

博士論文

転倒リスクにつながる病的跛行及び加齢に伴う歩行特徴量抽出

金沢大学大学院自然科学研究科

機械科学専攻

学籍番号：1824032014

氏名：村上 唯

主任指導教員：渡辺哲陽

提出年月：2021年5月24日

目次

1. 序論.....	6
1.1. 研究背景	6
1.2. 身体的疾患による歩行変化	6
1.3. 加齢による歩行変化	7
1.4. 研究目的	8
2. 身体的疾患による歩行変化の歩行特徴量抽出.....	9
2.1. HipOA および LSS の L4 の症状および検査方法	9
2.2. 身体的疾患の歩行計測に関する被験者	9
2.3. 身体的疾患の歩行計測に関する計測システム	10
2.4. 身体的疾患の歩行計測方法	11
2.5. 身体的疾患による歩行変化の歩行解析情報の抽出.....	12
2.5.1. 角度	12
2.5.2. 立脚期および遊脚期	12
2.5.3. 単脚支持率.....	13
2.6. 解析結果	13

2.6.1.	大腿角度の動作域.....	13
2.6.2.	上体角度の動作域.....	14
2.6.3.	膝角度の動作域.....	15
2.6.4.	単脚支持率.....	16
2.7.	考察.....	16
2.7.1.	大腿角度の動作域.....	17
2.7.2.	上体角度の動作域.....	17
2.7.3.	膝角度.....	17
2.7.4.	単脚支持率.....	17
2.7.5.	検査のための歩行動作計測法.....	18
2.8.	身体的疾患による歩行変化の特徴量抽出のまとめ.....	18
3.	加齢による歩行変化の歩行特徴量抽出.....	19
3.1.	モーションキャプチャによる計測からセンサによる計測への変化.....	19
3.2.	歩行中の動作.....	19
3.3.	身体の並進運動と回転運動.....	20
3.4.	加齢による歩行変化の計測方法.....	21

3.4.1.	倫理承認	21
3.4.2.	被験者	21
3.4.3.	実験システム	21
3.4.4.	手順	23
1)	実験条件	23
2)	視覚課題	23
3)	聴覚課題	24
4)	計算課題	24
3.5.	腰部加速度の加齢の影響	25
3.5.1.	加速度の解析	25
3.5.2.	加速度の結果	27
3.5.3.	加速度の考察	32
1)	計算課題中に視覚課題を付加した歩行（条件5）	32
2)	視覚課題を付加した歩行（条件2）	33
3)	聴覚課題を付加した歩行（条件3）	33
4)	計算課題中に聴覚課題を付加した歩行（条件6）	33
5)	計算課題を付加した歩行（条件4）	33
3.5.4.	評価結果の意義	34
3.5.5.	腰部加速度の制限事項	34
3.5.6.	腰部加速度のまとめ	34
3.6.	腰から見た肩の回転角度に関する加齢の影響	35

3.6.1.	回転角度の解析	35
3.6.2.	回転角度の結果	37
3.6.3.	回転角度に関する考察	42
1)	視覚・聴覚課題を付加した歩行（条件2および3）	42
2)	視覚課題と計算課題を付加した歩行（条件5）	43
3)	聴覚課題と計算課題を付加した歩行（条件6）	43
4)	計算課題を付加した歩行（条件4）	44
3.6.4.	評価結果の意義	44
3.6.5.	制限事項	44
3.6.6.	腰から見た肩の回転角度のまとめ	45
7.	結論.....	46
8.	参考文献	47

1. 序論

1.1. 研究背景

歩行は、日常生活上で欠かせない行動の1つである。リハビリテーションの教科書¹⁾では歩行を以下のように定義している。歩行とは、ヒトの移動動作の一つで2本の下肢の交互運動を用いて、体重心を含む体幹をバランスを失わないように両方へ運ぶ方法である。ヒトの歩行は、日常で最も高頻度に行われる移動動作で、さまざまな環境や課題に対応できる応用性が必要である¹⁾。日常で歩く場所が変われば、歩行時のバランスのとり方も変わる。たとえば、アスファルトの道路の上を歩く、芝生の上を歩く、砂浜を歩くなど、地面の状態が変わる場合である。どれも歩くという動作に変わりはないが、砂浜は、体重をかけたときに、砂浜自体が動いてしまうため、アスファルトの道路に比べ、身体バランスが取り難い。このように地面の状況が変わっただけでもその場面に応じた歩行をしなければならない。日常で最も使われる移動動作である歩行は、幼児期から徐々に発達し、7歳頃にはほぼ成人と同じ歩行パターンになる¹⁾。しかし、加齢によって、歩行速度が低下したり、躓きやすかったりなど、歩行が衰退化する¹⁾。歩行に影響を与え、身体バランスの悪化を招き、転倒を引き起こす原因になるものは年齢だけではない。転倒の要因になるものは歩行者の心身状態に起因する内的要因と、環境や運動の内容に起因する外的要因に分けられる。内的要因は、加齢変化、身体的疾患、薬物摂取であり、外的要因は、物理的環境（周囲環境、服装）である²⁾³⁾。これらが単独または相互作用することで、歩行バランスの制御に失敗し転倒が発生する²⁾³⁾。内的要因の一つである薬物摂取は、身体的疾患による薬物投与にあたる可以考虑ことができる。よって、歩行中の転倒への影響は、加齢変化と身体疾患が大きいと考えられる。

転倒は日常活動で発生する最も代表的な事故の1つである。身体疾患を持つ人や高齢者が転倒をすると、身体疾患の更なる悪化や、高齢者では障害の発生により、介護の負担が増加してしまう。以上のことより、転倒防止は緊急かつ深刻な問題である。

本研究では、転倒につながる原因となる身体的疾患と加齢による歩行の変化がわかれば、転倒前に介護者が手を差し伸べることができると考えた。具体的には、歩行の変化をとらえるため、歩行中の様子を動画で撮影、解析したり、歩行中の被験者にセンサを取り付け、加速度や回転角度を抽出したりする。それらの結果から、歩行変化をとらえる基礎の研究として、身体疾患時、および加齢時の歩行の特徴を見出す。

1.2. 身体的疾患による歩行変化

転倒原因である内的要因の身体的疾患には循環器系、神経系、筋骨格系、および視覚—認知系と原因は様々である³⁾。循環器系は不整脈や起立性低血圧などによる失神にて転倒を引き起こしやすい³⁾。神経系はパーキンソン病など⁵⁹⁾による身体の運動が制限されることにより、歩行バランスが崩れ、転倒しやすくなる。筋骨格系は下肢の変形性関節症などにより、疼痛、関節可動域制限があり、転倒しやすい³⁾。そして、視覚—認知系は白内障などにより

視力低下が起こり、その影響で転倒しやすくなる³⁾。これら身体的疾患による転倒は、まず原因となる疾患に対し治療を行うことが転倒予防になる。しかし、原因の系統はわかっているが症状が似ているものもある。

たとえば、筋骨格系の中でも変形性股関節症（Hip Osteoarthritis: HipOA）と腰部脊柱管狭窄症（Lumber Spinal Canal Stenosis: LSS）のL4での症状が酷似している⁴⁾と言われており、症状の原因を突き止めることが難しいとされている。その理由として、HipOAは、疼痛部位として単径部（太ももの付け根）や臀部が多いが、大転子（太ももの付け根の外側にある大腿骨のふくらみ）部分の痛みもあり、腰椎疾患と誤診されることがある⁵⁾⁶⁾ためである。変形性股関節症の誤診のうち98%は腰椎疾患である⁷⁾ことから、HipOAと腰椎疾患である脊柱管狭窄症との違いを見出すことは重要である。

筋骨格系の転倒原因となるHipOAと脊柱管狭窄症は、歩行動作による違いが出る可能性があるがHipOA群とL4群の歩行動作の比較に関する歩行解析の研究は行われていない。そこで本研究では、HipOA群とL4群の歩行動作を観察し、両群が区別できるような歩行の違いの有無を調べた。

1.3.加齢による歩行変化

転倒原因である内的要因の加齢変化では、日本の厚生労働省が、年齢が上がるにつれ、転倒人数が増加しており、高齢者（65歳以上）における転倒割合は、全転倒者のうちの87%である⁸⁾⁹⁾と報告している。転倒は、一時的な歩行が困難になるだけでなく、特に高齢者の身体に障害が生じる可能性がある。さらに骨折と転倒は、寝たきりになったり、特別な治療を必要になったりする主な原因である¹⁰⁾。このように転倒による要介護高齢者の増加は、高齢者本人や介護者の経済的肉体的負担の増加につながる。

転倒は一方向だけではない。高齢者の転倒方向の割合は、前方への転倒が約6割、側方への転倒が約2割、後方への転倒は約2割といわれている¹¹⁾。このように多方向に倒れるため、介護者はどの方向に転倒するか察し、転倒の直前に助けることが難しい。介護者が転倒を直前に察知することができれば、高齢者の転倒を防ぐことができる。そのためには、高齢者が、いつ、どんなときに転倒しやすいのかを調べる必要がある。先行研究では歩行中に話しかけられて歩くことをやめる高齢者は転倒リスクが高まる¹²⁾など、歩行中に歩行以外の行動を一つ加えて行くと歩行バランスが悪くなる¹²⁻¹⁶⁾と報告されている。このことから、転倒するほどの負荷でなくとも歩行バランスの悪化は調べることができると考えられる。しかし、何をしているときにどの方向に転倒するかはわかっていない。さらに、歩行中には、会話をしながら信号機で横断可能か否かを判断するなど、歩行以外に一つ以上の行動を行う場合がある。したがって、先行研究¹²⁻¹⁶⁾のように歩行中に一つの課題を課すだけでは足りず、歩行中に二つ以上の課題を課すことが必要であると考えられる。

ここで、歩行バランスとは、支持基底面（立位時に両足で囲まれた面）が移動した状態において、身体重心を支持基底面に戻すことにより平衡を維持するバランス能力のことであ

る¹⁷⁾¹⁸⁾。身体の揺れは、身体重心が前後左右上下方向に移動することを示す。つまり、歩行中に身体重心を支持基底面に戻すことができず、平衡を維持できなくなる（歩行バランスが悪化する）と、前後左右方向に大きい身体重心の移動（身体の揺れ）が発生する。歩行中の転倒の方向性に関する研究では、歩行バランスが崩れると、左右方向（前額面）と前後方向（矢状面）に大きな身体の揺れが発生すると報告されている¹⁹⁾⁻²³⁾。特に、前後方向での大きな身体の揺れは、高齢者の歩行の特徴である²⁰⁾²¹⁾²³⁾。これらの研究では、転倒に至らなくとも身体に前後左右の揺れが生じ、歩行バランスを崩したと考えられる。回転運動として、腰から見た肩の回転運動がある。腰から見た肩の回転角度は、肩の動揺を示す。肩の動揺に特定した研究ではないが、Menzら²⁴⁾より、転倒リスクの低い高齢者は体幹の動揺が小さいとの報告がある。我々はこれらを参考に、肩の動揺に関し数値化することで、転倒リスクの有無を見出せるのではないかと考えた。歩行中の肩の回転角度が大きいと、身体重心が支持基底面から離れてしまい、歩行バランスが維持できなくなると考えられる。したがって、腰から見た肩の回転角度が大きいと、転倒リスクが高くなると考えられる。

そこで本研究では、二つ以上の課題を行いながら歩行する条件を含む多重課題条件下で歩行を観察した。二つ以上の課題を行いながらの歩行バランスの変化を測定することは、歩行時における周囲の環境による影響（例えば会話をしながら信号を確認して道路を横断するなど二つ以上の動作が伴う場合）による歩行バランスの変化を明らかにすることができると考えられる。また、被験者は高齢者と若年者に協力していただき、若年者と高齢者の結果の違いを検討することで、加齢による変化を明らかにすることができると考えられる。調査した歩行中の変化部分は、重心の移動を調べるため腰部加速度を、上半身のふらつきを腰から見た肩の回転運動で調べた。

1.4.研究目的

本研究では、転倒につながる原因となる身体的疾患と加齢による歩行の変化を調査し、それらの結果から、歩行変化をとらえる基礎の研究として、身体疾患時、および加齢時の歩行の特徴を見出すことを目的とする。

本論文の構成は次のとおりである。第1章では、研究の背景と目的を述べる。第2章では、HipOAとLSSL4について述べる。第3章では、多重課題条件下の歩行中の腰加速度について述べる。第4章では、多重課題条件下の歩行中の腰から見た肩の回転角度について述べる。第6章では、以上の3つの歩行特徴量についての総括を述べる。

2. 身体的疾患による歩行変化の歩行特徴量抽出

2.1. HipOA および LSS の L4 の症状および検査方法

Macnab ら⁴⁾が、LSS の L4 と HipOA の疾患における症状の類似性を報告して以来、両者の鑑別の重要性が認識されている。

両者の症状としては、以下のとおりである。LSS は、間欠跛行の 1 種で、腰部にて神経圧迫が発生し、疼痛やしびれ感などの可視症状が歩行の継続を不可能にするも、一定時間の休息によって再び歩行可能となる歩行障害である²⁵⁾。L4 とは、人間の脊椎（背骨）を細かく分けると頭部に近いほうから頸椎、胸椎、腰椎、仙椎、尾骨となっており、腰椎部分の上から数えて 4 番目の骨である。LSS の L4 は、腰部脊柱管狭窄症による神経圧迫が腰椎の 4 番目の骨で発生していることを意味する。HipOA の場合、関節軟骨がすり減り、大腿骨と骨盤がぶつかり合い、痛みが発生する²⁶⁾。そのため、関節機能が障害される。症状として、可動性の減少、関節周囲の筋機能低下が認められ、日常の生活が制限される²⁷⁾。両者の診断方法は主に、問診や視診、関節可動時における痛みの発生の確認、神経ブロックや股関節内注射である。神経ブロックや股関節内注射は侵襲的検査である。非侵襲的検査として、医師が患者の歩行動作を診るという手法が考えられるが、人間の目で動的な動きをとらえることには限界がある。そこで我々は、非侵襲的な方法として歩行動作を解析することで疾患鑑別への手がかりを提供できないだろうかと考えた。半世紀程前より、歩行に関するさまざまな研究がなされている。例えば、健常男性の歩行解析²⁸⁾、健常女性の歩行解析²⁹⁾、屋内における人間の位置確認³⁰⁾、義足を取り付けた際の歩行における菓子関節モーメントの測定³¹⁾、変形性股関節症患者の歩行解析³²⁾、人口股関節全置換術患者の歩行解析³³⁾³⁴⁾などが挙げられる。しかし、HipOA と L4 をの歩行を比較し、それぞれの歩行の特徴を調べた研究はされていない。

そこで本研究では、1. 2. 節で述べたとおり、脚に疼痛が発生する HipOA と L4 患者は歩行動作に違いがあると考え、歩行動作を観察し、両者の歩行動作を比較し、歩行の特徴を調べることにした。

調査方法については、先行研究では¹⁹⁾⁻²³⁾、身体の揺れの計測の際は、床反力計や 20 から 30 個のセンサつけたモーションキャプチャ装置を用いて計測を行っていた。しかし、それでは計測前のセッティングに時間がかかり、被験者の負担になる。したがって、本研究ではマーカーの数を減らし、5つのマーカーを用いることにした。5つのマーカーを身体に付け、歩行を行い、その様子をカメラで撮影する方法を採用した。

2.2. 身体的疾患の歩行計測に関する被験者

被験者は、健常者 13 名（男性：4 名、女性：9 名）、L4 群 9 名（男性：6 名、女性：3 名）、HipOA 群 11 名（男性：1 名、女性 10 名）である。HipOA 群のうち 5 名（男性：1 名、女性：4 名）は健常脚側からの測定も行った。

2.3. 身体的疾患の歩行計測に関する計測システム

図2-1に示すように自作のLEDマーカーを被験者に取り付ける。LEDマーカーの光の光がカメラで計測されるように部屋を暗くする。各被験者には、トレッドミル上で痛みが発生するまで歩行してもらう。トレッドミルを用いる利点としては、1) 小さな空間での計測が可能、2) 少数のカメラで長い期間歩行を計測できる、3) カメラ位置を固定できるため安定した動画像を得ることができる、が挙げられる。欠点としてはトレッドミル上の歩行は通常歩行の平地歩行とは異なる、が挙げられる。



図2-1 被験者に取り付けたLEDマーカー

図2-2に計測システムの概要を示す。図2-2は被験者を正面から見た図である。カメラ（フレームレート：30fps, 640×480 pixels）を被験者の片側に設置する。疾患脚側の左半身のみ、または右半身のみの撮影を行う。ただし、HipOA群の被験者の場合、半身のみの撮影だけでなく、両側から撮影を行うことで、疾患脚側と健常脚側のデータを取る。HipOA群は、単脚支持率が健常者に比べて低い³⁴⁾と報告されているので、本研究ではこのことを確認する。LEDマーカーを付ける位置（これを特徴点と呼ぶ）は、肩峰、上前腸骨棘、腓骨頭、外果、第五中足骨骨頭の5か所である。以後、それぞれの位置に付けたLEDマーカーを肩マーカー、腰マーカー、膝マーカー、踝マーカー、足指マーカーと呼ぶ。LEDマーカーの位置ならびにそれに関わる座標の定義を図2-3 (a) に示す。図2-3では、紙面に向かって右側を前進方向とした場合の定義を表している。上記5か所をLEDマーカーの取り付け位置とした理由は次のとおりである。

1. 皮膚の上から対応する骨の位置を確認することができるため、比較的正確な位置決めが可能である。
2. 腰、膝、足首に関する関節角度を得るのに必要な最小の個数である。

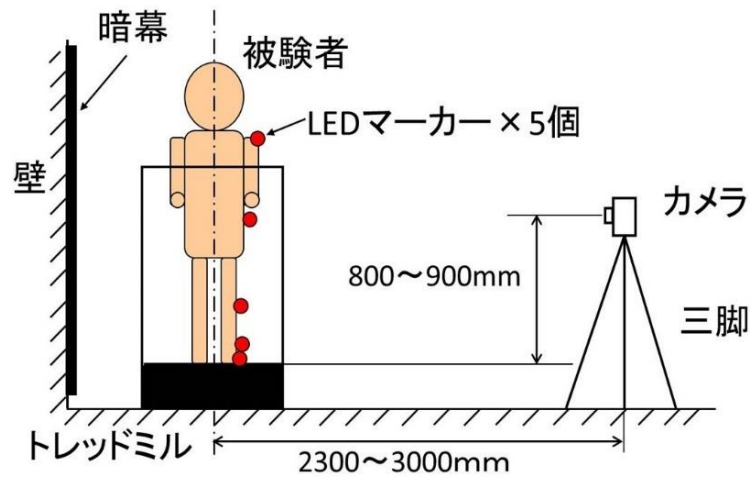


図 2-2 歩行動作計測システム

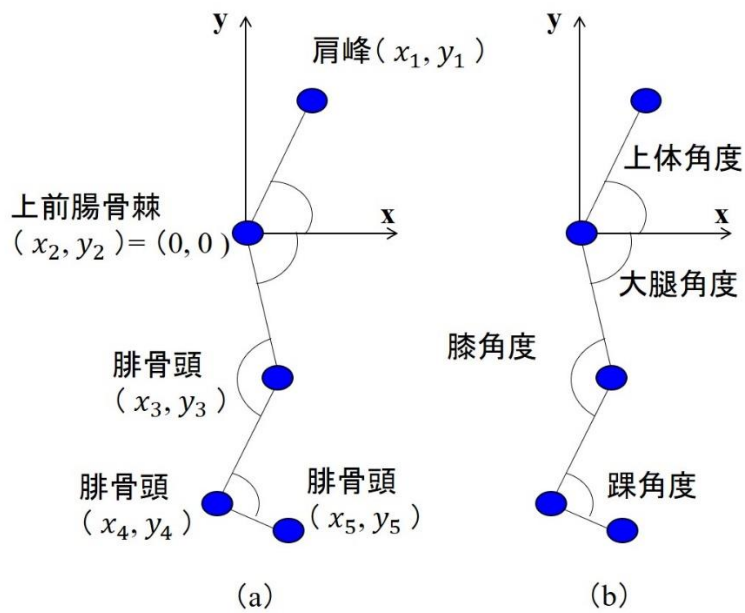


図 2-3 マーカーの取付位置と座標系 (a), 角度 (b)

2.4. 身体的疾患の歩行計測方法

疾患側の側面に LED マーカーを取り付け、部屋を暗くした状態で、被験者にトレッドミル上で歩行を行ってもらい、被験者が痛みを訴えた時点で歩行を終了することとし、痛みが発生しない場合は、10分間歩行を行ってもらい、得られた画像は、特徴点のみが白でほか黒という画像である。画像上の白色領域をトラッキングすることで、特徴点位置を得ることができる。健常者の歩行1周期分において、特徴点間を白線で繋いだ図を図2-4に示す。計測前には、トレッドミル上での歩行に慣れることと、通常の歩行が可能なトレッドミルの

移動速度を選定することを目的に、トレッドミル上での歩行練習を被験者に行ってもらった。被験者と医師の判断により通常歩行になり次第、計測を実施した。

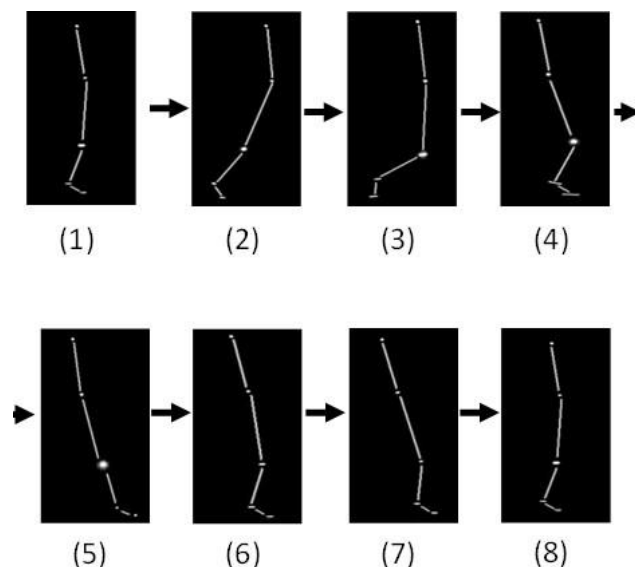


図 2-4 1 周期の歩行動作

2.5. 身体的疾患による歩行変化の歩行解析情報の抽出

2.5.1. 角度

特定した特徴点の位置データをもとに、各関節にかかわる角度を導出する。図 2-3 (a) に示すように、上前腸骨棘につけた腰マーカを原点とする相対座標系を用いる。導出する角度は、図 2-3 (b) に示すように、 x 軸と上半身 ($y \geq 0$ の半平面に属し、腰マーカと連続しているリンク) とのなす角度である大腿角度、膝裏の角度に対する膝角度、足首の角度に対応する踝角度の 4 つの角度である。なお、カメラサイズから各リンクの動きに伴う角度変化の分解能(平均値)は、肩マーカ・腰マーカ間リンクの動きに関して： $0.54[\text{degree}]$ 、膝マーカ・踝マーカ間リンクの動きに関して： $0.44[\text{degree}]$ 、膝マーカ・踝マーカ間リンクの動きに関して： $0.71[\text{degree}]$ 、踝マーカ・足指マーカ間リンクの動きに関して： $2.4[\text{degree}]$ である。

2.5.2. 立脚期および遊脚期

本研究では、フットスイッチやフォースプレートを用いずに、画像から得られる情報のみから、立脚開始時及び遊脚開始時を導出する方法を考える。足指マーカの動きに着目する。足指マーカの x 座標が進行方向に対して最大となる時刻、すなわち、脚が最も前に出たときの時刻を立脚開始時と定義する。足指マーカの x 座標が進行方向に対して最小となる時刻、すなわち、脚を最も後ろに下げたときの時刻を遊脚開始時と定義する。立脚開始から遊

脚開始までを立脚期，遊脚開始から立脚開始までを遊脚期とする．荷重測定を行っていないため立脚開始時刻としては不正確さが残るが，踝接地時刻と足先設置時刻の差が全被験者において微細であったことを考慮し，次節で述べる単脚支持率を評価するための値として上記の定義を採用した．

2.5.3. 単脚支持率

片足が立脚期で，もう一方が遊脚期のときの1歩行周期における割合のことを単脚支持率と定義する．撮影側が遊脚期（図2-4（2）から図2-4（5））のとき，撮影側の反対側の脚のみで立脚していることになる．このことから，遊脚期の時間を求めることで，計測側と反対側の脚の単脚支持率を求めることができる．

2.6. 解析結果

個人の歩行動作における若干のばらつきを考慮し，歩行開始して定常状態になった直後の10秒間の歩行を解析した．結果を図2-5から図2-8に示す．

2.6.1. 大腿角度の動作域

図2-5に示す大腿角度の動作域について検討した．健常者の歩行1周期分の角度変化と，それに対応する歩行動作を図2-5（a）に示す．大腿角度は，地面着地後，地面から足が離れる姿勢に近づくほど大腿角度の値は大きくなり（図2-4の（5）から（8）と（1）），地面から足が離れるときに最大値をとる（図2-4（2））．大腿部を引き上げた時に大腿角度は最小値をとる（図2-4（4））．大腿角度は，股関節角度に対応する．HipOA群は股関節における軟骨の変形による痛みのため，股関節をあまり動かさないで，股関節角度の動作域が健常者に比べ小さくなるとの報告がある⁴⁾．そこで，歩行開始して定常状態になった10秒間の各人の大腿角度の動作域の平均値を算出し，それをもとに，疾患ごとに大腿角度の動作域の平均値を算出した．結果を図2-5（b）に示す．多重検定（scheffe法）の結果も併せて各項目の上部にしめす．図2-5（b）より，大腿角度の動作域は，健常者，L4群，HipOA群の順で小さくなることがわかる．多重検定を行ったところ，健常者とHipOA群に1%以下の有意差がみられ，健常者とL4群の間に，2%以下の有意差がみられた．HipOA群とL4群の間には4%以下の有意差がみられた．

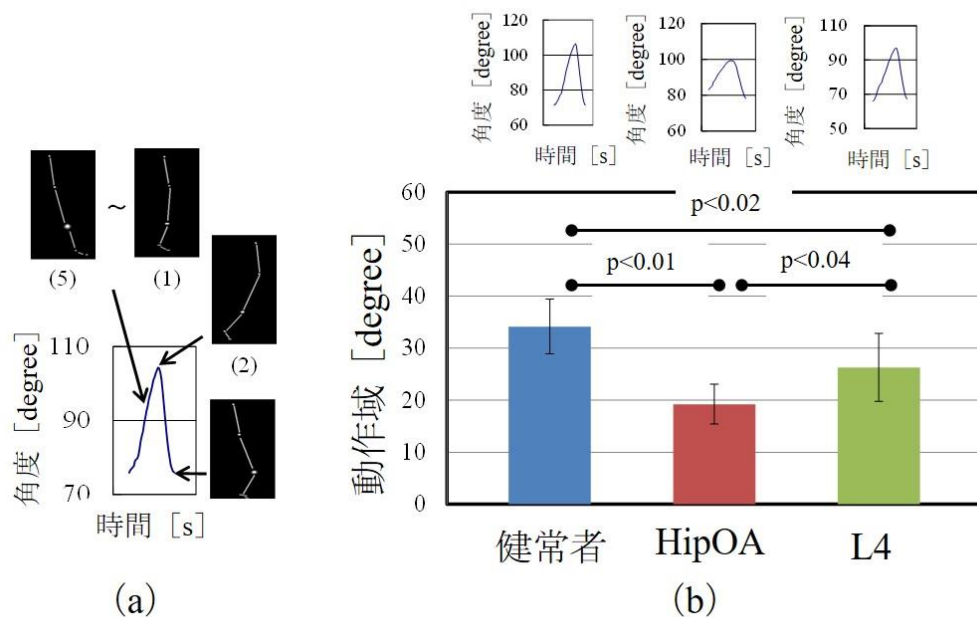


図 2-5 大腿角度. (a) : 大腿角度と歩行動作の関係, (b) : 大腿角度の動作域

2.6.2. 上体角度の動作域

図 2-6 に示す上体角度の動作域について検討した. HipOA 群の場合, 他の疾患よりも動作域が広いことが分かった. このことに注目して, 疾患ごとの上体角度の動作域の平均値を計算した. 結果を図 2-6 に示す. 多重検定 (scheffe 法) の結果も併せて各項目の上部に示す. 図 2-6 より, 上体角度の動作域は, L4 群, 健常者, HipOA 群の順で大きくなることがわかる. 多重検定を行ったところ, HipOA 群と L4 群の間に 2% 以下の有意差が認められた.

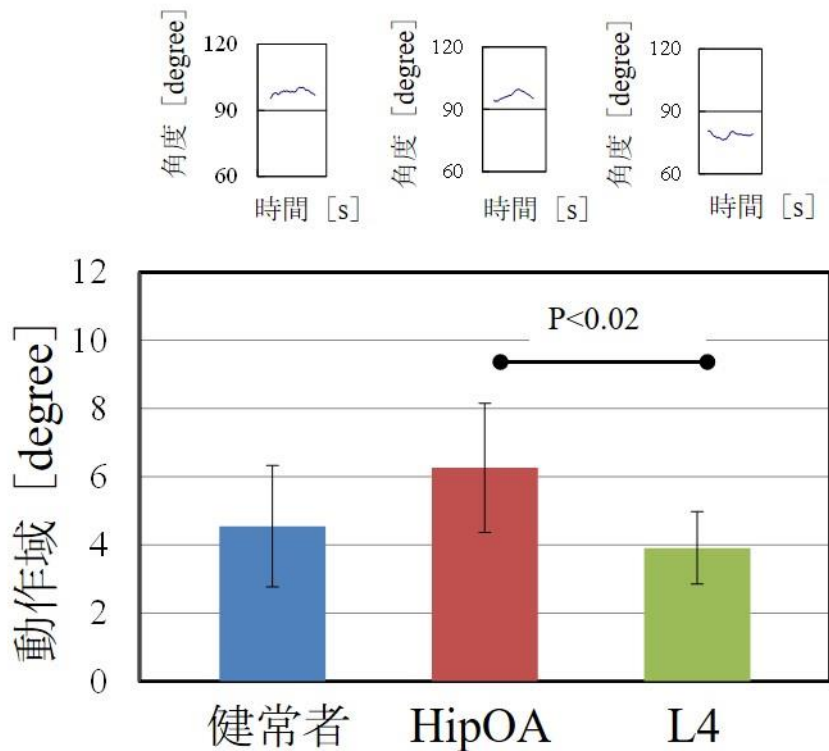


図 2-6 上体角度の動作域

2.6.3. 膝角度の動作域

図 2-7 に示す膝角度の動作域について検討する。健康者の歩行 1 周期分の角度変化と、それに対応する歩行動作 (図 2-4) を図 2-7 (a) に示す。2 つの極大値の間に 1 つの極小値をとる M 字型の波形となっている。最初の極大値が現れるのは、脚を進行方向に踏み出した時 (立脚開始時: 図 2-4 (5)) である。その後、立脚期に少し膝が曲がるため、膝角度は減少する (図 2-4 (6) から (8))。次いで、立脚期の最後に膝を伸ばして蹴るため、再度極大値が現れる (図 2-4 (2))。HipOA 群の膝角度の動作域は、健康者と L4 群の膝角度の動作域より小さかったため、膝角度の動作域に注目し、各疾患の平均値を計算した。結果を図 2-7 (b) に示す。多重検定 (scheffe 法) の結果も併せて各項目の上部に示す。図 2-7 (b) から、健康者、L4 群、HipOA 群の順で小さくなることが分かった。多重検定を行ったところ、健康者と HipOA 群の間に 1% 以下の有意差が、HipOA 群と L4 群間に 3% 以下の有意差がみられた。

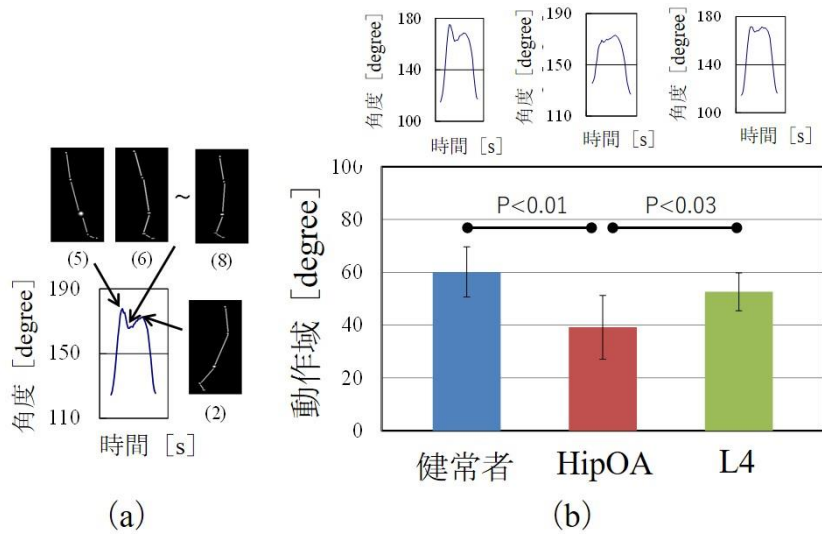


図 2-7 膝角度. (a) : 膝角度と歩行動作の関係, (b) : 膝角度の動作域.

2.6.4. 単脚支持率

ここでは、田中ら³⁴⁾が示した HipOA 群において、単脚支持率が低くなることを本研究方法でも得られるかどうかを確認する。このため、疾患脚側と健常脚側の両側から撮影を行い、単脚支持率を導出した。図 2-8 に各疾患の平均値を示す。これより、健常者は歩行 1 周期中約 30%の割合で片足だけで立脚していることが分かった。しかし、HipOA 群の場合、単脚支持率は 30%に満たない。多重検定を行ったところ、健常者と HipOA 患者の間に 1%以下の有意差が認められた。

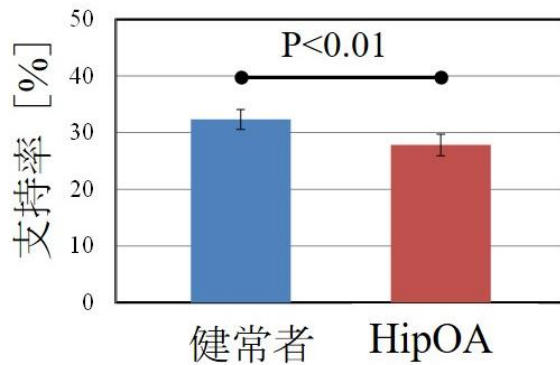


図 3-4 単脚支持率

2.7. 考察

ここでは、前節で示した各指標について考察を行う。

2.7.1. 大腿角度の動作域

L4 群の被験者の場合、L4 部分の神経圧迫を、上体を前傾するような姿勢で歩行を行う。したがって、腰よりも後方で脚を動かすような歩行を行うことになる。この場合、脚を前に出しにくい状況となる。また、大腿四頭筋の筋力低下も起こるため、大腿角度をあまり動かさない歩行をすることになる。このため、健常者よりも低い値を取ると考えられる。しかし HipOA 群よりは大きな値を取ることが分かった。図 2-5 (b) に示す検定結果からわかるように、各被験者間に少なくとも 5%以下の有意差がみられることから、疾患判別のための因子の 1 つとして、大腿角度の動作域を用いることができると考えられる。

2.7.2. 上体角度の動作域

健常者の場合、勢いよく歩くため、肩の揺れが激しく、その影響が上体角度の変動として現れたと考えられる。L4 群の場合、あまり時間的变化が見られなかった。L4 群の被験者は、前項で述べたように、疼痛回避のため前傾姿勢のまま歩行を行う。この姿勢を維持しようとするため、肩があまり揺れず、小さな値が得られたと考えられる。小さな値が得られたと考えられる。HipOA 群の上体角度の動作域が大きくなったのは、以下の理由と考えられる。股関節をあまり動かしたくない HipOA 患者は、大腿部を上げた（大腿角度：小）とき、上半身を後ろにそらし（上体角度：大）、上半身と下半身が一直線に近い状態を作ろうとする。以上の動作により、相対的に股関節をあまり動かさなくても歩行が可能となる。図 2-6 に示す検定結果からわかるように、HipOA 群と L4 群の間に有意差が認められることから、疾患判別のための因子として、上体角度の動作域を用いることができると考えられる。

2.7.3. 膝角度

HipOA 群被験者の場合、大腿角度の動作域が小さいため、脚を前に出せないで膝角度も小さくなったと考えられる。また、L4 群被験者の場合、前傾姿勢のままの歩行や大腿四頭筋の筋力低下のため、歩幅が健常者に比べ小さく、膝の屈伸をあまりしない歩行となったと考えられる。図 2-7 (b) に示す検定結果からわかるように、HipOA 群と L4 群間、健常群と HipOA 群との間に有意差が認められることから、疾患判別のための因子として、膝角度の動作域を用いることができると考えられる。

2.7.4. 単脚支持率

HipOA の単脚支持率が低いのは、疾患側の脚だけで立っていることが辛いためであると考えられる。この結果は、田中ら³⁴⁾が示した結果と同じである。図 2-8 に示す検定結果からわかるように、健常者と HipOA 患者の間に有意差が認められたことから、両者を鑑別する因子として単脚支持率が有効であることが分かった。

2.7.5. 検査のための歩行動作計測法

図2-5から図2-7に示すように、疾患脚側だけの歩行動作解析から、鑑別のための因子を得ることができることが分かった。

実際に鑑別する場合は以下の手法をとればよい。まず症状があらわれている脚側から歩行を計測する。計測結果から上体角度、大腿角度、膝角度の動作域を抽出し、L4 群であるか、HipOA 群であるかを鑑別する。状態角度の動作域が大きかったり、大腿角度の動作域や膝角度の動作域が小さかったりした場合、HipOA 群である可能性が高い。その場合、両側同時計測して、疾患客側の単脚支持率を抽出する。これにより、鑑別のための因子が増えることとなり、被験者が HipOA 群であると判断しやすくなると考えられる。

2.8. 身体的疾患による歩行変化の特徴量抽出のまとめ

本研究では、HipOA 群と L4 群の疾患鑑別を目的とし、健常者、HipOA 群、L4 群の歩行解析を行った。得られた結果は以下の通りである。

- ・ 疾患鑑別のための因子：上体角度の動作域、大腿角度の動作域、および膝角度の動作域を抽出し、これらの因子に関して HipOA 群と L4 群の間に有意差があることを見出した。また、両側同時計測より、単脚支持率を抽出し、健常者と HipOA 群の間に有意差があることを示した。単脚支持率は、HipOA 群である可能性が高い場合の確認因子として有効と考えられる。以上の因子が HipOA 群と L4 群の疾患鑑別に有効であると考えられる。
- ・ 検査のための歩行動作計測法：上体角度の動作域、大腿角度の動作域、および膝角度の動作域の三つの鑑別用因子は疾患脚側からの歩行計測結果から抽出できることがわかった。これに基づき、簡便で非侵襲な鑑別手法を構築できると考えられるが、詳細は今後の課題である。

3. 加齢による歩行変化の歩行特徴量抽出

3.1. モーションキャプチャによる計測からセンサによる計測への変化

先行研究では¹⁹⁾⁻²³⁾, 身体の揺れの計測の際は, 床反力計や20から30個のセンサつけたモーションキャプチャ装置を用いて計測を行っていた. 2章のLSSのL4群とHipOA群とを比較した研究でもLEDマーカを5か所つけ, その様子をカメラで撮影した後, 動画解析を行った. 歩行はトレッドミル上で行った. そのため, 普段の歩行とは異なる状況で計測されていた. これを踏まえ, より普段の歩行に似たような状況で計測できるように少数のセンサを用い, センサによる歩行への影響を減らした研究がされるようになっている. また, センサの数を減らすことで, 安価で計測準備時間の少ない計測システムとなる. この目的のため, 加速度センサや角速度センサがよく使われている. たとえば, Menzら²⁴⁾は加速度センサを用いて歩行面が不規則な場合で実験を行い, 歩行速度の低下, ステップ長の短縮, ステップタイミングのばらつきの増加がみられ, 転倒リスクの低い高齢者は体幹の動揺が小さいと報告した. Auvinetら³⁵⁾は加速度センサを用いて歩行面が平らな場所で実験を行い, かかと接触時の加速度が加齢により減少したことを受け, 歩行面が不規則ではなく, 平面上を歩いても老化の影響を受けると報告した. 齊藤ら³⁶⁾は, 加速度センサや角速度センサなどを用い, 膝関節角度を推定した. 以上より, 加速度センサや角速度センサを用いて, 歩行中の身体の変化をとらえることができることが分かっている.

3.2. 歩行中の動作

加速度センサや角速度センサを用いて, 歩行中の身体の変化をとらえることが可能であるため, 歩行に対する制限が少ない. 例えば, 床反力計のように定められた歩行路を歩行しなくても問題なく, センサにつながる配線のコードが身体の動きを邪魔するわけではないので, 身体をひねったり, 曲げたりなど自由な行動がとることができる. そこで, 本研究では普段の歩行に近い歩行ができないかと考えた.

普段の歩行では, 交通システム, 風景, 携帯電話などにより注意散漫となる状況が想定される. たとえば, 話しかけられて歩くことをやめる高齢者は転倒リスクが高まる¹²⁾. 話しながら歩くと, 年齢に関係なく歩行速度が大幅に低下するが, 歩行中にStroop課題を行った際の歩幅の減少は, 高齢者でのみ観察されている¹³⁾. このように, 歩行中に何かを行うと歩行以外のことに注意が行き, 注意散漫な状態になり, 転倒リスクが上がるということが分かっている. さらに, 歩行者は交通標識や信号に注意を払う必要があったり, 歩行中に電話がかかってきた場合に電話を受けたり, 何かを考えながら歩いたりすると転倒リスクは高まると考えられる. これらの状況を定性的に評価するために, 多重課題を行いながらの歩行が調査されている. 課題を行いながら歩くことは多重課題条件下での歩行と呼ばれている. 例えば, 歩行中に計算を行った研究では, 横線のステップオーバーの頻度¹⁴⁾とストライド速度の変動²⁷⁾が増加したとの報告がなされている. 携帯電話を使用した場合の実験では, 歩幅が大

幅に減少し、歩行中の身体のバランスが悪化するとわかった¹⁶⁾。しかしながら、これらの研究は歩行に1つ課題を加えただけであり、複数の行動を実行中の転倒リスクは十分に検討されていない。歩行中に何かを考えているときに、携帯電話の着信があり電話に出るなどの行動は、日常の歩行では一般的であるため、複数課題を実行しながらの歩行時の転倒リスクを検討する必要がある。

多重課題条件下の歩行では、加齢による転倒リスクの増加が発生する。その理由は以下の通りであると考えられる。高齢者の歩行の不安定さの増加は、脳が同時に処理する認知または注意力に関連している^{37) 38)}。課題の負荷が増加すると歩行速度は低下するが、歩行中の課題に対する集中は増加する³⁹⁾。加齢は、認知または注意力に影響を与える可能性がある。したがって、歩行と追加課題の両方を実行する高齢者は、注意資源を適切に歩行に割り当てることができず、転倒のリスクが高くなる可能性がある。

これらを踏まえて、Maedaら⁴⁰⁾は、2つのセンサを用いて若年者において、多重課題条件下の歩行中の腰から見た肩の回転角度を調べた。その結果、若年者では聴覚と計算課題が歩行に影響を与え、身体の動揺が増加し、歩行バランスの悪化がみられることが示唆された。しかし、高齢者で計測を行っていないため、若年者と高齢者の結果を比較し、加齢の影響が歩行中の課題によってどのように影響していることまでは調べていない。

3.3. 身体の並進運動と回転運動

転倒防止のために、歩行中の転倒については多数研究されている。歩行中の身体の動きには、並進運動と回転運動が混在している。並進運動は、身体の前後左右方向に移動したり、上下方向にジャンプしたりするような運動を示す。回転運動は、体幹をひねったり、肩を支点として腕を回したりするような運動を示す。並進運動中でも歩行中の転倒の方向性に関する研究では、歩行バランスが崩れると、左右方向（前額面）と前後方向（矢状面）に大きな身体の揺れが発生すると報告されている¹⁹⁾⁻²³⁾。特に、前後方向での大きな身体の揺れは、高齢者の歩行の特徴である^{20) 21) 23)}。歩行バランスとは、支持基底面（立位時に両足で囲まれた面）が移動した状態において、身体重心を支持基底面に戻すことにより平衡を維持するバランス能力のことである^{17) 18)}。身体の揺れは、身体重心が前後左右上下方向に移動することを示す。つまり、歩行中に身体重心を支持基底面に戻すことができず、平衡を維持できなくなる（歩行バランスが悪化する）と、前後左右方向に大きい身体重心の移動（身体の揺れ）が発生する。これらの研究では、転倒に至らなくとも身体に前後左右の揺れが生じ、歩行バランスを崩すと考えられる。回転運動として、腰から見た肩の回転運動がある。腰から見た肩の回転角度は、肩の動揺を示す。経験から、転倒リスクの高い人は歩行中、肩の動揺が大きいという看護師の所感があることを伺っている。先行研究では、Menzら²⁴⁾より、転倒リスクの低い高齢者は体幹の動揺が小さいとの報告がある。我々はこれらを参考に、肩の動揺に関し数値化することで、転倒リスクの有無を見出せるのではないかと考えた。歩行中の肩の回転角度が大きいと、身体重心が支持基底面から離れてしまい、歩行バランスが維持

できなくなると考えられる。したがって、腰から見た肩の回転角度が大きいと、転倒リスクが高くなると考えられる。また、回転運動の中でも体幹のひねりの運動は、腕の振りに伴い発生し、歩行の前方推進に不可欠な要素である⁴¹⁾。腕の振りと体幹の回転について歩行との関連を調べた研究がある^{42) 43)}。それらの研究では、腕の振りは、骨盤の回転に対する体幹の逆回転によって発生する遠心力の影響を受け発生し、上半身の安定性が維持される^{42) 43)}。つまり、体幹のひねりの増加は、上体のバランスの悪化を示している。したがって、体幹のひねりを調べることで、歩行中の上半身の安定性がわかると考えられる。

3.4. 加齢による歩行変化の計測方法

3.4.1. 倫理承認

本調査は、実験の目的と全体的な手順に関して、金沢大学の医療倫理委員会によって承認されている(Approval number: 27-1, Nov.19, 2014)。

3.4.2. 被験者

被験者は、10人の若年健常者（男性10名、21.9±0.6歳、体重64.0±11.5kg、身長172.1±6.4cm）と歩行に問題のない11人の高齢者（男性5名、女性6名、63.7±1.6歳、体重59.3±7.9kg、身長161.7±10.5cm）である。

若年者は、大学生に実験の協力をお願いした。若年者は、数名ほど散歩が趣味で週に1度程度歩く人がいたが、ほとんどの被験者は、日常的に運動はしていなかった。高齢者は、スノーボール法で60歳以上の男女に実験の協力をお願いした。高齢者は、加齢によるひどい猫背などはなく、腰痛や四十肩などの疾患があるため完全な健常者とは言えないが、歩行に問題のない程度であった。高齢者は全員、歩行サークルに所属しており、運動習慣は週1程度の間隔で市内を歩いて散策を行っていた。また、先行研究²⁸⁾⁻³⁰⁾では被験者数は12名から14名であったので、本研究でも若年者と高齢者で各10名ほどを最低被験者数と決め、実験参加可能な被験者を集めた。

3.4.3. 実験システム

歩行路は、中央に黒いライン、左右に赤と青のラインを設置した(図3-1)。従来の研究では、腰部につけたセンサ⁴⁴⁾⁻⁴⁶⁾と肩部につけたセンサ⁴⁵⁾⁴⁷⁾により身体の動きを高精度で計測できることが報告されている。本研究でも安定したセンサデータが得られるように、正中背面第三腰椎(腰)と背面第二胸椎(肩)をセンサ取り付け位置として採用した。無線IMU(Inertia Measurement Unit)センサを用い、腰部の3軸方向の加速度、および腰から見た肩の3軸まわりの回転角度を計測し、上半身のバランスを調べた。事前準備の簡素化を目指し、センサの数を最小限に抑えるために、2つのIMUセンサ(IMU-Z(IMU)、サンプリング周波数:100Hz、加速度測定範囲:±4G、ジャイロセンサ測定範囲:±500deg/s、サイズ、:36×52×11[mm])を用いた。IMUセンサは、図3-2に示すように、ベルトを腰と肩に巻き

付け、身体に固定した。

転倒による怪我を最小限に抑えるため、実験の歩道周辺は突起物や角がないように片付けた。実験歩道の周囲にマットを設置し、ヘルメットを頭に、スポーツプロテクターを肘と膝に着用した。歩行を妨げないためと、怪我を避けるために貴金属類を取り外すようお願いした。被験者が転倒した場合、すぐに保健室に連絡できる体制を整えた。被験者の肉体的負担を最小限に抑えるために、実験の前後に被験者が十分に休めるように、スケジュールを調整した。

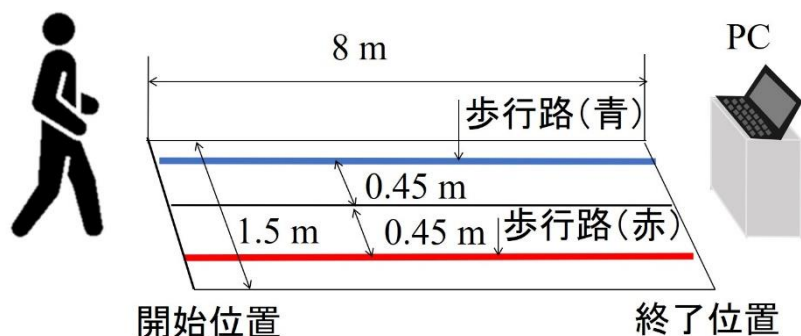


図 3 - 1 歩行路の模式図.



図 3 - 2 IMU センサを腰と肩に取り付けられた被験者の画像 .

3.4.4. 手順

被験者は開始位置の端に立って (図 3-1), 440 Hz のビープ音が鳴ってから歩行を開始した。被験者は, 可能な限りまっすぐ前を見て, 歩行路の開始位置から 8m 離れた停止位置まで通常の歩行速度で歩行を行った。経路の距離は Timed Up and Go test (TUG)⁴⁸⁾で 6m に設定されていたため, 8m の距離は本研究に十分な距離であると考えられる。

被験者は, 実験条件に従って 1 つまたは 2 つの課題を実行しながら歩行を行った。計測は, 各条件で被験者一人当たり 3 回とした。実験順序は, 可能な限り同一条件で行うため, 被験者ごとにランダムに行わず, 表 3-1 に示す多重課題を付加した歩行条件の番号順に行った。また, 実験順序による影響が出ないことと高齢の被験者の疲労も鑑み, 条件ごとの歩行を終了した際, 数分の休憩を取り入れた。

1) 実験条件

通常歩行のみの実験条件を条件 1 とした。条件 2 から条件 6 は, 歩行中に課題を付加した実験を行った。条件 2 は, 歩行中に視覚課題を付加した実験条件である。条件 3 は, 歩行中に聴覚課題を付加した実験条件である。条件 4 は, 計算課題を行いながら歩行を行った実験条件である。条件 5 は, 計算課題を行いながら歩行を行い, さらに視覚課題を付加した実験条件である。条件 6 は, 計算課題を行いながら歩行を行い, さらに聴覚課題を付加した実験条件である。このことを表 3-1 にまとめた。課題の詳細は次のとおりである。表 3-1 の視覚課題と聴覚課題が同時に実行される多重課題条件を設定していない。この 2 つの課題は, 歩行ルートの変更を伴い, 同時に実行できないためである。

表 3-1 実験条件.

条件	課題			
	歩行	視覚	聴覚	計算
1	X			
2	X	X		
3	X		X	
4	X			X
5	X	X		X
6	X		X	X

2) 視覚課題

ビープ音を聞いた被験者が歩行を開始し, その 2 秒後に, 歩行経路の終点にある PC モニタに赤または青の正方形をランダムに表示した。そのタイミングで被験者は, 歩行ルートをそれぞれ中央から赤または青の歩行ルートへ変更した。本課題は, RSE (Rhythmic Stepping Exercise)⁴⁹⁾で使用された課題に基づいており, 歩行中に実行可能な課題に変更した。

3) 聴覚課題

ビープ音を聞いた被験者が歩行を開始し、その2秒後に、2回目のビープ音を再生した。被験者は2回目のビープ音（高／低）の周波数により、歩行ルートを変更した。低い音が鳴ったときは赤い歩行ルートへ、高い音が鳴ったときは青い歩行ルートへ変更した。

低音には440 Hzの周波数を、高音には880 Hzの周波数を用い、音の周波数は聴覚に老化の影響のある可能性の範囲外にした⁵⁰⁾。

4) 計算課題

被験者は、ボードに表示された数字に基づいて、逐次減算課題を実行した（図3-3）。左側の数字（ k で表示）は100, 93, 85, または76で、右側の数字（ l で表示）は3, 4, 5, 6, または7であった。被験者は、 k から l を逐次減算を行った。つまり、 $k_1 = k - l$, $k_2 = k_1 - l$, $k_3 = k_2 - l$ などである。ボードは、歩行と視覚課題などの追加課題の実行を妨げないように、歩行開始直前に表示した。この課題には、ルート変更は含まれておらず、Stelmach ら⁵¹⁾の多重課題条件下での歩行観察実験と同じ方法を用いた。歩行負荷を高めるための課題であるため、正解率と正解自体は被験者に報告しなかった。



図3-3 計算課題中に数字を表示する状況の画像。

3.5. 腰部加速度の加齢の影響

3.5.1. 加速度の解析

x 軸が重力方向と一致し、 z 軸は前後方向に一致し、 y 軸は左右方向に一致するように基準座標系を設定した (図 3-4)。センサには、センサ座標系を持っており、センサからはセンサ座標系に対する加速度のデータが得られる。

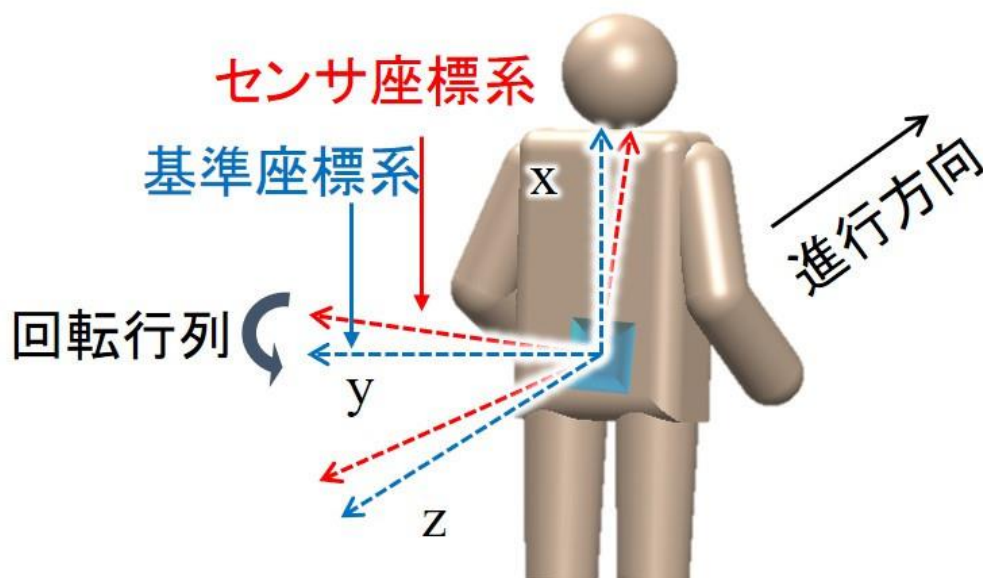


図 3-4 センサ座標系と基準座標系.

カルマンフィルタ^{52) 53)}を使って、センサ座標系の加速度データを、センサ座標系から基準座標系の加速度データを変換した。各方向の加速度時系列データの代表的な例を図 3-5 に示す。カルマンフィルタを用いた部分の導出方法と過程の詳細は、先行研究に⁴⁰⁾に基づく。

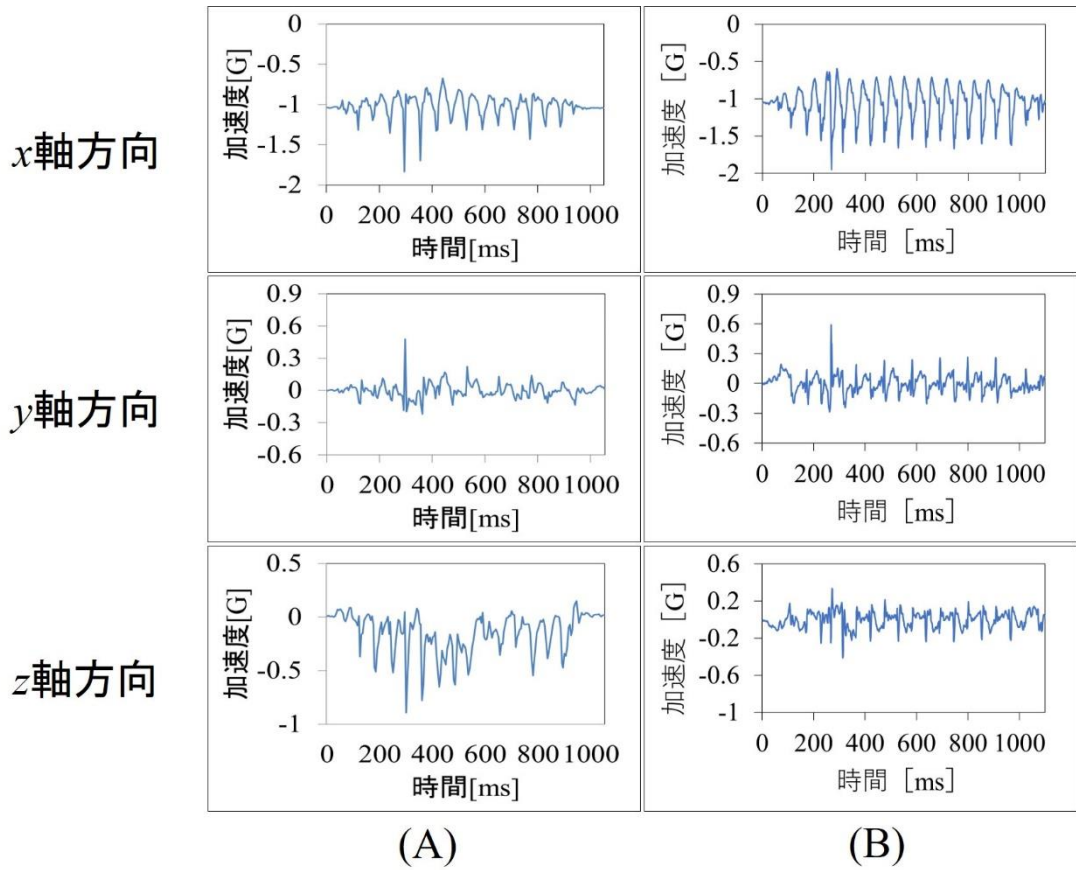


図3-5 各方向の加速度時系列データの代表例. 視覚と計算課題(条件5)を付加した歩行中のデータ. (A):若年者の個人データ, (B):高齢者の個人データ.

最大加速度値と最小加速度値の差, および各歩行の振幅を評価した. wa_{ijk} と a_{ijk} を, それぞれ i 番目の条件下での k 回目の試行の j ($\in \{x, y, z\}$) 方向の振幅と加速度とする. 次に, wa_{ijk} は次の式で表現される.

$$wa_{ijk} = \max(a_{ijk}) - \min(a_{ijk}) \quad (5-1)$$

各軸と条件の平均 $\overline{wa_{ij}}$ を算出した.

$$\overline{wa_{ij}} = \text{mean}_k(w_{ijk}) \quad (5-2)$$

他の課題を実行しない歩行(条件1)を通常歩行とし($\overline{wa_{1j}}$), 通常歩行と条件2~6を比較し, その振幅の変化率を調べた.

$$\frac{\overline{wa_{ij}}}{\overline{wa_{1j}}} \quad (5-3)$$

変化率は被験者ごとに算出した. 変化率が1に近い場合は通常歩行に近い歩行を示し, 一方, 変化率が高い場合は追加課題の実行中に身体のバランスが悪化したことを示す. 加齢の

影響を調べるため、歩行条件ごとに高齢者と若年者で変化率を比較した。比較の方法は、データに正規性がみられない独立した2標本の比較のためウィルコクソンの順位和検定を用いた。また、身体の動揺に対する課題付加の影響を調べるため、グループ（高齢者と若年者）ごとに、通常歩行と他の条件の振幅を比較した。負荷を与える前と後での比較の方法は、対となる標本の比較となるためウィルコクソンの符号順位検定を用いた。

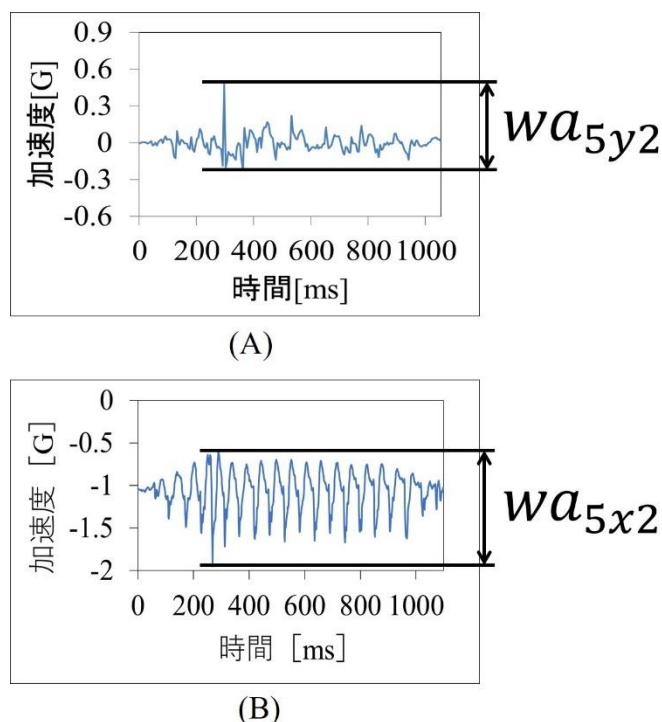


図3-6 加速度の振幅の例。視覚と計算課題（条件5）を付加した歩行中における（A）：若年者の左右（y軸）方向，（B）：高齢者の上下（x軸）方向。

3.5.2. 加速度の結果

図3-7から3-9に、 x , y , z 方向の加速度に関する各グループの変化率を示す。箱ひげ図で示した上下、左右、前後方向それぞれの中央値、第1四分位値、第3四分位値を表3-2から3-4に示す。視覚課題（条件3）を付加した歩行（ $p=0.004$, 図3-9）の進行（ z ）方向と視覚および計算課題（条件5）を付加した歩行（ $p=0.006$, 図3-8）の左右（ y ）方向にて、高齢者と若年者の間で有意差が見られた。

課題数の増加の影響を調査するために、視覚課題（条件2）と視覚課題および計算課題（条件5）の間、および聴覚課題（条件3）と聴覚課題および計算課題（条件6）の間の変化率を比較した。高齢者グループでは、視覚課題と視覚課題および計算課題の間、および聴覚課題と聴覚課題および計算課題の間で、左右（ y ）方向に有意差が観察された（それぞれ「 $p=0.046$ 」および「 $p=0.016$ 」, 図3-8）。

追加課題が身体の揺れに及ぼす影響を調べ、上記の結果を深く理解するために、通常歩行（条件1）を各グループの他の条件とそれぞれ比較した。結果を表3-5に示す。これは、ウィルコクソン符号順位検定によって通常歩行と他の条件を付加した歩行を比較したときの p 値を示す。実験では、個人差の影響を考慮して、通常歩行とその他の条件の各被験者のデータ ($\overline{wa_{ij}}$) を対にした。視覚課題（条件2）では、高齢者で、上下（x）方向と左右（y）方向に有意差（ $p < 0.05$ ）がみられ、若年者では左右（y）方向に有意な増加がみられた。聴覚課題（条件3）では、高齢者グループでは全方向に、若いグループでは上下（x）方向に有意に増加がみられた。計算課題（条件4）では、どちらのグループでも有意な増加は見られなかった。視覚課題に計算課題を付加した課題（条件5）では、高齢者では左右（y）と前後（z）方向で、若年者では全方向で有意な増加がみられた。聴覚課題に計算課題を付加した課題（条件6）では、両方のグループともすべての方向で有意な増加がみられた。

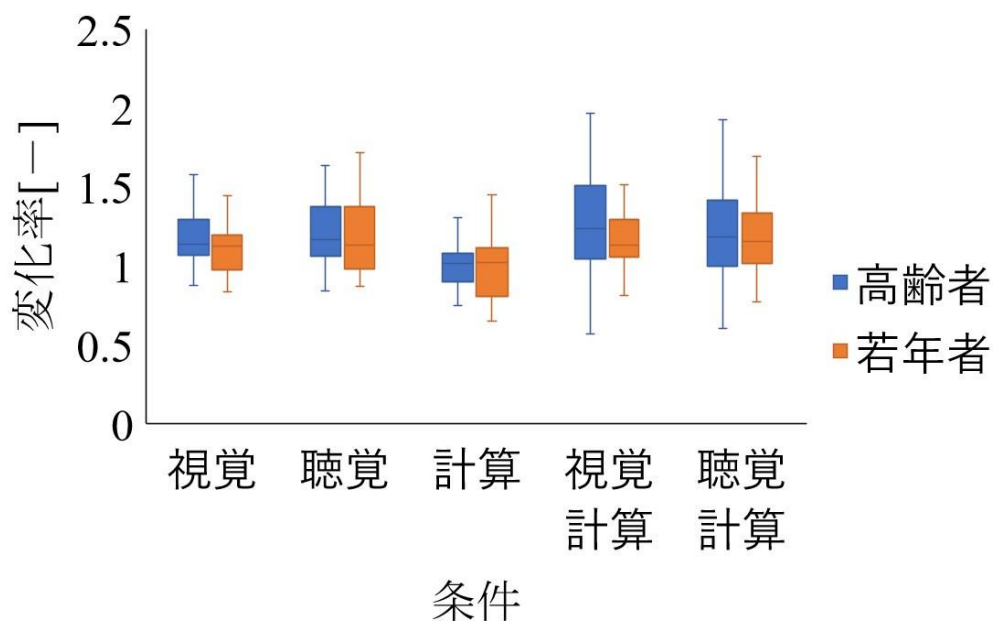


図3-7 通常歩行を上下(x軸)方向の条件2~6と比較したときの振幅の変化率

表3-2 高齢者と若年者の腰加速度の変化率の中央値, 第1四分位値, および第3四分位値(上下(x)軸方向)

	条件				
	視覚	聴覚	計算	視覚 計算	聴覚 計算
高齢者					
第3四分位	1.293	1.376	1.079	1.506	1.416
中央値	1.134	1.165	1.015	1.236	1.183
第1四分位	1.069	1.063	0.896	1.046	0.998
若年者					
第3四分位	1.192	1.371	1.113	1.294	1.332
中央値	1.123	1.130	1.022	1.129	1.151
第1四分位	0.973	0.978	0.804	1.054	1.016

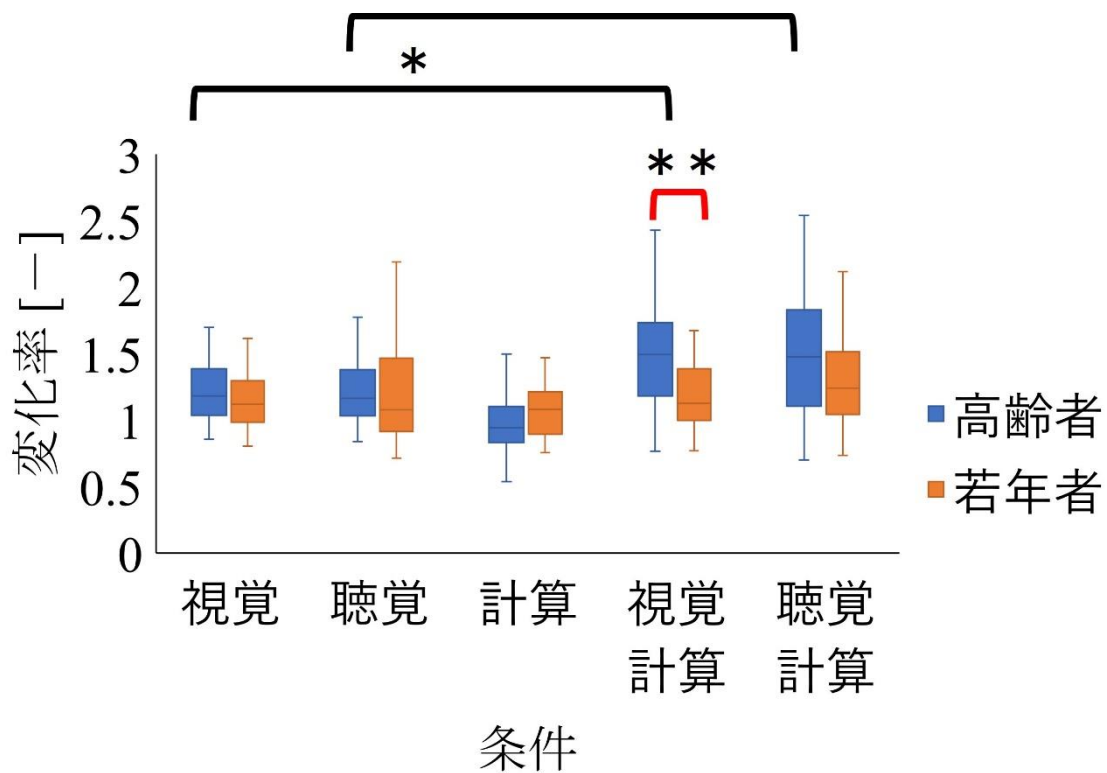


図3-8 通常歩行を左右 (y 軸) 方向の条件 2～6 と比較したときの振幅の変化率

表3-3 高齢者と若年者の腰加速度の変化率の中央値, 第1四分位値, および第3四分位値 (左右 (y) 軸方向)

	条件				
	視覚	聴覚	計算	視覚 計算	聴覚 計算
高齢者					
第3四分位	1.386	1.381	1.102	1.733	1.831
中央値	1.182	1.166	0.945	1.493	1.477
第1四分位	1.037	1.032	0.834	1.181	1.107
若年者					
第3四分位	1.295	1.467	1.212	1.387	1.513
中央値	1.119	1.079	1.083	1.127	1.240
第1四分位	0.985	0.915	0.895	1.000	1.042

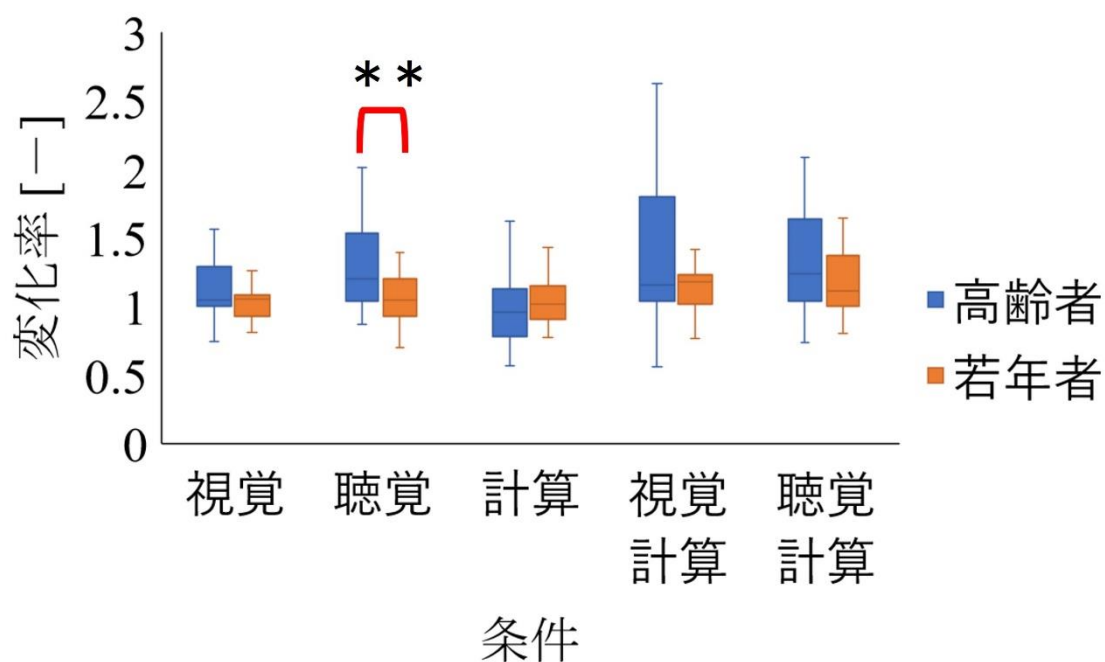


図3-9 通常歩行を前後（z軸）方向の条件2～6と比較したときの振幅の変化率

表3-4 高齢者と若年者の腰加速度の変化率の中央値，第1四分位値，および第3四分位値（前後（z）方向）

	条件				
	視覚	聴覚	計算	視覚 計算	聴覚 計算
高齢者					
第3四分位	1.286	1.529	1.130	1.798	1.635
中央値	1.048	1.197	0.958	1.155	1.238
第1四分位	0.998	1.036	0.782	1.037	1.037
若年者					
第3四分位	1.084	1.198	1.149	1.228	1.370
中央値	1.050	1.043	1.016	1.178	1.113
第1四分位	0.927	0.931	0.905	1.017	1.000

表3-5 ウィルコクソンの符号順位検定によって条件1（通常の条件）と他の条件における各軸の加速度の振幅を比較したときの p 値.

軸	条件				
	視覚	聴覚	計算	視覚 計算	聴覚 計算
高齢者					
x	0.002	0.002	0.831	0.067	0.042
y	0.001	0.007	0.638	0.010	0.001
z	0.054	0.001	0.577	0.024	0.014
若年者					
x	0.064	0.037	0.922	0.027	0.037
y	0.020	0.160	0.275	0.014	0.004
z	0.557	0.275	0.846	0.014	0.027

3.5.3. 加速度の考察

本研究では、最初に視覚課題の結果に焦点を当て、次に聴覚課題の結果に焦点をあてえる。条件2と5には視覚的課題が含まれ、条件5で明確な違いがみられた。したがって、条件5での多重課題の影響から説明を行う。

1) 計算課題中に視覚課題を付加した歩行（条件5）

左右 (y) 方向の身体動揺に対する加齢の顕著な影響がみられた (図3-8)。歩行中に計算を行うと、高齢者の身体が大きく揺れ、歩行が不安定になる^{14) 15) 54)}。計算中に身体が大きく揺れる理由の1つは、利用可能な注意資源の減少である。注意は、認知的注意資源の割り当てとして説明することができ、脳が同時に処理できる注意資源の量には制限がある³⁷⁾³⁸⁾。加齢とともに注意資源が減少すると、複数課題を実行するために利用可能な注意資源を効率的に分散することがより困難になる^{55) 56)}。これらの2つの要因が、本研究で見られた加齢の影響の主な理由であると考えられる。視覚課題のみを付加した条件2と比較すると、高齢者の条件5では左右 (y) 方向の変化率が有意に増加した ($p=0.046$)。これは、追加された計算課題によって注意資源が大幅に削減されたことを示している。

逆に、前後 (z) 方向の変化率に明確な加齢による影響はみられなかった (図3-9)。しかしながら、高齢者では歩行が不安定になると前後 (z) 方向の体の揺れが見られることが報告されている^{20) 21) 23)}。通常の歩行と比較した振幅の有意差は、若年者と高齢者の両方でみられた (表3-5)。実験のビデオを確認したところ、歩行路を変更する際に、若年者と高齢者の両方が少しの間、歩くのをやめたことがわかった。この一時停止動作には、停止と再開が含まれ、それによって歩行速度の急激な変化が促され、加速が大きくなる。これらの結果は、若年者でさえ、多重課題の負荷 (歩行、視覚、および計算課題) がはるかに高かつ

たことを示す。これが、前後 (z) 方向に明確な老化の影響がみられなかった主な理由と推察される。

2) 視覚課題を付加した歩行 (条件 2)

変化率に注目すると、どの方向にも明確な加齢の影響は見られなかった (図 3-7 から 3-9)。身体の揺れやぐらつきに直接関連しない上下 (x) 方向を除いて、通常歩行と比較した振幅の有意差の結果と一致する (表 3-5)。視覚課題は注意負荷を増加させ、高齢者と若年者のグループの両方で左右 (y) 方向に影響があらわれた。ただし、条件 2 (視覚) で必要な注意負荷は、条件 5 (視覚および計算) で必要な注意負荷よりも低く、明確な加齢の影響がないことを示す。

3) 聴覚課題を付加した歩行 (条件 3)

加齢の影響は、前後 (z) 方向に見られた (図 3-9)。実験のビデオ録画を確認したところ、ほとんどの高齢者はビープ音が聞こえるたびに一時停止したことがわかった。同様に、誰かから声をかけられて立ち止まる人は転倒するリスクが高いと報告されている¹²⁾。これらの状況は類似しており、観察された加齢の影響に寄与すると考えられる。高齢者グループでは通常の歩行と比較して振幅に有意差がみられなかった。しかし、上下 (x) 方向の振幅を除いて若年者グループではみられなかった (表 3-5)。したがって、その方向で見られた加齢の影響と一致する。

4) 計算課題中に聴覚課題を付加した歩行 (条件 6)

どの方向にも明らかな加齢の影響は観察されなかったが (図 3-7 から 3-9)、通常の歩行と比較した振幅の有意差は、すべての方向と若年者および高齢者の両方で見られた (表 3-5)。多重課題を同時に実行することによって引き起こされる注意負荷が、高齢者だけでなく若年者でも大きいことを示しており、明確な加齢の影響がないことを示す。さらに、実験ビデオを確認すると、この課題では、ビープ音が鳴ったときに若年者でさえ一時停止していた。したがって、この結果は、明確な加齢効果をもたらさない状態も示す。

5) 計算課題を付加した歩行 (条件 4)

加齢の明らかな影響はどの方向にも見られず (図 3-7 から 3-9)、若年者および高齢者のいずれにおいても、通常歩行と比較してどの方向の振幅にも有意差は見られなかった (表 3-5)。Cumming and Klineberg⁵⁷⁾ は、まっすぐ歩くときよりも方向を変えるときの方が転倒のリスクが高いと報告した。おそらく、歩行路の変更は注意負荷の増加に影響している。これらの結果は、歩行分析における加齢の影響を調査するために設計された実験方法に経路変更を含める必要があることを示す。

3.5.4. 評価結果の意義

加齢の影響は、条件3と5、および歩行に加えて課題の数が増加したときにみられた。この結果は、歩行中の高齢者をサポートするための適切な地位を示唆している。高齢者は、条件3で歩行していると、前後方向にぐらつく可能性が高くなる。対応する状況の例としては、歩行中に自転車のベルの音を聞き、自転車を避ける場合が挙げられる。この場合、介護者は前後方向のぐらつきを支える姿勢で立つことが望ましい。高齢者は、条件5で歩行していると、左右方向にぐらつく可能性が高くなる。対応する状況の例としては、何かを考えたり、歩行中に信号を確認したりする場合である。この場合、介護者は左右方向のぐらつきを支える姿勢で立つことが望ましい。歩行以外の動作が増えると、高齢者は左右方向にぐらつく可能性が高くなります。次に、介護者はこれらの状況に注意を払う必要がある。また、高齢者は、上記の状況でぐらつきが起これるような方向を理解し、ぐらつきを気にすることができる。

3.5.5. 腰部加速度の制限事項

転倒リスクに関連する歩行動作を正確に測定するための簡単な計測システムを考案するために、並進運動を指標にした。身体の回転運動は考慮されておらず、追加のセンサを利用することで、この動きをとらえ、より完全な情報を提供する。しかし、目的の情報を取得するために必要なセンサの数の増加は、日常の計測にとって負担と見なされ、センサの位置とタイプは、取得される情報に大きな影響を与える可能性がある。センサ設定の最適化は不完全なままである。若年者の性別分布は不均一だったが、主要な評価基準が被験者ごとに1つずつ正規化され、通常歩行条件と他の条件の結果を比較するとき各被験者のデータがペアになっているため、影響は低かった。調査した高齢者は11人（63.7±1.6歳）であった。したがって、得られた結果は、調査したグループで有効である。調査の範囲を拡大すると、新しい結果が得られる可能性がある。本研究のこれらの制限は、今後の課題である。

3.5.6. 腰部加速度のまとめ

本研究では、腰部に取り付けられた加速度センサを利用して、多重課題条件下で歩行している若年者と高齢者の身体の動揺を調査した。日常生活における一般的な動きを調査する方法として、単純な加速度センサの利用が提案された。歩行中に実行される複数の課題として、視覚、聴覚、および計算の課題が課された。

主な調査結果と新規の調査結果は次のとおり。

- ・ 歩行中の聴覚的指示に基づいて歩行路を変更する課題は、高齢者（若年者よりも大きい）の前後動揺につながった。
- ・ 歩行中の視覚的指示に基づいて歩行路を変更し、計算する課題は、高齢者（若年者よりも大きい）の左右動揺につながった。
- ・ 視覚的または聴覚的指示に基づいて歩行路を変更する課題に計算課題を追加すると、高齢者の左右動揺が大幅に増加しました。

3.6. 腰から見た肩の回転角度に関する加齢の影響

3.6.1. 回転角度の解析

本研究では上体の動きについて解析し、上体の回転運動に関する方向性を調べるために、腰から見た肩の回転角度の変化を調査した。センサを2つ用いているため、センサ毎にセンサ座標系を持っており、センサからは、センサ座標系に対する回転角度のデータが得られる。カルマンフィルタ^{52) 53)}を使って、肩の回転角度データを肩座標系から腰座標系に変換し、腰から見た肩の回転角度データに変換した(図3-10)。カルマンフィルタを用いた部分の導出方法と過程の詳細は、先行研究に基づく⁴⁰⁾。本論文で用いるロール(x 軸周りの回転角度： θ_x)、ピッチ(y 軸周りの回転角度： θ_y)、ヨー(z 軸周りの回転角度： θ_z)の回転角度を用いた場合、腰に対する肩のセンサ座標系の回転行列 1R_2 は以下のように表現される。

$${}^1R_2 = R_x(\theta_x)R_y(\theta_y)R_z(\theta_z) \quad (6-1)$$

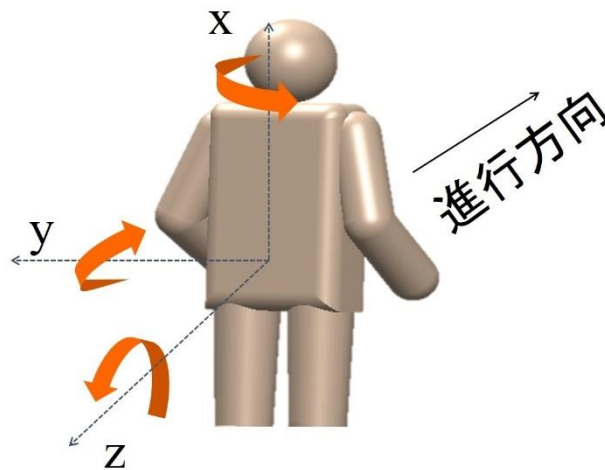


図3-10 腰から見た肩の回転角度。

この回転行列から算出した各方向の回転角度を時系列データの代表的な例を図3-11に示す。図3-11は、視覚課題に計算課題を付加した歩行(条件5)のときの腰から見た肩の回転角度である。若年者のピッチ(y 軸)回りのようにピークが現れることがある。本研究では、歩行中の課題実行の負荷による身体の変化をとらえることが目的であるため、ピークがあることは、身体の変化が大きいと考えた。また、図3-11の若年者と高齢者の個人データにて、回転角度に非対称性がみられる。これは被験者の個人差であり、初期姿勢、歩行のくせなどの影響が考えられる。数度傾いている程度で、他者が歩行中の被験者を目視して、その傾きがわかるほどではないと考えられる。したがって、実験結果に影響はでないと考えられた。ただし、回転角度の非対称性を踏まえ、本研究では、回転角度自身を比較対

象として用いず，その振幅および変化率を用いた．

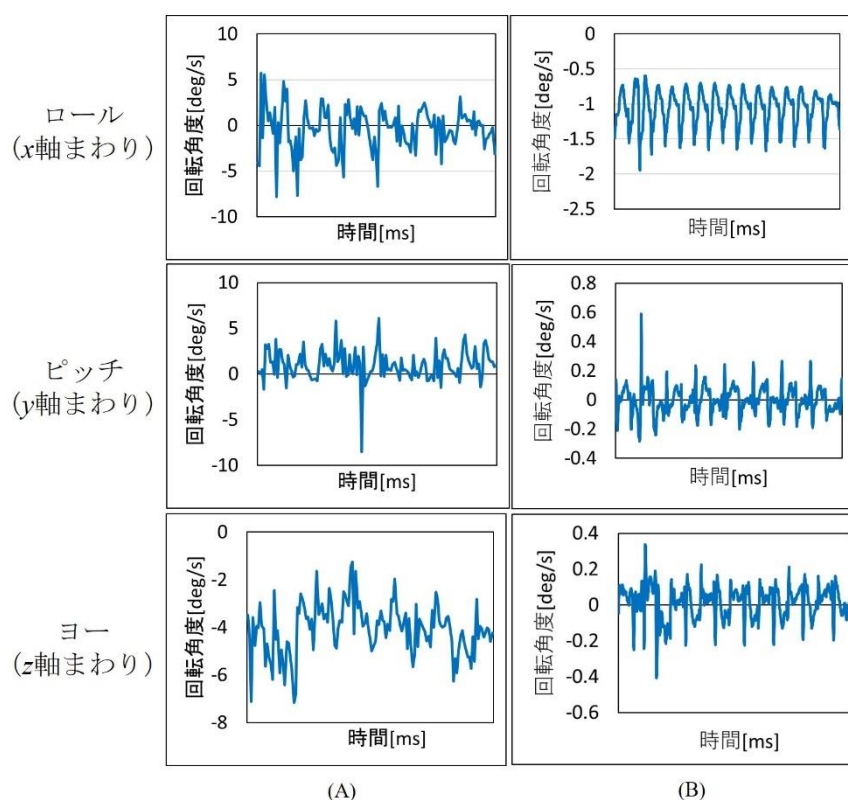


図 3-11 各方向の回転角度時系列データの代表例．視覚と計算課題（条件 5）を付加した歩行中のデータ．(A)：若年者の個人データ，(B)：高齢者の個人データ．

それにより，個人の特徴の影響をあまり受けないように考慮した．身体の変化をとらえるため，腰から見た肩の回転角度の最大値と最小値の差（振幅）を評価した． $w\theta_{ijk}$ と θ_{ijk} をそれぞれ i （1～6）番目の条件下での k （1～3）番目の試行の j （ $\in \{x, y, z\}$ ）方向の振幅と回転角度とする．このとき， $w\theta_{ijk}$ は式（2）のとおりである．

$$w\theta_{ijk} = \max(\theta_{ijk}) - \min(\theta_{ijk}) \quad (6-2)$$

図 3-12 に，高齢者の $w\theta_{5x2}$ （条件 5 での 2 回目の歩行中のロールの回転角度の振幅）を振幅の 1 例として示す．各軸と各条件の平均である $\overline{w\theta_{ij}}$ を算出した．

$$\overline{w\theta_{ij}} = \text{mean}_k(w_{ijk}) \quad (6-3)$$

他の課題を実行しない歩行（条件 1）を通常歩行とし（ $\overline{w\theta_{1j}}$ ），通常歩行と条件 2～6 を比較し，その振幅の変化率を調べた．

$$\frac{\overline{w\theta_{ij}}}{w\theta_{1j}} \quad (6-4)$$

変化率は被験者ごとに算出した。変化率が1に近い場合は通常歩行に近い歩行を示し、一方、変化率が高い場合は追加課題の実行中に身体のバランスが悪化したことを示す。加齢の影響を調べるため、歩行条件ごとに高齢者と若年者で変化率を比較した。比較の方法は、データに正規性がみられない独立した2標本の比較のためウィルコクソンの順位和検定を用いた。また、身体の動揺に対する課題付加の影響を調べるため、グループ（高齢者と若年者）ごとに、通常歩行と他の条件の振幅を比較した。負荷を与える前と後での比較の方法は、対となる標本の比較となるためウィルコクソンの符号順位検定を用いた。

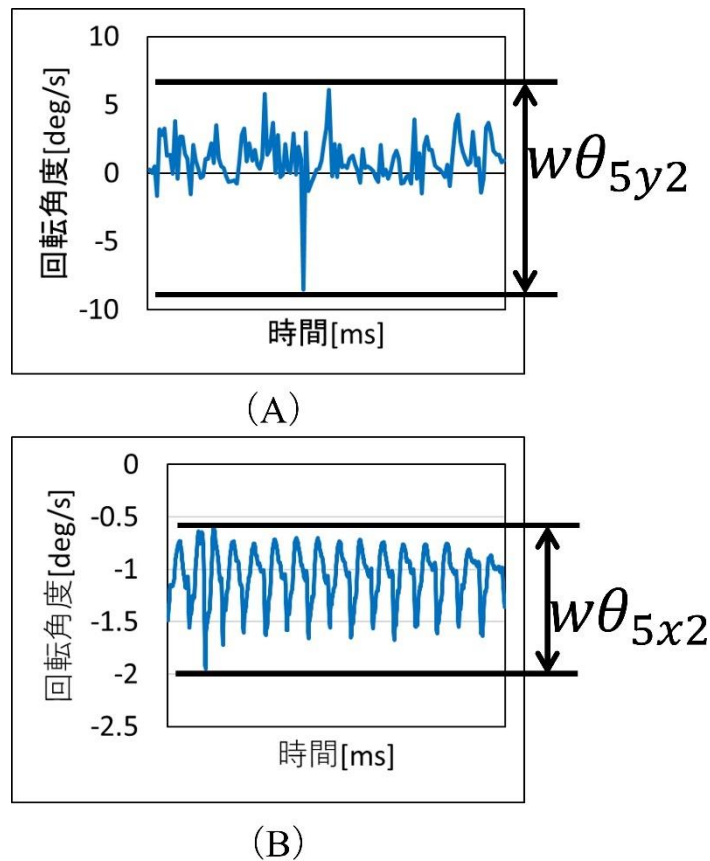


図3-12 振幅の例。視覚と計算課題（条件5）を付加した歩行中における（A）：若年者のピッチ（y軸周り）、（B）：高齢者のロール（x軸周り）。

3.6.2. 回転角度の結果

図3-13から3-15に、ロール（x）、ピッチ（y）、ヨー（z）方向の回転に関する各グループの変化率を箱ひげ図で示す。箱ひげ図で示したロール、ピッチ、ヨー方向それぞれの中央値、第1四分位値、第3四分位値を表3-6から3-8に示す。表3-9には高齢者と

若年者の変化率に関し条件間でウィルコクソンの順位和検定を行った結果の p 値を示す。その有意差 ($p < 0.050$) は以下条件下の歩行においてみられた。視覚課題条件 (条件 2) 下の歩行では、体幹のひねり (ロール: x 軸周りの回転) と前後への回転 (ピッチ: y 軸周りへの回転) において現れた。聴覚課題条件 (条件 3) および三重課題条件 (条件 5 および 6) 下の歩行では、全回転方向において現れた。そこで通常歩行時と比べて動揺が大きくなる方向を調べた。表 3-10 には各グループで通常歩行と課題を付加した歩行の振幅に関し、ウィルコクソンの符号順位検定を行った結果の p 値を示す。この有意差 ($p < 0.050$) が現れた場合、表 3-6 から 3-8 の中央値が 1 よりも大きい値のときは有意に増加したことを示し、1 よりも小さい値のときは有意に減少したことを示す。その有意差 ($p < 0.050$) は以下条件下の歩行においてみられた。視覚・聴覚課題条件 (条件 2 および 3) 下の歩行において、若年者では有意差がみられなかったが、高齢者では有意差がみられた。視覚課題と計算課題条件 (条件 5) 下の歩行において、若年者は前後への回転方向のみに有意差がみられたが、高齢者は全方向への回転で有意差がみられた。聴覚課題と計算課題条件 (条件 6) 下の歩行において、若年者は左右方向への回転のみに有意差がみられたが、高齢者は前後左右方向への回転にて有意差がみられた。以上、有意差がみられた結果の歩行時の課題条件と各軸回りにおける中央値を表 3-6 から 3-8 にて確認すると、通常歩行と比べたとき有意差がみられたすべての条件および軸の組み合わせにおいて、1 よりも大きい値であった。したがって、通常歩行に比べ有意差が見られたすべての課題および軸の組み合わせにて、振幅が有意に増加したことがわかった。

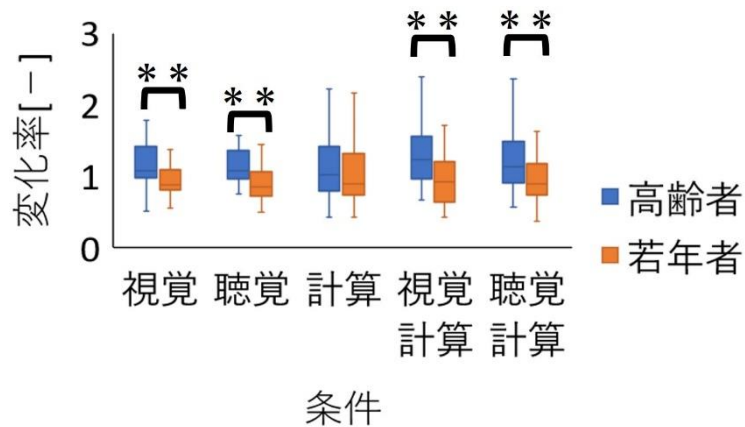


図3-13 通常の歩行を体幹のひねり（ロール：x軸周り）の条件2～6と比較したときの振幅の変化率（**： $p < .01$ ；*： $p < .05$ ）。

表3-6 高齢者と若年者の腰から見た肩の回転角度の変化率の中央値，第1四分位値，および第3四分位値（x軸周り）

	条件				
	視覚	聴覚	計算	視覚 計算	聴覚 計算
高齢者					
第3四分位	1.421	1.363	1.423	1.554	1.488
中央値	1.081	1.075	1.023	1.230	1.128
第1四分位	0.978	0.969	0.794	0.970	0.905
若年者					
第3四分位	1.091	1.059	1.315	1.212	1.174
中央値	0.888	0.852	0.897	0.927	0.891
第1四分位	0.816	0.726	0.746	0.644	0.747

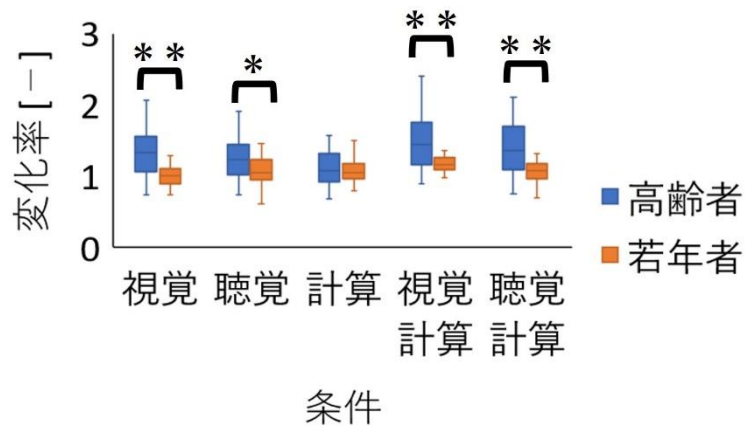


図3-14 通常の歩行を前後方向（ピッチ：y軸周り）の条件2～6と比較したときの振幅の変化率（**： $p < .01$; *： $p < .05$ ）。

表3-7 高齢者と若年者の腰から見た肩の回転角度の変化率の中央値，第1四分位値，および第3四分位値（y軸周り）

	条件				
	視覚	聴覚	計算	視覚 計算	聴覚 計算
高齢者					
第3四分位	1.555	1.449	1.323	1.755	1.704
中央値	1.334	1.237	1.084	1.448	1.363
第1四分位	1.067	1.017	0.917	1.167	1.087
若年者					
第3四分位	1.114	1.229	1.181	1.264	1.184
中央値	1.009	1.055	1.054	1.165	1.072
第1四分位	0.897	0.953	0.963	1.090	0.963

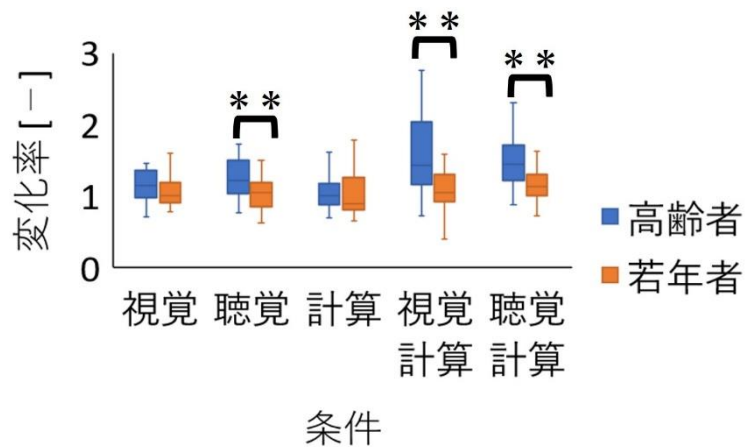


図3-15 通常の歩行を左右方向(ヨ-:z軸周り)の条件2~6と比較したときの振幅の変化率 (**: $p < .01$; *: $p < .05$) .

表3-8 高齢者と若年者の腰から見た肩の回転角度の変化率の中央値, 第1四分位値, および第3四分位値 (z軸周り)

	条件				
	視覚	聴覚	計算	視覚 計算	聴覚 計算
高齢者					
第3四分位	1.367	1.501	1.176	2.043	1.708
中央値	1.149	1.220	1.003	1.427	1.444
第1四分位	0.975	1.040	0.881	1.160	1.215
若年者					
第3四分位	1.195	1.193	1.266	1.302	1.310
中央値	1.006	1.045	0.891	1.049	1.135
第1四分位	0.904	0.859	0.804	0.928	1.011

表3-9 ウィルコクソンの順位和検定によって高齢者と若年者の各軸の腰から見た肩の回転角度の変化率を比較したときの p 値.

軸	条件				
	視覚	聴覚	計算	視覚 計算	聴覚 計算
x	0.006	0.000	0.525	0.009	0.005
y	0.000	0.018	0.584	0.001	0.002
z	0.090	0.003	0.391	0.001	0.001

表3-10 ウィルコクソンの符号順位検定によって条件1（通常の条件）と他の条件の各軸の回転角度の振幅を比較したときの p 値.

軸	条件				
	視覚	聴覚	計算	視覚 計算	聴覚 計算
高齢者					
x	0.137	0.242	0.331	0.002	0.137
y	0.006	0.001	0.063	0.000	0.000
z	0.008	0.023	0.668	0.001	0.000
若年者					
x	0.673	0.371	0.443	0.673	0.530
y	0.829	0.090	0.184	0.006	0.052
z	0.318	0.894	0.496	0.629	0.047

3.6.3. 回転角度に関する考察

図3-13から図3-15の結果より各条件にて、高齢者と若年者の変化率を比較した際、視覚課題条件（条件2）下の歩行では、体幹のひねり（ロール： x 軸周りの回転）と前後への回転（ピッチ： y 軸周りへの回転）において差異がみられ、加齢の影響が現れたと考えられる。聴覚課題条件（条件3）および三重課題条件（条件5および6）下での歩行では、全回転方向において差異がみられ、加齢の影響が現れたと考えられる。このように、ほとんどの条件、および回転方向において加齢の影響が現れることがわかった。そこで、通常歩行時と比べて回転角度の振幅が大きくなる方向を調べた。

1) 視覚・聴覚課題を付加した歩行（条件2および3）

まず通常歩行に1つの課題を加えた視覚・聴覚課題条件（条件2および3）下の歩行について考察する。回転角度の振幅を通常歩行時と比べたとき、これらの条件下の歩行では、若年者では有意差は見られなかったが、高齢者では前後への回転（ピッチ： y 軸周り回転）と

左右への回転（ヨー： z 軸周回転）において有意差がみられた。先行研究より、前後方向の揺れや左右方向への揺れは、歩行バランスの悪化を示す¹⁹⁾⁻²³⁾。このことより、高齢者は通常歩行に比べ高くなった負荷に対処しながらバランスをとろうとする動きが前後・左右の回転に現れたものと考えられる。ここで、視覚課題条件（条件2）下の歩行では、左右への回転において、高齢者の通常歩行との比較では有意差が見られたのに対し、高齢者と若年者の間に明確な統計的差異は認められなかった。ただし、差がないという帰無仮説が成立する確率は9%と、有意ではないものの低いことから、加齢の影響が多少作用したと考えられる。視覚・聴覚課題条件下の歩行では、体幹のひねりにおいて、高齢者と若年者の間に有意差がみられた結果に対し、高齢者の通常歩行との比較では有意差がみられなかった。ここで、図3-13より、体幹のひねりは、高齢者は増加傾向がみられ、若年者は減少傾向がみられた。これにより、高齢者と若年者の差が広がり、有意差が現れたと考えられる。先行研究より、体幹のひねりは上体のバランスを維持することで発生するため⁴²⁾⁴³⁾、高齢者は、体幹をひねることで上体のバランスを維持しようとしたと考えられるが、若年者は体幹をひねらなくても上体のバランスがとれたと考えられる。若年者では、複数の行動による脳の注意資源分配³⁷⁾³⁸⁾が行われた際、脳の注意資源が体幹をひねること以外に分散されるため、通常歩行に比べ、体幹のひねりが減少したと考えられる。

2) 視覚課題と計算課題を付加した歩行（条件5）

次に通常歩行に視覚課題と計算課題という2つの課題を加えた条件（条件5）の下での歩行について考察する。回転角度の振幅を通常歩行時と比べたとき、この歩行では、若年者であっても前後方向への回転において有意差がみられた。高齢者の場合、全方向の回転にて有意差が現れた。先行研究より、前後方向の揺れや左右方向への揺れ¹⁹⁾⁻²³⁾、体幹のひねり⁴²⁾⁴³⁾は、歩行バランスの悪化を示す。高い歩行負荷に対応するため、若年者では、体幹を前後方向へと回転していたが、高齢者では前後方向の回転だけでは対応できず、そのほかの回転方向へも身体が動いてしまったと考えられる。

3) 聴覚課題と計算課題を付加した歩行（条件6）

通常歩行に聴覚課題と計算課題という2つの課題を加えた条件（条件6）下での歩行について考察する。回転角度の振幅を通常歩行時と比べたとき、この条件下の歩行では、若年者であっても左右方向への回転において有意差がみられた。高齢者の場合、左右方向に加えて前後方向への回転にも有意差が現れた。先行研究より、前後方向の揺れや左右方向への揺れは、歩行バランスの悪化を示す¹⁹⁾⁻²³⁾。高い歩行負荷に対応するため、若年者では、体幹を左右方向へと回転していたが、高齢者では左右方向の回転だけでは対応できず、前後方向へも身体が動いてしまったと考えられる。ただし、視覚課題と計算課題を付加した条件（条件5）下の歩行ほど歩行負荷が高くなかったためか、体幹のひねりにおいて有意差は見られなかった。体幹のひねりにおいて、通常歩行との比較で高齢者は有意差がみられなかったが、

高齢者と若年者との比較では有意差がみられた。これは、前述同様、体幹のひねりに関し、高齢者は増加傾向がみられ、若年者は減少傾向がみられたため、両者間の差が広がり、高齢者と若年者の間で有意差が生じたと考えられる。先行研究より、体幹のひねりは上体のバランスを維持することで発生するため⁴²⁾⁴³⁾、高齢者は体幹をひねることで上体のバランスを維持しようとしたと考えられる。若年者は複数の行動による脳の注意資源分配³⁷⁾³⁸⁾が行われた際、脳の注意資源が体幹をひねること以外に分散されるため、通常歩行に比べ、体幹のひねりが減少したと考えられる。

4) 計算課題を付加した歩行（条件4）

最後に通常歩行に1つの課題を加えたが、加齢の影響がみられなかった計算課題条件（条件4）下の歩行について考察する。計算課題条件下の歩行は、加齢の明確な影響はどの方向でもみられず（図3-13から3-15）、通常歩行（条件1）と比較しても振幅の有意差はどの方向にもなかった（表3-10）。Cumming and Klineberg⁵⁷⁾は、まっすぐ歩く時よりも方向を変えた時の転倒リスクが高いと報告した。したがって、歩行路変更を課題に含めたほうが、加齢の影響は現れやすいと考えられる。

3.6.4. 評価結果の意義

転倒における加齢の影響は、少なくとも二方向に表れた。その方向は、体幹のひねりおよび前後方向であった。ただし、加齢の影響が表れた歩行条件には、歩行路変更の指示を含む。

高齢者の場合、通常歩行と比較した際、歩行路変更の指示を含む課題条件での歩行では、前後左右方向への回転がみられた。このことより、進行方向にある障害物を避けるため横に移動した後、歩く動作を行う場合は歩行バランスの悪化が懸念されるため、介助者は高齢者の転倒に注意しなければならない。さらに、聴覚課題と計算課題の多重課題の場合は、前後左右方向への回転に加え、体幹のひねりも通常歩行に比べ差異がみられた。このことより、歩行中に自転車のベルを聞いて、自転車を避けるため横に移動し、歩行を行う場合は、歩行バランスが非常に悪化している可能性が高いため、ほかの課題条件よりも注意が必要と考えられる。

3.6.5. 制限事項

本研究では、転倒リスクに関連する歩行運動を正確に測定するための簡単な計測方法を考案した。そのためセンサの数は2個としたが、そのセンサの数を増加させると、さらに詳しい情報が得られると考えられる。しかし、センサ数の増加は、日々の計測を行うには計測の負担になると考えられる。またセンサの位置と種類は、取得した情報に大きく影響する。本研究のようにセンサ数が2個の場合であっても、センサを腰と肩にとりつけ、腰から見た肩の回転角度を調べた場合、歩行バランスの悪化に対する加齢の影響はほとんどの方向に現れた。そのため、本研究の測定方法では、歩行バランスの悪化において、加齢の影響をも

たらず課題条件はわかるが、方向に対する特徴は得られなかった。

若年者の性別は不均一であったが、通常歩行で正規化したデータを高齢者との比較対象としたため、性別の影響は低いと考えられる。

調査した高齢者の被験者は11人(63.7±1.6歳)であった。得られた結果は、調査した対象年齢の範囲で有効であり、調査の年齢範囲を拡大すると、新しい結果が得られる可能性があると考えられる。しかし、一般化するには人数が足りない可能性があり、更なる追加実験が必要と考えられる。

本研究のこれらの制限は、今後の課題である。

3.6.6. 腰から見た肩の回転角度のまとめ

この研究では、日常生活での一般的な動きを調査する方法として、2つのIMUセンサを用いた。腰と肩に取り付けたIMUセンサを利用して、複数の課題条件下で歩行したときの若年者と高齢者の腰から見た肩の回転角度の変化率を調査した。歩行中に実行される多重課題として、視覚、聴覚、計算課題が課せられた。主な新しい発見は以下である。

- ・ 歩行路変更の指示を含む課題を遂行しながらの歩行にて、腰から肩の回転角度を見た場合、若年者と高齢者を比較したとき、少なくとも体幹のひねりと前後方向の二方向に有意差が現れた。
- ・ 高齢者では、歩行路変更の指示を含む課題を遂行しながらの歩行にて、通常歩行に比べ、左右ならびに前後に動揺が見られるが、若年者では見られなかった。

7. 結論

- ・ HipOA 群では、上体角度の動作域が大きく、大腿角度と膝角度の動作域が小さいという L4 群との違いがみられた。
- ・ 多重課題条件下の歩行において、腰部加速度では、計算しながら視覚指示によって歩行路変更を行う場合は、高齢者にとっては負荷が高く左右方向に動揺が見られ、聴覚指示によって歩行路変更を行う場合は、高齢者は一時停止してしまうため前後方向に動揺がみられた。
- ・ 多重課題条件下の歩行において、腰から見た肩の回転角度では、高齢者と若年者に顕著な違いは見られたが、課題に対する方向性はみられなかった。

8. 参考論文

- 1) 歩行分析と動作分析 (藤田保健衛生大学リハビリテーション部門, 才藤栄一, 大塚圭編), 29-35, 一般財団法人学会誌観光センター. 東京. 2015.
- 2) 真野行夫, 中根理江. 転倒しやすい患者のリハビリテーション 高齢者の歩行障害と転倒の要因. *Journal of Clinical Rehabilitation*, 7 : 243-247, 1998.
- 3) 鈴木隆雄. 転倒の疫学. *日本老年医学会雑誌*, 40(2) : 85-94, 2003.
- 4) Macnab I. Negative disc exploration: An analysis of the causes of nerve-root involvement in sixty-eight patients. *J Bone Joint Surg Am*, 53(5): 891-903, 1971.
- 5) 荒文博. 股関節に由来する疼痛領域の検討-人工股関節置換術後に消失した疼痛領域の検討-. *日整会誌*, 82, s527, 2008.
- 6) Brown MD, Gomez-Marin O, Brookfield KFW, et al. Differential diagnosis of hip disease versus spine disease. *Clin Orthop Relat Res*, 419: 280-284, 2004.
- 7) 森本忠嗣, 小河賢司, 重松正森, 他. 変形性股関節症患者の主訴 (患者自記式) の検討. *Hip Joint*, 34 : 663-666, 2008.
- 8) 厚生労働省. 平成 30 年 (2018) 人口動態統計 (確定数) の概況 (2019/11/28) . 2020/12/18, [<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei18/index.html>].
- 9) 政府統計の窓口 (担当機関: 厚生労働省). 家庭における主な不慮の事故による死因 (三桁基本分類) 別にみた年齢 (特定階級) 別死亡数及び百分率 (2019/11/28) . 2020/12/18, [https://www.e-stat.go.jp/stat-search/files?page=1&query=%E5%AE%B6%E5%BA%AD%E3%80%80%E4%B8%8D%E6%85%AE%E3%81%AE%E4%BA%8B%E6%95%85&sort=year_month%20desc&layout=dataset&toukei=00450011&tstat=000001028897&stat_infid=000031883957&metadata=1&data=1].
- 10) 厚生労働省. グラフで見る世帯の状況—国民生活基礎調査 (平成 28 年) の結果から— (2018/3/16) . 2019/10/10, [https://www.mhlw.go.jp/toukei/list/dl/20-21-h28_rev2.pdf]
- 11) 上岡洋晴. 高齢者の転倒・転落事故に関する事例研究. *東京大学大学院教育学研究科紀要* 38 : 441-449, 1999.
- 12) Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. “Stops walking when talking” as a predictor of falls in elderly people. *Lancet*, 349: 617, 1997.
- 13) Plummer-D'Amato P, Altmann LJP, Reilly K. Dual-task effects of spontaneous speech and executive function on gait in aging: Exaggerated effects in slow walkers. *Gait & Posture*, 33, 2: 233-237, 2011.
- 14) Beauchet O, Dubost V, Gonthier R, et al. Dual-task-related gait changes in transitionally frail older adults: the type of the walking associated cognitive task matters. *Gerontology*, 51(1): 48-52, 2005.

- 15) Hollman J. H, Salamon K. B, Priest A. W. Age-related difference in stride-to-stride variability during dual task walking: a pilot study. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 27(3): 83-87, 2004.
- 16) Alsaleh R, Sayed T, Zaki M. H. Assessing the Effect of Pedestrians' Use of Cell Phones on Their Walking Behavior. A Study Based on Automated Video Analysis. *Journal of the Transportation Research Board*, 2072 (35): 46-57, 2018.
- 17) Nashner LM. Sensory, neuromuscular, and biochemical contributions to human balance. in *Balance* (ed by Dun-can PM). *Proceedings of American Physical Therapy Association forum*. APTA, Alexandria (VA): 5-12, 1990.
- 18) 猪飼哲夫, 辰濃尚, 宮野佐年. 歩行能力とバランス機能の関係. *リハビリテーション医学*, 43(12) : 828-833, 2006.
- 19) Menz H. B, Lord S. R, Fitzpatrick R. C. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*, 18(1): 35-46, 2003.
- 20) Hahn M. E, Chou L. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *Journal of Biomechanics*, 37(6): 837-844, 2004.
- 21) Lee H, Chou L. Detection of Gait Instability Using the Center of Mass and Center of Pressure Inclination Angles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4): 569-575, 2006.
- 22) Kunimune S, Okada S. Contribution of vision and its age-related changes to postural stability in obstacle crossing during locomotion. *Gait & Posture*, 70: 284-288, 2019.
- 23) Huang S, Lu T, Chen H, et al. Age and height effects on the center of mass and center of pressure inclination angles during obstacle-crossing. *Medical Engineering & Physics*, 30(8): 968-975, 2008.
- 24) Menz H. B, Lord S. R, Fitzpatrick R. C. Age-related differences in walking stability. *Ageing*, 32(2): 137-142, 2003.
- 25) 鳥嶋康充. 間欠跛行の分類と鑑別診断. *脊椎脊髄* 21(4): 333-340, 2008.
- 26) 佐藤江奈, 佐藤貴久, 吉川絢子, 他. 変形性股関節症における WISH 型股関節装具の動的バランスに及ぼす影響: Cross test, Timed up and go test, Multi-directional reach test の比較検討. *The KITAKANTO medical journal*, 58(4): 387-396, 2008.
- 27) Hoeksma HL, Dekker J, Runday HK, et al. Comparison of manual therapy and exercise therapy in osteoarthritis of the hip: a randomized clinical trial *Arthritis & Rheumatism*, 51(5): 722-729, 2004.
- 28) Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg*, 46-A(2): 335-360, 1964.
- 29) Murray MP, Sepic SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*, 51: 647-650, 1970.
- 30) 山中一樹, 神原誠之, 横矢直和. 装着した 3次元時期センサを用いた歩き・走り状態に

- 対応したユーザの自己位置推定（複合現実感，仮想都市，及び一般）．電子情報通信学会技術研究報告．MVE，マルチメディア・仮想環境基礎，106(234): 115-120, 2006.
- 31) 小原謙一，伊勢眞樹．プラスチック製短下肢関節モーメントに与える影響．川崎医療福祉学会誌，22: 17-20, 2005.
 - 32) 東倉萃．変形性股関節症における歩行の動態力学的研究．日本整形外科学会雑誌．48 (1): 1-11, 1974.
 - 33) 田邊愛，岡田誠，山上潤一，他．人工股関節全置換術患者における術前・術後のトレッドミル歩行分析．日本私立医科大学理学療法学会誌，22: 17-20, 2005.
 - 34) 田中義孝．変形性股関節症および人工股関節置換術例の歩行分析．日整会誌，67: 1001-1013, 1993.
 - 35) Auvinet B, Berrut G, Touzard C, et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture*, 16(2): 124-134, 2002.
 - 36) 齊藤亜由子，宮脇和人，木澤悟，他．歩行動作におけるモーションセンサを用いた膝関節角度の推定に関する研究（遠心加速度と接線加速度の影響に着目して）．日本機械学会論文集，857(84)，2018．DOI : <https://doi.org/10.1299/transjsme.17-00488>.
 - 37) Baddeley AD. Working memory. *Science*, 225: 556-559, 1992.
 - 38) Koechlin E, Basso G, Pietrini P, et al. The role of the anterior prefrontal cortex in human cognition. *Nature*, 399: 148-151, 1999.
 - 39) Maclean LM, Brown LJE, Khadra H, et al. Observing prioritization effects on cognition and gait: The effect of increased cognitive load on cognitively healthy older adults' dual-task performance. *Gait Posture*, 53: 139-144, 2017.
 - 40) Maeda H, Shogenji M, Watanabe T. Evaluation of Walking Balance Based on Pose Difference Between Normal Walking and Walking Under Multi-Task Conditions. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 29(2): 288-298, 2017.
 - 41) Ohsato Y. Relationships between trunk rotation and arm swing in human walking. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, 67(5): 440-448, 1993.
 - 42) 平田恵介，国分貴徳，一寸木洋平，他．歩行時における Arm swing，体幹回旋，及び骨盤回旋の非対称性の傾向とその相互関係に関する検討，並びに Arm swing パラメータの検証，理学療法 - 臨床・研究・教育，24 巻，1 号，2017.
 - 43) Ballesteros ML, Buchthal F, Rosenfalck P. The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. *Acta physiologica*, 63(3): 296-310, 1965.
 - 44) Kavanagh J. J, Morrison S, Barrett R. S. Coordination of head and trunk accelerations during walking. *European Journal of Applied Physiology*, 94: 468-475, 2005.
 - 45) Kavanagh J. J, Menz H. B. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, 28(1): 1-15, 2008.
 - 46) Mizuike C, Ohgi S, Morita S. Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial

- accelerometer. *Gait Posture*, 30(1): 60–64, 2009.
- 47) Yack H, Berger R. Dynamic stability in the elderly: identifying a possible measure. *J. Gerontol*, 48(5): 225–230, 1993.
 - 48) Podsiadio D, Richardson S. The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. 39(2): 142-148, 1991.
 - 49) Yamada M, Tanaka B, Nagai K, et al. Rhythmic stepping exercise under cognitive conditions improves fall risk factors in community-dwelling older adults: Preliminary results of a cluster-randomized controlled trial. *Aging Ment. Health*, vol. 15, no. 5: 647–653, 2011.
 - 50) 立木孝, 笹森史朗, 南吉昇, 他. 日本人聴力の加齢変化の研究, *Audiology Japan* 45(3): 241-250, 2002.
 - 51) Stelmach G. E, Zelaznik H. N, and Lowe D. The influence of aging and attentional demands on recovery from postural instability. *Aging Clin. Exp. Res.*, vol. 2, no. 2: 155–161, Jun. 1990.
 - 52) Comotti D, Ermidoro M. REPORT OF THE COURSE PROGETTO DI MICROELETTRONICA English reduced version: *9-Dof*, 2011.
 - 53) Madgwick S. O. H, Harrison A. J. L, Vaidyanathan R. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. in 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics: 1–7, 2011.
 - 54) Schrodtt LA, Mercer VS, Giuliani CA, et al. Characteristics of stepping over an obstacle in community dwelling older adults under dual-task conditions. *Gait Posture*, 19(3): 279-287, 2004.
 - 55) Siu KC, Chou LS, Mayr U, et al. Attentional mechanisms contributing to balance constraints during gait: the effects of balance impairments. *Braain Res*, 1248: 59-67, 2009.
 - 56) Siu KC, Lugade V, Chou LS, et al. Dual-task interference during obstacle clearance in healthy and balance-impaired older adults. *Aging Clin Exp Res*, 20: 349-354, 2008.
 - 57) Cumming RG, Klineberg RJ. Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures. *J Am Geriatr Soc*, 42(7): 774-778, 1994.