

ロービジョン者の歩行および障害物またぎ動作の特徴に関する研究

宇野, 直士

<https://hdl.handle.net/2324/1959135>

出版情報 : Kyushu University, 2018, 博士 (芸術工学), 課程博士
バージョン :
権利関係 :

ロービジョン者の歩行および障害物またぎ動作の特徴に関する研究

宇野 直士

ロービジョン者の歩行および障害物またぎ動作の特徴に関する研究

Study on the characteristics of walking and obstacle step-over motion among people with low-vision

宇野 直士

Tadashi Uno

2018年9月

目次

第一章 序論.....	1
1.1 視覚障害の概括.....	2
1.1.1 視覚障害の現状.....	2
1.1.2 視覚障害の原因と病態.....	3
1.2 視覚障害者支援の現状と課題.....	5
1.2.1 視覚障害が日常生活活動に与える影響.....	5
1.2.2 ロービジョンケアにおける歩行支援とその課題.....	7
1.3 視覚と歩行動作の関係性.....	11
1.4 視覚と障害物回避動作の関係性.....	12
1.5 研究の目的.....	13
1.6 論文の構成.....	14
第二章 視覚シミュレーション下の歩行動作の特徴.....	15
2.1 序論.....	16
2.2 方法.....	18
2.2.1 被験者.....	18
2.2.2 実験プロトコール.....	18
2.2.3 測定項目.....	19
2.2.4 統計処理.....	20
2.3 結果.....	24
2.3.1 視覚条件間の歩行速度, 歩幅, 歩調.....	24
2.3.2 視覚条件間の足底角, クリアランス高.....	24
2.3.3 視覚条件間の頭部前後傾角, 下肢関節角.....	24
2.4 考察.....	28

2.5	結論	30
第三章 網膜色素変性症による視覚障害が障害物またぎ動作に与える影響		
3.1	序論	32
3.2	方法	34
3.2.1	被験者	34
3.2.2	実験プロトコール	35
3.2.3	測定項目	35
3.2.4	統計処理	37
3.3	結果	40
3.3.1	ステップ幅, 挙上・下降時間, またぎ速度	40
3.3.2	踏切距離, 障害物上最高点, 最高点	40
3.3.3	最高点, 障害物上最高点の変動係数と努力係数	40
3.3.4	障害物上最高点時の下肢関節角度	41
3.4	考察	47
3.5	結論	52
第四章 異なる情報獲得方略がロービジョン者の位置感覚と障害物またぎ動作に与える影響		
4.1	序論	54
4.2	方法	56
4.2.1	被験者	56
4.2.2	実験プロトコール	56
4.2.3	測定項目	58
4.2.4	統計処理	61
4.3	結果	62

4.3.1	提示した高さに対するつま先挙上高と変動係数（課題1）	62
4.3.2	ステップ幅，挙上・下降時間，またぎ速度（課題2）	62
4.3.3	踏切距離，障害物上最高点，最高点（課題2）	62
4.3.4	最高点，障害物上最高点の変動係数と努力係数（課題2）	63
4.4	考察	69
4.5	結論	72
第五章	総括	73
	引用文献	80
	謝辞	90

第一章 序論

1.1 視覚障害の概括

1.1.1 視覚障害の現状

視覚機構は眼球，視神経，および大脳視覚中枢等で構成されており，視覚障害はこの視覚機構のいずれかに障害がある場合に生じる¹。視覚障害には視力（ものを明瞭に識別できる能力），視野（注視している方向の上下左右にあるものを感知できる能力），コントラスト感度および色覚の障害が含まれる²。そして，その症状は失明（blindness）とロービジョン（low vision）に大別される。ロービジョンは教育・福祉分野では弱視と呼称され，「見えにくさ」により日常生活に支障が生じる状態を表しており，医学的弱視^{*}とは区別される。

WHOの基準では，矯正視力で両眼の視力が0.05未満を失明とし，0.05から0.3未満をロービジョンと定義している。また，日本の視覚障害基準は身体障害者福祉法³により定められており（表1.1），現在約35万人がこの基準に基づき視覚障害者手帳を取得している。しかし，日本の視覚障害の等級判定は視力と左右の和で評価する点や，半盲と10°以内の求心性視野狭窄の間で評価が統一されていない等，多くの課題を有する。実際，日本の視覚障害者数を上記WHOの基準により試算した日本眼科医会の調査²によれば，日本の視覚障害者は約164万人となり，その内ロービジョン者は144万9000人，失明者は18万8000人を占める。また，障害認定を受けてはいないものの，国内には目のかすみを訴える人が557万人，物を見づらいと訴える人が438万人存在し⁴，約6割が65歳上の高齢者である。今後，日本の高齢化は急速に進展することが予測されるため⁵，視覚障害者数は増加傾向を示す可能性が指摘されている⁶。

^{*}医学的弱視（amblyopia）：器質的な病変がないか，あったとしてもそれでは説明がつかない視力低下を伴ったもので，視覚機能の発達期に斜視や屈折異常等があって，ものを見ることを妨げられた場合に起こる一眼の視力障害をさす。

1.1.2 視覚障害の原因と病態

視覚障害の実態調査として、厚生労働省が5年毎に実施する全国在宅障害児・者等実態調査⁷があるが、視覚障害者の総数が記載されているのみで、原因疾患の内訳は示されていない⁸。そのため、各地方で視覚障害の原因疾患に関する疫学調査が実施されているが、大規模な調査報告^{9,10}は僅かである。中江ら¹¹は2001年から2004年にかけて身体障害者診断書に基づいた大規模な疫学調査を実施し、視覚障害の原因として上位を占める疾患は緑内障(20.7%)、糖尿病網膜症(19.0%)、網膜色素変性(13.7%)であることを報告している。また、若生ら¹⁰は2007年から2010年にかけて調査を実施し、同様の疾患傾向を報告するとともに、加えて、70歳以降が緑内障、50代から60代は糖尿病網膜症、40代以下は網膜色素変性が視覚障害の主因であることを報告している。

上記以外にも、視覚障害の原因疾患には様々な眼疾患が存在し、原因疾患によって視力や視野欠損、コントラスト感度、色覚等¹²の「見え方」が異なる。例えば、視覚障害の原因疾患として最上位に位置づけられる緑内障は、眼圧の高さが視神経を圧迫し、それが長期間続くと視野の一部が欠け始める等の特徴がある。同じく視野欠損症状を呈する網膜色素変性症は、病初期に杆体の変性が現れる¹³ことで視野の周辺部から徐々に網膜の中心部へと視野狭窄が及ぶことが多い。また、黄斑変性では視力感度が高い黄斑という網膜部位から変性をきたすため、網膜中心部が暗点することが多い¹⁴。次節では、こうした視覚障害が日常生活活動に与える影響について述べる。

表 1.1 身体障害者障害程度等級表における視覚障害区分

級別	視覚障害
一級	両眼の視力（万国式試視力表によって測ったものをいい，屈折異常のある者については，矯正視力について測ったものをいう．以下同じ）の和が 0.01 以下のもの
二級	1 両眼の視力の和が 0.02 以上 0.04 以下のもの 2 両眼の視野がそれぞれ 10 度以内でかつ両眼による視野について視能率による損失率が 95%以上のもの
三級	1 両眼の視力の和が 0.05 以上 0.08 以下のもの 2 両眼の視野がそれぞれ 10 度以内でかつ両眼による視野について視能率による損失率が 90%以上のもの
四級	1 両眼の視力の和が 0.09 以上 0.12 以下のもの 2 両眼の視野がそれぞれ 10 度以内のもの
五級	1 両眼の視力の和が 0.13 以上 0.2 以下のもの 2 両眼による視野の二分の一以上が欠けているもの
六級	一眼の視力が 0.02 以下，他眼の視力が 0.6 以下のもので，両眼の視力の和が 0.2 を超えるもの

（身体障害者福祉法施行規則別表第 5 号³より視覚障害に該当する項目抜粋）

1.2 視覚障害者支援の現状と課題

1.2.1 視覚障害が日常生活活動に与える影響

視覚障害に罹患すると日常生活全般に影響が生じる。Murray ら¹⁵は失明の障害度を相対的に数値化し、死を 1.0 と仮定した場合、失明は 0.624 に相当し、他の障害と比較して日常生活に多大な影響が生じることを指摘している。また、Brown ら^{16,17}は完全な健康を 1.00、死を 0.00 と仮定した場合、視力 0.1 の状態は 0.66、全盲状態は 0.26 であることを効用値により報告している（表 1.2）。いずれの報告からも、視覚障害が個人の QOL に与える影響は他の疾患に比して重いことが理解できる。

WHO は疾患がもたらす障害を機能障害 (impairment)、能力障害 (disability)、および社会的不利 (handicap) に分類している¹⁸。網膜色素変性症が被る障害を例にとると、機能障害が視力障害や視野障害であり、能力障害が視覚障害に伴う移動困難、社会的不利は就業困難等である¹⁹。視覚障害の影響により保有視力・視野が著しく低下すると、障害物の知覚・認知が困難になる。そのため、特に「移動」は視覚障害者にとって難度が高い活動となる。日本盲人会連合の調査²⁰によると、移動の中でも、屋外をよく知っている場所や初めての場所への移動、交差点横断等に困難さや不満を感じる視覚障害者が多いことが報告されている。大倉ら²¹は移動様式の基本は歩行であり、視覚障害者が歩行する際の重要な要素として、オリエンテーションとモビリティ (OM: orientation and mobility) を挙げている。前者は定位能力、後者は移動能力をさすことから、視覚障害者にとって理想的な歩行は「自身とまわりの事物との相対的な位置関係を適切に把握し、安全かつ効率的に移動する技術・プロセス」と定義することができる。しかし、前述の通り、視覚障害の進行により保有視機能が低下すると歩行に際して様々な困難が生じることから、日常生活活動の中でも、特に歩行中の事故に関する多数の報告^{12,22-28}がある。

中西ら²²は、ロービジョン者 53 名に対して視野障害を有するか否かが屋外歩行に与える影響を調査し、視野障害の有無に限らず「人や障害物との接触」や「下り階段」等に困難を

感じていることを報告している。また、安部ら²³も視覚障害者の歩行中の屋外事故経験率を調査し、事故の種類としては衝突事故が最も多く、事故経験率は単独歩行経験期間が短い40代の中途視覚障害者が他の年代と比較して高いことを報告している。さらに、視覚機能と歩行パフォーマンスに関するより詳細な調査²⁷から、視野障害とコントラスト感度の低下が障害物との接触の要因となることが報告されている。以上のような問題は、進行性の眼疾患や治療効果が十分でないケースでは長期化するため、視覚障害者のQOLを維持・向上させる上では、次節で述べるロービジョンケアの役割が重要である。

表 1.2 様々な健康状態の効用値

健康状態	効用値(TTO*)	備考
完璧な健康	1.00	
不整脈	0.99	心房細動(ワーファリン使用)
乳癌初期	0.94	
狭心症	0.88	軽度
心筋梗塞	0.80	中等度
前立腺癌(軽度)	0.72	症状無し
視力 0.1	0.66	米国の法的失明
潰瘍性大腸炎	0.58	術前
透析	0.57	
心筋梗塞(重度)	0.30	重度
脳梗塞	0.30	重度
死	0.00	

*TTO: Time Trade off 法

(文献¹⁶から抜粋)

1.2.2 ロービジョンケアにおける歩行支援とその課題

ロービジョンケアとは、視覚に障害があるため生活に何らかの支障を来している人に対する医療的、教育的、職業的、社会的、福祉的、心理的等すべての支援の総称である²⁹。ロービジョンケアは、眼科医師や視能訓練士、看護師、臨床心理士、社会福祉士、視覚障害者生活訓練専門職¹⁹等が連携して担当する（図 1.1）³⁰。そして、視覚障害者の保有視機能を最大限に活用し、QOL の向上をめざすケアの実現を目的として行われる。

ロービジョンケアにおける歩行支援にとって、ソフト面（人的支援体制や支援制度等）とハード面（支援機器や環境デザイン等）の整備が不可欠である。前者は、視覚リハビリテーション施設や特別支援学校等において主に視覚障害者生活訓練等指導員（以降：歩行訓練士）が担当する歩行訓練が代表的な支援として挙げられる。歩行訓練の目的は「定められた条件のもとに視覚障害児・者が基礎的能力および歩行能力を駆使して歩行できるようにすることを培うものである」と定義され³¹、前述した OM の側面から視覚障害者のニーズに合った歩行指導プログラムを構築することが理想とされる。歩行訓練の具体的な内容は、視覚障害者の在住地域や個別ニーズ、視疾患の状態等に応じて何通りも存在するため、これまでに報告^{19,32-35}された訓練内容をまとめ、一例として表 1.3 に示す。いずれの訓練を実施する際も、原因疾患によって視力や視野欠損範囲、コントラスト感度、色覚等に様々な違いが生じる¹²ことを視覚障害者と訓練者双方が理解し、保有視機能の状態に応じた歩行支援の展開が求められている。しかしながら、次節で指摘する通り、歩行動作や障害物回避動作に対して視覚状態が与える影響は十分に明らかにされておらず、歩行支援の現場で活用できる視覚と動作の関係性に関する基礎的知見は不足している。特に、歩行訓練士が配置されていないため³⁶、指導経験の浅い訓練士や非専門教員が指導にあたっている^{34,35}自治体も全国に多く存在するため、歩行訓練士の育成・整備の面からも喫緊の研究課題といえる。

視覚障害者に対するハード面の支援には、誘導・警告ブロックの敷設やウェアラブル機器の活用、駅構内のプラットフォームデザイン、住宅環境整備等が挙げられる（図 1.2）。視覚に

よる情報収集が困難な場合、環境に適応することは容易ではない。そのため、ノーマライゼーションの視点から、社会環境側を視覚障害者の特性に合わせて整備することが求められる。しかし、感覚系機能の障害を健常者が理解することは難しいため、視覚障害者の歩行特性や残存感覚による情報処理特性に合致しない³⁷支援も多く存在する。例えば、IT技術やエレクトロニクス技術を用いた歩行支援・誘導システム開発やロービジョン者を対象とした色・照明環境の整備³⁸では、視覚障害者の感覚特性および行動特性を把握するための方法論の確立が課題³⁹とされている。

こうした種々の課題を乗り越え、ソフト、ハードの両面から視覚障害者の歩行支援の総合的な展開を図るためには、視覚障害が歩行や障害物回避動作に与える影響を明らかにするための研究が必要である。

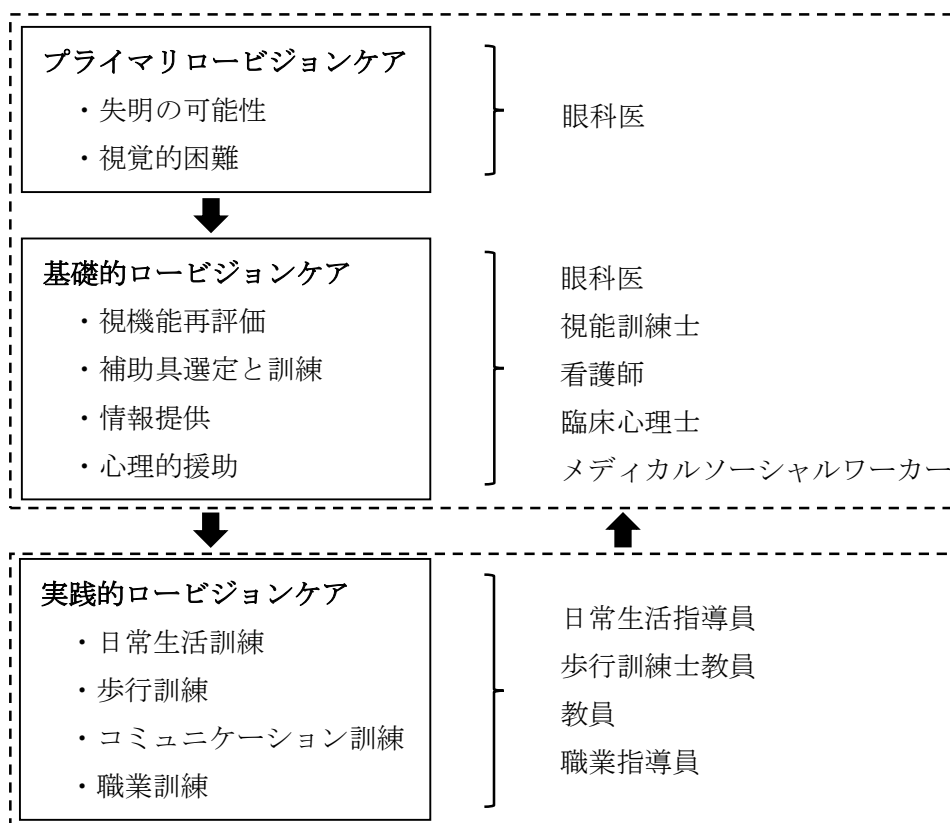


図 1.1 現在のロービジョンケア体制 (文献³⁰から抜粋)

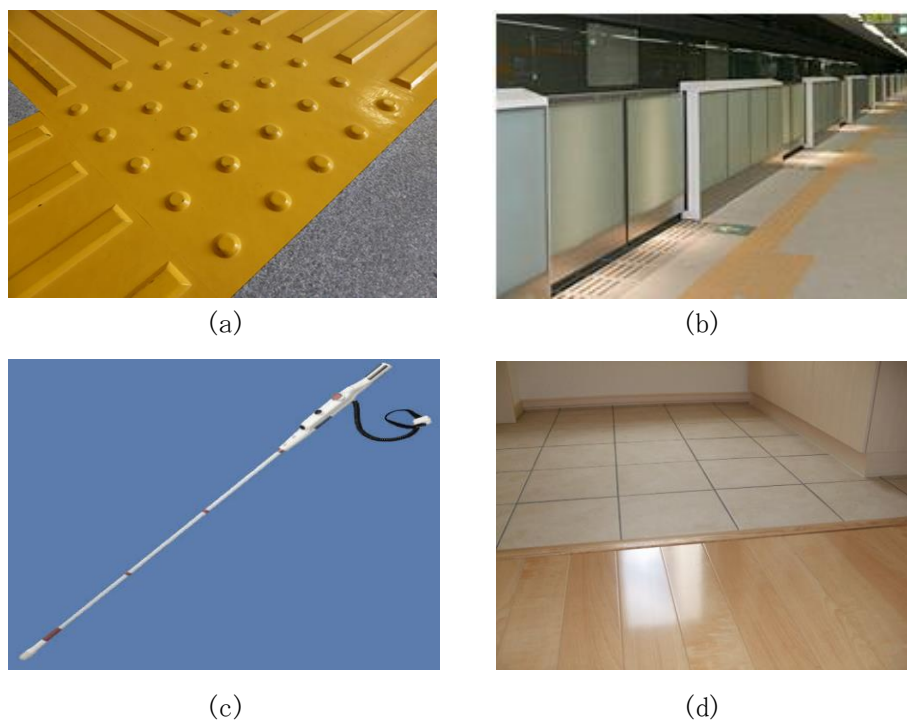


図 1.2 視覚障害者への各種環境支援

(a) 警告ブロック⁴⁰, (b) ホームドア⁴¹, (c) 電子白杖⁴², (d) 住環境整備

表 1.3 歩行訓練の種類と内容

訓練の種類	訓練の内容
手引きの歩行	<ol style="list-style-type: none"> 1. 当事者が指導員の肘部位を把持し、半歩後ろを歩く 2. 当事者の手引きを家族や支援者が行なう 3. さまざまな環境下で手引き歩行を経験する
屋内歩行	<ol style="list-style-type: none"> 1. 身体の防御：椅子、机、壁、柱等の障害物から身体を保護 2. 伝え歩き：壁面に沿って歩行することで方向や位置を判断する 3. 廊下の横断：環境を把握し自由に移動を行う
屋外歩行	<ol style="list-style-type: none"> 1. 白杖操作技術：タッチテクニック、スライド法、階段昇降等 2. ガイドライン歩行：縁石、段差、路面の材質の違い等に沿い歩行する 3. 住宅街等の歩行：環境を把握し、適切な判断によって歩行する
環境把握	<ol style="list-style-type: none"> 1. 白杖の情報：白杖を通した聴覚的・運動感覚的・触覚的情報の把握 2. 音の情報：近接する車両の回避、音響信号機を利用した横断、音声誘導装置等の使用、通行人の歩く音や話し声等の利用 3. においの情報：におい（商店のにおい等）で現在地の判断
交通機関	<ol style="list-style-type: none"> 1. バスの利用：乗降方法、社内移動を安全に行う 2. 電車の利用：券売機で切符の購入、ホーム・改札口の通過、電車乗降 3. その他：エレベータ・エスカレータの利用
その他	<ol style="list-style-type: none"> 1. 雨天時の歩行 2. 盲導犬の利用 3. 夜間の歩行

(文献^{16, 29-32}から抜粋)

1.3 視覚と歩行動作の関係性

人は外界からの情報の 80%以上を視覚から得るため、視覚情報を奪われると日常生活全般に大きな影響が生じる⁴³。特に視覚情報は姿勢制御や障害物認知に影響を与えることから、視覚障害に罹患すると、歩行に様々な困難が生じる。これまでに視覚情報と歩行動作の関係性について、視覚障害者が目的地に達するまでの時間や選択したルート、障害物との接触回数等が、実在の市街地や人工的に設置したコースを用いた実験から報告されている^{12,26,27,44-46}。

Haymes ら²⁷は屋内外コースを用いて網膜色素変性症患者の歩行パフォーマンスと視覚状態の関連を調査した結果、視野とコントラスト感度の状態が歩行時間や障害物との接触に影響することを報告している。同様の傾向は、他の眼疾患を対象とした研究²⁸や視覚障害者に対するアンケート調査からも報告^{25,38}されている。一方で、環境条件や視覚障害の統制に課題を有する研究が多く、また障害物との接触回数や進路を誤った回数等、観察的手法による歩行評価に対して、視覚障害者に共通する一般的な動作傾向を定量的に評価した研究は少ない。

こうした課題に対して、晴眼者にシミュレーションレンズやアイマスクを着用させることで、視力と視野の人工的制御下で視覚情報と歩行動作の関係性を検証した報告⁴⁷⁻⁴⁹がある。知花ら⁴⁹は全盲者と晴眼者、アイマスク者に対して、歩行路情報を事前に周知しない環境下で歩行速度を計測し、全盲者の歩行速度は晴眼者の約 70%、アイマスク者の歩行速度は晴眼者の約 25%と報告している。また、Anat ら⁴⁷は視覚情報を遮断した条件下では歩行速度や歩幅が低下することを報告している。しかし、盲と晴眼の間に存在するロービジョンのような視覚状態が歩行動作に与える影響は明らかにされていない。

1.4 視覚と障害物回避動作の関係性

視覚障害者は障害物や段差につまずく等の困難に遭遇することが報告³⁸されている。段差を障害物としてみれば、それを回避する動作には「またぐ」、「踏み越える」、「迂回する」がある⁵⁰。中でも最も運動制御の調整を要し、かつ危険を伴う動作⁵¹が障害物をまたぐ動作である。

障害物またぎ動作を安全に実行するためには、障害物の位置や形状を正確に認識することが求められる。この点について Patla ら⁵²は、障害物に差しかかる以前の視覚情報の重要性を報告している。また Rietdyk ら⁵³は、一時的に下方周辺視野を制限した状況下で障害物をまたぐ場合、障害物に対する踏切位置や停止位置が障害物から遠い距離に位置することを指摘している。さらに、加齢の影響から視力や視野が低下した場合、障害物またぎ動作中の障害物に対する足部挙上動作が不安定になることも報告⁵⁴されている。以上の先行知見は、障害物またぎ動作を安全に遂行するためには、障害物に差しかかる以前に障害物の高さや位置情報を正確に獲得すること重要であり、そのためには十分な視覚状態の保持が必要であることを示唆している。

他方で、障害の影響により保有視覚が制限される視覚障害者は、聴覚をはじめ、触覚や自己受容感覚を含む諸感覚を通じて得られる情報から空間全体を認知するため⁵⁵、健常者とは異なる方略で障害物をまたぐことが考えられる。しかし、上記の通り、若年者や高齢者の障害物またぎ動作に関する報告は多いが、視覚障害者の障害特性を考慮し障害物またぎ動作を詳細に分析した研究はみられない。加えて、ロービジョン者は視覚によって障害物の位置や形状をどの程度正確に認識しているか、また、そうして得られた障害物情報が足部の挙上動作やまたぎ動作にどのような影響を与えるかは明らかにされていない。

なお、上記の通り、視覚障害の病態は原因疾患により異なるため、視覚障害と歩行や障害物回避動作の関係性を体系的にまとめる上で、疾患や年齢等の統制を図る必要がある。そのため、本研究の第3章、第4章において被験者とした視覚障害者は、いずれも網膜色素変性

症を原因疾患とするものとした。網膜色素変性症は比較的若年層での発症例が多く、病態の進行も極めて緩徐であるため、人生の長い期間においてサポートを必要とする眼疾患である。

1.5 研究の目的

人間にとって視覚情報は、姿勢制御や障害物認知との関係が深いことから、視覚障害に罹患すると様々な移動上の課題が生じる。前述の通り、移動の基本となる歩行や障害物回避動作は重度のロービジョン者にとって困難な動作であるため、人的支援と物理的支援の双方から歩行支援を展開することが必要である。そして、ロービジョン者が保有視覚を活用し、支援機器や歩行環境と適応することで安全かつ効率的な移動を実現することが望まれる。一方で、こうした支援は、視覚障害による「見え方」が歩行や障害物回避動作に与える影響を理解した上で展開する必要がある。しかし、盲と晴眼の間に存在する様々な視覚状態が歩行動作に与える影響は明らかにされていない。また、原因疾患による障害特性を考慮し、ロービジョン者の障害物回避動作を詳細に分析し、その動作特性をまとめた研究はない。

そこで、本研究は、ロービジョンにみられる様々な視覚状態が歩行および障害物またぎ動作に与える影響を検討し、ロービジョン者特有の動作特性を明らかにする。さらに、視覚や触覚から得た障害物情報が、障害物またぎ動作中の下肢運動に与える影響を明らかにすることで、ロービジョン者の動作特性や情報処理特性に適応した歩行支援を検討することを目的とした。

1.6 論文の構成

本論文の題目は「ロービジョン者の歩行および障害物またぎ動作の特徴に関する研究」である。本論文は全五章により構成された。

第一章では本研究の背景を述べた。冒頭に視覚障害の現状として視覚障害の定義および視覚障害の原因・病態について述べた。次に、視覚障害が日常生活活動に与える影響を踏まえてロービジョンケアの必要性を示し、ケアの中でも歩行支援を巡る諸課題について述べた。最後に視覚と歩行動作、障害物回避動作との相互関係と研究目的を述べた。

第二章「視覚シミュレーション下の歩行動作の特徴」では、晴眼、低視力、視野狭窄、盲の視覚状態が歩行動作に与える影響を検討し、十分に明確にされていなかった視力・視野と歩行動作の関係性を明らかにした。

第三章「網膜色素変性症による視覚障害が障害物またぎ動作に与える影響」では、健常者と網膜色素変性症患者の障害物またぎ動作の比較から、網膜色素変性症による視力・視野障害が障害物またぎ動作中の足部軌跡や下肢関節運動に与える影響を明らかにした。

第四章「異なる情報獲得方略がロービジョン者の位置感覚と障害物またぎ動作に与える影響」では、網膜色素変性症患者の視覚および触覚による情報獲得方略が足部挙上動作の安定性や障害物またぎ動作中の足部軌跡に与える影響を明らかにした。

第五章「総括」では、第二章から第四章で述べた各研究の要旨、一連の研究から明らかになった点、今後の研究課題について述べた。

なお、第二章は、アダプテッド体育・スポーツ学研究第41巻第1号に掲載された「一過性の視覚制限シミュレーションが歩行動作に与える影響」(宇野直士, Loh Ping Yeap, 村木里志)に基づいている。第三章は、「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」(宇野直士, Loh Ping Yeap, 村木里志)として、日本人間工学会誌への掲載が決定している。

第二章 視覚シミュレーション下の歩行動作の特徴
Effect of simulated transient visual restrictions on gait

2.1 序論

日本は高齢化に伴い眼疾患が増加している。中でも緑内障や糖尿病網膜症、網膜色素変性症等の進行性眼疾患を原因とする中途視覚障害者が増加している⁵⁶。日本の視覚障害者数を WHO の基準により試算した日本眼科医会の調査²によれば、視覚障害者約 164 万人のうち矯正視力 0.1 以上、0.5 未満のロービジョン者は 144 万 9000 人、矯正視力 0.1 以下の失明者は 18 万 8000 人を占める。約 9 割を占めているロービジョンには、低視力や視野狭窄、白濁等、多様な視覚障害が存在するため、保有視機能を活用した日常生活支援が求められている。

人は外界からの情報の 80%以上を視覚から得るため、視覚情報を奪われると日常生活全般に大きな影響が生じる⁴³。特に視覚情報は姿勢制御や障害物認知に影響を与えることから、歩行に及ぼす影響は大きい。視覚障害者の歩行支援は技術（歩行訓練等）・知識（留意点等）・環境（歩行環境整備等）の側面から支えられ、いずれの支援を展開する際も視覚情報と歩行動作の関係性に関する基礎的知見とその体系化³⁴が必要である。例えば、視覚リハビリテーション施設等で視覚障害生活訓練等指導者（以降：歩行訓練士）により実施される歩行訓練は、視覚障害者が安全かつ効率的に歩く技術を訓練するために⁵⁷、視機能や運動能力に応じて訓練・評価するプロセス²¹を体系化することが重要である。一方で、視覚障害者に対して歩行訓練士の数は顕著に不足しており、未配置の都道府県も存在する中で、指導経験の浅い訓練士や非専門教員が必要に迫られて指導にあたる場面が多数報告^{34,35}されている。こうした背景からも、視覚障害者の保有視覚を利用した歩行訓練³⁶を各自治体が一定の水準で行うためには、視覚情報と歩行動作の関係性を体系的にまとめた研究が求められている。

これまでに、実在の市街地、または人工的に設置したコースを用いて⁴⁴、視覚障害者が歩行に要した時間や障害物との接触回数等が観察的手法により報告⁵⁸されているが、視覚状態や環境条件の統制に課題を有した研究が多い。この理由として、視覚障害は視野損失箇所

と損失率で残存視力の機能が大きく異なる等³⁷, 病態が多様であるため, 視覚障害者に共通する一般的な動作傾向を把握することは必要でありながら, 困難であるために必ずしも十分に達成されていない⁵⁹との指摘がある. そのため, 視覚に対する加齢影響が少ない若年健常者を対象にして, アイマスク等による視力と視野の人工的制御下で視覚障害を再現し, 視覚情報と歩行動作の関係性が検証されている. アイマスク等で視覚情報を遮断した条件下で歩行速度や歩幅は低下し^{47,48}, 歩隔が大きくなる⁶⁰. また同様の傾向は, 視機能が加齢の影響を受ける高齢者においても報告されている^{61,62}. しかし, 先行研究の多くが, 晴眼条件下の歩行と晴眼者にアイマスクを着用させた盲条件下の歩行との比較に限った研究であるため, 晴眼と盲の間に存在する多様な「見え方」が歩行動作に与える影響は検討されていない. 従って, 前述の通り, 視覚障害者の歩行支援を巡る諸課題の解決に向けて, 低視力や視野狭窄等の視覚障害の進行過程で現れる多様な視覚状態と歩行動作の関係性を明らかにする必要がある.

そこで本研究においては, 若年健常者を対象に低視力, 視野狭窄, 盲の視覚状態を一時的に設定し, 視覚状態を要因とした歩行分析を行なった. そして, 晴眼状態の歩行動作と比較することで視覚条件間の歩行特性を明らかにすることを目的とした.

2.2 方法

2.2.1 被験者

独力での歩行が可能である若年男性 10 名（年齢： 16.4 ± 0.5 歳，身長： 172.2 ± 5.2 cm，体重： 64.8 ± 6.2 kg，下肢長： 96.9 ± 4.9 cm）を対象とした。全ての被験者は、国際標準に準拠したランドルト環視標を用いた視力検査において、学校医から健常視力（視力矯正なし，視力 1.0 以上）と診断された者である。身長は身長計，体重は体重計を用いて計測し，下肢長は大転子から外果までの長さをスチール製メジャーで計測した。実験に際して各被験者と保護者には予め実験の目的，方法，実験に伴う危険性と配慮，匿名性の保護等について書面を用いて説明し，参加の同意を得た場合には同意書に本人および保護者の署名を得た。

2.2.2 実験プロトコール

レンズとレンズが着脱可能なゴーグルで構成された市販の視覚障害模擬実験用シミュレーションキット（高田メガネ社）を用いて，低視力条件（視力 0.02）と視野狭窄条件（視野 5° ）を設定した。全盲条件はアイマスクを用いて設定し，晴眼条件はレンズを外したゴーグルのみを装着した。そして，各視覚条件に慣れる時間を十分に確保した。

被験者は晴眼条件，低視力条件，視野狭窄条件，全盲条件の 4 条件にて室内にある 20m の水平な歩行路を各視覚条件 3 回ずつ歩行した。その際，被験者に対して意図的な歩調の指定は行わずに裸足の状態で通常歩行させた。また，カウンターバランスをとるため，各被験者で視覚条件の順番が異なるように実施した。試技間およびシミュレーションレンズ着脱の間の休憩時間は十分に確保し，前の視覚条件の影響が最小限になるように配慮した。

なお，照度計（カスタム社，照度計 LX-01U）を用いて実験空間上の照度を測定した結果，公共施設の照度基準値の 500lux 以上であった。そして，窓や出入口周辺からの侵入光は暗幕を用いて遮断した。加えて，事前に実験空間周辺は人や車の往来がないことを確認し，被験者に聴覚刺激を与えるような実験空間外からの騒音等にも配慮した。被験者が転倒する

危険性を考慮し、晴眼条件以外の視覚条件では補助者を被験者の斜め後ろに位置させた。

2.2.3 測定項目

5台の同期された高速度撮影機能付カメラ（SONY社、HDR-PJ800）を被験者に正対した状態からみて前方、左右斜め前方、左右斜め後方に配置し、撮影速度 250fps で歩行動作を記録した。本研究では、分析空間内の進行方向を Y 軸、鉛直上方向を Z 軸、Y 軸と Z 軸に直交する方向を X 軸とした右手直交座標系を静止座標系として定義した。撮影範囲は 1.0m (X 軸) × 2.5m (Y 軸) × 2.0m (Z 軸) の空間とした。空間上に高さ 2.0m、較正点 5 箇所のキャリブレーションポールを鉛直に立て、計 90 点のコントロールポイントを撮影することでキャリブレーションを行なった。

撮影された映像から身体各部の分析点に張り付けた球形マーカを三次元動作解析システム（DKH社、Frame-DIAS-V）によって手動で読み取りを行なった。分析点は頭頂、胸骨上縁と左右の耳下点、肩峰、肘関節、手首、大転子、膝関節、外果、踵、爪先とした。本研究では歩行の相分割に関して、ランチョ・ロス・アミーゴ歩行分析委員会によって定義された相分類を用いた。つまり、右脚の踵が接地（以下 HC）してから右脚の爪先の離地（以下 TO）までを右脚立脚相とし、次に右脚の踵が接地（以下 HC1）するまでを右脚遊脚相として分析した。HC のタイミングは踵に装着したマーカが最下点に位置した時点、TO は爪先に装着したマーカが地面から離れた時点を画像上から目視により判別した。データを平滑化する際のデータ端点の歪みの影響を考慮し、歩行動作の分析区間とその前後 20 コマをデジタイズし、得られた 2 次元座標から DLT 法により計測点の 3 次元座標を求めた。

表 2.1 に 3 次元座標値をもとに算出した歩行パラメータとその定義を示す。距離的因子として歩行速度、歩幅、時間的因子として歩調を算出した。歩幅は被験者の下肢長を用いて正規化した値を示す。また運動学的因子として、HC・TO 時の足底角度（図 2.1）、股関節角度（図 2.2）、膝関節角度（図 2.3）、足関節角度（図 2.4）、フットクリアランス高（図 2.5）、頭部前後傾角度（図 2.6）を算出した。図 2.5 は右脚遊脚期における右足つま先点の鉛直方向

(Z 軸) の軌跡に関する一例である。本研究では先行研究⁶³をもとに、遊脚中期における右足爪先点の極小値をフットクリアランス高と定義 (FC) した。頭部前傾角度は 1 歩行サイクル中の平均値で示した (図 2.6)。なお、全てのパラメータは各視覚条件で 3 回ずつ歩行した際の平均値を被験者の代表値とした。

2.2.4 統計処理

歩行速度、歩幅、歩調および下肢関節角度等において、各視覚条件を要因とした一元配置分散分析を行なった。主効果が認められた場合には Bonferroni 法による多重比較検定を行なった。全ての統計解析は SPSS Advanced Statistics ver.23 (IBM 社) を用いて行ない、有意水準は 5%未満とした。

表 2.1 算出した歩行パラメータとその定義

算出項目	定義
歩行速度(m/min)	歩幅×歩調
歩幅(m)	HC 位置から対側脚 HC 位置までの進行方向に対する投影距離
歩調(steps/min)	1 分間における歩数
足底角度(°)	爪先点-踵点を結ぶ直線の矢状面に対する投影が床面となす角 (図 2.1)
股関節角度(°)	大転子点-膝関節点を結び、矢状面に投影したベクトルと z 軸とのなす角 (図 2.2)
膝関節角度(°)	膝関節点-大転子点を結ぶベクトルと膝関節点-足首点を結ぶベクトルのなす角 (図 2.3)
足関節角度(°)	足首関節点-膝関節点を結ぶベクトルと足首関節点-爪先点を結ぶベクトルのなす角 (図 2.4)
クリアランス高(mm)	遊脚中期における右足爪先点の極小値 (図 2.5)
頭部前後傾角度(°)	胸骨上縁点-頭部を結び、矢状面に投影したベクトルと z 軸とのなす角 (図 2.6)

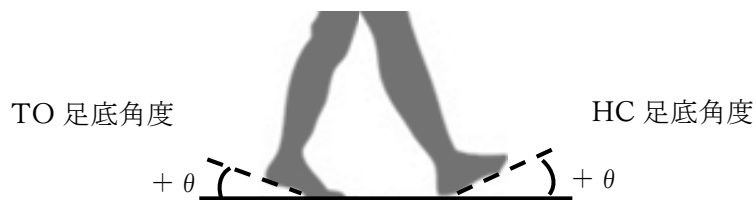


図 2.1 HC・TO 足底角度の定義

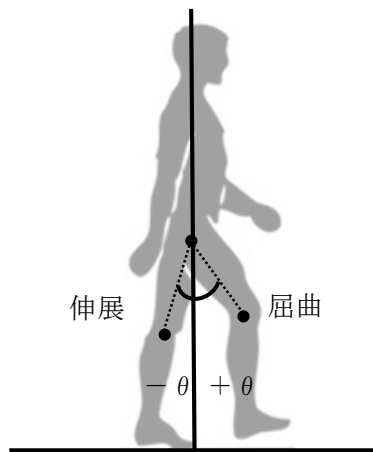


図 2.2 股関節角度の定義

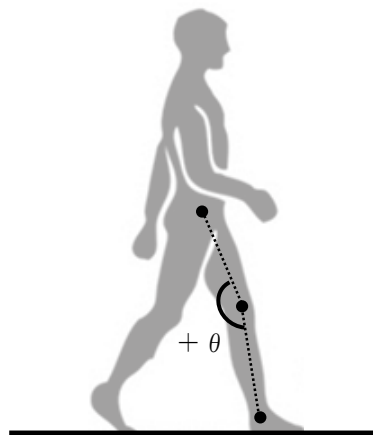


図 2.3 膝関節角度の定義

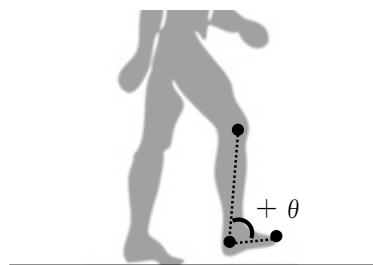


図 2.4 足関節角度の定義

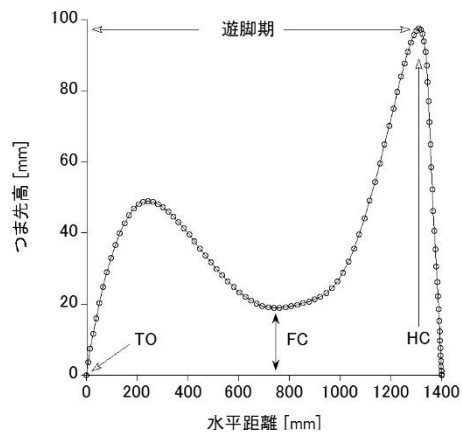


図 2.5 遊脚期における爪先点の鉛直方向上の軌跡例

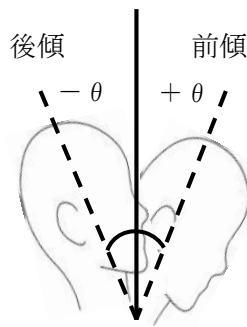


図 2.6 頭部前後傾角度の定義

2.3 結果

2.3.1 視覚条件間の歩行速度, 歩幅, 歩調

歩行速度は晴眼条件が最も高い値 ($73.7 \pm 7.6\text{m/min}$) を示し, 低視力条件 ($p < 0.05$) および視野狭窄条件 ($p < 0.01$), 全盲条件 ($p < 0.001$) との間に有意差が認められた. また, 視覚的な情報を得ることのできない全盲条件が最も低速歩行 ($58.8 \pm 7.9\text{m/min}$) を示し, 低視力条件と比較して歩行速度が有意に減少した ($p < 0.05$) (図 2.7a). 歩幅は歩行速度の結果と同様, 晴眼条件と比較して低視力条件 ($p < 0.01$), 視野狭窄条件 ($p < 0.01$), 全盲条件 ($p < 0.001$) が有意に減少した (図 2.7b). また, 歩調は全盲条件が最も高い値 ($113.3 \pm 4.6\text{steps/min}$) を示し, 晴眼条件と比較して有意に高い値 ($p < 0.01$) を示した (図 2.7c).

2.3.2 視覚条件間の足底角, クリアランス高

HC 足底角度は晴眼条件が最も高い値 ($26.2 \pm 4.8^\circ$) を示し, 晴眼条件と比較して低視力条件 ($p < 0.01$), 視野狭窄条件 ($p < 0.01$), 全盲条件 ($p < 0.01$) が有意に減少した. 特に明瞭な視界部分を有さない低視力条件と全盲条件で HC 足底角度の減少が認められた (図 2.7d). TO 足底角度は HC 足底角度の結果と同様に, 晴眼条件が最も高い値 ($67.2 \pm 4.5^\circ$) を示し, 晴眼条件と低視力条件 ($p < 0.01$) および視野狭窄条件 ($p < 0.01$), 全盲条件 ($p < 0.001$) の間に有意差が認められた (図 2.7e). 遊脚期のつま先クリアランス高は視覚条件の有意な主効果は認められなかった (図 2.7f).

2.3.3 視覚条件間の頭部前後傾角, 下肢関節角

1 歩行サイクル中の頭部前傾角度は視野狭窄条件が最も高値 ($9.6 \pm 2.3^\circ$) を示し, 晴眼条件 ($p < 0.01$), 低視力条件 ($p < 0.05$), 全盲条件 ($p < 0.05$) との間に有意差が認められた. 視野狭窄条件以外の視覚条件では 0° 付近, つまり直立姿勢時の頭部前後傾角度を維持する歩行姿勢となった (図 2.8).

HC 股関節角度は晴眼条件が最も高い値 ($17.1 \pm 2.5^\circ$) を示し, 視野狭窄条件 ($p < 0.05$), 全盲条件 ($p < 0.05$) との間において有意差が認められた (図 2.9a). HC 膝関節角度は HC 股関節角度の結果と同様に, 晴眼条件が最も高い値 ($175.0 \pm 1.3^\circ$) を示し, 低視力条件 ($p < 0.05$) との間に有意差が認められた (図 2.9b). HC 時の足関節角度 (図 2.9c) および TO 時の股関節角度 (図 2.9d) は視覚条件の有意な主効果は認められなかった. TO 時の膝関節角度は視野狭窄条件が最も高い値 ($138.6 \pm 2.6^\circ$) を示し, 晴眼条件と比較して有意に高い値 ($p < 0.05$) を示した (図 2.9e). TO 時の足関節角度は晴眼条件が最も高い値 ($121.3 \pm 1.9^\circ$) を示し, 全盲条件 ($p < 0.05$) との間に有意差が認められた (図 2.9f).

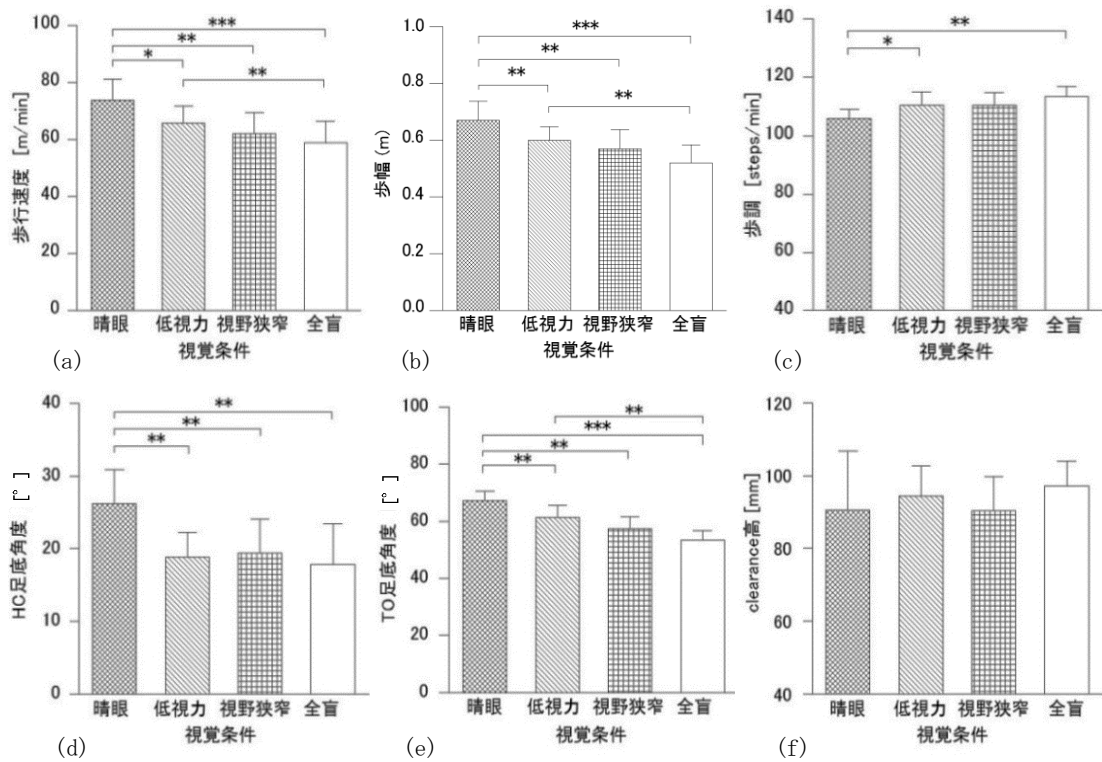


図 2.7 視覚条件間の (a) 歩行速度, (b) 歩幅, (c) 歩調, (d) HC 足底角度, (e) TO 足底角度, (f) クリアランス高 ***p<0.001 **p<0.01 *p<0.05

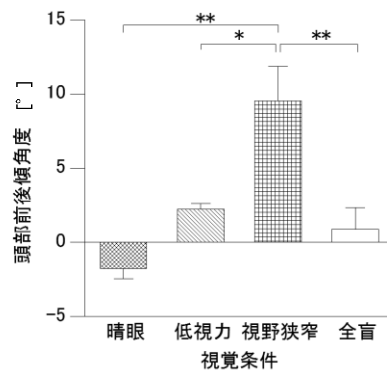


図 2.8 視覚条件間の頭部前後傾角度

** $p < 0.01$ * $p < 0.05$

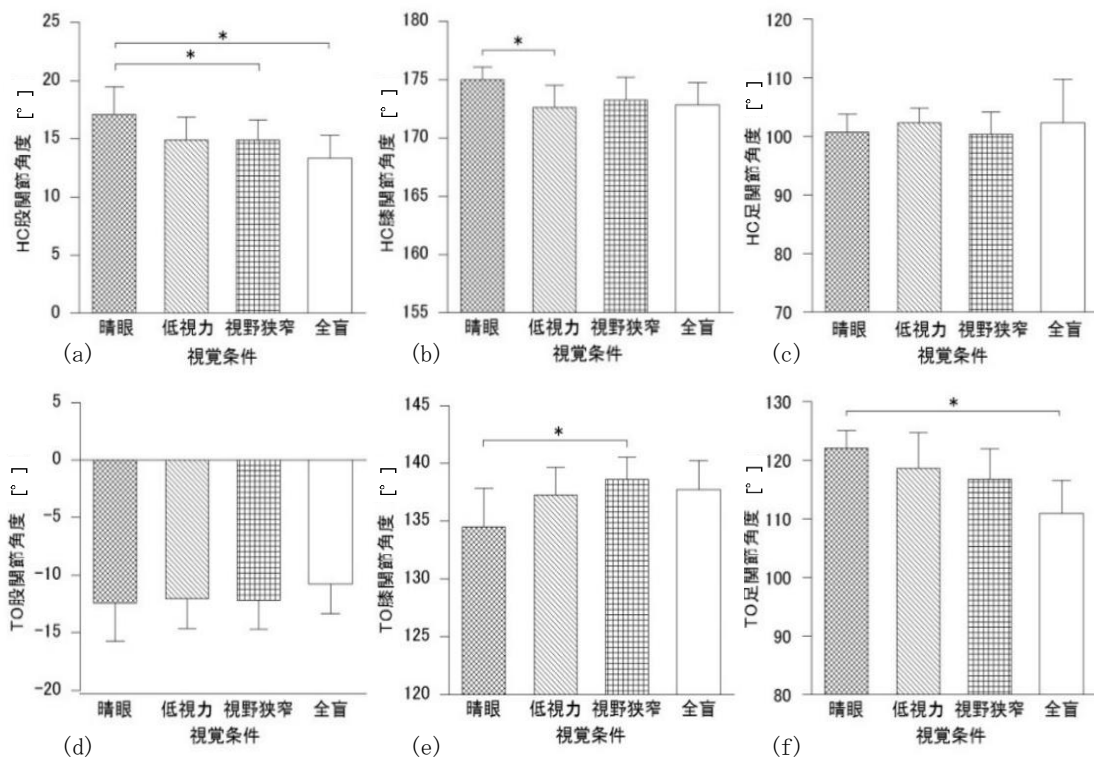


図 2.9 視覚条件間の (a) HC 股関節角度, (b) HC 膝関節角度, (c) HC 足関節角度, (d) TO 股関節角度, (e) TO 膝関節角度, (f) TO 足関節角度 * $p < 0.05$

2.4 考察

若年健常者の快適歩行時における歩行速度は 84m/min から 90m/min で推移する⁶⁴。本研究における晴眼条件下の歩行速度も同様の傾向が認められた。また晴眼条件に次いで、低視力条件、視野狭窄条件の順に歩行速度は減少し、全盲条件下の歩行速度が最も低速を示した。全盲条件下の歩行は、晴眼条件下の歩行と比較して歩行速度や歩幅が減少する⁴⁷。知花ら⁴⁹は全盲者と晴眼者、アイマスク者に対して、歩行路情報を事前に周知しない環境下で歩行速度を計測し、全盲者の歩行速度は晴眼者の約 70%、アイマスク者の歩行速度は晴眼者の約 25%と報告している。対して本研究の全盲条件下の歩行速度は晴眼条件下の約 80%であった。

歩行速度や歩幅の減少量は報告によって異なる^{48,49}。これらの要因として、歩行を企図する以前の情報量の差があげられる。つまり、全盲条件下は視覚による情報収集ができないため、使用する実験空間が被験者にとって初見か否か、また歩行路上の障害物有無に関する事前情報が危険性の予見や行動選択に影響を与える。本実験における全ての試技は、被験者が日常的に使用する空間を用いて実施した。また、被験者には歩行路に障害物が存在しないことを周知した後、各視覚条件と歩行路に慣れる時間を十分に確保した。以上のことから本研究における全盲条件下の歩行速度や歩幅の結果は、歩行路情報を周知しない場合と比較して高値を示したと推察される。

さらに、低視力条件や視野狭窄条件の歩行速度は晴眼条件と比較して減少した。本研究では低視力条件を視力 0.02、視野狭窄条件を視野 5°に設定した。これらの値は身体障害者福祉法で定める障害等級 2 級に相当し、日常生活に様々な困難を生じることが指摘されている⁵⁹。さらに矯正視力 0.1 以下、中心視野半径 10°未満まで病態が進行した場合、視覚に依存した環境認知に困難が生じる¹⁹。特に低視力や視野狭窄で周辺視野が消失した場合、進行方向や足元の情報収集に影響を与えることから、本研究の低視力条件や視野狭窄条件では、視覚による情報収集が困難であったことが推察される。その結果、歩幅を減少させることで

歩行速度をコントロールし、安全な歩行を企図したものと示唆される。なお、本研究では歩幅や歩行速度、歩調の結果において、低視力条件と視野狭窄条件間に有意な差は認められなかった。

また、歩行速度の増減は立脚期の下肢関節機能に影響を与える。Murray ら⁶⁵は異なる歩行速度条件下の歩行分析から、歩行速度の増加に伴い立脚終期の足関節足底角度が増加することを報告している。また、Lelas ら⁶⁶も健常者 64 名を対象にした歩行分析から同様の結果を報告している。前述の通り、視覚から得る情報が限られた条件下では歩行速度が減少する。そして図 2.7 (d) および図 2.7 (e) で示すように、歩行速度の低下に伴い HC および TO 足底角度に視覚条件間の顕著な差が認められた。西澤ら⁶³は HC および TO 足底角とフットクリアランス高 (図 2.5) の関係性から、すり足歩行の指標を示した。本研究ではフットクリアランス高に各視覚条件間の差が認められなかったが、低視力や視野狭窄、全盲条件下の歩行で HC および TO 足底角度が晴眼条件と比較して減少した。つまり、低視力や視野狭窄、全盲条件のように視覚から得る情報が限られた場合、TO 時の踵が下がり HC 時の爪先が下がる歩行傾向が示唆された。こうした傾向は所謂すり足歩行の特徴として報告⁶³されており、視覚系から環境情報をフィードバックできない全盲者が足裏で路面の凹凸や傾斜、障害物を検知する⁶⁷ための動作である。先述の通り、低視力や視野狭窄、全盲条件下では視覚情報を得ることが困難なため、晴眼者と比較して踵接地時に足関節をより底屈させ、足裏全面で接地することで路面に関する感覚情報を重視したと推察される。以上のことから、踵接地時に足関節が底屈することは単に歩行速度の増減による影響だけでなく、視覚による情報収集が困難な場合において安全な歩行を企図するための特有動作である可能性が示唆された。

一歩行サイクル中の頭部前後傾角は視野狭窄条件が顕著に前傾姿勢を維持するのに対し、低視力歩行と全盲歩行は前方を見据え、より直立した歩行姿勢を維持した。柳原ら³⁸はロービジョン者 103 名を対象に歩行時に生じる課題と視機能の関係性を調査した結果、ロー

ビジョン者は晴眼者に比べて「階段・段差等でのつまずき」経験が多いことを報告している。さらに視野狭窄を有する場合、その傾向が顕著になると指摘している。また、国土交通省⁶⁸もロービジョン者を対象に公共施設に対するニーズ調査を行ない、最も改善が求められている箇所は階段における段鼻と段差の区別であると報告している。つまり、視覚障害の影響によって歩行中の足元周辺の情報収集が困難になる。そのため視野狭窄条件下の歩行は頭部を前傾させることで視線を落とし、保有視野を活用して足元周辺を注視することで情報収集を行なったと推察される。対して晴眼者は足元周辺の情報収集に周辺視野を活用することができる。周辺視は中心視と比較すると視力や分解能で劣る一方で、運動物体の検出や明暗の変化に対する感度が中心視と比較して優れることから、視野全体の中から注意すべきものを探索する役割がある⁶⁹。このため、晴眼条件下の歩行は前方を見据えた歩行姿勢を維持することができたと推察される。また、こうした歩行姿勢は低視力条件下および全盲条件下の歩行でもみられた。これは低視力条件や全盲条件では視力・視野ともに活用することが困難なため、足元や進行方向の情報収集に視覚を活用する必要がないためと推察される。

2.5 結論

本研究は、視力と視野の人工的制御下で低視力、視野狭窄、盲の視覚状態を再現し、晴眼状態の歩行動作と比較することで視覚情報と歩行動作の関係性を検討した。その結果、視覚による情報収集が困難な場合、歩行速度や歩幅が減少し、さらに足関節を底屈させ足裏全体で接地することで安全な歩行を企図することが示唆された。また、視野狭窄条件では周辺視を活用することが困難なため、足元周辺の情報収集を行なうために頭部を前傾させる特徴がみられた。これらの結果により、低視力や視野狭窄等の視覚障害の進行過程で現れる視覚状態が歩行動作に与える影響を示すことができた。このことは、視覚障害者に対する歩行支援のうち、特に歩行訓練を巡る諸課題の解決に資する基礎的知見となり得る。

第三章 網膜色素変性症による視覚障害が障害物またぎ動作に与える影響

Lower limb kinematics characteristics during obstacle step-over among people with visually impaired

3.1 序論

ヒトの身体制御には環境と身体の相対的な位置関係に関する情報が不可欠であり、これらの大部分の情報は視覚を通して獲得される。しかしながら、加齢による生理的・病理的变化により、環境を認識するための視覚情報処理機能は低下する⁷⁰。日本眼科医会の調査²によれば、視覚障害者約164万人のうちロービジョン者は144万9000人、失明者は18万8000人を占める。2020年までは年1%以上の増加率で、以降は増加率を漸減させながら2030年には23%増の202万人まで増加すると予測されている⁷¹。視覚障害認定に至る原因疾患として緑内障、糖尿病網膜症に次いで患者数の多い疾患が網膜色素変性症（retinitis pigmentosa: 以降 RP）である⁷²。RPは視細胞および網膜色素上皮細胞を原発とした進行性の広範変性がみられる遺伝性の疾患群であり、国が定める指定難病である¹³。また、60歳以下では視覚障害原因の第1位となっている⁷³。

RPの主な症状は夜盲や視野障害、羞明、視力障害である。症状の進行が極めて緩徐であるため、患者は保有視力・視野に依存した行動をとる。一方で、視覚障害者は障害物や段差につまずく等の困難に遭遇することが報告されており、その傾向は周辺視野が欠損することで顕著になる³⁸。つまずきは歩行遊脚期に足部が地面もしくは障害物に接触することで転倒のきっかけとなる現象であり⁷⁴、これら障害物を回避する方略の一つとして障害物をまたぐ動作がある。

これまでに、晴眼の若年者や高齢者の障害物またぎ動作と視覚情報の関連性が多数報告^{51,75}されている。障害物をまたぐ動作では、障害物に差しかかる以前の視覚情報が重要であり⁵²、歩行からまたぎ動作へと連続的な運動特性が維持される場合に限り、障害物直前で視覚情報を遮断したとしても障害物に接触せずにまたぐことが可能である⁷⁶。また、加齢の影響により障害物に対する視認性が低下した場合⁷⁷、またぎ動作中の障害物に対する足部挙上動作が不安定になることが指摘されている⁵⁴。つまり、晴眼者を対象とした研究から、障害物またぎ動作の安全な遂行にはコントラストに配慮した空間構成に重点を置くことが提言

されている。一方で、視覚障害者は障害の影響により保有視覚が制限される。そのため、聴覚をはじめ、触覚や自己受容感覚を含む諸感覚を通じて得られる情報を記憶し空間全体を認知するため⁵⁵、健常者とは異なる方略で障害物をまたぐことが考えられる。また、保有視覚や白杖等を通して障害物を知覚していても、障害物に接触・つまずくケースがあるため、視覚を含めた感覚情報と動作の関係性から視覚障害者の歩行環境整備全般を考える必要がある³⁸。

そこで本研究は、RPを原因疾患とする視覚障害者の障害物またぎ動作分析から、視覚障害が障害物またぎ動作に与える影響を検討する。そして、健常者との比較から、視覚障害者特有の障害物またぎ動作方略を明らかにすることを目的とした。

3.2 方法

3.2.1 被験者

健常男性 10 名（年齢 40.7 ± 3.8 歳，身長 170.9 ± 4.6 cm，体重 66.7 ± 4.9 kg，下肢長 90.1 ± 4.5 cm）と RP を原因疾患とする視覚障害者 10 名（年齢 41.0 ± 7.1 歳，身長 168.2 ± 3.7 cm，体重 65.6 ± 7.8 kg，下肢長 89.6 ± 5.2 cm）を対象とした。身長は身長計，体重は体重計を用いて計測し，下肢長は大転子から外果までの長さを計測した。健常者は国際標準に準拠したランドルト環指標を用いた視力検査において，眼科医または学校医から健常視力（矯正視力 1.0 以上）と診断された者とした。視覚障害者は視覚障害者団体と盲学校から推薦された約 40 名の被験者候補のうち性別や年齢，障害発生時期，歩行訓練の有無等を考慮して 10 名を選定した。事前に身体障害者手帳，あるいは可能な場合には，医療機関から付与された視野表により現在の視覚状態を確認した。10 名はいずれも網膜色素変性症を原因疾患とする視覚障害者で，視野の周辺部分が欠損する求心性視野狭窄の症状を呈する。また，身体障害者手帳 2 級（両眼の視力の和 0.02 以上 0.04 以下，または視野 10° 以内かつ視野損失率 95% 以上）を保有し，視覚障害以外の障害を有さず，そして，視覚リハビリテーション施設等で歩行訓練を受けた経験がないものである。表 3.1 に視覚障害者 10 名の視覚状態や日常生活の様子等についてまとめた。なお，発症時期は眼科医により眼疾患と診断を受けた当時の年齢，外出頻度の項目は週 5 日以上外出しているものを多いとし，週 4 日以下のものを外出頻度が少ないと分類した。

被験者には予め実験の目的，方法，実験に伴う危険性と配慮，匿名性の保護等について書面または書面の読解が困難な被験者には口頭で説明を行ない，同意書を得た。本研究は九州大学大学院芸術工学研究院実験倫理委員会の承認（承認番号 206）を受けて実施した。

3.2.2 実験プロトコール

被験者は足元に位置する高さ 4cm と 15cm の障害物（横 32 cm ・ 幅 5.5 cm）をまたぐ動作を各条件 5 回ずつ実施した。障害物の形状と障害物の高さの選定理由を表 3.2 に示す。その際、被験者に対して障害物の高さは教示せず、障害物を確認する方法は視認のみとした。被験者が各障害物の違いをどの程度知覚しているか確認するため、試技に移行する前に提示された障害物の高さについて、高い障害物か、低い障害物かを口頭で回答させた結果、いずれの被験者も障害物高の認識に誤りはなかった。

またぎ動作の開始位置は各被験者が一歩で障害物物をまたぎ越せる任意の位置とした。また、踏み出す足や視認方法も被験者の任意とした。被験者が障害物に躓き転倒する危険性を考慮して、障害物は目立つよう黄色のスポンジで製作し濃いベージュ色の床面に設置した。さらに補助者を被験者の斜め後ろに位置させることで転倒の危険性を除いた。カウンターバランスを考慮して条件間で順序が異なるように実施した。なお、実験前には障害物を置かない状況で数回の動作練習を実施した。試技の際、白杖や電子機器等の支援用具は使用せず、全ての試技は裸足で実施した。

3.2.3 測定項目

6 台の同期された高速度撮影機能付カメラ（DKH 社，GC-LJ20B）を被験者に正対した状態からみて前方，左右斜め前方，左右斜め後方に配置し，撮影速度 240fps で障害物をまたぐ動作を記録した。本研究では分析空間内の進行方向を Y 軸，鉛直上方向を Z 軸，Y 軸と Z 軸に直交する方向を X 軸とした右手直交座標系を静止座標系として定義した。撮影範囲は 1.0m (X 軸) × 2.5m (Y 軸) × 2.0m (Z 軸) の空間とした。空間上にキャリブレーションポール（高さ 2m，較正点 5 箇所）を鉛直に立て，計 90 点のコントロールポイントを撮影することでキャリブレーションを行なった。撮影された映像から身体各部の分析点に貼り付けた球形マーカーを三次元動作解析システム（DKH 社，Frame-DIAS V）によって手動で読

み取りを行なった。分析点は頭頂，胸骨上縁と左右の耳下点，肩峰，肘関節，手首，大転子，膝関節中心，外果，踵，母趾先端とした。

解析区間は先に越える足の踵離地から対側の踵接地までとした。データを平滑化の際のデータ端点の歪みの影響を考慮し，またぎ動作の解析区間とその前後 20 コマをデジタル化し，得られた 2 次元座標から DLT 法により計測点の 3 次元座標を求めた。障害物を先に越える下肢を Leading Limb (以下 LL)，障害物を後から越える下肢を Trailing Limb (以下 TL) と定義した⁷⁸。そして，阿江ら⁷⁹，齋藤ら⁵⁴の研究を参考にして，障害物またぎ動作を ①LL 離地，②LL 障害物上最高点 (LL つま先が障害物前端を通過した地点)，③LL 最高点 (またぎ動作中に LL つま先を最も上げた地点)，④LL 接地，⑤TL 離地，⑥TL 障害物上最高点 (TL つま先が障害物前端を通過した地点)，⑦TL 最高点 (またぎ動作中に TL つま先を最も上げた地点)，⑧TL 接地で局面を分けた後 (図 3.1)，動作時間の算出やデータの規格化を行なった。LL 接地のタイミングは踵に装着したマーカーが最下点に位置した時点，TL 離地は爪先に装着したマーカーが地面から離れた時点を画像上から目視により判別した。下記に 3 次元座標値をもとに算出したパラメータとその定義を示す。

1. LL ステップ長 (m) : LL 離地から LL 接地間の距離
2. LL 挙上時間 (s) : LL 離地から LL 最高点までに要する時間
3. LL 下降時間 (s) : LL 最高点から LL 接地までに要する時間
4. LL またぎ速度 (m/s) : LL 離地から LL 接地間の平均速度
5. LL および TL 踏切距離 (cm) : LL および TL の踏切位置から障害物までの距離
6. 障害物上最高点 (cm) : またぎ動作中に LL および TL を障害物上で最も上げた高さ
7. 最高点 (cm) : またぎ動作中に LL および TL を最も上げた高さ
8. 5 回繰り返したまたぎ動作における LL の障害物上最高点と最高点のばらつき (変動係数 [%] : 標準偏差÷平均値×100)

9. LL の障害物高に対する努力係数 ((最高点－障害物高) ÷障害物高)
10. 障害物上最高点時の LL および TL 股関節角度 (大転子点－膝関節点を結び、矢状面に投影したベクトルと z 軸とのなす角) (図 3.2), 膝関節角度 (膝関節点－大転子点を結ぶベクトルと膝関節点－足首点を結ぶベクトルのなす角) (図 3.3), 足関節角度 (足首関節点－膝関節点を結ぶベクトルと足首関節点－爪先点を結ぶベクトルのなす角) (図 3.4)

3.2.4 統計処理

各障害物高における被験者間の差の検定には Mann-Whitney の U 検定を用いた。なお検定には 5 回の試技の平均値を用いた。全ての統計解析は SPSS Advanced Statistics ver.23 (IBM 社) を用いて行ない、有意水準は 5%未満とした。

表 3.1 視覚障害者の特性

年齢	視力 (右)	視力 (左)	視野欠損	白杖使用	発生時期	外出頻度
35	0.04	0.06	周辺視野	持参のみ	不明	少ない
40	0.08	0.1	周辺視野	単独歩行時	23 歳	少ない
25	0.01	0.01	周辺視野	場所による	不明	多い
45	0.03	0.04	周辺視野	場所による	37 歳	多い
40	0.3	0.2	周辺視野	なし	30 歳	多い
35	0.1	0.1	周辺視野	単独歩行時	不明	多い
58	0.08	0.09	周辺視野	持参のみ	12 歳	多い
47	0.08	0.01	周辺視野	場所による	13 歳	多い
42	0.04	0.06	周辺視野	場所による	30 歳	多い
44	0.03	0.06	周辺視野	持参のみ	28 歳	多い

表 3.2 障害物の形状と選定理由

高さ	幅	奥行	選定理由
4 cm	32 cm	5.5 cm	一般的な居住住宅における和室と洋室の床段差は 1~4 cm ¹³⁾
15 cm			国土技術研究センター発行の「道路の移動円滑化整備ガイドライン」内で推奨されている停留所等の縁石の高さ

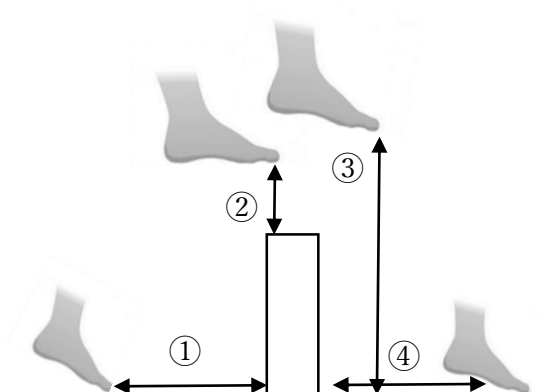


図 3.1 またぎ動作の局面分け定義

①離地, ②障害物上最高点, ③最高点, ④接地

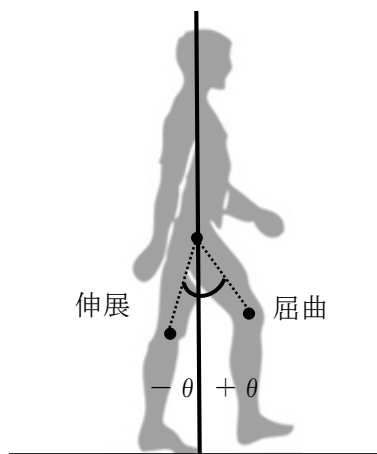


図 3.2 股関節角度の定義

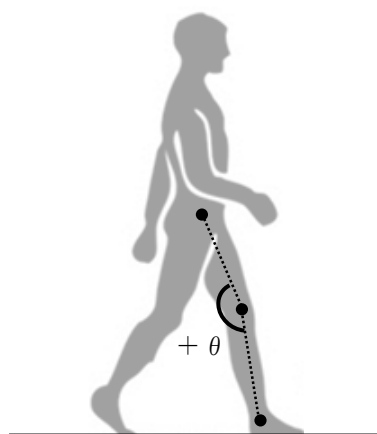


図 3.3 膝関節角度の定義

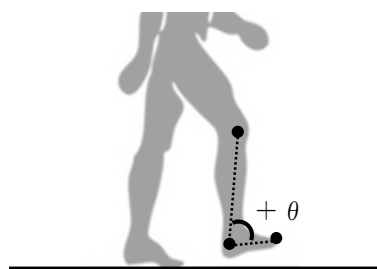


図 3.4 足関節角度の定義

3.3 結果

3.3.1 ステップ幅, 挙上・下降時間, またぎ速度

表 3.3 に LL のステップ長と挙上・下降時間, またぎ速度の結果を示す. 全ての障害物高において, 視覚障害者のステップ長は健常者と比較して有意に高い値を示した ($p<0.01$). また, 最高点に達するまでの LL つま先挙上時間においても視覚障害者が高値を示した ($p<0.01$). 一方で最高点から接地に至るまでの LL つま先下降時間に有意差は認められなかった. そして, 全ての障害物高において, 視覚障害者の LL またぎ動作速度は健常者と比較して有意に高い値を示した ($p<0.01$).

3.3.2 踏切距離, 障害物上最高点, 最高点

図 3.5 に 4cm および 15cm 障害物またぎ動作中の LL 軌跡を示す. 4cm 障害物高に対する踏切距離は健常者と比較して視覚障害者が有意に高い値 (40.3 ± 5.8 cm) を示した ($p<0.01$). また, 視覚障害者の障害物上最高点 (20.8 ± 3.9 cm) と最高点 (22.3 ± 3.5 cm) も同様に有意差が認められた ($p<0.01$). さらに, 15cm 障害物高に対しても, 視覚障害者の踏切距離 (43.6 ± 3.3 cm), 障害物上最高点 (32.4 ± 3.2 cm), 最高点 (33.6 ± 2.9 cm) は健常者と比較して高値を示した ($p<0.01$).

図 3.6 に 4cm および 15cm 障害物またぎ動作中の TL 軌跡を示す. 4cm 障害物高に対する視覚障害者の踏切距離 (40.3 ± 5.8 cm), 障害物上最高点 (18.1 ± 3.6 cm), 最高点 (19.9 ± 3.4 cm) は健常者と比較して有意に高い値を示した ($p<0.01$). また, 15cm 障害物高のまたぎ動作においても, 視覚障害者の踏切距離 (43.6 ± 3.3 cm), 障害物上最高点 (27.7 ± 3.2 cm), 最高点 (29.1 ± 2.5 cm) は健常者と比較して高値を示した ($p<0.01$).

3.3.3 最高点, 障害物上最高点の変動係数と努力係数

図 3.7 にまたぎ動作中の LL 最高点と障害物上最高点の変動係数と努力係数を示す. 4cm

障害物高に対するまたぎ動作中の最高点（図 3.7 (a)）と障害物上最高点（図 3.7 (b)）の変動係数は、視覚障害者と健常者の間に有意差は認められなかった。一方で 15cm の障害物高では、視覚障害者の最高点および障害物上最高点の変動係数が有意に高い値を示した。さらに、全ての障害物高において視覚障害者の努力係数（図 3.7 (c)）が健常者に比べて高い値を示した。また、図 3.8 に示す通り、TL 最高点（図 3.8 (a)）と障害物上最高点（図 3.8 (b)）の変動係数と努力係数（図 3.8 (c)）についても同様の傾向が認められた。

3.3.4 障害物上最高点時の下肢関節角度

図 3.9 にまたぎ動作中の LL 障害物上最高点時の (a) 股関節角度と (b) 足関節角度を示す。4cm 障害物高に対するまたぎ動作では、視覚障害者の LL 足関節角度 ($86.1 \pm 3^\circ$) が有意に高い値を示した ($p < 0.01$)。また、同様の傾向が 15cm 障害物高に対するまたぎ動作でも認められた。なお、立位時の LL 足関節角度は健常者が $86.3 \pm 1.2^\circ$ 、視覚障害者が $88.6 \pm 1.4^\circ$ を示した。15cm 障害物高では視覚障害者の LL 股関節角度 ($58.3 \pm 5.2^\circ$) が健常者と比較して高値を示した ($p < 0.01$)。膝関節角度は被験者間で有意な差は認められなかった。図 3.9 (c) に TL 障害物上最高点時の足関節角度を示す。4cm 障害物高において視覚障害者の足関節角度 ($93.1 \pm 5.6^\circ$) が健常者と比較して高値を示した ($p < 0.01$)。股関節および膝関節角度は各障害物高で被験者間の差は認められなかった。

表 3.3 LL のステップ長, 挙上・下降時間, またぎ速度

		視覚障害者	健常者	p 値
4cm	ステップ長 (m)	0.82 ± 0.06	0.72 ± 0.05	< 0.01
	挙上時間 (s)	0.29 ± 0.05	0.21 ± 0.02	< 0.01
	下降時間 (s)	0.24 ± 0.04	0.20 ± 0.17	NS
	またぎ速度 (m/s)	0.88 ± 0.16	0.60 ± 0.06	< 0.01
15cm	ステップ長 (m)	0.85 ± 0.06	0.74 ± 0.08	< 0.01
	挙上時間 (s)	0.31 ± 0.03	0.24 ± 0.02	< 0.01
	下降時間 (s)	0.27 ± 0.08	0.23 ± 0.02	NS
	またぎ速度 (m/s)	0.99 ± 0.17	0.71 ± 0.12	< 0.01

NS: Non-significant

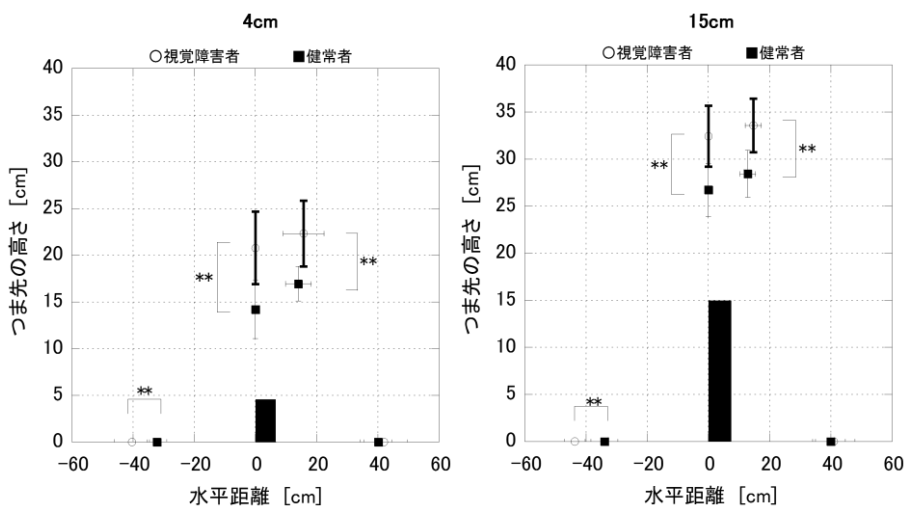


図 3.5 またぎ動作中 LL 軌跡 (踏切距離, 障害物上最高点, 最高点)

** $p < 0.01$

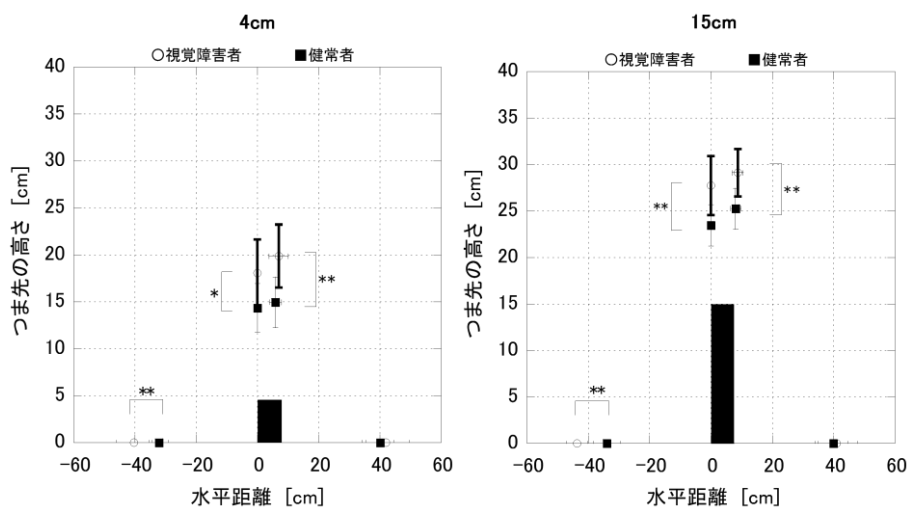


図 3.6 またぎ動作中 TL 軌跡 (踏切距離, 障害物上最高点, 最高点)

** $p < 0.01$ * $p < 0.05$

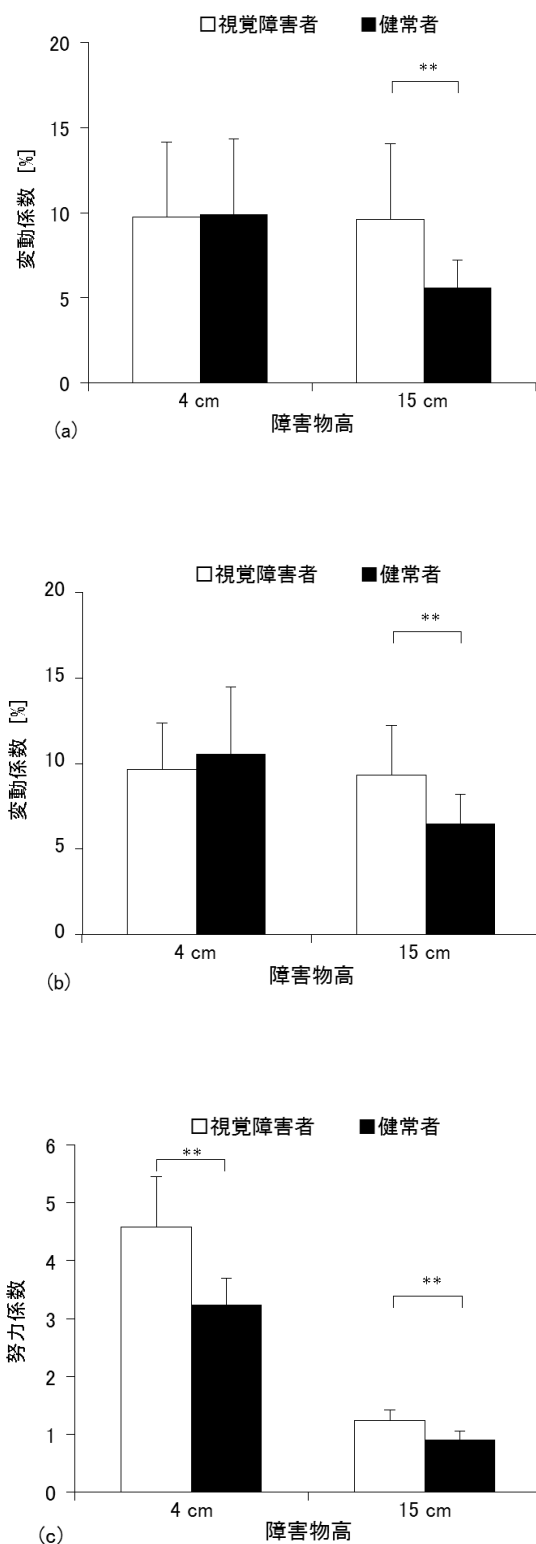


図 3.7 LL のばらつきと努力係数 ((a) 最高点変動係数・(b) 障害物上最高点変動係数・(c) 努力係数) **p<0.01

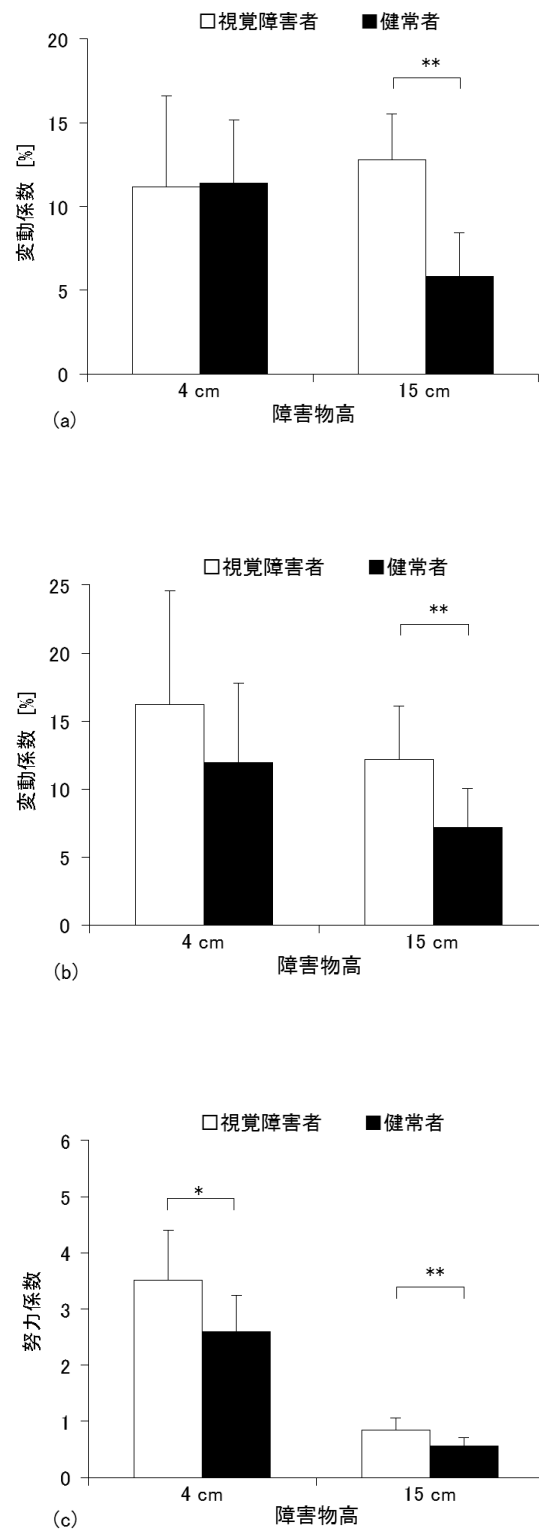


図 3.8 TL のばらつきと努力係数 ((a) 最高点変動係数・(b) 障害物上最高点変動係数・(c) 努力係数) ** $p < 0.01$ * $p < 0.05$

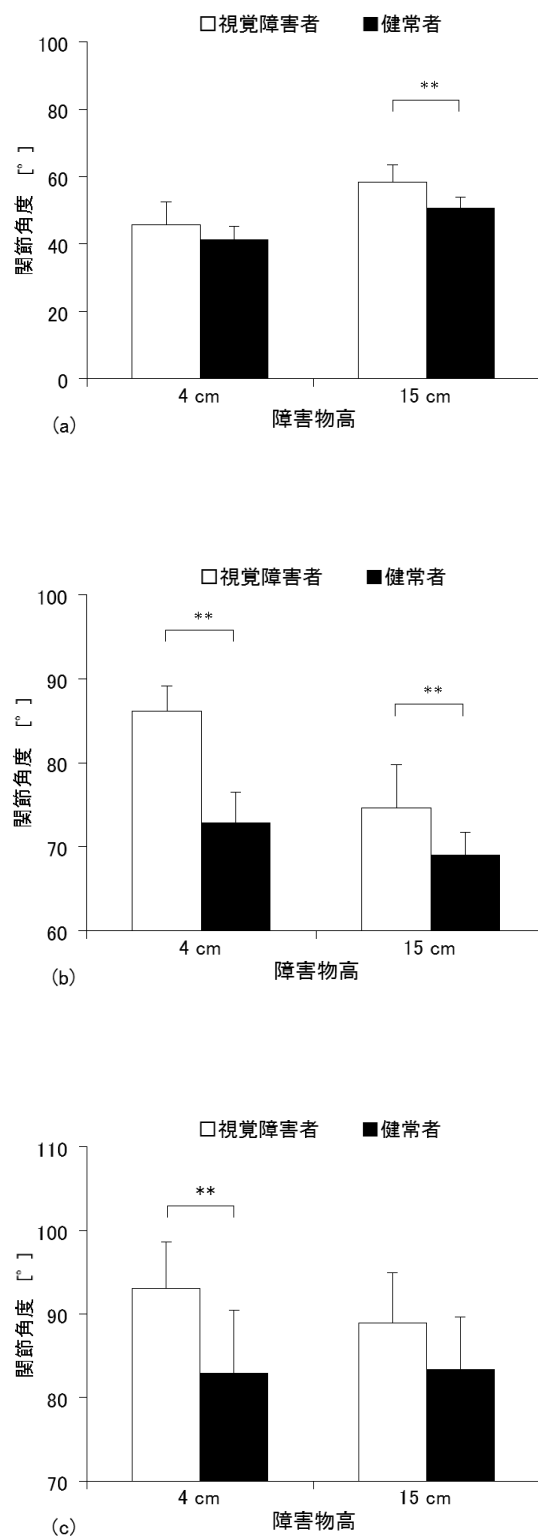


図 3.9 LL および TL 障害物上最高点時の下肢関節角度 ((a) LL 股関節角度・(b) LL 足関節角度・(c) TL 足関節角度) **p<0.01

3.4 考察

健常者と比較して視覚障害者の障害物またぎ動作中のステップ長は大きく、特に離地から障害物への足部挙上に時間を要する傾向が認められた。加えて、LLの離地から接地までの動作速度は健常者と比較して低下した。RPは初期より杆体細胞の障害により周辺視野の機能障害を生じることから、その視機能は主に中心視野を構成する網膜の中心窩、および傍中心窩といった錐体細胞の機能に依存する¹⁹。本研究の被験者はいずれも求心性視野狭窄の症状を主訴とすることから、保有する中心視野により障害物を知覚したと推知される。そして、障害物回避動作のように周囲の環境情報を視覚から取得しつつ行動する場合、一般的に感覚（外界や身体内部に関する情報を受容するプロセス）・知覚（感覚を介して刺激の性質を把握・弁別するプロセス）・認知（過去の視覚経験や記憶等から判断・弁別する高次なプロセス）を経て動作に至る。前述の通り、試技以前に被験者が各障害物をどの程度知覚しているか確認した結果、いずれの被験者も障害物高の認識に誤りはなかった。つまり、視覚障害の有無に依らず障害物は知覚された。しかし、表3.1に示す通り、被験者とした視覚障害者の保有視力は著しく低く、また視覚障害の発症から時間が経過したため、過去の視覚経験や記憶等から障害物を弁別する認知の過程で、実際の障害物高よりも高く見積もる等、健常者との違いが生じたと推知される。このため、視覚障害者は健常者よりも障害物に対して大きくステップし、足部挙上動作を慎重に行なうことで障害物を回避したと推察される。

視覚障害者のLLおよびTLの踏切距離、障害物上最高点および最高点は健常者と比較して高く位置した。Rietdykら⁵³は一時的に下方周辺視野を制限した状況下で障害物をまたぐ場合、障害物に対するLL踏切位置や停止位置は障害物から遠い距離に位置することを指摘している。そして、障害物上最高点と障害物との距離が増加⁸⁰することがシミュレーションレンズ着用下の障害物回避実験において報告されている。これらの先行知見は、保有視野の狭小化が進行すると障害物またぎ動作中の足部軌跡に影響を与える可能性を示唆している。上述の通り、本研究で被験者とした視覚障害者は保有視力の低下と合わせて重度の求心

性視野狭窄を呈することから、障害物高を含めた足元周辺の情報収集が困難であったと推測される。このため、視覚障害者は LL が障害物に接触することを避けるために、健常者よりも障害物から離れた位置から踏み切り、障害物に対して十分に足部を拳上することで障害物を回避したと推察される。

視覚障害者の TL 障害物上最高点および最高点は、いずれの障害物高においても健常者と比較して高く位置した。障害物またぎ動作中の TL 足部軌跡は、視覚的フィードフォワード制御により調整される⁵²。本研究の踏切位置は、被験者が一步で障害物をまたぎ越すことのできる位置に設定した。つまり、LL を前方へ送り出す動作では視覚情報を最大限利用できるのに対し、TL を前方へ引き込む動作では身体により障害物が遮蔽されるためフィードフォワード制御により運動形成される。このことは、視覚障害の有無に限らず同様であるが、視覚障害者が LL を前方に送り出す際に視覚から得た情報量は健常者と比較して著しく少ないことが予測される。視覚情報量の差が障害物またぎ動作時の足部拳上高に与える影響は先行研究^{78,80}でも検討されており、視野の制限範囲の拡がりと同様に、障害物上のクリアランス高が大きくなること、そしてその傾向は LL と比較して TL において顕著になることが指摘されている。以上のことから、TL を前方に引き込む際に利用できる情報量は、LL を前方に送り出す際の視覚状態の影響を強く受けるため、視覚障害者は TL を障害物に対して十分に拳上することで視覚情報の欠如を補填⁵³したと推察される。

各種の障害物高をまたぐ動作の足部軌跡は下肢の部分角度の変化に依存して決定する⁷⁹。障害物上の LL 下肢関節動作について、15cm 障害物高で視覚障害者の股関節角度は健常者と比べて高値を示した。また、4cm および 15cm の障害物上で視覚障害者の足関節角度は健常者と比べて高値を示した。先行研究では下肢関節の中でも特に股関節屈曲動作により下肢全体を高く拳上し、障害物をまたぐために必要な足部のクリアランス高を確保することが報告⁸¹されている。後述するように、障害物またぎ動作では安全性の確保が最も重視されるため、視覚障害者は股関節をより屈曲させ下肢全体を高く拳上することで障害物に対

する足部クリアランスを確保し、障害物との接触を回避することが示唆された。一方で、TLは4cm障害物高をまたぐ際に視覚障害者の足関節角度が健常者と比較して高値を示したが、その他の下肢関節角度に両群間の差は認められなかった。前述の通り、TLを前方へ引き込む動作は初期の視覚情報をもとにして、フィードフォワード制御により運動形成される。そのため、LLのように直接的に視覚情報をフィードバックし下肢を操作する必要がないため、両群間の下肢関節角度に顕著な差は認められなかったと推察される。

他方で、下肢各部の質量や慣性モーメントを考慮すると、視覚情報を最大限利用できるLLに関しては、障害物に対し大腿部を高く挙上するよりも、LL足部の背屈動作を調整的に利用⁸²することが安定した足部クリアランスの確保に繋がる。前述の通り、視覚障害者の4cmおよび15cm障害物上の足関節角度は健常者と比較して有意に高値を示した。この結果から足部の運動方向を理解するために、障害物またぎ動作に移行する直前の立位時の足関節角度を算出した結果、LL足関節角度が健常者で約86°、視覚障害者が約89°を示した。この値を足関節の中間位とすると、健常者のLL足部は4cm障害物上で約14°、15cm障害物上で約17°の背屈位を示した。一方、視覚障害者のLL足部は4cm障害物上で約3°、15cm障害物上では約15°の背屈位を示した。つまり、4cm障害物高では視覚障害者の足関節は健常者ほど背屈傾向が現れなかった。この理由として、視覚系から環境情報をフィードバックすることが困難な視覚障害者は、足裏で路面の凹凸や傾斜、障害物を検知する傾向があるため⁶⁷、比較的短い時間でまたぎ越しが完了する4cm障害物に対しては、足部を中間位付近に留め、接地局面に備えたと推察される。また、統計上の差は認められなかったが、4cm障害物上の股関節角度は健常者と比べて視覚障害者が屈曲位を示しており、健常者が足部を背屈させることで確保したクリアランス高を、視覚障害者は股関節の屈曲動作により補填したと推察される。

LL・TLの障害物上最高点と最高点の変動係数は、15cmの障害物高において視覚障害者の方が有意に高い値を示した。障害物上最高点と最高点の変動係数は、障害物またぎ動作中

のつま先挙上高のばらつきを示す指標であり、加齢に伴う下肢筋力の低下⁷⁹や視認性の低下⁷⁷に起因する。前述の通り、被験者とした視覚障害者はRPにより求心性視野狭窄を呈することから、中心視野の働きにより障害物が知覚されたと考えられる。運動知覚における中心視野の役割が物体知覚であるのに対し、周辺視野の機能的役割は姿勢制御であるため⁸³、周辺視野が喪失すると身体平衡性の保持が困難になる⁸⁴。このことから、15cm障害物高において視覚障害者のつま先挙上高がばらつきを示した要因は、周辺視野の欠損に起因すると推察される。一方で、つま先挙上高がばらつきを示した理由として、下肢筋力の要因を完全に否定することはできない。一般的に視覚障害者は健常者に比べ昼夜の外出頻度が低下するため³⁸活動量が減少し、下肢の筋力低下が生じることが予測される。本研究で被験者とした視覚障害者は、在籍する盲学校に勤務・通学しているため比較的外出頻度が高く、活動量が著しく低下しているとは考えにくい。そのため、下肢筋力も一定程度維持されていると推測されるが、本研究からその影響を正確に考察することはできない。

LL・TL努力係数はいずれの障害物高においても、視覚障害者が有意に高い値を示した。Chouら⁸⁵は若年者が51mmから204mmまでの4つの障害物条件をまたぐ際の足部軌道をシミュレーションし、クリアランス高の予測値と比べて実測値が大きくなるため、障害物またぎ動作は障害物に対して最小努力で実行されるのではなく、安全性の確保が最も重視されると指摘している。本研究におけるLL・TL努力係数は、いずれの障害物高においても視覚障害者が高値を示したことから、視覚障害者は健常者に比べて安全性確保のために足部を十分に挙上する傾向が強いことが示唆された。

以上の結果から、障害等級2級の視覚障害者でも、時間的・空間的余幅を十分に確保できる環境であれば、またぎ動作を比較的安全に実行できることが示唆された。一方で、周辺視野の喪失から15cm障害物に対するつま先挙上高がばらつきを示した。このことは、ガイドラインに準拠・設置された停留所等でも、縁石箇所をまたぐ際など足部挙上高が高まるような場面ではつま先挙上高が不安定になるため、段差でのつまづきやふらつきに留意するこ

との必要性を示唆している。本研究は安全上の理由から試技や測定環境等に実験的拘束を加えた。そのため、視覚障害者が障害物回避時に抱く心理的不安等を完全に反映できていない。特に、後天的に眼疾患を発症した中途視覚障害者は移動に不安を感じる傾向が強いため、心理効果を含めた分析が今後求められる。

3.5 結論

本研究は、健常者と RP を原因疾患とする視覚障害者の障害物またぎ動作を比較し、視覚障害者の障害物またぎ動作の特徴を検討した。その結果、視覚障害者は障害物の認知が困難なことから、障害物に対する足部挙上動作を慎重に行なう傾向が示唆された。また、下肢関節の中でも特に股関節を屈曲させることで、障害物に対するつま先軌跡を大きくし、視覚情報の欠如を補填することが示唆された。そして、低い障害物をまたぐ際は、足部を中間位付近に留めることで、接地局面に備える特徴が示された。今後は、視覚障害の発症による日常生活量の減少が下肢筋力や関節可動域等に与える影響について検討し、視覚障害者の身体特性の変化と障害物またぎ動作の関係性について検討する。また、RP とは異なる病態を呈し、国内に多数の罹患者が存在する緑内障や加齢性黄斑変性等の眼疾患と障害物回避動作の関係性について更に検討を進める。

第四章 異なる情報獲得方略がロービジョン者の位置感覚と障害物またぎ動作に与える影響

The influence of information acquisition strategies on foot proprioception and obstacle avoidance
pattern in people with low-vision

4.1 序論

視覚障害者約 164 万人のうち、矯正視力 0.1 以上、0.5 未満のロービジョン者は 144 万 9000 人、矯正視力 0.1 以下の失明者は 18 万 8000 人を占める²。約 9 割を占めているロービジョンは原因疾患によって視野欠損範囲や、コントラスト感度、明暗による違い等、様々な「見え方」が存在する³⁸。ロービジョン者はその病態が重度であっても、保有視覚に依存した行動をとる傾向があることから、環境情報を正確に認識できず、転倒・転落事故等に繋がるケースが報告^{23-25,28,86}されている。

近年の電子技術の発展により、超音波やレーザーを利用した障害物探知機⁸⁷、磁性体や GPS を利用したナビゲーションシステム³⁷、触知型アイコンを用いた触知案内図等⁸⁸IT 技術やエレクトロニクス分野の小型化技術⁸⁹を活用した歩行・誘導システムが開発されている。これらは、触知、音、情報の面³⁸から視覚情報の欠如を補填し、視覚障害者の日常生活動作を支援するものである。しかし、視覚障害者の歩行特性や残存感覚による情報処理特性に適応しないため、実際に視覚障害者へ供される例は極めて少ない³⁷ことが指摘されている。そのため、こうした機器の適用に際して、視覚障害者が視覚以外のどの感覚器官を通じて情報を獲得し、それらの情報が日常動作に与える影響に関する知見が必要である。

これまで、ロービジョン者が歩行時に重視する感覚情報について、アンケート調査によって検討が重ねられている。報告^{90,91}によれば、ロービジョン者は視覚、聴覚、触覚から得る情報を利用して歩行しており、その利用割合は歩行環境により変化する。また、盲状態に近いロービジョン者になると、車の音や人の声に関する聴覚情報を方向定位に利用するのに対し、比較的保有視覚を有するロービジョン者は危険回避に利用する傾向がある等、情報の利用目的が障害の進行度によって異なることが指摘⁹⁰されている。

前章で言及した通り、障害物またぎ動作を安全に遂行するためには、事前に障害物の高さや位置情報を正確に獲得すること重要であり、そのためには十分な視力と視野を保持する

必要がある。第3章で被験者とした網膜色素変性症患者は、身体に近接する障害物やコントラスト感度が明瞭な障害物は視認することが可能な視覚状態であるが、遠方の障害物や移動体を正確に視認することが困難な状態であった。そのため、表3.1に示す通り、移動に際しては白杖から間接的に伝搬される触覚情報を活用するものの割合が高かった。前述の通り、ロービジョン者が移動に際して重視する感覚情報の傾向は検討されているが、それらの感覚器官から得られた情報がロービジョン者の障害部回避動作等の日常動作に与える影響は検討されていない。

そこで本研究では、ロービジョン者が比較的日常生活で利用することが多い、眼前の視覚情報と足元の視覚情報、そして手部による触覚情報に着目し、それらの感覚情報がロービジョン者の足部位置感覚に与える影響について検討した。そして、ロービジョン者の実生活に沿った情報提示方法を検討するために、足元の視覚情報と手部による触覚情報がロービジョン者の障害物またぎ動作時の足部軌跡に与える影響を明らかにすることを目的とした。

4.2 方法

4.2.1 被験者

網膜色素変性症を原因疾患とする視覚障害者 10 名（年齢 41.0 ± 7.1 歳，身長 168.2 ± 3.7 cm，体重 65.6 ± 7.8 kg，下肢長 89.6 ± 5.2 cm）を対象とした。身長は身長計，体重は体重計を用いて計測し，下肢長は大転子から外果までの長さをスチール製メジャーで計測した。視覚障害者は視覚障害者団体と盲学校から推薦された約 40 名の被験者候補のうち性別や年齢，障害発生時期，歩行訓練の有無等を考慮して 10 名を選定した。事前に身体障害者手帳と可能な場合，医療機関から付与された視野表により，現在の視覚状態を確認した。10 名はいずれも網膜色素変性症を原因疾患とする視覚障害者で，視野の周辺部分が欠損する求心性視野狭窄の症状を呈する。また，身体障害者手帳 2 級（両眼の視力の和 0.02 以上 0.04 以下，または視野 10° 以内かつ視野損失率 95%以上）を保有し，視覚障害以外の障害を有さず，そして，盲学校や視覚リハビリテーション施設等で歩行訓練を受けた経験がないものである。なお，第 3 章の表 3.1 に視覚障害者 10 名の視覚状態や日常生活の様子等についてまとめた。

被験者には予め実験の目的，方法，実験に伴う危険性と配慮，匿名性の保護等について書面または書面の読解が困難な被験者には口頭で説明を行ない，同意書を得た。本研究は九州大学大学院芸術工学研究院実験倫理委員会の承認（承認番号 206）を受けて実施した。

4.2.2 実験プロトコール

課題 1

被験者には，提示された高さ 4cm と 15cm の障害物（横 32 cm・幅 5.5 cm）を確認した後，確認した高さをその場で足部挙上高により再現するように指示した。障害物は第二章同様，黄色いスポンジで製作した。挙上する足は障害物をまたぐ際の踏み込む側の足を指定し，いずれの被験者も右足が該当した。障害物の提示方法は，条件 A：保有視覚を用いて眼前に提

示された障害物を視知覚（図 4.1A），条件 B：保有視覚を用いて足元に提示された障害物を視知覚（図 4.1B），条件 C：アイマスクを着用後，手元に提示された障害物を触覚から認識（以降：触認）（図 4.1C）の 3 種類とした。条件 B はつま先から 20cm 離れた箇所に障害物を位置させ，条件 C では触認の方向や手部の形状は指定せず，左右いずれかの手部を用いた。いずれの条件も障害物の認識にかかる時間に制限は設けず，各提示条件につき足部挙上回数を 10 回とした。なお，被験者で条件の順序が異なるように提示することで，条件順序のカウンターバランスをとった。また，各試技間の時間を十分に確保することで，前条件の影響が小さくなるように実施した。

課題 2

被験者は課題 1 の B および C 条件で障害物を認識した後，足元に位置する提示された障害物と同形状の障害物をまたぎ動作を各条件 5 回ずつ実施した。その際，またぎ動作の開始位置は指定せず，踏み出す足や視認姿勢は被験者の任意とした。なお，C 条件はアイマスクを装着して手元に提示された障害物を触認した後，アイマスクを外してまたぎ動作を実施した。本課題においても，カウンターバランスを考慮して被験者で条件の順序が異なるように実施した。

課題 1 および課題 2 で使用した障害物は前章と同様，目立つよう黄色のスポンジで製作し，濃いベージュ色の床面に設置した。また，課題 2 では補助者を被験者の斜め後ろに位置させることで転倒の危険性を除いた。なお，全ての試技は裸足で実施した。

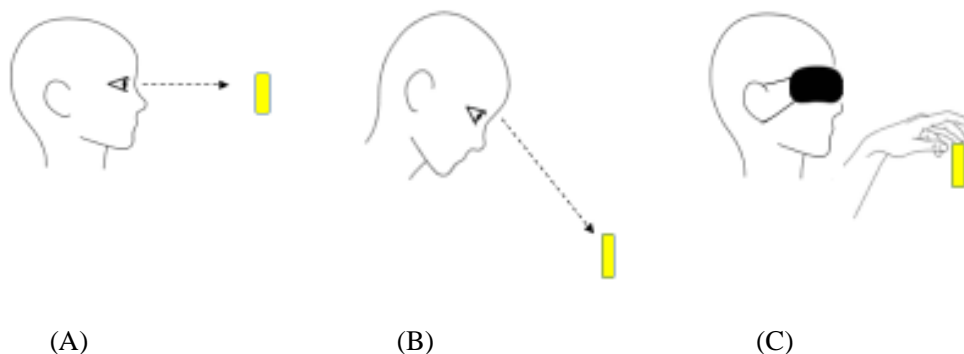


図 4.1 課題 1 における障害物の提示方法 ((A) 眼前・(B) 足元・(C) 手部)

4.2.3 測定項目

6 台の同期された高速度撮影機能付カメラ (DKH 社, GC-LJ20B) を被験者に正対した状態からみて前方, 左右斜め前方, 左右斜め後方に配置し, 撮影速度 240fps で課題 1 および課題 2 の動作を記録した. 本研究では分析空間内の進行方向を Y 軸, 鉛直上方向を Z 軸, Y 軸と Z 軸に直交する方向を X 軸とした右手直交座標系を静止座標系として定義した. 撮影範囲は 1.0m (X 軸) × 2.5m (Y 軸) × 2.0m (Z 軸) の空間とした. 空間上にキャリブレーションポール (高さ 2m, 較正点 5 箇所) を鉛直に立て, 計 90 点のコントロールポイントを撮影することでキャリブレーションを行なった. 撮影された映像から身体各部の分析点に貼り付けた球形マーカーを三次元動作解析システム (DKH 社, Frame-DIAS V) によって手動で読み取りを行なった. 分析点は頭頂, 胸骨上縁と左右の耳下点, 肩峰, 肘関節, 手首, 大転子, 膝関節中心, 外果, 踵, 母趾先端とした.

課題 1 の解析区間は足部挙上動作中のつま先の離地から接地までとした. 課題 2 の解析区間は先に越える足の踵離地から対側の踵接地までとした. データを平滑化する際のデータ端点の歪みの影響を考慮し, 動作の解析区間とその前後 20 コマをデジタル化し, 得られた 2 次元座標から DLT 法により計測点の 3 次元座標を求めた. 前章と同様, 課題 2 では障

害物を先に越える下肢を **Leading Limb**(以下 **LL**), 障害物を後から越える下肢を **Trailing Limb** (以下 **TL**) と定義した。そして, 阿江ら⁷⁹, 齋藤ら⁵⁴の研究を参考にして, 障害物またぎ動作を①**LL** 離地, ②**LL** 障害物上最高点 (**LL** つま先が障害物前端を通過した地点), ③**LL** 最高点 (またぎ動作中に **LL** つま先を最も上げた地点), ④**LL** 接地, ⑤**TL** 離地, ⑥**TL** 障害物上最高点 (**TL** つま先が障害物前端を通過した地点), ⑦**TL** 最高点 (またぎ動作中に **TL** つま先を最も上げた地点), ⑧**TL** 接地で局面を分けた後 (前章図 3. 1), 動作時間の算出やデータの規格化を行なった。LL 接地のタイミングは踵に装着したマーカーが最下点に位置した時点, TL 離地は爪先に装着したマーカーが地面から離れた時点とした。

下記に 3 次元座標値をもとに各課題で算出したパラメータを示す。

課題 1

1. つま先挙上における最高点
2. 10 回繰り返した足部挙上動作におけるつま先最高点のばらつき (変動係数[%]: 標準偏差 ÷ 平均値 × 100)

課題 2

1. LL ステップ長 (m): LL 離地から LL 接地間の距離
2. LL 挙上時間 (s): LL 離地から LL 最高点までに要する時間
3. LL 下降時間 (s): LL 最高点から LL 接地までに要する時間
4. LL またぎ速度 (m/s): LL 離地から LL 接地間の平均速度
5. LL および TL 踏切距離 (cm): LL および TL の踏切位置から障害物までの距離
6. 障害物上最高点 (cm): またぎ動作中に LL および TL を障害物上で最も上げた高さ
7. 最高点 (cm): またぎ動作中に LL および TL を最も上げた高さ
8. 5 回繰り返したまたぎ動作における LL の障害物上最高点と最高点のばらつき (変動係

数 [%] : $\text{標準偏差} \div \text{平均値} \times 100$

9. LL の障害物高に対する努力係数 ((最高点 - 障害物高) \div 障害物高)

4.2.4 統計処理

全てのデータは平均値±標準偏差で示した。課題1は提示条件を要因とした対応のある一元配置分散分析を行なった。主効果が認められた場合には Bonferroni 法による多重比較検定を行なった。課題2は t 検定を用いた。全ての統計解析は SPSS Advanced Statistics ver.23 (IBM 社) を用い、有意水準は 5%未満とした。

4.3 結果

4.3.1 提示した高さに対するつま先挙上高と変動係数（課題1）

図 4.2 に 4cm 障害物および 15cm 障害物に対する提示条件間の足部挙上高の結果を示した。4cm 障害物に対する提示条件間の足部挙上高は、足元の障害物を視認した条件 B が最も高値を示し、他の条件との間に有意差が認められた ($p<0.01$)。一方で、条件 A と条件 C は同程度の足部挙上高を示した。15cm 障害物に対する提示条件間の足部挙上高は、4cm 障害物高と同様に、条件 B は最も高値を示し、条件 C との間に有意差が認められた ($p<0.05$)。

図 4.3 に 4cm 障害物および 15cm 障害物に対する提示条件間の足部挙上高の変動係数の結果を示した。いずれの障害物高も、提示条件間に有意な主効果は認められなかった。

4.3.2 ステップ幅、挙上・下降時間、またぎ速度（課題2）

表 4.1 に提示条件間の LL ステップ長と挙上・下降時間、またぎ速度の結果を示す。4cm 障害物高では LL のステップ長、足部挙上時間・下降時間、またぎ速度に提示条件間の有意な差は認められなかった。15cm 障害物高は離地から最高点に至るまでの LL つま先挙上時間において、条件 C が条件 B と比較して低値を示した ($p<0.05$)。

4.3.3 踏切距離、障害物上最高点、最高点（課題2）

図 4.4 に 4cm および 15cm 障害物に対する提示条件間（条件 B および C）の LL 軌跡の結果を示す。4cm 障害物に対する障害物上最高点と最高点は条件 B が有意に高い値を示した ($p<0.01$)。また、15cm 障害物では最高点において同様の傾向が認められた ($p<0.05$)。一方で、障害物に対する踏切距離は、いずれの障害物高も提示条件間に有意な主効果は認められなかった。

図 4.5 に 4cm および 15cm 障害物に対する提示条件間（条件 B および C）の TL 軌跡の結果を示す。LL に対し TL は、いずれの障害物高に対する踏切距離、障害物上最高点、最高

点において、提示条件間の有意な主効果は認められなかった。

4.3.4 最高点、障害物上最高点の変動係数と努力係数（課題2）

図 4.6 にまたぎ動作中の LL 最高点と障害物上最高点の変動係数と努力係数を示す。4cm 障害物高に対するまたぎ動作中の障害物上最高点の変動係数は、条件 B と比較して条件 C が高い値を示した ($p<0.01$)。また、努力係数の値は条件 B よりも条件 C が低値を示し、提示条件間に有意差が認められた ($p<0.05$)。一方で、15cm 障害物高に対するまたぎ動作では、最高点および障害物上最高点の変動係数に提示条件間の有意な主効果は認められなかった。

図 4.7 にまたぎ動作中の TL 最高点と障害物上最高点の変動係数と努力係数を示す。4cm 障害物高に対しては、最高点と障害物上最高点の変動係数、努力係数の値に提示条件間の有意な主効果は認められなかった。一方で、15cm 障害物高に対しては、最高点と障害物上最高点、努力係数の値は条件 B と比較して条件 C が低値を示し、うち最高点において提示条件間に有意差が認められた ($p<0.05$)。

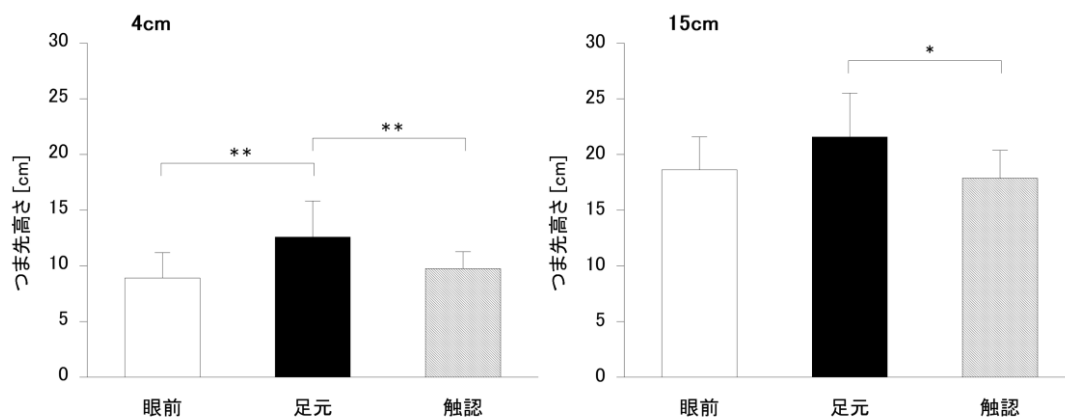


図 4.2 提示した高さに対するつま先挙上高
 (□条件 A (眼前), ■条件 B (足元), ▨条件 C (触認)) **p<0.01 *p<0.05

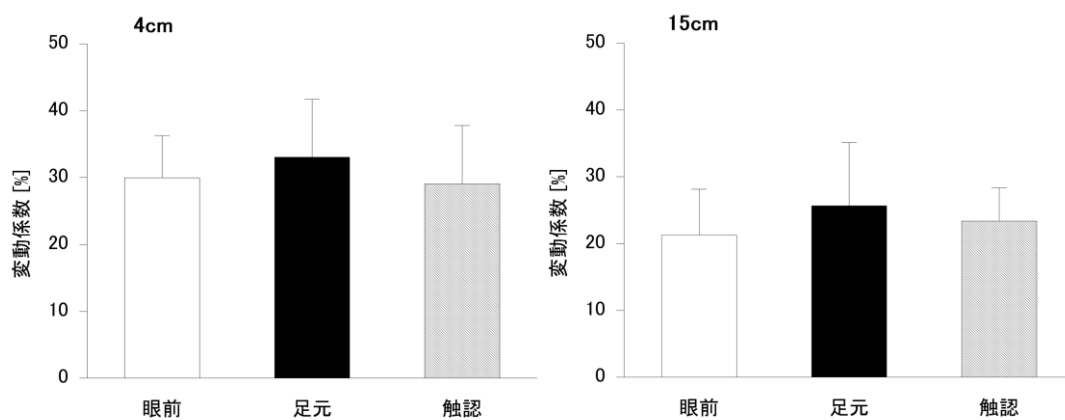


図 4.3 提示した高さに対するつま先挙上高のばらつき
 (□条件 A (眼前), ■条件 B (足元), ▨条件 C (触認))

表 4.1 LL のステップ長, 挙上・下降時間, またぎ速度

		条件 B	条件 C	p 値
4cm	ステップ長 (m)	0.82 ± 0.06	0.80 ± 0.05	NS
	挙上時間 (s)	0.29 ± 0.05	0.29 ± 0.04	NS
	下降時間 (s)	0.24 ± 0.04	0.25 ± 0.03	NS
	またぎ速度 (m/s)	0.88 ± 0.16	0.86 ± 0.13	NS
15cm	ステップ長 (m)	0.85 ± 0.06	0.83 ± 0.04	NS
	挙上時間 (s)	0.31 ± 0.03	0.28 ± 0.03	< 0.05
	下降時間 (s)	0.27 ± 0.08	0.29 ± 0.04	NS
	またぎ速度 (m/s)	0.99 ± 0.17	0.96 ± 0.12	NS

NS: Non-significant

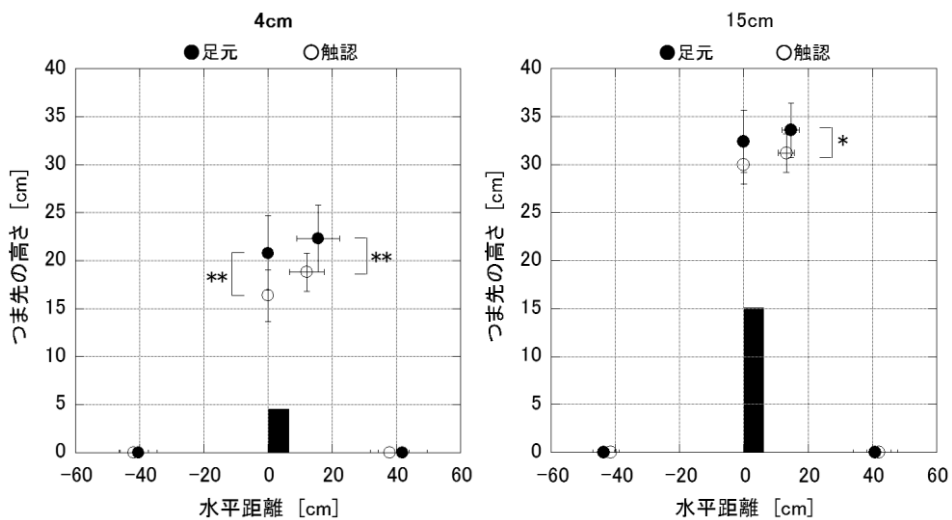


図 4.4 提示条件間のまたぎ動作中 LL 軌跡 (踏切距離, 障害物上最高点, 最高点)

**p<0.01 *p<0.05

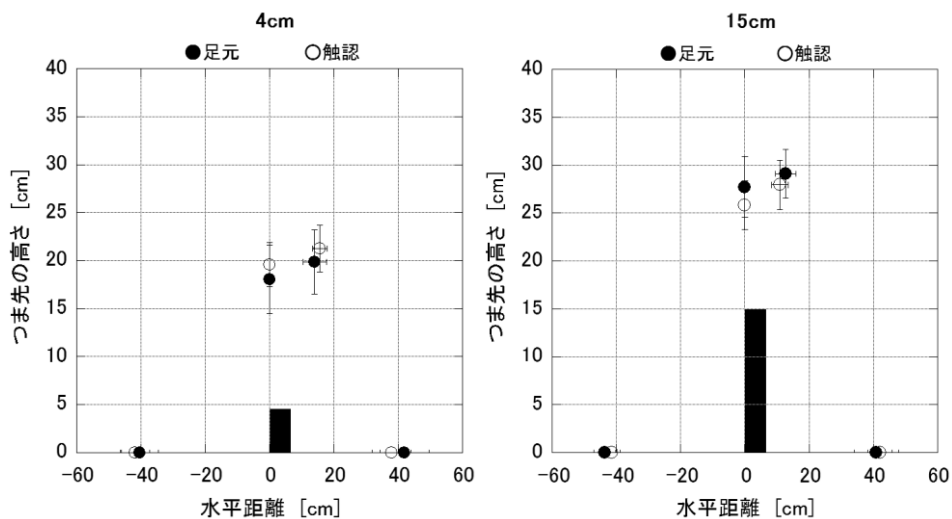


図 4.5 提示条件間のまたぎ動作中 TL 軌跡 (踏切距離, 障害物上最高点, 最高点)

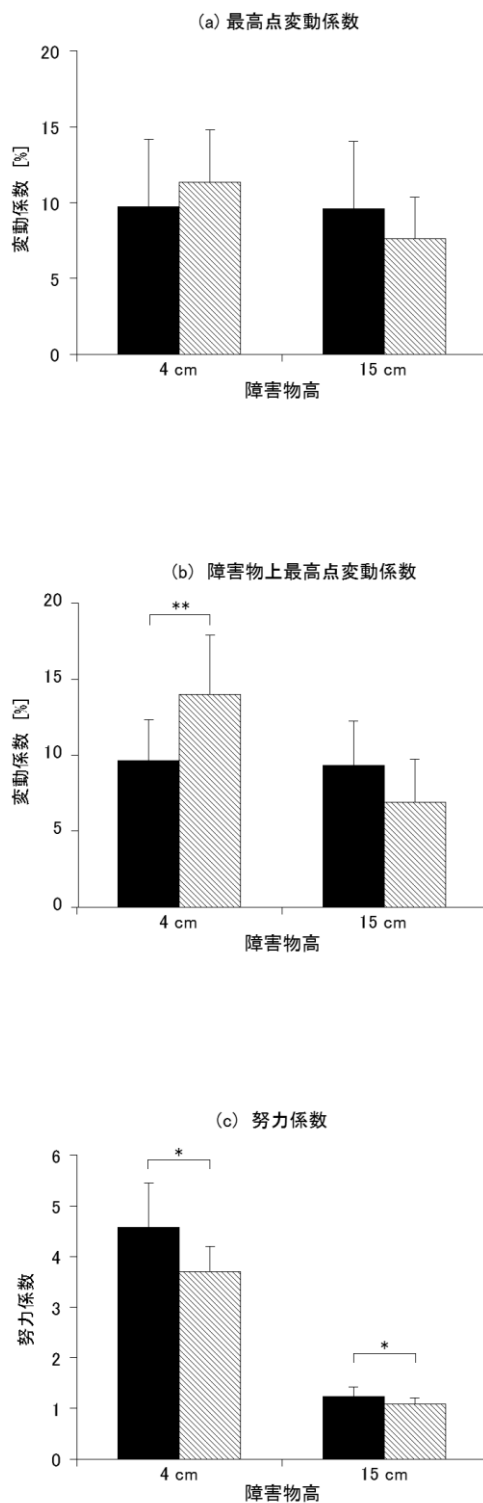


図 4.6 提示条件間の LL のばらつきと努力係数 ((a) 最高点変動係数・(b) 障害物上最高点変動係数・(c) 努力係数, ■条件 B (足元), ▨条件 C (触認)) ** $p < 0.01$ * $p < 0.05$

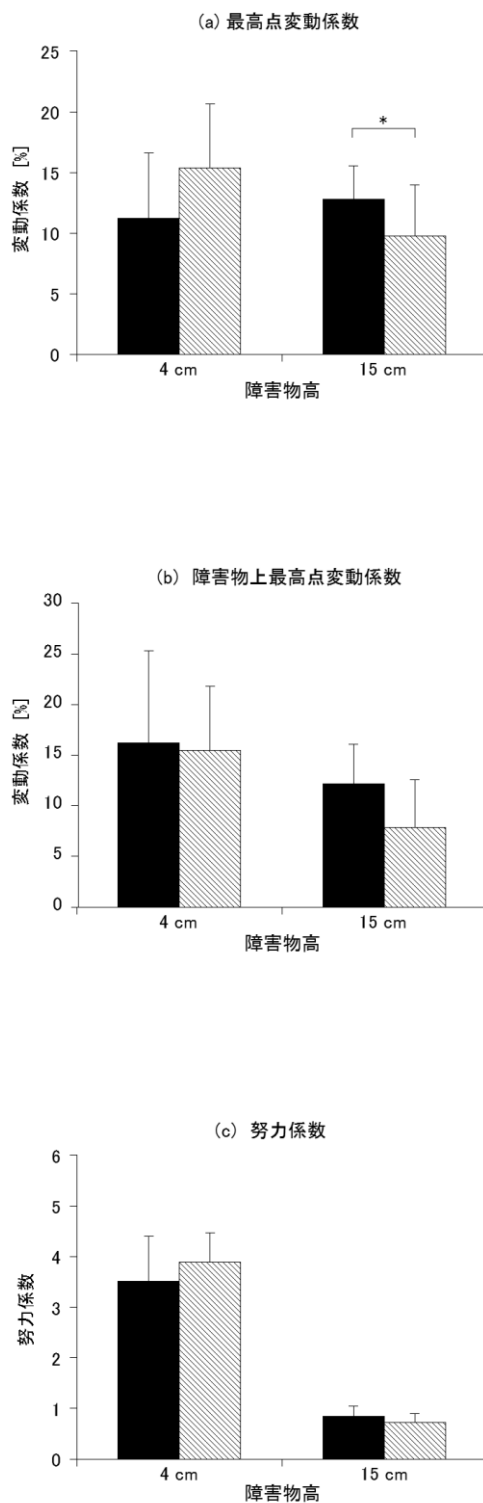


図 4.7 提示条件間の TL のばらつきと努力係数 ((a) 最高点変動係数・(b) 障害物上最高点変動係数・(c) 努力係数, ■条件 B (足元), ▨条件 C (触認)) * $p < 0.05$

4.4 考察

課題 1 において、網膜色素変性症患者は足元の障害物を視覚により知覚した場合、他の提示条件に比べて提示された高さよりも足部を高く挙上することが認められた。また、各提示条件下で足部を 10 回挙上した際のばらつきの大きさは、いずれの障害物高においても提示条件による違いは認められなかった。

課題 1 では、被験者の眼前（条件 A）および足元（条件 B）に位置する障害物は視覚により確認させ、手元に位置する障害物は触覚（条件 C）によって確認するように指示した。そして、確認後すぐに足部挙上高として障害物高を再現させた。ロービジョン者は、残存した視覚機能を用いて歩行する傾向があり、視力が 0.01 未満の重度のロービジョンであっても、歩行時の利用情報の 3 割を視覚から得ている⁹⁰。被験者はいずれも、網膜上の杆体細胞の障害により周辺視野の機能障害が生じ、求心性視野狭窄の症状を呈する。そのため、身体に近接する障害物やコントラスト感度が明瞭な障害物は視認できるが¹⁹、遠方の障害物や移動体を正確に視認することが困難である。したがって、障害物が足元に位置する条件 B では、障害物の形状を正確に認識できず、実際の障害物高と足部挙上高に乖離が生じたと推察される。

条件 B 対して、障害物を近接する位置で視認した条件 A と手部により触認した条件 C の足部挙上高は、より実際の障害物高に近い値を示した。条件 A では、各障害物を被験者の眼前に位置させることで、被験者は物体知覚に優れる中心視野を活用して障害物を視認した。そのため、条件 B と比べて知覚誤差を最小限に留めることが可能であったと推察される。一方で、条件 C はアイマスクにより視覚情報を遮断した状態で、手元に提示した障害物を触認させた。ヒトが物体を触知する場合、視覚経験から形成された視覚イメージが有効な手がかりとして働くことで^{92,93}、効率的な触認が可能になる。表 3.1 の通り、いずれの被験者も過去に視覚経験を有する中途視覚障害者であり、視覚障害の発症から少なくとも 10 年以上経過しているため、活動範囲が拡がり、移動等に触覚情報を活用する機会⁴³も増え

ていることが予測される。そのため、触覚から比較的詳細な障害物情報を獲得することが可能であったため、条件 B ほど障害物高と足部挙上高が乖離しなかったと推察される。

課題 1 において、各障害物高に対する足部挙上高のばらつきは、提示条件間で大きな差はみられなかった。ヒトの姿勢制御に関わる感覚入力は、主に視覚、前庭感覚および体性感覚^{94,95} であり、これらの感覚入力が中枢神経系において統合され、姿勢制御に利用される⁹⁶。それぞれの感覚入力に対する重みづけには個人差があるが⁹⁷、一般的に眼疾患や加齢の影響で視覚による感覚入力が低下した場合、身体動揺が増幅し、姿勢制御が不安定になることが報告されている^{77,94,98,99}。本研究の被験者はいずれも求心性視野狭窄を呈する重度のロービジョンを有しており、足部挙上動作に伴う姿勢制御が困難であったと推察される。そのため、障害物情報の獲得方略に依らず、その場の足部挙上高がばらつくことが示唆された。

前述の通り、重度のロービジョン者は、それまで視覚が担っていた明暗弁別、色弁別、動き知覚、形状認識等の諸機能の低下³⁷を、支援機器の利用によって補完することが推奨される。一方で、それらの支援機器はロービジョン者の行動特性や情報処理特性³⁷を考慮した上で製作・使用されることが求められる。こうした現状を受け、課題 2 では、視覚および触覚情報を障害物またぎ動作に利用した際のロービジョン者の行動特性について検討した。課題 1 のうち、条件 B および条件 C により障害物を認識した後、提示された障害物と同形状の障害物をまたぎ動作を分析した。なお、ロービジョン者の日常生活空間に適した情報提示方法を提案するために上記 2 条件を選定した。つまり、ロービジョン者の足元を活用した情報提示方法には、誘導ブロックや警告ブロック等がある。また、手元の触覚情報を活用した情報提示方法には、点字や触知タイル等があるが、条件 A のように眼前に障害物情報を提示することは実際の日常生活での歩行支援では困難なため、課題 2 では条件 A を除いた。

障害物またぎ動作中の LL ステップ長と LL 挙上・下降時間について、条件 B は条件 C と比較して 15cm 障害物に対する足部挙上に時間を要する傾向が認められた。また、条件 C の LL 障害物上最高点および最高点は、条件 B と比較して低く位置した。下方周辺視野が制限

されると障害物またぎ動作中の足部軌跡が高まることから、視覚障害シミュレーション下の実験において報告されている^{53,80}。前章においても、眼疾患の影響から保有視野が狭小化すると障害物またぎ動作中の足部軌跡が大きくなり、足部挙上動作に時間を要することを報告している。一方で、事前に障害物を触認した条件 C の足部軌跡は、条件 B と比較して軌跡が小さくなった。課題 1 の C 条件では視覚を遮断し、触覚から得られる障害物情報に限定して足部挙上動作との関係性を検討したが、課題 2 の C 条件では触覚に加えて、視覚から得られる情報を障害物またぎ動作に利用することが可能であった。障害物の同定には視覚情報の他、聴覚や触覚といった感覚様相の情報も寄与しており¹⁰⁰、複数の感覚様相の情報が統合されることで、安定した知覚表象が成立する¹⁰¹。また、Ernst ら¹⁰²らは、単一の感覚情報よりも複数の感覚情報を統合することで、より精度の高い知覚・認知が可能であることを指摘している。以上のことから、課題 2 の条件 C では視覚情報の欠如を触覚情報が補填する形で、情報の統合化¹⁰²が図られたと推測される。そして、障害物の高さや形状に関する詳細なイメージを認知したことで、障害物をまたぐ際のつま先挙上高のばらつきや努力係数が抑制され、より安定した障害物またぎ動作に繋がったと推察される。

上述の通り、重度のロービジョン者は視覚情報と触覚情報を統合し、障害物の高さや形状に関する一定の情報量を獲得することで、LL 足部軌跡が安定した。第三章で述べた通り、TL を前方に引き込む際に利用できる情報量は、LL を前方に送り出す際の視覚状態の影響を強く受ける。そして、TL を前方へ引き込む動作はフィードフォワード制御にて形成されるため、LL のように視覚や触覚から得られた情報をフィードバックし下肢を操作する必要がない。そのため、TL の足部軌跡や変動係数、努力係数の値は LL に比べて提示条件間に差が認められなかったと推察される。

なお、本研究は、網膜色素変性症患者を対象としたが、眼疾患の種類や既往年数、歩行訓練経験の有無等により、視覚情報や触覚情報に対する情報処理特性や行動特性が異なると推測される。こうした点を考慮し、眼疾患別の影響についても検討を進める必要がある。

4.5 結論

本研究は、視覚および触覚から得られる障害物情報が、ロービジョン者の足部位置感覚と障害物またぎ動作に与える影響を検討した。課題1の結果から、重度のロービジョン者は足元ほど離れた障害物を正確に視認することが困難なため、知覚した高さとは足部挙上高に誤差が生じることが示唆された。他方で、障害物を手部により触認した場合、視覚経験から形成された視覚イメージを手がかりとして、その誤差が抑制されることが示唆された。

課題2では、これらロービジョン者の情報処理特性が、障害物またぎ動作の行動特性に与える影響を検討した。その結果、ロービジョン者は視覚情報と触覚情報を統合し、障害物の高さや形状に関する詳細なイメージを獲得することで、障害物をまたぐ際のつま先挙上高のばらつきや過度な挙上動作の抑制に繋がることを示唆された。

第五章 総括

本論文では、ロービジョンにみられる様々な視覚状態が歩行および障害物またぎ動作に与える影響について検討した。さらに、視覚や触覚から得た障害物情報が、障害物またぎ動作中の下肢運動に与える影響を明らかにすることで、ロービジョン者の動作特性や情報処理特性に適応した歩行支援を検討することを目的とした。本章では各章の要点、一連の研究から示された点および今後の研究課題について述べる。

第一章では、はじめに日本の視覚障害認定基準から算出される視覚障害者数の年代別傾向や眼疾患別傾向から、視覚障害を巡る現状に触れた。さらに、視覚障害は原因疾患によって視力や視野欠損、コントラスト感度、色覚等の「見え方」が異なる点を明確に述べた。次に、視覚障害が個人のQOLに与える影響は他の疾患に比して重いことを効用値から示した。その中では、ロービジョン者の歩行中の事故について触れ、視野障害とコントラスト感度の低下が障害物との接触の要因となることを示した。最後に、視覚情報と歩行および障害物回避動作の関係性について、これまで明らかにされている点と課題を整理した。その中で、ロービジョン者の動作特性や情報処理特性に適応した歩行支援を展開する上で、ロービジョンにみられる視覚状態が歩行動作や障害物またぎ動作に与える影響について検討し、その動作特性を明らかにする必要性を明確に述べた。そして、これらの課題解決に取り組むことを本研究の目的とすることを示した。

第二章では、視力と視野の人工的制御下で低視力、視野狭窄、盲の視覚状態を再現し、晴眼状態の歩行動作と比較することで視覚情報と歩行動作の関係性を検討した。その結果、低視力条件や視野狭窄条件では、視覚による情報収集が困難なため、歩幅を減少させることで歩行速度をコントロールし、安全な歩行を企図することが示唆された。また、歩行速度の増減は立脚期の下肢関節運動に影響を与えることから^{65,66}、低視力や視野狭窄、全盲条件のように視覚から得る情報が限られた場合、TO時の踵が下がりHC時の爪先が下がる歩行傾向が示唆された(第二章:図2.7)。加えて、このような足関節運動の特徴は、歩行速度の増減による影響だけでなく、足裏全面で接地することで路面に関する感覚情報を重視した動作

であることに言及し、視覚による情報収集が困難な場合において安全な歩行を企図するための特有動作である可能性を示した。最後に、周辺視は中心視と比較すると視力や分解能で劣るため、求心性視野狭窄の症状を呈する場合、頭部を前傾させ足元周辺を注視した歩行傾向になることを示した（第二章：図 2.8）。以上の結果より、低視力や視野狭窄等の視覚障害の進行過程で現れる視覚状態が歩行動作に与える影響について明らかにすることができた。

また、ロービジョン者の移動様式の基本である歩行²¹を日常生活の中で安全に行うためには、歩行路上に位置する障害物を安全かつ効率的に回避することが求められる。序論で述べた通り、人間にとって視覚情報は姿勢制御や障害物知覚との関係が深いことから、歩行同様、障害物回避動作は重度のロービジョン者にとって困難な課題である。そのため、第三章では、歩行と同じくロービジョン者の安全な移動に必要な不可欠である障害物またぎ動作を取り上げた。本研究では、健常者と RP を原因疾患とするロービジョン者の障害物またぎ動作を比較し、ロービジョン者の障害物またぎ動作の特徴を検討した。その結果、ロービジョン者は障害物の知覚が困難なことから、障害物に対する足部挙上動作を慎重に行なう傾向が示唆された（第三章：表 3.3）。また、下肢関節の中でも特に股関節を屈曲させることで（第三章：図 3.9）、障害物に対するつま先軌跡を大きくし、視覚情報の欠如を補填することが示唆された（第三章：図 3.5,3.6）。さらに、比較的短時間でまたぎ越しが完了する 4cm 障害物高では、RP 患者は足裏で路面の凹凸や傾斜、障害物を検知するため⁶⁷、足部を中間位付近に留め、接地局面に備える傾向が認められた（第三章：図 3.9）。そして、LL・TL が障害物上最高点と最高点に至るまでのつま先挙上高のばらつきは、15cm の障害物高においてロービジョンの方が大きなばらつきを示した（第三章：図 3.7,3.8）。この理由を、周辺視野の喪失による影響⁸³と下肢筋力低下の双方から考察し、本研究では周辺視野の喪失による身体平衡性の欠如⁸⁴と結論づけた。以上の結果から、ロービジョン者の障害物またぎ動作が時間的・空間的余幅を必要とすることが示唆された。

ここまで述べた通り、ロービジョン者は視力障害や視野障害の影響から障害物またぎ動

作に様々な支障が生じる。また、ロービジョン者は眼疾患の病態が重度であっても、保有視覚に依存した行動をとる傾向があるため、環境情報を正確に認識できず、転倒・転落事故等に繋がるケースが多数報告されている^{23-25,28,86}。第4章では、ロービジョン者の歩行特性や情報処理特性に適応した歩行支援の提案に繋げるために、足元の視覚情報と手部による触覚情報がロービジョン者の障害物またぎ動作時の足部軌跡に与える影響について検討した。はじめに、視覚および触覚から得られる障害物情報が、ロービジョン者の足部位置感覚に与える影響を検討した結果、重度のロービジョン者は足元ほど離れた障害物を正確に知覚することが困難なため、知覚した高さ足部挙上高に誤差が生じることが示唆された。他方で、障害物を触認した場合、視覚経験から形成された視覚イメージを手がかりとして、その誤差が抑制されることが示唆された(第四章:図4.2)。次に、これらロービジョン者の情報処理特性が、障害物またぎ動作に与える影響を検討した。視知覚以前に障害物を触認した条件では、視知覚のみの条件に比べてLL足部軌跡が小さくなり、つま先挙上高のばらつきや努力係数が抑制された(第四章:図4.6)。この理由として、視覚情報の欠如を触覚情報が補填し、情報の統合化¹⁰²が図られたことで安定した知覚表象が成立し¹⁰¹、障害物の高さや形状に関する詳細なイメージを認知したためと推察される。

本研究の目的に対して、一連の研究を通して得られた重要な知見を以下に述べる。

まず、歩行動作や障害物回避動作は視覚状態の影響を受けるため、ロービジョンによる様々な「見え方」を考慮した歩行支援の必要性が示された。これは、第二章と第三章の実験を通して、RP疾患に現れる重度の視覚障害(第一章:表1.1)と歩行および障害物またぎ動作の関係性を明確に示すことができた結果である。以下に、RP疾患に表出する視覚状態と歩行および障害物またぎ動作の関係性をまとめる。RP疾患の特徴的な病態として低視力と求心性視野狭窄がある。いずれの視覚障害を呈した場合も、歩幅を減少させ歩行速度が減少する歩行特徴が認められた(第二章:図2.7)。また、歩行中、頭部の前傾動作による中心視野の活用に合わせて(第二章:図2.8)、足部の底屈動作によって足裏感覚を活用することで(第

二章：図 2.7), 視覚以外からも路面情報を探索する特徴が示された。そして, 重度の RP 患者が保有視覚を活用して障害物をまたぐ際に留意すべき点が 2 つ示された。まず, 障害物高に依らず, またぐ際に時間的・空間的余幅の確保すること (第三章：表 3.3), 2 つ目は, 障害物高が高まると障害物に対するつま先挙上高がばらつくため, 障害物でのつまずきに注意することである (第三章：図 3.5,3.6)。

またぎ動作を巡る上述の課題を解決することは, ロービジョン者が障害物でつまずき・転倒する事故³⁸を防止し, 生活空間の安全な移動を促進する。本論文では, ロービジョン者が比較的日常生活で利用する視覚情報と手部のよる触覚情報に着目し, これらの感覚情報が障害物の知覚・認知・動作のプロセスに与える影響を考究した。そして, 保有視覚と触覚情報と統合して障害物を知覚・認知することで, 障害物に対するつま先挙上高のばらつきが抑制され, 重度のロービジョン者であっても障害物を安全に回避できる可能性が示された (第四章：図 4.5,4.6)。

一連の研究から得られた知見を元に, ロービジョン者の歩行支援に対する見解を述べる。序論にて問題提起した通り, 歩行訓練士の不足・未配置の問題により非専門教員が視覚障害者の歩行指導を担当する自治体が多数存在する³⁴⁻³⁶。しかし, 現況に因らず, 視覚障害児・者が一日も早く安全で自立した生活を送るためには, 保有視覚と歩行動作の関係性に基いた高い水準の歩行指導が各地で受講できる体制が不可欠である。第 2, 3 章では, 重度のロービジョンに現れる低視力や求心性視野狭窄等の視覚状態が歩行動作や障害物またぎ動作に与える影響について体系的にまとめた。本知見により, 非専門教員は事前にロービジョン状態にみられる基本的な歩行特徴を把握し, 訓練時には観察点を明確に持つことができる。例えば, 訓練当初は視覚障害児・者が訓練士の肘部位を把持し, 半歩後ろを歩く (手引き)。この際, 保有視覚により歩幅や歩行速度が異なることを訓練士側が事前に理解しておくことで, 安全面と心理面に配慮した適切な手引きが可能となる。また, 障害物を回避する訓練においても, 踏切動作を行うためには障害物から一定の距離が必要なことや, 障害物高

が高まるとつま先挙上高がばらつく可能性等を考慮し、訓練環境を段階的に設定することが可能となる。加えて、一連の訓練を修了し、視覚障害児・者が日常生活に戻ればサポートの主は家族であるため、訓練士は家族に対して手引きやサポートの際に留意すべき点を分かりやすい言葉で説明する必要がある。そうした際も、視覚と生活動作の関係性を体系的に説明することを助け、家族側の理解をより促すものとする。

近年、「高齢者、障害者等の移動等の円滑化の促進に関する法律」の施行により生活空間のバリアフリー化が進行している。しかし、旧公共施設等では資金的・物理的な課題から¹⁰⁴依然として高い段差が残り、ロービジョン者の安全な移動を阻む問題となっている。こうした課題に対して、第4章では、保有視覚と触覚情報と統合して障害物を知覚・認知することで、重度のロービジョン者であっても障害物を安全に回避できる可能性を示した。後述の通り、障害物の形状を触覚情報として提示する方法は今後の課題である。上述した資金的・物理的な面を考慮すると、旧公共施設等にも設置でき、利用者に位置情報を伝達するピクトサイン等に障害物情報を包含すること等が望ましいと思われる。

本研究を通して得られた今後の課題を述べる。序論で述べた通り、視覚障害の原因疾患には様々な眼疾患が存在し、原因疾患によって「見え方」が異なる。そのため、本研究で対象とした網膜色素変性症以外の眼疾患が歩行や障害物回避動作に与える影響について検討する必要がある。また、誰も視覚障害の発症を受け止め、受容し、順応するまでに時間を要するため、その間の行動範囲は大きく制限される。そのため、ロービジョン者が障害物をまたぐ際のつま先挙上高がばらつき、不安定さを示す理由として、下肢筋力低下や関節可動域の減少等、視覚障害の発症による身体特性の変化を考慮して検証を進める必要がある。さらに、手部から直接的に得られる触覚情報が、視覚情報を補填し、障害物をまたぐ際のつま先挙上高のばらつきや過度な挙上動作の抑制に繋がることを明らかにした。一方で、重度のロービジョン者の多くが携帯し、その使用が推奨されている白杖は、杖を通して間接的に手部に触覚情報が伝搬される。この点を考慮し、モノを介して得られる情報がロービジョン者の

歩行や障害物回避動作に与える影響について検討する必要がある。

引用文献

1. 香川邦生. 眼の機能と視覚障害：視覚障害教育に携わる方のために. 應義塾大学出版社; 2010.
2. 日本眼科医会研究会. 日本における視覚障害の社会的コスト. 日本の眼科. 2009;80(6).
3. 厚生労働省. 身体障害者障害程度等級表（身体障害者福祉法施行規則別表第5号）. 1950.
4. 厚生労働省. 平成28年国民生活基礎調査の概況. <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa16/index.html>. Accessed April 15, 2018.
5. 厚生労働省. 平成28年版厚生労働白書. <http://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/16/>. Accessed April 15, 2018.
6. Bourne RRA, Flaxman SR, Braithwaite T, Cicinello MV, Das A, Jonas JB, Keeffe J, Kempen JH, Leasher J, Limburg H, Naidoo K, Pesudovs K, Resnikoff S, Silvester A, Stevens GA, Tahhan N, Wong TY, Taylor HR, Vision Loss Expert. Magnitude, temporal trends, and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta-analysis. *Lancet Glob Heal*. 2017;5(9):e888-e897. doi:10.1016/S2214-109X(17)30293-0.
7. 厚生労働省社会・援護局障害保健福祉部. 平成23年生活のしづらさなどに関する調査（全国在宅障害児・者等実態調査）結果. http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/seikatsu_chousa.html. Accessed April 14, 2018.
8. 平塚義宗, 小野浩一. 視覚障害は公衆衛生問題である. *公衆衛生*. 2017;81(5):364-371.
9. Nishida T, Ando N, Sado K, Nakadomari S. Reconsideration of the most appropriate criterion in the lowest classification of vision disability in Japan. *Jpn J Ophthalmol*. 2011;55(6):651-659. doi:10.1007/s10384-011-0081-8.
10. 若生里奈, 安川力, 加藤亜紀, 大森豊緑, 石田晋, 石橋達朗, 小椋祐一郎. 日本における視覚障害の原因と現状. *日本眼科学会雑誌*. 2014;118(6):495-501.

11. 中江公裕, 増田寛次郎, 妹尾正, 澤充, 金井淳, 石橋達朗. 長寿社会と眼疾患: 最近の視覚障害原因の疫学調査から. *Geriatr Med.* 2006;44(9):1221-1224.
12. 柳原崇男, 齊藤圭亮. 個人属性と室内空間の環境条件が ロービジョン者の歩行に与える影響の分析. *土木学会論文集.* 2011;67(5):1139-1147.
13. 厚生労働科学研究費補助金難治性疾患政策研究事業網膜脈絡膜・視神経萎縮症に関する調査研究班, 網膜色素変性診療ガイドライン作成ワーキンググループ. 網膜色素変性診療ガイドライン. *日本眼科学会雑誌.* 2016;120(12):837-845.
14. 同行援護従業者養成研修テキスト編集委員会. 同行援護従業者養成研修テキスト第 3 版. 中央法規出版. 2014:85-86.
15. Murray CJL, Lopez AD. *The Global Burden of Disease.* Cambridge: Harvard University Press; 1996.
16. Brown MM, Brown GC, Sharma S. *Evidence-Based To Value-Based Medicine.* Chicago: American Medical Association; 2005.
17. Brown MM, Brown GC, Sharma S, Landy J. Health care economic analyses and value-based medicine. *Surv Ophthalmol.* 2003;48(2):204-223. doi:10.1016/S0039-6257(02)00457-5.
18. World Health Organisation. *International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps (ICIDH).*; 1980.
19. 山本修一. 専門医のための眼科診療クオリファイ 26: ロービジョンケアの実際. 中山書店; 2015.
20. 日本盲人会連合社会福祉法人. 厚生労働省平成29年度障害者総合福祉推進事業: 視覚障害者が日常生活を送る上で必要な支援に関する調査研究事業報告書.
<http://nichimou.org/all/news/secretariat-news/180409-jimu/>. Accessed April 15, 2018.
21. 大倉元宏, 清水美知子, 田内雅規, 村上琢磨. 視覚障がいの歩行の科学: 安全で安心なひとり歩きをめざして. コロナ社; 2014.

22. 中西勉, 梁島謙次, 石田みさ子, 吉井大, 清水里美, 大平文, 菅野和子, 三輪まり枝, 林弘美, 小林美貴恵. ロービジョン者に対する屋外歩行に関するアンケート結果: 視野狭窄のロービジョン者と視野狭窄のないロービジョン者の比較. 日本眼科紀要. 2005;56:599-604.
23. 安部信行, 橋本典久. 視覚障害者の歩行事故に関する基礎調査. 日本建築学会技術報告集. 2006;23:325-329.
24. 安部信行, 橋本典久. 視覚障害者の歩行環境整備のための歩行事故全国調査. 八戸工業大学紀要. 2005;24:81-92.
25. 中西勉, 梁島謙次. ロービジョン者に対する屋外歩行に関するアンケート結果: 網膜色素変性症患者の視野の状態による比較. 日本眼科紀要. 2006;57:541-547.
26. Marron JA, Bailey IL. Visual factors and orientation-mobility performance. *Am J Optometry Physiol Opt.* 1982;59(5):413-426.
27. Haymes S, Guest D, Heyes AJA. Mobility of people with retinitis pigmentosa as a function of vision and psychological variables. *Optom Vis Sci.* 1996;73(10):621-637.
28. Hassan SE, Lovie-Kitchin JE, Woods RL. Vision and mobility performance of subjects with age-related macular degeneration. *Optom Vis Sci.* 2002;79(11):697-707. doi:10.1097/00006324-200211000-00007.
29. 日本ロービジョン学会. ロービジョンについて. <https://www.jslrr.org/low-vision/guideline>. Accessed April 15, 2018.
30. 高橋広. ロービジョンケアの実際 視覚障害者のQOL向上のために. 医学書院; 2006.
31. 秋谷直矩, 佐藤貴宣, 吉村雅樹. 社会的行為としての歩行: 歩行訓練における環境構造化実践のエスノメソドロジー研究. *認知科学.* 2014;21(2):207-225.
32. 牟田口辰己. 盲児童生徒の歩行指導プログラムの開発に関する研究. 研究成果報告書. 2012;1-143. http://ir.lib.hiroshima-u.ac.jp/ja/list/HU_type/9070/item/32999.

33. 芝田裕一. 視覚障害児童生徒の歩行指導における教員の連携: 歩行訓練士と歩行訓練補助員の連携. 兵庫教育大学研究紀要. 2014;44:61-72.
34. 芝田裕一. 視覚障害児・者の歩行訓練における課題(2). 兵庫教育大学研究紀要. 2013;42:11-21.
35. 太幡慶治. 盲学校における歩行指導と連携. 視覚障害リハビリテーション. 2004;59:35-48.
36. 吉野由美子. 視覚障害リハビリテーションの普及. 公衆衛生. 2017;81(5):409-415.
37. 田内雅規, 大倉元宏. 視覚障害者支援技術の現状と問題点: 単独歩行について. 計測と制御. 1995;34(2):140-146.
38. 柳原崇男, 北川博巳, 齋藤圭亮, 三星昭宏. ロービジョン者の視覚機能と外出時の歩行問題の関係に関する研究. 土木計画学研究・論文集. 2008;25:525-533.
39. 田内雅規. 視覚障害者誘導システムの人間工学的視点. 電子情報通信学会技術研究報告. 1995;94(474):53-56.
40. 社会福祉法人日本盲人会連合. 点字ブロックについて. <http://nichimou.org/impaired-vision/barrier-free/induction-block/>. Accessed April 14, 2018.
41. 福岡市交通局. 人にやさしい設備.
<https://subway.city.fukuoka.lg.jp/subway/barrier/universal/equipment.php>. Accessed April 25, 2018.
42. 社会福祉法人日本盲人会連合. 白杖関連用品スマート電子白杖.
http://www.normanet.ne.jp/~nichimo/yogu/product/category/c13/c13-6_smart.html. Accessed April 25, 2018.
43. 柏倉秀克. 中途視覚障害者の心理と支援. 久美出版; 2011.
44. 川嶋英嗣, 小林章, 小田浩一. 視覚機能が低下した成人歩行者の抱える問題と支援. 国際交通安全学会誌. 2003;28(1):14-24.

45. Black AA, Lovie-Kitchin JE, Woods RL, Arnold N, Byrnes J, Murrish J. Mobility Performance with Retinitis Pigmentosa. *Clin Exp Optom*. 1997;80(1):1-12. doi:10.1111/j.1444-0938.1997.tb04841.x.
46. Soong GP, Lovie-Kitchin JE, Brown B. Measurements of preferred walking speed in subjects with central and peripheral vision loss. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2004;24(4):291-295. doi:10.1111/j.1475-1313.2004.00196.x.
47. Kesler A, Leibovich G, Herman T, Gruendlinger L, Giladi N, Hausdorff JM. 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*. 2005;2:27. doi:10.1186/1743-0003-2-27.
48. 国宗翔, 藁科孝佑, 川崎純. 視覚情報遮断が歩行に及ぼす影響. 四條畷学園大学リハビリテーション学部紀要. 2012;8:17-22.
49. 知花弘吉, 亀谷義浩, 荒木兵一郎. 模擬経路における視覚障害者の歩行と立ち止まり. 日本建築学会計画系論文集. Vol 606. ; 2006:57-62.
50. 藤澤宏幸. 日常生活動作の分析 : 身体運動学的アプローチ. 医歯薬出版; 2012.
51. Austin GP, Garrett GE, Bohannon RW. Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. *Gait Posture*. 1999;10(2):109-120. doi:10.1016/S0966-6362(99)00022-3.
52. Patla AE, Vickers JN. Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path? *Neuroreport*. 1997;8(17):3661-3665. doi:10.1097/00001756-199712010-00002.
53. Rietdyk S, Rhea CK. Control of adaptive locomotion: Effect of visual obstruction and visual cues in the environment. *Exp Brain Res*. 2006;169(2):272-278. doi:10.1007/s00221-005-0345-y.
54. Saito S, Muraki S. Study on Tracks and Sense of Feet Position while Stepping Over an Obstacle in the Elderly. *Japanese J Ergon*. 2010;46(2):172-179. doi:10.5100/jje.46.172.
55. Stuart I. Spatial orientation and congenital blindness: A neuropsychological approach. *J Vis Impair Blind*. 1995;89(2):129-141.

56. 社会福祉法人日本盲人福祉委員会. 災害時の視覚障害者支援者/支援体制マニュアル.
http://www.bousai.go.jp/taisaku/hinanjo/h24_kentoukai/2/pdf/5_3.pdf. Accessed March 15, 2018.
57. 福祉情報研究会. 視覚障害者のためのナビゲーションシステムの現状と課題. 福祉情報研究会報告書. 2000:1-59.
58. 松田雄二, 西出和彦. 中途失明者の単独街路歩行の実態: 視覚障害者の歩行様態に関する研究 その1. 日本建築学会計画系論文集. 2011;76(660):327-334.
59. 和氣洋美. 低視力・視野狭窄シミュレーション下での歩行等日常動作. 神奈川大学人間科学研究年報. 2008;2:1-26.
60. Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking. *J Biomech*. 2000;33(11):1433-1440. doi:10.1016/S0021-9290(00)00101-9.
61. Grabiner PC, Biswas ST, Grabiner MD. Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(1):31-35. doi:10.1053/apmr.2001.18219.
62. Owings TM, Grabiner MD. Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait Posture*. 2004;20:26-29. doi:10.1016/S0966-6362(03)00088-2.
63. 西澤哲, 長崎浩, 古名丈人, 奥住秀之, 杉浦美穂, 伊藤元, 藤田祐樹. 地域高齢者を対象にした歩行時のフットクリアランスに関する研究. *バイオメカニズム*. 1998;14:69-79.
64. 衣笠隆, 長崎浩, 伊東元, 橋詰謙, 古名丈人, 丸山仁司. 男性(18-83歳)を対象にした運動能力の加齢変化の研究. *体力科学*. 1994;43(5):343-351.
65. Murray MP, Mollinger LA, Gardner GM, Sepic SB. Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *J Orthop Res*. 1984;2(3):272-280. doi:10.1002/jor.1100020309.
66. Lelas JL, Merriman GJ, Riley PO, Kerrigan DC. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture*. 2003;17(2):106-112. doi:10.1016/S0966-6362(02)00060-7.

67. 矢部京之助, 大築立志, 笠井達哉. 入門運動神経生理学: ヒトの運動の巧みさを探る. 市村出版; 2003.
68. 国土交通省. 旅客施設における弱視者等に考慮した施設・設備に関する調査報告書. http://www.mlit.go.jp/barrierfree/public-transport-bf/research/low_vision/low_vision-top.html. Accessed March 15, 2018.
69. 三浦利章. 視覚的注意と安全性 有効視野を中心として. 照明学会誌. 1998;82(3):180-184.
70. 折茂肇. 新老年学第2版. 財団法人東京大学出版会; 2000.
71. Yamada M, Hiratsuka Y, Roberts CB, Pezzullo ML, Yates K, Takano S, Miyake K, Taylor HR. Prevalence of visual impairment in the adult Japanese population by cause and severity and future projections. *Ophthalmic Epidemiol.* 2010;17:50-57.
72. Ikesugi K, Ichio T, Tsukitome H, Kondo M. Annual incidences of visual impairment during 10-year period in Mie prefecture, Japan. *Jpn J Ophthalmol.* 2017;61(4):293-298. doi:10.1007/s10384-017-0517-x.
73. 中江公裕, 増田寛次郎, 石橋達朗. 日本人の視覚障害の原因: 15年前との比較. 医学のあゆみ. 2008;225(8):691-693.
74. 長尾裕太, 小林吉之, 藤本浩志. 人が知覚している足部位置と実際の足部位置との誤差の特性 (高齢者と若年者における傾向の特性) . *Trans JAPAN Soc Mech Eng Ser C.* 2011;77(783):4181-4188. doi:10.1299/kikaic.77.4181.
75. Di Fabio RP, Kurszewski WM, Jorgenson EE, Kunz RC. Footlift asymmetry during obstacle avoidance in high-risk elderly. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(12):2088-2093. doi:10.1111/j.1532-5415.2004.52569.x.
76. Patla AE, Greig M. Any way you look at it, successful obstacle negotiation needs visually guided on-line foot placement regulation during the approach phase. *Neurosci Lett.* 2006;397(1-2):110-114. doi:10.1016/j.neulet.2005.12.016.

77. 延原理恵, 宮野道雄, 土井正, 中根芳一, 横田圭, 足立喜世子. 段差の視認性に関する研究: つまずきの観点からの実験. *Ann Physiol Anthropol*. 1994;13(3):113-120.
doi:10.1248/cpb.37.3229.
78. Patla AE, Rietdyk S, Martin C, Prentice S. 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 Behac*. 1996;28(1):35-47.
79. 阿江通良, 岡田英孝, 尾碕哲郎, 藤井範久. 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*. 1999;23(2):112-121.
80. 上田雄義, 秋山庸子, 泉佳伸, 西嶋茂宏. さえぎられた視覚が障害物回避動作に及ぼす影響に関する基礎的研究. *ライフサポート*. 2009;21(3):118-123.
81. 小林吉之, 嶺也守寛, 藤本浩志. 傾いた障害物を跨いで越える際の歩容に関する研究. *バイオメカニズム学会誌*. 2006;30(2):85-92.
82. Patla A, Rietdyk S. Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: effect of obstacle height and width. *Gait Posture*. 1993;1(1):45-60. doi:10.1016/0966-6362(93)90042-Y.
83. 小田浩一. 中心視と周辺視の機能的差異: ロービジョンの研究から. *VISION*. 1999;12(4):183-186.
84. Paulus WM, Straube A, Brandt T. Visual Stabilization of Posture. *Brain*. 1984;107(4):1143-1163.
doi:10.1093/brain/107.4.1143.
85. Chou LS, Draganich LF, Song SM. Minimum energy trajectories of the swing ankle when stepping over obstacles of different heights. *J Biomech*. 1997;30(2):115-120. doi:10.1016/S0021-9290(96)00111-X.
86. 大倉元宏. 福祉のまちづくり×人間工学. *福祉のまちづくり研究*. 2017;19(2):56-59.
87. Cardin S, Thalmann D, Vexo F. A wearable system for mobility improvement of visually impaired people. *Vis Comput*. 2007;23(2):109-118.

88. 上田篤嗣, 澤田陽一, 村上貴英, 齋藤真, 筒井澄栄. 中途視覚障害者の移動支援に役立つ触知ピクトグラムの最適サイズの予備的検討. デザイン学研究. 2016;63(3):29-36.
89. 国立研究開発法人新エネルギー・産業技術総合開発機構. 身体機能代替・修復システムの開発-人工視覚システム-. http://www.nedo.go.jp/activities/ZZ_00446.html. Accessed April 23, 2018.
90. 柳原崇男, 齋藤圭亮, 北川博巳, 三星昭宏. ロービジョン者の視覚機能が歩行時の利用情報に与える影響の分析. 土木計画額研究・論文集. 2010;27(5):893-902.
91. 松田雄二, 原利明, 柏瀬光寿, 西出和彦. ロービジョン者の注視傾向に関する研究: 室内における事例研究. 日本建築学会計画系論文集. 2009;74(641):1531-1538.
92. Deibert E, Kraut M, Kremen S HJJ. Neural pathways in tactile object recognition. *Neurology*. 1999;52(7):1413-1417.
93. Sathian K, Zangaladze A, Hoffman JM, Grafton ST. Feeling with the minds eye. *Neuroreport*. 1997;8:3877-3881. doi:10.1097/00001756-199712220-00008.
94. 永田隆信, 石田明允, 福岡豊, 南谷晴之. 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. 2001;39(2):95-101.
95. Diener H-C, Dichgans J. On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. *Prog Brain Res*. 1988;76:253-262. doi:10.1016/S0079-6123(08)64512-4.
96. 板谷厚. 感覚と姿勢制御のフィードバックシステム. バイオメカニズム学会誌. 2015;39(4):197-203.
97. Kluzik JA, Horak FB, Peterka RJ. Differences in preferred reference frames for postural orientation shown by after-effects of stance on an inclined surface. *Exp Brain Res*. 2005;162(4):474-489. doi:10.1007/s00221-004-2124-6.

98. Peterka R. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol.* 2002;88:1097-1118.
99. Hwang S, Agada P, Kiemel T, Jeka JJ. Dynamic reweighting of three modalities for sensor fusion. *PLoS One.* 2014;9(1):1-8. doi:10.1371/journal.pone.0088132.
100. Newell FN. Cross-Modal Object Recognition. In G. Galvert, C. Spence, & B.E. Stein (Eds.), *The Hand-Book of Multisensory Processes.* Oxford: Oxford University Press; 2004.
101. 和田裕一. 触覚方位弁別課題に及ぼす視覚情報の影響. *心理学研究.* 2007;78(3):297-302. doi:10.4992/jjpsy.78.297.
102. Ernst MO, Bühlhoff HH. Merging the senses into a robust percept. *Trends Cogn Sci.* 2004;8(4):162-169. doi:10.1016/j.tics.2004.02.002.
104. 運輸省. 運輸経済年次報告. <http://www.mlit.go.jp/hakusyo/transport/heisei10/index131/frame.html>. Published 1998. Accessed Jun 14, 2018.

謝辞

九州大学大学院芸術工学府福祉人間工学研究室に入学して3年が経過し、今年で修了の年を迎えました。3年前、山崎昌廣元広島大学教授のご指南もあり、九州大学大学院芸術工学研究院の村木里志教授のご指導を仰ぎ始め、瞬く間に月日が経過しました。その間、研究を通して多くの方々と出会い、人の優しさに触れ、また様々な土地の風土を感じることができました。これもひとえに私を支えてくださった皆様のお陰であると感じております。

まず、ご指導いただきました村木里志教授に心より感謝申し上げます。研究の初学者であった私に、時間を惜しまず、常に真摯に熱意に満ちたご指導をしていただきました。そのご指導なくしてはここまで辿りつけなかったことは言うまでもありません。社会人として業務の傍らで研究を進める際にも、折に触れてきめ細やかなご指導ならびに様々な経験を踏むチャンスを与えてくださいました。また、研究室の運営方法や学生教育の考え方など、教育者として大切にすべき事を学ばせていただきました。先生からご教授いただいた全てに対して、心より感謝の意を申し上げます。

前田享史教授（九州大学大学院芸術工学研究院）、齋藤誠二准教授（岡山県立大学情報工学部）には、予備審査の折に本研究の論旨を明確にするために数多くの貴重なご助言を賜りました。ご助言の一つ一つが本研究をまとめるにあたり、大変重要なものとなりました。心より感謝の意を申し上げます。

視覚障害者を対象とした実験におきましては、日本網膜色素変性症協会福岡支部、福岡県立高等視覚特別支援学校、下関南総合支援学校、山口県視覚障害教育センターの皆様にも多大なご協力をいただきました。また、登本弘志氏には本研究に対して有益なアドバイスを賜るとともに、日本網膜色素変性症協会福岡支部の定例会等に招いていただき、視覚障害者の方々のご意見を賜る機会をいただきました。心より感謝の意を申し上げます。

徳山工業高等専門学校の教職員の皆様には、博士後期課程の3年目にあたる1年間、九

州大学への内地研究員制度の利用をお許しいただき、不在の間を支えていただきました。特に、赴任当初より博士号取得に向けて研究に取り組む時間を与えてくださり、常に温かく見守っていただいた和田實元徳山高専教授に心より感謝の意を申し上げます。また、前職である NPO 法人スポーツフォアオールの井上伸一氏（佐賀大学教育学部教授）には出張健康教室の活動を通して、社会の中で貢献することの素晴らしさと難しさを学ばせていただきました。この時の経験は、博士後期課程の研究テーマを練り上げる際にも、その後の研究姿勢にも多大な示唆を与えてくれました。心より感謝の意を申し上げます。

そして、共同研究者であり、友人である Loh Ping Yeap 氏（九州大学大学院芸術工学研究院助教）には、博士課程への進学以前より様々な励ましと優しいお心遣いをいただきました。語らい合った日々は私の大切な思い出です。心より感謝申し上げます。

最後に、どんな時も変わらず応援し励ましてくれていた祖父母と、離れていても常に気にかけてくれる両親、大切な兄弟達に心から感謝いたします。また、普段より私を支えてくれている妻と娘の存在がなければ、今日はありませんでした。本当にありがとうございました。

2018年9月

宇野 直士