



若年者および高齢者における歩行中の障害物跨ぎ動作の視覚運動制御

国宗, 翔

(Degree)

博士 (学術)

(Date of Degree)

2019-03-25

(Date of Publication)

2021-03-25

(Resource Type)

doctoral thesis

(Report Number)

甲第7377号

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/D1007377>

※ 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

若年者および高齢者における 歩行中の障害物跨ぎ動作の視覚運動制御

平成 31 年 1 月 17 日

神戸大学大学院人間発達環境学研究科

人間発達専攻 からだ系

131D201D 国宗 翔

目次

第 1 章 緒論	7
第 2 章 文献研究.....	10
第 1 節 歩行と障害物跨ぎ動作	10
第 2 節 障害物跨ぎ動作の視覚運動制御	12
第 3 節 障害物跨ぎ動作中の TC を決定する要因と加齢変化	15
第 4 節 跨ぎ動作中の姿勢安定性とその評価方法	23
第 5 節 跨ぎ動作中の姿勢安定性における視覚の貢献.....	26
第 3 章 検討すべき問題および本研究の目的	29
第 4 章 若年者と高齢者の歩行中における障害物を視覚認知する距離.....	32
第 1 節 障害物を視覚認知する距離が跨ぎの TC に与える影響	32
第 2 節 障害物跨ぎ動作の TC 決定における高齢者の下方視野の役割	42
第 3 節 障害物跨ぎ動作における Lead limb と Trail limb と関連性.....	52
第 5 章 若年者と高齢者の障害物跨ぎ動作の 姿勢安定性における視覚運動制御	58
第 1 節 若年者と高齢者における一連の障害物跨ぎ動作の姿勢安定性	58
第 2 節 接近中における視覚情報が障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性へ及ぼす影響.....	68
第 6 章 総括	78
参考文献	88

謝辭 104

用語の定義

本論文で用いる主要用語の定義は以下に示す通りである。

クリアランス (Toe Clearance)

障害物跨ぎ動作における，障害物前縁直上と足趾先端との垂直距離と定義する (図 1)。

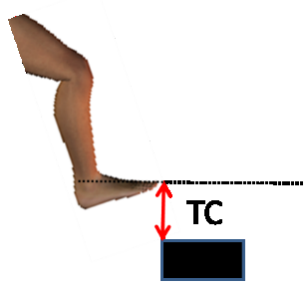


図 1 TC の分析

障害物跨ぎ動作

広義の跨ぎ動作には，浴槽の縁を跨ぐといったように静止した状態から比較的高い障害物を跨ぐ動作も含まれるが，本研究では，障害物跨ぎ動作を「歩行しながら，進路上にある段差・障害物を超える」動作に限定する。

視覚運動制御 (visuomotor control)

運動制御とは「運動の根幹的メカニズムを統制もしくは指揮する能力」と定義される (Shumway-Cook et al. 2011)。視覚運動制御とは，視覚を利用した運動制御を意味する。

中心視野と周辺視野

人間の視野は視線中心位置の周囲から上下方向に 130° 程度，左右方向に 200° 程度と報告されている。中心視野とはその中でも視対象が鮮明に認識できる中心範囲の 30° - 40° である。それ以外の部分を周辺視野と呼ぶ (樋口，建内 2015)。また，周辺視野の中でも上方部分を上方視野，下方部分を下方視野と呼ぶ。

姿勢安定性

歩行の安定性には、変動性や動揺性、規則性、対称性などが関与すると報告されている（小椋ら 2005; 牧浦ら 2010）。本研究における障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性は、身体の動揺性から評価する。

略語

本論文で用いる略語は以下に示す通りである.

TC	Toe clearance
LTC	Toe clearance of lead limb
TTC	Toe clearance of trail limb
TUG	Timed up & go test
STS	Sit to stand test
COM	Center of mass
COP	Center of pressure
RMS	Root mean square
RMSR	Root mean square ratio
VSM	Visuo-spatial memory

本論文の参考論文は以下の通りである。

【参考論文】

国宗翔, 原田信子, 岡田修一 (2016). 地域在住高齢者における 6 ヶ月間のウォーキングプログラムが体力と閉眼時の歩行に与える影響. *ヘルスプロモーション理学療法研究*, *5*(4), 191-197.

Kunimune, S., & Okada, S. (2017). The effects of object height and visual information on the control of obstacle crossing during locomotion in healthy older adults. *Gait Posture*, *55*, 126-130.

国宗翔, 岡田修一. 健常高齢者および若年者の歩行中の障害物跨ぎ動作における側方の姿勢安定性—3 軸加速度計を用いた検討—. *理学療法学*. in press.

Kunimune, S., & Okada, S. Contribution of vision and its age-related changes to postural stability in obstacle crossing during locomotion. *Gait Posture*, Under Review.

第1章 緒論

生物が移動するためには、常に変化し続ける環境へ適応することが求められる。人間だけでなく陸上に生息するすべての生物にとって、自身を取り巻く環境は変化の連続であり、環境の変化に合わせて運動を選択しなければならない。

2足歩行を行う人間にとって、視覚は多様な環境で移動していくために重要な役割を担っている (Higuchi 2013; Logan et al. 2010)。移動中においては、周囲の障害物に衝突しないよう回避行動を行う。進行方向に障害物を発見すると、「跨ぐ」か「迂回する」といった適応行動を行う。障害物の形状などにより動作の多様性が生じるが、日常的には「跨ぐ」という選択をすることが多い。このように、2足歩行中に障害物を跨ぐ生物は人間のみである。屋内外を問わず、人間の生活空間には段差や障害物が多数存在する。屋内であれば、転倒を防ぐためにバリアフリー化した住宅が増えてきているが、敷居などの1-2cmの小さな段差は多く認められる。また、屋外においては車道と歩道を隔てる段差、アスファルトの凹凸など大小さまざまな段差が存在する。よって、歩行中に障害物を跨ぐという動作は、年齢を問わず日常的に行われる適応行動といえる (Higuchi 2013)。以上より、障害物跨ぎ動作を安全に遂行するために必要な機能や運動制御を明らかにすることは、人間の移動についての知見を深めるために重要である。

一方、多様な障害物が存在する日常空間において、加齢に伴う転倒事故が増加している。我が国の地域在住高齢者における1年間の転倒発生率は約20%であり (金ら 2001; 新野ら 2003)、さらに転倒は高齢者が要介護状態に陥る原因として上位に位置付けられている (厚生労働省 2016)。高齢者が転倒すると、骨折などの外傷が生じて医療費の高騰に直結し、さらにその後の閉じこもり症候群へ関連するなど、大きな社会問題となっている (Finlayson and Peterson 2010; 長谷川, 安村 2008; 川上ら 2006; Rubenstein 2006; 鈴木 2003)。したがって、高齢者の転倒予防は喫緊の課題であり、地域での介護予防事業において盛んに実践されてきている。

高齢者の転倒は屋内外どちらでも歩行中に生じることが報告されており (川上ら 2006; Li et al. 2006; 吉本ら 2010)、その状況として「躓き」が最も多い (金ら 2001; Li et al. 2006; 新野ら 2003; Smeesters et al. 2001)。この躓きによる転倒を回避するために、高齢者にとって障害物跨ぎ動作はより重要な動作となる。障害物跨ぎ動作は片脚立位時間が長くなるため、歩行中のつま先高が低く (斎藤, 村木 2010)、両脚支持時間が長い高齢者

にとっては遂行困難な動作である (Galna 2009; Kovacs 2005). 実際に, 障害物跨ぎ動作を転倒リスク評価の一つにしている先行研究も報告されている (Shumway-Cook *et al.* 2007). したがって, 障害物跨ぎ動作についての運動制御を明らかにすることは高齢者の転倒予防にとっても重要である.

まず, 障害物跨ぎ動作にとって重要なことは視覚で障害物を発見し, 自身との位置関係を認識することである. これまで, 歩行中の視覚の重要性について報告した先行研究は多い (Hallemans *et al.* 2009a, 2009b, 2010; Higuchi 2013; Logan 2010). 歩行中における視覚の主な役割は, 姿勢維持, 誘導, 回避計画構築のために外的環境を把握することである (Logan *et al.* 2010). 障害物跨ぎ動作といった適応的歩行には, 障害物などの物体の形や運動を認識するために視覚がより重要な役割を果たす (Diaz *et al.* 2018; Hallemans *et al.* 2010; Higuchi 2013).

障害物を発見した後, 安全に跨ぎ動作を遂行するために歩幅の調節や Toe clearance (TC) の調節, 方向転換や停止といった歩行調節を行う (Crosbie *et al.* 2000; 中野ら 2010). これらの中でも, 障害物に接触して躓かないように十分な TC を確保することが最も重要である (Mohaghegh *et al.* 2004; Patla *et al.* 1997, 2004; 徳田, 齋川 2010). これまで, 障害物跨ぎ動作の視覚運動制御は主に TC を指標として検討されてきた. 先行研究では, 十分な TC を確保するために接近中の視覚情報が重要であり, 障害物の少なくとも 2 歩前まで障害物を注視し, feedforward 的に運動計画を構築していると考えられている

(Mohagehogh *et al.* 2004; Patla *et al.* 2002, 2004, 2006; Timmis and Buckley 2012).

しかし, これまでの先行研究は若年者を対象とした報告であり, 高齢者の障害物跨ぎ動作における TC 決定の視覚運動制御は明らかになっていない. 高齢者の日常的な移動や転倒予防の観点から, 跨ぎ動作遂行における接近中の視覚情報が担う役割を明らかにすることは重要であると考えられる.

ここで, 障害物跨ぎ動作は障害物の高さに比例して脚を高く拳上しなければならず, 姿勢の不安定性を招きやすいため, 身体の安定を優先し, 歩行速度を低下させ跨ぎ幅が小さくなる (Chou *et al.* 2001). 特に, 身体的な機能低下を有する高齢者にとっては転倒の危険性を伴う動作である (Kovacs 2006; 徳田, 齋川 2010). TC が十分確保できても姿勢が不安定であれば転倒してしまうため, 動作中における姿勢の安定が前提である. この安定した姿勢を持続させるためにも視覚が重要な役割を担うと考えられている (Mohagehogh *et al.*, 2004; Patla *et al.*, 2006). しかし, 障害物跨ぎ動作中における姿勢の安定に対する視

覚の貢献を実験的に明らかにした研究は見当たらない。身体機能の低下した高齢者は側方への不安定性を示すことが報告されており (Chou *et al.* 2003; Lee and Chou 2006; 松澤, 山本 2009), 若年者と高齢者で姿勢の安定における視覚の貢献は異なる可能性がある。したがって, 障害物跨ぎ動作における姿勢安定性とその加齢変化を明らかにし, それと関連する身体機能要因を検討することは, 高齢者の転倒予防にとって重要と考えられる。

以上より, 障害物跨ぎ動作では TC の確保と姿勢の安定が重要である。本論文では日常的に遂行する障害物跨ぎ動作における視覚運動制御について, TC と姿勢安定性に着目し, 若年者と高齢者の特性を明らかにしていく。また, その評価と結果は臨床現場や地域における転倒予防の取り組みに還元し, 転倒予防の一助となることが期待できる。

第2章 文献研究

障害物跨ぎ動作を安全に遂行するためには様々な要因が関係する。この章では、まず歩行と障害物跨ぎ動作を比較することで、障害物跨ぎ動作の特徴を述べる。

次に、障害物跨ぎ動作の中で重要となる TC の視覚運動制御と、それを評価する方法について先行研究から検討し本研究の目的および方法を定めることとする。また、TC を決定する要因について先行研究を基に概説し、考慮すべき関連要因を明確にする。

さらに、障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性における視覚の役割について、これまでの研究から概説する。そして姿勢安定性の評価方法について先行研究から検討して方法論を明確にしていく。

第1節 歩行と障害物跨ぎ動作

まず、歩行と障害物跨ぎ動作を区別するため、障害物跨ぎ動作の特徴について概説する。人間は歩行中に視覚、前底覚、体性感覚を利用して身体を安定させており、自身の周囲の環境に合わせてこれらの感覚系の利用比率を決定している (Fajen *et al.* 2013; Horak *et al.* 1990; Perry *et al.* 2001; Shumway-Cook *et al.* 2011)。歩行中の視覚の役割は navigation と avoidance であり (Logan *et al.* 2010)、進路上に障害物を発見すると視覚を主とした運動制御を行う。すなわち、歩行を環境に適応させることとなる (Higuchi 2013)。

障害物を発見した後、安全に跨ぎ動作を遂行するために歩幅の調節や TC の調節、方向転換や停止といった歩行調節を行う (Crosbie *et al.* 2000; 中野ら 2010)。障害物に対して最初に行う調節は、適切に跨ぎが遂行できるように歩幅を調節することである。歩幅調節には歩幅を拡大していく場合と、縮小していく場合に分けられ、若年者は主に歩幅の拡大、高齢者は主に歩幅の縮小を行う (中野ら 2010)。一方、Schulz (2012) は歩行中の障害物跨ぎにおいて、高齢者は歩隔を調節し歩幅を小さくすることで足部の位置をコントロールして小さな障害物を跨いでいることを報告している。また、歩幅調節は障害物の手前 5 歩以内から生じることや (Crosbie *et al.* 2000)、最終的に障害物直前の足部位置が TC に影響を及ぼすことが報告されている (Timmis *et al.* 2012)。

次に、TC を確保するための運動学的な strategy について述べる。歩行中の跨ぎ動作は、先に跨ぐ脚 (Lead limb) と、後方から引き込む脚 (Trail limb) で構成される (図 2-1)。

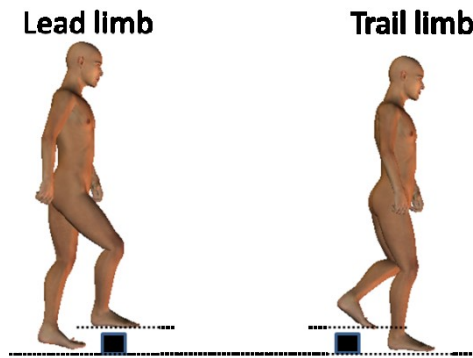


図 2-1 Lead limb と Trail limb の模式図

障害物跨ぎ動作では躓きを回避するために十分な TC を確保することが最も重要であり、通常の歩行よりも高く脚を拳上しなければならない。通常の歩行では地面とつま先の距離は加齢とともに低下がみられ、つま先高の最高点を 10 歳代と 80 歳代で比較すると男性で約 5 cm、女性で約 3 cm も差が認められる (大嶋ら 2002)。したがって、若年者と高齢者では、同じ高さの障害物でも高齢者の方が通常より高く脚を上げる必要があるため、高齢者の方が転倒リスクは高いと考えられる。その脚の上げ方は、遊脚下肢の関節を大きく屈曲させて対応する方法と、通常の遊脚相の軌道を上方にシフトさせて対応する方法がある (徳田, 斎川 2010)。また, Lu *et al.* (2006) は, 高齢者は若年者よりも股関節をより屈曲させる戦略を用いて慎重に TC を増大することを報告した。さらに, 高齢者は障害物高が増大しても, 若年者よりも関節角度成分の変更が少なく, 動作パターンは同じで各関節の角度をそれぞれ同程度増大させることを報告している。また, 阿江ら (1999) は若年者と高齢者の障害物跨ぎ動作を比較しており, 高齢者は股関節と足関節に, 若年者は膝関節に依存して障害物高の増大に対応していることを報告した。これらのことから, 高齢者は動作パターンの多様性が少なく, 身体の安定を最優先にすることが考えられている。

このように, 歩行動作と障害物跨ぎ動作では運動学的に異なることが多く, 神経制御も異なっている。徳田, 斎川 (2010) は, 障害物跨ぎ動作は自由歩行ほど定型的な運動にならず, 生体力学的な特性を明らかにすることは困難だと述べている。すなわち, 障害物跨ぎ動作の運動制御には様々な要因が関与すると考えられる。本論文では, 障害物跨ぎ動作に重要な視覚に着目し, TC および姿勢安定性に対する視覚運動制御を明らかにしていく。次節では, TC の決定に対する視覚運動制御について先行研究を基に概説していく。

第2節 障害物跨ぎ動作の視覚運動制御

Lead limb と Trail limb の跨ぎを安全に遂行するためには、障害物へ接近中に自身と障害物までの距離や、障害物の形状および高さを正確に認識する必要がある。したがって、障害物跨ぎ動作における TC は feedforward 的に制御されていると考えられている (Mohagheghi *et al.* 2004; Patla and Vickers 1997; Patla *et al.* 2002, 2004; Patla and Greig 2006; Timmis and Buckley 2012)。その障害物跨ぎ動作の運動制御には視覚が非常に重要である。

ここでは、障害物跨ぎ動作の視覚運動制御を検討する方法論について概説する。これまで、障害物跨ぎ動作の視覚運動制御について報告した先行研究は、Patla *et al.* (1996, 1997, 2002, 2004, 2006) の研究が挙げられる。まず、Patla and Vickers (1997) は障害物へ接近時の視線行動について検討している。その結果、物体が大きくなるほど障害を見つめ、また接近中に障害物を見ている時間が長いことから、跨ぐ下肢の軌道は feedforward 的に計画されることを報告している。次に Patla *et al.* (2002) は障害物へ接近中に片側の視野を遮断する課題を行い、接近中に片側のみの視覚入力であれば跨ぎ動作中に両目でも Lead limb の TC が増大することを明らかにした。すなわち、障害物へ接近中に両目で障害を視覚認知することが適切な Lead limb の TC のために必要と考えられる。次に Patla *et al.* (2004) は、視野を制限しない条件、下方視野のみ制限した条件、全視野を制限した条件で障害物跨ぎ動作を行い、全視野制限条件のみ、歩行速度が遅くなったことを報告している。さらに同条件では触覚情報を代償的に利用しようと立脚時間が長くなっていたが、複数回練習しても全視野制限条件では他の条件よりも TC が高いことから、視覚以外の感覚系では視覚の情報を補償できないことを報告した。Patla and Greig (2006) は障害物を認識させた後に、視野遮断条件で障害物を跨ぐ課題を行った。障害物を近づきながら見た場合と静止しながら見た場合というように、障害物の認識と記憶方法を変化させ、その後の障害物跨ぎ動作に及ぼす影響を検討している。その結果、障害物跨ぎ動作における成功率は視野が遮断された場合でも前者の条件で有意に高いことを報告している。以上のことから、障害物跨ぎ動作の視覚運動制御には接近中の視覚情報が重要と考えられる。

一方、Mohagheghi *et al.* (2004) は若年者 10 名に障害物跨ぎ動作を行わせ、障害物の 2-4 歩手前をアプローチ区間とし、Lead limb の跨ぎ区間、Trail limb の跨ぎ区間それぞれに対して視野を全遮断する条件を組み合わせ、Lead limb や Trail limb の跨ぎについての視覚運動制御を検討した。その結果、Lead limb の TC には上述したようにアプローチ

フェイズ、言い換えれば接近中の視覚情報が重要であることを明らかにした。これは、障害物の 2-3 歩前から跨ぎ動作中の下肢の動きは計画されており、障害物を跨ぐ際には実際の足部位置を見なくても視覚的記憶から関連づけた運動を遂行できることを示唆している。また、Lead limb は接近中の視覚的記憶に併せて動作中の情報も利用して調節する on-line 制御でもあり、Trail limb の TC は on-line でなく接近中の視覚情報と Lead limb の運動結果より導かれることを示した。

また、接近中から周辺視野を遮断した研究も散見される (Buckley *et al.* 2011; Graci *et al.* 2010; Timmis and Buckley 2012)。Graci *et al.* (2010) は中心視野制限、周辺視野制限など 4 条件で障害物跨ぎ動作を行い、周辺視野を制限されれば安全に障害物を跨げないことを明らかにした。また、周辺視野の中でも特に下方視野より外的情報を獲得していると述べ、下方視野が制限されれば障害物の位置が分からないため、遠い足部位置から踏み切って TC を高くすると報告している。Timmis and Buckley (2012) は障害物跨ぎ動作において、接近中に下方視野を遮断する実験的研究を行った。視野遮断条件は障害物の 2 歩手前、障害物の 1 歩手前、視野遮断なしの 3 条件である。その結果、障害物の 2 歩手前で下方視野が遮断された場合に TC が増大したことを報告している。すなわち、最も下方視野の情報を必要とするタイミングは障害物へ接近中の中でも、障害物 2 歩手前の立脚時であり、その情報を利用して障害物直前の足部位置を調節することが明らかとなった。よって、適切な Lead limb の TC を獲得するためには障害物直前の足部位置、すなわち障害物と足部との位置関係を知る必要があると考えられる。

しかし、これらの先行研究は、若年者が障害物を跨ぐ場合の戦略である。高齢者を対象とした、障害物跨ぎ動作における視覚情報の関与を検討した先行研究は見当たらない。また、高齢者では下方視野が重要であるのか、上方視野を含めた全視野が重要であるのかも不明である。Shumuway-Cook *et al.* (2007) は加齢とともに開眼および閉眼での障害物跨ぎ歩行速度が低下することを明らかにした。また、Paquette *et al.* (2010) は歩行中の障害物の出現に対して若年者と高齢者の回避反応時間を比較したところ、高齢者は若年者よりも長く地面を注視していることが明らかにした。これは視覚刺激に対して迅速な対応ができないために、姿勢を安定させることを第一に優先することで地面に視線を向けていると考えられている。さらに若年者と高齢者を対象に歩行中の眼球運動を評価した先行研究では、若年者に比べ高齢者の方が眼球の移動軌跡が長くなったこと (岩月, 室賀 1992) や、高齢者の方が下方長く地面を注視していることを報告している (伊藤, 福田 2004;

Paquette *et al.* 2010). また、高齢者は姿勢保持について相対的に視覚に依存的であること (Lord 2006; van Hedel and Dietz 2004) に加え、自身の位置知覚能力が低下すること (齋藤ら 2010) が報告されている。さらに加齢により脳の feedforward 機能は低下し (Nordahl *et al.* 2006), 適応計画の構築に時間を要す (Ulga *et al.* 2015) ことが報告されている。

以上のことから、加齢とともに障害物跨ぎ動作における視覚の担う役割が大きくなると考えられる。障害物跨ぎ動作において、高齢者は若年者と異なる視覚情報の利用の仕方での運動計画を構築する可能性がある。まずは若年者と高齢者を対象に、障害物へ接近中に視野を遮断した後の TC を分析することにより、障害物跨ぎ動作の TC に対する視覚運動制御の加齢変化を検討する。

また、若年者の障害物跨ぎ動作においては、下方視野で自身の足部位置や下肢軌道、障害物との位置関係を認識していると報告されている (Buckley *et al.* 2011; Graci *et al.* 2010; Timmis and Buckley 2012)。しかし、高齢者の障害物跨ぎ動作における下方視野の役割は明らかになっていない。周囲の環境の知覚は周辺視野からの情報により行われる (O'Connell *et al.* 2017; Raffi *et al.* 2014)。高齢者は中心視野からの情報に依存しやすく、周辺視野の情報処理能力は低下する (O'Connell *et al.* 2017; Saftari and Kwon 2018) ために動作中は下方を注視することが多くなる (伊藤, 福田 2004; Paquette *et al.* 2010; Saftari and Kwon 2018)。したがって、高齢者は障害物跨ぎ動作における下方視野の役割が若年者と異なる可能性があるため、それを明らかにする必要がある。よって、障害物へ接近中に下方視野のみ遮断する場合と、視野を全遮断する場合の TC への影響を比較することで、高齢者の障害物跨ぎ動作の TC 調節における下方視野の役割を検討する。

以上より、本実験では障害物跨ぎ動作の視覚運動制御を明らかにするために接近中に視野を遮断する実験を行う。なお、視野の遮断は視野全遮断および下方視野遮断の 2 種類の遮断条件を行うこととする。視野遮断は 2 歩前に視野遮断, 1 歩前に視野遮断, 開眼の 3 条件とする。高齢者を対象とするため、転倒には十分注意が必要であり、転倒予防ハーネスを用いて安全を確保する。視覚に依存している高齢者では視野遮断に対して恐怖心を抱き、それが TC に影響する可能性があるため、転倒恐怖心の聴取は必須である (本章 2-7)。ここで、視野を遮断する実験では専用のゴーグルを装着する必要がある。Timmis *et al.* (2015) は視野遮断の実験では、視野遮断がなくとも、ゴーグルをつけること自体が適応歩行に影響を及ぼす可能性があるとして述べている。よって、視野に制限がない試行でもゴー

グルは装着しておく必要がある。

また、川見ら（2011）は、跨ぎ動作中も常に障害物を注視している条件では、前方を注視している条件に比べて TC が低下しており、身体の不安定性も小さいことを明らかにしている。さらに、歩行路上の障害物に対しては、進行方向を変化させつつ接近しながら多面的に見ることで、対象物の寸法の特徴および移動中の身体運動と障害物との関係をより立体的かつ適切に認識することができ、跨ぎ動作時の精密な運動制御の向上に寄与することが明らかになっている（藤澤ら 2009）。これらの知見は、できる限り具体的に障害物の形状や空間的な位置関係を認識できれば、効率の良い跨ぎ動作ができることを示唆している。しかし、日常生活のあらゆる場面では、進行しながら障害物を跨いだ後にそのまま歩行を継続することが多く、また、周囲の変化する環境に対して適応しなければならない。よって、常に障害物を注視することや多方向から障害物を観察することは日常的な状況とは言えない。以上より、接近中に視覚を利用して、進行方向に存在する障害物の特徴を認知することが躓きの予防に貢献すると考えられる。本研究では直線的な歩行路における障害物跨ぎ動作を課題とし、下方視野のみ遮断する条件を含む実験では前方を見て歩行するように指示することで、障害物の注視時間を調整する。歩行速度については TC に影響を及ぼさないこと（Draganich *et al.* 2004）が明らかになっており、本研究では先行研究（Mohaghegh *et al.* 2004; Patla and Vickers 1997; Timmis and Buckley 2012）を参考に、実験中の歩行速度は快適速度とした。

第 3 節 障害物跨ぎ動作中の TC を決定する要因と加齢変化

障害物跨ぎ動作の TC に関しては様々な報告がある。Chou *et al.*（1997）は若年者を対象に障害物跨ぎ動作時の TC を測定したところ、障害物の高さによらず、約 15cm だったことを報告している。また、阿江ら（1999）は障害物を跨ぎ超える場合の TC は、年齢に関わらず 10–15cm が安全圏であることを報告している。Chen *et al.*（1991）も TC は年齢に影響を受けないと述べている。一方、高齢者は障害物の高さが 8 cm 以上になると跨ぐことが困難になり、安全のため TC を大きくし、跨ぎ速度は低下することを示した報告もある（Kovacs 2005）。さらに、若年者と高齢者の障害物跨ぎ動作中の下肢運動を分析した Lu *et al.*（2006）は、高齢者の方が若年者よりも股関節屈曲角度を大きくして TC を増大させることを報告している。一方、松澤ら（2011）は障害物が下肢長の 20% のときに

最も TC が大きくなることを報告しており、TC の大きさについて一致した知見は得られていない。共通した見解は、障害物の位置や自身との位置関係の認識が不十分であれば、障害物との接触を回避するために TC が大きくなるということである。

上述した、接近中および動作中における下方視野からの視覚情報による TC の調節は Lead limb のものである。Trail limb は視野に入らない運動であるため、動作中に視覚で調整することができない。したがって、Trail limb の運動は障害物に接近中に構築した運動計画や Lead limb の運動 feedback に基づいて、固有感覚情報や記憶に依存した運動を遂行していると考えられている (Draganich and Kuo 2004; Haijhem *et al.* 2014; Mohagheghi *et al.* 2004; Patla *et al.* 2004; Mohagheghi *et al.* 2004)。したがって、Lead limb および Trail limb の運動には関連性があると考えられる。先行研究において、歩行中の跨ぎ動作における Lead limb と Trail limb に関して、Trail limb の方が TC は低くなるとした報告がある (Patla *et al.* 2004; 齊藤ら 2010)。また、開眼時には Lead limb と Trail limb の TC の相関関係にばらつきがあり、それぞれが独自の運動制御であるとした報告がある (Patla *et al.* 1996, 2004)。したがって、Lead limb と Trail limb の運動の関連性には若年者を対象としても一致した知見が得られていない。さらに、加齢に伴って運動のイメージが困難になること (山田ら 2007) や固有感覚の低下 (Deshpande *et al.* 2003) から、Lead limb と Trail limb の運動の関連性に加齢の影響があると考えられるが、高齢者では検討されていない。よって、障害物跨ぎ動作における Lead limb と Trail limb の関係性やそれぞれの運動制御については更なる検討が必要である。

ここで、TC の大きさには様々な要因が関与することが報告されている。Lead limb と Trail limb の関係性には、それらが影響している可能性がある。以下では、TC を決定するための要因について先行研究より検討する。

障害物跨ぎ動作における TC を決定する要因として、筋力 (阿江ら 1999)、移動能力 (Deshpande *et al.* 2011; Kovacs 2005; Shumway-Cook *et al.* 2007)、位置知覚能力 (Patla *et al.* 2004; 齋藤, 村木 2010)、視覚機能 (Black *et al.* 2014; Logan *et al.* 2010; 森田ら 2010; Patla and Vickers 1997; Shumway-Cook *et al.* 2007; Timmis and Buckley 2012)、障害の高さ (Chou *et al.* 1997; Kovacs 2005; 松澤ら 2011; Rietdyk and Rhea 2011)、記憶 (Haijhem *et al.* 2014; Lajoie *et al.* 2010, 2012) や注意機能 (Caetano *et al.* 2017; Lo *et al.* 2015)、転倒経験および恐怖感 (Uemura *et al.* 2011; McKenzie and Brown 2004; 相馬ら 2011; 徳田, 齋川 2010; Young *et al.* 2012) が考えられる (図 2-2)。本論

文では TC の決定に関係するこれらの要因を考慮して研究方法を決定する。

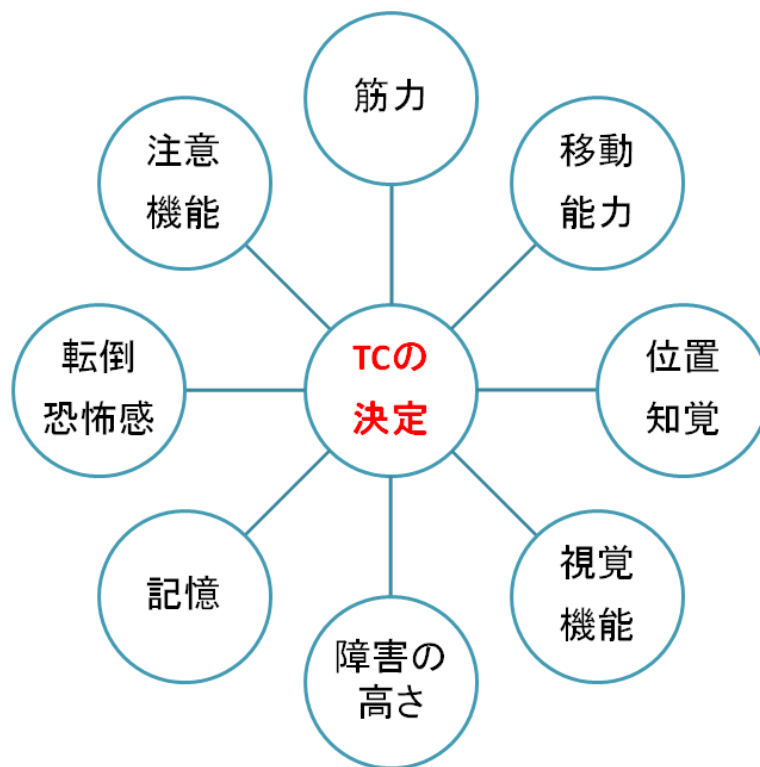


図 2-2 TC を決定する要因

2-1. 筋力と移動能力

まず、障害物跨ぎ動作には下肢筋力や移動能力が影響すると考えられている。これらは加齢とともに低下を認める要因である。Deshpande *et al.* (2011) は 720 人の高齢者に対して、歩行中の障害物跨ぎ動作を含む適応歩行に、感覚運動能力や心理社会能力がどの程度影響するかを検討した。その結果、歩行中の障害物跨ぎ動作の歩行速度には下肢筋力(膝伸展筋力)との関連を認めたことを報告している。また、先述したように、障害物跨ぎ動作は片脚支持で姿勢を保持しなければならないため、片脚立位でも上体を安定させられる下肢筋力および体幹の筋力が必要である (Kovacs,2005)。また、高齢者は移動能力が低下し、歩行速度の低下、歩幅の短縮、両脚支持期の延長、歩行時のつま先高の低下などが報告されている (出村ら 2012; Galna *et al.* 2009; Kovacs 2005; 大嶋ら 2002; Shumway-Cook *et al.* 2007)。歩行能力が低ければ、適応歩行の能力も低いため、対象者

の下肢筋力や歩行能力を評価する必要がある。移動能力を評価できる代表的な方法は Timed Up and Go test (TUG) であり、日常生活自立度や転倒リスクのカットオフ値が報告されている (Shumway-Cook *et al.* 2000)。相馬ら (2014) は TUG の所要時間が短い高齢者ほど 10m 障害物歩行遂行能力が高いことを明らかにしている。したがって本研究における移動能力の評価は TUG を使用することとする。

また, Caetano *et al.* (2017) は大腿四頭筋の筋力が歩行の適応性と関連していると報告している。ここで, Sit To Stand test (STS) は下肢筋力と相関があることや, 高齢者の自立した生活に必要な下肢機能評価に有効と報告されており, 体力測定などに用いられている (Guralnik *et al.* 1995 Newcomer *et al.* 1993; Seeman *et al.* 1994)。したがって本研究での下肢機能評価に STS を採用する。

2-2. 位置知覚能力

次に, 位置知覚能力について検討する。障害物跨ぎ動作中は下肢の軌道を注視しないため, 下肢の固有感覚や周辺視野の情報を利用して TC を調整していると考えられている

(Chou *et al.* 1997; Novak and Deshpande 2014; Patla and Greig 2006)。特に Trail limb は視野に入らないため, 固有感覚情報に依存した運動制御となる (Mohaghigh *et al.* 2004)。斎藤, 村木 (2010) は若年者と高齢者に障害物跨ぎ動作を行わせ, 障害物をまたぐ際に自分が足を上げたと思う高さを提示させた。その結果, 高齢者は知覚した足の高さと実際に上げた高さの差および高さのばらつきが大きくなることを報告した。また, 静止立位で 5 cm と 10 cm の高さをノギスで提示し, 提示した高さと思われるところまで足元を見ずに足を挙上する課題では, 若年者よりも高齢者で足を高く上げることが明らかになっている。したがって位置知覚能力は加齢により低下することが考えられる。

また, 障害物跨ぎ動作における足部の位置には感覚機能が影響すると報告されている (Deshpande *et al.* 2011)。空間的な位置知覚には視覚, 固有感覚と前底覚が必要であり, 動作や環境に合わせてこれらの感覚系の利用比率を変化させることが重要であると考えられている (Horak *et al.* 1990; Ivanenko *et al.* 2011; Shumway-Cook *et al.* 2011)。これらの一つでも機能低下があると, 残存している感覚系に依存してしまうため, 高齢者は固有感覚能力の低下に伴い相対的に視覚系に依存する (Lord 2006)。これは立位姿勢における重心動揺の軌跡長を測定し, 開眼と閉眼の比 (ロンベルグ率) を算出することで明らかになる (永田ら 2001)。Lord *et al.* (2006) や鷺見ら (1988) はロンベルグ率が 60 歳代

以降に大きくなることを示している。

よって、高齢者を対象とする場合に、下肢の位置知覚や姿勢保持における視覚の依存度を検査する必要がある。本研究では斎藤ら（2010）の方法と重心動揺のロンベルグ率を採用した。

2-3. 視覚機能

障害物を跨ぐ際の TC を決定する要因の一つに視覚機能が挙げられる。ここでは、視力、視野、対象との距離の把握といった空間知覚能力（Logan *et al.* 2010）について述べる。視覚の加齢変化については、視野の狭小化、視力の低下が挙げられる。これらは眼球そのものの構造に生じる多様な退行性変化や、疾患に起因するものとされる。一般的に視野が失われ、視力が低下し、視覚のコントラストが低下すると、輪郭や奥行き知覚の問題を生じる原因となる（Shumway-Cook *et al.* 2009; 岡嶋 2010）。Black *et al.*（2014）は、高齢者においてコントラストの知覚が歩幅や回避行動に影響を及ぼすと報告している。また、森田ら（2010）は、高齢者は若年者に比べて色と形の特徴を統合するのに長時間を要することを明らかにした。この結果から、高次の視覚機能の一つである統合機能が加齢により低下することが考えられている。

これらの視覚機能低下は、姿勢制御にも影響を与える。塩田、池田（2008）は、視覚情報は環境に対する身体の位置情報を伝達することで身体運動のための四肢のコントロールに重要であるとし、高齢者ではこれらの機能が低下することが転倒に起因すると述べている。また、Saftari and Kwon（2018）は加齢による視覚機能の低下と転倒との関連をレビューしており、周囲の環境知覚が転倒予防に重要であることを示している。Higuchi（2013）も移動には周囲の環境知覚が必要であると述べており、人間の適応歩行にとって視覚機能は重要と考えられている。

一方、視線の動きにより TC が変化することが報告されている（川見ら 2011; Patla *et al.* 1997; Ulgo *et al.* 2015）。障害物跨ぎ動作においては特に下方視野が重要とされており（Graci *et al.* 2010; Timmis and Buckley 2012）、高齢者では視線は下方に集中すること（Menant *et al.* 2009; O'Connell *et al.* 2017; Paquette and Vallis 2010）が報告されている。

したがって、対象者の視覚機能には留意しなければならない。また若年者でも視力低下者は存在するため、視力の聴取は必要となる。本研究では先行研究（Chen *et al.* 1991;

Mohaghegh *et al.* 2004; 中野ら 2010; Paquette and Vallis 2010) を参考に、対象者は日常的に屋外歩行を実施し視覚的困難感を持たないこと、緑内障などの視覚機能に関連する病歴がないこととし、コンタクトレンズによる視力矯正は問わないこととする。

2-4. 障害物の高さ

障害物の高さも TC に影響があると考えられている。これまで、障害物跨ぎ動作を課題とした先行研究では様々な障害物の高さが使用されている。Mohaghegh *et al.* (2004) は 4, 10, 18, 22, 30cm の障害物を用いた障害物跨ぎ動作を評価し、Lead limb と Trail limb の TC についてどちらも障害物の高さに影響を受けると報告した。松澤ら (2011) は下肢長に対する比率で障害物の高さを設定し、下肢長の 20% で最も TC が大きくなることを示した。さらに、高齢者は障害物の高さ 8 cm 以上の障害物は跨ぐことが困難になるため、TC を大きくして動作速度が遅くなることが報告されている (Kovacs 2005)。一方、Timmis and Buckley (2012) は 6cm と 10cm の 2 種類の障害物の高さによる TC の変化は認めないとしている。Chen *et al.* (2001) は 2.5, 5.1, 15.2cm の高さの障害物を用いて測定しており、TC は年齢や障害物の高さによらないことを報告している。徳田ら (2010) も障害物の高さによる TC の変化には一貫した見解がないとしているが、人間はエネルギーコストの最適化よりも、安全性の確保が優先と述べており、障害物の高さによらず、ある程度一定の TC を維持することを支持している。また、障害物が大きくなればなるほど障害物を見ている時間が長くなることが明らかになっており (Patla *et al.* 1997)、先述したように視線が TC を変化させる可能性がある。一方、Rietdyk *et al.* (2011) は障害物の構造により歩行調節が変化することを報告している。また、大内ら (2012) は障害物にビニールテープを貼付して視認性を高くすると TC が高くなることを明らかにした。

以上より、跨ぎ動作を測定、評価する先行研究では利用する障害物の高さは一定でなく、障害物の高さによる TC の違いも一貫していない。障害物跨ぎ動作における視覚運動制御を明らかにするには、日常的に遭遇する障害物の高さを用いることが望ましい。Chou *et al.* (2001) は若年者に障害物跨ぎ動作を行わせ、障害物の高さは 2.5, 5, 10cm の 3 種類を用いている。以上より、本研究では日常生活上存在する 10cm までの障害物を用いて障害物の高さの影響を検討することとする。また、遠くからでも視認できるよう、赤く着色することとする。

2-5. 記憶

また、記憶について検討する。Heijhem *et al.* (2014) は若年者を対象に、実際に障害物を跨ぐ課題を行わせた後に、障害物を思い出して跨ぐ課題を行わせ、跨ぎ課題失敗率を調べた。その結果、Trail limb で失敗率が高いことが明らかとなり、物体を思い出しても四肢の運動を思い出すわけではないことを指摘し、Trail limb は障害物の記憶と現在の四肢の位置知覚が組み合わせられ導かれると報告している。Lajoie *et al.* (2012) は、障害物の形状や位置は視覚情報や跨ぎ運動により記憶され、その記憶に基づいて運動計画を構成することができるかと述べている。塩田ら (2006) は障害物を 5 秒間視覚的に記憶した直後に跨いだ場合と 15 秒後に跨いだ場合を比較しており、記憶から動作に移る時間が短い方が適応的に跨げることを報告している。したがって、記憶の中でも、視覚系によって認知される対象やその位置についての情報を蓄積するワーキングメモリの機能が重要となると考えられる。

ワーキングメモリとは作動記憶や作業記憶とも呼ばれ、「広範な認知活動における認知的処理と処理されている情報の保持の両者に関与するシステム」と定義される。すなわち、情報の保持の機能に加えて処理を行うという active な記憶である (Baddeley 2000, 2003; 三村ら 2003)。Baddeley (2000) のモデルでは、ワーキングメモリは 3 つのサブシステムから成ると仮定されており、中央実行系の調節のもと、音韻ループ、視空間記銘メモ、エピソードバッファの 3 つの従属システムの存在を示している。また、視覚的ワーキングメモリは視覚情報の一時的保持を行う視空間メモと、その処理を行う中央実行系が機能することによって、視覚情報の並列的な保持と処理を行うとされる (Baddeley 2000; Maki *et al.* 2010)。したがって、障害物跨ぎ動作において障害物の視覚的な情報の保持は TC の確保に重要であり、視覚的ワーキングメモリが関与すると考えられる。この視覚的ワーキングメモリの機能は加齢により低下することが報告されており (Baddeley 2003; Kumar and Priyadarshi 2013)、LTC と TTC の関係性に寄与すると考えられる。この評価には、Maki *et al.* (2010) が作成したプログラムを用いる。画面に現れる数字項目の場所や順番を記憶した後に、数字項目を順番に回答する方法を用いて視覚的ワーキングメモリ (VSM) を評価することが可能である。

2-6 注意機能

障害物跨ぎ動作の TC には注意機能が影響することが報告されている (Caetano *et al.*

2017; Harley *et al.* 2009; Kovacs 2005; Lo *et al.* 2015). Lo *et al.* (2015) は跨ぎ動作前後で視覚的注意を払う課題を提示し、障害物の後方に視覚課題を与えた時に Trail limb の TC が減少したことから、Trail limb の TC には注意の分配能が影響していることを示唆した。さらに Harley *et al.* (2009) も障害物跨ぎ動作には注意の分配が必要だと述べており、加齢により注意の容量が減少することで姿勢保持と下肢の拳上に対する注意配分が不十分になることから、跨ぎ動作が不安定になるとしている。

注意機能を評価する方法として、Trail Making Test (TMT) が挙げられる (広田ら 2008; 元島ら 2014; 下田ら 2012)。TMT は注意機能の中でも主に注意の選択機能の評価として用いられている。選択機能は選択性と分配性の2つに分けられ、一般的には TMT-A が選択性注意、TMT-B が分配性注意の課題とされている。したがって、障害物跨ぎ動作で重要となる注意の分配性については TMT-B を用いて評価する。

2-7. 転倒経験および転倒恐怖感

最後に、転倒経験と転倒恐怖感について述べる。Uemura *et al.* (2011) は高齢者の転倒経験の有無により障害物跨ぎ動作における姿勢制御が異なることを示している。また、Uiga *et al.* (2015) は転倒経験により視線移動が早くなり、また運動計画に時間を要すると述べている。さらに転倒経験者はバランス能力や筋力が低下している (金ら 2011; Lee and Chou 2006) ことから、障害物跨ぎ動作における TC に関連すると考える。本研究では歩行中に視野に対する外乱を加えるため、転倒経験者には転倒危険性が高い。したがって、本研究における対象者は過去半年以内に転倒経験がないことを条件とした。

Scheffer *et al.* (2008) は転倒恐怖感についてレビューし、転倒恐怖感をもつ高齢者は身体機能や心理的機能に低下を認め、QOL が低いことを報告した。同様に坂本, 大橋 (2013) も転倒恐怖感が身体機能を低下させパフォーマンスを低下させることを指摘している。また、Caetano *et al.* (2017) は転倒恐怖感が障害物跨ぎ動作などの歩行の適応性に影響すると述べている。さらに McKenzie and Brown (2004) は狭い歩行路などの身体が不安定になるような環境で障害物跨ぎ動作を行い、高齢者は恐怖心が大きくなると跨ぎ速度が著明に低下することを示した。一方、障害物を跨ぐ際の視線の動きにも転倒恐怖感が影響することが報告されている (Brown *et al.* 2006; Young and Hollands 2012)。これまで、転倒恐怖感が TC に及ぼす影響は報告されていないが、先述したように視線の動きにより TC は変化する可能性がある。したがって、本研究では視野遮断に対する恐怖心を聴取しなけ

ればならない。

第4節 跨ぎ動作中の姿勢安定性とその評価方法

障害物跨ぎ動作において、姿勢の安定は重要である。これまでに、様々な方法で障害物跨ぎ動作中の姿勢の安定性が検討されてきた。本節では先行研究を基に障害物跨ぎ動作における姿勢安定性とその評価方法について概説する。

Hsu *et al.* (2010) や Lee and Chou (2006), Novak *et al.* (2014) は3次元動作解析機や床反力計を利用して Center of Mass (COM) と Center of Pressure (COP) の位置関係から障害物跨ぎ動作中の姿勢の安定性を検討している。COM の下方から COP が逸脱するほど COM に作用する COP と反対方向への加速度は大きくなり、姿勢が不安定になる可能性がある。Huang *et al.* (2007) は、高齢者は若年者よりも障害物跨ぎ動作中に側方の COM と COP 角度が小さいことから、跨ぐ脚が遊脚相の間、余裕をもってコントロールできていることを示した。そして障害物の高さが高くなるほど、COP と COM の位置は近くなり、身体の安定性を高めていることを明らかにした。一方、Lee and Chou (2006) は健常高齢者とバランス能力が低下した高齢者を対象に障害物跨ぎ動作を行わせ、跨ぎ動作中の COM と COP の角度を分析している。その結果、バランスの低下した高齢者では、側方への COM と COP の角度が有意に大きく、側方への不安定性があることを示した。また、歩行速度は姿勢不安定性に影響を与えないことを報告している。さらに、Chou *et al.* (2003) は健常高齢者とバランス能力の低下した高齢者を対象に障害物跨ぎ動作における側方の姿勢安定性について検討しており、後者の方が側方への COM の変位が大きくなることを示した。これは遊脚下肢を時間をかけてコントロールするために骨盤を側方移動するためだと述べている。Novak and Deshpande (2014) は若年者と高齢者の障害物跨ぎ動作を比較し、高齢者は視覚情報が不十分な跨ぎ動作において側方への COM の変位が大きく、不安定性が増大すると報告している。すなわち、高齢者が障害物を跨ぐ際には側方へ動揺する場合としない場合があるが、機能低下がある高齢者ほど側方へ動揺する可能性がある。また、松澤ら (2011) は健常成人を対象に障害物跨ぎ動作を行い、3次元動作解析機を利用して頭部・胸郭・骨盤の位置関係を検討し、骨盤の傾斜、胸腰椎の側屈が障害物跨ぎ動作に大きく関与していることを報告した。Park *et al.* (2013) は床反力計を用いて、高齢者が障害物を超える際の立脚側の COP 変位時間を測定することで動的バランス

の優劣を検討している。

以上より、障害物跨ぎ動作における姿勢安定性は COP と COM の少なくともどちらか一方を測定することで検討されている。障害物跨ぎ動作は急激に側方への加速度が生じる動作 (松澤, 山本 2009) であり, TC の調整も側方への重心変位が関与すると考えられる。しかし, これまでに障害物へ接近する区間, Lead limb の跨ぎ, Trail limb の跨ぎの区間ごとに姿勢不安定性を検討した報告は見当たらない。若年者, 高齢者ともに, どの区間で姿勢の安定性が損なわれるかを検討することは転倒予防にとって意義があると考えられる。

しかしながら, 3 次元動作解析器は高価で測定に十分な時間と測定空間を要するため, 臨床現場での評価や大規模調査には向いていない。今後, 地域住民に対する調査や大規模研究において障害物跨ぎ動作における姿勢安定性評価を行う場合, より簡便な方法が必要である。ここで, 3 軸加速度計は小型で身体に直接装着が可能であり, 動作を拘束しない。また低価格で使いやすく, 持ち運びが容易なため実施環境に制限されず, 計測に要する時間が短いなど, 臨床場面での歩行の姿勢安定性評価における有用性が期待されている (Iosa *et al.* 2014; 香川 2010; Sekine *et al.* 2013)。3 軸加速度計は主に歩行の安定性評価に使用されているが, 跨ぎ動作の安定性評価に使用した報告は見られない。Menz *et al.* (2003) は 3 軸加速度計を用いて不整地歩行における身体の安定性を検討している。したがって, 3 軸加速度計は直線的な歩行路における跨ぎ動作の姿勢安定性評価への利用も可能だと考えられる。

これまで, 3 軸加速度計を用いた歩行の安定性評価が多く報告されている。土井ら (2016) は 3 軸加速度計を用いて地域在住高齢者 989 名の歩行を評価し, 歩行時の体幹加速度から自己相関係数や harmonic ratio を算出し, 転倒リスクとの関連性を示した。そのうえで, 3 軸加速度計は歩行の安定性評価に有用であると述べている。一方, 歩行中における体幹の安定性を評価する指標として Root Mean Square (RMS) が最も利用されている (Iosa *et al.* 2014; 香川 2010; Menz *et al.* 2003; Sekine *et al.* 2013; 山田ら 2006)。RMS とは, 加速度波形の振幅の程度を表す指標である (図 2-3)。体幹加速度の RMS が大きくなれば体幹の動揺性が大きいと考えられ, 高齢者にとっては転倒リスクの増大を意味する (Iosa *et al.* 2014)。Henriksen *et al.* (2004) は 3 軸加速度計より算出した RMS を利用した歩行分析における信頼性の検証をしており, RMS は歩行の安定性評価に有用としている。ここで, Moe-Nilssen (1998) は実際生活の多様な環境変化における歩行の安定性について 3 軸加速度計を用いて評価し, RMS が歩行速度と相関していることを報告した。Iosa *et*

al. (2014) と Menz *et al.* (2003) は RMS と歩行速度は関連があり，指数関数的関係をもつと報告している．これを受けて牧浦ら (2010) は RMS を歩行速度の 2 乗で正規化している．

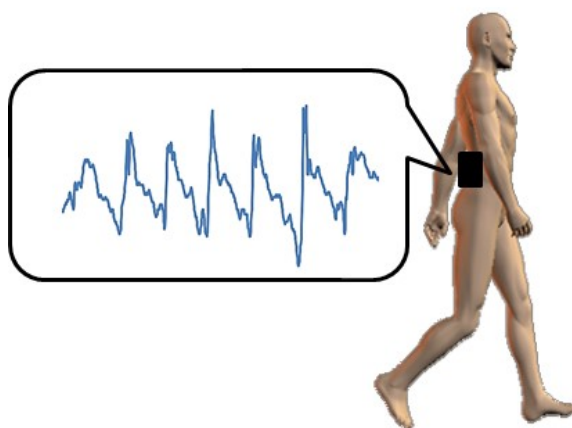


図 2-3 前後方向の加速度波形のモデル

ここで，Sekine *et al.* (2013) は歩行異常により歩行周期に変化が生じることから，歩行速度に依存しない指標が必要だとして，RMS ベクトルに対する各方向成分の比を求める RMS ratio (RMSR) を提案しており，側方の姿勢安定性評価が可能だと述べている．RMSR は体幹の動揺全体における一方向の動揺比を示すため，動揺の質的指標と考えられるており，RMS は動揺の量的指標と言える．Terrier and Reynard (2015) は 20 歳から 69 歳までの健常者を対象者に，トレッドミル上での歩行分析に RMSR を用いており，40 歳を超えると側方への不安定性が増大することを示した．また，Reynard and Terrier (2015) は 20 歳から 69 歳までの健常者を対象に，トレッドミル上で視野を遮断した状態で歩行を行わせ，RMSR を評価している．その結果，年齢に関わらず視野を遮断しても絶対的に安全であれば，身体は比較的安定して歩行できることを示した．これは，視覚以外の感覚を代償的に利用することで身体の安定を維持していることを示唆している．

以上より，近年では RMSR を用いた歩行分析が行われている．RMSR は側方の分析にしか用いられないが，障害物跨ぎ動作は側方への不安定性が生じる動作 (松澤ら 2009) であり，歩行時でも転倒リスクのある高齢者は側方への不安定性があることが明らかになっている (Maki and McIlroy *et al.* 2006; 建内ら 2006)．したがって，側方の安定性評価

となる RMSR は本研究の評価指標として適切と考える。

よって、本研究では 3 軸加速度計を用いて側方の RMS, RMSR を算出することで姿勢安定性を評価することとした。また安全な動作遂行のためには、障害物を跨ぐ場面だけでなく、障害物への接近、Lead limb の跨ぎ、Trail limb の跨ぎといった一連の動作を通して姿勢が安定していることが必要である。これまで、一連の障害物跨ぎ動作における姿勢安定性を検討した報告はない。したがって、Lead limb の跨ぎ運動計画が確立される障害物より 2 歩前からの分析が必要となる。本研究では RMSR を算出することで動作中の身体の安定性を検討し、また、各 구간での RMS を算出することで 구간ごとの身体動揺量を検討することとした。

なお、3 軸加速度計より得られる加速度波形より踵接地の同定が可能であり (Menz *et al.* 2003; 山田ら 2006; Zijlstra and Hof 2003), 本研究では前後方向波形における前方ピーク値から同定することとした。

第 5 節 跨ぎ動作中の姿勢安定性における視覚の貢献

障害物跨ぎ動作では、片脚立位時間が長くなり、TC を十分に確保する必要があるため、姿勢が安定していることが前提となる。先行研究では、高齢者は若年者よりも跨ぎ動作中の TC が大きくなることが報告されており (Kovacs 2006), 若年者よりも姿勢不安定性が大きくなると考えられる。また、高齢者は障害物出現などの外的環境の変化に対する適応能力が低下している (Caetano *et al.* 2016, 2017; Chen *et al.* 1994; Choi *et al.* 2014; van Hedel and Dietz 2004) ため、姿勢の維持がより重要となる。

障害物跨ぎ動作中の姿勢の安定においても視覚が重要と考えられている。Lead Limb が跨いでいる間、その運動軌跡を捉えて on-line 的に制御するとともに姿勢の維持に貢献し、Trail Limb の跨ぎにおいては姿勢維持にのみ貢献すると考えられている (Mohagehogh *et al.* 2004; Patla *et al.* 2006)。

これまで、歩行中の姿勢安定性における視覚の貢献について検討した報告は多い。Halleman *et al.* (2009a, 2009b, 2010) は子供から成人を対象に視野を遮断した歩行動作を分析することで歩行の安定性における視覚の貢献を検討しており、子供の方が視覚の依存度が高いことを報告している。また、Kesler *et al.* (2005) や宮田, 白戸 (1994) は視野を制限した歩行を評価し、高齢者では歩行速度の低下、歩幅などの多様性が生じる

ことを示した。これらの報告から、視覚は人間が定常歩行を遂行するために重要な役割を担うと考えられ、さらにそれは加齢により大きくなることが示唆される。しかし近年、トレッドミル上における視野を遮断した歩行では、若年者と高齢者で姿勢の安定性に差はないとした報告もある (Reynard and Terrier 2015; Saucedo and Yang 2017)。これらの結果から、絶対的に安全である変化しない環境の中であれば、高齢者でも視覚以外の感覚を動員して姿勢の安定が維持できると考えられている。

ここで、不整地などの複雑な地形を歩行する場合、適切な足部位置の決定が、安定した歩行に関連することが報告されている (Matthis and Fajen 2013, 2014; Matthis *et al.* 2017)。Matthis and Fajen (2013) は床に投影された複数の仮想障害物を跨いで歩行していく実験を行い、それらの見える範囲を調整して、安定した歩行を遂行するために必要な視覚情報とその距離を検討した。その結果、2歩分の歩幅より短い距離しか見えなければ歩行時の COM の動揺が増大することが明らかになった。よって、2歩先までの距離を見ることができれば、多様な視覚情報の中で可能な限り効率的に生体力学的構造を利用できる足部位置を選択できることを示唆した。すなわち、障害物の2歩前の視覚情報が、2歩先の足部位置を決定していると推察される。しかし、これらの研究では障害物を視認できる状況で視野に対する制限がないため、障害物へ接近中および跨ぎ動作中の視覚情報が姿勢の安定性に及ぼす影響はわからない。

障害物跨ぎ動作において、視野を遮断することで姿勢安定性に対する視覚の役割を検討する実験的研究はほとんど見られない。Novak and Deshpande (2014) は視覚情報が不十分な状態では高齢者は左右方向への不安定性が増大することを示した。しかし、接近中や動作中の視覚情報または周辺視野が障害物跨ぎ動作の姿勢安定性に及ぼす影響を調べた報告はない。先行研究では、機能低下を有する高齢者は障害物を跨ぐ際に歩行速度を低下させて身体の安定を優先すると報告されている (Galna *et al.* 2009; Kovacs 2005; Park *et al.* 2013)。上述したように、身体機能の低下した高齢者は障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性における視覚への依存度は若年者よりも大きくなると考えられる (Deshpande *et al.* 2011; van Hedel and Dietz 2004)。TC の運動計画は障害物を跨ぐ前に構築されるが、動作中の姿勢安定については事前の視覚情報が重要なのか、または動作中の on-line 制御になるのか検討されていない。よって、本論文では障害物跨ぎ動作中に視野を遮断し、姿勢安定性に対する視覚の貢献とその加齢変化を検討することとする。

ここで、高齢者の身体機能は個人差が大きいことが報告されている。障害物跨ぎ動作に

おける身体動揺や TC, 眼球運動は転倒経験や身体機能により変化する (Caetano *et al.* 2017; Deshpande *et al.* 2011; 小栢ら 2010; Lee and Chou 2006; Uiga *et al.* 2015; Young and Hollands 2012). したがって, 障害物跨ぎ動作における姿勢安定性に対する視覚運動制御については, 筋力や感覚, 記憶などの機能との関連性を検討する必要がある.

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により、以下の検討すべき問題点が明らかになった。

1. 障害物に躓かないように適切な TC で跨ぎ超えるためには接近中の視覚情報が重要である。これまでの先行研究で、若年者は接近中の視覚情報が重要であり、少なくとも障害物の 2 歩前に障害物と自身との位置関係を認識する必要があることが報告されている。しかし、高齢者における障害物跨ぎ動作の TC に対する視覚運動制御は明らかになっていない。加齢に伴い、身体機能は低下し、動作時における視覚への相対的依存度は大きくなる。したがって、若年者と異なり、障害物を跨ぎ超えるまで障害物を見ている可能性がある。高齢者の日常的な移動や転倒予防の観点から、障害物跨ぎ動作遂行における接近中の視覚情報が担う役割を明らかにすることは重要である。
2. 若年者は障害物を跨ぐ際に、障害物から少なくとも 2 歩前の下方視野における視覚情報を利用して TC の調節を feedforward 的に行っていると考えられている。一方、高齢者は周辺視野の機能低下や身体機能の低下から、中心視野に依存的であり、歩行中には地面や障害物を注視することが報告されている。したがって、障害物跨ぎ動作における下方視野の役割は若年者と異なる可能性がある。障害物へ接近中および跨ぎ動作中の下方視野からの視覚情報が跨ぎ動作に及ぼす影響を明らかにする必要がある。
3. Trail limb の TC は接近中に構築した運動計画と Lead limb の運動に基づいて調節されると考えられている。しかし、Lead limb と Trail limb の TC の相関関係には一致した報告がないため、Trail limb の運動制御はまだ明確になっていない。TC の決定には筋力や位置知覚能力、記憶能力などの複数の要因が関与する。これらの要因が Lead limb と Trail limb の関係性に影響を及ぼすかどうかを検討することで、Trail limb の運動制御を明らかにする。Lead limb と Trail limb の TC を決定するための重要な要因を考察することは、障害物跨ぎ動作の運動制御をより明確にすることとなる。
4. 障害物跨ぎ動作を遂行する際には TC の確保が重要となるが、片脚立位時間が長くなるために姿勢が不安定になる危険性がある。すなわち、安全な動作の遂行には姿勢の安定が前提である。歩行中の跨ぎ動作における姿勢安定性評価は、跨ぎ動作を遂行

する一部分だけでなく、Lead limb の跨ぎ運動計画が確立される障害物の 2 歩前からの分析が必要となる。しかし、先行研究では障害物への接近を含めた一連の跨ぎ動作中における姿勢安定性については言及していない。また、障害物への接近、Lead limb の跨ぎ、Trail limb の跨ぎといった一連の動作における不安定な区間や、その年齢差も明らかになっていない。

5. 障害物跨ぎ動作において、上方視野は姿勢の安定に重要と報告されている。しかし、これまで接近中や動作中の視覚情報、また周辺視野が跨ぎ動作の姿勢安定性に及ぼす影響を調べた報告はない。TC の運動計画は障害物を跨ぐ前に構築されるが、動作中の姿勢安定については事前の視覚情報の重要性が検討されていない。接近中の視覚情報が障害物跨ぎ動作中の姿勢の安定性に及ぼす影響を検討し、障害物跨ぎ動作の姿勢安定性に対する視覚情報を用いた feedforward 制御とその加齢変化を明らかにする。

これまで、障害物跨ぎ動作の視覚運動制御について様々な報告があるが、TC の決定について高齢者の特性は報告されていない。加齢による身体機能の低下や転倒者の増加が社会問題とされる中、躓きを予防するために障害物跨ぎ動作の視覚運動制御を明らかにすることは重要である。また、姿勢の安定について視覚が担う役割や、各身体機能との関連を知ることで臨床現場や地域における運動療法および転倒予防へ還元できることを期待する。したがって、本論文では若年者と高齢者の障害物跨ぎ動作における視覚運動制御を、TC と姿勢安定性の観点から検討していく。

以上のことから、本論文は次に示す 2 つの研究課題を設定した (図 3-1)。

1. TC 決定における視覚運動制御を明らかにする。
 - 1) 歩行中における障害物を視覚認知する距離が跨ぎの TC に与える影響について、若年者と高齢者の差異を検討する。
 - 2) 障害物跨ぎ動作における TC の調節に下方視野が担う役割を検討する。
 - 3) Lead limb と Trail limb の関係性を明らかにし、Trail limb の運動制御を検討する。

2. 姿勢安定性に対する視覚の貢献とその加齢変化を明らかにする.
- 1) 障害物への接近, Lead limb と Trail limb の跨ぎ越えという一連の動作を歩行中の障害物跨ぎ動作とし, 側方の姿勢安定性について検討する.
 - 2) 障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性に対する視野の役割およびその加齢変化を検討する.

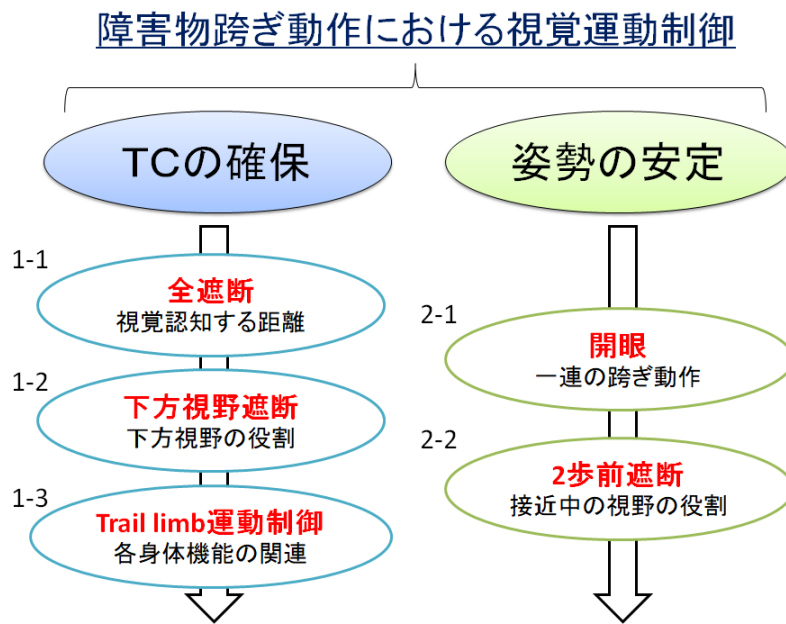


図 3-1 本論文における研究課題の構成

第4章 若年者と高齢者の障害物跨ぎ動作の TC 決定における視覚運動制御

第1節 高齢者の障害物跨ぎ動作における障害物を視覚認知する距離

1. 目的

これまで、歩行中の障害物跨ぎ動作における視覚運動制御について検討した先行研究は若年者を対象としている。高齢者は外乱に対する反応時間が遅れることや加齢により姿勢の安定における視覚の貢献が増大すること (Lord 2006; van Hedel and Dietz 2004)、障害物跨ぎ歩行速度の低下が認められること (Shumway - Cook *et al.* 2007) が報告されている。これらは、障害物跨ぎ歩行自体が転倒リスクを有することを示唆している。したがって、若年者と高齢者では障害物跨ぎ動作における視覚運動制御に差異があると考えられる。しかし、高齢者を対象とした、跨ぎ動作中の TC の調節など、適切な障害物跨ぎ動作を遂行するために実際に障害物を視覚認知する距離を検討した研究は見当たらない。そこで本節では、歩行中における障害物を視覚認知する距離が跨ぎの TC に与える影響について、若年者と高齢者の差異を明らかにすることを目的とした。

2. 対象と方法

2-1. 対象

対象者は健常若年女性 13 名 (年齢: 21.5 ± 1.4 歳, 身長: 162.4 ± 3.1 cm, 体重: 53.9 ± 6.2 kg) および屋外独歩が可能な健常女性高齢者 15 名 (年齢: 68.5 ± 3.5 歳, 身長: 156.3 ± 4.7 cm, 体重: 51.1 ± 4.2 kg) の計 28 名とした。一定の障害物の高さに対する意識と知覚を統一するために身長に大きな差を生じさせない必要があり、対象者は女性に限定した。若年者は学生から、高齢者はシルバー人材派遣センターから募集した。若年者および高齢者ともに、既往歴に整形外科疾患および神経系疾患のない者とした。さらに、対象者は屋外独歩が可能であり、移動には常時眼鏡を必要とせず、「見えにくい」や「距離感が分からない」などといった視覚的困難感を持たないことを条件とした。また、高齢者においては、認知機能検査 (Mini Mental State Examination : MMSE) を実施するとともに、半年間の転倒歴を聴取した。MMSE は 28.6 ± 2.10 (cut off point=24) (Anthony *et al.* 1988) で、全対象者が認知症の疑いがないことが示された。また、半年間で転倒を経験した対象者は 0 名で

あった。対象者の属性については表 4-1 に示す通りである。

対象者には本実験の趣旨や内容，危険性を口頭で十分に説明し，書面による同意を得た上で実施した。なお，本研究は，神戸大学大学院人間発達環境学研究科における倫理審査委員会の承認を受けている（平成 26 年度第 8 回神戸大学大学院人間発達環境学研究科倫理審査委員会 受付番号：118）。

表 4-1 対象者の属性

	若年者 (n=13)	高齢者 (n=15)
年齢 (歳)	21.5±1.4	68.5±3.5
身長 (cm)	162.4±3.1	156.3±4.7
体重 (kg)	53.9±6.2	51.1±4.2
MMSE	30.0±0.0	28.6±2.1

2-2. 実験手順

実験に先立ち，対象者の身体機能を評価した。実施したテストは TUG，STS，位置知覚テストである。TUG は椅子座位姿勢より立ち上がり，前方 3m の地点で方向転換して再びもとの椅子座位姿勢に戻るまでに要した時間を計測した。方向転換の向きは左右どちらでも良いこととした。なお，測定には圧感知マット (T.K.K.5806，竹井機器工業社製) を用いた。STS は椅子座位姿勢より，連続で 10 回立ち座りに要する時間を計測し，両上肢は胸の前で組むこととした。なお，時間の計測には圧感知マット (T.K.K.5805，竹井機器工業社製) を用いた。また TUG，STS とともに計測は 2 回行い，所要時間が短いものを代表値とした。位置知覚テストは斉藤ら (2010) の実験方法を参考に評価した。5 cm の高さの障害物を提示し，その高さと思われるところまでつま先を拳上するように指示した。なお，被験者には前方の指標を注視させ，足元を見ないように指示した。つま先を拳上したらできる限り静止し，地面からつま先までの距離をメジャーで測定した。片足につき 3 回繰り返し，その平均値を記録した。

次に，対象者には，歩行中の障害物跨ぎ動作を行わせた (図 4-1)。Timmis and Buckley (2012) の方法を参考に，歩行路上に設置した障害物より 4，5 歩離れた位置から裸足で歩行を開始し，障害物を跨いだ後も 3m 歩行を継続することとした。歩行路上に歩行解析器 (ウォーク Way MW-1000，アニマ株式会社製) を設置し，また，3 種類の障害物 (高

さ：2.5 cm, 5 cm, 10 cm の 3 種類, 幅：70cm, 奥行き：5cm) の一つを設置した。また, 障害物は赤く着色して見やすいようにした。障害物は接触して転倒しないように, 発泡スチロール製として, 歩行路上に固定せず外力より動くようにした。対象者は自然に跨ぎ動作ができるよう, 3-5 回練習を重ね, スタート位置を決定した。なお, 歩行速度は快適速度とし, 障害物は必ず利き足から跨ぐこととした。麓 (1982) の報告を参考に, 被験者に「ボールを蹴る脚」, 「跨ぎ動作を行う際にどちらの脚から跨ぐか」を聴取し, 全ての被験者が「右」と回答したため, 右脚が Lead limb, 左脚が Trail limb と定義した。障害物の右側方にデジタルビデオカメラ (HDR-CX590V, Sony 株式会社製) を設置し, 障害物跨ぎ動作を撮影した。

対象者は液晶シャッターゴーグル (S-13031, 竹井機器工業社製) を装着した。視野遮断ゴーグルは, 視野遮断と透過をスイッチにより切り替えが可能である。スイッチは圧センサーマット (30cm×30cm) と接続しており, マットが圧を感知した踵接地の瞬間に視野が遮断されるシステムを用いた。圧センサーマットは参加者のスタート位置や歩行形態に合わせて位置を調節し, 視野遮断のタイミングを調整した。圧センサーマットへの歩幅調節を生じさせないようにするためシートで覆い, 参加者に見えないよう配慮した。高齢者に対しては転倒発生を防ぐためにハーネス (R-510-G-OT2-BX, 藤井電工株式会社製) を装着させるとともに, 後方に 1 名の介助者をつけた。そして, ハーネスの装着が歩行に影響がでないことを歩行速度の観点から確認した。

対象者には, 施行前に視野遮断条件は以下の 3 条件があることを知らせた。(i) 視野遮断なし (開眼条件), (ii) 障害物の 2 歩前に視野遮断 (2 歩前条件), (iii) 障害物の 1 歩前に視野遮断 (1 歩前条件) の計 3 条件である (図 4-2)。参加者は各条件と各障害物の高さごとに 3 回ずつ実施した (視野遮断：18 施行, 遮断なし：18 施行)。障害物の高さに対する慣れが生じないように, 3 種類の障害物はランダムで設置することとした。また, 疲労の影響を避けるため, 適宜休息を設けた。なお, 施行後には視野遮断に対する恐怖心を問診で聴取した。

2-3. 分析

試行の動画は画像解析ソフトウェア (Media Blend, ディケイエイチ株式会社製) を用いて変換した。障害物による接触や躓きの観点から, Lead limb の TC (LTC) を障害物前縁直上から Lead limb の母趾先端の距離, trail limb の TC (TTC) を害物前縁直上から

Trail limb の母趾先端の距離と定義した。また、他の測定項目として、TC と関連のある Trail foot placement と側方の安定性に関連する歩隔を評価した。歩隔は Lead limb の跨ぎの時のものである。Trail foot placement は画像分析より算出し、障害物直前の足部位置と障害物との距離と定義した。歩隔は歩行解析機より算出した。また、視野遮断に対する恐怖心を、アンケート調査により評価した。1.全く怖くない、2.ほとんど怖くない、3.どちらともいえない、4.やや怖い、5.とても怖い、の5段階で評価した。

統計解析は TUG, STS, 位置知覚テストの若年者と高齢者の差を検討するために、独立サンプル t 検定を行った。障害物跨ぎ動作の各測定値は、年齢 (2 条件)、障害物の高さ (3 条件)、視野条件 (3 条件) の 3 元配置分散分析を用いて比較した。その後の多重比較法は Bonferroni の多重比較検定を利用した。すべての統計解析には SPSS Version 23.0J (IBM Corp., Japan) を使用し、優位水準は 5% とした。

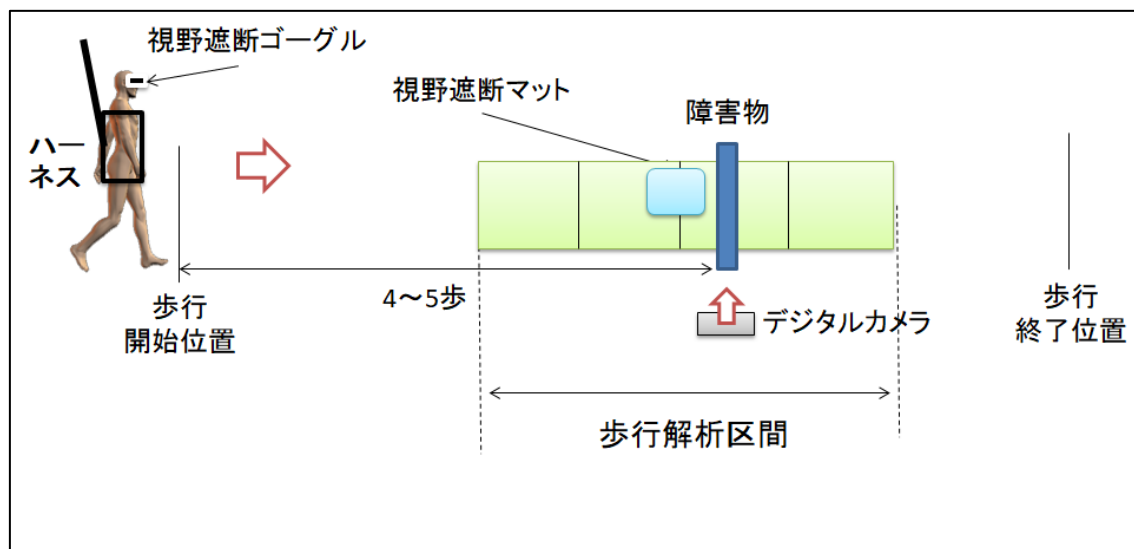


図 4-1 実験環境

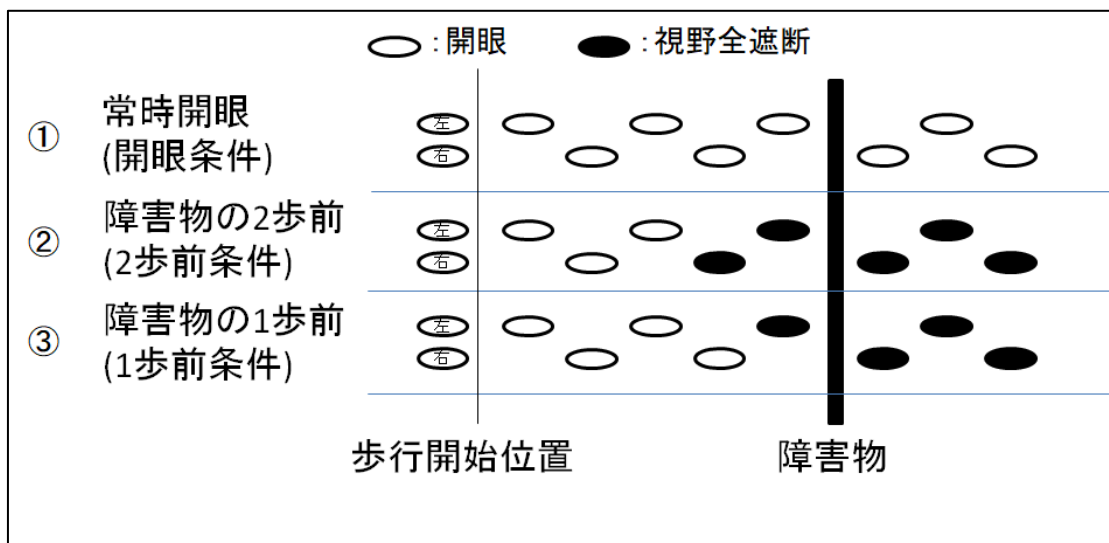


図 4-2 視野遮断条件

3. 結果

3-1. TUG, STS, 障害物跨ぎの恐怖心

TUG, STS, 知覚テストのすべての身体機能において、若年者は高齢者よりも優位に優れた値を示した (表 4-2)。また、歩行中の障害物跨ぎ動作における恐怖心について、若年者では、12名の被験者が、1.全く怖くない、と回答し、1名の被験者が2.ほとんど怖くない、と回答した。一方、高齢者においては、12名の被験者が、1.全く怖くない、と回答し、3名の被験者が2.ほとんど怖くない、と回答した。

表 4-2 対象者の身体機能

	若年者 (n=13)	高齢者 (n=15)	p 値
TUG (秒)	5.12 ± 0.73	5.99 ± 0.74	<0.01
STS (秒)	11.1 ± 1.87	17.64 ± 4.73	<0.01
右位置知覚テスト (cm)	5.33 ± 0.60	6.46 ± 1.91	<0.01
左位置知覚テスト (cm)	5.40 ± 0.79	6.75 ± 2.07	<0.01

3-2. LTC

LTC において、年齢 ($p<0.05$) と視野条件 ($p<0.01$) の主効果を認めた (図 4-3)。その後の多重比較検定により、LTC は若年者よりも高齢者で有意に大きかった ($p<0.05$)。また、2 歩前条件では開眼条件 ($p<0.01$) と 1 歩前条件 ($p<0.01$) よりも有意に大きく、若年者と高齢者で同様であった。なお、交互作用は認められなかった。

3-3. TTC

TTC は年齢と視野条件の交互作用を認めた ($p<0.05$) (図 4-3)。その後の多重比較検定により、TTC は若年者よりも高齢者で有意に大きかった ($p<0.05$)。若年者について、2 歩前条件では、開眼条件 ($p<0.01$) と 1 歩前条件 ($p<0.01$) よりも有意に大きかった。高齢者については、2 歩前条件で開眼条件よりも有意に大きかった ($p<0.05$)。また、障害物の高さの主効果を認めた ($p<0.01$)。障害物の高さ 2.5cm の場合に、高さ 5cm ($p<0.05$)、高さ 10cm ($p<0.01$) の場合よりも有意に大きかった。

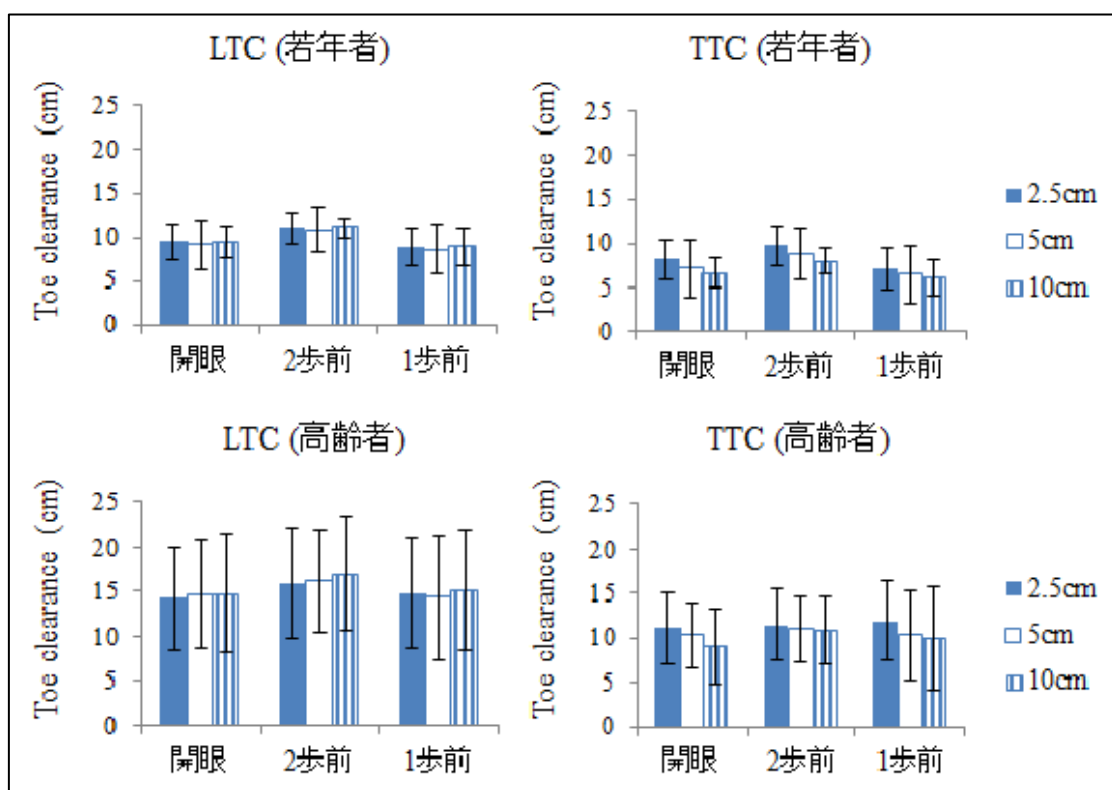


図 4-3 LTC と TTC の結果

表 4-3 障害物跨ぎ動作における Trail foot placement と歩隔

	障害の 高さ	若年者			高齢者		
		開眼	2 歩前	1 歩前	開眼	2 歩前	1 歩前
Trail foot placement (cm)	2.5cm	17.1±4.8	18.9±6.3	17.8±6.7	22.2±6.3	22.8±7.6	23.7±7.5
	5cm	17.1±5.3	17.7±5.5	16.9±5.7	21.6±6.4	22.1±7.6	22.6±6.8
	10cm	17.3±5.7	17.3±6.1	17.7±5.1	21.3±7.5	21.6±7.9	22.0±7.0
歩隔 (cm)	2.5cm	9.6±1.8	10.0±3.5	9.8±2.4	8.9±3.1	11.1±3.5	10.4±3.0
	5cm	10.0±2.0	9.3±2.4	11.3±2.9	9.4±3.3	11.3±3.8	10.7±3.8
	10cm	10.3±2.1	9.8±2.5	9.9±1.4	10.1±3.6	10.3±3.4	9.8±3.7

3-4. Trail foot placement, 歩隔

歩隔は、年齢と視野条件の交互作用を認めた ($p<0.01$) (表 4-3). その後の多重比較検定により、高齢者においてのみ、2 歩前条件の値は開眼条件よりも有意に大きかった ($p<0.01$). Trail foot placement については年齢の主効果や交互作用を認めなかった.

4. 考察

本研究の目的は若年者と健常な高齢者を対象に、適切な障害物跨ぎ動作の視覚運動制御にはどの地点までの視覚情報が必要になるかを明らかにし、この違いが何に起因するものかを考察することである.

TUG, STS, 知覚テストの結果は先行研究 (Newcomer *et al.* 1993; Shumway-Cook *et al.* 2000, 2007) と同じであった. これらの先行研究は加齢とともに身体機能が低下することを示唆しているが、測定項目の値から本研究の対象者は比較的体機能の高い高齢者であることがわかる. よって、視覚運動制御の加齢による変化を検討するにあたって、体機能の要因の影響は小さい可能性がある. また、アンケート調査による恐怖心の程度はほとんどなかったことから、心理的要因は考察より除外した.

まず、LTC は視野の条件の影響を受けた. 年齢と視野条件の交互作用は認められず、若年者と同様に高齢者でも同じ視覚運動制御であることが明らかになった. 若年者を対象とした先行研究では、LTC のコントロールは少なくとも障害物 2 歩以上前に feedforward 的に行われ、障害物直前の足部位置が運動計画に重要であると報告されている (Mohagehogh *et al.* 2004; Timmis and Buckley 2012). 本研究でもその報告を支持する結果であり、さらに高齢者でも同様に障害物の 2 歩前の視覚情報が LTC の調節に重要であることが示唆された. 若年者と高齢者ともに 2 歩前に視野が遮断されると障害物と障害物直前の足部位置、すなわち自身との位置関係が認識できないため、TC をより大きくしたと考えられる.

また、LTC は高齢者の方が若年者よりも大きな値を示した. TC は加齢により増大し、筋力低下や移動能力の低下、位置知覚の低下が影響すると報告されており (Deshpande *et al.* 2011; Kovacs 2005), 本研究はそれらの報告と一致する結果となった. したがって、高齢者は LTC の調節のために自身と障害物との位置関係を障害物の 2 歩前で認識するが、

転倒を避け安全性を高める戦略として、もしくは自己の位置知覚の低下により、TC を高く保持すると考えられる。

TTC は年齢と視野条件の交互作用を認めた。若年者については LTC と同様であり、2 歩前条件の TTC は他の条件よりも有意に大きかった。一方、高齢者では、2 歩前条件の TTC は開眼条件よりも有意に大きかったが、1 歩前条件と 2 歩前条件で差を認めなかった。先行研究では、TTC は加齢や歩行速度により差はないことも報告されており (Draganich and Kuo 2004)、本研究では異なる結果を示した。2 歩前条件で LTC と同様の結果を示したことから、TTC は接近中の運動計画と LTC の運動 feedback を受けて調整および決定されている可能性がある。また、視野に入らない位置で下肢軌道を調整することは位置知覚の低下した高齢者では容易ではなく (Chen *et al.* 1994; Draganich and Kuo 2004; Mohagheghi *et al.* 2004)、特に視野が遮断された瞬間の 1 歩前条件では、高齢者では姿勢の保持に注意を向けて TTC にばらつきが生じた結果、LTC と同様に高くなる傾向はあったが他の条件と有意な差は認めなかったと推察される。LTC と TTC の関係性および TTC の運動制御については本章第 3 節にて検討する。

先行研究では、加齢にともない姿勢保持における視覚への依存度が大きくなることが報告されている (Galna *et al.* 2009; Shumway-Cook *et al.* 2007)。本研究では、高齢者は 2 歩前条件で歩隔を拡大する結果を示した。高齢者にとって障害物跨ぎ動作は片脚立位時間が長くなり、姿勢が不安定になりやすいと考えられている (Chou *et al.* 2005; Kovacs 2005)。Novak and Deshpande (2014) は障害物跨ぎ動作を高齢者と若年者で比較した場合、高齢者は側方への不安定性が大きいことを示した。Maki and McIlroy (2006) も、高齢者は姿勢不安定が生じた際に支持面を拡大する戦略で補うと述べており、本研究の結果は障害物直前の不安定性を保証したと考えられる。以上より、障害物跨ぎ動作は身体機能の低下した高齢者では側方への不安定性が増大することが示唆され、障害物 2 歩前までの視覚情報が Lead limb の跨ぎ動作における姿勢の安定に寄与している可能性がある。これについては第 5 章でさらなる検討をすすめる。

今回、実験の視野遮断は圧センサーマットへの踵接地で調整した。この圧センサーマットの位置を決定するため、対象者は複数回練習を行い、歩行開始位置を決定した。そのため、障害物や圧センサーマットへの歩行調節が定常化した可能性がある。次節より、視野遮断については足底に取り付けた foot switch で調整することとする。

また、自身と障害物との位置関係の認識は主に下方視野による視覚情報が重要と報告さ

れている (Graci *et al.* 2010; Timmis and Buckley 2012). 本節では視野を全遮断する課題であったため、視線については制限しなかった. 次節では接近中に視野を全遮断する条件と下方視野のみを遮断する条件を比較し、高齢者の視覚運動制御における下方視野の役割を検討することとする. さらに、本研究では障害物の高さに対する意識と知覚を統一するために、身長の違いが大きくなるよう対象者は女性に限定した. Mazzà *et al.* (2009) や牧浦ら (2010) は歩行における体幹加速度を評価しており、女性は男性に比べて側方の RMS が大きいことを示している. しかし、障害物跨ぎ動作の視覚運動制御について性差を検討した報告はない. 身体の動揺に性差があれば、障害物跨ぎ動作における視覚運動制御にも差がある可能性があるため、次節では男性も含めて検討する必要がある.

第2節 障害物跨ぎ動作の TC 決定における高齢者の下方視野の役割

1. 目的

前節の結果より、若年者と高齢者は同様に障害物の 2 歩前の視覚情報を利用して LTC を調節していることが明らかになった。先行研究において、若年者は下方視野における視覚情報を利用して自身と障害物の位置関係の認識しており、跨ぎ動作中の下肢軌道の調節を feedforward 制御に加え、動作中の on-line 制御で行っていると考えられている (Graci *et al.* 2010; Timmis and Buckley 2012)。一方、高齢者は周辺視野による知覚は低下しており、中心視野に依存的になることから歩行中には地面や障害物を注視することが報告されている (O'Connell *et al.* 2017; Saftari and Kwon 2018)。したがって、障害物跨ぎ動作における下方視野の役割は若年者と異なる可能性がある。そこで、本節では障害物跨ぎ動作における TC の調節に下方視野が担う役割を明らかにすることを目的とする。また、本節では下肢軌道の調節の結果を反映する跨ぎ幅、歩行速度、Lead limb の遊脚時間も評価することとする。

2. 対象と方法

2-1. 対象

対象者は 14 人の若年者(男性 7 名, 女性 7 名, 年齢: 21.7 ± 1.7 歳, 身長: 166.6 ± 5.6 cm, 体重: 58.3 ± 6.6 kg), 14 人の高齢者(男性 7 名, 女性 7 名, 年齢: 68.7 ± 2.8 歳, 身長: 161 ± 7.8 cm, 体重: 56.8 ± 8.8 kg) とした。年齢群で身長や体重に有意な差を認めなかった。対象となる若年者は学生から、高齢者はシルバー人材派遣センターから募集した。なお、若年者および高齢者ともに既往歴に整形外科的疾患や感覚障害がなく、日常生活が独歩可能であり、過去半年間における転倒経験がない健常な人を対象とした。また、高齢者においては、認知機能検査 MMSE を実施した。MMSE は 28.8 ± 1.3 (cut off point=24) (Anthony *et al.* 1988) で、全対象者が認知症の疑いがないことが示された。対象者の属性については表 4-4 に示す通りである。

全ての対象者にはヘルシンキ宣言に則り、研究の目的と方法を事前に説明した。また、研究への参加は自由意志であり、途中で中断しても不利益にならないことを口答と書面で説明し、書面による同意を得て研究に協力してもらった。なお、本研究は神戸大学大学院

人間発達環境学研究科研究倫理委員会の承認を得ている（承認番号：223）。

表 4-4 対象者の属性

	若年者 (n=14)	高齢者 (n=14)
年齢 (歳)	21.7±1.7	68.7±2.8
身長 (cm)	166.6±5.6	161.0±7.8
体重 (kg)	58.3±6.6	56.8±8.8
MMSE	29.9±0.3	28.8±1.3

2-2. 実験手順

前節と同様に、対象者の身体機能を評価した。実施したテストは TUG, STS, 位置知覚テストである。次に、対象者には、歩行中の障害物跨ぎ動作を行わせた（図 4-4）。歩行路上に設置した障害物より 4, 5 歩離れた位置から歩行を開始し、障害物を跨いだ後も 3m 歩行を継続することとした。なお、視線は常に前方を注視するよう指示した。歩行路上に歩行解析器（ウォーク Way MW-1000, アニマ株式会社製）を設置し、また、2 種類の障害物（高さ：5 cm, 10 cm の 2 種類、幅：70cm, 奥行き：5cm）の 1 つを設置した。また、障害物は赤く着色して見やすいようにした。障害物は接触して転倒しないように、発泡スチロール製として、歩行路上に固定せず外力より動くようにした。対象者は自然に跨ぎ動作ができるよう、3-5 回練習を重ね、スタート位置を決定した。なお、歩行速度は快適速度とし、障害物は必ず利き足から跨ぐこととした。麓（1982）の報告を参考に、被験者に「ボールを蹴る脚」、「跨ぎ動作を行う際にどちらの脚から跨ぐか」を聴取し、全ての被験者が「右」と回答したため、右脚が Lead limb, 左脚が Trail limb と定義した。障害物の右側方にデジタルビデオカメラ（HDR-CX590V, Sony 株式会社製）を設置し、障害物跨ぎ動作を撮影した。

対象者は液晶シャッターゴーグル（S-13031, 竹井機器工業社製）を装着した。視野遮断ゴーグルは、視野遮断と透過をスイッチにより切り替えが可能である。スイッチは foot switch と接続しており、foot switch に生じる圧刺激の回数により視野の遮断を調整できる。foot switch は対象者の右踵に装着し、靴下を履いて固定した。ゴーグルは視野を全遮断するもの、下方視野のみ遮断するものの 2 種類を用いた。下方視野のみ遮断する試行では、ゴーグルの中央が眼球の中央に位置するように装着した。転倒発生を防ぐために転倒予防

ハーネス (R-510-G-OT2-BX, 藤井電工株式会社製) を装着させた。そして、ハーネスが歩行に影響がでないことを歩行速度の観点から確認した。

対象者には、施行前に視野遮断条件は以下の 3 条件があることを知らせた。(i) 視野遮断なし (開眼条件), (ii) 障害物の 2 歩前に視野遮断 (2 歩前条件), (iii) 障害物の 1 歩前に視野遮断 (1 歩前条件) の計 3 条件である。参加者は各条件と各障害物の高さおよびゴーグルごとに 3 回ずつ実施した (視野遮断 : 36 施行, 遮断なし : 36 施行)。障害物の高さに対する慣れが生じないように, 3 種類の障害物および視野遮断条件はランダムとした。また, 疲労の影響を避けるため, 適宜休息を設けた。なお, 施行後には視野遮断に対する恐怖心を問診で聴取した。

2-3. 分析

試行の動画は画像解析ソフトウェア (Media Blend, ディケイエイチ株式会社製) を用いて変換した。前節と同様, LTC と TTC を算出した。また, 他の測定項目として, Trail foot placement, 跨ぎ幅, 歩隔, 歩行速度, Lead limb の遊脚時間を評価した。跨ぎ幅は Lead limb の歩幅であり, 歩行解析器より分析した。また, 視野遮断に対する恐怖心を, アンケート調査により評価した。

統計解析は TUG, STS, 位置知覚テストの若年者と高齢者の差を検討するために, 独立サンプル t 検定を行った。障害物跨ぎ動作の各測定値は, 年齢 (2 条件), 障害物の高さ (3 条件), 視野条件 (3 条件), ゴーグル条件 (2 条件) の線形混合モデルによる分散分析を行った。主効果が有意であった際の下位検定や交互作用が有意であった際は, Bonferroni 法による多重比較検定を行った。なお, 交互作用は 2 要因まで検討した。すべての統計解析には SPSS Version 24.0J (IBM Corp., Japan) を使用し, 優位水準は 5% とした。

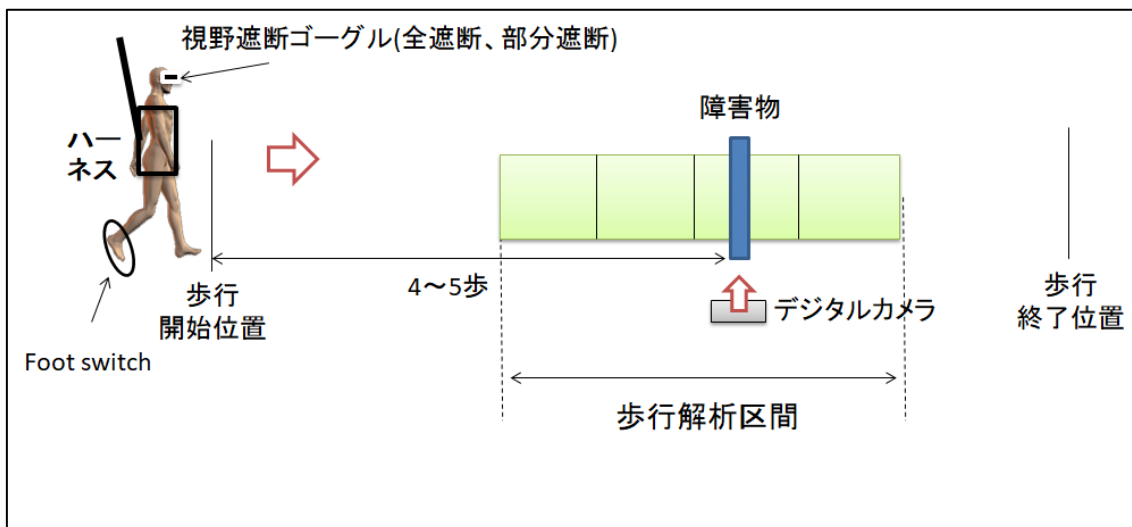


図 4-4 実験環境

3. 結果

3-1. TUG, STS, 障害物跨ぎの恐怖心

TUG, STS において, 若年者は高齢者よりも優位に優れた値を示した (表 4-5). 位置知覚テストでは年齢による差を認めなかった. また, 実験を通して視野遮断に対して恐怖心を感じる対象者はいなかった.

表 4-5 対象者の身体機能

	若年者 (n=14)	高齢者 (n=14)	p 値
TUG (秒)	4.7 ± 0.7	6.9 ± 1.0	<0.01
STS (秒)	10.4 ± 1.8	16.8 ± 4.4	<0.01
右位置知覚テスト (cm)	11.1 ± 2.9	9.2 ± 3.0	
左位置知覚テスト (cm)	6.8 ± 1.8	6.6 ± 3.6	

3-2. LTC

LTC について, 年齢群 ($p < 0.01$), 視野遮断条件 ($p < 0.01$), 障害物の高さ ($p < 0.01$) による主効果を認めた. その後の多重比較検定により, LTC は若年者よりも高齢者で有意に大きかった. また, 2 歩前条件の LTC は開眼条件 ($p < 0.01$), 1 歩前条件 ($p < 0.01$) よ

りも有意に大きかった。また、障害物の高さ 10cm の時よりも高さ 5cm の LTC が有意に大きかった ($p<0.01$)。一方、全遮断と部分遮断の差は認められなかった。なお、交互作用も認めなかった (図 4-5, 図 4-6)。

3-3. TTC

TTC について、ゴーグル条件と年齢群の有意な交互作用を認めた ($p<0.05$)。しかし、その後の多重比較検定にて有意な差は認められなかった。一方、LTC の結果と同様に、年齢群、視野遮断条件、障害物の高さの条件による主効果を認めた。その後の多重比較検定により、TTC は若年者よりも高齢者で有意に大きかった。また、2 歩前条件の TTC は開眼条件 ($p<0.01$) よりも有意に大きかった。また、障害物の高さ 10cm の時よりも高さ 5cm の TTC が有意に大きかった ($p<0.01$) (図 4-5, 図 4-6)。

3-4. Trail foot placement, 歩幅, 歩隔, 歩行速度, Lead limb の遊脚時間

Trail foot placement は年齢群 ($p<0.05$) および視野遮断条件 ($p<0.05$) による主効果を認めた。その後の多重比較検定により、高齢者は若年者に比べ有意に大きく ($p<0.05$)、また 2 歩前条件よりも 1 歩前条件で有意に大きかった ($p<0.01$)。跨ぎ幅は障害物の高さの主効果を認めた ($p<0.01$)。その後の多重比較検定により、障害物の高さ 10 cm の場合の跨ぎ幅は高さ 5cm の場合よりも有意に大きかった ($p<0.01$)。歩隔について、ゴーグル条件の主効果を認めた ($p<0.01$)。その後の多重比較検定により、歩隔は全視野遮断条件よりも下方視野遮断条件の方が有意に大きかった ($p<0.01$)。遊脚時間について、ゴーグルと視野遮断条件の交互作用を認めた ($p<0.05$)。その後の多重比較検定により、遊脚時間は 2 歩前条件では全視野遮断条件の場合よりも下方視野遮断条件の方が有意に大きかった ($p<0.01$)。また、年齢群 ($p<0.05$) と障害物の高さ ($p<0.01$) の主効果を認め、遊脚時間は若年者よりも高齢者で有意に大きく ($p<0.05$)、障害物の高さ 5cm よりも 10cm の時に有意に大きかった ($p<0.01$)。歩行速度については、有意な主効果および交互作用を認めなかった (表 4-6, 表 4-7)。

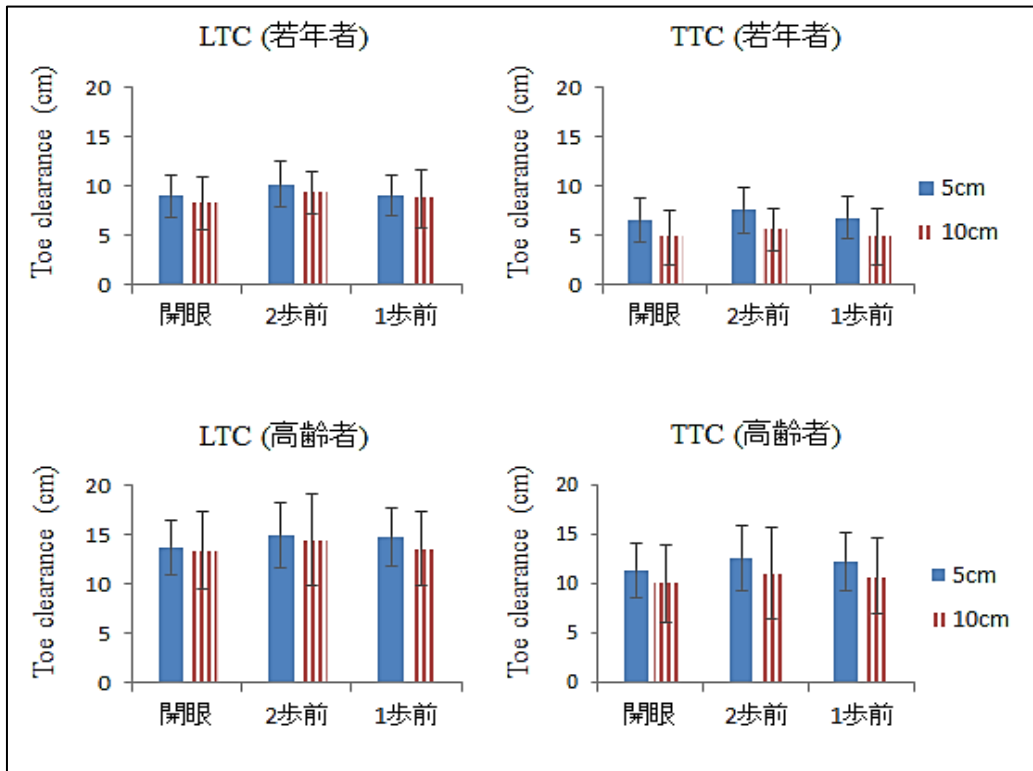


図 4-5 全視野遮断時の LTC と TTC

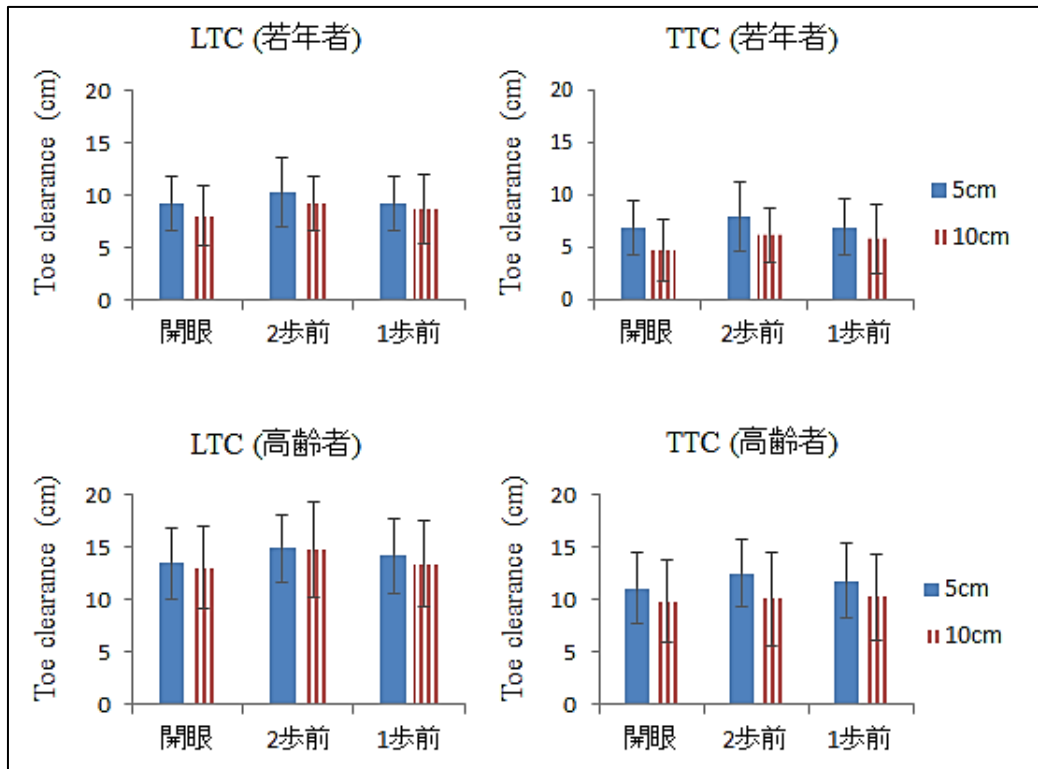


図 4-6 下方視野遮断時の LTC と TTC

表 4-6 全視野遮断時の Trail foot placement, 跨ぎ幅, 遊脚時間, 歩行速度, 歩隔の結果

	障害の 高さ	若年者			高齢者		
		開眼	2歩前	1歩前	開眼	2歩前	1歩前
Trail foot placement (cm)	5cm	13.2±5.1	12.7±4.6	14.1±5.4	18.7±5.1	19.0±6.4	19.7±5.2
	10cm	13.0±5.1	12.5±4.9	14.9±6.0	18.5±5.9	18.2±8.9	19.3±5.0
跨ぎ幅 (cm)	5cm	72.4±7.2	73.1±8.4	73.0±7.8	72.1±6.1	70.7±8.4	73.1±7.0
	10cm	76.3±7.3	77.0±7.9	77.5±5.7	73.9±7.1	73.8±7.3	74.4±6.9
遊脚時間 (秒)	5cm	0.46±0.03	0.47±0.04	0.47±0.03	0.54±0.09	0.53±0.06	0.54±0.07
	10cm	0.49±0.03	0.51±0.04	0.49±0.03	0.56±0.10	0.56±0.08	0.57±0.10
歩行速度 (cm/s)	5cm	106.4±12.8	109.6±13.0	106.2±14.1	89.2±13.8	100.0±13.8	90.2±14.2
	10cm	109.7±13.8	107.1±12.7	107.9±13.2	91.3±14.2	89.8±14.1	89.1±16.3
歩隔 (cm)	5cm	9.4±3.5	10.0±3.2	10±3.1	10.5±3.3	11.0±3.9	11.1±4.8
	10cm	10.3±5.2	10.2±3.5	10.6±4.2	10.6±3.9	10.5±3.8	10.7±4.8

表 4-7 下方視野遮断時の Trail foot placement, 跨ぎ幅, 遊脚時間, 歩行速度, 歩隔の結果

	障害の 高さ	若年者			高齢者		
		開眼	2歩前	1歩前	開眼	2歩前	1歩前
Trail foot placement (cm)	5cm	13.4±5.8	12.9±5.6	13.5±5.5	19.2±7.1	19.0±6.7	18.2±8.1
	10cm	12.7±4.8	12.8±5.3	13.2±5.5	18.1±6.5	16.7±6.3	19.3±6.3
跨ぎ幅 (cm)	5cm	73.4±7.9	73.9±8.0	72.2±9.3	71.6±7.1	73.7±8.0	73.0±9.5
	10cm	75.1±7.2	75.5±8.8	76.1±8.0	74.3±8.8	73.9±8.4	75.8±10.1
遊脚時間 (秒)	5cm	0.48±0.04	0.51±0.05	0.47±0.03	0.54±0.09	0.55±0.10	0.54±0.08
	10cm	0.50±0.04	0.53±0.05	0.49±0.04	0.57±0.10	0.57±0.10	0.58±0.10
歩行速度 (cm/s)	5cm	106.4±14.7	106.6±16.7	105.7±13.6	89.0±14.9	92.7±17.0	90.3±14.4
	10cm	107.6±16.3	107.1±16.9	104.6±13.2	92.2±14.9	93.2±17.1	90.3±17.7
歩隔 (cm)	5cm	10.5±3.4	11.0±3.5	10.5±4.2	11.5±4.8	11.5±4.9	11.7±4.3
	10cm	10.2±3.6	10.6±3.8	10.4±4.1	11.7±5.6	13.1±6.1	11.6±5.1

4. 考察

LTC は視野条件の影響を受けた。障害物の 2 歩前に視野を遮断する条件で LTC が大きくなることは先行研究と一致している (Timmis and Buckley 2012; 第 4 章第 1 節)。

Timmis and Buckley (2012) は障害物の 2 歩前で障害物直前の足部位置を視覚認知することが重要であると述べている。本研究では、全遮断と部分遮断で LTC に差を認めなかった。よって、上方視野には LTC を調節する役割がないと考えられる。以上より、障害物と足部の位置関係や Lead limb の軌道は下方視野にて認識されていることが示唆され、先行研究 (Mohagehogh *et al.* 2004; Timmis and Buckley 2012) を支持する結果である。高齢者は注意機能や視覚機能の低下から、中心視野の情報に依存しやすく周辺視野の情報処理能力は低下する (O'Connell *et al.* 2017; Saftari and Kwon 2018) ことが報告されている。そのため、視野遮断に対して若年者と異なる反応が生じることが仮説として考えられたが、本研究結果から、健常高齢者でも同様に障害物の 2 歩前の下方視野の視覚情報が LTC の調節に重要であることが示唆された。今回対象となった高齢者は比較的身体機能が高く、屋外独歩を日常的に実施している。また、視覚的困難感を訴えないことから、実験環境における障害物跨ぎ動作では周辺視野を十分利用することができたと考える。一方で、高齢者は若年者に比べ、障害物の出現に対する適応行動が遅くなることが報告されている

(Kovacs 2005; van Hedel and Dietz 2004)。したがって、予期せぬ障害物の出現に対する跨ぎ動作課題では周辺視野の利用は異なる可能性がある。

ここで、本研究の対象者の位置知覚能力は若年者と有意な差を認めなかった。しかし、TC は若年者よりも高齢者の方が大きな値を示した。これは、高齢者はバランス能力の低下から、エネルギー効率よりも安全性を重視した戦略を選択することで TC を増大させていると考えられる (Lu *et al.* 2006; 徳田, 齋川 2010)。以上より、若年者と高齢者は障害物の 2 歩前における下方視野の情報を基に LTC を決定するが、高齢者の方が安全性を重視するために LTC が増大することが示唆された。

Trail foot placement は、高齢者において若年者よりも有意に大きかった。すなわち、若年者よりも遠くから踏み切っていることとなる。また、跨ぎ幅は視野遮断の影響を受けなかった。TC が大きくなっても跨ぎ幅が変化しないことから、視野遮断に対しては股関節の屈曲角度を増大させて、下肢軌道を上方に変位させていることが考えられる。これらは躓きを予防し、安全性の確保を優先する戦略であると推察される (Lu *et al.* 2006; 徳田, 齋川 2010)。さらに遊脚時間については、2 歩前条件において全視野遮断条件よりも

下方視野遮断条件で有意に大きくなった。これは、上方視野からの視覚情報が姿勢の安定を担っており (Graci *et al.* 2010; Raffi *et al.* 2014; Saftari and Kwon 2018), 全視野遮断条件では視覚情報がなく不安定性を補うため、早く足底接地をして触覚の入力を得ようとした結果と考えられる (Patla *et al.* 2004)。歩隔は上方視野がある場合の方が大きい値を示した。これは下肢軌道が視覚的に認識できないことから、上方視野からの optic flow (Raffi *et al.* 2014) を大きくするために歩隔と左右の重心移動を大きくしている可能性があるが、3次元動作解析機などで重心移動を評価しなければ明確にできない。

以上より、障害物跨ぎ動作において、接近中および動作中の下方視野は障害物直前の足部位置や下肢軌道の認識および遊脚時間にも関連しており、姿勢の安定性にも関連している可能性が示唆された。また、LTCが大きくなることで高齢者の遊脚時間は若年者よりも大きく、より姿勢が不安定になる可能性がある (Hsu *et al.* 2010; Lee and Chou 2006; 松澤, 山本 2009; Novak and Deshpande 2014)。視覚と姿勢安定性の関係については第5章で詳しく検討する。

次に、TTCの結果もLTCと同様であった。Trail limbの運動は視野に入らないため、接近中の運動計画とLTCの運動feedbackを受けて調整および決定されていると考えられる (Chen *et al.* 1994; Draganich and Kuo 2004; Mohagheghi *et al.* 2004)。接近中に視野を遮断すると、障害物の位置の認識が不十分となるために、LTC同様に下肢を高く上げる可能性がある。Lead limbとTrail limbの関連性については次節で詳しく検討する。

第3節 障害物跨ぎ動作における Lead limb と Trail limb と関連性

1. 目的

視野に入らない Trail limb の運動軌跡は、動作中に視覚で on-line 制御することができない。したがって、Trail limb の運動は障害物に接近中に構築した運動計画や Lead limb の運動 feedback に基づいて、記憶や身体の位置情報に依存した運動を遂行していると考えられている (Draganich and Kuo 2004; Haijhem *et al.* 2014; Mohagheghi *et al.* 2004; Patla *et al.* 2004)。しかし、LTC と TTC の関連性について一致した報告はない。よって、本節では TC の決定に関与する移動能力、筋力、位置知覚、記憶や注意機能が Lead limb と Trail limb の関係性に影響を及ぼすかどうかを検討することで、Trail limb の運動制御を明らかにすることを目的とした。

2. 対象と方法

2-1. 対象

対象者は前節と同様である。全ての対象者にはヘルシンキ宣言に則り、研究の目的と方法を事前に説明した。また、研究への参加は自由意志であり、途中で中断しても不利益にならないことを口答と書面で説明し、同意を得て研究に協力してもらった。なお、本研究は神戸大学大学院人間発達環境学研究科研究倫理委員会の承認を得ている（承認番号：223）。

2-2. 実験手順

前節と同様に、TUG と STS, 位置知覚を評価した。それらに加え、ロンベルグ率と VSM, TMT-B を評価した。

立位重心動揺の測定は圧力分布シート（ウォーク way, アニマ株式会社製）を用いて測定した。測定肢位は裸足、閉脚立位とし、両上肢は胸の前で組ませた。測定時間は 60 秒とし、開眼、閉眼それぞれ 1 回ずつ測定した。重心動揺の評価には総軌跡長を採用し、開眼と閉眼の値よりロンベルグ率（閉眼時の総軌跡長 / 開眼時の総軌跡長）を算出した。なお、開眼時における測定では、対象者に立位位置より 3m 前方の視線と同じ高さの点を見るように指示した。

VSM の評価には Maki *et al.* (2010) が作成したプログラムを用いた。対象者は椅子に腰かけ、PC 上の画面に現れる数字項目の場所や順番を記憶した後に、数字項目を順番に回答する方法を用いて評価した。対象者は 3 つの数字が現れる課題を 2 回練習した後に、本テストを実施した。

TMT-B は 1 から 16 までの数字と、「あ」から「し」までランダムに配置された仮名を、小さい順または 50 音順に交互に結んでいく課題である。これらの結び終わるまでに要した時間をストップウォッチで測定した。なお、測定前には練習用紙を用いて課題の理解を得られてから実施した。

次に、障害物跨ぎ動作を行った。課題内容および環境設定、測定項目は第 4 章第 2 節と同様である。

2-3. 分析

ロンベルグ率、VSM、TMT-B については若年者と高齢者の差を検討するために、独立サンプル t 検定を行った。全ての条件において、TTC と LTC の関係性を調べるために、Pearson の積率相関係数を用いた。なお、Trail limb の運動制御を検討するため、視野遮断の直後で姿勢安定へ注意が過大となりうる 1 歩前条件は分析から除外した。さらに LTC と TTC の差を ΔTC とし、各身体機能との関連性を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。また、Trail limb は左足であるため、位置知覚は左足の結果を用いた。なお、統計解析には SPSS Version 24.0J (IBM Corp., Japan) を使用し、優位水準は 5%とした。

3. 結果

VSM と TMT-B について、若年者は高齢者よりも有意に優れた値を示した ($p < 0.01$)。ロンベルグ率は加齢による有意な差を認めなかった (表 4-8)。

若年者において、TTC と LTC は全ての条件で有意な相関関係を認めた (開眼条件の障害物の高さ 5cm の場合 $r = 0.80$ $p < 0.01$, 障害物の高さ 10cm の場合 $r = 0.81$ $p < 0.01$, 2 歩前全条件の障害物の高さ 5cm の場合 $r = 0.78$ $p < 0.01$, 障害物の高さ 10cm の場合 $r = 0.58$ $p < 0.05$, 2 歩前部分条件の障害物の高さ 5cm の場合 $r = 0.92$ $p < 0.01$, 障害物の高さ 10cm の場合 $r = 0.79$ $p < 0.01$) (表 4-9)。

高齢者において、TTC と LTC は全ての条件で有意な相関関係を認めた (開眼条件の障害物の高さ 5cm の場合 $r = 0.54$ $p < 0.05$, 障害物の高さ 10cm の場合 $r = 0.62$ $p < 0.05$, 2 歩前

全条件の障害物の高さ 5cm の場合 $r=0.66$ $p<0.05$, 障害物の高さ 10cm の場合 $r=0.68$ $p<0.01$, 2 歩前部分条件の障害物の高さ 5cm の場合 $r=0.58$ $p<0.05$, 障害物の高さ 10cm の場合 $r=0.72$ $p<0.01$) (表 4-10).

Δ TC については若年者および高齢者どちらも, 全ての条件で各身体機能と有意な相関関係を認めなかった (表 4-11, 表 4-12).

表 4-8 対象者の身体機能

	若年者 (n=14)	高齢者 (n=14)	p 値
ロンベルグ率	1.02±0.11	1.11±0.20	
VSM	8.1±1.1	5.9±0.9	<0.01
TMT-B	49.5±7.3	106.7±29.0	<0.01

表 4-9 若年者における TTC と LTC の相関係数

条件	開眼		2 歩前全		2 歩前部分	
	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm
相関係数	.804**	.808**	.778**	.576*	.921**	.785**

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

表 4-10 高齢者における TTC と LTC の相関係数

条件	開眼		2 歩前全		2 歩前部分	
	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm
相関係数	.541*	.617*	.661*	.678**	.577*	.722**

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

表 4-11 若年者における Δ TC と各身体機能との相関係数

条件	障害物の高さ	TUG	STS	位置知覚左	ロンベルグ率	VSM	TMT-B
開眼	5cm	.416	.028	-.096	.173	-.206	-.015
	10cm	.131	-.367	-.169	.005	.109	-.159
2歩前全	5cm	.003	-.241	.220	.024	.131	-.042
	10cm	.056	-.258	.023	-.012	.274	-.303
2歩前部分	5cm	.003	-.241	.220	.024	.131	-.042
	10cm	.056	-.258	.023	-.012	.274	-.303

表 4-12 高齢者における Δ TC と各身体機能との相関係数

条件	障害物の高さ	TUG	STS	位置知覚左	ロンベルグ率	VSM	TMT-B
開眼	5cm	-.393	-.038	-.272	-.078	.035	.172
	10cm	-.361	.006	-.374	-.239	.085	.234
2歩前全	5cm	-.430	-.029	-.368	-.288	-.049	.315
	10cm	-.278	-.045	-.314	-.305	.130	.345
2歩前部分	5cm	.003	-.241	.220	.024	.131	-.042
	10cm	.056	-.258	.023	-.012	.274	-.303

4. 考察

障害物 2 歩前に視野を遮断すると、TTC は大きくなる。これは、LTC と同様に障害物との位置関係が分からなくなるため、下肢をより高く挙上することが原因として考えられる。しかし、若年者および高齢者どちらも全ての条件で TTC と LTC は有意な相関関係を認めた。これは Patla *et al.* (2004) の結果と一致する。したがって、Trail limb は接近中における障害物の位置や大きさの記憶と Lead limb の運動 feedback に基づいて調整されると考えられる (Draganich and Kuo 2004; Haijhem *et al.* 2014; Mohagheghi *et al.* 2004; Patla *et al.* 2004)。今回の結果では、視野を遮断している状態で視覚的ワーキングメモリや注意機能の低下した高齢者でも TTC と LTC の有意な相関関係を得られた。加齢によりロンベルグ率は増大することが報告されているが (Lord *et al.* 2006; 鷺見ら 1988)、本研究の対象者についてはロンベルグ率が若年者と差を認めなかったために視覚以外の感覚系の代償能力が優れていると考えられる。そのため、視覚情報がない状態でも関節の位置覚や運動覚を利用して Trail limb の運動を調整できたと考えられる。実際に宇野ら (2018) は、視覚障害者が障害物またぎ動作をより慎重に労力をかけて行なうことで、安全な足部軌跡を確保し、転倒リスクを回避することを明らかにしている。これは、接近中の視覚情報が不十分でも、Lead limb の運動 feedback に基づき、視覚以外の感覚を代償的に利用することで Trail limb の跨ぎを制御していると考えられる。したがって、Trail limb の運動調整には接近中の視覚的ワーキングメモリよりも、身体の固有感覚に依存した Lead limb の運動 feedbackの方が貢献している可能性が示唆された。しかし、相関係数は若年者の方が比較的高い値を示した。これは、移動能力や注意機能などの身体機能の低下した高齢者では、それらの能力により LTC と TTC の関連性に個別性が大きい可能性が考えられる。

若年者および機能低下を有する高齢者の ΔTC について、関連のある要因は見つからなかった。TC は第 2 章第 3 節で示した通り、筋力 (阿江ら 1999)、移動能力 (Deshpande *et al.* 2011; Kovacs 2005; Shumway-Cook *et al.* 2007)、位置知覚能力 (Patla *et al.* 2004; 齋藤, 村木 2010)、視覚機能 (Black *et al.* 2014; Logan *et al.* 2010; 森田ら 2010; Patla and Vickers 1997; Shumway-Cook *et al.* 2007; Timmis *et al.* 2012)、障害の高さ (Chou *et al.* 1997; Kovacs 2005; 松澤ら 2011; Rietdyk and Rhea 2011)、記憶 (Haijhem *et al.* 2014; Lajoie *et al.* 2010, 2012) や注意機能 (Caetano *et al.* 2017; Lo *et al.* 2015)、転倒経験および恐怖感 (McKenzie and Brown 2004; 相馬ら 2011; 徳田, 齋川 2010; Uemura

et al. 2011; Young *et al.* 2012) が影響すると考えられる。今回の結果から、1つの要因との関連ではなく、これらが複雑に影響しあって **Trail limb** の運動を導くことが推察された。また、本研究の対象者は比較的運動機能の高い高齢者であった。障害物跨ぎ動作は歩行運動ほど定型にならないことも報告されており、今後は機能低下や転倒経験を有する高齢者を対象とした研究をすすめたい。

第5章 若年者と高齢者の障害物跨ぎ動作の姿勢安定性における視覚運動制御

第1節 若年者と高齢者における一連の障害物跨ぎ動作の姿勢安定性

1. 目的

障害物跨ぎ動作において、躓きを回避するためにTCの確保は重要である。しかし、下肢が十分挙上できても姿勢が不安定であれば転倒してしまうため、動作中における姿勢の安定が前提である。そこで、障害物跨ぎ動作における転倒リスクの評価にはTCだけでなく、姿勢の安定性を評価することが重要と考える。これまで、障害物への接近区間、Lead limbの跨ぎ区間、Trail limbの跨ぎ区間を含めた一連の跨ぎ動作中における姿勢安定性については言及されていない。また、それぞれの区間ごとの不安定性や、その年齢差も明らかになっていない。本節では若年者と高齢者を対象に3軸加速度計を用いて、まず視覚が利用できる環境での障害物跨ぎ動作における姿勢安定性を評価することとした。第1の目的は障害物への接近、Lead limbとTrail limbの跨ぎ越えという一連の動作を歩行中の障害物跨ぎ動作とし、側方の姿勢安定性について明らかにすることとした。第2の目的は、歩行中の跨ぎ動作におけるどの区間で不安定性が大きくなるのかを検証することとした。さらに第3の目的は障害物跨ぎ動作の姿勢安定性にLTCやTTC、各身体機能との関連を検討することとした。

2. 対象と方法

2-1. 対象

対象者は第4章第2節と同様である。全ての対象者にはヘルシンキ宣言に則り、研究の目的と方法を事前に説明した。また、研究への参加は自由意志であり、途中で中断しても不利益にならないことを口答と書面で説明し、同意を得て研究に協力してもらった。なお、本研究は神戸大学大学院人間発達環境学研究科研究倫理委員会の承認を得ている（承認番号：223）。

2-2. 実験手順

実験課題は第4章第2節と同様、障害物跨ぎ動作である。対象者は歩行路上に設置した

障害物より 4, 5 歩離れた位置から歩行を開始し, 障害物を跨いだ後も 3m 歩行を継続することとした. なお, 歩行速度は快適速度とし, 障害物は必ず利き足から跨ぐこととした. 対象者は自然に跨ぎ動作ができるよう, 測定前に 3-5 回練習を重ね, スタート位置を決定した. 歩行路上には 2 種類の障害物 (奥行:5cm, 幅:70cm, 高さ:5cm か 10cm) の一つを設置した. また, 障害物は赤く着色して見やすいようにした. 対象者が障害物に接触して転倒しないように, 障害物は発泡スチロール製として, 歩行路上に固定せず外力より動くようにした. 動作は障害物側方に設置したデジタルカメラ (HDR-CX590V, SONY 社製) で撮影した. また, 障害物を除外した自由歩行も測定した. それぞれ 3 回実施し, その測定値の平均値を代表値とした. 歩行前にはワイヤレス 3 軸加速度計 (MVP-RF8-GC-2000, MicroStone 株式会社製) を身体重心位置に近い第 3 腰椎棘突起の位置に貼り付け, バンドで固定した (Iosa *et al.* 2014). さらに, 対象者は天井の移動式滑車から吊るされた転倒予防ハーネスを装着した. 加速度センサーはサンプリング周波数 200Hz で記録した. なお, 対象者は液晶シャッターゴーグル (S-13031, 竹井機器工業社製) を装着しているが, 視野遮断は行わず視覚情報に制限はない. また, 歩行速度を測定するため, 歩行路上には歩行分析装置 (ウォーク way MW-1000, anima 社製) を設置した.

2-3. 分析

第 4 章第 2 節と同様, 全ての参加者について, 障害物を右足から跨ぐこととしたため, 右足が *lead limb*, 左足が *trail limb* と定義した. 撮影した動画は画像解析ソフト (Media Blend, ディケイエイチ株式会社製) を用いて変換した. *Lead limb* の TC (LTC) を障害物前縁上端と *Lead limb* の拇趾先端との距離と定義し, 一方, *trail limb* の TC (TTC) を障害物前縁上端と *Trail limb* の拇趾先端との距離と定義し算出した.

障害物跨ぎ動作は障害物 2 歩前の視覚情報より計画され, *Trail limb* が跨ぎ終わった時点で動作終了となる. よって, 加速度の分析区間は障害物より 2 歩前から障害物の 2 歩後までの 3 歩分とした. なお, 踵接地のタイミングは先行研究を参考に, 前後方向波形における前方ピーク値から同定した (Menz *et al.* 2003; 山田ら 2006; Zijlstra and Hof 2003).

得られた加速度データは, 演算ソフト (MATLAB, Release 2018b, The MathWorks Japan) を用いて解析を行った. 加速度信号は 20Hz に設定された low-pass filter (4th order Butterworth filtered) により変換された値を用いた (Zijlstra and Hof 2003). 3 歩分の

側方の加速度データから RMSR を算出した。また、踵接地から対側の踵接地までを 1 歩分として、それぞれの区間を障害物への接近区間、Lead limb の跨ぎ区間、Trail limb の跨ぎ区間と定義した。そして各区間における RMS_{ML} を算出した (図 5-1)。RMS は歩行速度と関連性があり、指数関数的関係をもつとされているため (Iosa *et al.* 2014; Menz *et al.* 2003), 歩行速度の 2 乗で正規化した (牧浦ら 2010)。RMS, RMSR それぞれ側方成分のみを求めた。障害物への接近区間における RMS を RMS_{1ML}, Lead limb の跨ぎ区間を RMS_{2ML}, Trail limb の跨ぎ区間を RMS_{3ML} とした。RMSR の左右方向 (以下, RMSR_{ML}) は前後方向 (以下, RMS_{AP}), 左右方向 (以下, RMS_{ML}), 上下方向 (以下, RMS_V) の値を用いて以下の式により算出した。

$$RMSR_{ML} = RMS_{ML} / \left(\sqrt{RMS_{AP}^2 + RMS_{ML}^2 + RMS_V^2} \right)$$

自由歩行では歩行開始後 5 歩から 8 歩までの 3 歩分における RMS_{ML} の平均値を算出しており、各区間の RMS_{ML} を同じ値として分析している。

統計解析は、歩行中の障害物跨ぎ動作における各分析項目について、年齢群と障害物の高さを条件とした線形混合モデルによる分散分析を行った。RMS と RMSR について、各区間での大きさを比較するため、年齢群、障害物の高さ、区間を条件とした線形混合モデルによる分散分析を行った。なお、自由歩行は障害物の高さ 0cm として検証した。主効果が有意であった際の下位検定や交互作用が有意であった際は、Bonferroni 法による多重比較検定を行った。また、RMSR_{ML}, RMS_{2ML}, RMS_{3ML} について LTC, TTC, TUG, STS, TMT-B, 位置知覚との関連性を検討するため、Pearson の積立相関係数を求めた。なお、統計処理には SPSS Statistics Version 24.0J (IBM Corp., Japan) を用い、有意水準は 5% とした。

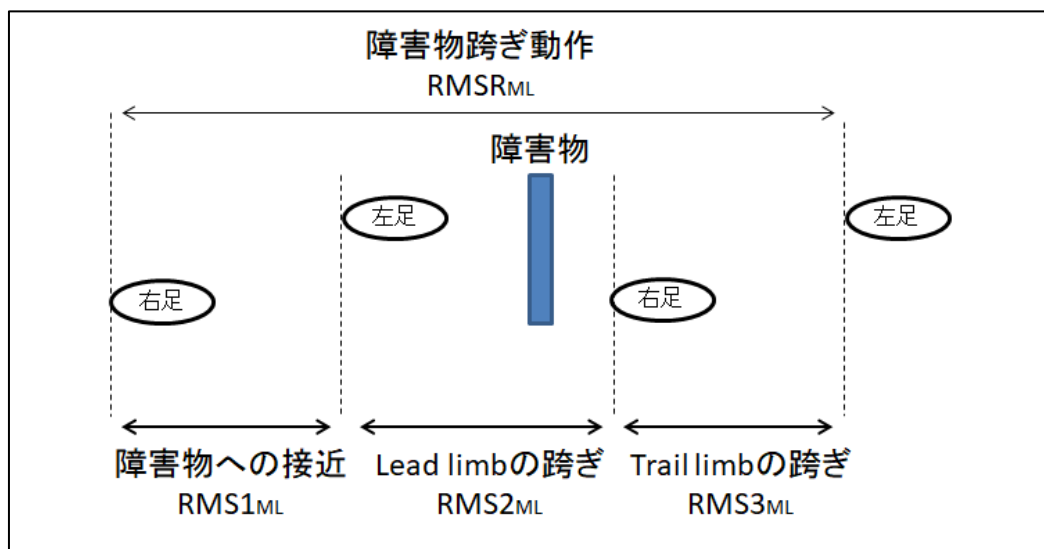


図 5-1 加速度の分析区間

3. 結果

対象者の RMSR_{ML}, RMS1_{ML}, RMS2_{ML}, RMS3_{ML} の結果を以下に示す(表 5-1). RMSR_{ML} について, 障害物の高さの有意な主効果が認められた ($p < 0.01$). その後の多重比較検定の結果, 自由歩行よりも障害物跨ぎ歩行の方が有意に大きかった (どちらも $p < 0.01$). なお, 年齢群の主効果および交互作用は認められなかった.

RMS1_{ML} について, 年齢群の主効果が認められた ($p < 0.05$). その後の多重比較検定の結果, RMS1_{ML} は若年者よりも高齢者の方が有意に大きかった ($p < 0.05$). なお, 障害物の高さの主効果および交互作用は認められなかった. 次に RMS2_{ML} について, 年齢群と障害物の高さの交互作用が認められた ($p < 0.05$). その後の多重比較検定の結果, 障害物の高さ 5cm ($p < 0.01$), 10cm ($p < 0.01$) の場合に, RMS2_{ML} は若年者よりも高齢者で有意に大きかった. さらに高齢者の場合のみ, RMS2_{ML} は自由歩行よりも障害物跨ぎ歩行で有意に大きかった (どちらも $p < 0.01$). RMS3_{ML} について, 障害物の高さの主効果を認めた ($p < 0.01$). その後の多重比較検定の結果, RMS3_{ML} は自由歩行よりも障害物跨ぎ歩行の方が有意に大きかった (どちらも $p < 0.01$). なお, 年齢群の主効果および交互作用は認められなかった.

RMS1_{ML}, RMS2_{ML} および RMS3_{ML} の比較を行うため, 区間と年齢群, 障害物の高さを条件に分散分析を行った結果, 区間 ($p < 0.01$) の主効果が認められた. その後の多重比較検定の結果, RMS1_{ML}, RMS2_{ML}, RMS3_{ML} の順に有意に大きかった (すべて $p < 0.01$).

一方、交互作用は認められなかった。

LTC について、年齢群の有意な主効果を認めた ($p<0.01$)。その後の多重比較検定の結果、LTC は若年者よりも高齢者の方が有意に大きかった ($p<0.01$)。障害物の高さおよび交互作用は認められなかった。TTC については、年齢群および障害物の高さの有意な主効果を認めた (どちらも $p<0.01$)。多重比較検定の結果、TTC は若年者よりも高齢者で有意に大きく ($p<0.01$)、障害物の高さ 5cm の場合よりも高さ 10cm の場合の方が有意に小さかった ($p<0.01$)。歩行速度では、年齢群と段差の有意な主効果および交互作用を認めなかった。

VSM, TMT-B, 位置知覚テスト, ロンベルグ率は第 4 章第 3 節を参照されたい。

RMSR_{ML}, RMS2_{ML}, RMS3_{ML} と TC および各身体機能との関連性を検討した。若年者においては、すべての項目において有意な相関関係を認めなかった (表 5-2)。一方、高齢者において、RMS2_{ML} は TUG と障害物の高さ 5cm の場合 ($r=0.68, p<0.01$)、障害物の高さ 10cm の場合 ($r=0.81, p<0.01$) に有意な相関関係を認めた (表 5-3)。また、RMS2_{ML} は障害物の高さ 10cm の場合に TTC と有意な相関関係を認めた ($r=0.61, p<0.05$)。

表 5-1 歩行中の障害物跨ぎ動作の結果:

なお、自由歩行における RMS1, RMS2, RMS3 は同じ値である。

	年齢群	自由歩行	障害物跨ぎ 5cm	障害物跨ぎ 10cm
RMSR _{ML}	若年者	0.39 ± 0.06	0.42 ± 0.07	0.43 ± 0.08
	高齢者	0.38 ± 0.07	0.42 ± 0.09	0.43 ± 0.07
RMS1 _{ML} (m/s ²)	若年者		0.98 ± 0.37	0.99 ± 0.37
	高齢者		1.34 ± 0.48	1.23 ± 0.33
RMS2 _{ML} (m/s ²)	若年者	0.99 ± 0.17	1.14 ± 0.27	1.16 ± 0.29
	高齢者	1.07 ± 0.18	1.58 ± 0.48	1.59 ± 0.53
RMS3 _{ML} (m/s ²)	若年者		1.66 ± 0.74	1.73 ± 0.91
	高齢者		1.86 ± 0.62	1.88 ± 0.61

表 5-2 若年者における障害物跨ぎ動作の姿勢安定性と TC および身体機能との相関係数:

なお, LTC, TTC は各障害物の高さに対応している.

	RMSR _{ML}		RMS1 _{ML}		RMS2 _{ML}		RMS3 _{ML}	
	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm
LTC	-.261	-.318	-.029	.074	-.413	.003	.355	.416
TTC	-.341	-.426	-.243	-.243	-.529	-.291	.201	.101
TUG	-.447	-.384	-.066	-.037	-.308	-.214	-.018	.034
STS	-.231	-.213	-.107	-.207	-.311	-.451	-.236	-.283
位置知覚右	.342	.418	.235	.242	.006	-.046	.265	.288
位置知覚左	.234	.269	.087	.169	-.095	-.097	.201	.220

表 5-3 高齢者における障害物跨ぎ動作の姿勢安定性と TC および身体機能との相関係数:

なお, LTC, TTC は各障害物の高さに対応している.

	RMSR _{ML}		RMS1 _{ML}		RMS2 _{ML}		RMS3 _{ML}	
	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm
LTC	.116	.024	-.058	.089	-.012	.303	-.099	.090
TTC	-.151	-.153	.112	.391	.287	.614*	.048	.406
TUG	-.059	.071	-.129	.310	.680**	.805**	-.036	.302
STS	-.349	-.318	-.461	-.386	.157	.296	-.266	-.278
位置知覚右	-.221	-.171	.179	.594*	.183	.346	-.011	.405
位置知覚左	-.132	-.014	.226	.629*	.058	.266	.058	.520

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

4. 考察

先行研究では、高齢者の跨ぎ動作には側方への不安定性があることが報告されており、さらに身体機能が低下するほどに身体が動揺することが明らかとなっている (Chou *et al.* 2003; Huang *et al.* 2008; Lee and Chou 2006). そこで本研究では側方の加速度に着目して分析を行った.

4-1. 一連の障害物跨ぎ動作における側方の姿勢安定性

歩行中に障害物を跨ぐ場合、障害物へ接近から跨ぎ超えるまで、すべてを通して姿勢の安定が必要である. 本研究の第 1 の目的は障害物への接近、Lead limb と Trail limb の跨ぎ越えという一連の動作を歩行中の障害物跨ぎ動作とし、側方の姿勢安定性について明らかにすることである. 本研究の結果から、身体動揺全体に対する各方向の動揺比を示している $RMSR_{ML}$ は障害物の高さによる差を認め、年齢による差や交互作用を認めなかった. これは、歩行中の障害物跨ぎ動作は平地歩行と比べて身体動揺の左右方向比が大きくなり、さらにその大きさと変化が若年者と高齢者で同じであることを示している. 先行研究では、障害物の高さが低い場合における下肢挙上は歩行の延長線上の動作と報告されている (松澤ら 2011). しかし、今回の結果から 5cm という小さな障害物を跨ぐ課題においても、平地における自由歩行と比べると体幹の側方動揺が大きくなるため、歩行とは異なる姿勢制御が必要であることが示唆された.

$RMSR$ は近年、歩行異常、身体動揺の質を示す指標として使用されている (Reynard and Terrier 2015; Sekine *et al.* 2013; Terrier and Reynard 2015). Sekine *et al.* (2013) は快適歩行における $RMSR_{ML}$ を算出し、歩行速度に関わらず健常者は一定の値を示すことを報告した. これは、身体の動揺量は異なっても、身体動揺全体に対する側方の動揺比は同じであることを示している. 一方、本研究では、自由歩行と歩行中の跨ぎ動作では身体動揺の質が異なることが明らかになった. また、歩行中の障害物跨ぎ動作において側方への身体動揺が増大することは先行研究の報告と一致している (Chou *et al.* 2003; Huang *et al.* 2008; Lee and Chou 2006). さらに、Terrier and Reynard (2015) は対象者にトレッドミル上で歩行させ $RMSR_{ML}$ を分析して年齢差を検討し、加齢による変化がないことを明らかにしている. 本研究においても、自由歩行における $RMSR_{ML}$ の年齢による差を認めなかったことは先行研究と一致しており、さらに歩行中の障害物跨ぎ動作においても年齢に関わらず一定の値を示すことが明らかになった. 上述したように、身体機能の低下が

あっても慣れた環境や、あらかじめ決められた課題に対しては高齢者も姿勢を安定した状態で跨げることが示唆された。

4-2. 障害物への接近, Lead limb の跨ぎ, Trail limb の跨ぎ各区分における姿勢安定性

本研究の第2の目的は、歩行中の跨ぎ動作におけるどの区間で不安定性が大きくなるのかを検証することとである。まず、本研究の結果から、RMSは障害物への接近, Lead limb の跨ぎ, Trail limb の跨ぎの順に有意に大きかった。障害物を跨ぐ場合、片脚立位時間が長くなること (Galna *et al.* 2009; Kovacs 2005; Park *et al.* 2013) や、跨ぐ際には身体重心が側方へ移動すること (松澤ら 2009, 2011) が報告されている。したがって、障害物へ接近中よりも Lead limb と Trail limb の跨ぎ区分の方が側方加速度の振幅は大きく、身体的不安定性を生じやすいことが考えられ、本研究結果はそれらを裏付けるものである。また、これまで Lead limb の跨ぎと Trail limb の跨ぎのどちらが姿勢不安定になるかを検討した先行研究はない (Chou *et al.* 2003; Hsu *et al.* 2010; Huang *et al.* 2008; Lee and Chou 2006; 松澤ら 2009, 2011)。Trail limb の跨ぎは視野に入らない位置での運動であるため、視覚的ワーキングメモリや注意機能が必要と報告されており、Trail limb での躓きや転倒の可能性が指摘されている (Heijnen *et al.* 2014; Lo *et al.* 2015; 斎藤ら 2010)。本研究の結果より、障害物との接触がない場合、Lead limb よりも Trail limb の跨ぎ区分の方が身体の側方加速度が大きいため、Trail limb の跨ぎ区分で身体的不安定性が高い可能性が示唆された。

次に、各区分での RMS について検討する。RMS_{1ML} について、若年者よりも高齢者の方が有意に大きかった。高齢者は障害物の手前で歩幅を縮小させること (中野, 大橋 2010)、姿勢不安定の際に歩隔を拡大して身体の安定を維持することが報告されている (第4章第1節)。また、高齢者は Lead limb の挙上において体幹の側屈や骨盤の傾斜といった代償を行う (Chou *et al.* 2003; Lee and Chou 2006) 可能性がある。その結果、障害物への接近中に事前に跨ぎ動作時における支持脚へ重心移動することにより、若年者よりも高齢者の方で RMS が大きくなったと推察される。

RMS_{2ML} は障害物を跨ぐ場合に、若年者よりも高齢者で有意に大きかった。さらに高齢者の場合に限り、RMS_{2ML} は自由歩行よりも歩行中の障害物跨ぎ動作で有意に大きかった。これらの結果は、若年者の Lead limb の跨ぎにおける側方の姿勢安定性は、自由歩行の場合と変わらないことを示している。一方、COP と COM の傾斜角度は Lead limb の跨ぎ

動作中、若年者よりも高齢者で大きく、バランス能力の低い高齢者ほど大きくなることが報告されている (Chou *et al.* 2003; Lee and Chou 2006). 高齢者において RMS2_{ML} が歩行中の障害物跨ぎ動作で大きくなったことは、その報告を裏付けるものであり、体幹の側屈や骨盤の傾斜といった代償が生じていると推察される。また、高齢者の側方動揺が増大する要因として LTC が考えられる。LTC は若年者よりも高齢者の方が大きい結果であった。障害物の高さに関わらず、若年者よりも下肢を高く上げることで姿勢が不安定になることが推察される (Galna *et al.* 2009; Kovacs 2005; Park *et al.* 2013).

RMS3_{ML} は年齢に関わらず、自由歩行よりも障害物跨ぎ歩行の方が有意に大きかった。TTC においても LTC と同様の結果であったが、RMS3_{ML} は年齢による差は認めなかった。RMS2_{ML} では年齢による差を認めたが、RMS3_{ML} で同様な結果を認めなかった要因は、高齢者の TTC の確保のため体幹側屈や骨盤傾斜などの代償がなかったことが推察される。松澤、山本 (2009) は TC の調整について、骨盤の傾斜や胸腰椎の側屈が関与していることを報告している。また、Trail limb の跨ぎには股関節および膝関節の屈筋群が働き、Lead limb の跨ぎと運動戦略が異なるため (Lo *et al.* 2015)、TC 確保のための代償動作も異なる可能性がある。したがって、高齢者では TTC よりも LTC 確保の方が体幹側屈や骨盤傾斜による代償が大きい可能性が示唆された。

4-3. 姿勢安定性と TC および身体機能との関連

RMSR_{ML}, RMS2_{ML}, RMS3_{ML} と TC および各身体機能との関連性を検討した。実際に下肢を挙上する TC との関連性を検討するため、RMS1_{ML} との相関検定は除外した。また、視野遮断がないため視空間記憶を評価する VSM や視覚依存度の評価であるロンベルグ率は除外した。

若年者においては、すべての項目において有意な相関関係を認めなかった。若年者の身体機能の標準偏差は比較的小さく、個人差は小さい。また、日常的に行う障害物跨ぎ動作には不安定性が生じないため、RMSR や RMS の変化は本論文で用いた身体機能の評価との関連性は得られなかった。

一方、高齢者においては RMS2_{ML} と TUG に有意な相関関係を認めた。すなわち、Lead limb の跨ぎ区間においては移動能力が低い高齢者ほど、RMS が大きくなることを示した。Lee and Chou (2006) や Chou *et al.* (2003) はバランス能力の低い高齢者ほど側方への動揺が大きくなることを報告している。障害物跨ぎ動作といった適応歩行には下肢の筋力

や移動能力が関連するとして報告もある (Deshpande et al. 2011; Kovacs,2005). したがって, 本研究の結果はそれらを裏付けるものである. 上述したように, **Lead limb** の跨ぎにおいては **Trail limb** の跨ぎ区間よりも体幹側屈や骨盤傾斜による代償が生じやすく, その程度は移動能力と関連があることが示唆された.

また, 高齢者における **RMS2_{ML}** は障害物の高さ **10cm** の場合に **TTC** と有意な相関関係を認めた. これは, **Trail limb** の跨ぎ動作の直前の身体動揺が **TTC** の大きさに反映する可能性を示している. しかし, 障害物の高さ **5cm** の場合には **RMS2_{ML}** と **TTC** に有意な相関関係を認めなかった. Kovacs (2005) は, 高齢者は **8cm** 以上の障害物に対しては下肢を高く挙上すると述べている. 今回の結果から, より高い障害物となる **10cm** の場合には, **Trail limb** を跨ぐ直前に身体が動揺している場合, 障害物との接触を避け自身の安全のために下肢をより高く挙上した可能性がある.

年齢に関わらず, **RMSR_{ML}**, **RMS2_{ML}**, **RMS3_{ML}** は **LTC** や **TTC** と関連性を認めなかった. 上述したように, **TC** の確保には体幹の側屈や骨盤の傾斜, 股関節の屈曲など動作は一定しない (Chou et al.2003; 松澤, 山本 2009; 松澤ら 2011). したがって, 高齢者は **TC** が大きくなることで姿勢が不安定になる可能性があるが, 姿勢の安定性には **TC** 確保のための上部体幹のバランス戦略が関連することが示唆された.

第 2 節 接近中における視覚情報が障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性へ及ぼす影響

1. 目的

前節では 3 軸加速度計を使用して、視覚情報がある場合の障害物跨ぎ動作の姿勢安定性を明らかにした。加齢に伴い身体機能の低下が生じ、障害物に躓く危険性は大きくなることから (Caetano *et al.* 2016, 2017; Shumway-Cook *et al.* 2007), 障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性における視覚への依存度は若年者よりも大きくなると考えられる。これまで、接近中や動作中の視覚情報、また周辺視野が跨ぎ動作の姿勢安定性に及ぼす影響を調べた報告はない。TC の運動計画は障害物を跨ぐ前に構築されるが、動作中の姿勢安定については事前の視覚情報が重要なのか、または動作中の on-line 制御になるのか検討されていない。よって、本節の目的は、障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性に対する視野の役割およびその加齢変化を検討することとした。さらに、姿勢安定に対する視覚運動制御が、TC の大きさや各身体機能と関連があるかどうかを検討することとした。

2. 対象と方法

2-1. 対象

対象者は第 4 章第 2 節と同様である。全ての対象者にはヘルシンキ宣言に則り、研究の目的と方法を事前に説明した。また、研究への参加は自由意志であり、途中で中断しても不利益にならないことを口答と書面で説明し、同意を得て研究に協力してもらった。なお、本研究は神戸大学大学院人間発達環境学研究科研究倫理委員会の承認を得ている (承認番号: 223)。

2-2. 実験手順

実験課題は第 4 章第 2 節と同様、障害物跨ぎ動作である。対象者は歩行路上に設置した障害物より 4, 5 歩離れた位置から歩行を開始し、障害物を跨いだ後も 3m 歩行を継続することとした。なお、歩行速度は快適速度とし、障害物は必ず利き足から跨ぐこととした。対象者は自然に跨ぎ動作ができるよう、測定前に 3-5 回練習を重ね、スタート位置を決定した。歩行路上には 2 種類の障害物 (奥行:5cm, 幅:70cm, 高さ:5cm か 10cm) の一つを設置した。また、障害物は赤く着色して見やすいようにした。対象者が障害物に接触し

て転倒しないように、障害物は発泡スチロール製として、歩行路上に固定せず外力より動くようにした。動作は障害物側方に設置したデジタルカメラ（HDR-CX590V, SONY 社製）で撮影した。また、障害物を除外した自由歩行も測定した。それぞれ3回実施し、その測定値の平均値を代表値とした。

参加者は液晶シャッターゴーグル（S-13031, 竹井機器工業株式会社製）を装着した。さらに foot switch を対象者の右踵に装着し、靴下を履いて固定した。このゴーグルのレンズは踵接地に反応して視野を遮断するタイミングを調節できる。ゴーグルは視野を全遮断するもの、下方視野のみ遮断するものの2種類を用いた。下方視野のみ遮断する試行では、ゴーグルの中央が眼球の中央に位置するように装着した。また、ワイヤレス3軸加速度計（MVP-RF8-GC-2000, MicroStone 株式会社製）を身体重心位置に近い第3腰椎棘突起の位置に貼り付け、バンドで固定した（Iosa *et al.* 2014）。さらに、対象者は天井の移動式滑車から吊るされた転倒予防ハーネスを装着した。加速度センサーはサンプリング周波数 200Hz で記録した。また、歩行速度を測定するため、歩行路上には歩行分析装置（ウォーク way MW-1000, anima 社製）を設置した。

視野遮断条件については参加者には視野遮断条件は3条件(i) 視野遮断なし(開眼条件), (ii) 障害物の2歩前に全視野を遮断(全遮断条件), (iii) 障害物の2歩前に下方視野を遮断する条件(部分遮断条件)があることを知らせ、視野遮断条件と障害物の高さはランダムで実施した。参加者は、各条件と各障害物の高さごとに3回ずつ実施した(遮断12施行, 開眼12施行)。疲労の影響を避けるため、適宜休息を設けた。

2-3. 分析

第4章第2節と同様、全ての参加者について、障害物を右足から跨ぐこととしたため、右足が lead limb, 左足が trail limb と定義した。撮影した動画は画像解析ソフト(Media Blend, ディケイエイチ株式会社製)を用いて変換した。Lead limb の TC (LTC) を障害物前縁上端と Lead limb の拇趾先端との距離と定義し、一方、Trail limb の TC (TTC) を障害物前縁上端と Trail limb の拇趾先端との距離と定義し算出した。

第5章第1節と同様に、加速度の分析区間は障害物より2歩前から障害物の2歩後までの3歩分とした。なお、踵接地のタイミングは先行研究を参考に、前後方向波形における前方ピーク値から同定した（Menz *et al.* 2003; Zijlstra and Hof 2003）。得られた加速度データは、演算ソフト（MATLAB, Release 2018b, The MathWorks Japan）を用いて解

析を行った。加速度信号は 20Hz に設定された low-pass filter (4th order Butterworth filtered) により変換された値を用いた (Zijlstra and Hof 2003)。3 歩分の加速度データから RMSR および RMS を算出した。どちらも左右方向成分のみ求めた。RMSR の左右方向 (以下, RMSR_{ML}) は前後方向 (以下, RMS_{AP})、左右方向 (以下, RMS_{ML})、上下方向 (以下, RMS_V) の値を用いて以下の式により算出した。

$$RMSR_{ML} = RMS_{ML} / \left(\sqrt{RMS_{AP}^2 + RMS_{ML}^2 + RMS_V^2} \right)$$

また、踵接地から対側の踵接地までを 1 歩分として、それぞれの区間を障害物への接近、Lead limb の跨ぎ、Trail limb の跨ぎ区間と定義した。そして各区間における RMS を算出した。RMS は歩行速度と関連性があり、指数関数的関係をもつとされているため、歩行解析機より算出した歩行速度の 2 乗で正規化した。障害物への接近区間における RMS を RMS1_{ML}、Lead limb の跨ぎ区間を RMS2_{ML}、Trail limb の跨ぎ区間を RMS3_{ML} とした。

障害物跨ぎ動作の各測定値は、年齢 (2 条件)、障害物の高さ (2 条件)、視野条件 (3 条件) の線形混合モデルによる分散分析を行った。主効果が有意であった際の下位検定や交互作用が有意であった際は、Bonferroni 法による多重比較検定を行った。また、RMS_{ML} については障害物への接近、Lead limb の跨ぎ、Trail limb の跨ぎの何れの区間で身体動揺が大きくなるか調べるため、区間 (3 条件) 条件を加えた線形混合モデルによる分散分析を行った。主効果が有意であった際の下位検定や交互作用が有意であった際は、Bonferroni 法による多重比較検定を行った。また、視覚情報のない場合における姿勢安定性と身体機能の関連性を調べるため、2 歩前全遮断条件の RMSR_{ML}、RMS1_{ML}、RMS2_{ML}、RMS3_{ML} について LTC、TTC、TUG、STS、VSM、TMT-B、位置知覚との関連性を検討するため、Pearson の積立相関係数を求めた。すべての統計解析には SPSS Statistics 24.0J (IBM Corp., Japan) を使用し、優位水準は 5% とした。

3. 結果

VSM、TMT-B、位置知覚テスト、ロンベルグ率は第 4 章第 3 節参照されたい。

3-1. LTC、TTC、歩行速度、視野遮断に対する恐怖心

LTC および TTC について、どちらも年齢群、視野条件、障害物の高さそれぞれの有意な主効果を認めた (すべて $p < 0.01$)。その後の多重比較検定により、LTC は若年者よりも

高齢者で有意に大きかった。また、開眼条件の LTC よりもその他の条件で有意に大きかった。全遮断条件と部分遮断条件での差は認めなかった。さらに、LTC は障害物の高さ 10cm の時よりも高さ 5cm の時の方が大きかった。TTC についても全て同様であった。また、どちらも有意な交互作用は認めなかった (表 5-4)。

歩行速度について、すべての要因で有意な主効果は認めなかった。実験を通して障害物跨ぎに関して恐怖を感じる参加者はいなかった。

3-2. RMSR_{ML}, 各区間の RMS_{ML}

RMSR_{ML}について、全ての条件で有意な主効果を認めなかった。一方、各区間における RMS_{ML}を比較すると、年齢群と区間の有意な交互作用 ($p<0.01$) を認めた (表 5-4)。その後の多重比較検定により、若年者、高齢者ともに RMS1_{ML}, RMS2_{ML}, RMS3_{ML}の順に有意に大きかった (すべて $p<0.01$)。また、RMS2_{ML}は若年者よりも高齢者で有意に大きかった ($p<0.01$)。

3-3. 全遮断条件における RMSR_{ML}, 各区間の RMS_{ML}と TC および各身体機能との関連性

若年者において、TTC は障害物の高さ 5cm の場合に RMSR_{ML} ($r=-0.67$, $p<0.01$) と RMS2_{ML} ($r=-0.60$, $p<0.05$) と有意な相関関係を認めた (表 5-5)。高齢者において、TUG は RMS2_{ML}と有意な相関関係を認めた (障害物の高さ 5cm の場合 $r=0.62$ $p<0.05$, 障害物の高さ 10cm の場合 $r=0.65$ $p<0.05$)。また、VSM は RMS1_{ML} (障害物の高さ 5cm の場合 $r=-0.64$ $p<0.05$, 障害物の高さ 10cm の場合 $r=-0.61$ $p<0.05$) および障害物の高さ 10cm の場合に RMS3_{ML} ($r=-0.67$ $p<0.01$) と有意な相関関係を認めた (表 5-6)。

表 5-4 歩行中の障害物跨ぎ動作における各測定項目

条件		開眼		2 歩前全遮断		2 歩前部分遮断	
障害物の高さ (cm)		5	10	5	10	5	10
LTC (cm)	若年者	9.10±2.34	8.18±2.74	10.20±2.34	9.32±2.73	10.3±3.27	9.26±2.61
	高齢者	13.58±2.99	13.26±3.86	14.95±3.35	14.54±4.75	14.89±3.20	14.84±4.49
TTC (cm)	若年者	6.73±1.80	4.81±2.00	7.60±2.06	5.61±2.35	7.87±2.90	6.24±2.98
	高齢者	11.25±4.46	9.97±6.80	12.74±5.55	11.11±6.92	12.54±6.06	10.07±5.30
歩行速度 (m/s)	若年者	1.07±0.14	1.09±0.15	1.10±0.13	1.07±0.13	1.07±0.17	1.07±0.17
	高齢者	0.89±0.14	0.92±0.14	0.91±0.14	0.90±0.14	0.93±0.17	0.93±0.17
RMSR _{ML} (m/s ²)	若年者	0.42±0.07	0.43±0.07	0.42±0.06	0.42±0.07	0.44±0.08	0.43±0.08
	高齢者	0.42±0.09	0.43±0.07	0.43±0.09	0.43±0.08	0.42±0.06	0.43±0.06
RMS1 _{ML} (m/s ²)	若年者	0.98±0.37	0.99±0.37	0.96±0.33	0.97±0.36	1.04±0.34	1.03±0.34
	高齢者	1.34±0.48	1.27±0.33	1.27±0.44	1.32±0.38	1.23±0.40	1.21±0.34
RMS2 _{ML} (m/s ²)	若年者	1.14±0.27	1.16±0.29	1.11±0.23	1.21±0.28	1.18±0.30	1.25±0.32
	高齢者	1.58±0.48	1.59±0.53	1.59±0.45	1.71±0.56	1.53±0.47	1.65±0.65
RMS3 _{ML} (m/s ²)	若年者	1.66±0.73	1.73±0.91	1.53±0.65	1.71±0.83	1.77±0.79	1.88±0.98
	高齢者	1.86±0.62	1.88±0.61	1.87±0.61	1.95±0.66	1.86±0.65	1.85±0.67

平均値±標準偏差

表 5-5 若年者における 2 歩前全遮断条件の障害物跨ぎ動作の姿勢安定性と TC および身体機能との相関係数：LTC, TTC は各障害物の高さに対応している。

	RMSR _{ML}		RMS1 _{ML}		RMS2 _{ML}		RMS3 _{ML}	
	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm
LTC	-.193	.003	.031	.277	-.310	.033	.378	.526
TTC	-.671**	-.436	-.368	-.267	-.602*	-.403	-.093	-.183
TUG	-.428	-.310	-.019	-.177	-.332	-.333	.016	-.023
STS	-.239	-.137	-.066	-.334	-.246	-.180	-.316	-.354
位置知覚右	.262	.183	.323	.183	-.047	-.008	.350	.132
位置知覚左	.214	.075	.223	.114	-.142	-.243	.299	.068
ロンベルグ率	-.498	-.525	-.277	-.381	-.256	-.244	-.213	-.347
VSM	.263	.153	-.121	.128	-.050	-.017	.380	.319
TMT-B	.011	-.090	-.138	-.303	.222	-.009	-.419	-.516

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

表 5-6 高齢者における 2 歩前全遮断条件の障害物跨ぎ動作の姿勢安定性と TC および身体機能との相関係数：LTC, TTC は各障害物の高さに対応している。

	RMSR _{ML}		RMS1 _{ML}		RMS2 _{ML}		RMS3 _{ML}	
	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm	5cm	10cm
LTC	.018	-.021	-.110	.230	-.137	.399	-.120	.118
TTC	-.190	-.223	-.282	.168	-.046	.332	-.112	.164
TUG	-.029	-.143	-.252	-.094	.624*	.650*	-.170	-.275
STS	-.395	-.311	-.205	-.291	.524	.566*	-.420	-.235
位置知覚右	-.169	-.302	-.111	.087	-.210	-.128	.080	-.151
位置知覚左	-.065	-.238	-.072	.115	-.342	-.326	.196	-.023
ロンベルグ率	-.098	-.254	-.233	-.280	-.348	-.232	.176	-.121
VSM	-.254	-.253	-.637*	-.609*	-.124	.040	-.481	-.674**
TMT-B	-.071	.061	-.161	-.246	.057	.099	-.310	-.146

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

4. 考察

本研究の目的は、障害物への接近、Lead limb と Trail limb の跨ぎ越えという一連の動作を歩行中の障害物跨ぎ動作とし、動作中の姿勢安定性に対する視野の役割およびその加齢変化を検討することである。

4-1. 一連の障害物跨ぎ動作の姿勢安定性に対する視覚運動制御

RMSR_{ML}は年齢群や視野遮断条件により変化しなかった。すなわち、下方視野による下肢軌道の視覚認知や、上方視野による optic flow (Raffi *et al.* 2014) が無くとも跨ぎ動作中の姿勢は安定していることが明らかになった。Novak and Deshpande (2014) は、高齢者は視覚情報が不十分な跨ぎ動作において側方への不安定性が増大することを示している。また、Patla *et al.* (2004) は視覚情報がない条件では歩行速度が遅くなることや、跨ぎ動作を練習しても触覚だけでは視覚による TC の調節を代償できないことを報告している。さらに、高齢者は外乱に対する反応時間が遅れることが報告されているため (Caetano *et al.* 2016; Higuchi 2013; Shumway-Cook *et al.* 2007)、視野遮断により RMSR_{ML}が増大する仮説をたてたが、本研究では異なる結果となった。

Reynard and Terrier (2015) は若年者と高齢者を対象にトレッドミル上にて閉眼歩行を実施し、RMSR は年齢により差がないことを報告している。また、Saucedo and Yang (2018) も閉眼歩行を評価し、若年者と高齢者で歩行速度の差は認めなかったことを報告している。姿勢安定性は自身が置かれている環境に影響を受ける (Iosa *et al.* 2012; McKenzie and Brown 2004)。McKenzie and Brown (2004) は平均台や狭い環境で障害物跨ぎ動作を行わせ、高齢者は恐怖心が大きくなると障害物跨ぎ速度が著明に低下することを報告している。これらの先行研究は、絶対的に安全な環境や慣れた環境であれば、視覚情報が欠落しても年齢に関わらず動的な姿勢安定性にほとんど影響しないことを示唆している。本研究では課題終了後の聴取で恐怖心を訴えた対象者がいなかった。また、若年者と高齢者で歩行速度にも統計的な差がなく、また視野遮断による歩行速度の低下を認めなかった。したがって、若年者と比べて身体機能が低下している高齢者でも、接近中に障害物の形状や周囲の環境を十分に把握している環境では、視野を遮断しても安定した跨ぎ動作が遂行できることが示唆された。

しかし、障害物の 2 歩前に視野を遮断すれば LTC は増大する。これは、自身と障害物との位置関係が認識できないためであるが、姿勢は維持できていた。すなわち、障害物の

2歩前における視覚情報はTCの調節に重要であるが、姿勢の維持には不可欠ではなく、あらかじめ決定された定常的な障害物跨ぎ動作を遂行していると考えられる (Reynard and Terrier 2015; Saucedo and Yang 2017). したがって、日常生活において、このような動作中の姿勢の安定には視覚が利用されるが、視覚が利用できない場合には前庭覚や体性感覚といった視覚以外の感覚系の利用を増やすこと (Ivanenko *et al.* 2011; Horak *et al.* 1990) で姿勢を安定させていることが示唆された. 次に、障害物跨ぎ動作における各区間の姿勢安定性について検討する.

4-2. 各区間における姿勢安定性に対する視覚運動制御

次に、障害物への接近、Lead limbの跨ぎ、Trail limbの跨ぎのそれぞれの区間におけるRMS_{ML}を比較した. RMS_{ML}は年齢や視野条件に関わらず、障害物への接近、Lead limbの跨ぎ、Trail limbの跨ぎ区間の順に有意に大きくなった. また、Lead limbの跨ぎ区間では若年者よりも高齢者で有意に大きかった. これらの結果は第5章第1節と同様である. 障害物を跨ぐ場合、片脚立位時間が長くなり、身体重心が側方へ移動することが報告されている (Kovacs 2005; Lee and Chou 2006; Novak and Deshpande 2014; Park *et al.* 2013). したがって、障害物へ接近中よりもLead limbとTrail limbの跨ぎ区間の方が側方加速度の振幅は大きく、身体の不安定性を生じやすいことが考えられ、本研究結果はそれらを裏付けるものである.

Lead limbの跨ぎ区間では、若年者よりも高齢者の方が側方への不安定性が大きくなり、バランス能力の低い高齢者ほど大きいことが報告されている (Chou *et al.* 2003; Lee and Chou 2006). さらにLTCは若年者よりも高齢者で大きくなることから、高齢者では体幹の側屈などが生じ、RMS_{2ML}が大きくなったと推察される. 一方、Trail limbの跨ぎ区間でRMS_{ML}が最も大きくなった. これまで、Trail limbの跨ぎにおける姿勢安定性を検討した先行研究はほとんどみられない. Heijnen *et al.* (2014) や Lo *et al.* (2015) は、Trail limbが視野に入らない位置での運動であり視覚的ワーキングメモリや視覚的注意機能が必要と報告し、Trail limbでの躓きや転倒の可能性を指摘している. 第5章第1節の結果と併せて、歩行中の障害物跨ぎ動作の中でもTrail limbの跨ぎ区間で姿勢安定性が損なわれる可能性が示唆された.

しかし、RMS_{RML}と同様に各区間のRMS_{ML}において視野遮断の影響は認めなかったことから、いずれの区間でも姿勢安定性に対する視覚の依存度が変わらないことが推察され

た。先行研究では、障害物より数歩前から障害物の大きさなどの情報があれば、跨ぎ動作が成功することを報告している (Diaz *et al.* 2018)。また、障害物の大きさを認識するタイミングは一定でなく、数歩前から直前まで、どの場面で認識しても障害物跨ぎ動作の調整が可能であると述べている。また、Matthis and Fajen (2013, 2014) は 2 歩先までの距離を見ることができれば、多様な視覚情報の中で可能な限り効率的に生体力学的構造を利用できる足部位置を選択できることを報告している。本研究では障害物の大きさや位置は接近中に認識することが可能であり、障害物の存在は対象者の記憶に残っていた。また、上述したように視野の有無に関わらず、あらかじめ決められた障害物跨ぎ動作を遂行する運動計画であったために、姿勢の安定が維持できたと推察される (Reynard and Terrier 2015; Saucedo and Yang 2017)。よって、慣れた環境での障害物跨ぎ動作においては、障害物の接近、Lead limb の跨ぎ、Trail limb の跨ぎ区間の全ての区間で視覚を利用した on-line 制御は不可欠でないことが示唆された。しかし、動作中に姿勢安定性を維持するためには、事前に障害物の存在を認識することが重要であり、2 歩以上前からの接近中の視覚情報が必要であると考えられた。しかし、上述したように視野遮断試行では自身と障害物の位置関係が不十分であったことから、LTC が増大したと考えられる。したがって、障害物跨ぎ動作において下方視野は足部と障害物の位置関係を認識し LTC を調節する役割を持つ。一方、障害物のおよその大きさと位置が接近中に認識されていれば、動作中の周辺視野情報の姿勢安定性への貢献は低いことが示唆された。

4-3. 視覚情報がない場合の RMSR_{ML} および各区間の RMS_{ML} と TC および各身体機能との関連性

若年者において、障害物の高さ 5cm の場合に RMSR_{ML} および RMS_{2ML} と TTC に有意な相関関係を認めた。すなわち、Lead limb の跨ぎ区間における身体の動揺が大きいと TTC が小さくなることを示している。若年者は身体機能の個人差が小さく、身体機能との関連性は乏しい。また、動作自体も定型にならないためこの結果だけでは説明ができない。3 次元動作解析機などで、重心の位置や身体運動を評価してさらなる検討をする必要がある。

高齢者においては RMS_{2ML} と TUG に有意な相関関係を認めた。これについては第 5 章第 1 節と同様の結果を示しており、視覚情報がない状態でも、Lead limb の跨ぎ区間において移動能力が低い高齢者ほど、RMS が大きくなることが推察された。開眼条件において、移動能力の低下した高齢者は側方への動揺が大きくなると報告されている (Chou *et al.*

2003; Lee and Chou 2006). 本研究の結果より, 視野遮断に対して RMS2_{ML}は変化しなかった. よって, 視野制限がない時と同様に, 視野が遮断される場面での RMS2_{ML}は移動能力を反映する TUG と関連があると考えられる.

また, 高齢者は RMS1_{ML}と VSM に有意な相関関係を認めた. VSM が低下すると障害物に接近する際に側方への身体動揺が大きくなることが示唆された. バランス能力の低下した高齢者は跨ぎ動作時に側方への不安定性が生じること (Chou *et al.* 2003; Lee and Chou 2006; Novak and Deshpande 2014) や, COP と COM を近づけることで身体を安定性に保つこと (Huang *et al.* 2007) が報告されている. よって, 視覚的ワーキングメモリの低下した高齢者は障害物の位置が完全に記憶できないため, Lead limb の跨ぎを安定して慎重に行うために支持脚へ重心移動すると推察される.

また, 障害物の高さ 10cm の場合に RMS3_{ML}と VSM に有意な相関関係を認めた. すなわち, VSM が優れているほど, Trail limb の跨ぎ区間で身体の動揺が小さいことが示唆された. Draganich and Kuo (2004) は TTC には加齢と歩行速度が影響せず, あらかじめ決められた歩行パターンにより TTC が導かれると報告している. Heijnen *et al.* (2014) や Lajoie *et al.* (2012) は Trail limb の運動軌跡は記憶が関与しており, 障害物の位置や大きさの記憶と現在の四肢の位置情報から導かれることを報告している. したがって, VSM が低下すれば障害物の位置情報の記憶が十分でなく, Trail limb でより下肢を高く挙げるなどの代償戦略が生じる可能性がある. 本研究では接近中に視野を遮断しているため, Lead limb の運動が下方視野で得ることができず, Trail limb の運動にとって接近中の視覚的ワーキングメモリや Lead limb の運動 feedback が重要な情報となる.

しかし第 4 章第 3 節で示した通り, VSM と TTC に有意な相関関係を認めず, TC の決定には視覚的ワーキングメモリよりも Lead limb の運動 feedback の方が重要であることを示した. よって, RMS3_{ML}の増大は, TC の増大ではなく, 体幹の側屈や骨盤の傾斜など TC を確保する戦略が変化した結果と考えられる. Lu *et al.* (2006) は, 高齢者は若年者よりも障害物跨ぎ動作で股関節戦略を選択しやすいことを報告している. Kovacs (2005) は, 高齢者は 10cm の高い障害物に対してはより慎重になり, 跨ぎ速度を低下させることを報告している. したがって視覚情報がない障害物跨ぎ動作において, 障害物の高さ 10cm の場合に, 視覚的ワーキングメモリが低下すると, Trail limb の跨ぎ区間で TC の確保のために体幹側屈角度の増大など, 動作方法が変化することが推察された.

第6章 総括

人間が日常生活を行う上で、障害物を跨ぐ動作は繰り返し行われる適応行動の一つである。高齢化が進行する中、高齢者の転倒事故は増加しており、その状況として「躓き」が最も多い。また、障害物跨ぎ動作において、視覚が非常に重要な役割を担っている。したがって、障害物跨ぎ動作の視覚運動制御を明らかにすることは人間の日常行動の理解を深め、高齢者の転倒予防にとって重要である。

障害物跨ぎ動作においては TC の確保が最も重要とされている。現在、若年者において障害物の 2 歩前における視覚情報が TC の調節に重要であることが明らかになっている。しかし、高齢者を対象とした障害物跨ぎ動作における視覚運動制御についての報告は見当たらない。そこで本論文では高齢者を対象とし、障害物跨ぎ動作における TC の調節について接近中の視覚情報が担う役割を明らかにすること目的とした（検討課題 1）。また、障害物跨ぎ動作には周辺視野による周囲環境の知覚が重要と考えられている。したがって、本論文では動作中における視野遮断の有無による TC と姿勢安定性を比較することで、障害物に接近中の周辺視野情報による feedforward 制御を明らかにすることを目的とした。そして全視野遮断と下方視野のみ遮断する試行を比較することにより、障害物跨ぎ動作中の下方視野および上方視野の役割についても検討した（検討課題 2）。

障害物跨ぎ動作では Lead limb だけでなく Trail limb の跨ぎも安定して遂行しなければならない。Lead limb の運動と Trail limb の運動を比較検討した報告は少なく、また、関連性も一致していない。よって本論文では Trail limb の運動制御について、身体機能との関連を含めて検討した（検討課題 3）。

一方、十分な TC を確保するためには姿勢が安定していることが前提である。歩行中の跨ぎ動作における姿勢安定性評価は、跨ぎ動作を遂行する一部分だけでなく、Lead limb の跨ぎ運動計画が確立される障害物の 2 歩前からの分析が必要となる。しかし、先行研究では障害物への接近を含めた一連の跨ぎ動作中における姿勢安定性については言及していない（検討課題 4）。また、これまで接近中や動作中の視覚情報、また周辺視野が跨ぎ動作の姿勢安定性に及ぼす影響を調べた報告はない。したがって、接近中の視覚情報が障害物跨ぎ動作中の姿勢の安定性に及ぼす影響を検討し、障害物跨ぎ動作の姿勢安定性に対する視覚情報を用いた feedforward 制御とその加齢変化を明らかにする必要がある（検討課題 5）。

本論文ではこれらの障害物跨ぎ動作における視覚運動制御について5つの検討課題を設定した。以下に研究課題と、得られた結果を示す。

1. 歩行中における障害物を視覚認知する距離が跨ぎの TC に与える影響について、若年者と高齢者の差異を検討した（第4章第1節；研究課題 1-1）
 - 1) LTC は視野遮断条件の影響を受け、2歩前条件で開眼条件と1歩前条件よりも有意に大きくなったことから、若年女性と高齢女性は同様に障害物の2歩前の視覚情報が LTC の調節に重要であることが示唆された。
 - 2) TTC は視野遮断条件の影響を受け、LTC とほとんど同様の傾向を示した。しかし、高齢女性では2歩前条件と1歩前条件に有意な差が生じなかったことから、視野が遮断された直後である1歩前条件で TTC にばらつきが生じる可能性が考えられた。
 - 3) LTC と TTC は高齢女性の方が若年女性よりも有意に大きい値を示した。
 - 4) 歩隔は、高齢女性においてのみ、2歩前条件で開眼条件よりも有意に大きかった。
2. 障害物跨ぎ動作における TC の調節に下方視野が担う役割を検討した（第4章第2節；研究課題 1-2）。
 - 1) LTC は2歩前条件で開眼条件および1歩前条件よりも有意に大きく、全視野遮断条件と下方視野遮断条件で有意な差を認めなかった。したがって、若年者と高齢者は同様に障害物の2歩前の下方視野の情報が LTC の調節に重要であり、上方視野は TC の調節に関与しないことが考えられた。
 - 2) TTC は視野遮断条件の影響を受け、LTC とほとんど同様の傾向を示した。
 - 3) 遊脚時間については、全遮断条件よりも下方視野遮断条件で有意に大きくなった。
3. Lead limb と Trail limb の運動の関係性を明らかにし、Trail limb の運動制御を検討した（第4章第3節；研究課題 1-3）。
 - 1) 若年者および高齢者どちらも全ての条件で TTC と LTC に有意な相関関係を認めた。
 - 2) ΔTC について、若年者および高齢者どちらも有意な相関関係にある身体機能要因は見つからなかった。

4. 障害物への接近, **Lead limb** と **Trail limb** の跨ぎ越えという一連の動作を歩行中の障害物跨ぎ動作とし, 側方の姿勢安定性について検討した(第5章第1節;研究課題2-1).
 - 1) $RMSR_{ML}$ について, 障害物の高さの影響を受け, 自由歩行よりも障害物跨ぎ動作の方が有意に大きい値を示した.
 - 2) $RMSR_{ML}$ は若年者と高齢者の間に差は認めなかった.
 - 3) RMS_{ML} は **Lead limb** の跨ぎ区間よりも **Trail limb** の跨ぎ区間の方が有意に大きいため, **Trail limb** の跨ぎ区間で身体の不安定性が大きい可能性が示唆された.
 - 4) $RMS2_{ML}$ は若年者よりも高齢者の方が有意に大きかったが, $RMS3_{ML}$ は若年者と高齢者で差を認めなかった. したがって, 高齢者では **TTC** よりも **LTC** 確保の方が体幹側屈や骨盤傾斜による代償が大きい可能性が示唆された.

5. 障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性に対する視野の役割およびその加齢変化を検討した(第5章第2節;研究課題2-2).
 - 1) $RMSR_{ML}$ について, 視野遮断条件の影響を受けなかったことから, 若年者と高齢者どちらも視野が遮断されても安定した障害物跨ぎ動作が遂行できることが明らかになった.
 - 2) 視野遮断条件に関わらず, RMS_{ML} は **Lead limb** の跨ぎ区間よりも **Trail limb** の跨ぎ区間の方が有意に大きいため, **Trail limb** の跨ぎ区間で身体の不安定性が高い可能性が示唆された. さらに, いずれの区間でも姿勢安定性に対する視覚の依存度が変わらないことが推察された.
 - 3) 高齢者においては, 障害物の2歩前に全視野が遮断された場合に $RMS2_{ML}$ と **TUG** に有意な相関関係を認めた. また, $RMS3_{ML}$ と **VSM** に有意な相関関係を認めた.

1. 総合考察

本論文では障害物跨ぎ動作の視覚運動制御を, **TC** と姿勢安定性の観点から検討した. まず, 歩行中における障害物を視覚認知する距離が跨ぎの **TC** に与える影響について, 若年者と高齢者の差異を検討した(研究課題1-1). 障害物へ接近中に視野を全遮断する条件を行った. その結果, **LTC** は年齢に関わらず, 2歩前に視野を全遮断すると大きくなるこ

とが明らかとなった。これまで、LTC の調整には接近中の視覚情報が重要であり (Mohagheghi *et al.* 2004; Patla and Vickers 1997; Patla *et al.* 2002, 2004; Patla and Greig 2006; Timmis and Buckley 2012), 少なくとも障害物 2 歩以上前に feedforward 的に運動計画が構築されることが報告されている (Mohagehogh *et al.* 2004; Timmis and Buckley 2012)。また、障害物の 2 歩前の視覚情報が、2 歩先の足部位置を決定していることが報告されている (Matthis and Fajen 2013, 2014)。本研究でもこれらの報告を支持する結果であり、さらに高齢者でも同様に障害物の 2 歩前の視覚情報が LTC の調節に重要であることが示唆された。

障害物の高さに対する意識と知覚を統一するために、身長に大きな差を生じさせないように、今回の対象者は女性のみであり、男性の特性は明らかになっていない。加齢による差異を一般化するために、男女混合の対象者にする必要があったと考えられた。また、本研究では視野を全遮断する課題であり、対象者の視線を制限しなかった。先行研究では、障害物の 2 歩前における下方視野による視覚情報が重要と報告されている (Timmis and Buckley 2012)。したがって、接近中の視覚情報の中でも、下方視野の役割を調べることとした。

そこで研究課題 1-2 では高齢者の障害物跨ぎ動作における下方視野の役割を検討するため、接近中に全視野を遮断する条件と下方視野のみを遮断する条件を比較した。また、対象者は男女混合とし、障害物跨ぎ動作中は前方を注視するよう指示した。この課題でも、障害物 2 歩前に視野を遮断する条件で LTC が大きくなった。この結果は先行研究と一致している (Timmis and Buckley 2012; 第 4 章第 1 節)。また、本研究では視野の全遮断と下方視野遮断で LTC に差を認めなかった。よって、上方視野には LTC を調節する役割がないと考えられる。高齢者は注意機能や視覚機能の低下から、中心視野からの情報に依存しやすく周辺視野の情報処理能力は低下する (Saftari and Kwon 2018; O'Connell *et al.* 2017) ことが報告されている。したがって、前方を注視した条件では下方視野による下肢軌道のコントロールが困難になることが考えられたが、本研究の結果から、年齢に関わらず障害物 2 歩前の下方視野の視覚情報により障害物直前の足部位置を認識することが重要であり、それにより LTC を調節することが示唆された。

今回の対象者は先行研究 (Newcomer *et al.* 1993; Shumway-Cook *et al.* 2000, 2007) から比較すると身体機能の高い健常高齢者であり、日常的に屋外歩行が可能で障害物跨ぎ動作に困難感を持たないものであった。バランス能力の低下した高齢者や転倒経験者は障

害物跨ぎ動作において歩行速度が低下すること (Deshpande *et al.* 2011) や動作開始時の姿勢制御が異なること (Uemura *et al.* 2011), 視線移動が多くなること (Uiga *et al.* 2015) などが報告されている。このような転倒経験者や虚弱高齢者は障害物跨ぎ動作における視覚運動制御が異なる可能性があり, それを明らかにすることが今後の高齢者の転倒予防に活かせると考えられる。

ここで LTC と TTC は研究課題 1-1, 1-2 どちらでも高齢者の方が若年者よりも大きな値を示した。これは, 高齢者はバランス能力の低下から, 安全性を重視した戦略を選択することで TC を増大させていると考えられる (Lu *et al.* 2006; 徳田, 斎川 2010)。さらに, 遊脚時間は 2 歩前条件では全遮断条件よりも下方視野遮断条件で有意に大きくなった。これは, 上方視野からの視覚情報が姿勢の安定を担っており (Graci *et al.* 2010; Raffi *et al.* 2014; Saftari and Kwon 2018), 全視野遮断では不安定性を補うため, 早く足底接地をして触覚の入力を得ようとした結果と考えられる (Patla *et al.* 2004)。よって, 下方視野による下肢の運動軌跡の知覚は高齢者にとって片脚立位時間を減少させることとなり, 姿勢の安定にも関連していると考えられた。

一方, LTC と同様に TTC も障害物の 2 歩前に視野を遮断すると増大した。これまで, LTC と TTC の関係性は一致した見解がない。TC を決定する要因は様々な要因がある。よって, それらが Lead limb と Trail limb の関係性に影響を及ぼすかどうかを検討した (研究課題 1-3)。その結果, 若年者および高齢者どちらも全ての条件で TTC と LTC は有意な相関関係を認めた。これは Patla *et al.* (2004) の結果と一致した。したがって, Trail limb の運動は独自の制御ではなく, 接近中における障害物の位置や大きさの記憶と Lead limb の運動 feedback に基づいて調整されるという仮説 (Draganich and Kuo 2004; Haijhem *et al.* 2014; Mohagheghi *et al.* 2004; Patla *et al.* 2004) を裏付ける結果となった。さらに, 宇野ら (2018) は視覚障害者が障害物跨ぎ動作をより慎重に労力をかけて行なうことで, 安全な足部軌跡を確保し, 転倒リスクを回避することを明らかにしている。したがって, 接近中の視覚情報が不十分でも, Lead limb の運動 feedback に基づき, 視覚以外の感覚を代償的に利用することで Trail limb の跨ぎ運動を制御していると考えられる。若年者と比べ VSM や注意機能といった身体機能の低下した高齢者においても, LTC と TTC に有意な相関を認めたことから, Trail limb の運動調整には接近中の視覚情報の保持ができなくとも, 身体の固有感覚に依存した Lead limb の運動 feedback の方が貢献している可能性が示唆された。

また、 ΔTC については、各身体機能との関連性を認めなかった。 TTC の大きさについては単一の要因ではなく、様々な要因が複雑に影響することで変化する可能性が示唆された。本研究に参加した高齢者はロンベルグ率に若年者と差を認めず、視覚以外の感覚系の代償能力が優れていると考えられる。先行研究 (Lord *et al.* 2006; 鷺見ら 1988) では加齢によりロンベルグ率は増大することが報告されており、感覚機能の低下を有する高齢者では結果が異なる可能性がある。以上のことから、障害物跨ぎ動作で躓きを予防するためには、障害物 2 歩前の下方視野の情報を利用して LTC を十分に確保することが重要であり、そうすることで **Trail limb** の躓きを予防できると考えられる。

次に障害物跨ぎ動作の視覚運動制御を姿勢安定性の観点から検討した。障害物跨ぎ動作には側方への不安定性があることが報告されている (Chou *et al.* 2003; Huang *et al.* 2008; Lee and Chou 2006)。しかし、障害物への接近区間、**Lead limb** の跨ぎ区間、**Trail limb** の跨ぎ区間を含めた一連の跨ぎ動作中における姿勢安定性については明らかになっていない。そのため、まずは障害物への接近、**Lead limb** と **Trail limb** の跨ぎ越えという一連の動作を歩行中の障害物跨ぎ動作とし、視覚情報がある状態での側方の姿勢安定性について検討した (研究課題 2-1)。また、今後、地域住民に対する調査や大規模研究において障害物跨ぎ動作における姿勢安定性評価を行う場合、より簡便な方法が求められるため、本研究では 3 軸加速度計を用いて測定および分析した。

障害物跨ぎ動作における RMS_{ML} は自由歩行よりも大きな値を示し、若年者と高齢者では差を認めなかった。よって、今回の結果から 5cm という小さな障害物を跨ぐ課題においても、平地における自由歩行と比べると体幹の側方動揺が大きくなる (Chou *et al.* 2003; Huang *et al.* 2008; Lee and Chou 2006) ため、歩行とは異なる姿勢制御が必要であることが示唆された。また、高齢者で身体機能の低下があっても慣れた環境やあらかじめ決められた課題に対しては、姿勢を安定させた状態で一連の障害物跨ぎ動作を遂行できることが示唆された。さらに、**Trail limb** の跨ぎ区間で最も姿勢が不安定になる可能性が高いことが示唆された。**Trail limb** は視野に入らない運動であるため、記憶や注意機能が必要であり、躓きの可能性も報告されている (Heijnen *et al.* 2014; Lo *et al.* 2015; 斎藤ら 2010)。したがって、高齢者にとっては、姿勢が不安定になりうる **Trail limb** の跨ぎによる転倒には十分注意しなければならない。また、**Lead limb** の跨ぎ動作における RMS は高齢者の方が若年者よりも有意に大きかった。さらに、 TC が大きくなれば遊脚時間が長くなるために姿勢の不安定性が生じると考えられたが、本研究では LTC 、 TTC と RMS に有意な

相関関係を認めなかった。これは LTC の増大に伴い、体幹の側屈や骨盤の傾斜が生じた結果、その程度により側方への身体動揺が大きくなったと推察される。したがって、高齢者は TC が大きくなることで遊脚時間が長くなり、姿勢が不安定になる可能性があるが、TC 確保のための上部体幹のバランス戦略が身体の不安定性に関連することが示唆された。

以上より、視覚情報がある状態での障害物跨ぎ動作の姿勢安定性が明らかになった。次に、障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性に対する視野の役割およびその加齢変化を検討した(研究課題 2-2)。RMSR_{ML} は年齢群や視野遮断条件の影響を受けなかった。すなわち、年齢に関わらず、下方視野による下肢軌道の視覚認知や、上方視野による optic flow (Raffi *et al.* 2014) が無くとも障害物跨ぎ動作中の姿勢は安定していることが明らかになった。先行研究では、絶対的に安全な環境や慣れた環境であれば、視覚情報が制限されても年齢に関わらず動的な姿勢安定性にほとんど影響しないことを報告している (Reynard and Terrier 2015; Saucedo and Yang 2018)。今回の結果では、視野遮断に恐怖を感じた対象者は認めず、歩行速度も変化しなかった。したがって、接近中に障害物の位置や大きさを認識していれば、障害物の 2 歩前における視覚情報は TC の調節に重要であるが、障害物跨ぎ動作中の姿勢安定性に対する貢献は小さいことが示唆された。

また、RMSR_{ML} と同様に各区間の RMS_{ML} において視野遮断の影響は認めなかったことから、いずれの区間でも姿勢安定性に対する視覚の依存度が変わらないことが推察された。Diaz *et al.* (2018) は、障害物より数歩前から直前までの接近中に障害物の大きさなどの情報を認識すれば、障害物跨ぎ動作が成功することを報告している。本研究で視野を遮断しても身体動揺が増大しなかったことから、障害物の接近、Lead limb の跨ぎ、Trail limb の跨ぎ区間の全ての区間で視覚を利用した on-line 制御は必要ないことが示唆された。また、障害物の認識は、それより 2 歩以上手前で行われる必要があると考えられた。よって、下方視野の視覚情報は Lead limb の下肢軌道を調整するが、動作中の姿勢安定性への貢献は小さいことが示唆された。

また、姿勢安定性に対する視覚運動制御と各身体機能の関連性を検討した。その結果、高齢者では視覚情報の有無に関わらず RMS_{2ML} と TUG に有意な相関関係を認めた。したがって、Lead limb の跨ぎ区間における姿勢安定性は TUG の結果から推測することができることが示唆された。TUG は広く使用されている転倒予測評価方法であり、日常生活自立度や転倒リスクのカットオフ値が報告されている (Shumway-Cook *et al.* 2000)。TUG の結果が障害物跨ぎ動作の遂行能力と関連があるとした報告 (相馬ら 2014) もあり、

本研究もそれを支持する結果となった。さらに、高齢者において VSM と Trail limb の跨ぎ区間での RMS に有意な相関関係を認めた。Trail limb の運動には記憶が関与する (Heijnen *et al.* 2014; Lajoie *et al.* 2012)。しかし、TTC と VSM に有意な相関関係を認めなかったことから、VSM は TC の大きさとは直接関連がなく、Trail limb の跨ぎを行う際の体幹の側屈など、TC を確保する戦略と関連があると推察される。TC を確保する身体運動の戦略については、3 軸加速度計による測定では分からないため、今後は 3 次元動作解析機などを併用することで明らかにする必要がある。

本研究の対象者は身体機能の高い高齢者であった。今後、高齢者の転倒予防や、臨床評価に利用していくために、介入研究および機能低下を有する高齢者を対象とした研究が必要である。我々は地域在住高齢者を対象に、6 か月間のウォーキングプログラムによる運動介入を行い、閉眼時の歩行に及ぼす影響を検討した研究を行っている。その結果、ウォーキングプログラムの運動習慣は体力水準の向上だけでなく、閉眼時の歩行能力を向上させる一因となることが示唆された。すなわち、視覚以外の感覚系の代償能力が向上する可能性が考えられた。また、ウォーキングは坂道や不整地を含めた様々な環境で行っており、障害物跨ぎ動作を遂行する機会も多いと考えられる。歩行中の姿勢の安定における視覚の依存度が低下することで、障害物跨ぎ動作がより円滑に行える可能性がある。

実際に、Zhang *et al.* (2009) は障害物跨ぎ動作の動作戦略には運動習慣が影響するが、適切な運動の種類は分からないと述べている。また、Guadagnin *et al.* (2016) も運動習慣が障害物跨ぎ動作に効果があることを報告している。したがって、今後は転倒リスクの有する対象者における障害物跨ぎ動作の視覚運動制御を明らかにし、運動介入を実施した変化を検討することにより、地域での転倒予防に活かしていきたい。

2. 結論

本論文では若年者と高齢者を対象に障害物跨ぎ動作中の視覚運動制御を TC と姿勢安定性の観点から検討した。その結果、以下の知見が得られた。

- 1) 若年女性も高齢女性も障害物に接近中の視覚情報が重要であり、特に障害物 2 歩前における視覚情報を利用して LTC を決定していることが示唆された (研究課題 1-1)。
- 2) 若年者と高齢者は同様に下方視野の情報が障害物直前の足部位置や LTC の調節に重要であり、跨ぎ動作中には Lead limb の運動軌跡の認識に重要である。一方で、年齢

に関わらず上方視野は TC の調節に関与しないことが考えられた (研究課題 1-2).

- 3) 年齢に関わらず Lead limb と Trail limb の関連性を認めた. Trail limb の運動調整には様々な身体機能要因が複雑に関与するが, 接近中の視空間記憶よりも, 身体の固有感覚に依存した Lead limb の運動 feedback の方が貢献している可能性が示唆された (研究課題 1-3).
- 4) 障害物跨ぎ動作は Trail limb の跨ぎ区間で最も不安定になりやすく, Lead limb の跨ぎ区間では若年者よりも高齢者の方が不安定になる. TC の大きさが姿勢安定性に直接関連することはなく, 体幹や骨盤の傾斜などが側方の姿勢安定性に影響を及ぼすことが考えられた (研究課題 2-1).
- 5) 若年者と高齢者どちらも, 接近中に障害物の位置や大きさを認識していれば, いずれの区間でも姿勢安定性に対する視覚の on-line 制御は不要であることが示唆された. また, 高齢者においては TUG が Lead limb の跨ぎ区間における姿勢安定性を推察する指標になる可能性が示唆された (研究課題 2-2).

3. 本論文の限界

3-1. 日常生活で行う障害物跨ぎ動作との乖離

本論文では障害物跨ぎ動作を, 歩行路上に設置してある障害物を跨ぎ超える課題として研究課題を設定した. 対象者の転倒には十分な注意を払う必要があり, 視野遮断試行前には複数回の練習を実施した. したがって, 運動学習効果が発生し, 視覚運動制御に影響を与えた可能性がある. 実際の日常生活では, 障害物に気づかない状況, 急な障害物の出現など, あらかじめ跨ぎ動作の準備ができないことも多い. よって, 本研究の障害物跨ぎ動作は日常的な跨ぎ動作というよりも, 慣れた場面での視覚運動制御を検討した可能性がある. 今後は障害物の位置をランダムに変えていくことや, 障害物の出現など実験方法を日常的な状況に近づけていくよう工夫することが課題である.

3-2. 対象者の選定

本論文で対象となった高齢者は, 地域在住で転倒経験のない健常者である. 実験で用いた障害物は日常的に存在する 10cm 以下の高さであり, 対象者は日常的に屋外独歩が可能である高齢者であったことから, 障害物跨ぎ動作の困難さが無かったと考えられる.

Uemura *et al.* (2011) は転倒経験者と非転倒者では跨ぎ動作開始前の姿勢制御が異なることを報告している。また、転倒経験を有する高齢者や転倒リスクの高い高齢者は眼球運動に変化が生じることや、恐怖心により回避行動が変化することが報告されている (Uiga *et al.* 2015)。今後はバランス能力の低下した高齢者や転倒経験者もしくは転倒恐怖感を有する高齢者を対象としてさらなる検討をすすめたい。

3-3. 姿勢安定性の評価

本論文では姿勢安定性の評価に 3 軸加速度計を使用した。RMS とは加速度波形の振幅の程度であるため、解析区間における加速度振幅の変化したタイミングや程度を明らかにすることはできない。また、RMS, RMSR では身体動揺の量と質は分かるが、重心の移動距離や体幹のアライメント、実際に COP-COM の角度は分からないため具体的な転倒リスクを評価できない。これらを明らかにするためには三次元動作解析機や床反力計を併用することで、各区間の COM と COP の変位を同時に評価することが可能と考えられ、今後の課題としたい。

さらに、RMS の増大は外力による身体の動揺なのか、それより以前の身体動揺を補償するための反応なのか明確にできない。これを明らかにするために、COM の変位と各区間における RMS の関係性についてさらなる検討が必要である。

4. 今後の課題

本論文では若年者および高齢者における障害物跨ぎ動作の視覚運動制御を明らかにした。今後は高齢者の転倒予防や、臨床評価に利用していくために、介入研究および機能低下を有する高齢者を対象とした研究が必要である。3 軸加速度計を利用した障害物跨ぎ動作における姿勢安定性評価は有用と考えられるため、臨床現場での評価および測定を実施していきたい。

参考文献

阿江通良, 岡田英孝, 尾崎哲郎, 藤井範久 (1999). 高齢者の歩行中のまたぎ越し動作に関する kinematics 的研究. *バイオメカニズム学会誌*, 23(2), 112-121.

Anthony, J. C., LeResche, L., Niaz, U., von Korff, M. R., & Folstein, M. F. (1982). Limits of the 'Mini-Mental State' as a screening test for dementia and delirium among hospital patients. *Psychol Med*, 12(2), 397-408.

Baddeley, A. (2000). The episodic buffer: a new component of working memory? *Trends Cogn Sci*, 4(11), 417-423.

Baddeley, A. (2003). Working memory: looking back and looking forward. *Nat Rev Neurosci*, 4, 829-839.

Black, A. A., Kimlin, J. A., & Wood, J. M. (2014). Stepping accuracy and visuomotor control among older adults: effect of target contrast and refractive blur. *Ophthalmic Physiol Opt*, 34(4), 470-478.

Brown, L. A., Doan, J. B., McKenzie, N. C., & Cooper, S. A. (2006). Anxiety-mediated gait adaptations reduce errors of obstacle negotiation among younger and older adults: implications for fall risk. *Gait Posture*, 24(4), 418-423.

Buckley, J. G., Timmis, M. A., Scally, A. J., & Elliott, D. B. (2011). When is visual information used to control locomotion when descending a kerb? *PLoS One*, 6(4).

Caetano, M. J., Lord, S. R., Schoene, D., Pelicioni, P. H., Sturnieks, D. L., & Menant, J. C. (2016). Age-related changes in gait adaptability in response to unpredictable obstacles and stepping targets. *Gait Posture*, 46, 35-41.

Caetano, M. J. D., Lord, S. R., Brodie, M. A., Schoene, D., Pelicioni, P. H. S, Sturnieks, D. L., & Menant, J. C. (2017). Executive functioning, concern about falling and quadriceps strength mediate the relationship between impaired gait adaptability and fall risk in older people. *Gait Posture*, 59, 188-192.

Chen, H. C., Ashton-Miller, J. A., Alexander, N. B., & Schultz, A. B. (1994). Effects of age and available response time on ability to step over an obstacle. *J Gerontol*, 49(5), 227-33.

Chen, H. C., Ashton-Miller, J. A., Alexander, N. B., & Schultz, A. B. (1991). Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. *J Gerontol*, 46(6), 196-203.

Choi, J. S., Kang, D. W., Shin, Y. H., & Tack, G. R. (2014). Differences in gait pattern between the elderly and the young during level walking under low illumination. *Acta Bioeng Biomech*, 16(1), 3-9.

Chou, L. S., Draganich, L. F., & Song, S. M. (1997). Minimum energy trajectories of the swing ankle when stepping over obstacles of different heights. *J. Biomechanics*, 30(2), 115-120.

Chou, L. S., Kaufman, K. R., Brey, R. H., & Draganich, L. F. (2001). Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait Posture*, 13, 17-26.

Chou, L. S., Kaufman, K. R., Hahn, M. E., & Brey, R. H. (2003). Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait Posture*, 18(3), 125-133.

Crosbie, J., & Ko, V. (2000). Changes in the temporal and distance parameters of gait evoked by negotiation of curbs. *Aust J Physiother*, 46(2), 103-112.

出村慎一, 佐藤進, 山次俊介 (2012). 地域高齢者のための転倒予防: 杏林書院.

Deshpande, N., Connelly, D. M., Culham, E. G., & Costigan, P. A. (2003). Reliability and Validity of Ankle Proprioceptive Measures. *Arch Phys Med Rehabil*, 84, 883-889.

Deshpande, N., Metter, E. J., & Ferrucci, L. (2011). Sensorimotor and Psychosocial Correlates of Adaptive Locomotor Performance in Older Adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 92, 1074-1079.

Diaz, G. J., Parade, M. S., Barton, S. L., & Fajen, B. R. (2018). The pickup of visual information about size and location during approach to an obstacle. *PLoS One*, 13(2).

土井剛彦, 牧迫飛雄馬, 堤本広大, 中窪翔, 鈴木隆雄, 島田裕之 (2016). 高齢者における体幹加速度から得られる歩行指標と転倒との関連性. 理学療法学, 43, 75-81.

Draganich, L. F., & Kuo, C. E. (2004). The effects of walking speed on obstacle crossing in healthy young and healthy older adults. *J Biomech*, 37(6), 889-896.

Fajen, B.R. (2013). Guiding locomotion in complex, dynamic environments. *Front Behav Neurosci*, 7(85), 1-15.

Finlayson, M. L., & Peterson, E. W. (2010). Falls, aging, and disability. *Phys Med Rehabil Clin NAm*, 21(2), 357-373.

麓信義 (1982). ラテラルティ現象の質問紙法による研究:主として利き足の定義に関して. 体育学研究, 26(4), 305-316.

Galna, B., Peters, A., Murphy, A. T., & Morris, M. E. (2009). Obstacle crossing deficits in older adults: a systematic review. *Gait Posture*, 30, 270-275.

Graci, V., Elliott, D. B., & Buckley, J. G. (2010). Utility of peripheral visual cues in planning and controlling adaptive gait. *Optom Vis Sci*, 87(1), 21-27.

Guadagnin, E. C., da Rocha, E. S., Duysens, J., & Carpes, F. P. (2016). Does physical exercise improve obstacle negotiation in the elderly?: a systematic review. *Arch Gerontol Geriatr*, 64, 138-145.

Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Simonsick, E. M., Salive, M. E., & Wallace, R. B. (1995). Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N Engl J Med*, 332(9), 556-561.

Halleman, A., Beccu, S., Van Loock, K., Ortibus, E., Truijen, S., & Aerts, P. (2009a). Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific II: kinematic parameters. *Gait Posture*, 30, 307-311.

Halleman, A., Beccu, S., Van Loock, K., Ortibus, E., Truijen, S., & Aerts, P. (2009b). Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: I. step-time parameters. *Gait Posture*, 30, 55-59.

Halleman, A., Ortibus, E., Meire, F., & Aerts, P. (2010). Low vision affects dynamic stability of gait. *Gait Posture*, 32, 547-551.

Harley, C., Wilkie, R. M., & Wann, J. P. (2009). Stepping over obstacles: Attention demands and aging. *Gait Posture*, 29, 428-432.

長谷川美規, 安村誠司 (2008). 日本人高齢者の転倒頻度と転倒により引き起こされる骨折・外傷. 骨粗鬆症治療, 7(3), 180-185.

Heijnen, M. J., Romine, N. L., Stumpf, D. M., & Rietdyk, S. (2014). Memory-guided obstacle crossing: more failures were observed for the trail limb versus lead limb. *Exp Brain Res*, 232, 2131-2142.

Henriksen, M., Lund, H., Moe-Nilssen, R., Bliddal, H., & Danneskiold-Samsøe, B. (2004). Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture*, 19, 288-297.

Higuchi, T. (2013). Visuomotor control of human adaptive locomotion: understanding the anticipatory nature. *Front Psychol*, 4, 277.

樋口貴広, 建内宏重 (2015). 姿勢と歩行 協調からひも解く : 三輪書店.

広田千賀, 渡辺美鈴, 谷本芳美, 河野令, 樋口由美, 河野公一 (2008). 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.

Horak, F. B., Nashner, L. M., & Diener, H. C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*, 82(1), 167-177.

Hsu, W. C., Wang, T. M., Liu, M. W., Chang, C. F., Chen, H. L., & Lu, T. W. (2010). Control of body's center of mass motion during level walking and obstacle-crossing in older patients with knee osteoarthritis. *J Mech*, 26(2).

Huang, S. C., Lu, T. W., Chen, H. L., Wang, T. M., & Chou, L. S. (2008). Age and height effects on the center of mass and center of pressure inclination angles during obstacle-crossing. *Med Eng Phys*, 30(8), 968-975.

藤澤真平, 金子諒, 佐々木誠 (2009). 直線歩行と 90° 方向転換歩行における障害物の視

覚的認知の仕方の相違が跨ぎ動作に及ぼす影響. 理学療法科学, 24(4), 555-559.

Iosa, M., Fusco, A., Morone, G., & Paolucci, S. (2014). Development and decline of upright gait stability. *Front Aging Neurosci*, 6(14), 1-12.

Iosa, M., Fusco, A., Morone, G., & Paolucci, S. (2012). Effects of visual deprivation on gait dynamic stability. *ScientificWorldJournal*.

伊藤納奈, 福田忠彦 (2004). 歩行時の下方視覚情報への依存における加齢効果: 眼球運動の時系列的変化. 人間工学, 40(5), 239-247.

Ivanenko, Y. P., Dominici, N., Daprati, E., Nico, D., Cappellini, G., & Lacquaniti, F. (2011). Locomotor body scheme. *Hum Mov Sci*, 30, 341-351.

岩月宏泰, 室賀辰夫 (1992). 歩行時における高齢者の注視軌跡. 理学療法科学, 19(4), 430-431.

香川真二 (2010). 加速度計を用いた歩行障害に対する測定と評価. バイオメカニズム学会誌, 34(4), 286-290.

川上治, 加藤雄一郎, 太田壽城 (2006). 高齢者における転倒・骨折の疫学と予防. 日老医誌, 43, 7-18.

川見優貴, 鈴木華子, 木下和勇, 瀬戸新, 齋藤恵子, 佐々木誠 (2011). 視覚認知の仕方が跨ぎ動作に及ぼす影響. 理学療法科学, 26(2), 175-177.

Kesler, A., Leibovich, G., Herman, T., Gruendlinger, L., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2005). Shedding light on walking in the dark the effects of reduced lighting on the gait of older adults with a higher-level gait disorder and controls. *J Neuroeng Rehabil*, 2(27), 1-8.

金憲経, 吉田英世, 鈴木隆雄, 石崎達郎, 細井孝之, 山本精三, 折茂肇 (2001). 高齢者の転倒関連恐怖感と身体機能 転倒外来受診者について. *日本老年医学会雑誌*, 38(6), 805-811.

Kovacs, C. R. (2005). Age-related changes in gait and obstacle avoidance capabilities in older adults: a review. *J Appl Gerontol*, 24(1), 21-34.

Kumar, N., & Priyadarshi, B. (2013). Differential effect of aging on verbal and visuo-spatial working memory. *Aging Dis*, 4(4), 170-177.

Lajoie, K., Bloomfield, L. W., Nelson, F. J., Suh, J. J., & Marigold, D. S. (2012). The contribution of vision, proprioception, and efference copy in storing a neural representation for guiding trail leg trajectory over an obstacle. *J Neurophysiol*, 107, 2283-2293.

Lee, H. J., & Chou, L. S. (2006). Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Arch Phys Med Rehabil*, 87(4), 569-575.

Li, W., Keegan, T. H., Sternfeld, B., Sidney, S., Quesenberry, C. P. Jr, & Kelsey, J. L. (2006). Outdoor falls among middle-aged and older adults: a neglected public health problem. *Am J Public Health*, 96(7), 1192-1200.

Lo, O. Y., van Donkelaar, P., & Chou, L. S. (2015). Distracting visuospatial attention while approaching an obstacle reduces the toe-obstacle clearance. *Exp Brain Res*, 233, 1137-1144.

Logan, D., Kiemel, T., Dominici, N., Cappellini, G., Ivanenko, Y., Lacquaniti, F., & Jeka, J. J. (2010). The many roles of vision during walking. *Exp Brain Res*, 206, 337-350.

Lord, S. R. (2006). Visual risk factors for falls in older people. *Age and Ageing*, 35(2), 42-45.

Lu, T. W., Chen, H. L., & Chen, S. C. (2006). Comparisons of the lower limb kinematics between young and older adults when crossing obstacles of different heights. *Gait Posture*, 23, 471-479.

Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2006). Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. *Age and Ageing*, 35(2), 12-18.

Maki, Y., Yoshida, H., & Yamaguchi, H. (2010). Computerized visuo-spatial memory test as a supplementary screening test for dementia. *Psychogeriatrics*, 10(2), 77-82.

牧浦大祐, 土井剛彦, 浅井剛, 山口良太, 小松稔, 小嶋麻悠子, 小野くみ子, 小野玲, 平田総一郎 (2010). 歩行の安定性に性差は存在するのか? 理学療法科学, 25(6), 923-928.

松澤恵美, 山本澄子 (2009). またぎ越え動作における頭部, 体幹の動きについて —前額面からの観察より—. 理学療法科学, 24(6), 913-918.

松澤恵美, 南風原英之, 藤原孝之, 小駒喜郎 (2011). 高さの異なるまたぎ越え動作の運動分析に関する研究. 臨床バイオメカニクス, 32, 477-482.

Matthis, J. S., & Fajen, B. R. (2013). Humans exploit the biomechanics of bipedal gait during visually guided walking over complex terrain. *Proc Biol Sci*, 280(1762).

Matthis, J. S., & Fajen, B. R. (2014). Visual control of foot placement when walking over complex terrain. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 40(1), 106-115.

Matthis, J. S., Barton, S. L. & Fajen, B. R. (2017). The critical phase for visual control

of human walking over complex terrain. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 114(32), 6720-6729.

Mazzà, C., Iosa, M., Picerno, P., & Cappozzo, A. (2009). Gender differences in the control of the upper body accelerations during level walking. *Gait Posture*, 29, 300-303.

McKenzie, N. C., & Brown, L. A. (2004). Obstacle negotiation kinematics: age-dependent effects of postural threat. *Gait Posture*, 19(3), 226-234.

Menant, J. C., St George, R. J., Sandery, B., Fitzpatrick, R. C., & Lord, S. R. (2009). Older people contact more obstacles when wearing multifocal glasses and performing a secondary visual task. *J Am Geriatr Soc*, 57(10), 1833-1838.

Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*, 18(1), 35-46.

三村將, 坂村雄 (2003). ワーキングメモリをめぐる最近の動向. *リハビリテーション医学*, 40, 314-322.

宮田英雄, 白戸弘道 (1994). 高齢者の歩行. *Equilibrium Res*, 53(4), 449-457.

Moe-Nilssen, R. (1998). A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(4-5), 328-335.

Mohagheghi, A. A., Moraes, R., & Patla, A. E. (2004). The effects of distant and on-line visual information on the control of approach phase and step over an obstacle during locomotion. *Exp Brain Res*, 155, 459-468.

森田ひろみ, 熊田孝恒, 口ノ町康夫 (2010). 視覚における特徴統合機能の加齢による変化. *人間工学*, 32, 158-159.

元島崇, 今井広美, 大平雅美, 横川吉晴 (2014). 多重課題歩行プログラムによる通所リハビリ参加者の注意機能の変化. *理学療法科学*, 29(2), 183-188.

永田隆信, 石田明允, 福岡豊, 南谷晴之 (2001). 直立姿勢制御における視覚系の役割. *医用電子と生体工学*, 39(2), 95-101.

中野渉, 大橋ゆかり (2010). 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*, 37(3), 153-159.

Newcomer, K. L., Krug, H. E., & Mahowald, M. L. (1993). Validity and reliability of the timed-stands test for patients with rheumatoid arthritis and other chronic diseases. *J Rheumatol*, 20(1), 21-27.

新野直明, 小坂井留美, 江藤真紀 (2003). 在宅高齢者における転倒の疫学. *日本老年医学会雑誌*, 40(5), 484-486.

Nordahl, C. W., Ranganath, C., Yonelinas, A. P., Decarli, C., Fletcher, E., & Jagust, W. J. (2006). White matter changes compromise prefrontal cortex function in healthy elderly individuals. *J Cogn Neurosci*, 18(3), 418-429.

Novak, A. C., & Deshpande, N. (2014). Effects of aging on whole body and segmental control while obstacle crossing under impaired sensory conditions. *Hum Mov Sci*, 35, 121-30.

O'Connell, C., Mahboobin, A., Drexler, S., Redfern, M. S., Perera, S., Nau, A. C., & Cham, R. (2017). Effects of acute peripheral/central visual field loss on standing balance. *Exp Brain Res*, 235(11), 3261-3270.

岡嶋克典 (2010). 視覚の加齢変化 一基礎と応用一. *照明学会誌*, 94(3), 171-175.

大嶋辰夫, 伊藤暁子, 宇野英隆 (2002). 歩行軌跡より求めた” つまずき” の危険度に関する研究. 日本建築学会計画系論文集, 559, 159-163.

Paquette, M. R., & Vallis, L. A. (2010). Age-related kinematic changes in late visual-cueing during obstacle circumvention. *Exp Brain Res*, 203(3), 563-574.

Park, S., Ko, Y. M., & Park, J. W. (2013). The Correlation between Dynamic Balance Measures and Stance Sub-phase COP Displacement Time in Older Adults during Obstacle Crossing. *J Phys Ther Sci*, 25(9), 1193-1196.

Patla, A. E., Davies, T. C., & Niechwiej, E. (2004). Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. *Exp Brain Res*, 155, 173-185.

Patla, A. E., & Greig, M. (2006). Any way you look at it, successful obstacle negotiation needs visually guided on-line foot placement regulation during the approach phase. *Neurosci Lett*, 397, 110-114.

Patla, A. E., Niechwiej, E., Racco, V., & Goodale, M. A. (2002). Understanding the contribution of binocular vision to the control of adaptive locomotion. *Exp Brain Res*, 142, 551-561.

Patla, A. E., Rietdyk, S., Martin, C., & Prentice, S. (1996). Locomotor patterns of the leading and the trailing limbs as solid and fragile obstacles are stepped over: some insights into the role of vision during locomotion. *J Mot Behav*, 28(1), 35-47.

Patla, A. E., & Vickers, J. N. (1997). Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path? *Neuroreport*, 8(17), 3661-3665.

Perry, S. D., Santos, L. C., & Patla, A. E. (2001). Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. *Brain Res*, 913(1), 27-34.

Raffi, M., Piras, A., Persiani, M., & Squatrito, S. (2014). Importance of optic flow for postural stability of male and female young adults. *Eur J Appl Physiol*, 114(1), 71-83.

Reynard, F., & Terrier, P. (2015). Role of visual input in the control of dynamic balance: variability and instability of gait in treadmill walking while blindfolded. *Exp Brain Res*, 233, 1031-1040.

Rietdyk, S., & Rhea, C. K. (2011). The effect of the visual characteristics of obstacles on risk of tripping and gait parameters during locomotion. *Ophthalmic Physiol Opt*, 31, 302-310.

Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35(2), 37-41.

Saftari, L. N., & Kwon, O. S. (2018). Ageing vision and falls: a review. *J Physiol Anthropol*, 37(11).

斎藤誠二, 村木里志 (2010). 高齢者の障害物またぎ動作における足の軌跡と位置知覚に関する研究. *人間工学*, 46(2), 172-179.

坂本由美, 大橋ゆかり (2013). 地域在住高齢者の転倒に影響を及ぼす要因の検討—転倒恐怖感, 転倒歴, 身体機能, 身体機能認識誤差に着目して—. *理学療法科学*, 28(6), 771-778.

Saucedo, F., & Yang, F. (2017). Effects of visual deprivation on stability among young and older adults during treadmill walking. *Gait Posture*, 54, 104-111.

Scheffer, A. C., Schuurmans, M. J., van Dijk, N., van der Hooft, T., & de Rooij, S. E. (2008). Fear of falling measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age and Ageing*, 37, 19-24.

Schulz, B. W. (2012). Healthy younger and older adults control foot placement to avoid small obstacles during gait primarily by modulating step width. *J Neuroeng Rehabil*, 9(1), 69-78.

Seeman, T. E., Charpentier, P. A., Berkman, L. F., Tinetti, M. E., Guralnik, J. M., Albert, M., Blazer, D., & Rowe, J. W. (1994). Predicting changes in physical performance in a high-functioning elderly cohort: MacArthur studies of successful aging. *J Gerontol*, 49(3), 97-108.

Sekine, M., Tamura, T., Yoshida, M., Suda, Y., Kimura, Y., Miyoshi, H., Kijima, Y., Higashi, Y., & Fujimoto, T. (2013). A gait abnormality measure based on root mean square of trunk acceleration. *J Neuroeng Rehabil*, 10(118).

下田武良, 岡真一郎, 中原雅美, 甲斐悟 (2012). 虚弱高齢者における二重課題条件下での歩行速度と注意機能の関係地域在住高齢者における検討. *理学療法科学*, 27(3), 315-318.

塩田琴美, 池田誠 (2008). 加齢による視覚機能の変化が姿勢制御に与える影響. *日本保健科学学会誌*, 11(3), 145-152.

塩田和史, 菅原詠子, 菅原慎吾, 牧野美里, 佐々木誠 (2006). 障害物の視覚的認知記憶の仕方の相違が跨ぎ動作課題の成績に及ぼす影響. *理学療法科学*, 21(1), 37-41.

Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther*, 80(9), 896-903.

Shumway-Cook, A., Guralnik, J. M., Phillips, C. L., Coppin, A. K., Ciol, M. A., Bandinelli, S., & Ferrucci, L. (2007). Age-associated declines in complex walking task performance: the Walking InCHIANTI toolkit. *J Am Geriatr Soc*, 55(1), 58-65.

Shumway-Cook, A., Woollacott, M., 田中繁, 高橋明監訳 (2011). モーターコントロール 運動制御の理論から臨床実践へ: 医歯薬出版株式会社.

Smeesters, C., Hayes, W. C., & McMahon, T. A. (2001). Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *J Biomech*, 34(3), 309-317.

相馬正之, 村田伸, 岩瀬弘明, 村田潤, 上城憲司, 久保温子, 江渡文 (2014). 地域在住高齢者の 10m障害物歩行と身体機能との関連. *Japanese Journal of Health Promotion and Physical Therapy*, 4(3), 129-132.

相馬正之, 中江秀幸, 安彦鉄平, 島村亮太, 川間健之介 (2011). 二重課題条件が転倒経験者の障害物跨ぎにおける toe-obstacle distance に与える影響について. *Japanese Journal of Health Promotion and Physical Therapy*, 1(1), 51-56.

鈴木隆雄 (2003). 転倒の疫学. *日本老年医学会雑誌*, 40(2), 85-94.

建内宏重, 米田稔彦, 田中貴広, 熊田仁, 楞田眞弘, 大野博司, 田中一成, 山口淳 (2006). 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, 267-273.

Terrier, P., & Reynard, F. (2015). Effect of age on the variability and stability of gait: a cross-sectional treadmill study in healthy individuals between 20 and 69 years of age. *Gait Posture*, 41(1), 171-174.

Timmis, M. A., & Buckley, J. G. (2012). Obstacle crossing during locomotion: Visual exproprioceptive information is used in an online mode to update foot placement before

the obstacle but not swing trajectory over it. *Gait Posture*, 36, 160-162.

Timmis, M. A., Turner, K., & Latham, K. (2015). The effect of trial frames on adaptive gait. *Gait Posture*, 41, 332-334.

徳田有美, 斎川大介 (2010). またぎ動作の生体力学的特性と臨床への応用. *理学療法*, 27(2), 321-327.

Uemura, K., Yamada, M., Nagai, K., & Ichihashi, N. (2011). Older adults at high risk of falling need more time for anticipatory postural adjustment in the precrossing phase of obstacle negotiation. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 66(8), 904-909.

Uiga, L., Cheng, K. C., Wilson, M. R., Masters, R. S., & Capio, C. M. (2015). Acquiring visual information for locomotion by older adults: A systematic review. *Ageing Res Rev*, 20, 24-34.

宇野直士, Loh Ping Yeap, 村木里志 (2018). 網膜色素変性症患者の障害物またぎ動作における下肢運動の特徴. *人間工学*, 54(5), 197-204.

van Hedel, H. J., & Dietz, V. (2004). The influence of age on learning a locomotor task. *Clin Neurophysiol*, 115, 2134-2143.

鷲見勝博, 渡辺丈真, 小林章雄, 竹島伸生, 鈴木雅裕, 村松常司, 前田清, 加藤孝之 (1988). 重心動揺の年齢にともなう変化について. *日本老年医学会雑誌*, 25(3), 296-300.

山田実, 古川裕之, 東野江里, 上原稔章, 一安章史, 小野玲, 平田総一郎 (2007). 歩行運動イメージの加齢変化と転倒経験の関連. *総合リハ*, 35(7), 705-710.

山田実, 平田総一郎, 小野玲, 安藤啓司 (2006). 変形性股関節症患者における歩行周期時間変動と歩容異常との関係. *バイオメカニズム学会誌*, 30(4), 211-215.

吉本好延, 三木章江, 浜岡克伺, 大山幸綱, 佐藤厚 (2010). 救急搬送記録を用いた転倒・転落記録状況の調査. 日本公衛誌, 57(5), 403-409.

Young, W. R., & Hollands, M. A. (2012). Newly acquired fear of falling leads to altered eye movement patterns and reduced stepping safety: a case study. *PLoS One*, 7(11).

Zhang, C., Mao, D., Riskowski, J. L., & Song, Q. (2009). Strategies of stepping over obstacles: the effects of long-term exercise in older adults. *Gait Posture*, 34(2), 191-196.

Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture*, 18(2), 1-10.

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いただき，最初から最後まで暖かいご指導，ご鞭撻頂いた神戸大学大学院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。岡田先生には博士課程前期課程からお世話になり，これまで6年間という長きにわたりご指導を賜りました。研究計画の作成や実施方法からご指導いただき，研究結果を論文で発表する機会も与えて下さいました。私の中では挑戦の連続でしたが，先生のご指導，ご助力により研究を完遂し，博士論文を作成することができました。また，私の今後の活動や方針についても常に親身になってアドバイスしていただき，臨床と研究を両立することができました。長きにわたり，様々な経験をさせていただき心より感謝申し上げます。

また，ご多忙の中，ご高閲を賜り，ご指導いただきました神戸大学人間発達環境学研究科 河辺 章子教授，近藤 徳彦教授，野中 哲士准教授，木村 哲也准教授に心より感謝申し上げます。河辺先生には脳機能や記憶，姿勢制御についてご指導いただき，心より感謝申し上げます。ご指摘頂いた観点から，臨床像と照らし合わせて考えることができました。近藤先生にも修士論文から6年間という長きにわたり，いつも暖かくご指導いただき心より感謝申し上げます。神戸大学内で自身の研究成果を英語で発表する機会を与えて下さり，貴重な経験ができました。

また，実験のスケジュール調整や対象者の選定，実験の実施にご協力いただいた大学院生である永田遼氏に心より感謝を申し上げます。研究がうまくいかず，つらい中でも支えあうことができたD棟大学院生室の皆様にも心より感謝申し上げます。授業以外でも，日頃から私にご指導して下さいました研究科の先生方，実験にご協力いただいた岡田研究室の学部生の皆様に心より感謝申し上げます。実験の対象者としてご協力いただきました高齢者の方々，発達科学部の学生の皆様に心より感謝申し上げます。

仕事と研究の両立を続けていたため，スケジュール調整など多大なご迷惑をおかけしたこともありましたが，臨床現場での活動を併せて行うことが，自身の力になったと思います。さらに医療現場や理学療法の観点にとらわれず，「人間発達」という幅広い観点からご指導いただき，考えることができた経験は今後活かすことができると確信しております。

最後に，私の6年間の研究生生活を支えていただいた家族，友人に心から感謝します。