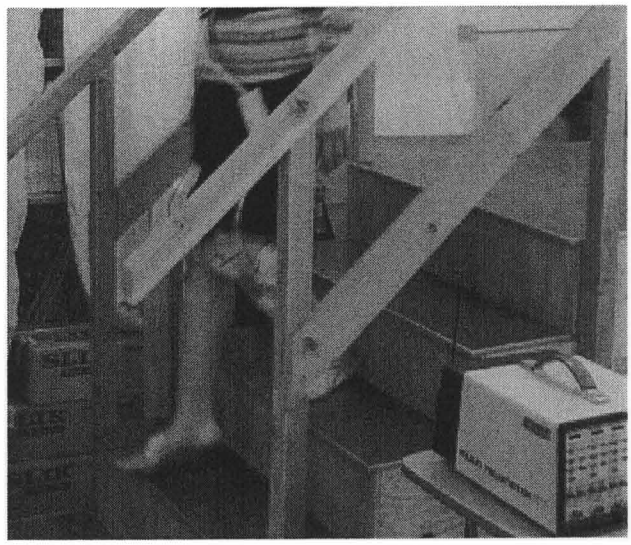

図 7-1　階段降下の一例

1) 階段最上段に立ち，「階段を下りてください．」という指示に従い，真正面を向いて，4 段の階段を一足一段の要領で床面まで降りた(図 7-1)．最下段に設置されたフォースプレート(T.K.K. 1273a)まで降りたら，その場所で両足を置いて立位を保持した．

2) スピードは日常，階段を降下する速さとした．

3) 階段を降下しながら，動物想起，果物想起，野菜想起（与えられたカテゴリー，例えば動物，野菜，果物の名前を思い出せるだけ口に出すことを口頭指示）を行う二重課題動作も行わせた．最終立位保持期間 10 秒間が終了するまで，名称想起の課題を続けた．

4) 単一課題動作，二重課題動作をそれぞれ 2 回ずつ行った．単一課題動作と二重課題動作の順番は各対象者によってランダムに行うこととした．

5) 本実験では，Hortobágyi et al.(2000)に従って，両側腓腹筋外側頭および前脛骨筋の筋活動を測定するために，テレメータ式の表面筋電図（日本光電社製，ZB-581G）を使用し，データ信号は 1000Hz で AD 変換して収録された．その際用いた電極はディスポーサル電極であった．また，各段，および床面への接地の瞬間を明らかにするため，加速度計

（日本電気三栄社製，1429）を両足背に貼付した．COP 変位はフォースプレートから測定され，データ信号は 200Hz で AD 変換して収録された．

2-3. データ分析方法

①筋電図

1～4 段目に着地した側の筋電図を中心に分析を行った．

本実験では，1～4 段目における腓腹筋外側頭(G)と前脛骨筋(A)のそれぞれの筋活動 V_m(EMG 1)～V_m(EMG 4)を求めた．測定はそれぞれの着地から 100ms 後まで行い，各サンプルの実測データを RMS (root-mean-square: 二乗平均平方根)によって算出した．

$$V_m(\mathrm{EMG\ i}) = \sum_{i=t_1}^{t_1+99} \frac{\sqrt{V_m^{\,2}(i)}}{100}$$

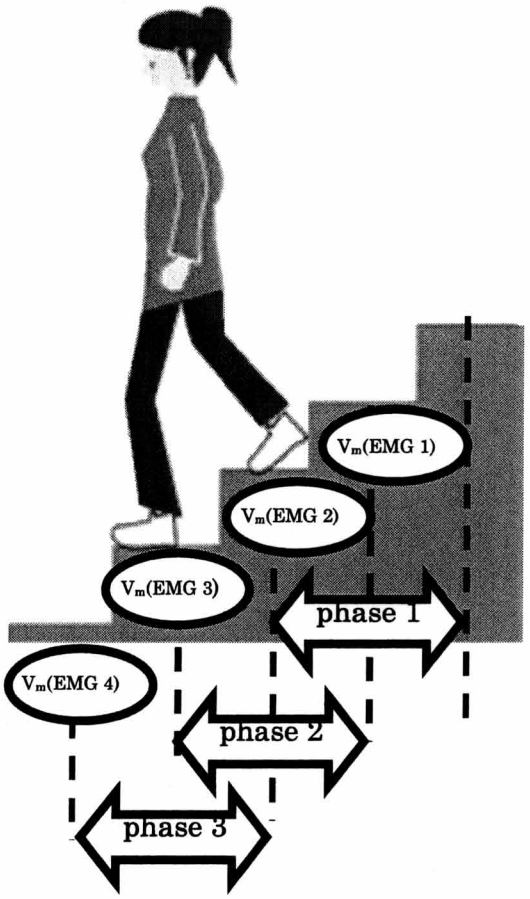

図 7-2　階段降下時の下腿筋の筋活動および段差降下時間の測定

また，3 つの左片足支持期の腓腹筋外側頭，および前脛骨筋のそれぞれの筋活動電位の RMS の平均値を算出しこれを基準値として，各筋活動電位の標準化を行った．一段目の腓腹筋外側頭(G)と前脛骨筋(A)の筋活動はそれぞれ，VG_m(EMG 1), VA_m(EMG 1)，二段目を VG_m(EMG 2), VA_m(EMG 2)，三段目を VG_m(EMG 3), VA_m(EMG 3), 四段目を VG_m(EMG 4), VA_m(EMG 4)として表した（図 7-2，図 7-3）．

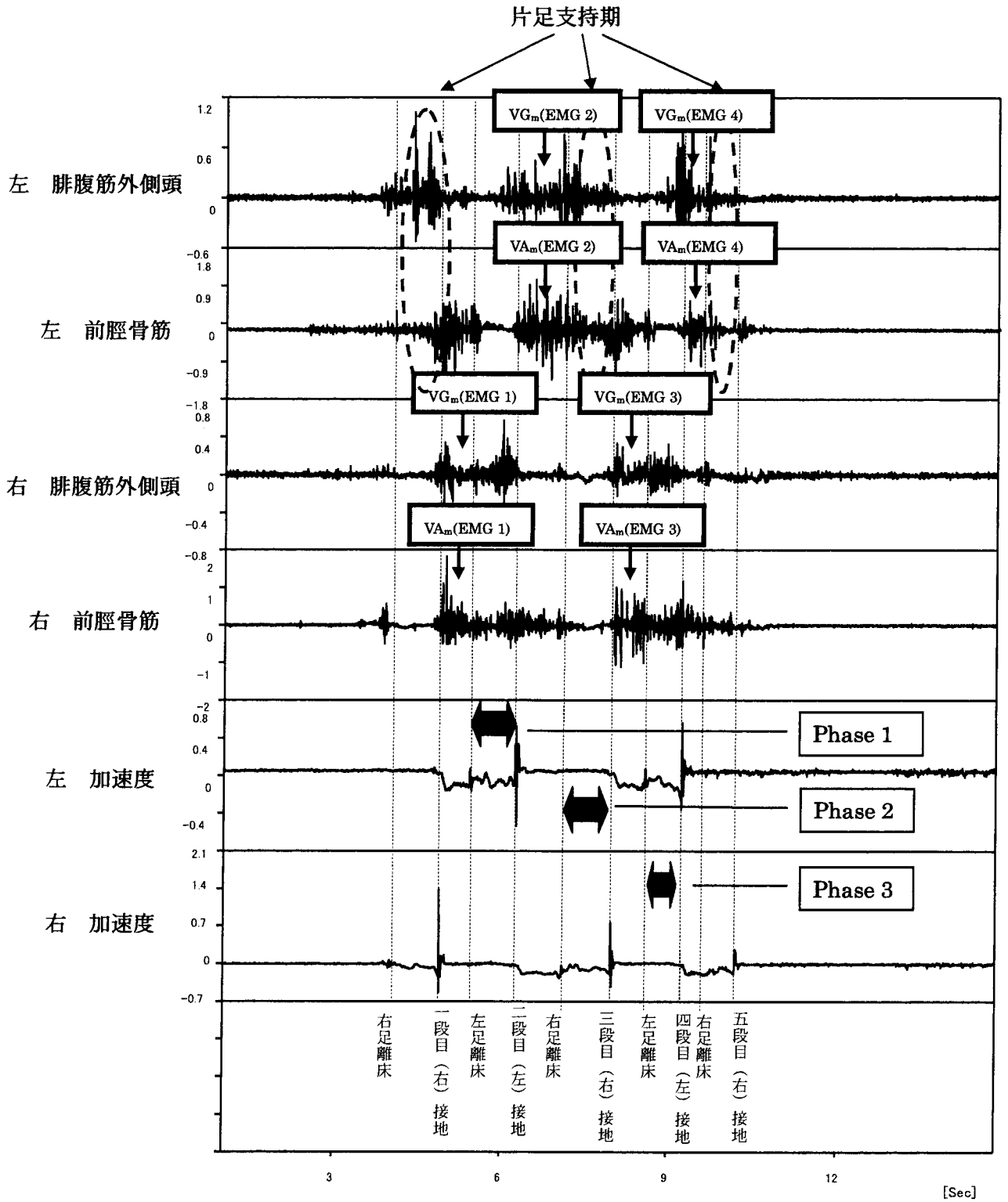

図 7-3　階段を降下したときの両側腓腹筋外側頭，前脛骨筋の筋活動と加速度の波形

②ステップ時間

両足背に取り付けた加速度計の波形をもとに，第 1 ステップ時間（第 1 左離床～左着地まで：phase 1），第 2 ステップ時間（第 2 右離床～右着地まで：phase 2），第 3 ステップ（第 2 左離床～左着地まで：phase 3）の各々のステップ時間を測定した（図 7-2, 図 7-3）.

③COP 動揺計

4 段目の着地時の前後および左右の COP 動揺長と総軌跡長を求めた．動揺長の始点はフォースプレート Fz 方向（鉛直方向）波形出現時点とする．終点は Fz 方向床反力最大値とし，始点から終点までの時間(t_p)における COP のデータを測定した．終点におけるサンプル番号は N_p とした．COP 左右，前後動揺長，および総軌跡長は以下の方法を用いて求めた．

COP 左右動揺長（cm）= $$\sum_{i=1}^{N_p}\sqrt{(x_i - x_{i-1})^2}$$

COP 前後動揺長（cm）= $$\sum_{i=1}^{N_p}\sqrt{(y_i - y_{i-1})^2}$$

COP 総軌跡長（cm）= $$\sum_{i=1}^{N_p}\sqrt{(x_i - x_{i-1})^2+(y_i - y_{i-1})^2}$$

2-4. 統計処理

単一，および二重課題条件下で行われた各ステップ時間 phase 1～phase 3，階段 1～4 段着地側の腓腹筋外側頭と，前脛骨筋のそれぞれの筋活動 V_m(EMG i)について，年齢間，および課題間において比較検討するために，二元配置分散分析法を用いて検定し，有意となった場合には多重比較（Tukey 法）を行うものとした．また，腓腹筋外側頭と前脛骨筋の筋活動の比率，COP 前後，左右動揺長，総軌跡長は高齢者と若年者それぞれの課題間の有意差を検定するために対応のある t-test を行った．さらに TUG, TMT-A, TMT-B および単一課題時に対する二重課題時の COP 前後，左右動揺長，総軌跡長の割合は高齢者と若年

者との間の有意差を検定するために対応のない t-test を行った. いずれの検定においても有意水準は 5%未満とした.

3. 結果

3-1. TUG, TMT-A, TMT-B

表 7-1 に TUG, TMT-A と TMT-B の結果を示している. TUG, TMT-A と TMT-B の結果は, それぞれの検査を 2 回行った平均値を表しており, 全ての検査において高齢者は若年者に比べ有意に時間の延長がみられた (TUG; $t=6.09$, $p<0.01$, TMT-A; $t=3.28$, $p<0.01$, TMT-B; $t=5.59$, $p<0.01$).

3-2. 階段ステップ期間 1～3 (phase 1～phase 3) のステップ時間

ステップ全期間において, 高齢者の二重課題時のステップ時間は単一課題時に比べ, 有意に延長した (phase1; $F=4.85$, $p<0.01$, phase2; $F=3.97$, $p<0.01$, phase 3; $F=4.75$, $p<0.01$). また, ステップ期間 1, 3 において, 二重課題時の高齢者のステップ時間は若年者に比べ有意に延長した(phase1; $F=3.78$, $p<0.01$, phase 3; $F= 3.39$, $p<0.05$) (図 7-4).

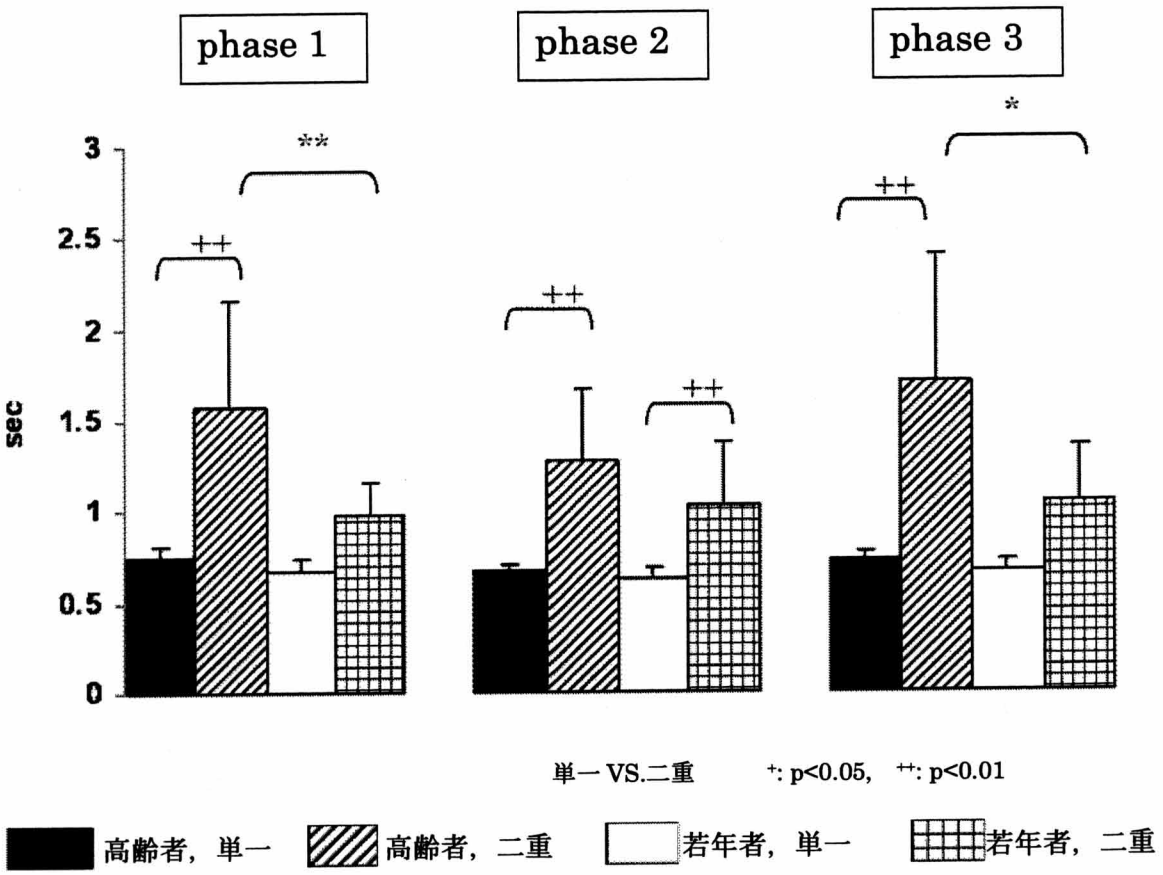

図 7-4　ステップ期間 1,2 と 3 (phase 1～3) の時間の比較

3-3. 階段降下時の腓腹筋外側頭と前脛骨筋の筋活動

図 7-5 は単一および二重課題時の腓腹筋外側頭と前脛骨筋の筋活動を示している.

高齢者の単一課題時における VG_m(EMG 2)と VG_m(EMG 3)は，若年者に比べ有意に低下し（VG_m(EMG 2); $F=2.94$, $p<0.05$, VG_m(EMG 3); $F=3.13$, $p<0.05$），また高齢者の二重課題時における VG_m(EMG 4)は若年者に比べ有意に低下していた($F=3.15$, $p<0.05$).

高齢者の単一課題時における VA_m(EMG 2)は若年者に比べ有意に低かった（$F=2.98$, $p<0.05$）.

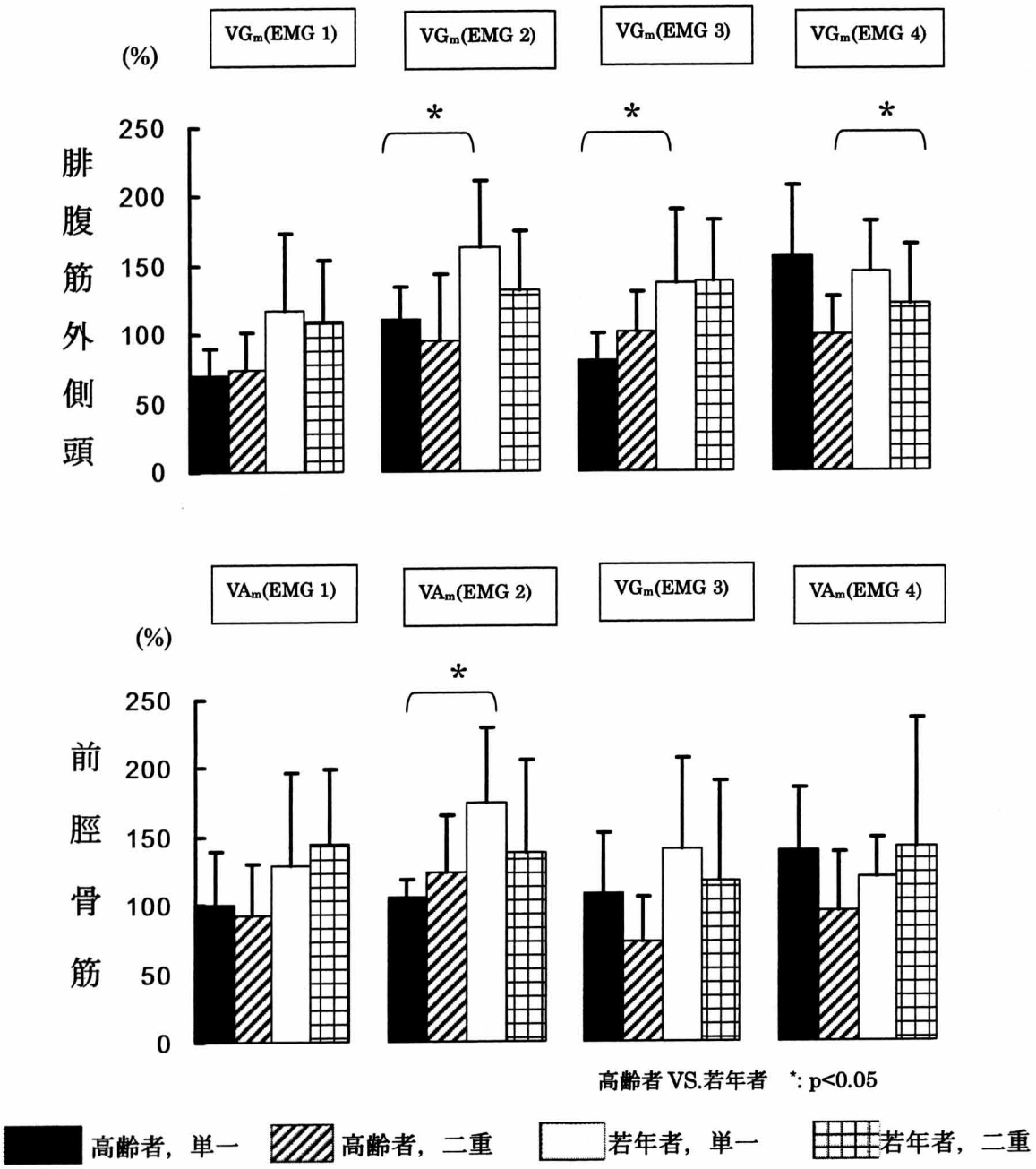

図 7-5　階段降下時の前脛骨筋と腓腹筋外側頭の筋活動の比較

3-4. 階段降下時の腓腹筋外側頭に対する前脛骨筋の割合

高齢者の二重課題時における腓腹筋外側頭に対する前脛骨筋の割合は，EMG 2,EMG 3 および EMG 4 において，単一課題時と比べ有意な差がみられた．特に EMG 3 と EMG 4 では単一課題時に比べ有意に減少した（表 7-2）．

表 7-2　階段下降時の腓腹筋外側頭に対する前脛骨筋の割合の比較

(mean ± SD)

	高齢者			若年者		
	単一課題	二重課題	t	単一課題	二重課題	t
EMG 1	1.53±0.72	1.26±0.47	1.21	1.12±0.35	1.56±0.69	1.93
EMG 2	0.99±0.19	1.43±0.43 *	3.19	1.37±0.69	1.14±0.59	1.66
EMG 3	1.39±0.66	0.69±0.18 *	3.15	1.26±0.95	0.84±0.39	1.88
EMG 4	1.22±0.39	0.88±0.25 *	2.67	0.89±0.32	0.92±0.57	0.17

単一 VS.二重　*: $p<0.05$

3-5. 最終面着地時（4 段目）の COP 左右・前後動揺長と総軌跡長

二重課題時の高齢者の左右および前後の COP 動揺長，および総軌跡長は単一課題時と比べて有意に短くなった(左右；$t=3.93$, $p<0.05$，前後；$t=2.22$, $p<0.05$，総軌跡長；$t=2.58$, $p<0.05$)（図 7-6）.

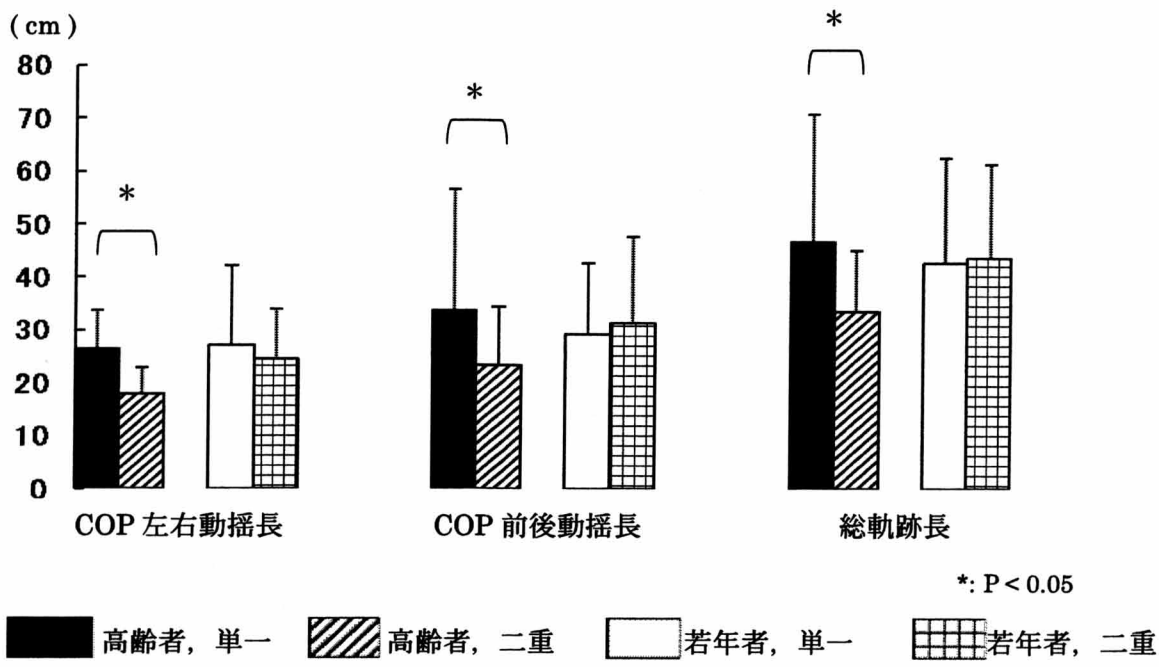

図 7-6　COP 左右前後動揺長，総軌跡長の比較

3-6. 単一課題時に対する二重課題時の COP 左右前後動揺長と総軌跡長の割合

高齢者の単一課題時に対する二重課題時の左右前後の COP 動揺長，および総軌跡長の割合は，若年者に比べ有意に減少することが明らかになった（左右；t=2.29, p<0.05，前後；t=2.39, p<0.05，総軌跡長; t=2.49, p<0.05）(図 7-7).

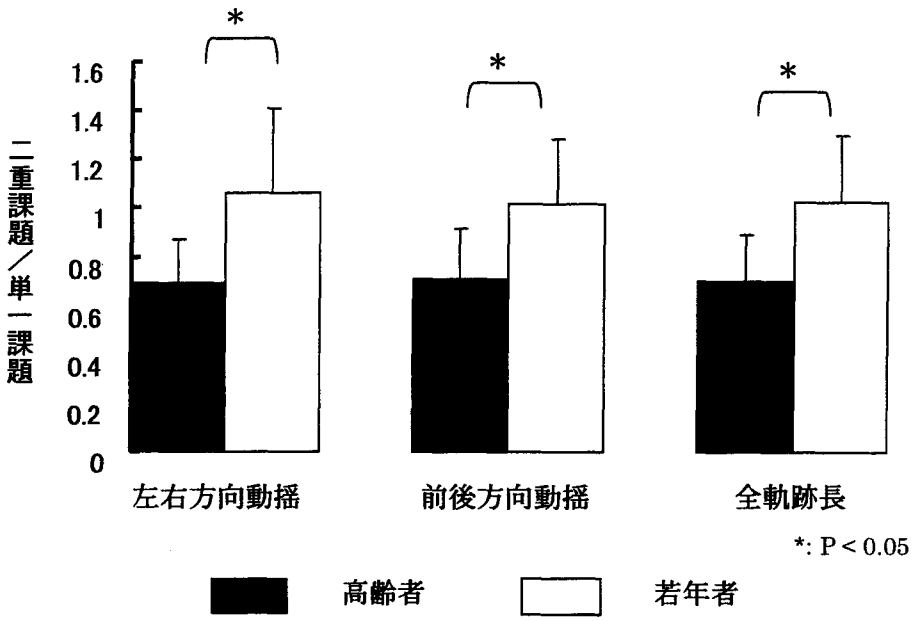

図 7-7　単一課題に対する二重課題時の COP 左右前後動揺長と総軌跡長の割合

4. 考察

4-1. 加齢による二重課題時の階段降下時における下腿筋の筋活動

本研究では高齢者が二重課題動作時に階段降下を行うとき，若年者とは違う動的立位姿勢調整を示すことが明らかになった．一般的にヒトが階段を降下するとき，大腿直筋，外側広筋，ヒラメ筋，腓腹筋の筋群の伸張性収縮によって降下する際のエネルギーの吸収と着床の調整が行われるが，中枢神経の障害を持つ患者は下肢の伸張性収縮の調整能力が減弱するため階段降下時の動的立位姿勢調整が困難となり，そのため階段をゆっくり降下したり，手すりを使って姿勢を調整しようとする（Shumway-Cook et al. 2009）．また，加齢に伴う一般的な神経筋の退行変化によっても筋の伸張性収縮を滑らかに行う能力は若年

者に比べ明らかに低く (Laidlaw et al. 2000)，高齢者は若年者に比べ階段降下動作が困難になることが推測される．本研究の結果では，階段降下中間期（EMG 2, EMG 3）において単一課題時の高齢者の腓腹筋外側頭の筋活動が若年者に比べて低下しており，また階段最終期 (EMG 4) において高齢者の二重課題時の腓腹筋外側頭の筋活動が若年者に比べて低下していた．高齢者の階段降下時間は phase 1 と phase 3 で単一，二重課題の両方において若年者よりも延長しており，phase 2 においても高齢者の二重課題時の降下時間は単一課題時よりも延長していた．これらの結果から，高齢者は階段下降時には若年者に比べ速度を減速し，腓腹筋外側頭の筋活動を低下させることが示唆されたが，特に二重課題時の特徴として最終段で高齢者の腓腹筋外側頭の筋活動が若年者よりも低下することが明らかになった．つまり，最終段では動的立位姿勢調整から静的立位姿勢調整に移行して立位姿勢調整のパターンが変更されることが考えられるが，このときに二重課題時の高齢者の動的立位姿勢調整をより困難にさせることが示唆された．

高齢者が階段降下時に若年者と比べ腓腹筋外側頭の筋活動を低下させたことから，高齢者は階段下降時に腓腹筋外側頭の伸張性収縮とは違うストラテジーを用いた可能性が考えられる．本研究では腓腹筋外側頭に対する前脛骨筋の割合について検討したところ，EMG 2 から EMG 4 において高齢者の二重課題時の割合は単一課題時と異なることが明らかになった．高齢者が段を降りるとき，腓腹筋外側頭と前脛骨筋を共同活動させて下肢の固さ (stiffness)を増すことで姿勢の安定を図る傾向にあることが Hortobágyi et al.(2000)に報告されており，これは加齢に伴って退化する神経筋機能を代償する高齢者特有の動的立位姿勢調整能であると述べている．すなわち筋力低下，筋緊張発揮速度の低下，速筋線維の減少など加齢に伴い生じる神経筋の生理学的変化を代償するために，高齢者は若年者よりも下肢の共同活動を高めて，素早く動的立位姿勢調整を行うストラテジーをとると述べている．また，高齢者は運動が困難になるとそれに対する不安や恐怖心などによっても，下肢の拮抗筋を共同活動させ下肢の固さ（stiffness）を増やして姿勢の安定性を得ることを示唆

している．このように腓腹筋と前脛骨筋を共同活動させるストラテジーは高齢者に立位姿勢で外乱を与えたときの報告でもみられ，Okada et al.(2001)は，転倒に対する恐怖心を持っている高齢者が立位姿勢で外乱を与えられると，恐怖心を持っていない高齢者に比べ下肢の共同活動を高めることを報告している． 本研究の高齢者は単一課題時には階段降下全体を通じて共同活動を伴った動的立位姿勢調整を行うことで姿勢の安定性を図ったが，注意要求が増加すると，特に動的立位姿勢調整から静的立位姿勢調整に移行する段階で，共同活動というストラテジーを利用して動的立位姿勢調整を行うことが難しくなったと考えられる．

4-2. 加齢による二重課題時の最終段降下時における COP 動揺長

本研究では，二重課題時に高齢者が最終着地するときの COP 左右前後動揺長と総軌跡長が単一課題時に比べ減少し，また高齢者の単一課題時に対する二重課題時の COP 左右前後動揺長と総軌跡長の割合が若年者に比べ減少したことが明らかになった．第 6 章の連続ステップ動作から立位姿勢保持した場合にも同様の結果を得ている．このことは，高齢者が単に立位姿勢保持を行いながら二重課題を行う場合と，本研究のように動的立位姿勢調整から静的立位姿勢調整へ移行する時の動的立位姿勢調整では，その立位姿勢調整のストラテジーが明らかに違うことを示唆している．一方で，本研究では筋電図の測定結果から，高齢者が二重課題時において単一課題時のような共同活動高めることがなかった．このことから高齢者が動的立位姿勢調整から静的立位姿勢調整を行う場合に COP 動揺長を減少させるのは，注意階層の原則である‘posture first’により立位姿勢調整に注意が向けられた結果であると考えられるが，一方で高齢者特有と考えられる下腿筋の共同活動はみられなかった．

5. 要約

高齢者が階段を下降しながら二重課題を行うとき，(1)高齢者の下腿の筋活動は若年者と

比べて違いがみられるのか，(2)階段最終段着地時の高齢者のCOP動揺長は若年者と比べて違いがあるのか，について明らかにするために，両下肢の腓腹筋外側頭と前脛骨筋に取り付けた筋電図から筋活動電位を収録し，またフォースプレートから測定された最終段着地時のCOP変位をもとにして，COP前後，左右動揺長，COP総軌跡長を算出し分析した．

結果は，最終段において主働筋である腓腹筋外側頭の筋活動の減少がみられた．またEMG 3およびEMG 4では高齢者の二重課題時の前脛骨筋に対する腓腹筋外側頭の割合が，単一課題時に比べ有意に低い値を示した．高齢者のCOP前後左右動揺長と総軌跡長の単一課題に対する二重課題の割合は若年者に比べ減少した．

これらのことから，高齢者が階段を降下するとき，動的立位姿勢調整能が注意要求の影響を受けるのは，高齢者が階段を最終段まで降下し，動的立位姿勢調整から静的立位姿勢調整へ立位姿勢調整のパターンを変化させるときであることが明らかになり，高齢者は腓腹筋外側頭の筋活動を減少させ，COP動揺長を減少させるというストラテジーをとり姿勢の安定性を図ったと考えられる．

第8章　総括

高齢者の転倒原因の解明のためには，加齢に伴う体力や身体機能の低下だけでなく，動作の調整や決定に関わる認知機能について考慮していくことが必要である．脳の前頭葉を責任領域とした遂行機能，なかでも注意機能は重要で，加齢に伴い注意機能が低下すると二つの異なった課題を同時に行う二重課題動作が困難となる．高齢者の立位姿勢調整能に関するこれまでの報告によれば，高齢者は二重課題動作を行うと主課題である立位姿勢や通常歩行動作への注意の配分が少なくなり，立位姿勢調整能が低下することが報告されている．しかし，これまでの二重課題動作の研究で取り上げられている姿勢課題は，健康高齢者にとっては容易な安静立位や普通歩行であり，高齢者にとって姿勢の安定性を維持するために重要と考えられているステップ動作についてはほとんど検討されていない．また，姿勢課題の難易度や床面の安定性は高齢者の二重課題時の動的立位姿勢調整能に重大な影響を及ぼすと考えられるが，これらの点についてこれまで検討されていない．

そこで本論文では，高齢者と若年者を対象に，二重課題を伴って単純なステップ動作からより複雑な連続ステップ動作，さらに階段降下動作へと姿勢の難易度を高くし，また足元を不安定にする物理的要素を取り入れ，床面の安定性を変化させた場合の姿勢調整を分析・検討することによって，高齢者の動的立位姿勢調整能を明らかにした．

本論文では高齢者の二重課題動作における動的立位姿勢調整能について，4つの研究課題を設定した．以下に，研究課題1～4と各研究課題から得られた結果を記す．

1. 高齢者が運動課題を伴ってステップ反応動作を行う二重課題動作時の動的立位姿勢調整能を検討する（第4章：研究課題1）．

   1) 単一および二重課題時において，高齢者のステップ反応速度は若年者に比べ遅延した．

   2) 二重課題時において，高齢者のステップ反応合計時間に対する遊脚期時間の割合は若年者に比べ減少した．

2. 目の前に足元が不安定な状況を予測して，高齢者がステップ反応動作を行いながら二重課題動作を行うときの動的立位姿勢調整能を検討する（第 5 章：研究課題 2）.

1) 単一および二重課題時において，高齢者のステップ反応速度は若年者に比べ遅延した.

2) 二重課題時において，高齢者のステップ反応合計時間に対する足圧中心反応時間の割合は若年者に比べ増加した.

3) 単一および二重課題時において，高齢者のステップ反応合計時間に対する遊脚期の割合は若年者に比べて減少し，また両脚支持期の割合は増加した.

3. 二重課題動作を行いながら連続ステップ動作を開始し，終了して立位姿勢を保持するまでの一連の動作における高齢者の動的立位姿勢調整能について検討する（第 6 章：研究課題 3）.

1) 二重課題時において，ステップの踏み出しから加速する時期に，高齢者の COP 前後速度は若年者に比べ低下した.

2) 連続ステップ動作終了後，高齢者の単一課題時に対する二重課題時の COP 総軌跡長の割合が若年者に比べ減少した.

4. 二重課題を行いながら階段降下し，さらに床面に着地してから立位姿勢を保持するまでの一連の動作における高齢者の動的立位姿勢調整能について検討する（第 7 章：研究課題 4）.

1) 二重課題時において，高齢者の階段降下時間は若年者に比べ低下した.

2) 単一課題時の高齢者の腓腹筋外側頭の筋活動は若年者に比べ低下した.

3) 階段最終段着地において，二重課題時の高齢者の腓腹筋外側頭の筋活動は若年者に比べ減少した.

4) 二重課題時において，高齢者の第 3 と 4 段（最終床面一つ手前と最終床面）の腓腹筋外側頭と前脛骨筋の筋活動に差がみられた.

5) 最終段着地時において，高齢者の単一課題時に対する二重課題時の COP 動揺長の割合が若年者に比べ有意に減少した．

1. 総合考察

本論文の対象となった高齢者は TMT-A, -B 検査の結果から，比較対象となった若年者よりも注意機能が低下していた．この結果から，注意要求を増やす二重課題を課すことにより，高齢者は若年者に比べ動的立位姿勢調整が困難となることが予測された．

高齢者と若年者にステップ反応動作を行わせたところ（研究課題 1），単一と二重課題の両方の動作で高齢者は若年者に比べステップ反応速度が遅くなった．さらに詳細にステップ動作を検討するため，4 つのステップ反応時間（足圧中心反応時間，準備時間，遊脚期時間，両脚支持期時間）に分けて分析したところ，二重課題動作時における高齢者の全ステップ反応時間に対する遊脚期時間の割合が若年者に比べ減少した．また BBS と TUG の結果から，対象となった高齢者はバランス機能が若年者に比べ低下していることは明らかであった．これらのことから，高齢者がステップ反応動作を行うときの動的立位姿勢調整能が注意要求の影響を受けるのは，支持基底面の少なくなる遊脚期であることが明らかとなり，高齢者は遊脚期の相対的時間を短縮して姿勢を安定するストラテジーをとったと考えられた．

さらに足元を不安定にさせる床面（柔らかいマット）でステップ反応動作を行わせたところ（研究課題 2），二重課題時において，高齢者の全ステップ反応時間に対する足圧中心反応時間の割合が延長した．このことは，ステップ反応動作時に足底面が不安定であったり，バランスを崩すことがあらかじめ予測できるなど環境的要因が加わると，高齢者の動的立位姿勢調整能が注意要求の影響を受けることが明らかとなり，姿勢の安定性を図るために特に中枢の情報処理にかかる時間を延長させたと考えられた．研究課題 1 および 2 の結果をまとめると，一般的に健康な高齢者は二重課題を伴ってステップ反応動作を行う動

的立位姿勢調整では，脳の中枢情報処理の時間を延長することはなく，姿勢調整のフィードフォワードにより，遊脚期を短縮して姿勢の安定性を獲得したと考えられる．ところが足底面が不安定な環境で高齢者が二重課題を行う場合は，中枢情報処理にかかる時間が延長したことから，高齢者のステップ動作における動的立位姿勢調整に対して足底面の状態や予測などの環境的要因が及ぼす影響は重要であることが示唆された．

ステップ動作の歩数を増やすと姿勢課題の難易度が上がり，動的立位姿勢調整に対する注意要求の影響も大きくなる（研究課題 3）．3 歩の連続ステップ動作では高齢者，若年者ともに各ステップ速度に異なる特徴がみられたため，ステップ 1 はステップ踏み出し期，ステップ 2 はステップ加速期，ステップ 3 はステップ減速期と定義した．高齢者は二重課題を伴った連続ステップ動作を行うとき，最初の踏み出し期から加速期において，COP 前後速度が若年者に比べ低下した．これは，ステップ動作の開始からステップ速度を加速する時期は立位姿勢の難易度が高くなるため，注意要求の影響を最も受け易く，そのため，高齢者は立位姿勢の安定性を保つために COP 前後速度を減速したと考えられる．また，ステップ終了後の立位保持期において，高齢者の単一課題時に対する二重課題時の COP 総軌跡長の割合が若年者に比べ減少していた．このことから，高齢者は二重課題を伴って「動的」から「静的」立位姿勢調整に移行するときには，姿勢を安定させるために COP 動揺長を減少させるというストラテジーをとったことが示唆された．先行研究では安静立位時に二重課題を行わせたところ，重心動揺長の増加と減少の相反する知見がみられたが，研究課題 3 で得られた結果と先行研究を考え合わせると，次のことが推測される．立位姿勢を保持する間，足底面が安定している場合は立位姿勢調整に対する注意要求が少ないため，重心動揺長が増加する可能性があるが，外乱を与えたり，足底基底面が小さかったり，「動的」から「静的」立位姿勢調整に移行する場合は，姿勢の安定性が少なくなるため，動的立位姿勢調整に対する注意要求を優先し，COP 動揺長を減少させるストラテジーをとったと考えられる．

階段降下動作（研究課題 4）では，高齢者の階段降下時間が若年者に比べ低下していた．また二重課題時の階段の最終段において，高齢者の腓腹筋の筋活動は若年者に比べて明らかに減少していた．また階段 3，4 段目（最終床面一つ手前と最終段）では高齢者の二重課題時において，腓腹筋と前脛骨筋の筋活動に差がみられた．階段降下時に腓腹筋の伸張性収縮を十分働かせられない高齢者は，前脛骨筋の活動を高めて共同活動することで階段降下時の動的立位姿勢調整を行うストラテジーをとる(Hortobágyi et al. 2000)．しかし，二重課題動作を行うことで動的立位姿勢調整への注意の配分が少なくなるために，特に階段 3，4 段目（最終床面一つ手前と最終段）において腓腹筋と前脛骨筋の共同活動のストラテジーがみられなくなり，姿勢の安定性が失われたと考えられる．従って，高齢者が階段を降下するとき最も注意要求の影響を受けるのは，階段の最終床面一つ前から階段の最終段までと，その後，「動的」から「静的」立位姿勢調整へ立位姿勢調整のパターンを変化させるときであると考えられる．高齢者の二重課題時に対する単一課題時の COP 左右・前後長および総軌跡長の割合が若年者よりも減少したのは，研究課題 3 と同様で，注意階層の原則である‘posture first’により立位姿勢調整に注意が向けられた結果であると考えられる．

2. 二重課題を伴った高齢者の動的立位姿勢調整能

Lajoie et al. (1993) は人間が姿勢調整する上で必要とされるのは，絶え間ない感覚の入力を調整し統合することであり，バランスが困難になればなるほど高度な注意機能の重要性を強調したが，二重課題を用いた方法が立位姿勢調整の研究に持ち込まれてからは，それら感覚の統合を行う中枢神経，中でも脳の機能がクローズアップされてきた．その後，二重課題の方法が若年者だけではなく，年齢間で検討され，高齢者の動的立位姿勢調整能に注意機能の重要性が指摘され始めた．しかし，高齢者は均一な集団ではなく，加齢とともに個人差が大きいことから，これまでの高齢者に対する二重課題の方法を用いた研究では明らかにされていない課題も多くみられる．二重課題の方法で高齢者の動的立位姿勢調

整能が検討され始めてから，やがて“転倒”というインシデントとの関連性が報告されるようになる．さらに，高齢者の転倒事故の予測まで検討が行われているが，そのほとんどが転倒経験や加齢による身体的能力の低下との関連性について述べるにとどまっており，なぜ高齢者の注意機能の低下が転倒に関連しているのかというメカニズムの解明まで発展していない．また，二重課題の方法を用いて高齢者の動的立位姿勢調整能を高める有効なトレーニングや評価方法などはこれまでほとんどみられていない．

本論文では，先行研究をもとに高齢者の二重課題動作に関するこれまでの知見をまとめ，その中で，二重課題動作の姿勢課題としてステップ動作がこれまでほとんど検討されていなかったことに注目した．ステップ動作は高齢者の転倒予防に最も重要な動的立位姿勢調整能のストラテジーであり，これまでも動的立位姿勢調整能の向上を目的として高齢者の転倒予防のトレーニングにステップ動作は活用されている．本論文では，単純なステップ動作からより複雑な連続ステップ動作，さらに階段昇降時の各ステップ動作にも視点を広げ，これらの二重課題動作における高齢者の動的立位姿勢調整能について検討を行った．

本研究および先行研究の知見から高齢者の二重課題動作に及ぼす影響についてまとめると図８のようになる．

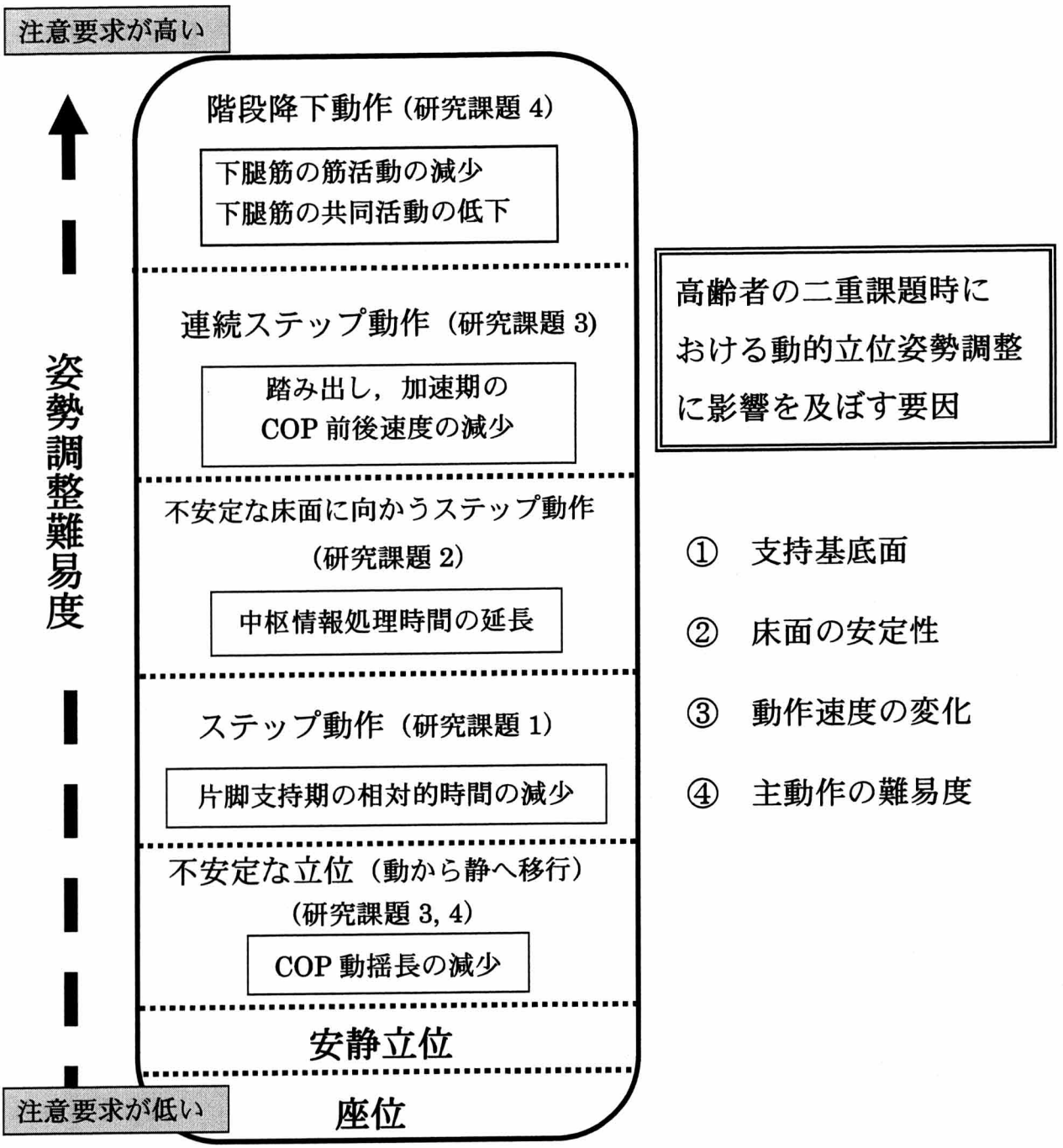

図 8　　二重課題動作おける高齢者の動的立位姿勢調整能

Lajoie et al. (1993)が述べるように，人間は座位から立位，そして歩行へと立位姿勢調整が高度になるほど注意要求が高くなるが，加齢とともに注意機能は低下するため動的立位姿勢調整は困難となる（図 8）．本論文では，高齢者の動的立位姿勢調整において注意要求の影響を及ぼした要因は①支持基底面，②床面の安定性，③動作速度の変化，④主動作の難易度であることが明らかとなった．

本論文の知見から，高齢者が二重課題を伴って動的立位姿勢調整を行うとき，動作に関わる準備時間の延長や動作時間・速度の減少，COP 動揺長の短縮によって姿勢の安定性を図るが，立位姿勢の難易度が高い場合では，姿勢の安定に関与する下腿筋の共同活動を行うことができないことが明らかとなった．

以上のことから，主動作に対して注意要求を変化させるとき，「静」的から「動」的な姿勢調整の階層的序列に対する高齢者の動的立位姿勢調整は若年者と異なった立位姿勢調整のストラテジーを用いることが明らかになった．このような検討は，今後，二重課題を用いた高齢者の動的立位姿勢調整能の評価方法や，転倒予防のための二重課題を用いたトレーニング方法を開発していく上で，具体的な方策を提案する可能性が期待される．

3. 結論

本論文では，高齢者が二重課題を伴ってステップ動作を行う時の動的立位姿勢調整能について分析し検討するとともに，姿勢調整の階層性と床面の安定性の影響についての検討も行った．これらの検討結果から以下の知見が得られた．

(1) 高齢者がステップ反応動作を行うときの動的立位姿勢調整能が注意要求の影響を受けるのは，支持基底面の少なくなる遊脚期であることが明らかとなり，高齢者は遊脚期の相対的時間を短縮して姿勢を安定させるストラテジーをとったと考えられた（第 4 章）．

(2) ステップ動作時に足部を不安定にさせたり，バランスを崩すことがあらかじめ予測できるなど環境的要因が加わると，高齢者の動的立位姿勢調整能が注意の影響を受けることが

明らかとなり，高齢者は姿勢の安定性を図るために特に中枢の情報処理時間にかかる時間を延長させたと考えられた（第 5 章）.

(3) 高齢者が連続ステップ動作を行い，その後，立位姿勢を保持するとき，動的立位姿勢調整能が注意要求の影響を最も受けるのは，ステップ開始期から加速期とステップ終了後の立位保持期であり，高齢者はステップ動作時に COP 前後速度を減速させ，またステップ終了後は COP 動揺長を減少するストラテジーを用いて，姿勢の安定性を図ったと考えられた（第 6 章）.

(4) 高齢者は二重課題を伴って階段降下を行う場合，動的な姿勢調整から静的な姿勢調整に変化するときに影響を受け，腓腹筋と前脛骨筋の共同活動による足関節の stiffness を利用した姿勢の安定性を図ることができないことが示唆された(第 7 章).

4. 本研究の限界

(1) 対象者数と対象者の性別

本研究では対象者数に限界があった．その理由として，健康な 65 歳以上の高齢者を対象としたため，骨関節疾患や内部障害などがない対象者を選定したことや，研究課題 4 では筋電図や加速度計などを貼付するため，一人当たりに計測の時間がかかったことである.

また，研究課題 1 および 2 の対象者は全員女性であった．これは研究を開始する時期に，厚生労働省の高齢者白書による統計学的結果から，女性高齢者の転倒率が男性よりも高く，転倒後寝たきりになる確率も女性のほうが多いという情報に基づいて対象者を選定した．Wojcik et al. (1999) は身体が前方に傾いた時のステップ反応について，年齢差や性差の影響を検討した結果，高齢女性は前方への身体前方傾斜最大角度が若年女性や高齢者男性と比較して減少する状態でステップ動作を行う傾向であったが，反応時間については若年者と高齢者間で差があったものの，高齢者の男女の比較では差はみられなかったと述べている．従って，本研究課題 1 と 2 は，ステップの反応時間の比較を女性の高齢者と若年者間

で行ったが，これらの研究課題で得られた結果は，高齢者全体においても同様の傾向がみられると推測される．

(2) 第二課題の特性

一般的に二重課題動作の研究では，第二課題に運動課題もしくは認知課題が取り上げられる．本研究では，研究課題 1，2 および 3 においては第二課題を運動課題とした．研究課題 4 では第二課題として運動課題と認知課題の両方の課題を施行した．しかし，階段降下動作は高齢者にとって難易度が高く，高齢者は運動課題を行う際，視線を絶えず足元に向かせる傾向にあった．高齢者の視覚が動的立位姿勢調整能に影響することを考慮して，研究課題 4 では第二課題に認知課題を選択し，分析・検討を行った．

先行研究では第二課題が運動課題であれば，主課題と第二課題の間で注意の優先性が生ないとの報告もみられる(Bootsma-van et al. 2003)が，二重課題動作における主課題と第二課題の組み合わせの違いが，高齢者の動的立位姿勢調整能に及ぼす影響については本論文で明らかにすることはできなかったため，今後の研究の課題としたい．

5. 今後の課題

本論文では，健康高齢者を対象に，高齢者の注意の要求を伴った動的立位姿勢調整能を明らかにした．

今後は高齢者の転倒予防のための二重課題を用いたトレーニングを開発するために，高齢者に対する介入研究を行っていきたい．

また，視覚や体性感覚，前庭迷路系など動的立位姿勢調整能に重要と考えられる感覚障害を持つ高齢者の二重課題における動的立位姿勢調整能を解明するために研究をすすめていきたい．

参考文献

American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention Guideline for the prevention of falls in older persons, J Am Geriatr Soc, 49; 664-672, 2001

安部光代　鈴木匡　岡田和枝　三浦利奈　藤井俊勝，森悦朗，山鳥重　前頭葉機能検査における中高年健常日本人データの検討—Trail Making Test，語列挙，ウィスコンシンカード分類検査（慶応版）—，脳神経　56(7)：567－574，2004

Berg K, Sharon L Wood-Dauphine, Brian Maki, et al. Measuring balance in the elderly. Preliminary development of an instrument. Physiotherapy Canada, 41: 304-311, 1989

Bolton CF, Winkelmann RK, Dyck PJ. A quantitative study of Meissner's corpuscles in man. Neurology, 16:1-9, 1996

Bootsma-van der WA, Gussekloo J, de Craen AJ, Eric van Exel, Bloem BR, Westendorp RGJ. Walking and talking as predictors of falls in the general population: The Leiden 85-plus study. J Am Geriatr Soc, 51:1466-1471, 2003

Bowen A, Wenman R, Mickelborough J, Jonathan F, Hill E, Tallis R. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke. Age Ageing, 30: 319-323, 2001

Brauer S.G, Woolacott MH, Shumway-Cook A, The influence of a concurrent cognitive task on the compensatory stepping response to a perturbation in balance-impaired and healthy elders. Gait Posture, 15: 83-93, 2002

Brown LA, Shumway-Cook A, Woollacott MH. Attentional demands and postural recovery: the effects of aging. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 54(4): M165-71, 1999

Corrigan JD, Hinkeldey MS. Relationships between parts A and B of the Trail Making Test. J Clin Psychol, 43(4):402-409, 1987

Coppin AK, Shumway-Cook A, Saczynski JS. Association of executive function and performance of dual-task physical tests among older adults: analyses from the InChianti study. Age Aging, 35:619-624, 2006

Diener HC, Dichgans J, Gushlbauer B, Mau H. The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. Brain Res, 296:103-109, 1984

Doumas M, C. Smolders, R. Th. Krampe. Task prioritization in aging : effects of sensory information on concurrent posture and memory performance. Exp Brain Res, 187: 275-281. 2008

Ebersbach G, Cimitrijevic MR, Poewe W. Influence of concurrent tasks on gait: a dual-task approach. Percept Mot Skills, 81: 107-113, 1995

橋立博幸，内山靖　認知症高齢者の転倒予防に対する介入効果，老年精神医学雑誌，16: 936-940, 2005

広田千賀，渡辺美鈴，谷本芳美，河野令，樋口由美，河野公一　地域高齢者を対象とした Trail Making Test の意義―身体機能と Trail Making Test の成績についての横断分析から―，日老医誌，45: 647-654, 2008

藤原勝夫，碓井外幸，立野勝彦．身体機能の老化と運動訓練．日本出版サービス．第1版．1996

Harada N, Okada S, Negoro S, Age-related differences in stepping response when stepping onto a known soft surface under dual task, Curr Gerontol Geriatr Res, 2010

Herveou C, Messean L. 膝・足関節・足部の新しい神経―運動器協調訓練（井原秀俊，中山彰一　訳）．医歯薬出版．P2-4, 1998

Hortobágyi T, DeVita P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. J Electromyogr Kinesiol, 10: 117-126, 2000

林泰史　転倒予防．骨粗鬆症治療，5: 48-52, 2006

細田昌孝，松田雅弘，磯崎弘司，宮島恵樹，柳澤健，高柳清美．足底感覚と平衡機能．23(9): 1246-1253, 2006

本郷利憲，廣重力，豊田順一，小澤瀞司，本間研一，大森治紀，大橋俊夫．標準生理学，医学書院，2005

尹智暎，大蔵倫博，角田憲治，辻大士，鴻田良枝，三ツ石泰大，長谷川千紗，金勲．高齢者における認知機能と身体機能の関連性の検討，体力科学，59: 313-322, 2010

一原里江，船橋新太郎．作業記憶の脳内機構．Clinical Neuroscience, 21: 803-806, 2003

岩村吉晃．タッチ．医学書院．第1版．2006

地神祐史，田中尚樹．足底感覚と足圧分布．理学療法．23(9): 1237-1245, 2006

Kelly VE, Janke AA, Shumway-Cook A. Effects of instructed focus and task difficulty on concurrent walking and cognitive task performance in healthy young adults. Exp Brain Res, 207: 65-73, 2010

Kenshalo DR. Somesthetic sensitivity in young and elderly humans. J Gerontol, 41(6): 732-742, 1986

片岡保徳，越智亮，和田隆二，太場岡英利，森岡周，八木文雄．引き算を伴う同時二重課題要求課題は立位姿勢動揺を抑制する．理学療法科学　22（2）：235-238, 2007

片平清昭，岩崎祥一，塚原進，阪場貞夫，佐々木武人．立位姿勢における身体動揺と足底部位圧．姿勢研究．7 (1): 7-12, 1987

上岡洋晴，朴眩泰，太田美穂，武藤芳照．転倒予防教室―転倒予防への医学的対応―．11-17．日本医事新報社．1999

久保田競，佐藤昌康　編著．感覚と行動の神経機構．産業図書．昭和52年

久保田競　編著　虫明元，宮井一郎　共著　学習と脳．サイエンス社．2007

厚生労働省　平成 13 年版　厚生労働白書，第一部　生涯にわたり個人の自立を応援する厚生労働行政　2001

厚生労働省　高齢者介護研究会報告書「2015 年の高齢者介護」，厚生労働省老健局 2003

厚生労働省　平成 19 年度版厚生労働白書，第一部　医療構造改革の目指すもの 2007a

厚生労働省　平成 19 年国民生活基礎調査，独立行政法人　福祉医療機構 2007b

厚生労働省　平成 22 年度高齢社会白書，高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況 2010

Laidlaw DH, Bilodeau M, Enoka RM. Steadiness is reduced and motor unit discharge is more variable in old adults. Muscle Nerve, 23: 600-612, 2000

Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. Exp Brain Res, 97:139-144, 1993

Lezak MD, Howieson DB, Loring DW. Neurophychological Assessment. 4th edition, Oxford University Press, New York, 2004

Lockhart TH, Spaulding JM, Park SH. Age-related slip avoidance strategy while walking over a known slippery floor surface. Gait Posture, 26: 142-149. 2007

Luchies CW, Alexander NB, Shultz AB, Ashton-Miller J. Stepping responses of young and old adults to postural disturbances: kinematics. J Am Geriatr Soc, 42(5): 506-512, 1994

Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. "Stops walking when talking" as a predictor of falls in elderly people. Lancet, 349: p617, 1997

Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y.　Attention, frailty, and falls: the effect of a manual task on basic mobility. J Am Geriatr Soc, 46(6): 758-61, 1998

McIlroy W E, Maki B E. Age-related changes in compensatory stepping in response

to unpredictable perturbations. J Gerontol Med Sci, 51A, No.6, M289-M296. 1996

Maylor EA , Wing AM. Age differences in postural stability are increased by additional cognitive demands. J Gerontol B Psychol Sci Soc, 51(3):143-154. 1996

Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks. Gerontology, 47(4): 189-194, 2001

Melzer I, Oddsson L. The effect of a cognitive task on voluntary step execution in healthy elderly and young individuals. J Am Geriatr Soc, 52: 1255-1262, 2004

Melzer I, Kurz I. Shahar D, Levi M, Oddsson L. Application of the voluntary step execution test to identify fallers. Age Ageing, 1: 1-6, 2007

Meyer PF, Oddsson LIE, Luca. CJD. Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. Exp Brain Res, 157:526-536, 2004

Morioka S, Hiyamizu M, Yagi F. The effects of an attentional demand tasks on standing posture control. J Physiol Anthropol Appl Human Sci, 24; 215-219, 2005

真野行生　編著. 高齢者の転倒とその対策. 医歯薬出版社. 8-12. 1999

水野裕, 渡辺智之　認知症高齢者に対する運動介入の効果について―無作為割り付け比較試験―　老年精神医学雑誌, 18: 68-76, 2007

三村將　前頭葉機能障害のリハビリテーション. 老年精神医学雑誌. 15:737-747, 2004

村田伸　津田彰　高齢者の転倒予防に関連する研究, Kume University Psychological Research, 5:91-104, 2006

Nurse MA, Nigg BM. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. Clin Biomech, 16:719-727.2001

奈良勲　内田靖　姿勢調節障害の理学療法　医歯薬出版株式会社, 2004

Okada S, Hirakawa K, Takada Y, Kinoshita H Relationship between fear of falling and balancing ability during abrupt deceleration in aged women having similar habitual physical activity, Eur J Appl Physiol, 85:501-506, 2001

O'Neil J, Steele GK, Huisingh C, Smith GA. Escalator-related injuries among older adults in the United States, 1991-2005. Accid Aanal Prev, 40: 527-533, 2008

大久保仁，渡辺いさむ，Baron JB. 足底圧受容器が重心動揺に及ぼす影響について．耳鼻臨床．72: 1553- 1562. 1979

大久保仁　足底受容器の立ち直りについて，耳鼻臨床 7：26－32，1986

太田邦夫，村上元孝　監修. 神経と精神の老化．医学書院．1986

苧阪直行　編著. 脳とワーキングメモリ．京都大学学術出版会．2000

大西明宏，江原義弘. 踵軌跡の特徴にもとづいた数式モデルによる安全な階段寸法の分析：高齢社会に対応した法律や指針が推奨する階段寸法の検討．バイオメカニズム学会誌　33: 64-72, 2009

大野武士，藤村昌彦，河村光俊，奈良勲. 高齢者における立位バランスと認知課題処理能力の関係について．広大保健学ジャーナル．2: 78-84, 2002

岡田修一，平川和文，高田義弘，浅見高明. 加速度外乱に対する高齢者の姿勢調節における足・膝・股関節の役割．身体運動のバイオメカニズム：132-135, 1997

岡田修一，高田義弘，平川和文，浅見高明. 高齢女性の転倒経験者と未経験者の加速度外乱に対する姿勢保持能力の比較．体育・スポーツ科学. 7: 23-30, 1998

Patima Silsupadol, Ka-Chun Siu, Anne Shumway-Cook, Marjorie H Woollacott. Training of balance under single- and dual-task conditions in older adults with balance impairment. Phys Ther, 86:2 269-281, 2006

Patla AE, Prentice SD, Martin C, Rietdyk S. The bases of selection of alternate foot placement during locomotion in humans. Posture and gait: control mechanisms.

Woollacott MH, Horak F, eds. Eugene: University of Oregon, 226-229, 1992

Perry SD. Evaluation of age-related plantar-surface insensibility and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensationtest. Neurosci Lett, 392: 62-67. 2006

Podsiadle D, Richardson S. The timed up & go test of basic functional mobility for frail elderly person. J Am Geriatr Soc, 39:142-148, 1991

朴相俊，朴眩泰，上岡洋晴，朴晟鎮，小松泰喜，岡田真平，武藤芳照. 最大一歩幅によるダイナミックな移動からスタティックな直立状態に至るまでの姿勢制御に関する研究；高齢者と若年者の比較から．体力科学．57: 423-432, 2008

Rankin JK, Woollacott M, Shumway-Cook A, Brown LA. Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults. J Gerontol Med Sci, 55A, No.3, M112-M119, 2000

Schmidt. Richard A. 調枝孝治監訳. 運動学習とパフォーマンス：理論から実践へ. 大修館書店．1994

Shumway-Cook A, Baldwin M, Pollisar N, Gruber W. Predicting the probability of falls in community-dwelling older adults. Phys Ther, 77: 812-819, 1997

Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for fallers in community-dwelling older adults using the timed up & go test. Phys Ther, 80(9): 896-903, 2000

Shumway-Cook A, Woolcott M. 田中繁，高橋明 監訳. Motor Control. Theory and Practical Applications. Second edition. P186-188. 2004, 2009

Simoneau GC, Cavanagh PR, Ulbrecht JS. The influence of visual factors on fall-related kinematic variables during stair descent by older women. J Gerontol, 46: 188-195, 1991

Stoffregen TA, Pagulayan RJ, Bardy BG, Hettinger LJ. Modulating postural control to facilitate visual performance. Hum Mov Sci, 19: 203-220, 2000

坂村雄　高齢におけるワーキングメモリの障害．老年精神医学雑誌．15:719-724, 2004

鈴木みずえ　認知症高齢者の転倒・骨折予防，Nursing Today，10：74-81，2007

Teasdale N, Bard C, LaRue J and Fleury M. On the cognitive penetrability of postural control. Exp Aging Res, 19 (1): 1-13. 1993

Teasdale N, M. Simoneau. Additional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. Gait Posture, 14: 203-210. 2001

Toulotte C, Thevenon A, Watelain E, Fabre C. Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions. Clin Rehabil, 20: 269-276. 2006

竹内弥彦. 足底各部の機械需要感覚刺激が足圧中心移動範囲に及ぼす影響. 理学療法学. 29(7): 250-254, 2002

建内宏重，米田稔彦，田中貴宏，熊田仁，かどた眞弘，大野博司，田中一成，山口淳. 側方へのステップ動作開始時における姿勢制御の加齢による変化．理学療法科学. 21(3): 267-273. 2006

田中勇治，峯島孝雄，山中利明，今泉寛，田中まり子，川合秀雄，早川康之．高齢者の転倒に関する下肢反応時間及び運動時間の検討．理学療法科学. 16(4): 167-171, 2001

種村純　遂行機能の臨床．高次脳機能研究．28: 312-319, 2008

田淵肇　高齢者における遂行機能障害．老年精神医学雑誌，15: 731-736, 2004

特定非営利活動法人　日本転倒事故防止協会．　http://www.fpoj.org

内田靖　姿勢バランスの定量的評価．理学療法学，24: 109-113, 1997

Van Iersel MB, Roy P.C. Kessels, Bastiaan R.Bloem. Executive functions are

associated with gait and balance in community-living elderly people. J Gerontol Med Sci, 63A.1344-1349., 2008

Van Doorn C, Gruber-Baldini AL, Zimmerman S, Hebel JR, Port CL, Baumgarten M, Quinn CC, Taler G, May C, Magaziner J, Dementia as risk factor for falls and fall injuries among nursing home residents, J Am Geriatr Soc, 51: 1213-1218, 2003

Westendorp R G.J. Walking and talking as predictors of falls in the general population: The Leiden 85-plus study. J Am Geriatr Soc, 51(10): 2003

Wojcik L A, Thelen D G, Schultz A B, Ashton-Miller J A, Alexander N B. Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 54A, No.1, M44-M50. 1999

Wyke B, Freeman MA. Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. Br J Surg, 54:990-1001, 1967

Yardley L, Gardner M. Effect of articulatory and mental tasks on postural control. Neuroreport, 10: 215－219.1999

矢冨直美　認知症予防のアクティビティ，ひかりのくに，2006

山田実　上原稔章　二重課題条件下での歩行時間は転倒の予測因子となりうる. 理学療法科学　22(4): 505-509, 2007

山田実　村田伸　太田尾浩　村田潤　高齢者における二重課題条件下の歩行能力には注意機能が関与している．理学療法科学　23(3): 435-439, 2008

山本祐太，出村慎一，大森誠，辛紹熙，出村友寛，内山応信．携帯メール操作が階段昇降時の歩容に及ぼす影響．教育医学．54: 253-258, 2009

山鳥重．神経心理学入門．医学書院．1985

博士論文にかかる研究業績

1. 論文（査読付き）

1) Nobuko　Harada, Negoro Shinya, Shuichi Okada

Age-related differences in stepping response when stepping onto a known soft surface under dual task conditions

Current Gerontology and Geriatrics Research, Volume 2010,

Article ID 701897, 6pages, 2010

【第 5 章　研究課題 2】

2) 原田信子，岡田修一

高齢者における二重課題がステップ反応に及ぼす影響

教育医学　54 (4), 270－276，2009

【第 4 章　研究課題 1】

2. 学会発表

1) 原田信子，岡田修一

“高齢者の階段降下時における二重課題動作が下肢の筋活動に及ぼす影響”

学会名：日本体力医学会　第 26 回近畿地方会

年月日：平成 24 年 1 月　　発表形式：口頭発表

【第 7 章　研究課題 4】

2) Nobuko Harada, Shuichi Okada

“Age-related differences in muscle activity on legs during stairs descending in the dual task“

学会名：The 4th Japan-Australia-China Forum on Health Science and Bioengineering: International Cooperation for the 21st Century Medical and Human Care

年月日：平成 23 年 11 月　　発表形式：口頭発表

【第 7 章　研究課題 4】

3) 原田信子，岡田修一

“二重課題時における連続ステップ動作から静止立位姿勢に至るまでの高齢者の姿勢調整能”

学会名：日本体力医学学会　第 65 回日本体力医学会大会

年月日：平成 22 年 9 月　　発表形式：ポスター発表

【第 6 章　研究課題 3】

4) Nobuko Harada, Shuichi Okada

"Age-related differences in a serial stepping stability under dual task"

学会名：10th International Congress of physiological Anthropology in Australia

年月日：平成 22 年 9 月　　発表形式：口頭発表

【第 6 章　研究課題 3】

5) 原田信子，根来信也，岡田修一

"高齢者の足底からの感覚入力が二重課題時の動的姿勢調整に及ぼす影響"

学会名：日本体力医学学会　第 64 回日本体力医学会大会

年月日：平成 21 年 9 月　　発表形式：口頭発表

【第 5 章　研究課題 2】

6) 原田信子，根来信也，櫻井寿美，岡田修一

"足底入力の変化が高齢者の二重課題に対するステップ反応に及ぼす影響"

学会名：日本体力医学学会　第 23 回近畿地方会

年月日：平成 21 年 1 月　　発表形式：口頭発表

【第 5 章　研究課題 2】

7) Nobuko Harada, Shuichi Okada

"The effect of a dual task on step reaction to a soft surface ground in older adults"

学会名：International Academic Interchange Meeting Between the Graduate School of Human Development, Kobe University, and University of Western Australia

年月日：平成 20 年 11 月　　発表形式：口頭発表

【第 5 章　研究課題 2】

謝辞

本論文の作成にあたり，本研究の実施の機会を与えて戴き，始終暖かい激励とご指導，ご鞭撻を戴いた 神戸大学人間発達環境学研究科 岡田 修一教授に心より感謝申し上げます．岡田先生には高齢者の姿勢調整の研究に関して多大なるご指導を賜りました．また，研究を進めるための環境を整備いただき，研究の過程をご教授していただくとともに，研究の成果を国内外の学会や論文で発表する機会も与えて下さいました．さらに，地域高齢者の姿勢調整を調査するフィールドワークにも参加させていただき，今後も高齢者の姿勢調整の研究を幅広い視野に立って継続していく道に導いていただいたことに心より感謝申し上げます．

ご多忙の中，ご高閲を賜り，ご助言およびご激励を賜りました 神戸大学大学院人間発達環境学研究科 柳田 泰義教授，平川 和文教授，河辺 章子教授，近藤 徳彦教授に心より厚く御礼申し上げます．また，河辺先生には本論文の第2章の文献研究において“体性感覚”に関わる貴重な資料を提供していただくとともに有益なご指導をいただき，心より感謝申し上げます．近藤先生には本論文の細部にわたりご指導戴き，また神戸大学内で行われた国際研究会議で本研究を発表する機会を与えて下さり，心より感謝申し上げます．

大阪大学で行われました運動制御学研究会で本研究の発表の機会を与えて下さり，貴重なご意見ご指導を賜りました大阪大学大学院医学系研究科 木下 博教授に心より感謝申し上げます．

実験を実施するにあたり，熱心にご協力をいただき，また数多くのご助言・ご指導をいただいた 社団法人 兵庫県柔道整復師会 理事 根來 信也氏に心より感謝申し上げます．

高齢者の足の運動機能について有用な資料の提供を頂き，また地域高齢者のフィールドワークに参加するきっかけを作って下さった 有限会社 フットクリエイト社長 櫻井 寿美氏に心より感謝申し上げます．

実験の実施にあたり，神戸大学発達科学部岡田修一研究室卒業生の大西 延昭氏，高田 京氏，西津 健志氏，伊藤 彩氏，坂本 泰亮氏，および在学生の石村 奈穂氏，酒井 響氏，山本 志帆氏，中村 瑞樹氏，及び対象者としてご協力をいただきました高齢者の方々，神戸大学発達学部の学生の皆様に心から感謝の意を表します．

最後に，5年間の研究生活を陰から支えてくれた家族に心から感謝します．