

茨城県立医療大学大学院博士論文

障害物回避における若年成人，高齢者，脳卒中患者の
動作特性についての研究

中野 渉

茨城県立医療大学大学院博士後期課程保健医療科学研究科

保健医療科学専攻

2014 年 3 月

目次

論文要旨	1
------------	---

第 1 章 序論

1.1. 研究背景	3
1.1.1. 高齢者における転倒	3
1.1.2. 脳卒中患者における転倒	4
1.1.3. 障害物回避動作	5
1.1.4. 障害物回避における高齢者，脳卒中患者の特徴	7
1.1.5. 修士論文における知見	9
1.2. 研究の意義	11
1.3. 研究の枠組み	12
1.4. 研究の倫理的配慮	12

第 2 章 脳卒中患者における障害物を跨ぐための歩幅調節方法の検討

2.1. はじめに	13
2.2. 対象と方法	13
2.2.1. 対象	13
2.2.2. 装置	14
2.2.3. 測定手順	15
2.2.4. 分析方法	15
2.2.5. 統計解析	17
2.3. 結果	17
2.4. 考察	19
2.5. 小括	21

第 3 章 若年健常成人における時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響の検討

3.1. はじめに	23
3.2. 対象と方法	24
3.2.1. 対象	24
3.2.2. 装置	24

3.2.3. 測定手順	25
3.2.4. 分析方法	28
3.2.5. 統計解析	30
3.3. 結果.....	31
3.4. 考察.....	37
3.5. 小括.....	39
 第 4 章 高齢者における時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響の検討	
4.1. はじめに.....	40
4.2. 対象と方法	40
4.2.1. 対象	40
4.2.2. 装置	40
4.2.3. 測定手順	40
4.2.4. 分析方法	41
4.2.5. 統計解析	41
4.3. 結果.....	41
4.4. 考察.....	47
4.5. 小括.....	49
 第 5 章 総合考察	
5.1. 高齢者と若年成人との比較.....	50
5.2. 脳卒中患者の特徴	55
 今後の展望	59
 結論	61
 謝辞	62
 引用文献.....	63

表一覧

表 1-1. 高齢者と脳卒中患者の障害物への接触	7
表 1-2. 若年成人, 高齢者, 脳卒中患者の歩幅調節方法の特徴	8
表 1-3. 歩行速度, 対象群ごとの歩幅調節方法の比較	10
表 1-4. 通常足部位置からの最小移動距離と実際の歩幅調節方法	10
表 2-1. 脳卒中群の詳細	14
表 2-2. 歩幅縮小回数	18
表 2-3. Lead limb ごとの歩幅調節方法	19
表 2-4. 通常足部位置からの最小移動距離ごとの歩幅調節方法	19
表 3-1. 条件ごとの歩幅, Step time, 速度	32
表 3-2. 条件ごとの COM ROM, COM peak velocity	35
表 3-3. 条件ごとの MDS	36
表 4-1. 条件ごとの歩幅, Step time, 速度	43
表 4-2. 条件ごとの COM ROM, COM peak velocity	46
表 4-3. 条件ごとの MDS	47
表 5-1. 条件ごとの COM ROM, COM peak velocity, MDS	58

図一覧

図 2-1. 歩幅位置の定義と歩幅調節の同定方法	16
図 2-2. 通常足部位置からの最小移動距離の求め方	17
図 3-1. 倒立振り子モデル	24
図 3-2. 測定環境	25
図 3-3. 障害物と遂行すべき歩幅調節方法の出現	26
図 3-4. マーカー添付位置	27
図 3-5. 足部, 歩幅位置の定義	28
図 3-6. COM ROM, COM peak velocity の例	29
図 3-7. MDS A/P と MDS M/L の求め方	30
図 3-8. 条件ごとの歩幅変化	31
図 3-9. 代表的な COM の軌跡と COM 速度	33
図 3-10. 条件ごとの COM ROM M/L	34
図 3-11. 条件ごとの COM peak velocity lateral	34
図 3-12. 条件ごとの MDS A/P	36
図 4-1. 条件ごとの歩幅変化	42
図 4-2. 条件ごとの Step time	42
図 4-3. 条件ごとの COM ROM M/L	44
図 4-4. 条件ごとの COM peak velocity lateral	45
図 4-5. 条件ごとの MDS A/P	45
図 5-1. 高齢群と若年成人群の Step time の比較	50
図 5-2. 高齢群と若年成人群の MDS A/P の比較	51
図 5-3. 若年成人群, 速度維持群, 速度低下群の Step time の比較	52
図 5-4. 若年成人群, 速度維持群, 速度低下群の MDS A/P の比較	52
図 5-5. 高齢群と若年成人群の COM ROM M/L の比較	54
図 5-6. 高齢群と若年成人群の COM peak velocity M/L の比較	54
図 5-7. 健常高齢群と脳卒中患者の COM ROM M/L の比較	57
図 5-8. 健常高齢群と脳卒中患者の COM peak velocity lateral の比較	57

博士論文に関連する研究業績

1. 投稿論文

- 1) 中野渉, 大橋ゆかり. 障害物を跨ぐための歩幅調節における年齢と歩行速度の影響について. 理学療法学. 2010. 37(3):153-159.
- 2) Wataru Nakano, Ryuichi Sakamoto, Yukari Ohashi. How patients with stroke adjust their step length to step over obstacles. Int J Rehabil Res. 2014; 37(1): 34-39.

2. 学会発表

- 1) 中野渉, 松永夏菜, 大橋ゆかり. 脳卒中患者における障害物を跨ぐための歩幅調節について. 第 48 回日本理学療法学会大会. 2013.

論文要旨

【背景】高齢者や脳卒中患者は転倒頻度が高く、転倒を契機に生活機能の低下を招くことが多いため、転倒予防が重要な課題である。高齢者の転倒の過半数、脳卒中患者の転倒の10-20%は障害物へのつまずきや滑りによって発生している。そのため、高齢者や脳卒中患者の障害物回避動作について検討することは重要である。歩行中に障害物を回避するためには障害物へ到達するまでの歩幅調節が最も頻繁に用いられる。歩幅調節には歩幅の拡大と縮小がある。一方、障害物回避動作の成否を決定する重要な要因として障害物を認識してから避けるまでに利用可能な時間がある。一般的に、障害物を認識してから回避するまでに一步のみが利用可能である状況を時間制約があるといい、2歩以上利用可能である状況を時間制約がないという。時間制約がない場合では高齢者は障害物へ接触することは少ないが、時間制約がある場合では障害物への接触が多い。一方で、脳卒中患者では時間制約の有無に関わらず障害物への接触が多い。そこで、本研究では高齢者や脳卒中患者の歩幅調節方法の特徴を明らかにすることを目的として検討を行った。

【目的】本研究は3つの研究から構成されている。第1研究の目的は時間制約がない場合の脳卒中患者の歩幅調節方法を明らかにすることである。第2研究、第3研究の目的は若年成人と健常高齢者において、時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響を検討することである。

【方法】第1研究では脳卒中群12名(平均年齢 67.8 ± 8.5 歳)と年齢と性別を一致させた健常高齢群12名を対象として、障害物跨ぎ課題を実施した。障害物の手前の歩幅を測定し、各試行の歩幅調節方法を歩幅の拡大と縮小に分類することで、脳卒中群と対照群の比較を行った。第2研究では若年成人12名の障害物回避動作を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性へ与える影響を検討した。測定には液晶モニタを埋め込んだ直線歩行路を用い、液晶モニタ上に仮想の障害物を映し出した。液晶モニタの1歩手前にはマットスイッチを設置した。マットスイッチを踏むことで液晶モニタ上に障害物が出現する条件を時間制約ありとし、歩行開始時から障害物が液晶モニタ上に映し出されている条件を時間制約なしとした。時間制約あり・なしそれぞれの条件において、歩幅を拡大して障害物を回避する場合と縮小して障害物を回避する場合の安定性を測定した。第3研究では地域在住高齢者14名(平均年齢 77.1 ± 5.7 歳)の障害物回避動作を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性へ与える影響を第2研究と同様の方法を用いて検討した。

【結果及び考察】第1研究の結果、脳卒中群は麻痺側から障害物を跨ぐ場合では歩幅の縮小を優先的に選択し、非麻痺側から障害物を跨ぐ場合では歩幅の拡大を優先的に選択することが明らかとなった。対照群では障害物を左右どちらから跨ぐかによって歩幅調節方法に差はなかった。脳卒中患者は本研究結果のような方法を選択することによって障害物を跨ぐ際の安定性と正確性を高めていることが推測された。第2研究の結果、時間制約がない場合と比較して、時間制約がある

場合では安定性が低下することが分かった。さらに、時間制約がある場合では歩幅調節方法によって安定性に対して異なる影響があった。時間制約下で歩幅を縮小して障害物を回避する場合には前方への安定性が低下した。歩幅を拡大して障害物を回避する場合には、側方への安定性が低下した。第3研究の結果、時間制約がある場合、高齢者は歩幅を拡大することによって前方への安定性を確保することができた。時間制約下では高齢者は歩幅の拡大を優先的に選択することは、過去にも報告されている。本研究結果から高齢者が歩幅の拡大を優先的に選択するのは前方への安定性を高めるためであると考えられる。一方、時間制約下で歩幅を縮小しなければならない場合、高齢者は身体重心の前方移動速度を遅くすることで前方への安定性の制御を容易にしていた。前額面上での安定性に関しては、時間制約下で歩幅を拡大することで側方への安定性が低下することが分かった。

【今後の課題】本研究結果から健常高齢者、脳卒中患者ともに障害物を跨ぐための歩幅調節時の安定性の制御が困難であることが示唆された。今後の課題は、健常高齢者の障害物回避動作を改善するための介入方法と介入効果の検討、脳卒中患者の障害物回避動作における安定性の詳細な検討である。

【結語】本論文では易転倒性が報告されている高齢者や脳卒中患者の歩幅調節方法の特徴について検討した。健常高齢者、脳卒中患者は障害物を避けるための歩幅調節による安定性への影響を最小化するために歩幅調節方法を変更していることが明らかになった。

第1章 序論

1.1. 研究背景

1.1.1. 高齢者における転倒

転倒についてはいくつかの定義が提唱されており^{1,2)}、普遍的で共通したものはないが、1990年にGibson³⁾が発表した「本人の意思からではなく、地面または低い面に身体が倒れること」という定義が広く用いられている。

高齢者における転倒は頻繁に発生することが報告されている。欧米諸国では毎年65歳以上の地域在住高齢者の約30%が転倒する⁴⁻⁶⁾。本邦における地域在住高齢者の転倒頻度は諸外国より低く、10～20%程度である⁷⁻⁹⁾。加齢とともに転倒頻度は増加し¹⁰⁾、特に屋内での転倒が増加する¹¹⁾。施設入居中の高齢者の転倒頻度は報告により差があり、施設の種類や入居者の健康状態などにより転倒発生率が異なると推測される¹²⁾。

高齢者では転倒により生活機能が低下するため、転倒予防対策が重要な課題である。転倒のうち約20%で治療が必要となり、5%では骨折が発生する。大腿骨頸部骨折は約2%の転倒で発生する¹³⁾。転倒を原因とする骨折には大腿骨頸部骨折、橈骨遠位端骨折、上腕骨近位端骨折、脊椎圧迫骨折などがある。高齢者における大腿骨頸部骨折や橈骨遠位端骨折の大部分は転倒を原因として引き起こされる^{14,15)}。特に大腿骨頸部骨折は死亡率の増加や要介護状態への移行など、重大な影響をもたらす。大腿骨頸部骨折後1年以内の死亡率は高い¹⁶⁾。さらに、大腿骨頸部骨折によって身体機能は低下し、活動が制約され、自立性や生活の質は低下する¹⁷⁾。転倒によって直接的に受傷しなくても、転倒による恐怖心から活動が制約される。これは転倒後症候群と呼ばれ、再転倒に対する恐怖感から活動が制約され、結果として廃用症候群へと至る^{18,19)}。これらの結果として、転倒は要介護状態へ移行する原因となりうる。平成22年国民生活基礎調査によると、要支援者の12.4%、要介護者の9.3%が転倒を原因として介護が必要となっており、それぞれ第4位の原因となっている²⁰⁾。このように、転倒は高齢者において頻繁に発生し、その結果として直接的、間接的に生活機能の低下を来す原因となる。従って、高齢者における生活機能を維持し、要介護状態への移行を予防し、生活の質を維持するために、高齢者における転倒予防は非常に重要な課題である。

地域在住高齢者における多くの転倒が歩行中につまずいたり、滑ったりすることによって発生している。Liら²¹⁾の研究によると、転倒の47.3%は歩行中に発生していた。さらに、屋外で発生した転倒の73%はつまずきやすべりなどによって発生していた。Bergら¹³⁾は60歳から88歳までの地域在住高齢者を対象とした研究において、59%の転倒がつまずきやすべりによって発生していると報告している。また、安村ら⁷⁾の研究によると、屋外で発生した転倒の61%、屋内で発生した転倒の33%、全体では47%の転倒が「つまずいた」や「滑った」ことを原因としていた。

転倒の危険因子を身体的要因を主とする内的要因と生活環境要因を主とする外的要因とに分類する方法がある。内的要因としては加齢変化や疾病、服薬状況などがある。一方で外的要因としては敷居や動きやすいカーペット、照明不足などがある⁴⁾²²⁾。地域在住高齢者の転倒の多くが歩行中にカーペットや敷居、縁石などの障害物でつまずいたり、すべったりすることなどの外的要因により転倒している。そのため、高齢者の障害物回避動作について検討することは転倒予防のために重要である。

1.1.2. 脳卒中患者における転倒

脳卒中患者は転倒頻度が高いため、十分な転倒予防対策が必要である。神経内科疾患を対象としたシステマティックレビューによると、脳卒中は転倒の確実な危険因子であることが示されている²³⁾。そのため、本研究では脳卒中患者の障害物回避における動作特性について検討をした。

脳卒中患者の転倒頻度は対象となる脳卒中患者の機能レベルによって異なるが、急性期、回復期、生活期すべてにおいて高い。急性期病棟での転倒頻度は 22-25%^{24,25)}、回復期では 25-39%²⁶⁻²⁸⁾、生活期では 48-73%^{29,30)}である。脳卒中患者では転倒頻度が高いのみでなく、転倒によって骨折する危険性も高い。これは、脳卒中患者の易転倒性ととも、骨密度の低下が影響している³¹⁾。大腿骨頸部骨折の発生率を調査した研究によると、脳卒中患者の大腿骨頸部骨折発生率は健常対照群と比較して 1.4-7 倍高いことが報告されている^{32,33)}。大腿骨頸部骨折後のリハビリテーションによって、脳卒中患者の運動機能は脳卒中の既往のない高齢者と比較して同程度回復するが、入院時の運動機能が低いために退院時の運動機能は脳卒中の既往のない高齢者と比較して低い³⁴⁾。従って、脳卒中患者における大腿骨頸部骨折によって、退院後の日常生活や自立性へ大きな影響を及ぼすことになる。

地域在住脳卒中患者の転倒は自宅内で歩行中に発生することが多い。Hyndman ら³⁵⁾は 80%の転倒は自宅内で発生しており、36%が歩行中に発生したことを報告している。Harris ら³⁶⁾は 56%の転倒が屋内で発生しており、屋内転倒の 62%が自宅内であったと報告している。さらに、51%の転倒は歩行中に発生していた。Forster ら²⁹⁾は歩行中の転倒は全体の 52%を占めていたと報告している。

高齢者の転倒の多くがつまずき、すべりによって発生しているが、脳卒中患者では高齢者と異なる原因によって転倒が発生している可能性がある。脳卒中患者の転倒原因に関してはバランス消失が最も多く、全体の転倒の 30-35%を占めている^{29,35)}。転倒原因を内的要因と外的要因とで検討した研究では、脳卒中患者の転倒原因の 80%が内的要因であったのに対して、高齢者の転倒原因の 81%は外的要因によって発生していた³⁷⁾。Forster ら²⁹⁾の検討では脳卒中患者の転倒の 24%が外的要因によって発生していた。従って、地域在住脳卒中患者は屋内歩行中に転倒することが多く、全転倒の 10-20%程度は障害物回避動作との関連があると考えることができる。

脳卒中患者では転倒頻度は高く、骨密度の低下によって大腿骨頸部骨折などの重大な帰結がもたらされることが多い。脳卒中患者の転倒は多くが屋内で歩行中に発生することが多い。脳卒中患者では地域在住高齢者と比較して、割合は低いものの、全ての転倒の 10-20%はつまずいたり、すべったりすることによって発生していた。従って、脳卒中患者の障害物回避動作について検討することは、転倒予防に寄与する可能性がある。

1.1.3. 障害物回避動作

歩行中に障害物を回避する場合、視覚を用いて障害物の位置や特徴を認識し、障害物を避けるために歩行パターンが変更される。視覚に基づく歩行の調節は、Lee ら³⁸⁾の研究によって始められた。彼らは幅跳び選手の歩幅調節について検討を行い、踏み切り板に近づくと歩幅の変動が大きくなることを示した。Patla³⁹⁾は視覚に基づく歩行制御における研究の枠組みを提示している。提示された枠組みによると、視覚に基づく歩行制御は視覚情報に着目する「視覚認知 (Visual Perception)」と歩行パターンの変化に着目する「歩行パターンの調節 (Modulation of Gait Patterns)」の 2 つに分けられる。「視覚認知」はさらに「情報の性質 (Nature of Information)」と「サンプリングの特徴 (Sampling Characteristics)」の 2 つに分類される。歩行パターンを調節するために、環境からどのような視覚情報を得ているかは「情報の性質」に関する課題であり、どのように環境から情報を得ているかは「サンプリングの特徴」である。「情報の性質」には障害物や歩行路の特徴などが含まれている。一方、「サンプリングの特徴」ではサンプリングの頻度や期間、範囲などが主な研究課題である。歩行パターンの調節は「回避戦略 (Avoidance Strategies)」と「適応戦略 (Accommodation Strategies)」に分類される。回避戦略は、接触が望ましくない場所を避けるために実施される全ての歩行パターンの調節が含まれる。適応戦略はスロープや階段、雪道、不整地など地面に対する全ての適応が含まれる。本研究では高齢者や脳卒中患者の障害物回避方法を明らかにすることが目的である。そのため、本研究では Patla が提示した視覚に基づく歩行制御の枠組みにおける回避戦略を取り扱っている。

回避戦略には歩幅の調節、歩隔の調節、クリアランスの調節、方向転換、停止が含まれる。歩行中に障害物を認識した場合、歩幅の拡大や縮小、歩隔の拡大や縮小、方向転換などいくつかの方法を用いて障害物を回避することが可能である。これらの選択肢の中からどのように特定の方法が選択されるかについて検討が行われてきた。歩行中に障害物を回避する場合では、障害物へ到達するまでの歩幅調節が最も頻繁に用いられ⁴⁰⁾、障害物を跨ぐための最適な足部位置が確保される⁴¹⁾。そして、振り出した足のつま先が障害物へ接触することがないようにクリアランスが調節され、障害物が回避される。このように、歩行中の障害物回避においては歩幅の調節のような矢状面上での調節やクリアランスの調節のような水平面での調節が主に行われ、歩隔の調節のような前額面上での調節はあまり選択されない。さらに、停止や方向転換などの回避戦略が選択されることは稀である。

Patla⁴²⁾は障害物の高さが下肢長と同じになると方向転換が選択されるが、それよりも低い場合では障害物を跨ぐことが選択されることを示している。従って、日常生活で直面する障害物の多くは跨ぐことによって回避している。

歩行中に障害物を回避するためには、障害物へ到達するまでの歩幅調節が最も頻繁に用いられる。歩幅調節には歩幅の拡大と縮小が用いられる⁴³⁾。歩幅の拡大と縮小のどちらを選択するかに関しては、一定の法則があることが示されており、Patla ら⁴⁴⁾はその 1 つとして通常足部位置からの最小移動距離 (Minimal displacement of the foot from its normal landing spot) を提案している。歩行中に障害物を認識した場合、視覚や体性感覚に基づき、定常歩行を継続した場合の足部位置(通常足部位置)や足部と障害物との位置関係が推定される。歩幅調節をしなくても障害物へ接触しそうでない場合では、明らかな歩幅調節は発生しない⁴⁵⁾。定常歩行を継続すると障害物へ接触しそうな場合、推定した足部の位置と障害物との関係から、歩幅を拡大して障害物を避けるのに必要な調節距離と歩幅を縮小して障害物を避けるのに必要な調節距離が計算される。例えば、定常歩行を継続すると障害物へ接触してしまい、歩幅を拡大することにより障害物を避けるためには 10cm 歩幅を拡大する必要がある、歩幅を縮小することにより障害物を避けるためには 20cm 歩幅を縮小する必要があるといった予測である。ただし、必ずしも cm のように数値として予測されるわけではない。Patla らの通常足部位置からの最小移動距離は選択可能な回避戦略のうち、調節距離が最小の選択肢が優先的に実行されることを主張する。先ほどの例では歩幅の拡大を選択することによって、縮小を選択するよりも必要な調節量は 10cm 短いため、歩幅の拡大が優先的に選択される。通常足部位置からの最小移動距離は歩幅調節方法を決定する重要な要素であるが、唯一の要素ではない。彼らは一連の研究を通して^{44,46-48)}、歩幅調節方法の選択が、通常足部位置からの最小移動距離、安定性(Stability)、前進性(Progression)の 3 つの要素によって決定されることを示した。歩幅調節方法の決定要因として安定性が含まれるということは、障害物を認識した時点で各選択肢を遂行した場合の安定性への影響が推測されていることを意味している。

歩行中に障害物を認識し、回避戦略を選択・実行した場合に、その成否を決定する重要な要因として障害物を認識してから避けるまでに利用可能な時間がある。障害物を認識してから避けるまでに利用可能な時間が短い場合とは、歩行中に注意が逸れていて、避けるべき障害物の直前までその存在に気がつかないような状況である。実験的には歩行路上に光を投影させて仮想の障害物を出現させたり⁴³⁾、モニタ上に仮想の障害物を映したり⁴⁶⁾、トレッドミル歩行中に障害物を落としたりする⁴⁹⁾ことによって、障害物を認識してから避けるまでに利用可能な時間を操作している。このような条件を時間制約(Time constraint)があるという。時間制約の有無の定義は厳密には行われていないが、障害物を認識してから 1 歩以内に障害物回避を行わなければならない場合を時間制約あり、2 歩以上用いることができる場合を時間制約なしとしていることが多い⁴⁶⁾。時間制約がある場合では障害物回避は困難となる⁴³⁾。さらに、時間制約の有無は回避戦略の選択に影響を及ぼす。

歩幅調節方法の選択に影響する要因として、通常足部位置からの最小移動距離、安定性、前進性の3点が示されている。時間制約の有無によってこれら要因の優先順位が異なることが報告されている。時間制約がある場合では、迅速に障害物を回避することが求められる。そのため、通常足部位置からの最小移動距離、安定性、前進性の順に優先順位が高い。必要な調節距離が最小となる戦略を選択することによって、筋活動の変化を少なくすることができ、必要な調節を急速に遂行することが可能である^{44,47,48)}。Weerdesteyn⁴⁹⁾らは若年女性を対象として時間制約下での歩幅調節方法について検討した。その結果、障害物を回避するまでに利用可能な時間が500msより短い状況では、若年女性の障害物回避戦略は通常足部位置からの最小移動距離に従って選択されることを報告している。

一方で、時間制約がない場合では必要な歩幅調節を複数歩に分散することが可能であり、急速な歩幅の変化は必要とされない。歩幅の急速な変化を必要としないため、安定性への影響も少ない。従って、時間制約がない場合では前進性の優先順位が最も高い⁴⁶⁾。つまり、障害物を認識してから避けるまでに十分な時間がある場合では、若年成人は歩幅の拡大を選択する。

1.1.4. 障害物回避における高齢者、脳卒中患者の特徴

障害物回避動作における高齢者と脳卒中患者の特徴として、障害物回避動作の成否と歩幅調節方法の2点について記述する。

高齢者と脳卒中患者の障害物への接触を時間制約の有無でまとめると、表1-1のように示すことができる。障害物への接触に関する高齢者の特徴は、時間制約がある場合に障害物への接触が多いことである。Chenら⁵⁰⁾は時間制約下での高齢者の障害物への接触頻度について初めて検討を行い、高齢者では障害物へ接触する可能性が高いと報告している。

表 1-1. 高齢者と脳卒中患者の障害物への接触

時間制約	高齢者	脳卒中患者
なし	若年成人と同程度 ⁵¹⁻⁵⁴⁾	高齢者より多い ^{55,56)}
あり	若年成人より多い ^{43,50,57,58)}	高齢者より多い ⁵⁹⁾

その後Brownら⁵⁸⁾、Chen⁴³⁾⁵⁷⁾らも同様の報告をしている。一方で、時間制約がない場合では高齢者の障害物への接触は少ない⁵¹⁻⁵⁴⁾。Galnaら⁶⁰⁾はシステマティックレビューの結果、時間制約がある場合では高齢者の障害物への接触頻度は若年成人と比較して高いが、時間制約がない場合では高齢者と若年成人とで障害物への接触頻度は変わらないと結論づけている。

脳卒中患者では時間制約がある場合のみでなく、時間制約がない場合であって

も障害物への接触頻度は高い。Den Otter ら⁵⁹⁾の報告によると、時間制約がある場合での高齢者の障害物への接触は全試行の 0.5%であったのに対して、脳卒中患者では全試行の 14%であり、脳卒中患者では有意に多く障害物へ接触していた。時間制約がない場合では、Said ら⁵⁵⁾が脳卒中患者が固定された障害物を跨ぐ際の障害物への接触及びバランス消失について報告している。彼らの報告によると、脳卒中患者 24 名中 13 名で障害物への接触及びバランス消失が発生し、全試行の 8.7%であったと報告している。対照群の高齢者では障害物への接触及びバランス消失は認められなかった。また、Said らによるその他の研究⁵⁶⁾⁶¹⁾においても、時間制約がない場合での脳卒中患者の障害物への接触が報告されている。このように、高齢者では歩行中に十分に手前から障害物の存在に気が付いている場合では障害物へ接触したり、バランスを崩したりすることなく障害物を回避することが可能であるが、注意がそれていたなどの理由により障害物の直前で障害物を認識した場合では障害物への接触頻度が高まる。さらに、脳卒中患者においては、時間制約の有無に関わらず障害物跨ぎ動作の障害があると考えることができる。

高齢者や脳卒中患者では時間制約の有無によって障害物回避動作の成否のみでなく、歩幅調節方法も異なるとの報告がされている。若年成人、高齢者、脳卒中患者の歩幅調節方法の特徴を表 1-2 に示した。時間制約がない場合、高齢者は若年成人と比較して歩幅の縮小を選択することが多い⁴³⁾。一方、時間制約がある場合では高齢者は歩幅の拡大を優先的に選択する。Weerdesteyn⁴⁹⁾らは若年女性と高齢女性の時間制約下での歩幅調節方法を検討した。若年女性では通常足部位置からの最小移動距離に従って歩幅調節方法が選択された。しかし、高齢女性は通常足部位置からの最小移動距離には従わず、歩幅の拡大を優先的に選択したと報告している。さらに、高齢者が時間制約下で拡大戦略を選択する理由としては安定性を高めるためであろうと推測している。

表 1-2. 若年成人、高齢者、脳卒中患者の歩幅調節方法の特徴

時間制約	若年成人	高齢者	脳卒中患者
なし	歩幅の拡大 ⁴⁶⁾	歩幅の縮小 (若年成人との比較) ⁴³⁾	---
あり	通常足部位置からの 最小移動距離 ⁴⁴⁾⁴⁹⁾	歩幅の拡大 (若年成人との比較) ⁴⁹⁾	歩幅の拡大 (高齢者との比較) ⁵⁹⁾

脳卒中患者に関しては、Den Otter⁵⁹⁾が時間制約下での高齢者と脳卒中患者の歩幅調節方法について検討をしている。高齢者は全試行の 75%で歩幅の拡大を選択したのに対して、脳卒中患者では全試行の 91%で歩幅の拡大を選択していた。従って、脳卒中患者は時間制約下では歩幅の拡大を選択することによって障害物を回避している。一方、脳卒中患者は時間制約がなくても障害物への接触頻度が多

いにも関わらず、時間制約がない場合の脳卒中患者の歩幅調節方法は明らかになっていない。

1.1.5. 修士論文における知見

歩行中に障害物を認識し、障害物へ到達するまでに十分な時間が利用可能な場合、障害物へ到達するまでに歩幅調節が行われ⁴⁰⁾、障害物を跨ぐための足部位置が確保される⁴¹⁾。障害物へ到達するまでの歩幅調節においては、歩幅の拡大と縮小が用いられる⁴³⁾。Chen ら⁴³⁾は時間制約がない場合、高齢者は歩幅を縮小することを報告している。しかし、歩幅調節方法の選択は通常足部位置からの最小移動距離の影響を受けるが、彼らの研究においては考慮されていない。そこで、修士論文においては通常足部位置からの最小移動距離を考慮したうえで、高齢者の歩幅調節方法について検討を行った。

対象は若年成人 12 名、健常高齢者 12 名である。平均年齢はそれぞれ 24.5 ± 3.9 歳、 74.2 ± 3.9 歳であった。健常高齢者は地域在住高齢者であり、神経学的疾患や歩行に影響する整形外科疾患の既往はなかった。全ての健常高齢者は歩行や日常生活が自立していた。

実験には長さ 16m、幅 0.9m のクラフト紙を添付した直線歩行路を用いた。歩行開始から 13m の位置に障害物を設置し、歩行周期の異なる相に障害物が位置するように歩行開始位置を 20cm 間隔で 3 箇所設置した。障害物は高さが 1.5cm、幅 60cm は同一で、奥行きが 6cm、14.7cm、25cm と異なる 3 種類の障害物を用いた。対象者の靴底踵部分に各試行で異なった色のインクを染み込ませた 2cm 四方のスポンジを添付した。歩行は快適歩行と高速歩行をそれぞれ 9 試行、計 18 試行実施した。対象者には各速度で歩行し、普段行っているように障害物を跨ぐよう教示した。測定後、記録されているスタンプ跡をもとに、障害物直近の 12 歩と跨ぎ幅を定規を用いて 0.1cm 単位で測定した。

各試行で測定した障害物直近の 12 歩と跨ぎ幅のうち、障害物から離れた 7 歩分(障害物より 12 歩手前から 6 歩手前)の平均歩幅と標準偏差を算出した。平均歩幅 $\pm 3SD$ を各試行における歩幅の変動と定義した。さらに、平均歩幅 $+3SD$ を上回る歩幅を歩幅の拡大、平均歩幅 $-3SD$ を下回る歩幅を歩幅の縮小と定義した。各試行において障害物直近の 5 歩と跨ぎ幅に歩幅の拡大が含まれる試行を拡大戦略と分類し、障害物直近の 5 歩に歩幅の縮小が含まれる試行を縮小戦略と分類した。

通常足部位置からの最小移動距離を考慮するために、各試行において障害物の 12 歩手前から 6 歩手前までの 7 歩分の平均歩幅を 7 歩目の足部位置から加算していくことで通常足部位置を推定した。さらに、推定した通常足部位置と障害物から拡大戦略、縮小戦略それぞれを遂行するために必要な最小距離を算出し、通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合と縮小戦略の場合とで分類し、実際の調節方法と比較した。

主な結果を表 1-3、1-4 に示した。表 1-3 は通常足部位置からの最小移動距離

を考慮せずに若年成人群と健常高齢群で実際に分類された歩幅調節方法の比較である。快適歩行条件、高速歩行条件ともに若年成人群と健常高齢群で選択した歩幅調節方法が異なっており、若年成人群は拡大戦略を優先的に選択したのに対して、健常高齢群では縮小戦略を優先的に選択した。表 1-4 は通常足部位置からの最小移動距離を考慮したものである。通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合は、その試行においては拡大戦略を選択することにより調節距離が短くなることを示している。通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合、若年成人群では 89.8%の試行で拡大戦略が選択されたのに対して、健常高齢群では 58.7%の試行で拡大戦略が選択されており、健常高齢群では有意に縮小戦略が選択された試行が多かった。通常足部位置からの最小移動距離が縮小戦略の場合、若年成人群では 38.6%で縮小戦略が選択されたのに対して、健常高齢群では 93.2%の試行で縮小戦略が選択されており、健常高齢群では有意に縮小戦略が選択される試行が多かった。

表 1-3. 歩行速度、対象群ごとの歩幅調節方法の比較 (試行数)

歩行条件	若年成人群		健常高齢群		p 値
	拡大戦略	縮小戦略	拡大戦略	縮小戦略	
快適条件	50	27	29	50	<0.01
高速条件	58	19	16	43	<0.01

χ^2 検定

表 1-4. 通常足部位置からの最小移動距離と実際の歩幅調節方法 (試行数)

通常足部位置からの最小移動距離	若年成人群		健常高齢群		p 値
	拡大戦略	縮小戦略	拡大戦略	縮小戦略	
拡大戦略	44	5	27	19	<0.01
縮小戦略	35	22	3	41	<0.01

通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合は、その試行においては拡大戦略を選択する方が調節距離が短いことを示している。

Fisher の正確確率検定

修士論文の結果から 3 点について明らかになった。1 点目は時間制約がない場合であっても、歩幅調節方法の選択においては通常足部位置からの最小移動距離が一定の影響を及ぼしているということである。若年成人群は通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合では全試行の 89.8%で拡大戦略を選択している。一方、通常足部位置からの最小移動距離が縮小戦略の場合、健常高齢群は全試行の 93.2%で縮小戦略を選択していた。これは、若年成人、健常高齢者ともに歩行中に障害物回避に必要な調節距離を正確に予測し、予測に基づいて歩幅調節

方法の選択が行われていることを示している。従って、特定の対象群の歩幅調節方法を実験的に検討する場合では、通常足部位置からの最小移動距離を考慮し、測定環境を設定しなければならない。

2点目は若年成人は時間制約がない場合、歩幅の拡大を優先的に選択するということである。これは Moraes ら⁴⁶⁾によって既に報告がなされているが、彼らの報告を支持する結果となった。

3点目は健常高齢者は時間制約がない場合、歩幅の縮小を優先的に選択するということである。先行研究では⁴³⁾、障害物を認識してから避けるまでに2歩以上が利用可能である場合、若年成人群は29.1%の試行で、健常高齢群は39.6%の試行で縮小戦略を選択していた。従って、若年成人群と比較すると拡大戦略を選択することが多いという結論である。しかし、彼らの結果はあくまでも健常高齢群は若年成人群との比較において縮小戦略を選択するという結果である。実際には健常高齢群は全試行の60.4%の試行で拡大戦略を選択していた。一方、修士論文においては、健常高齢群は通常足部位置からの最小移動距離が縮小戦略の場合では93.2%の試行で縮小戦略を選択した。また、通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合であっても41.3%の試行で縮小戦略が選択された。このことから、健常高齢者はより優先的に縮小戦略を選択すると判断することができる。時間制約がない場合でさえも、歩幅調節方法の選択は通常足部位置からの最小移動距離の影響を受ける。その点では、本研究は先行研究よりも⁴³⁾若年成人や健常高齢者における歩幅調節方法の特性をより示していと考えられる。

1.2. 研究の意義

高齢者や脳卒中患者における転倒は頻繁に発生し、その結果として身体機能の低下や活動の制約、自立性や生活の質の低下などの帰結がもたらされる。従って高齢者や脳卒中患者の転倒予防は重要な課題である。

高齢者、脳卒中患者ともに転倒の多くが歩行中に発生している。さらに、高齢者の転倒の多くが障害物でつまずいたり、すべったりすることで発生している。脳卒中患者においても10-20%は障害物に関連した転倒である。動作としての障害物回避動作と実際の転倒との結びつきについては十分に分かっていないが、脳卒中患者を対象とした研究では、障害物跨ぎ動作の障害と転倒とが関連することが報告されている⁶²⁾。さらに、高齢者を対象とした研究では、筋力トレーニングによって障害物跨ぎ動作が改善したことを示す報告がある⁶³⁾。従って、高齢者や脳卒中患者の障害物回避動作を理解し、適切な介入を行うことによって障害物跨ぎ動作を改善し、転倒予防に寄与できる可能性があると考えられる。

高齢者や脳卒中患者では障害物に関連した転倒が多く、障害物回避動作の障害が報告されているにも関わらず、その理解は十分に進んでいない。本研究で障害物回避動作における高齢者や脳卒中患者の特徴を明らかにすることによって、適切な介入や指導を行うための基礎的な資料を提供できることを期待している。

1.3. 研究の枠組み

表 1-2 に健常高齢者と脳卒中患者の障害物回避動作の特徴を示した。修士論文においては時間制約がない場合での健常高齢者の特徴について明らかにした。脳卒中患者では時間制約の有無に関わらず障害物への接触が多い。しかし、時間制約がない場合における脳卒中患者の歩幅調節方法については分かっていない。そこで、第 2 章では時間制約がない状況における脳卒中患者の歩幅調節方法について検討した。

健常高齢者は時間制約がない場合には障害物への接触は少ない。しかし、時間制約がある場合では障害物への接触が増加する。従って、歩行中に突然障害物を回避することは高齢者にとって困難な課題であると考えられる。時間制約がある場合では高齢者は歩幅を拡大することで障害物を回避する。高齢者が歩幅の拡大を優先的に選択する理由としては安定性を高めるためであると推測がされている。しかし、時間制約下での障害物回避時の安定性に関して検討した研究は少ない。そこで、第 3 章では若年成人を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性へ与える影響を検討した。第 4 章では健常高齢者を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性へ与える影響について検討を行った。第 3 章、第 4 章を通して、高齢者にとって困難な課題である時間制約下での障害物回避時の安定性制御について検討した。

1.4. 研究の倫理的配慮

本研究における実験研究は、茨城県立医療大学倫理委員会の承認を得て実施した(承認番号：495 研究課題名：障害物回避動作における年齢と疾病の影響について)。また、第 2 章の研究は静岡市立清水病院倫理委員会の承認を得て実施した(承認番号：17 研究課題名：障害物回避のための歩幅調節における脳卒中の影響に関する研究)。研究協力者には事前に口頭と書面により研究目的および内容を説明し、同意を得たうえで実施した。

第2章 脳卒中患者における障害物を跨ぐための歩幅調節方法の検討

2.1. はじめに

脳卒中患者の転倒頻度は高く、転倒の10-20%は障害物回避と関連している。そのため、脳卒中患者の障害物回避動作を理解することは重要である。

障害物を認識してから障害物を跨ぐまでの時間制約は障害物跨ぎ動作の成否に影響を与える。従って、障害物跨ぎ動作を検討する場合には時間制約の有無は重要な要素である。脳卒中患者は、時間制約がある場合に高齢者と比較して歩幅を拡大することが報告されている。しかし、時間制約がない場合の歩幅調節方法に関しては報告が少ない。脳卒中患者は時間制約がない場合でも障害物への接触頻度が多いため、時間制約がない場合の歩幅調節方法について理解することは重要である。

時間制約がない場合では、障害物へ到達するまでの複数歩を用いて歩幅調節が可能である。そのため、麻痺側、非麻痺側のどちら側から障害物を跨ぐか、歩幅調節をどちら側で遂行するかは任意に決定することができる。なお、以下では障害物を先に跨ぐ側の下肢を **Lead limb**、後から跨ぐ側の下肢を **Trail limb** と記す。脳卒中患者における歩行の特徴は非対称性であるため⁶⁴⁻⁶⁶⁾、**Lead limb** や歩幅調節の遂行が麻痺側または非麻痺側のどちらかに偏ると推測することができる。これまでの研究報告では、時間制約がない場合、**Lead limb** の偏りはないことが分かっている⁶⁷⁾。一方で、歩幅調節が麻痺側または非麻痺側のどちらで遂行されるかについては検討が行われていない。

さらに、脳卒中患者においては **Lead limb** が麻痺側の場合と非麻痺側の場合では歩幅調節方法が異なる可能性がある。歩幅調節方法の選択は安定性の影響を受ける⁴⁷⁾。脳卒中患者では **Lead limb** が麻痺側の場合と非麻痺側の場合とでバランス制御に違いがある⁶¹⁾。従って、障害物を跨ぐ際の安定性を高めるために、障害物へ到達するまでの歩幅調節方法を変更している可能性がある。しかし、時間制約がない場合における脳卒中患者の歩幅調節方法についての検討は少ない。

そこで、本研究では次の2点を明らかにすることを目的とした。

- (1) 脳卒中患者は麻痺側または非麻痺側のどちらか一方で歩幅調節をするか
- (2) 脳卒中患者が障害物を麻痺側から跨ぐ場合と非麻痺側から跨ぐ場合で歩幅調節方法が異なるか

2.2. 対象と方法

2.2.1. 対象

研究協力者は脳卒中群12名、対照群12名である。脳卒中群の組み入れ基準は、1)発症後12カ月以内の初発の脳卒中 2)歩行障害やバランス障害に対する入院または外来での理学療法を受けている 3)歩行補助具や装具使用の有無は問わない

が、20m 以上の自立歩行が可能 4)視野障害や半側空間無視がない 5)歩行に影響するその他の疾患がないことである。研究協力者は通所リハビリテーションを利用している地域在住脳卒中患者と回復期リハビリテーション病棟に入院する脳卒中患者から募集した。脳卒中群には、男性 7 名、女性 5 名が参加し、平均年齢は 67.8 ± 8.5 歳であった。表 2-1 に脳卒中群の詳細を示した。発症から測定までの期間の中央値は 99.5 日(64.3-132)であった。

対照群は脳卒中群に対して年齢と性別を一致させた。整形外科疾患や神経疾患、歩行に影響する可能性のある疾患を有する場合には対象から除外した。男性 7 名、女性 5 名、平均年齢 67.5 ± 8.4 歳が研究に参加した。

表 2-1. 脳卒中群の詳細

対象者	年齢 (歳)	性別	障害名	障害部位	発症後 (日)	歩行速度 (m/s)	RMI	感覚	補助具	装具
1	79	男	脳梗塞	右橋	134	0.68	13	6	無	無
2	67	男	脳梗塞	左被殻	54	0.60	11	4	無	無
3	66	男	脳梗塞	左 MCA	75	0.63	10	6	無	無
4	62	女	脳出血	左橋	120	0.87	9	2	無	無
5	58	女	脳出血	左視床	103	0.78	12	1	無	AFO
6	73	女	脳梗塞	右橋	106	0.40	12	6	T 字杖	無
7	70	男	脳梗塞	左 MCA	132	1.00	11	6	T 字杖	AFO
8	53	女	脳出血	左被殻	141	0.61	9	6	T 字杖	AFO
9	71	男	脳梗塞	左放線冠	96	0.67	10	4	無	無
10	60	男	脳梗塞	左内包	59	0.72	12	5	無	無
11	74	男	脳梗塞	左 LSA	53	1.30	12	5	無	無
12	81	女	脳梗塞	左被殻	66	0.48	9	5	T 字杖	無

感覚の評価には SIAS を用い、下肢触覚と下肢位置覚の合計点を示した。6 点が正常、0 点は感覚障害を示す。

AFO, Ankle Foot Orthosis; RMI, Rivermead Mobility Index

MCA, 中大脳動脈; LSA, レンズ核線条体動脈

2. 2. 2. 装置

測定には長さ 30m、幅 0.9m の茶色のクラフト紙を添付した直線歩行路を用いた。歩行路と区別しやすいように白く塗装した木製の障害物(高さ×奥行き×幅、 $1 \times 4 \times 90 \text{cm}$)を歩行路上の一定の位置に設置した。歩行周期の異なる相に障害物が位置するように、歩行開始位置は 20cm 間隔で 3 箇所設定した。疲労の影響を避けるために、歩行開始位置は各研究協力者で調整をした。本研究では障害物の跨

ぎ幅とその手前 13 歩が解析対象である。歩き始めから 4 歩目以降で定常状態になる⁶⁸⁾との報告から、3 箇所設定した歩行開始位置の中で最も障害物に近い歩行開始位置であっても、障害物を跨ぐまでに少なくとも 18 歩は測定できるように歩行開始位置を調整した。

2.2.3. 測定手順

測定開始前には全ての研究協力者で身長、体重、足長の計測と歩行速度の測定を実施した。歩行速度は 16m の歩行路を快適な速度で 3 回歩行した際の、中央の 10m で測定し、3 回の平均値を求めた。脳卒中群では、発症日、病変部位を診療情報から収集した。神経心理学的検査と診療記録より、視野障害や半側空間無視がないことを確認した。日常生活における歩行補助具、装具使用の有無を研究協力者から聴取した。歩行能力として Rivermead Mobility Index⁶⁹⁾、感覚障害の評価として SIAS の下肢感覚項目⁷⁰⁾を測定した。

測定課題は、歩行路上を快適な速度で歩行し、障害物を跨ぐことである。靴底踵部分に各試行で異なった色のインクを染み込ませた 2cm 四方のスポンジを添付し、踵接地位置を記録した。各研究協力者は 15 試行の障害物跨ぎ試行を実施し、障害物へ接触した場合には成功試行が 15 試行になるまで試行数を追加した。全ての研究協力者は測定前に障害物の大きさを確認した。また、障害物は常に歩行路の一定箇所に設置することを伝えた。日常生活で実施している方法で障害物を跨ぐように、「いつも歩いている楽な速度で歩き、普段行っているように障害物を跨いで下さい。障害物を跨いだ後もそのままの歩行を歩行路の最後まで続けて下さい。」と研究協力者へ教示し、どちらの下肢から障害物を跨ぐかは指示しなかった。測定後、記録されている踵接地位置をもとに、障害物直近の 13 歩と跨ぎ幅を定規を用いて 0.1cm 単位で測定した。

2.2.4. 分析方法

脳卒中群の研究協力者が右片麻痺である場合には、年齢と性別を一致させた対照群の研究協力者の右側を麻痺側、左側を非麻痺側と定義した。脳卒中群の研究協力者が左片麻痺である場合には対応する対照群の研究協力者の右側を非麻痺側、左側を麻痺側と定義して分析を行った。

測定した歩幅から以下の方法で歩幅調節の有無を同定し、歩幅調節方法の分類を行った。図 2-1 に測定範囲と歩幅位置の定義を示す。歩幅位置は障害物の近位から順に Step1 から Step13 と定義した。Step6 から Step13 には麻痺側 4 歩、非麻痺側 4 歩の計 8 歩が含まれている。各研究協力者で 15 試行を測定しているため、15 試行の Step6 から Step13 に麻痺側、非麻痺側 60 歩ずつが含まれている。そこで、麻痺側、非麻痺側それぞれ 60 歩の平均と標準偏差を算出した。

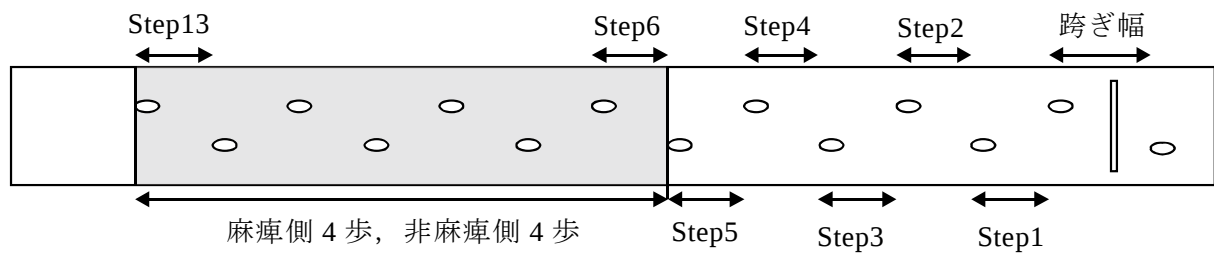


図 2-1. 歩幅位置の定義と歩幅調節の同定方法

Step6 から Step13 には麻痺側 4 歩，非麻痺側 4 歩の計 8 歩が含まれている。各対象者で測定した 15 試行の Step6 から Step13 に含まれる麻痺側，非麻痺側それぞれ 60 歩の平均と標準偏差を算出した。

麻痺側，非麻痺側それぞれの平均歩幅 $\pm 2.5SD$ 内を各研究協力者における通常歩行時の歩幅のばらつきと定義し，平均歩幅 $+2.5SD$ を上回る歩幅を歩幅拡大，平均歩幅 $-2.5SD$ を下回る歩幅を歩幅縮小とした。障害物直近の 5 歩(Step1-5)と跨ぎ幅に歩幅拡大が含まれる試行を拡大戦略，障害物直近の 5 歩に歩幅縮小が含まれる試行を縮小戦略と分類した。障害物直近の 5 歩と跨ぎ幅に歩幅拡大，歩幅縮小ともに含まれない試行は調節なしと分類した。なお，同一試行における障害物直近の 5 歩に歩幅拡大と歩幅縮小が含まれる試行は，通常の歩幅の変動との区別が困難であるため，解析から除外した。

歩幅調節方法の選択は通常足部位置からの最小移動距離の影響を受ける⁷¹⁾。そのため，各試行で歩幅調節が発生しないと仮定した場合の通常足部位置を推定し，拡大戦略と縮小戦略のどちらが通常足部位置からの最小移動距離に適合するかを求めた(図 2-2)。歩幅調節が発生しないと仮定した場合の通常足部位置の推定は，各試行の Step6 の足部位置から麻痺側，非麻痺側それぞれの平均歩幅を加算することで求めた⁷²⁾。歩幅を縮小することにより障害物への接触を避けるためには推定したつま先が障害物近位端より手前に位置する必要がある。従って，推定した足部のつま先から障害物近位端までの距離は歩幅を縮小して障害物を避けるために必要な最小調節距離であり，これを縮小距離と定義した。一方で，歩幅を拡大することにより障害物への接触を避けるためには，推定した踵が障害物遠位端を超える必要がある。そのため，推定した踵と障害物遠位端との距離は歩幅を拡大して障害物を避けるために必要な最小調節距離であり，これを拡大距離と定義した。通常足部位置からの最小移動距離の分類には拡大距離と縮小距離の差を用いた。「拡大距離－縮小距離」が正の場合では歩幅を縮小した方が必要な調節距離が短いため，通常足部位置からの最小移動距離は縮小戦略となる。同様に，「拡大距離－縮小距離」が負の場合では通常足部位置からの最小移動距離は拡大戦略となる。通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合と縮小戦略

の場合それぞれで、脳卒中群、対象群が拡大戦略と縮小戦略とを選択した試行数を Lead limb ごとに算出した。

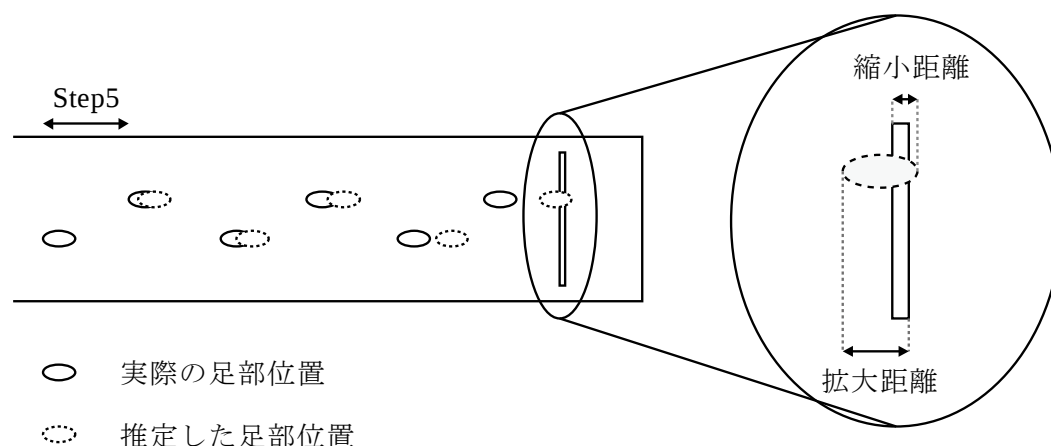


図 2-2. 通常足部位置からの最小移動距離の求め方

Step6 の足部位置から麻痺側、非麻痺側それぞれの平均歩幅を加算することで歩幅調節が発生しないと仮定した場合の通常足部位置を推定した。推定したつま先と障害物近位端までの距離を縮小距離、推定した踵と障害物遠位端までの距離を拡大距離とし、拡大距離と縮小距離の差を求めた。解が正の場合は縮小戦略、負の場合は拡大戦略を選択すると必要な歩幅調節距離が短い。図の状況では解は正となり、通常足部位置からの最小移動距離は縮小戦略の場合となる。

2.2.5. 統計解析

脳卒中群、対照群の障害物への接触回数は χ^2 検定を用いて比較した。Lead limb によって障害物への接触回数が異なるかを検討するために、Lead limb ごとの障害物への接触回数を Fisher の正確確率検定を用いて比較した。障害物直近の 5 歩と跨ぎ幅において、麻痺側、非麻痺側それぞれで発生した歩幅縮小の回数を Fisher の正確確率検定を用いて比較した。Lead limb と歩幅調節方法との関係を検討するために、Lead limb が麻痺側の場合と非麻痺側の場合で拡大戦略、縮小戦略、調節なしに分類された試行数を χ^2 検定を用いて比較した。通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合と縮小戦略の場合それぞれにおいて、Lead limb と歩幅調節方法との関係を χ^2 検定を用いて比較した。統計解析は統計解析用ソフトウェア SPSSversion19 と SAS9.2 を用い、各統計解析における有意水準は両側検定で 5%未満とした。

2.3. 結果

脳卒中群の平均歩行速度は $0.74 \pm 0.24 \text{m/s}$ 、対照群の平均歩行速度は $1.41 \pm 0.14 \text{m/s}$ であった。全ての研究協力者は 15 試行の成功試行を完遂した。脳

卒中群 12 名中 9 名で少なくとも 1 回は障害物へ接触し、計 28 試行で障害物への接触があった。対照群では 12 名中 3 名において計 6 試行で障害物への接触があった。 χ^2 検定の結果、対照群と比較して脳卒中群では有意に障害物への接触回数が多かった($\chi^2(1)=13.05, p<0.01$)。脳卒中群においては、Lead limb が麻痺側の場合では 17.4%、非麻痺側の場合では 7.8%の試行で障害物へ接触していた。対照群では Lead limb が麻痺側の場合では 2.0%、非麻痺側の場合では 4.7%の試行で障害物へ接触した。Fisher の正確確率検定では脳卒中群、対照群ともに障害物跨ぎ足と失敗試行数との関係は認めなかった。

脳卒中群の 9 試行、対照群の 4 試行は同一試行における障害物直近の 5 歩に歩幅拡大と歩幅縮小が含まれていたため、この後の解析からは除外した。表 2-2 に障害物直近の 5 歩と跨ぎ幅における歩幅縮小回数を示した。同一試行の複数歩で歩幅が縮小された場合は、全て分析に含めている。脳卒中群において、Step1、Step3 では麻痺側と比較して非麻痺側での歩幅縮小が多かった($p<0.01$)。一方で、Step2 では非麻痺側と比較して麻痺側で歩幅縮小が多かった($p<0.01$)。歩幅拡大については、全ての歩幅拡大の 81%が跨ぎ幅で発生していたため、解析は行わなかった。

表 2-2. 歩幅縮小回数 (回数)

位置	脳卒中群		対照群	
	麻痺側	非麻痺側	麻痺側	非麻痺側
Step5	3	1	5	1
Step4	8	4	1	5
Step3	7	19*	7	5
Step2	41 [#]	11	9	12
Step1	21	38*	29	22
跨ぎ幅	4	0	2	3

Fisher の正確確率検定

* 麻痺側と比較して有意に多い ($p<0.01$)

[#] 非麻痺側と比較して有意に多い ($p<0.01$)

表 2-3 に各群においてそれぞれ拡大戦略、縮小戦略、調節なしに分類された試行数を Lead limb ごとに示した。脳卒中群では Lead limb が麻痺側の場合と非麻痺側の場合とで選択された歩幅調節方法の偏りに有意差があった($\chi^2(2)=17.26, p<0.01$)。脳卒中群において、Lead limb が麻痺側の場合では非麻痺側の場合と比較して縮小戦略が選択されることが多かった($p<0.05$)。一方で、Lead limb が非麻痺側の場合では麻痺側の場合と比較して拡大戦略が選択されることが多かった($p<0.01$)。対照群においては、Lead limb と歩幅調節方法との関係は認めなかった。

表 2-3. Lead limb ごとの歩幅調節方法 (試行数)

Lead limb	脳卒中群			対照群		
	拡大戦略	縮小戦略	調節なし	拡大戦略	縮小戦略	調節なし
麻痺側	23	57 [#]	21 [#]	25	28	43
非麻痺側	37 [*]	27	6	16	33	31

 χ^2 検定* 麻痺側と比較して有意に多い ($p<0.01$)# 非麻痺側と比較して有意に多い ($p<0.05$)

表 2-4 に通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合と縮小戦略の場合それぞれで実際に選択された歩幅調節方法を示した。通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合では、拡大戦略を選択することによって必要とする歩幅調節距離が少ないことを示している。脳卒中群において、通常足部位置からの最小移動距離が縮小戦略の場合では、Lead limb によって歩幅調節方法は異ならなかった。しかし、通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略の場合では、Lead limb によって歩幅調節方法が有意に異なっていた($\chi^2(1)=13.89, p<0.01$)。Lead limb が麻痺側の場合では、拡大戦略を選択することによって必要な歩幅調節距離が短くなるにも関わらず、脳卒中群では縮小戦略が選択された($p<0.01$)。対照群においては、通常足部位置からの最小移動距離が拡大戦略であっても、縮小戦略であっても Lead limb による歩幅調節方法の違いはなかった。

表 2-4. 通常足部位置からの最小移動距離ごとの歩幅調節方法 (試行数)

通常足部位置からの 最小移動距離		脳卒中群		対照群	
		Lead limb	拡大戦略 縮小戦略	拡大戦略 縮小戦略	
拡大戦略	麻痺側	9	26 [#]	20	6
	非麻痺側	21 [*]	8	9	6
縮小戦略	麻痺側	14	31	5	22
	非麻痺側	16	19	7	27

 χ^2 検定* 麻痺側と比較して有意に多い ($p<0.01$)# 非麻痺側と比較して有意に多い ($p<0.01$)

2.4. 考察

本研究結果から、脳卒中患者は時間制約がない場合での障害物への接触回数が多く、障害物跨ぎ動作の障害があることが確認された。本研究では、奥行きが 4cm,

高さが 1cm と比較的小さな障害物を使用した。また、対象者は障害物の大きさを確認し、障害物が歩行路の一定箇所に設置してあることを理解した上で測定を実施した。しかし、脳卒中患者は全試行の 13.9%で障害物に接触しており、3.2%の試行で接触した対照群よりも有意に障害物への接触が多かった。時間制約がない場合における脳卒中患者の障害物跨ぎ動作の障害はこれまでも報告されている⁵⁵⁾。本研究結果は先行研究を支持し、脳卒中患者は障害物の存在を認識している場合であっても障害物へ接触することが確認された。

本研究では脳卒中患者は時間制約がない場合に、麻痺側と非麻痺側のどちらを用いて歩幅調節を行うかを検討した。表 2-2 に示したとおり、脳卒中群においては、Step1, Step3 では非麻痺側での歩幅縮小が多く、Step2 では麻痺側での歩幅縮小が多かった。このことから、脳卒中患者が障害物を跨ぐために歩幅調節を行う場合では、麻痺側または非麻痺側の一方で歩幅調節を行うという傾向はないと判断することができる。

脳卒中患者が麻痺側から障害物を跨ぐ場合、縮小戦略が優先的に選択された。歩行速度は歩幅と歩行率との積であるため、障害物へ到達するまでに歩幅を縮小することによって歩行速度は低下する。本研究において、研究協力者は歩行開始位置から障害物の存在と位置を認識している。そのため、研究協力者は縮小戦略を選択することによって、障害物へ接近し、跨ぐまでに徐々に歩行速度を低下させることができる。表 2-2 に歩幅縮小回数を示している。障害物を麻痺側から跨ぐ場合では、Step1/Step3/Step5 は非麻痺側、Step2/Step4 は麻痺側となる。表 2-2 を見て分かるとおり、脳卒中患者が麻痺側から障害物を跨ぐ場合では、Step3 から歩幅縮小が開始されており、Step3—Step1 を通して多くの歩幅縮小が確認できる。このことから、脳卒中患者は複数歩で歩幅を縮小することによって、障害物を跨ぐ際の歩行速度を徐々に低下させていると推測できる。

障害物を跨ぐ際に歩行速度が低下することで、正確性と安定性の 2 つの観点において有利であることが推測される。障害物を跨ぐ際に歩行速度が低下することで、速度—正確性のトレードオフによって、障害物を跨ぐ際の足部の正確性を確保することが可能である。Said ら⁵⁶⁾は、脳卒中患者が麻痺側から障害物を跨ぐ場合では、麻痺側の足部位置を修正するために障害物を跨ぐ際の遊脚時間を増加させていることを報告している。従って、歩行速度を低下させることによって、麻痺側下肢の制御における正確性を高めていると考えることができる。

麻痺側下肢が障害物へ接触した場合には、麻痺側足部を再度迅速に移動させることによって支持基底面を再構築し、転倒を防ぐ必要がある。歩行速度が低下することによって身体重心の前方への移動速度は低下するため、麻痺側下肢が障害物へ接触した場合には安定性の回復が容易となる⁵⁶⁾。そのため、歩行速度が低下することによって、安定性の観点からも利点があると考えられる。従って、脳卒中患者が麻痺側から障害物を跨ぐ場合、複数歩で歩幅を縮小することで徐々に歩行速度を低下させ、障害物を跨ぐ際の正確性と安定性を高めていることが推測される。

脳卒中患者が非麻痺側から障害物を跨ぐ場合では、歩幅の拡大が選択された。

この結果もまた、安定性が影響をしていると考えられる。脳卒中患者が非麻痺側から障害物を跨ぐ場合には、麻痺側下肢が支持脚として安定性を維持しなければならない。先行研究において⁵⁶⁾、脳卒中患者は麻痺側下肢を支持脚として身体重心や足圧中心を制御することが困難であると報告されている。脳卒中患者が非麻痺側から障害物を跨ぐ場合に縮小戦略を選択すると、障害物を跨ぐ際の歩行速度の減少によって、麻痺側下肢の片脚支持時間は延長する。結果として、安定性の維持は困難になると推測される。一方で、歩行速度が減少することで、足圧中心に対して身体重心を安定性の維持に必要な範囲内に留めるために効果的であるとの報告がある⁵⁶⁾。従って、今後の研究においては安定性に対する歩幅調節方法の影響を検討する必要がある。

本研究では、脳卒中群の障害物への接触頻度は対照群よりも多いものの、Lead limb と障害物への接触頻度との関係はないことを示した。同様の結果は時間制約がない場合⁵⁵⁾、時間制約がある場合⁵⁹⁾ともに報告がされている。麻痺側から障害物を跨ぐ場合では、障害物へ接触しないように麻痺側の正確な制御が要求される。一方で、非麻痺側から障害物を跨ぐ場合では、麻痺側下肢が立脚肢としてバランス制御が要求される。従って、麻痺側から障害物を跨ぐ場合であっても、非麻痺側から障害物を跨ぐ場合であっても、麻痺側下肢は障害物跨ぎ動作へ関与する。Nonnekens ら⁷³⁾は脳卒中患者の歩幅調節障害が運動開始の遅延や運動実行の障害によるものか、バランス制御によるものであるかを実験的に検討した。その結果、両者が脳卒中患者の歩幅調節障害に影響を及ぼしていたと報告している。従って、脳卒中後に発生する片側運動障害は、障害物を跨ぐ際の麻痺側遊脚期、立脚期の両時期に影響し、脳卒中患者における障害物跨ぎ動作を障害していると考えられる。

本研究において、時間制約がない状況で麻痺側から障害物を跨ぐ場合に、脳卒中患者は歩幅を縮小することで障害物に対して歩行を適応させていた。脳卒中患者はこのような方法を選択することによって、障害物を跨ぐ際の正確性と安定性を高めていると考えられた。一方で、時間制約がある状況では、歩幅を縮小することによって安定性が損なわれることが報告がされている⁷⁴⁾。これらの事実は、障害物を跨ぐ数歩手前から障害物を認識することが、安全な障害物跨ぎ動作にとって有利に働くことを示している。

2.5. 小括

本研究では、①脳卒中患者は麻痺側または非麻痺側のどちらか一方で歩幅調節をするか ②脳卒中患者が障害物を麻痺側から跨ぐ場合と非麻痺側から跨ぐ場合で歩幅調節方法が異なるかについて検討を行った。

本研究結果から、脳卒中患者が障害物を跨ぐために歩幅調節を行う場合では、麻痺側または非麻痺側のどちらか一方で歩幅調節を行うという傾向はないと判断することができた。

時間制約がない状況において脳卒中患者が障害物を回避する場合、Lead limb が

麻痺側では歩幅の縮小が，非麻痺側の場合では歩幅の拡大が優先的に選択されることが分かった。このような方法を選択することによって，脳卒中患者は障害物を跨ぐ際の安定性と正確性を高めていることが推測された。

第3章 若年健常成人における時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響の検討

3.1. はじめに

障害物を認識してから障害物を跨ぐまでの時間制約は障害物回避の成否に影響を与える。時間制約下では高齢者の障害物への接触頻度は高い。従って、歩行中に突然歩幅を調節することは高齢者にとっては困難な課題であると考えられる。

障害物を回避するために高齢者が時間制約下で歩幅調節をする場合、若年成人と比較して歩幅の拡大を優先的に選択する。高齢者が歩幅の拡大を優先的に選択する理由は安定性を高めるためであると推測されているが、時間制約下で歩幅調節をする際の安定性を検討した報告は少ない。

そこで、本研究においては時間制約下での歩幅調節が安定性へ与える影響を明らかにすることを目的とした。若年成人を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響を明らかにすることで、課題の特性が明らかになり、高齢者を対象とした研究をする上での基礎的な資料となると考えられる。

本研究では安定性を2つの指標を用いて測定した。1つは身体重心(Center of Mass, 以下 COM)の移動距離と最大速度である。障害物を回避する際に身体セグメントは大きく、速く動く⁷⁵⁾。その結果としてCOMも大きく、速く動き、結果として安定性が低下する。特に、時間制約がある場合では身体セグメントの急速な運動が発生するため、安定性は大きな影響を受けることが予測される。そのため、COMの移動距離と最大速度を安定性の指標として測定した。

もう1つの指標は支持基底面とCOMとの関係である。COMと足圧中心(Center of Pressure, 以下 COP)との距離は姿勢制御における安定性の指標として用いることができる⁷⁶⁾。これは立位のような静的な姿勢制御においては安定性を示す有効な指標である。しかし、歩行や障害物回避動作のような動的な課題においてはCOMの移動速度や移動方向を考慮する必要がある⁷⁷⁾。Hofら⁷⁸⁾は倒立振り子モデルを用いた動的安定性の指標を提案している。彼らはCOMの位置と速度から推定した倒立振り子の運動軌跡が、COPの範囲内に保たれているかどうかを動的安定性の指標として用いている。図3-1に倒立振り子モデルを示す⁷⁸⁾。図3-1の倒立振り子モデルにおいて、COMが前方への速度を持つ場合、COMがCOPを超えて前方へ移動すると不安定性が増加する。HofらはCOMの位置と速度からCOMの運動範囲であるXcoM(extrapolated center of mass)を推定し、XcoMと支持基底面の水平面上の距離を動的安定性の指標として用いている。XcoMと支持基底面との水平面上の距離はMDS(margin of dynamic stability)と呼ばれる。時間制約がある場合に障害物を回避することによってCOMが速く動くことが予測される。そこで、障害物を跨ぐ際の安定性をMDSを用いて測定した。歩行中のCOMと支持基底面との関係において、単脚支持期ではCOMは支持基底面外に位置し、適切な位置での踵接地によってCOMは支持基底面内に位置して安定性が再構築されることとなる。そのため、MDSは初期接地において測定した。安定性の回復に

は 2 歩以上が必要であるとの報告があるため⁴²⁾、安定性の指標は歩幅調節が発生する 1 歩と次の 1 歩で測定した。

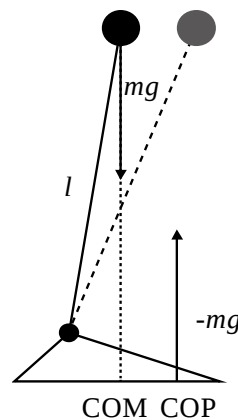


図 3-1. 倒立振り子モデル

長さ l 、質量 m の倒立振り子である。COM が前方へ速度をもつ場合、図中灰色で示したように、COM の運動範囲が COP を超えて前方へ移動すると前方への加速度が発生し、不安定となる。

COM, Center of Mass; COP, Center of Pressure

3. 2. 対象と方法

3. 2. 1. 対象

研究協力者は平均年齢 25.6 ± 4.6 歳の健常成人 12 名(男性 6 名, 女性 6 名)である。神経学的疾患や整形外科的疾患を有する場合は対象から除外した。

3. 2. 2. 装置

測定には幅 55.6cm, 奥行き 41.8cm の液晶モニタ(IYYAMA, ProLite E2473HDS-B)を埋め込んだ長さ 5.4m, 幅 0.9m の直線歩行路を使用した(図 3-2)。液晶モニタ上には透明の強化ガラスを設置しているため、液晶モニタを踏みつけて歩行が可能である。液晶モニタ上に幅 39cm, 奥行き 10cm の白い仮想の障害物を映しだした。液晶モニタの手前にはマットスイッチ(OJIDEN, OM-CVP623, 作動力>60N)を設置した。マットスイッチはパソコンを通して液晶モニタと接続し、マットスイッチを踏みつけることで液晶モニタ上に障害物が投影されるようにした。マットスイッチの起動はパソコン上で操作した。歩行路には黒いゴムマットを添付し、液晶モニタの背景も黒とした。マットスイッチ上には黒いマットを添付し、研究協力者が踏みつけた場合に滑らないように固定した。測定には 8 台の赤外線カメラと三次元動作解析装置 Vicon Nexus(Oxford, Vicon)を用いた。

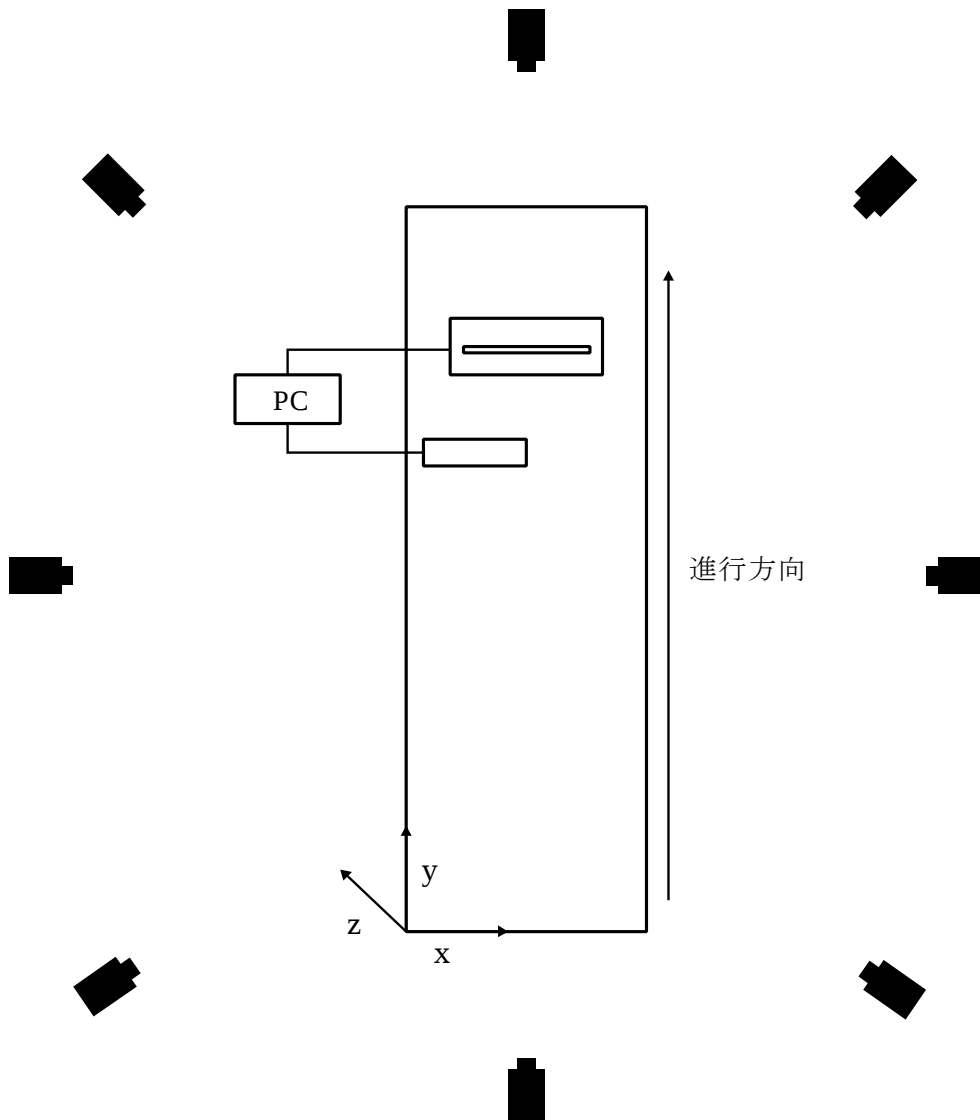


図 3-2. 測定環境

歩行路上には幅 55.6cm×奥行き 41.8cm の液晶モニタが埋め込んである。液晶モニタ上には強化ガラスを設置し、液晶モニタ上を踏みつけて歩行が可能である。液晶モニタの中央には幅 39cm×奥行き 10cm の白い仮想の障害物が投影される。障害物の手前には作動力 >60N のマットスイッチを設置した。マットスイッチを踏みつけることで、液晶モニタ上に障害物が投影される。測定には 8 台の赤外線カメラを用いた。

3. 2. 3. 測定手順

左足から歩行を開始し、4 歩目の右足が障害物の中央に位置するように歩行開始位置を各研究協力者で調節した。さらに 3 歩目の左足踵接地位置にマットスイッチを設置した。マットスイッチ上には黒いマットを設置し、3 歩目の踵接地位置はマット上に赤いテープで目印をつけた。歩行開始位置を調節後、3 試行の通常試行と 30 試行の実験試行の測定を行った。通常試行の測定では液晶モニタ上

は黒の背景のみで障害物は出現せず，研究協力者には障害物は出現しないことを伝えた。実験試行では液晶モニタ上に障害物とともに遂行すべき調節方法を赤い矢印にて投影した^{46,48)}。遂行すべき調節方法は歩幅の拡大(**Long** 条件)と縮小(**Short** 条件)の2種類である(図 3-3)。歩行開始位置から研究協力者が通常の歩行を行った場合，4 歩目の右足は障害物の中央に位置する。**Long** 条件では 4 歩目の右足を障害物の奥側へ移動することで障害物を回避することが課題である。一方，**Short** 条件では，4 歩目の右足を障害物の手前に移動することで障害物を回避することが課題である。

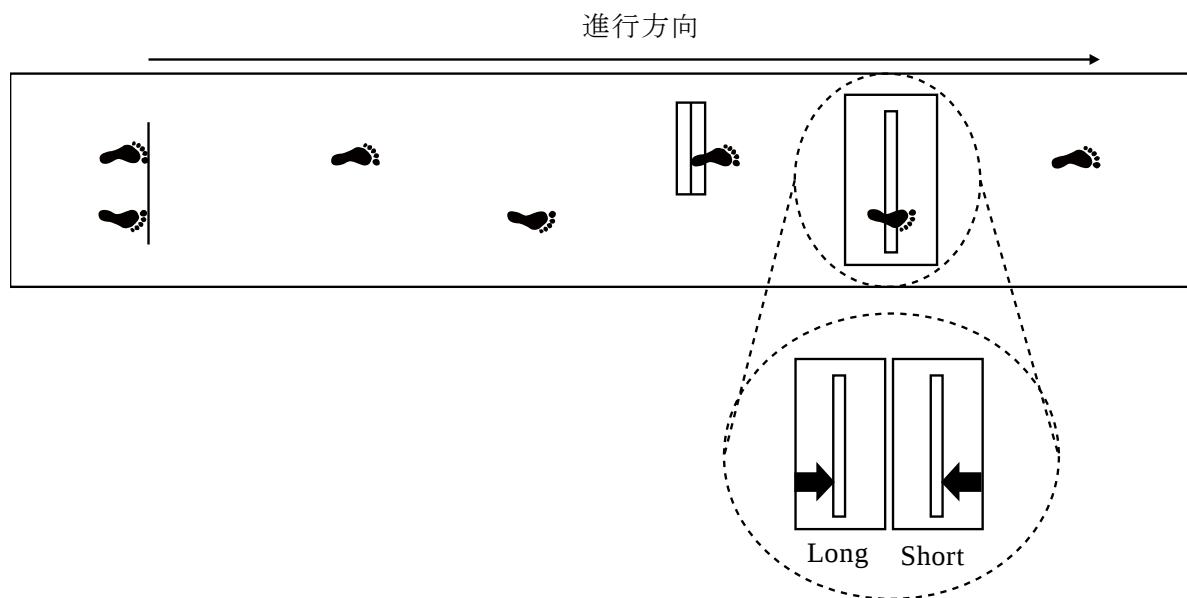


図 3-3. 障害物と遂行すべき歩幅調節方法の出現

測定開始前に 4 歩目の右足が障害物の中央に位置するように歩行開始位置を調節した。3 歩目の左踵接地位置にマットスイッチを設置した。液晶モニタ上には障害物と遂行すべき調節方法を投影した。遂行すべき調節方法は矢印にて示した。図中左側が歩幅の拡大，右側が歩幅の縮小を遂行するように求めている。歩幅の拡大では 4 歩目の右足を障害物の奥側へ，歩幅の縮小では手前側へ移動させることで障害物を回避する。時間制約がある場合では 3 歩目の踵接地でマットスイッチに圧がかかることで障害物と遂行すべき調節方法が液晶モニタ上に投影される。

研究協力者は時間制約がある場合(**Constraint** 条件)とない場合(**Free** 条件)の2条件で課題を遂行した。**Free** 条件では，歩行開始位置から液晶モニタ上に映し出された障害物と遂行すべき調節方法を確認することができる。そのため，研究協力者は歩行開始から 4 歩の歩幅を自由に調節することが可能である。**Free** 条件ではマットスイッチは起動させなかった。**Constraint** 条件においては，歩行開始時点で液晶モニタには黒の背景のみが投影されている。研究協力者が歩行を開始して 3 歩目の左踵接地で障害物と遂行すべき調節方法が液晶モニタ上に投影されるため，研究協力者は 4 歩目の初期接地までの 1 歩のみで指示された歩幅調節を遂行しな

ければならない。従って実験条件は歩幅調節方法(Long-Short)と時間制約(Free-Constraint)を組み合わせた4条件である。実験条件はそれぞれLF(Long-Free)条件, LC(Long-Constraint)条件, SF(Short-Free)条件, SC(Short-Constraint)条件とした。各条件で5試行の測定を行った。さらに, 歩行開始時に液晶モニタ上に障害物と遂行すべき調節方法が提示されていないことにより, 研究協力者が Constraint 条件であると予測することを避けるために, 障害物が出現しないダミー試行を10試行実施した。ダミー試行ではマットスイッチを踏みつけても障害物と遂行すべき調節方法は液晶モニタ上に投影されない。この場合では通常の歩行を継続するように研究協力者に教示した。ダミー試行を実施することによって, 歩行開始時に画面に障害物と調節方法が投影されていない場合, 50%の試行で3歩目の左足踵接地で障害物が出現することとなる。従って, 実験試行では4条件が5試行ずつ計20試行とダミー試行10試行の計30試行であり, 試行ごとにランダムに配置した。Constraint 条件においては, 障害物が出現することを予測して歩幅調節をすることを防ぐために, 3歩目の左足踵接地はマットスイッチにつけた目印上に位置するように教示した。研究協力者には障害物が出現するまでは通常歩行を行い, 試行間で大幅に歩行速度を変えないように教示した。

研究協力者の頭頂, 胸骨上縁と両側耳珠中点, 肩峰, 肘関節中心, 手関節中心, 第3中手指節関節, 大転子, 膝関節中心, 外果, 踵骨隆起, つま先に直径9.5mmの赤外線反射マーカを添付した(図3-4)。障害物の位置を定義するために障害物の遠位端と近位端に赤外線反射マーカを1つずつ設置した。サンプリング周波数は100Hzで測定を行った。

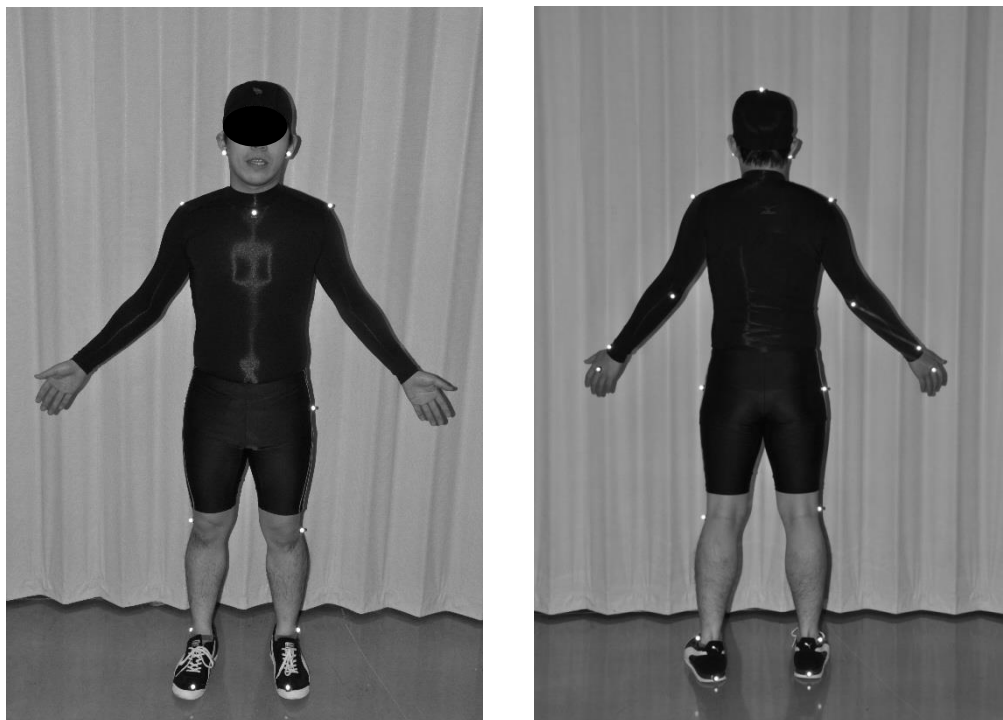


図 3-4. マーカー添付位置

3.2.4. 分析方法

障害物を踏みつけた試行及び指示された調節方法と異なる方法で障害物を回避した試行は失敗試行とし、分析から除外した。各実験条件でそれぞれ5試行実施しているため、各条件における成功試行の平均値を代表値として用いた。測定したデータに対しては Butterworth digital filter を用い、遮断周波数 6Hz で平滑化した。

本研究の分析対象は歩行開始から5回の初期接地である(図 3-5)。足部の位置は初期接地における踵マーカで定義し、FP(Foot Placement)1-5 と定義した。なお、初期接地はスティックピクチャーで確認後、踵もしくはつま先マーカの最下点で定義した。さらに FP1 の初期接地から FP2 の初期接地までを Step1 とし、順に Step1-Step4 まで定義した。Step1-Step4 の歩幅，Step time，歩行速度を算出した。

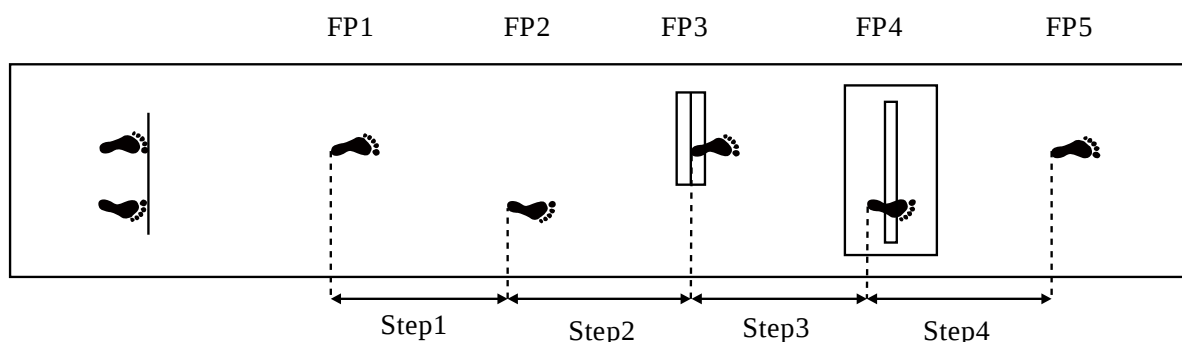


図 3-5. 足部，歩幅位置の定義

足部の位置は FP1-FP5 まで定義した。FP1 の初期接地から FP2 の初期接地までを Step1 とし、順に Step1-Step4 まで定義した。

FP, Foot Placement

測定したマーカから阿江⁷⁹⁾の身体部分慣性係数を用いて COM を算出した。歩幅調節時の安定性として，Step3，Step4 の COM の移動距離(COM ROM)および最大速度(COM peak velocity)を前後，左右，垂直方向それぞれで求めた。COM ROM および COM peak velocity の例を図 3-6 に示した。COM ROM は対象範囲における最大値と最小値の差とし，それぞれ COM ROM A/P，M/L，vertical とした。また，COM の最大速度は COM peak velocity anterior，lateral，upward，downward の 4 方向における速度の最大値を求めた。

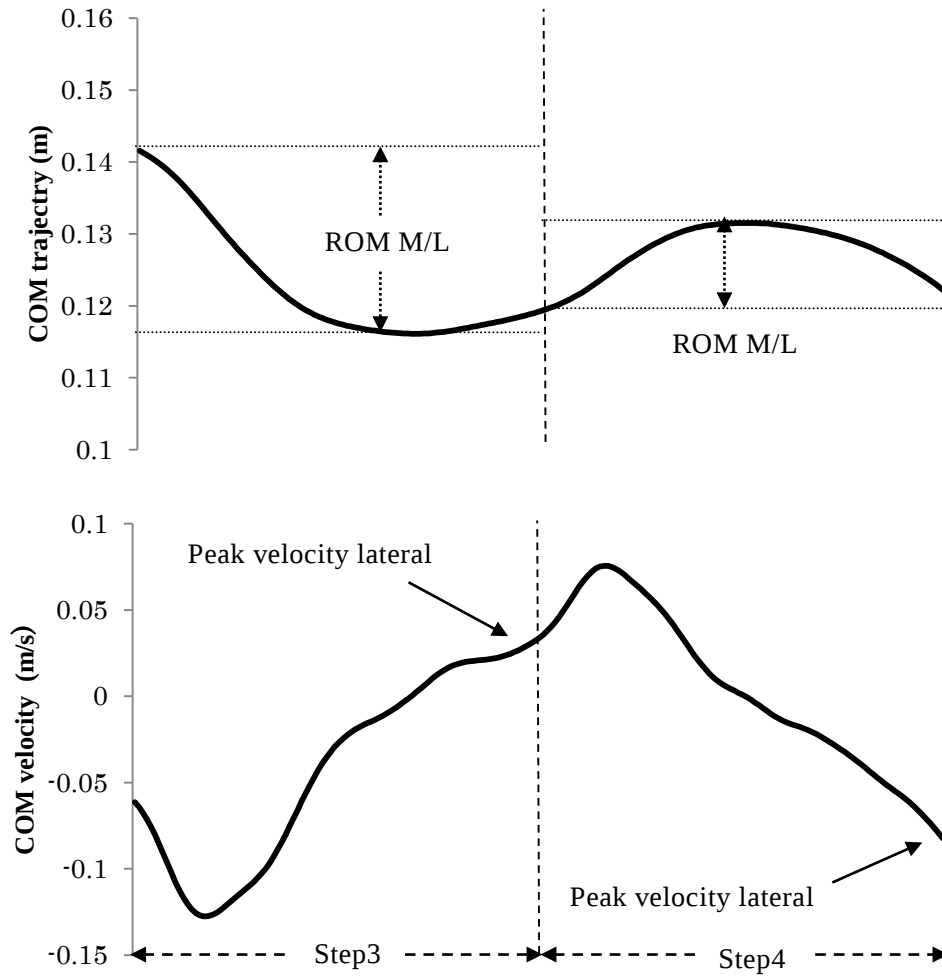


図 3-6. COM ROM, COM peak velocity の例

代表的な試行における COM の前額面上での軌跡(上)と速度(下)を示す。COM の最大値と最小値の差を COM ROM とした。対象範囲における各方向への最大速度を COM peak velocity とした。Step3 と Step4 では速度の方向が逆となるため、Step3 では+方向が外側への速度、Step4 では-方向が外側への速度を示している。

安定性の指標として、Hof ら⁷⁸⁾が報告している MDS を算出した。彼らの式に従って式(1)より XcoM を算出した。

$$X_{coM} = COM + \frac{\dot{COM}}{\omega_0} \quad \text{式(1)}$$

ここで、COM は実際の COM 位置、 $\dot{COM}$ は COM 速度である。また、 ω_0 は式(2)によって求められる。

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad \text{式(2)}$$

この時、 g は重力加速度、 l は倒立振り子の長さである。本研究においては COM の高さを l として用いた。

XcoM は FP4, FP5 の初期接地において、前方と側方の 2 方向で計算した。MDS は XcoM と支持基底面の辺縁との水平面上の距離である。支持基底面の辺縁は前方ではつま先マーカー、側方では外果マーカーとした。XcoM とつま先マーカー、外果マーカーとの距離をそれぞれ MDS A/P, MDS M/L とした。図 3-7 に MDS A/P および MDS M/L の求め方を示した。MDS M/L に関しては、FP4 と FP5 では速度の符号が逆になるため、FP4 では外果マーカーから XcoM を引くことで、FP5 では XcoM から外果マーカーを引くことで MDS M/L を求めた。

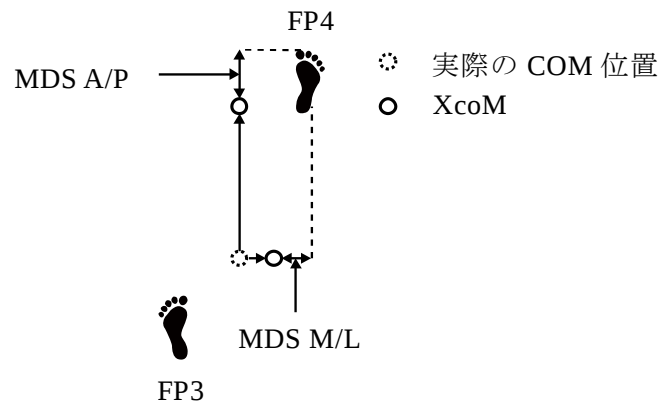


図 3-7. MDS A/P と MDS M/L の求め方

XcoM とつま先マーカーとの距離を MDS A/P, XcoM と外果マーカーとの距離を MDS M/L として求めた。MDS は FP4, FP5 の初期接地で求めた。図は FP4 初期接地での MDS を示している。

FP, Foot Placement; XcoM, extrapolated center of mass; MDS, margin of dynamic stability

3.2.5. 統計解析

本研究で用いた変数は以下の通りである。

- ① 歩幅(Step1-Step4)
- ② Step time (Step1-Step4)
- ③ 速度(Step1-Step4)
- ④ COM ROM A/P, M/L, vertical (Step3, Step4)
- ⑤ COM peak velocity anterior, lateral, upward, downward (Step3, Step4)
- ⑥ MDS A/P, M/L (FP4, FP5)

各変数に対して歩幅調節方法(Long-Short)と時間制約(Free-Constraint)の2条件を被験者内要因とする分散分析を実施し、多重比較には Bonferroni 法を用いた。統計処理には SPSS22.0 を用い、危険率 5%未満を有意とした。

3.3. 結果

各条件における歩幅、Step time、歩行速度の結果を表 3-1 に示す。また、条件ごとの歩幅変化を図 3-8 に示す。歩幅においては、Step1 から Step4 のすべてで歩幅調節方法と時間制約の有意な交互作用が認められた(Step1 から順に $F(1,11)=14.57$, $p<0.01$, $F(1,11)=29.24$, $p<0.01$, $F(1,11)=27.70$, $p<0.01$, $F(1,11)=8.30$, $p<0.05$)。SF 条件では Step1, Step2 で SC 条件よりも歩幅が小さかった(ともに $p<0.01$)。Step3 では SF 条件と比較して SC 条件で歩幅が小さかった($p<0.01$)。LF 条件では Step2 で LC 条件よりも歩幅が大きかった($p<0.01$)。Step3 では LF 条件と比較して LC 条件で歩幅が大きかった($p<0.01$)。Step4 において、SC 条件は LC 条件よりも歩幅が大きかった($p<0.05$)。

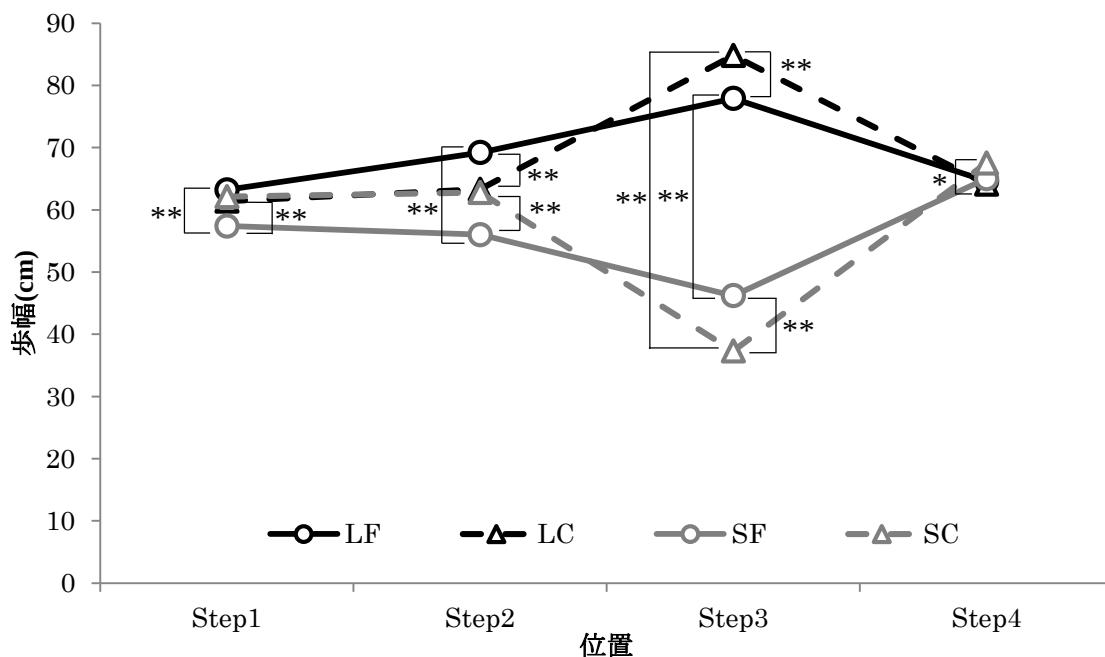


図 3-8. 条件ごとの歩幅変化

分散分析 * $p<0.05$ ** $p<0.01$

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

表 3-1. 条件ごとの歩幅, Step time, 速度

		LF	LC	SF	SC	p-Values
歩幅(cm)	Step1	63.2	61.4	57.4	62.1	Ps*t<0.01
		(5.1)	(4.2)	(5.9)	(4.6)	
	Step2	69.2	63.3	56.0	62.8	Ps*t <0.01
		(4.0)	(4.9)	(6.5)	(4.8)	
	Step3	77.9	84.8	46.2	37.3	Ps*t <0.01
		(10.4)	(8.6)	(12.9)	(10.1)	
	Step4	64.6	64.1	65.0	67.5	Ps*t <0.05
		(5.1)	(8.0)	(5.0)	(7.7)	
Step time(s)	Step1	0.61	0.63	0.61	0.62	n.s
		(0.05)	(0.06)	(0.05)	(0.05)	
	Step2	0.61	0.61	0.57	0.60	Ps*t <0.05
		(0.05)	(0.06)	(0.04)	(0.06)	
	Step3	0.64	0.85	0.54	0.65	Ps*t <0.01
		(0.07)	(0.12)	(0.06)	(0.09)	
	Step4	0.57	0.60	0.57	0.46	Ps*t <0.01
		(0.04)	(0.07)	(0.05)	(0.05)	
速度(m/s)	Step1	0.97	0.91	0.91	0.91	Ps*t <0.01
		(0.10)	(0.11)	(0.12)	(0.13)	
	Step2	1.12	1.03	1.01	1.05	Ps*t <0.01
		(0.11)	(0.12)	(0.13)	(0.12)	
	Step3	1.21	1.01	0.98	0.95	Ps*t <0.01
		(0.10)	(0.18)	(0.13)	(0.17)	
	Step4	1.20	1.15	1.00	1.03	Ps<0.01
		(0.10)	(0.07)	(0.13)	(0.18)	

平均(標準偏差)

分散分析 Ps : 歩幅調節方法の主効果 Pt : 時間制約の主効果

Ps*t : 歩幅調節方法と時間制約の交互作用 n.s : 有意差なし

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

各条件における COM ROM および COM peak velocity の結果を表 3-2 に示す。COM ROM A/P において、Step3 では歩幅調節方法($F(1,11)=184.90, p<0.01$)と時間制約($F(1,11)=17.04, p<0.01$)の主効果が認められ、Constraint 条件では Free 条件よりも Step3 での COM の前方移動距離が長かった。前額面での COM の軌跡と速度の代表的な例を図 3-9 に示す。COM ROM M/L では Step3, Step4 とともに歩幅調節方法と時間制約の交互作用が認められた (順に $F(1,11)=10.18, p<0.01, F(1,11)=24.55, p<0.01$)(図 3-10)。Step3, Step4 とともに LC 条件は LF 条件, SC 条件よりも COM の側方移動距離が長く(すべて $p<0.01$)、LC 条件では COM の側方移動距離が最も長かった。条件ごとの COM peak velocity lateral を図 3-11 に示す。COM peak velocity lateral は Step3 で歩幅調節方法と時間制約の交互作用が認められ($F(1,11)=30.79, p<0.01$)、LC 条件は LF 条件, SC 条件と比較して側方への最大速度が速かった(ともに $p<0.05$)。

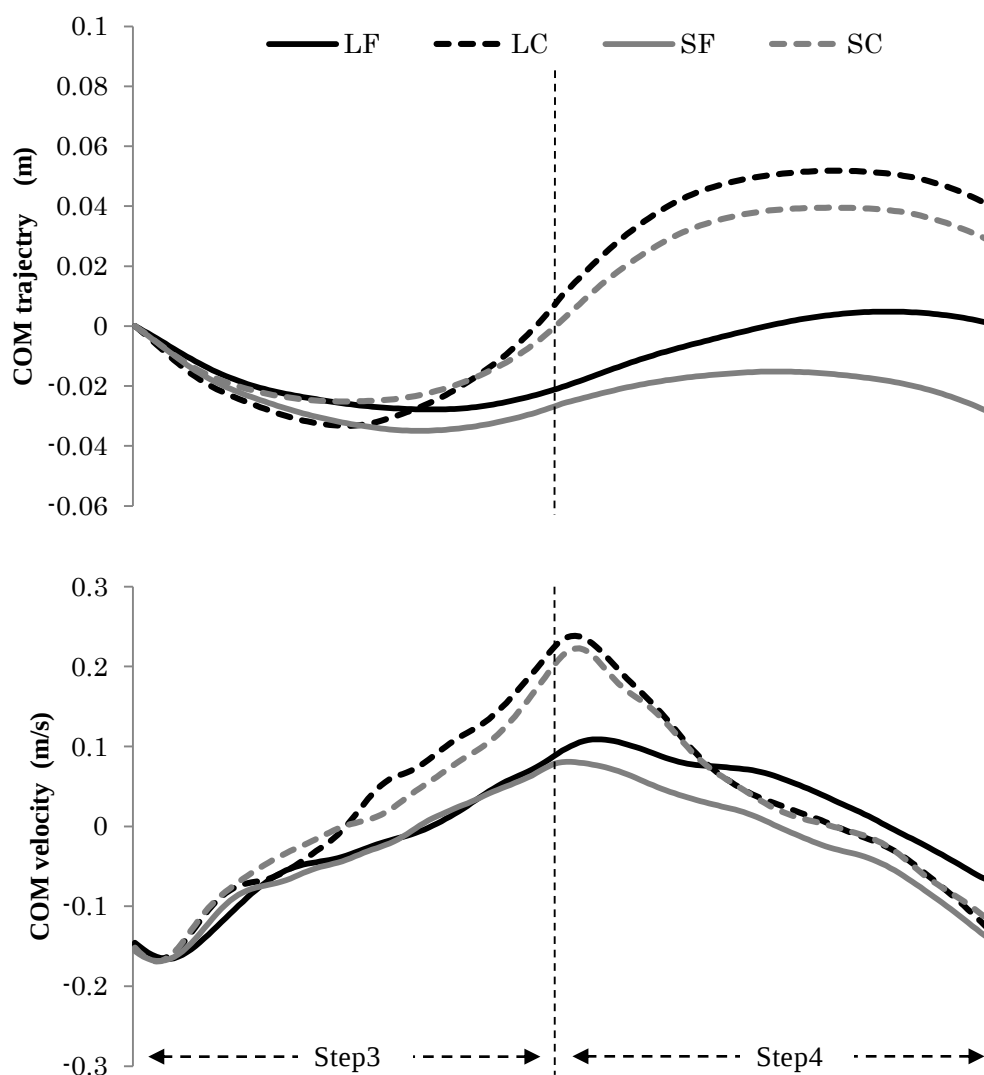


図 3-9. 代表的な COM の軌跡と COM 速度

上が COM の軌跡，下が COM 速度を示している。点線左が Step3，右が Step4 である。

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

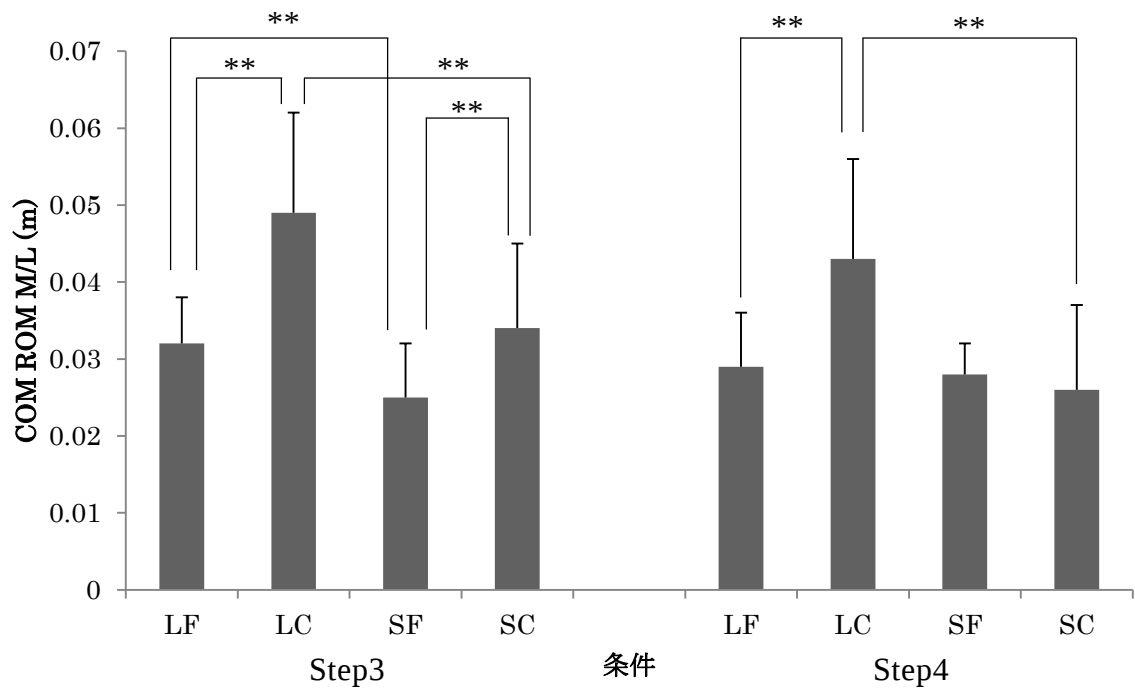


図 3-10. 条件ごとの COM ROM M/L

分散分析 * $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

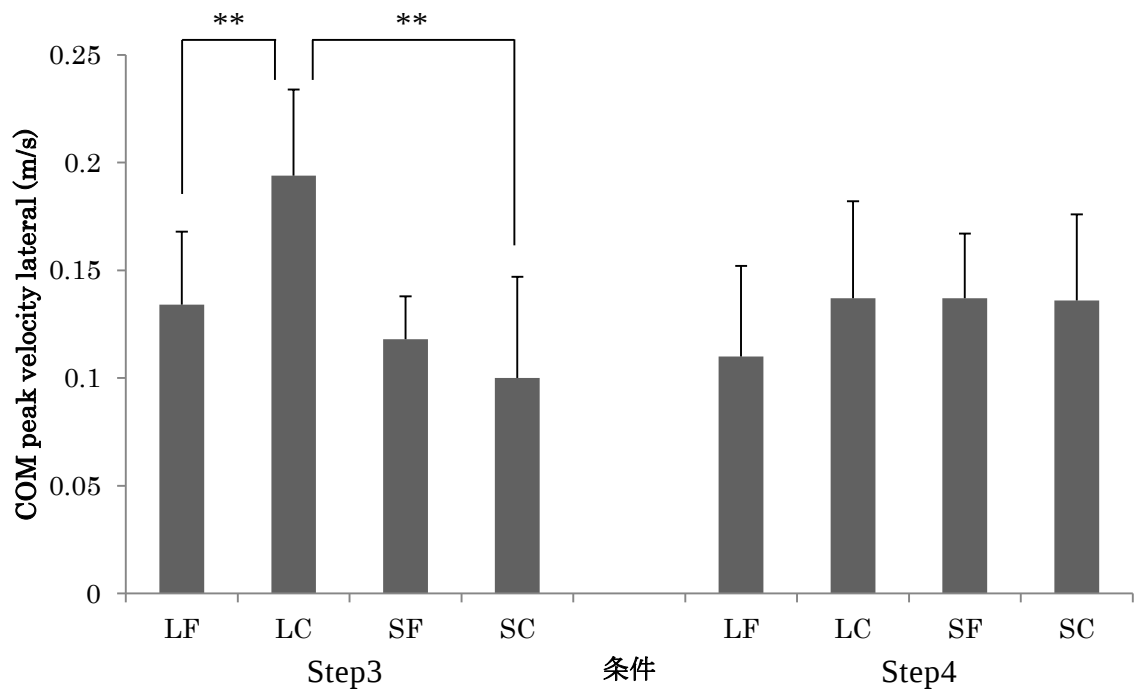


図 3-11. 条件ごとの COM peak velocity lateral

分散分析 * $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

表 3-2. 条件ごとの COM ROM, COM peak velocity

		LF	LC	SF	SC	p-Values
COM ROM (m)						
A/P	Step3	0.772	0.839	0.529	0.610	Ps<0.01
		(0.082)	(0.105)	(0.074)	(0.093)	Pt<0.01
	Step4	0.678	0.701	0.567	0.461	Ps*t<0.01
		(0.071)	(0.113)	(0.068)	(0.052)	
M/L	Step3	0.032	0.049	0.025	0.034	Ps*t<0.01
		(0.006)	(0.013)	(0.007)	(0.011)	
	Step4	0.029	0.043	0.028	0.026	Ps*t<0.01
		(0.007)	(0.013)	(0.004)	(0.011)	
vertical	Step3	0.046	0.057	0.034	0.042	Ps<0.01
		(0.020)	(0.014)	(0.012)	(0.020)	Pt<0.01
	Step4	0.039	0.060	0.033	0.033	Ps<0.05
		(0.014)	(0.032)	(0.010)	(0.008)	
COM peak velocity (m/s)						
anterior	Step3	1.441	1.370	1.128	1.159	Ps*t<0.05
		(0.134)	(0.159)	(0.131)	(0.125)	
	Step4	1.445	1.383	1.213	1.274	Ps*t<0.05
		(0.127)	(0.126)	(0.119)	(0.145)	
lateral	Step3	0.134	0.194	0.118	0.100	Ps*t<0.01
		(0.034)	(0.040)	(0.020)	(0.047)	
	Step4	0.110	0.137	0.137	0.136	Pt<0.05
		(0.042)	(0.045)	(0.030)	(0.040)	
upward	Step3	0.175	0.164	0.156	0.178	Ps*t<0.05
		(0.037)	(0.022)	(0.023)	(0.033)	
	Step4	0.217	0.245	0.125	0.078	Ps*t<0.01
		(0.062)	(0.069)	(0.043)	(0.026)	
downward	Step3	0.205	0.256	0.127	0.109	Ps*t<0.01
		(0.039)	(0.109)	(0.040)	(0.032)	
	Step4	0.181	0.216	0.160	0.208	n.s
		(0.050)	(0.097)	(0.029)	(0.085)	

平均(標準偏差)

分散分析 Ps : 歩幅調節方法の主効果 Pt : 時間制約の主効果

Ps*t : 歩幅調節方法と時間制約の交互作用 n.s : 有意差なし

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

条件ごとの MDS A/P および MDS M/L の結果を表 3-3 に示す。また、条件ごとの MDS A/P の結果を図 3-12 に示す。MDS A/P は FP4 の初期接地において歩幅調節方法と時間制約の交互作用が認められた($F(1,11)=31.89$, $p<0.01$)。SC 条件は LC 条件, SF 条件と有意差を認めた(ともに $p<0.01$)。FP5 の初期接地においては各条件で有意差は認められなかった。

表 3-3. 条件ごとの MDS

		LF	LC	SF	SC	p-Values
MDS A/P (m)	FP4	0.035	0.068	0.033	-0.075	Ps*t<0.01
		(0.049)	(0.058)	(0.039)	(0.082)	
	FP5	0.043	0.034	0.055	0.037	n.s
		(0.061)	(0.059)	(0.064)	(0.061)	
MDS M/L (m)	FP4	0.063	0.072	0.072	0.078	n.s
		(0.008)	(0.015)	(0.009)	(0.015)	
	FP5	0.056	0.050	0.060	0.057	n.s
		(0.013)	(0.025)	(0.013)	(0.018)	

平均(標準偏差)

分散分析 Ps : 歩幅調節方法の主効果 Pt : 時間制約の主効果

Ps*t : 歩幅調節方法と時間制約の交互作用 n.s : 有意差なし

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

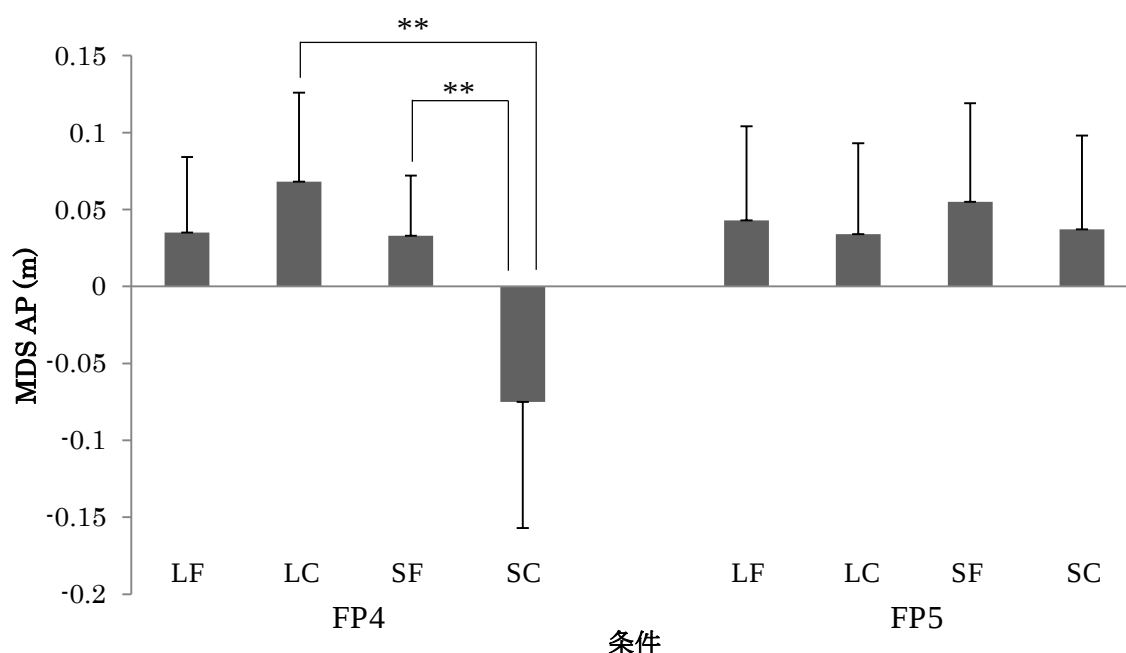


図 3-12. 条件ごとの MDS A/P

分散分析 * $p<0.05$ ** $p<0.01$

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

3.4. 考察

本研究では、若年成人を対象とし、時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響を検討した。

本研究では時間制約として Free 条件と Constraint 条件の 2 条件を設定した。Free 条件では歩行開始前から障害物と遂行すべき歩幅調節方法が液晶モニタ上に映し出されているため、Step1-Step3 を利用して歩幅調節が可能である。一方で Constraint 条件では FP3 の踵接地で障害物と遂行すべき歩幅調節方法が液晶モニタ上に出現するため、Step3 の 1 歩のみで歩幅調節をしなければならない。図 3-7 に条件ごとの歩幅変化を示した。SF 条件では Step1 から Step3 を通して必要な歩幅調節が行われていた。LF 条件では Step2, Step3 を通して必要な歩幅調節が行われた。結果として、Step3 における Free 条件の歩幅調節量は Constraint 条件よりも少なかった。従って、LF 条件では Step2, 3 の 2 歩に、SF 条件では Step1-Step3 の 3 歩に必要な歩幅調節を分散することで、Step3 での歩幅調節量を少なくしていると考えられる。Step1 と Step2 においては LC 条件と SC 条件間での歩幅の有意な変化は認めていないことから、本研究における時間制約の条件設定は適切であり、Constraint 条件では Step3 の 1 歩のみで歩幅調節をしていた。

SC 条件では、Step3 の 1 歩のみで歩幅を縮小し、障害物を回避することが求められる。Step3 での歩幅は SF 条件が 46.2cm に対して SC 条件では 37.3cm であり、SC 条件では Step3 において大きく歩幅を縮小した。一方で、COM の前方への移動距離を検討すると、Step3 において SF 条件では 52.9cm、SC 条件では 61.0cm と SC 条件で有意に COM の前方移動距離は大きかった。つまり、SC 条件では歩行中に突然に歩幅を縮小する必要があったため、歩幅は短くなったが、COM は前方への移動を継続していることを示している。その結果として、SC 条件では前方への不安定性が生じた。FP4 の初期接地における SC 条件の MDS A/P は -7.5cm である。MDS A/P は 4 歩目の右足初期接地時の XcoM と支持基底面の辺縁と定義した右足つま先マーカとの距離である。MDS A/P が -7.5cm とは支持基底面の前縁に対して、XcoM が 7.5cm 前方に位置していることを示している。そのため、前方への加速度が発生し、前方への不安定性を生じることとなる。SC 条件以外では、XcoM は支持基底面内に位置していた。従って、若年成人においては、時間制約下で障害物を避けるために歩幅を縮小することで、前方への不安定性が生じると判断することができる。このことは、Moraes ら⁴⁷⁾によって報告されており、本研究結果は彼らの結論を支持するものである。さらに、本研究では時間制約のない Free 条件を設定し、LF 条件と SF 条件とを比較した。その結果、両条件間での有意差は認めなかった。従って、時間制約がない場合では歩幅調節方法によって安定性への影響はないが、時間制約がある場合では歩幅調節方法による安定性への影響があることを確認した。

FP4 の初期接地における MDS A/P の結果より、時間制約下で歩幅を縮小することで歩幅調節時の前方への安定性は低下すると判断することができた。しかし、FP5 の初期接地時点の MDS A/P では SC 条件はその他の条件との有意差を認めな

かった。従って、若年成人では突然に歩幅を縮小した 1 歩(FP4)では安定性が低下するものの、次の 1 歩(FP5)では安定性を回復していたと考えることができる。歩幅調節をした次の 1 歩で安定性を回復するためには、下肢の素早い振り出しが重要であると推測できる。SC 条件では FP3 で障害物が出現するため、Step3 で歩幅を急激に縮小し、障害物を回避する。その場合、COM は前方の移動を続けるため、FP4 の初期接地における前方への不安定性を生じた。FP4 の初期接地において、XcoM は支持基底面よりも前方へ位置するため、前方への加速度が生じる。実際、SC 条件における COM の前方への最大速度は Step3 が 1.16m/s に対し、Step4 では 1.27m/s と最大速度が増加している。そのため、安定性を回復するために次の一歩(Step4)を素早く前方へ振り出すことで、支持基底面を確保する必要がある。SC 条件の Step4 の Step time は 0.46 秒とその他の条件と比較して有意に短い($p<0.01$)。一方で、Step4 における歩幅は LC 条件と比較して SC 条件で有意に大きかった。従って、若年成人では Step4 を速く、大きく前方へ振り出すことによって FP5 の初期接地での安定性を確保することができていると考えられる。

時間制約下で歩幅を縮小することによって前方への不安定性が生じることはこれまでも報告がされていた。一方、時間制約下で歩幅を拡大することによる安定性への影響は十分に報告がなされていない。本研究で測定した COM の側方移動距離および側方最大速度は歩行や障害物回避の際の安定性の指標として用いられている。健常若年成人が障害物を跨ぐ場合では、COM の側方移動距離および側方最大速度は障害物の高さの影響を受けない⁷⁵⁾。同様に、健常高齢者においても、COM の側方移動距離および側方最大速度は障害物の高さの影響を受けない⁵²⁾。これは、前額面上での不安定性を回避するための安定性戦略であると考えられている。一方で、歩行が不安定な高齢者では障害物を跨ぐ際の COM の側方移動距離および側方最大速度は増加する⁸⁰⁾。本研究の Constraint 条件では、歩幅の急速な拡大または縮小を遂行することが必要であるため、その際の COM の動きを検討した。本研究の LC 条件では、Step3, Step4 における COM 側方移動距離および、Step3 における COM 側方最大速度が増加した。Hahn ら⁵²⁾は、若年成人が伸長の 2.5%, 5%, 10%, 15% の高さの障害物を跨いだ際の COM の側方移動距離および側方最大速度を報告している。彼らはこれらの変数を障害物を跨ぐ際の重複歩で測定しているのに対し、本研究では歩幅で測定しているため、側方移動距離よりも側方最大速度が参考となる。彼らの報告では、障害物を跨ぐ際の側方最大速度は 0.150-0.163m/s である。本研究における LC 条件の COM peak velocity lateral は Step3 で 0.194m/s であり、本研究 LC 条件の COM の側方への速度が速いことが分かる。LC 条件は歩幅を拡大することで障害物を避けることが課題であり、本質的には矢状面での制御が必要とされる。それにも関わらず、COM 側方移動距離および側方最大速度が増加したという結果は、時間制約下で歩幅を拡大することによって障害物を避けることで、前額面上での COM の制御に対して影響が及ぼされることを示している。

3.5. 小括

本研究では、若年成人を対象とし、時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響を検討した。時間制約がない場合と比較して、時間制約がある場合では安定性が低下した。さらに、時間制約がある場合では歩幅調節方法によって安定性に対して異なる影響があった。歩幅を縮小して障害物を回避する場合では前方への不安定性が生じた。この場合、若年成人は次の一步を速く大きく振り出すことで安定性を回復した。一方で、歩幅を拡大して障害物を回避する場合では側方への不安定性が増加するということが分かった。

第 4 章 高齢者における時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響の検討

4. 1. はじめに

障害物を認識してから障害物を跨ぐまでの時間制約は障害物回避の成否に影響を与える。高齢者は時間制約下では障害物への接触頻度が高まる。従って、歩行中に突然歩幅を調節することは高齢者にとっては困難な課題であると考えられる。

高齢者が時間制約下で障害物回避のために歩幅調節をする場合、若年成人と比較して歩幅の拡大を優先的に選択する。高齢者が歩幅の拡大を優先的に選択する理由としては、安定性を高めるためであると推測されている。第 3 章では、若年成人を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響を検討した。その結果として、若年成人では歩幅を縮小することで前方への不安定性が生じ、歩幅を拡大することで側方への不安定性が生じた。時間制約下で障害物を回避する場合、高齢者が歩幅の拡大を優先的に選択することは、前方への不安定性を回避するための戦略であると考えられることができる。しかし、時間制約下で歩幅を拡大することで側方への不安定性が増加する可能性がある。

歩行中に突然歩幅を調節することは高齢者にとって困難な課題であると考えられるが、高齢者が時間制約下で歩幅調節をした際の安定性に関して検討した研究は少ない。そこで、本研究では高齢者における歩幅調節方法と時間制約が安定性へ与える影響について検討した。

4. 2. 対象と方法

4. 2. 1. 対象

対象は平均年齢 77.1 ± 5.7 歳の地域在住高齢者 14 名(男性 9 名, 女性 4 名)である。全ての研究協力者は歩行や日常生活が自立しており、神経学的疾患や歩行に影響するような整形外科的疾患はなかった。

4. 2. 2. 装置

第 3 章で用いた装置と基本的には同様だが、次の点のみ異なる。第 3 章では液晶モニタ上に幅 39cm, 奥行き 10cm の白い仮想の障害物を映し出した。本研究では健常高齢者にとって課題が難しくなり過ぎないように、幅 39cm, 奥行き 4cm の白い仮想の障害物を液晶モニタ上に投影した。

4. 2. 3. 測定手順

第 3 章で用いた方法と基本的には同様であるが、次の点のみ異なる。第 3 章では LF(Long-Free)条件, LC(Long-Constraint)条件, SF(Short-Free)条件, SC(Short-

Constraint)の 4 条件を 5 試行ずつ、ダミー試行を 10 試行の計 30 試行をランダムに配置した。本研究では健常高齢者の疲労を避けるために各条件 3 試行の測定を行った。そのため、実験試行が 4 条件を 3 試行ずつ計 12 試行とダミー試行が 6 試行の計 18 試行である。測定においては、測定条件を理解しやすいように Constraint 条件と Free 条件をブロック化し、ブロック内は無作為化した。ブロックの順序はカウンターバランスとした。失敗試行があった場合は、各ブロック終了後に全ての条件で成功試行が 3 試行となるように試行を追加した。

バランス消失に備えて、研究協力者の腰部に介助用ベルトを装着した。実験試行中は、理学療法士の資格を有する研究補助者が研究協力者の左後方から付き添った。試行中に研究補助者が転倒の危険があると判断した場合には、介助ベルトを介して、研究協力者が転倒に至らないように介助した。介助した試行は失敗試行とした。

4.2.4. 分析方法

各条件それぞれ 3 試行の成功試行を測定しているため、3 試行の平均値を代表値として用いた。分析方法は第 3 章で用いた方法と同様である。

4.2.5. 統計解析

本研究で用いた変数は第 3 章における研究と同様に以下の通りである。

- ① 歩幅(Step1-Step4)
- ⑦ Step time (Step1-Step4)
- ⑧ 速度(Step1-Step4)
- ⑨ COM ROM A/P, M/L, vertical (Step3, Step4)
- ⑩ COM peak velocity anterior, lateral, upward, downward (Step3, Step4)
- ⑪ MDS A/P, M/L (FP4, FP5)

各変数に対して歩幅調節方法(Long-Short)と時間制約(Free-Constraint)の 2 条件を被験者内要因とする分散分析を実施し、多重比較には Bonferroni 法を用いた。統計処理には SPSS22.0 を用い、危険率 5%未満を有意とした。

4.3. 結果

歩幅、Step time、歩行速度の結果を表 4-1 に示す。また、条件ごとの歩幅変化を図 4-1 に示す。分散分析の結果、歩幅においては Step1 から Step3 で歩幅調節方法と時間制約の有意な交互作用が認められた(Step1 から順に $F(1,13)=55.43, p<0.01$, $F(1,13)=68.77, p<0.01$, $F(1,13)=60.15, p<0.01$)。LF 条件では Step1, Step2 で LC 条件よりも歩幅が大きかった(それぞれ $p<0.05, p<0.01$)。Step3 では SF 条件と比較して SC 条件で歩幅が大きかった($p<0.01$)。SF 条件では Step1, Step2 で SC 条件よりも歩幅が小さかった(ともに $p<0.01$)。Step3 では SF 条件と比較して SC 条件で歩幅

が小さかった($p<0.01$)。

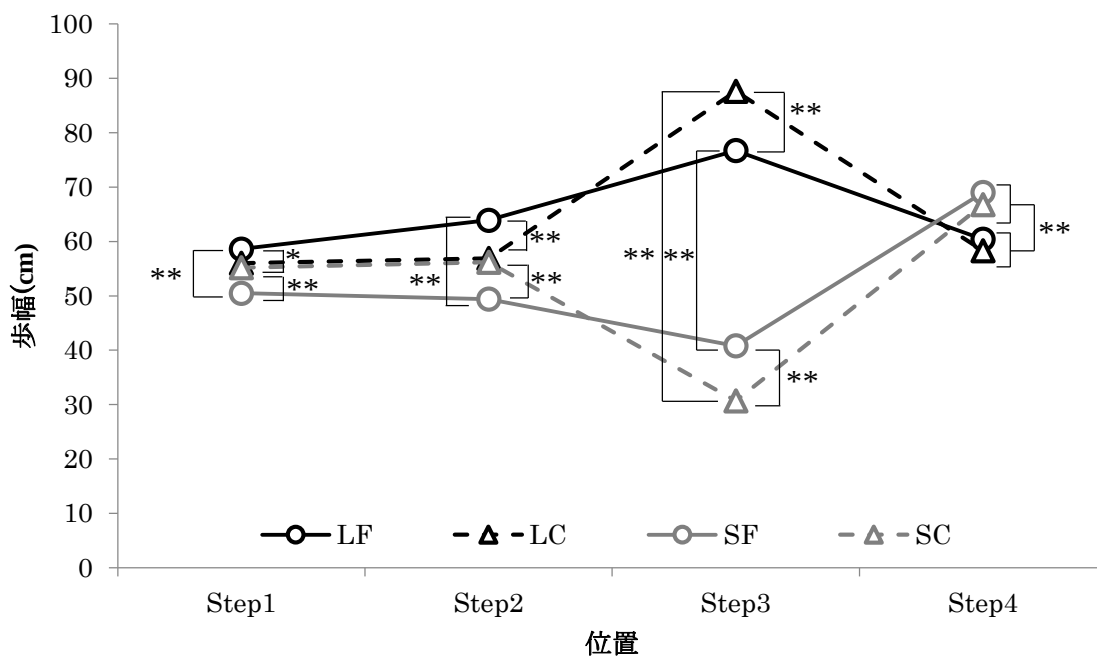


図 4-1. 条件ごとの歩幅変化

分散分析 * $p<0.05$ ** $p<0.01$

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

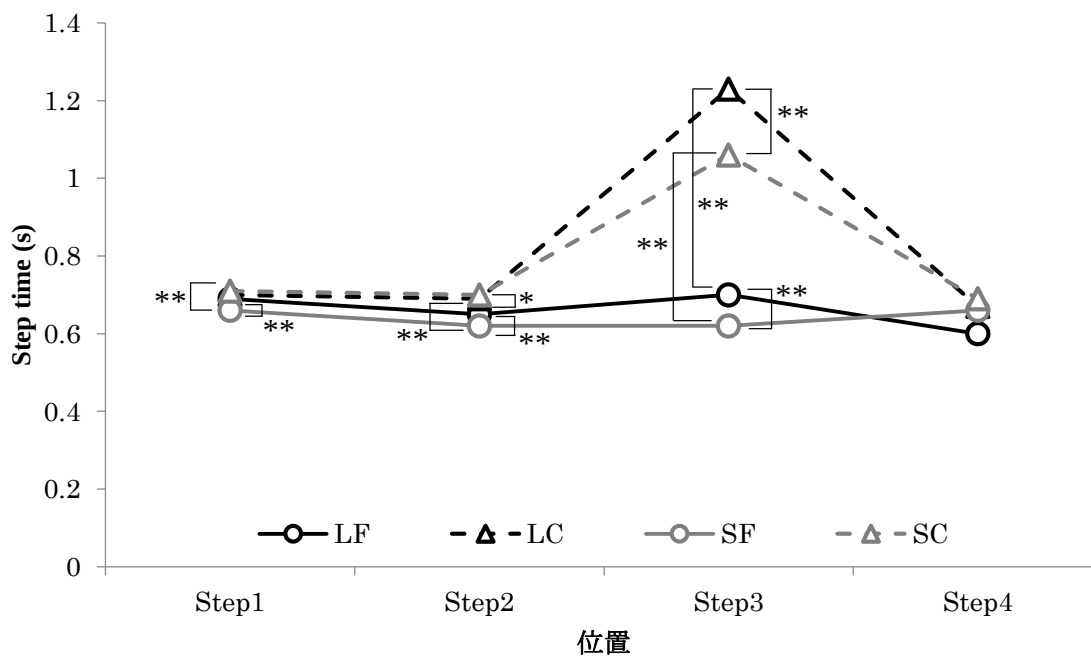


図 4-2. 条件ごとの Step time

分散分析 * $p<0.05$ ** $p<0.01$

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

表 4-1. 条件ごとの歩幅, Step time, 速度

		LF	LC	SF	SC	p-Values
歩幅(cm)	Step1	58.6	56.0	50.5	55.2	Ps*t<0.01
		(6.7)	(5.9)	(5.8)	(6.1)	
	Step2	63.9	56.9	49.4	56.2	Ps*t<0.01
		(7.2)	(8.3)	(7.0)	(6.6)	
	Step3	76.7	87.6	40.8	30.7	Ps*t<0.01
		(8.8)	(11.4)	(8.4)	(7.8)	
	Step4	60.4	58.3	69.0	66.8	Ps<0.01
		(8.4)	(11.9)	(7.2)	(11.5)	
Step time(s)	Step1	0.69	0.70	0.66	0.71	Ps*t<0.05
		(0.11)	(0.09)	(0.10)	(0.09)	
	Step2	0.65	0.69	0.62	0.70	Ps*t<0.05
		(0.09)	(0.09)	(0.09)	(0.09)	
	Step3	0.70	1.23	0.62	1.06	Ps<0.01
		(0.09)	(0.27)	(0.09)	(0.25)	
	Step4	0.60	0.67	0.66	0.69	n.s
		(0.07)	(0.06)	(0.14)	(0.19)	
速度(m/s)	Step1	0.80	0.75	0.75	0.73	Ps<0.01
		(0.14)	(0.12)	(0.13)	(0.13)	
	Step2	0.97	0.81	0.82	0.81	Ps*t<0.01
		(0.15)	(0.14)	(0.15)	(0.15)	
	Step3	1.06	0.69	0.80	0.54	Ps*t<0.01
		(0.16)	(0.16)	(0.15)	(0.17)	
	Step4	1.09	1.01	0.85	0.70	Ps<0.01
		(0.17)	(0.17)	(0.16)	(0.22)	

平均(標準偏差)

分散分析 Ps : 歩幅調節方法の主効果 Pt : 時間制約の主効果

Ps*t : 歩幅調節方法と時間制約の交互作用 n.s : 有意差なし

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

図 4-2 に条件ごとの Step time を示す。分散分析の結果, Step1, Step2 では歩幅調節方法と時間制約の交互作用を認め(Step1 から順に $F(1,13)=7.8, p<0.05$, $F(1,13)=7.52, p<0.05$), Step3 では歩幅調節方法($F(1,13)=31.97, p<0.01$)と時間制約($F(1,13)=73.54, p<0.01$)の主効果を認めた。Step3 では Constraint 条件で著しく Step time が延長しており, LC 条件では LF 条件の 1.76 倍, SC 条件では SF 条件の 1.71 倍であった。

COM ROM および COM peak velocity の結果を表 4-2 に示す。COM ROM A/P において, Step3 では歩幅調節方法($F(1,13)=298.81, p<0.01$)と時間制約($F(1,13)=21.92, p<0.01$)の主効果が認められ, Constraint 条件では Free 条件よりも Step3 での COM の前方移動距離が長かった。COM ROM M/L では Step3, Step4 とともに歩幅調節方法と時間制約の交互作用が認められた (順に $F(1,13)=6.83, p<0.05$, $F(1,13)=5.22, p<0.05$)(図 4-3)。Step3 では LC 条件は LF 条件, SC 条件よりも COM の側方移動距離が長かった(ともに $p<0.01$)。また, SC 条件は SF 条件よりも COM の側方移動距離が長かった($p<0.01$)。Step4 では LF 条件と比較して LC 条件で COM の側方移動距離が長かった($p<0.01$)。Step3, Step4 とともに LC 条件で COM の側方移動距離は最大であった。COM 最大速度に関して, COM peak velocity anterior は Step3 で歩幅調節方法の主効果のみ認められ($F(1,13)=151.72, p<0.01$), 時間制約の主効果, 交互作用は認められなかった。COM Peak velocity lateral は Step3 で歩幅調節方法と時間制約の交互作用が認められた($F(1,13)=9.57, p<0.01$) (図 4-4)。LC 条件は LF 条件, SC 条件と比較して有意に COM の側方最大速度が速かった(ともに $p<0.01$)。

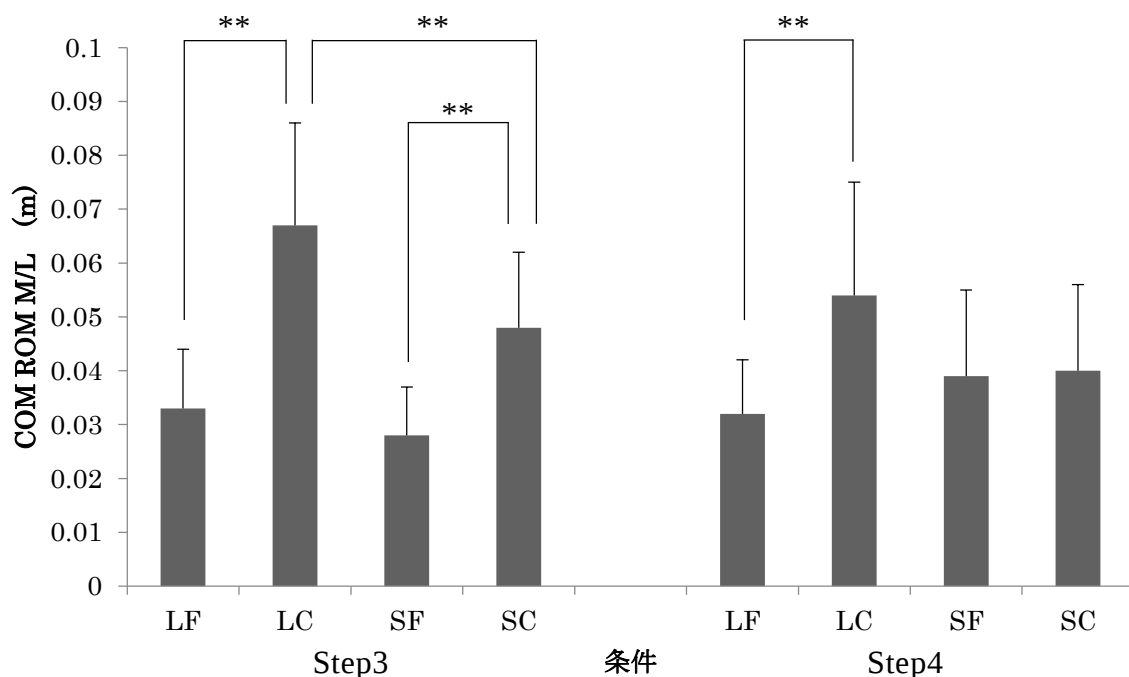


図 4-3. 条件ごとの COM ROM M/L

分散分析 * $p<0.05$ ** $p<0.01$

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

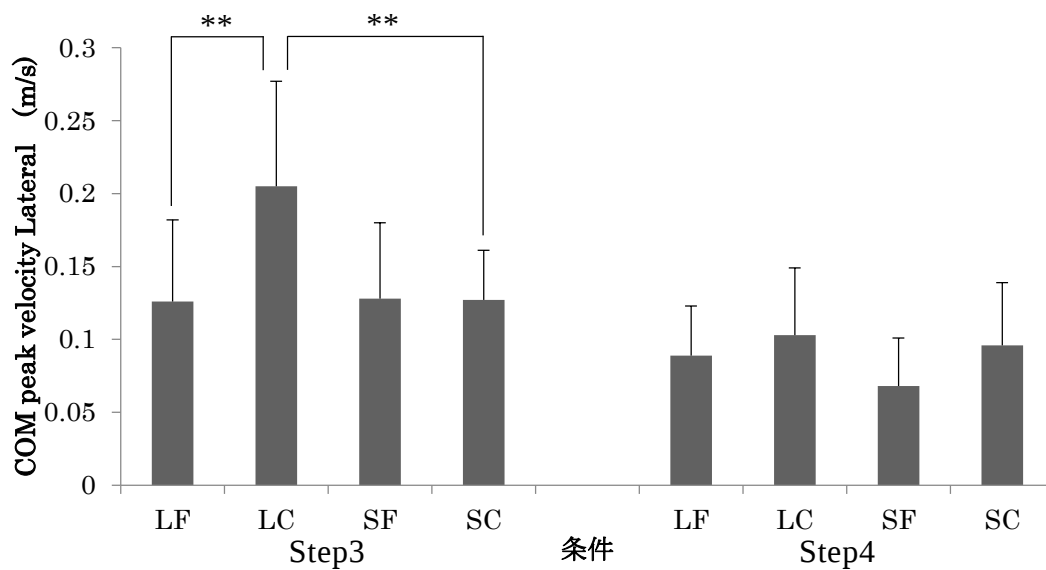


図 4-4. 条件ごとの COM peak velocity lateral

分散分析 * $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

MDS A/P および MDS M/L の結果を表 4-3 に示す。また、MDS A/P の結果を図 4-5 に示す。MDS A/P に関しては、FP4 の初期接地において歩幅調節方法と時間制約の交互作用が認められた($F(1,13)=31.89, p < 0.01$)。LC 条件は LF 条件、SC 条件と比較して MDS A/P が大きかった(それぞれ $p < 0.05, p < 0.01$)。SF 条件と SC 条件の間では有意差を認めなかった。

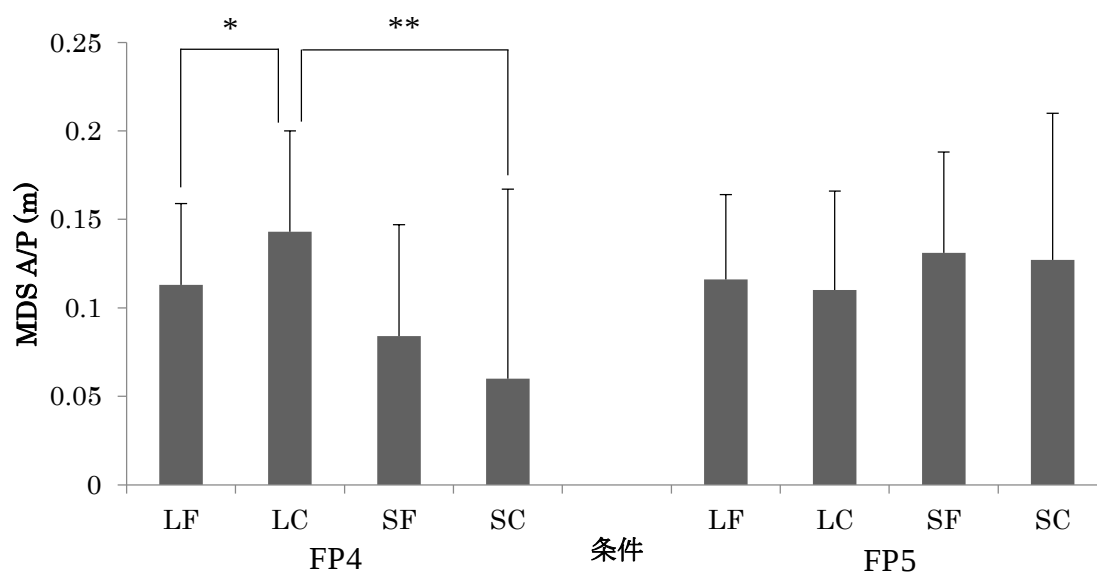


図 4-5. 条件ごとの MDS A/P

分散分析 * $p < 0.05$ ** $p < 0.01$

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

表 4-2. 条件ごとの COM ROM, COM peak velocity

		LF	LC	SF	SC	p-Values
COM ROM (m)						
A/P	Step3	0.729	0.805	0.489	0.534	Ps<0.01
		(0.087)	(0.110)	(0.063)	(0.104)	Pt<0.01
	Step4	0.648	0.668	0.545	0.435	Ps*t<0.01
		(0.072)	(0.087)	(0.087)	(0.076)	
M/L	Step3	0.033	0.067	0.028	0.048	Ps*t<0.05
		(0.011)	(0.019)	(0.009)	(0.014)	
	Step4	0.032	0.054	0.039	0.040	Ps*t<0.05
		(0.010)	(0.021)	(0.016)	(0.016)	
vertical	Step3	0.042	0.073	0.022	0.032	Ps*t<0.01
		(0.011)	(0.022)	(0.005)	(0.009)	
	Step4	0.043	0.066	0.036	0.036	Ps*t<0.01
		(0.011)	(0.020)	0.010)	(0.013)	
COM peak velocity (m/s)						
anterior	Step3	1.289	1.247	0.916	0.890	Ps<0.01
		(0.180)	(0.195)	(0.161)	(0.160)	
	Step4	1.336	1.307	1.098	1.033	Ps<0.01
		(0.172)	(0.179)	(0.182)	(0.261)	
lateral	Step3	0.126	0.205	0.128	0.127	Ps*t<0.01
		(0.056)	(0.072)	(0.052)	(0.034)	
	Step4	0.089	0.103	0.068	0.096	n.s
		(0.034)	(0.046)	(0.033)	(0.043)	
upward	Step3	0.175	0.154	0.117	0.147	Ps*t<0.01
		(0.047)	(0.038)	(0.032)	(0.040)	
	Step4	0.223	0.279	0.109	0.089	Ps*t<0.01
		(0.066)	(0.069)	(0.032)	(0.044)	
downward	Step3	0.211	0.300	0.124	0.141	Ps*t<0.01
		(0.083)	(0.069)	(0.028)	(0.038)	
	Step4	0.195	0.259	0.173	0.210	Ps<0.05
		(0.049)	(0.097)	(0.053)	(0.102)	Pt<0.05

平均(標準偏差)

分散分析 Ps : 歩幅調節方法の主効果 Pt : 時間制約の主効果

Ps*t : 歩幅調節方法と時間制約の交互作用 n.s : 有意差なし

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

表 4-3. 条件ごとの MDS

		LF	LC	SF	SC	p-Values
MDS A/P (m)	FP4	0.113	0.143	0.084	0.060	Ps*t<0.05
		(0.046)	(0.057)	(0.063)	(0.107)	
	FP5	0.116	0.110	0.131	0.127	n.s
		(0.048)	(0.056)	(0.057)	(0.083)	
MDS M/L (m)	FP4	0.070	0.068	0.066	0.081	Ps*t<0.01
		(0.013)	(0.017)	(0.014)	(0.018)	
	FP5	0.075	0.074	0.075	0.069	n.s
		(0.015)	(0.023)	(0.013)	(0.025)	

平均(標準偏差)

分散分析 Ps : 歩幅調節方法の主効果 Pt : 時間制約の主効果

Ps*t : 歩幅調節方法と時間制約の交互作用 n.s : 有意差なし

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

4. 4. 考察

本研究では、地域在住高齢者を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響を検討した。

本研究では時間制約として Free 条件と Constraint 条件の 2 条件を設定した。図 4-1 に示したとおり、LF 条件、SF 条件ともに Step1 から Step3 を通して必要な歩幅調節が行われていた。結果として、Step3 における Free 条件の歩幅調節量は Constraint 条件よりも少なかった。従って、LF 条件、SF 条件ともに Step1-3 の 3 歩に必要な歩幅調節を分散することで、Step3 での歩幅調節量を少なくしていた。Step1 と Step2 においては LC 条件と SC 条件間での歩幅の有意な変化は認めていないことから、本研究における時間制約の条件設定は適切であり、Constraint 条件では Step3 の 1 歩のみで歩幅調節をしていた。

高齢者においては、Step3 の Step time が Constraint 条件で著しく延長した。Step time は LC 条件では LF 条件の 1.76 倍、SC 条件は SF 条件の 1.71 倍であった。Step3 の Step time は FP3 の踵接地から FP4 の初期接地までの時間である。Constraint 条件では、FP3 の踵接地で液晶モニタ上に障害物と遂行すべき歩幅調節方法が提示される。従って、高齢者は突然の障害物の出現に対して、立ち止まるような方法で対処していることが分かる。

高齢者が突然の障害物の出現に対して、Step time を延長することにより、前方への安定性の制御が容易になると考えられる。Constraint 条件での Step time が延長することにより、Step3 における Constraint 条件での歩行速度は低下した。さらに、Step3 での COM peak velocity anterior では時間制約の効果は認めなかった。従って、矢状面上での COM 速度は低下したと言える。第 3 章の若年成人を対象と

した研究において確認したが、SC 条件では歩行中に突然出現した障害物に対して、COM は前方への移動を継続するのにに対して足部は手前に移動する。そのため、FP4 の初期接地時点では支持基底面に対して COM が前方に位置することによって前方への加速度が発生する。その結果として前方への不安定性が生じる課題である。歩行中の動的安定性に対しては、支持基底面と COM との関係にくわえて COM の速度と方向が安定性へ影響を与える。従って、本研究の健常高齢群が行ったように、COM 速度を低下させることによって前方への安定性の制御を容易にすることができる。実際に、FP4 における MDS A/P は SF 条件と SC 条件との間で有意差を認めなかった。さらに、SC 条件においても XcoM は支持基底面内に位置していた。従って、高齢者は突然の障害物に対して Step time を延長し、COM の前方移動速度を遅くすることで、前方への安定性の制御を容易にしていたと考えることができる。ただし、その場合であっても FP4 での MDS A/P は LC 条件で最も長かった。

SC 条件において Step time が延長したことは前方への安定性の制御を容易にするためであると解釈することができるが、LC 条件においても Step time が延長していることは説明できない。Fozard ら⁸¹⁾は、高齢者では選択反応時間が遅延することを報告しており、このことが LC 条件、SC 条件ともに Step time が延長した理由と関連している可能性がある。選択反応時間は適切な反応を選択・開始するのに必要な時間である。本研究では FP3 の踵接地により液晶モニタ上に 2 種類の選択すべき歩幅調節方法が提示される。そのため、研究協力者は FP3 の踵接地で障害物が出現した場合には、遂行すべき歩幅調節方法を同定し、適切な反応を開始しなければならない。高齢者では若年成人と比較して刺激の同定と反応の選択に遅延がある。そのため、本研究の研究協力者は選択反応時間の遅延を Step time を延長させることによって代償していた可能性が考えられる。

LC 条件においては、Step3、Step4 における COM 側方移動距離および、Step3 における COM 側方最大速度が増加した。COM の側方移動距離および側方最大速度は歩行や障害物跨ぎ動作における安定性の指標として用いられている。健常高齢者が障害物を跨ぐ際の COM の側方移動距離および側方最大速度は障害物の高さの影響を受けず、健常成人と有意差を認めないことが示されている⁵²⁾。一方、歩行に不安定性を有する高齢者では障害物を跨ぐ際の COM の側方移動距離および側方最大速度は増加する⁸⁰⁾。歩行に不安定性を有する高齢者は健常高齢者と比較して、障害物を跨ぐ際の COM 側方移動距離で 3cm、側方最大速度は 7cm/s 増加する。本研究において、LC 条件の Step3 における側方移動距離は LF 条件と比較して 3.4cm 増加した。同様に、LC 条件の Step3 における側方最大速度は LF 条件と比較して 7.9cm/s 増加した。このことから、本研究の高齢者が突然の障害物に対して歩幅を拡大することによって、COM は側方へ大きく、速く動くことが分かった。

COM の側方移動距離および COM の側方最大速度は歩行速度の影響を受けにくい可能性がある。矢状面において、Step3 の歩行速度は LF 条件が 1.06m/s、LC 条件が 0.69m/s と LC 条件で有意に遅かった。また、Step3 の COM 前方最大速度は

LF 条件で 1.29m/s, LC 条件で 1.25m/s と有意差を認めなかった。一方、前額面においては LF 条件と比較して LC 条件の COM 側方移動距離は Step3, Step4 でともに有意に大きく、COM 側方最大速度は Step3 で有意に速かった。つまり、矢状面においては LF 条件と比較して LC 条件では COM の前方への移動速度が遅いにも関わらず、前額面では COM は大きく、速く動いていると考えることができる。前額面上での安定性制御に関しては、本研究の健常高齢者は Step time を延長し、COM の前方移動速度を遅くすることで、前方への安定性の制御を容易にしていた。しかし、前額面に関しては、矢状面上での COM 速度に関わりなく、LC 条件においては前額面上での COM の運動が大きく、速くなることが分かった。

高齢者は時間制約下では歩幅の縮小よりも歩幅の拡大を優先的に選択する⁴⁹⁾。これは歩幅を拡大することによって、前方への安定性を高めることができるためであると説明することができる。本研究では遂行すべき障害物を液晶モニタ上に示すことによって、優先的に選択されることが少ない SC 条件における安定性も検討した。その結果、本研究の高齢者は SC 条件における前方への不安定性に対して Step time を延長させ、COM の前方移動速度を遅くすることで対応していた。一方、本研究結果より、高齢者は突然の障害物に対して歩幅を拡大することによって側方への不安定性が高まることが分かった。本研究では地域在住健常高齢者を対象としているため、Step3 での側方への不安定性は踵接地時では回復していた。このことは FP4 の MDS M/L で有意差を認めないことから分かる。しかし、バランスに障害を有する高齢者では突然の障害物に対して歩幅を拡大する場合では側方へのバランス消失の結果として転倒へ結び付く可能性があると考えられた。

4.5. 小括

本研究では高齢者を対象として、安定性に対する歩幅調節方法と時間制約の影響を検討した。時間制約がある場合、高齢者は歩幅の縮小と比較して、歩幅を拡大することによって前方への安定性を確保することができた。一方、突然の障害物に対して歩幅を縮小しなければならない場合では、高齢者は Step time を延長し、COM の前方移動速度を遅くすることで、前方への安定性の制御を容易にしていた。一方で、時間制約下で歩幅を拡大することによって側方への不安定性が増加することが分かった。この場合、矢状面上での COM 速度に関わりなく、LC 条件では前額面上で COM が大きく、速く動くことが分かった。

第5章 総合考察

5.1. 高齢者と若年成人との比較

高齢者における障害物回避の特徴は、時間制約がない場合では障害物への接触はないが、時間制約がある場合では障害物へ接触することである。従って、障害物回避動作における高齢者の障害を明らかにするためには、時間制約下での検討が必要である。本研究では第3章で若年成人を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性へ与える影響を検討した。さらに、第4章においては健常高齢者を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性へ与える影響を検討した。そこで、第3章の若年成人の結果と第4章の健常高齢者の結果を比較することによって、健常高齢者の歩幅調節方法の特徴について検討する。

第4章で示したとおり、高齢者は突然に障害物が出現する Constraint 条件において、Step time を延長させることによって対応していた(図 5-1)。Step3 の LC 条件の Step time は若年成人群では LF 条件の 1.33 倍であったのに対して、高齢群では 1.76 倍であった。同様に SC 条件の Step time は若年成人では SF 条件の 1.2 倍であったのに対して、高齢者では 1.71 倍であり、高齢者では明らかに Step time が延長した。

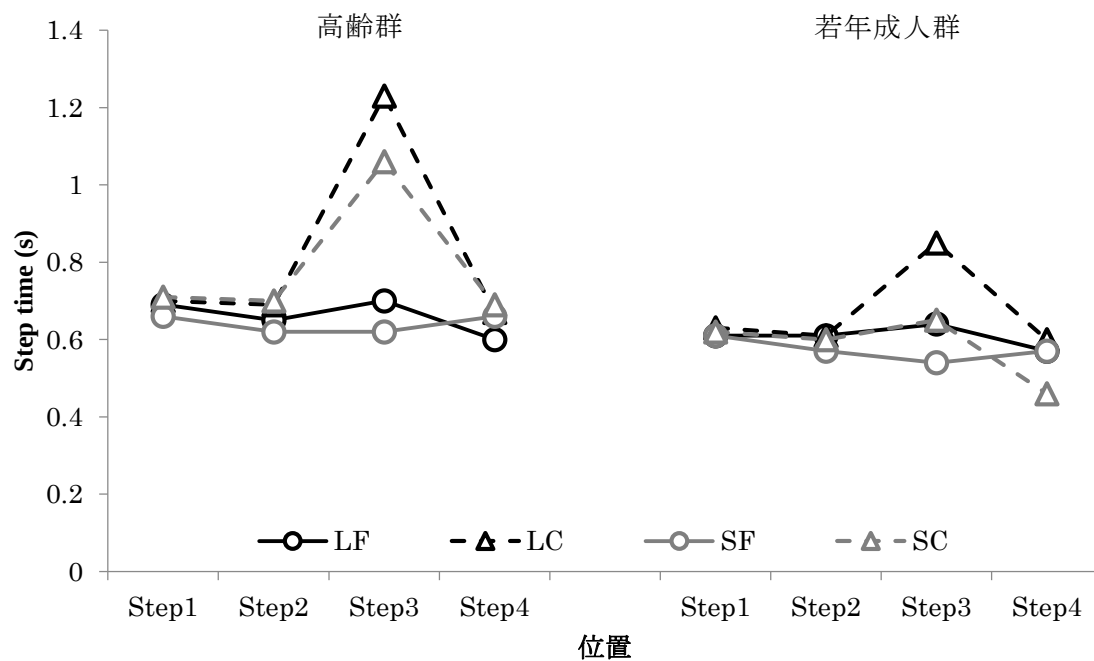


図 5-1. 高齢群と若年成人群の Step time の比較

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

高齢者が Step time を延長する理由は、前方への安定性の制御を容易にするためであると推察される。図 5-2 に両群の MDS A/P を示した。FP4 の SC 条件は若年成人群においては-7.5cm であったのに対して、健常高齢群では 6.0cm であった。FP4 は右足の初期接地であり、MDS A/P は XcoM と右足つま先マーカーとの距離である。従って、若年成人では右足つま先に対して XcoM が 7.5cm 前方に位置しており、XcoM が支持基底面から逸脱していることを意味している。一方高齢者では SC 条件であっても XcoM が支持基底面内に位置していた。

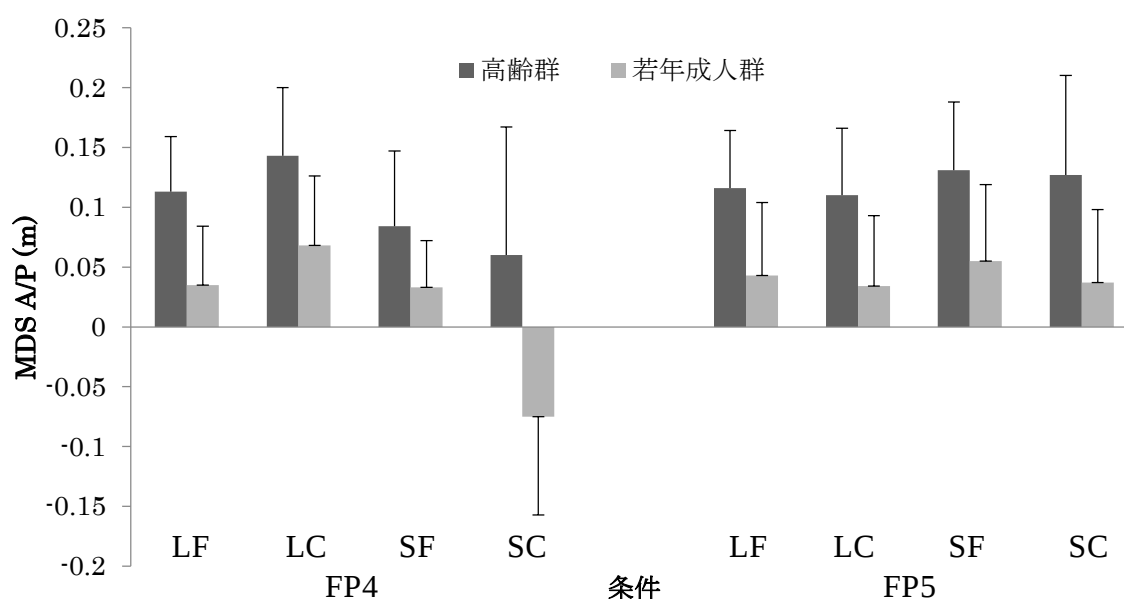


図 5-2. 高齢群と若年成人群の MDS A/P の比較

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

若年成人群，高齢群ともに，実験試行の前に 3 試行の通常試行を実施している。若年成人群において，通常試行における Step3 の歩行速度に対する SC 条件の Step3 の歩行速度の割合は $86 \pm 10\%$ であった。若年成人の平均 $\pm 2SD$ をとると，105-67%となる。高齢群において，通常試行における Step3 の歩行速度に対する SC 条件の Step3 の歩行速度の割合が 67%を下回る研究協力者を速度低下群，67%を上回る研究協力者を速度維持群とすると，14 名中 9 名が速度低下群，5 名が速度維持群であった。速度低下群における SC 条件の Step3 の歩行速度は通常歩行の Step3 の歩行速度の 48%であり，速度維持群では 74%であった。速度低下群，速度維持群，若年成人群の Step time，MDS A/P をそれぞれ図 5-3，5-4 に示す。

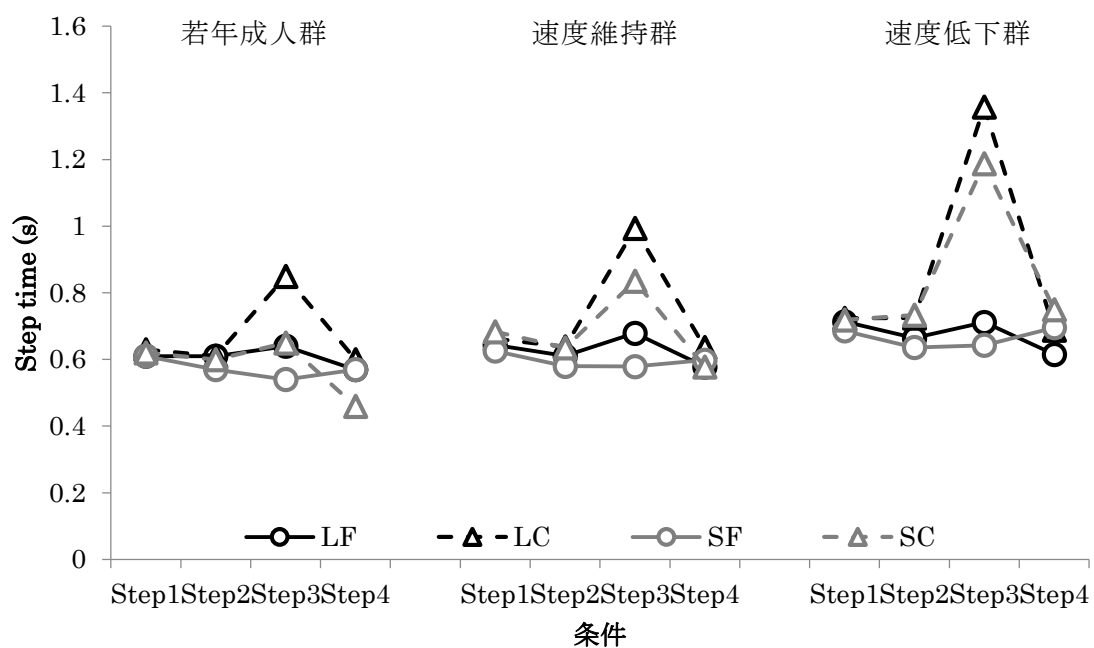


図 5-3. 若年成人群，速度維持群，速度低下群の Step time の比較
 LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

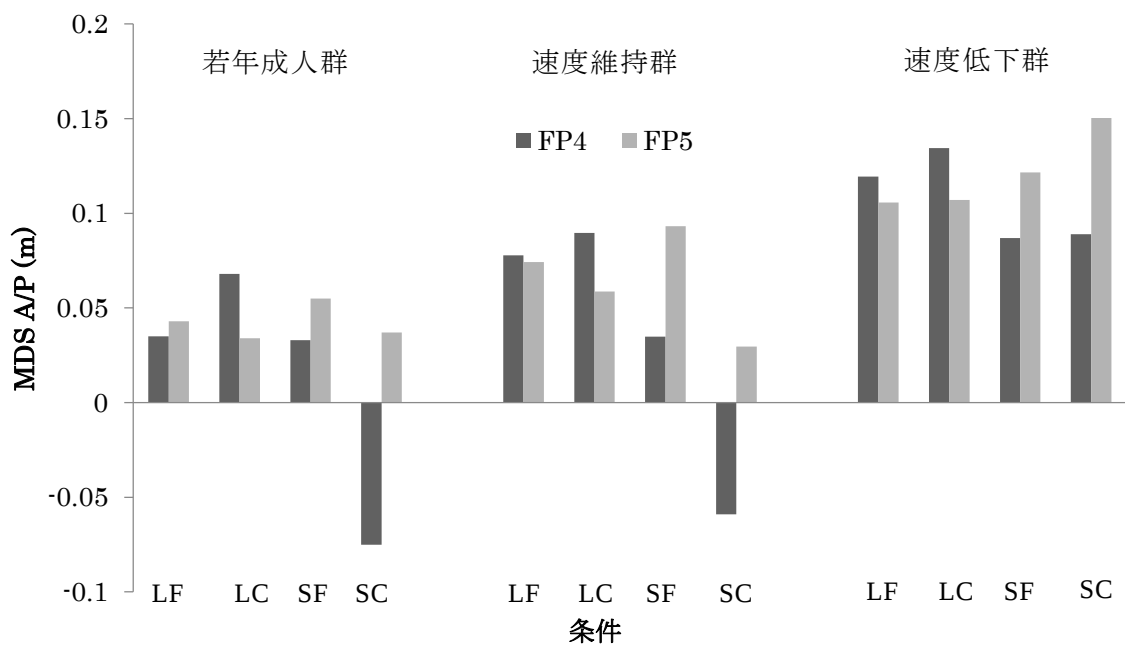


図 5-4. 若年成人群，速度維持群，速度低下群の MDS A/P の比較
 LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

図 5-4 では注目すべき点が 2 点ある。1 点目は速度維持群では SC 条件における FP4 初期接地での MDS A/P が負の値を示していることである。SC 条件における FP4 の MDS A/P は速度維持群で -5.9cm, 速度低下群で 8.9cm であった。このことから、高齢者が突然の障害物の出現に対して Step time を延長させ、COM の前方への移動速度を低下させることによって、前方への安定性の制御が容易となることが分かる。

注目すべき 2 点目は、速度維持群の SC 条件における FP5 初期接地での MDS A/P がその他の条件と比較して低い値を示していることである。若年高齢群との比較でも、若年成人群の 3.7cm に対して速度維持群は 3.0cm と MDS A/P は短かった。従って、突然の障害物に対して高齢者が歩行速度を低下させることなく歩幅を縮小することによって、歩幅調節をした一步(FP4)において前方への安定性の制御が困難だけでなく、次の一步(FP5)でも安定性を回復できないと考えられる。図 5-3 で示した通り、若年成人群では Step4 における SC 条件の Step time が短く、素早く次の一步を前方へ振り出し、安定性を回復していることが分かる。一方、高齢者の速度維持群では Step4 での Step time はその他の条件と変わらないため、素早く前方へ振り出すことが困難であることが示唆される。

高齢者がつまずきからバランスを回復する場合、前方への急速な下肢の振り出しは困難であることが報告されている。Thelen ら⁸²⁾は高齢者がバランスを回復するための下肢の振り出しについて検討し、年齢に伴う運動速度の遅延によって急速に下肢を前方へ振り出すことができなかったと報告している。高齢者においては骨格筋量が減少し、特に速筋線維は加齢の影響を受け易い⁸³⁾。このような加齢に伴う筋特性の変化が前方への急速な下肢の振り出しにおける運動時間の遅延と関連している可能性がある。つまずきからのバランス回復において、高齢者では筋活動量と筋活動増大率が低いことが報告されている⁸⁴⁾。従って、本研究の高齢者は Step time を延長し、COM の前方への移動速度を遅くすることによって、前方への安定性の制御を容易にするとともに、下肢の素早い振り出しを避けていると推測することができる。

若年成人群、高齢群ともに LC 条件は COM の前額面上の運動に影響を及ぼしていた。側方の安定性の指標として用いた COM ROM M/L および COM peak velocity lateral の結果をそれぞれ図 5-5, 5-6 で示す。COM の側方移動距離に関しては、両群ともに Step3, Step4 で LC 条件が最大であった。COM の側方最大速度に関しても、両群ともに Step4 の LC 条件で最大であった。LC 条件は歩幅の拡大によって障害物を回避することが課題であり、本質的には矢状面上での COM の制御が必要となる。しかし、本研究結果から、LC 条件は COM の前額面上の運動に影響を及ぼすことが分かった。

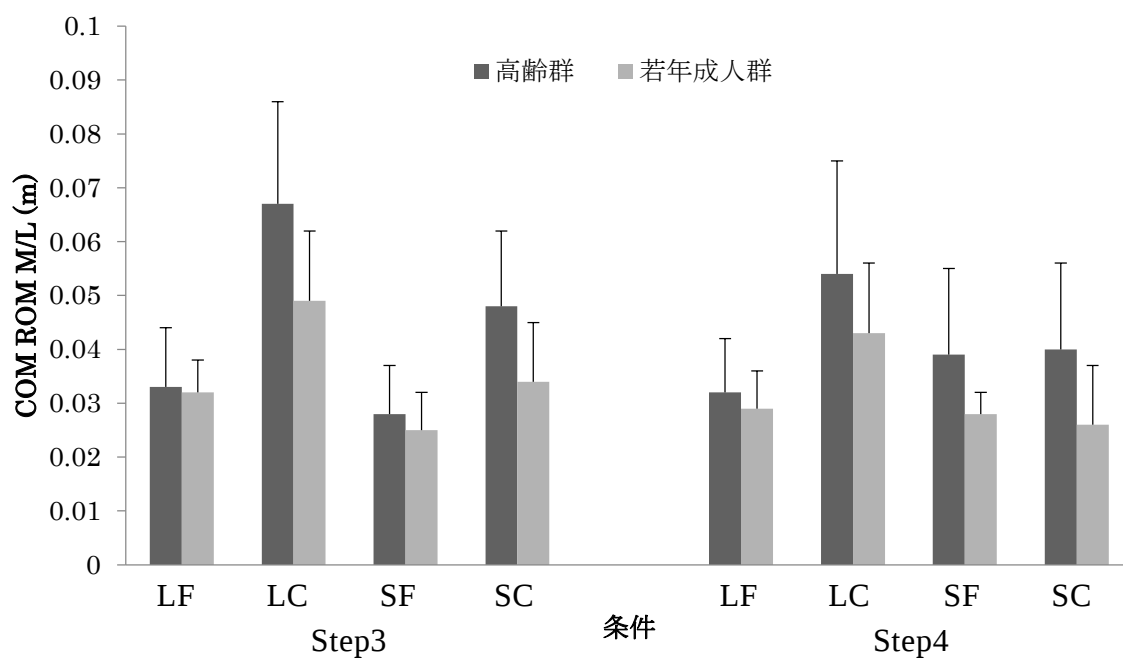


図 5-5. 高齢群と若年成人群の COM ROM M/L の比較
 LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

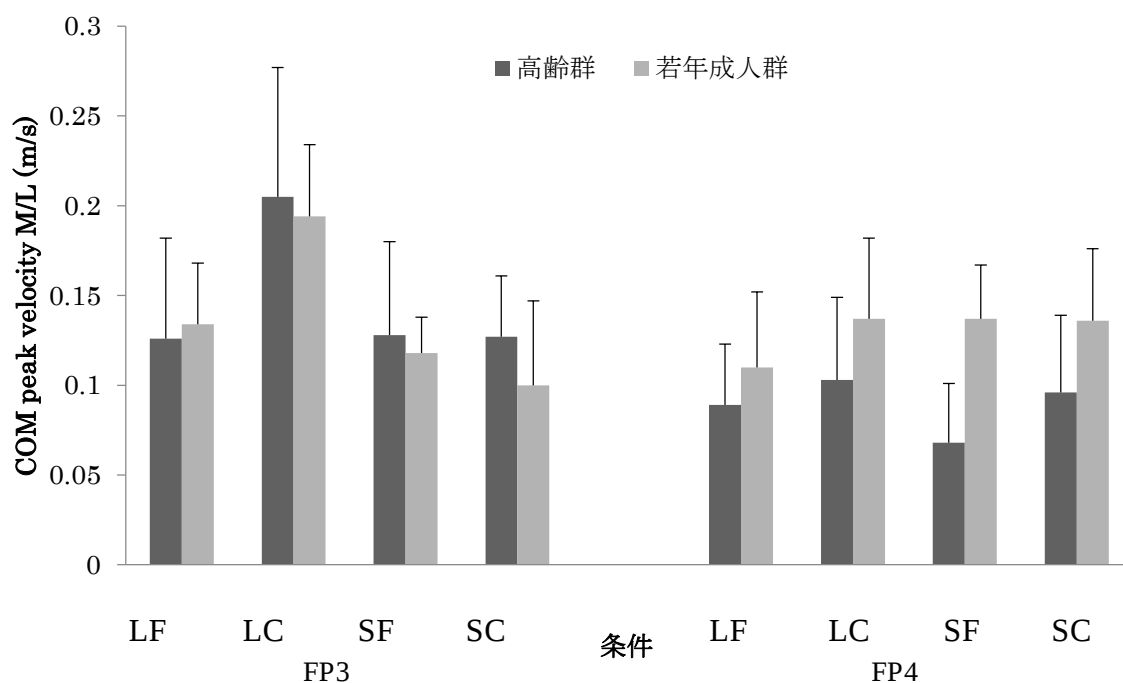


図 5-6. 高齢群と若年成人群の COM peak velocity M/L の比較
 LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

前額面上での COM の運動に関して、健常高齢群ではより影響を受け易い可能性がある。図 5-5 に示したとおり、Step3 での COM ROM M/L は LF 条件、LC 条件、SF 条件、SC 条件の順に健常成人群では 3.2cm, 4.9cm, 2.5cm, 3.4cm であった。一方高齢群では 3.3cm, 6.7cm, 2.8cm, 4.8cm であった。この結果より高齢群は若年成人群と比較して、LC 条件における COM の側方移動距離がより延長する可能性がある。さらに、SC 条件においても高齢群の COM ROM M/L は若年成人群と比較して大きい。従って、両群ともに突然の障害物に対して歩幅を拡大することによって側方への不安定性が増すが、高齢群ではより影響を受け易いと推測することができる。さらに、高齢群では SC 条件でも影響を受けることが推測され、高齢者では突然の障害物を避ける場合では側方への安定性制御の問題が存在することが伺われた。

突然に障害物が出現する場合、高齢者は Step time を延長させ、歩行速度を低下させることによって、前方への安定性の制御を容易にしていた。これは SC 条件において顕著であった。従って、歩行速度を低下させることによって、前方への安定性の制御を容易にすることができる。一方で、側方への安定性制御においては歩行速度あるいは COM の前方への移動速度は影響しない可能性がある。高齢群では Step3 の歩行速度は LC 条件、SC 条件で遅いにも関わらず、LC 条件、SC 条件の COM 側方移動距離は大きかった。そのため、矢状面上での COM 速度に関わりなく、Constraint 条件においては前額面上での COM の運動が大きく、速くなることが分かった。

これらの結果から、高齢者は時間制約下では歩幅を拡大することによって前方への安定性制御を容易にしていることが分かった。時間制約下で歩幅を縮小する場合では Step time を延長し、COM の前方移動速度を遅くすることで、前方への安定性の制御を容易にしていた。一方、時間制約下で歩幅を拡大することによって前額面での安定性制御に影響があった。特に高齢者においては、LC 条件、SC 条件ともに COM 側方移動距離は延長しており、時間制約下で前額面上での安定性が影響を受け易い可能性が示唆された。

5.2. 脳卒中患者の特徴

障害物を認識してから障害物を跨ぐまでの時間制約は障害物回避の成否に影響を与える。脳卒中患者では時間制約の有無に関わらず障害物への接触が多い。しかし、時間制約がない場合における脳卒中患者の歩幅調節方法については分かっていない。そこで、第 2 章では脳卒中患者の時間制約がない場合での歩幅調節方法について検討した。

第 2 章の研究結果から、脳卒中患者が障害物を麻痺側から跨ぐ場合と非麻痺側から跨ぐ場合とでは歩幅調節方法が異なることが分かった。障害物を麻痺側から跨ぐ場合では歩幅の縮小が優先的に選択された。第 2 章の研究結果からは、脳卒中患者が Lead limb によって歩幅調節方法が異なる理由は不明であるが、その理由の 1 つとして安定性の制御が関与している可能性があると考えられる。

そこで本研究の補足的研究として、1名の脳卒中患者を対象として、歩幅調節時の安定性の測定を行った。研究協力者は74歳男性である。診断名は右脳梗塞であり、発症から測定まで162か月経過している。下肢 **Motoricity Index** は84点で軽度の左片麻痺を認める。深部感覚障害や半側空間無視は認めない。装具や歩行補助具は使用せず、自立歩行が可能である。歩行速度は1.15m/s, **Rivermead Mobility Index** は14点である。

測定方法は第3章、第4章の測定とほぼ同様である。第3章、第4章では4歩目の右足が障害物の中央に位置するように歩行開始位置を調節した。脳卒中患者の測定においては、4歩目が非麻痺側(右足)となる場合と麻痺側(左足)となる場合の2条件を設定した。実験条件は **LF(Long-Free)**条件, **LC(Long-Constraint)**条件, **SF(Short-Free)**条件, **SC(Short-Constraint)**条件であり、各条件1試行ずつ実施した。また、ダミー試行を2試行実施した。4歩目が非麻痺側となる場合と麻痺側となる場合それぞれ実施したため、計12試行実施した。

COM ROM, **COM peak velocity**, **MDS**の結果を表5-1に示す。また、**COM ROM M/L** および **COM peak velocity lateral** の結果を図5-7, 5-8に示す。第3章と第4章での研究を通して高齢者は時間制約がある場合に前額面上での安定性への影響を受け易いことが分かった。図5-7, 5-8から、脳卒中患者は時間制約の有無に関わらず、健常高齢者と比較して **COM** 側方移動距離および側方最大速度が大きいことが示唆される。従って、脳卒中患者は時間制約の有無に関わらず前額面上での安定性が影響を受け易く、脳卒中患者の障害物跨ぎ動作を制限する要因であると推測することができる。ただし、ここで示した結果は1名が各条件1試行ずつ実施した場合の結果である。また、ここで取り扱った変数は変動が大きいため解釈には注意が必要である。

脳卒中患者の障害物跨ぎ動作における **COM** の解析は十分に行われていない。**Said** ら⁵⁶⁾は脳卒中患者が障害物を跨ぐ際のバランス制御について検討を行った。脳卒中患者が麻痺側から障害物を跨ぐ場合では、**COM** の前方への移動速度を低下させ、矢状面での安定性を確保していたと報告している。第2章で示したとおり、脳卒中患者が麻痺側から障害物を跨ぐ場合では、障害物へ到達するまでに歩幅の縮小が選択された。このことは **Said** らの結果と一致する結果である。一方で、本論文の第4章での健常高齢者を対象とした研究では、**COM** の側方移動距離および **COM** の側方最大速度は歩行速度の影響を受けにくいことが示されている。従って、障害物を跨ぐために歩行速度を低下させることで矢状面での安定性を確保することができたとしても、前額面上での安定性が確保されとは限らない。そのため、脳卒中患者の障害物跨ぎ動作における前額面上での安定性についての検討が必要である。本論文における予備研究からは、歩幅調節戦略や時間制約に関わりなく、脳卒中患者が歩幅調節をする場合では側方への安定性が低下することが示唆された。

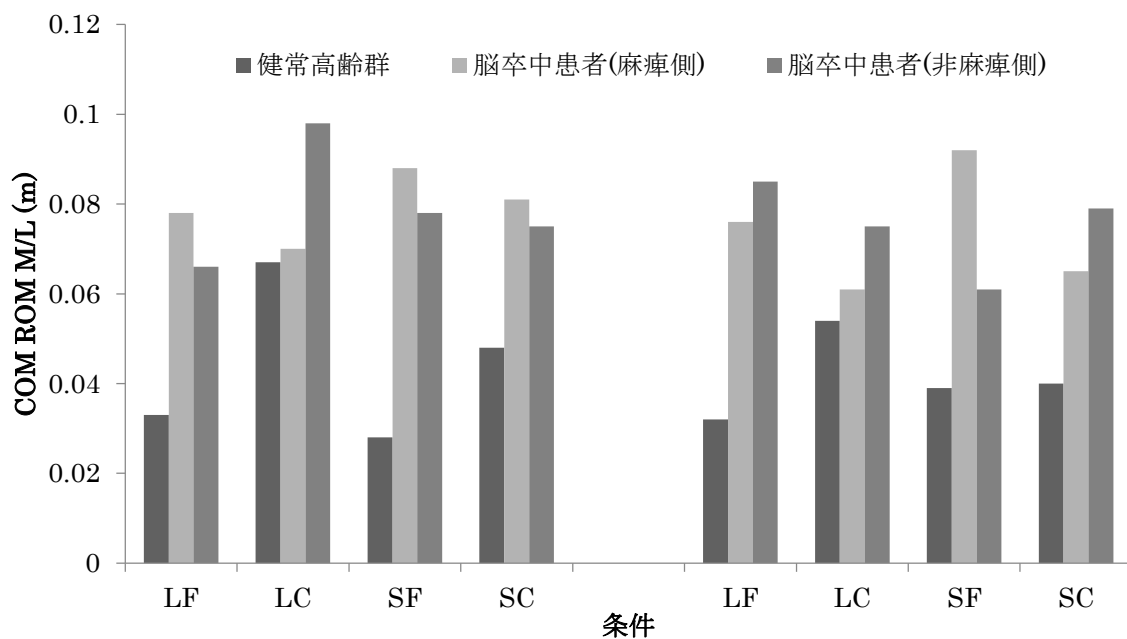


図 5-7. 健康高齢群と脳卒中患者の COM ROM M/L の比較
 LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

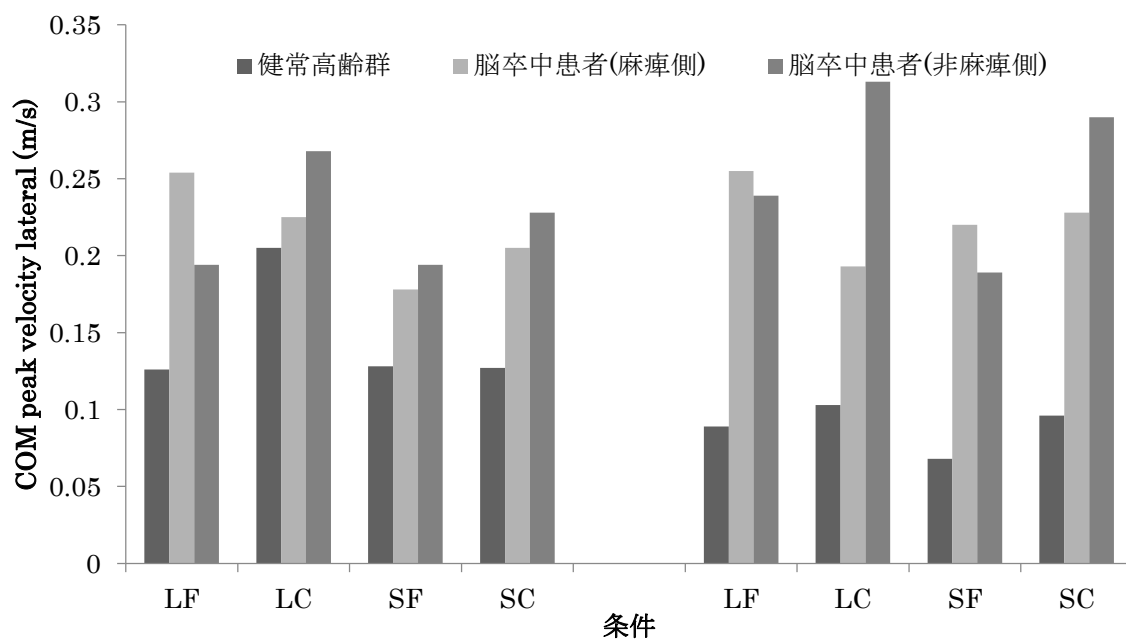


図 5-8. 健康高齢群と脳卒中患者の COM peak velocity lateral の比較
 LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

表 5-1. 条件ごとの COM ROM, COM peak velocity, MDS

FP4		Affected				Unaffected			
		LF	LC	SF	SC	LF	LC	SF	SC
COM ROM (m)									
A/P	Step3	0.542	0.622	0.396	0.371	0.560	0.649	0.416	0.404
	Step4	0.483	0.603	0.431	0.380	0.617	0.591	0.500	0.452
M/L	Step3	0.078	0.070	0.088	0.081	0.066	0.098	0.078	0.075
	Step4	0.076	0.061	0.092	0.065	0.085	0.075	0.061	0.079
vertical	Step3	0.026	0.062	0.012	0.035	0.033	0.047	0.019	0.020
	Step4	0.034	0.062	0.015	0.028	0.040	0.052	0.030	0.042
COM peak velocity (m/s)									
anterior	Step3	0.693	0.969	0.536	0.535	0.827	1.440	0.589	0.580
	Step4	0.789	1.079	0.513	0.679	0.934	1.119	0.647	0.689
lateral	Step3	0.254	0.225	0.178	0.205	0.194	0.268	0.194	0.228
	Step4	0.255	0.193	0.220	0.228	0.239	0.313	0.189	0.290
Upward	Step3	0.067	0.236	0.052	0.141	0.078	0.120	0.097	0.111
	Step4	0.127	0.265	0.087	0.071	0.131	0.216	0.127	0.073
downward	Step3	0.200	0.189	0.052	0.138	0.148	0.212	0.097	0.079
	Step4	0.200	0.135	0.066	0.163	0.148	0.210	0.122	0.165
MDS (m)									
A/P	FP4	0.210	0.185	0.219	0.088	0.221	0.212	0.230	0.175
	FP5	0.206	0.208	0.239	0.199	0.203	0.229	0.230	0.200
M/L	FP4	0.079	0.062	0.155	0.133	0.089	0.081	0.105	0.120
	FP5	0.206	0.208	0.239	0.199	0.203	0.229	0.230	0.200

LF, Long-Free; LC, Long-Constraint; SF, Short-Free; SC, Short-Constraint

今後の展望

時間制約がない場合、若年成人、高齢者、脳卒中患者ではそれぞれ歩幅調節方法が異なっていた。特に脳卒中患者においては、障害物を麻痺側と非麻痺側のどちらから跨ぐかによって歩幅調節方法が異なっていた。脳卒中患者が麻痺側から障害物を跨ぐ場合、障害物へ到達するまでに歩幅を縮小し、矢状面上での安定性を確保していると考えられる。本研究では脳卒中患者の障害物跨ぎ動作を対象とした COM の解析は十分にできなかった。しかし、補足研究において、歩幅調節方法や時間制約に関わりなく、脳卒中患者が歩幅調節をする場合では側方への COM の移動距離や最大速度が増大する可能性が示唆された。脳卒中患者の障害物跨ぎ動作における COM の解析は十分に行われておらず、前額面上での解析はほとんどない。脳卒中患者では時間制約がない状況においても障害物への接触が多い。さらに、高さのある障害物を跨ぐ場合ではバランスを消失する。そのため、脳卒中患者の障害物跨ぎ動作を阻害している大きな要因として障害物を跨ぐ際のバランス制御の問題があると考えられる。従って、脳卒中患者が時間制約のない状況で障害物を跨ぐ際の安定性の制御に関して十分に検討を行う必要がある。その場合では前額面上での安定性の制御に着目する必要がある。

本研究結果から、高齢者は時間制約下で歩幅調節を行うことによって安定性が低下することが分かった。また、脳卒中患者では障害物を跨ぐ数歩前から障害物を認識することが、安全な障害物跨ぎ動作にとって有利に働くと考えられた。時間制約がある条件は歩行中に注意が逸れていて、避けるべき障害物の直前までその存在に気がつかないような状況である。本研究結果から障害物の発見が遅れると、安定性に対しては不利益が大きいことが示された。話しながら歩くというように 2 つ以上の課題に対して注意を配分することは、日常生活において頻繁に遂行する課題である。これまで注意の配分と姿勢や歩行の制御に関する多くの研究が行われている⁸⁵⁾。2 つの課題を遂行している場合では、高齢者は若年成人よりもより障害物への接触頻度が高まる⁵⁷⁾。そのため、日常生活においては高齢者や脳卒中患者など易転倒性を有する対象者が障害物を認識しやすくする工夫が必要である。さらに、高齢者では屋外での転倒が多いため、歩行中に障害物を認識する能力や歩行中に 2 つ以上の課題を同時に遂行する能力を高めるための支援や介入方法の検討が必要である。

高齢者や脳卒中患者など易転倒性を有する対象者に対する指導において、「障害物へ近づくまでに速度を落とし、ゆっくりと障害物を跨ぐ」ように指導することは、矢状面上での安定性の制御において有益であると思われる。屋内の障害物には歩行中でも認識しやすいように工夫をし、ゆっくりと跨ぐことで前額面上での安定性を確保しやすくなる。一方で、そのような場合の前額面上での制御に関しては今後の検討課題である。

高齢者では時間制約下で障害物へ接触することが多い。そのため、時間制約下での障害物回避動作の改善が望まれる。本研究では、健常高齢者は時間制約下で歩幅調節をする際の前方への安定性を高めるために、歩行速度を低下させること

が分かった。また、若年成人よりも側方の安定性が影響を受けやすいことが示唆された。これらの結果から、高齢者の時間制約下での障害物回避動作が安定性の制御が困難であるために妨げられていると考えることができる。従って、歩行など動的状態での安定性を制御する能力を高めることによって、時間制約下での障害物回避動作を改善することが可能であると考えられる。Weerdesteyn ら⁸⁶⁾は転倒の既往のある高齢者に対して週に 2 回、5 週間のバランストレーニングをすることによって時間制約下での障害物回避動作が改善することを示している。従って、時間制約下での障害物回避動作を改善するために動的なバランストレーニングは有効であると考えられる。

脳卒中患者の障害物回避動作に介入した研究はほとんど行われていない。しかし、障害物回避動作に障害のある脳卒中患者はその後の転倒が多いことが報告されており⁶²⁾、障害物回避動作は介入すべき重要な課題であると考えられる。Nonnekens ら⁷³⁾の研究では、脳卒中患者の歩幅調節障害は運動制御の障害とバランス制御の障害の両者が関与していることが報告されており、脳卒中患者の障害物回避動作の改善を図るためには、運動制御とバランス制御の両方に介入する必要があると思われる。本研究第 2 章と補足研究を通して、脳卒中患者が障害物を跨ぐ際の安定性制御は困難であり、安定性を高めるために障害物を麻痺側、非麻痺側のどちらから跨ぐかによって歩幅調節方法を変えていると考えられた。Marigold ら⁸⁷⁾は慢性脳卒中患者を対象とした介入研究において、動的なバランストレーニングによって聴覚刺激に対する素早い踏み出しが可能となったことを報告しており、障害物回避動作において動的バランストレーニングが有効となる可能性が示唆される。従って、脳卒中患者の障害物回避動作を改善するために、動的バランストレーニングは有効な方法であると考えられ、今後の研究において有効性を検討する必要がある。

結論

本論文においては、1)時間制約がない場合の高齢者と脳卒中患者の歩幅調節方法を検討し、2)若年成人と高齢者を対象として、時間制約と歩幅調節方法が安定性へ与える影響について検討した。

第2章において、時間制約がない状況において脳卒中患者が障害物を回避する場合には、障害物を麻痺側、非麻痺側のどちらから跨ぐかによって歩幅調節方法が異なることを示した。このような方法を選択することによって、脳卒中患者は障害物を跨ぐ際の安定性と正確性を高めていることが推測された。

第3章では若年成人を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響について検討した。時間制約がない場合と比較して、時間制約がある場合には安定性が低下することを確認した。さらに、時間制約がある場合には歩幅調節方法によって安定性に対して異なる影響があった。歩幅を縮小して障害物を回避する場合には前方への不安定性が生じた。この場合、若年成人は次の一步を速く大きく振り出すことで安定性を回復した。一方で、歩幅を拡大して障害物を回避する場合には側方への不安定性が増加するということが分かった。

第4章では高齢者を対象として、時間制約下での歩幅調節が安定性に与える影響について検討した。時間制約がある場合、高齢者は歩幅の縮小と比較して、歩幅を拡大することによって前方への安定性を確保することができた。時間制約がある場合、高齢者は歩幅の拡大を優先的に選択することが報告されている。本研究結果から、高齢者が歩幅の拡大を優先的に選択するのは前方への安定性を高めるためであると考えることができる。一方、突然の障害物に対して歩幅を縮小しなければならない場合には、高齢者は Step time を延長し、COM の前方移動速度を遅くすることで、前方への安定性の制御を容易にしていた。さらに、時間制約下で歩幅を拡大することによって側方への不安定性が増加することが分かった。この場合、矢状面上での COM 速度に関わりなく、全額面上では COM が大きく、速く動くことが分かった。

本論文では易転倒性が報告されている高齢者や脳卒中患者の歩幅調節方法の特徴について明らかにした。脳卒中患者では障害物を跨ぐ際の安定性を高めるために、障害物を麻痺側、非麻痺側のどちらから跨ぐかによって歩幅調節方法を変更していた。さらに、高齢者は時間制約下で障害物を避けるための歩幅調節において、前方への安定性を高めるために歩幅の拡大を優先的に選択した。このように、高齢者や脳卒中患者は障害物回避動作における安定性への影響を最小化するために歩幅調節方法を変更していると考えられた。本研究結果は、障害物回避動作に障害を有する高齢者や脳卒中患者の支援のための基礎的データとして有用であると考えられる。

謝辞

本研究は指導教員である大橋ゆかり教授の指導のもとに行われました。大橋ゆかり教授には修士課程、博士課程を通して多大なるご指導をいただきました。私が博士論文をまとめることができたのは、常に的確なご助言を与えてくださり、私のゆっくりとした成長に辛抱強く付き合ってくださったからに他なりません。深く感謝申し上げます。

茨城県立医療大学理学療法学科 伊東元教授には副指導教員として多くのご指導をいただきました。研究テーマに対して的確なご指摘をいただくのみでなく、研究や理学療法の見方、考え方を教えていただきました。心より感謝致します。

茨城県立医療大学理学療法学科 居村茂幸教授、沼田憲治教授、富田和秀教授、杏林大学理学療法学科 潮見泰藏教授に心より感謝申し上げます。先生方から貴重なご助言を賜り、博士論文の完成度を高めることができました。誠にありがとうございました。

茨城県立医療大学人間科学センター 岩井浩一教授には統計解析におけるご助言をいただきました。さらに、研究協力者の募集においても多大なるご支援をいただきました。感謝申し上げます。

つくば国際大学理学療法学科 深谷隆史博士には運動解析における技術的なご指導をいただきました。さらに、修士課程から一貫して良き相談相手としてご支援いただいたことに深く感謝申し上げます。つくば国際大学理学療法学科 小林聖美准教授には博士課程、職場における良き相談相手として研究を支援していただきました。また、研究を進める上での貴重な人的ネットワークの構築を促していただきました。本当にありがとうございました。

静岡市立清水病院リハビリテーション科 坂元隆一先生並びにリハビリテーション技術科のスタッフの皆様には第2章の測定において多大なるご支援をいただきました。感謝申し上げます。

茨城県立医療大学大橋研究室の仲間に心より感謝いたします。ディスカッションを通して多くの助言をいただき、研究テーマを深めることができました。また、測定の際にもご協力をいただきました。本当にありがとうございました。

最後に、これまで私を応援してくれた両親と祖母、私をいつも支えてくれた妻聡子、最高の笑顔で励ましてくれた娘の真帆、咲希に心から感謝します。

引用文献

- 1) The prevention of falls in later life. A report of the Kellogg International Work Group on the Prevention of Falls by the Elderly. *Dan Med Bull.* 1987;34 Suppl 4:1–24.
- 2) Province MA, Hadley EC, Hornbrook MC, et al. The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT Trials. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. *JAMA.* 1995;273(17):1341–47.
- 3) Gibson MJ: Improving the health of older people. In: Kane RL, Evans JG, Macfadyen D (eds): *A World View*. Oxford Univ Press, New York, 1990. 296–315.
- 4) Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med.* 1988;319(26):1701–7.
- 5) Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF. Risk factors for falls in a community-based prospective study of people 70 years and older. *J Gerontol.* 1989;44(4):M112–7.
- 6) O’Loughlin JL, Robitaille Y, Boivin JF, Suissa S. Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. *Am J Epidemiol.* 1993;137(3):342–54.
- 7) 安村誠司, 芳賀博, 永井晴美, 柴田博, 岩崎清, 小川裕, 阿彦忠之, 井原一成. 地域の在宅高齢者における転倒発生率と転倒状況. *日本公衛誌.* 1991;38(9):735–41.
- 8) Yasumura S, Haga H, Niino N. Circumstances of injurious falls leading to medical care among elderly people living in a rural community. *Arch Gerontol Geriatr.* 1996;23(2):95–109.
- 9) Yasumura S, Haga H, Nagai H, Suzuki T, Amano H, Shibata H. Rate of falls and the correlates among elderly people living in an urban community in Japan. *Age Ageing.* 1994;23(4):323–7.
- 10) Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey KJ. An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: the Randwick falls and fractures study. *Aust J Public Health.* 1993;17(3):240–5.
- 11) Kelsey JL, Berry SD, Procter-Gray E, et al. Indoor and outdoor falls in older adults are different: the maintenance of balance, independent living, intellect, and Zest in the Elderly of Boston Study. *J Am Geriatr Soc.* 2010;58(11):2135–41.
- 12) 安村誠司. 高齢者の転倒・骨折の頻度. *日医雑誌.* 1999;122(13):1945–1949.
- 13) Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age Ageing.* 1997;26(4):261–8.
- 14) Grisso JA, Schwarz DF, Wishner AR, Weene B, Holmes JH, Sutton RL. Injuries in an elderly inner-city population. *J Am Geriatr Soc.* 1990;38(12):1326–31.

- 15) Cummings SR, Nevitt MC. Non-skeletal determinants of fractures: the potential importance of the mechanics of falls. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Osteoporos Int*. 1994;4 Suppl 1:67–70.
- 16) Salai M, Rosenberg E. Multivariant analysis on the long-term results of hemiarthroplasty after subcapital fracture of the femur. *J Am Geriatr Soc*. 1996;44(4):477–8.
- 17) Marottoli RA, Berkman LF, Cooney LM. Decline in physical function following hip fracture. *J Am Geriatr Soc*. 1992;40(9):861–6.
- 18) Tinetti ME, Powell L. Fear of falling and low self-efficacy: a case of dependence in elderly persons. *J Gerontol*. 1993;48 Spec No:35–8.
- 19) Vellas BJ, Wayne SJ, Romero LJ, Baumgartner RN, Garry PJ. Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. *Age Ageing*. 1997;26(3):189–93.
- 20) 厚生労働大臣官房統計情報部編. 平成 22 年国民生活基礎調査. 厚生統計協会. 2012.
- 21) Li W, Keegan THM, Sternfeld B, Sidney S, Quesenberry CP, Kelsey JL. Outdoor falls among middle-aged and older adults: a neglected public health problem. *Am J Public Health*. 2006;96(7):1192–200.
- 22) Oakley A, Dawson MF, Holland J, et al. Preventing falls and subsequent injury in older people. *Qual Health Care*. 1996;5(4):243–9.
- 23) Thurman DJ, Stevens JA, Rao JK. Practice parameter: Assessing patients in a neurology practice for risk of falls (an evidence-based review): report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*. 2008;70(6):473–9.
- 24) Davenport RJ, Dennis MS, Wellwood I, Warlow CP. Complications after acute stroke. *Stroke*. 1996;27(3):415–20.
- 25) Langhorne P, Stott DJ, Robertson L, et al. Medical complications after stroke: a multicenter study. *Stroke*. 2000;31(6):1223–9.
- 26) Nyberg L, Gustafson Y. Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke*. 1995;26(5):838–42.
- 27) Dromerick A, Reding M. Medical and neurological complications during inpatient stroke rehabilitation. *Stroke*. 1994;25(2):358–61.
- 28) Teasell R, McRae M, Foley N, Bhardwaj A. The incidence and consequences of falls in stroke patients during inpatient rehabilitation: factors associated with high risk. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(3):329–33.
- 29) Forster A, Young J. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ*. 1995;311(6997):83–6.
- 30) Lamb SE, Ferrucci L, Volapto S, Fried LP, Guralnik JM. Risk factors for falling in home-dwelling older women with stroke: the Women's Health and Aging Study. *Stroke*. 2003;34(2):494–501.

- 31) Nevitt MC, Cummings SR. Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *J Am Geriatr Soc*. 1993;41(11):1226–34.
- 32) Ramnemark A, Nyberg L, Borssén B, Olsson T, Gustafson Y. Fractures after stroke. *Osteoporos Int*. 1998;8(1):92–5.
- 33) Kanis J, Oden A, Johnell O. Acute and long-term increase in fracture risk after hospitalization for stroke. *Stroke*. 2001;32(3):702–6.
- 34) Mizrahi EH, Fleissig Y, Arad M, Adunsky A. The impact of previous strokes on the rehabilitation of elderly patients sustaining a hip fracture. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(9):1136–9.
- 35) Hyndman D, Ashburn A, Stack E. Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(2):165–70.
- 36) Harris JE, Eng JJ, Marigold DS, Tokuno CD, Louis CL. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. *Phys Ther*. 2005;85(2):150–8.
- 37) Jørgensen L, Engstad T, Jacobsen BK. Higher incidence of falls in long-term stroke survivors than in population controls: depressive symptoms predict falls after stroke. *Stroke*. 2002;33(2):542–7.
- 38) Lee DN, Lishman JR TJ. Regulation of gait in long jumping. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 1982;8:448–459.
- 39) Patla AE. Visual Control of Human Locomotion. In: Patla AE (eds): *Adaptability of Human Gait*. North-Holland, Amsterdam, 1991. pp56–96.
- 40) Patla AE, Robinson C, Samways M AC. Visual control of step length during overground locomotion: Task-specific modulation of the locomotor synergy. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 1989;15(3):603–617.
- 41) Sparrow WA, Shinkfield AJ, Chow S BR. Characteristics of gait in stepping over obstacles. *Hum Mov Sci*. 1996;15:605–622.
- 42) Patla AE. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait Posture*. 1997;5:54–69.
- 43) Chen HC, Ashton-Miller JA, Alexander NB SA. Age effects on strategies used to avoid obstacles. *Gait Posture*. 1994;2:139–146.
- 44) Patla AE, Prentice SD, Rietdyk S, Allard F, Martin C. What guides the selection of alternate foot placement during locomotion in humans. *Exp Brain Res*. 1999;128(4):441–50.
- 45) Crosbie J K V. Changes in the temporal and distance parameters of gait evoked by negotiation of curbs. *Aust J Physiother*. 2000;46(2):103–112.
- 46) Moraes R, Lewis MA, Patla AE. Strategies and determinants for selection of alternate foot placement during human locomotion: influence of spatial and temporal constraints. *Exp Brain Res*. 2004;159(1):1–13.

- 47) Moraes R, Allard F, Patla AE. Validating determinants for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain. *J Neurophysiol.* 2007;98(4):1928–40.
- 48) Moraes R, Patla AE. Determinants guiding alternate foot placement selection and the behavioral responses are similar when avoiding a real or a virtual obstacle. *Exp Brain Res.* 2006;171(4):497–510.
- 49) Weerdesteyn V, Nienhuis B, Mulder T, Duysens J. Older women strongly prefer stride lengthening to shortening in avoiding obstacles. *Exp Brain Res.* 2005;161(1):39–46.
- 50) Chen HC, Ashton-Miller JA, Alexander NB, Schultz AB. Effects of age and available response time on ability to step over an obstacle. *J Gerontol.* 1994;49(5):M227–33.
- 51) Brown LA, McKenzie NC, Doan JB. Age-dependent differences in the attentional demands of obstacle negotiation. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2005;60(7):924–7.
- 52) Hahn ME, Chou L-S. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *J Biomech.* 2004;37(6):837–44.
- 53) Hahn ME, Lee H-J, Chou L-S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait Posture.* 2005;22(4):356–61.
- 54) McKenzie NC, Brown LA. Obstacle negotiation kinematics: age-dependent effects of postural threat. *Gait Posture.* 2004;19(3):226–34.
- 55) Said CM, Goldie PA, Patla AE, Sparrow WA, Martin KE. Obstacle crossing in subjects with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(9):1054–9.
- 56) Said CM, Goldie PA, Patla AE, Culham E, Sparrow WA, Morris ME. Balance during obstacle crossing following stroke. *Gait Posture.* 2008;27(1):23–30.
- 57) Chen HC, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Giordani B, Alexander NB, Guire KE. Stepping over obstacles: dividing attention impairs performance of old more than young adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1996;51(3):M116–22.
- 58) Brown LA, Doan JB, McKenzie NC, Cooper SA. Anxiety-mediated gait adaptations reduce errors of obstacle negotiation among younger and older adults: implications for fall risk. *Gait Posture.* 2006;24(4):418–23.
- 59) Den Otter AR, Geurts ACH, de Haart M, Mulder T, Duysens J. Step characteristics during obstacle avoidance in hemiplegic stroke. *Exp Brain Res.* 2005;161(2):180–92.
- 60) Galna B, Peters A, Murphy AT, Morris ME. Obstacle crossing deficits in older adults: a systematic review. *Gait Posture.* 2009;30(3):270–5.
- 61) Said CM, Goldie PA, Patla AE, Culham E, Sparrow WA, Morris ME. Balance during obstacle crossing following stroke. *Gait Posture.* 2008;27(1):23–30.

- 62) Said CM, Galea MP, Lythgo N. People with stroke who fail an obstacle crossing task have a higher incidence of falls and utilize different gait patterns compared with people who pass the task. *Phys Ther*. 2013;93(3):334–44.
- 63) Lamoureux E, Sparrow WA, Murphy A, Newton RU. The effects of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. *Gait Posture*. 2003;17(3):273–83.
- 64) Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil*. 1983;64(12):583–7.
- 65) Roth EJ, Merbitz C, Mroczek K, Dugan SA, Suh WW. Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters. *Am J Phys Med Rehabil*. 1997;76(2):128–33.
- 66) Kim CM, Eng JJ. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait Posture*. 2003;18(1):23–8.
- 67) Said CM, Goldie PA, Patla AE, Sparrow WA, Martin KE. Obstacle crossing in subjects with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80(9):1054–9.
- 68) Miller CA, Verstraete MC. Determination of the step duration of gait initiation using a mechanical energy analysis. *J Biomech*. 1996;29(9):1195–9.
- 69) Collen FM, Wade DT, Robb GF, Bradshaw CM. The Rivermead Mobility Index: a further development of the Rivermead Motor Assessment. *Int Disabil Stud*. 1991; 13(2):50–4.
- 70) 里宇明元, 園田茂, 道免和久 : 脳卒中機能評価法(SIAS), 脳卒中患者の機能評価. 千野直一(編), Springer-Verlag Tokyo, 東京, 1997.pp24.
- 71) Patla AE, Prentice SD, Rietdyk S, Allard F, Martin C. What guides the selection of alternate foot placement during locomotion in humans. *Exp Brain Res*. 1999;128(4):441–50.
- 72) Crosbie J, Ko V. Changes in the temporal and distance parameters of gait evoked by negotiation of curbs. *Aust J Physiother*. 2000;46(2):103–112.
- 73) Nonnekes JH, Talelli P, de Niet M, Reynolds RF, Weerdesteyn V, Day BL. Deficits underlying impaired visually triggered step adjustments in mildly affected stroke patients. *Neurorehabil Neural Repair*. 2010;24(4):393–400.
- 74) Moraes R, Allard F, Patla AE. Validating determinants for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain. *J Neurophysiol*. 2007;98(4):1928–40.
- 75) Chou LS, Kaufman KR, Brey RH, Draganich LF. Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait Posture*. 2001;13(1):17–26.
- 76) DA W. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3:193–214.

- 77) Iqbal K, Pai Y. Predicted region of stability for balance recovery: motion at the knee joint can improve termination of forward movement. *J Biomech.* 2000;33(12):1619–27.
- 78) Hof AL, Gazendam MGJ, Sinke WE. The condition for dynamic stability. *J Biomech.* 2005;38(1):1–8.
- 79) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志. 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. *バイオメカニズム.* 1992;11:22–33.
- 80) Chou L-S, Kaufman KR, Hahn ME, Brey RH. Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait Posture.* 2003;18(3):125–33.
- 81) Fozard JL, Vercryssen M, Reynolds SL, Hancock PA, Quilter RE. Age differences and changes in reaction time: the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *J Gerontol.* 1994;49(4):P179–89.
- 82) Thelen DG, Wojcik LA, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Alexander NB. Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1997;52(1):M8–13.
- 83) Lexell J. Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1995;50 Spec No:11–6.
- 84) Pijnappels M, Bobbert MF, van Dieën JH. Control of support limb muscles in recovery after tripping in young and older subjects. *Exp Brain Res.* 2005;160(3):326–33.
- 85) Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture.* 2002;16(1):1–14.
- 86) Weerdesteyn V, Rijken H, Geurts ACH, Smits-Engelsman BCM, Mulder T, Duysens J. A five-week exercise program can reduce falls and improve obstacle avoidance in the elderly. *Gerontology.* 2006;52(3):131–41.
- 87) Marigold DS, Eng JJ, Dawson AS, Inglis JT, Harris JE, Gylfadóttir S. Exercise leads to faster postural reflexes, improved balance and mobility, and fewer falls in older persons with chronic stroke. *J Am Geriatr Soc.* 2005;53(3):416–23.