



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	認知負荷がある状況下での歩行能力に対して有効かつ安全な練習方法の考案
Author(s)	榊, 悠介
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(保健科学)
Dissertation Number	甲第16818号
Issue Date	2026-03-25
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k16818
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/99663
Type	doctoral thesis
File Information	Yusuke_Sakaki.pdf, 全文



学 位 論 文

認知負荷がある状況下での歩行能力に対して
有効かつ安全な練習方法の考案

榊 悠介

北海道大学大学院保健科学院
保健科学専攻保健科学コース

2025年度

目次

要約	1
本論文で用いた略語	3
本論文で用いた用語	4
第 I 章 序論	
I - 1. 転倒	
I - 1 - 1. 疫学	6
I - 1 - 2. 歩行と転倒	6
I - 2. 姿勢制御	
I - 2 - 1. 姿勢制御の概要	7
I - 2 - 2. 姿勢制御の分類	7
I - 2 - 3. 歩行開始時の姿勢制御	8
I - 3. 認知負荷と転倒	
I - 3 - 1. 認知機能が転倒リスクに与える影響	9
I - 3 - 2. 二重課題歩行が歩行速度および歩行開始動作に与える影響	9
I - 4. 歩行能力を改善させる効果的な介入	
I - 4 - 1. 定常歩行	10
I - 4 - 2. 歩行開始時の APA	10
I - 5. 二重課題条件での歩行に関する研究の現状の問題点	11
I - 6. 本研究の目的	13
第 II 章 感覚様式の異なる認知課題が静止立位時の姿勢制御に与える影響	
II - 1. 背景	15
II - 2. 対象と方法	
II - 2 - 1. 対象	16
II - 2 - 2. 使用機器	16
II - 2 - 3. 実験環境	16
II - 2 - 4. 実験課題	18
II - 2 - 5. データ解析	19
II - 2 - 6. 統計解析	20
II - 3. 結果	
II - 3 - 1. 各認知課題条件の COP 軌跡の典型例	21
II - 3 - 2. 姿勢安定性指標	22
II - 3 - 3. 周波数解析	24

Ⅱ - 3 - 4. 認知課題正答率	26
Ⅱ - 4. 考察	27
Ⅱ - 5. 小括	29

第Ⅲ章 歩行開始時の予測的姿勢制御と歩行速度の関連性の検証

Ⅲ - 1. 背景	31
Ⅲ - 2. 対象と方法	
Ⅲ - 2 - 1. 対象	33
Ⅲ - 2 - 2. 使用機器	33
Ⅲ - 2 - 3. 実験環境	34
Ⅲ - 2 - 4. 実験課題	34
Ⅲ - 2 - 5. データ解析	35
Ⅲ - 2 - 6. 統計解析	36
Ⅲ - 3. 結果	
Ⅲ - 3 - 1. 両条件の歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例	37
Ⅲ - 3 - 2. Single 条件	38
Ⅲ - 3 - 3. Dual 条件	39
Ⅲ - 4. 考察	40
Ⅲ - 5. 小括	42

第Ⅳ章 二重課題でのステップ練習が二重課題条件での歩行能力に与える影響

Ⅳ - 1. 背景	44
Ⅳ - 2. 対象と方法	
Ⅳ - 2 - 1. 対象	45
Ⅳ - 2 - 2. 実験プロトコル	45
Ⅳ - 2 - 3. 使用機器	46
Ⅳ - 2 - 4. 実験環境	46
Ⅳ - 2 - 5. 実験課題	
Ⅳ - 2 - 5 - 1. Pre 測定, Post 測定	
Ⅳ - 2 - 5 - 1 - 1. ステップ課題	
Ⅳ - 2 - 5 - 1 - 1 - 1. SSRT	49
Ⅳ - 2 - 5 - 1 - 1 - 2. CSRT	50
Ⅳ - 2 - 5 - 1 - 2. 歩行課題	50
Ⅳ - 2 - 5 - 2. 練習課題	
Ⅳ - 2 - 5 - 2 - 1. Control 群	51
Ⅳ - 2 - 5 - 2 - 2. Intervention 群	51

IV - 2 - 6.	データ解析	
IV - 2 - 6 - 1.	ステップ課題 (SSRT, CSRT)	
IV - 2 - 6 - 1 - 1.	時間的指標	52
IV - 2 - 6 - 1 - 2.	空間的指標	54
IV - 2 - 6 - 1 - 3.	APA エラー	55
IV - 2 - 6 - 2.	歩行課題	57
IV - 2 - 7.	統計解析	59
IV - 3.	結果	
IV - 3 - 1.	人口統計学データ	60
IV - 3 - 2.	ステップ課題	
IV - 3 - 2 - 1.	SSRT	
IV - 3 - 2 - 1 - 1.	Pre 測定と Post 測定のステップ課題時の COP 軌跡の典型例	61
IV - 3 - 2 - 1 - 2.	Pre 測定の比較	63
IV - 3 - 2 - 1 - 3.	Control 課題練習実施前後の比較	64
IV - 3 - 2 - 1 - 4.	Intervention 課題練習実施前後の比較	65
IV - 3 - 2 - 1 - 5.	変化量の比較	66
IV - 3 - 2 - 2.	CSRT	
IV - 3 - 2 - 2 - 1.	Pre 測定と Post 測定のステップ課題時の COP 軌跡の典型例	67
IV - 3 - 2 - 2 - 2.	Pre 測定の比較	69
IV - 3 - 2 - 2 - 3.	Control 課題練習実施前後の比較	70
IV - 3 - 2 - 2 - 4.	Intervention 課題練習実施前後の比較	71
IV - 3 - 2 - 2 - 5.	変化量の比較	72
IV - 3 - 2 - 3.	DTC	
IV - 3 - 2 - 3 - 1.	Pre 測定の比較	73
IV - 3 - 2 - 3 - 2.	Control 課題練習実施前後の比較	74
IV - 3 - 2 - 3 - 3.	Intervention 課題練習実施前後の比較	75
IV - 3 - 2 - 3 - 4.	変化量の比較	76
IV - 3 - 3.	歩行課題	
IV - 3 - 3 - 1.	Single 条件	
IV - 3 - 3 - 1 - 1.	Pre 測定と Post 測定の歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例	77
IV - 3 - 3 - 1 - 2.	Pre 測定の比較	79
IV - 3 - 3 - 1 - 3.	Control 課題練習実施前後の比較	80
IV - 3 - 3 - 1 - 4.	Intervention 課題練習実施前後の比較	81
IV - 3 - 3 - 1 - 5.	変化量の比較	82
IV - 3 - 3 - 2.	Dual 条件	
IV - 3 - 3 - 2 - 1.	Pre 測定と Post 測定の歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例	83
IV - 3 - 3 - 2 - 2.	Pre 測定の比較	85
IV - 3 - 3 - 2 - 3.	Control 課題練習実施前後の比較	86

IV - 3 - 3 - 2 - 4. Intervention 課題練習実施前後の比較	87
IV - 3 - 3 - 2 - 5. 変化量の比較	88
IV - 3 - 3 - 3. DTC	
IV - 3 - 3 - 3 - 1. Pre 測定の比較	89
IV - 3 - 3 - 3 - 2. Control 課題練習実施前後の比較	90
IV - 3 - 3 - 3 - 3. Intervention 課題練習実施前後の比較	91
IV - 3 - 3 - 3 - 4. 変化量の比較	92
IV-4. 考察	
IV - 4 - 1. CSRT を用いたステップ練習が CSRT 実施時の APA に与える影響	93
IV - 4 - 2. CSRT を用いたステップ練習が二重課題歩行能力に与える影響	95
IV-5. 小括	98
第V章 総合考察	99
第VI章 結論	102
謝辞	103
引用文献	104
業績リスト	115

要約

【背景】転倒は自立度の低下だけでなく、医療費の増大や介護者の負担増加などの社会保障の問題にも甚大な影響を与えている。従って、転倒を予防する介入の考案が求められている。特に、歩行速度の低下は転倒リスクを増加させる要因であり、日常生活動作は常に何らかの認知負荷の影響を受けていることから、二重課題条件での歩行速度を維持することが日常生活場面での転倒予防において重要となる。二重課題条件での歩行速度は、歩行課題と認知課題を組み合わせた二重課題歩行練習で改善することが示されている。しかし、歩行練習は本質的な不安定性と環境の条件の観点から、自主練習としての実用性が低い。従って、本研究では、安全に二重課題条件での歩行開始動作、歩行速度、および認知課題正答率を改善させる介入を考案することを目的とした。

【感覚様式の異なる認知課題が静止立位時の姿勢制御に与える影響】本研究では、二重課題歩行の評価に有効な認知課題を検証するために、静的バランス課題を用いて認知課題の感覚様式の違いが姿勢制御能力に与える影響を比較検証した。健康若年者 25 名を対象とし、床反力計上で異なる 3 種類の認知課題を実施しながらの静止立位保持を行った：黒点の注視 (Control 条件)、視覚認知課題 (Visual 条件)、聴覚認知課題 (Auditory 条件)。床反力計から計測された足圧中心 (COP) のデータから 95%信頼域楕円面積 (Sway area)、前後 (AP) および左右 (ML) 方向の最大動揺範囲 (Range AP, Range ML)、平均移動速度 (Velocity AP, Velocity ML) および COP 座標データの標準偏差を算出した (SD AP, SD ML)。加えて、COP 座標データを高速フーリエ変換して得られた各周波数帯におけるパワー値を基に、AP 方向と ML 方向の平均パワー周波数と (MPF AP, MPF ML)、異なる 4 周波数帯のパワースペクトル密度 (Power Spectrum Density: PSD) の割合を算出した：極低周波帯 (Ultra-low)、超低周波数帯 (Very-low)、低周波数帯 (Low)、中周波数帯 (Moderate)。結果、Sway area, Range ML, および SD ML は、Visual 条件、Auditory 条件ともに Control 条件と比較して有意に減少した。ML 方向における Moderate の周波数帯の割合は、他 2 条件と比較して、Auditory 条件で有意に増加した。Auditory 条件では MPF ML が Control 条件と比較して有意に増加したのに対し、Visual 条件と Control 条件との間には有意差が認められなかった。本章の結果から、聴覚刺激を用いた認知課題 (PASAT) は視覚刺激を用いた認知課題よりも姿勢制御に影響を与え、二重課題条件に対してより有効な認知課題と考えられた。

【歩行開始時の予測的姿勢制御と歩行速度の関連性の検証】次に、二重課題条件での歩行開始時の予測的姿勢制御 (APA) と歩行速度の関連性を検証した。健康若年者 31 名を対象とし、慣性計測装置 (IMUs) を装着した状態で、歩行課題のみを実施する条件 (Single 条件) と、PASAT と歩行課題を同時に実施する条件 (Dual 条件) の 2 条件を実施した。IMUs から計測された加速度および角速度のデータから各条件で歩行指標を算出し、従属変数として歩行速度を、説明変数として歩行開始時の APA (APA 持続時間, AP 振幅, ML 振幅, 1 歩目

の歩幅)を算出して重回帰分析を実施した。加えて、Dual 条件においては歩行課題中の PASAT 正答率も説明変数に含めて分析を実施した。結果、APA 持続時間は、Single 条件、Dual 条件ともに歩行速度に負の影響を与え、AP 振幅は Dual 条件のみ歩行速度に正の影響を与えていた。本章の結果から、二重課題条件において、歩行開始時の APA を改善させる介入は歩行速度も改善する可能性が示された。

【二重課題でのステップ練習が二重課題条件での歩行能力に与える影響】最後に、ここまで得られた知見を基に、選択ステップ反応課題 (CSRT) を用いた介入が、CSRT 実施時の APA、二重課題条件での歩行開始時の APA、定常歩行速度、および認知課題正答率に与える影響を検証した。健康若年者 16 名を対象とし、無作為に口頭で指示された下肢でステップする課題 (SSRT) を練習課題で実施する群 (Control 群) と CSRT を用いた練習課題を実施する群 (Intervention 群) に割り当てられた。対象者は、SSRT、CSRT、歩行課題 (Single 条件)、および PASAT を行いながら歩行する課題 (Dual 条件) を介入前後で実施した (Pre 測定、Post 測定)。ステップ課題では、床反力計から得られた COP を用いて時間的指標 (反応時間、APA 持続時間、除荷時間、フットオフ時間、遊脚時間、合計時間)、空間的指標 (AP 振幅、ML 振幅)、および不適切な COP 偏移が観測された施行の割合 (エラー率) を算出した。歩行課題では、IMUs から計測された加速度および角速度のデータを用いて、歩行速度、歩行開始時の APA を算出した。加えて、PASAT 正答率も計測した。ステップ課題と歩行課題ともに、二重課題干渉の影響を比較検討するために、二重課題コスト (DTC) を算出した。結果、ステップ課題において、Intervention 群では、Pre 測定と比較して、Post 測定で CSRT の APA 持続時間、エラー率、APA 持続時間の DTC が有意に減少した。一方、AP 振幅の DTC は Pre 測定と比較して Post 測定で有意に増加した。歩行課題では、Intervention 群で APA 持続時間が Post 測定で有意に増加したが、歩行速度は Pre 測定と Post 測定との間には有意差が認められなかった。加えて、PASAT 正答率の DTC は Pre 測定と比較して Post 測定で有意に増加した。本章の結果から、CSRT を用いた介入が CSRT 実施時の APA および二重課題歩行のパフォーマンスの一部を改善することが示された。

【考察・結論】本研究の結果より、聴覚刺激を用いる PASAT はスティフネス戦略および感覚の再重みづけを誘発し、姿勢制御に強く影響を与えることが示され、二重課題条件における PASAT の有効性が示唆された。加えて、歩行練習よりも安全な課題である CSRT を用いた介入により、二重課題歩行中の認知課題の遂行能力が改善し、二重課題歩行のパフォーマンスを改善することが明らかになった。二重課題歩行中の認知課題遂行能力が改善した要因には、CSRT の反復が二重課題条件での歩行に影響を与えるワーキングメモリの機能を改善したことが挙げられる。従って、CSRT を用いた介入は、安全に在宅でも実施可能な介入方法として、日常生活での転倒を予防する新たなリハビリテーション手法の 1 つとして機能することが示唆された。

本論文で用いた略語

- APA : anticipatory postural adjustment
- ASIS : anterior superior iliac spine
- BOS : base of support
- COP : center of pressure
- COM : center of mass
- CSRT : choice step reaction test
- DTC : dual-task cost
- DTI : dual-task interference
- IMUs : inertial measurement units
- LOS : limits of stability
- MPF : mean power frequency
- PASAT : paced auditory serial addition task
- PSAT : paced serial addition task
- PVSAT : paced visual serial addition task
- PD : Parkinson's disease
- PSD : power spectrum density
- QOL : quality of life
- SSRT : simple step reaction test

本論文で用いた用語

- 安定性限界 (LOS) : BOS を変化させない範囲で COM を随意的に偏移させることが出来る範囲.
- 支持基底面 (BOS) : 身体が接している面の外周で囲まれた範囲.
- 質量中心 (COM) : 身体全体の重心位置.
- 静的バランス : COM を空間の一点に保持する時の姿勢安定性.
- 足圧中心 (COP) : 床反力計シグナルより算出される圧力の中心点.
- 動的バランス : COM を目的の場所に移動するときの安定性.
- 二重課題干渉 (DTI) : 二重課題条件では二重課題を構成する課題を単独で実施した条件よりも各課題のパフォーマンスが低下する現象.
- 二重課題コスト (DTC) : DTI の影響を評価するために用いられる指標. 計算式は, 本文参照. (頁 52)
- パワー値 : 信号のエネルギーを周波数ごとに分解することで, 各周波数成分のパワーを示したもの.
- パワースペクトル密度 (PSD) : 特定の周波数帯における信号のパワー分布を示したもの.
- 平均パワー周波数 (MPF) : パワー値の平均を用いた, 特定の周波数帯域におけるパワーの平均値. 静止立位保持においては, 姿勢動揺の特徴を把握するのに用いられる.
- 予測的姿勢制御 (APA) : 随意運動を開始する前の COP や筋活動の変化.

第 I 章

序論

I-1. 転倒

I-1-1. 疫学

転倒とは、意図せずにヒトが同一平面あるいは低い平面へ倒れる現象と定義されている¹。地域高齢者の3人に1人は毎年少なくとも1回は転倒を経験すると報告されており²、身体機能や、高齢者の日常生活自立度、生活の質 (Quality of life: QOL) の低下を引き起こす³。加えて、転倒による外傷は医療費の増大や介護者の負担増加などの社会保障の問題にも甚大な影響を与える^{4,5}。本邦においても、要介護者のうち13%は転倒による外傷で介護が必要になったと報告されている⁶。超高齢社会となった現在、高齢者の割合が増加する一方で、介護者を支える15-64歳の人口の割合が減少している。本邦においては、転倒が医療費増大や介護者の負担増加などの社会問題に与える影響は今後さらに増大すると予想される⁶。従って、日本が抱える社会問題を解決するためには、高齢者の日常生活での転倒を予防し、自立度やQOLを維持できる介入を考案することが必要である。

I-1-2. 歩行と転倒

ヒトが日常生活において最も頻繁に行う運動は歩行である。歩行は、移動する身体を片脚ともう一方の片脚で連続的に支持する基礎的な運動と定義されている⁷。一方、ヒトの歩行のうち8割は単脚支持期であるため、本質的には非常に不安定な動作であり、転倒リスクが高い運動である⁸。実際に、45歳以上の転倒経験者の47.3%は歩行中に転倒したと報告されており⁹、歩行能力の低下により引き起こされる歩行障害や、歩行時の自助具の使用は転倒リスクを増加させると報告されている¹⁰。従って、歩行能力を維持することが、日常生活での転倒を予防する上では必要不可欠である。特に、地域在住高齢者を対象とした研究から、歩行速度の低下は転倒リスクを増加させることが明らかになっている^{11,12}。従って、歩行速度を維持することが歩行能力の維持のために必要不可欠である。加えて、先行研究から、歩行時は支持基底面 (Base of support: BOS) が絶えず変化し、BOSの内部および外部に移動する質量中心 (Center of mass: COM) を制御することが求められる^{13,14}。従って、BOS内にCOMを適切に制御する能力 (姿勢制御能力)¹⁵を向上させる介入を考案することが、歩行速度をはじめとする歩行能力の維持につながり、日常生活での転倒予防に寄与すると考えられる。

I - 2. 姿勢制御

I - 2 - 1. 姿勢制御の概要

姿勢制御は、姿勢定位と姿勢安定性の 2 つの要素からなる¹⁵。姿勢定位は、重力の向き、垂直方向および支持面、動作課題などの要求や環境に応じて、身体の各部位の位置を適応させることで方向性を持った体位や構えを定める能力と定義されている¹⁶。姿勢安定性は、姿勢バランスの維持を意味し、上述した BOS 内に COM を適切に制御する能力と定義されている¹³。姿勢制御能力の低下は転倒リスクを増加させると報告されており¹⁷、姿勢制御能力の維持および向上は転倒リスクを軽減させるために必須である。

I - 2 - 2. 姿勢制御の分類

姿勢制御は静的バランスと動的バランスの 2 つに大別される¹⁸。静的バランスは、COM を空間の一点に保持する時の姿勢安定性と定義されており、静止立位保持などが該当する。静的バランスでは、足圧中心 (Center of Pressure: COP) を COM の周囲で制御することで、COM を一定の位置に保持することが求められる¹⁸。一方、動的バランスは COM を目的の場所に移動するときの安定性と定義されており、歩行やリーチ動作などが該当する。動的バランスでは、静的バランスとは異なり、COP と COM の距離を拡大させるように COP を制御することで COM に対する推進力と制動力を産み出すことが求められる¹⁸。

高齢者の転倒は歩行などの動的な場面で起きていることが報告されている⁹。従って、転倒リスクを軽減させるためには歩行能力を含む動的バランス能力を改善する必要がある。歩行開始動作は静止立位から歩行動作への移行動作であり、転倒は歩行開始時に生じやすいと報告されている³。従って、本研究では転倒に関連が強い動作である歩行開始動作に着目した。

I - 2 - 3. 歩行開始の姿勢制御

ヒトが歩行を開始する際は、COP を遊脚側かつ後方へと偏移させる。この COP の動きにより COM が前方かつ立脚側へ偏移し、前方への推進力が生じることで歩行が開始される^{14,20,21}。このような随意運動を開始する前の COP や筋活動の変化は予測的姿勢制御 (Anticipatory postural adjustment: APA) と定義されており、APA を生じることにより姿勢を安定した状態に保ちながら随意運動を開始するための推進力を生み出すことが可能となる²⁰⁻²⁴。

歩行開始時の APA でみられる COP の偏移のうち、後方への偏移は前方への推進力を産み出す役割を担うのに対し^{22,23}、遊脚側への偏移は歩行開始動作の安定性に寄与することが明らかになっている²⁴。パーキンソン病 (Parkinson's Disease: PD) および脳卒中などの歩行開始動作が障害されている高齢者は、歩行開始時の APA の一部である COP の後方偏移および遊脚側への偏移が健常者と比較して有意に減少すると報告されている^{21,25-27}。これらの結果は、歩行開始時の推進力の低下および歩行の不安定性を示すものである。加えて、PD および脳卒中患者は歩行速度も健常者と比べて減少すると報告されている^{28,29}。従って、歩行開始時の APA の機能不全は歩行速度に影響を与えている可能性がある。また、健常高齢者を対象とした先行研究では、年に 1 回以上の転倒を経験した高齢者においては、非転倒経験者と比較して歩行開始時の APA である後方への COP 偏移が減少すると報告されている³⁰。上述の内容から、歩行開始時の APA でみられる COP 偏移、特に後方偏移の減少は転倒リスクの増加に影響を与えると推測される。

歩行開始前の COP 偏移の大きさだけでなく、歩行開始前の COP 偏移の持続時間である APA 持続時間も転倒リスクや歩行速度と関連する可能性がある^{25,31}。実際に、PD 患者および脳卒中患者などの転倒リスクが高い対象者では APA 持続時間が増大すると報告されている^{25,32}。健常若年者においては、速歩条件では快適歩行条件と比較して APA 持続時間が短縮すると報告されている³³。従って、APA 持続時間も歩行開始時の COP 偏移と同じように転倒リスクや歩行速度に影響を与えている可能性がある。

上述した内容から、歩行開始時の APA は転倒リスクや歩行速度を含む定常歩行時の歩行能力に影響を与えると推測される。従って、歩行開始時の APA が歩行速度を含む定常歩行時の歩行能力に与える影響を検証することは、歩行能力の改善や日常生活での転倒を予防するための介入を考案する際に重要である。

I-3. 認知負荷と転倒

I-3-1. 認知機能が転倒リスクに与える影響

認知機能障害は転倒リスクを増加させることが知られている³⁴。従って、転倒には運動機能だけでなく認知機能も関与する。加えて、姿勢制御は認知処理の影響を受けることが報告されており³⁵、姿勢制御課題と認知課題を同時に実施する二重課題条件では姿勢制御課題のパフォーマンスが低下すると報告されている^{35,36}、この現象は、姿勢制御課題と認知課題が認知的な資源を共有するために生じると考えられている。このような二重課題の処理には注意機能の1つである分配性注意が関与する³⁷。分配性注意は実行機能の要素の1つであり、複数の課題を同時に実施しながら注意の配分を制御する能力と定義されている³⁸。分配性注意の容量には限度があると考えられており、この容量を超えることで課題の処理が不十分となる。その結果、二重課題条件では二重課題を構成する課題を単独で実施した条件よりも各課題のパフォーマンスが低下する^{39,40}。この現象は二重課題干渉 (Dual-task Interference: DTI) と呼ばれている^{39,40}。日常生活における動作では常に何らかの認知負荷の影響を受けるため、近年のシステムティック・レビューでは転倒リスク評価は運動課題と認知課題を同時に行う二重課題条件で実施することが望ましいと報告している^{41,42}。従って、単一課題条件での歩行能力だけでなく、二重課題条件での歩行能力を維持することが日常生活場面での転倒予防において重要となる。

I-3-2. 二重課題が歩行速度および歩行開始動作に与える影響

歩行能力を代表する指標として、臨床では歩行速度が用いられる。Pelosin ら²⁸は、年に2回以上転倒を経験した対象者を転倒経験者と定義し、非転倒経験者およびPD患者と単一課題条件での歩行速度と二重課題条件での歩行速度を比較した。結果、単一課題条件での歩行速度には有意差が認められなかったにもかかわらず、転倒経験者では非転倒経験者と比較して、二重課題条件での歩行速度が有意に低下した。加えて、転倒経験者は単一課題条件での歩行速度と比較して二重課題条件での歩行速度が有意に低下した一方で、非転倒経験者では単一課題条件での歩行速度と二重課題条件での歩行速度との間には有意差が認められなかったと報告した¹⁸。その他にも多くの先行研究でも同様に、転倒経験者は非転倒経験者と比較して、二重課題条件での歩行速度が低下すると報告している^{43,44}。また、二重課題条件での歩行開始動作に関しては、年に1回以上転倒を経験した対象者はそうではない対象者と比較して歩行開始時の後方へのCOP 偏移量が減少したと報告されている⁴⁵。従って、二重課題条件での歩行開始時のAPAによる推進力の大きさは定常歩行時の歩行速度に影響を与える可能性がある。

I-4. 歩行能力を改善させる効果的な介入

I-4-1. 定常歩行

二重課題条件での歩行速度は、計算課題を実施しながらの歩行練習に代表される二重課題練習で改善すると報告されている。例えば、San ら⁴⁶は、PD 患者に二重課題練習として認知課題に取り組みながらの歩行課題を実施したところ、実施後は実施前と比較して二重課題条件での歩行速度が有意に増加したと報告した。また、トレッドミル歩行と認知課題を組み合わせた練習課題に取り組んだ脳卒中患者は、トレッドミル歩行を単体で実施した脳卒中患者と比較して、二重課題条件での歩行速度が有意に増加したと報告されている⁴⁷。上述の内容から、二重課題条件での歩行速度を改善する介入としては認知課題を用いた二重課題歩行練習が用いられている。

単一課題条件での歩行速度はトレッドミル歩行などの歩行練習で改善すると報告されている⁴⁷。加えて、歩行練習以外の運動課題でも改善することが示されている。Hoang ら⁴⁸は、多発性硬化症の対象者に対し、選択ステップ反応課題 (Choice Step Reaction Test: CSRT) と呼ばれる選択反応を用いた随意ステップ課題を実施したところ、実施後は実施前と比較して単一課題条件での歩行速度が改善すると報告した。この研究以外にも CSRT の実施により単一課題条件での歩行速度が改善することを示した研究が複数ある⁴⁹。上述の内容から、単一課題条件での歩行速度を改善する介入としては、歩行練習に加えて、ステップ練習が有効と考えられる。

I-4-2. 歩行開始時の APA

歩行開始時の APA に対して効果が認められた介入も僅かではあるが報告されている。Seuthe ら⁵⁰は、PD 患者にトレッドミル歩行練習を実施したところ、実施後は実施前と比較して歩行開始時の APA 持続時間が短縮することを報告した。加えて、Mile ら⁵¹は、PD 患者にステップ練習を実施したところ、実施後は実施前と比較して歩行開始時の APA 持続時間が短縮したと報告している。更に、別の先行研究から PD 患者に足関節背屈筋の筋力トレーニングおよび足関節戦略を用いたバランス練習を実施したところ、実施後は実施前と比較して歩行開始時の APA でみられる COP の後方偏移が増大したことが報告されている⁵²。また、Mehdizadeh ら⁵³は、動的バランス練習の 1 種である太極拳を実施することで、高齢者の歩行開始時の APA でみられる COP の後方偏移および遊脚側への偏移が増大することを報告した。上述の内容から、単一課題条件での歩行開始時の APA は歩行練習およびステップ練習などの動的バランス練習によって改善する可能性が示されている。しかしながら、いずれの報告も単一課題条件での歩行開始時の APA を改善させるものであり、二重課題条件での歩行開始時の APA に同様の効果が生じるのかは明らかになっていない。

I-5. 二重課題条件での歩行に関する研究の現状の問題点

現状の二重課題条件での歩行に関する研究は、二重課題で用いられている認知課題の自由度が高いため、対象者の能力に依存して認知負荷の影響が変化する可能性が非常に高い。従って、現状の二重課題歩行の評価方法では認知課題が歩行速度に与える影響を適切に評価できていない可能性がある。加えて、先行研究の多くは、二重課題での運動課題に歩行練習を用いている。しかし、歩行は本質的には不安定な動作であるため^{8,9}、練習中の転倒リスクが高く、対象者が自主的に実施する際には実用性が低い。一方で、CSRTは対象者が安全に実施可能であり、高齢者の転倒率減少に寄与し、単一課題条件での歩行速度の改善に効果があることが示されている^{48,49,54}。しかしながら、二重課題条件での歩行速度に同様の効果を発揮するかは明らかになっていない。加えて、CSRTの実施が、二重課題条件での歩行開始時のAPAの持続時間やCOPの後方偏移に与える影響に関する見解も筆者が知る限りない。更に、二重課題条件での歩行開始時のAPAと定常歩行時の歩行速度の関係性も検証されていない。上述の問題点を解決することは、日常生活での転倒と関連がある二重課題条件での歩行能力を安全に維持する介入を考案する一助となる。従って、本研究では、複数の研究に分けて、上述の問題点を解決することとした。

まず、二重課題歩行の評価方法に関する問題点を解決する必要がある。二重課題条件での歩行速度と転倒リスクの関連性を評価した研究、および二重課題歩行練習に関する報告をした研究は、自由度の高い認知課題を用いている^{28,43,46,47}。加えて、自由度の高い認知課題を用いた先行研究の多くは、認知課題の正答数および正答率を記録していない^{28,43,46}。先行研究から、運動課題のパフォーマンスと認知課題のパフォーマンスはトレードオフの関係にあると報告されている⁵⁵。加えて、自由度の高い課題を正答率の記録がされていないといった条件で実施すると、認知課題の優先度や認知負荷が統一されていない可能性がある。従って、先行研究の条件だと、対象により認知課題の影響が異なるという問題が生じるため、適切に二重課題条件での歩行開始時のAPAと歩行速度の関係性を検証できない可能性がある。上述の内容から、全対象者が同程度の認知負荷に曝露され、かつ認知課題の正答率も記録した条件を考案し、その条件下で二重課題条件での歩行開始時のAPAと歩行速度の関係性を検証する必要がある。

次に、二重課題条件での歩行開始時のAPAと定常歩行時の歩行速度の関係性を検証する必要がある。単一課題条件においては、歩行開始時のAPAの機能不全は歩行速度に影響を与えることが示されている^{21,25,27,31}。加えて、歩行開始時のAPAを改善するとされているステップ課題などの動的バランス課題が定常歩行速度を改善することも示されている^{46,47,51}。以上のことから、単一課題条件での定常歩行速度は歩行開始時のAPAの改善を仲介して改善している可能性が示唆される。一方、二重課題条件においては、歩行開始時のAPAと定常歩行時の歩行速度の関係性は明らかになっていない。先行研究から、APAは随意運動を開始する上で必要不可欠な姿勢制御であることが明らかになっており、随意運動は脳皮質の活動が寄与することが明らかとなっている^{56,57}。加えて、二重課題条件では、前頭前野や補足運動野をはじめとする脳皮質の活動量が増加することが報告されている⁵⁸⁻⁶⁰。従って、

二重課題条件においても歩行開始時の APA が定常歩行速度に大きな影響を与えると推測される。上述した内容から、歩行練習よりも安全な運動課題であるステップ課題を練習課題として用いるために、二重課題条件での歩行開始時の APA と歩行速度の関連性を検証することが必要である。

最後に、安全性が担保されている CSRT の実施により二重課題条件での歩行開始時の APA および定常歩行速度がどのように変化するかを検証する必要がある。CSRT による介入効果として、CSRT のステップ時間が短縮すること^{61,62}、単一課題条件での歩行開始までの所要時間が短縮すること⁶³、および単一課題条件での歩行速度が改善することが明らかになっている^{48,49}。一方、CSRT の実施が、二重課題条件での歩行開始時の APA および歩行速度に与える影響に関する見解は筆者の知る限りない。従って、安全に実施できる CSRT の実施により、二重課題条件での歩行開始時の APA および歩行速度がどのように変化するかを検証することが必要である。

I - 6. 本研究の目的

本研究は、安全に二重課題条件での歩行開始動作、歩行速度、および認知課題正答率を改善させる介入を考案することを目的とした。

はじめに、二重課題条件での評価に用いる認知課題の検証を実施した（第Ⅱ章）。この章では、ワーキングメモリの評価バッテリーとして用いられ、一定のペースでの解答が求められる Paced serial addition task (PSAT) に着目した⁶⁴。PSAT は提示する感覚様式が異なる Paced visual serial addition task (PVSAT) と Paced auditory serial addition task (PASAT) の2種類が利用されているため⁶⁵、PVSAT と PASAT のどちらがより姿勢制御に強く影響を与えるのかを検証し、姿勢制御に影響が強い課題を、その後の二重課題歩行の評価で用いることとした。

次に、二重課題条件での歩行開始時の APA と定常歩行時の歩行速度の関係性を検証した（第Ⅲ章）。この章では、第Ⅱ章でより影響が強いことを示した認知課題を用いて二重課題歩行を実施し、二重課題条件での歩行開始時の APA と定常歩行速度との間の関連性を明らかにすることを目的とした。

最後に、上述の研究から得られた知見を基に、歩行開始動作を改善させることが示されているステップ練習が歩行能力に与える影響について検証した（第Ⅳ章）。この章では、在宅で安全に実施できる CSRT に着目し、CSRT の実施により二重課題条件での歩行開始時の APA および定常歩行速度がどのように変化するかを検討した。加えて、歩行課題のパフォーマンスだけでなく、認知課題の正答率にも着目し、CSRT が二重課題条件での歩行能力に与える影響を多角的に解明することを目的とした。

第Ⅱ章

感覚様式の異なる認知課題が静止立位時の姿勢制御に与える影響

【Sakaki Y, et al. Sensors (Basel). 2025;25(4):1273】

II - 1. 背景

二重課題条件での歩行速度と転倒リスクの関連性を評価した報告^{28,43}、および二重課題歩行練習が二重課題条件での歩行速度に与える影響に関する報告^{46,47}は多数ある。しかし、上述の先行研究での二重課題で用いられている認知課題は、自由度が高い、すなわち対象者が自分のペースで解答が出来る課題および条件設定で実施されている。自由度が高い課題は、対象者によって認知負荷の影響が変化する可能性が非常に高い。加えて、運動課題と認知課題のパフォーマンスはトレードオフの関係にあることが知られている⁵⁵。従って、自由度の高い課題であれば、認知課題のパフォーマンスを優先するために運動課題のパフォーマンスが低下する、もしくはその逆の現象が生じやすい。従って、二重課題に関する報告をした先行研究の条件設定は、認知課題が歩行速度に与える影響を適切に評価出来ていない可能性がある。上述の内容から、全対象者が同程度の認知負荷に曝露される二重課題条件を設定することが、認知課題が歩行速度に与える影響を検討するためには必要不可欠であり、その条件設定を考案するためには、自由度が低い、すなわち対象者が自分のペースで実施することが困難な認知課題を二重課題条件に用いることが必要である。

自由度が低く、全対象者が同程度の認知負荷に曝露される認知課題として、PSAT が挙げられる。PSAT は、2 秒に 1 度のペースで 1 桁の自然数を提示し、2 つ目の数字が提示された直後に、提示された数字とその 1 つ前に提示された数字の和を口頭で解答する課題である⁶⁴。加えて、PSAT は姿勢制御の二重課題のパフォーマンスに影響を与える可能性が示唆されているワーキングメモリの評価バッテリーである^{64,66,67}。従って、PSAT を用いた二重課題歩行は、自由度の低さ、および二重課題とワーキングメモリの関連性から非常に妥当性の高い条件設定となる可能性がある。しかし、PSAT には、視覚情報で数字を提示する PVSAT と、聴覚情報で数字を提示する PASAT の 2 種類がある⁶⁵。静的バランスを用いた姿勢制御課題により、認知課題が姿勢制御に与える影響は認知課題の感覚様式により異なる可能性が示唆されている⁶⁸⁻⁷²。従って、PVSAT と PASAT のどちらを二重課題条件での認知課題に用いるべきかを検討するためには、認知課題の感覚様式の違いが姿勢制御課題に与える影響を比較検証する必要がある。

本章の目的は、先行研究に基づき静的バランス課題を用いて認知課題の感覚様式の違いが姿勢制御課題に与える影響を比較検証することとした。加えて、認知課題の実施により COP の動揺面積、動揺幅および COP 座標の変動性が減少するという報告と⁷³⁻⁷⁹、COP の平均移動速度が増加するという報告がある^{74,79}。前者は姿勢安定性の向上を示すのに対し^{80,81}、後者は姿勢安定性の低下を示すことから⁸²、従来用いられていた線形分析のみでは、認知課題の感覚様式の違いが静的バランスに与える影響を適切に評価出来ていない可能性がある。そこで、本研究では、COP 座標データを高速フーリエ変換することで得られる各周波数のパワー値を用いた非線形分析を利用して、認知課題の感覚様式の違いが静的バランスに与える影響をより詳細に検討することとした。

Ⅱ - 2. 対象と方法

Ⅱ - 2 - 1. 対象

本研究はクロスオーバーデザインにて実施した。健康若年者 25 名（性別：男性 13 名，女性 12 名，年齢： 22.3 ± 1.7 歳，身長： 163.6 ± 8.3 cm，体重： 56.0 ± 8.1 kg）を対象とした。除外基準は，神経学的疾患の既往がある者，整形外科的疾患を有する者，および後述する実験課題の実施に影響を与える可能性がある視覚障害または聴覚障害を有する者とした。対象者には予め口頭および書面に本研究の目的や実験手順などを十分に説明し，書面にて同意を得た。本研究は北海道大学大学院保健科学研究院の倫理審査委員会を経て保健科学研究院長の承諾を得て実施した (No. 23-61)。

Ⅱ - 2 - 2. 使用機器

前後方向（以下，AP 方向）および左右（以下，ML 方向）の COP 座標を算出するために，1 枚の床反力計 (Kistler, Winterthur, Switzerland) を使用した。床反力データは 1000Hz で収集し，4 次の Butterworth low-pass filter（カットオフ周波数：8Hz）を用いてフィルタリング処理を行った。

本研究で用いる認知課題の作成および床反力データをリアルタイムで収集するために，LabView (The National Instruments Corp, Austin, TX, USA) を使用した。LabView で作成した認知課題の提示には，103 インチのモニター (OSM Corp, Hyogo, Japan) もしくは，2 つのスピーカー (BOSE Corp, Tokyo, Japan) を用いて提示した。

Ⅱ - 2 - 3. 実験環境

対象者は，両上肢を体側に下垂させた閉脚立位の姿勢で床反力計上に裸足で立ち，「出来るだけ揺れないように」と指示された。また，前方 4m の位置に上述したモニターを配置し，固視点もしくは認知課題を注視するように指示された。加えて，聴覚認知課題を提示するために，対象者から約 3m 離れた地点にスピーカーを設置した（図Ⅱ-1）。

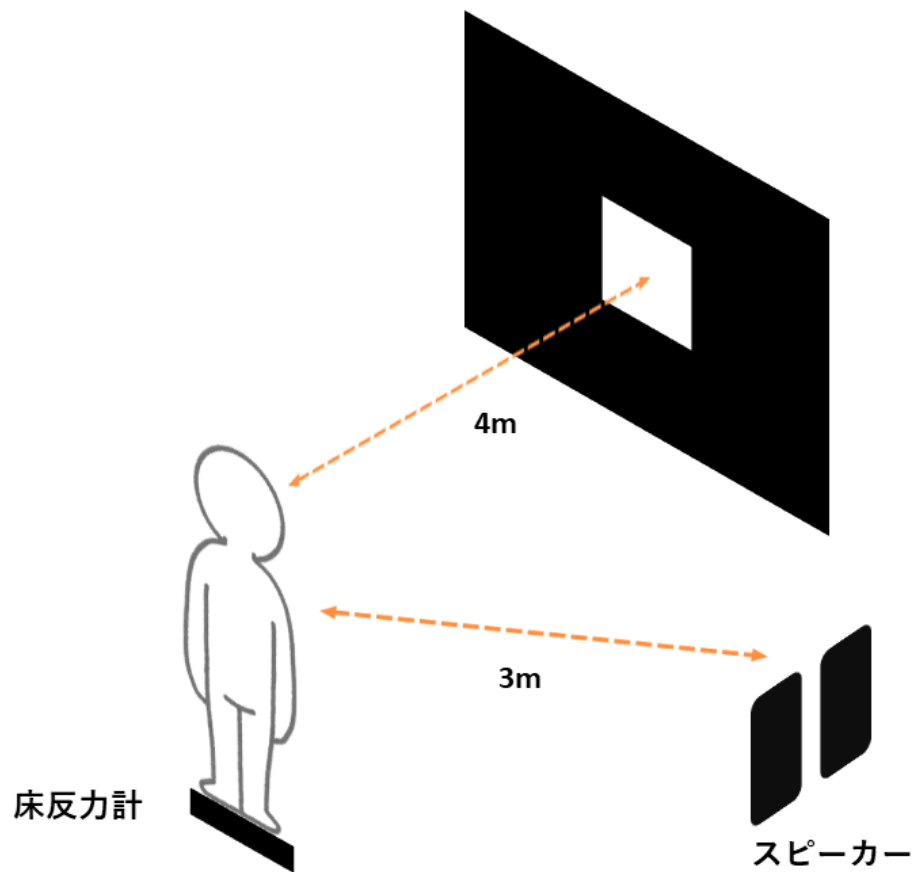


図 II -1. 実験環境の模式図

対象者は床反力計の上で静止立位を保持した．固視点もしくは視覚認知課題を提示するために対象者の 4m 前方にモニターを設置した．聴覚刺激は対象者から 3m 離れた位置に設置されたスピーカーから提示した．

II - 2 - 4. 実験課題

対象者は、上述した肢位にて各認知課題条件（Control 条件，Visual 条件，Auditory 条件）での静止立位保持を 1 施行につき 60 秒間実施した．Visual 条件および Auditory 条件では，それぞれ PVSAT と PASAT を認知課題として実施した．PVSAT 実施時は数字をモニターの中央に提示し⁸³，PASAT 実施時はスピーカーを用いて数字を提示した⁸⁴．Control 条件と Auditory 条件実施時には，「モニター中心に提示された黒点を注視するように」対象者に指示した．加えて，Visual 条件と Auditory 条件の実施時には「認知課題に出来るだけ正確に答えるように」と指示された（図 II -2）．

対象者は，まず Control 条件を 5 回実施した．次に，Visual 条件もしくは Auditory 条件のいずれかを 5 回実施した．最後に残りの 1 条件を 5 回実施した．

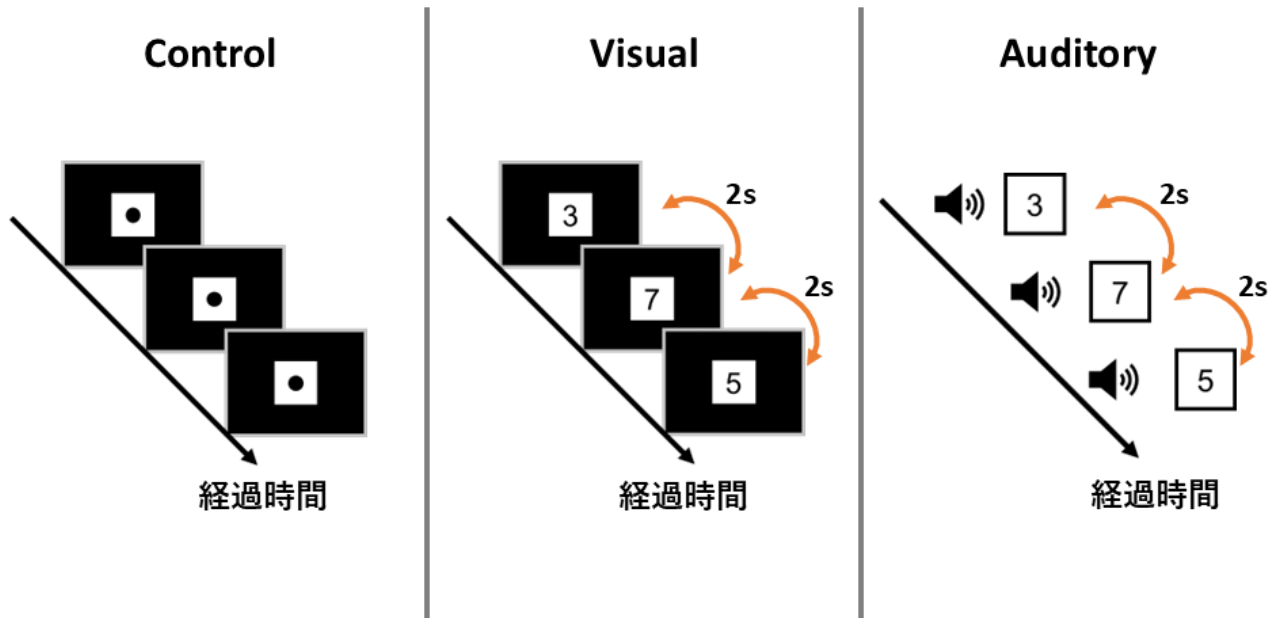


図 II -2. 各認知課題条件

図は，対象者が実施した 3 条件の認知課題（Control, Visual, Auditory）を示している．Control 条件では，モニターの中心に黒点を提示し，提示された黒点を注視する課題を実施した．Visual 条件では，2 秒に 1 度のペースで 1 桁の自然数をモニターの中央に提示し，2 つ目の数字が提示された直後より，提示された数字とその 1 つ前に提示された数字の和を口頭で解答する課題を実施した．Auditory 条件では，Visual 条件と同様の認知課題がモニターではなくスピーカーからの音声で提示された．Auditory 条件では，Control 条件と同じく，モニターに提示された黒点を注視するように指示された．

II - 2 - 5. データ解析

床反力計で収集した床反力データから COP 座標を算出した。COP 座標データは 60 秒間算出し、認知課題開始および終了の影響を除外するために、計測時間の 60 秒のうち、測定開始および測定終了の 5 秒間を除いた中間 50 秒間を解析区間とした。

姿勢安定性の指標として、各認知課題条件において COP の水平面上での 95%信頼域楕円面積 (Sway area) を算出した。加えて、COP 動揺の方向特異的な影響を検証するために、AP 方向および ML 方向の COP 最大動揺範囲 (Range AP, Range ML), 平均移動速度 (Velocity AP, Velocity ML), および COP 座標データの標準偏差 (Standard deviation: SD) を算出した (SD AP, SD ML)。

加えて、認知負荷の影響が AP 方向および ML 方向の姿勢制御に与える影響を分析するために、COP 座標データを高速フーリエ変換し、各周波数におけるパワー値を算出した。算出されたパワー値を基に、AP 方向および ML 方向の MPF を算出した (MPF AP, MPF ML)。加えて、AP 方向と ML 方向に対して、得られたパワー値を極低周波数帯 (Ultra-low: 0-0.1Hz), 超低周波数帯 (Very-low: 0.1-0.39 Hz), 低周波数帯 (Low: 0.39-1.56Hz), および中周波数帯 (Moderate: 1.56-6.25Hz) の 4 周波数帯に分けて PSD を算出した (図 II -3)。各周波数帯の PSD は全周波数帯 (Hz) の合計 PSD で除した百分率を統計解析に用いた⁸⁵⁻⁸⁷。各周波数帯の PSD の割合は、順に姿勢制御における視覚、前庭覚、小脳、および筋活動の寄与率を反映しているとされている (図 II -3)⁸⁵⁻⁸⁷。

認知課題のパフォーマンス指標として、Visual 条件および Auditory 条件では、PVSAT および PASAT の正答率を百分率で算出した。

COP および各指標の算出には MATLAB software (version R2021a; MathWorks, Natick, MA, USA) を用いた。

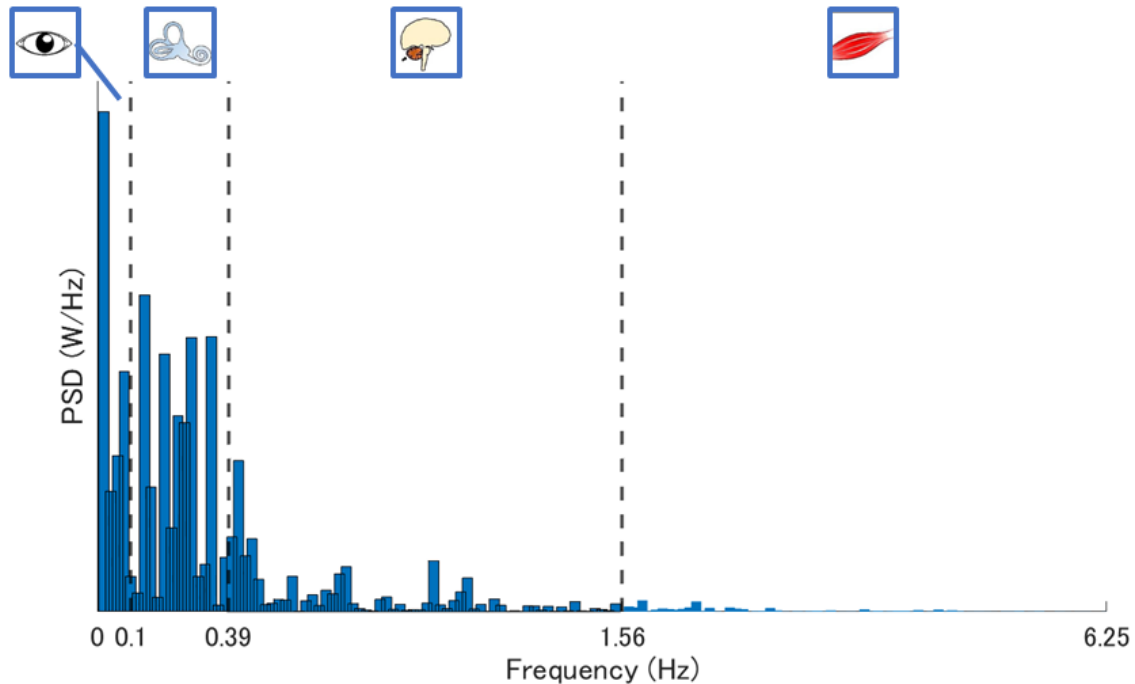


図 II -3. パワースペクトル密度 (PSD)

図は、COP 座標をフーリエ変換したことで得られたパワー値を基に算出した PSD の分布を示す。先行研究に基づき、0-0.1Hz を Ultra-low, 0.1-0.39Hz を Very-low, 0.39-1.56Hz を Low, 1.56-6.25Hz を Moderate と定義して PSD を算出した。そして、各周波数帯の PSD を全周波数帯の合計 PSD (0-6.25Hz) で除することで、各周波数帯の割合を算出した。各周波数帯の割合は、順に、姿勢制御における視覚、前庭覚、小脳、および筋活動の寄与率を反映している。(文献 85～87 を参考に作成)

II - 2 - 6. 統計解析

5 施行の平均値を各認知課題条件の代表値として使用した。

まず、全ての指標の正規性を確保するために、全ての指標を対数変換した。正規性の検定には Shapiro-Wilk 検定を用いた。認知課題の正答率以外の指標は正規性を認めたため、認知課題による影響を比較検討するため、認知課題条件 (Control, Visual, Auditory) を要因とする反復測定一元配置分散分析を実施し、効果量としてイータ二乗値 (η^2) を算出した^{88,89}。効果量は小 ($\eta^2 = 0.01$), 中程度 ($\eta^2 = 0.06$), および大 ($\eta^2 = 0.14$) に分類した^{88,89}。多重比較には、Bonferroni pairwise comparison を用いた。

認知課題の正答率には正規性を認めなかったため、Wilcoxon の符号付順位検定を用いて Visual 条件と Auditory 条件の認知課題の正答率を比較した。

全ての統計解析には IBM SPSS statistics (version 27.9; IBM, Armonk, NY, USA) を使用し、統計学的有意水準は 5%未満とした。

II - 3. 結果

本研究では、25 名をリクルートしたが、そのうち実験中の機材トラブルにより 1 名を除外した。加えて、認知課題を適切に実施することが出来なかった 1 名も除外した。残った健康若年者 23 名（性別：男性 12 名，女性 11 名，年齢： 22.3 ± 1.6 歳，身長： 163.6 ± 8.5 cm，体重： 56.0 ± 8.1 kg）を解析対象とした。

II - 3 - 1. 各認知課題条件の COP 軌跡の典型例

各認知課題条件の解析範囲の COP 軌跡の典型例を図 II - 4 に示す。ML 方向の COP 座標に関して、Visual 条件および Auditory 条件では Control 条件と比べて COP の動揺範囲が減少し、座標のばらつきも減少していた。一方、AP 方向の COP 座標に関しては各認知課題条件の間に大きな違いが認められなかった。

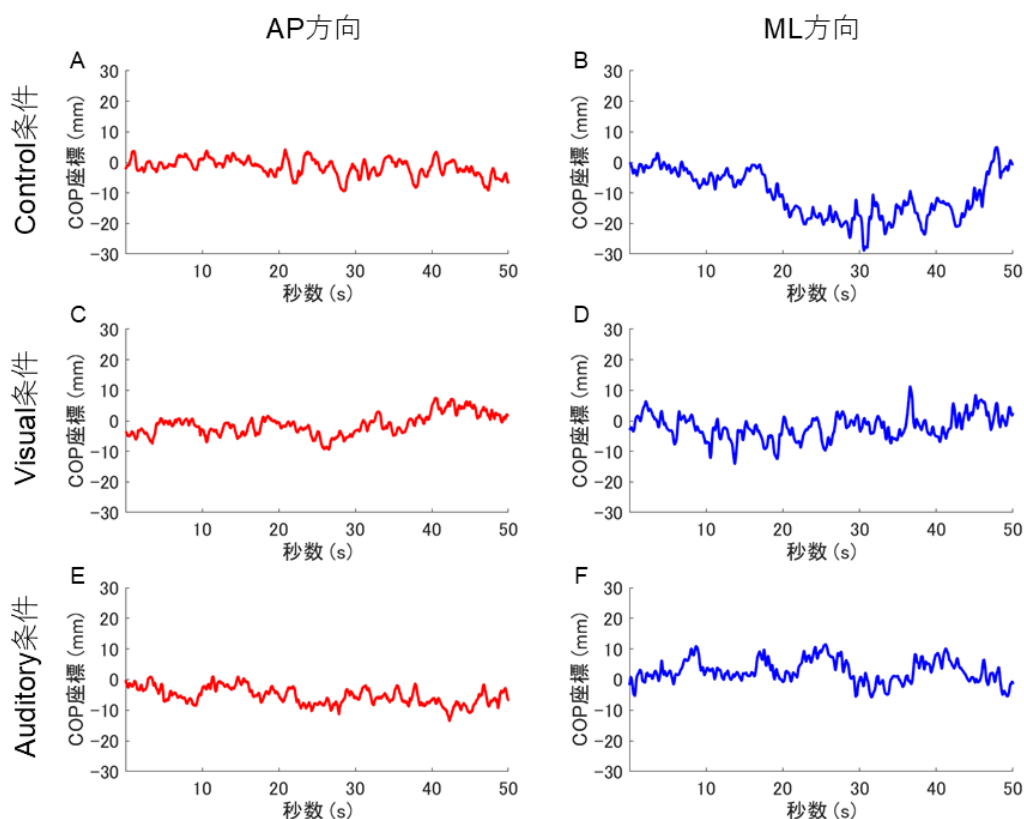


図 II - 4. 各認知課題条件の COP 軌跡の典型例

A, C, E は順に Control 条件，Visual 条件，Auditory 条件の AP 方向の COP 軌跡を，B, D, F は順に Control 条件，Visual 条件，Auditory 条件の ML 方向の COP 軌跡を示す。ML 方向において、Visual 条件および Auditory 条件では、Control 条件と比較して、COP 動揺範囲と座標の変動性が減少した（D および F）。一方、AP 方向では認知課題条件による違いが見られなかった。

II - 3 - 2. 姿勢安定性指標

COP の Sway area, Range ML, および SD ML に認知課題条件の主効果が認められた (表 II-1). 多重比較の結果, Sway area は Visual 条件および Auditory 条件は Control 条件と比較して有意に減少した ($p=0.011, p=0.007$; 図 II-5A). 一方, Visual 条件と Auditory 条件との間には有意差が認められなかった ($p=1.000$). 同様に, Range ML および SD ML は, Visual 条件および Auditory 条件は Control 条件と比較して有意に減少したが (Range ML: $p=0.001, p<0.001$; SD ML: $p=0.001, p<0.001$; 図 II-5C, E), Visual 条件と Auditory 条件との間には有意差が認められなかった (Range ML: $p=1.000$, SD ML: $p=0.329$).

Velocity ML, および AP 方向の姿勢安定性指標に関しては, 認知課題条件による有意な主効果が認められなかった (表 II-1 ; 図 II-5B,D).

表 II-1. 各条件の姿勢安定性指標の平均値と標準偏差

	Control		Visual		Auditory		ANOVA	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	p 値	効果量
Sway area (mm²)	434.7	234.5	317.6	191.0	316.7	182.3	0.001	0.280
Range AP (mm)	23.2	6.6	21.0	6.7	22.7	8.1	0.228	0.065
Range ML (mm)	26.2	7.8	22.0	5.6	21.5	4.6	< 0.001	0.481
Velocity AP (mm/s)	6.8	1.8	6.7	1.8	7.0	2.0	0.273	0.057
Velocity ML (mm/s)	8.5	2.4	8.7	2.5	8.8	2.4	0.140	0.086
SD AP (mm)	4.6	1.5	4.1	1.5	4.3	1.6	0.162	0.079
SD ML (mm)	4.9	1.6	4.0	1.1	3.8	0.9	< 0.001	0.505

各条件の平均値と標準偏差を示す. 太字で記載の項目は認知課題条件による主効果が認められた項目を表す.

Mean: 平均値 SD: 標準偏差 ANOVA: Analysis of Variance

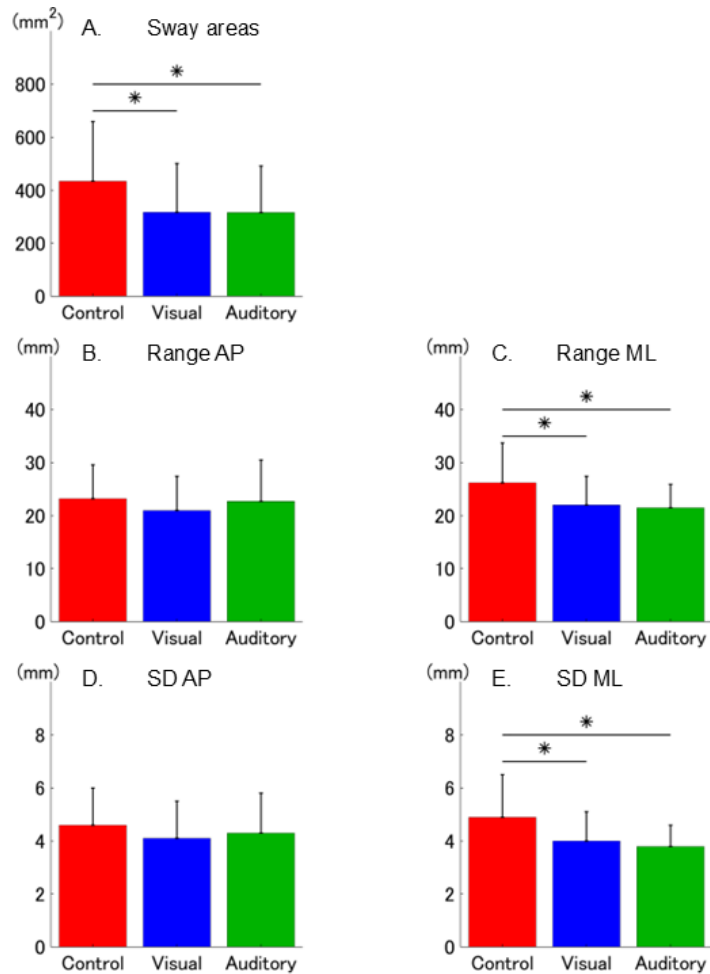


図 II-5. 姿勢安定性指標

各認知課題条件における (A) COP 軌跡の 95%信頼域楕円面積 (Sway area), (B) AP 方向の最大動揺範囲 (Range AP), (C) ML 方向の最大動揺範囲 (Range ML), (D) AP 方向の COP 座標の SD (SD AP), (E) ML 方向の COP 座標の SD (SD ML) を示す。グラフは平均値と SD を表す。赤 : Control 条件 青 : Visual 条件 緑 : Auditory 条件。*: $p < 0.05$

II - 3 - 3. 周波数解析

周波数解析の結果を表 II-2 に示す. MPF に関しては, ML 方向は認知課題条件の主効果が認められたが, AP 方向は認知課題条件の主効果が認められなかった (表 II-2, 図 II-6). 多重比較の結果, MPF ML は, Control 条件と比較して, Auditory 条件で有意に増加した ($p = 0.038$; 図 II-6B). 一方, Control 条件と Visual 条件との間, および Visual 条件と Auditory 条件との間には有意差が認められなかった ($p = 0.118, p = 1.000$).

表 II-2. 各条件の MPF と PSD の割合の平均値と標準偏差

	Control		Visual		Auditory		ANOVA	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	p 値	効果量
AP方向								
MPF (Hz)	0.122	0.058	0.123	0.048	0.116	0.043	0.774	0.012
Ultra low (%)	64.3	11.6	57.8	14.3	57.0	9.7	0.007	0.202
Very low (%)	22.0	7.4	25.2	9.4	27.5	7.0	0.024	0.156
Low (%)	12.9	6.2	16.1	6.7	14.7	5.5	0.012	0.183
Moderate (%)	0.8	0.3	0.9	0.4	0.8	0.3	0.132	0.088
ML方向								
MPF (Hz)	0.168	0.082	0.195	0.086	0.206	0.096	0.024	0.157
Ultra low (%)	50.9	16.2	41.5	11.7	37.0	13.5	< 0.001	0.473
Very low (%)	30.7	10.2	34.0	7.4	38.2	10.4	0.003	0.269
Low (%)	16.9	9.7	22.4	10.7	22.5	8.5	< 0.001	0.358
Moderate (%)	1.4	1.5	2.1	1.8	2.3	1.8	< 0.001	0.624

各条件の平均値と標準偏差を示す. 太字で記載の項目は認知課題条件による主効果が認められた項目を表す.

Mean: 平均値 SD: 標準偏差 ANOVA: Analysis of Variance

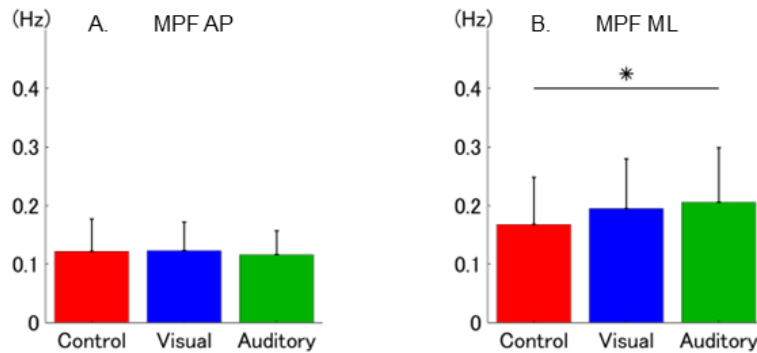


図 II-6. 平均パワー周波数 (MPF)

各認知課題条件における (A) AP 方向の MPF, (B) ML 方向の MPF を示す. グラフは平均値と SD を表す.

赤 : Control 条件 青 : Visual 条件 緑 : Auditory 条件. *: $p < 0.05$

AP 方向の PSD 分析に関しては, Moderate の周波数帯を除いて認知課題条件の主効果が認められた (表 II-2).

Ultra-low の周波数帯に関しては, Control 条件と比較して, Auditory 条件で PSD の割合が有意に減少した ($p = 0.006$; 図 II-7A). 一方, Control 条件と Visual 条件との間, および Visual 条件と Auditory 条件との間には有意差が認められなかった ($p = 0.070, p = 1.000$).

Very-low の周波数帯に関しては, Control 条件と比較して, Auditory 条件で PSD の割合が有意に増加した ($p = 0.009$; 図 II-7C). 一方, Control 条件と Visual 条件との間, および Visual 条件と Auditory 条件との間には有意差が認められなかった ($p = 0.399, p = 0.850$).

Low の周波数帯に関しては, Control 条件と比較して, Visual 条件で PSD の割合が有意に増加した ($p = 0.011$; 図 II-7E). 一方, Control 条件と Auditory 条件との間, および Visual 条件と Auditory 条件との間には有意差が認められなかった ($p = 0.277, p = 0.597$).

ML 方向の PSD 分析に関しては, 全ての周波数帯で認知課題条件の主効果が認められた (表 II-2).

Ultra-low の周波数帯に関しては, 他 2 条件と比較して, Auditory 条件で PSD の割合が有意に減少した (Control 条件: $p < 0.001$, Visual 条件: $p = 0.035$; 図 II-7B). 加えて, Control 条件と比較して, Visual 条件で PSD の割合が有意に減少した ($p = 0.003$).

Very-low の周波数帯に関しては, 他 2 条件と比較して, Auditory 条件で PSD の割合が有意に増加した (Control 条件: $p = 0.002$, Visual 条件: $p = 0.017$; 図 II-7D). 一方, Control 条件と Visual 条件との間には有意差が認められなかった ($p = 0.474$).

Low の周波数帯に関しては, Visual 条件, Auditory 条件ともに Control 条件と比較して, PSD の割合が有意に増加した ($p = 0.005, p < 0.001$; 図 II-7F). 一方, Visual 条件と Auditory 条件との間には有意差が認められなかった ($p = 1.000$).

Moderate の周波数帯に関しては, 他 2 条件と比較して, Auditory 条件で PSD の割合が有意に増加した (Control 条件: $p < 0.001$, Visual 条件: $p = 0.041$; 図 II-7H). 加えて, Control 条件と比較して, Visual 条件で PSD の割合が有意に増加した ($p < 0.001$).

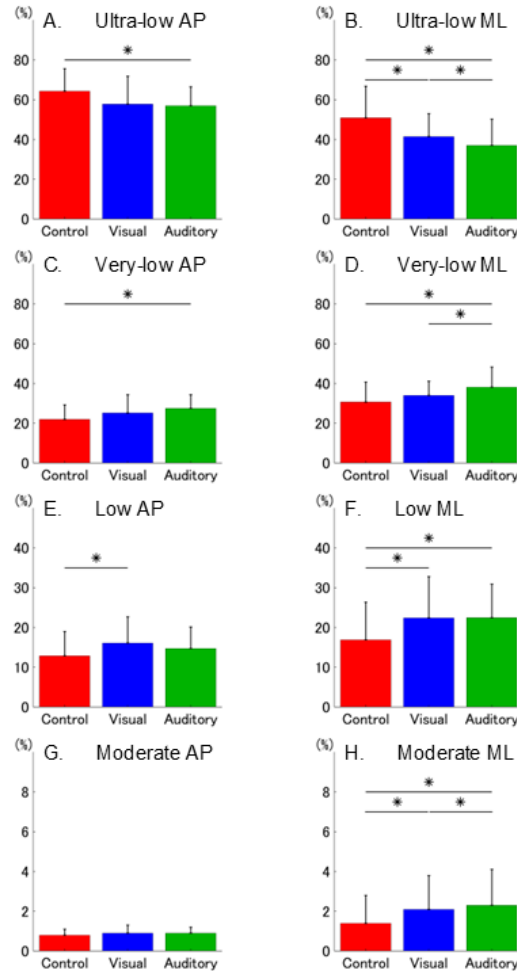


図 II -7. 各方向のパワースペクトル密度 (PSD) の割合

各認知課題条件における (A,B) AP 方向および ML 方向の Ultra-low の周波数帯の割合 (Ultra-low AP, Ultra-low ML), (C,D) AP 方向および ML 方向の Very-low の周波数帯の割合 (Very-low AP, Very-low ML), (E,F) AP 方向および ML 方向の Low の周波数帯の割合 (Low AP, Low ML), (G,H) AP 方向および ML 方向の Moderate の周波数帯の割合 (Moderate AP, Moderate ML) を示す。グラフは平均値と SD を表す。

赤 : Control 条件 青 : Visual 条件 緑 : Auditory 条件. *: $p < 0.05$

II - 3 - 4. 認知課題正答率

Visual 条件の認知課題の正答率は $97.9 \pm 3.4\%$, Auditory 条件の認知課題の正答率は $91.9 \pm 10.3\%$ であり, Auditory 条件は Visual 条件と比較して有意に認知課題の正答率が低下した ($p < 0.001$).

II - 4. 考察

本章では、認知課題の感覚様式の違いが静止立位時の姿勢制御に与える影響を認知課題の内容を統制した条件で検証した。結果、Control 条件と比較して、Visual 条件と Auditory 条件ともに、Sway area, Range ML および SD ML が有意に減少した。一方、ML 方向の MPF は、Control 条件と比較して、Auditory 条件で有意に増加したのに対し、Control 条件と Visual 条件との間には有意差が認められなかった。加えて、ML 方向における Moderate の周波数帯の PSD の割合は他の 2 条件と比較して、Auditory 条件で有意に増加した。上述の内容から、認知課題の内容を統制した場合でも、姿勢制御に与える影響は認知課題の感覚様式により異なることが示唆された。

Visual 条件、Auditory 条件ともに Sway area, Range ML, および SD ML が Control 条件と比較して有意に減少した。これらの結果から、認知課題の実施により静止立位時の姿勢動揺が減少することが示された。加えて、非線形分析の結果から、ML 方向においては、Visual 条件、Auditory 条件ともに Low の周波数帯の割合だけでなく、Moderate の周波数帯の割合が増加した。さらに、ML 方向の MPF に関しては、Auditory 条件では Control 条件と比較して有意に増加していたのに対し、Visual 条件と Control 条件との間には有意差が認められなかった。先行研究から、Moderate の周波数帯の割合の増加は制御時の筋活動の増加を示すことが明らかになっている^{85,90}。加えて、Zaback らは⁹¹、姿勢制御の自動化が促進されている時は、立位保持中の筋活動や Moderate の周波数帯の割合が減少すると報告している。さらに、COP 動揺範囲もしくは変動性の減少と、MPF の増加が同時に生じていた場合は筋活動が増加する戦略へ移行していることを反映すると報告されている⁹²⁻⁹⁴。上述の内容から、Visual 条件、Auditory 条件ともに、認知課題の実施により姿勢制御の自動化ではなく、筋活動を増加させる戦略（スティフネス戦略）が誘発されることが示唆された。加えて、Auditory 条件の方が Visual 条件よりもスティフネス戦略を誘発する可能性が示された。

加えて、AP 方向の結果から、Auditory 条件は姿勢制御戦略の変化を誘発するだけでなく、感覚の重みづけにも変化をもたらす可能性がある。Auditory 条件では、AP 方向の Ultra-low の PSD の減少と、Very-low の PSD の増加が生じた。先行研究から、Ultra-low の周波数帯は視覚系の寄与、Very-low の周波数帯は前庭系の寄与を反映している^{85,86,95,96}。加えて、認知課題を実施する際は、視覚情報を認知課題の処理により多く用いるため、姿勢制御における Ultra-low の寄与率が減少することが明らかになっている⁹⁷。更に、前庭覚の感覚入力 AP 方向の姿勢安定性の維持に寄与することが報告されている⁹⁸。上述の内容から、Auditory 条件では、AP 方向の姿勢安定性を維持するために、視覚から前庭覚への感覚の再重みづけが誘発されたと考えられる。

本研究の結果は、聴覚認知課題の方が視覚認知課題よりも姿勢制御に影響を与えることを示唆するものであった。この要因には聴覚認知課題の方が視覚認知課題よりも課題実施時に注意容量を多く消費する可能性が挙げられる。実際に、感覚フィードバックを用いた研究では、聴覚フィードバックの方が視覚フィードバックよりも課題実施時の脳活動が増加するこ

とが明らかになっている⁹⁹⁻¹⁰¹。従って、聴覚認知課題は視覚認知課題よりも注意容量を消費することで、姿勢制御戦略の変化や感覚の再重みづけがより強く誘発されると考えられる。

II - 5. 小括

本章を総括すると、PASATの方がPVSATよりも静的バランスにおける姿勢制御戦略の変化や感覚の再重みづけを誘発する、すなわち姿勢制御により影響を与えることが明らかになった。本章の結果を基に、PASATを用いて、二重課題条件での歩行開始時のAPAと歩行速度の関連性の検証（第III章）、二重課題条件での歩行開始時のAPAを改善させる介入が二重課題条件での歩行能力に与える影響の検証（第IV章）を実施した。

第Ⅲ章

歩行開始時の予測的姿勢制御と歩行速度の関連性の検証

Ⅲ - 1. 背景

PD 患者、脳卒中患者、および 1 年に 1 回以上の転倒を経験した地域高齢者では COP から算出された歩行開始時の APA でみられる COP の後方偏移および遊脚側への偏移が減少することが示されている^{21,25-27,30}。加えて、APA の持続時間は転倒リスクが高い PD 患者および脳卒中患者で延長することが明らかとなっている^{25,32}。また、健常若年者を対象とした研究では歩行速度の違いにより APA の偏移量や持続時間が変化することも示されている³³。上述の内容から、単一課題条件での歩行開始時の APA は歩行速度に影響を与えている可能性が示唆されているだけでなく、転倒リスクの評価指標としても有益であると推測される。

上述の通り、歩行開始時の APA は転倒リスクの評価指標としても有益であるため、臨床現場や地域社会に導入することが求められる。しかしながら、歩行時の APA の解析方法に関する上述の研究のように、従来、APA を解析するためには床反力計から算出された COP が用いられてきた。しかし、床反力計は大規模で高価であるため、臨床現場や地域社会に導入することが困難である。このような背景を受けて、近年ではより簡便で導入しやすい慣性計測装置 (Inertial Measurement Units: IMUs) を用いて歩行開始時の APA を解析する方法が普及してきている。実際に、歩行開始時の APA でみられる後方への COP 偏移は、IMUs から算出された腰部の最大前方加速度と有意な相関関係があり、遊脚側への COP 偏移は、同じく IMUs から算出された腰部の立脚側への最大加速度と有意な相関関係があることが示されている^{102,103}。加えて、IMUs から算出された APA 持続時間と COP から算出された APA 持続時間の間にも有意な相関関係が認められている¹⁰⁴。PD 患者を対象にし、IMUs を用いて歩行開始時の APA について検討した研究では、PD 患者が健常者と比較して、歩行開始時の腰部の前方および立脚側への最大加速度が有意に減少すること^{103,105}、IMUs から算出された APA 持続時間が延長することが示されている¹⁰⁵。上述の内容から、より簡便で導入しやすい IMUs から算出された歩行開始時の APA は COP から算出された同指標と同程度の妥当性および信頼性があることが明らかになっている。従って、IMUs を用いた APA の解析方法を臨床現場や地域社会に還元することが求められる。

一方、床反力計を用いた研究だけでなく、IMUs を用いた研究でも二重課題条件での歩行開始時の APA と歩行速度の関連性を検証した研究は筆者の知る限りない。二重課題条件では、大脳皮質の活動が増加することで、運動の随意性が高まり、その結果として、歩行開始時の APA がより定常歩行速度に影響を与えると推測される⁵⁶⁻⁶⁰。単一課題条件での歩行開始時の APA は歩行練習だけでなく、ステップ練習などの動的バランス練習によって改善することが示されており⁵¹⁻⁵³、単一課題条件での定常歩行速度の改善は歩行開始時の APA の改善を仲介としている可能性がある。上述の内容から、二重課題条件での歩行開始時の APA と定常歩行速度の関連性を示すことは、二重課題条件での歩行能力を改善させる介入として安全に実施することが可能なステップ課題を用いるために必要な知見である。加えて、IMUs を二重課題条件での歩行開始時の APA と歩行速度の関連性を用いて解明することで、非常に有益な転倒リスク指標となる二重課題条件での歩行開始時の APA を臨床現場や地域社会でも容易に測定することが可能となるだけでなく、歩行開始時の APA を改善させる介入の

効果进行评估することも可能となる．上述の内容より，本章の目的は，IMUs を用いて二重課題条件での歩行開始時の APA と定常歩行速度の関連性を検証することとした．

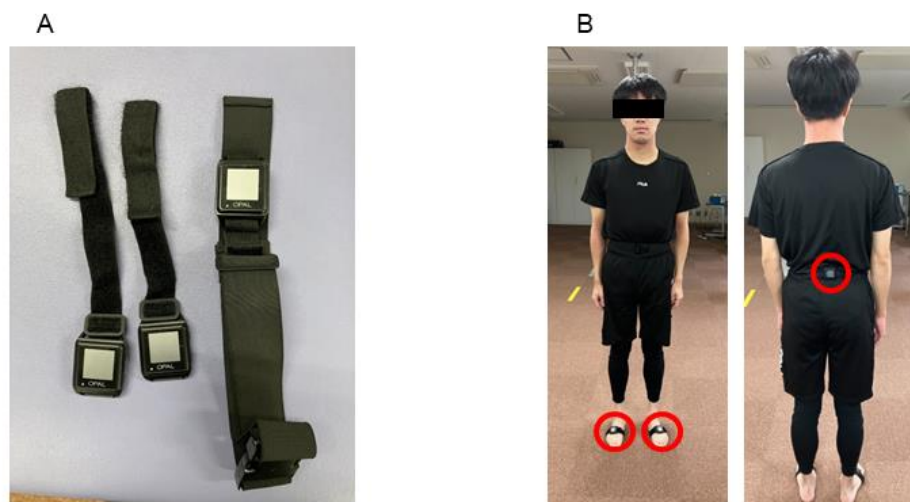
Ⅲ - 2. 対象と方法

Ⅲ - 2 - 1. 対象

健常若年者 31 名（性別：男性 17 名，女性 14 名，年齢： 22.7 ± 1.4 歳，身長： 165.6 ± 8.6 cm，体重： 56.2 ± 9.0 kg）を対象とした．除外基準は，神経学的疾患の既往がある者，整形外科的疾患を有する者とした．対象者には予め口頭および書面に本研究の目的や実験手順などを十分に説明し，書面にて同意を得た．本研究は北海道大学大学院保健科学研究院の倫理審査委員会を経て保健科学研究院長の承諾を得て実施した（No. 21-23）．

Ⅲ - 2 - 2. 使用機器

歩行速度の算出および歩行開始時の APA を算出するために，対象者の腰部と左右の足部に IMUs (APDM, Portland, OR, USA) を装着した（図Ⅲ-1）．IMUs のデータは 128Hz で収集し，4 次の Butterworth low-pass filter（カットオフ周波数：3Hz）を用いてフィルタリング処理を行った．PASAT はⅡ章と同じスピーカー（BOSE Corp, Tokyo, Japan）を用いて提示した．

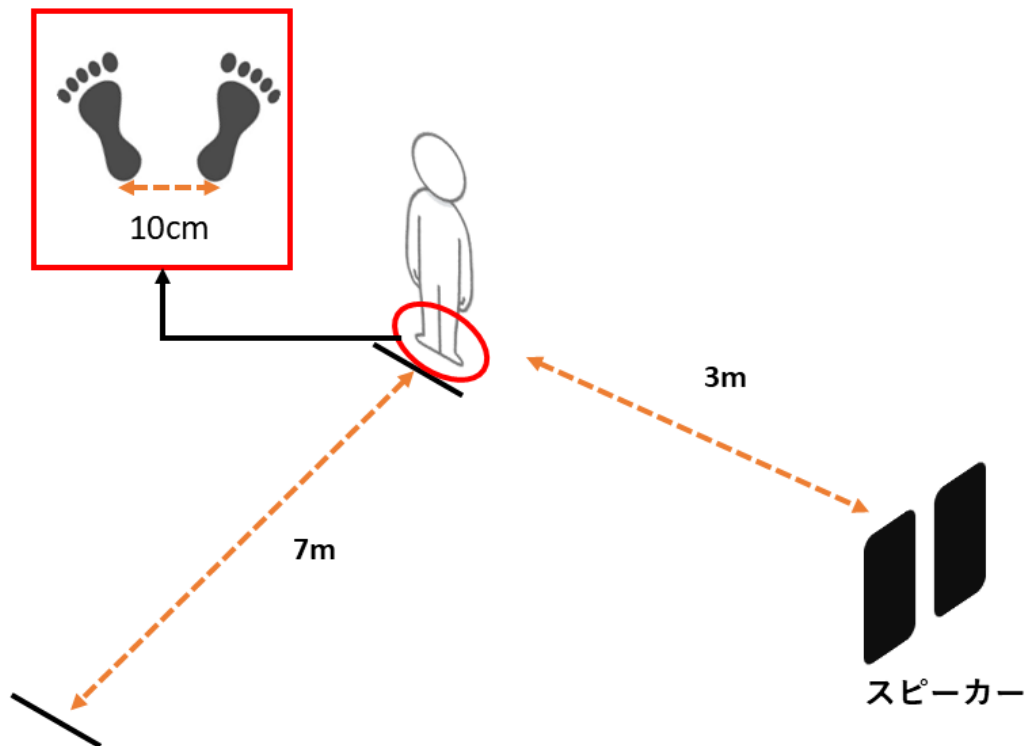


図Ⅲ-1. 実験で使用した IMUs とその装着位置

A は，本実験で使用した IMUs を示す．B は，IMUs の装着位置を赤丸で示したものである．本研究では，左右の足部と腰部に装着した．

Ⅲ - 2 - 3. 実験環境

対象者は、両上肢を下垂させ、両股関節外旋 10° 、踵部間距離が 10cm となる姿勢で静止立位を取るよう指示された¹⁰⁶。また、開始位置と開始位置から前方 7m の位置に目印を設置し、7m の歩行路を作成した。加えて、PASAT を提示するために、開始位置から約 3m 離れた地点にスピーカーを設置した（図Ⅲ-2）。



図Ⅲ-2. 実験環境の模式図

対象者は踵部間距離を 10cm、両股関節外旋 10° の肢位で静止立位を保持した。PASAT を提示するためのスピーカーは、対象者の開始位置から 3m 離れた地点に設置した。また、開始位置と開始位置から前方 7m の位置に目印を置き、7m の歩行路を作成した。

Ⅲ - 2 - 4. 実験課題

対象者は、上述した肢位にて 30 秒間静止立位を保持した後、7m の歩行路を 60 秒間出来るだけ早く往復するよう指示された。対象者は、まず歩行課題のみを実施する Single 条件に取り組んだ後、歩行課題と認知課題を同時に実施する Dual 条件に取り組んだ。Ⅱ章の結果から、Dual 条件での認知課題は PASAT とし、「認知課題は出来るだけ正確に答えるように」と指示した。

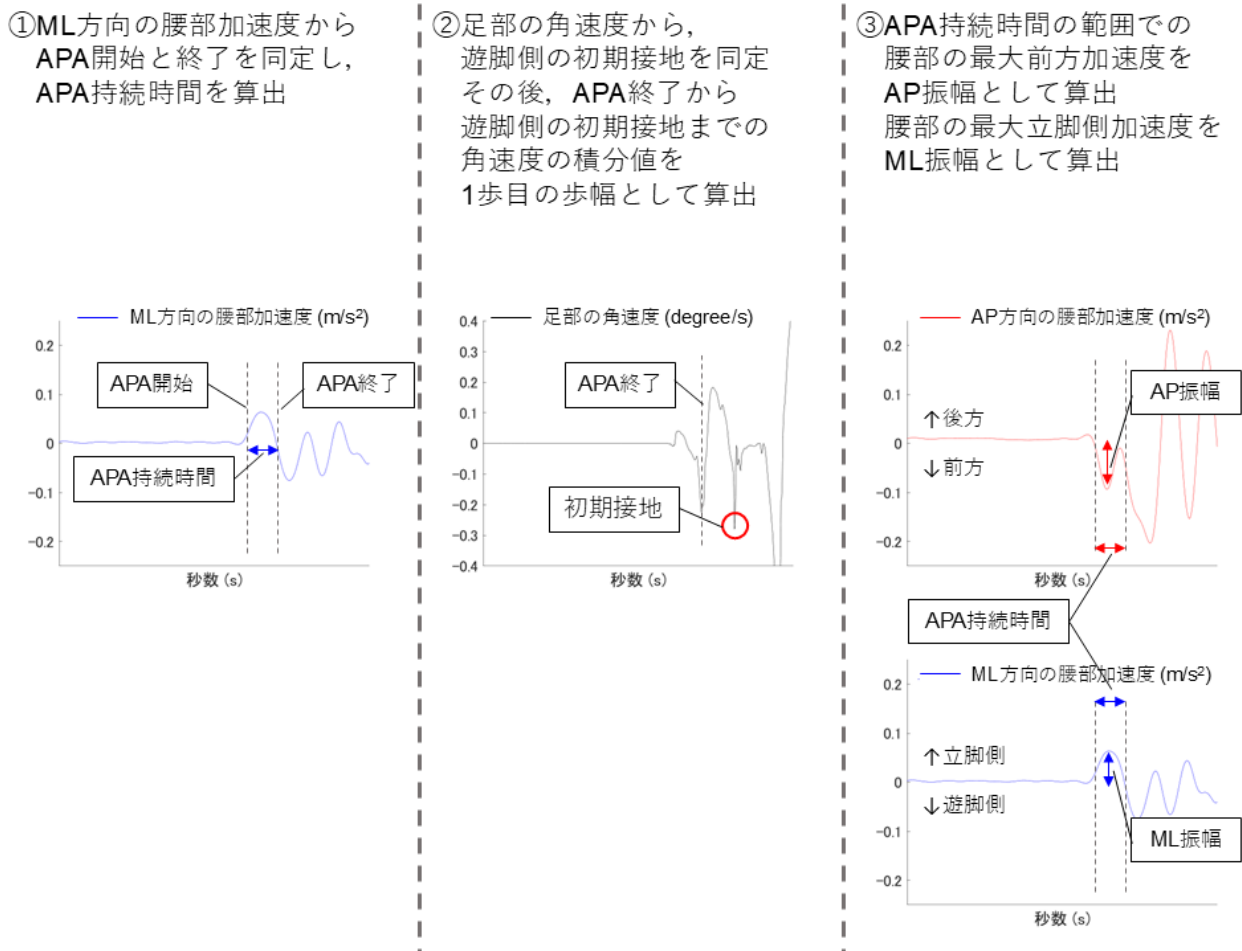
Ⅲ - 2 - 5. データ解析

IMUs を用いた歩行開始時の APA の解析方法の妥当性および信頼性を報告した研究に基づき¹⁰⁷⁻¹¹⁰, IMUs から収集した腰部と左右足部の加速度および角速度は, MATLAB software を用いて処理した.

歩行開始時の APA の指標として, 以下の指標を算出した: (1)APA 持続時間; 歩行開始動作における APA 開始から APA 終了までの時間, (2)AP 振幅; APA 持続時間の範囲における腰部の最大前方加速度, (3) ML 振幅; APA 持続時間の範囲における腰部の最大立脚側加速度, (4) 1 歩目の歩幅; APA 終了から初期接地までの角速度の積分値 (図Ⅲ-3).

定常歩行速度の算出には, Mobility Lab™ (The APDM Inc, Portland, OR, USA) を用いた. 定常歩行速度は, 1 歩行周期で前方に進んだ距離を 1 歩行周期の持続時間で除した値の平均値と定義し¹¹⁰, 歩行開始および方向転換による影響を除外して算出した¹¹¹.

加えて, Dual 条件では, 歩行中の PASAT の正答率を算出した.



図Ⅲ-3. IMU を使った歩行開始時の APA の算出方法

IMU から計測された前後 (AP) 方向の腰部加速度, 左右 (ML) 方向の腰部加速度, および遊脚側の足部の角速度を用いて歩行開始時の APA を算出した.

(文献 107~110 を参考に作成)

III - 2 - 6. 統計解析

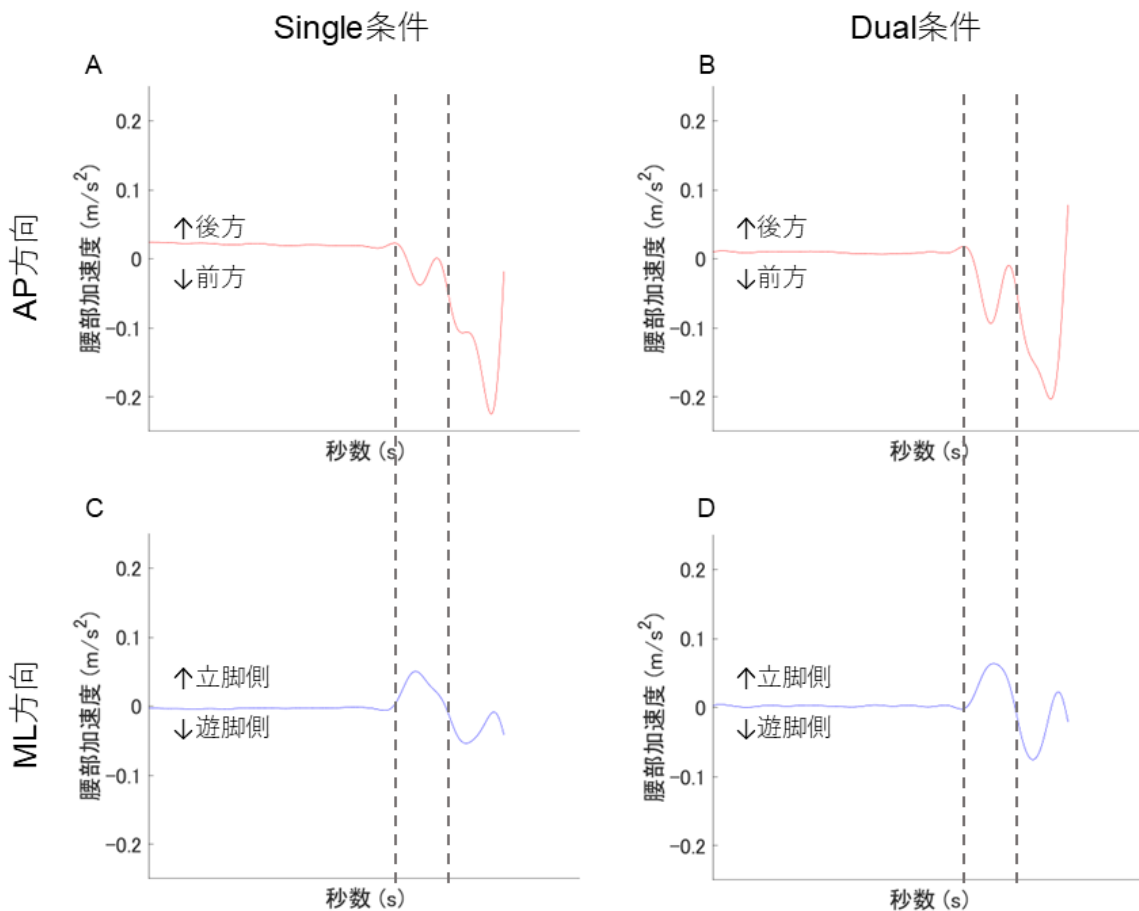
歩行開始時の APA が歩行速度に与える影響を検証するため、Single 条件と Dual 条件の両方で、強制投入法による重回帰分析を実施した。両条件ともに、歩行速度を従属変数とし、歩行開始時の APA (APA 持続時間, AP 振幅, ML 振幅, 1 歩目の歩幅) を説明変数とした。そして、各説明変数の非標準化係数 (B), 非標準化係数の標準誤差 (Standard error: SE), および標準化係数 (β) を算出した。加えて、多重共線性を検討するための指標として、Variance Inflation Factor (VIF) を説明変数ごとに算出した。Dual 条件においては、歩行開始時の APA に加えて、PASAT の正答率も説明変数とし、同様の指標を算出した。全ての統計解析には IBM SPSS statistics (version 30.0; IBM, Armonk, NY, USA) を使用し、統計学的有意水準は 5% 未満とした。

III - 3. 結果

本研究の対象者はすべての条件を実施し、途中で中止となる対象者はいなかった。

III - 3 - 1. 両条件の歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例

Single 条件および Dual 条件の歩行開始時の加速度の軌跡を図III-4 に示す。両条件ともに同様の腰部の加速度の偏移を示し、歩行開始時に APA が出現していることが明らかとなった。



図III-4. 両条件の歩行開始時の腰部加速度の軌跡

A, B はそれぞれ Single 条件, Dual 条件の AP 方向の腰部加速度の軌跡を, C, D は順に Single 条件, Dual 条件の ML 方向の腰部加速度の軌跡を示す。APA 持続時間は 2 本の点線で区切られた範囲である。全ての軌跡は遊脚側の初期接地までを描写している。Single 条件, Dual 条件ともに同様の腰部加速度の偏移を示し、歩行開始時に APA が出現していることが明らかとなった。

III - 3 - 2. Single 条件

Single 条件の結果を表Ⅲ-1 に示す．回帰分析の結果は有意であり ($p = 0.001$), Single 条件の歩行速度の 43.0%を予測していた ($R^2 = 0.430$, 調整済み $R^2 = 0.342$)．説明変数のうち, APA 持続時間は, 歩行速度に有意な負の影響を与えていた ($\beta = -0.585, p = 0.002$)．一方, APA 持続時間以外の説明変数は歩行速度に有意な影響を与えていなかった (AP 振幅 : $\beta = 0.189, p = 0.260$; ML 振幅 : $\beta = 0.127, p = 0.419$; 1 歩目の歩幅 : $\beta = 0.059, p = 0.730$)．

表Ⅲ-1. Single 条件での重回帰分析の結果

説明変数	非標準化係数		標準化係数	t値	p 値	VIF
	B	SE	β			
APA持続時間 (s)	-0.831	0.238	-0.585	-3.496	0.002	1.277
AP振幅 (m/s ²)	0.693	0.602	0.189	1.151	0.260	1.235
ML振幅 (m/s ²)	1.179	1.437	0.127	0.821	0.419	1.090
1歩目の歩幅 (degree)	0.001	0.003	0.059	0.349	0.730	1.301

Single 条件における従属変数を歩行速度とした時の回帰分析の結果を示す．太字で記載の項目は歩行速度に有意な影響を与えていた項目を表す．

B : 非標準化係数 SE : 標準誤差 (Standard Error) β : 標準化係数

VIF : Variance Inflation Factor

III - 3 - 3. Dual 条件

Dual 条件の結果を表III-2 に示す。回帰分析の結果は有意であり ($p=0.024$), Dual 条件の歩行速度の 38.7%を予測していた ($R^2=0.387$, 調整済み $R^2=0.265$)。説明変数のうち, APA 持続時間は歩行速度に有意な負の影響を与えていた ($\beta=-0.644, p=0.005$)。加えて, AP 振幅は歩行速度に有意な正の影響を与えていた ($\beta=0.386, p=0.037$)。一方, ML 方向の振幅, 1 歩目の歩幅, および PASAT の正答率は歩行速度に有意な影響を与えていなかった (ML 振幅 : $\beta=0.159, p=0.368$; 1 歩目の歩幅 : $\beta=0.172, p=0.421$; PASAT 正答率 : $\beta=0.172, p=0.331$)。

表 III-2. Dual 条件での重回帰分析の結果

説明変数	非標準化係数		標準化係数	t値	p 値	VIF
	B	SE	β			
APA持続時間 (s)	-1.420	0.463	-0.644	-3.068	0.005	1.798
AP振幅 (m/s²)	1.735	0.789	0.386	2.199	0.037	1.258
ML振幅 (m/s ²)	1.482	1.615	0.159	0.918	0.368	1.223
1歩目の歩幅 (degree)	0.004	0.005	0.172	0.819	0.421	1.797
PASAT正答率 (%)	0.265	0.268	0.172	0.991	0.331	1.228

Dual 条件における従属変数を歩行速度とした時の回帰分析の結果を示す。太字で記載の項目は歩行速度に有意な影響を与えていた項目を表す。

B : 非標準化係数 SE : 標準誤差 (Standard Error) β : 標準化係数

VIF : Variance Inflation Factor

III - 4. 考察

本章では、歩行開始時の APA が歩行速度に与える影響を、認知課題のない条件 (Single 条件)、および認知課題のある条件 (Dual 条件) で検証した。結果、Single 条件、Dual 条件ともに APA 持続時間が歩行速度に影響を与えることが示された。一方、Single 条件では AP 振幅が歩行速度に影響を与えないのに対し、Dual 条件では AP 振幅が歩行速度に影響を与えることが示された。上述の内容から、歩行開始時の APA は歩行速度に影響を与えること、および認知課題によりその影響が変化することが示唆された。加えて、Dual 条件では PASAT の正答率が歩行速度に有意な影響を与えていなかった。従って、本章の条件設定では、歩行課題と認知課題のトレードオフが生じていないことが示された。

Single 条件、Dual 条件ともに APA 持続時間は歩行速度に負の影響、すなわち APA 持続時間が増加するほど歩行速度が低下することが示された。先行研究から、APA 持続時間の増大は、歩行開始時の COP や COM の偏移が適切に実施されていないことを表している³²。加えて、PD 患者を対象とした研究から、PD 患者は歩行開始時の APA 持続時間が増大するだけでなく、1 歩目のステップの速度が減少すると報告されている²⁶。さらに、別の研究から、最大歩行速度条件は、快適歩行条件と比較して、1 歩目のステップ速度が増加すると報告されている¹¹²。以上の報告から、歩行開始時の COP や COM の偏移が適切に実施されないことで、APA 持続時間が増大し、増大した APA 持続時間により 1 歩目のステップ速度の減少が引き起こされ、その結果として、歩行速度が減少すると考えられる。本研究の結果は、認知課題の有無によらず APA 持続時間が上述した現象を引き起こし、歩行速度に影響を与える可能性を支持する。

Dual 条件では AP 振幅が歩行速度に正の影響、すなわち AP 振幅が増加するほど歩行速度が増加することが示された。先行研究から、歩行開始動作における AP 振幅には COM を前方に偏移し、歩行を開始する役割があることが明らかになっている^{14,20,21}。加えて、II 章の結果から、PASAT 実施時は静止立位時の筋活動を増加させるスティフネス戦略が誘発される。先行研究では、静止立位時の筋活動が増加するほど、前方の安定性限界 (Limits of Stability: LOS) が減少することが報告されている¹¹³。LOS は BOS を変化させない範囲で COM を随意的に偏移させることが出来る範囲と定義されており¹¹⁴、前方の LOS の減少は COM を随意的に前方に偏移させる範囲が狭小化することを表す。上述の内容から、Dual 条件は COM を前方に偏移することが Single 条件と比較して困難であったと考えられる。そのため、Dual 条件では APA により COM を大きく前方に偏移させることで、その後の歩行速度を大きく保っていたと考えられる。今後の研究では、二重課題条件での前方への LOS の測定も実施することでより詳細に二重課題条件での歩行開始時の APA と歩行速度の関連性を検証することが期待される。

一方、Single 条件では、AP 振幅は歩行速度に有意な影響を与えなかった。AP 振幅、すなわち歩行開始時の COP の後方偏移、もしくは腰部の最大前方加速度が減少していると報告されている PD 患者および脳卒中患者は、いずれも前方への LOS が健常者と比較して減少することが報告されている^{115, 116}。加えて、PD 患者、脳卒中患者ともに静止立位時の筋活

動も健常者と比較して増加することが明らかになっている^{117,118}。上述の内容から、単一課題条件での AP 振幅と定常歩行速度の関連性を示唆していた PD 患者および脳卒中患者は、本研究における Dual 条件と同様の機序で AP 振幅が歩行速度に影響を与えていた可能性がある。一方、本研究では前方への LOS が維持されており、かつ静止立位時の筋活動も増加していない健常若年者を対象としたため、Single 条件では AP 振幅が歩行速度に影響を与えなかったと考える。

ML 振幅に関しては、Single 条件、Dual 条件ともに歩行速度に有意な影響を与えていなかった。先行研究から、歩行開始時の APA のうち、ML 方向は歩行安定性に寄与することが明らかになっている²⁴。実際、ML 振幅が減少している PD 患者および脳卒中患者は、歩行不安定性も増大している^{119,120}。一方、本章の対象者は健常若年者であり、歩行不安定性を認めた対象はいなかった。上述の内容から、歩行不安定性を認めていない健常若年者を対象としたことで ML 振幅が歩行速度に影響を与えなかった可能性がある。今後の研究では、地域高齢者、PD 患者、および脳卒中患者などの歩行不安定性が健常若年者よりも高い対象も追加した更なる検討が必要である。

Ⅲ - 5. 小括

本章の結果を総括すると、健常若年者においては、認知課題の有無によらず、歩行速度は歩行開始時の APA 持続時間の影響を受けることが示された。加えて、二重課題条件での歩行速度に関しては、APA 持続時間に加えて、AP 方向の振幅も歩行速度に影響を与えることが明らかとなった。

本章の結果から、歩行開始時の APA を改善させる介入により、歩行速度が改善する可能性が示唆された。従って、第Ⅳ章では歩行開始時の APA を改善させるステップ練習に着目し、二重課題条件での歩行能力に与える影響の検証を実施した。

第Ⅳ章

二重課題でのステップ練習が二重課題条件での歩行能力に与える影響

IV - 1. 背景

二重課題条件での歩行能力は日常生活動作における歩行能力を反映する能力である。多くの先行研究で、二重課題条件での歩行練習が同様の条件での歩行能力を改善することが示されている^{46,47}。しかし、二重課題条件での歩行練習は練習中に転倒するリスクが高く、介助者や転倒補助具などが必要となる練習方法であり、安全性や実用性に乏しい練習方法である。一方で、ステップ課題の1種類であるCSRTは、高齢者の転倒リスク評価として用いられるだけでなく¹²¹⁻¹²³、近年ではCSRTを用いたホームエクササイズを実施することで、高齢者の転倒率が減少することが明らかになっている⁵⁴。加えて、CSRTを用いた練習を実施することで、CSRT実施時のステップパフォーマンスが向上すること^{61,62}、および単一課題条件での歩行速度が改善することが明らかになっている^{48,49}。従って、CSRTを用いた練習課題は、安全に実施が可能であり、CSRTのパフォーマンスだけでなく、単一課題条件での歩行能力の改善に寄与することが明らかになっている。

著者らは第III章で、二重課題条件において、歩行開始時のAPA持続時間およびAP振幅が歩行速度に影響を与えることを示した。従って、二重課題条件での歩行開始時のAPA持続時間を短縮、もしくはAP振幅を増大させる介入は二重課題条件での歩行速度を向上させる可能性が示唆される。上述したCSRTを用いた練習課題はCSRTのステップパフォーマンスだけでなく、APAの改善も引き起こしていると推測される。加えて、CSRT実施時は歩行開始時と同様のCOP偏移が観測されることが明らかになっている¹²⁴⁻¹²⁶。従って、CSRTを用いた練習は、CSRT実施時のAPAだけでなく、類似動作である歩行開始時のAPAを改善し、その結果として、歩行開始時のAPAおよび定常歩行時の歩行速度を改善させる可能性がある。加えて、CSRTのパフォーマンスには抑制機能と呼ばれる不必要な刺激を抑制する際に機能する注意機能が関連すると報告されており¹²⁷、抑制機能は二重課題のパフォーマンスに影響を与えることが報告されている^{128,129}。従って、CSRTを用いた練習は二重課題条件でのステップパフォーマンスを向上させる練習方法であり、二重課題条件での歩行開始時のAPAおよび定常歩行速度を向上させる可能性がある。

従って、本章の目的は、安全に実施することが可能なCSRTを用いた練習課題が、CSRTの実施時のAPA、二重課題条件での歩行開始時のAPA、定常歩行速度、および認知課題正答率に与える影響を検証することとした。

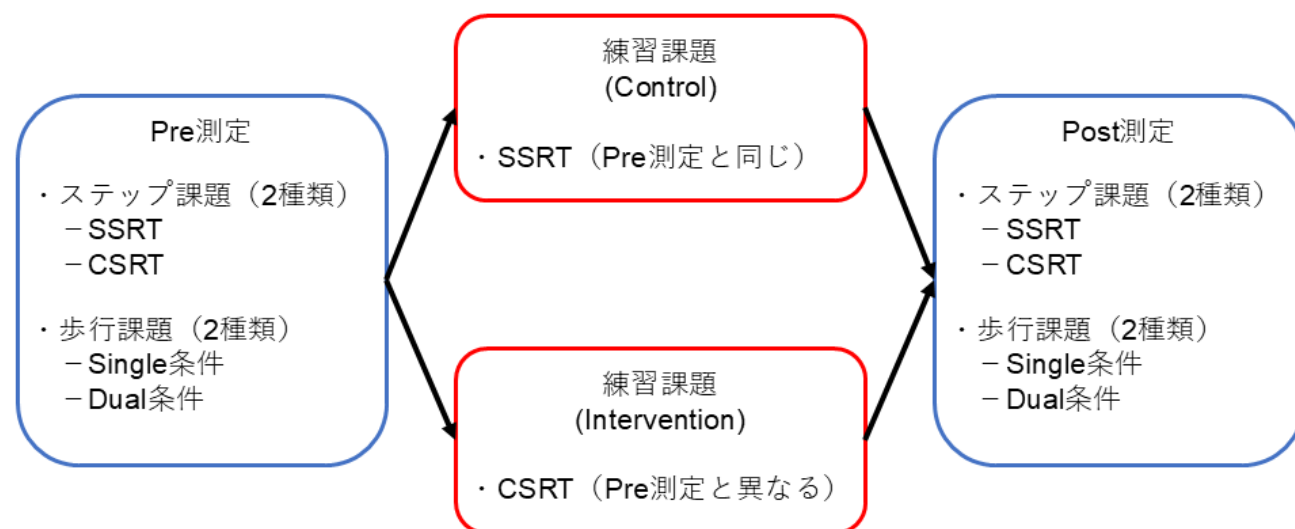
IV - 2. 対象と方法

IV - 2 - 1. 対象

健常若年者 16 名（性別：男性 8 名，女性，8 名，年齢： 23.0 ± 1.2 歳，身長： 164.2 ± 8.4 cm，体重： 55.6 ± 6.7 kg）を対象とした．除外基準は，神経学的疾患の既往がある者，整形外科的疾患を有する者とした．対象者には予め口頭および書面で本研究の目的や実験手順などを十分に説明し，書面にて同意を得た．本研究は北海道大学大学院保健科学研究院の倫理審査委員会を経て保健科学研究院長の承諾を得て実施した（No. 21-23）．

IV - 2 - 2. 実験プロトコル

本研究で用いたプロトコルを図IV-1 に示す．対象者は CSRT を用いた練習課題を実施する群（Intervention）と CSRT から認知負荷を省いた Simple Step Reaction Test（SSRT）を実施する群（Control）のいずれかに無作為に割り当てられた．本研究は，最初に Pre 測定として，SSRT と CSRT，認知負荷の有無による 2 種類の歩行課題 2 種類（Single 条件，Dual 条件）を実施した．次に練習課題として，SSRT と難易度の異なる CSRT のいずれかを実施した．最後に，Post 測定として，Pre 測定と同様の課題を実施した．



図IV-1. 実験プロトコル

図は，本研究で用いたプロトコルを示している．本研究は，最初に Pre 測定として，SSRT，CSRT，歩行課題 2 種類（Single 条件，Dual 条件）の計 4 種類の課題を実施した．その後，練習課題として，Control 群は SSRT を，Intervention 群は，Pre 測定と難易度の異なる CSRT を実施した．練習課題後には Post 測定として，Pre 測定と同じ 4 種類の課題を実施した．

IV - 2 - 3. 使用機器

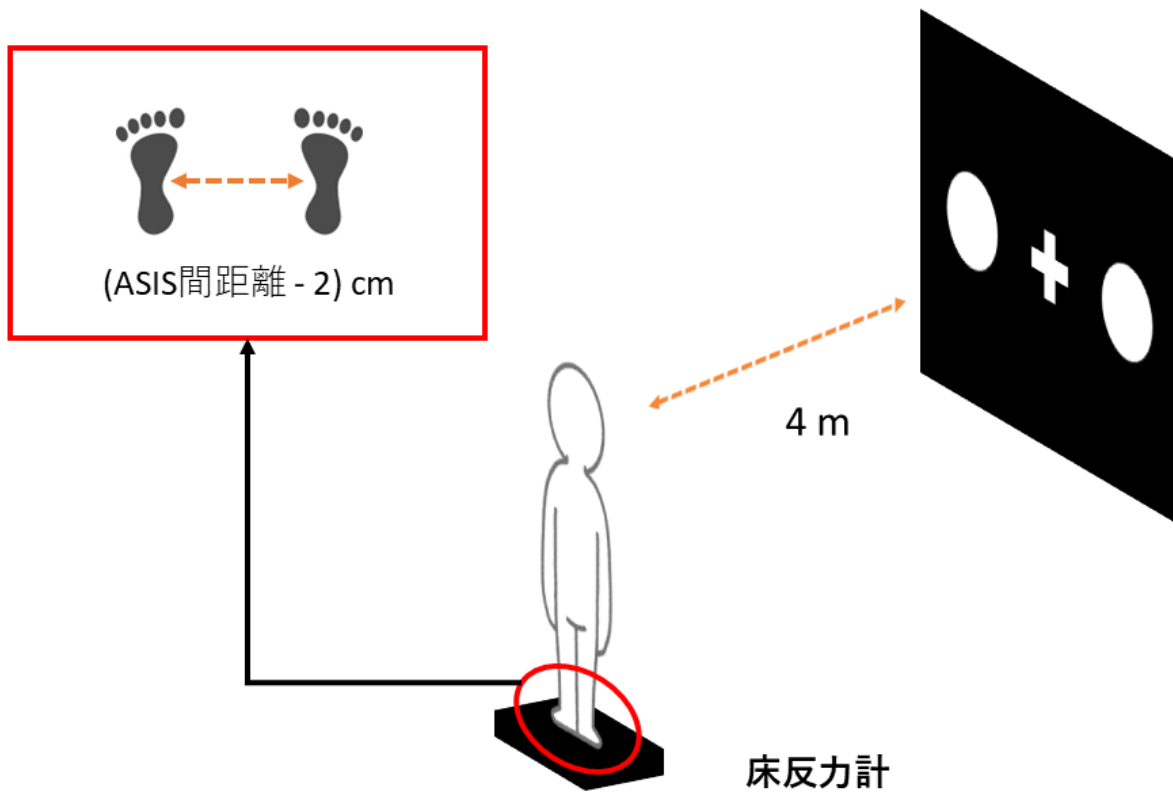
ステップ課題実施時には、ステップ動作時の AP 方向および ML 方向の COP 座標を算出するために、1 枚の床反力計 (Kistler, Winterthur, Switzerland) を使用した。床反力データは 1000Hz で収集し、4 次の Butterworth low-pass filter (カットオフ周波数：8Hz) を用いて処理を行った。視覚刺激の作成および床反力データをリアルタイムで収集するために、LabView (The National Instruments Corp, Austin, TX, USA) を使用した。LabView で作成した視覚刺激の提示には、103 インチのモニター (OSM Corp, Hyogo, Japan) を使用した。

歩行課題実施時には、歩行速度の算出および歩行開始時の APA を算出するために、対象者の腰部と左右の足部に IMUs (APDM, Portland, OR, USA) を装着した (図Ⅲ-1)。IMUs のデータは 128Hz で収集し、4 次の Butterworth low-pass filter (カットオフ周波数：3Hz) を用いてフィルタリング処理を行った。認知課題はスピーカー (BOSE Corp, Tokyo, Japan) を用いて提示した。

IV - 2 - 4. 実験環境

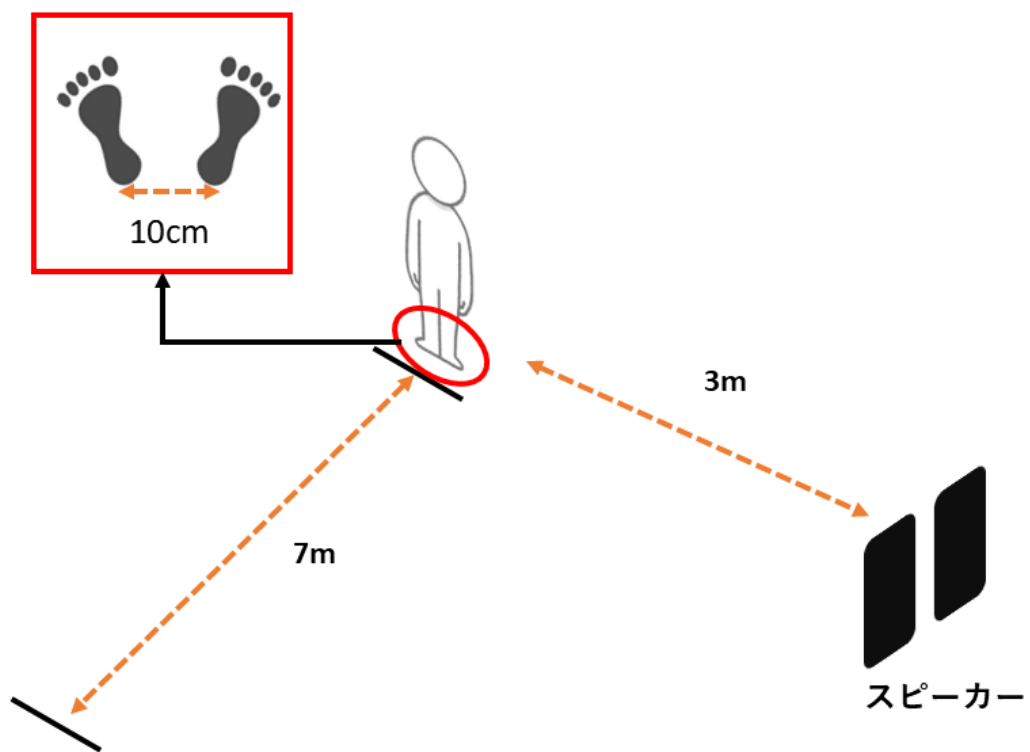
ステップ課題実施時には、対象者は、両上肢を体側に下垂させ、両踵間距離を両上前腸骨棘 (Anterior Superior Iliac Spine: ASIS) 間距離から 2cm 引いた値に設定し、足部を平行にした静止立位をとるように指示された¹³⁰。また、前方 4m の位置に上述したモニターを配置し、モニター中央に十字の固視点、固視点の両脇に 2 つの丸を提示した。対象者は提示された固視点を注視するように指示された (図Ⅳ-2)。

歩行課題実施時には、Ⅲ章と同様に、対象者は、両上肢を体側に下垂させ、両股関節外旋 10°、両踵部間距離が 10cm となる姿勢で立位を取るように指示された¹⁰⁸。また、開始位置と開始位置から前方 7m の位置に目印を設置し、7m の歩行路を作成した。加えて、PASAT を提示するために、開始位置から約 3m 離れた地点にスピーカーを設置した (図Ⅳ-3)。



図IV-2. ステップ課題の実験環境

対象者は床反力計の上で両踵間を両上前腸骨棘 (ASIS) 間距離から 2cm 引いた距離とした静止立位を保持した。視覚刺激を提示するために対象者の 4m 前方にモニターを設置した。対象者には、中央に提示されている十字の固視点を注視するように指示した。



図IV-3. 歩行課題の模式図

対象者は踵部間距離を 10cm、両股関節外旋 10° の肢位で静止立位を保持した。PASAT を提示するためのスピーカーは、対象者の開始位置から 3m 離れた地点に設置した。また、開始位置と開始位置から前方 7m の位置に目印を置き、7m の歩行路を作成した。

IV - 2 - 5. 実験課題

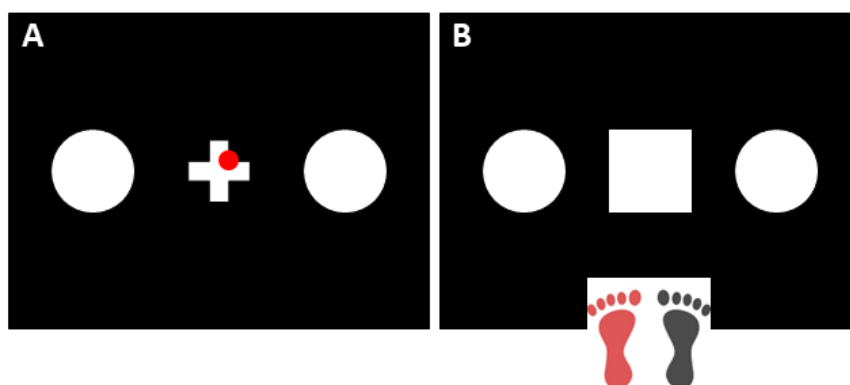
IV - 2 - 5 - 1. Pre 測定, Post 測定

IV - 2 - 5 - 1 - 1. ステップ課題

IV - 2 - 5 - 1 - 1 - 1. SSRT

単一課題でのステップ課題として SSRT を実施した。対象者は、各試行の開始前に右下肢もしくは左下肢でステップを実施するように口頭で指示された。その後、対象者は床反力計の上で上述した両踵間を ASIS 間距離から 2cm 引いた距離とした静止立位を保持し、試行開始 5 秒後に対象者の COP 位置を示す赤い点をモニター上に提示し（図IV-4A）、対象者には固視点の中央に赤い点を合わせるように指示した。COP が提示されてから 10 から 15 秒の間の無作為なタイミングで、固視点が正方形に切り替わり、COP 位置を示す赤い点が消失した（図IV-4B）。対象者は正方形が提示されたタイミングで、できるだけ素早く事前に指示された下肢で前方ステップを行うように指示された。

先行研究から、対象者のステップ長は対象者の転子果長 (Trochanter malleolar distance: TMD) の 40%に設定した¹²⁵。SSRT は左右 5 施行, 計 10 施行をランダムな順序で実施した。

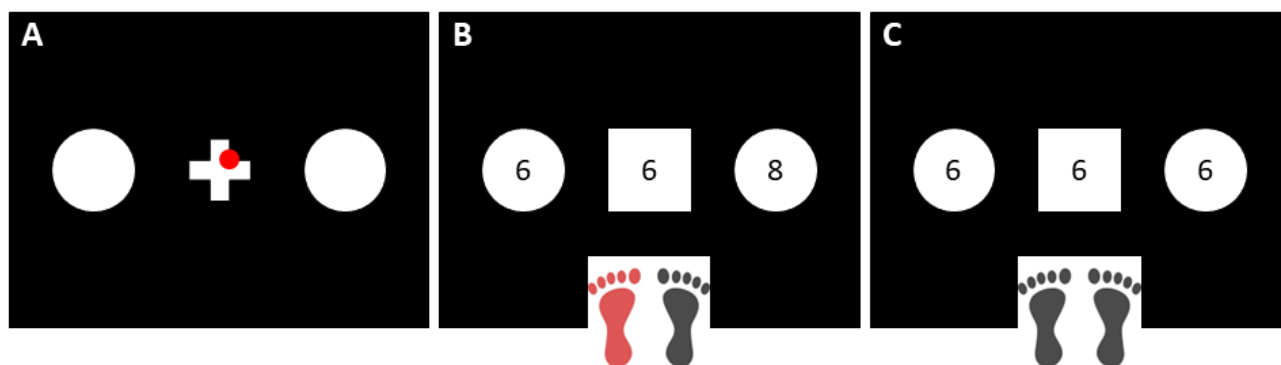


図IV-4. SSRT の視覚刺激

図の A は、対象者の COP 位置を赤い丸として提示した瞬間を示している。対象者には赤い丸を固視点の中央に保持するように指示した。図の B は、視覚刺激を提示した瞬間を示している。対象者には視覚刺激が提示されたタイミングで指示された下肢（図の例では左下肢）で前方ステップをできるだけ素早く行うように指示した。

IV - 2 - 5 - 1 - 1 - 2. CSRT

対象者は SSRT と同じ肢位で施行を開始し、5 秒後に対象者の COP 位置を示す赤い点をモニターに提示した（図IV-5A）。SSRT と同様に、対象者には固視点の中央に赤い点を合わせるように指示した。COP が提示されてから 10 から 15 秒の間の無作為なタイミングで、固視点が正方形に切り替わり、提示された正方形と 2 つの丸の中心に 1 桁の数字が提示された。対象者は真ん中に提示された数字と同じ数字が書かれている丸に対応している下肢（固視点の右にある丸は右下肢に対応）で、できるだけ素早く前方ステップを行うように指示された（図IV-5B）。施行回数およびステップ長は SSRT と同様とした。なお、提示された 3 つの数字すべてが一致した施行は、Catch trial と定義し、どちらの下肢でも前方ステップを行わないように指示した（図IV-5C）。Catch trial は CSRT の施行回数に含めなかった。



図IV-5. CSRT の視覚刺激

図の A は、対象者の COP 位置を赤い丸として提示した瞬間を示している。対象者には SSRT 実施時と同様に赤い丸を固視点の中央に保持するように指示した。図の B は、視覚刺激を提示した瞬間を示している。対象者には真ん中の四角形と同じ数字が書かれている丸に対応する下肢（図の例では左下肢）で前方ステップを行うように指示した。図の C は、Catch trial を示している。Catch trial の時は、対象者にはどちらの下肢でも前方ステップを行わないように指示した。

IV - 2 - 5 - 1 - 2. 歩行課題

対象者は、上述した踵部間距離を 10cm、両股関節外旋 10° の肢位にて 30 秒間静止立位保持をした後、7m の歩行路を 60 秒間出来るだけ早く往復するように指示された。対象者は、Ⅲ章と同様に、まず歩行課題のみを実施する Single 条件に取り組んだ後、歩行課題と認知課題を同時に実施する Dual 条件に取り組んだ。Dual 条件での認知課題もⅢ章と同様に PASAT とし、「認知課題は出来るだけ正確に答えるように」と指示した。

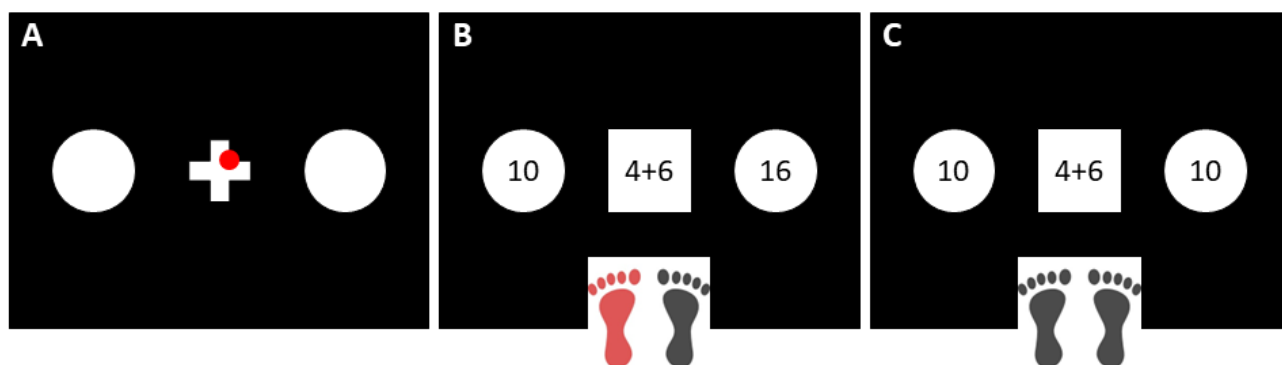
IV - 2 - 5 - 2. 練習課題

IV - 2 - 5 - 2 - 1. Control 群

Control 群は、テスト課題と同様の SSRT を実施した（図IV-4）。施行回数は左右 20 施行，計 40 施行を 1 セット 10 回に分割して実施した。

IV - 2 - 5 - 2 - 2. Intervention 群

Intervention 群は、テスト課題と難易度の異なる CSRT を実施した。テスト課題と同様の CSRT を実施するが、正方形には 1 桁の数字 2 つの加算問題を提示した。対象者は真ん中に提示された加算問題の正解が提示されている丸に対応した下肢で出来るだけ素早く前方ステップを行うように指示された（図IV-6）。テスト課題と同様に、両方の丸に同じ数字が提示された施行は Catch trial と定義し、どちらの下肢でも前方ステップを行わないように指示した。施行回数は Control 群と同様に全 40 試行とし、練習中に出現した Catch trial は施行回数には含めなかった。



図IV-6. Intervention 課題練習の視覚刺激

図の A は、対象者の COP 位置を赤い丸として提示した瞬間を示している。対象者には赤い丸を固視点の中央に保持するように指示した。図の B は、視覚刺激を提示した瞬間を示している。対象者には真ん中の四角形に提示された加算問題の正解が提示されている丸に対応する下肢（図の例では左下肢）で前方ステップを行うように指示した。図の C は、Catch trial を示している。Catch trial 出現時の指示は、CSRT 課題実施時と同様のものとした。

IV - 2 - 6. データ解析

IV - 2 - 6 - 1. ステップ課題 (SSRT, CSRT)

床反力計で収集した床反力データから COP 座標を算出した。解析区間は計測時間と同様の範囲とし、得られたデータは開始 2 秒から 3 秒までのデータの平均値で引くことで標準化した。COP および各指標の算出には MATLAB software (version R2021a; MathWorks, Natick, MA, USA) を用いた。

IV - 2 - 6 - 1 - 1. 時間的指標

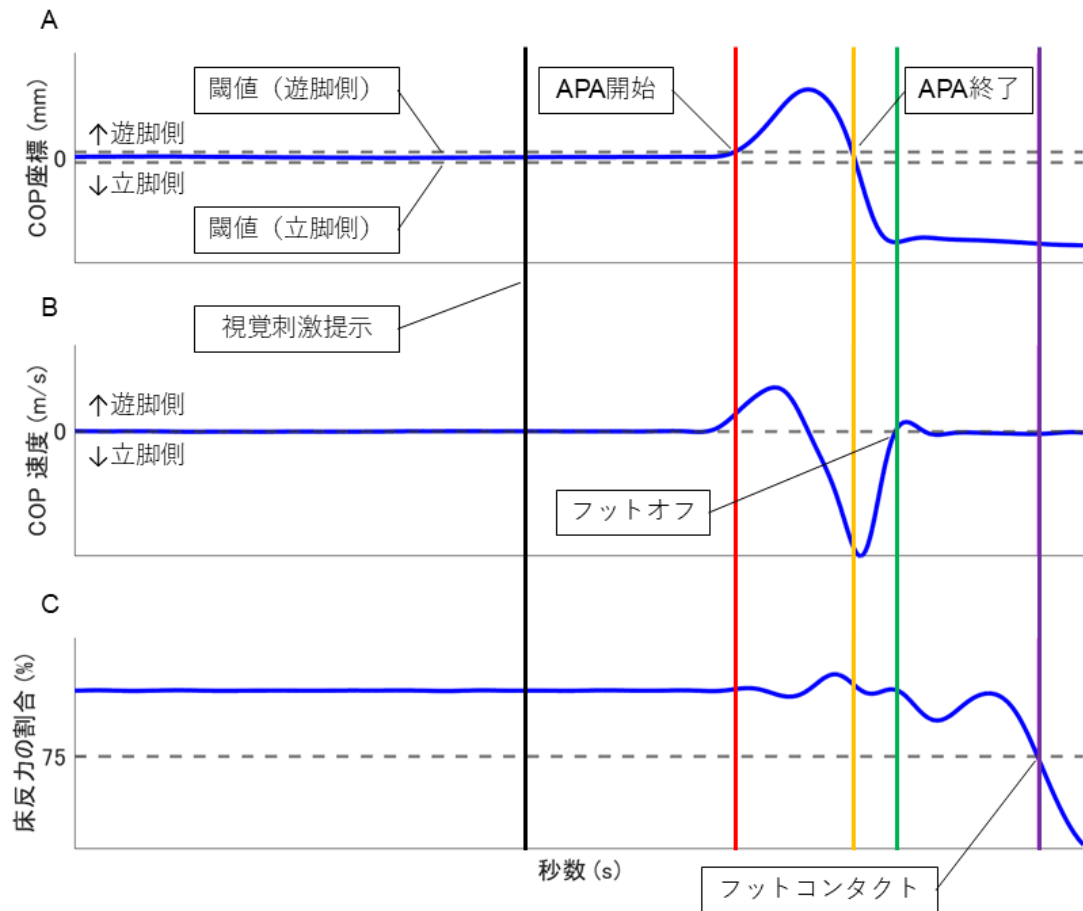
ML 方向の COP 座標、ML 方向の COP 座標から算出した遊脚側を正方向とする COP 速度、および床反力を用いて、ステップ動作の APA 開始、APA 終了、遊脚側の離地（フットオフ）、および遊脚側の接地（フットコンタクト）を算出した。先行研究から、APA 開始は視覚刺激提示直前の 10 秒間で計測された COP の ML 方向の座標の平均位置を COP 位置の基準値とし、基準値から初めて遊脚側もしくは立脚側へ 10mm 以上偏移した時点と定義した¹³¹。APA 終了は最後に観測された APA が上述の閾値に戻った時点と定義した¹³¹。フットオフは APA 開始から 2 回目に COP 速度の正負が変化した時点とし¹³²、フットコンタクトは、視覚刺激提示直前の 10 秒間で計測された垂直分力から平均値を算出し、算出された平均値の 75%を下回った時点とした¹³²。

視覚刺激提示から APA 開始までの時間を反応時間¹³²⁻¹³⁴、APA 開始から APA 終了までの時間を APA 持続時間¹³¹、APA 終了からフットオフまでの時間を除荷時間¹³¹、視覚刺激提示からフットオフまでの時間をフットオフ時間^{61,62}、フットオフからフットコンタクトまでの時間を遊脚時間^{61,62,132-134}、視覚刺激提示からフットコンタクトまでの時間を合計時間と定義した^{61,62,133,134}（図IV-7）。

全ての時間的指標は Pre 測定、Post 測定ごとに 10 施行の平均値を算出した。なお、平均値は後述する APA エラー施行およびステップ側を誤った施行であるステップエラー施行を含めて算出した。

更に、二重課題条件でのパフォーマンスと、二重課題を構成する課題を単独で実施した条件でのパフォーマンスの差を表す DTI の変化を比較検討するために、SSRT と CSRT の時間的指標の平均値を用いて、以下の数式を基に Dual-task cost (DTC) を Pre 測定、Post 測定ごとに算出した。

$$DTC = \frac{(CSRT \text{ の指標}) - (SSRT \text{ の指標})}{SSRT \text{ の指標}}$$



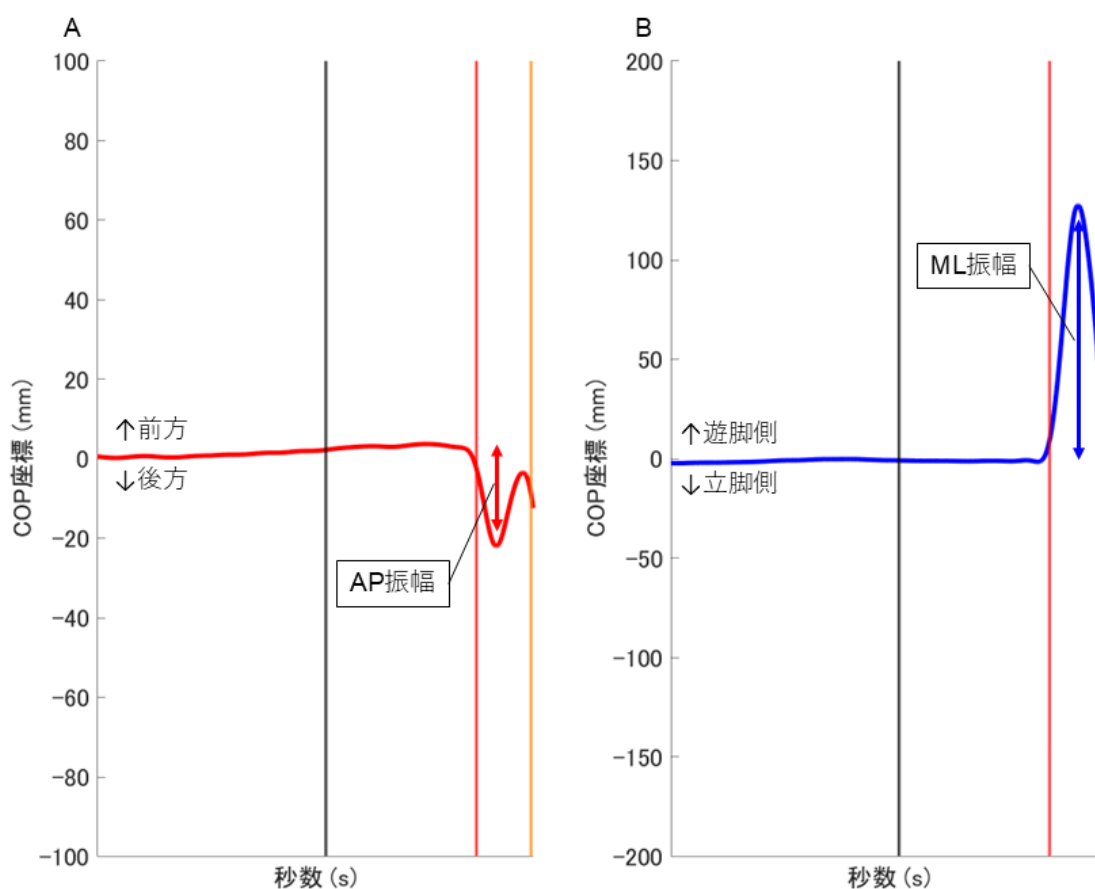
図IV-7. ステップ課題の時間的指標の決定方法

図の A は ML 方向の COP 座標，B は COP 速度，C は視覚刺激提示直前の 10 秒間の垂直分力の平均を 100%とした際の床反力の割合の継時的な変化を表している．黒線は，視覚刺激提示の瞬間を表している．赤線は APA 開始，オレンジ線は APA 終了，緑線はフットオフ，紫線はフットコンタクトの時点を表している．黒線から赤線までの時間を反応時間，赤線からオレンジ線までの時間を APA 持続時間，オレンジ線から緑線までの時間を除荷時間，黒線から緑線までの時間をフットオフ時間，緑線から紫線までの時間を遊脚時間，黒線から紫線までの時間を合計時間と定義した．

IV - 2 - 6 - 1 - 2. 空間的指標

APA 持続時間の範囲内での最大後方 COP 偏移を AP 振幅、遊脚側への最大 COP 偏移を ML 振幅と定義し、絶対値で算出した¹³⁵ (図IV-8)。

空間的指標においては、先行研究より足幅の違いにより APA でみられる COP の後方偏移および遊脚側への偏移が変化すると報告されているため^{26,136}，対象者の足幅で正規化した後に、時間的指標と同様の方法で Pre 測定，Post 測定ごとに平均値を算出した。加えて、算出した平均値から DTC も併せて算出した。



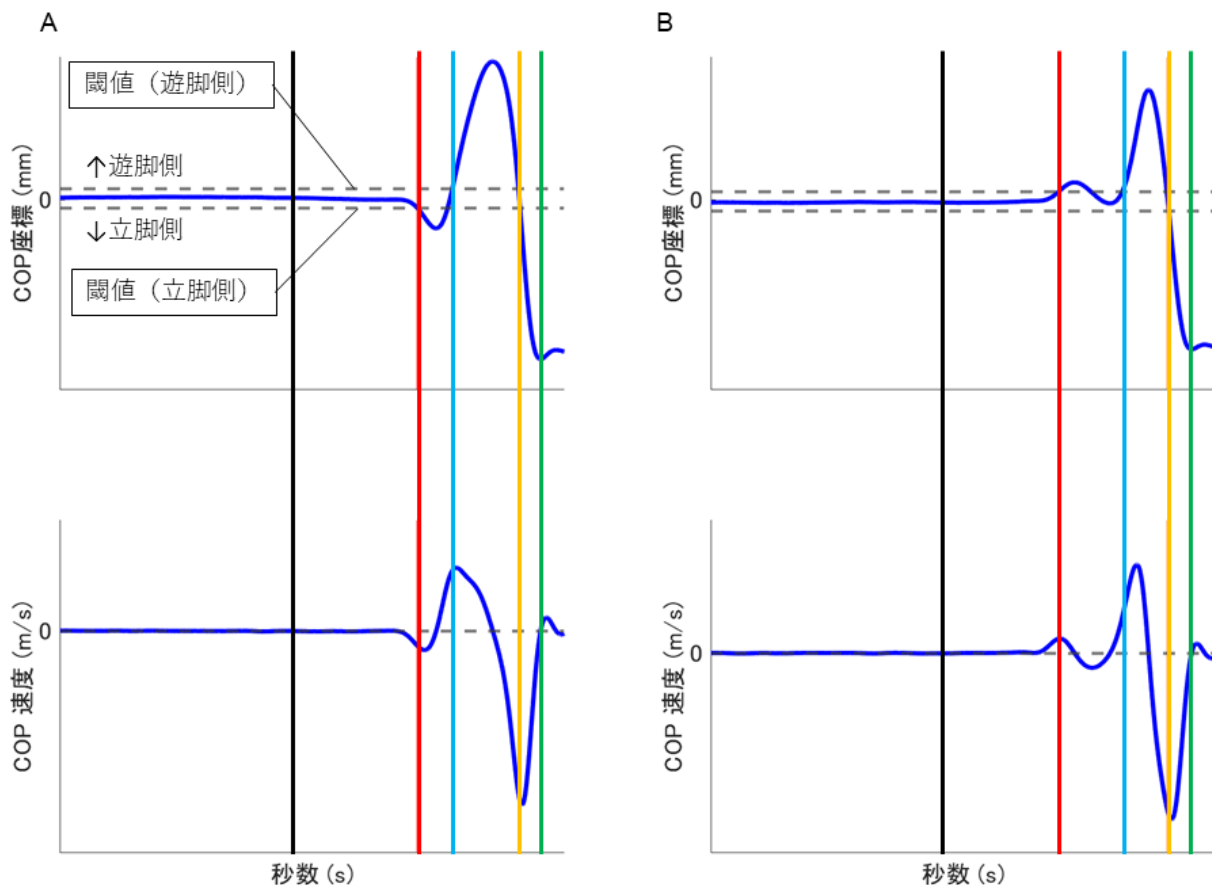
図IV-8. ステップ課題の空間的指標の決定方法

図の A は AP 方向の COP 座標を示す。APA 持続時間（図の赤線からオレンジ線）の範囲で最も後方に偏移した点から AP 振幅を算出した。図の B は ML 方向の COP 座標を示す。APA 持続時間の範囲で最も遊脚側に偏移した点から ML 振幅を算出した。

IV - 2 - 6 - 1 - 3. APA エラー

先行研究から、ステップ課題の APA エラーはステップ動作開始前に誤った重心移動が確認された施行と定義されている^{126,127}。従って、本研究における SRT および CSRT 実施時の APA エラーは、(1) 遊脚側へ偏移する前に立脚側へ 10mm 以上偏移した施行、および (2) 複数の APA が出現した施行とした。(1) の APA エラー施行においては、APA 開始を立脚側へ 10mm 以上偏移した時点と定義し、APA 終了は遊脚側へ 10mm 以上偏移した後に遊脚側の閾値に戻った時点と定義した。(2) の APA エラー施行においては、APA 終了を最後に遊脚側へ 10mm 以上偏移した時点から遊脚側の閾値に戻った時点と定義した。加えて、両エラー施行において、フットオフは最後に遊脚側へ 10mm 以上偏移した時点から 2 回目に COP 速度の正負が変化した時点と定義した。フットコンタクトは、エラーなし施行と同様に決定し、時間的指標を算出した(図IV-9)。加えて、空間的指標はエラーなし施行と同様の決定方法とした。

Pre 測定, Post 測定の両測定地点で APA エラー施行とステップエラー施行の試行数の和を算出した後に全施行数で除した値をエラー率として 100 分率で算出した。なお、SSRT では全ての対象者で APA エラー施行およびステップエラー施行が確認されなかったため、エラー率の DTC は算出しなかった。



図IV-9. APA エラー施行と APA エラー施行における時間的指標の決定方法
 図の A は COP 位置が基準値から 10mm 以上遊脚側へ偏移する前に立脚側へ 10mm 以上偏移したため APA エラーと判定された施行の典型例を示す．図の B は複数の APA が出現したため APA エラーと判定された施行の典型例を示す．両施行ともに，赤線は APA 開始，オレンジ線は APA 終了，緑線はフットオフの時点を表している．加えて，水色は最後に遊脚側へ 10mm 以上偏移した時点を表している．

IV - 2 - 6 - 2. 歩行課題

Ⅲ章と同じく、IMUs から収集した腰部と左右足部の加速度および角速度は、MATLAB software を用いて処理した。

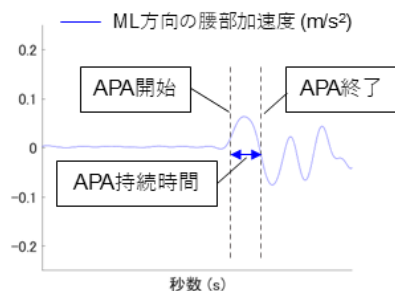
歩行開始時の APA の指標として、Ⅲ章と同じく、(1)APA 持続時間；歩行開始動作における APA 開始から APA 終了までの時間、(2)AP 振幅；APA 持続時間の範囲における腰部の最大前方加速度、(3)ML 振幅；APA 持続時間の範囲における腰部の最大立脚側加速度、(4)1 歩目の歩幅；APA 終了から初期接地までの角速度の積分値を算出した（図IV-10）。

定常歩行速度の算出も、Ⅲ章と同じく Mobility Lab™ (The APDM Inc, Portland, OR, USA) を用いた。定常歩行速度は、1 歩行周期で前方に進んだ距離を 1 歩行周期の持続時間で除した値の平均値と定義し¹¹⁰、歩行開始および方向転換による影響を除外して算出した¹¹¹。

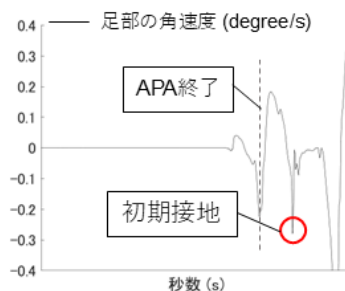
PASAT 正答率は、60 秒間の歩行中の正答率に加えて、歩行開始前の 30 秒間の静止立位中の正答率も記録した。

そして、Single 条件、Dual 条件で上述の指標を算出した後、二重課題条件での歩行課題と単一課題条件での歩行課題のパフォーマンスの差である DTI を比較するために、Single 条件と Dual 条件の歩行開始時の APA の指標および定常歩行速度を用いて DTC を算出した。歩行課題の DTC は上述したステップ課題の計算式の CSRT の指標を Dual 条件での指標、SSRT の指標を Single 条件での指標に置換して算出した。加えて、二重課題条件での認知課題のパフォーマンスと単一課題条件での認知課題のパフォーマンスの差を比較するために、Dual 条件を歩行課題中の正答率、Single 条件を静止立位中の正答率と定義して DTC を算出した。

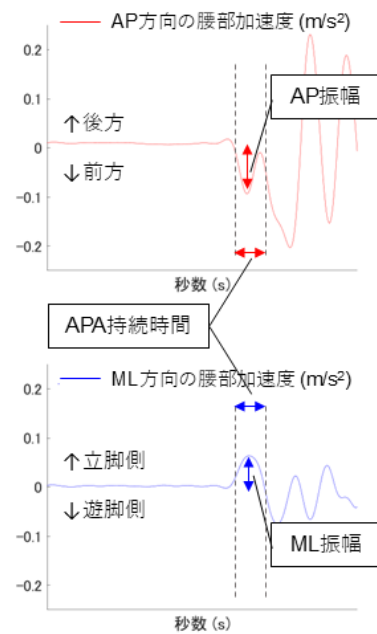
①ML方向の腰部加速度から
APA開始と終了を同定し、
APA持続時間を算出



②足部の角速度から、
遊脚側の初期接地を同定
その後、APA終了から
遊脚側の初期接地までの
角速度の積分値を
1歩目の歩幅として算出



③APA持続時間の範囲での
腰部の最大前方加速度を
AP振幅として算出
腰部の最大立脚側加速度を
ML振幅として算出



図IV-10. IMUを使った歩行開始時のAPAの算出方法

IMU から計測された前後 (AP) 方向の腰部加速度，左右 (ML) 方向の腰部加速度，および遊脚側の足部の角速度を用いて歩行開始時のAPAを算出した。

(文献 107～110 を参考に作成)

IV - 2 - 7. 統計解析

対象者の人口統計学データに関しては、各指標に対し Shapiro-Wilk 検定を用いて正規性を検定した。身長、体重、ASIS 間距離、TMD に関しては正規性を認めたため、対応のない t 検定を用いて群間の比較検討を実施した。年齢には正規性が認められなかったため、Mann-Whitney の U 検定を用いた。加えて、性別に関しては、 χ^2 検定を用いて群間の比較検討を実施した。

ステップ課題と歩行課題においては、Shapiro-Wilk 検定結果、正規性を認めた項目と認めなかった項目の両方が混在したため、全ての指標に対してノンパラメトリック検定を実施した。Pre 測定時の群間差を比較するため、全てのステップ課題の指標および歩行課題の指標に対して、Mann-Whitney の U 検定を実施した。練習課題実施前後でのステップ課題および歩行課題のパフォーマンスを比較するために、各群で Wilcoxon の符号付順位検定を実施した。練習課題実施後のステップ課題と歩行課題のパフォーマンス変化の群間差を比較するために、以下の数式を用いて相対変化量を算出した。

$$\text{相対変化量} = \frac{(\text{Post測定時の指標}) - (\text{Pre測定時の指標})}{\text{Pre測定時の指標}}$$

その後、各群の相対変化量の比較に Mann-Whitney の U 検定を用いた。なお、ステップ課題のエラー率、ステップ課題の DTC および歩行課題の DTC に対しては、相対変化量ではなく以下の式に示す絶対変化量を算出し、Mann-Whitney の U 検定に用いて群間比較を実施した。

$$\text{絶対変化量} = (\text{Post測定時の指標}) - (\text{Pre測定時の指標})$$

全てのステップ課題および歩行課題の指標に対して、効果量として r を算出した^{88,89}。効果量は小 ($r = 0.1$)、中程度 ($r = 0.3$)、大 ($r = 0.5$) に分類した^{88,89}。

全ての統計解析には IBM SPSS statistics (version 30.0; IBM, Armonk, NY, USA) を使用し、統計学的有意水準は 5%未満とした。

IV - 3. 結果

本研究の対象者はすべての課題を実施し、途中で中止となる対象者はいなかった。

IV - 3 - 1. 人口統計学データ

各群の人口統計学データを表IV-1 に示す。性別、年齢、身長、体重、ASIS 間距離、TMD の全ての測定項目で有意差が認められなかった。

表IV-1. 対象者の人口統計学データ

	Control群 (n = 8)	Intervention群 (n=8)	<i>p</i> 値
年齢(歳)	23.0 (22.0 - 23.3)	22.5 (22.0 - 23.3)	0.780
性別	男:4名 女:4名	男:4名 女:4名	1.000
身長 (cm)	165.4 ± 8.2	163.0 ± 9.0	0.578
体重 (kg)	57.8 ± 6.0	53.3 ± 6.9	0.185
ASIS間距離 (cm)	25.0 ± 3.0	24.6 ± 2.0	0.804
TMD (cm)	77.3 ± 6.0	77.7 ± 5.9	0.895

Man-Whitney の U 検定を実施した年齢は中央値と四分位範囲を示し、対応のない *t* 検定を実施した指標は平均値と標準偏差を示す。全ての指標で有意差が認められなかった。

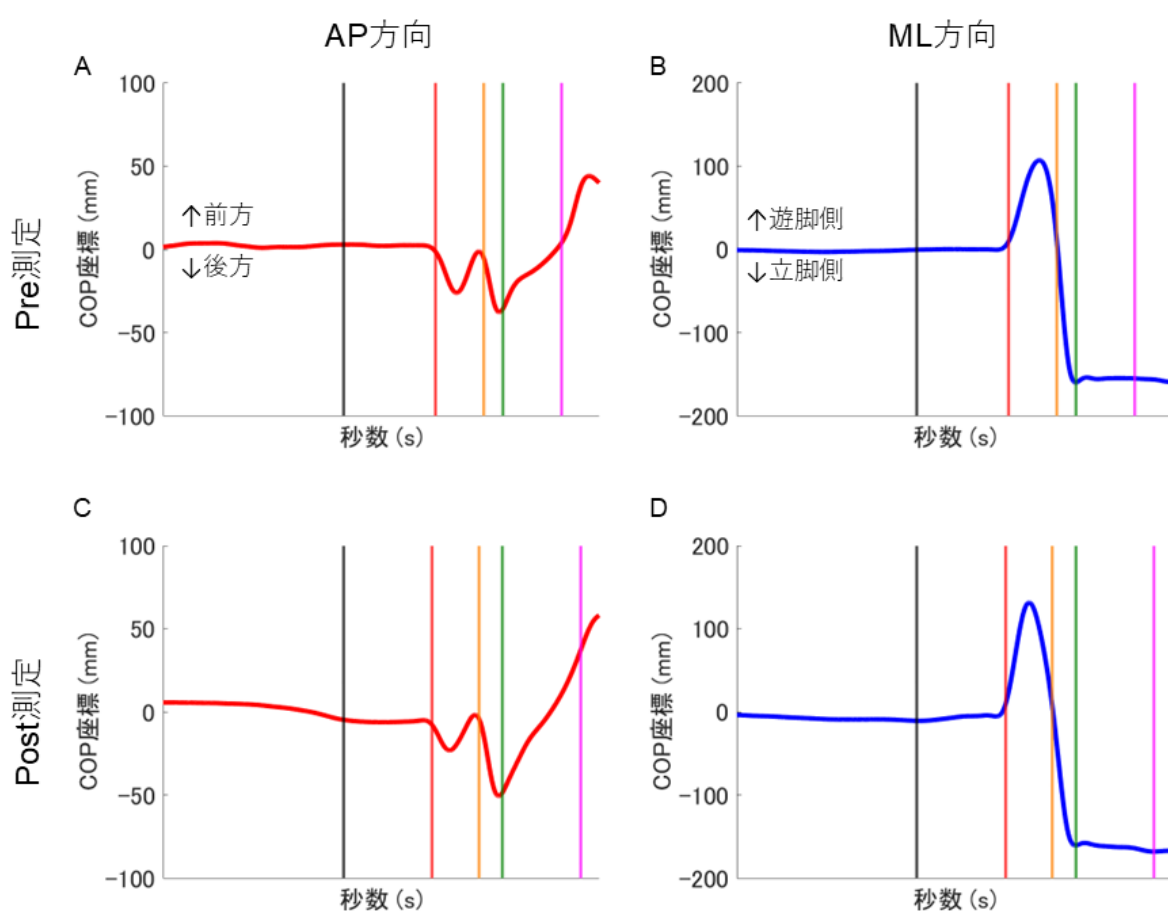
IV - 3 - 2. ステップ課題

SSRT, CSRT とともに、ステップエラーを観測した対象者はいなかった。

IV - 3 - 2 - 1. SSRT

IV - 3 - 2 - 1 - 1. Pre 測定と Post 測定 of ステップ課題時の COP 軌跡の典型例

図IV-11 は Control 群の Pre 測定と Post 測定での各 1 施行の AP 方向および ML 方向の COP 軌跡の典型例を示す。Control 課題練習の実施前後で COP 軌跡に大きな変化は見られなかった。

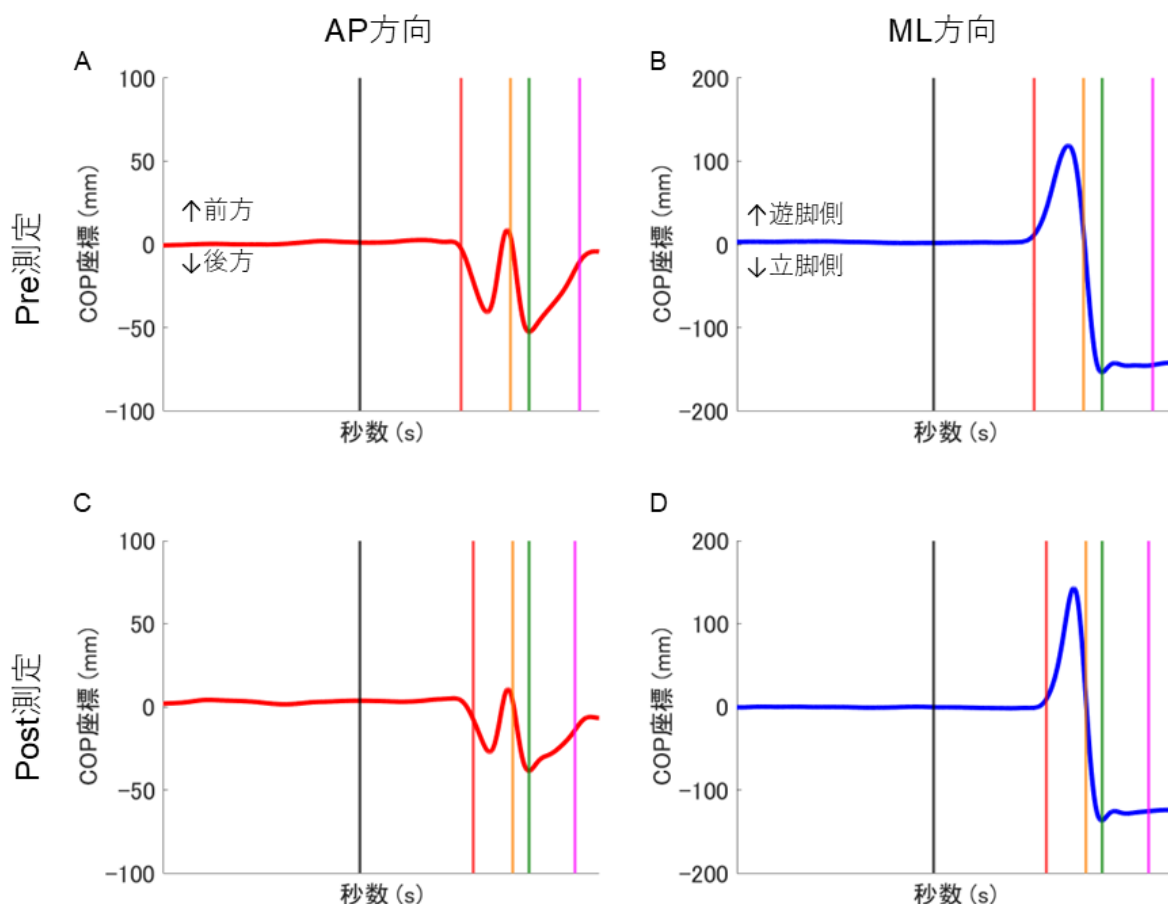


図IV-11. Control 群の SSRT 実施時の COP 軌跡の典型例

A, C は順に Pre 測定時, Post 測定時の AP 方向の COP 軌跡を, B, D は順に Pre 測定時, Post 測定時の ML 方向の COP 軌跡を示す。AP 方向, ML 方向ともに COP 軌跡に大きな変化はなく, 時間的指標にも著明な変化は見られなかった。

黒線：視覚刺激提示の時点 赤線：APA 開始の時点 オレンジ線：APA 終了の時点
緑線：フットオフの時点 マゼンタ線：フットコンタクトの時点

図IV-12は Intervention 群の Pre 測定と Post 測定での各 1 施行の AP 方向および ML 方向の COP 軌跡の典型例を示す。反応時間は、Pre 測定と比較して、Post 測定でわずかなではあるが増加していた。一方、その他の時間的指標には大きな変化は見られなかった。



図IV-12. Intervention 群の SSRT 実施時の COP 軌跡の典型例

A, C は順に Pre 測定時, Post 測定時の AP 方向の COP 軌跡を, B, D は順に Pre 測定時, Post 測定時の ML 方向の COP 軌跡を示す。AP 方向, ML 方向ともに COP 軌跡に大きな変化はなかった。Post 測定時は Pre 測定と比較して反応時間（黒線から赤線）がわずかなではあるが増加していた。一方、その他の時間的指標には著明な変化は見られなかった。

黒線：視覚刺激提示の時点 赤線：APA 開始の時点 オレンジ線：APA 終了の時点
緑線：フットオフの時点 マゼンタ線：フットコンタクトの時点

IV - 3 - 2 - 1 - 2. Pre 測定と比較

Pre 測定における SSRT の指標を比較した結果を表IV-2 に示す．全ての指標で有意差が認められなかった．

表IV-2. Pre 測定地点での SSRT の指標

	Control群	Intervention群	<i>p</i> 値	効果量
時間的指標				
反応時間 (s)	0.508 (0.492 - 0.515)	0.501 (0.485 - 0.519)	0.916	0.026
APA持続時間 (s)	0.256 (0.242 - 0.286)	0.285 (0.254 - 0.301)	0.294	0.263
除荷時間 (s)	0.119 (0.108 - 0.130)	0.117 (0.106 - 0.152)	0.753	0.079
フットオフ時間 (s)	0.874 (0.858 - 0.924)	0.913 (0.869 - 0.970)	0.345	0.236
遊脚時間 (s)	0.273 (0.248 - 0.289)	0.263 (0.249 - 0.279)	0.753	0.079
合計時間 (s)	1.151 (1.109 - 1.218)	1.192 (1.148 - 1.231)	0.345	0.236
空間的指標				
AP振幅 (%)	19.8 (17.6 - 27.2)	19.8 (18.1 - 26.6)	0.753	0.079
ML振幅 (%)	44.5 (36.1 - 47.0)	37.6 (28.1 - 48.9)	0.753	0.079
エラー率 (%)	0.0 (0.0 - 0.0)	0.0 (0.0 - 0.0)	1.000	0.000

各指標の中央値と四分位範囲を示す．全ての指標で有意差が認められなかった．

IV - 3 - 2 - 1 - 3. Control 課題練習実施前後の比較

Control 課題練習の実施前後で、SSRT の指標を比較した結果を表IV-3 に示す。全ての指標で有意差が認められなかった。

表IV-3. Control 課題練習実施前後の SSRT の指標の変化

	Pre測定	Post測定	<i>p</i> 値	効果量
時間的指標				
反応時間 (s)	0.508 (0.492 - 0.515)	0.509 (0.495 - 0.517)	0.575	0.198
APA持続時間 (s)	0.256 (0.242 - 0.286)	0.257 (0.236 - 0.279)	0.674	0.149
除荷時間 (s)	0.119 (0.108 - 0.130)	0.116 (0.103 - 0.133)	0.674	0.149
フットオフ時間 (s)	0.874 (0.858 - 0.924)	0.875 (0.841 - 0.927)	0.735	0.120
遊脚時間 (s)	0.273 (0.248 - 0.289)	0.252 (0.218 - 0.330)	0.889	0.050
合計時間 (s)	1.151 (1.109 - 1.218)	1.175 (1.064 - 1.220)	0.889	0.050
空間的指標				
AP振幅 (%)	19.8 (17.6 - 27.2)	19.7 (14.5 - 24.7)	0.263	0.421
ML振幅 (%)	44.5 (36.1 - 47.0)	41.7 (39.7 - 49.3)	0.779	0.099
エラー率 (%)	0.0 (0.0 - 0.0)	0.0 (0.0 - 0.0)	1.000	0.000

各指標の中央値と四分位範囲を示す。全ての指標で有意差が認められなかった。

IV - 3 - 2 - 1 - 4. Intervention 課題練習実施前後の比較

Intervention 課題練習の実施前後で、SSRT の指標を比較した結果を表IV-4 に示す。反応時間は、Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に増加した ($p = 0.012$)。一方、反応時間以外の指標は全て有意差が認められなかった。

表IV-4. Intervention 課題練習実施前後の SSRT の指標の変化

	Pre測定	Post測定	p 値	効果量
時間的指標				
反応時間 (s)	0.501 (0.485 - 0.519)	0.526 (0.497 - 0.550)	0.012	0.891
APA持続時間 (s)	0.285 (0.254 - 0.301)	0.263 (0.232 - 0.282)	0.093	0.594
除荷時間 (s)	0.117 (0.106 - 0.152)	0.121 (0.090 - 0.132)	0.068	0.645
フットオフ時間 (s)	0.913 (0.869 - 0.970)	0.920 (0.853 - 0.939)	0.401	0.297
遊脚時間 (s)	0.263 (0.249 - 0.279)	0.245 (0.208 - 0.286)	0.123	0.545
合計時間 (s)	1.192 (1.148 - 1.231)	1.138 (1.106 - 1.222)	0.161	0.495
空間的指標				
AP振幅 (%)	19.8 (18.1 - 26.6)	19.5 (16.2 - 25.0)	0.123	0.545
ML振幅 (%)	37.6 (28.1 - 48.9)	38.9 (31.2 - 53.4)	0.575	0.198
エラー率 (%)	0.0 (0.0 - 0.0)	0.0 (0.0 - 0.0)	1.000	0.000

各指標の中央値と四分位範囲を示す。太字で記載の項目は、Intervention 課題の実施前後で有意差が認められた項目を表す。

IV - 3 - 2 - 1 - 5. 変化量の比較

Control 課題練習実施前後における SSRT の指標の相対変化量および絶対変化量と， Intervention 課題練習実施前後における SSRT の指標の相対変化量および絶対変化量を比較した結果を表IV-5 に示す．全ての指標で有意差が認められなかった．

表IV-5. 各群の SSRT の指標の相対変化量および絶対変化量の比較

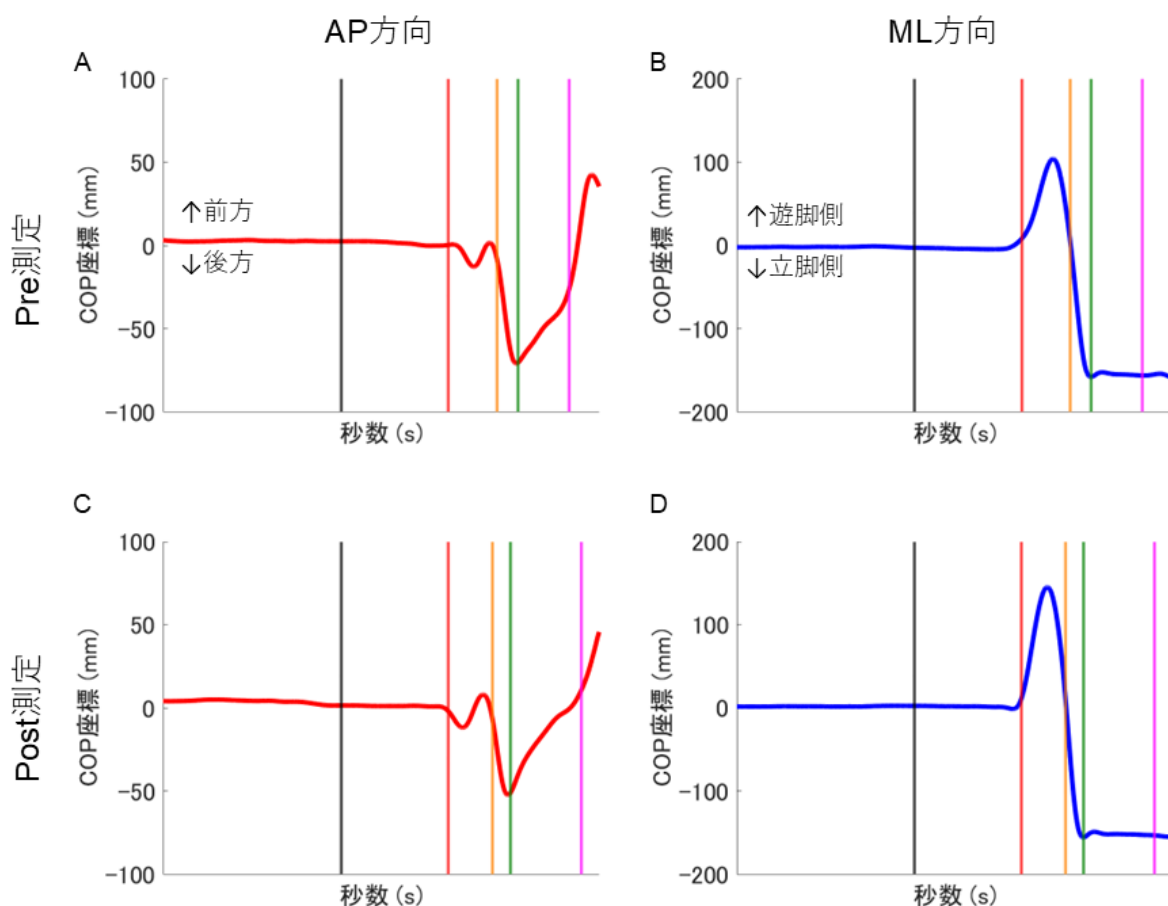
	Control群	Intervention群	p 値	効果量
時間的指標				
反応時間	0.016 (-0.011 - 0.037)	0.034 (0.022 - 0.057)	0.115	0.394
APA持続時間	-0.004 (-0.065 - 0.041)	-0.111 (-0.173 - -0.027)	0.208	0.315
除荷時間	0.032 (-0.041 - 0.058)	-0.073 (-0.182 - -0.022)	0.115	0.394
フットオフ時間	0.013 (-0.028 - 0.032)	-0.028 (-0.050 - 0.019)	0.401	0.210
遊脚時間	-0.007 (-0.200 - 0.100)	-0.080 (-0.167 - -0.021)	0.294	0.263
合計時間	0.011 (-0.045 - 0.035)	-0.045 (-0.067 - -0.003)	0.248	0.289
空間的指標				
AP振幅	-0.097 (-0.273 - 0.056)	-0.069 (-0.163 - 0.026)	0.753	0.079
ML振幅	-0.067 (-0.097 - 0.079)	0.047 (-0.121 - 0.241)	0.834	0.053
エラー率	0.0 (0.0 - 0.0)	0.0 (0.0 - 0.0)	1.000	0.000

各指標の中央値と四分位範囲を示す．全ての指標で有意差が認められなかった．

IV - 3 - 2 - 2. CSRT

IV - 3 - 2 - 2 - 1. Pre 測定と Post 測定 of ステップ課題時の COP 軌跡の典型例

図IV-13はControl群のPre測定とPost測定での各1施行のAP方向およびML方向のCOP軌跡の典型例を示す。Control課題練習の実施前後でCOP軌跡に大きな変化は見られなかった。

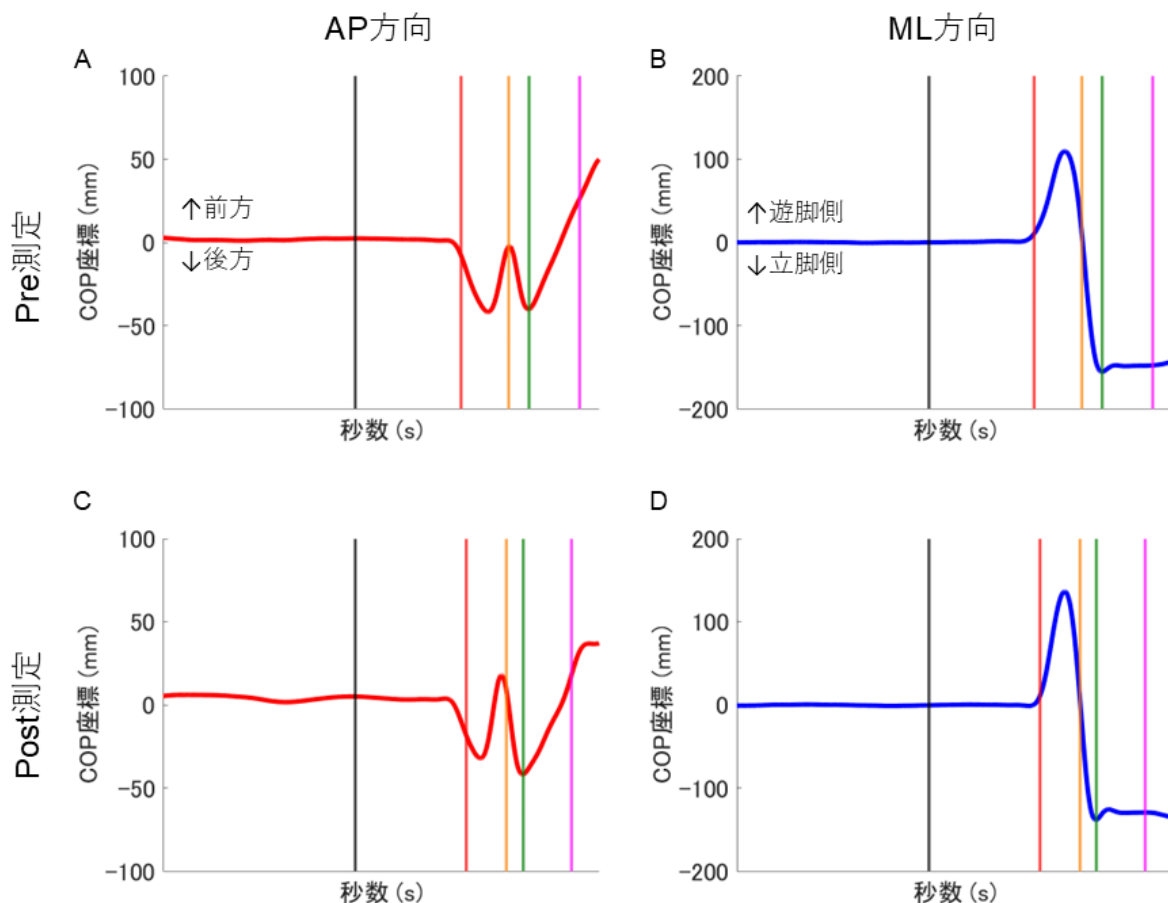


図IV-13. Control群のCSRT実施時のCOP軌跡の典型例

A, Cは順にPre測定時, Post測定時のAP方向のCOP軌跡を, B, Dは順にPre測定時, Post測定時のML方向のCOP軌跡を示す。AP方向, ML方向ともにCOP軌跡に大きな変化はなく, 時間的指標にも著明な変化は見られなかった。

黒線：視覚刺激提示の時点 赤線：APA開始の時点 オレンジ線：APA終了の時点
緑線：フットオフの時点 マゼンタ線：フットコンタクトの時点

図IV-14 は Intervention 群の Pre 測定と Post 測定での各 1 施行の AP 方向および ML 方向の COP 軌跡の典型例を示す。APA 持続時間は Pre 測定と比較して、Post 測定で減少していた。一方、その他の時間的指標には大きな変化は見られなかった。



図IV-14. Intervention 群の CSRT 実施時の COP 軌跡の典型例

A, C は順に Pre 測定時, Post 測定時の AP 方向の COP 軌跡を, B, D は順に Pre 測定時, Post 測定時の ML 方向の COP 軌跡を示す。AP 方向, ML 方向ともに COP 軌跡に大きな変化はなかった。Post 測定時は Pre 測定時と比較して APA 持続時間 (赤線から青線) が減少していた。一方、その他の時間的指標には著明な変化は見られなかった。

黒線：視覚刺激提示の時点 赤線：APA 開始の時点 オレンジ線：APA 終了の時点
緑線：フットオフの時点 マゼンタ線：フットコンタクトの時点

IV - 3 - 2 - 2 - 2. Pre 測定と比較

Pre 測定における CSRT の指標を比較した結果を表IV-6 に示す. APA 持続時間は, Control 群と比較して, Intervention 群で有意に延長していた ($p=0.036$). 一方, APA 持続時間以外の指標は全て有意差が認められなかった.

表IV-6. Pre 測定地点での CSRT の指標

	Control群	Intervention群	p 値	効果量
時間的指標				
反応時間 (s)	0.628 (0.593 - 0.655)	0.600 (0.564 - 0.627)	0.294	0.263
APA持続時間 (s)	0.280 (0.258 - 0.291)	0.325 (0.290 - 0.343)	0.036	0.525
除荷時間 (s)	0.114 (0.109 - 0.120)	0.118 (0.098 - 0.136)	0.916	0.026
フットオフ時間 (s)	1.025 (0.974 - 1.065)	1.050 (0.971 - 1.098)	0.674	0.105
遊脚時間 (s)	0.254 (0.195 - 0.297)	0.258 (0.238 - 0.281)	0.674	0.105
合計時間 (s)	1.289 (1.171 - 1.360)	1.328 (1.255 - 1.365)	0.600	0.131
空間的指標				
AP振幅 (%)	17.7 (15.3 - 25.9)	18.7 (17.2 - 22.9)	0.834	0.053
ML振幅 (%)	42.7 (38.4 - 48.5)	38.1 (28.7 - 56.1)	0.674	0.105
エラー率 (%)	20.0 (10.0 - 25.0)	40.0 (25.0 - 45.0)	0.062	0.467

各指標の中央値と四分位範囲を示す. 太字で記載の項目は, Control 群と Intervention 群との間に有意差が認められた項目を表す.

IV - 3 - 2 - 2 - 3. Control 課題練習実施前後の比較

Control 課題練習の実施前後で、CSRT の指標を比較した結果を表IV-7 に示す。全ての指標で有意差が認められなかった。

表IV-7. Control 課題練習実施前後の CSRT の指標の変化

	Pre測定	Post測定	<i>p</i> 値	効果量
時間的指標				
反応時間 (s)	0.628 (0.593 - 0.655)	0.621 (0.600 - 0.664)	0.575	0.198
APA持続時間 (s)	0.280 (0.258 - 0.291)	0.284(0.230 - 0.317)	1.000	0.000
除荷時間 (s)	0.114 (0.109 - 0.120)	0.114 (0.104 - 0.129)	1.000	0.000
フットオフ時間 (s)	1.025 (0.974 - 1.065)	1.020 (0.964 - 1.087)	0.889	0.050
遊脚時間 (s)	0.254 (0.195 - 0.297)	0.242 (0.196 - 0.312)	0.674	0.149
合計時間 (s)	1.289 (1.171 - 1.360)	1.309 (1.162 - 1.380)	0.889	0.050
空間的指標				
AP振幅 (%)	17.7 (15.3 - 25.9)	17.8 (15.6 - 25.9)	0.674	0.149
ML振幅 (%)	42.7 (38.4 - 48.5)	40.4 (36.4 - 47.8)	0.263	0.396
エラー率 (%)	20.0 (10.0 - 25.0)	10.0 (5.0 - 10.0)	0.168	0.487

各指標の中央値と四分位範囲を示す。全ての指標で有意差が認められなかった。

IV - 3 - 2 - 2 - 4. Intervention 課題練習実施前後の比較

Intervention 課題練習の実施前後で、CSRT の指標を比較した結果を表IV-8 に示す。APA 持続時間は、Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に減少した ($p = 0.012$)。加えて、エラー率も同様に、Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に減少した ($p = 0.017$)。一方、APA 持続時間およびエラー率以外の指標は、全て有意差が認められなかった。

表IV-8. Intervention 課題練習実施前後の CSRT の指標の変化

	Pre測定	Post測定	p 値	効果量
時間的指標				
反応時間 (s)	0.600 (0.564 - 0.627)	0.623 (0.573 - 0.655)	0.401	0.297
APA持続時間 (s)	0.325 (0.290 - 0.343)	0.263 (0.242 - 0.294)	0.012	0.891
除荷時間 (s)	0.118 (0.098 - 0.136)	0.114 (0.082 - 0.128)	0.050	0.693
フットオフ時間 (s)	1.050 (0.971 - 1.098)	1.001 (0.909 - 1.061)	0.093	0.594
遊脚時間 (s)	0.258 (0.238 - 0.281)	0.223 (0.213 - 0.310)	0.233	0.421
合計時間 (s)	1.328 (1.255 - 1.365)	1.224 (1.160 - 1.334)	0.069	0.644
空間的指標				
AP振幅 (%)	18.7 (17.2 - 22.9)	20.0 (16.4 - 24.3)	0.401	0.297
ML振幅 (%)	38.1 (28.7 - 56.1)	39.3 (28.9 - 57.9)	0.889	0.050
エラー率 (%)	40.0 (25.0 - 45.0)	10.0 (0.0 - 25.0)	0.017	0.844

各指標の中央値と四分位範囲を示す。太字で記載の項目は、Intervention 課題の実施前後で有意差が認められた項目を表す。

IV - 3 - 2 - 2 - 5. 変化量の比較

Control 課題練習実施前後における CSRT の指標の相対変化量および絶対変化量と，Intervention 課題練習実施前後における CSRT の指標の相対変化量および絶対変化量を比較した結果を表IV-9 に示す．合計時間は，Control 群と比較して，Intervention 群で有意に減少した ($p = 0.046$)．一方，合計時間以外の指標は全て有意差が認められなかった．

表IV-9. 各群の CSRT の指標の相対変化量および絶対変化量の比較

	Control群	Intervention群	p 値	効果量
時間的指標				
反応時間	0.035 (-0.055 - 0.084)	0.005 (-0.015 - 0.105)	0.753	0.079
APA持続時間	0.046 (-0.159 - 0.133)	-0.135 (-0.249 - -0.104)	0.059	0.473
除荷時間	0.006 (-0.060 - 0.025)	-0.086 (-0.124 - -0.026)	0.093	0.420
フットオフ時間	-0.002(-0.038 - 0.049)	-0.059 (-0.070 - 0.016)	0.115	0.394
遊脚時間	0.010 (-0.046 - 0.070)	-0.092 (-0.131 - -0.006)	0.208	0.315
合計時間	-0.005 (-0.023 - 0.040)	-0.050 (-0.088 - -0.002)	0.046	0.499
空間的指標				
AP振幅	0.012 (-0.105 - 0.075)	0.119 (-0.058 - 0.284)	0.208	0.315
ML振幅	-0.058 (-0.107 - 0.044)	-0.001 (-0.098 - 0.110)	0.674	0.105
エラー率	-5.0 (-25.0 - 5.0)	-15.0 (-30.0 - -10.0)	0.241	0.293

各指標の中央値と四分位範囲を示す．太字で記載の項目は，Control 群と Intervention 群との間に有意差が認められた項目を表す．

IV - 3 - 2 - 3. DTC

IV - 3 - 2 - 3 - 1. Pre 測定と比較

Pre 測定におけるステップ課題の DTC を比較した結果を表IV-10 に示す．全ての指標で有意差が認められなかった．

表IV-10 .Pre 測定地点でのステップ課題の指標の DTC

	Control群	Intervention群	<i>p</i> 値	効果量
時間的指標				
反応時間	0.253 (0.184 - 0.279)	0.164 (0.139 - 0.258)	0.172	0.341
APA持続時間	0.025 (-0.028 - 0.119)	0.110 (0.060 - 0.293)	0.115	0.394
除荷時間	-0.003 (-0.074 - 0.092)	-0.043 (-0.143 - 0.027)	0.294	0.263
フットオフ時間	0.147 (0.135 - 0.176)	0.146 (0.092 - 0.184)	0.753	0.079
遊脚時間	-0.061 (-0.171 - 0.035)	-0.021 (-0.070 - 0.037)	0.345	0.236
合計時間	0.111 (0.060 - 0.117)	0.099 (0.062 - 0.152)	1.000	0.000
空間的指標				
AP振幅	-0.128 (-0.170 - -0.066)	-0.142 (-0.232 - -0.005)	1.000	0.000
ML振幅	-0.013 (-0.088 - 0.123)	0.027 (-0.066 - 0.191)	0.600	0.131

各指標の中央値と四分位範囲を示す．全ての指標で有意差が認められなかった．

IV - 3 - 2 - 3 - 2. Control 課題練習実施前後の比較

Control 課題練習実施前後で、ステップ課題の DTC を比較した結果を表IV-11 に示す。全ての指標で有意差が認められなかった。

表IV-11. Control 課題実施前後のステップ課題の指標の DTC の変化

	Pre測定	Post測定	<i>p</i> 値	効果量
時間的指標				
反応時間	0.253 (0.184 - 0.279)	0.222 (0.179 - 0.309)	0.889	0.050
APA持続時間	0.025 (-0.028 - 0.119)	0.077 (0.028 - 0.143)	0.575	0.198
除荷時間	-0.003 (-0.074 - 0.092)	0.004 (-0.023 - 0.015)	0.889	0.050
フットオフ時間	0.147 (0.135 - 0.176)	0.169 (0.125 - 0.191)	0.779	0.099
遊脚時間	-0.061 (-0.171 - 0.035)	-0.045 (-0.085 - 0.010)	0.779	0.099
合計時間	0.111 (0.060 - 0.117)	0.119 (0.090 - 0.133)	0.674	0.149
空間的指標				
AP振幅	-0.128 (-0.170 - -0.066)	0.004 (-0.011 - 0.051)	0.068	0.645
ML振幅	-0.013 (-0.088 - 0.123)	0.004 (-0.135 - 0.041)	0.575	0.198

各指標の中央値と四分位範囲を示す。全ての指標で有意差が認められなかった。

IV - 3 - 2 - 3 - 3. Intervention 課題練習実施前後の比較

Intervention 課題練習実施前後で、ステップ課題の DTC を比較した結果を表IV-12 に示す。APA 持続時間の DTC は、Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に減少した ($p=0.012$)。加えて、AP 振幅の DTC は、Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に増加した ($p=0.012$)。一方、APA 持続時間および AP 振幅以外の指標は全て有意差が認められなかった。

表IV-12. Intervention 課題実施前後のステップ課題の指標の DTC の変化

	Pre測定	Post測定	p 値	効果量
時間的指標				
反応時間	0.164 (0.139 - 0.258)	0.189 (0.121 - 0.286)	0.889	0.050
APA持続時間	0.110 (0.060 - 0.293)	0.049 (-0.019 - 0.106)	0.012	0.891
除荷時間	-0.043 (-0.143 - 0.027)	-0.047 (-0.089 - -0.010)	1.000	0.000
フットオフ時間	0.146 (0.092 - 0.184)	0.091 (0.066 - 0.183)	0.093	0.594
遊脚時間	-0.021 (-0.070 - 0.037)	0.035 (-0.081 - 0.089)	0.575	0.198
合計時間	0.099 (0.062 - 0.152)	0.084 (0.028 - 0.163)	0.401	0.297
空間的指標				
AP振幅	-0.142 (-0.232 - -0.005)	0.018 (-0.049 - 0.101)	0.012	0.891
ML振幅	0.027 (-0.066 - 0.191)	-0.011 (-0.073 - 0.082)	0.263	0.396

各指標の中央値と四分位範囲を示す。太字で記載の項目は、Intervention 課題の実施前後で有意差が認められた項目を表す。

IV - 3 - 2 - 3 - 4. 変化量の比較

Control 課題練習実施前後におけるステップ課題の DTC の絶対変化量と, Intervention 課題練習実施前後におけるステップ課題の DTC の絶対変化量を比較した結果を表IV-13 に示す. 全ての指標で有意差が認められなかった.

表IV-13. 各群のステップ課題の指標の DTC の絶対変化量の比較

	Control群	Intervention群	<i>p</i> 値	効果量
時間的指標				
反応時間	0.022 (-0.080 - 0.056)	-0.021 (-0.082 - 0.063)	0.674	0.105
APA持続時間	0.054 (-0.077 - 0.095)	-0.080 (-0.166 - -0.026)	0.059	0.473
除荷時間	-0.020 (-0.060 - 0.048)	0.007 (-0.053 - 0.066)	0.753	0.079
フットオフ時間	0.027 (-0.047 - 0.055)	-0.041 (-0.067 - -0.003)	0.248	0.289
遊脚時間	-0.006 (-0.050 - 0.126)	0.000 (-0.057 - 0.129)	0.834	0.053
合計時間	0.005 (-0.049 - 0.072)	-0.026 (-0.052 - 0.013)	0.401	0.210
空間的指標				
AP振幅	0.108 (0.027 - 0.288)	0.160 (0.067 - 0.210)	0.674	0.105
ML振幅	-0.012 (-0.108 - 0.044)	-0.074 (-0.146 - 0.057)	0.753	0.079

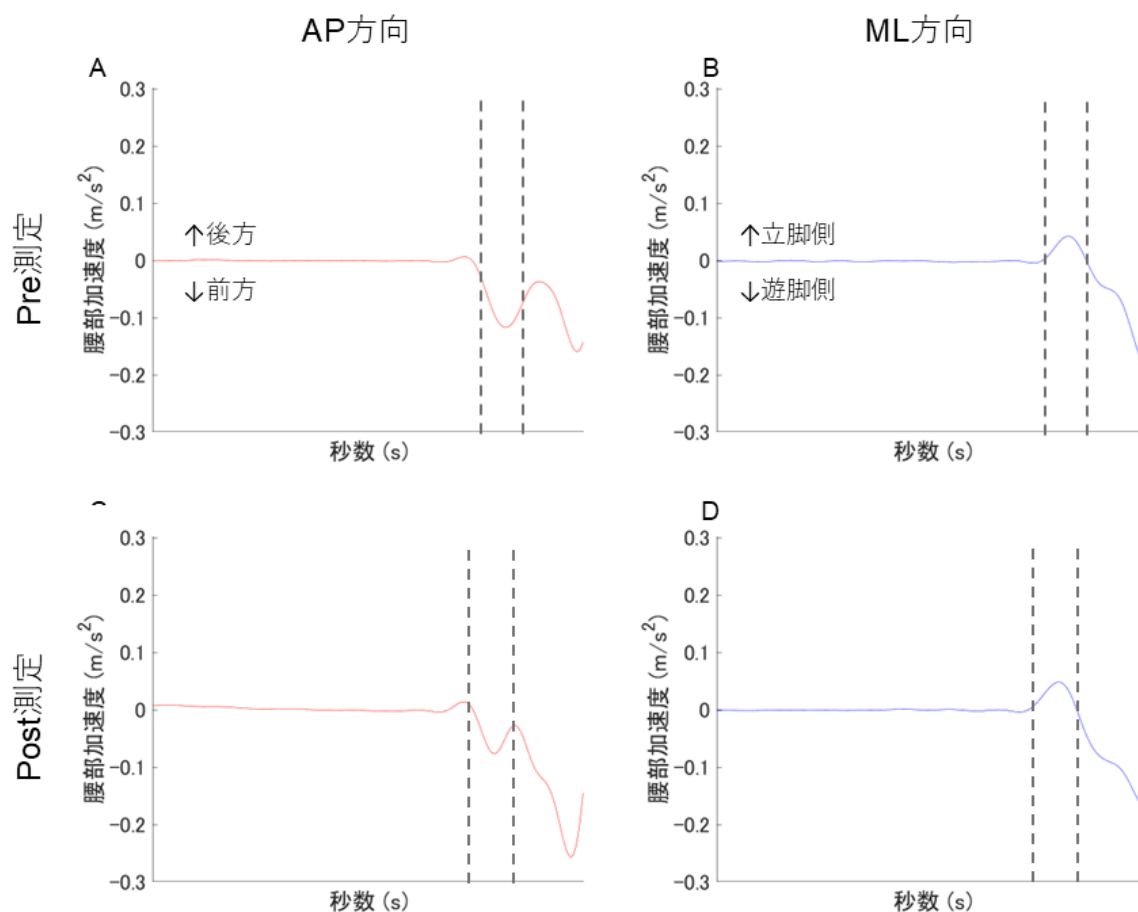
各指標の中央値と四分位範囲を示す. 全ての指標で有意差が認められなかった.

IV - 3 - 3. 歩行課題

IV - 3 - 3 - 1. Single 条件

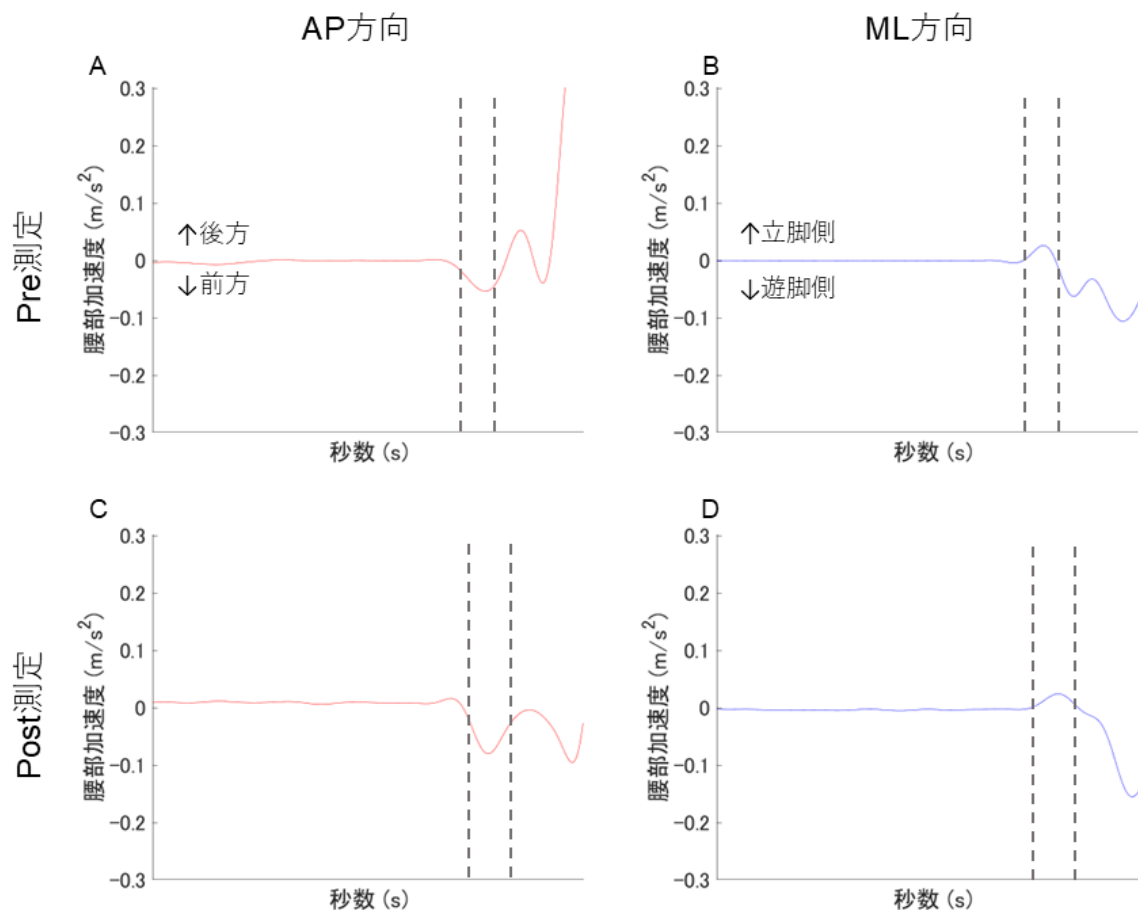
IV - 3 - 3 - 1 - 1. Pre 測定と Post 測定 of 歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例

図IV-15 は Control 群の Pre 測定と Post 測定での歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例を示す. Control 課題練習の実施前後で腰部加速度の軌跡や APA 持続時間に大きな変化は見られなかった.



図IV-15. Control 群の Single 条件における歩行開始時の腰部加速度の軌跡
A, C は順に Pre 測定時, Post 測定時の AP 方向の腰部加速度を, B, D は順に Pre 測定時, Post 測定時の ML 方向の腰部加速度を示す. AP 方向, ML 方向ともに腰部加速度に大きな変化はなく, 2 本の点線で区切られた APA 持続時間にも大きな変化は見られなかった.

図IV-16 は Intervention 群の Pre 測定と Post 測定での歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例を示す。Intervention 課題練習の実施前後で腰部加速度の軌跡や APA 持続時間に大きな変化は見られなかった。



図IV-16. Intervention 群の Single 条件における歩行開始時の腰部加速度の軌跡
A, C は順に Pre 測定時, Post 測定時の AP 方向の腰部加速度を, B, D は順に Pre 測定時, Post 測定時の ML 方向の腰部加速度を示す。AP 方向, ML 方向ともに腰部加速度に大きな変化はなく, 2 本の点線で区切られた APA 持続時間にも大きな変化は見られなかった。

IV - 3 - 3 - 1 - 2. Pre 測定と比較

Pre 測定における Single 条件の指標を比較した結果を表IV-14 に示す. 全ての指標で有意差が認められなかった.

表IV-14. Pre 測定地点での Single 条件の指標

	Control群	Intervention群	<i>p</i> 値	効果量
定常歩行				
歩行速度 (m/s)	1.56 (1.46 - 1.73)	1.67 (1.44 - 1.87)	0.753	0.079
歩行開始時のAPA				
APA持続時間 (s)	0.352 (0.340 - 0.045)	0.309 (0.262 - 0.422)	0.155	0.356
AP振幅 (m/s ²)	0.066 (0.040 - 0.114)	0.056 (0.051 - 0.083)	0.916	0.026
ML振幅 (m/s ²)	0.043 (0.031 - 0.056)	0.033 (0.026 - 0.059)	0.529	0.158
1歩目の歩幅 (degree)	15.0 (13.5 - 23.0)	20.5 (16.4 - 22.5)	0.401	0.210

各指標の中央値と四分位範囲を示す. 全ての指標で有意差が認められなかった.

IV - 3 - 3 - 1 - 3. Control 課題練習実施前後の比較

Control 課題練習の実施前後で，Single 条件の指標を比較した結果を表IV-15 に示す．歩行開始時の 1 歩目は，Pre 測定と比較して，Post 測定で有意に増加していた ($p=0.036$)．一方，1 歩目の歩幅以外の指標は全て有意差が認められなかった．

表IV-15. Control 課題練習実施前後の Single 条件の指標の変化

	Pre測定	Post測定	p 値	効果量
定常歩行				
歩行速度 (m/s)	1.56 (1.46 - 1.73)	1.57 (1.48 - 1.67)	0.327	0.347
歩行開始時のAPA				
APA持続時間 (s)	0.352 (0.340 - 0.445)	0.375 (0.348 - 0.430)	1.000	0.000
AP振幅 (m/s^2)	0.066 (0.040 - 0.114)	0.077 (0.072 - 0.111)	0.484	0.248
ML振幅 (m/s^2)	0.043 (0.031 - 0.056)	0.047 (0.036 - 0.060)	0.674	0.149
1歩目の歩幅 (degree)	15.0 (13.5 - 23.0)	18.7 (16.4 - 24.4)	0.036	0.743

各指標の中央値と四分位範囲を示す．太字で記載の項目は，Control 課題の実施前後で有意差が認められた項目を表す．

IV - 3 - 3 - 1 - 4. Intervention 課題練習実施前後の比較

Intervention 課題練習の実施前後で、Single 条件の指標を比較した結果を表IV-16 に示す。全ての指標で有意差が認められなかった。

表IV-16. Intervention 課題練習実施前後の Single 条件の指標の変化

	Pre測定	Post測定	<i>p</i> 値	効果量
定常歩行				
歩行速度 (m/s)	1.67 (1.44 - 1.87)	1.62 (1.45 - 1.82)	1.000	0.000
歩行開始時のAPA				
APA持続時間 (s)	0.309 (0.262 - 0.422)	0.367 (0.316 - 0.394)	0.612	0.179
AP振幅 (m/s ²)	0.056 (0.051 - 0.083)	0.088 (0.054 - 0.102)	0.161	0.495
ML振幅 (m/s ²)	0.033 (0.026 - 0.059)	0.039 (0.032 - 0.051)	0.484	0.248
1歩目の歩幅 (degree)	20.5 (16.4 - 22.5)	17.9 (14.8 - 19.1)	0.779	0.099

各指標の中央値と四分位範囲を示す。全ての指標で有意差が認められなかった。

IV - 3 - 3 - 1 - 5. 変化量の比較

Control 課題練習実施前後における Single 条件の相対変化量と, Intervention 課題練習実施前後における Single 条件の相対変化量を比較した結果を表IV-17 に示す. 全ての指標で有意差が認められなかった.

表IV-17. 各群の Single 条件の指標の相対変化量の比較

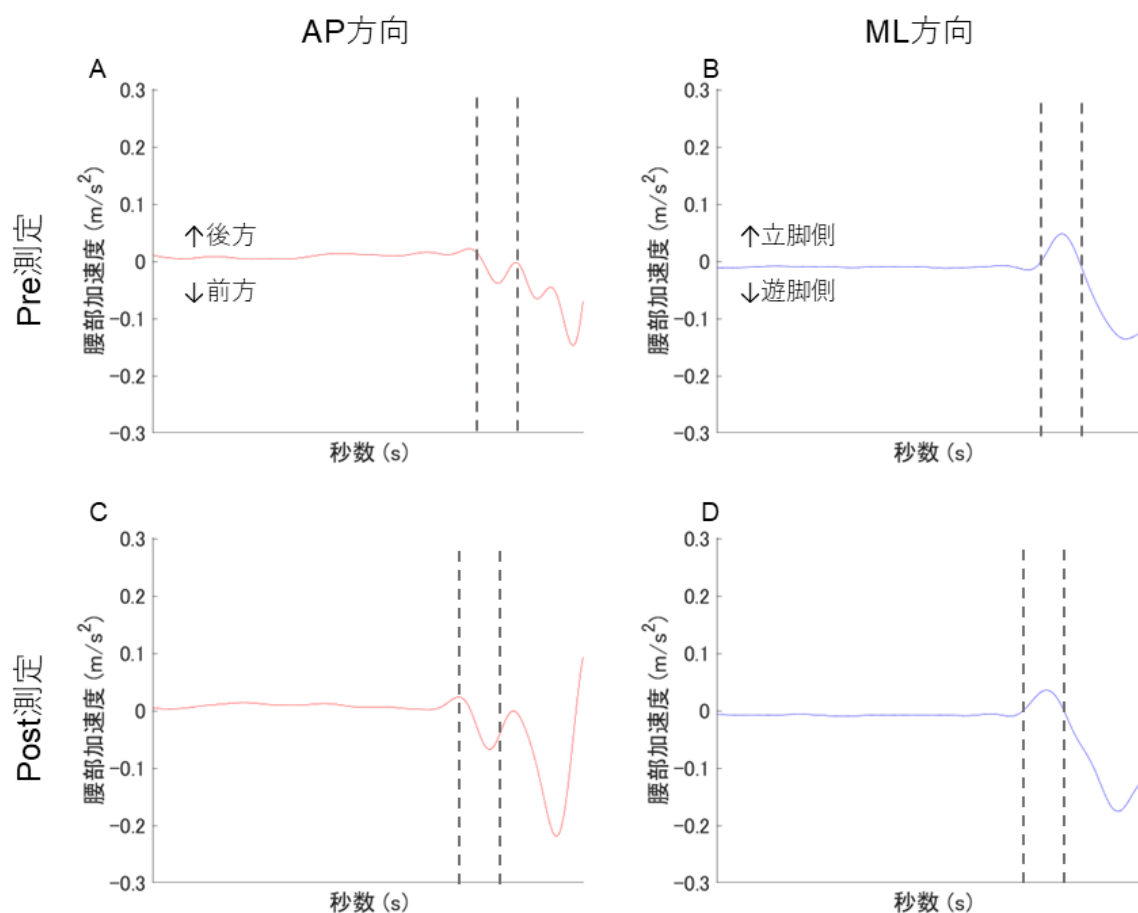
	Control群	Intervention群	<i>p</i> 値	効果量
定常歩行				
歩行速度	-0.030 (-0.053 - 0.010)	0.003 (-0.055 - 0.079)	0.462	0.184
歩行開始時のAPA				
APA持続時間	0.012 (-0.265 - 0.216)	0.065 (-0.132 - 0.349)	0.563	0.145
AP振幅	0.206 (-0.288 - 1.341)	0.347 (-0.058 - 0.492)	0.834	0.053
ML振幅	0.071 (-0.265 - 0.402)	0.320 (-0.074 - 0.841)	0.600	0.131
1歩目の歩幅	0.188 (0.052 - 0.304)	-0.078 (-0.243 - 0.325)	0.208	0.315

各指標の中央値と四分位範囲を示す. 全ての指標で有意差が認められなかった.

IV - 3 - 3 - 2. Dual 条件

IV - 3 - 3 - 2 - 1. Pre 測定と Post 測定の歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例

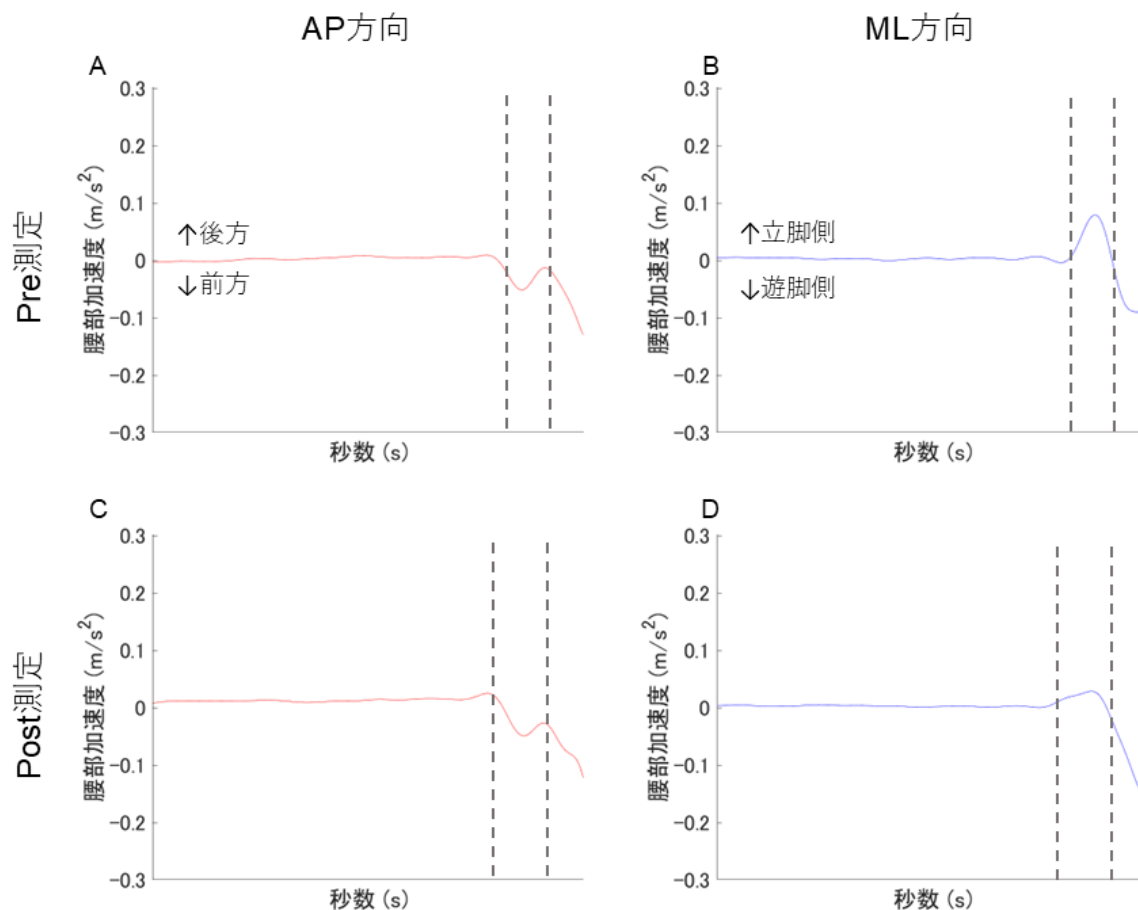
図IV-17 は Control 群の Pre 測定と Post 測定での歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例を示す。Control 課題練習の実施前後で腰部加速度の軌跡や APA 持続時間に大きな変化は見られなかった。



図IV-17. Control 群の Dual 条件における歩行開始時の腰部加速度の軌跡

A, C は順に Pre 測定時, Post 測定時の AP 方向の腰部加速度を, B, D は順に Pre 測定時, Post 測定時の ML 方向の腰部加速度を示す。AP 方向, ML 方向ともに腰部加速度に大きな変化はなく, 2 本の点線で区切られた APA 持続時間にも大きな変化は見られなかった。

図IV-18 は Intervention 群の Pre 測定と Post 測定での歩行開始時の腰部加速度の軌跡の典型例を示す．APA 持続時間は Pre 測定と比較して，Post 測定で増加していた．一方，腰部加速度の軌跡は Intervention 課題練習の実施前後で大きな変化は見られなかった．



図IV-18. Intervention 群の Dual 条件における歩行開始時の腰部加速度の軌跡
A, C は順に Pre 測定時, Post 測定時の AP 方向の腰部加速度を, B, D は順に Pre 測定時, Post 測定時の ML 方向の腰部加速度を示す．AP 方向, ML 方向ともに腰部加速度に大きな変化は見られなかった．一方, 2 本の点線で区切られた APA 持続時間には Post 測定時は Pre 測定時と比較して増加していた．

IV - 3 - 3 - 2 - 2. Pre 測定と比較

Pre 測定における Dual 条件の指標を比較した結果を表IV-18 に示す. 全ての指標で有意差が認められなかった.

表IV-18. Pre 測定地点での Dual 条件の指標

	Control群	Intervention群	<i>p</i> 値	効果量
定常歩行				
歩行速度 (m/s)	1.46 (1.38 - 1.65)	1.59 (1.32 - 1.92)	0.400	0.211
PASAT正答率				
静止立位中 (%)	89.8 (72.6 - 96.7)	93.3 (89.3 - 100)	0.285	0.267
歩行中 (%)	80.0 (66.7 - 85.0)	68.9 (65.6 - 71.7)	0.207	0.316
歩行開始時のAPA				
APA持続時間 (s)	0.363 (0.313 - 0.434)	0.320 (0.305 - 0.367)	0.268	0.277
AP振幅 (m/s ²)	0.068 (0.055 - 0.105)	0.060 (0.032 - 0.107)	0.345	0.236
ML振幅 (m/s ²)	0.053 (0.038 - 0.062)	0.056 (0.025 - 0.068)	0.916	0.026
1歩目の歩幅 (degree)	15.6 (13.8 - 24.2)	13.8 (11.3 - 22.2)	0.600	0.131

各指標の中央値と四分位範囲を示す. 全ての指標で有意差が認められなかった.

IV - 3 - 3 - 2 - 3. Control 課題練習実施前後の比較

Control 課題練習の実施前後で, Dual 条件の指標を比較した結果を表IV-19 に示す. 静止立位中の PASAT 正答率は, Pre 測定と比較して, Post 測定で有意に増加していた ($p=0.034$). 一方, 静止立位中の PASAT 正答率以外の指標は全て有意差が認められなかった.

表IV-19. Control 課題練習実施前後の Dual 条件の指標の変化

	Pre測定	Post測定	p 値	効果量
定常歩行				
歩行速度 (m/s)	1.46 (1.38 - 1.65)	1.52 (1.42 - 1.69)	0.168	0.487
PASAT正答率				
静止立位中 (%)	89.8 (72.6 - 96.7)	96.9 (90.0 - 100)	0.034	0.749
歩行中 (%)	80.0 (66.7 - 85.0)	90.0 (83.3 - 91.7)	0.139	0.523
歩行開始時のAPA				
APA持続時間 (s)	0.363 (0.313 - 0.434)	0.344 (0.313 - 0.406)	0.673	0.150
AP振幅 (m/s^2)	0.068 (0.055 - 0.105)	0.064 (0.037 - 0.119)	0.889	0.050
ML振幅 (m/s^2)	0.053 (0.038 - 0.062)	0.037 (0.032 - 0.056)	0.401	0.296
1歩目の歩幅 (degree)	15.6 (13.8 - 24.2)	15.4 (14.1 - 22.6)	0.674	0.149

各指標の中央値と四分位範囲を示す. 太字で記載の項目は, Control 課題の実施前後で有意差が認められた項目を表す.

IV - 3 - 3 - 2 - 4. Intervention 課題練習実施前後の比較

Intervention 課題練習の実施前後で、Dual 条件の指標を比較した結果を表IV-20 に示す。APA 持続時間は、Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に増加していた ($p= 0.035$)。一方、APA 持続時間以外の指標は全て有意差が認められなかった。

表IV-20. Intervention 課題練習実施前後の Dual 条件の指標の変化

	Pre測定	Post測定	p 値	効果量
定常歩行				
歩行速度 (m/s)	1.59 (1.32 - 1.92)	1.56 (1.45 - 1.92)	0.291	0.374
PASAT正答率				
静止立位中 (%)	93.3 (89.3 - 100)	100 (82.6 - 100)	0.686	0.143
歩行中 (%)	68.9 (65.2 - 71.7)	86.7 (80.3 - 89.8)	0.050	0.693
歩行開始時のAPA				
APA持続時間 (s)	0.320 (0.305 - 0.367)	0.367 (0.340 - 0.438)	0.035	0.744
AP振幅 (m/s^2)	0.060 (0.032 - 0.107)	0.061 (0.049 - 0.079)	0.779	0.099
ML振幅 (m/s^2)	0.056 (0.025 - 0.068)	0.048 (0.034 - 0.056)	0.575	0.198
1歩目の歩幅 (degree)	13.8 (11.3 - 22.2)	19.4 (15.6 - 26.9)	0.161	0.495

各指標の中央値と四分位範囲を示す。太字で記載の項目は、Intervention 課題の実施前後で有意差が認められた項目を表す。

IV - 3 - 3 - 2 - 5. 変化量の比較

Control 課題練習実施前後における Dual 条件の相対変化量と, Intervention 課題練習実施前後における Dual 条件の相対変化量を比較した結果を表IV-21 に示す. 静止立位中の PASAT 正答率は, Intervention 群と比較して, Control 群で有意に増加していた ($p=0.039$). 一方, 静止立位中の PASAT 正答率以外の指標は全て有意差が認められなかった.

表IV-21. 各群の Dual 条件の指標の相対変化量の比較

	Control群	Intervention群	<i>p</i> 値	効果量
定常歩行				
歩行速度	0.021 (-0.010 - 0.049)	0.038 (-0.012 - 0.049)	0.834	0.053
PASAT正答率				
静止立位中	0.115 (0.036 - 0.247)	0.000 (-0.079 - 0.041)	0.039	0.517
歩行中	0.060 (-0.016 - 0.267)	0.233 (0.014 - 0.317)	0.401	0.210
歩行開始時のAPA				
APA持続時間	-0.003 (-0.111 - 0.047)	0.099 (0.090 - 0.340)	0.074	0.446
AP振幅	-0.060 (-0.445 - 0.717)	-0.075 (-0.309 - 0.697)	0.674	0.105
ML振幅	-0.108 (-0.327 - 0.179)	-0.088 (-0.260 - 0.418)	0.753	0.079
1歩目の歩幅	-0.091 (-0.258 - 0.330)	0.154 (-0.048 - 0.497)	0.172	0.341

各指標の中央値と四分位範囲を示す. 太字で記載の項目は, Control 群と Intervention 群との間に有意差が認められた項目を表す.

IV - 3 - 3 - 3. DTC

IV - 3 - 3 - 3 - 1. Pre 測定と比較

Pre 測定における歩行課題の DTC 比較した結果を表IV-22 に示す. PASAT の正答率の DTC は, Control 群と比較して, Intervention 群で有意に低下していた ($p=0.012$). 一方, PASAT の正答率以外の指標は全て有意差が認められなかった.

表IV-22. Pre 測定地点での歩行課題の指標の DTC

	Control群	Intervention群	p 値	効果量
定常歩行				
歩行速度	-0.063 (-0.118 - -0.040)	-0.008 (-0.085 - 0.038)	0.172	0.341
PASAT正答率	-0.116 (-0.144 - -0.062)	-0.293 (-0.314 - -0.164)	0.012	0.630
歩行開始時のAPA				
APA持続時間	-0.071 (-0.159 - 0.157)	0.079 (-0.013 - 0.233)	0.462	0.184
AP振幅	0.248 (-0.219 - 0.874)	-0.064 (-0.373 - 0.070)	0.172	0.341
ML振幅	0.193 (-0.031 - 0.537)	-0.058 (-0.255 - 0.828)	0.753	0.079
1歩目の歩幅	0.006 (-0.054 - 0.149)	-0.062 (-0.400 - 0.093)	0.401	0.210

各指標の中央値と四分位範囲を示す. 太字で記載の項目は, Control 群と Intervention 群との間に有意差が認められた項目を表す.

IV - 3 - 3 - 3 - 2. Control 課題練習実施前後の比較

Control 課題練習の実施前後で、歩行課題の DTC を比較した結果を表IV-23 に示す。歩行速度の DTC は、Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に増加していた ($p=0.036$)。一方、歩行速度の DTC 以外の指標は全て有意差が認められなかった。

表IV-23. Control 課題練習実施前後の歩行課題の指標の DTC の変化

	Pre測定	Post測定	<i>p</i> 値	効果量
定常歩行				
歩行速度	-0.063 (-0.118 - -0.040)	-0.020 (-0.065 - -0.006)	0.036	0.743
PASAT正答率	-0.116 (-0.144 - -0.062)	-0.088 (-0.117 - -0.051)	0.674	0.149
歩行開始時のAPA				
APA持続時間	-0.071 (-0.159 - 0.157)	-0.036 (-0.184 - 0.123)	0.889	0.050
AP振幅	0.248 (-0.219 - 0.874)	-0.123 (-0.397 - 0.104)	0.208	0.446
ML振幅	0.193 (-0.031 - 0.537)	0.095 (-0.300 - 0.263)	0.161	0.495
1歩目の歩幅	0.006 (-0.054 - 0.149)	-0.119 (-0.347 - 0.245)	0.401	0.297

各指標の中央値と四分位範囲を示す。太字で記載の項目は、Control 課題の実施前後で有意差が認められた項目を表す。

IV - 3 - 3 - 3. Intervention 課題練習実施前後の比較

Intervention 課題練習の実施前後で、歩行課題の DTC を比較した結果を表IV-24 に示す。PASAT 正答率の DTC は、Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に増加していた ($p= 0.036$)。一方、PASAT 正答率以外の指標は全て有意差が認められなかった。

表IV-24. Intervention 課題練習実施前後の歩行課題の指標の DTC の変化

	Pre測定	Post測定	p 値	効果量
定常歩行				
歩行速度	-0.008 (-0.085 - 0.038)	0.034 (-0.032 - 0.063)	0.263	0.396
PASAT正答率	-0.293 (-0.314 - -0.164)	-0.118 (-0.167 - -0.013)	0.036	0.743
歩行開始時のAPA				
APA持続時間	0.079 (-0.013 - 0.233)	0.116 (-0.020 - 0.179)	0.575	0.198
AP振幅	-0.064 (-0.373 - 0.070)	-0.184 (-0.415 - -0.100)	0.484	0.248
ML振幅	-0.058 (-0.255 - 0.828)	0.002 (-0.278 - 0.440)	0.327	0.347
1歩目の歩幅	-0.062 (-0.400 - 0.093)	0.131 (-0.204 - 0.393)	0.123	0.545

各指標の中央値と四分位範囲を示す。太字で記載の項目は、Intervention 課題の実施前後で有意差が認められた項目を表す。

IV - 3 - 3 - 3 - 4. 変化量の比較

Control 課題練習実施前後における歩行課題の DTC の絶対変化量と, Intervention 課題練習実施前後における歩行課題の DTC の絶対変化量を比較した結果を表IV-25 に示す. PASAT 正答率の DTC は, Control 群と比較して, Intervention 群は有意により増加していた ($p=0.036$). 一方, PASAT の正答率以外の指標は全て有意差が認められなかった.

表IV-25. 各群の歩行課題の指標の DTC の絶対変化量の比較

	Control群	Intervention群	p 値	効果量
定常歩行				
歩行速度	0.045 (0.010 - 0.062)	0.029 (-0.024 - 0.094)	0.529	0.158
PASAT正答率	0.028 (-0.085 - 0.071)	0.162 (0.045 - 0.230)	0.036	0.525
歩行開始時のAPA				
APA持続時間	0.037 (-0.234 - 0.188)	0.071 (-0.173 - 0.336)	0.529	0.158
AP振幅	-0.444 (-1.200 - 0.272)	-0.201 (-0.551 - 0.158)	0.529	0.158
ML振幅	-0.317 (-0.603 - 0.043)	-0.149 (-0.729 - 0.265)	0.674	0.105
1歩目の歩幅	-0.288 (-0.477 - 0.345)	0.274 (0.078 - 0.380)	0.208	0.315

各指標の中央値と四分位範囲を示す. 太字で記載の項目は, Control 群と Intervention 群との間に有意差が認められた項目を表す.

IV - 4. 考察

本章では、安全に実施することが可能な CSRT を用いた練習課題が、CSRT 実施時の APA、二重課題条件での歩行開始時の APA、定常歩行速度、および認知課題正答率に与える影響を検証した。

CSRT 実施時の APA に関しては、Intervention 群では、APA 持続時間およびエラー率が、Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に減少した。一方で、Control 群では Pre 測定と Post 測定との間には有意差が認められなかった。加えて、合計時間の相対変化量は、Control 群と比較して、Intervention 群で有意に減少していた。さらに、Intervention 群では、APA 持続時間の DTC が Pre 測定と比較して Post 測定で有意に減少し、AP 振幅の DTC は Pre 測定と比較して Post 測定で有意に増加した。一方で、Control 群では、Pre 測定と Post 測定との間には DTC の有意差が認められなかった。

二重課題条件での歩行開始時の APA に関しては、Intervention 群で APA 持続時間が Pre 測定と比較して Post 測定で有意に増加した。一方、二重課題条件での定常歩行速度では Pre 測定と Post 測定との間には有意差が認められなかった。加えて、Intervention 群では PASAT 正答率の DTC が Pre 測定と比較して Post 測定で有意に増加し、PASAT 正答率の DTC の絶対変化量が Control 群と比較して有意に増加していた。一方で、歩行速度の DTC では Pre 測定と Post 測定との間には有意差が認められなかった。

上述の内容から、CSRT を用いた練習課題に取り組むことで、CSRT 実施時の APA が改善することが示唆された。加えて、PASAT 正答率の DTC の増加は、DTI が軽減し、二重課題条件での PASAT のパフォーマンスが静止立位時に対して相対的に改善したことを示す。従って、CSRT を用いた練習課題に取り組むことで、二重課題歩行条件での認知課題の遂行能力が改善することが示唆された。

IV - 4 - 1. CSRT を用いたステップ練習が CSRT 実施時の APA に与える影響

Intervention 群では、CSRT の APA 持続時間が Pre 測定と比較して Post 測定で有意に減少し、APA エラー率も Post 測定で有意に減少した。加えて、CSRT の合計時間の相対変化量が Control 群と比較して有意に減少した。これらの結果は、CSRT を用いた練習を実施することで、CSRT のパフォーマンスが向上したことを示す。先行研究から、CSRT のような選択反応を用いる課題は速度と精度がトレードオフ関係にあることが明らかになっている^{133,137}。しかしながら、本研究の結果では速度と精度のどちらかが向上したのではなく、Intervention 課題練習の実施により、精度を反映する APA エラーが抑制され、速度を反映する APA の持続時間が短縮したことで、合計時間が Control 群と比較して短縮したと考えることができる。

また、ステップ課題の DTC は、Intervention 群で AP 振幅の DTC が Pre 測定と比較して、Post 測定で有意に増加した。DTC の値は、二重課題条件でのパフォーマンスと、二重課題を構成する課題を単独で実施した条件でのパフォーマンスの差であり、APA 振幅における値の増加は二重課題条件でのパフォーマンスが単一課題条件でのパフォーマンスに近づいた

ことを示し、二重課題干渉 (DTI) の影響が軽減したことが示唆される。同様に、APA 持続時間においても CSRT を用いた練習を実施することで DTI の軽減を示す結果が得られた。先行研究では CSRT 実施時に AP 振幅が減少した際には APA 持続時間が増加することが報告されている¹²⁵。この要因として、著者らは AP 振幅の減少によるステップ動作時の推進力の低下を APA 持続時間の増加で代償したと考察している。本研究では、Intervention 課題練習の実施により、CSRT 実施時に COP を後方に偏移する際の DTI が軽減したため、AP 振幅の減少を抑制できたと推測される。これに伴い、代償的な APA 持続時間の増加が生じたため、結果として、APA 持続時間の DTC が減少したと推測される。以上の内容から、Intervention 課題練習の実施により CSRT 実施時の APA が改善することが示唆された。

Intervention 課題練習の実施により、CSRT 実施時の APA が改善した要因には、Intervention 課題練習で用いた練習課題の影響が挙げられる。Intervention 課題練習は中央の四角形に提示された計算の正解を一時的に保持した上で、左右の丸に書かれている数字と合致する下肢で前方ステップを行う課題であった。つまり、本研究で用いた課題はワーキングメモリの機能を改善させる課題である。APA エラーには抑制機能が大きく影響すると報告されており¹²⁷ ワーキングメモリの機能改善は抑制機能の適切な制御に関与すると報告されている^{138,139}。従って、Intervention 課題練習に取り組むことで、ワーキングメモリの機能が改善し、抑制機能が適切に制御されたことで APA エラー率が減少したと推測される。加えて、APA エラーが生じた施行では不適切な COP 偏移の修正が求められるため、結果として、CSRT の APA 持続時間の延長が生じると報告されている^{133,134}。従って、APA エラーが生じないことによって、不適切な COP 偏移が減少したため、APA 持続時間が短縮したと考えられる。

対照的に、Control 群で用いた練習では全ての CSRT の指標および DTC の指標で Pre 測定と Post 測定との間には有意差が認められなかった。従って、単一運動課題では CSRT のパフォーマンスが向上しない可能性がある。Liu ら¹⁴⁰ は、運動課題と認知課題を組み合わせた二重課題練習に取り組むことで二重課題条件での歩行速度が改善したという報告だけでなく、単一運動課題を練習課題として取り組んだ場合には二重課題条件での歩行速度が改善しないことを報告した。この要因として、著者らは運動課題と認知課題を組み合わせた二重課題練習に取り組むことで、運動課題と認知課題を並列処理する能力が改善し、二重課題条件での歩行速度が改善したと考察している。Control 群で用いた練習課題は運動課題のみで構成されていたため、運動課題と認知課題の並列処理を求める課題ではなかった。従って、先行研究と同様に、単一のステップ課題では CSRT のような二重課題の要素が含まれる課題のパフォーマンスを向上することができないことが示された。

以上の結果から、CSRT 実施時の APA を改善させるためには、単一のステップ課題ではなく、本研究のような CSRT を用いたステップ課題に取り組む必要がある。

IV - 4 - 2. CSRT を用いたステップ練習が二重課題歩行能力に与える影響

Intervention 群では、Dual 条件での歩行開始時の APA 持続時間が Pre 測定と比較して Post 測定で有意に増加した。加えて、Dual 条件での歩行速度は Pre 測定と Post 測定との間には有意差が認められなかった。一方、Intervention 群では、CSRT 実施時の APA には改善が認められた。動的バランス練習である太極拳の実施によって歩行開始時の APA が改善することを示した先行研究では、太極拳が重心移動訓練として機能したことで歩行開始時の COP 偏移が拡大したと考察している¹⁴¹。本研究で用いたステップ練習では、CSRT 実施時の AP 振幅と APA 持続時間の改善が認められ、ステップ開始時に効率的な重心移動が可能となった推測される。従って、本研究で用いた練習も太極拳と同様に重心移動訓練として機能したと考えられる。しかしながら、Dual 条件での歩行開始時の APA、歩行速度ともに改善が認められなかった。

歩行速度が向上しなかった要因として、本研究の実験設定が挙げられる。本研究は、Single 条件、Dual 条件ともに最大歩行速度で課題を実施することが求められた。一方、二重課題歩行練習により二重課題条件での歩行速度が改善したと報告している研究では、快適歩行速度で歩行を実施することが求められた^{46,47}。加えて、CSRT を用いた練習課題の実施により、単一課題条件での歩行速度が改善したと報告している研究も、最大歩行速度ではなく、快適歩行速度で歩行課題を実施している⁴⁹。本研究では、最大歩行速度での課題実施を要求したことで、歩行速度に天井効果が生じてしまい、結果として歩行速度の改善が認められなかった可能性がある。実際に、本研究における二重課題条件での歩行速度は、単一課題条件での歩行速度からわずか 0.8%しか低下していないため、二重課題条件での歩行速度の改善を得ることはできなかったと推測される。加えて、健常若年者を対象としたことも要因として挙げられる。先行研究では、不安定面上での立位保持と認知課題を組み合わせた二重課題を健常若年者が実施した際、動揺面積は回数を重ねても変化しなかったのに対し、認知課題の正答率は回数を重ねることで向上したと報告されている¹⁴²。一方で、健常高齢者が同様の二重課題練習を実施した際には、認知課題の正答率に変化がみられないのに対し、姿勢動揺面積は減少した。従って、健常若年者の二重課題パフォーマンスでは運動課題よりも認知課題のパフォーマンスに向上する余地があると考えられる。実際に、Intervention 群では PASAT 正答率の DTC が Pre 測定時と比較して Post 測定で有意に増加し、PASAT 正答率の DTC の絶対変化量は Control 群と比較して有意に高い値を示した。上述の結果は二重課題条件での PASAT のパフォーマンスが相対的に改善したことを示すため、Intervention 課題練習の実施により二重課題条件での認知課題の遂行能力が改善することが示された。従って、先行研究と同様に、健常若年者には認知課題のパフォーマンスに改善の余地があったと考えられる。今後の研究では、運動課題のパフォーマンスに向上する余地がある健常高齢者を対象とし、CSRT を用いた練習課題が二重課題条件での歩行能力に与える影響を検証していくことが期待される。

歩行開始時の APA 持続時間が増加した要因としては、Intervention 群で用いた練習課題の影響が挙げられる。Intervention 課題練習は中央の四角形に提示された計算の正解を一時的

に保持した上で、左右の丸に書かれている数字と合致する下肢で前方ステップを行う課題であった。本練習課題においては、計算課題の実施後に動作を開始するという動作の順序性が生じる特徴がある。従って、Intervention 群の対象者は練習課題により二重課題条件でのステップ動作を実施する際に計算課題（認知課題）を優先する戦略が生じた可能性がある。本研究の二重課題条件は計算課題である PASAT を実施しながらステップ動作と類似動作である歩行開始動作を実施することが求められた。本条件では歩行開始と PASAT の実施に順序性はなく、運動課題と認知課題のどちらかを優先する必要がある。従って、Intervention 群では歩行開始時にも計算課題を優先した可能性があり、結果として、注意容量の配分が認知課題に多くなり、定常歩行よりも認知課題の干渉を強く受ける歩行開始時の APA 持続時間が増加したと考えられる¹⁴³。一方で、二重課題条件での定常歩行においては Intervention 課題練習で賦活されるワーキングメモリの機能が動作の実施に重要である^{144,145}。そのため、Intervention 課題練習の実施によりワーキングメモリの機能が改善したことで、歩行開始動作の遅延がその後に継続する定常歩行速度には影響を及ぼさなかったと推測される。

以上の結果から、二重課題条件での定常歩行時においては運動課題と認知課題のトレードオフが生じることなく、認知課題の遂行能力が向上したことが示され、本研究で用いた練習は二重課題全体のパフォーマンスを改善するものだったと考えることができる。

Control 群では歩行速度の DTC が Pre 測定と比較して Post 測定で有意に増加した。一方で、PASAT 正答率の DTC は Pre 測定と Post 測定との間には有意差が認められなかった。この結果は二重課題条件での歩行速度が単一課題条件での歩行速度に対して相対的に改善したことを示す。加えて、30 秒の静止立位中（単一課題時の）の PASAT の正答率も Pre 測定時と比較して Post 測定時は有意に増加した。これらの結果は、単一運動課題を練習課題として実施した場合には二重課題条件での歩行速度が改善しないという Liu らの報告とは異なるものであった¹⁴⁰。改善の要因として、対象者の特性が挙げられる。健常若年者では二重課題条件での姿勢制御課題の反復により、運動課題の DTC と認知課題正答率の DTC の両方が改善すると報告されている¹⁴²。従って、健常若年者には二重課題での姿勢制御課題に順応しやすい特徴がある。加えて、本研究の Control 群の対象者は Intervention 群に比べて、二重課題条件での歩行速度および単一課題における PASAT の正答率が低い傾向があった。上述の内容から、Pre 測定の 30 秒間の PASAT を実施しながらの静止立位、および 60 秒間の PASAT を実施しながらの歩行課題を通して、PASAT を実施しながらの運動課題に順応したことで、歩行速度の DTC の向上や、静止立位中の PASAT 正答率の増加が生じた可能性がある。従って、今後の検討においては二重課題条件での歩行課題の実施回数を増やすなどの対応が必要と考える。

以上の結果から、二重課題条件での定常歩行時においては運動課題と認知課題のトレードオフが生じることなく、認知課題の遂行能力が向上したことが示され、CSRT を用いたステップ練習は二重課題全体のパフォーマンスを改善するものだったと考えることができる。しかし、本研究では、最大歩行速度で課題を実施したこと、および健常若年者を対象としたことで、先行研究とは異なる結果が得られた可能性がある。今後の研究では、歩行課題の実験設定を検討することに加えて、歩行開始時の APA の機能不全が認められる PD 患者などを

対象とし、CSRT を用いたステップ課題が二重課題条件での歩行能力に与える影響を検証していく必要がある。

IV - 5. 小括

CSRT を用いた練習課題は CSRT 実施時の APA を改善することが示された。加えて、健康若年者においては二重課題条件での歩行能力そのものを改善することが出来なかったが、二重課題歩行条件での認知課題の遂行能力が改善することが示され、CSRT を用いた練習課題により、二重課題全体としてのパフォーマンスを改善することが示唆された。

第Ⅴ章 総合考察

本研究は、在宅で安全に実施することが可能な CSRT を用いた練習課題の実施が、二重課題条件での歩行開始動作、歩行速度、および認知課題正答率に与える影響を検証した（第Ⅳ章）。加えて、第Ⅳ章の実施に先立ち、二重課題歩行課題に用いる認知課題の検証と（第Ⅱ章）、二重課題歩行条件での歩行開始時の APA と定常歩行速度の関連性の検証を実施した（第Ⅲ章）。第Ⅱ章では、ワーキングメモリの評価バッテリーであり、聴覚刺激にて数字を提示する PASAT が、視覚刺激にて数字を提示する PVSAT よりも、姿勢制御に大きな影響を与えることを示した。第Ⅲ章では、第Ⅱ章の結果を基に認知課題に PASAT を採択した二重課題歩行を実施し、歩行開始時の APA がその後の定常歩行速度に影響を与えていることを明らかにした。第Ⅳ章では、単一步行条件での歩行開始時の APA を改善するとされている CSRT を介入として用いて、CSRT 実施時の APA、および二重課題歩行条件での認知課題の遂行能力が改善することを示した。本研究から得られた一連の知見は、日常生活の姿勢制御能力を反映する二重課題歩行条件において、より妥当性および有効性の高い評価方法を提案するとともに、リハビリテーションの対象者が安全に実施可能な運動療法の有効性の一部を示したという点において大きな臨床的意義を有すると考える。

第Ⅱ章では、聴覚刺激を用いる PASAT、視覚刺激を用いる PVSAT はともに、身体の剛性を高めるスティフネス戦略を誘発することが示された。さらに、PASAT においては、スティフネス戦略がより強固になることに加えて、姿勢制御に用いられる感覚の再重みづけも誘発することが示された。本章の結果は、PASAT を用いた二重課題の姿勢制御課題が妥当性の高い評価方法であることを示唆するとともに、リハビリテーション介入に用いる感覚情報を誘発したい姿勢戦略によって選択する必要性を示すものと考えられる。

第Ⅲ章においては、二重課題条件での歩行開始時の APA の持続時間および前後方向の振幅がその後の定常歩行速度に影響を与えることが示された。APA の持続時間、前後方向の振幅はそれぞれ、歩行開始時の姿勢安定性、推進力を反映する指標である。従って、本章の結果から、歩行開始時の姿勢安定性と推進力の産生がその後の定常歩行にも持続的に影響を与えることが示され、二重課題条件での定常歩行のパフォーマンスを改善する介入として、歩行練習を必ずしも用いる必要がないことが示唆される。本章から得られた知見は、歩行開始時の APA を改善するとされている比較的安全なステップ課題を用いた介入が二重課題条件での歩行能力を改善する可能性を示す重要な知見と考えられる。しかしながら、第Ⅳ章において、第Ⅲ章の知見を基に考案した CSRT による練習課題は、健常若年者の二重課題条件での歩行開始時の APA と定常歩行時の歩行速度が改善しないことが示された。一方で、二重課題歩行条件での認知課題の遂行能力は改善することが示された。先行研究から、二重課題条件での歩行速度だけでなく、二重課題歩行条件での認知課題の遂行能力も日常生活の転倒リスクに影響を与えていると報告されている^{146,147}。従って、CSRT を用いた練習課題を実施することによって、二重課題歩行条件での認知課題の遂行能力が改善した本章の結果は、二重課題歩行条件のパフォーマンスを改善し、日常生活での転倒リスク軽減に貢献すると推測

される。

以上を総括すると、CSRT を用いた練習課題は、安全に二重課題歩行条件での認知課題の遂行能力を改善させる介入として機能し、二重課題歩行練習に代わる新たな介入方法の 1 つとして用いることができると考える。加えて、CSRT は在宅でも実施することが可能な課題であるため、転倒リスクのある高齢者や疾患患者の在宅における運動療法として効果が期待できる。また、本研究で測定した歩行開始時の APA および歩行速度は IMUs を用いて測定することが可能であるため^{107,108,110,111}、PASAT を用いた二重課題歩行の評価は日常生活場面での転倒リスクの把握や、歩行開始時の APA を改善させる介入の効果判定として貢献する可能性がある。

本研究の限界と今後の展望

本研究にはいくつかの限界がある。1つ目は、第Ⅱ章と第Ⅲ章で、筋活動を測定できていない点である。第Ⅱ章において、筆者らは認知課題の実施によりスティフネス戦略が誘発されると考察し、第Ⅲ章の結果にも静止立位時のスティフネス戦略が歩行開始動作を実施する上で影響を与えていると考えた。しかし、先行研究の中には、認知課題の実施中に筋活動が増加しなかったため、認知課題の実施によりスティフネス戦略ではなく自動的な姿勢制御を誘発すると考察している研究もある^{74,76,148}。従って、今後の研究では筋活動を測定することで認知課題が姿勢制御に与える影響をより詳細に検討する必要がある。2つ目は、第Ⅳ章の対象者の数が少ない点である。Pre 測定時点で Control 群と Intervention 群との間に有意差を認めた項目があり、いずれも Control 群と比較して Intervention 群でパフォーマンスが低下していた。従って、第Ⅳ章で得られた結果は、Intervention 群の方が、Control 群よりもパフォーマンスが向上する余地があった可能性が否定できない。3つ目は、第Ⅳ章の Pre 測定時および Post 測定時の脳活動を測定できていないことである。本研究では CSRT を用いた練習課題に取り組むことで、ワーキングメモリの機能改善が生じたと考察したが、運動課題実施中の脳活動を測定することができていない。今後の研究では、運動中の脳活動を測定する際に用いられている機能的近赤外線分光法を用いた更なる検討により¹⁴⁹、介入効果の機序が明確になると考える。最後に、第Ⅳ章のテスト課題のパフォーマンスは介入の一時的な変化しか比較できていない点である。練習課題によるパフォーマンスの変化は一時的な変化と比較的永続的な変化に区別する必要がある¹⁵⁰。本研究では練習課題の実施前後で練習課題の効果判定（Pre 測定、Post 測定）を実施したため、練習課題によるパフォーマンスの変化が長期的に保持されているかどうかは明らかになっていない。今後の研究では、CSRT を用いた介入の効果を一時的な変化と比較的永続的な変化の両方の視点から評価する必要がある。

第Ⅵ章 結論

本研究は、安全に二重課題条件での歩行開始動作、歩行速度、および認知課題正答率を改善させる介入を考案することを目的とした。第Ⅱ章では、妥当性の高い二重課題条件の設定を目的に、認知課題に用いる感覚情報の違いが姿勢制御に与える影響を検証した。第Ⅲ章では、二重課題条件での歩行開始時の APA と定常歩行時の歩行速度の関係性を検証した。第Ⅳ章では、CSRT を用いた介入が二重課題条件での歩行開始動作、歩行速度、および認知課題正答率に与える影響を検証した。上述した 3 つの研究から得られた知見を以下に示す。

1. ワーキングメモリの評価バッテリーである PSAT のうち、聴覚刺激である PASAT の方が視覚刺激である PVSAT よりも静的バランスにおける姿勢制御戦略の変化や感覚の再重みづけを誘発することが示唆される。従って、二重課題条件での評価を実施する際には、より影響力の大きい聴覚刺激を用いた認知課題を使用することが有効と考えられる。
2. 健常若年者において、二重課題条件での歩行速度と歩行開始時の APA との間の関連性が示された。従って、二重課題条件においても、歩行開始時の APA を改善する介入はその後に続く定常歩行を改善する介入としても有効であると推測される。
3. 単一課題条件での歩行速度を改善する効果のある CSRT を用いた介入は CSRT 実施時の APA を改善することが明らかになった。加えて、二重課題歩行条件での認知課題の遂行能力を改善し、二重課題のパフォーマンスを改善する可能性が示唆された。従って、CSRT を用いた介入は、二重課題歩行練習に代わる安全で在宅でも実施可能な介入方法として、日常生活での転倒を予防する新たなリハビリテーション手法の 1 つとなることが期待される。

謝辞

本研究は、筆者が北海道大学大学院保健科学院保健科学専攻博士後期課程在学中に、同大学大学院保健科学研究所リハビリテーション科学分野の長谷川直哉准教授の指導のもと行われました。本論文の作成にあたり、終始多大なるご指導やご支援を賜りました長谷川准教授に心より敬意と感謝の意を表します。

北海道大学大学院保健科学研究所リハビリテーション科学分野の澤村大輔教授には、副指導教員を引き受けていただき、本論文の投稿に当たり、親身なご指導やご意見を賜りました。心より感謝いたします。また、北海道大学大学院保健科学研究所リハビリテーション科学分野の寒川美奈教授、遠山晴一教授には、ご多忙の中、本論文の審査員として親身なご指導、ご指摘を賜りましたこと、深く感謝いたします。

大分大学福祉健康科学部の萬井太規講師には、本研究を進めるにあたり、懇切丁寧なご指導や、論文投稿に際して多くのご意見を賜りました。深く感謝申し上げます。

北海道大学大学院保健科学院の運動制御学研究室（長谷川ゼミ）の皆様には、多大なるご協力やご支援を賜り、心より感謝申し上げます。また、研究の参加を快諾していただいた対象者の皆様にもこの場を借りて感謝申し上げます。

札幌山の上病院、札幌西円山病院、札幌・すがた医院の皆様には、臨床経験を積ませていただいただけでなく、研究に重要な臨床的視点や研究構想におきまして多大なるご協力やご支援を賜りました。この場を借りて深く感謝申し上げます。

最後に、博士号取得者としての視点から助言をいただいた実兄、また、9年間の学生生活を支えていただいた両親に心より感謝申し上げます。家族の多大なるご支援があったからこそ、ここまでやり遂げることが出来ました。

引用文献

1. Koski K, Luukinen H, Laippala P, Kivela SL. Physiological factors and medications as predictors of injurious falls by elderly people: a prospective population-based study. *Age Ageing*. 1996;25(1):29-38.
2. 大高洋平. 高齢者の転倒予防の現状と課題. *日本転倒予防学会誌*. 2015;1:11-20.
3. Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF, Jackson SL, Brown JS, Fitzgerald JL. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age Ageing*. 1990;19(2):136-41.
4. Isaranuwachai W, Perdrizet J, Markle-Reid M, Hoch JS. Cost-effectiveness analysis of a multifactorial fall prevention intervention in older home care clients at risk for falling. *BMC Geriatr*. 2017;17(1):199.
5. Gagen TM, Bulzacchelli MT. Improving Local Service Delivery to Prevent Falls in Community-Dwelling Older Adults: Translating Research to Practice. *Gerontologist*. 2021;61(6):819-825.
6. 内閣府（令和3年度）高齢社会白書. 2021.
7. Preince FC, Corriveau H, Hebert R, David A, Winter DA. Gait in the elderly. *Gait Posture*. 1997;5:128-135.
8. Mancini M, Nutt JG, Horak FB. Balance dysfunction in Parkinson's disease: Basic mechanisms to clinical management. Academic Press. 2020.
9. Li W, Keegan TH, Sternfeld B, Sidney S, Quesenberry CP Jr, Kelsey JL. Outdoor falls among middle-aged and older adults: a neglected public health problem. *Am J Public Health*. 2006 ;96(7):1192-200.
10. Deandrea S, Lucenteforte E, Bravi F, Foschi R, La Vecchia C, Negri E. Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. *Epidemiology*. 2010 ;21(5):658-68.
11. Kyrdaen IL, Thingstad P, Sandvik L, Ormstad H. Associations between gait speed and well-known fall risk factors among community-dwelling older adults. *Physiother Res Int*. 2019 ;24(1):e1743.
12. Adam CE, Fitzpatrick AL, Leary CS, Hajat A, Ilango SD, Park C, Phelan EA, Semmens EO. Change in gait speed and fall risk among community-dwelling older adults with and without mild cognitive impairment: a retrospective cohort analysis. *BMC Geriatr*. 2023;23(1):328.
13. Ohm K, Hahn ME. The Effect of Stimulus Timing on Unplanned Gait Termination. *J Appl Biomech*. 2016;32(4):388-93.
14. Jian Y, Winter DA, Ishac MG, Gilchrist L. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait Posture*. 1993;1,9-22.
15. Shumway-Cook A, Wollacott HM. Motor Control. Theory and practical applications, 4th ed. Lippicott Williams & Wilkins. 2013.
16. 星文彦. 姿勢をアクティブにとらえる. *理学療法歩み*. 2010;21:9-13.

17. Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology*. 2006;52(1):1-16.
18. 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩. 基礎運動学 第7版. 医歯薬出版株式会社. 2025.
19. Shubert TE, Schrodtt LA, Mercer VS, Busby-Whitehead J, Giuliani CA. Are scores on balance screening tests associated with mobility in older adults? *J Geriatr Phys Ther*. 2006;29(1):35-9.
20. Crenna P, Frigo C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol*. 1991;437:635-53.
21. Halliday SE, Winter DA, Frank JS, Patla AE, Prince F. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait Posture*. 1998;8(1):8-14.
22. Bouisset S, Do MC. Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin*. 2008;38(6):345-62.
23. Lepers R, Brenière Y. The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Exp Brain Res*. 1995;107(1):118-24.
24. McIlroy WE, Maki BE. The control of lateral stability during rapid stepping reactions evoked by antero-posterior perturbation: does anticipatory control play a role? *Gait Posture*. 1999;9(3):190-8.
25. Burleigh-Jacobs A, Horak FB, Nutt JG, Obeso JA. Step initiation in Parkinson's disease: influence of levodopa and external sensory triggers. *Mov Disord*. 1997;12(2):206-15.
26. Rocchi L, Chiari L, Mancini M, Carlson-Kuhta P, Gross A, Horak FB. Step initiation in Parkinson's disease: influence of initial stance conditions. *Neurosci Lett*. 2006;406(1-2):128-32.
27. Sousa AS, Silva A, Santos R. Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clin Biomech (Bristol)*. 2015;30(9):960-5.
28. Pelosin E, Ogliastro C, Lagravinese G, Bonassi G, Mirelman A, Hausdorff JM, Abbruzzese G, Avanzino L. Attentional Control of Gait and Falls: Is Cholinergic Dysfunction a Common Substrate in the Elderly and Parkinson's Disease? *Front Aging Neurosci*. 2016;8:104.
29. Goldie PA, Matyas TA, Evans OM. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996;77(10):1074-82.
30. Rathore R, Tucker CA, Jeka JJ, Wright WG, Hurt CP. Effect of Increasing Obstacle Distances Task on Postural Stability Variables During Gait Initiation in Older Nonfallers and Fallers. *Arch Phys Med Rehabil*. 2022;103(12):2303-2310.
31. Jacobs JV, Lou JS, Kraakevik JA, Horak FB. The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience*. 2009;164(2):877-85.
32. Delafontaine A, Vialleron T, Hussein T, Yiou E, Honeine JL, Colnaghi S. Anticipatory Postural Adjustments During Gait Initiation in Stroke Patients. *Front Neurol*. 2019;10:352.
33. Caderby T, Yiou E, Peyrot N, Begon M, Dalleau G. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *J Biomech*. 2014;47(2):417-23.

34. Ambrose AF, Paul G, Hausdorff JM. Risk factors for falls among older adults: a review of the literature. *Maturitas*. 2013;75(1):51-61.
35. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006;35 Suppl 2:ii7-ii11.
36. Camicioli R, Howieson D, Lehman S. Talking while walking: the effect of a dual task in ageing and Alzheimer's disease. *Neurol*. 1997;48:955-958.
37. Yogev-Seligmann G, Hausdorff JM, Giladi N. The role of executive function and attention in gait. *Mov Disord*. 2008;23(3):329-42.
38. Stuss DT, Levine B. Adult clinical neuropsychology: lessons from studies of the frontal lobes. *Annu Rev Psychol*. 2002;53:401-33.
39. Ruthruff E, Pashler HE, Klaassen A. Processing bottlenecks in dual-task performance: structural limitation or strategic postponement? *Psychon Bull Rev*. 2001;8(1):73-80.
40. 渡邊慶, 船橋新太郎. 二重課題の神経性物学：二重課題干渉効果と前頭連合野の役割. *霊長類研究*. 2015;31:87-100.
41. Montero-Odasso M, Verghese J, Beauchet O, Hausdorff JM. Gait and cognition: a complementary approach to understanding brain function and the risk of falling. *J Am Geriatr Soc*. 2012;60(11):2127-36.
42. Muir-Hunter SW, Wittwer JE. Dual-task testing to predict falls in community-dwelling older adults: a systematic review. *Physiotherapy*. 2016;102(1):29-40.
43. Taylor ME, Delbaere K, Mikolaizak AS, Lord SR, Close JC. Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. *Gait Posture*. 2013;37(1):126-30.
44. Toulotte C, Thevenon A, Watelain E, Fabre C. Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions. *Clin Rehabil*. 2006;20(3):269-76.
45. Uemura K, Yamada M, Nagai K, Shinya M, Ichihashi N. Effect of dual-tasking on the center of pressure trajectory at gait initiation in elderly fallers and non-fallers. *Aging Clin Exp Res*. 2012;24(2):152-6.
46. San Martín Valenzuela C, Moscardó LD, López-Pascual J, Serra-Añó P, Tomás JM. Effects of Dual-Task Group Training on Gait, Cognitive Executive Function, and Quality of Life in People With Parkinson Disease: Results of Randomized Controlled DUALGAIT Trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2020;101(11):1849-1856.e1.
47. Baek CY, Chang WN, Park BY, Lee KB, Kang KY, Choi MR. Effects of Dual-Task Gait Treadmill Training on Gait Ability, Dual-Task Interference, and Fall Efficacy in People With Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Phys Ther*. 2021;101(6):pzab067.
48. Hoang P, Schoene D, Gandevia S, Smith S, Lord SR. Effects of a home-based step training programme on balance, stepping, cognition and functional performance in people with multiple sclerosis--a randomized controlled trial. *Mult Scler*. 2016;22(1):94-103.

49. Swinnen N, Vandenbulcke M, de Bruin ED, Akkerman R, Stubbs B, Firth J, Vancampfort D. The efficacy of exergaming in people with major neurocognitive disorder residing in long-term care facilities: a pilot randomized controlled trial. *Alzheimers Res Ther.* 2021;13(1):70.
50. Seuthe J, Heinzel A, Hulzinga F, Ginis P, Zeuner KE, Deuschl G, D'Cruz N, Nieuwboer A, Schlenstedt C. Towards a better understanding of anticipatory postural adjustments in people with Parkinson's disease. *PLoS One.* 2024;19(3):e0300465.
51. Mille ML, Hilliard MJ, Martinez KM, Simuni T, Zhang Y, Rogers MW. Short-term effects of posture-assisted step training on rapid step initiation in Parkinson's disease. *J Neurol Phys Ther.* 2009;33(2):88-95.
52. Nagai A, Marumoto K, Ohata K, Takasaki S, Moriyama H. Effects of ankle dorsiflexion training on anticipatory postural adjustments during gait initiation in patients with Parkinson's disease. *Gait Posture.* 2025;117:109-114.
53. Mehdizadeh S, Van Ooteghem K, Gulka H, Nabavi H, Faieghi M, Taati B, Iaboni A. A systematic review of center of pressure measures to quantify gait changes in older adults. *Exp Gerontol.* 2021;143:111170.
54. Sturnieks DL, Hicks C, Smith N, Ratanapongleka M, Menant J, Turner J, Lo J, Chaplin C, Garcia J, Valenzuela MJ, Delbaere K, Herbert RD, Sherrington C, Toson B, Lord SR. Exergame and cognitive training for preventing falls in community-dwelling older people: a randomized controlled trial. *Nat Med.* 2024;30(1):98-105.
55. Yogev-Seligmann G, Rotem-Galili Y, Mirelman A, Dickstein R, Giladi N, Hausdorff JM. How does explicit prioritization alter walking during dual-task performance? Effects of age and sex on gait speed and variability. *Phys Ther.* 2010;90(2):177-86.
56. Ledebt A, Bril B, Brenière Y. The build-up of anticipatory behaviour. An analysis of the development of gait initiation in children. *Exp Brain Res.* 1998;120(1):9-17.
57. Takakusaki K. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *J Mov Disord.* 2017;10(1):1-17.
58. Mirelman A, Maidan I, Bernad-Elazari H, Nieuwhof F, Reelick M, Giladi N, Hausdorff JM. Increased frontal brain activation during walking while dual tasking: an fNIRS study in healthy young adults. *J Neuroeng Rehabil.* 2014;11:85.
59. Pelicioni PHS, Tijmsa M, Lord SR, Menant J. Prefrontal cortical activation measured by fNIRS during walking: effects of age, disease and secondary task. *PeerJ.* 2019;7:e6833.
60. Stuart S, Alcock L, Rochester L, Vitorio R, Pantall A. Monitoring multiple cortical regions during walking in young and older adults: Dual-task response and comparison challenges. *Int J Psychophysiol.* 2019;135:63-72.
61. Schoene D, Lord SR, Delbaere K, Severino C, Davies TA, Smith ST. A randomized controlled pilot study of home-based step training in older people using videogame technology. *PLoS One.* 2013;8(3):e57734.

62. Schoene D, Valenzuela T, Toson B, Delbaere K, Severino C, Garcia J, Davies TA, Russell F, Smith ST, Lord SR. Interactive Cognitive-Motor Step Training Improves Cognitive Risk Factors of Falling in Older Adults - A Randomized Controlled Trial. *PLoS One*. 2015;10(12):e0145161.
63. Swanenburg J, Wild K, Straumann D, de Bruin ED. Exergaming in a Moving Virtual World to Train Vestibular Functions and Gait; a Proof-of-Concept-Study With Older Adults. *Front Physiol*. 2018;9:988.
64. Sherman EMS, Strauss E, Spellacy F. Validity of the Paced Auditory Serial Addition Test (PASAT) in adults referred for neuropsychological assessment after head injury. *Clin Neuropsychol*. 1997;11:34-45.
65. Cui J, Sawamura D, Sakuraba S, Saito R, Tanabe Y, Miura H, Sugi M, Yoshida K, Watanabe A, Tokikuni Y, Yoshida S, Sakai S. Effect of Audiovisual Cross-Modal Conflict during Working Memory Tasks: A Near-Infrared Spectroscopy Study. *Brain Sci*. 2022;12(3):349.
66. Kimura T, Kaneko F, Nagahata K, Shibata E, Aoki N. Working Memory Training Improves Dual-Task Performance on Motor Tasks. *J Mot Behav*. 2017;49(4):388-397.
67. Fujita H, Kasubuchi K, Wakata S, Hiyamizu M, Morioka S. Role of the Frontal Cortex in Standing Postural Sway Tasks While Dual-Tasking: A Functional Near-Infrared Spectroscopy Study Examining Working Memory Capacity. *Biomed Res Int*. 2016;2016:7053867.
68. Jamet M, Deviterne D, Gauchard GC, Vançon G, Perrin PP. Age-related part taken by attentional cognitive processes in standing postural control in a dual-task context. *Gait Posture*. 2007;25(2):179-84.
69. Memari AH, Ghanouni P, Shayestehfar M, Ziaee V, Moshayedi P. Effects of visual search vs. auditory tasks on postural control in children with autism spectrum disorder. *Gait Posture*. 2014;39(1):229-34.
70. Polskaia N, Lajoie Y. Reducing postural sway by concurrently performing challenging cognitive tasks. *Hum Mov Sci*. 2016;46:177-83.
71. Polskaia N, Lajoie Y. Interstimulus Intervals and Sensory Modality Modulate the Impact of a Cognitive Task on Postural Control. *J Mot Behav*. 2016;48(6):482-488.
72. Richer N, Lajoie Y. Cognitive task modality influences postural control during quiet standing in healthy older adults. *Aging Clin Exp Res*. 2019;31(9):1265-1270.
73. Potvin-Desrochers A, Richer N, Lajoie Y. Cognitive tasks promote automatization of postural control in young and older adults. *Gait Posture*. 2017;57:40-45.
74. Richer N, Saunders D, Polskaia N, Lajoie Y. The effects of attentional focus and cognitive tasks on postural sway may be the result of automaticity. *Gait Posture*. 2017;54:45-49.
75. Dehmiyani A, Mehdizadeh H, Azad A, Cheraghifard M, Jamali S, Davoudi M, Shokouhyan SM, Taghizadeh G. Apathy exacerbates postural control impairments in stroke survivors: The potential effects of cognitive dual-task for improving postural control. *Neuropsychologia*. 2022;174:108344.

76. Ghorbanpour Z, Taghizadeh G, Hosseini SA, Pishyareh E, Ghomsheh FT, Bakhshi E, Mehdizadeh H. Overload of anxiety on postural control impairments in chronic stroke survivors: The role of external focus and cognitive task on the automaticity of postural control. *PLoS One*. 2021;16(7):e0252131.
77. Negahban H, Mofateh R, Arastoo AA, Mazaheri M, Yazdi MJ, Salavati M, Majdinasab N. The effects of cognitive loading on balance control in patients with multiple sclerosis. *Gait Posture*. 2011;34(4):479-84.
78. Huxhold O, Li SC, Schmiedek F, Lindenberger U. Dual-tasking postural control: aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. *Brain Res Bull*. 2006;69(3):294-305.
79. Albertsen IM, Ghédira M, Gracies JM, Hutin É. Postural stability in young healthy subjects - Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking. *J Electromyogr Kinesiol*. 2017;33:27-33.
80. Maki BE, Holliday PJ, Fernie GR. Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. *J Am Geriatr Soc*. 1990;38(1):1-9.
81. Lara JR, da Silva CR, de Lima FF, da Silva MC, Kohn AF, Elias LA, Magalhães FH. Effects of light finger touch on the regularity of center-of-pressure fluctuations during quiet bipedal and single-leg postural tasks. *Gait Posture*. 2022;96:203-209.
82. Quijoux F, Vienne-Jumeau A, Bertin-Hugault F, Zawieja P, Lefèvre M, Vidal PP, Ricard D. Center of pressure displacement characteristics differentiate fall risk in older people: A systematic review with meta-analysis. *Ageing Res Rev*. 2020;62:101117.
83. Nagels G, Geentjens L, Kos D, Vleugels L, D'hooghe MB, Van Asch P, Vuylsteke K, De Deyn PP. Paced visual serial addition test in multiple sclerosis. *Clin Neurol Neurosurg*. 2005;107(3):218-22.
84. Rachbauer D, Kronbichler M, Ropele S, Enzinger C, Fazekas F. Differences in cerebral activation patterns in idiopathic inflammatory demyelination using the paced visual serial addition task: an fMRI study. *J Neurol Sci*. 2006;244(1-2):11-6.
85. Quek J, Brauer SG, Clark R, Treleaven J. New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults. *Gait Posture*. 2014;39(4):1069-73.
86. Lin IS, Lai DM, Ding JJ, Chien A, Cheng CH, Wang SF, Wang JL, Kuo CL, Hsu WL. Reweighting of the sensory inputs for postural control in patients with cervical spondylotic myelopathy after surgery. *J Neuroeng Rehabil*. 2019;16(1):96.
87. Richer N, Lajoie Y. Automaticity of Postural Control while Dual-tasking Revealed in Young and Older Adults. *Exp Aging Res*. 2020;46(1):1-21.
88. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences, 2nd ed. Routledge. 1988.
89. 鈴川由美, 豊田秀樹. “心理学的研究”における効果量・検定力・必要標本数の展望的事例分析. *心理学研究*. 2012;83(1):51-63.

90. Diener HC, Dichgans J, Guschlbauer B, Mau H. The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res.* 1984;296(1):103-9.
91. Zaback M, Adkin AL, Carpenter MG. Adaptation of emotional state and standing balance parameters following repeated exposure to height-induced postural threat. *Sci Rep.* 2019;9(1):12449.
92. Stins JF, Roerdink M, Beek PJ. To freeze or not to freeze? Affective and cognitive perturbations have markedly different effects on postural control. *Hum Mov Sci.* 2011;30(2):190-202.
93. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998;80(3):1211-21.
94. Carpenter MG, Frank JS, Silcher CP, Peysar GW. The influence of postural threat on the control of upright stance. *Exp Brain Res.* 2001;138(2):210-8.
95. Friedrich M, Grein HJ, Wicher C, Schuetze J, Mueller A, Lauenroth A, Hottenrott K, Schwesig R. Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Exp Brain Res.* 2008;186(2):305-14.
96. Chagdes JR, Rietdyk S, Haddad JM, Zelaznik HN, Raman A, Rhea CK, Silver TA. Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. *Exp Brain Res.* 2009;197(3):297-310.
97. Lee YJ, Chen CH, Wu CC, Chen YJ, Liang, JN. Sound Effects on Standing Postural Strategies in the Elderly via Frequency Analysis Approach. *Appl. Sci.* 2020;10(16):5539.
98. Fitzpatrick R, Burke D, Gandevia SC. Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *J Physiol.* 1994;478 (Pt 2)(Pt 2):363-72.
99. Witt ST, Laird AR, Meyerand ME. Functional neuroimaging correlates of finger-tapping task variations: an ALE meta-analysis. *Neuroimage.* 2008;42(1):343-56.
100. Ronsse R, Puttemans V, Coxon JP, Goble DJ, Wagemans J, Wenderoth N, Swinnen SP. Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. *Cereb Cortex.* 2011;21(6):1283-94.
101. Hasegawa N, Takeda K, Mancini M, King LA, Horak FB, Asaka T. Differential effects of visual versus auditory biofeedback training for voluntary postural sway. *PLoS One.* 2020;15(12):e0244583.
102. Mancini M, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Chiari L, Horak FB. Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: an accelerometer-based approach. *Eur J Neurol.* 2009;16(9):1028-34.
103. Bonora G, Carpinella I, Cattaneo D, Chiari L, Ferrarin M. A new instrumented method for the evaluation of gait initiation and step climbing based on inertial sensors: a pilot application in Parkinson's disease. *J Neuroeng Rehabil.* 2015;12:45.

104. Lencioni T, Meloni M, Bowman T, Marzegan A, Caronni A, Carpinella I, Castagna A, Gower V, Ferrarin M, Pelosin E. Events Detection of Anticipatory Postural Adjustments through a Wearable Accelerometer Sensor Is Comparable to That Measured by the Force Platform in Subjects with Parkinson's Disease. *Sensors (Basel)*. 2022;22(7):2668.
105. Hou W, Wu F, Wang Y, Li W, Cheng Y, Zhu Z, Liang S, Liu P, Yu Y, Wu J. Predicting slight freezing of gait in Parkinson's disease with anticipatory postural adjustments and limits of stability. *Parkinsonism Relat Disord*. 2024;123:106949.
106. Hasegawa N, Ishikawa K, Sato Y, Nakayama Y, Asaka T. Short-term effects of postural control by standing on a tilting board in patients with Parkinson's disease. *Physiother Theory Pract*. 2021;37(12):1306-1312.
107. Mancini M, Chiari L, Holmstrom L, Salarian A, Horak FB. Validity and reliability of an IMU-based method to detect APAs prior to gait initiation. *Gait Posture*. 2016;43:125-31.
108. Mancini M, King L, Salarian A, Holmstrom L, McNames J, Horak FB. Mobility Lab to Assess Balance and Gait with Synchronized Body-worn Sensors. *J Bioeng Biomed Sci*. 2011;Suppl 1:007.
109. Salarian A, Russmann H, Vingerhoets FJ, Dehollain C, Blanc Y, Burkhard PR, Aminian K. Gait assessment in Parkinson's disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004;51(8):1434-43.
110. APDM Wearable Technologies. Mobility Lab: A research platform for human movement and balance analysis. APDM Inc. 2015, [02-Mobility-Lab-Whitepaper.pdf](#)
111. de Souza Fortaleza AC, Mancini M, Carlson-Kuhta P, King LA, Nutt JG, Chagas EF, Freitas IF Junior, Horak FB. Dual task interference on postural sway, postural transitions and gait in people with Parkinson's disease and freezing of gait. *Gait Posture*. 2017;56:76-81.
112. Sudo D, Hosokawa M, Maeda Y. Kinematic effects of different gait speeds during gait initiation movement. *J Phys Ther Sci*. 2021;33(11):857-861.
113. Nagai K, Yamada M, Mori S, Tanaka B, Uemura K, Aoyama T, Ichihashi N, Tsuboyama T. Effect of the muscle coactivation during quiet standing on dynamic postural control in older adults. *Arch Gerontol Geriatr*. 2013;56(1):129-33.
114. King LA, St George RJ, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Horak FB. Preparation for compensatory forward stepping in Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil*. 2010;91(9):1332-8.
115. Mancini M, Rocchi L, Horak FB, Chiari L. Effects of Parkinson's disease and levodopa on functional limits of stability. *Clin Biomech (Bristol)*. 2008;23(4):450-8.
116. Mascarenhas R, Nayak A, Joshua AM, Krishnan SK, Iyer VLR, Tedla JS, Reddy RS. Oblique direction reach test: evaluating psychometric properties in stroke population. *PeerJ*. 2023;11:e16562.
117. Smart RR, Toumi A, Harris OD, Cremoux S, Dalton BH, Wile DJ, Jakobi JM. Intermuscular coherence of plantar and dorsiflexor muscles in older adults with Parkinson's disease and age-matched controls during bipedal and unipedal stance. *Front Aging Neurosci*. 2023;15:1093295.

118. Wang W, Xiao Y, Yue S, Wei N, Li K. Analysis of center of mass acceleration and muscle activation in hemiplegic paralysis during quiet standing. *PLoS One*. 2019;14(12):e0226944.
119. Hausdorff JM, Lowenthal J, Herman T, Gruendlinger L, Peretz C, Giladi N. Rhythmic auditory stimulation modulates gait variability in Parkinson's disease. *Eur J Neurosci*. 2007;26(8):2369-75.
120. Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait Posture*. 2009;29(3):408-14.
121. Lord SR, Fitzpatrick RC. Choice stepping reaction time: a composite measure of falls risk in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001;56(10):M627-32.
122. St George RJ, Fitzpatrick RC, Rogers MW, Lord SR. Choice stepping response and transfer times: effects of age, fall risk, and secondary tasks. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2007;62(5):537-42.
123. Pijnappels M, Delbaere K, Sturnieks DL, Lord SR. The association between choice stepping reaction time and falls in older adults--a path analysis model. *Age Ageing*. 2010;39(1):99-104.
124. Sun R, Guerra R, Shea JB. The posterior shift anticipatory postural adjustment in choice reaction step initiation. *Gait Posture*. 2015;41(4):894-8.
125. Tisserand R, Robert T, Chabaud P, Bonnefoy M, Chèze L. Elderly Fallers Enhance Dynamic Stability Through Anticipatory Postural Adjustments during a Choice Stepping Reaction Time. *Front Hum Neurosci*. 2016;10:613.
126. Nojima I, Watanabe T, Saito K, Tanabe S, Kanazawa H. Modulation of EMG-EMG Coherence in a Choice Stepping Task. *Front Hum Neurosci*. 2018;12:50.
127. Cohen RG, Nutt JG, Horak FB. Errors in postural preparation lead to increased choice reaction times for step initiation in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2011;66(6):705-13.
128. Stöckel T, Mau-Moeller A. Cognitive control processes associated with successful gait performance in dual-task walking in healthy young adults. *Psychol Res*. 2020;84(6):1766-1776.
129. Patelaki E, Foxe JJ, Mazurek KA, Freedman EG. Young adults who improve performance during dual-task walking show more flexible reallocation of cognitive resources: a mobile brain-body imaging (MoBI) study. *Cereb Cortex*. 2023;33(6):2573-2592.
130. Chen HY, Wing AM. Independent control of force and timing symmetry in dynamic standing balance: implications for rehabilitation of hemiparetic stroke patients. *Hum Mov Sci*. 2012;31(6):1660-9.
131. Rajachandrakumar R, Fraser JE, Schinkel-Ivy A, Inness EL, Biasin L, Brunton K, McIlroy WE, Mansfield A. Atypical anticipatory postural adjustments during gait initiation among individuals with sub-acute stroke. *Gait Posture*. 2017;52(1):325-331.
132. Callisaya ML, Blizzard L, Martin K, Srikanth VK. Gait initiation time is associated with the risk of multiple falls-A population-based study. *Gait Posture*. 2016;49:19-24.
133. Uemura K, Oya T, Uchiyama Y. Effects of visual interference on initial motor program errors and execution times in the choice step reaction. *Gait Posture*. 2013;38(1):68-72.
134. Uemura K, Haruta M, Uchiyama Y. Age differences in reactive strategies and execution time during choice stepping with visual interference. *Eur J Appl Physiol*. 2016;116(5):1053-62.

135. Mani H, Miyagishima S, Kozuka N, Takeda K, Taneda K, Inoue T, Sato Y, Asaka T. Development of temporal and spatial characteristics of anticipatory postural adjustments during gait initiation in children aged 3-10 years. *Hum Mov Sci.* 2021;75:102736.
136. Honeine JL, Schieppati M, Crisafulli O, Do MC. The Neuro-Mechanical Processes That Underlie Goal-Directed Medio-Lateral APA during Gait Initiation. *Front Hum Neurosci.* 2016;10:445.
137. Bogacz R, Wagenmakers EJ, Forstmann BU, Nieuwenhuis S. The neural basis of the speed-accuracy tradeoff. *Trends Neurosci.* 2010;33(1):10-6.
138. Conway AR, Cowan N, Bunting MF. The cocktail party phenomenon revisited: the importance of working memory capacity. *Psychon Bull Rev.* 2001;8(2):331-5.
139. Minamoto T, Osaka M, Osaka N. Individual differences in working memory capacity and distractor processing: possible contribution of top-down inhibitory control. *Brain Res.* 2010;1335:63-73.
140. Liu YC, Yang YR, Tsai YA, Wang RY. Cognitive and motor dual task gait training improve dual task gait performance after stroke - A randomized controlled pilot trial. *Sci Rep.* 2017;7(1):4070.
141. Hass CJ, Gregor RJ, Waddell DE, Oliver A, Smith DW, Fleming RP, Wolf SL. The influence of Tai Chi training on the center of pressure trajectory during gait initiation in older adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(10):1593-8.
142. Dumas M, Rapp MA, Krampe RT. Working memory and postural control: adult age differences in potential for improvement, task priority, and dual tasking. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci.* 2009;64(2):193-201.
143. Suzuki M, Miyai I, Ono T, Oda I, Konishi I, Kochiyama T, Kubota K. Prefrontal and premotor cortices are involved in adapting walking and running speed on the treadmill: an optical imaging study. *Neuroimage.* 2004;23(3):1020-6.
144. Hocking DR, Fritsche S, Farhat H, Atkinson A, Bendak H, Menant J. Working memory is a core executive function supporting dual-task locomotor performance across childhood and adolescence. *J Exp Child Psychol.* 2020;197:104869.
145. Doi T, Shimada H, Makizako H, Tsutsumimoto K, Uemura K, Anan Y, Suzuki T. Cognitive function and gait speed under normal and dual-task walking among older adults with mild cognitive impairment. *BMC Neurol.* 2014;14:67.
146. Tomas-Carus P, Biehl-Printes C, Pereira C, Veiga G, Costa A, Collado-Mateo D. Dual task performance and history of falls in community-dwelling older adults. *Exp Gerontol.* 2019;120:35-39.
147. Nagamatsu LS, Hsu CL, Voss MW, Chan A, Bolandzadeh N, Handy TC, Graf P, Beattie BL, Liu-Ambrose T. The Neurocognitive Basis for Impaired Dual-Task Performance in Senior Fallers. *Front Aging Neurosci.* 2016;8:20.
148. Richer N, Ly K, Fortier N, Lajoie Y. Absence of Ankle Stiffening While Standing in Focus and Cognitive Task Conditions in Older Adults. *J Mot Behav.* 2020;52(2):167-174.

- 149.Coelho DB, Bazán PR, Zimeo Morais GA, Balardin JB, Batista AX, de Oliveira CEN, Los Angeles E, Bernardo C, Sato JR, de Lima-Pardini AC. Frontal Hemodynamic Response During Step Initiation Under Cognitive Conflict in Older and Young Healthy People. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2021;76(2):216-223.
- 150.Kantak SS, Winstein CJ. Learning-performance distinction and memory processes for motor skills: a focused review and perspective. *Behav Brain Res*. 2012;228(1):219-31.

業績リスト

1. 著書

なし

2. 学会誌又は学術雑誌への論文掲載

I. 論文発表

1. Effect of Difference of Sensory Modality in Cognitive Task on Postural Control During Quiet Stance.

Sakaki Y, Hasegawa N, Kawata A, Akagi H, Sawada M, Mani, H.
Sensors (Basel). 2025;25(4):1273.

2. Effects of the Loss of Binocular and Motion Parallax on Static Postural Stability.

Ishikawa K, Hasegawa N, Yokoyama A, Sakaki Y, Akagi H, Kawata A, Mani H, Asaka T.
Sensors (Basel). 2023;23(8):4139.

II. 口頭発表

II-1. 国際学会

1. The effect of light touch on limits of stability and postural stability during lateral weight transfer.

Matsuura R, Sakaki Y, Kawata A, Asano A, Kawamura R, Madono H, Aramoto N,
Maruya A, Inoue A, Hasegawa N.
7th FHS International Conference, Sapporo, Japan, October 2025.

2. Effects of different type of visual feedback on mediolateral postural sway.

Tsunemoto M, Asano A, Sakaki Y, Kawamura R, Madono H, Aramoto N, Maruya A,
Inoue A, Hasegawa N.
7th FHS International Conference, Sapporo, Japan, October 2025.

3. Relationship between upper limb ataxia and trunk stability in post-stroke patients with cerebellar ataxia.

Aramoto N, Sakaki Y, Kawata A, Maruya A, Tsunemoto M, Matsuura R, Hasegawa N.
7th FHS International Conference, Sapporo, Japan, October 2025

4. Characterization of postural control during voluntary weight shift in developing children.

Asano A, Miyagishima S, Sakaki Y, Madono H, Kawamura R, Tsunemoto M, Matsuura R,
Hasegawa N.
7th FHS International Conference, Sapporo, Japan, October 2025.

5. Effects of difference of sensory modality in cognitive task on postural control during quiet stance.
Sakaki Y, Kawata A, Mani H, Hasegawa N.
International Society of Posture & Gait Research World Congress 2025, Maastricht, Netherlands, June 2025.
6. Effects of useful field of view on postural control during a quiet stance.
Hasegawa N, Kawata A, **Sakaki Y**, Mani H, Asaka T.
International Society of Posture & Gait Research World Congress 2025, Maastricht, Netherlands, June 2025.
7. Difference in gait termination of healthy young adults and elderly.
Kawata A, Akagi H, **Sakaki Y**, Hasegawa N.
International Society of Posture & Gait Research World Congress 2025, Maastricht, Netherlands, June 2025.
8. Effects of cognitive loads on voluntary weight shifts within a fixed base of support.
Ishimura H, **Sakaki Y**, Akagi H, Kawata A, Tang S, Hasegawa N.
6th FHS International Conference, Sapporo, Japan, October 2023.
9. The effects by difference in difficulties of cognitive loads in dual-task training on performance of stepping task with cognitive loads.
Sakaki Y, Akagi H, Okubo Y, Kawata A, Ishimura H, Tang S, Mani H, Asaka T, Hasegawa N.
International Society of Posture & Gait Research World Congress 2023, Brisbane, Australia, July 2023.
10. Impacts of loss of binocular or motion parallax on static postural stability.
Hasegawa N, Yokoyama A, **Sakaki Y**, Okubo Y, Kawata A, Akagi H, Ishimura H, Tang S, Mani H, Asaka T.
International Society of Posture & Gait Research World Congress 2023, Brisbane, Australia, July 2023.
11. Effects of useful field of view by cognitive loads for postural stability on a stable and unstable surface.
Kawata A, Okubo Y, **Sakaki Y**, Akagi H, Ishimura H, Mani H, Asaka T.
International Society of Posture & Gait Research World Congress 2023, Brisbane, Australia, July 2023.

12. Adaptation effects of continuous and discrete visual feedback training on static postural control: a preliminary study.
Hasegawa N, Yokoyama A, **Sakaki Y**, Okubo Y, Tang S, Mani H, Asaka T.
International Society of Posture & Gait Research World Congress 2022, Montreal, Canada, July 2022.
13. Training effect of complexity of cognitive loads during stepping in young healthy people: pilot study.
Sakaki Y, Hasegawa N, Yokoyama A, Okubo Y, Asaka T.
5th FHS International Conference, Sapporo, Japan, September 2021.
14. Effects of useful field of view by cognitive loads for postural stability.
Okubo Y, Hasegawa N, Yokoyama A, **Sakaki Y**, Asaka T.
5th FHS International Conference, Sapporo, Japan, September 2021.
15. Effects of postural stability by binocular disparity and motion parallax: pilot study.
Yokoyama A, Hasegawa N, Okubo Y, **Sakaki Y**, Asaka T.
5th FHS International Conference, Sapporo, Japan, September 2021.

II-2. 国内学会

1. 小脳・脳幹病変の脳卒中発症後に軽度の運動失調を呈する患者の座位および立位の定量的評価の有用性の検証。
新本直哉, **神悠介**, 川田亜弥, 丸谷暁子, 常本真奈花, 松浦隆斗, 佐藤義文, 長谷川直哉.
第23回日本神経理学療法学会学術大会. 石川, 2025年10月.
2. 重心動揺リアルタイムフィードバック装置が多疾患複合症例の静的立位に与える即時効果: 単一事例研究。
丸谷暁子, **神悠介**, 川田亜弥, 新本直哉, 松浦隆斗, 常本真奈花, 長谷川直哉.
第23回日本神経理学療法学会学術大会. 石川, 2025年10月.
3. 認知負荷のある状況下での歩行速度と予測的姿勢制御の関係性の検証。
神悠介, 川田亜弥, 赤木啓真, 浅野葵, 川村るか, 真殿寛哉, 新本直哉, 丸谷暁子, 井上愛菜, 松浦隆斗, 常本真奈花, 萬井太規, 長谷川直哉.
第30回日本基礎理学療法学会学術大会. 大分, 2025年10月.

4. ホットパックによる温熱療法が静止立位時の姿勢制御に与える影響。
長谷川直哉，井上愛菜，神悠介，川田亜弥，浅野葵，川村るか，真殿寛哉，
常本真奈花，松浦隆斗，須田祐貴，萬井太規。
第30回日本基礎理学療法学会学術大会。大分，2025年10月。
5. ウェアラブルデバイスによる歩行停止評価の妥当性検証。
川田亜弥，赤木啓真，神悠介，浅野葵，川村るか，真殿寛哉，新本直哉，丸谷暁子，
松浦隆斗，常本真奈花，井上愛菜，長谷川直哉。
第30回日本基礎理学療法学会学術大会。大分，2025年10月。
6. 足底冷却が静止立位時のバランス能力与える影響と作用。
井上愛菜，神悠介，川田亜弥，浅野葵，川村るか，真殿寛哉，松浦隆斗，
長谷川直哉。
第30回日本基礎理学療法学会学術大会。大分，2025年10月。
7. ライトタッチが側方重心移動時の安定性限界および姿勢安定性に与える影響。
松浦隆斗，神悠介，川田亜弥，浅野葵，川村るか，真殿寛哉，新本直哉，丸谷暁子，
井上愛菜，長谷川直哉。
第30回日本基礎理学療法学会学術大会。大分，2025年10月。
8. 与え方の異なる視覚フィードバックが左右方向の姿勢動揺に与える影響。
常本真奈花，浅野葵，神悠介，川田亜弥，川村るか，真殿寛哉，新本直哉，
丸谷暁子，井上愛菜，長谷川直哉。
第30回日本基礎理学療法学会学術大会。大分，2025年10月。
9. 在宅高齢者の姿勢制御能力の評価に有効な指標の検討。
石村光，神悠介，川田亜弥，赤木啓真，西山仁，長谷川直哉。
第11回日本地域理学療法学会学術大会。大阪，2024年11月。
10. 歩行開始時の予測的姿勢制御が歩行速度に与える影響の検証。
神悠介，川田亜弥，赤木啓真，石村光，西山仁，浅野葵，川村るか，萬井太規，
長谷川直哉。
第29回日本基礎理学療法学会学術大会。東京，2024年10月。
11. 加齢が歩行停止動作時の重心動揺に与える影響。
川田亜弥，赤木啓真，神悠介，石村光，西山仁，浅野葵，川村るか，長谷川直哉。
第29回日本基礎理学療法学会学術大会。東京，2024年10月。

12. 歩行停止動作の運動学的メカニズムに関する研究。
赤木啓真, 川田亜弥, 榑悠介, 石村光, 西山仁, 長谷川直哉。
第 29 回日本基礎理学療法学会学術大会。東京, 2024 年 10 月。
13. 傾斜台上立位保持練習がパーキンソン病患者の姿勢制御能力に与える効果
一定量の指標による予備的研究－。
榑悠介, 赤木啓真, 川田亜弥, 成田雅, 高田一史, 萬井太規, 長谷川直哉。
第 22 回日本神経理学療法学会学術大会。福岡, 2024 年 9 月。
14. 加齢が歩行停止動作の姿勢制御に与える影響。
川田亜弥, 赤木啓真, 榑悠介, 石村光, 萬井太規, 長谷川直哉。
第 22 回日本神経理学療法学会学術大会。福岡, 2024 年 9 月。
15. 姿勢バランス能力の各要素と歩行停止動作の関連性に関する研究。
川田亜弥, 赤木啓真, 榑悠介, 石村光, 西山仁, 井上愛菜, 長谷川直哉。
第 20 回姿勢と歩行研究会。東京, 2024 年 3 月。
16. 感覚様式の異なる認知負荷が静止立位時の姿勢制御に与える影響。
榑悠介, 石村光, 赤木啓真, 川田亜弥, 井上愛菜, 西山仁, 唐申雷, 萬井太規,
長谷川直哉。
第 28 回日本基礎理学療法学会学術大会。広島, 2023 年 12 月。
17. 床面の安定性と認知課題実施時が静的姿勢バランスに与える影響。
川田亜弥, 榑悠介, 赤木啓真, 石村光, 井上愛菜, 西山仁, 唐申雷, 萬井太規,
長谷川直哉。
第 28 回日本基礎理学療法学会学術大会。広島, 2023 年 12 月。
18. パーキンソン病患者における傾斜台上立位保持練習が姿勢バランスに与える
即時効果について。
赤木啓真, 榑悠介, 成田雅, 川田亜弥, 石村光, 井上愛菜, 西山仁, 萬井太規,
浅賀忠義, 長谷川直哉。
第 28 回日本基礎理学療法学会学術大会。広島, 2023 年 12 月。
19. 異なる難易度の認知負荷が予測的姿勢制御の適応結果に与える影響について。
榑悠介, 長谷川直哉, 大久保結羽, 赤木啓真, 川田亜弥, 唐申雷, 萬井太規,
浅賀忠義。
第 27 回日本基礎理学療法学会学術大会。大阪, 2022 年 10 月。

20. 認知負荷による有効視野の狭窄が姿勢安定性に与える影響について。
大久保結羽，長谷川直哉，神悠介，赤木啓真，川田亜弥，唐申雷，萬井太規，
浅賀忠義。
第 27 回日本基礎理学療法学会学術大会．大阪，2022 年 10 月．

3. 総説・解説

なし

4. 学会賞・学術賞の授与

なし

5. その他

1. 競争的資金：公益財団法人伊藤医歯薬学術交流財団．A. 海外交流助成（15 万円）
The effects by difference in difficulties of cognitive loads in dual-task training on
performance of stepping task with cognitive loads.
2023 年 5 月助成.