

視空間の側方傾斜が  
立位姿勢と歩行に与える影響

**Effects of Tilted View on  
Standing Postures and Gait**

2017年2月

大村 優慈

**Yuji OHMURA**

東京農工大学大学院 工学府 電子情報工学専攻  
2016年度 博士論文

## 英文要旨

The purpose of the present study is to clarify the effects of tilted view through an immersive head-mounted display (HMD) on standing postures and gait. Eleven healthy young adult males who provided informed consent participated in the experiment. An immersive HMD and a stereo camera were employed to develop a visual inclination system. The subjects performed walking and maintained standing postures, i.e., upright posture and lateral weight-shift postures twice while wearing the visual inclination system. They performed this task under two conditions: normal view and 20° leftward tilted view. A three-dimensional motion analysis system was used to measure the subjects' postures, and two force plates were used to measure the vertical component of the floor reaction force of the each leg. In the 20° leftward tilted view, the head and trunk angles in the frontal plane were similarly inclined toward the left, and the vertical component of the floor reaction force increased in the left leg, whereas it decreased in the right leg during upright posture. In addition, in the 20° leftward tilted view, the vertical component of the floor reaction force of each leg did not change during lateral weight-shift postures. Moreover, In the 20° leftward tilted view, the head and trunk angles on the frontal plane were similarly inclined toward the left, stride width increased, both sides step lengths and stride lengths decreased, right step time increased, left step time decreased, and walking root shifted toward left during gait. When the view was tilted, the participants' head and trunk inclined toward the same side as that of the view during upright posture and gait. Furthermore, distance factors, temporal factors and walking root were changed due to the presentation of tilted view. However, range of movement of center of gravity was not subject to the presentation of tilted view.

# 和文要旨

立位姿勢や歩行の制御では視覚，体性感覚，前庭感覚が重要な役割を果たしている．これらの感覚系に介入することで立位姿勢や歩行に変化が生じることが諸家により報告されており，垂直認知の障害を呈した患者のリハビリテーションにも応用されている．しかし，視空間の側方傾斜が立位姿勢や歩行に与える影響についての先行研究は少ない．そこで，我々は，視空間の側方傾斜が立位姿勢と歩行に与える影響を明らかにするために，前部にステレオカメラを設置した没入型ヘッドマウントディスプレイ（HMD）を用い，ステレオカメラでとらえた装着者の前方の視空間映像を側方傾斜させて HMD に映すシステムを作成し，実験を行った．実験では，ステレオカメラの映像を HMD にそのまま映す条件（非傾斜条件）と 20 度左側に傾斜させて映す条件（傾斜条件）で，安静立位，左右に最大限重心移動した立位，歩行を実施した際の床反力，頭部・体幹・骨盤の側方傾斜角度，歩行の距離因子と時間因子，歩行進路を三次元動作解析装置と床反力計によって測定した．本論文はこの実験の背景と結果および考察についてまとめ，リハビリテーションへの応用の可能性について述べたものである．

第 1 章「序論」では研究の概要、論文の構成および倫理的配慮について述べた．

第 2 章「背景と目的」では研究の背景と目的について述べた．とくに研究の背景では，本研究の基礎となる健常成人の立位姿勢と歩行，感覚系への介入が姿勢と歩行に与える影響についてのこれまでの知見をまとめた上で，垂直認知障害を呈する脳血管障害者の姿勢や歩行の障害とリハビリテーションについて述べた．

第3章「対象者と方法」では本研究で使用した没入型 HMD とステレオカメラを用いた視空間側方傾斜システムについて、作成にいたった背景、システムの仕様および、対象者、測定方法、データ解析、統計処理の方法について述べた。

第4章「視空間の側方傾斜が立位姿勢に与える影響」では安静立位姿勢における左右の下肢の床反力鉛直成分と頭部・体幹・骨盤の側方傾斜角度を傾斜条件と非傾斜条件で比較した。その結果、傾斜条件にて床反力鉛直成分は左下肢で増加、右下肢で減少し、頭部と体幹は左側に傾斜することを示した。また、頭部と体幹の傾斜角度は同程度であり、骨盤の側方傾斜はみられないことも示した。また、立位で最大限重心を側方移動した姿勢における左右の下肢の床反力鉛直成分と頭部・体幹・骨盤の側方傾斜角度を傾斜条件と非傾斜条件で比較した。その結果、左側への重心移動では傾斜条件にて安静立位と同様に頭部と体幹の左側傾斜がみられるが、右側への重心移動ではこの傾向がみられないことを示した。また、床反力鉛直成分は左への重心移動、右への重心移動ともに視空間傾斜の有無による影響を受けないことを示した。

第5章「視空間の側方傾斜が歩行に与える影響」では歩行時の頭部・体幹・骨盤の側方傾斜角度、距離因子、時間因子、進行方向を傾斜条件と非傾斜条件で比較した。その結果、傾斜条件にて頭部と体幹の左傾斜がみられることを示した。また、歩行の距離因子では傾斜条件で歩隔は増加、歩幅と重複歩距離は両下肢ともに減少、時間因子では傾斜条件で右下肢のステップ時間の増加と左下肢のステップ時間の減少がみられることを示した。さらに、歩行進路は傾斜条件で左側に偏倚することを示した。また、視空間の側方傾斜による頭部と体幹と骨盤の傾斜の大きさを安静立位および各歩行周期の間で比較した。その結果、頭部と体幹の左傾斜の程度は歩行周期間では差がみられないが、いずれの歩行周期においても安静立位と比べて大きくなることを示した。

第6章「リハビリテーションへの応用」では、垂直認知障害を呈する患者のリハビリテーションへの視空間傾斜システムの応用について述べた。

第7章「結論」では本論文で得られた知見と今後の研究課題について述べた。

本研究により、健常男性成人において視空間の側方傾斜は安静立位と歩行において頭部と体幹を視空間の傾斜側と同側に傾斜させること、その際の頭部の傾斜角度と体幹の傾斜角度はおおむね一致すること、安静立位よりも歩行の方が頭部と体幹の傾斜角度が大きいことが明らかとなった。さらに、歩行では頭部と体幹の側方傾斜の影響で歩行の距離因子や時間因子に影響が生じ、歩行進路は視空間傾斜側と同側に偏倚することが明らかとなった。また、立位で最大限側方に重心移動をした際の床反力鉛直成分に視空間傾斜の影響がみられなかったことから、視空間の側方傾斜は立位姿勢を変化させるものの、安定性限界の知覚には影響を及ぼさないことが明らかとなった。これらの結果から、視空間傾斜は立位・歩行に影響を与えるが、その程度は体性感覚による代償を用いやすい条件なのか否かによって異なると考えられた。今後は視空間側方傾斜システムは垂直認知障害を呈する患者の新たなリハビリテーションへの応用に向けて、映像の解像度・時間遅れの問題の改善、視空間傾斜環境への適応による影響の解明、臨床研究による効果と安全性の評価を行っていく必要がある。

# 目次

<b>第 1 章</b>	<b>序論</b>	<b>1</b>
1.1	論文の概要	1
1.2	論文の構成	2
1.3	倫理的配慮	3
<b>第 2 章</b>	<b>背景と目的</b>	<b>5</b>
2.1	健常成人の立位姿勢と歩行	5
2.1.1	安静立位姿勢とその制御	5
2.1.2	歩行周期と各相の役割	7
2.1.3	歩行の距離・時間因子	9
2.1.4	歩行時の身体重心の移動	10
2.2	感覚系への介入が姿勢と歩行に与える影響	11
2.2.1	姿勢制御のモデル	11
2.2.2	視覚への介入が姿勢と歩行に与える影響	14
2.2.3	体性感覚への介入が姿勢と歩行に与える影響	15
2.2.4	前庭感覚への介入が姿勢と歩行に与える影響	19
2.3	垂直認知障害とリハビリテーション	22
2.3.1	垂直認知の検査方法	22
2.3.2	側方突進現象とリハビリテーション	24
2.3.3	半側空間無視患者の垂直認知とリハビリテーション	26
2.3.4	視床性失立とリハビリテーション	29
2.3.5	contraversive pushing とリハビリテーション	29
2.3.6	新たなリハビリテーションの考案	31
2.4	研究の目的と意義	32

<b>第3章</b>	<b>対象者と方法</b>	<b>33</b>
3.1	視空間側方傾斜システム	33
3.1.1	視空間側方傾斜システム作成の背景	33
3.1.2	視空間側方傾斜システムの仕様	34
3.2	対象者	36
3.3	測定方法	36
3.4	データ解析	38
3.5	統計処理	41
<b>第4章</b>	<b>視空間の側方傾斜が立位姿勢に与える影響</b>	<b>42</b>
4.1	非傾斜条件での立位姿勢の特徴	42
4.2	視空間の側方傾斜が安静立位姿勢に与える影響	42
4.2.1	仮説	43
4.2.2	結果	43
4.2.3	考察	45
4.3	視空間の側方傾斜が立位での重心側方移動に与える影響	50
4.3.1	仮説	50
4.3.2	結果	50
4.3.3	考察	54
<b>第5章</b>	<b>視空間の側方傾斜が歩行に与える影響</b>	<b>58</b>
5.1	非傾斜条件での歩行の特徴	58
5.1.1	仮説	58
5.1.2	結果	59
5.1.3	考察	60
5.2	視空間の側方傾斜による歩行の変化	60
5.2.1	仮説	61
5.2.2	結果	62
5.2.3	考察	79

<b>第6章</b>	<b>リハビリテーションへの応用</b>	<b>83</b>
6.1	側方突進現象の機序・・・・・・・・・・・・・・・・	83
6.2	重度の側方突進現象患者のリハビリテーション・・・・・・・・	84
6.3	軽度の側方突進現象患者のリハビリテーション・・・・・・・・	85
6.4	側方突進現象の比率尺度による評価・・・・・・・・	87
<b>第7章</b>	<b>結論</b>	<b>88</b>
謝辞		89
博士論文の関連論文		90
引用文献		92
対象者への説明書		103
対象者の同意書		107



# 第 1 章 序論

この章では研究の概要，論文の構成および倫理的配慮について述べる．

## 1.1 研究の概要

立位姿勢や歩行の制御では視覚，体性感覚，前庭感覚が重要な役割を果たしており，これらの感覚系に介入することで立位姿勢や歩行に変化が生じることが諸家により報告されている（第 2 章参照）．最近では直流前庭刺激を垂直認知障害患者の治療に応用するなど<sup>1)</sup>，感覚系への介入をリハビリテーションに応用する試みも行われている．しかし，直流前庭刺激は火傷の危険性があるなど安全性が確立されておらず，臨床上簡便に用いることができないなど，課題も残されている<sup>2)</sup>．視覚情報は前庭神経核にも送られることから<sup>3)</sup>，より安全性の高い視覚系への介入によって直流前庭刺激と類似した効果が得られる可能性がある．しかし，視覚情報を用いて姿勢の垂直性に与える影響を調べた先行研究は少なく，大掛かりな機器を用いて安静立位での重心偏倚をとらえたものに限られているのが現状である<sup>4, 5)</sup>．臨床場面で簡便に用いることができる視覚情報提示装置として，近年のバーチャルリアリティ（VR）技術の発展とともに注目されている没入型ヘッドマウントディスプレイ（HMD）が挙げられる．HMD を通して傾斜した映像を患者に提示することで立位姿勢や歩行を変化させることができれば，今後，垂直認知障害による姿勢障害を呈する患者のリハビリテーションに応用できる可能性が出てくる．また，HMD に提示する映像によって患者の立位保持や歩行の難易度を調整ができれば，これまで順序尺度のスケール<sup>6-9)</sup>で評価されていた姿勢・歩行の障害を比率尺度で評価できるようになり，患者の機

能の変化をより鋭敏にとらえられるようになる。そこで、我々は、前部にステレオカメラを設置した HMD を用い、ステレオカメラでとらえた装着者前方の視空間映像を側方傾斜させて HMD に映すシステムを作成し、このシステムによって惹起された視空間の側方傾斜が立位姿勢と歩行に与える影響を明らかにするための実験を行った。本論文はこの実験の背景と結果および考察についてまとめ、リハビリテーションへの応用の可能性について述べたものである。

## 1.2 論文の構成

本論文は7つの章で構成されている。

第1章「序論」では研究の概要、論文の構成および倫理的配慮について述べる。

第2章「背景と目的」では研究の背景と目的について述べる。とくに研究の背景では、本研究の基礎となる健常成人の立位姿勢と歩行、感覚系への介入が姿勢と歩行に与える影響についてのこれまでの知見をまとめた上で、垂直認知障害を呈する脳血管障害者の姿勢や歩行の障害とリハビリテーションについて述べる。

第3章「対象者と方法」では本研究で使用した HMD とステレオカメラを用いた視空間側方傾斜システムについて、作成にいたった背景、システムの仕様および、対象者、測定方法、データ解析、統計処理の方法について述べる。

第4章「視空間の側方傾斜が立位姿勢に与える影響」では視空間の側方傾斜による安静立位姿勢および重心を最大限側方に移動した立位姿勢の変化について述べる。

第5章「視空間の側方傾斜が歩行に与える影響」では視空間の側方傾斜による歩容と歩行進路の変化について述べる。

第6章「リハビリテーションへの応用」では、垂直認知障害を呈する患者のリハビリテーションへの視空間傾斜システムの応用について述べる。

第7章「結論」では本論文で得られた知見と今後の研究課題について述べる。

### 1.3 倫理的配慮

本研究は国際医療福祉大学の倫理委員会にて承認を得た上で実施した（倫理承認番号 No. 15-Io-58）。また、対象者には研究責任者より、口頭および説明書（巻末資料1）にて以下の①から⑮についての説明を行い、同意書（巻末資料2）に署名を得られた方のみに参加してもらった。

- ① 研究の名称及び当該研究の実施について研究機関の長の許可を受けている旨
- ② 研究機関の名称及び研究責任者の氏名
- ③ 研究の目的及び意義
- ④ 研究の方法（研究対象者から取得された試料・情報の利用目的を含む。）及び期間
- ⑤ 研究対象者として選定された理由
- ⑥ 研究対象者に生じる負担並びに予測されるリスク及び利益
- ⑦ 研究が実施又は継続されることに同意した場合であっても随時これを撤回できる旨

- ⑧ 研究が実施又は継続されることに同意しないこと又は同意を撤回することによって研究対象者等が不利益な取扱いを受けない旨
- ⑨ 研究に関する情報公開の方法
- ⑩ 研究対象者等の求めに応じて、他の研究対象者等の個人情報等の保護及び当該研究の独創性の確保に支障がない範囲内で研究計画書及び研究の方法に関する資料を入手又は閲覧できる旨並びにその入手又は閲覧の方法
- ⑪ 個人情報等の取扱い（匿名化する場合にはその方法を含む。）
- ⑫ 試料・情報の保管及び廃棄の方法
- ⑬ 研究の資金源等，研究機関の研究に係る利益相反及び個人の収益等，研究者等の研究に係る利益相反に関する状況
- ⑭ 研究対象者等及びその関係者からの相談等への対応
- ⑮ 研究対象者等の経済的負担又は謝礼

## 第 2 章 背景と目的

この章では研究の背景と目的について述べる。とくに研究の背景では、本研究の基礎となる健常成人の立位姿勢と歩行、感覚系への介入が姿勢と歩行に与える影響についてのこれまでの知見をまとめた上で、垂直認知障害を呈する脳血管障害者の姿勢や歩行の障害とリハビリテーションについて述べる。

### 2.1 健常成人の立位姿勢と歩行

視空間傾斜が立位姿勢と歩行に与える影響を検討するための基礎として、まず健常成人の立位姿勢と歩行に関するこれまでの知見についてまとめる。

#### 2.1.1 安静立位姿勢とその制御

立位姿勢の安定性に関与する要因としては以下の 8 つが挙げられている<sup>10)</sup>。

- 重心の高さ：重心の位置が低いほど安定性は良い
- 支持基底面の広さ：支持基底面が広いほど安定性は良い
- 支持基底面と重心線の関係：重心線の位置が支持基底面の中心にあるほど安定性は良い
- 質量：質量が大きいほど安定性は良い
- 摩擦：床との接触面の摩擦抵抗が大きいほど安定性は良い

- 分節構造物：単一構造物の方が安定性は良い
- 心理的要因：心理的不安があると安定性は低下する
- 生理的要因：姿勢制御に関わる生理機能に異常があると安定性は低下する

立位は座位，臥位と比較して重心の位置が高く，支持基底面が狭いため，物理的に不安定な体位であると言える．また，安定した立位姿勢の条件として重心線が支持基底面の中心に近いところを通る必要がある．立位姿勢の理想的なアライメントは，矢状面では重心線が側頭骨の乳様突起（耳垂のやや後方），肩甲骨の肩峰（肩関節前方），大腿骨の大転子（ときにやや後方），膝関節中心のやや前方（膝蓋骨後面，膝前後径の前 1/3），腓骨の外果の前方（足関節のやや前方，外果の 5～6cm 前方）を通り，前額面では後頭骨の後頭隆起，椎骨の棘突起，殿裂，両膝関節内側のあいだの中心，両内果のあいだの中心を通るとされている<sup>10)</sup>．

立位での重心線はすべての関節中心を通ってはいないため，身体の各体節には重力によるモーメントが存在する．そのため身体には常に微少な動揺が生じるため，姿勢の安定性を保つための調整が必要となる．この調整は，空間における身体位置と運動に関する情報を，視覚系，前庭系，体性感覚系で感知し，中枢神経内でそれらの情報を統合処理し，筋群に命令を下し，それが出力されることによって行われる．

重力に抗して立位姿勢を保持するために働く筋群を抗重力筋という．抗重力筋の活動は，重心線と身体各体節のアライメントの関係から生じる重力によるモーメントに拮抗するようにはたらく．基本的立位姿勢では，重心線が足関節のやや前方を通過するため，重力は足関節を背屈するように作用する．したがって，これに拮抗するために下腿三頭筋，とくにヒラメ筋が活動する．また，膝関節では重心線が膝関節中心のやや前方を通る．このため重力によるモーメントは膝関節伸展に作用するが，非収縮性組織の支持と膝関節屈筋群のわずかな活動で平衡を保つ．股関節では，股関節中心よりやや後方を重心線が通過するため，腸腰筋の活動を伴う．脊椎では重心線が脊椎の前方を通るため，脊柱起立筋が活動

する。頭部の重心線は環椎後頭関節の前方を通過するため、頸部伸展筋群が活動する。

身体への外力によって姿勢に動揺が生じると、立ち直り反応や平衡反応といった姿勢の安定を取り戻すための調節機構がはたらく。立ち直り反応は空間内での頭部、および頭部と地面に対する身体の定位を生み出す調節機構である。空間内で頭部を定位する立ち直り反応として、視覚入力を用いて頭部の定位反射に寄与する視覚性立ち直り反応、前庭器官からの信号に応答して頭部を鉛直位に定位する迷路性立ち直り反応、支持面に接触している身体からの触覚と固有受容器からの信号に応答して頭部を定位する対身体—頭部立ち直り反応の3つがある。これら3つの立ち直り反応の効果を合わせた調節機構をランドウ反応という。加えて、頭部と支持面に対して身体をある定位に保つための立ち直り反応として、頭頸部の位置変化に対して身体を定位する対頸部—身体立ち直り反応と、頭部の位置に関わらず地面に関して身体を定位する対身体—身体立ち直り反応がある。平衡反応は、不意な外力が加わって重心位置が変化したときに、四肢や体幹に無意識な自動運動を起こして安定性を取り戻そうとする反応であり、斜面に反応して重心を制御する傾斜反応や、転倒による怪我から身を守るパラシュート反応、重心の移動方向に足を一歩踏み出すステップ反応などがある。

### 2.1.2 歩行周期と各相の役割

歩行は周期的な動作としてとらえられる。歩行の1周期とは、一側の踵が地面に接地してから再び同側の踵が接地するまでをいう。

歩行周期は、足部が地面に接地しているか否かによって、立脚相と遊脚相に分けられる。立脚相は足部が地面に接地している期間であり、遊脚相は足部が地面から離れている期間である。1歩行周期を100%とすると、自然歩行では立脚相が60%、遊脚相が40%の割合を占める。歩行速度が上がると、1歩行周期における立脚相の割合は減少し、遊脚相の割

合は増加する。

また、1歩行周期には、両側の足部が同時に地面に接地している期間である両脚支持期と、一側の足部のみが地面に接地している期間である単脚支持期がある。両脚支持期は立脚相と遊脚相の移行期にあり、自然歩行では1歩行周期において10%ずつ2回、計20%の割合を占める。1歩行周期における両脚支持期の割合は、歩行速度が上がると減少し、下がると増加する。

歩行周期の細分化は、従来では立脚相は踵接地（踵が地面に接地）、足底接地（足底全体が地面に接地）、立脚中期（体重が立脚側下肢の真上を通過）、踵離地（踵が地面から離れる）、爪先離地（爪先が地面から離れる）の5期に、遊脚相は加速期（下肢が体幹の後方にある）、遊脚中期（下肢が体幹の直下にある）、減速期（下肢が体幹の前方へ振り出されている）の3期に分けられていた。最近では Rancho Los Amigos Center の提案した定義もよく用いられている（表 2.1）。

表 2.1 Rancho Los Amigos 方式と伝統的な定義の対応

Rancho Los Amigos 方式	伝統的な定義
着床初期	踵接地
荷重応答期	踵接地から足底接地まで
立脚中期	足底接地から立脚中期まで
立脚終期	立脚中期から踵離地まで
遊脚前期	爪先離地
遊脚初期	爪先離地から加速期まで
遊脚中期	加速期から遊脚中期まで
遊脚終期	遊脚中期から減速期まで



### 2.1.3 歩行の距離・時間因子

歩行の距離因子には、歩幅、重複歩距離、歩隔、足角がある。歩幅は一側の足部接地位置から他側の足部接地位置までの距離を指し、ステップ長ともいう。重複歩距離は一側の足部接地位置から同側の足部接地位置までの距離を指し、ストライド長ともいう。自然歩行の重複歩距離は身長約 80～90%になる<sup>11)</sup>。歩隔は左右（連続した 2 歩）の踵中央間の距離を指し、通常は女性で約 7cm、男性で約 8cm である<sup>12, 13)</sup>。足角は身体の進行方向に対する足部長軸のなす角度である。外旋角ともいい、通常は男性で約 7 度、女性で約 5 度進行方向に対して外側に開く<sup>12, 13)</sup>。

歩行の時間因子には、歩行速度、歩行率、ストライド時間、ステップ時間、立脚時間、遊脚時間、両脚支持時間、単脚支持時間がある。歩行速度は単位時間当たりの進行方向の移動距離のことである。健常成人の自然歩行時の歩行速度は 82m/分（男性 86m/分、女性 77m/分）である<sup>14)</sup>。歩行率は単位時間あたりの歩数のことであり、歩調あるいはケイデンスともいう。健常成人の自然歩行時の歩行率は、平均 113 歩/分（男性 111 歩/分、女性 117 歩/分）である<sup>14)</sup>。ストライド時間は 1 ストライドに要した時間、すなわち 1 歩行周期に要した時間のことで、歩行率の逆数の 2 倍の値であり、自然歩行では平均 1.06 秒（男性 1.08 秒、女性 1.03 秒）となる。ステップ時間は 1 歩に要した時間のことで、歩行率の逆数であり、自然歩行では平均 0.53 秒（男性 0.54 秒、女性 0.51 秒）である。立脚時間、遊脚時間、両脚支持時間、単脚支持時間は、それぞれ 1 歩行周期において、対象肢の足部が地面に接地している時間、対象肢の足部が地面から離れている時間、両側足部が地面に接地している時間、片側足部のみで地面に接地している時間を指し、自然歩行ではそれぞれストライド時間の 60%、40%、20%、80%を占めている。歩行速度が上がるとストライド時間における立脚相と両脚支持期の占める比率が減少し、遊脚相と単脚支持期の比率が増加する<sup>11)</sup>。

#### 2.1.4 歩行時の身体重心の移動

歩行時に最も身体重心の移動が大きい方向は前方である。この前方移動に加え、歩行時には身体重心の垂直ならびに側方への移動もみられる。身体重心の垂直移動は、立脚中期に最高となり、両脚支持期に最低となる1歩行周期で2回の正弦曲線を描き、その振幅は約4.5cmである<sup>2)</sup>。また、身体重心の側方移動は、立脚中期に最も側方へ移動する1歩行周期で1回の正弦曲線を描き、その振幅は約3cmである<sup>11)</sup>。

歩行時のエネルギー効率を最適にするためには身体重心の垂直・側方移動を最小にする必要がある。Saunders らはそのための要素として以下の5つを挙げている<sup>15)</sup>。

- ・骨盤回旋：水平面上の骨盤回旋によって両脚支持期における身体重心の下降を減少させる。
- ・骨盤傾斜：立脚中期に遊脚側の骨盤が5度下方傾斜することで身体重心の上昇を抑える。
- ・骨盤の側方移動：膝関節が生理的に外反位にあるために股関節が相対的に内転位になり、左右の足部の距離が近づく。このことにより、歩行時の骨盤の側方移動距離を減少させることができる。
- ・立脚相での膝関節屈曲：歩行時に支持脚は膝関節完全伸展位で踵接地して立脚相になり、その後に膝関節は足底接地まで屈曲を続ける。立脚中期の後、体重が支持脚に完全に加わる時期に、膝関節は再び伸展し、踵が地面から離れると同時に屈曲を始める。このような膝関節の“伸展—屈曲—伸展—屈曲”の運動を二重膝作用といい、踵接地時の衝撃の軽減および重心の上下移動の振幅の減少に役立っている。
- ・足関節と膝関節の機構：歩行時に膝関節が伸展している時期では足関節は背屈し、膝関節が屈曲している時期では足関節は底屈する。この足関節と膝関節の協調した動きによって、身体重心の上下移動は小さくなっている。

## 2.2 感覚系への介入が姿勢と歩行に与える影響

視空間傾斜が立位姿勢と歩行に与える影響について検討する基礎として、感覚系への介入によって姿勢と歩行に生じる影響について、これまで得られている知見をまとめる。

### 2.2.1 姿勢制御のモデル

姿勢制御において重要な、身体の垂直認知には、視覚、体性感覚、前庭感覚が関与している。視覚は見えの変化（網膜に投影される情報の変化）に基づいて、環境と身体の関係の情報を提供する。体性感覚は地面との接触面である足底や、下肢を中心とした全身の受容器からの情報に基づいて、支持基底面における身体の位置や動き、そして全身の協調関係についての情報を提供する。前庭感覚は重力や加速度（頭部位置の変化情報）を検知して、身体の位置や動きについての情報を提供する。視覚はゆっくりとした姿勢調節、前庭感覚は素早い姿勢調節、体性感覚はその両者に関与するとされている<sup>16)</sup>。感覚情報が姿勢制御にどのように利用されているのかを図 2.1 のモデルを用いて説明する。

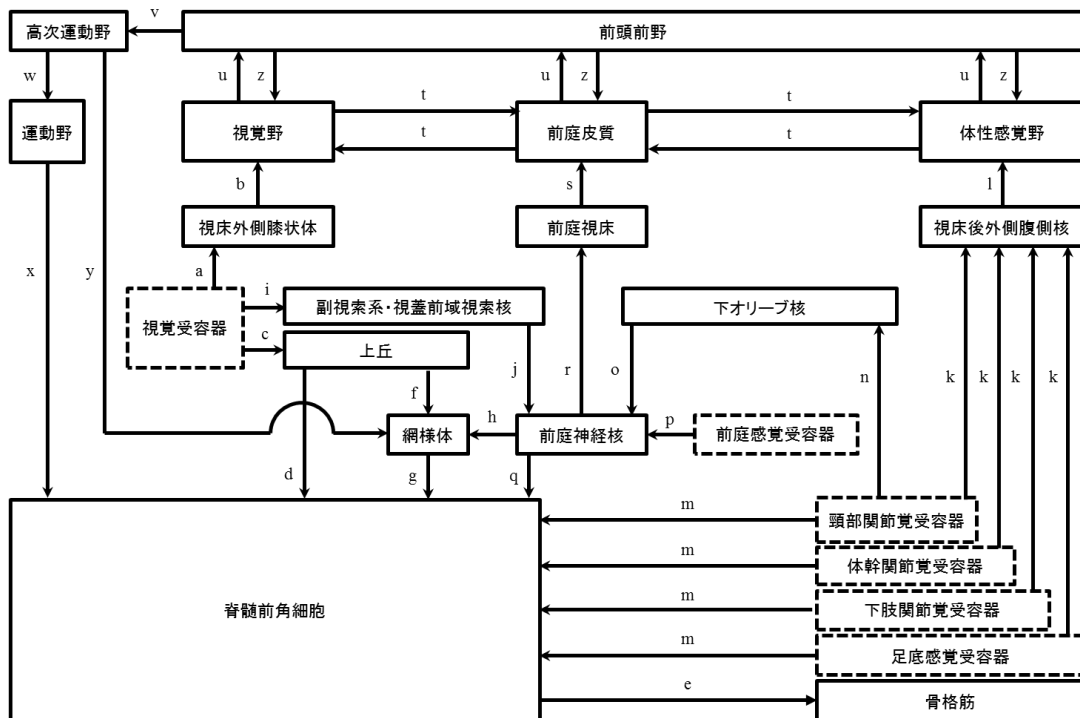


図 2.1 姿勢制御のモデル

視覚情報は受容器である左右の眼球の網膜にある視細胞から視神経を経て、右視野の情報は左脳の視床外側膝状体、左視野の情報は右脳の視床外側膝状体に送られた後（図 2.1.a）、視放線を介して後頭葉の視覚野に至る（図 2.1.b）。視細胞からの情報の一部は視床や大脳を経ずに姿勢制御に用いられる。中脳の上丘に送られた情報は（図 2.1.c）視蓋脊髓路を介して頸髄の脊髓前角細胞に送られ（図 2.1.d）、頸部筋を用いた姿勢制御に利用される（図 2.1.e）。また、上丘からの情報の一部は視蓋網様体路を経て脳幹網様体に送られ（図 2.1.f）、網様体脊髓路を介して姿勢制御に用いられる（図 2.1.g）。なお、脳幹網様体は前庭神経核からの入力も受けている（図 2.1.h）。視細胞からの情報は、視神経に沿って存在する副視索系の神経核や中脳の視蓋前域視索核にも送られる（図 2.1.i）。副視索系や視蓋前域視索核に送られた視覚情報は前庭神経核に送られ（図 2.1.j）、前庭感覚や体性感覚と統合される<sup>3)</sup>。

体性感覚情報のうち、筋紡錘、腱紡錘、関節受容器に由来する関節覚と、足底の皮膚受容器に由来する識別性の触圧覚は、同側の脊髓後索を

上向した後、延髄でニューロンを変えて対側に交叉し、脳幹の内側毛帯を経て視床後外側腹側核に至る（図 2.1.k）。視床後外側腹側核からのニューロンは上視床放線を介して頭頂葉の体性感覚野に至る（図 2.1.l）。体性感覚の情報の一部は視床や大脳皮質を経ずに姿勢制御に用いられる。関節覚の受容器である筋紡錘や足底感覚受容器からの求心性線維は脊髄前角細胞とシナプスを形成し（図 2.1.m）、脊髄反射による筋活動を通して姿勢制御に寄与する（図 2.1.e）。また、脊髄オリブ路を介して延髄の下オリブ核に送られた情報は（図 2.1.n）、オリブ前庭路を経て前庭神経核に送られ（図 2.1.o）、前庭感覚や視覚と統合される<sup>17)</sup>。体性感覚の情報は小脳にも送られて筋緊張の制御に利用される。

前庭感覚は内耳にある卵形嚢、球形嚢、三半規管が受容器となっており、延髄の前庭神経核に情報が送られて、視覚や体性感覚と統合される（図 2.1.p）。前庭神経核は前庭脊髄路を介して脊髄前角細胞に送られ（図 2.1.q）、姿勢制御に利用される。また、前庭神経核からの情報は外眼筋を支配する動眼神経・滑車神経・外転神経にも送られており、前庭動眼反射によって頭部の位置が動いても眼球の位置を一定に保持することで、視覚情報を安定して得られるようにしている。前庭感覚の情報は小脳にも送られ、眼球運動や姿勢の制御に利用されている。前庭神経核の情報は対側の視床後外側部（前庭視床とよばれる）を経て（図 2.1.r）、視床放線を介して前庭皮質、すなわちすなわち島後部、上側頭回、下頭頂小葉、前帯状回、中心後回<sup>18)</sup>に至る（図 2.1.s）。前庭皮質と視覚野および体性感覚野は相互に抑制し合っており（図 2.1.t）、視覚入力と前庭感覚、あるいは体性感覚入力と前庭感覚の間の矛盾の解消に寄与していると考えられている<sup>3)</sup>。なお、詳細な経路は不明であるが、前庭感覚が頭部の垂直認知にかかわる一方で、内臓感覚が体幹の垂直認知に関与しているという報告もある<sup>19)</sup>。

右前庭皮質、右前庭視床、左前庭神経核は左側への傾斜刺激を受容し、左前庭皮質、左前庭視床、右前庭神経核は右側への傾斜刺激を受容する。左右の前庭皮質と前庭神経核は交連線維を介して互いに抑制し合っている<sup>20, 21)</sup>。したがって、片側の前庭神経核、前庭視床、前庭皮質の損傷

は対側の過活動を引き起こし、垂直認知の歪みをもたらすと考えられる。

視覚野，前庭皮質，体性感覚野からの情報は前頭前野へのボトムアップ信号として送られ，姿勢制御と運動の計画に利用される（図 2.1.u）。さらに補足運動野，運動前野といった高次運動野で姿勢制御・運動プログラムが作成され（図 2.1.v），高次運動野で作成された姿勢制御プログラムが運動野に送られて実行される（図 2.1.w）。運動野の信号は錐体路を介して脊髄前角細胞に送られる（図 2.1.x）。高次運動野からは皮質網様体路を経た脳幹網様体への投射もあり（図 2.1.y），網様体脊髄路（図 2.1.g）を通して姿勢制御に寄与している。

姿勢制御に利用される感覚様式に対する重みづけは，場面によって調整される。例えば，暗闇では視覚情報の関与は小さく，体性感覚や前庭感覚の関与が大きくなる。一方，柔らかいフォーム上に立っている時は，足部周りの体性感覚情報が不正確になるため，視覚や前庭感覚の関与が大きくなる。利用する感覚の重みづけは前頭前野からのトップダウン信号（図 2.1.z）によって調整されており<sup>22)</sup>，立位で閉眼すると前頭前野の活動が高まることも報告されている<sup>23)</sup>。

## 2.2.2 視覚への介入が姿勢と歩行に与える影響

閉眼時には開眼時よりも立位での姿勢動揺が大きくなる<sup>24)</sup>。このことから，視覚情報は立位姿勢制御において重要な役割を果たしていることがわかる。片目を閉眼するだけでも，立位バランスには影響が出る<sup>25,26)</sup>。これは片目を閉眼することで，両眼視差による情報が使えなくなり，対象物との距離を知覚しにくくなるためと考えられる。

視覚への介入による立位姿勢への影響を示した代表的な研究に，動く部屋の装置を用いた実験がある<sup>27)</sup>。この研究では立位姿勢の被験者に対して壁を前方から近づけると身体が後方に傾斜し，壁を遠ざけると身体が前傾する現象がみられた。この研究から，壁の前後の移動によるオプティックフローが姿勢に影響を与えることが示された。

視環境の変化が姿勢動揺に与える影響を若年者と高齢者で比較した研究では、高齢者の方が視環境の変化による姿勢動揺が増大することが示されている<sup>28, 29)</sup>。これは、高齢者では足底感覚が加齢とともに低下するために<sup>30)</sup>、姿勢制御における視覚への重みづけが増大するためと考えられる。

視空間の側方傾斜が立位姿勢制御に与える影響については、全視野を覆う大型スクリーンの前に被験者を立たせて、プロジェクターで映した映像を側方傾斜させる手法を用いた先行研究があり、ランダムドットの映像傾斜では映像傾斜側の対側への姿勢動揺が生じたが、屋内空間および屋外空間の映像を傾斜させた際には映像傾斜側と同側への姿勢動揺が生じたと報告されている<sup>4)</sup>。また、屋内空間および屋外空間の映像を傾斜させる角度と姿勢動揺の大きさの関係について、映像の傾斜角度を $5.1^\circ$ とした場合、 $9.1^\circ$ とした場合、 $20.1^\circ$ とした場合で姿勢動揺の大きさを比較したところ、映像の傾斜角度が大きいほど姿勢動揺が増加したことが報告されている<sup>5)</sup>。

視覚情報が歩行に与える影響については、周辺視野にオプティカルフロー刺激を提示するヘッドマウントディスプレイを用いて歩行進路の誘導を試みた研究がある<sup>31)</sup>。視覚刺激のみでは歩行進路の誘導は困難であったものの、前脛骨筋への振動刺激を併用して体性感覚への依存度を下げることによって、進路誘導が可能であったと報告されている。

### 2.2.3 体性感覚への介入が姿勢と歩行に与える影響

体性感覚が立位姿勢制御に及ぼす影響を調べる代表的な方法に、阻血や冷却によって体性感覚情報を利用しにくくする方法がある。例えば、足関節部で阻血すると、足底の表在感覚や足関節の深部感覚の情報を利用しにくくなる。足関節部での阻血を閉眼立位において実施すると、ゆっくりとした周期の姿勢動揺が生じる。また、立位時に床がゆっくりと持続的に動揺している状況においては、足関節部での阻血は姿勢動揺量

を増大させる一方、床を突然前後に傾けた状況においては、足関節部での阻血は必ずしも姿勢動揺量を増大させないことが報告されている<sup>32)</sup>。このことから、足底や足関節受容器から得られる体性感覚情報は、比較的ゆっくりとした周期の動揺に対応していると考えられる。次に、大腿部での阻血によって下腿筋群からの体性感覚情報を利用しにくくすると、閉眼立位において、足関節部での阻血よりも早い周期の（1Hz程度の）姿勢動揺が出現する<sup>33)</sup>。このことから、下腿筋群の伸張情報は、姿勢を早い周期で制御していると考えられる。

また、体性感覚が姿勢制御に寄与することを示す例として、ライトタッチ効果が挙げられる<sup>34, 35)</sup>。これは、立位時に手の指先で何かに軽く触れるだけで姿勢動揺量が減少する現象である（図 2.2）。力学的に指先で身体を支えているのではなく、指先からの体性感覚情報が寄与していることを示す証拠として、指先で固定点を触れている際に上腕部で阻血して指先からの感覚情報を利用しにくくすると、姿勢動揺を減少させる効果が失われることが示されている<sup>36)</sup>。

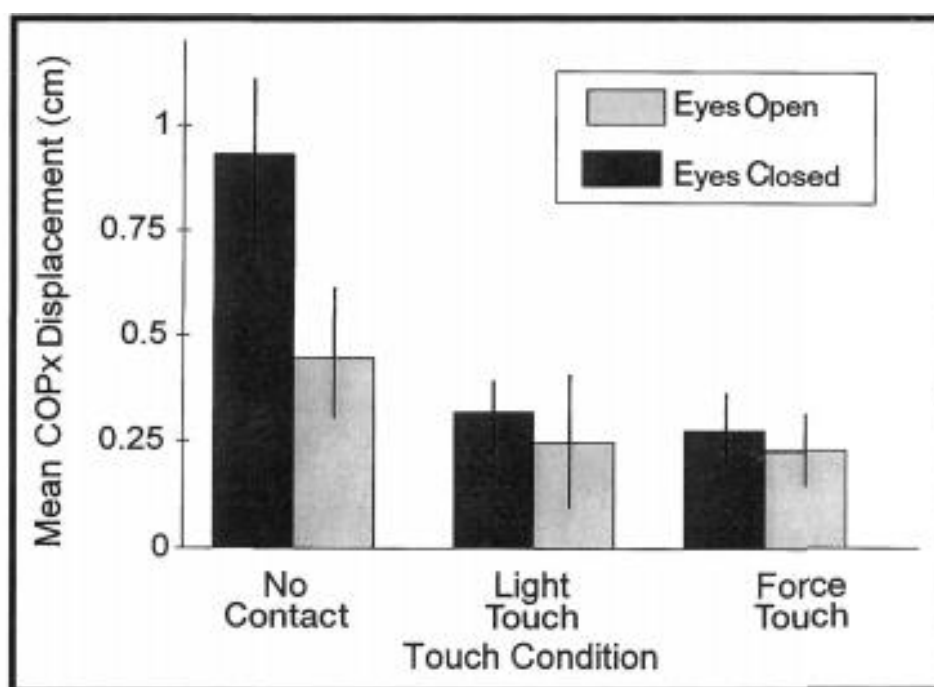


図 2.2 ライトタッチ効果による姿勢動揺の減少  
(文献 35 より許可を得て転載)



振動刺激による外乱が立位姿勢制御に与える影響についての先行研究<sup>37)</sup>もおこなわれており、立位において足底前部（中足骨頭）に振動刺激を与えると身体の後傾が、前脛骨筋に振動刺激を与えると身体の前傾が生じることが示されている（図 2.3）。足底前部への振動刺激によって身体が後傾した理由については 2 つの解釈がある。1 つ目は、足底前部に刺激が与えられたことで、重心が前方に偏倚したと錯覚し、平衡を保とうとした結果として身体の後傾が生じたという解釈、2 つ目は、振動刺激という外乱によって足底前部から姿勢制御に有用な情報を得られなくなったために、振動刺激による外乱のない踵からの情報を得ようとして身体を後傾させたという解釈である。一方、前脛骨筋を振動刺激したことで身体が前傾した原因としては、振動刺激が前脛骨筋の筋紡錘を刺激することで、前脛骨筋が伸張されているという錯覚、すなわち身体が後傾しているという錯覚が生じ、平衡を保とうとした結果として身体が前傾したと考えられる。

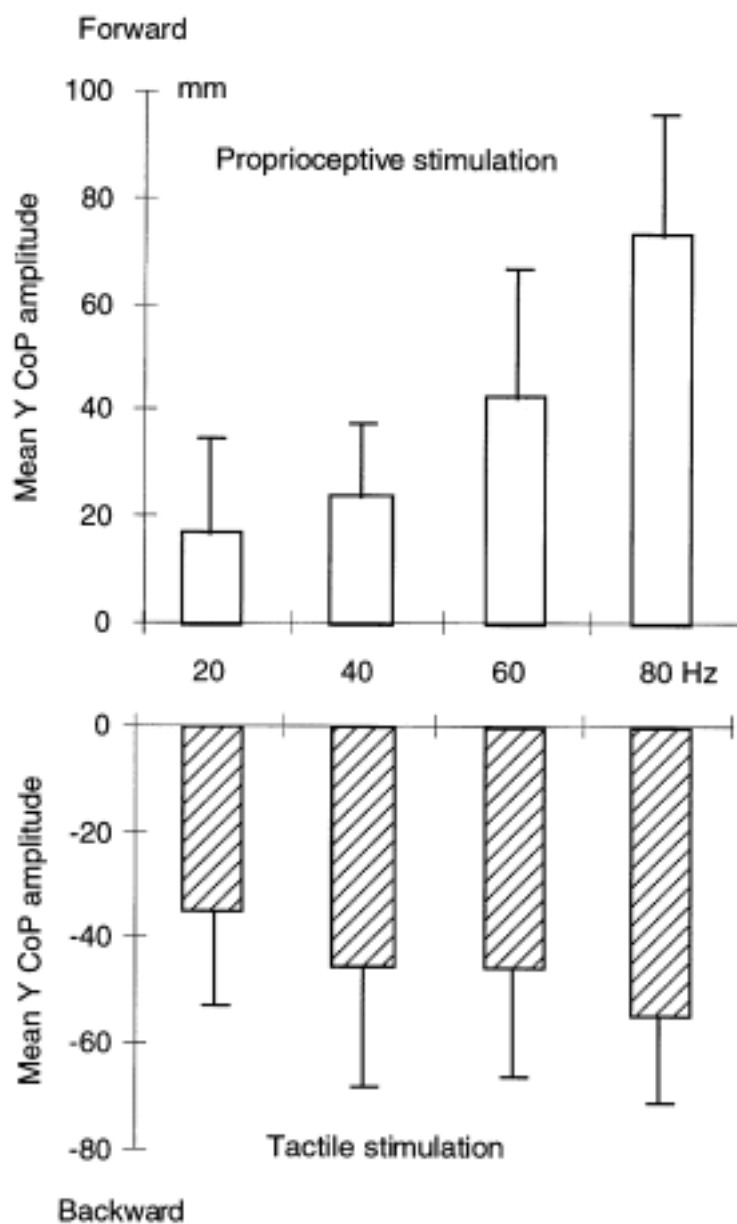


図 2.3 振動刺激が姿勢動揺に与える影響(文献 37 より許可を得て転載)  
 上段：前脛骨筋への刺激，下段：足底前部への刺激

歩行時に前脛骨筋，下腿三頭筋，大腿四頭筋の腱に振動刺激を与えることが歩行に与える影響についての先行研究もなされており，前脛骨筋への刺激で足関節底屈の減少，下腿三頭筋への刺激で足関節背屈の減少，大腿四頭筋への刺激で膝屈曲の減少がみられている<sup>38)</sup>。

#### 2.2.4 前庭感覚への介入が姿勢と歩行に与える影響

前庭感覚が姿勢制御に与える影響については、冷水を耳に注ぐカロリック刺激を用いた研究がなされている<sup>39)</sup>。この研究では、開眼立位時にカロリック刺激を与えても立位姿勢は維持されるが、閉眼立位時にカロリック刺激が加えられると刺激側に身体が傾斜することが報告されている。閉眼立位時であっても他者に指先で身体に触れられていると、カロリック刺激を加えられても立位姿勢は保持された。これらの結果は、前庭感覚が障害されても視覚や体性感覚を用いることで平衡機能を代償できることを示唆する。ただし、この研究の被験者は20歳代の若年者であり、視覚・体性感覚機能が低下している高齢者では、十分な代償が困難になる可能性もある。

前庭感覚が姿勢制御に与える影響を調べる他の方法として、直流前庭刺激が挙げられる。これは、両側の乳様突起に電極を貼付し、微弱な直流電気によって前庭系の興奮を引き起こす方法である。立位姿勢で直流前庭刺激を行うと、姿勢は陽極方向に傾斜する。体軸の傾斜は、頭部で最も大きく、胸腰部も頭部に近い角度の傾斜が生じる。一方で、骨盤の傾斜はわずかである<sup>40)</sup> (図 2.4)。

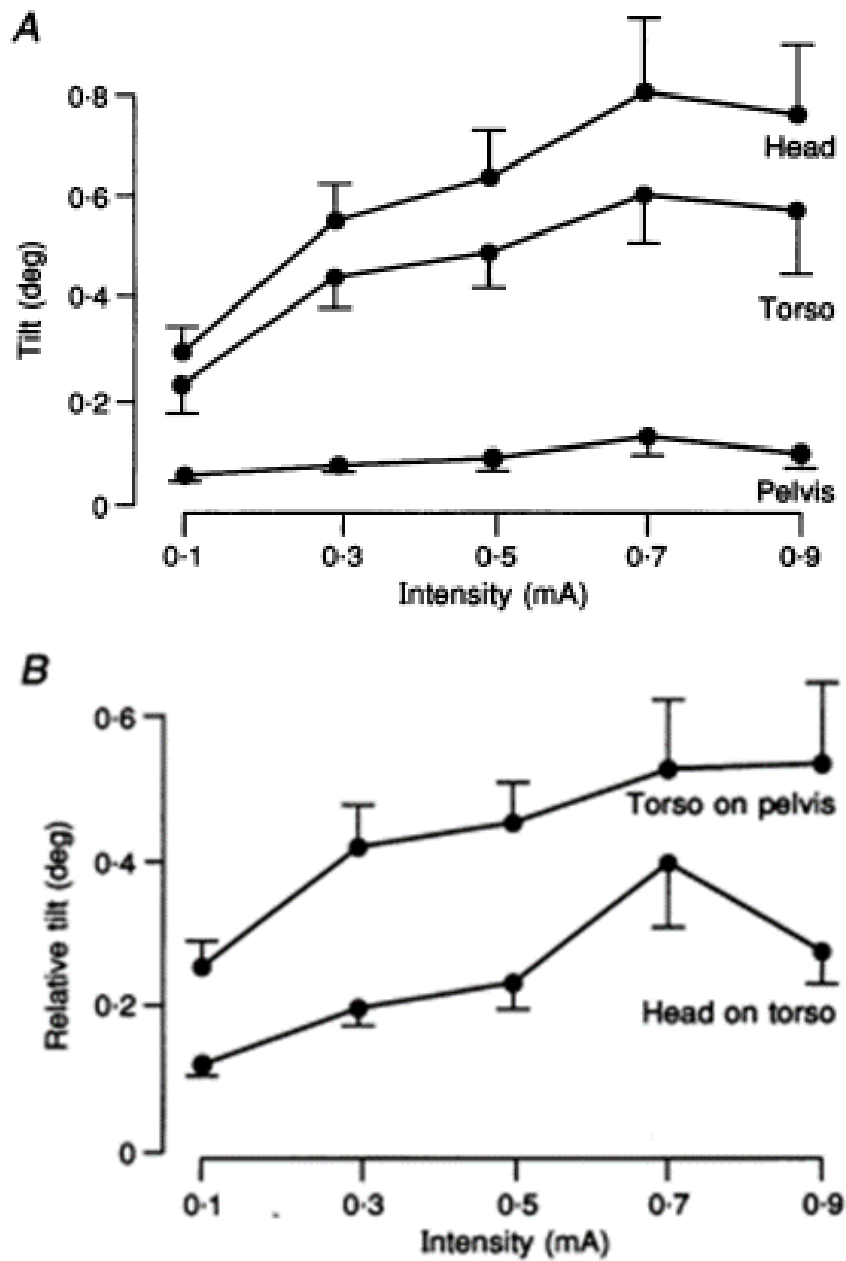


図 2.4 直流前庭刺激による体軸の傾斜角度  
(文献 40 より許可を得て転載)

閉眼歩行中に直流前庭刺激を行った実験では、顔を挙げて歩行している条件では、刺激時に体軸が陽極側に傾斜することで、一時的に歩行進路が陽極側に偏倚するものの、進路の修正が可能となる。一方、下を向いて歩行している条件では体軸の傾斜は見られないが、歩行進路が陽極側に大きく偏倚する<sup>16)</sup> (図 2.5)。

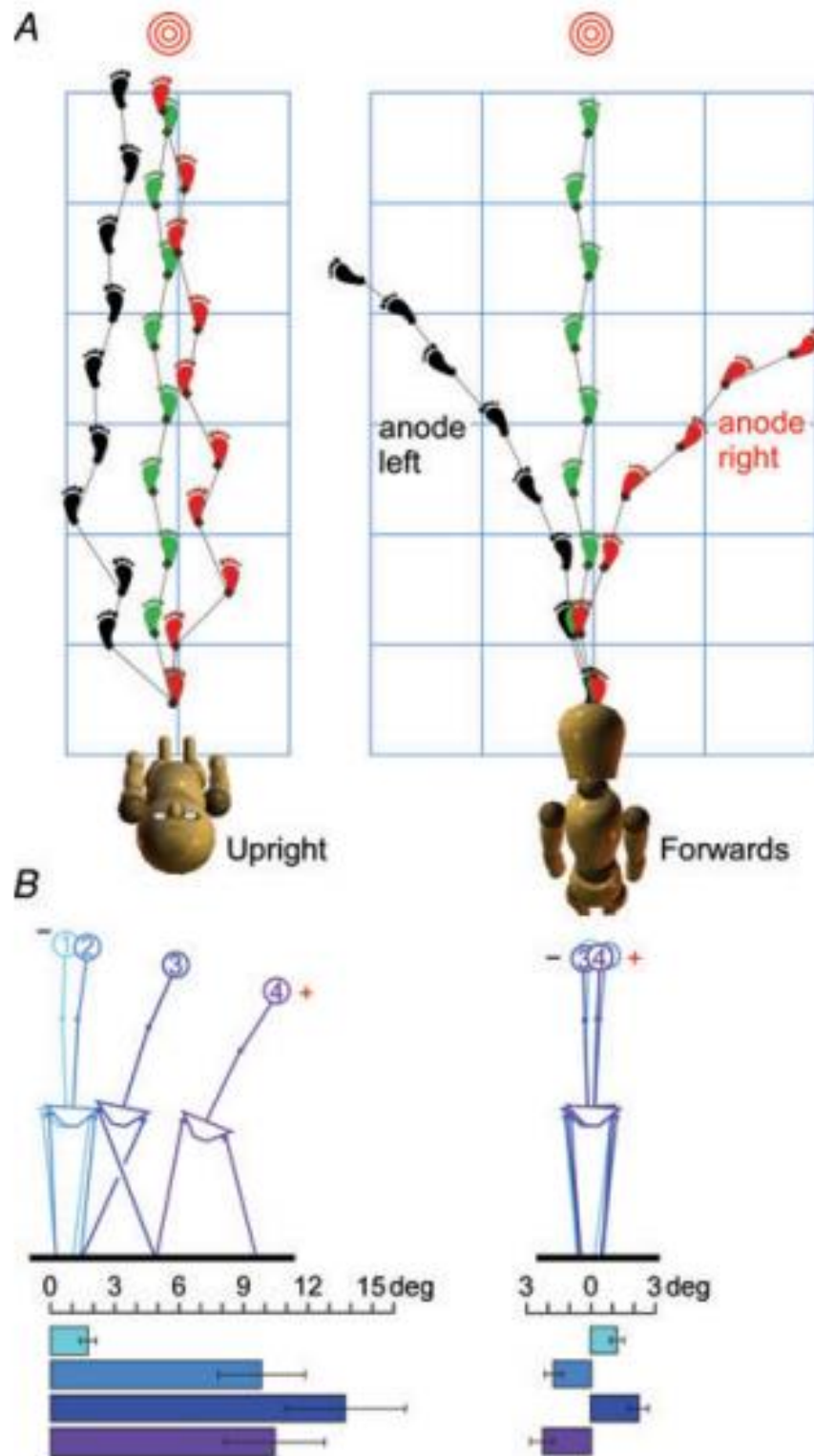


図 2.5 直流前庭刺激が歩行に与える影響(文献 16 より許可を得て転載)

A : 歩行進路, B : 姿勢傾斜, 左図 : 顔を上げる, 右図 : 下を向く

## 2.3 垂直認知障害とリハビリテーション

脳血管障害などによって垂直認知障害を呈し、立位保持や歩行の障害を呈する方は少なくない。垂直認知障害のリハビリテーション方法は確立されていないが、前述の感覚系への介入など、いくつかの報告がある。

### 2.3.1 垂直認知の検査方法

垂直認知の指標には、自覚的視覚的垂直位 (Subjective visual vertical: SVV)、自覚的姿勢的垂直位 (Subjective postural vertical: SPV)、自覚的触覚的垂直位 (Subjective haptic vertical: SHV) がある<sup>41)</sup>。SVV の計測は前庭機能検査として古くから行なわれており、伝統的には暗室で回転する蛍光ロッドの垂直位を指定する課題を実施し、真の垂直との差を求める方法で行われる。SVV は自己身体外部の物体が垂直かどうかを視覚的に正しく判断する能力を評価するものである。最近ではバケツを使用した簡便な計測法も提案されている<sup>42)</sup>。SPV の計測は閉眼した被験者に椅子付の回転台に座らせ、回転台を動かしながら身体の垂直位を回答させ、真の垂直位との差を求める方法で行われる。最近では、姿勢による影響を考慮し、立位で計測する方法も考案されている<sup>43)</sup>。SHV の計測は閉眼で棒を徒手的に操作して垂直に定位させ、真の垂直との差を求める方法で行われる。自己身体外部の物体を定位する上で、自己身体中心の座標を参照して判断しているものと考えられている。

健常者に直流前庭刺激を実施し、実施中と実施後の SVV、SPV、SHV の変化を調べた研究では、直流前庭刺激実施中には SVV と SHV は陽極側に偏倚するが SPV にはほとんど影響は生じず。また、SVV と SHV の陽極側への偏倚は刺激後には消失している<sup>44)</sup> (図 2.6)。これらの結果から、SPV と比べて SVV と SHV は前庭感覚の影響を受けたり、直流電気刺激の効果が一過性であることがわかる。SVV は体性感覚刺激の影響も受けており、頸部側屈時に頸部に振動刺激が与えられると側屈側の

反対側（左側屈位であれば右回り）に SVV が偏倚する<sup>45)</sup>（図 2.7）.

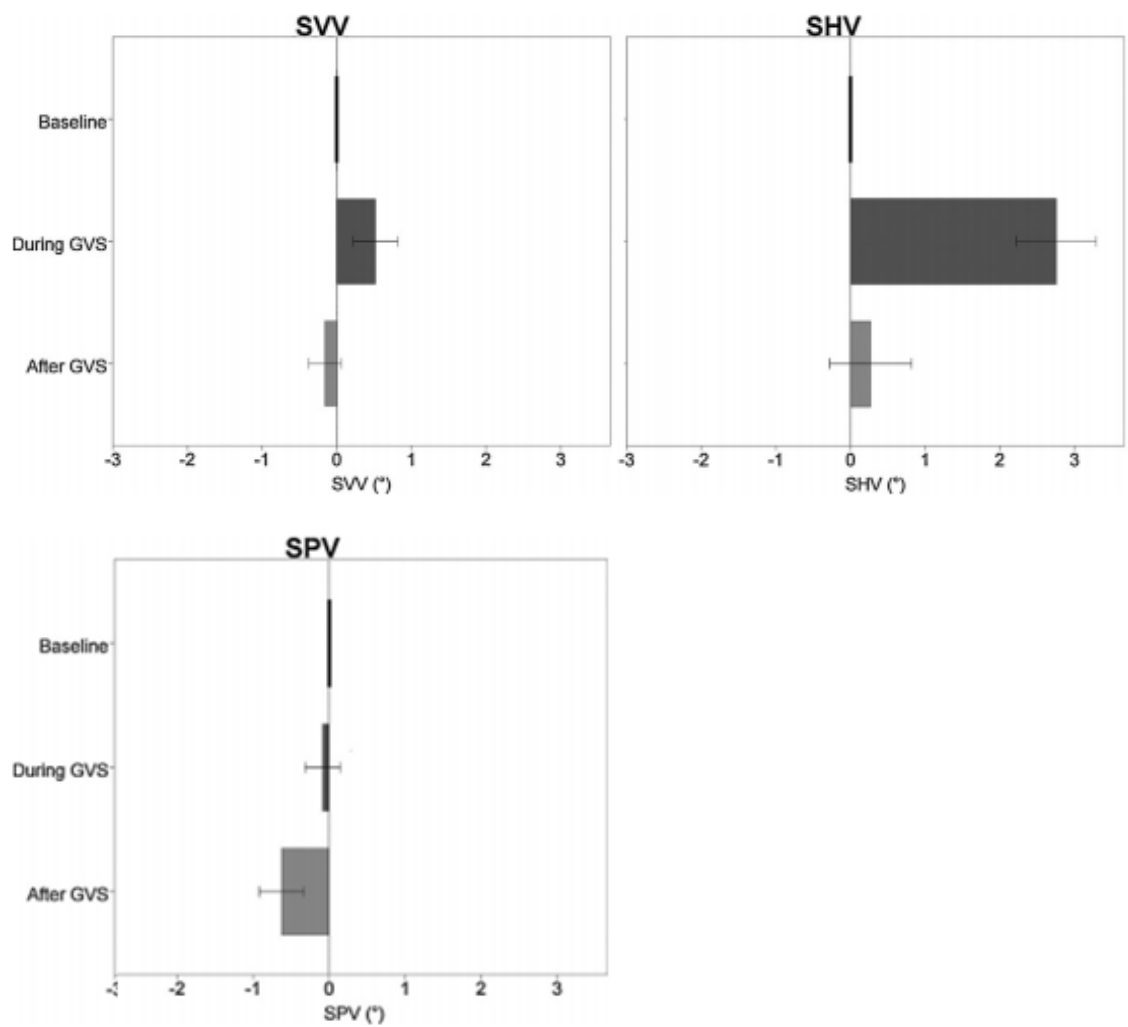


図 2.6 直流前庭刺激前，中，後の自覚的垂直軸  
（文献 44 より許可を得て転載）

## Vibration Effects

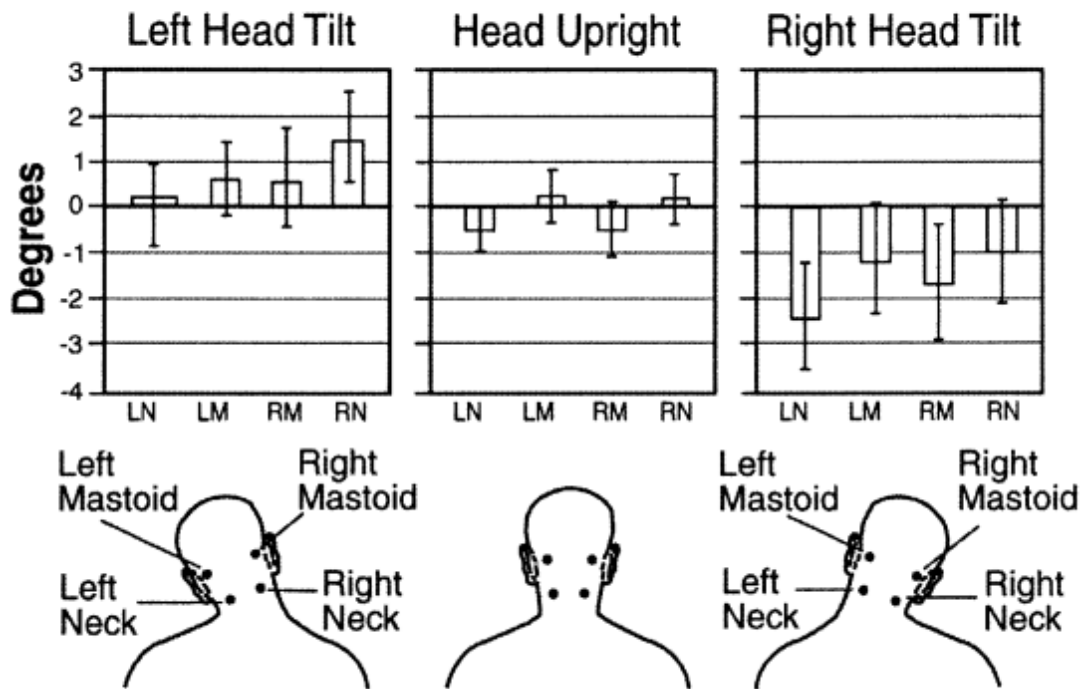


図 2.7 頸部への振動刺激が SVV に与える影響

(文献 45 より許可を得て転載)

角度は時計回りが+, 反時計回りが-

### 2.3.2 側方突進現象とリハビリテーション

延髄外側部梗塞では、側方突進現象、Horner 症候群（眼裂狭小、縮瞳、発汗減少など）や病巣と同側の顔面と対側上下肢・体幹の温痛覚障害、同側の小脳失調、構音障害、嚥下障害、嗄声、眼振、眩暈、嘔吐、悪心などをきたす Wallenberg 症候群が出現する。延髄外側部梗塞では延髄内側にある錐体路や内側毛帯は保たれるため、随意運動・深部感覚・識別性の触覚の障害は起こらない。しかし、粗大な触覚の伝導路である前脊髄視床路の損傷によって軽度の触覚障害を呈することはある。

側方突進現象は不随意に一側に身体が倒れてしまう症状で、延髄外側部



梗塞では病巣と同側への転倒傾向がみられる<sup>46)</sup>。軽度であれば立位保持は可能で歩行時に時折ふらつきがみられる程度であるが、重度の場合は座位保持も困難になる。延髄外側梗塞の側方突進現象の重症度分類には、Dieterich らによる分類がある<sup>6)</sup> (表 2.2)。おおまかに重症度を分類する上では有用な分類であるが、症状の微細な変化は捉えにくいという欠点もある。

**表 2.2** Dieterich らによる側方突進現象の重症度分類(文献 6 より引用)

重症度	症状
grade I	頭部と体幹に軽度の傾斜がみられるが、問題となるバランス障害は無い。
grade II	頭部と体幹が傾斜し、バランス障害がみられるが、転倒はしない。
grade III	頭部と体幹が傾斜し、閉眼すると転倒する。
grade IV	頭部と体幹が傾斜し、開眼でも転倒する。

側方突進現象の責任病巣は前庭神経核、外側前庭脊髓路、背側脊髓小脳路のいずれかと考えられている<sup>47,48)</sup>。前庭機能の障害は同側への SVV の傾斜をもたらすこと<sup>49)</sup>、側方突進現象の重症度と SVV の傾斜角度が相関すること<sup>6)</sup>から、前庭神経核は特に重要な病巣だといえる。

前庭神経核は、視覚、体性感覚、前庭感覚情報を統合し、小脳や対側の前庭皮質に送る役割がある。特に身体の同側への傾斜を受容し、また対側の前庭神経核を抑制する働きがある。したがって、一侧の前庭神経核が損傷されると、対側の前庭皮質の興奮性の低下、対側の前庭神経核および同側の前庭皮質の興奮性の亢進が生じ、結果として垂直判断の歪みが生じると考えられる。

側方突進現象と SVV の偏倚は時間経過とともに改善することが知られている。しかし、立位・歩行困難な時期の活動性低下による廃用症候群はその後のリハビリテーションに悪影響を与えるため、できる限り早

期から立位・歩行を獲得できるように働きかけていく必要がある。延髄外側梗塞患者の側方突進現象に対するアプローチとして、立位トレーニングに硬度識別課題<sup>50)</sup>を組み合わせる手法が有効であることが報告されている<sup>51)</sup>。鏡を用いて視覚的に姿勢をフィードバックする方法では上肢が姿勢の不安定性を意味するハイガードをとっており、閉眼により視覚情報を断つとミドルガードとなり、足底感覚トレーニング後はローガードとなったことから、足底感覚トレーニングが有効であると述べられている。足底感覚トレーニングは前庭感覚が障害され、SVVの傾斜や眼振によって視覚情報も利用しにくくなった患者に対し、残存している体性感覚を積極的に利用することで姿勢制御の再学習をはかろうとする方法である。しかし、これは1例のみの報告であり、実際には足底感覚に異常をきたす患者や閉眼よりも鏡の使用が有効な患者も経験されること、歩行時のふらつきにも効果がみられるのかは不明であることなどから、結果の一般化には限界がある。伝統的なバランス練習で改善がみられたとの報告もあるが<sup>52)</sup>、障害の特性に合わせた具体策の提示には至っていない。

### 2.3.3 半側空間無視患者の垂直認知とリハビリテーション

半側空間無視とは、病巣の対側の空間に与えられた刺激に対して、感覚障害や運動障害では説明できないような反応の低下や欠如を示す現象である。半側空間無視は、右脳損傷後の高次脳機能障害として最も多くみられる症状である。左脳損傷例でも生じることがあるが、その頻度は明らかに右脳損傷で多く、右脳損傷による左半側空間無視は左脳損傷による右半側空間無視よりも症状が重く、回復も遅延する傾向がある。

半側空間無視患者はSVVが病巣の対側に偏倚していることが報告されており<sup>53, 54)</sup>(図2.8)、これが姿勢異常の一因になっていると考えられている<sup>55-57)</sup>。また、半側空間無視患者の多くは体性感覚の障害も有しており、このことがSVV傾斜を助長する可能性も示されている<sup>58)</sup>(図2.9)。

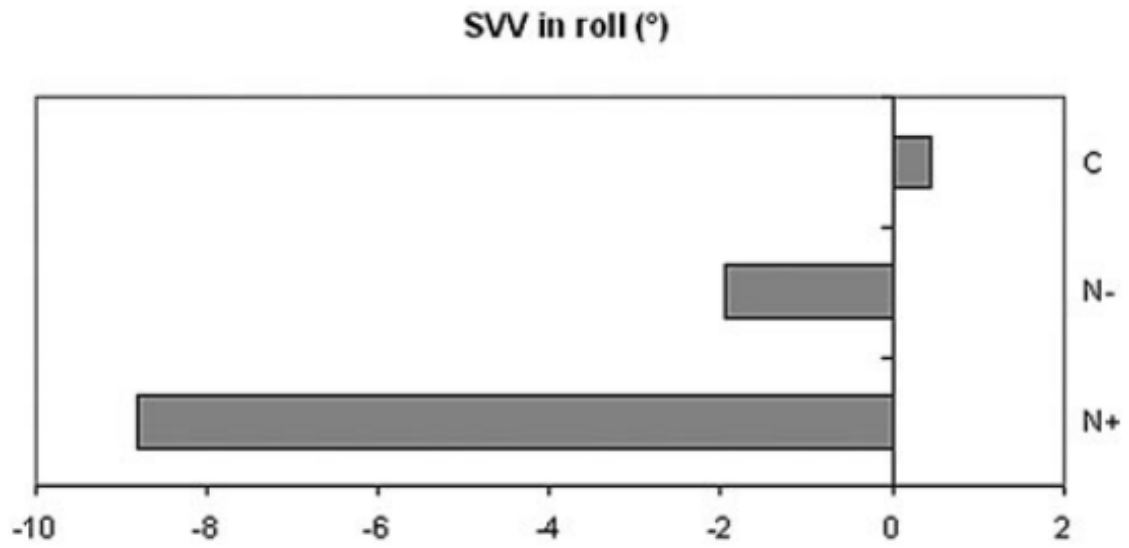


図 2.8 半側空間無視患者の SVV (文献 53 より許可を得て転載)

C : 健常者

N- : 半側空間無視の無い患者

N+ : 半側空間無視患者

角度は時計回りが+, 反時計回りが-

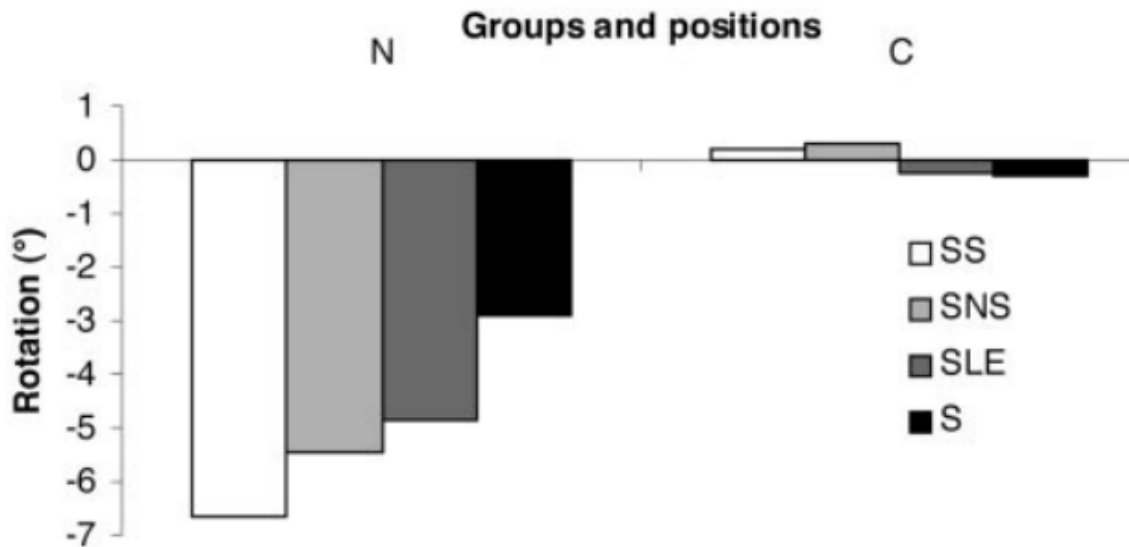


図 2.9 体性感覚障害がある半側空間無視患者の SVV の姿勢による変化 (文献 58 より許可を得て転載)

SS : 足底が床に着いた座位姿勢

SNS : 足底が床に着かない座位姿勢 (足底感覚入力を抑制)

SLE : 下肢を伸展させた座位姿勢 (下肢関節覚入力を抑制)

S : 背臥位 (前庭に関連する情報を変化)

N : 体性感覚障害がある半側空間無視患者, C ; 健常者

角度は時計回りが+, 反時計回りが-

半側空間無視の主な病巣としては, 右側頭—頭頂—後頭接合部または下頭頂小葉病巣, 中大脳動脈領域脳梗塞, 前頭葉病巣, 後大脳動脈領域梗塞で視床後部の穿通枝領域の梗塞を伴う病巣, 前脈絡叢動脈領域脳梗塞が挙げられる<sup>59)</sup>. これらの領域の多くは前庭視床, 前庭皮質および前庭視床から前庭皮質に至る伝導路と重複する. この重複が, 半側空間無視患者に垂直認知障害が生じたり, 前庭刺激が半側空間無視を改善したりする<sup>60)</sup>理由だと考えられる.

カロリック刺激や直流電気刺激は半側空間無視患者の姿勢障害を改善する効果があると報告されている<sup>61, 62)</sup>. しかし, これらは臨床上簡便に用いることができないのが難点である.

#### 2.3.4 視床性失立とリハビリテーション

視床性失立は、視床損傷後の運動麻痺や感覚障害では説明がつかない立位不能状態のことで、後方または病巣の対側に転倒する傾向がある<sup>63)</sup>。視床性失立を呈する患者の SVV を調べた症例報告では、病巣対側への SVV 傾斜がみられており<sup>64)</sup>、前庭視床の損傷による影響が想定される。帯状回後部の損傷でも類似した症状が出現するとの報告もあり<sup>65, 66)</sup>、後部帯状回と前庭視床との連絡も示唆される。視床性失立は数日から数週間で改善する症状であり、リハビリテーションの手法についての報告は見当たらない。

#### 2.3.5 contraversive pushing とリハビリテーション

脳血管障害の急性期に多くみられる現象のひとつとして **contraversive pushing (pushing)** が挙げられる。これは座位や立位で身体軸が麻痺側へ傾斜し、自らの非麻痺側上下肢を床や座面を押すことに使用して姿勢を正中にしようとする他者の介助に抵抗する特徴的な現象である。この現象は 1985 年に Davies によって初めて記述された<sup>67)</sup>。Davies は、本現象を呈する患者の多くは重度の左片麻痺や感覚障害、半側空間無視や病態失認などの高次脳機能障害を複数合併することから、”押す人症候群 (**pusher syndrome**) ”と記述した。しかし、**pushing** 群と非 **pushing** 群を比較した研究では、高次脳機能障害を合併する割合に差がなく、症候群という根拠に欠けると報告されている<sup>68)</sup>。また、**pushing** のみを呈しており半側空間無視が明らかでない患者が存在するという報告もあり<sup>69)</sup>、現在では **ipsilateral pushing** (麻痺側と同側に押す)、**contraversive pushing** (病巣の反対に押す)、**pusher** 現象と表現されることが多くなった。**pushing** は左脳損傷でも出現するが、右脳損傷でより頻度が高く、回復が遅延する傾向がある<sup>70)</sup>。責任病巣としては視床後外側部<sup>71)</sup>、島後部<sup>72)</sup>、中心後回の皮質下<sup>72)</sup>、前大脳動脈領域<sup>73)</sup>が知られている。いずれも

前庭感覚に關与する領域である。しかし、pushing 患者では頭部の垂直位は保たれており<sup>74)</sup>、SVV の傾斜も延髄外側部梗塞による側方突進現象患者のように大きくないため<sup>41)</sup> (図 2.10)、障害の本質が前庭系の問題とは考えにくい。pushing 患者では閉眼で計測した SPV の傾斜が著明であることから、pushing が視覚系の問題で生じているとも考えにくい。second graviceptive system と呼ばれる内臓感覚に基づいた体幹固有の重力受容システムの障害が pushing に關与している可能性が提案されているが<sup>75)</sup>、仮説の域を出ていない。

pushing を改善させるための運動療法として、①非麻痺側の骨盤で安定した台や壁に寄りかかり、装具で麻痺側の膝折れを防止して非麻痺側への重心移動を安心して行えるようにする。②非麻痺側上肢で風船をつく、療法士の示す部位へ到達運動を行うといった方法で、pushing を誘発せずに非麻痺側への重心移動を促す。③療法士が伸ばした上肢の向きで示す垂直位などの視覚的手がかりを利用して姿勢を誘導する。といった方法が用いられる<sup>53, 67, 76)</sup>。また、対象者は少ないものの、直流前庭刺激によって pushing が軽減したという報告もみられる<sup>1)</sup>。

症状の重症度を評価するスケールはいくつか考案されており、Baccini らが開発した clinical assessment Scale for Contraversive Pushing (SCP) と Babyar らが開発した Burke Lateropulsion Scale (BLS) が国際的に使用されている。SCP は感度と特異度が検証され、高い測定再現性と妥当性が報告されているが、症状の改善を鋭敏にとらえることができない<sup>7, 8)</sup>。BLS は SCP よりも鋭敏に症状の改善を評価することができるが、偽陽性となる症例が増えるという欠点がある<sup>9)</sup>。

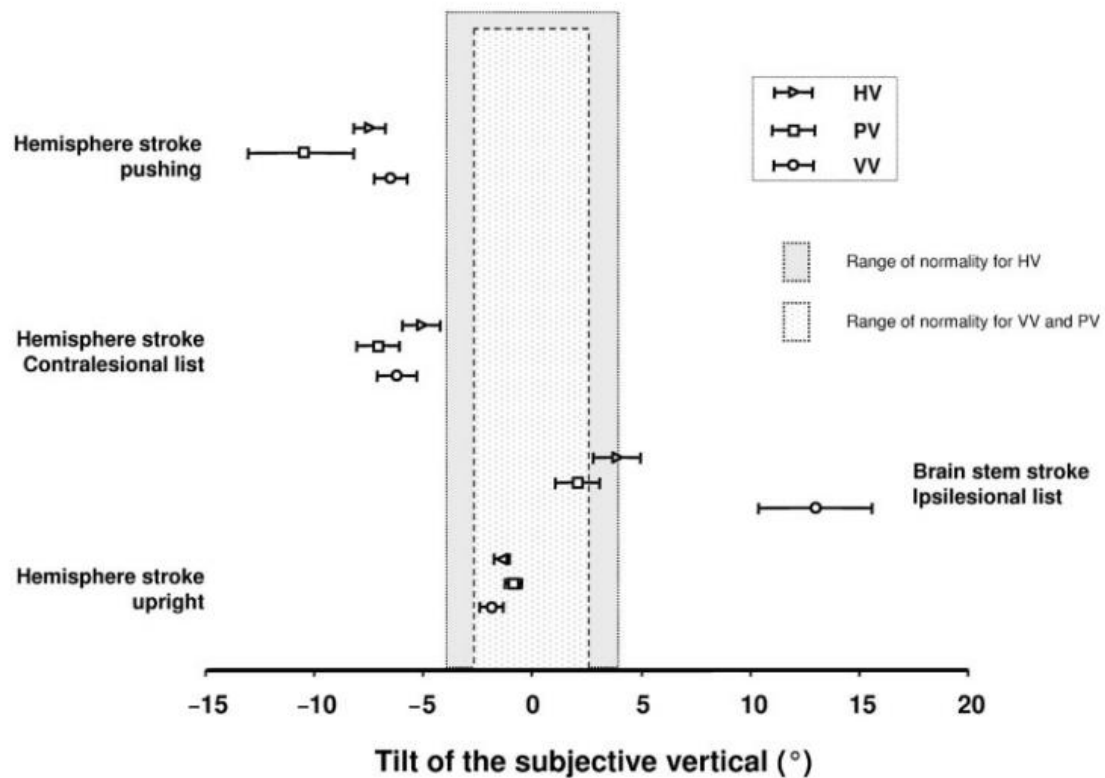


図 2.10 pushing 群, listing 群 (大脳半球損傷), listing 群 (脳幹損傷; 延髄外側部梗塞による側方突進現象), upright 群の自覚的垂直軸 (文献 41 より許可を得て転載)

### 2.3.6 新たなリハビリテーションの考案

垂直認知障害による姿勢・歩行障害に対するリハビリテーションは確立されているとは言い難く、今後は新たな手法についても検討していく必要がある。具体的には、立位練習中に直流前庭刺激を行うといった前庭感覚への介入、手すりや杖への接触によるライトタッチ効果や振動刺激による錯覚を用いた体性感覚への介入、視覚情報の傾斜やオプティックフローを用いた視覚への介入が考えられる。視覚への介入については、近年軽量で高性能の HMD と小型カメラが開発されており、HMD に小型カメラを装着し、カメラ映像を加工して提示するといった手法が可能と

なっている。この方法は大型スクリーンを用いる方法と異なり、装着者が比較的自由に動き回ることができるため、歩行時にも用いることができる上、直流前庭刺激にみられる火傷の危険性<sup>2)</sup>もなく、新たなリハビリテーション手法になる可能性がある。HMD に提示する映像は患者の状態に合わせて調整することができるため、重症な患者にはより姿勢制御が容易になるように、軽症な患者にはより姿勢制御が困難になるようにして練習の難易度を調整することができる。また、どのような映像を提示すれば姿勢保持が可能なのかという観点で患者の重症度の評価に応用できる可能性がある。

## 2.4 研究の目的と意義

前述のように、立位姿勢や歩行の制御には視覚、体性感覚、前庭感覚が重要な役割を果たしており、感覚系に介入することで立位姿勢や歩容に変化が生じることが報告されている。近年では垂直認知の障害を呈する患者に対し、直流前庭刺激を用いるなどして感覚系に介入することで、姿勢・歩行障害を治療する試みについても報告されている。一方で、視空間を側方傾斜させることで立位姿勢や歩行に与える影響についての先行研究は少ない。視空間傾斜によって立位姿勢や歩行に影響を与えることができれば、垂直認知障害を呈する患者のリハビリテーションに応用できる可能性がある。本研究ではその基礎として、HMD とステレオカメラを用いて視空間の側方傾斜を惹起するシステムを作成し、このシステムの使用が健常成人の立位姿勢と歩行に与える影響を明らかにすることを目的とした。



## 第3章 対象者と方法

この章では本研究の対象者，測定方法，データ解析，統計処理の方法について述べる．また，本研究のために作成した視空間傾斜を惹起するシステムについて説明する．

### 3.1 視空間側方傾斜システム

本研究で使用した HMD とステレオカメラを用いた視空間側方傾斜システムについて，作成にいたった背景とシステムの仕様について以下に述べる．

#### 3.1.1 視空間側方傾斜システム作成の背景

視空間を操作する手法の中でもプリズム眼鏡の使用は多くの先行研究で行われている．プリズム眼鏡は簡便に視野を偏倚させることができる道具で，リハビリテーションにも応用されており，右側に視野を偏倚させるプリズム眼鏡を装着しての前方の指標へのポインティング動作は右脳損傷による左半側空間無視の治療に，上方に視野を偏倚させるプリズム眼鏡を装着しての前方の指標へのポインティング動作はパーキンソン病患者のすくみ足現象の治療に効果があることが報告されている<sup>77, 78)</sup>．

ただし，プリズム眼鏡では視空間を矢状面上あるいは水平面上で偏倚させることはできても前額面上で側方に傾斜させることは困難である．そのため，視空間の側方傾斜の影響についての先行研究は少なく，健常

者を対象とし，大型スクリーンを用いて実施したものに限られていた．大型スクリーンは立位保持などの静的な課題を行う実験には適しているが，歩行などの動的な課題には適さない．そのため，視空間の側方傾斜が姿勢や動作に与える影響についてのこれまでの研究は静的な課題を対象としたものに限られており，歩行などの動的な課題を対象とした研究は行われてこなかった．そのため，我々は視空間の側方傾斜が歩行に与える影響を明らかにするために，歩行中に視空間の傾斜を起こすことができるシステムを作成する必要がある．今後の臨床応用を考える上でも，可搬性に優れたシステムが必要であった．

### 3.2.2 視空間側方傾斜システムの仕様

我々はステレオカメラを搭載した HMD を用いて視空間の側方傾斜を起こすシステムを考案した．仕組みとしては HMD (Oculus Rift DK2, Oculus VR 社製) の前面に小型のステレオカメラ (Ovrvision 1, しのびや社製) を装着し，カメラで取り込んで前方の映像をコンピュータに取り込み，映像を側方傾斜させるプログラムを用いて加工し，HMD の画面に映すことで，装着者の視空間を傾斜させるシステムである (図 3.1, 3.2)．



図 3.1 視空間側方傾斜システム

- (a) ステレオカメラで前方の視空間情報を取り込む
- (b) ノートパソコン上のプログラムで視空間情報を傾斜させる
- (c) HMD を通して装着者に傾斜した視空間情報を提示する

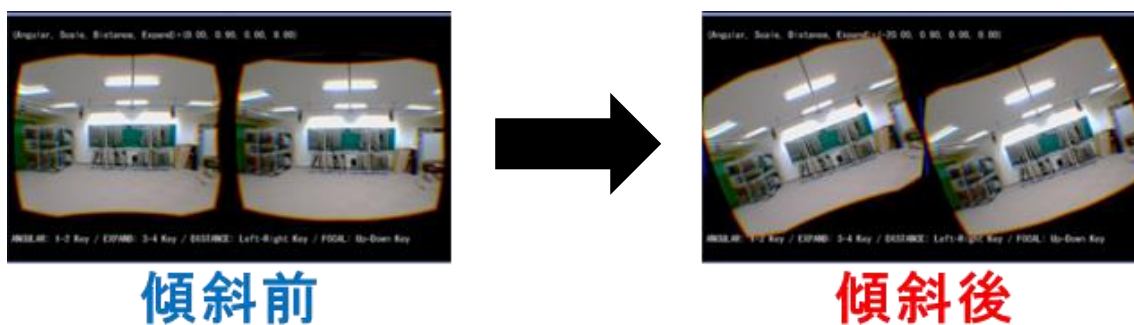


図 3.2 視空間傾斜前と傾斜後の HMD の映像

このシステムには従来の VR システムにはない利点がある。まず、提示される映像が仮想の景色ではなく、対象者が普段見慣れた景色である

ため、より装着者に強い錯覚を生じさせることができると考えられる。このことは、Tsuruhara らの先行研究<sup>4)</sup>にて提示される映像が現実の景色であるか否かによって姿勢に与える影響が異なることが示されていることから裏付けられる。また、OculusRift DK2 を用いた VR システムでは、通常は外部に設置した赤外線カメラによるヘッドトラッキングが必要となる。しかし、本システムは単純にステレオカメラでとらえた映像を HMD の画面に映すだけのシステムであるため、ヘッドトラッキングを必要としない。そのため、装着者の移動範囲が外部カメラとの位置関係によって制約を受けることが無い。本装置は軽量であり、装置の重量が姿勢や動作に与える影響も少ない。また、ovrvision1 のフレームレートは通常の web カメラの 2 倍の 60fps と高速で、データ転送の遅延も 0.06s と少ないため、VR 酔いも比較的生じにくく、歩行中に用いる上で適したシステムと考えられた。ただし、カメラ画素数は 1280×480 ピクセル（片目 640×480）であり、実際の景色を完全に再現しているとは言えないという限界もあった。

## 3.2 対象者

対象は右利きの健常成人男生 11 名で、年齢、身長、体重の平均値±標準偏差は 21.5±1.5 歳、170.9±6.1cm、64.4±8.0kg であった。日常生活で眼鏡を使用している者、整形外科疾患、神経疾患、眼科疾患、耳鼻科疾患を有する者は対象に含まなかった。

## 3.3 測定方法

対象者は裸足にて、前方にステレオカメラを搭載した HMD（詳細は 2 章を参照）を装着し、ステレオカメラでとらえた対象者前方の視空間の映像をそのまま提示される条件（非傾斜条件）と、左に 20 度傾斜させ

た映像を提示される条件（傾斜条件）で、安静立位保持（安静立位）、右側に最大限重心移動しての立位保持（右重心立位）、左側に最大限重心移動しての立位保持（左重心立位）、歩行を実施した（図 3.3）。安静立位、右重心立位、左重心立位の際の両足の位置は、左右の足部内側縁間の距離が 10cm になるようにした。なお、傾斜角度を 20 度としたのは大型スクリーンを用いた鶴原らの先行研究<sup>5)</sup>にて立位姿勢に与える影響が大きいことが報告されている角度であったためである。鶴原らの先行研究では視野の傾斜角度を 5.1 度、9.9 度、20.1 度とした際の立位姿勢動揺を計測し、視野の傾斜角度を大きくするほど身体動揺が大きくなることが示されている。なお、20 度よりも大きい傾斜角度での測定を行わなかったのは、極端に傾斜角度を大きくしてしまうと姿勢制御における視覚への重みづけが減少してしまうと考えられたためである。なお、鶴原らの先行研究にて左方向への傾斜と右方向への傾斜で身体動揺に違いはみられていなかったため、本研究では被験者の負担を考慮し、右側に傾斜させた映像を提示しての測定は行わなかった。右重心立位と左重心立位の実施に当たっては、事前に対象者に両足底を床から離さずに、左右の肩を結ぶ線を水平に保って実施するよう伝えた。歩行の実施に当たっては特に目標地点は設定せず、対象者には自然に前方に向かって歩くようにとだけ指示した。安静立位、右重心立位、左重心立位は各 5 秒間、歩行は 6m を各 2 試行実施した。その際、Helen-Hayes marker set<sup>79)</sup>に沿って全身に装着した 33 個の赤外線マーカーの位置を 10 台の赤外線カメラを用いた三次元動作解析装置（Vicon MX, Vicon 社製）により、サンプリングレート 100Hz で計測した。加えて、安静立位、右重心立位、左重心立位実施時の左右下肢の床反力鉛直成分を 2 枚の床反力計（AMTI 社製）を用いて測定した。

測定順序は、非傾斜条件での測定の後傾斜条件での測定を行うこととし、また各条件内での測定順序は安静立位を最初にするのみ全対象者で統一し、右重心立位、左重心立位、歩行の実施順序は乱数表を用いてランダムに決定した。

なお、実験室内は薄手のカーペット敷きで、対象者の視界に黒板、棚、

柱が存在する環境であった。



図 3.3 測定場面（左から安静立位，右重心立位，左重心立位，歩行）

### 3.4 データ解析

安静立位，右重心立位，左重心立位での右下肢の床反力鉛直成分（GRFR）と左下肢の床反力鉛直成分（GRFL）は 5 秒間の平均値を求めた。

歩行解析には，10 台の赤外線カメラで囲まれた計測エリアの中央付近の 1.5 歩行周期分のデータを用いた。1.5 歩行周期分のデータにとどめたのは，2 歩行周期以上になると赤外線カメラでマーカータラセられる範囲の空間を越える対象者が出てくるためである。

頭部・体幹・骨盤の床からの鉛直線からの側方傾斜角度（ $\theta_H$ ， $\theta_T$ ， $\theta_P$ ）は安静立位，右重心立位，左重心立位，歩行のいずれにおいても頭頂と両側の肩峰・上前腸骨棘・後上腸骨棘の位置から求めた（図 3.4）。その際，右側への傾斜角度を正の値，左側への傾斜角度を負の値とした。さらに， $\theta_H$  から  $\theta_T$  を減じた値を頸部側屈角度（ $\theta_{H-T}$ ）， $\theta_T$  から  $\theta_P$  を減じた角度を体幹側屈角度（ $\theta_{T-P}$ ）として求めた。安静立位，右重心立位，左

重心立位では 5 秒間の平均値を求めた。

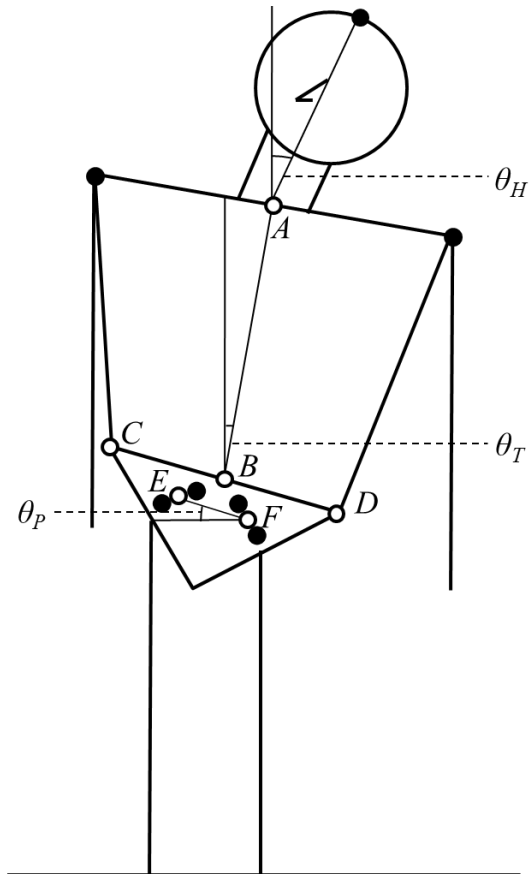


図 3.4  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$  の定義

- 黒の丸 (●) は頭頂部，左右の肩峰，上前腸骨棘，後上腸骨棘に装着した赤外線反射マーカである
- ポイント A は左右の肩峰の midpoint である
- ポイント B はポイント C と D の midpoint である
- ポイント C と D は骨盤のマーカの位置から推定した腸骨稜の位置である
- ポイント E と F はそれぞれ左右の上前腸骨棘と後上腸骨棘の midpoint である
- $\theta_H$  は頭頂とポイント A を結ぶ線が鉛直線との間でなす角である
- $\theta_T$  はポイント A と B を結ぶ線が鉛直線との間でなす角である
- $\theta_P$  はポイント E と F を結ぶ線が水平面との間でなす角である

歩行では下肢に装着した赤外線マーカの位置から歩行周期を両脚支持期 (右下肢前)，単脚支持期 (右下肢)，両脚支持期 (左下肢前)，

単脚支持期（左下肢）に区分し，各歩行周期での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値と最小値を求めた．

さらに， $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の安静立位と各歩行周期での最大値および最小値について，視空間傾斜による角変位を求めるために，傾斜条件と非傾斜条件の差を求めた．頭部側方傾斜角変位は  $\Delta\theta_H$ ，体幹側方傾斜角変位は  $\Delta\theta_T$ ，骨盤側方傾斜角変位は  $\Delta\theta_P$ ，頸部側屈角変位は  $\Delta\theta_{H-T}$ ，体幹側屈角変位は  $\Delta\theta_{T-P}$  と定義した．

また，歩行の距離因子（歩隔，左右の下肢の歩幅，重複歩距離）と時間因子（左右の下肢のストライド時間，ステップ時間，立脚時間，遊脚時間）も求めた．加えて，歩行進路の指標として，歩行周期開始時（着床初期時）の身体重心の左右座標（ $x_1$ ）と前後座標（ $y_1$ ）および終了時（2度目の着床初期時）の身体重心の左右座標（ $x_2$ ）と前後座標（ $y_2$ ）から，以下の式（3-1）を用いて歩行進路の左右への偏倚角度（ $\theta_w$ ）を左右下肢の歩行周期についてそれぞれ求めた．

$$\theta_w = \tan^{-1}(x_2 - x_1) / (y_2 - y_1) \quad (3-1)$$

さらに，右下肢の着床初期の身体重心の左右座標（ $x_R$ ）と前後座標（ $y_R$ ）および次の左下肢の着床初期の身体重心の左右座標（ $x_{L2}$ ）と前後座標（ $y_{L2}$ ）を求め，以下の式（3-2）を用いて右下肢の着床初期から左下肢の着床初期までの歩行進路の左右への偏倚角度（ $\theta_{RL}$ ）を求めた．

$$\theta_{RL} = \tan^{-1}(x_{L2} - x_R) / (y_{L2} - y_R) \quad (3-2)$$

また，左下肢の着床初期の身体重心の左右座標（ $x_L$ ）と前後座標（ $y_L$ ）および次の右下肢の着床初期の身体重心の左右座標（ $x_{R2}$ ）と前後座標（ $y_{R2}$ ）を求め，以下の式（3-3）を用いて左下肢の着床初期から右下肢の着床初期までの歩行進路の左右への偏倚角度（ $\theta_{LR}$ ）を求めた．

$$\theta_{LR} = \tan^{-1}(x_{R2} - x_L) / (y_{R2} - y_L) \quad (3-3)$$



先行研究で用いられている歩行進路の解析方法には、被験者が 3m 前進する前後での左右座標の偏倚を求める方法もある<sup>80)</sup>。しかし、この方法では対象者によって解析対象となる歩行周期が異なってしまうため、本研究では上述の方法を用いることとした。

なお、全ての値は 2 試行の平均値を求めて統計解析した。試行回数を 2 回にとどめたのは、試行回数の増加による学習の効果を排除するためである。

### 3.5 統計処理

以下の①～③には対応のある t 検定，④には Tukey の検定による多重比較を用い，いずれも有意水準 5% で両側検定を実施した。

- ① 安静立位での GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  を傾斜条件と非傾斜条件の間で比較した。
- ② 右重心立位および左重心立位時の GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  を傾斜条件と非傾斜条件の間で比較した。
- ③ 歩行時の両脚支持期（右下肢前），単脚支持期（右下肢），両脚支持期（左下肢前），単脚支持期（左下肢）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値と最小値および歩隔，左右の下肢の歩幅，重複歩距離，ストライド時間，ステップ時間，立脚時間，遊脚時間， $\theta_W$ ,  $\theta_{RL}$ ,  $\theta_{LR}$  を傾斜条件と非傾斜条件の間で比較した。
- ④ 安静立位と歩行時の両脚支持期（右下肢前），単脚支持期（右下肢），両脚支持期（左下肢前），単脚支持期（左下肢）での最大値と最小値の間で  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の角変位を比較した。

## 第 4 章 視空間の側方傾斜が立位姿勢に与える影響

この章では視空間の側方傾斜による安静立位姿勢および立位での重心側方移動の変化について述べる。また、非傾斜条件での安静立位姿勢の特徴についても述べる。

### 4.1 非傾斜条件での立位姿勢の特徴

視空間傾斜が立位姿勢に与える影響を検証する前段階として、本研究の対象者の非傾斜条件での安静立位が健常成人の標準的な安静立位と同様なのかを確認するため、非傾斜条件での安静立位で  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ , 左右の床反力鉛直成分の差 (GRFL-GRFR; 以下 GRFL-R) が 0 に近い値であるのかを確認した。その結果、非傾斜条件の安静立位での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ , GRFL-R の平均値±標準偏差はそれぞれ  $0.2\pm 2.3$  度,  $-0.8\pm 0.8$  度,  $-1.2\pm 2.0$  度,  $2.1\pm 31.9$ N と、いずれも 0 に近似しており、ほぼ左右対称の立位姿勢であったといえる。

### 4.2 視空間の側方傾斜が安静立位姿勢に与える影響

HMD による視空間の側方傾斜が安静立位姿勢に与える影響を明らかにすることを目的とし、傾斜条件と非傾斜条件の間で GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  を比較した。

#### 4.2.1 仮説

大型スクリーンを用いて立位時に視空間傾斜を惹起した際の重心偏倚を検証した先行研究では、視空間傾斜側への重心偏倚が観察されている<sup>4,5)</sup>。したがって、傾斜条件は非傾斜条件よりも GRFR は減少し、GRFL は増大すると仮説を立てた。

$\theta_H$ については視覚性立ち直り反応の影響により、傾斜条件では視空間傾斜側と同側に傾斜するものの、体性感覚や前庭感覚による代償もなされると考えられるため、その角度は視空間傾斜角度よりも小さいと仮説を立てた。

$\theta_T$ については対頸部—身体立ち直り反応により、傾斜条件では  $\theta_H$  と同側に傾斜するが、その角度は直接視覚の影響を受ける頭部よりも小さいと仮説を立てた。

$\theta_P$ については、骨盤は頭部から離れているため視覚の影響を受けにくいと考えられることと、両下肢を完全伸展した安静立位では骨盤の側方傾斜は物理的に生じにくいことから、傾斜条件でも側方傾斜は生じないと仮説を立てた。

$\theta_{H-T}$ については頭部の方が体幹よりも視覚の影響をより直接的に反映すると考え、傾斜条件で視空間傾斜側と同側に傾斜すると仮説を立てた。

$\theta_{T-P}$ については傾斜条件にて  $\theta_T$  は視空間傾斜側と同側に傾斜するが、 $\theta_P$  は視空間傾斜の影響を受けないために、 $\theta_T$  と同様に視空間傾斜側と同側に傾斜すると仮説を立てた。

#### 4.2.2 結果

非傾斜条件と傾斜条件における GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の平均値と標準偏差を図 4.1 と図 4.2 に示す。GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の平均値±標準偏差は非傾斜条件では 324.4±38.6N, 322.3±53.3N, 0.2±2.3 度, -0.8±0.8 度, -1.2±2.0 度, 1.0±2.7 度, 0.4±1.9 度で、傾斜条件

では  $303.4 \pm 51.3\text{N}$ ,  $345.7 \pm 52.2\text{N}$ ,  $-1.7 \pm 3.7$  度,  $-2.0 \pm 0.9$  度,  $-0.9 \pm 1.8$  度,  $0.3 \pm 3.3$  度,  $-1.1 \pm 3.3$  度であった。GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間に有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも GRFR は減少, GRFL は増加,  $\theta_H$  は減少,  $\theta_T$  は減少,  $\theta_{T-P}$  は減少していた。 $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間に有意差はなかった。

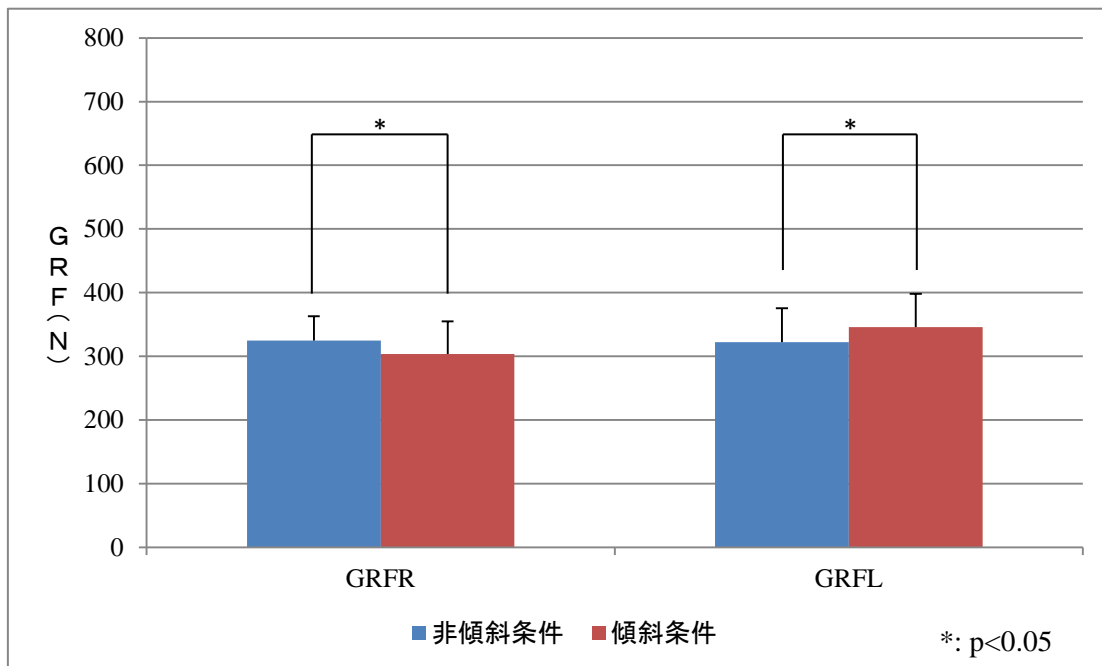


図 4.1 視空間傾斜による安静立位時の床反力鉛直成分の変化

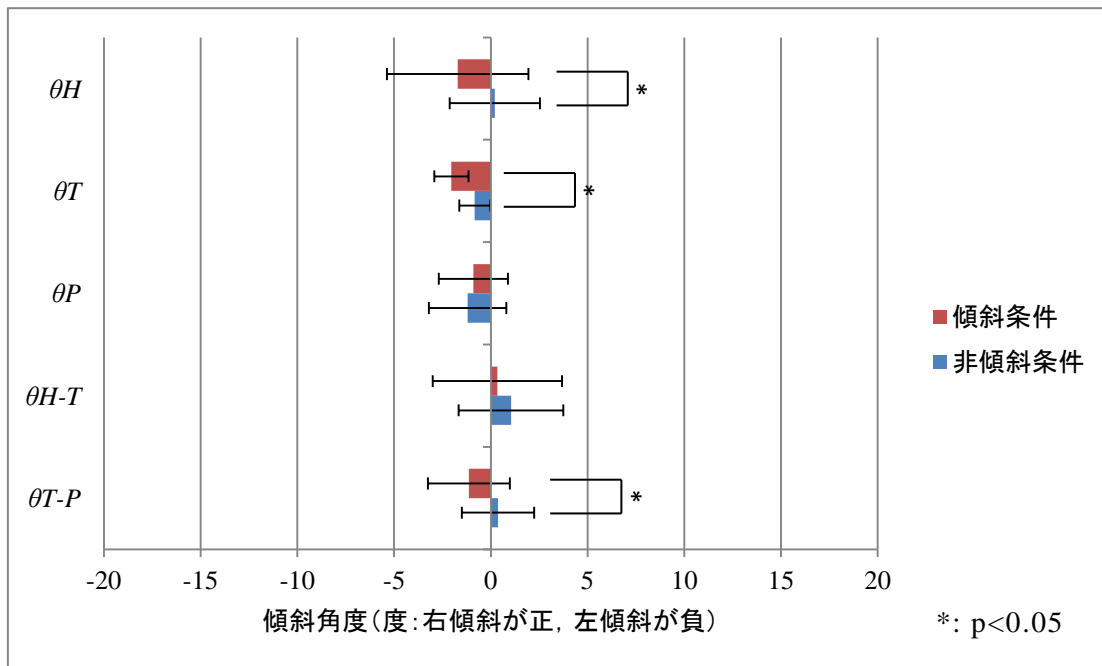


図 4.2 視空間傾斜による安静立位時の身体傾斜角度の変化

#### 4.2.3 考察

HMD による左側への視空間傾斜により，安静立位時の床反力鉛直成分が左下肢優位になった．これは大型スクリーンを用いて視空間傾斜を起こした先行研究<sup>4, 5)</sup>と同様の結果である．しかし，本研究は頭部・体幹・骨盤の傾斜角度を測定している点で新規性がある．床反力鉛直成分が左下肢優位になったことは，身体重心が左側に偏倚したことを意味する．この現象の機序は図 4.3 のように示すことができる．左側に傾斜した視空間情報は視床の外側膝状体を経て視覚野に届けられ，身体が右側に傾斜しているという錯覚を惹起する．視覚情報は中脳の上丘にも送られ，視蓋脊髓路や視蓋網様体路を経て網様体脊髓路を活動させ，左側への身体傾斜による重心偏倚を促進する．さらに，視覚情報は副視索系・視蓋前域視索核を経て前庭神経核にも送られ，前庭感覚や体性感覚と統合される．前庭神経核に送られた情報は前庭脊髓路および前庭網様体路

を経て網様体脊髄路を活動させて左側への身体傾斜による重心偏倚を促進するほか，前庭視床を経て前庭皮質に届けられる．本実験の対象者は前庭感覚と体性感覚は保たれており，これらの感覚は視覚による影響を抑制すると考えられる．本研究では軽度ではあるものの左側への重心偏倚がみられたことから，健常者において体性感覚と前庭感覚よりも視覚の方が，安静立位での重心位置の制御において優位にはたらいたと考えられる．

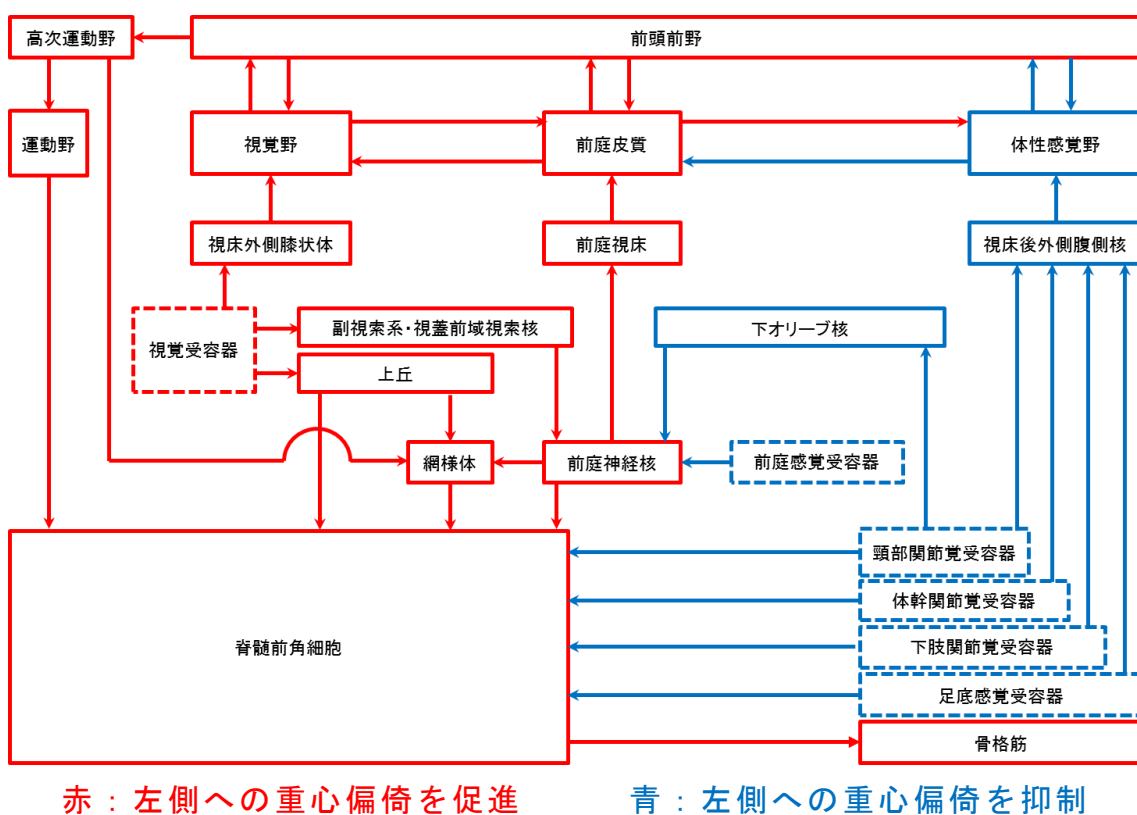
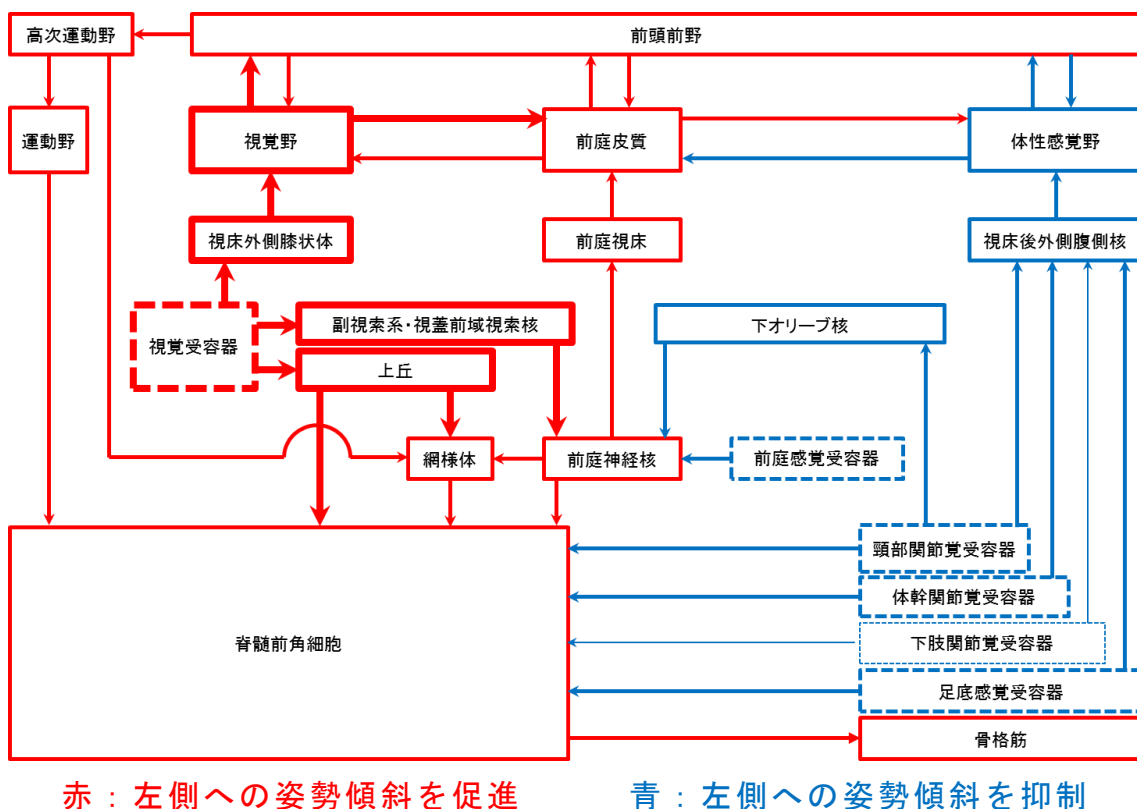


図 4.3 傾斜条件における安静立位時の重心位置の制御機構

矢印の太さは信号の強さを表す

傾斜条件では， $\theta_H$ ， $\theta_T$ ， $\theta_{T-p}$  は視空間傾斜側と同側に傾斜した． $\theta_H$ ， $\theta_T$ ， $\theta_{T-p}$  の傾斜の機序を図 4.4 に示す．図 4.3 と類似した機序であるが，下肢の関節覚の影響はほとんど受けず，また重心偏倚が側方への並進移動であるのに対し，身体傾斜は回転運動である点で視空間傾斜の影響をより直接反映すると考えられる．それでも視空間傾斜の角度（20 度）と比べ

ると身体の側方傾斜角度は著しく小さく，体性感覚や前庭感覚によって視覚の影響が抑制されたと考えられる．

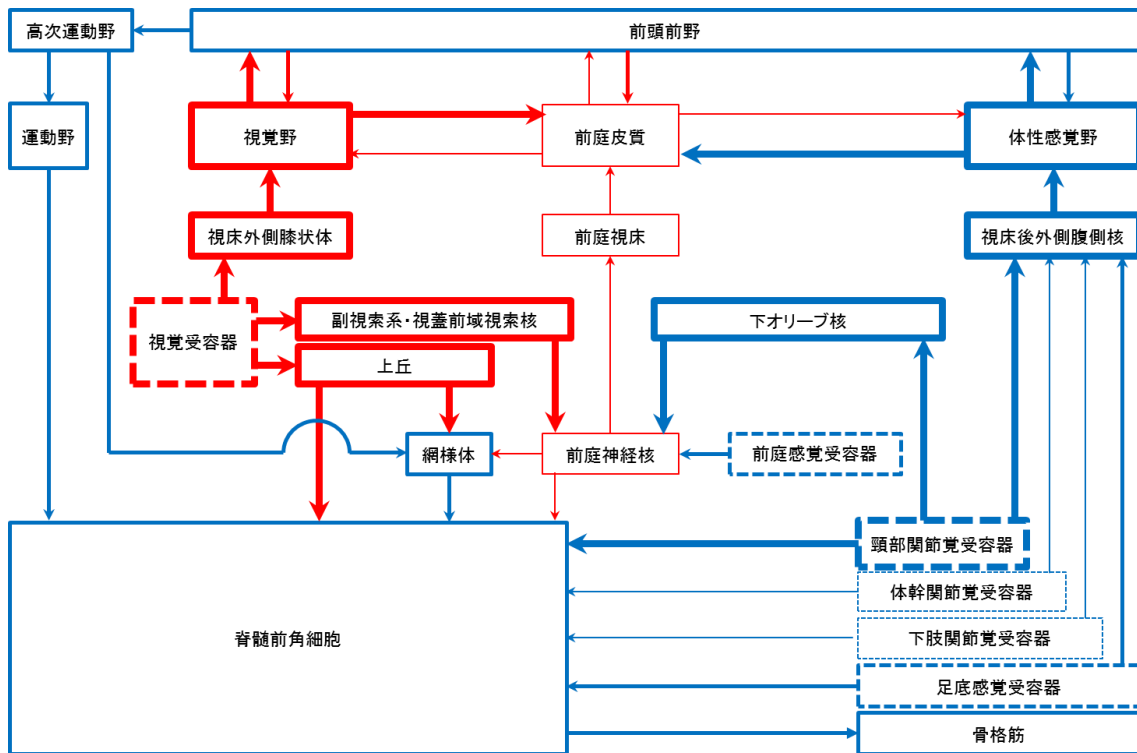


赤：左側への姿勢傾斜を促進      青：左側への姿勢傾斜を抑制

図 4.4 傾斜条件における安静立位時の  $\theta_H, \theta_T, \theta_{T-P}$  の制御機構

矢印の太さは信号の強さを表す

また， $\theta_{H-T}$  は視空間傾斜の有無による有意差はなく，仮説と異なる結果であった．この結果の機序を図 4.5 に示す． $\theta_{H-T}$  は頸部の側屈角度を指すが，頸部には多数の筋紡錘が存在し，関節覚が鋭敏であることが知られている<sup>81)</sup>．したがって，傾斜条件でも頭部と体幹の位置関係が保たれたのは，頸部の鋭敏な関節覚によって視覚の影響が抑制されたためと考えられる．



赤：左側への姿勢傾斜を促進

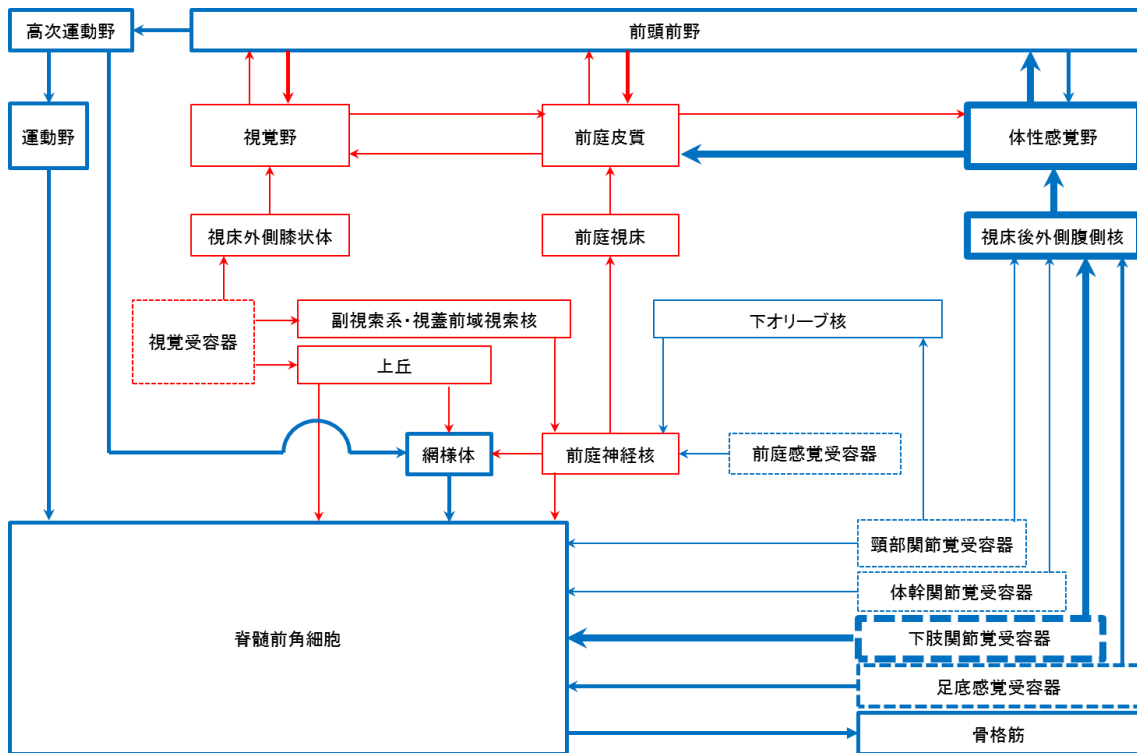
青：左側への姿勢傾斜を抑制

図 4.5 傾斜条件における安静立位時の  $\theta_{H-T}$  の制御機構

矢印の太さは信号の強さを表す

視空間傾斜による側方傾斜が頭部と体幹に見られた一方で、骨盤にはみられなかった。この機序を図 4.6 に示す。骨盤は視覚受容器である網膜から距離が離れており、頭部や体幹よりも視覚の影響を受けにくいと考えられる。加えて、立位で骨盤が側方に傾斜するためには傾斜側の下肢が屈曲する必要があるが、下肢関節覚が正常であるために下肢屈曲は抑制され、骨盤の側方傾斜がみられなかったと考えられる。





赤：左側への姿勢傾斜を促進

青：左側への姿勢傾斜を抑制

図 4.6 傾斜条件における安静立位時の  $\theta_p$  の制御機構

矢印の太さは信号の強さを表す

### 4.3 視空間の側方傾斜が立位での重心側方移動に与える影響

視空間の側方傾斜が最大限側方に重心移動をした立位の姿勢に与える影響を明らかにすることを目的とし、右重心立位と左重心立位について、傾斜条件と非傾斜条件の間で GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  を比較した。

#### 4.3.1 仮説

身体の傾斜角度は右重心立位では安静立位と同様の傾向、すなわち傾斜条件では非傾斜条件と比べて  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  が視空間傾斜側と同側に傾斜するが、 $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$  には有意差はみられないと仮説を立てた。一方、左重心立位では左下肢への荷重にともない対身体—頭部立ち直り反応が生じるために、視空間傾斜による  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  の変化はみられないか、安静立位よりも小さくなると仮説を立てた。

床反力鉛直成分については、右重心立位では傾斜条件にて頭部と体幹の位置が左側に偏倚するために、GRFR が減少し、GRFL が増加すると仮説を立てた。一方、左重心立位では安定性限界を超えて重心移動を行うことは困難と考えられるため、傾斜条件と非傾斜条件の間に有意差は生じないと仮説を立てた。

#### 4.3.2 結果

右重心立位の非傾斜条件と傾斜条件における GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の平均値と標準偏差を図 4.7 と図 4.8 に示す。右重心立位における GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の平均値±標準偏差は非傾斜条件では  $572.0\pm 93.5\text{N}$ ,  $73.8\pm 25.4\text{N}$ ,  $4.4\pm 4.5$  度,  $4.5\pm 3.4$  度,  $1.9\pm 2.2$

度,  $-0.1 \pm 3.6$  度,  $2.7 \pm 3.4$  度で, 傾斜条件では  $566.1 \pm 90.1\text{N}$ ,  $81.5 \pm 23.8\text{N}$ ,  $3.1 \pm 6.1$  度,  $3.9 \pm 5.1$ ,  $1.8 \pm 2.3$  度,  $-0.8 \pm 4.2$  度,  $2.1 \pm 4.3$  度であった. GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  のいずれにおいても非傾斜条件と傾斜条件の間に有意差はなかった.

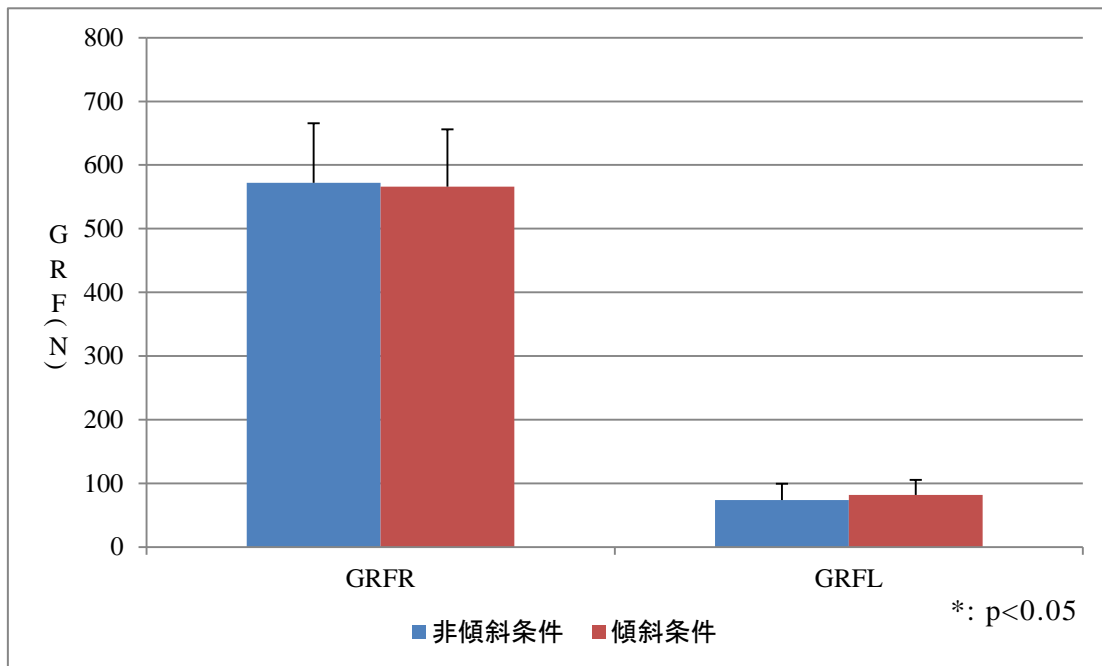


図 4.7 視空間傾斜による右重心立位時の床反力鉛直成分の変化

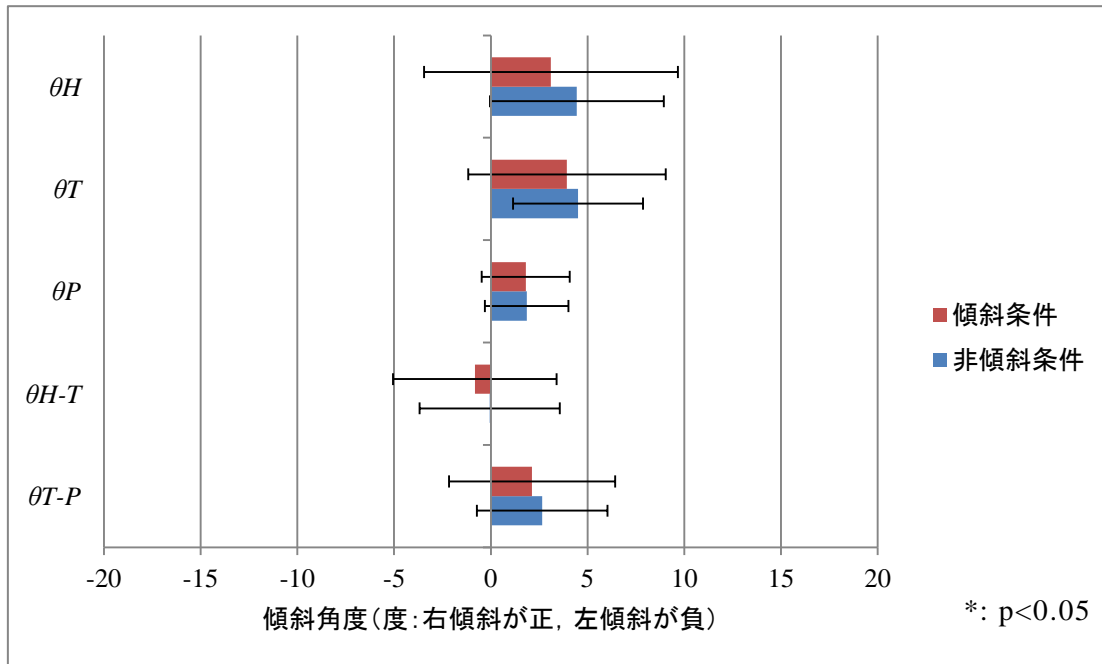


図 4.8 視空間傾斜による右重心立位時の身体傾斜角度の変化

左重心立位の非傾斜条件と傾斜条件における GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の平均値と標準偏差を図 4.9 と図 4.10 に示す. 左重心立位における GRFR, GRFL,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の平均値±標準偏差は非傾斜条件では  $68.2\pm 22.7\text{N}$ ,  $580.4\pm 96.2\text{N}$ ,  $-3.4\pm 3.9$  度,  $-4.9\pm 3.3$  度,  $-4.2\pm 2.7$  度,  $1.5\pm 3.6$  度,  $-0.7\pm 3.5$  度で, 傾斜条件では  $66.1\pm 24.1\text{N}$ ,  $583.8\pm 90.1\text{N}$ ,  $-8.2\pm 6.8$  度,  $-9.5\pm 5.8$  度,  $-3.6\pm 2.8$  度,  $1.2\pm 5.0$  度,  $-5.9\pm 5.4$  度であった.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  はともに減少していた. GRFR, GRFL,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった.

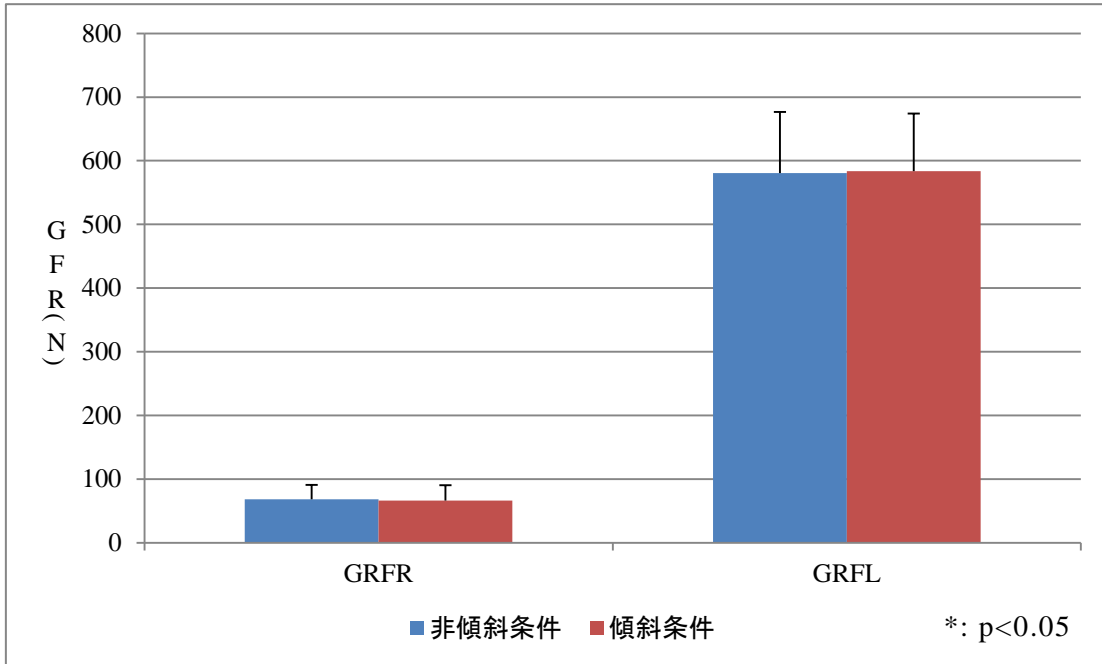


図 4.9 視空間傾斜による左重心立位時の床反力鉛直成分の変化

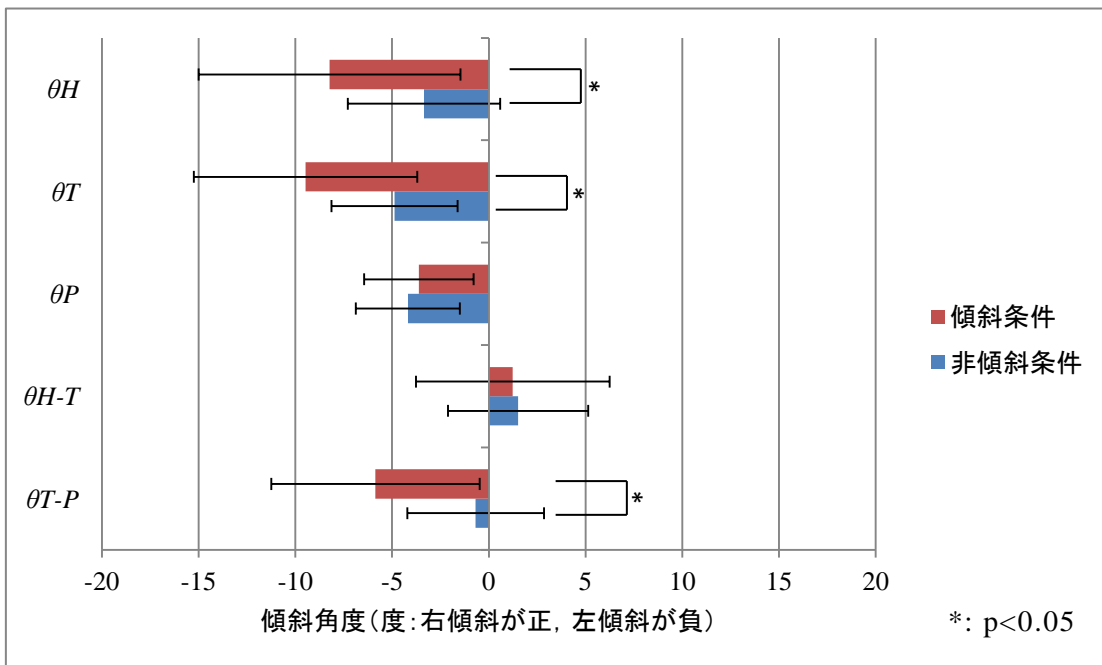
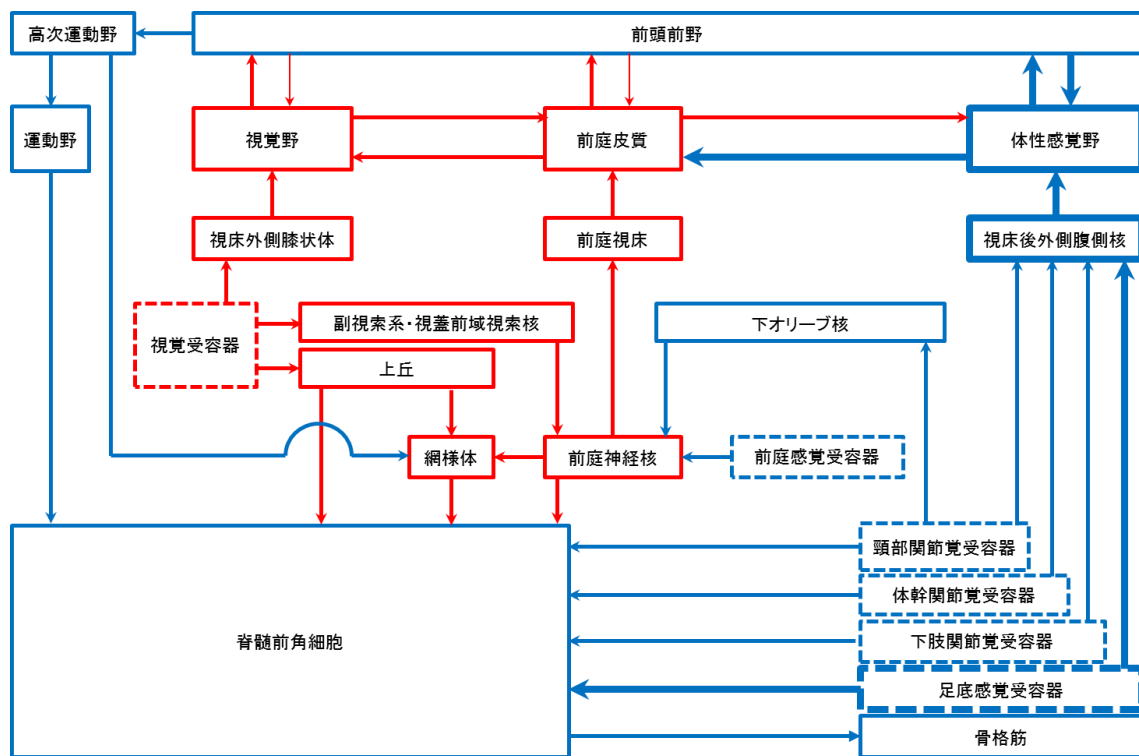


図 4.10 視空間傾斜による左重心立位時の身体傾斜角度の変化

### 4.3.3 考察

床反力鉛直成分は右重心立位，左重心立位ともに傾斜条件と非傾斜条件の間に有意差はなかった．この結果は，右重心立位でのみ GRFR が減少し，GRFL が増加するとした仮説と異なっていた．本研究の結果は，視空間傾斜は安定性限界の知覚に影響を及ぼさないことを示唆する．この機序について図 4.11 に示す．立位で安定性限界を認識するためには，足底のどこに荷重がなされているのかを知覚することが重要だと考えられる．本研究では対象者の足底感覚が保たれていたため，視空間傾斜の有無にかかわらず安定性限界までの重心移動が可能であったと考える．安静立位ではみられた床反力鉛直成分の変化が右重心立位・左重心立位でみられなかったのは，床反力が一側足底の外側部に局所的に加わる右重心立位・左重心立位と比べ，床反力が両足底に分散して加わる安静立位では足底に加わる圧力の変化を知覚しにくかったためという仮説を立てることができる．この仮説は阻血や冷却によって体性感覚を鈍麻させて実験を行うことで検証できると考える．



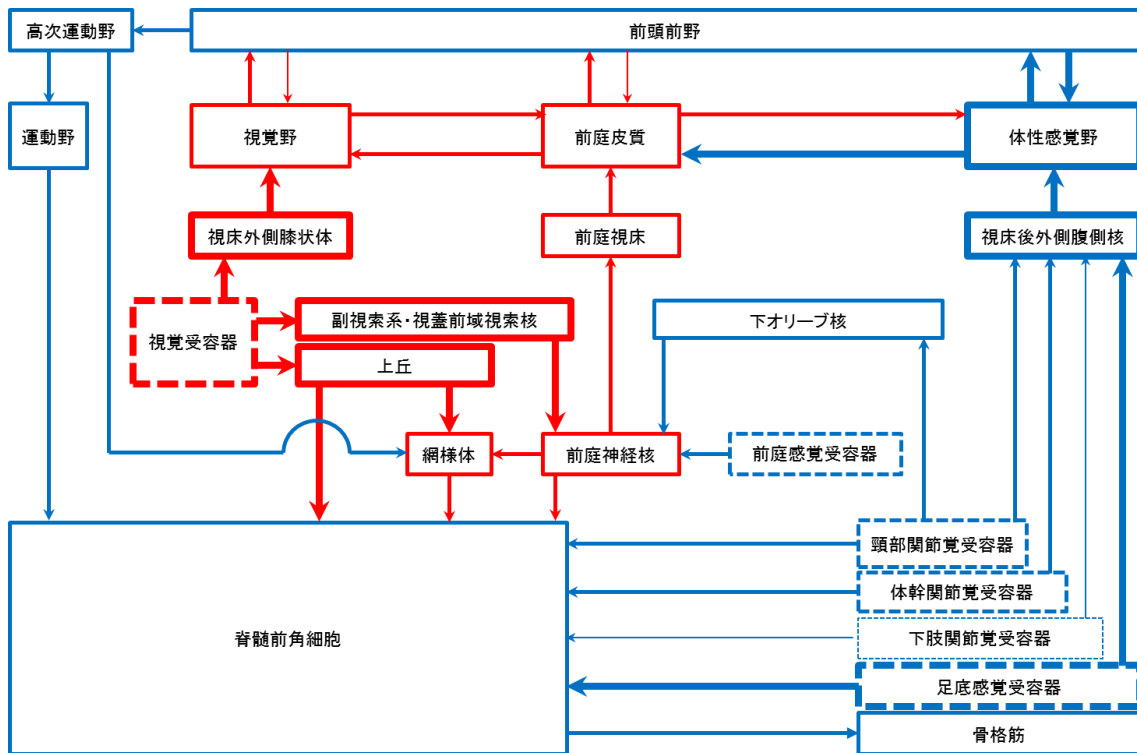
赤：左側への重心偏倚を促進

青：左側への重心偏倚を抑制

図 4.11 傾斜条件における右および左重心立位時の重心位置の制御機構  
矢印の太さは信号の強さを表す

右重心立位，左重心立位ともに， $\theta_{H-T}$ と $\theta_P$ は視空間傾斜の影響を受けなかった．この機序は，安静立位と同様に，頸部および下肢の関節覚によって視空間傾斜の影響が抑制されたためと考えられる．

また， $\theta_H$ ， $\theta_T$ ， $\theta_{T-P}$ は左重心立位においてのみ傾斜条件で左側に傾斜するという結果であった．右重心立位では視空間傾斜による $\theta_H$ ， $\theta_T$ ， $\theta_{T-P}$ の変化はみられず，仮説と異なる結果であった．この結果の機序を図 4.12 に示す．立位での側方への重心移動課題では前頭前野からは視覚よりも足底感覚を優位にはたらかせるようにトップダウン信号を発すると考えられる．対象者が右側に最大限重心を移動させようとした際に，頭部・体幹が左に傾斜したままでは十分な重心移動ができず，そのことを足底感覚によって知覚した対象者がさらに重心移動を行おうとしたために，頭部・体幹の左傾斜が修正されたと考えられる．



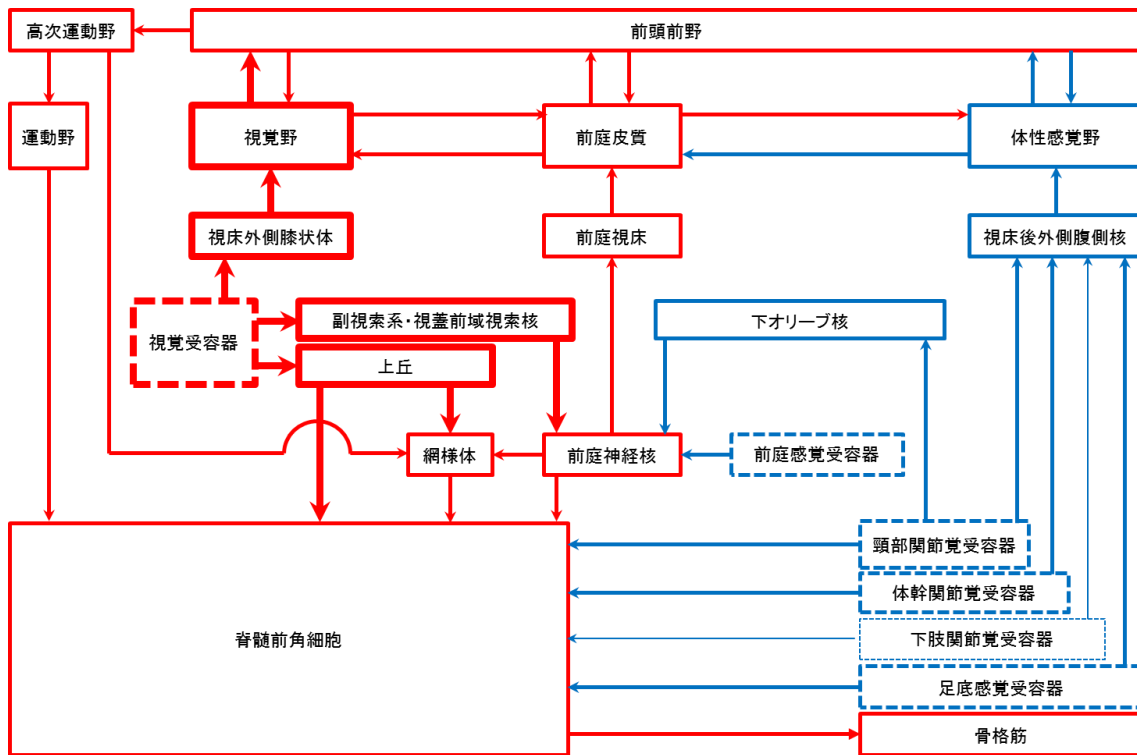
赤：左側への姿勢傾斜を促進      青：左側への姿勢傾斜を抑制

図 4.12 傾斜条件における右重心立位時の  $\theta_H, \theta_T, \theta_{T-P}$  の制御機構

矢印の太さは信号の強さを表す

左重心立位の結果は安静立位とほぼ同様の結果であり、左側に重心移動することによる対身体—頭部立ち直り反応の影響はみられず、仮説と異なる結果であった。この結果の機序を図 4.13 に示す。この結果から、足底感覚が頭部と体幹の側方傾斜角度におよぼす影響は視覚と比べて小さいことが示唆された。





赤：左側への姿勢傾斜を促進

青：左側への姿勢傾斜を抑制

図 4.13 傾斜条件における左重心立位時の  $\theta_H, \theta_T, \theta_{T-P}$  の制御機構

矢印の太さは信号の強さを表す

# 第 5 章 視空間の側方傾斜が歩行に 与える影響

この章では視空間の側方傾斜による歩容や歩行進路の変化について述べる。また、非傾斜条件での歩行の特徴および、歩行時の身体傾斜角変位の歩行周期間での差および歩行と安静立位の間での差についても述べる。

## 5.1 非傾斜条件での歩行の特徴

視空間傾斜が歩行に与える影響を検証する前段階として、本研究の対象者の非傾斜条件での歩行が健常成人の標準的な歩行になっているのかを確認するために、非傾斜条件での歩行時の  $\theta_H$  と  $\theta_T$  がどの歩行周期でも 0 に近い値であるのか、単脚支持期に骨盤の遊脚側への約 5 度の側方傾斜がみられているのか、下肢の歩幅とステップ時間に左右差はないか、歩隔、重複歩距離、ストライド時間が標準値に近い値であるのか、ストライド時間における立脚時間と遊脚時間の比率は 3:2 になっているのか、 $\theta_w$  は 0 に近い値であるのかを検証した。

### 5.1.1 仮説

非傾斜条件では身体の側方傾斜を呈する要素はないため、 $\theta_H$  と  $\theta_T$  は常時 0 に近似し、骨盤は単脚支持期に約 5 度遊脚側に傾斜し、歩行の進行方向を示す  $\theta_w$  も 0 に近似するという仮説を立てた。

歩行の距離・時間因子についても左右対称になると仮説を立てた。歩行の距離・時間因子には体格が影響する可能性があるが、本研究の対象者の身長と体重の平均値と標準偏差は $170.9\pm 6.1\text{cm}$ と $64.4\pm 8.0\text{kg}$ であり、これらは文部科学省の平成27年度学校保健統計調査<sup>82)</sup>における20歳代前半の男性の身長と体重の平均値と標準偏差である $171.84\pm 5.67\text{cm}$ と $65.65\pm 8.93\text{kg}$ に近似した値である。したがって、本研究の対象者は標準的な体型であり、歩行の距離・時間因子も標準値に近似した値になると仮説を立てた。

### 5.1.2 結果

非傾斜条件での両脚支持期（右下肢前）での $\theta_H$ 、 $\theta_T$ 、 $\theta_P$ の最大値は $1.6\pm 3.1$ 度、 $0.4\pm 1.9$ 度、 $0.5\pm 3.1$ 度であり、最小値は $0.9\pm 3.0$ 度、 $-0.2\pm 1.9$ 度、 $-2.7\pm 2.3$ 度であった。単脚支持期（右下肢）での $\theta_H$ 、 $\theta_T$ 、 $\theta_P$ の最大値は $1.5\pm 3.0$ 度、 $0.4\pm 1.8$ 度、 $-1.2\pm 2.2$ 度であり、最小値は $0.3\pm 3.0$ 度、 $-0.7\pm 1.8$ 度、 $-4.2\pm 1.8$ 度であった。両脚支持期（左下肢前）での $\theta_H$ 、 $\theta_T$ 、 $\theta_P$ の最大値は $1.3\pm 2.9$ 度、 $-0.2\pm 1.8$ 度、 $0.5\pm 2.0$ 度であり、最小値は $0.7\pm 2.9$ 度、 $-0.6\pm 1.8$ 度、 $-2.8\pm 2.2$ 度であった。単脚支持期（左下肢）での $\theta_H$ 、 $\theta_T$ 、 $\theta_P$ の最大値は $1.9\pm 3.2$ 度、 $0.5\pm 2.1$ 度、 $2.1\pm 2.3$ 度であり、最小値は $0.7\pm 3.1$ 度、 $-0.9\pm 1.8$ 度、 $-1.0\pm 2.4$ 度であった。 $\theta_H$ と $\theta_T$ はいずれの歩行周期においても0に近似した値であった。 $\theta_P$ は単脚支持期で遊脚側に側方傾斜していたが、絶対値の平均値は左右とも標準値である5度<sup>11)</sup>に満たなかった。歩隔、下肢の歩幅（右/左）、重複歩距離（右/左）、ストライド時間（右/左）、ステップ時間（右/左）、立脚時間（右/左）、遊脚時間（右/左）はそれぞれ $0.12\pm 0.03\text{m}$ 、 $0.61\pm 0.05\text{m}/0.61\pm 0.05\text{m}$ 、 $1.22\pm 0.10\text{m}/1.22\pm 0.10\text{m}$ 、 $1.13\pm 0.06$ 秒/ $1.12\pm 0.06$ 秒、 $0.56\pm 0.03$ 秒/ $0.56\pm 0.03$ 秒、 $0.70\pm 0.05$ 秒/ $0.70\pm 0.04$ 秒、 $0.43\pm 0.03$ 秒/ $0.42\pm 0.02$ 秒であり、歩幅とステップ時間の左右差はほとんどなかった。歩隔は標準値の $8\text{cm}$ <sup>13)</sup>よりもやや広く、重複歩距離は標準値の身長の80~90%（ $1.37\sim 1.54\text{m}$ ）<sup>11)</sup>より

もやや短く，ストライド時間は男性の標準値（1.08 秒）よりもやや長かった．ストライド時間における立脚時間の割合は右下肢で 62%，左下肢で 63%であり，標準値の 60%よりも大きかった． $\theta_w$ （右／左）は  $0.3 \pm 1.8 / 0.3 \pm 1.7$  度であり，0 に近似していた．

### 5.1.3 考察

頭部と体幹は常時ほぼ垂直位に保たれており，直進歩行できていたが，標準的な歩行と比較すると単脚支持期の骨盤傾斜角度が小さく，歩隔が広く，重複歩距離が短く，ストライド時間が長く，立脚時間の割合が大きかったという点で，仮説と異なる結果であった．これらの要因としては，非傾斜条件では HMD に対象者の前方の視空間をとらえたカメラ映像がそのまま提示されるとはいえ，カメラの画素数や映像遅延の影響により，HMD 非装着時と全く同じ視空間情報は得られないことが考えられる．加えて，軽量とはいえ HMD の重さが影響した可能性も否定できない．今回は対象者の HMD 非装着時の安静立位と歩行は測定していないため，本研究で得られた非傾斜条件での安静立位と歩行の特徴が，HMD 装着による影響なのか，本研究に参加した対象者の身体面の問題なのかは明言できないが，本研究の対象者は標準的な体型の健常若年者であり，後者の可能性は低いと考えられる．

## 5.2 視空間の側方傾斜による歩行の変化

HMD による視空間の側方傾斜が歩行に与える影響を明らかにすることを目的とし，傾斜条件と非傾斜条件の間で歩行時の両脚支持期（右下肢前），単脚支持期（右下肢），両脚支持期（左下肢前），単脚支持期（左下肢）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値と最小値および歩隔，左右の下肢の歩幅，重複歩距離，ステップ時間，ストライド時間，立脚時間，

遊脚時間,  $\theta_W$ ,  $\theta_{LR}$ ,  $\theta_{RL}$ を比較した.

また, 視空間の側方傾斜による身体の側方傾斜の大きさの, 各歩行周期間および安静立位との違いを明らかにするために, 安静立位と歩行時の両脚支持期(右下肢前), 単脚支持期(右下肢), 両脚支持期(左下肢前), 単脚支持期(左下肢)の最大値と最小値において,  $\Delta\theta_H$ ,  $\Delta\theta_T$ ,  $\Delta\theta_P$ ,  $\Delta\theta_{H-T}$ ,  $\Delta\theta_{T-P}$ を比較した.

### 5.2.1 仮説

身体傾斜角度については,  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$ はどの歩行周期でも安静立位と同様に傾斜条件で左側に傾斜するが,  $\theta_{H-T}$ は条件間で差はないと仮説を立てた. また,  $\theta_P$ は立位では視空間傾斜の影響を受けなかったが, 骨盤の傾斜を物理的に阻害されにくい歩行では傾斜条件にて左側に傾斜すると仮説を立てた.

歩行の距離因子, すなわち歩隔, 左右の下肢の歩幅, 重複歩距離については, 視空間傾斜に伴う歩行の不安定性増大により, 歩隔は拡大し, 左右の下肢の歩幅と重複歩距離は減少すると仮説を立てた.

歩行の時間因子, すなわちステップ時間, ストライド時間, 立脚時間, 遊脚時間については, 上半身重心の左側偏倚のために右下肢の立脚時間と左下肢の遊脚時間を十分な時間保つことが難しくなる一方で, 左下肢の立脚時間と右下肢の遊脚時間が過剰になると考えられる. したがって, 傾斜条件では非傾斜条件よりも左下肢のステップ時間, 右下肢の立脚時間, 左下肢の遊脚時間が減少し, 右下肢のステップ時間, 左下肢の立脚時間, 右下肢の遊脚時間が増加すると仮説を立てた. ストライド時間は傾斜条件では左下肢では立脚時間の増加と遊脚時間の減少が, 右下肢では立脚時間の減少と遊脚時間の増加が相殺することで, 非傾斜条件との差は生じないと仮説を立てた.

歩行進路については, 傾斜条件では上半身重心の左側偏倚により, 歩行時に左側へのステップ反応が誘発されることで, 歩行進路の左方偏倚

が生じると仮説を立てた。

安静立位と歩行での視空間傾斜による身体傾斜角変位の比較については、安静立位は両足底を接地しているため、左右の下肢の体性感覚によって荷重量を比較することが可能であり、身体の側方傾斜を知覚しやすいと想定され、また、両下肢を伸展しているために骨盤の傾斜が物理的に生じにくいと考えられた。そのため、視空間傾斜による身体傾斜は安静立位よりも歩行でより大きくなると仮説を立てた。また、歩行周期間での身体傾斜角変位の比較では、片側下肢のみで足底感覚を知覚しなければならない単脚支持期では、両下肢で足底感覚を知覚できる両脚支持期よりも身体傾斜が増大すると仮説を立てた。

### 5.2.2 結果

両脚支持期（右下肢前）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値の平均値  $\pm$  標準偏差を図 5.1 に示す。  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値の平均値  $\pm$  標準偏差は非傾斜条件では  $1.6 \pm 3.1$  度,  $0.4 \pm 1.9$  度,  $0.5 \pm 3.1$  度,  $0.8 \pm 3.2$  度,  $2.6 \pm 3.1$  度で、傾斜条件では  $-2.5 \pm 4.4$  度,  $-2.8 \pm 2.3$  度,  $0.4 \pm 2.9$  度,  $-0.1 \pm 4.1$  度,  $-0.4 \pm 3.9$  度であった。  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり、傾斜条件では非傾斜条件よりも  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は減少していた。  $\theta_P$  と  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった。

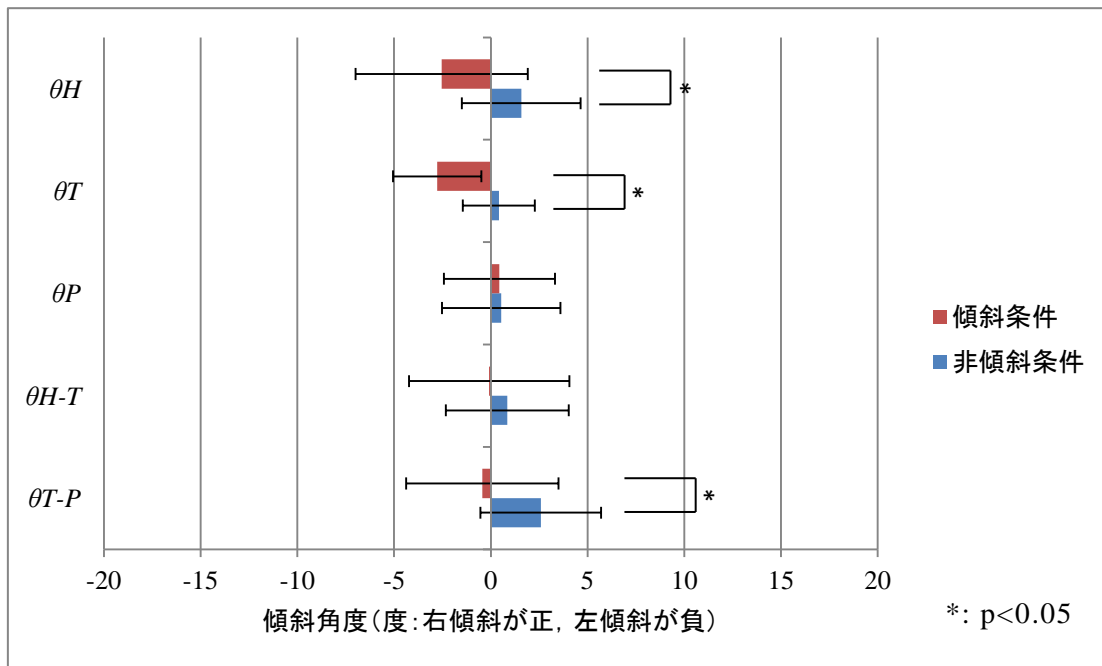


図 5.1 両脚支持期（右下肢前）での身体傾斜角度の最大値

両脚支持期（右下肢前）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最小値の平均値  $\pm$  標準偏差を図 5.2 に示す.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最小値の平均値  $\pm$  標準偏差は非傾斜条件では  $0.9 \pm 3.0$  度,  $-0.2 \pm 1.9$  度,  $-2.7 \pm 2.3$  度,  $0.3 \pm 3.2$  度,  $-0.5 \pm 3.8$  度で, 傾斜条件では  $-3.4 \pm 4.5$  度,  $-3.5 \pm 2.4$  度,  $-2.9 \pm 2.3$  度,  $-0.8 \pm 4.4$  度,  $-3.9 \pm 4.3$  度であった.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は減少していた.  $\theta_P$  と  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった.

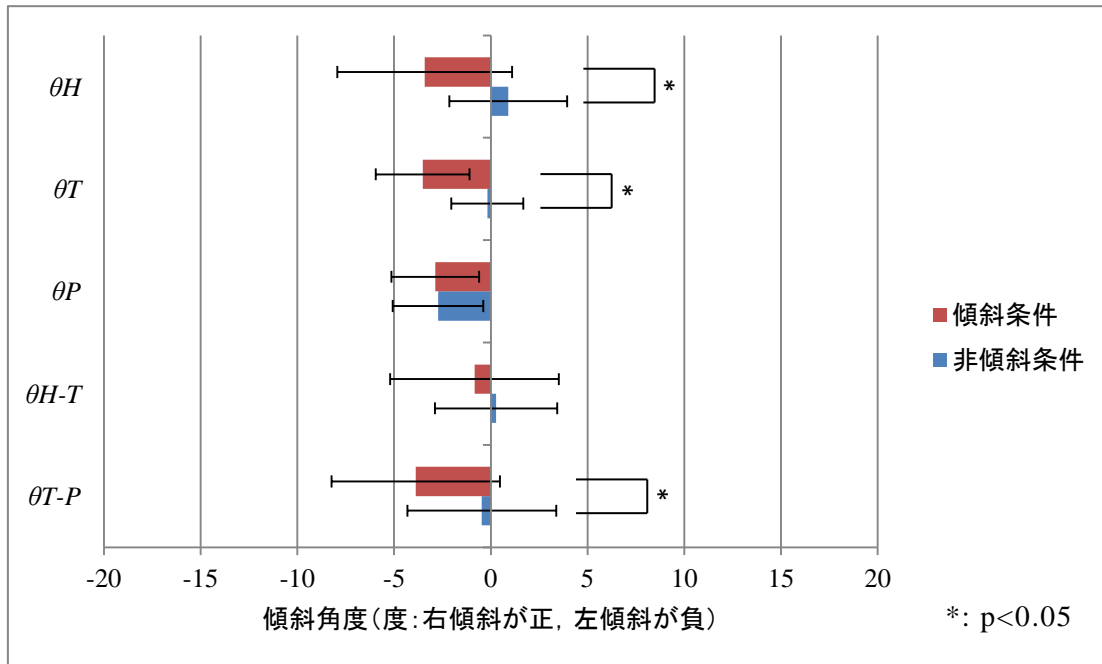


図 5.2 両脚支持期（右下肢前）での身体傾斜角度の最小値

単脚支持期（右下肢）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値の平均値±標準偏差を図 5.3 に示す.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値の平均値±標準偏差は非傾斜条件では  $1.5 \pm 3.0$  度,  $0.4 \pm 1.8$  度,  $-1.2 \pm 2.2$  度,  $1.6 \pm 3.5$  度,  $4.4 \pm 2.3$  度で, 傾斜条件では  $-2.8 \pm 4.2$  度,  $-2.7 \pm 2.1$  度,  $-1.7 \pm 2.0$  度,  $0.8 \pm 4.4$  度,  $1.5 \pm 3.2$  度であった.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は減少していた.  $\theta_P$  と  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった.



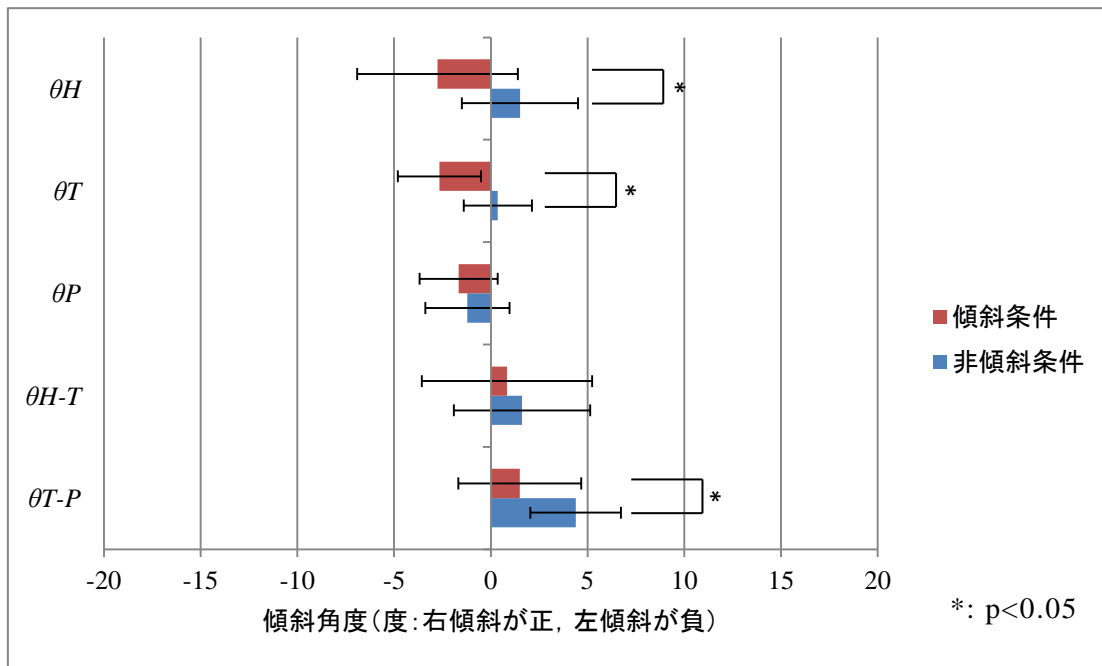


図 5.3 単脚支持期（右下肢）での身体傾斜角度の最大値

単脚支持期（右下肢）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最小値の平均値±標準偏差を図 5.4 に示す.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最小値の平均値±標準偏差は非傾斜条件では  $0.3 \pm 3.0$  度,  $-0.7 \pm 1.8$  度,  $-4.2 \pm 1.8$  度,  $0.2 \pm 3.3$  度,  $0.8 \pm 2.8$  度で, 傾斜条件では  $-4.1 \pm 4.1$  度,  $-4.4 \pm 2.2$  度,  $-4.6 \pm 1.5$  度,  $-0.8 \pm 4.1$  度,  $-2.3 \pm 3.8$  度であった.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は減少していた.  $\theta_P$  と  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった.

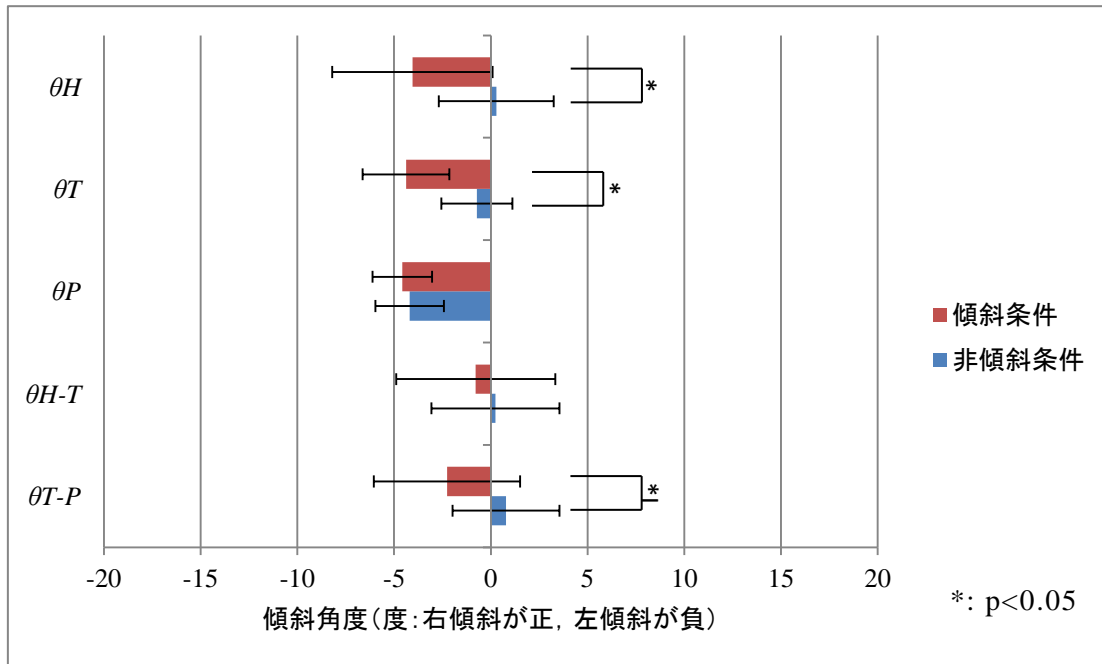


図 5.4 単脚支持期（右下肢）での身体傾斜角度の最小値

両脚支持期（左下肢前）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値の平均値  $\pm$  標準偏差を図 5.5 に示す.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値の平均値  $\pm$  標準偏差は非傾斜条件では  $1.3 \pm 2.9$  度,  $-0.2 \pm 1.8$  度,  $0.5 \pm 2.0$  度,  $1.6 \pm 3.6$  度,  $2.5 \pm 3.0$  度で, 傾斜条件では  $-2.6 \pm 3.6$  度,  $-3.4 \pm 2.3$  度,  $-0.7 \pm 1.9$  度,  $1.1 \pm 4.4$  度,  $-0.2 \pm 3.6$  度であった.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{T-P}$  は減少していた.  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった.

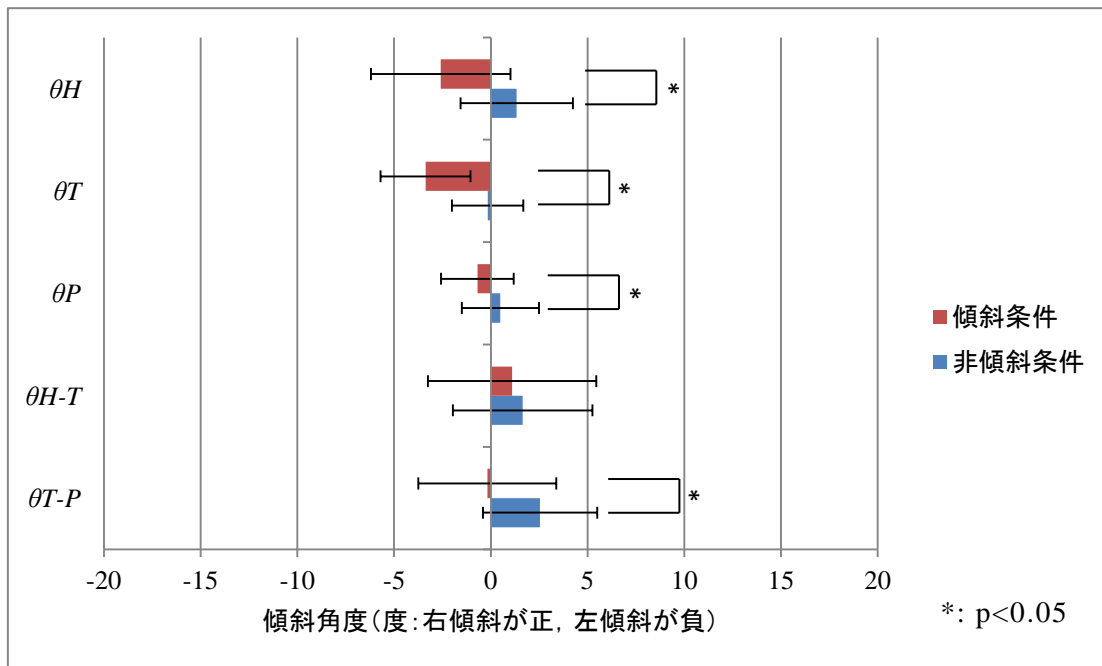


図 5.5 両脚支持期（左下肢前）での身体傾斜角度の最大値

両脚支持期（左下肢前）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最小値の平均値  $\pm$  標準偏差を図 5.6 に示す.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最小値の平均値  $\pm$  標準偏差は非傾斜条件では  $0.7 \pm 2.9$  度,  $-0.6 \pm 1.8$  度,  $-2.8 \pm 2.2$  度,  $1.0 \pm 3.6$  度,  $-0.8 \pm 2.8$  度で, 傾斜条件では  $-3.4 \pm 3.5$  度,  $-4.4 \pm 2.5$  度,  $-3.3 \pm 1.9$  度,  $0.3 \pm 4.3$  度,  $-3.3 \pm 3.9$  度であった.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は減少していた.  $\theta_P$  と  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった.

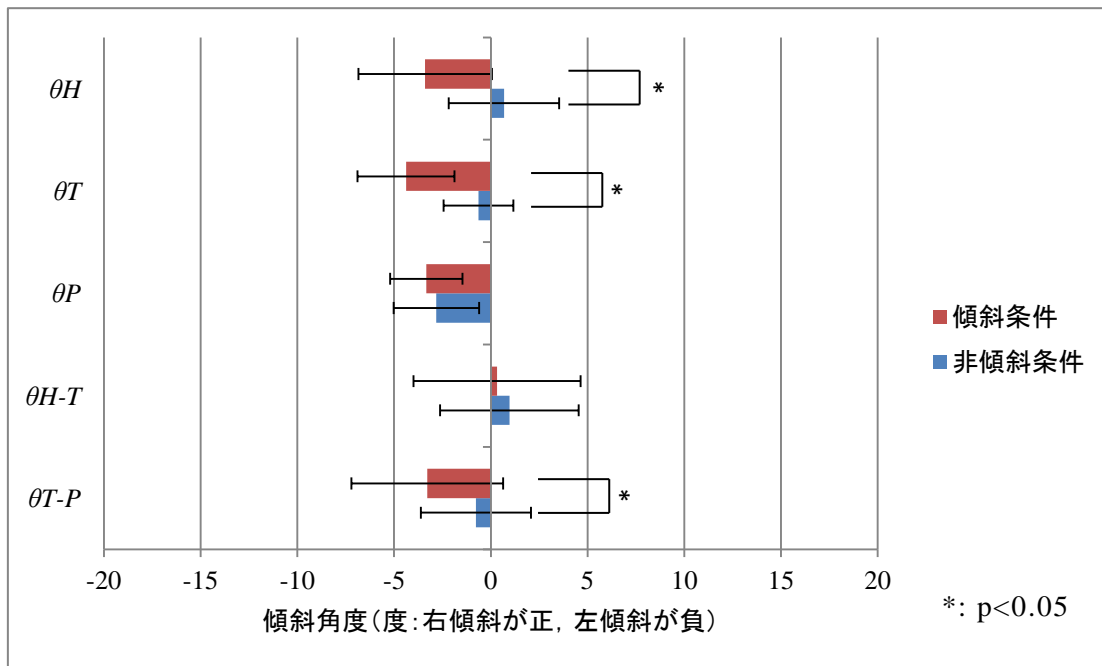


図 5.6 両脚支持期（左下肢前）での身体傾斜角度の最小値

単脚支持期（左下肢）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値の平均値±標準偏差を図 5.7 に示す.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値の平均値±標準偏差は非傾斜条件では  $1.9\pm 3.2$  度,  $0.5\pm 2.1$  度,  $2.1\pm 2.3$  度,  $1.7\pm 3.7$  度,  $1.0\pm 3.2$  度で, 傾斜条件では  $-2.4\pm 3.9$  度,  $-3.1\pm 2.8$  度,  $1.2\pm 2.3$  度 ( $p=0.07$ ),  $1.1\pm 4.5$  度,  $-1.6\pm 3.9$  度であった.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_{T-P}$  は減少していた.  $\theta_P$  と  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった.

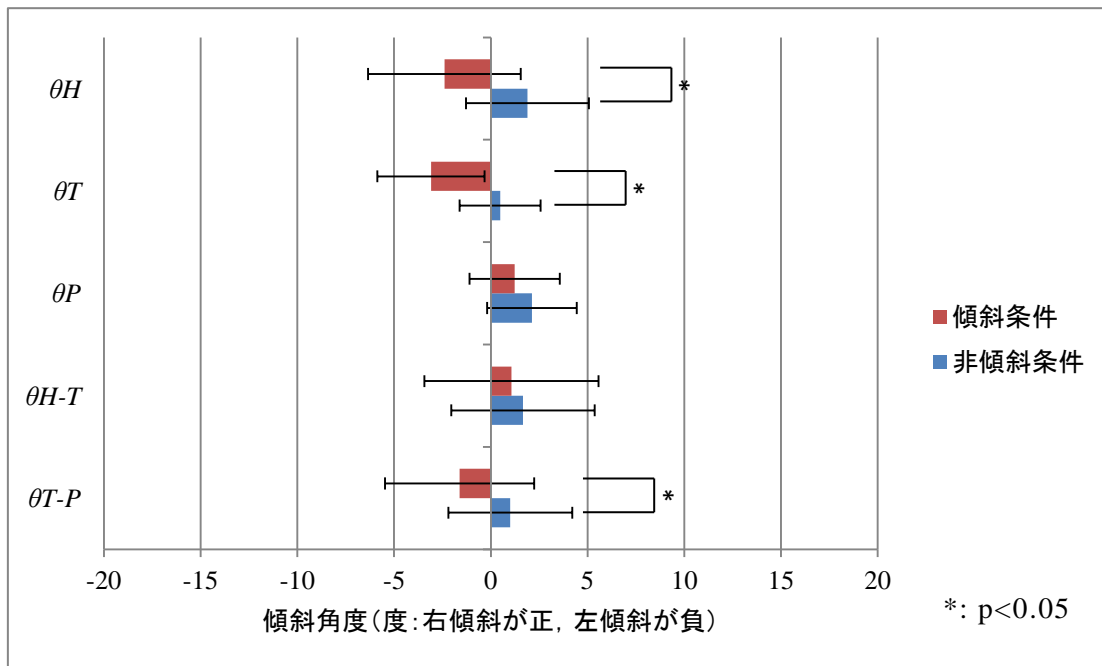


図 5.7 単脚支持期（左下肢）での身体傾斜角度の最大値

単脚支持期（左下肢）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最小値の平均値 $\pm$ 標準偏差を図 5.8 に示す.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最小値の平均値 $\pm$ 標準偏差は非傾斜条件では  $0.7\pm 3.1$  度,  $-0.9\pm 1.8$  度,  $-1.0\pm 2.4$  度,  $0.4\pm 3.7$  度,  $-2.8\pm 3.0$  度で, 傾斜条件では  $-3.8\pm 4.0$  度,  $-4.8\pm 2.7$  度,  $-2.0\pm 2.0$  度,  $-0.6\pm 4.4$  度,  $-5.7\pm 4.4$  度であった.  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{T-P}$  は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{T-P}$  は減少していた.  $\theta_{H-T}$  は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった.

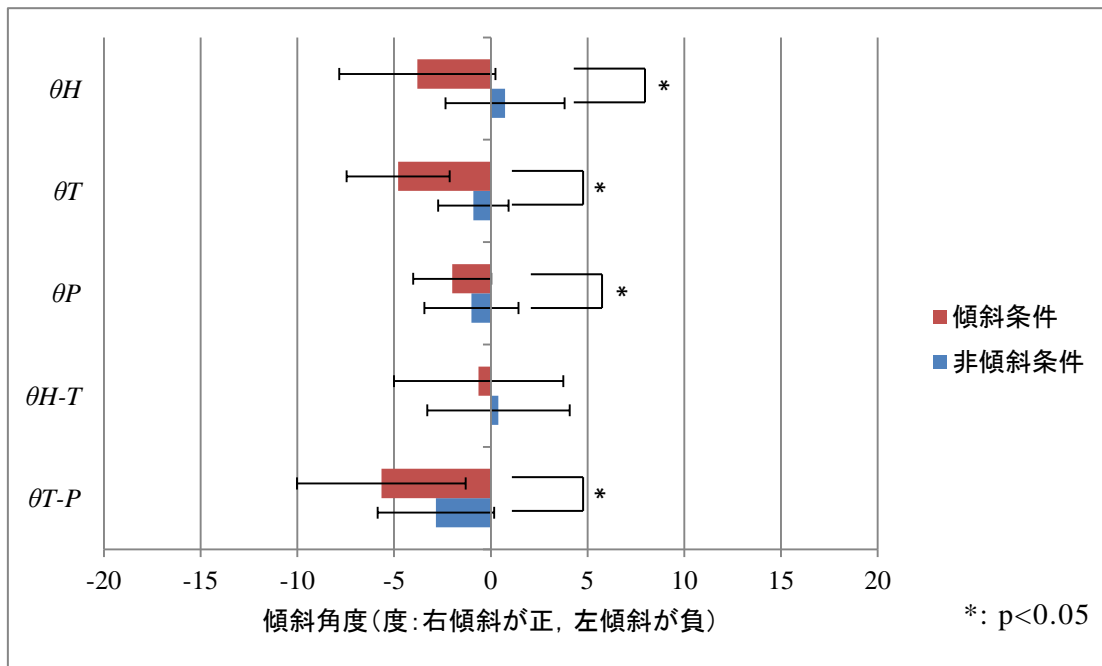


図 5.8 単脚支持期（左下肢）での身体傾斜角度の最小値

非傾斜条件と傾斜条件における歩隔，右下肢の歩幅，左下肢の歩幅，右下肢の重複歩距離，左下肢の重複歩距離の平均値と標準偏差を図 5.9 に示す．歩隔，右下肢の歩幅，左下肢の歩幅，右下肢の重複歩距離，左下肢の重複歩距離の平均値±標準偏差は非傾斜条件では  $0.12\pm 0.03\text{m}$ ， $0.61\pm 0.05\text{m}$ ， $0.61\pm 0.05\text{m}$ ， $1.22\pm 0.10\text{m}$ ， $1.22\pm 0.10\text{m}$  で，傾斜条件では  $0.15\pm 0.02\text{m}$ ， $0.57\pm 0.07\text{m}$ ， $0.54\pm 0.06\text{m}$ ， $1.12\pm 0.12\text{m}$ ， $1.11\pm 0.14\text{m}$  であった．歩隔，右下肢の歩幅，左下肢の歩幅，右下肢の重複歩距離，左下肢の重複歩距離は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり，傾斜条件では非傾斜条件よりも歩隔は増加し，右下肢の歩幅，左下肢の歩幅，右下肢の重複歩距離，左下肢の重複歩距離は減少していた．

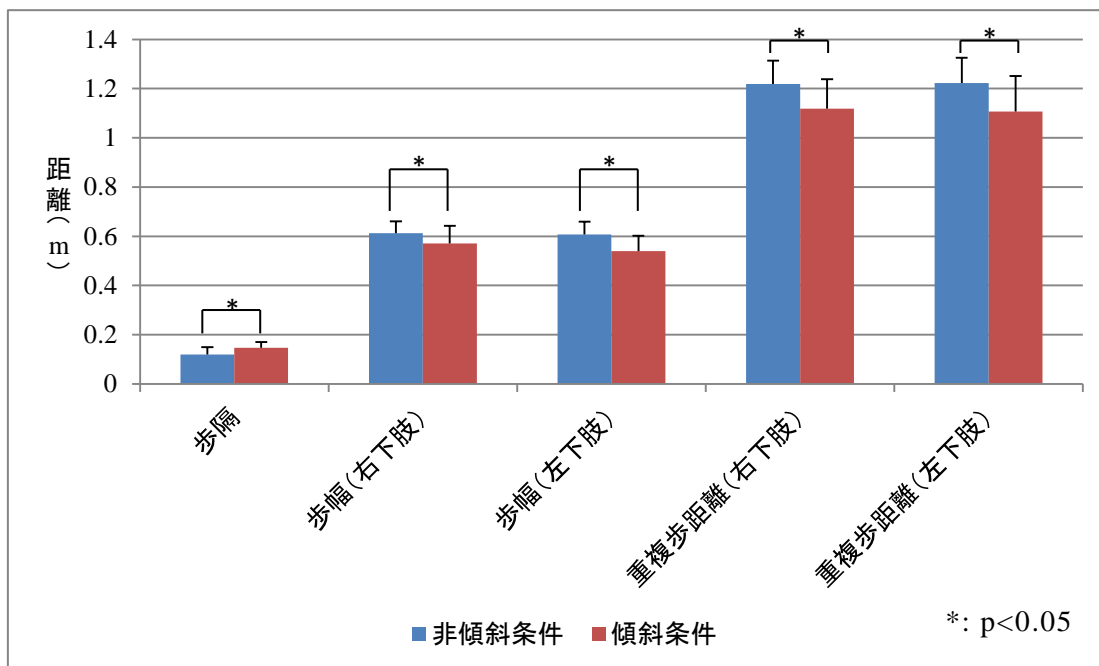


図 5.9 歩行の距離因子

非傾斜条件と傾斜条件における右下肢のステップ時間，左下肢のステップ時間，右下肢のストライド時間，左下肢のストライド時間の平均値と標準偏差を図 5.10 に示す．右下肢のステップ時間，左下肢のステップ時間，右下肢のストライド時間，左下肢のストライド時間の平均値±標準偏差は非傾斜条件では  $0.56 \pm 0.03$  秒， $0.56 \pm 0.03$  秒， $1.13 \pm 0.06$  秒， $1.12 \pm 0.06$  秒で，傾斜条件では  $0.60 \pm 0.04$  秒， $0.52 \pm 0.04$  秒， $1.13 \pm 0.08$  秒， $1.10 \pm 0.07$  秒であった．右下肢のステップ時間と左下肢のステップ時間は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり，傾斜条件では非傾斜条件よりも右下肢のステップ時間は増加し，左下肢のステップ時間は減少していた．右下肢のストライド時間と左下肢のストライド時間は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった．

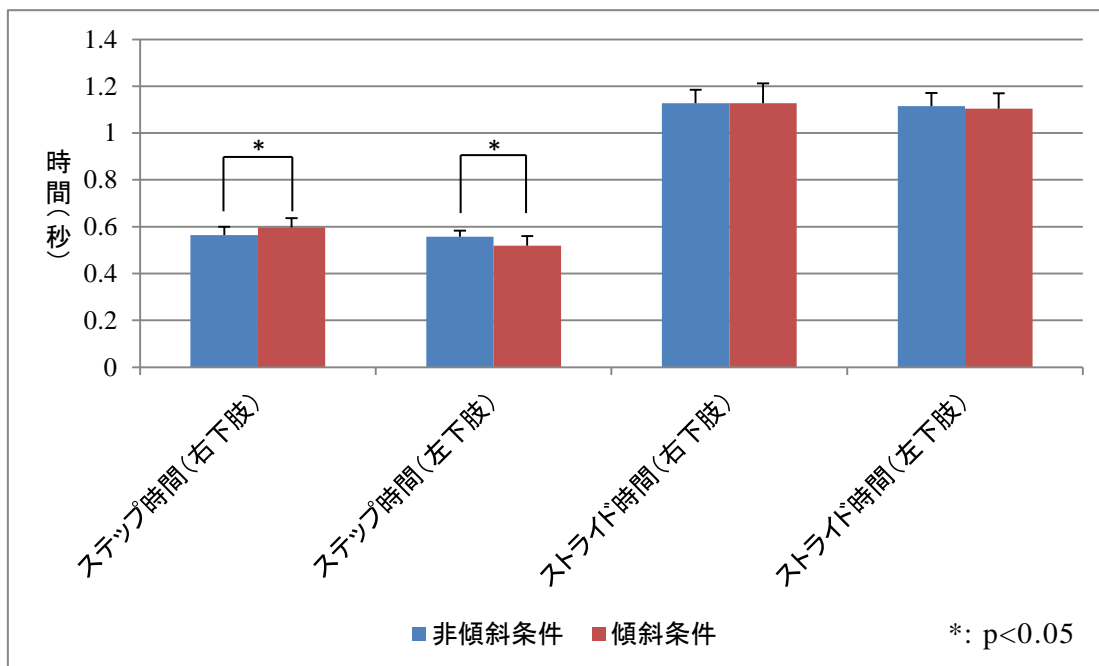


図 5.10 ステップ時間とストライド時間

非傾斜条件と傾斜条件における右下肢の立脚時間，左下肢の立脚時間，右下肢の遊脚時間，左下肢の遊脚時間の平均値と標準偏差を図 5.11 に示す．右下肢の立脚時間，左下肢の立脚時間，右下肢の遊脚時間，左下肢の遊脚時間の平均値±標準偏差は非傾斜条件では  $0.70 \pm 0.05$  秒， $0.70 \pm 0.04$  秒， $0.43 \pm 0.03$  秒， $0.42 \pm 0.02$  秒で，傾斜条件では  $0.67 \pm 0.07$  秒， $0.73 \pm 0.05$  秒， $0.46 \pm 0.04$  秒， $0.38 \pm 0.04$  秒であった．左下肢の立脚時間，右下肢の遊脚時間，左下肢の遊脚時間は傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり，傾斜条件では非傾斜条件よりも左下肢の立脚時間と右下肢の遊脚時間は増加し，左下肢の遊脚時間は減少していた．右下肢の立脚時間は非傾斜条件と傾斜条件の間で有意差はなかった．



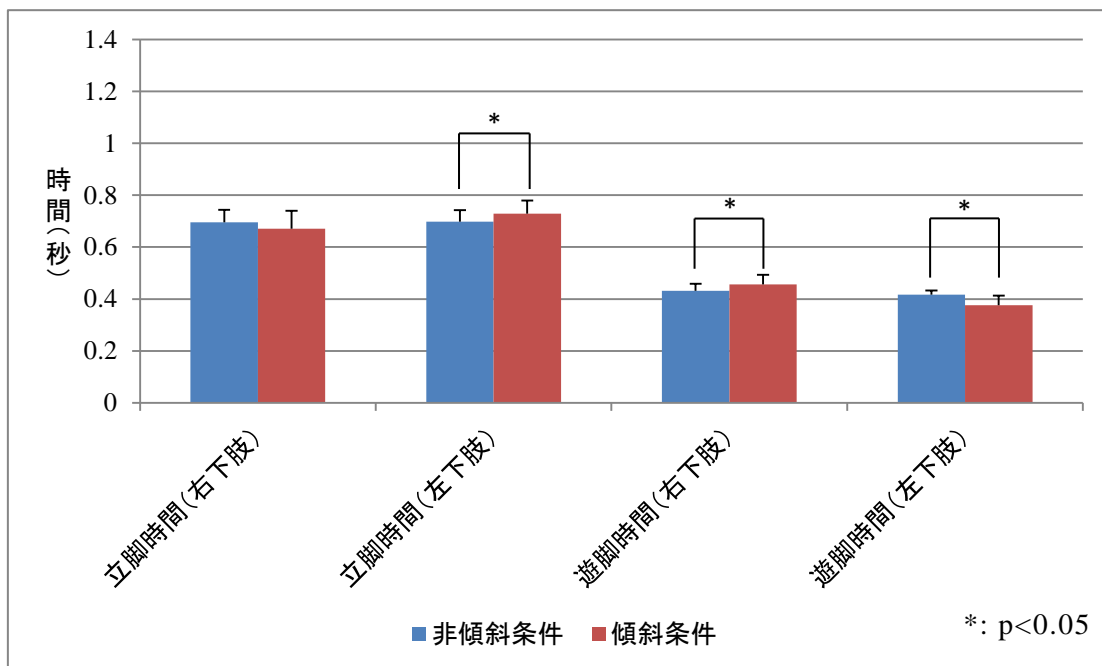


図 5.11 立脚時間と遊脚時間

非傾斜条件と傾斜条件における右下肢の歩行周期での  $\theta_W$ , 左下肢の歩行周期での  $\theta_W$ ,  $\theta_{RL}$ ,  $\theta_{LR}$  の平均値と標準偏差を図 5.12 に示す. 右下肢の歩行周期での  $\theta_W$ , 左下肢の歩行周期での  $\theta_W$ ,  $\theta_{RL}$ ,  $\theta_{LR}$  の平均値±標準偏差は非傾斜条件では  $0.3 \pm 1.8$  度,  $0.3 \pm 1.7$  度,  $2.4 \pm 2.6$  度,  $-1.7 \pm 1.7$  度で, 傾斜条件では  $-3.5 \pm 3.6$  度,  $-3.7 \pm 3.4$  度,  $-0.7 \pm 3.9$  度,  $-5.3 \pm 3.4$  度であった. 右下肢の歩行周期での  $\theta_W$ , 左下肢の歩行周期での  $\theta_W$ ,  $\theta_{RL}$ ,  $\theta_{LR}$  ともに傾斜条件と非傾斜条件の間で有意差があり, 傾斜条件では非傾斜条件よりも減少していた.

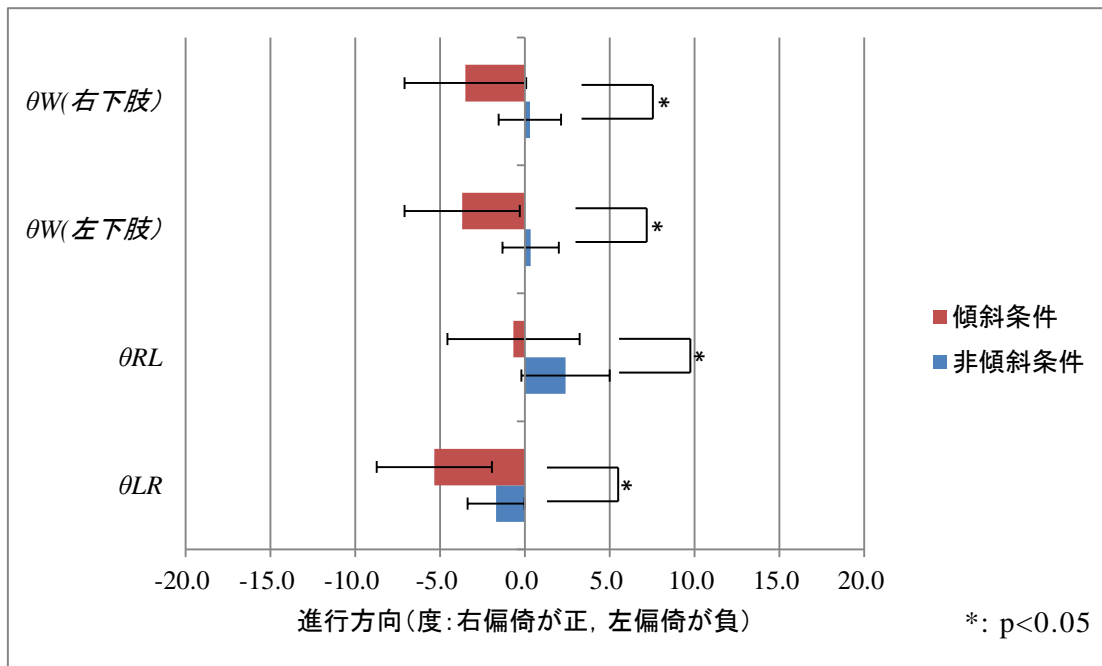


図 5.12 歩行時の進行方向

安静立位および歩行時の両脚支持期（右下肢前），単脚支持期（右下肢），両脚支持期（左下肢前），単脚支持期（左下肢）での  $\theta_H$ ,  $\theta_T$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_{H-T}$ ,  $\theta_{T-P}$  の最大値と最小値の角変位の平均値と標準偏差を図 5.13～5.17 に示す。

頭部側方傾斜角変位 ( $\Delta\theta_H$ ) の安静立位，両脚支持期（右下肢前）での最大値，両脚支持期（右下肢前）での最小値，単脚支持期（右下肢）での最大値，単脚支持期（右下肢）での最小値，両脚支持期（左下肢前）での最大値，両脚支持期（左下肢前）での最小値，単脚支持期（左下肢）での最大値，単脚支持期（左下肢）での最小値の平均値±標準偏差は，それぞれ  $-1.9\pm 2.5$  度， $-4.1\pm 2.2$  度， $-4.3\pm 2.4$  度， $-4.3\pm 2.3$  度， $-4.3\pm 2.5$  度， $-3.9\pm 1.8$  度， $-4.1\pm 1.7$  度， $-4.3\pm 1.6$  度， $-4.5\pm 2.3$  度であり，いずれの歩行周期においても最大値・最小値ともに安静立位との間に有意差があり，安静立位よりも小さかった。また，歩行周期間での有意差はなかった（図 5.13）。

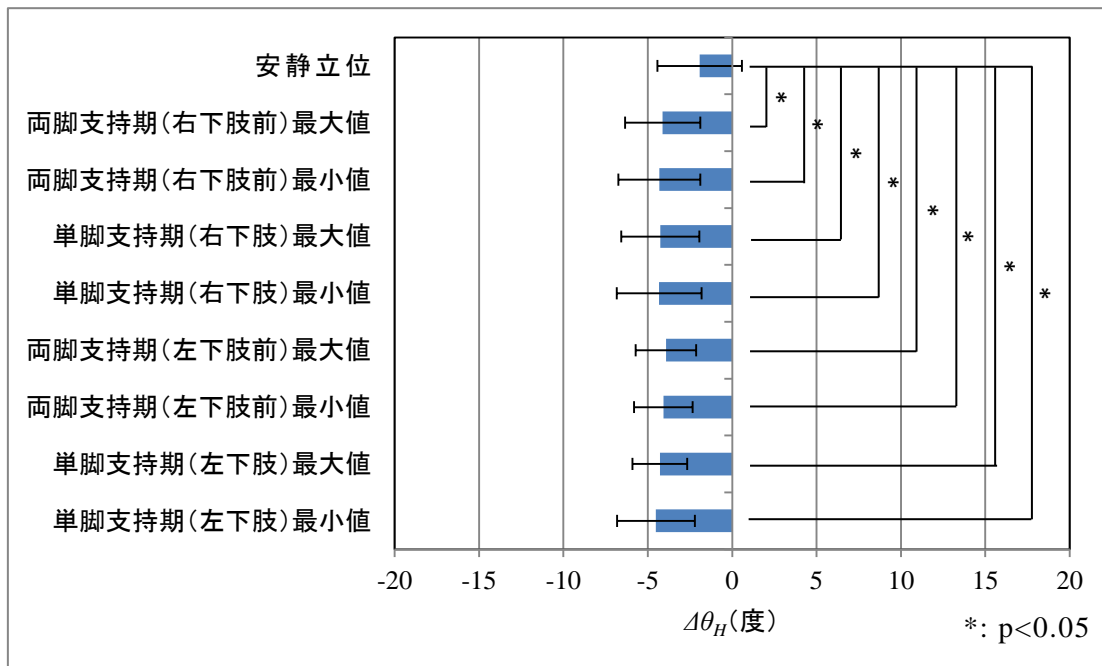


図 5.13 頭部側方傾斜角変位 ( $\Delta\theta_H$ )

体幹側方傾斜角変位 ( $\Delta\theta_T$ ) の安静立位，両脚支持期（右下肢前）での最大値，両脚支持期（右下肢前）での最小値，単脚支持期（右下肢）での最大値，単脚支持期（右下肢）での最小値，両脚支持期（左下肢前）での最大値，両脚支持期（左下肢前）での最小値，単脚支持期（左下肢）での最大値，単脚支持期（左下肢）での最小値の平均値 $\pm$ 標準偏差は，それぞれ $-1.2\pm 1.2$ 度， $-3.2\pm 1.0$ 度， $-3.3\pm 1.1$ 度， $-3.0\pm 1.0$ 度， $-3.7\pm 1.0$ 度， $-3.2\pm 1.3$ 度， $-3.8\pm 1.1$ 度， $-3.6\pm 1.4$ 度， $-3.9\pm 1.5$ 度であり，いずれの歩行周期においても最大値・最小値ともに安静立位との間に有意差があり，安静立位よりも小さかった．また，歩行周期間での有意差はなかった（図 5.14）．

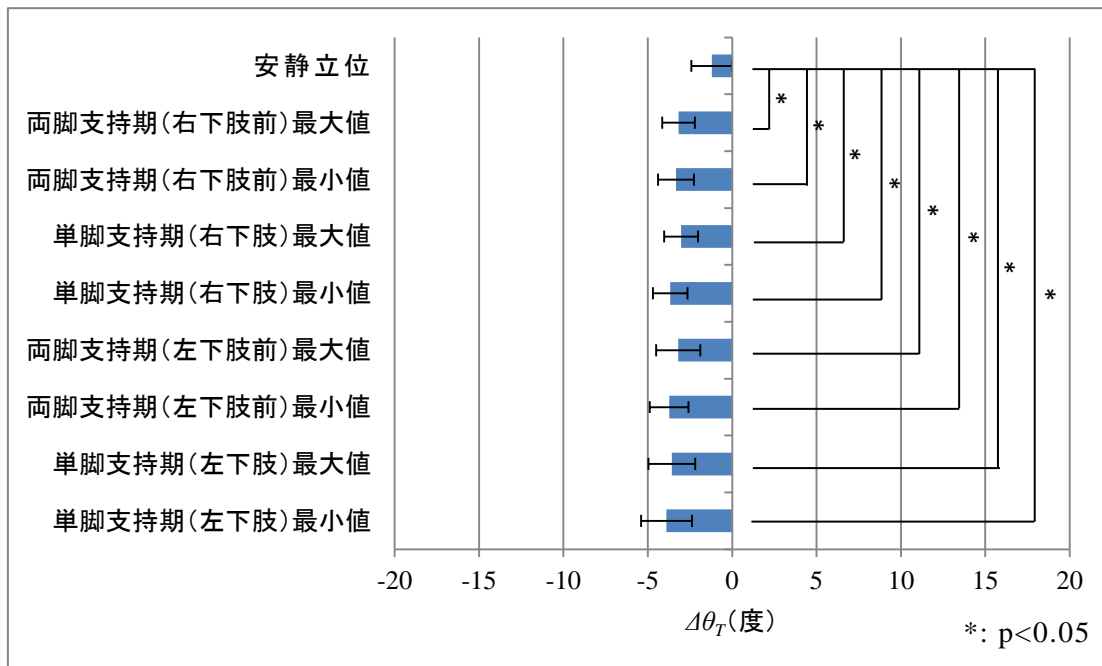


図 5.14 体幹側方傾斜角変位 ( $\Delta\theta_T$ )

骨盤側方傾斜角変位 ( $\Delta\theta_p$ ) の安静立位，両脚支持期（右下肢前）での最大値，両脚支持期（右下肢前）での最小値，単脚支持期（右下肢）での最大値，単脚支持期（右下肢）での最小値，両脚支持期（左下肢前）での最大値，両脚支持期（左下肢前）での最小値，単脚支持期（左下肢）での最大値，単脚支持期（左下肢）での最小値の平均値±標準偏差は，それぞれ  $0.3\pm0.7$  度， $-0.1\pm1.7$  度， $-0.1\pm1.5$  度， $-0.5\pm1.2$  度， $-0.4\pm1.2$  度， $-1.2\pm0.8$  度， $-0.5\pm1.0$  度， $-0.9\pm1.4$  度， $-1.0\pm1.4$  度であり，両脚支持期（左下肢前）での最大値，単脚支持期（左下肢）での最大値，単脚支持期（左下肢）での最小値で安静立位との間に有意差があり，安静立位よりも小さかった．両脚支持期（右下肢前）での最大値，両脚支持期（右下肢前）での最小値，単脚支持期（右下肢）での最大値，単脚支持期（右下肢）での最小値，両脚支持期（左下肢前）での最小値は安静立位との間で有意差はなかった．また，歩行周期間での有意差はなかった（図 5.15）．

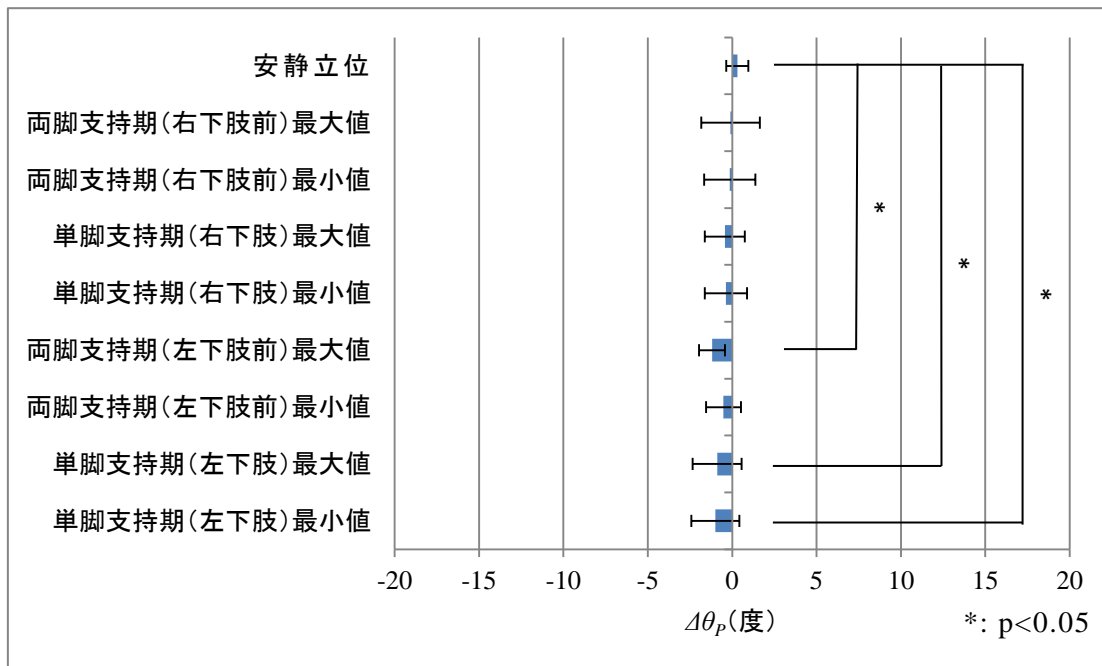


図 5.15 骨盤側方傾斜角変位 ( $\Delta\theta_p$ )

頸部側屈角変位 ( $\Delta\theta_{H-T}$ ) の安静立位，両脚支持期（右下肢前）での最大値，両脚支持期（右下肢前）での最小値，単脚支持期（右下肢）での最大値，単脚支持期（右下肢）での最小値，両脚支持期（左下肢前）での最大値，両脚支持期（左下肢前）での最小値，単脚支持期（左下肢）での最大値，単脚支持期（左下肢）での最小値の平均値±標準偏差は，それぞれ $-0.7\pm 2.1$ 度， $-0.9\pm 1.8$ 度， $-1.1\pm 1.9$ 度， $-0.8\pm 2.2$ 度， $-1.0\pm 1.8$ 度， $-0.6\pm 2.3$ 度， $-0.6\pm 2.5$ 度， $-0.6\pm 2.2$ 度， $-1.0\pm 1.7$ 度であり，いずれの歩行周期においても最大値・最小値ともに安静立位との間に有意差はなかった．また，歩行周期間での有意差はなかった（図 5.16）．

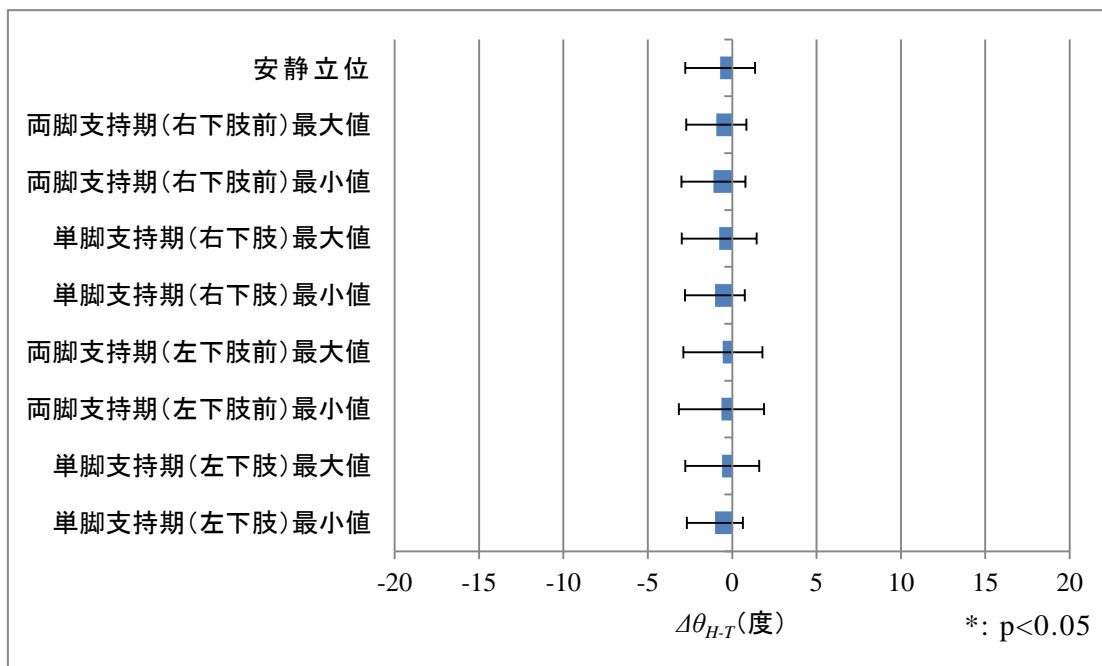


図 5.16 頸部側屈角変位 ( $\Delta\theta_{H-T}$ )

体幹側屈角変位 ( $\Delta\theta_{T-P}$ ) の安静立位，両脚支持期（右下肢前）での最大値，両脚支持期（右下肢前）での最小値，単脚支持期（右下肢）での最大値，単脚支持期（右下肢）での最小値，両脚支持期（左下肢前）での最大値，両脚支持期（左下肢前）での最小値，単脚支持期（左下肢）での最大値，単脚支持期（左下肢）での最小値の平均値 $\pm$ 標準偏差は，それぞれ $-1.5\pm 1.2$ 度， $-3.0\pm 1.8$ 度， $-3.4\pm 2.2$ 度， $-2.9\pm 1.4$ 度， $-3.1\pm 1.5$ 度， $-2.7\pm 1.4$ 度， $-2.5\pm 1.6$ 度， $-2.6\pm 1.9$ 度， $-2.8\pm 2.0$ 度であり，両脚支持期（右下肢前）での最大値，両脚支持期（右下肢前）での最小値，単脚支持期（右下肢）での最小値で安静立位との間に有意差があり，安静立位よりも小さかった．単脚支持期（右下肢）での最大値，両脚支持期（左下肢前）での最大値，単脚支持期（左下肢）での最大値，両脚支持期（左下肢前）での最小値，単脚支持期（左下肢）での最小値の角変位は安静立位との間に有意差はなかった．また，歩行周期間での有意差はなかった（図 5.17）．

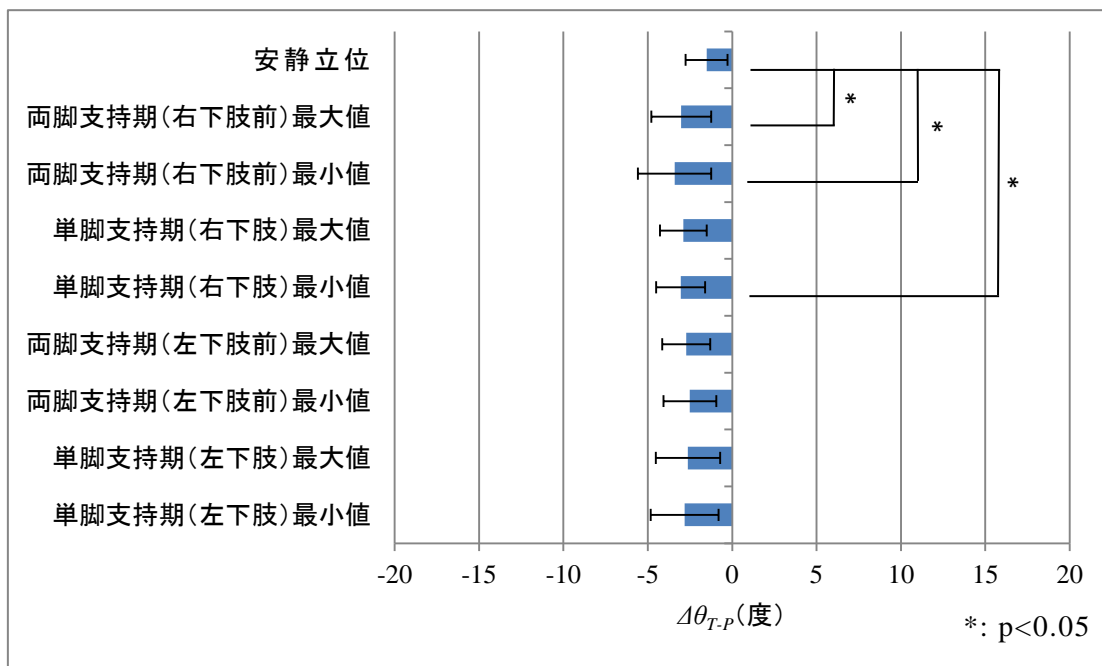


図 5.17 体幹側屈角変位 ( $\Delta\theta_{T-P}$ )

### 5.2.3 考察

身体傾斜角度のうち  $\theta_{H-T}$  は視空間傾斜による変化は見られなかったことから、歩行時においても立位と同様に頸部の筋紡錘からの関節覚情報が強く作用することが示唆された。頭部側方傾斜角変位 ( $\Delta\theta_H$ ) と体幹側方傾斜角変位 ( $\Delta\theta_T$ ) は全ての歩行周期において安静立位よりも大きく、骨盤側方傾斜角変位 ( $\Delta\theta_P$ ) と体幹側屈角変位 ( $\Delta\theta_{T-P}$ ) も一部の歩行周期において安静立位よりも大きかった。したがって、歩行は安静立位よりも視空間傾斜の影響を受けやすい課題であるといえる。

歩行時の方が安静立位時よりも視空間傾斜による身体傾斜角変位が大きかった理由としては、安静立位は両足底を常時接地しているため、左右の下肢の体性感覚を比較することで重心位置の偏倚を知覚することができるが、歩行時の姿勢は左右非対称であり、しかも重心と支持基底面の関係が常に変動して入力される体性感覚情報が変化するため、左

右の下肢の体性感覚の比較が困難になり，視覚の影響を抑制しにくくなることが考えられる．歩行時は安静立位時と比べて足底感覚によって重心位置の内外方向の偏倚についての情報を得ることが難しくなるため，前頭前野からのトップダウン信号も視覚野や前庭皮質を優位にはたらかせる可能性も考えられる（図 5.18）．

歩行周期間の比較では，単脚支持期において両脚支持期よりも身体傾斜が増大すると仮説を立てたが，歩行周期間で身体傾斜角変位に有意差はないという結果であった．これは，両脚支持期は両足が接地しているとはいえ，左右非対称でかつ足底感覚が変動している時期であるため，安静立位のように左右の足底感覚の比較を行うことは困難であり，視覚の影響を十分に抑制することができなかつたためと考えた．

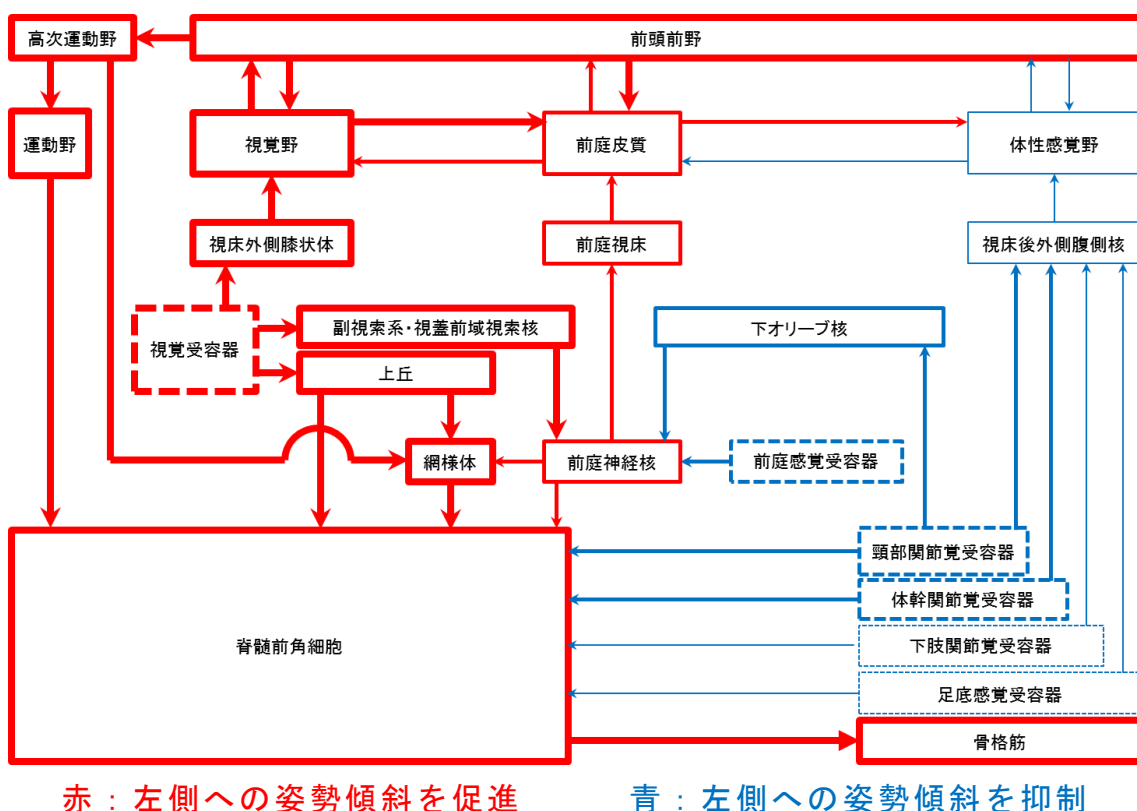
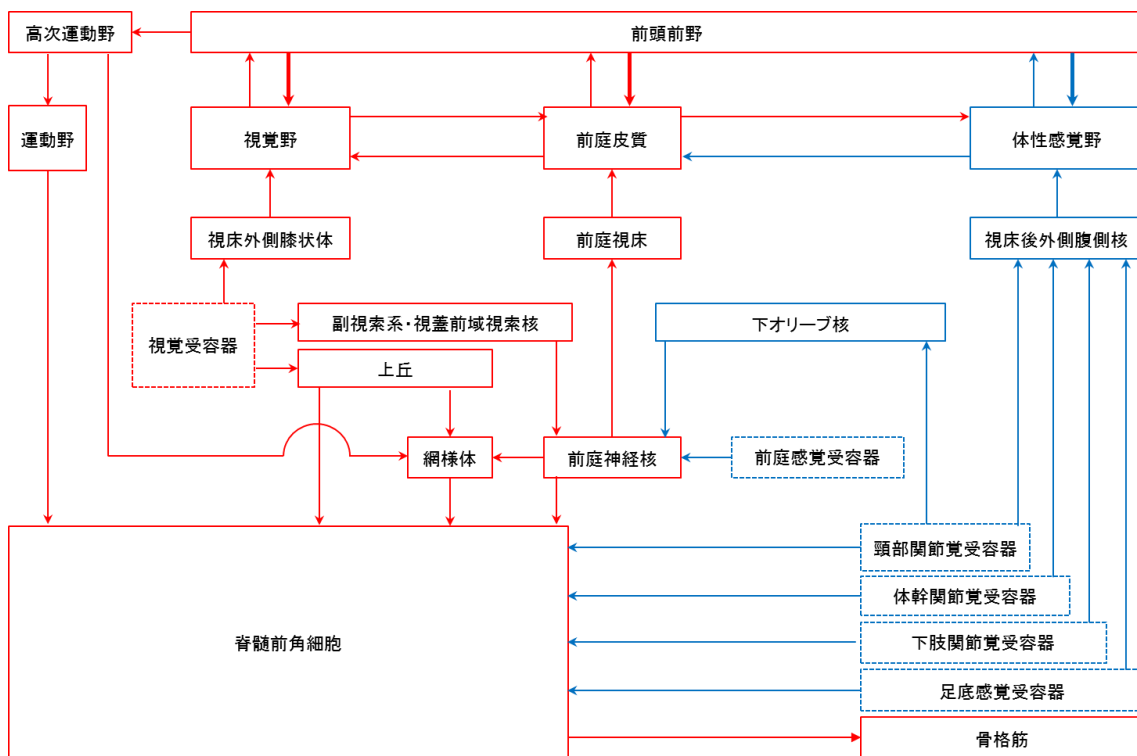


図 5.18 傾斜条件における歩行時の  $\theta_H$ ,  $\theta_T$  の制御機構

矢印の太さは信号の強さを表す



また、 $\theta_p$  は両脚支持期（左下肢前）の最大値と単脚支持期（左下肢）の最小値においてのみ視空間傾斜側と同側に傾斜した。この機序を図 5.19 に示す。歩行では両下肢が伸展位を保つ安静立位と比べて骨盤傾斜の物理的な制限は減少する。下肢関節覚や足底感覚による視覚情報の影響の抑制も限定的となり、一部の歩行周期で骨盤の側方傾斜がみられたと考える。ただし、視空間傾斜による骨盤傾斜がみられたのは一部の歩行周期にとどまっていたことから、骨盤は頭部や体幹と比較して視空間傾斜による影響を受けにくいと考えられる。安静立位のような伸展した下肢による物理的な制約が無い条件でも骨盤の側方傾斜が生じにくかったことから、網膜から離れている骨盤は頭部や体幹と比べて視覚の影響を受けにくいことが示唆された。



赤：左側への姿勢傾斜を促進

青：左側への姿勢傾斜を抑制

図 5.19 傾斜条件における歩行時の  $\theta_p$  の制御機構

矢印の太さは信号の強さを表す

歩行の距離因子では、視空間傾斜が生じると歩隔の拡大、歩幅と重複歩距離の減少がみられた。これは視空間傾斜により重心位置が側方に偏倚することで、歩行中に平衡を保つことが難しくなったために生じた代償と考えられる。

歩行の時間因子ではストライド時間は左右どちらの下肢にも変化はなかったが、右下肢のステップ時間が増加し、左下肢のステップ時間が減少していた。また、左下肢の立脚時間の増加、右下肢の遊脚時間の増加、左下肢の遊脚時間の減少がみられていた。これらの原因としては、歩行時に上半身の左傾斜が生じることで、右側への重心移動が不十分となり、十分な左遊脚時間を確保できなくなったことと、左側への重心移動が過剰となって左立脚時間と右遊脚時間が延長したことが考えられる。

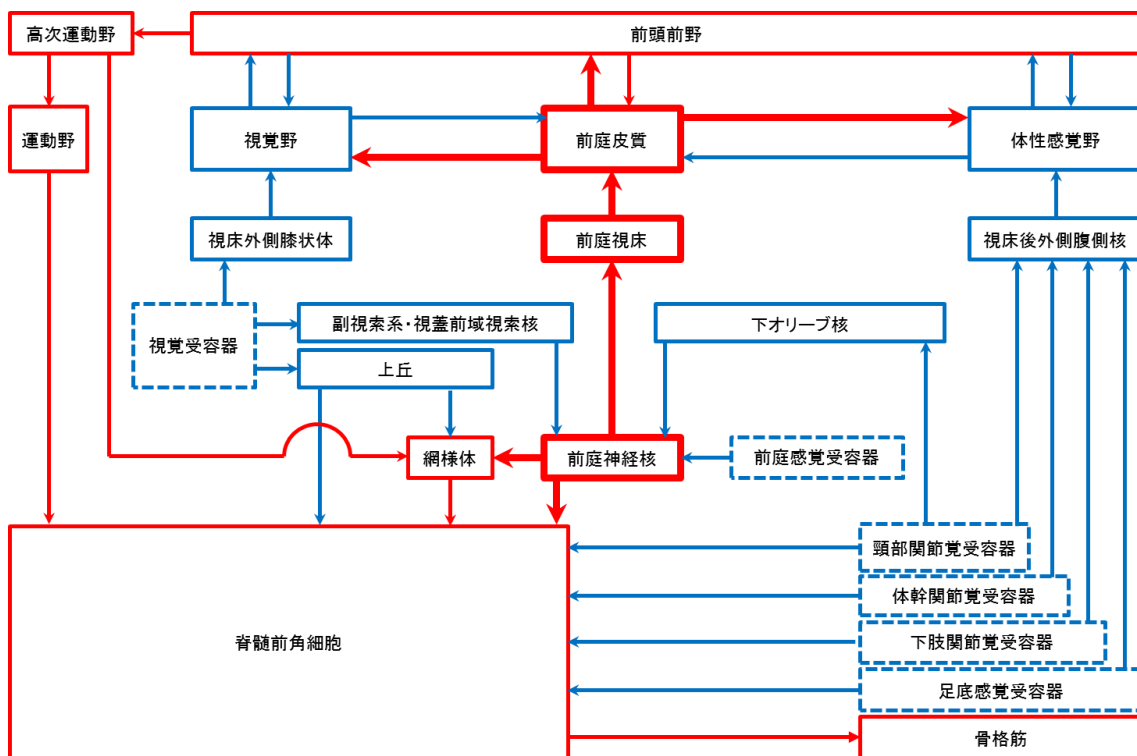
歩行進路については傾斜条件で視空間傾斜側と同側への歩行進路の偏倚がみられた。これは上半身重心の左側への偏倚に対し、ステップ反応によって支持基底面を同側に偏倚させることで平衡を保とうとした結果と考えられる。視覚情報を遮断して歩行する際に直流前庭刺激を加えて歩行進路の変化をみた先行研究では、刺激が加わった際に歩行進路がいったん外側にそれるが、その後軌道修正されると報告されている<sup>16)</sup>。本研究では特に歩行時の目標地点を定めなかったため、対象者が歩行進路の軌道修正を行わなかったことが先行研究と結果が異なった原因と考えられる。なお、 $\theta_{LR}$ と $\theta_{RL}$ の視空間傾斜による変化は同程度であり、歩行進路を偏倚させる効果は右下肢のステップ時と左下肢のステップ時で差はみられないことがわかった。

## 第 6 章 リハビリテーションへの応用

この章では視空間側方傾斜システムのリハビリテーションへの応用について言及する。視空間側方傾斜システムは視覚を介して平衡機能に影響を与えるため、垂直認知障害による立位・歩行障害のリハビリテーションに応用できる可能性がある。前庭神経核損傷による SVV の偏倚によって側方突進現象を呈する延髄外側部梗塞患者を例に、視空間側方傾斜システムの臨床応用について述べる。

### 6.1 側方突進現象の機序

延髄外側部梗塞による側方突進現象の機序を図 6.1 に示す。延髄外側部梗塞では片側の前庭神経核が損傷されることで、左右の前庭神経核の情報が不均衡となる。前庭神経核は前庭脊髄路、網様体脊髄路に情報を送って身体と同側への傾斜を抑制する筋活動を起こすほか、前庭視床を経て前庭皮質に情報を送り、SVV の認知に関与する。前庭感覚の不均衡に対して視覚や体性感覚による代償もなされるが、代償が不十分となることで頭部・体幹の側方傾斜の抑制が困難となって側方突進現象が生じる。



赤：左側への姿勢傾斜を促進      青：左側への姿勢傾斜を抑制

図 6.1 左延髄外側梗塞患者の姿勢制御機構

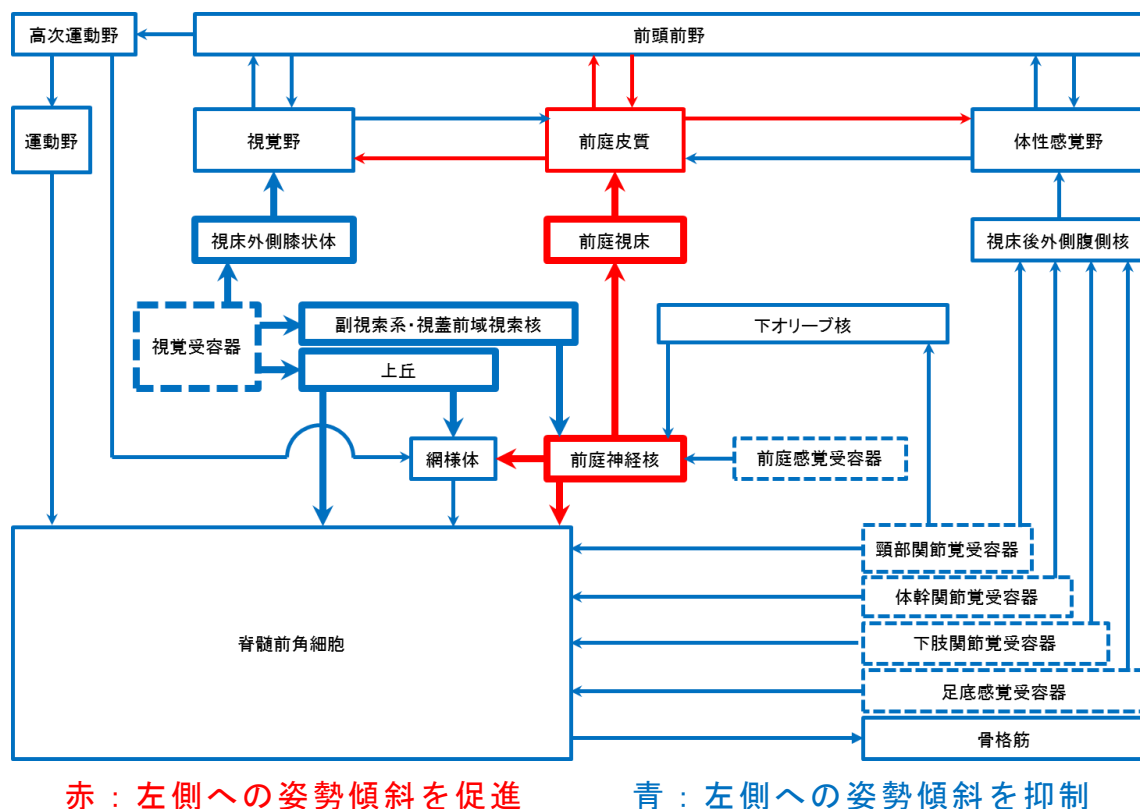
矢印の太さは信号の強さを表す

## 6.2 重度の側方突進現象患者のリハビリテーション

垂直認知障害による側方突進現象が著明で立位保持困難な症例 (Dieterich らの分類<sup>6)</sup> で grade IV) のリハビリテーションでは、これまでは理学療法士が重介助で立位・歩行練習を行う必要があった。そのため、練習量が十分確保できず、また、患者が理学療法士の介助に依存してしまうために姿勢制御の学習が進みにくいという問題があった。

本研究で用いた視空間側方傾斜システムを用い、前庭神経損傷による SVV の偏倚の反対側に視空間を傾斜させることで、側方突進現象を改善させることができると考えられる (図 6.2)。立位・歩行が可能になれば、徐々に提示する映像の傾斜角度を減らしていき、体性感覚による代償を

用いながら立位・歩行を制御するよう促していくことで、最終的に視空間側方傾斜システムなしでの立位・歩行獲得をはかることを目指す。



赤：左側への姿勢傾斜を促進

青：左側への姿勢傾斜を抑制

図 6.2 左延髄外側梗塞患者の姿勢制御に対する右側傾斜映像の影響

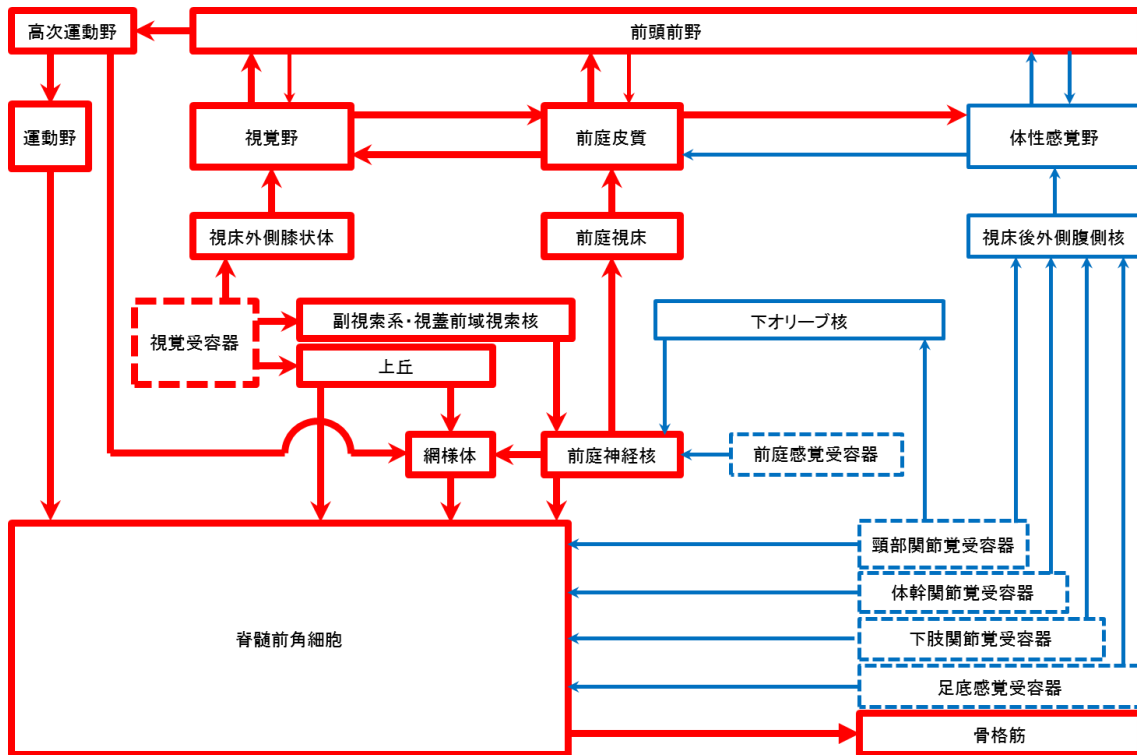
矢印の太さは信号の強さを表す

### 6.3 軽度の側方突進現象患者のリハビリテーション

垂直認知障害による側方突進現象は軽度で歩行も可能であるが、若干のふらつきを認める症例 (Dieterich らの分類<sup>6)</sup> で grade I または II) に対し、これまでは継足歩行の練習などが行われてきた。しかし、従来の練習では難易度が低いために、十分な効果が得られなかった。

本研究で用いた視空間側方傾斜システムを用い、SVV の偏倚と同側に視空間を傾斜させることで、側方突進現象がより生じやすくなると考え

られる (図 6.3). この状態で姿勢を制御するためには図 6.4 のように前頭前野から体性感覚野へのトップダウン信号を強化する必要があり, この手法が体性感覚に重点を用いた姿勢制御の学習において, 高い効果を示す可能性がある.

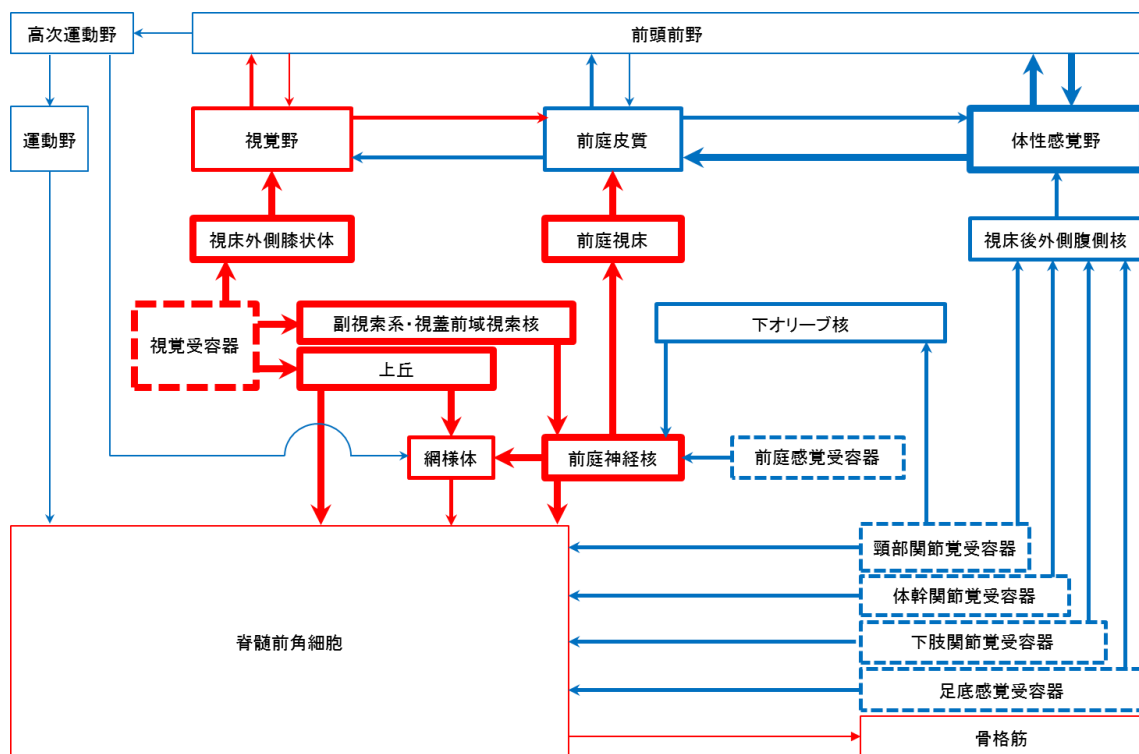


赤 : 左側への姿勢傾斜を促進

青 : 左側への姿勢傾斜を抑制

図 6.3 左延髄外側梗塞患者の姿勢制御に対する左側傾斜映像の影響

矢印の太さは信号の強さを表す



赤：左側への姿勢傾斜を促進

青：左側への姿勢傾斜を抑制

図 6.4 体性感覚野へのトップダウン信号を強化しての姿勢制御

矢印の太さは信号の強さを表す

## 6.4 側方突進現象の比率尺度による評価

本研究で用いた視空間側方傾斜システムは、映像の傾斜角度を任意に設定することができる。立位保持または直進歩行可能な映像の傾斜角度の閾値を評価することで、側方突進現象の重症度の比率尺度による評価を行うことができると考える。これまで側方突進現象の評価は順序尺度によるスケールしか存在しなかった<sup>6)</sup>。視空間側方傾斜システムを用いた評価方法は重症度や治療効果をより鋭敏に捉えられる可能性がある。

## 第7章 結論

本研究により、健常男性成人において視空間の側方傾斜は安静立位と歩行において頭部と体幹を視空間の傾斜側と同側に傾斜させること、その際の頭部の傾斜角度と体幹の傾斜角度はおおむね一致すること、安静立位よりも歩行の方が頭部と体幹の傾斜角度が大きいことが明らかとなった。さらに、歩行では頭部と体幹の側方傾斜の影響で歩行の距離因子や時間因子に影響が生じ、歩行進路は視空間傾斜側と同側に偏倚することが明らかとなった。また、立位で最大限側方に重心移動をした際の床反力鉛直成分に視空間傾斜の影響がみられなかったことから、視空間の側方傾斜は立位姿勢を変化させるものの、安定性限界の知覚には影響を及ぼさないことが明らかとなった。これらの結果から、視空間傾斜は立位・歩行に影響を与えるが、その程度は条件によって異なることが明らかとなった。その要因としては、体性感覚による代償を用いやすい条件なのか否かということが考えられた。

視空間側方傾斜システムは垂直認知障害を呈する患者の新たなリハビリテーションへの応用が期待される。今後は臨床応用に向けて、映像の解像度・時間遅れの問題の改善、視空間傾斜環境への適応による影響の解明、臨床研究による効果と安全性の評価を行っていく必要がある。



## 謝辞

私は本研究を行う上で多くの方々にご協力をいただきました。指導教員の近藤敏之教授には丁寧な研究指導とともに、常に温かい目線でお声掛けいただき、精神面での大きな支えとなりました。矢野史朗助教には本研究で用いた視空間側方傾斜システムの作成において多大なご協力をいただきました。バイオメカニクスの専門家である新潟医療福祉大学の勝平純司准教授には三次元動作解析装置での計測とデータ解析において多大なご協力をいただきました。リハビリテーション医である東京大学医学部附属病院の四津有人助教にはデータ解析方法や結果の解釈において著者の盲点に気づかされる有用な助言をいただきました。著者の職場の同僚にも研究の相談や測定の補助など、常に温かい協力をいただきました。本研究を行うことができたのは多くの方々の支えがあったからです。ご協力いただいた全ての方々に心より深謝いたします。

# 博士論文の関連論文

## 論文誌

1. Yuji Ohmura, Shiro Yano, Junji Katsuhira, Masato Migita, Arito Yozu and Toshiyuki Kondo, Inclination of standing posture due to the presentation of tilted view through an immersive head-mounted display, *J Phys Ther Sci* **29**(2), in press. (2017 年 2 月公表予定), (本文第 4 章に相当)

## 国際会議

1. Yuji Ohmura, Shiro Yano, Junji Katsuhira, Masato Migita and Toshiyuki Kondo, Effects of Tilted Visual Information on the Control of Standing Posture and Gait in Healthy Adults, The 6th International Conference on Advanced Mechatronics (ICAM2015), Waseda University (12/7, 2015). (本文第 4, 5 章に相当)

## 参考論文

1. Naoki Arizono, Yuji Ohmura, Shiro Yano and Toshiyuki Kondo, Functional connectivity analysis of NIRS recordings under rubber hand illusion to find a biomarker of body ownership, *Neural Plasticity* **2016** (6/10, 2016).

2. Yuji Ohmura, Naoki Arizono, Shiro Yano and Toshiyuki Kondo, Effect of Visual Condition on Brain Activity and Motion Accuracy during Cane Usage, 2015 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS2015), Nagoya University (11/23-25, 2015).
3. 大村優慈, 有菌直生, 近藤敏之, 矢野史朗, 勝平純司, 視認の有無が杖操作の正確性と脳活動に与える影響, 第6回国際医療福祉大学学会, 国際医療福祉大学 (8/27-28, 2016).
4. 大村優慈, 勝平純司, 近藤敏之, 矢野史朗, 視覚情報の傾斜が立位・歩行に与える影響, 第5回国際医療福祉大学学会, 国際医療福祉大学 (8/29-30, 2015).
5. 近藤敏之, 長嶺 伸, 大村優慈, 矢野史朗, 没入型ヘッドマウントディスプレイの認知心理学実験への活用事例, *日本神経回路学会誌* **23**(3), (10/31, 2016), 87-97.
6. 近藤敏之, 有菌直生, 大村優慈, 矢野史朗, ラバーハンド錯覚を用いた身体保持感のバイオマーカー同定, 第16回システムインテグレーション部門学術講演会, 名古屋市国際会議場 (12/16, 2015), 2650-2651.

## 引用文献

- 1) J. Nakamura, Y. Kita, T. Yuda, K. Ikuno, Y. Okada and K. Shomoto, Effects of galvanic vestibular stimulation combined with physical therapy on pusher behavior in stroke patients: a case series, *NeuroRehabilitation* **35** (2014), 31-37.
- 2) 臨床神経生理学学会 脳刺激法に関する委員会, 経頭蓋直流電気刺激 (transcranial direct current stimulation, tDCS) の安全性について, *臨床神経生理学* **39** (2011), 59-60.
- 3) M.E. Goldberg, M.F. Walker and A.J. Hudspeth, 杉内友理子 (訳), 前庭系, E.R. Kandel (編集), J.H. Schwartz (編集), S.A. Siegelbaum (編集), T.M.Jessell (編集), A.J. Hudspeth (編集), 金澤一郎 (日本語版監修), 宮下保司 (日本語版監修), *カンデル神経科学, メディカルサイエンスインターナショナル*, (2014), 901-917.
- 4) A. Tsuruhara and H. Kaneko, Effects of motion, implied direction and displacement of a large-visual-stimulus on postural control, *Optical Review* **13** (2006), 371-379.
- 5) 鶴原亜紀, 金子寛彦, 姿勢制御と知覚に対する広視野刺激の傾きの影響, *VISION* **18** (2006), 81-90.
- 6) M. Dieterich and T. Brandt, Wallenberg's syndrome: lateropulsion, cyclorotation, and subjective visual vertical in thirty-six patients, *Ann Neurol* **31** (1992), 399-408.

- 7) M. Baccini, M. Paci, L. Nannetti, C. Biricolto and L.A. Rinaldi, Scale for contraversive pushing: cutoff scores for diagnosing "pusher behavior" and construct validity, *Phys Ther* **88** (2008), 947-55.
- 8) M. Baccini, M. Paci and L.A. Rinaldi, The scale for contraversive pushing: A reliability and validity study, *Neurorehabil Neural Repair* **20** (2006), 468-72.
- 9) S.R. Babyar, M.G. Peterson, R. Bohannon, D. Pérennou and M. Reding, Clinical examination tools for lateropulsion or pusher syndrome following stroke: a systematic review of the literature, *Clin Rehabil* **23** (2009), 639-650.
- 10) 中村隆一，齋藤宏，長崎浩，姿勢，基礎運動学 第6版 補訂，医歯薬出版，(2012)，347-377.
- 11) 中村隆一，齋藤宏，長崎浩，歩行と走行，基礎運動学 第6版 補訂，医歯薬出版，(2012)，379-439.
- 12) M.P. Murray, R.C. Kory and S.B. Sepic, Walking patterns of normal women, *Arch Phys Med Rehabil* **51** (1970), 637-650.
- 13) M.P. Murray, A.B. Drought and R.C. Kory, Walking patterns of normal men, *J Bone Joint Surg* **46** (1964), 335-360.
- 14) J. Perry and J.M. Burnfield, 武田功（統括監訳），重複歩分析，ペリー歩行分析 正常歩行と異常歩行 原著第2版，医歯薬出版，(2012)，323-330.

- 15) J.B. Saunders, V.T. Inman and H.D. Eberhart, The major determinants in normal and pathological gait, *J Bone Joint Surg Am* **35** (1953), 543-558.
- 16) R.J. St George and R.C. Fitzpatrick, The sense of self-motion, orientation and balance explored by vestibular stimulation, *J Physiol* **589** (2011), 807-813.
- 17) T. Brandt, 五島史行 (訳), 國弘幸伸 (訳), 体性感覚性めまい, めまい改訂第2版, 診断と治療社, (2003), 429-439.
- 18) G. Bottini, R. Sterzi, E. Paulesu, G. Vallar, S.F. Cappa, F. Erminio, R.E. Passingham, C.D. Frith and R.S. Frackowiak, Identification of the central vestibular projections in man, a positron emission tomography activation study, *Exp Brain Res* **99** (1994), 164-169.
- 19) H. Mittelstaedt, Origin and processing of postural information, *Neurosci Biobehav Rev* **22** (1998), 473-478.
- 20) H. Ahmad, Q. Arshad, S. Siddiqui, Y. Nigmatullina, M. Patel, A.M. Bronstein and R.E. Roberts, Applications of neuromodulation to explore vestibular cortical processing; new insights into the effects of direct current cortical modulation upon pursuit, VOR and VOR suppression, *J Vestib Res* **24** (2014), 453-458.
- 21) H. Shimazu and W. Precht, Inhibition of central vestibular neurons from the contralateral labyrinth and its mediating pathway, *J Neurophysiol* **29** (1966), 467-492.
- 22) A. Gazzaley and A.C. Nobre, Top-down modulation: bridging selective attention and working memory, *Trends Cogn Sci* **16** (2012), 129-135.

- 23) Y. Ouchi, H. Okada, E. Yoshikawa, S. Nobezawa and M. Futatsubashi, Brain activation during maintenance of standing postures in humans, *Brain* **122** (1999), 329-338.
- 24) M.H. Wollacott, A. Shumway-Cook and L.M. Nashner, Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination, *Int J Aging Hum Dev* **23** (1986), 97-114.
- 25) R. Moraes, A.G. Lopes and J.A. Barela, Monocular vision and increased distance reducing the effects of visual manipulation on body sway, *Neurosci Lett* **460** (2009), 209-213.
- 26) C.R. Fox, Some visual influences on human postural equilibrium: binocular versus monocular fixation, *Percept Psychophys* **47** (1990), 409-422.
- 27) D.N. Lee and J.R. Lishman, Visual proprioceptive control of stance, *J Hum Mov Stu* **1** (1975), 87-95.
- 28) K.W. O'Connor, P.J. Loughlin, M.S. Redfern and P.J. Sparto, Postural adaptations to repeated optic flow stimulation in older adults, *Gait Posture* **28** (2008), 385-391.
- 29) M. Simoneau, N. Teasdale and C. Bourdin, Aging and postural control: postural perturbations caused by changing the visual anchor, *J Am Geriatr Soc* **47** (1999), 235-240.
- 30) A. Modawal, J. Fley, R. Shukla, D. Rudawsky, J. Welge and J. Yang, Use of monofilament in the detection of foot lesions in older adults, *J Foot*

*Ankle Surg* **45** (2006), 76-81.

- 31) 渡邊 紀文, 森 文彦, 大森 隆司, 周辺視へのオプティカルフロー刺激と身体動揺を利用した歩行者の誘導モデル, *映像情報メディア学会誌* **67** (2013), 434-440.
- 32) H.C. Diener, J. Dichgans, B. Guschlbauer and H. Mau, The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia, *Brain Res* **296** (1984), 103-109.
- 33) K.H. Mauritz and V. Dietz, Characteristics of postural instability induced by ischemic blocking of leg afferents, *Exp Brain Res* **38** (1980), 117-119.
- 34) J.J. Jeka and J.R. Lackner, Fingertip contact influences human postural control, *Exp Brain Res* **100** (1994), 495-502.
- 35) J.J. Jeka, Light touch contact as a balance aid, *Phys Ther* **77** (1997), 476-487.
- 36) M. Kouzaki and K. Masani, Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support, *Exp Brain Res* **188** (2008), 153-158.
- 37) A. Kavounoudias, R. Roll and J.P. Roll, Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation, *J Physiol* **532** (2001), 869-878.
- 38) S.M. Verschueren, S.P. Swinnen and K. Desloovere, Effects of tendon vibration on the spatiotemporal characteristics of human locomotion, *Exp Brain Res* **143** (2002), 231-239.



- 39) R. Chiba, H. Ogawa, K. Takakusaki, H. Asama and J. Ota, Muscle activities changing model by difference in sensory inputs on human posture control, *Advances in Intelligent Systems and Computing* **194** (2013), 479-491.
- 40) B.L. Day, A. Séverac Cauquil and L. Bartolomei, Human body-segment tilts induced by galvanic stimulation: a vestibularly driven balance protection mechanism, *J Physiol* **500** (1997), 661-672.
- 41) D.A. Pérennou, G. Mazibrada and V. Chauvineau, Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship?, *Brain* **131** (2008), 2401-2413.
- 42) A. Zwergal, N. Rettinger, C. Frenzel, M. Dieterich, T. Brandt and M. Strupp, A bucket of static vestibular function, *Neurology* **72** (2009), 1689-1692.
- 43) J. Bergmann, M.A. Kreuzpointner and C. Krewer, The subjective postural vertical in standing: reliability and normative data for healthy subjects, *Atten Percept Psychophys* **77** (2015), 953-960.
- 44) K. Volkening, J. Bergmann and I. Keller, Verticality perception during and after galvanic vestibular stimulation, *Neurosci Lett* **581** (2014), 75-79.
- 45) G.J. McKenna, G.C. Peng and D.S. Zee, Neck muscle vibration alters visually perceived roll in normals, *J Assoc Res Otolaryngol* **5** (2004), 25-31.
- 46) G. Akdal, M.J. Thurtell and G.M. Halmagyi, Isolated lateropulsion in

acute lateral medullary infarction, *Arch Neurol* **64** (2007), 1542-1543.

- 47) F. Thömke, J.J. Marx, G.D. Iannetti, G. Cruccu, S. Fitzek, P.P. Urban, P. Stoeter, M. Dieterich and H.C. Hopf, A topodiagnostic investigation on body lateropulsion in medullary infarcts, *Neurology* **64** (2005), 716-718.
- 48) C. Eggers, G.R. Fink, W. Möller-Hartmann and D.A. Nowak, Correlation of anatomy and function in medulla oblongata infarction, *Eur J Neurol* **16** (2009), 201-204.
- 49) A. Bohmer and F. Mast, Assessing otolith function by the subjective visual vertical, *Ann N Y Acad Sci* **871** (1999), 221-231.
- 50) S. Morioka and F. Yagi, Effects of perceptual learning exercises on standing balance using a hardness discrimination task in hemiplegic patients following stroke: a randomized controlled pilot trial, *Clin Rehabil* **17** (2003), 600-607.
- 51) 阿部浩明, 姿勢定位障害. 標準理学療法学 専門分野 神経理学療法学, 医学書院, (2012), 195-204.
- 52) E.H. Na, T.S. Yoon and S.J. Han, Improvement of quiet standing balance in patients with wallenberg syndrome after rehabilitation, *Ann Rehabil Med* **35** (2011), 791-797.
- 53) A. Saj, J. Honoré, T. Bernati, Y. Coello and M. Rousseaux, Subjective visual vertical in pitch and roll in right hemispheric stroke, *Stroke* **36** (2005), 588-591.
- 54) A.P. Yelnik, F.O. Lebreton, I.V. Bonan, F.M. Colle, F.A. Meurin, J.P.

- Guichard and E. Vicaut, Perception of verticality after recent cerebral hemispheric stroke, *Stroke* **33** (2002), 2247-2253.
- 55) J. Barra, L. Oujamaa, V. Chauvineau, P. Rougier and D. Pérennou, Asymmetric standing posture after stroke is related to a biased egocentric coordinate system, *Neurology* **72** (2009), 1582-1587.
- 56) I.V. Bonan, E. Guettard, M.C. Leman, F.M. Colle and A.P. Yelnik, Subjective visual vertical perception relates to balance in acute stroke, *Arch Phys Med Rehabil* **87** (2006), 642-646.
- 57) I.V. Bonan, K. Hubeaux, M.C. Gellez-Leman, J.P. Guichard, E. Vicaut and A.P. Yelnik, Influence of subjective visual vertical misperception on balance recovery after stroke, *J Neurol Neurosurg Psychiatry* **78** (2007), 49-55.
- 58) A. Saj, J. Honoré, J. Davroux, Y. Coello and M. Rousseaux, Effect of posture on the perception of verticality in neglect patients, *Stroke* **36** (2005), 2203-2205.
- 59) 石合純夫, 高次脳機能障害学 第2版. 医歯薬出版, (2012), 163-166.
- 60) A.B. Rubens, Caloric stimulation and unilateral visual neglect, *Neurology* **35** (1985), 1019-1024.
- 61) R. Sturt and T.D. Punt, Caloric vestibular stimulation and postural control in patients with spatial neglect following stroke, *Neuropsychol Rehabil* **23** (2013), 299-316.
- 62) K. Oppenländer, K.S. Utz, S. Reinhart, I. Keller, G. Kerkhoff and A.K.

- Schaadt, Subliminal galvanic-vestibular stimulation recalibrates the distorted visual and tactile subjective vertical in right-sided stroke, *Neuropsychologia* **74** (2015), 178-183.
- 63) J.C. Masdeu and P.B. Gorelick, Thalamic astasia: inability to stand after unilateral thalamic lesions, *Ann Neurol* **23** (1988), 596-603.
- 64) K. Elwischger, P. Rommer, D. Prayer, C. Mueller, E. Auff and G. Wiest, Thalamic astasia from isolated centromedian thalamic infarction, *Neurology* **78** (2012), 146-147.
- 65) H. Kataoka, K. Sugie, N. Kohara and S. Ueno, Novel representation of astasia associated with posterior cingulate infarction, *Stroke* **37** (2006), e3-5.
- 66) T. Satow, T. Komuro and A. Kobayashi, Caudal cingulate infarction manifesting astasia, *Case Rep Neurol* **6** (2014), 14-17.
- 67) P.M. Davies, Steps to follow: a guide to the treatment of adult hemiplegia, Springer-Verlag, (1985), 266-284.
- 68) P.M. Pedersen, A. Wandel, H.S. Jørgensen, H. Nakayama, H.O. Raaschou and T.S. Olsen, Ipsilateral pushing in stroke: incidence, relation to neuropsychological symptoms, and impact on rehabilitation. The Copenhagen Stroke Study, *Arch Phys Med Rehabil* **77** (1996), 25-28.
- 69) 網本和, 杉本諭, 深井和良, 左半側無視例における『Pusher 現象』の重症度分析, *理学療法学* **21** (1994), 29-33.
- 70) H. Abe, T. Kondo, Y. Oouchida, Y. Suzukamo, S. Fujiwara and S. Izumi,

Prevalence and length of recovery of pusher syndrome based on cerebral hemispheric lesion side in patients with acute stroke, *Stroke* **43** (2012), 1654-1656.

71) H.O. Karnath, L. Johannsen, D. Broetz and W. Küker, Posterior thalamic hemorrhage induces "pusher syndrome". *Neurology* **64** (2005), 1014-1019.

72) L. Johannsen, D. Broetz, T. Naegele and H.O. Karnath, "Pusher syndrome" following cortical lesions that spare the thalamus, *J Neurol* **253** (2006), 455-463.

73) H.O. Karnath, J. Suchan, L and Johannsen, Pusher syndrome after ACA territory infarction, *Eur J Neurol* **15** (2008), e84-85.

74) D.A. Pérennou, B. Amblard, E.M. Laassel, C. Benaim, C. Hérisson and J. Pélissier, Understanding the pusher behavior of some stroke patients with spatial deficits: a pilot study, *Arch Phys Med Rehabil* **83** (2002), 570-575.

75) H.O. Karnath, S. Ferber, J and Dichgans, The origin of contraversive pushing: evidence for a second graviceptive system in humans, *Neurology* **55** (2000), 1298-1304.

76) H.O. Karnath and D. Broetz, Understanding and treating "pusher syndrome", *Phys Ther* **83** (2003), 1119-1125.

77) Y. Rossetti, G. Rode, L. Pisella, A. Farné, L. Li, D. Boisson and M.T. Perenin, Prism adaptation to a rightward optical deviation rehabilitates left hemispatial neglect, *Nature* **395** (1998), 166-169.

78) J.H. Bultitude, R.D. Rafal and C. Tinker, Moving forward with prisms:

sensory-motor adaptation improves gait initiation in Parkinson's disease, *Front Neurol* **3** (2012), 132.

79) M.P. Kadaba, H.K. Ramakrishnan and M.E. Wootten, Measurement of lower extremity kinematics during level walking, *J Orthop Res* **8** (1990), 383-392.

80) M. Rabuffetti, A. Folegatti, L. Spinazzola, R. Ricci, M. Ferrarin, A. Berti and M. Neppi-Modona, Long-lasting amelioration of walking trajectory in neglect after prismatic adaptation, *Front Hum Neurosci* **7** (2013), 382.

81) S. Cooper and P.M. Daniel, Muscle spindles in man; Their morphology in the lumbricals and the deep muscles of the neck, *Brain* **86** (1963), 563-586.

82) e-Stat 政府統計の総合窓口, <http://www.e-stat.go.jp/SG1/estat/NewList.do?tid=000001011648>, (2/1, 2017 アクセス).

## 「傾斜した視覚情報の提示が立位および歩行に与える影響」に関する説明書

研究責任者

所属： 国際医療福祉大学

小田原保健医療学部

職名： 助教

氏名： 大村優慈

この説明書は「傾斜した視覚情報の提示が立位および歩行に与える影響」の内容について説明したものです。本研究は、学校法人国際医療福祉大学の承認を得て行なうものです。

この計画に参加されなくても不利益を受けることは一切ありません。

ご理解、ご賛同いただける場合は、研究の対象者として研究にご参加くださいますようお願い申し上げます。

### ① 研究の名称及び当該研究の実施について研究機関の長の許可を受けている旨

傾斜した視覚情報の提示が立位および歩行に与える影響は、国際医療福祉大学学長および倫理審査委員会の許可を得て行われます。

### ② 研究機関の名称及び研究責任者の氏名

本研究は国際医療福祉大学にて実施され、本研究の代表者は国際医療福祉大学小田原保健医療学部理学療法学科助教の大村優慈が務めます。

### ③ 研究の目的及び意義

先行研究では、静止立位時に視覚情報を傾斜させるとその方向に身体が傾斜することが報告されています。しかし、重心移動や歩行といった能動的な動作に与える影響について検討した報告はありません。延髄外側の脳梗塞の方は視覚判断による垂直軸が傾斜しており、その傾斜の程度と歩行時の側方突進現象の程度には相関関係があると報告されています。しかし、両者の関係に因果性があるのかは不明です。傾斜した視覚情報の提示が立位・歩行に与える影響が明らかになることで、延髄外側梗塞患者の側方突進現象の原因を解明し、リハビリテーション方法を考案する一助になると考えています。

### ④ 研究の方法(研究対象者から取得された試料・情報の利用目的を含む。)及び期間

倫理審査委員会より承認が得られてから約2年とします。

小型ステレオカメラ付きの広視野角ヘッドマウントディスプレイを装着して静止立位・立位での左右の重

心移動・平地歩行・起立・しゃがみを実施していただき、三次元動作解析装置と床反力計による動作解析を行います。ヘッドマウントディスプレイにカメラがとらえた映像をそのまま映す条件と、映像を傾斜させて映す条件で実施します。

⑤ 研究対象者として選定された理由

本研究は健常成人を対象に実施されます。

⑥ 研究対象者に生じる負担並びに予測されるリスク及び利益

計測中に車酔いに似た症状が出現する可能性があります。希望される方には市販の酔い止め薬をお渡しします。また、歩行がふらつく可能性があります。計測中は理学療法士がすぐそばについて転倒を防ぐようにします。

⑦ 研究が実施又は継続されることに同意した場合であっても随時これを撤回できる旨(研究対象者等からの撤回の内容に従った措置を講じることが困難となる場合があるときは、その旨及びその理由)

研究が実施又は継続されることに同意した場合であっても、同意を撤回する旨を申し出していただいた上で同意撤回書に署名いただくことでいつでも研究を中止することができます。

⑧ 研究が実施又は継続されることに同意しないこと又は同意を撤回することによって研究対象者等が不利益な取扱いを受けない旨

研究が実施又は継続されることに同意しないこと又は同意を撤回することによって研究対象者が不利益をうけることはありません。

⑨ 研究に関する情報公開の方法

本研究結果は学会発表、学術論文への掲載というかたちで公表されます。

⑩ 研究対象者等の求めに応じて、他の研究対象者等の個人情報等の保護及び当該研究の独創性の確保に支障がない範囲内で研究計画書及び研究の方法に関する資料を入手又は閲覧できる旨並びにその入手又は閲覧の方法

研究対象者等及びその関係者からの相談があった際は、他の対象者の情報が漏れないかたちで対応し、研究結果に影響を与えなければ得られたデータの内容について研究代表者が説明します。



⑪ 個人情報等の取扱い(匿名化する場合にはその方法を含む。)

対象者から得た試料, 情報において, データ媒体については個人情報が特定できないようにすべて暗号化します。

⑫ 試料・情報の保管及び廃棄の方法

パスワードによるロックをかけ, 紙面媒体については研究室の鍵のかかるキャビネットで必ず保管します。データ解析が終了し, 保管の必要がなくなったデータについては速やかにハードディスクから削除し, 紙面については匿名性が保持された形で溶解処理を実施します。

⑬ 研究の資金源等、研究機関の研究に係る利益相反及び個人の収益等、研究者等の研究に係る利益相反に関する状況

本研究に関する利益相反に関する事項はありません。

⑭ 研究対象者等及びその関係者からの相談等への対応

研究代表者が速やかに対応します。

⑮ 研究対象者等に経済的負担又は謝礼がある場合

研究対象者に経済的負担はありません。

<お問い合わせ等の連絡先>

・研究者 国際医療福祉大学小田原保健医療学部 助教 大村 優慈  
電話: 090-2057-9924  
E-mail: ohmura.yuji@iuhw.ac.jp  
住所: 〒250-8588 神奈川県小田原市城山 1-2-25

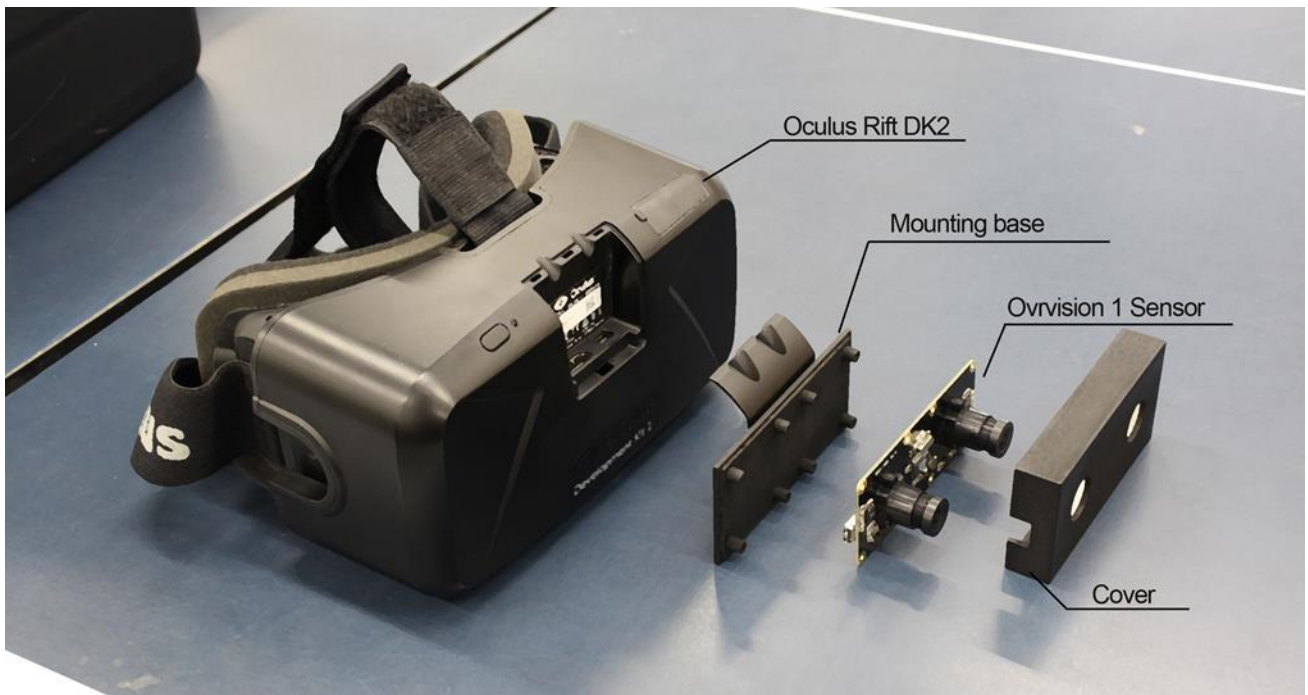


図. ヘッドマウントディスプレイ (Oculus Rift DK2) と小型カメラ (Ovrvision 1)  
([http://wizapply.com/ovrvision\\_pro\\_dev1223/](http://wizapply.com/ovrvision_pro_dev1223/)より)

## 「傾斜した視覚情報の提示が立位および歩行に与える影響」に関する同意書

研究責任者

所属： 国際医療福祉大学

小田原保健医療学部

職名： 助教

氏名： 大村優慈

この同意書は「傾斜した視覚情報の提示が立位および歩行に与える影響」の内容について説明したものです。本研究は、学校法人国際医療福祉大学の承認を得て行なうものです。

この計画に参加されなくても不利益を受けることは一切ありません。

ご理解、ご賛同いただける場合は、研究の対象者として研究にご参加くださいますようお願い申し上げます。

### ① 研究の名称及び当該研究の実施について研究機関の長の許可を受けている旨

傾斜した視覚情報の提示が立位および歩行に与える影響は、国際医療福祉大学学長および倫理審査委員会の許可を得て行われます。

### ② 研究機関の名称及び研究責任者の氏名

本研究は国際医療福祉大学にて実施され、本研究の代表者は国際医療福祉大学小田原保健医療学部理学療法学科助教の大村優慈が務めます。

### ③ 研究の目的及び意義

先行研究では、静止立位時に視覚情報を傾斜させるとその方向に身体が傾斜することが報告されています。しかし、重心移動や歩行といった能動的な動作に与える影響について検討した報告はありません。延髄外側の脳梗塞の方は視覚判断による垂直軸が傾斜しており、その傾斜の程度と歩行時の側方突進現象の程度には相関関係があると報告されています。しかし、両者の関係に因果性があるのかは不明です。傾斜した視覚情報の提示が立位・歩行に与える影響が明らかになることで、延髄外側梗塞患者の側方突進現象の原因を解明し、リハビリテーション方法を考案する一助になると考えています。

### ④ 研究の方法(研究対象者から取得された試料・情報の利用目的を含む。)及び期間

倫理審査委員会より承認が得られてから約2年とします。

小型ステレオカメラ付きの広視野角ヘッドマウントディスプレイを装着して静止立位・立位での左右の重

心移動・平地歩行・起立・しゃがみを実施していただき、三次元動作解析装置と床反力計による動作解析を行います。ヘッドマウントディスプレイにカメラがとらえた映像をそのまま映す条件と、映像を傾斜させて映す条件で実施します。

⑤ 研究対象者として選定された理由

本研究は健常成人を対象に実施されます。

⑥ 研究対象者に生じる負担並びに予測されるリスク及び利益

計測中に車酔いに似た症状が出現する可能性があります。希望される方には市販の酔い止め薬をお渡しします。また、歩行がふらつく可能性があります。計測中は理学療法士がすぐそばについて転倒を防ぐようにします。

⑦ 研究が実施又は継続されることに同意した場合であっても随時これを撤回できる旨(研究対象者等からの撤回の内容に従った措置を講じることが困難となる場合があるときは、その旨及びその理由)

研究が実施又は継続されることに同意した場合であっても、同意を撤回する旨を申し出していただいた上で同意撤回書に署名いただくことでいつでも研究を中止することができます。

⑧ 研究が実施又は継続されることに同意しないこと又は同意を撤回することによって研究対象者等が不利益な取扱いを受けない旨

研究が実施又は継続されることに同意しないこと又は同意を撤回することによって研究対象者が不利益をうけることはありません。

⑨ 研究に関する情報公開の方法

本研究結果は学会発表、学術論文への掲載というかたちで公表されます。

⑩ 研究対象者等の求めに応じて、他の研究対象者等の個人情報等の保護及び当該研究の独創性の確保に支障がない範囲内で研究計画書及び研究の方法に関する資料を入手又は閲覧できる旨並びにその入手又は閲覧の方法

研究対象者等及びその関係者からの相談があった際は、他の対象者の情報が漏れないかたちで対応し、研究結果に影響を与えなければ得られたデータの内容について研究代表者が説明します。

⑪ 個人情報等の取扱い(匿名化する場合にはその方法を含む。)

対象者から得た試料, 情報において, データ媒体については個人情報が特定できないようにすべて暗号化します。

⑫ 試料・情報の保管及び廃棄の方法

パスワードによるロックをかけ, 紙面媒体については研究室の鍵のかかるキャビネットで必ず保管します。  
データ解析が終了し, 保管の必要がなくなったデータについては速やかにハードディスクから削除し, 紙面については匿名性が保持された形で溶解処理を実施します。

⑬ 研究の資金源等、研究機関の研究に係る利益相反及び個人の収益等、研究者等の研究に係る利益相反に関する状況

本研究に関する利益相反に関する事項はありません。

⑭ 研究対象者等及びその関係者からの相談等への対応

研究代表者が速やかに対応します。

⑮ 研究対象者等に経済的負担又は謝礼がある場合

研究対象者に経済的負担はありません。

<お問い合わせ等の連絡先>

・研究者 国際医療福祉大学小田原保健医療学部 助教 大村 優慈  
電話: 090-2057-9924  
E-mail: ohmura.yuji@iuhw.ac.jp  
住所: 〒250-8588 神奈川県小田原市城山 1-2-25

上記のことに同意し、本実験に参加することに同意します。

年 月 日

氏名 \_\_\_\_\_ ⑩