

Title	脊椎の連動性に着目した身体の類型化手法の提案
Sub Title	Proposal of a body typology method focusing on spinal interlocking
Author	今井, 翔(Imai, Sho) 新妻, 雅弘(Niitsuma, Masahiro)
Publisher	慶應義塾大学大学院システムデザイン・マネジメント研究科
Publication year	2022
Jtitle	
JaLC DOI	
Abstract	
Notes	修士学位論文. 2022年度システムデザイン・マネジメント学 第499号
Genre	Thesis or Dissertation
URL	https://koara.lib.keio.ac.jp/xoonips/modules/xoonips/detail.php?koara_id=KO40002001-00002022-0013

慶應義塾大学学術情報リポジトリ(KOARA)に掲載されているコンテンツの著作権は、それぞれの著作者、学会または出版社/発行者に帰属し、その権利は著作権法によって保護されています。引用にあたっては、著作権法を遵守してご利用ください。

The copyrights of content available on the KeiO Associated Repository of Academic resources (KOARA) belong to the respective authors, academic societies, or publishers/issuers, and these rights are protected by the Japanese Copyright Act. When quoting the content, please follow the Japanese copyright act.

修士論文

2022 年度

脊椎の連動性に着目した
身体の類型化手法の提案

今井 翔

(学籍番号:82133048)

指導教員 新妻 雅弘

2023 年 3 月

慶應義塾大学大学院システムデザイン・マネジメント研究科
システムデザイン・マネジメント専攻

論 文 要 旨

学籍番号	82133048	氏 名	今井 翔
論文題目: 脊椎の連動性に着目した身体の類型化手法の提案			
(内容の要旨) 近年、社会的に多様性(ダイバーシティ)が重視されており、多様性を考慮した社会基盤の設計のために広く用いられているのが、ユニバーサルデザインの考え方である。ユニバーサルデザインは、“年齢、性別、能力、状況の違いにかかわらず、できるだけ多くの人が利用可能にすること”をコンセプトとしており、建築や住宅、公共交通を始めとして工業製品や学校教育に取り入れられている。 しかしユニバーサルデザインは、人を年齢、病気、障がいといった基準で分類することが多く、特に健常者については身体を一般化して扱う傾向がある。そのため個人の身体構造の違いやそれぞれの心の個性、特にどうやっても変えることのできない無意識的な本質的な個性を捉えきれていないのが現状である。 その1つ原因は、“自発的な動作”という視点がなく、見た目や効率などの限られた尺度による最適解への修正を前提にしている態度にあると考えられる。身体の研究は運動学、動力学、機能解剖学など様々な分野で行われているが、多くの研究はこの態度のもとに行われ、以下の4点の問題を含んでいると考える。 ①人のすべての身体動作の関連性の有無について言及されていない ②運動連鎖のパターンについて言及されている例は少ない(1パターンの動作戦略に限られている) ③習慣性について言及されていない ④エネルギー消費・効率などの限られた要素が評価尺度である 本研究では、この4点の問題解決により、無意識的な本質的な個性への理解を深めることを目的とする。そのために、スポーツや芸術などの現場で実践され、効果を挙げている“統合脊椎連動”という考え方に着目する。統合脊椎連動とは、脊椎の全体的な連動が身体動作の初期的な動作戦略となり、その動作戦略の選択が人それぞれ習慣性をもつことを提唱した仮説である。本仮説は既に現場で実践されているが、それを数値データによって定量的に明らかにする科学的な検証は行われていない。 統合脊椎連動の検証のため、まず身体回旋動作において統合脊椎連動仮説が唱える脊椎の3つのユニットそれぞれがカップリングモーションを生じるかを検証する。各ユニットの回旋時の稼働は同側回旋、対側回旋のいずれかを計測する。計測時には、それぞれの動かしやすさや習慣性について視認による観察および問診にて確認を行う。その後呼吸動作、足指・足首動作、歩行動作を測定し、カップリングモーション・パターンとの相関性を明らかにし、日常動作に影響を与えているかを検証する。 測定の結果、人のカップリングモーション・パターンは4つ存在し、それぞれCCタイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:対側回旋)、CIタイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:同側回旋)、IIタイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:同側回旋)、ICタイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)に分類できることが示唆された。また、身体回旋運動により分類された4タイプごとの被験者は、呼吸動作、足首・足指動作および歩行動作において、それぞれタイプによって共通の動作戦略をとっていることが示唆された。以上より、脊椎のカップリングモーションパターンの組み合わせがあらゆる身体動作に影響を与える可能性があることを示唆した。 今後は、検証を行う動作の対象を増やすこと、例えば、上肢を主とした動作やツールを用いた動作とカップリングモーション・パターンの関係の解明を行うことが必要である。さらに、これまで断片的に行われてきた動作の研究に対して、システムズエンジニアリングの手法を用いて包括的に動作を分析する必要がある。			
キーワード(5語) カップリングモーション・運動連鎖・統合脊椎連動・歩行動作・身体回旋動作			

SUMMARY OF MASTER'S DISSERTATION

Student Identification Number	82133048	Name	Sho Imai
<p>Title</p> <p style="text-align: center;">Proposal of a Body Typology Method Focusing on Spinal Interlocking</p>			
<p>Abstract :</p> <p>In recent years, the concept of diversity in society has been emphasized through the practice of Universal Design. Universal design refers to the concept of making products accessible to people, regardless of age, gender, or ability; and it has been incorporated into architecture, housing, public transportation, industrial products, education and other social infrastructures.</p> <p>However, Universal Design tends to generalize the healthy body, because it does not pay enough attention to individual differences and idiosyncrasies, especially the unconscious intrinsic individuality. One cause is the attitude that one solution based on a limited scale is the absolute correct answer, without considering spontaneous movement. Many studies of the body involve the following four problems due to this attitude.</p> <ol style="list-style-type: none"> (1) The relevance of all human body movements is not mentioned. (2) Few examples of kinetic chain patterns are mentioned (limited to one movement strategy). (3) No reference is made to the habitual nature of body movements. (4) Limited factors such as energy consumption and efficiency are used as the evaluation scale. <p>The purpose of this study is to deepen the understanding of unconscious intrinsic individuality by solving these four problems.</p> <p>To realize these goals, we will focus on the concept of "Integrated Spine Motion (ISM)".</p> <p>ISM is a hypothesis that the overall coordination of the spine determines the initial movement strategy for physical movement, and that the choice of movement strategy is habitual. Although this hypothesis has already been practised in sports and the arts, it has not been quantitatively validated with numerical data to clarify it.</p> <p>The first step of the verification is to examine whether each of the three units of the spine (pelvis, thorax, and cranium) produces a coupling motion in body rotation movements. The operation of each unit during rotation is measured as either ipsilateral or contralateral rotation. The ease of movement and habitual use of each unit were confirmed by visual observation and interview.</p> <p>Breathing, and toe, ankle, and gait movements are measured to clarify their correlation with the coupling motion patterns, to verify whether it has an influence on daily activities.</p> <p>The measurement results suggest that there are four types of coupling motion patterns in the spine. The four types are CC type (pelvis: contralateral rotation, thorax: contralateral rotation), CI type (pelvis: contralateral rotation, thorax: ipsilateral rotation), II type (pelvis: ipsilateral rotation, thorax: ipsilateral rotation), and IC type (pelvis: ipsilateral rotation, thorax: contralateral rotation). The subjects of each of the four types classified by body rotation motion shared the same movement strategy for breathing, ankle and toe movements, as well as walking movements. These results suggest that the combination of spine coupling motion patterns may affect all physical movements.</p> <p>it would be necessary to increase the number of movements to be examined, for example, upper limb movements and movements using tools should be measured.</p> <p>In addition, it is necessary to create models using systems engineering methods.</p>			
<p>Keywords (5 words) : coupled motion, kinetic chain, integrated spine motion, walking motion, body turning motion</p>			

目次

第1章 緒言	1
1.1 研究の背景.....	1
1.2 研究の目的.....	2
1.3 本論文の構成.....	3
第2章 先行研究	4
2.1 骨盤の構成要素.....	4
2.2 脊柱の構成要素.....	5
2.3 運動連鎖.....	6
2.4 カップリングモーション.....	7
2.5 身体動作.....	8
2.5.1 立位姿勢.....	8
2.5.2 身体回旋運動(ねじり動作).....	10
2.5.3 呼吸動作.....	10
2.5.4 足指と足首の動作.....	12
2.5.5 歩行動作.....	13
2.6 人の分類分けの研究.....	16
2.7 動作の研究に関する課題と考察.....	17
第3章 研究方法	18
3.1 本研究の目的.....	18
3.1.1 統合脊椎連動仮説(Integrated Spine Motion).....	18
3.1.2 身体回旋動作(ねじり動作)測定.....	23
3.1.3 呼吸動作測定.....	24
3.1.4 足指・足首動作.....	26
3.1.5 歩行動作測定の概要.....	29
第4章 研究結果	32
4.1 測定結果.....	32

4.1.1 身体回旋動作の測定結果	32
4.1.2 呼吸動作の測定結果.....	33
4.1.3 足指・足首動作の測定結果.....	34
4.1.4 歩行動作の測定結果.....	34
4.2 考察	48
4.2.1 身体回旋動作	48
4.2.2 呼吸動作	49
4.2.3 足指・足首動作	50
4.2.4 歩行動作	51
4.2.5 まとめ	53
第5章 結言	54
5.1 本研究の結論	54
5.2 本研究の意義	55
5.3 今後の課題.....	56
5.4 今後の展望.....	56
第6章 謝辞.....	58
参考文献.....	59
別紙1	62
・被験者の測定地点における各関節角度測定結果	62
・各被験者の試行回数ごとの計測データ.....	65
・歩行周期測定結果	69
・足圧分布測定器による測定.....	73

図目次

図 2.1 骨盤の構成.....	4
図 2.2 脊柱の構成	5
図 2.3 ランチョ・ロス・アミーゴ方式による歩行周期.....	14
図 3.2 矢状面における身体回旋動作測定の様子	24
図 3.1 前額面における身体回旋動作測定の様子	24
図 3.3 前額面における呼吸動作の測定の様子	26
図 3.4 足部の骨格図	27
図 3.5 手順 1 の観察の様子	28
図 3.6 手順 2 の観察の様子	28
図 3.7 手順 3 の観察の様子	28
図 3.8 手順 4 の観察の様子	28
図 3.9 前額面からの歩行動作測定の様子	30
図 3.10 矢状面からの歩行動作測定の様子	30
図 3.11 各関節の測定角度	31
図 4.1 CC タイプのヒールロッカー時の矢状面の様子	36
図 4.2 CI タイプのヒールロッカー時の矢状面の様子	36
図 4.3 II タイプのヒールロッカー時の矢状面の様子	37
図 4.4 IC タイプのヒールロッカー時の矢状面の様子	37
図 4.5 CC タイプのアンクルロッカー時の矢状面の様子	38
図 4.6 CI タイプのアンクルロッカー時の矢状面の様子	38
図 4.7 II タイプのアンクルロッカー時の矢状面の様子	39
図 4.8 IC タイプのアンクルロッカー時の矢状面の様子	39
図 4.9 CC タイプのフォアフットロッカー時の矢状面の様子	40
図 4.10 CI タイプのフォアフットロッカー時の矢状面の様子	40
図 4.11 II タイプのフォアフットロッカー時の矢状面の様子.....	41
図 4.12 IC タイプのフォアフットロッカー時の矢状面の様子	41
図 4.13 CC タイプの離地時の矢状面の様子	42
図 4.14 CI タイプの離地時の矢状面の様子	42
図 4.15 II タイプの離地時の矢状面の様子	43

図 4.16 IC タイプの離地時の矢状面の様子	43
図 6. 1 タイプごとの股関節角度データ	62
図 6. 2 タイプごとの膝関節角度データ	63
図 6. 3 タイプごとの足首関節角度データ.....	64
図 6. 4 被験者 No.4 の足圧分布推移の計測結果 1.....	73
図 6. 5 被験者 No.4 の足圧分布推移の計測結果 2.....	74
図 6. 6 被験者 No.21 の足圧分布推移の計測結果.....	75
図 6. 7 被験者 No.5 の足圧分布推移の計測結果 2.....	76
図 6. 8 被験者 No.5 の足圧分布推移の計測結果.....	77
図 6. 9 被験者 No.15 の足圧分布推移の計測結果 1.....	78
図 6. 10 被験者 No.15 の足圧分布推移の計測結果 2.....	79
図 6. 11 被験者 No.2 の足圧分布推移の計測結果 1.....	80
図 6. 12 被験者 No.2 の足圧分布推移の計測結果 2.....	81
図 6. 13 被験者 No.8 の足圧分布推移の計測結果 1.....	82
図 6. 14 被験者 No.4 の足圧分布推移の計測結果 2.....	83
図 6. 15 被験者 No.18 の足圧分布推移の計測結果 1.....	84
図 6. 16 被験者 No.18 の足圧分布推移の計測結果 2.....	85
図 6. 17 被験者 No.22 の足圧分布推移の計測結果.....	86

表目次

表 3.1 頭蓋, 胸郭, 骨盤の回旋時におけるカップリングモーションの組合せパターン	22
表 3.2 本研究で使用したトレッドミルの詳細	29
表 3.3 算出した歩行パラメータとその定義.....	31
表 4.1 被験者の身体回旋動作の測定結果.....	32
表 4.2 被験者の呼吸動作の測定結果.....	33
表 4.3 被験者の足指・足首動作の測定結果.....	34
表 4.4 被験者の歩行動作測定時の歩行速度	35
表 4.5 タイプごとの各関節角度の測定結果.....	45
表 4.6 歩行周期中の時間率ごとの測定結果.....	47

第1章 緒言

1.1 研究の背景

近年、社会的に多様性(ダイバーシティ)が重視されている。多様性とは、「いろいろな種類や傾向がある」ことを指し、人の多様性については、性別や性的嗜好、思想、文化、言語、生き立ち、生活習慣などの項目が挙げられる(谷口, 2005)。そして、多様性を尊重するために、これまでの多数派の意見を採用することによって構築された画一的な社会構造からの変革が求められている。例えば、性的少数者に対する取り組みとして、男女の性別でのみ分類されているトイレや更衣室などの施設に入る抵抗感を無くすため、多様な性のあり方に配慮したパブリックトイレの新設といった対応が行われている。

こうしたマイノリティーや社会的弱者に配慮した社会基盤の設計のために広く用いられているのが、ユニバーサルデザインの考え方である。ユニバーサルデザインとは、「年齢、性別、能力、状況の違いにかかわらず、できるだけ多くの人々が利用可能にすること」(Mace, 1985)をコンセプトとしており、建築や住宅、公共交通を始めとして工業製品や学校教育に取り入れられている。

ユニバーサルデザインには「誰もが公平に利用できること」、「使う上で自由度が高いこと」、「使い方が簡単ですぐにわかること」、「必要な情報がすぐに理解できること」、「使用方法の違いが危険につながらないこと」、「無理な姿勢をとることなく、少ない力で楽に使用できること」、「操作しやすいスペースを確保すること」が原則である。そしてこれらの原則を達成するために、主に人間工学分野の研究が活用されている。人間工学とは、人間が関係する機械や用具、作業、環境などを人間にとって作業しやすく、使いやすいものに設計、改善するための工学である(石光ら, 2018)。そのため、人間工学が扱う対象は機械、人の動作、環境状態など多岐に渡り、医学、工学、建築学、心理学、運動学などさまざまな分野が相互に関係することで、より多くの人々が使用できるデザインであることをめざしている。

しかしユニバーサルデザインは、人を年齢、病気、障がいといった基準で分類することが多く、特に健常者については身体を一般化して扱う傾向がある。そのため、個人の違いや個性、特にどうやっても変えることのできない無意識的な本質的個性を捉えきれていないのが現状である。さらに、人間工学をはじめとした身体に関する分野で行われている研究の根底には、1つの解が絶対的な正解であると肯定する態度が根付いている。例えば、人の歩行動作は、背筋を伸ばして顎を引き、目線を少し上げることが“正しい歩き方”であるとされる。この”正しい“とされる姿勢は、見た目や効

率などのごく限られた尺度を基準とした善悪の判断である。そして、そもそも人がなぜその身体動作をおこなっているかの自発性については、着目していないどころか排除しようとしている。この現状は、本質的に人間の多様性を捉えているとは言えない。

本来、個人が動きやすいように行うことがその人にとっての最適解であり、すべての人間に当てはまるような1つの正解は存在しない。そのため、理想的な姿勢が1つのみである決めつけることは、多様な人となりを否定することになる。今後必要なものは、限られた視点から設定された尺度によってよし悪しをつけて押し付けるのではなく、個人がそれぞれ自発的に行っている動作に深い理由があると考えて、そこから謙虚に学ぶという姿勢であるとする。

これまで運動学、動力学、機能解剖学など様々な分野で行われてきた身体の研究の多くは、限られた尺度による最適解への修正を前提にしている態度のもとに行われており、以下4点の問題を含んでいると考える。

- ①人のすべての身体動作の関連性の有無について言及されていない
- ②運動連鎖のパターンについて言及されている例は少ない(1パターンの動作戦略に限られている)
- ③身体動作の習慣性について言及されていない
- ④動作中のエネルギー消費・効率などの限られた要素が評価尺度となっている

この通り、私たち人間の自発的な身体動作の連動性やパターン、そして習慣性についてはいまだ明らかになっていない。今後人間を対象とした研究に必要なのは、身体が自発的に行っている動作の知見を深めることである。

1.2 研究の目的

本研究では、この4点の問題解決により、最終的にはどうやっても変えることのできない無意識的な本質的個性への理解を深めることを目的とする。そのために、以下3点を明らかにすることにより、本質的個性への理解を深める。

- ①あらゆる動作を、身体全体の連動による動作(運動連鎖)であることを明らかにする。
- ②運動連鎖にはいくつかのパターンが存在すること(類型化)を明らかにする。
- ③身体動作には人それぞれに習慣性があることを明らかにする。

これらの目標を実現するために、本研究では、スポーツや芸術などの現場で実践され、効果を挙げている統合脊椎連動という考え方に着目する。統合脊椎連動の詳細については3.1.1項にて後

述するが、あらゆる身体動作は脊椎運動の影響を受けており、そのため各個人の動作の初期設定は習慣的な統合脊椎連動によってパターン化されているという考え方である。

統合脊椎連動の及ぼす運動連鎖は多岐に渡るが、ここでは検証の序として、まずは頸椎・胸椎・腰椎の統合された連動パターンの有無を測定により検証したうえで、歩行をはじめとする他の身体動作との相関性を探る。本研究は身体動作の多様性を明らかにするための統合脊椎連動仮説の妥当性を問う位置付けであり、統合脊椎連動仮説が今後さらに詳細な測定や分析を行うに値するかを検証でもある。

今回の研究で統合脊椎連動仮説の妥当性検証が行うことができた場合、これまで明らかにできなかった身体動作の類型化という重要な課題に大きな光明を見出すことができると筆者は考える。身体に関わることであればあらゆる分野に関係する問題であり、身体、環境を含む多くのデザインへの活用ができると期待する。

1.3 本論文の構成

第1章(本章)では、序論として、身体動作の多様性に着目されていない現状とその課題について述べ、自発的な身体動作に深い理由があると考えて、そこから学ぶ姿勢の必要性を論じる。

第2章では、身体の部位のうち本研究で特に関連のある骨盤と脊椎の構造について述べ、これまでの身体動作の連動性についての先行研究を概観する。その後身体動作の中でも本研究で取り扱う各動作に関する先行研究と、これまでの先行研究の課題と考察を述べる。

第3章では、身体動作の連動性を示す統合脊椎連動仮説についての説明と、統合脊椎連動仮説の立証のために行う検証方法について述べる。

第4章では、第3章で定義した統合脊椎連動を立証するために行なった検証の結果および考察を述べる。

第5章では、結論と本研究の意義を記し、今後に向けた課題の整理と展望について述べる。

第2章 先行研究

本研究は、身体動作の多様性を示すために、統合脊椎連動仮説における脊椎の連動パターン
の立証およびその他の身体動作との相関性を立証することである。具体的に本研究で実証する動
作は、第 1 に、統合脊椎連動仮説の根本である脊椎回旋運動と、その他の運動のカップリングモ
ーションの立証するために身体回旋運動(ねじり動作)を行う。第 2 に、統合脊椎連動仮説とその他
動作の関係を示すための呼吸、足首、足指連動、全身動作の基本である歩行の検証を行う。第 2
章では、これら動作の先行研究について概観する。

2.1 骨盤の構成要素

骨盤は、身体のある中心にある骨格であり、左右両側の寛骨、尾骨、仙骨の 3 つの骨によって構成さ
れており、寛骨は腸骨、坐骨、恥骨の 3 つの部位からなる(越智,2006)。骨盤の構成を図 2.1 に示
す。両側の換骨は前方では恥骨結合によって、後方では耳状面仙骨の仙腸関節と結合する。骨
盤は上半身と下半身を繋ぐ重要な役割を持ち、立つ、座る、歩くなど日常の動作に大きく関係する。
動作時は、骨盤は前に傾く前傾と後傾、上がる挙上と下がる下制、そして左右への回旋の動きを
組み合わせる。また、一般的に立位状態での人の重心は、骨盤の仙骨のやや前方に位置しており、
床から全身長までの高さのうち、成人男性では身長の高さの 56%、成人女性では、55%の高さにあると言
われている(越智,2006)。しかし、重心の位置は身体の状態によって個人差があり、また動作時の
体勢によっても重心は常に変動し、それぞれバランスを保ちながら動作している。

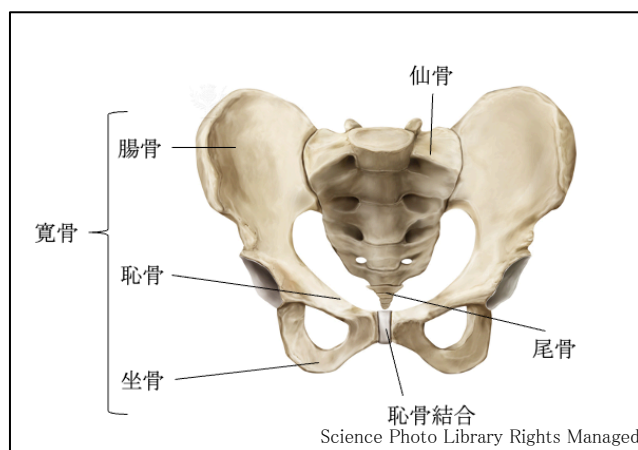


図 2.1 骨盤の構成

2.2 脊柱の構成要素

人における脊柱の役割は主として 3 つ挙げられる。第1に、頭や手、胴体の重みを重力に伝えること。第2に、頭や胴体、骨盤の間に動きを持たせること。第3に、脳から続く重要な神経(中枢神経)である脊髄を取り囲み、外力によるダメージから保護することである(松尾, 2016)。

脊柱は、24 個の椎骨と 5 個の仙骨及び 3~4 個の尾椎の合計 32~33 個の脊柱と、これらを連結する椎間板、そして靭帯から構成される。図 2.2 の通り、24 個の椎骨には頸椎、胸椎、腰椎の 3 部位がある。頸椎は 7 個の椎骨により構成され、英語で Cervical spine と表されることから、その頭文字をとって、頭側から C1,C2,⋯,C7 と呼ぶ。胸椎は 12 個の椎骨より構成され、Thoracic Spine と表されることから、その頭文字をとって頭側から T1,T2,⋯,T12 と呼ぶ。腰椎は 5 個の椎骨より構成され、Lumber Spine と表されることから、その頭文字をとって頭側から L1,L2,⋯,L5 と呼ぶ(藤田, 2012)。

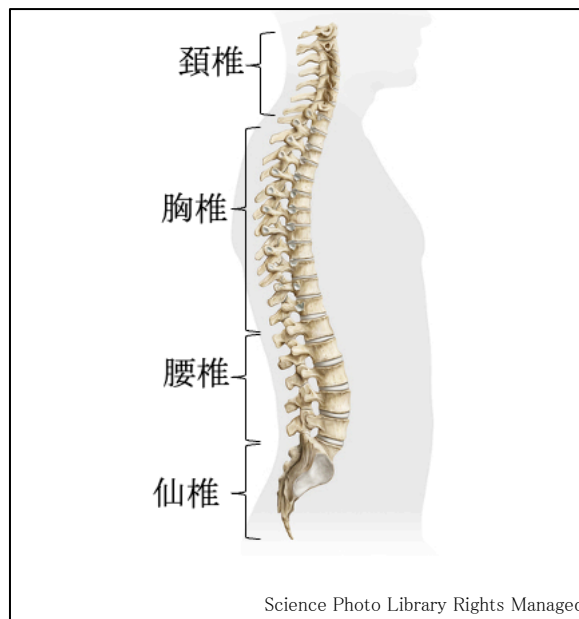


図 2.2 脊柱の構成

脊柱は前額面(身体を前後に切る面と、これに平行なすべての面)では左右対称となっており、矢状面(身体を左右対称に切る面と、これに平行なすべての面)では 4 つの湾曲が存在している。頸椎部と腰椎部では前方に凸湾しており、胸椎部と仙椎部では後方に凸湾している。胸椎部での後湾は、椎体の前湾が港湾と比較して低いという骨形態によって形成されている。頸椎部、腰椎部の前湾は椎体形態ではなく、前方が熱く後方が薄いくさび型をした椎間板によって形成されている。

これら矢状面での生理的湾曲は、屈曲／伸展において、力の円滑な伝達や、衝撃の吸収などに対応するために存在している(藤田, 2012).

脊柱の運動は、隣接する椎間の運動が連続することによって生じるものであり、ある椎間だけが単独で運動することはない。すなわち、脊柱全体における一つの運動を各椎間が分担して行なっている。

2.3 運動連鎖

運動連鎖(kinetic chain)とは、人の動きを説明するための工学的な概念であり、1875年にReuleauxによって初めて機械工学で導入された。運動連鎖は、剛体同士が関節を介して連結されており、ある関節の動きが別の関節の動きを生み出したり、影響を与えたりするキネティックリンクという剛体リンクモデルを提唱したのが始まりである。そして1995年にSteindlerは、この剛体リンクモデルをもとに人の動作や運動のパターンの分析を行い、それぞれの運動連鎖を明らかにし、その後リハビリテーションへの応用が1990年後半から行われた(Ellenbeckerら, 2001)。

運動連鎖は、関節を運動の仕方をもとに開運動連鎖(Open Kinetic Chain)と閉運動連鎖(Closed Kinetic Chain)に区別される(Rivera,1994)。Steindlerは、開運動連鎖を「連続した複数の関節連動の組み合わせで、末端の体節が自由に動ける状態」、閉運動連鎖を「遠位の体節が大きな抗力を受け、自由な動きが阻害された状態」と定義している(Ellenbeckerら, 2001)。動作の例を挙げると、開運動連鎖は手を振る動作や、歩行の遊脚期など、四肢の遠位体節が自由に動かせる状態のことを指す。閉運動連鎖は、スクワッドでは膝関節の動きに合わせて股関節や足首関節が動き、腕立て伏せでは肘関節の動きに合わせて肩や足首の関節が動く状態のことを指す。

運動連鎖に関する先行研究では、特定の身体部位が異常であった場合の他の部位への影響の分析も行われている。例えばKhamisらは、内側に足を傾斜させる矯正台を使用して距骨下関節を回内させた状態での下腿、大腿の回旋の程度と骨盤の傾斜角度の変化を測定し、矯正台の有無で骨盤の前傾角度が異なると報告している。(Khamis, 2007)。

しかし一方で、実際に臨床で患者の状態を確認すると、その通りではないことが起こっている。そのため、これまでの研究ではこれまで規定されている運動連鎖の仮説だけでは人の動きがうまく理解できないという課題が挙げられている。

2.4 カップリングモーション

前項での運動連鎖では身体の一端的動きが他の部位の動きに波及していくことについて記したが、特に脊柱の運動連鎖について表したのが、カップリングモーションである。カップリングモーションの歴史は古く、1905年に Lovett が脊柱の運動時の主な運動以外の部位の動きを確認し、他の部位の連動をカップリングモーションとして提唱したのが始まりとされる。カップリングモーションについて、Bogduk は、「特定の運動は他方の運動なしには生じない」(Bogduk,1997)と表現し、Stokes らは「特定の動作を実施するために意図しない、あるいは予期しない方向に生じる運動」であると表現している(Stokes ら,1981)。

Fryette は、Lovett が提唱したカップリングモーションの研究を行い、フライエットの法則を提唱した。以下に2つのフライエットの法則を記す。(Maitland, 2001)

- 1) 安静時、正常時において、腰椎と胸椎の側屈と回旋は常に対側で起こる
- 2) 前屈や後屈などの非中立位においては、腰椎と胸郭の側屈と回旋は同側で起こる

つまり、たとえば 1)は、脊柱が正常な位置にある状態で右側に側屈した場合、腰椎と胸椎は左側に回旋することを表し、2)は脊柱が前屈した状態もしくは後ろ側に反った状態で右側に側屈した場合、腰椎と胸椎は同じ方向に回旋することを表している。そして、これまでの先行研究によって導き出される結論として、次のことが挙げられる(Gibbons ら,1998)。

- 1) 人は脊柱の全体で連動した動きが発生している
- 2) カップリングモーションは筋活動とは無関係に発生するが、筋活動はカップリングモーションの方向と大きさに影響を受ける可能性がある
- 3) 腰椎の側屈と回旋のカップリングモーションは人によって方向と回旋角度が変化する。
- 4) カップリングモーションの方向や回旋角度は身体各部位の痛みや脊柱の構造、姿勢など多くの状態に影響を受ける

しかし、近年これらの結論の実証のため、解析手法の進歩により、より詳細な測定や検証が行われており、Fryette が提唱するフライエットの法則とは異なる研究結果が数多く報告されている。たとえば、腰椎回旋運動に伴う側屈カップリングモーションは、L1/2-4/5 で回旋と反対方向の側屈、T12/L1・L5/S1 で回旋と同方向の側屈が発生することが先行研究によって示唆されている。

このように、技術の進歩によりカップリングモーションの詳細な動きが明らかにされつつあるが、すべてのメカニズムはいまだに解明されていない。また、これまでの先行研究では、中間位における骨盤前後傾角度による身体回旋角度の違いなどの先行研究は見当たすが、中間位の骨盤や胸郭、

頭蓋の前後傾の違いによる身体動作の差異は明らかになっていない。カップリングモーションの全容を明らかにするためには、脊柱全体の連動を明らかにすることが重要である。

2.5 身体動作

2.5.1 立位姿勢

人の基本的姿勢である立位姿勢では、下肢の直上に重い体幹を乗せ、体幹を垂直に保持することが、姿勢制御の重要なポイントとなる(松井,1958)。その保持のために、まず骨盤を前傾し、脊柱の前傾、後傾の運動軸となる腰仙関節を大腿骨頭上に近づける必要がある。それと連動して、腰椎を前弯させるとともに、胸椎の前方に位置する胸椎部を腰仙関節の直上に配置する。その結果、脊柱において、腰椎は前弯し胸椎は後弯した形を形成する(Neumann,2010)。この形状により、垂直位での安定性を確保し、エネルギー効率を最大にしている(Dieboら, 2015)。立位姿勢は、頸椎前弯角度が約 $30\sim 35^\circ$ 、胸椎後弯角度が約 40° 、腰椎前弯角度が約 45° 、仙骨底が第5頸椎に対して約 40° 前下方に傾斜している状態を正常と定めている(Neumann,2002)。また、骨盤は、上前腸骨棘(Anterior superior iliac spines:以下 ASIS)と上後腸骨棘(Posterior superior iliac spines:以下 PSIS)を結んだ線分と水平線とのなす角を骨盤傾斜角度と定義(Walker, 1987; Bullock,1990)し、その前傾角度は通常 $8\sim 11^\circ$ とされている。そして、骨盤が後傾し、腰椎の前弯が弱まっている状態を立位姿勢のアライメント不良として定めている。立位状態のアライメント不良は身体にさまざまな影響を与えることが先行研究で示唆されている。(Blondelら, 2012; Smithら, 2013)。例えば、Valayerらは、198名の慢性腰痛患者と709名のコントロール群を対象に矢状面における脊椎骨盤アライメントを比較したところ、慢性腰痛患者において、骨盤後傾位を呈していたことが報告されている。

立位姿勢の維持のためには、力学的な点では姿勢の安定性と効率性、身体の構造では、骨格や筋肉、靭帯や関節など、神経的には感覚器の正常な応答と指令、運動生理学的には疲労やエネルギー代謝など、心理学的には性格や心理的な状態など様々な要素が影響し合っており(中村,2007)、これらが正常に機能しあえば、身体各部は正常なアライメントを維持することが可能になると述べている(竹井,2016)。中村はそれぞれの評価基準として、以下のように説明している。

(1)力学的立場

力学的に安定していること。静止姿勢では、頭部、体幹、四肢の各関節の重心を統合した重心戦が支持基底面の中に落ち、落ちている部分が中心に近いほど安定性が良い。

(2)生理学的立場

生理的に疲労しにくい姿勢であること

(2)運動生理学的立場

エネルギー消費量が少なく、最小の筋活動による姿勢であり、経済効率が良いこと。

(4)心理的立場

心理的に安定していること。

(5)作業能率的立場

作業能率からみて効率がよいこと

(6)美学的立場

美的に見て美しいこと。

心理的立場について、姿勢は骨格構造や神経・筋肉の働きだけで規定されるものではなく、個人
の人格や情緒の影響を強く受け、その時の心理状態を反映すると言われる。Gardiner(1964)は良
い姿勢を維持するための基本的な条件として、①安定した真理条件、②良好な健康状態、③自然
で運動を行う機会が多いことを挙げている。感情と心の持ち方は神経全体に強く影響し、個人
の姿勢に反映される。喜び、幸福感、自信などは、伸展位が支配的な姿勢となって表れ、不幸や劣等
感は屈曲位が顕著な姿勢となって現れると述べている。また、美学的立場については、力学的に
バランスの取れた姿勢は安定の美として見えるとされている。

しかし、筆者はそれぞれの評価基準の要素がすべて正常に機能することがただ 1 つの理想像で
はなく、評価の基準をいくつか設定する必要があると考える。例えば、力学的な視点では、身体
の構造の違いによって、理想的な姿勢が異なることが考えられ、また作業能率においても、個人
の個性やものごとの捉え方によって能率性も変わると言える。さらに心理的な面では自信に溢れ、行
動的な生活を送る状態が正常である人もいれば、やや日常に不安を感じながらも、それに備えて堅
實的に生活を送る状態が正常な人もいる。これらを考慮に入れると、人それぞれ理想的な立位姿
勢というものとは異なることができるが、個人の身体構造や心理面などにおいてどのような身
体構造や心理的な状態が正常な状態であり、アライメントに影響を与えているかを明確に定義し
ている先行研究は見当たらない。

2.5.2 身体回旋運動(ねじり動作)

身体回旋運動は、ねじり動作及び振り向き動作とも言われ、脊柱、骨盤、股関節、足部の動きが複合されて行われており、それぞれが協調した回旋運動を必要とする。そのため、身体回旋運動は動的安全性を維持しながら高度な姿勢制御が行われていると述べられている。(加古ら,2014)

これまで先行研究では、脊柱や骨盤、下肢の状態の違いによる身体回旋動作の差異を分析する例が多く見られる。特に身体回旋動作の差異には最大回旋角度の数値が用いられることが多い。たとえば、下肢運動に障害が発生した場合の骨盤動作への影響を分析するために、足部条件の違いが骨盤回旋量に与える影響を明らかにするために、最大骨盤回旋角度を測定している(長岡,2011)。

また、先行研究では、立位時の骨盤の前傾角度の違いによって腰椎の矢状面でのアライメント(以下、腰椎前弯角度)に差があることが明らかとなっている(Levine ら, 1996)。さらに、腰椎前弯角度と胸椎後弯角度は有意な相関があることが報告されている(Vaz ら, 2002)ことから、骨盤前傾角度の差は、腰椎、胸椎をはじめとして、脊柱全体のアライメントを変化させると考えられる。さらに脊柱のアライメントが異なると、椎間関節の適合性や靭帯の緊張が変化し、関節の可動性が変化することから、あらゆる運動に影響を及ぼすことが予測される。先行研究では、胸椎及び腰椎は屈曲位の差によって身体回旋動作における回旋動作域が異なると報告されている(Edmondston ら, 2007)。

骨盤の前傾角度及び腰椎前弯角度や胸椎後弯角度の違いを測定するためには、被験者の矢状面レントゲンを撮影するなど医学的な方法はあるが、本研究で使用することは難しい。したがって、身体回旋動作を測定することにより、身体的特徴の差を明らかにすることができると考えられ、測定する動作として適当である。

これまで、身体回旋運動の測定では、骨盤が前傾した時の同側回旋を理想としたものが多く、回旋時の被験者ごとの回旋のしやすさに着目した先行研究は存在しなかった。そのため、本研究では回旋の個人差を明らかにするため、回旋のパターンを定義する必要がある。

2.5.3 呼吸動作

人は呼吸により体外から肺胞に空気を取り込み、体を動かすためのエネルギーを作り出し、細胞活動によって産出された二酸化炭素を体外に排出する。呼吸動作は肺胞内に空気を取り込む吸気と、空気を出す呼気の繰り返しであるが、肺自体は単独で収縮したり拡張することができず、肺

を取り囲む骨と筋肉によって作られた胸郭の拡大運動によって胸腔内の圧力を変化させることで、肺胞が受動的に拡張、収縮しており、これにより呼吸動作が可能となる。

これまでの研究では、呼吸は大きく2種類の方法に分類されている。第一に、横隔膜のみを上下に使い空気を取り込む腹式呼吸、第二に主に肋間筋を使い、肋骨を上げ下げして空気を取り込む胸式呼吸である。腹式呼吸と胸式呼吸の様式を比較すると、胸式呼吸は上部胸郭の運動が増加し、腹式呼吸は腹部の運動が増加することが明らかとなっている。(佐野ら,1998)

腹式呼吸について、吸気時は、安静時は横隔膜だけが収縮し下降、運動時など多くの酸素を必要とするときは横隔膜に加えて外肋間筋、胸鎖乳突筋、斜角筋の働きにより肺尖部(肺の上端)を引き上げる動作を行う。そして呼気時は、安静時は筋肉がほとんど働かずに横隔膜が緩み上昇することによって空気を体外に排出する。

これまで姿勢の違いによる呼吸動作の違いについては以前から様々な先行研究が行われてきた。例えば、1852年に Hutchinson は、男性は腹式呼吸を行う割合が高く、女性は胸式呼吸を行うと述べている。この理由として、女性が胸式呼吸を行うのは、妊娠に適しているとされ、母親の呼吸が胎児に妨げられず、また胎児が母親の呼吸運動によって動揺しないためであること、そして女性の胸骨は男性よりも短く、幅が広いと男性よりも胸郭運動が容易であるためとされた。また、女性は衣服で腹部を締め付けているために腹部の運動が制限され、これが習慣となって胸式呼吸を行うと考えられた。しかし、1890年に Mays らによって、呼吸方法に性差がないことが示されており、日本でも宮内によって呼吸動作に性差がないことが明らかとなっている(宮内,1960)。

そのほか、臨床における身体疾患患者の呼吸動作についての研究が行われたり、健常者については、姿勢を変化させた場合の排気量位の変化についての研究が行われてきた。たとえば、立位状態については、体幹前傾姿勢が呼吸運動に与える影響について排気量検査や呼吸数、胸郭周囲径の変化から検討を行っている(野添ら,2007)。また、呼吸動作による身体部位の状態変化として、胸式呼吸において、吸気時の肋骨は、肋椎関節で生じる運動により後方に回旋し、胸椎は伸展の動作を行うこと、一方で呼気時には肋椎関節で生じる運動により肋骨は前方に回旋し、胸椎は屈曲の動作を行うことが明らかとなっている。このことから、腰椎の状態が胸椎のアライメントにも影響を与えることから、骨盤前後傾角度が胸郭可動性と呼吸機能の低下の要因であることが示されている(武田ら, 2015)。

このことから、立位状態の骨盤や胸椎の状態が呼吸動作に影響を与えられられる。たとえば、自然立位状態において、胸椎が伸展している場合、胸式呼吸を行おうとしても伸展可動域が制限されているため、胸式呼吸ができなくなり、代替手段として腹式呼吸を選択することが予想される。

しかし、これまでの先行研究では、年齢、性別による分類や姿勢の違いによる排気量や呼吸数の変化に着目しているが、習慣的な姿勢による胸式呼吸と腹式呼吸の選択の違いを測定した事例は見当たらない。

2.5.4 足指と足首の動作

足は、身体の中で唯一地面に接して身体を支え、身体の動きを誘動している。そのため、足の機能は身体動作の特徴を分析する上で重要な要素であると言える。

足首の動作は骨、足首関節、筋肉などがそれぞれ機能して行われている。足首周辺の代表的な骨は脛骨、腓骨、踵骨、距骨から構成される。また、足首に関する関節は距腿関節と距骨下関節があり、距腿関節で底屈と背屈、距骨下関節で外転・内転と回内・回外運動を行い、これらを組み合わせることによって円運動を可能としている。

背屈とは、下腿前面と足背により形成される角度を閉じることであり、その平均は約 20° とされている。一方底屈とは、下腿前面と足背により形成される角度を開くことであり、その平均は約 40° とされているが、個人差が大きく 30° 程度の人もいれば 60° 底屈する人もいると言われている。内転では足尖は内方を向き、外転では外方を向くとされる。

筋肉は主に前方区画は前脛骨筋、長母趾伸筋、長趾伸筋からなり、主に足関節を背屈させる役割を持つ。また、外側区画は長腓骨筋、短腓骨筋からなり、主に足関節を底屈させ、足関節を外反させる役割を持つ。そして後方浅部区画の腓腹筋、ヒラメ筋、後方深部区画の後脛骨筋、長趾屈筋、長母趾屈筋は主に足関節を底屈させる役割を持つ。

足指の動作については、基節骨、中節骨、末節骨などから構成される。また、足指に関する関節は、中足趾節関節があり、底屈・背屈運動を行う。筋肉は主に長母趾伸筋が腓骨から第1末節筋、長趾伸筋が脛骨から第2～5末節筋、長母趾屈筋は腓骨から第1末節筋、長趾屈筋は脛骨から第2～5末節筋、短母趾屈筋は、外側楔状骨、立方骨から第1基節骨、母趾内転筋は第2～4中足骨から起こり、第1基節骨に付着する。

ここで、足首関節を背屈させる役割を持つ長母趾伸筋や長趾伸筋や底屈させる長趾屈筋、長母趾屈筋は足指関節を底屈または背屈させる役割を持つことがわかる。したがって、長母趾伸筋を使って足首関節を背屈させようとした時、足指関節も連動して背屈する動きをすることが明らかとなっている。しかし、これまでの先行研究では、筋の動かし方は一意であるという通説により、人によ

って異なるという考え方をもとに検証が行われた事例は見当たらない。

また、足首関節の動作については、歩行動作と併せて研究されていることが多い。歩行周期において、足首関節の背屈動作は膝関節の屈曲動作と併せて衝撃力の吸収に重要な機能であることを示している(宮崎,2007)。その他の歩行動作における足首関節の先行研究については、2.5.5 項で後述する。

2.5.5 歩行動作

人の直立二足歩行は、二本の下肢を用いて身体を支えながら重心を前方に移動させる方法であり、ヒトと他の哺乳動物を区別する重要な特徴である。この運動は日常生活動作の中で最も基本的な動作の一つであるが、多くの関節運動を同時に制御しなければならない複雑な運動でもある(畠中,2022)。歩行動作は人の動作の中でも同じ動作を繰り返す周期的連続運動であり、動作のうち1周期を取り出すことで表現が可能となる。歩行周期は、一般的に片側の下肢が接地した地点から、同じ側の足が再び接地するまでを意味する。歩行周期については、ランチョ・ロス・アミーゴ国立リハビリテーションセンターが定義した方式(以下、ランチョ・ロス・アミーゴ方式)が用いられることが多い。ランチョ・ロス・アミーゴ方式は、歩行周期を立脚期(stance phase)と遊脚期(swing phase)に分け、さらに立脚期は反対側の足も床面に接地している両脚支持期(double stance phase)と片側だけ接地している単脚支持期(single stance phase)に分類している。また、立脚期を4つ、遊脚期を4つ、合計8つの相(歩行の様な繰り返し運動について、ある一定の状態が続く期間)に細分している。8つの相は①初期接地(Initial Contact)②荷重応答期>Loading Response)③立脚中期(Mid Stance)④立脚終期(Terminal Response)⑤前遊脚期(Pre Swing)⑥遊脚初期(Initial Swing)⑦遊脚中期(Mid Swing)⑧遊脚後期(Terminal Swing)と言われる。それぞれの開始と終了のタイミングは次のとおりである。

①初期接地(Initial Contact)

観察足部が床に接地する瞬間

②荷重応答期>Loading Response)

初期接地から反対の足部が床から離れた瞬間まで

③立脚中期(Mid Stance)

反対側の足部が足から離れた瞬間から観察足部の踵が離れた瞬間まで

④立脚終期(Terminal stance)

観察足部の踵が離れた瞬間から反対側の初期接地まで

⑤前遊脚期(Pre Swing)

反対側の初期接地から、観察足部が床から離れるまで

⑥遊脚初期(Initial Swing)

観察足部が床から離れてから両側足部が矢状面で交差する瞬間まで

⑦遊脚中期(Mid Swing)

両側足部が矢状面で交差した瞬間から観察下腿が床に垂直になった瞬間まで

⑧遊脚後期(Terminal Swing)

観察下腿が床に垂直になった瞬間から観察足部の初期接地まで

健常成人の歩行はそれぞれの期の割合はほぼ一定であるとされ、立脚期 60%、遊脚期 40%、両脚支持期が立脚期の最初と最後に 10%ずつ合計 20%であるとされる。(才藤ら,2015)

ランチョ・ロス・アミーゴ方式による歩行周期の相の分類分けを図 2.3 に示す。

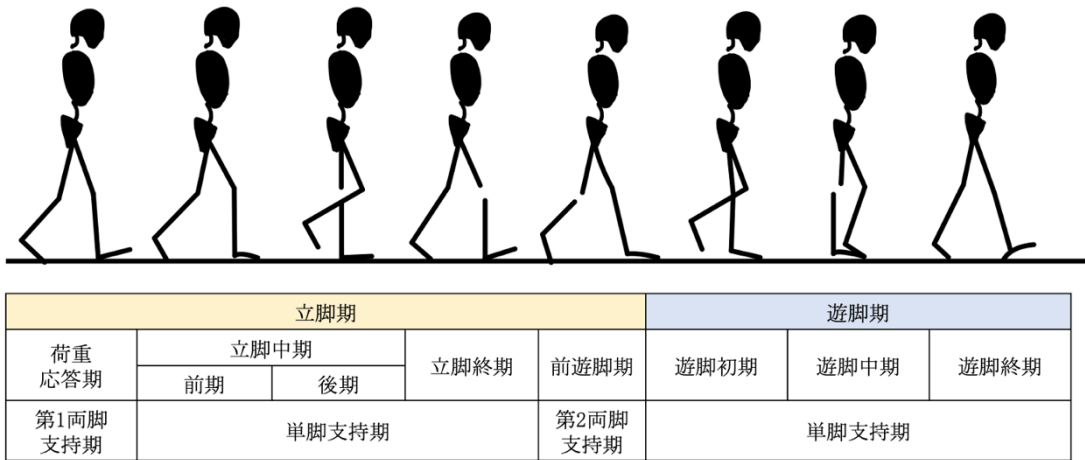


図 2.3 ランチョ・ロス・アミーゴ方式による歩行周期

(「臨床に役立つ歩行運動学(畠中泰彦著, 運動と医学の出版社)」より抜粋し, 筆者が作成)

また、ランチョ・ロス・アミーゴ方式の相ごとに、正常歩行動作における各関節運動についても定義されている。股関節は、約 30° 屈曲位で初期接地し、その後伸展し、足先離地の直前に約 10° の最大伸展位になるとされる。遊脚期においては、次の初期接地まで屈曲する。膝関節は、歩行周期中 2 度の伸展と屈曲を繰り返す。約 5° の屈曲位で初期接地し、その後、10~15° まで屈曲した後、伸展を開始する。歩行周期の 40%までにはほぼ完全に伸展し、その後再び屈曲に転じ、

最大屈曲は遊脚中期のはじめに起こり、約 60° になるとされる。遊脚中期以降は、次の初期接地に向けてほぼ完全伸展位まで伸展するとされる。足関節は、 $0\sim 5^{\circ}$ 底屈位で初期接地する。その後約 10° 底屈した後、背曲方向に運動を変え、約 10° 背屈する。足先離地直前に $15\sim 20^{\circ}$ の最大底屈位となる。遊脚期には底背屈約 0° になるとされる。(Murray, 1966)

また、支持期において、唯一床面と接している足部は、身体体重を支え、また伸長性、柔軟性により荷重による衝撃を吸収するような構造を持っている。身体の支持については、人体や関節といった構造と、筋肉群の活動による機能が複雑に関連している。Petty は、この歩行時の身体の支持について、歩行時の足部の接触部位の違いによって主に 3 つの支持パターンがあると述べている。3 つのパターンとは、踵のみが接地した状態である踵接地、踵と前足部が両方設置している足底接地、そして前足部のみが設置した状態の前足部接地である。通常の歩行は踵接地、足底接地、前足部接地の順番で動作が行われており、それぞれ床面に対して支点の部位を変えながら身体を前方に回転させて移動を行なっている。それぞれ、踵接地時から足底接地までは踵を支点とした踵ロッカー(Heel Rocker)、足底接地時は足首関節を支点とした足関節ロッカー(Ankle Rocker)、前足部接地時は MTP 関節を支点とした前足部ロッカー(Forefoot Rocker)、そして前遊脚における母趾基節骨下を支点とした爪先ロッカー(Toe Rocker)がある。

歩行動作中の支持パターンの移行時には、足底圧中心軌跡は踵から足底外側を経由して前足部に移動し、さらに内側前足部から母趾へと移動するとされている。しかし、足底圧中心軌跡については、Elfman や足立らは踵から第 2,3 中足骨骨頭の間を直線的に進み、その第 1 趾に向けて屈曲するとした研究や、Napier や中村らの踵から第 5 中足骨骨頭付近まで進み、そのまま第 1 趾に向かうという報告もあり、一致した見解は得られていない。また、本岡らは、健常者 46 名の自由歩行を測定し、足圧中心の軌道パターンを調べた結果、内側・中央・外側の 3 つの分類のうち、中央型が多いという結果が得られている。このことから、人の歩行動作については、一概に 1 つの決まった歩行姿勢をしていない。

そのため近年、人の歩き方の個人性に着目した研究が注目を集めており、その1つが「歩容認証」である。歩容認証は、人の歩き方(歩容)の個人性に基づいて個人を認証する手法を指し、個人性が見られる指紋や静脈、虹彩といったほかの整体情報とは異なり、対象者がカメラから遠く離れた場所においても認証可能なことから、遠方からの個人認証が可能な唯一の方法であると言われる[17]。そのため、歩容は個人を識別するための行動的生体情報(バイオメトリクス)の一種として見なされ、2017年の改正個人情報保護法の個人情報の保護に関する法律施策において、歩容が個人識別符号として取り上げられている。歩き方の違いは足底圧中心軌跡だけでなく、歩幅や歩行

速度、腕の振りや姿勢の違いにも現れる。先行研究では、人の歩行を特徴づけるものには多くの要因が挙げられており、性別や身体の構造の他にも、日常的に使用している靴やカバンの持ち方、習い事などの外部的な要因によっても習慣的な歩容に影響を与えることがわかっている。たとえば、日常的に肩にカバンをかけて歩行をしている人は、カバンをかけていない状態でもカバンをかけている腕の動きがもう片方の腕の動きと比較して制限される場合があるとしている。

これらのことから、歩行動作はさまざまな要因により異なるが、健常者の歩行動作についてはある特定の姿勢を理想の歩行動作として示している研究が多く、身体構造や身体動作の違いによる理想の歩行動作を示した先行研究は見当たらない。筆者は歩行動作についても、立位姿勢と同じく、歩行動作の理想形は1つではなく、評価の基準をいくつか設定する必要があると考える。

2.6 人の分類分けの研究

人の分類分けは、人類の多様性を研究する人類学や人の性格や行動特性を研究する心理学など様々な分野で研究が行われてきた。特に心理学においては、1981年 Goldberg らによって Big Five 理論というパーソナリティ理論が確立された。Big Five 理論とは、一見多様に見える個人のパーソナリティ特性は5つの因子によって取り出されることを示したものである。

一方、身体の構造による分類については、Kretschmer の類型論や Sheldon の類型論が代表的なものとして挙げられる。Kretschmer の類型論は、体型を分類するとともに、精神的な気質や性格との関係を論じ、性格類型と体格類型との間に相互関係があると述べている。体格類型については、Kretschmer と Sheldon 両者の共通点として「痩せ型」、「肥満型」、「筋肉質」に分類され、それぞれの性格特徴として、痩せ型は真面目で繊細、非社交的で内気、肥満型は社交的で活発であるが温和さと激昂が交互に見られる、筋肉質は几帳面で粘り強い反面、融通が利かず固執することが特徴であるとしている。また、体格と精神病との関連として、Kretschmer は、痩せ型は分裂気質で統合失調症の病前性格、肥満型は双極性障害(躁鬱病)の病前性格、筋肉質はてんかんの病前性格と関連があるとしている。また、Sheldon は、痩せ型は姿勢と動作が固くぎこちない、肥満型は姿勢と動作がゆったりとしている、筋肉質は、姿勢と動作が機敏であると述べている。

このことから、個人が生まれながらに持っている形態的、機能的な身体的要因が性格や行動特性と関係があると述べている先行研究は多く存在する。

一方で、これらの先行研究では、体格の違いについて、痩せ型や肥満型、筋肉質といった筋組

織, 脂肪組織にのみ着目しており, 骨格の特徴や身体動作の特徴に関連した研究は見られなかった. このことから, 身体動作による人の分類分けを行うことは, 人をより適切に分析するために有用であると考えられる.

2.7 動作の研究に関する課題と考察

これまで記した先行研究により, 運動学, 動力学, 機能解剖学など, 動作1つをとっても多角的な研究が行われているが, 対象が下肢の特定の部位に対する影響の測定といった部分的な分析や, 全体の平均値に対する最適化に偏っており, 身体動作における身体の全体の連動性や身体構造の違いによる最適化について言及されている例は少ない. また, 人の姿勢や身体動作について, 特定の状態を基本形あるいは理想形として示し, その基準との乖離について測定や分析を行っている例がほとんどである.

このように運動学, 動力学, 機能解剖学など様々な分野で行われてきた身体の研究の多くは, 限られた尺度による最適解への修正を前提にしている態度のもとに行われており, 以下 4 点の問題を含んでいると考えられる.

- ①人のすべての身体動作の関連性の有無について言及されていない
- ②運動連鎖のパターンについて言及されている例は少ない(1パターンの動作戦略に限られている)
- ③身体動作の習慣性について言及されていない
- ④動作中のエネルギー消費・効率などの限られた要素が評価尺度となっている

第3章 研究方法

第3章では、先行研究からの考察と課題を踏まえた上で、本研究における研究方法の概要及びその手順について述べる。

3.1 本研究の目的

本研究では、先行研究に含まれる4点の問題解決により、最終的にはどうやっても変えることのできない無意識的な本質的個性への理解を深めることを目的とする。そのために、以下3点を明らかにすることにより、本質的個性への理解を深める。

- ①あらゆる動作を、身体全体の連動による動作(運動連鎖)であることを明らかにする。
- ②運動連鎖にはいくつかのパターンが存在すること(類型化)を明らかにする。
- ③身体動作には人それぞれに習慣性があることを明らかにする。

そのために、スポーツや芸術などの現場で実践され、効果を挙げている“統合脊椎連動”という考え方に着目し、検証を行う。統合脊椎連動仮説の立証のために、健常成人を被験者として4つの測定を行う。3.1章では、統合脊椎連動仮説と、統合脊椎連動仮説を検証するための検証方法について概観する。

3.1.1 統合脊椎連動仮説(Integrated Spine Motion)

ここでは、身体動作における統合脊椎連動(Integrated Spine Motion)仮説について概要を述べる。人が行うあらゆる動作は、立位姿勢の時は地面や床面、座位姿勢の時は座面など、主に不動の物質に圧力を加えた際に起こる反力を基本として、さらに動作中に接する物質からの圧力の合力を利用して行われる。たとえば跳躍中に保持したボールの相対的位置を変えるのも跳躍の際に受けた床からの反力を転用している。そしてほとんどの動作は、外部からの合力が脊椎を經由して末端の部位へ振り分けられている。脊椎は、上肢では肩甲骨を含む肩関節、下肢では骨盤から股関節との繋がりを通じて脊椎から出力を伝えるとともに動作の方向を誘導する。

また脊椎は、先述の先行研究の通り、頸椎7個、胸椎12個、腰椎5個および仙骨、尾骨からなり、それぞれの椎間関節で可動域が異なる。脊椎は、それぞれの部位が異なる可動域の前後の屈曲、左右の側屈および回旋運動をすることで変体して外力に抗するとともに、末端動作に適した姿勢を作る。例えば「振り向く」という動作は、主に脊椎を軸に身体全体を回旋させる動作であるが、仮に

脊椎が直線の棒状であったとすると左右側屈も前後屈も伴わないことが想像できる。しかし実際の脊椎は、主に重力に抗するための初期設定として S 字に湾曲している。また脊椎は箇所によって頭蓋、胸郭、骨盤といった不動に近い大きな部位と強固に連結しており、複数の椎骨はそれら部位の動きに連鎖して同じ方向に連動すると考えられる。

統合脊椎連動仮説では、この脊椎連動を頸椎、胸椎、腰椎の各椎骨という分け方では考えず、以下 3 つのユニットが連結し、相対的に動くと考える。

- 1) 頭蓋ユニット = 頭蓋 + 主に頸椎からの複脊椎骨群
- 2) 胸郭ユニット = 胸椎 + 主に胸椎からの複脊椎骨群
- 3) 骨盤ユニット = 骨盤 + 主に腰椎からの複脊椎骨群 + 仙骨 + 尾骨

これらのユニットは、脊椎が直線ではなく S 字湾曲をしているために回旋運動をする際、前後・左右への屈曲を伴うカップリングモーションを生じると考える。ここで、脊椎の上下端(頸椎 1 番と尾骨)の位置が変わらず脊椎全体が並進的に回旋する運動も想定できるが、脊椎の各ユニットの可動域が一様ではなく、3 つのユニットが相対的かつ連鎖的に動いて全体の形態が変化すること、さらに脊柱以外の部位、たとえば股関節から 2 本脚の運動の影響を受ける点など踏まえると、脊椎全体がカップリングモーションをまったく生じずに純粹に回旋する状況は考えにくい。そして、仮に脊椎回旋が必然的に前後左右の側屈を伴うことが正しいとして逆の見方をすれば、例えば「頷く」という動作のように脊椎が完全な正面を向いたまま緩やかに 100%の前後屈曲運動をする、あるいは緩やかに左右へ 100%の側屈をする以外、僅かでも斜めな前後方向と左右方向が混ざる屈伸運動も、そうして作られる姿勢もすべて回旋運動を伴うということになる。テーブルに置かれたコップを片手でリーチする動作も脊椎の前後屈曲はわずかながら斜めに傾き、左右の脚部を順番に挙上し前に出す歩行動作も脊椎は前後左右に混ざった屈曲運動をすると考えられ、そこにはカップリングモーションが生じていると考えられる。そして脊椎の回旋運動が常にカップリングモーションを伴っているとすれば、回旋運動の途中で両足先方向、胸郭や顔が一斉に正面を向いた、いわゆる立位姿勢は、静止した安静立位状態であってもカップリングモーション運動の一局面にある、とも言えるだろう。したがって、日常生活のあらゆる動作において脊椎の 100%前後屈伸運動、または左右への 100%側屈運動は、日常生活の動作においてむしろ稀であると考えられる。これらのことから統合脊椎連動仮説においては、あらゆる動作は脊椎の稼働、とりわけ回旋と屈伸を併用する脊椎カップリングモーションの影響下にあるということになる。

脊椎のカップリングモーションには、2 週類の方式(方向性)があると考えられている。回旋時に回旋方向の逆側に倒れ込むように屈曲しながら回旋する「対側回旋」と、回旋方向と同じ側に倒れ込むように屈曲しながら回旋する「同側回旋」である。そして、頭蓋、胸郭、骨盤は、それら自体が不動に近い大きな部位であるがゆえに一度回旋運動に入れば回旋の途中でカップリングモーションの方式(方向性)を変えることは非合理的である。つまり 3 つのユニットそれぞれの動作戦略である脊椎カップリングモーションの方式は、回旋動作の初動段階で選択され、動作が終了するまで入れ替わるとは考えにくい。さらに言えば、カップリングモーション運動中の一局面である立位状態において、すでにカップリングモーションの方式(方向性)は選択されているとも考えられる。

ここで 3 つのユニットのカップリングモーションがいずれの方式の動作戦略を選択しているかを視覚的に観察すると、頭蓋ユニットが右へ同側回旋すれば頭部は右側へ倒れ込みつつ前傾するため前頭部が下を向いて見える。頭蓋ユニットが右へ対側回旋すれば頭部は左側へ倒れ込みつつ後傾するため顎が上を向く。胸郭ユニットが同側回旋すれば、胸郭上部が回旋と同側へ倒れ込みながら前傾し胸全体が下方へ向き、対側回旋ならば胸郭上部が回旋の対側へ倒れつつ後傾し胸全体が上を向く。腰椎と骨盤の関係は複雑であるが、腰椎は頸・胸椎に比べ回旋域が少なく、ねじれのほとんどを股関節の稼働で骨盤が回旋することによる。そのため骨盤ユニットのカップリングモーションは、腰椎および股関節稼働による骨盤の回旋として捉えるべきである。骨盤ユニットは、同側回旋すれば回旋と同側の腸骨上部が下方へ倒れつつ前傾し骨盤全体が下を向く様に見える。対側回旋すれば回旋と逆側の腸骨上部が下方へ倒れつつ後傾し骨盤全体が上を向く。

以上で示したカップリングモーションのうち頸椎については、先行研究によってメカニズムがある程度解明されている(Ishii ら,2004)。Ishii らは、頸椎は 7 個の椎骨間それぞれの可動域が異なり、前後屈運動は C1(環椎)、回旋運動に関しては C2(軸椎)がもっとも可動の度合いが大きいとされているが、これら上位頸椎だけでなく C3~7 の下位頸椎も統合して頸椎全体の前後左右の屈曲と回旋を行っている。そのうえで頸椎の回旋運動は、その構造上の問題により、上位頸椎で回旋を主導すれば対側回旋が起こり、下位頸椎で主導すると同側回旋が起こる傾向が強いと述べている。

この時、頭蓋の動きで観察すると、主に上位頸椎を使って右を振り向けば頭部は左側へ傾き顎部が上を向いていく。下位頸椎を使って右へ振り向けば、頭部も右側へ傾き前頭部が下を向いていく。このように振り向き時の頭部の形態は比較的観察しやすいが、仮に頭部が対側か同側のどちらにも傾かず垂直に振り向いて見えるのであれば、カップリングモーションが見えにくいわずかな回旋である以外は、頸椎の上位と下位を組み合わせで回旋させていることも想定される。

残る胸椎と腰椎のカップリングモーションについては、2.4 項で記載した通りいくつかの先行研究も

なされているが、どの部位で同側回旋するのか、対側回旋するのか明確に定まっているとはいえない。

統合脊椎連動では、先述の通りカップリングモーションを頸椎、胸椎、腰椎ではなく頭蓋、胸郭、骨盤と当該する脊椎群が協働するユニットとして捉えるが、回旋時にこの3つのユニットそれぞれのカップリングモーションが選択されるとすると、その方式の組合せパターンは表 3.1 の 8 パターンになる。ただし頸椎における上位頸椎および下位頸椎の複合的な稼働結果の「垂直回旋」を選択肢として加えた骨盤ユニット 2 通り、胸郭ユニット 2 通り、頭蓋ユニット 3 通りの合計 12 パターンも可能性としては残す。その上で人のあらゆる身体動作は、この 8 パターンないし 12 パターンからの 1 種類を根本的な動作戦略とした上で形成され则认为られる。

そして、統合脊椎連動仮説では、このカップリングモーション・パターンの選択は習慣性を持つことが合理的であるとする。つまり個人は、1 種類の脊椎カップリングモーション・パターンを習慣的に身に付け、それをあらゆる動作の根本的な動作戦略の根源としているのではないか。立位状態も回旋運動の中途局面と考えれば、動き出す前の立位状態もカップリングモーションの方式は決定しているのであって、立位姿勢は個人ごとに習慣的な一定形態で安定していることを考えれば、この観点からも脊椎のカップリングモーションは習慣性が高いということになるだろう。

例えば、腰椎、胸椎を対側回旋する者は、多くの動作局面で一貫して同じカップリングモーション・パターンを選択する。野球の打者はスウィング時に、球種やコース、タイミングに関わらず、ほぼ同じカップリングモーション・パターンを選択するということである。そして同選手は投球、送球、捕球においても同パターンを選択する傾向が極めて強い。これらの一貫性はサッカー、テニスなど他スポーツ選手においても同様である。これらはやはり脊椎のカップリングモーション・パターンは局面ごとに選択されるよりも一貫性すなわち習慣化されているほうが精度・安全面において安定しパフォーマンス的にも有利なことを示唆する。

本研究では追求できないが、統合脊椎連動仮説を機能解剖学的に捉えれば、頭蓋、胸郭、骨盤それぞれのユニットとして協働する脊椎の数、前・後湾曲状態、可動域なども習慣化されたカップリングモーション・パターンに影響を受けて差異を生じている可能性がある。

さらに統合脊椎連動同仮説は、脊椎のカップリングモーション・パターンが全身のあらゆる動作に影響を与えていると考える。パターンごとに末端までの筋肉その他の運動連鎖の仕組みが異なり、最終的な身体動作もカップリングモーション・パターンに起因する。同仮説では、これらのメカニズムについても演繹的な仮説が立てられている。

これまで述べてきた統合脊椎連動仮説であるが、すでにスポーツや芸術などの場で実践され、効

果を挙げているものの、それを数値データによって定量的に明らかにする科学的な検証は行われていない。

本研究では、まず身体回旋動作において統合脊椎連動仮説が唱える脊椎の 3 つのユニットそれぞれがカップリングモーションを生じるかを検証する。各ユニットの回旋時の稼働は同側回旋 (Ipsilateral rotation), 対側回旋 (contralateral rotation) のいずれか、もしくはカップリングを生じない (頸椎は複合的な稼働の結果も含め) 垂直回旋 (Straight rotation) かも含めて計測し考察する。計測時には、それぞれの動かしやすさや習慣性について被験者と問診も行い視認による観察と併せて確認を行う。その上で呼吸方法、足指・足首の連動を測定し、カップリングモーション・パターンとの相関性を明らかにする。そして相関性が明らかであることを確認した後は歩行動作を測定し、カップリングモーション・パターンが日常動作に影響を与えているかを検証する。この統合脊椎連動仮説の立証によって自発的動作がなぜ起こるのかを明らかにすることに寄与すると考える。

No	骨盤	胸郭	頭蓋
1	c	c	c
2	c	c	i
3	c	i	c
4	c	i	i
5	i	c	c
6	i	c	i
7	i	i	c
8	i	i	i

同側回旋: ipsilateral (i)
対側回旋: contralateral (c)

表 3.1 頭蓋, 胸郭, 骨盤の回旋時におけるカップリングモーションの組合せパターン

次の項では、身体回旋動作と呼吸動作、足指・足首動作及び歩行動作測定の概要を示す。

本研究で実施した測定については、SDM 倫理審査委員会の承認を得た。(承認番号: SDM-2022-E025)

また、実験に際して被験者には予め実験の目的、方法、実験の安全性と配慮、匿名性の保護について書面を用いて説明し、参加の同意を得た場合には同意書に本人の署名を得た。

3.1.2 身体回旋動作(ねじり動作)測定

身体回旋動作(ねじり動作)の測定は、本研究に対して同意の得られた成人男性、女性で、①身体回旋動作時に身体に痛みを伴わず独力で行うことができること②独力での歩行が可能であることとの条件を満たす者(年齢:29.2 歳±6.2 歳)を対象とした。すべての被験者には足裏体圧を測定するためのインソール型センサーの装着し、立位状態で身体を左右にねじる動作を行う。左右のねじり動作は動作が安定するまで複数回行う。その様子を正面と側面に設置した2台のカメラで同時撮影する。また、ねじり動作測定時に脊椎を腰椎・仙骨・尾骨+骨盤、胸椎+胸郭、頸椎+頭蓋の3つのユニットに分け、それぞれの部位が前後屈曲、左右側屈を伴うカップリングモーションを生じているか、生じているとすれば同側回旋か、対側回旋かをカメラ撮影及び問診により確認を行い測定した。まず普段通りのねじり動作をゆっくり随意方向へ複数回行ってもらう。さらに逆側にもゆっくり複数回行ってもらう。動作が安定してきたら左右に連続の回旋を行ってもらう。ねじり動作には目線も伴うとし、体幹部だけでなく頭蓋部もしっかり回旋するように促した。さらに左右それぞれ限界域まで回旋を行ってもらった。動作に伴い骨盤、胸郭、頭蓋のカップリングモーションの実際や体感について説明した上で、それぞれのユニットについて初動から限界域までの動作において同側回旋、対側回旋、カップリングモーション無しのいずれが行いやすく、さらに習慣的に行っているかを視認および問診にて確認した。視認においては特に限界域での状態に注目した。

身体回旋動作を撮影した様子について、前額面での様子を図 3.1、矢状面での様子を図 3.2 に示す。



図 3.2 前額面における身体回旋動作測定の様子



図 3.1 矢状面における身体回旋動作測定の様子

ねじり動作の測定による算出パラメータは、身体回旋動作時に同側回旋か対側回旋かの視認と、動作中に快適な動作について問診を行った結果とする。

3.1.3 呼吸動作測定

呼吸動作を測定する目的は、統合脊椎連動仮説で推測されている脊椎連動パターンと呼吸方法の相関を明らかにすることである。前述の通り、呼吸には腹式呼吸と胸式呼吸の 2 種類の方法が存在するが、それぞれの定義も明確には定まっておらず、呼吸の際に使用する呼吸筋に関しても境界が曖昧である。またそれぞれの呼吸の起きる状況やメリット、優劣などについてさまざまな論調が存在する。本研究では、腹式呼吸と胸式呼吸を以下のように定める。

- ・腹式呼吸: 横隔膜および補助筋肉を使って横隔膜の上下運動によって呼吸する。吸気時には腹部が膨らみ、胸郭の体積の増大はほとんど起きない。
- ・胸式呼吸: 肋間筋群のみならず斜角筋、胸鎖乳突筋など頸部の筋肉、胸背部の筋肉などを使って胸郭を上下左右に伸縮させて呼吸する。吸気時には腹部が凹み、胸郭体積は増大する。

統合脊椎連動仮説では、これら2つの呼吸方法には優劣はなく、日常動作の姿勢において胸郭の機能をフルに使うって深呼吸をする場合は腹式呼吸と胸式呼吸をどちらも行っている。ただし統合脊椎連動のカップリングモーションパターンによって両方式の生じる順番が入れ替わる。同仮説の推測を以下に示す。

- ・胸郭ユニットを対側回旋することを習慣性に持つ者は、自然立位からの吸気の初動で腹式呼吸を用いる。

- ・胸郭ユニットを同側回旋することを習慣性に持つ者は、自然立位からの吸気の初動で胸式呼吸を用いる。

呼吸動作の測定は、身体回旋動作の測定を行った被験者に対して行った。測定を行なう上で、被験者の習慣通りの呼吸が観察できるよう、事前に「普段通りの呼吸を測定する。呼吸の仕方には優劣は存在しない」旨を伝えておくことで、被験者に造り込みによる呼吸を行なわせることを防いだ。

習慣的な立位姿勢での呼吸動作を観察、測定できるよう立位状態から身体回旋動作を左右複数回実施した後に呼吸動作を行った。測定は、全身をリラックスさせ、普段どおりにゆっくりと限界まで息を吸い、ゆっくりと吐く動作を実施する。同じ姿勢とリラックスを保ちながら、腹部(肋骨の下)に手の平を軽く当てた状態で同じようにゆっくりと吸気、呼気の順番で行ない、初期呼吸(浅い呼吸)時に、お腹が凹むか膨らむかを被験者に問診する。

上記による観察により、腹部が凹む場合は「胸式吸気」が高く、一方で腹部が膨らむ「腹式吸気」または、「腹・胸式吸気の併用」の可能性が考えられる。そのため、初期呼吸において腹部の膨らみと同時に胸郭が上方・左右・前後に膨張しているかの確認を行う。呼吸動作測定時の様子を図3.3に示す。

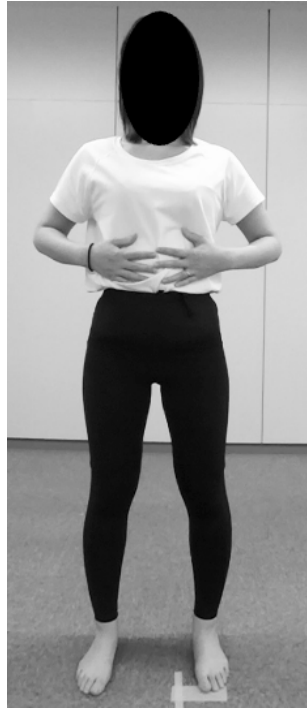


図 3.3 前額面における呼吸動作の測定の様子

3.1.4 足指・足首動作

この測定の目的は、統合脊椎連動仮説のカップリングモーション・パターンを測定した被験者たちのいわゆる足首と呼ばれる足関節(距腿関節)と足指の屈伸運動の連動性を測定することである。距腿関節はじめ足部の骨格構造を図 3.4 に示す。

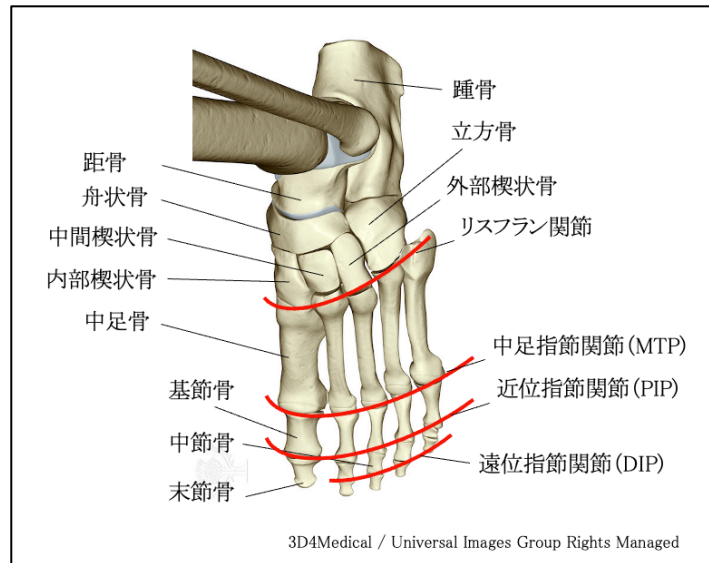


図 3.4 足部の骨格図

そのうえでこの連動性をグループ分けしカップリングモーション・パターンと比較分析することで、両部位の相関を検証する。足指の屈伸とは各足指の基節骨、中節骨、末節骨からなる趾骨全体が底屈、背屈する運動を指す。足関節と足指関節をそれぞれ底屈・背屈動作させたときに両部位の間に連鎖が起こるか、起こるとすればどのような連鎖であるか、そしてその習慣性について視認および問診にて測定する。観察できる動作の組合せは以下となる。

- 1) 足首／足指をそれぞれ底屈/背屈させたとき、両者が連鎖して同方向に底背屈する。
- 2) 足首／足指をそれぞれ底屈/背屈させたとき、両者が連鎖して逆方向に底背屈する。
- 3) 足首／足指をそれぞれ底屈/背屈させたとき、部位は連鎖しない。

足指・足首動作の測定は、身体回旋動作の測定を行った被験者に対して以下の通り行う。

- 1) 座位姿勢で、距腿関節を底屈・背屈させ、足指の連鎖状態を観察する。
- 2) 上記 3 パターンの連鎖のしやすさや習慣性について問診を行う
- 3) 同様に片脚を上げて足指の底屈・背屈をさせ、距腿関節の連鎖状態を観察する。
- 4) 上記 3 パターンの連鎖のしやすさや習慣性について問診を行う。

足指・足首動作測定時の手順 1 から 4 の様子を図 3.5, 図 3.6, 図 3.7, 図 3.8 に示す。



図 3.5 手順 1 の観察の様子



図 3.6 手順 2 の観察の様子



図 3.7 手順 3 の観察の様子



図 3.8 手順 4 の観察の様子

3.1.5 歩行動作測定の概要

歩行動作の測定は、身体回旋動作を測定した被験者を対象として実施する。すべての被験者に足裏体圧を測定するためのインソール型センサーの装着し、トレッドミル装置上を歩行する。トレッドミル装置として、時速 0km から時速 16km まで時速 0.1km 単位で変動することができる Reebok 社の i-Run4.0(の RVIT-10221WH-120)を使用した。歩行面は幅 75cm, 長さ 153cm であり、傾斜は 0° に調整した。本装置の詳細な性能を表 3.2 に示す。

製品型番	RVIT-10221WH-120
製品サイズ	156 x 75 x 133 cm; 56 kg
耐荷重	120 キログラム
速度評価	16.0 km/h

表 3.2 本研究で使用したトレッドミルの詳細

トレッドミル上での歩行測定では、被験者に主観的な判断として「遅い」「通常時(習慣的な歩行時の速度)」「速い」の 3 速度で計測した。測定は「通常時→速い→遅い→通常時」で速度を変更し、それぞれ目視で歩行状態が安定した状態から「通常時」は 20 秒間、「遅い」「速い」は 10 秒間継続した。最後の「通常時」の速さの 20 秒間のうち、歩行動作が安定している状態のうち 6 歩分を測定対象とした。

歩行時の様子はトレッドミルの正面と側面に設置した 2 台のカメラで撮影する。歩行動作を撮影した様子について、矢状面を図 3.9, 前額面を図 3.10 に示す。



図 3.9 前額面からの歩行動作測定の様子



図 3.10 矢状面からの歩行動作測定の様子

歩行動作による算出パラメータは、それぞれの足が地面に接地してから離れるまでの足裏体圧分布と、左右の股関節と膝関節、足首関節各の伸展/屈曲角度とする。角度の測定は、撮影された映像から分析を手動で読み取りを行った。

歩行動作は、3つの観点で観察及び測定を行う。第1は被験者の歩行の状態を視認により確認し、4タイプごとに歩行周期中の特徴を述べる。第2に、歩行の相分割に関して、観測する側の足の踵が床面についた地点である初期接地時(ヒールロッカー)、その後観察足前部が床面に接地した地点であるアングルロッカー、その後観察足の踵が離地した地点であるフォアフットロッカー、そして観察足の足底面が全て離地した地点の時間とポイントごとの時間因子と股関節角度、膝関節角度、足関節角度(図 3.11)を計測する。第3に、測定した歩行状態を国立ランチョ・ロス・アミーゴリハビリテーションセンターによって定義された8つの相に分割し、8つの開始地点と終了地点の時間を計測した。一歩行周期中の時間は、ビデオカメラによる撮影と足圧分布の目視によって左脚の踵初期接地のタイミングに基づいて歩行の1周期を切り出し、その区間でデータを100等分することによって時間正規化を行った。

算出項目	定義
歩行速度(km/h)	歩幅×歩調
股関節角度(°)	矢状面から見た大転子点-膝関節点を結ぶベクトルと、大転子点からの鉛直線上からなす角度
膝関節角度(°)	膝関節点-大転子点を結ぶベクトルと膝関節点-足首点を結ぶベクトルのなす角度
足関節角度(°)	足首関節点-膝関節点を結ぶベクトルと足首関節点-爪先点を結ぶベクトルのなす角

表 3.3 算出した歩行パラメータとその定義

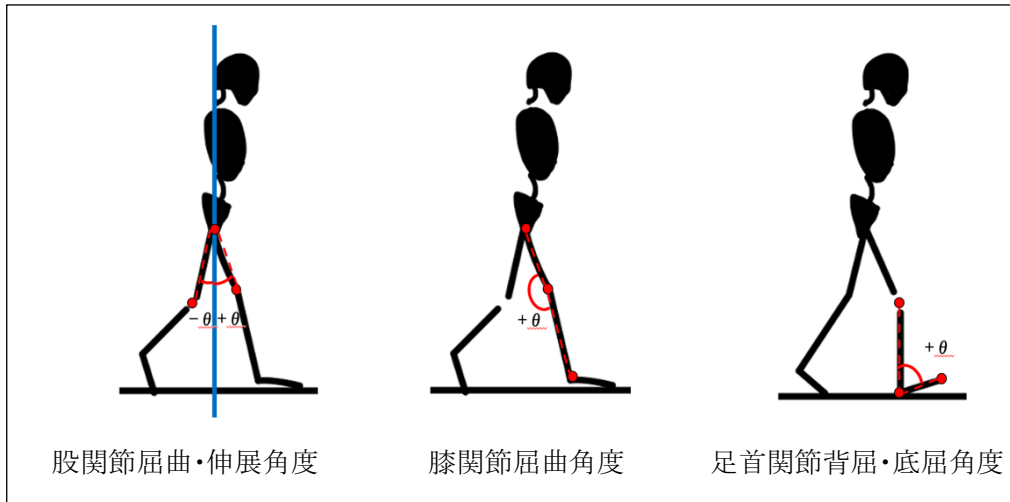


図 3.11 各関節の測定角度

第4章 研究結果

第4章では、本実験から得られたデータに基づき、研究の結果をまとめる。そして研究結果から、考察を行う。

4.1 測定結果

4.1.1 身体回旋動作の測定結果

被験者	性別	骨盤	胸郭	頭蓋
1	男性	i	c	i
2	男性	i	i	i
3	男性	c	i	c
4	女性	c	c	i
5	女性	c	i	c
6	男性	i	i	i
7	男性	i	i	i
8	男性	i	i	i
9	女性	c	i	c
10	男性	i	i	i
11	女性	i	c	c
12	男性	i	i	i
13	男性	c	c	i
14	男性	i	i	i
15	男性	c	i	c
16	男性	c	i	c
17	男性	i	c	i
18	女性	i	c	c
19	男性	i	i	i
20	男性	i	i	i
21	女性	c	c	i
22	男性	i	c	c

i :同側回旋 (Ipsilateral rotation)
c :対側回旋 (contralateral rotation)

表 4.1 被験者の身体回旋動作の測定結果

被験者の身体回旋動作の測定結果を表 4.1 に示す。被験者 22 名に対して測定を行ったところ、すべての被験者の身体回旋動作において、腰椎・仙骨・尾骨+骨盤(骨盤ユニット)、胸椎+胸郭(胸郭ユニット)、頸椎+頭蓋(頭蓋ユニット)の 3 ユニットすべてにおいてカップリングモーションが

生じていることが認められた。その上で、まず骨盤と胸郭のユニットの組み合わせに注目すると、骨盤と胸郭がどちらも対側回旋をする(以下 CC タイプと呼ぶ)被験者は 3 名(男性 2 名 女性 1 名)、骨盤が対側回旋、胸郭が同側回旋する(以下 CI タイプと呼ぶ)被験者が 5 名(男性 3 名 女性 2 名)、骨盤と胸郭がどちらも同側回旋する(以下 II タイプと呼ぶ)被験者は 9 名(男性 9 名 女性 0 名)、骨盤が同側回旋、胸郭が対側回旋する被験者(以下 IC タイプと呼ぶ)は 5 名(男性 3 名 女性 2 名)であった。その上で、CC タイプのすべての被験者は頭蓋ユニットが同側に回旋する CCI タイプであった。CI タイプのすべての被験者は頭蓋が対側に回旋する CIC タイプであった。II タイプのすべての被験者は頭蓋が同側に回旋する III タイプであった。そして IC タイプのうち、頭蓋が対側に回旋する ICC タイプが、3 名、同側に回旋する ICI タイプが 2 名という結果となった。骨盤ユニットと胸郭ユニットのカップリングモーションの組み合わせである 4 パターンのうち 3 パターンにおいて頭蓋ユニットのカップリングモーションがそれぞれ同一であった。

4.1.2 呼吸動作の測定結果

被験者	性別	骨盤	胸郭	始動呼吸動作
1	男性	i	c	腹式呼吸
2	男性	i	i	胸式呼吸
3	男性	c	i	胸式呼吸
4	女性	c	c	腹式呼吸
5	女性	c	i	胸式呼吸
6	男性	i	i	胸式呼吸
7	男性	i	i	胸式呼吸
8	男性	i	i	胸式呼吸
9	女性	c	i	腹式呼吸
10	男性	i	i	胸式呼吸
11	女性	i	c	腹式呼吸
12	男性	i	i	胸式呼吸
13	男性	c	c	腹式呼吸

表 4.2 被験者の呼吸動作の測定結果

被験者の呼吸動作の測定結果を表 4.2 に示す。測定の結果、胸郭が対側回旋する被験者 4 名のうち 4 名(100%)が腹式吸気→胸式吸気の順番で吸気し、胸式呼気→腹式呼気の順に呼気を行った。そして身体回旋動作において胸郭が同側回旋する被験者は、9 名のうち 8 名(89%)が胸式吸気→腹式吸気の順番で吸気し、腹式呼気→胸式呼気の順に呼気を行い、残り 1 名(11%)の被験

者が腹式吸気→胸式吸気の順番で吸気し、胸式呼気→腹式呼気の順に呼気を行うことが測定により明らかとなった。被験者には習慣性についてなど問診の確認を行なったが、全員が習慣性を認めた。また、胸郭同側回旋で腹式吸気→胸式吸気した被験者からは「吹奏楽器演奏の経験があり過去に腹式呼吸の指導を受けた」との証言を得た。

4.1.3 足指・足首動作の測定結果

被験者	性別	骨盤	胸郭	足指・足首動作	
1	男性	i	c	1	足首・足指が同時に底屈及び背屈
2	男性	i	i	1	足首屈伸→足指屈伸
3	男性	c	i	3	足首・足指が独立して底屈・伸展
4	女性	c	c	2	足首と足指が同時に逆方向に底屈・背屈
5	女性	c	i	3	足首・足指が独立して底屈・伸展
6	男性	i	i	1	足首屈伸→足指屈伸
7	男性	i	i	1	足首・足指が同時に底屈及び背屈
8	男性	i	i	1	足首屈伸→足指屈伸
9	女性	c	i	3	足首・足指が独立して底屈・伸展
10	男性	i	i	1	足首・足指が同時に底屈及び背屈
11	女性	i	c	3	足首・足指が独立して底屈・伸展
12	男性	i	i	1	足首・足指が同時に底屈及び背屈
13	男性	c	c	3	足首・足指が独立して底屈・伸展

表 4.3 被験者の足指・足首動作の測定結果

被験者の足首・足指動作の測定結果を表 4.1 に示す。測定の結果、統合脊椎連動仮説によって分類された4タイプのうちCC(骨盤:対側・胸郭:対側)タイプ被験者は、50%が足首・足指の底背屈が逆方向に連鎖運動し50%は非連鎖だった。CI(骨盤:対側・胸郭:同側)タイプの被験者は100%が足首・足指の底背屈が非連鎖だった。II(骨盤:同側・胸郭:同側)タイプの被験者は100%が足首・足指の底背屈が同方向に連鎖運動した。IC(骨盤:同側・胸郭:対側)タイプ被験者は50%が足首・足指の底背屈が同方向に連鎖運動し50%が非連鎖だった。これらの運動について問診し、すべての連鎖/非連鎖が習慣的かつ不随意に行なわれることを確認した。

4.1.4 歩行動作の測定結果

統合脊椎連動仮説による分類のうちCC(骨盤:対側回旋 胸郭:対側回旋)タイプ、CI(骨盤:対側

回旋 胸郭:同側回旋)タイプ, II(骨盤:同側回旋 胸郭:同側回旋)タイプ, IC(骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)タイプの 4 タイプごとに, 歩行観察をもとに特に歩行動作時に安定性がある対象者を各 2 名, 計 8 名を抽出し, 分析を行った. 各被験者の遅く歩いた時の歩行速度, 通常時の歩行速度, 早く歩いた時の歩行速度を表 4.4 に示す.

被験者	性別	遅い	通常	速い
2	男性	2.4	4.0	5.4
4	女性	2.9	3.4	5.2
5	女性	1.8	3.3	6.6
8	男性	1.9	4.2	6.2
15	男性	2.7	3.7	5.4
18	女性	2.0	4.0	7.0
21	女性	1.8	3.1	5.6
22	男性	2.1	3.0	5.8

(km/h)

表 4.4 被験者の歩行動作測定時の歩行速度

①視認による観察結果

歩行動作の測定の結果から、身体回旋動作のパターンによる歩行動作の特徴の差異の分析を実施した。分析の結果を以下に記す。

i) ヒールロッカー(初期接地時)からアンクルロッカーまで

・CC タイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:対側回旋)

ヒールロッカー期もアンクルロッカー期も短く、同時期に膝関節と股関節が伸展していく。

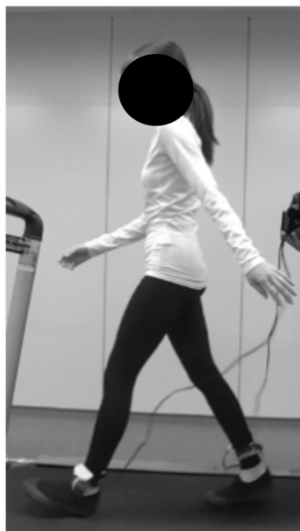


図 4.1 CC タイプのヒールロッカー時の矢状面の様子

・CI タイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:同側回旋)

ヒールロッカー時には重心が立脚側に留まり、アンクルロッカーにかけて接地脚側へ乗り込むが股関節の伸展は少ない



図 4.2 CI タイプのヒールロッカー時の矢状面の様子

・II タイプ (骨盤:同側回旋 胸郭:同側回旋)

初期接地前に股関節が伸展し重心が同脚へ乗り込んでいる。

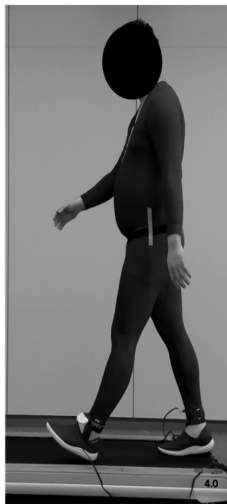


図 4.3 II タイプのヒールロッカー時の矢状面の様子

・IC タイプ (骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)

初期接地時に同脚の股関節屈曲と足関節背屈が強い。

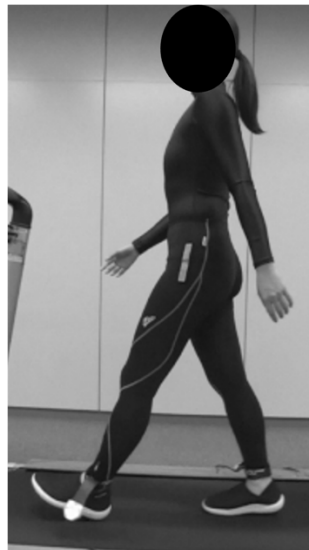


図 4.4 IC タイプのヒールロッカー時の矢状面の様子

ii) アンクルロッカーからフォアフットロッカーまで

CC タイプ (骨盤:対側回旋 胸郭:対側回旋)

アンクルロッカー期が短く、フォアフットロッカーの開始が早い。



図 4.5 CC タイプのアンクルロッカー時の矢状面の様子

•CI タイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:同側回旋)

アンクルロッカー期が長く、同期にしっかり重心が乗り込む。



図 4.6 CI タイプのアンクルロッカー時の矢状面の様子

•II タイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:同側回旋)

アンクルロッカー期は比較的短く、同後期に遊脚側へ重心の乗り込みが始まる。



図 4.7 II タイプのアンクルロッカー時の矢状面の様子

•IC タイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)

アンクルロッカー期が長く, 後期まで重心がしっかり同脚側に乗っている.

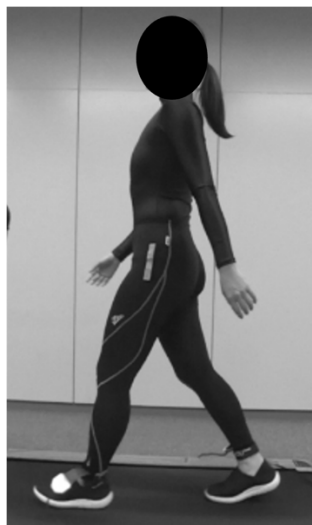


図 4.8 IC タイプのアンクルロッカー時の矢状面の様子

iii)フォアフットロッカーから離地まで

•CC タイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:対側回旋)

フォアフットロッカー期が長く, 同期に重心が遊脚側に乗り込む.



図 4.9 CC タイプのフォアフットロッカー時の矢状面の様子

・CI タイプ (骨盤: 対側回旋 胸郭: 同側回旋)

フォアフットロッカー期に重心は同脚側にあり同膝関節が屈曲する.

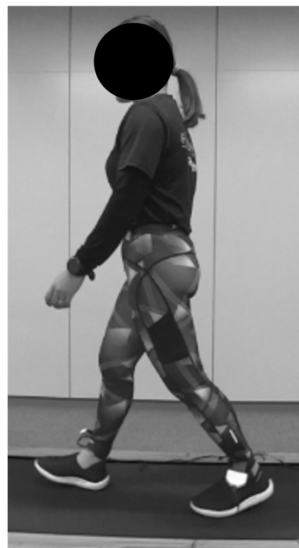


図 4.10 CI タイプのフォアフットロッカー時の矢状面の様子

・II タイプ (骨盤: 同側回旋 胸郭: 同側回旋)

フォアフットロッカー開始時にはほぼ重心が遊脚側に乗り込んでおり同足関節の底屈が強い.

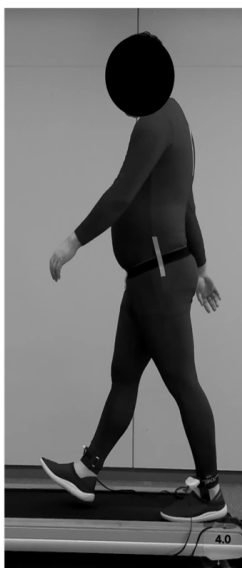


図 4.11 II タイプのフォアフットロッカー時の矢状面の様子

・IC タイプ (骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)

フォアフットロッカー期が短く重心は同脚に乗ったまま, 離地時の同足関節は底屈よりも背屈が強い.



図 4.12 IC タイプのフォアフットロッカー時の矢状面の様子

iv)離地

- CCタイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:対側回旋)

離地と入れ替わるように逆足が初期接地する.



図 4.13 CC タイプの離地時の矢状面の様子

- CIタイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:同側回旋)

離地前に逆足の初期接地があり, 同脚に重心を乗り込ませるように踏み込んで離地する.



図 4.14 CI タイプの離地時の矢状面の様子

- IIタイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:同側回旋)

離地寸前までしっかり蹴り込み逆側へ重心を移行してから離地する.



図 4.15 IIタイプの離地時の矢状面の様子

- ICタイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)

足関節を背屈したままフォアフットロッカーを終了し離地する.

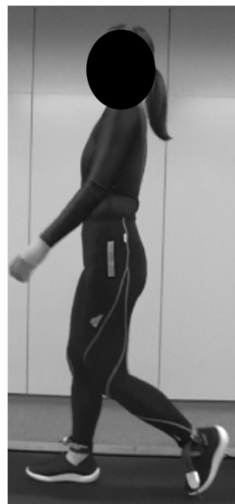


図 4.16 ICタイプの離地時の矢状面の様子

v)その他

- CCタイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:対側回旋)

胸郭は上を向き(対側回旋), 骨盤はアングルロッカー期からフォアフットロッカー期にかけて対側

回旋が確認できる.

・CIタイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:同側回旋)

胸郭は下を向き(同側回旋), 骨盤はアンクルロッカー期全般に対側回旋が確認できる.

・IIタイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:同側回旋)

胸郭は下を向き(同側回旋), 骨盤はフォアフットロッカー期に同側回旋が確認できる.

・ICタイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)

胸郭は上を向き(対側回旋), 骨盤はアンクルロッカー後期に同側回旋を確認できる.

②各関節の角度測定

被験者に対して歩行中の初期接地時、足前部接地(アングルロッカー)、踵離地時(フォアフットロッカー)、離地時での股関節角度、膝関節角度、足首関節角度の測定を行った。測定結果を表4.5に示す。

測定箇所	測定地点	CCタイプ		Cタイプ		IIタイプ		ICタイプ		全体	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	検定統計量	有意確率
股関節	初期接地(ヒールロッカー)	20.26	1.57	18.03	1.50	20.09	1.07	19.75	2.39	4.15	.246
	アングルロッカー	18.18	3.44	13.39	1.38	16.74	3.36	14.42	1.72	7.67	.053
	フォアフットロッカー	-20.06	1.14	-18.99	1.21	-19.12	3.42	-16.32	1.43	8.67	.034*
膝関節	離地	-6.07	2.13	2.39	1.41	-0.66	3.58	-1.33	2.89	12.44	.006**
	初期接地(ヒールロッカー)	171.71	6.09	177.01	1.47	177.19	1.73	177.60	1.76	3.62	.306
	アングルロッカー	168.58	3.40	173.21	2.53	171.12	4.03	178.44	1.46	15.18	.002**
足首関節	フォアフットロッカー	171.00	4.44	170.44	2.12	177.51	2.16	176.05	2.14	12.59	.006**
	離地	137.46	5.48	122.86	4.10	130.05	2.86	131.96	3.92	13.45	.004**
	初期接地(ヒールロッカー)	103.17	3.25	107.81	2.96	111.53	2.08	107.72	1.68	13.21	.004**
足首関節	アングルロッカー	105.87	1.14	118.91	4.63	124.85	2.04	128.07	6.56	17.21	<.001**
	フォアフットロッカー	89.82	3.98	88.96	3.70	98.75	3.20	93.90	8.62	7.52	.057
	離地	121.15	2.86	118.91	4.63	126.76	1.15	128.07	6.56	12.67	.005**

* p < 0.05, ** p < 0.01

表 4.5 タイプごとの各関節角度の測定結果

上記の測定結果のうち、①初期接地時における股関節角度、②初期接地時における膝関節角度、③初期接地時における足首関節角度、④アングルロッカー時における股関節角度、⑤アングルロッカー時における膝関節角度、⑥アングルロッカー時における足首関節角度、⑦フォアフットロッカー時における股関節角度、⑧フォアフットロッカー時における膝関節角度、⑨フォアフットロッカー時における足首関節角度、⑩離地時における股関節角度、⑪離地時における膝関節角度、⑫離地時における足首関節角度について、それぞれ身体回旋運動の測定にて分類した4タイプごとに、関節角度に差があるのかについて多重比較し(Kruskal-Wallis 検定)、有意差があった場合、タイプ間で Mann-Whitney 検定(Bonferroni 補正)により比較した。分析は、IBM SPSS Statistics 27を用いた。

Kruskal-Wallis 検定の結果、股関節角度はフォアフットロッカー (p = .034) 及び離地時 (p = .006) において有意差が認められ、初期接地、アングルロッカーにおいて有意差は認められなかった。ま

た, 膝関節角度は, アンクルロッカー($p = .002$), フォアフットロッカー($p = .006$), 離地時($p = .004$)において有意差が認められ, 初期接地時において有意差は認められなかった. 足首関節角度では, 初期接地($p = .004$), アンクルロッカー($p < .001$), 離地時($p = .005$)において有意差が認められ, フォアフットロッカーにおいて有意差は認められなかった. さらに Kruskal-Wallis 検定により有意差が認められた測定結果について, タイプごとに 2 群間の比較を行なった.

2 群間の比較を行なった結果, 股関節角度について, フォアフットロッカーでは, CC タイプと IC タイプ間で有意差を認めた($p = .026$). 離地時では CC タイプと CI タイプ間で有意差を認めた($p = .003$). 膝関節角度について, アンクルロッカーでは, CC タイプと IC タイプ間($p = .001$)及び II タイプと IC タイプ間($p = .026$)で有意差を認めた. またフォアフットロッカーでは, CI タイプと II タイプ間で有意差を認めた($p = .017$). 離地時では, CC タイプと CI タイプ間で有意差を認めた($p = .002$).

足首関節について, 初期接地では CC タイプと II タイプ間で有意差を認めた($p = .002$). また, アンクルロッカーで CC タイプと II タイプ間($p = .004$), CC タイプと IC タイプ間($p = .002$)で有意差を認めた. 離地時では CI タイプと II タイプ間で有意差を認めた($p = .015$).

③歩行周期測定

被験者に対して歩行周期中の初期接地時, 対側つま先離地, 両下腿交差, 踵離地, 対側初期接地, つま先離地, 両下腿交差, 下腿下垂位の時間率の測定を行った. 測定結果を表 4.6 に示す.

測定地点	CCタイプ		CIタイプ		IIタイプ		ICタイプ		全体	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	検定統計量	有意確率
初期接地(ヒールロッカー)	0	0	0	0	0	0	0	0	-	-
対側つま先離地	17.12	2.38	21.15	1.14	16.37	1.17	16.85	2.49	11.77	.008**
両下腿交差	28.75	0.81	30.46	1.60	28.93	1.87	27.78	1.41	7.65	.054
踵離地	50.48	1.21	51.83	3.04	52.32	2.01	48.55	3.23	5.98	.113
対側初期接地	50.48	1.21	52.41	1.91	52.32	2.01	52.76	1.95	4.73	.193
つま先離地	66.16	3.01	70.47	2.03	69.03	2.17	65.98	2.37	7.83	.050*
両下腿交差	76.62	1.39	77.56	2.22	75.92	1.17	74.92	2.13	3.18	.365
下腿下垂位	92.55	1.37	91.02	1.90	91.57	1.81	90.14	1.71	5.05	.168
初期接地(ヒールロッカー)	100	100	100	100	100	100	100	100	-	-

(単位:%)

* p < 0.05, ** p < 0.01

表 4.6 歩行周期中の時間率ごとの測定結果

上記の歩行中に計測地点ごとに測定した時間について, 身体回旋運動の測定にて分類した 4 タイプごとに計測地点に差があるのかについて多重比較し(Kruskal-Wallis 検定), その後タイプ間でMann-Whitney 検定(Bonferroni 補正)により比較した. 分析は関節角度の分析と同様, IBM SPSS Statistics 27 を用いた.

Kruskal-Wallis 検定の結果, 歩行周期のうち, 対側つま先離地(p = .008)およびつま先離地(p = .050)において有意差が認められたが, 両下腿交差, 踵離地, 対側初期接地, つま先離地, 両下腿交差, 下腿下垂位については有意差を認めなかった. さらに各計測地点でタイプごとに 2 群間の比較を行なった.

2 群間の比較を行なった結果, 対側つま先離地の地点で CI タイプと IC タイプ間(p = .037), CI タイプと II タイプ間(p = .015)で有意差が認められた. また, 1 回目の両下腿交差の地点では CI タイプと IC タイプ間で有意差が認められた. (p = .037)

多重比較を行った際に有意差が認められたつま先離地の地点については, タイプ間で有意差は認められなかった.

4.2 考察

4.2.1 身体回旋動作

測定の結果、22名のすべての被験者で統合脊椎連動におけるカップリングモーションの存在が確認できた。今回は視認及び被験者との問診による確認であり脊椎の解剖的な確認はできなかったが、少なくとも頭蓋、胸郭、骨盤の大きな部位については、身体回旋動作において回旋時に前後左右の屈曲(カップリングモーション)が認められ、さらにこれら3つの部位と強い連結性を持つと認められる脊椎の各部も同様のカップリングモーションを起こしていることが示唆された。統合脊椎連動仮説では、腰椎1～5番すべてが骨盤ユニットとして協働しているとは限らず、協働する組合せも統合脊椎連動仮説の組合せタイプに依ると示唆しているが、今後は腰椎、胸椎、頭蓋それぞれのユニットで検証を行なっていきたい。

身体回旋動作の動作域がわずかな初動においては、3部位のカップリングモーションを明確に視認することは難しい。しかし可動域を限界近くに広げるとほぼ確実にカップリングモーションを視認できること、また統合脊椎連動仮説の定めた頭蓋・胸郭・骨盤ユニットはそれぞれ脊椎回旋時に明確にカップリングモーションが生じ、この運動パターンは初動から限界可動域まで同一で他パターンに移ることはなかったことを考えれば、大きなユニットのカップリングモーションが途中で入れ替わることは構造的にも困難であり、カップリングモーションは視認が難しい初動の段階でもすでに明確に選択されていることが考察される。

また、被験者には骨盤、胸郭、頭蓋の回旋時に同側・対側のカップリングモーションのどちらも体験してもらい、動かしやすさや普段の動作との差異について質疑応答を行なった。結果、各被験者の動作のやりやすさが明確に異なり、普段用いていない方法に著しく違和感を感じる被験者が多いということが明らかとなった。これらのことから、カップリングモーション運動は習慣性を帯びた不随意的な動作戦略である可能性が高いことが示唆された。

頸椎と頭蓋のユニットに関しては、胸郭や骨盤のように直接椎体と部位が連結しておらず頸椎の上部に頭蓋が乗る状態であるため、実験前には頭蓋が垂直に回旋するケースも想定していたが、今回はすべての被験者が可動域限界まで頸椎および頭蓋を回旋させると明確に同側か対側の回旋が確認できたため、頭蓋と頸椎の関係もまた同側・対側回旋の選択において協働関係にあることが示唆された。

さらに骨盤、胸郭、頭蓋の3つのユニットのカップリングモーションの組み合わせにおいて、骨盤ユ

ニットと胸郭ユニットの組み合わせによって頭蓋ユニットのカップリングモーションが決定するという正則構造が存在する可能性が高いことも判った。これは統合脊椎連動の事前の推測と符合しており、そのメカニズムについても同仮説により考察されているが、これについても今後の立証課題としたい。さらに同仮説が推測している脊椎回旋の水平回転モーメント軸と左右脚の関係にカップリングモーションの組み合わせタイプが影響する点についても、今後研究を進めていきたい。このメカニズムは歩行動作の類型化に関する重要なファクターであることを統合脊椎連動仮説は示唆している。

4.2.2 呼吸動作

測定の結果から、呼吸の方法は胸郭ユニットのカップリングモーションに影響を受ける可能性が極めて高いことが考察される。

そのうえで、統合脊椎連動仮説が推測していた両者の関係を記す。まず胸郭ユニットが対側回旋する動作戦略では、胸郭全体が後傾しやや脊椎に押し付けられる形になって背部や頸部の呼吸筋も緊張する。一方で腹部はやや膨張気味になり腹筋群も弛緩する。そのため横隔膜が自由になり稼働しやすく、吸気初動では腹式呼吸が用いられる。そして、ある程度腹部が膨張しきった時点からさらに吸気を続ければ、呼吸筋群によって胸郭を上下左右に膨張させる胸式呼吸に切り替わる。他方、胸郭ユニットを同側回旋させると、胸郭は前傾気味になり腹部は圧縮気味になる一方で、胸郭は自由になり背部や頸部の呼吸筋は弛緩する。そのため吸気初動ではそれら呼吸筋を使用し胸郭を膨張させて空気を取り込む胸式呼吸が用いられる。そして、ある程度胸郭が膨張しきった時点でさらに吸気を続ければ、横隔膜が下がって腹式呼吸に切り替わる。

今回の測定結果では、同仮説の示唆通りに、吸気初動においては胸郭ユニット対側回旋するすべての被疑者が吸気初動で腹式呼吸を行い、同側回旋するタイプの被験者は、1人を除き吸気初動で胸式呼吸を行った。例外の被験者にヒアリングを行ったところ、吹奏楽器を演奏し学習の一環で指導者により腹式呼吸の推奨と実践の指導を受けていたことが判明した。統合脊椎連動の概要において同仮説の規則は、人の動作の初期設定段階におけるものであり、現実の生活においては多くの外的要因により変化していくとされる。呼吸の2つの方法は、ある程度訓練をすれば誰でも取得できる方法であり、それが習慣性を帯びることも大いにありうることである。そのうえで今回の被験者で唯一仮説に反する呼吸法を用いている者は、吹奏楽器演奏の一環として腹式呼吸を訓練したとあり、同仮説の示唆を裏付ける結果となった。

4.2.3 足指・足首動作

測定結果から、統合脊椎連動仮説ののカップリングモーション動作戦略と足首・足指の底背屈の動きには高い相関性があることが考察される。

まず、統合脊椎連動仮説の推測について述べる。同仮説は、脊椎におけるカップリングモーションのパターンによって足関節と足指関節の底背屈の連鎖の運動が異なることを示唆した。

足関節の背屈は前脛骨筋、第3腓骨筋、長趾伸筋、長母趾伸筋が連係することで行なわれるとされ、底屈は下腿三頭筋(腓腹筋の内・外頭、ヒラメ筋)、後脛骨筋、足底筋、長腓骨筋、短腓骨筋、長趾屈筋、長母趾屈筋の連係によるとされるが、それら筋肉のなかで同仮説が注目するのは単関節筋と複関節筋である。単関節筋は文字通り単数の関節の可動に働く筋肉で、足関節ならばその底背屈に働く。足指は趾骨と複数の関節からなるが、同指の隣り合う関節は同じ方向へ屈伸運動するので単関節的と捉え、足指を底背屈させる単関節筋的な筋群が存在する。他方で複関節筋とは、複数の関節をまたいで稼働する関節のことで、股関節と膝関節をまたぐ大腿直筋や縫工筋が有名である。これらは単筋肉の稼働が複数の関節の屈伸に関わる。大腿直筋であれば股関節では屈曲に働き膝関節は伸展方向に働く。これらの複関節筋の機能と役割については、研究者の間で長らく議論されてきた。股関節はそれのみで屈伸すればよく、膝は膝だけが屈伸すれば事足りるはずであるのに、何のために複関節筋が存在するのかが疑問視されてきたのである。近年では研究も進み、複関節筋も身体動作にとって重要な筋肉であると見なされつつある(先行研究を載せる)が、統合脊椎連動仮説では、これらの筋肉は脊椎連動のカップリングモーション・パターンの動作戦略を末端に伝える経路の選択肢として存在すると推測している。その一例が本研究による足首・足指の連鎖運動と脊椎カップリングモーション・パターンとの相関性である。同仮説によれば足首・足指の連鎖もしくは非連鎖は、骨盤ユニットのカップリングモーション・パターンによる誘発性が高い。同側回旋する動作戦略においては、足首と足指の底背屈に長趾屈筋、長趾伸筋といった複関節筋が強く介在して同方向への連鎖運動が起きやすい。骨盤を対側回旋する動作戦略においては、足首と足指はそれぞれ単関節筋群が底背屈を主導するため両関節の連鎖性は低く、互いが逆方向に反応するケースもある。例えば、骨盤を同側回旋しさらに胸郭も同側回旋させると足首の底屈が足指の底屈連鎖を起しやす。また骨盤を対側回旋させた場合は足首の底背屈は足指の連鎖を誘発しにくい。さらに胸郭も対側回旋させると足首の底屈によって足首が背屈する反応運動が起きやすい、などである。

以上の推測を検証するために、測定結果のうち骨盤ユニットのカップリングモーション・パターンに

おける結果に注目した。骨盤が同側回旋する被験者のうち、胸郭が同側回旋する被験者のすべて、胸郭が対側回旋タイプの半数が足首と足指の底背屈が同方向連鎖した(残り半数は非連鎖)。このことから統合脊椎連動仮説の「骨盤ユニット同側回旋の動作戦略においては長趾屈筋、長趾伸筋といった二関節筋が主導して底背屈が行われる」可能性は高いと考察される。

他方、骨盤ユニットが対側回旋する動作戦略については、うち胸郭を同側回旋させる全被験者と胸郭を対側回旋させる被験者の半数が非連鎖で、残り半数は逆方向連鎖だったことから、統合脊椎連動仮説における「骨盤ユニットを対側回旋させる動作戦略においては、単関節筋が主導して足首・足指の底背屈が独立して非連鎖、もしくは逆方向への反応運動を誘発する」ことを裏付ける結果だった。

最後に、被験者のうち骨盤:対側、胸郭:対側タイプの半数である 1 名は、測定動作の当初は足首と足指の底背屈が明確に確認されにくく、同方向・逆方向の連鎖および非連鎖の運動を複数回実践させてやりやすさや習慣性について問診し最終的には非連鎖という判定を下したが、ヒアリングにおいて、武道の修練をしていて指導者の動きを真似るよう指導されてきたものの今回の統合脊椎連動の一連の測定をしているうちに現在の動作戦略とかつて習慣的だった動作戦略が異なっているかもしれない、という疑念が証言された。このことから、統合脊椎連動のカップリングモーション・パターンの動作戦略およびその全身への運動連鎖の誘発性は、外部環境からの要因などに左右されるであろうことも示唆された。

4.2.4 歩行動作

測定結果から、統合脊椎のカップリングモーション動作戦略と歩行動作中の下肢の動きには相関があることが考察される。今回は視認および統計による分析であり、床反力ベクトルや筋機能の確認はできなかったが、少なくとも、骨盤ユニットと胸郭ユニットのカップリングモーションパターンの組み合わせによって歩行動作に特徴が現れる可能性があることが示唆された。

そのうえで、統合脊椎連動仮説による分類と歩行動作の測定結果の関係を記す。まず、歩行周期における荷重応答期の開始地点である、片足の初期接地において、CC(骨盤:対側 胸郭:対側)タイプおよび CI(骨盤:対側 胸郭:同側)タイプが接地時に体重が乗り切っていない様子が確認された。一方、II(骨盤:同側: 胸郭:対側)タイプは接地時に体重がすでに乗っている様子、IC(骨盤:同側 胸郭:対側)は初期接地から前足部接地にかけて体重が接地側の足に乗り移っていく様子が確認された。先行研究において、国立ランチョ・ロス・アミーゴリハビリテーションセンターに

て定義された過重応答期の歩行動作は、初期接地時にはすでに次の単脚支持期に備えて、体重を支える体制を整えるとされる。このことから、CC タイプ、CI タイプ、IC タイプは先述の定義からは異なっている。また、先述の定義では、過重応答期において初期接地時のエネルギーは膝関節伸展筋(主に大腿直筋)及び足関節背屈筋(主に前脛骨筋)で行われていると記述されているが、CI タイプについては、大腿直筋の伸展が見られず、エネルギー吸収が行われているようには視認できない。そのため、別の筋を使用してエネルギー吸収を行っていると考えられる。

また、初期接地時での各関節の角度測定の結果、CC タイプとII タイプにおいて足首関節角度の有意差が認められた。これにより、CC タイプは初期接地時に足首が反った状態であり身体の重心を支える状態に備えられていないこと、II タイプは初期接地時に足首が反らずに床面との接地が瞬間的に行えるよう備えている状態であることが分析結果によっても確認できる。

次に、前足部接地時(アンクルロッカー)の状態において、初期接地時と同じく、CC タイプとCI タイプはまだ重心が中央にあるように視認でき、さらにCI 上前腸骨棘の伸展が見られない。ここで考えられるのは、CC タイプとCI タイプは骨盤が後傾していることにより重心が後方にあることで、初期接地時から前足部接地の地点でもまだ重心を移動できていないことが要因であると考えられる。また、アンクルロッカー時の各関節の角度測定の結果、膝関節角度についてCC タイプとIC タイプ、II タイプとIC タイプで有意差が認められ、足首関節角度ではCC タイプとIC タイプ、CC タイプとII タイプで有意差が認められた。この結果は、CC タイプは膝関節が屈曲し足首関節が反った状態、IC タイプは膝関節が伸展し足首関節が底屈している状態を示す。また、II タイプは前足部接地時でほとんどの体重が立脚側の足に移行しているように視認できる。さらにII タイプは前足部接地前～前足部接地時に前腸骨棘周辺が伸展しているように視認できる。そしてCC タイプはII タイプと同様に上前腸骨棘周辺が伸展する動作を行うが、前足部接地直後であるため、動作を行う地点が異なる。初期接地から前足部接地までに大腿直筋周辺の動作に差異がある理由については、今後さらに検証を行い、明らかにする必要があると考える。

次にフォアフットロッカーの状態においては、CI タイプとIC タイプは踵が離地する前に反対側の足が初期接地する。一方でCC タイプとII タイプは踵が離地するタイミングとほぼ同時もしくは直後に初期接地を行う。国立ランチョ・ロス・アミーゴリハビリテーションセンターにて定義されたフォアフットロッカー時の歩行動作は、踵離地が行われた後に反対側の足の初期接地が行われるとされている。このことから、CI タイプ、IC タイプは先述の定義からは異なっている。視認で確認できる内容で考えられる要因として、CI タイプは立脚側の足が歩行時の推進力となっており、床面を立脚中期(前期)～立脚中期(後期)にかけて蹴り出す必要があるため、踵の離地が遅くなると考えられる。ま

た, IC タイプ立脚中期(後期)～立脚周期にかけてゆっくりと床面を蹴り上げて推進力を得ていると視認される. 本研究では視認による確認にとどまっておき, 確証は得られないが, 歩行動作時の推進力は床反力を測定することで測定が可能であるため, 今後の研究で明らかにしたいと考えている.

最後に, 離地時の状態においては, II タイプと IC タイプが足で床面を蹴って推進力を得ているように視認できる一方, CC タイプと CI タイプは蹴り上げるよりも足を床面から離しているという表現が適切な動作を行うことが視認できる. これは, 前述の通り, CI タイプは立脚中期(前期)～立脚中期(後期)に床面を蹴り推進力を得ているように見え, CC タイプは立脚初期または前足部接地時～立脚中期(前期)に床面を蹴り推進力を得ているように見える. そのため離地時に床面を蹴り込む必要がなく, 足が床面から離れているだけのよう視認できると考える.

以上の考察により, 統合脊椎連動仮説により分類した 4 つのタイプごとにそれぞれ動作の特徴があることが示唆された.

一方, これら 4 つの分類分けを行なったが, これらの歩行動作が理想で正しい動作であるということをも主張するものではないことを明示しておく. 示した 4 タイプごとの特徴は, カップリングモーションパターンの組み合わせにより初期設定される動作が視認で確認できるほど明確であり, 動作に安定性がある対象者を選定して観察を行なった結果, 現れたものである. 歩行動作が外的要因によってどのように異なるのかについては, 今後更なる研究が必要である.

4.2.5 まとめ

まず, 人の身体構造は基本的には同じであり, あらゆる動作を行うことが可能である. 統合脊椎連動仮説では, 個人が特定の動作しか行えないことを示すのではなく, あくまで日常生活で取り入れている動作に習慣性があり, 身体回旋動作の類型ごとに動作の特徴があることを提唱したものである. 本研究での測定によって, 人はカップリングモーションパターンの組み合わせから自分に適したパターンを選択し, そのパターンをもとに習慣的に身体動作が行われている可能性が高いことを示した. 統合脊椎連動仮説とは異なった被験者についても, 幼少期から続けていた習い事の影響や, 個人の「なりたい姿」に近づくために意識し続けた結果, 習慣性となって身につけていたことが明らかとなった. すなわち, 統合脊椎連動仮説は個人の本来の人の動作のパターンを示す基準となりうると思う.

第5章 結言

本研究では、人の動作の中にある無意識的な本質的個性の理解を深めることを目的として、身体動作の連動性を示す統合脊椎連動仮説の検証を行った。第5章では、本研究の結びとして本研究の意義と今後の課題、そして今後の展望について述べる。

5.1 本研究の結論

本研究では、人の動作の中にある無意識的な本質的個性の理解を深めることを目的として、統合脊椎連動仮説の検証を行った。

統合脊椎連動仮説の検証では、身体回旋運動により分類分けを行ったうえで、呼吸動作、足指・足首屈曲・伸展動作の測定により脊椎連動パターンと動作戦略の関連性の有効性を示した後、歩行動作の測定を行った。測定の結果、呼吸動作及び足首・足指動作において脊椎連動パターンと習慣的な動作戦略に相関があることを示唆した。そして、歩行動作においては、統合脊椎連動による分類分けによって重心の移動方法や下肢、上肢の使い方にそれぞれ特徴がある可能性があることが示唆された。

これらの分析の結果、統合脊椎連動仮説の妥当性検証が行うことができた。これにより、先行研究に含まれる以下4点の問題について、下記の通り解決する可能性を示すことができた。

先行研究に含まれる課題に対する検証

①人のすべての身体動作の関連性の有無について言及されていない

本研究の測定によって身体回旋動作の回旋パターン身体回旋動作の類型ごとに呼吸動作、足指・足首動作、歩行動作それぞれに動作の特徴が見られた。このことから、身体動作の関連はあることが示唆された。

②運動連鎖のパターンについて言及されていない(1パターンの動作戦略に限られている)

本研究の測定によって、身体回旋動作の回旋パターン身体回旋動作の類型があり、それぞれ運動連鎖のパターンがあることが示唆された。

③身体動作の習慣性について言及されていない

本研究の測定によって、身体動作には被験者ごとにやりやすさとやりにくさを感じる動作があり、それぞれ動作を選択して習慣的に特定の動作を行っていることが示唆された。

④動作中のエネルギー消費・効率などの限られた要素が評価尺度となっている

統合脊椎連動仮説の検証により、動作中のエネルギー消費や効率などの限られた要素でさえ人それぞれ最適解が異なることが明らかとなったと考える。そして、限られた要素を評価尺度とするのではなく、自発的な動作という視点を加える必要性を示すことができた。

以上により、これまで明らかにできなかった身体動作の類型化という重要な課題に大きな光明を見出すことができたと筆者は考える。身体に関わることであればあらゆる分野に関係する問題であり、身体、環境を含む多くのデザインへの活用ができると期待する。

5.2 本研究の意義

研究による統合脊椎連動の検証により、これまで身体を一般化して扱ってきた身体動作の研究に対して、人によって動作戦略には習慣性があり、その習慣的な動作パターンを脊椎の構造の違いにより分類分けできることを示したことに意義があると考えられる。なぜなら、これまで一般化して扱っていた身体動作があり、分類分けが可能であることを客観的に示すことにより、ツールのデザインに新たなきっかけを与えることができるからである。また、臨床の現場において課題とされていた、「教科書に記載されている内容と現場での人の動きには違いがある」課題に対して、身体動作のパターンに違いがあることを示すことにより、これまで暗黙的に行われていた対象者の特徴に合わせた対応が形式として取り入れることが可能になると考えられる。そのことは、「分類分けをすることは臨床の現場で大変役に立つ」や、「日常生活で意識をしたことはなかったが、この分類分けが確立されればあらゆる分野に活用できそうだ」という被験者に対するインタビューの結果を通じて意義があるものであることが確認できた。

また、統合脊椎連動仮説による分類分けを行ったことにより、被験者の歩行動作における特徴がより明確に分析し、指導することが可能になることにも意義があると考えられる。例えば、これまでは健康成人に対する歩行の指導については特定の指導方法しか示されてこなかったが、動作の分類分けを行うことにより、特定箇所に痛みを感じる患者に対して「CC タイプは大腿直筋が伸展しない状態で初期接地を行うことが理想であるが、右足の大腿直筋が伸展した状態で着地しているため、負荷がかかっている。本来の動きと左右対称性を戻すため、右足を意識して歩行すること」という具体的なアドバイスが可能となる。アドバイスによる痛みの解消については今後さらなる検証およびが

必要であるが、統合脊椎連動仮説に基づく分類により、タイプごとに歩行に特徴があることが明らかになったことは、今後の歩行動作の研究において有用であると考ええる。

これにより、さらに人にあった身体動作の提案ができ、最終的には新たな製品や社会デザインの検討が可能になると考える。

5.3 今後の課題

今後の課題としては、以下3点が挙げられる。

第1に、今回の実験は、被験者数が22名であり、分類分けで特定のパターンの被験者数が少なかったことから、詳細の分析が不十分であった可能性がある。この課題については、引き続き被験者を募り追加で測定を実施する必要がある。第2に、本実験では被験者に対して、足圧を測定するためのインソール型足圧器を装着した状態で身体動作を行ってもらった。被験者からは「気にならない」という声がほとんどであったが、一部の動作で無意識にインソール型足圧測定器があることを気にしている様子が見受けられた。これらの被験者に対しては、インソール型足圧器を装着しない状態での身体動作時のデータ取得も並行して実施したが、裸足の状態での歩行状態を観察していない被験者についても、習慣化された動作ができていなかった可能性がある。今後は測定機器の選定を含めて検討する必要がある。第3に、本研究は脊椎連動パターンと動作戦略の関係を明らかにすることを目的とし、その研究の第一歩として呼吸動作、足首、足指動作、そして歩行動作の測定を行なったが、そのほか上肢を主に使用した動作やツールを用いた場合の習慣的な動作の測定の検証も必要となる。そして、これらすべての動作が脊椎連動パターンと関連があるかを定量的に評価するためには、今後更なる研究が必要である。

5.4 今後の展望

本研究で明らかにした統合脊椎連動について考えられる今後の展望は以下3点が挙げられる。

1 点目は、これまで断片的に行われてきた動作の研究に対して、包括的に動作を分析することができるよう、システムズエンジニアリングの手法を用いてモデルを作成することである。

2 点目は、視認や足圧測定器だけでなく、フォースプレート等を用いた測定を行うことでより定量的な分析と詳細な言語化を行うことである。

3点目は、下肢の動きだけでなく、上肢やツールを用いた時の動作の習慣性についても測定を行い、統合脊椎連動の有効性を確認することである。

第6章 謝辞

本研究における測定の実施及び執筆にあたっては、多くの方のご協力をいただきました。

はじめに、SDM 入学から長い時間漠然とした研究テーマしか持っていなかった私に、ご相談の都度親身になりご指導いただきました主査の新妻雅弘先生に、心より御礼を申し上げます。

新妻雅弘先生の高い視座と広い視野に基づくご指導と、常にものごとの本質を追求し続ける姿勢に感化され、私も前向きに研究に取り組むことができました。また、研究を行うための機器の準備から本論文の執筆に至るまで多大なるご協力とご指導、ご鞭撻をいただきました。改めて、感謝申し上げます。

副査の前野隆司教授には、大変貴重なご指摘やご助言をいただきました。本研究の目的の整理や、先行研究および本研究で実施する測定項目において不十分な点や補うべき点について具体的にご助言いただいたことで、本研究の質を向上することができました。大変感謝しております。

また、システムデザイン・マネジメント研究所顧問の狼嘉彰先生には、親身に研究の相談に乗っていただき、測定場所も提供していただきました。狼先生のおかげで本研究をやり遂げることができました。感謝申し上げます。

新妻研究室の川瀬さんは、研究室唯一の同期として心の支えとなってくれました。川瀬さんの温かいアドバイスや励ましの言葉で最後まで研究を進めることができました。本当にありがとうございました。また、同じ新妻研究室のイゼンさんは、英語の論文要旨の添削いただきました。大変感謝しております。

加えて、他の研究室ながらも修士1年からゼミに参加させていただいた西村秀和教授には、研究のご指導に対する熱心さと、西村研究室の先輩や同期、後輩の研究に対する情熱に非常に刺激を受けました。また、皆様が取り組まれている研究内容も、本研究を進めるにあたり、非常に参考になりました。感謝申し上げます。

最後に、本研究の測定にご協力いただいた先輩や友人、後輩の皆様、そしていつも私の体調を気にかけて、応援してくれた家族や友人に心から感謝いたします。

改めて、本研究の執筆にあたってご協力くださったすべての皆様に感謝申し上げます。ありがとうございました。

今井 翔

参考文献

- [1]谷口真美, “ダイバーシティ・マネジメント-多様性をいかに組織-”, 白桃書房, 2005
- [2]Ronaldo Mace, “Universal Design: Barrier Free Environments for Everyone”. Designers West, 1985
- [3]石光俊介, 佐藤秀紀. “人間工学の基礎”, 養賢堂, 2018
- [4]越智隆弘, “骨盤・股関節”, 中山書店, 2006
- [5]松尾庸平, “腰椎の解剖とキネマティクス”, Jpn J Rehabil Med 2016 Vol. 53, 2016
- [6]藤田恒夫, “入門人体解剖学 改訂第5版”, 南江堂, 2012
- [7]佐藤洋一郎, “連鎖とエビデンス”, 理学療法の歩み 22 巻 1 号, 2011
- [8]KGötz-Neumann, “観察による歩行分析”, 医学書院, 2005
- [9]Jeffery Maitland, “Spinal Manipulation Made Simple: A Manual of Soft Tissue Techniques”, North Atlantic Books, 2001
- [10]植木理恵, “ビジュアル図解 心理学”, 中経出版, 2013
- [11]関庚甫, 中嶋正之, “生体力学に基づく動力学制御による人間の歩行動作の生成”, 映像情報メディア学会, 2000
- [12]安藤徳彦, “下肢筋の機能解剖と歩行”, 日本義肢装具学会, 1999
- [13]David Levine, Michael W, “The Effects of Pelvic Movement on Lumbar Lordosis in the Standing Position”, Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1996
- [14]G. Vaz, P. Roussouly, E. Berthonnaud, J. Dimnet, “Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine”, European Spine Journal, 2002
- [15]Stephen J Edmondston, Mathew Aggerholm, Suzanne Elfving, Neil Flores, Christopher Ng, Richard Smith, Kevin Netto, “Influence of posture on the range of axial rotation and coupled lateral flexion of the thoracic spine”, Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 2007
- [16]八谷瑞紀, 村田伸, 大田尾浩, 熊野亘, 中村正造, “パーキンソン病患者を対象とした歩行能力評価法の信頼性の検討”, ヘルスプロモーション理学療法研究, 2020
- [17]榎原靖, 村松大吾, 八木康史, “歩容認証とその科学捜査への応用”, 電子情報通信学会, 2021
- [18]C V Bouten, K T Koekoek, M Verduin, R Kodde, J D Janssen, “A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity”IEEE, 1997
- [19]Jose E. Rivera, “Open versus Closed Kinetic Chain Rehabilitation of the Lower Extremity: A Functional and Biomechanical Analysis”, Journal of Sport Rehabilitation, 1994
- [20]Charles C, “Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions”. Thomas Publisher, 1977
- [21]Sam Khamis, Ziva Yizhar, “Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position”, Gait Posture, 2007
- [22]建内宏重, “姿勢と歩行”, 三輪書店, 2015
- [23]Nikolai Bogduk, “Clinical and Radiological Anatomy of the Lumbar Spine”, Churchill Livingstone, 1997
- [24]Meryl Miles, Walter E. Sullivan, “Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints”, The Anatomical Record Volume 139, 1961
- [25]I A Stokes, D G Wilder, J W Frymoyer, M H Pope, “Assessment of Patients With Low-Back Pain by Biplanar Radiographic Measurement of Intervertebral Motion”, Spine 6 (3), 233-240, 1981
- [26]M M Panjabi, T R Oxland, I Yamamoto, J J Crisco, “Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral

- spine as shown by three-dimensional load-displacement curves”, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1994
- [27]M M Panjabi, M H Krag, V K Goel, ”A technique for measurement and description of three-dimensional six degree-of-freedom motion of a body joint with an application to the human spine”, *Journal of Biomechanics*, 1981
- [28]Donald A. Neumann, ”Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation”, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, 2016
- [29]Kretschmer E, 相場 均 (訳), ”体格と性格 一物質の問題および気質の学説によせる研究“, 文光堂, 1921(訳 1960))
- [30]中村隆一, ”姿勢と理学療法”, *理学療法* 24 卷 1 号, 2007
- [31]加古 誠人, 上村 一貴, 高橋 秀平, 東口大樹, 内山靖, ”振り向き動作における回旋動作の協調性と足圧中心点の制御 頸部, 体幹, 股関節の関節運動の制約の影響”, 第 49 回日本理学療法学会大会, 2014
- [32]佐野直樹, 山田拓実, 三沢和弥, 夏井けい子, 額谷一夫, ”3 次元運動解析による呼吸様式の比較”, *東京保健科学学会誌* 1 卷 2 号, 1998
- [33]藤田有加, ”姿勢の変化が呼吸機能に及ぼす影響”, 第 32 回九州理学療法士・作業療法士合同学会, 2010
- [34]竹井仁, ”姿勢の評価と治療アプローチ: 脊髄外科 Vol.27 No.2, 2013
- [35]Blondel B, Schwab F, Ungar B, Smith J, Bridwell K, Glassman S, Shaffrey C, Farcy JP, Lafage V, ” Impact of magnitude and percentage of global sagittal plane correction on health-related quality of life at 2-years follow-up”, *Neurosurgery* 71(2): 341-348, 2012
- [36]Justin S Smith, Eric Klineberg, Frank Schwab, Christopher I Shaffrey, Bertrand Moal, Christopher P Ames, Richard Hostin, Kai-Ming G Fu, Douglas Burton, Behrooz Akbarnia, Munish Gupta, Robert Hart, Shay Bess, Virginie Lafage, ”Change in classification grade by the SRS-Schwab adult spinal deformity classification predicts impact on health-related quality of life measures: prospective analysis of operative and non-operative treatment”, *Spine (Phila Pa 1976)* 38: 1663-1671, 2013
- [37]Frank Schwab , Ashish Patel, Benjamin Ungar, Jean-Pierre Farcy, Virginie Lafage, ”Adult spinal deformity-postoperative standing imbalance: how much can you tolerate? An overview of key parameters in assessing alignment and planning corrective surgery”. *Spine (Phila Pa 1976)* 35(25): 2224-2231, 2010
- [38]Martha L. Walker, Jules M. Rothstein, Sheryl D. Finucane, Robert L. Lamb, ”Relationships Between Lumbar Lordosis, Pelvic Tilt, and Abdominal Muscle Performance”, *Physical Therapy*, Volume 67, 1987
- [39]R Toppenberg, M Bullock, ”Normal lumbo-pelvic muscle lengths and their interrelationships in adolescent females”, *Australian Journal of Physiotherapy* 36 105-109, 1990
- [40] Todd S. Ellenbecker, George Davies, ”Closed Kinetic Chain Exercise: A Comprehensive Guide to Multiple Joint Exercises”, *Human Kinetics*, 2001
- [41]宮内節子, ”呼吸運動に関する研究”, *民族衛生* 第 26 卷第 1 号, 1960
- [42]Robert Bentley Todd, ”The cyclopaedia of anatomy and physiology”, *Wentworth Press*, 1852
- [43]Mays, T.J., ”An Experimental Inquiry into Chest Movements of the Indian Female. *Therapeutic Gazette*, p.297-299, 1887
- [44]武田広道, 岡山裕美, 大工谷新一, ”骨盤, 脊柱アライメントが胸郭可動性と呼吸機能に及ぼす影響”, *理学療法科学学会*, 2015
- [45]宮崎義憲, ”体重増加が懸垂落下時の着地衝撃力に及ぼす影響について”, *一般社団法人日本体力医学会*, 2007
- [46]Goldberg Lewis, ” Language and Individual Differences: The Search for Universals in Personality Lexicons”,

Review of Personality and Social Psychology, 1981

- [47] 畠中泰彦, “臨床に役立つ歩行運動学”, 運動と医学の出版社, 2022
- [48] 才藤栄一, 大塚圭, ”歩行分析と動作分析”, 一般財団法人学会誌刊行センター, 2015
- [49] M P Murray, R C Kory, B H Clarkson, S B Sepic, “Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men”, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 1966
- [50] P. Gibbons, P. Tehan, “Muscle energy concepts and coupled motion of the spine”, Manual Therapy, 1998
- [51] Takahiro Ishii, Yoshihiro Mukai, Noboru Hosono, Hironobu Sakaura, Ryutaro Fujii, Yoshikazu Nakajima, Shinichi Tamura, Kazuomi Sugamoto, Hideki Yoshikawa, ”Kinematics of the sub axial cervical spine in rotation in vivo three-dimensional analysis”, Spine (Phila Pa 1976), 2004
- [52] Takahiro Ishii, Yoshihiro Mukai, Noboru Hosono, Hironobu Sakaura, Yoshikazu Nakajima, Yoshinobu Sato, Kazuomi Sugamoto, Hideki Yoshikawa, “Kinematics of the upper cervical spine in rotation: in vivo three dimensional analysis”, Spine (Phila Pa 1976), 2004

別紙 1

本研究で歩行動作の測定を行なった結果を以下図 6.1 から図 6.17 及び表 6.1 から表 6.16 に記載する。

・被験者の測定地点における各関節角度測定結果

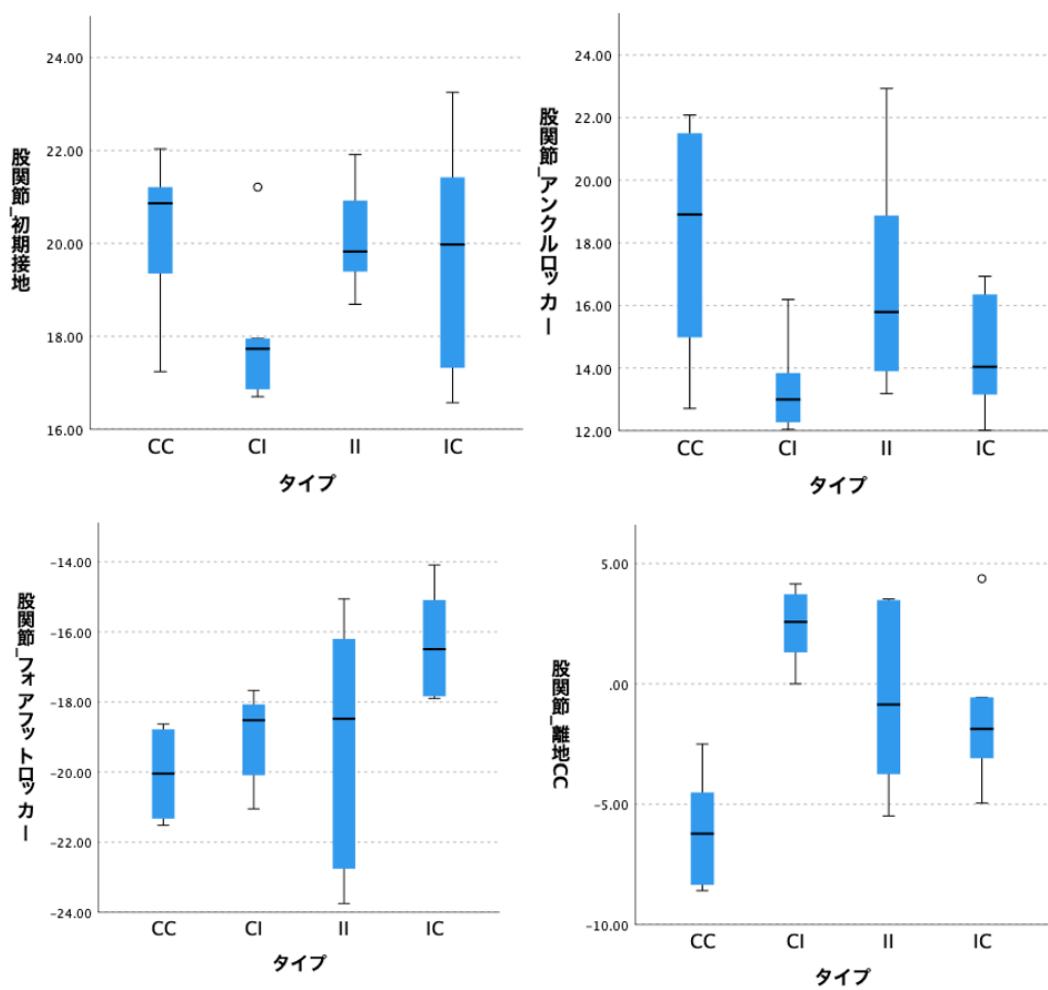


図 6. 1 タイプごとの股関節角度データ

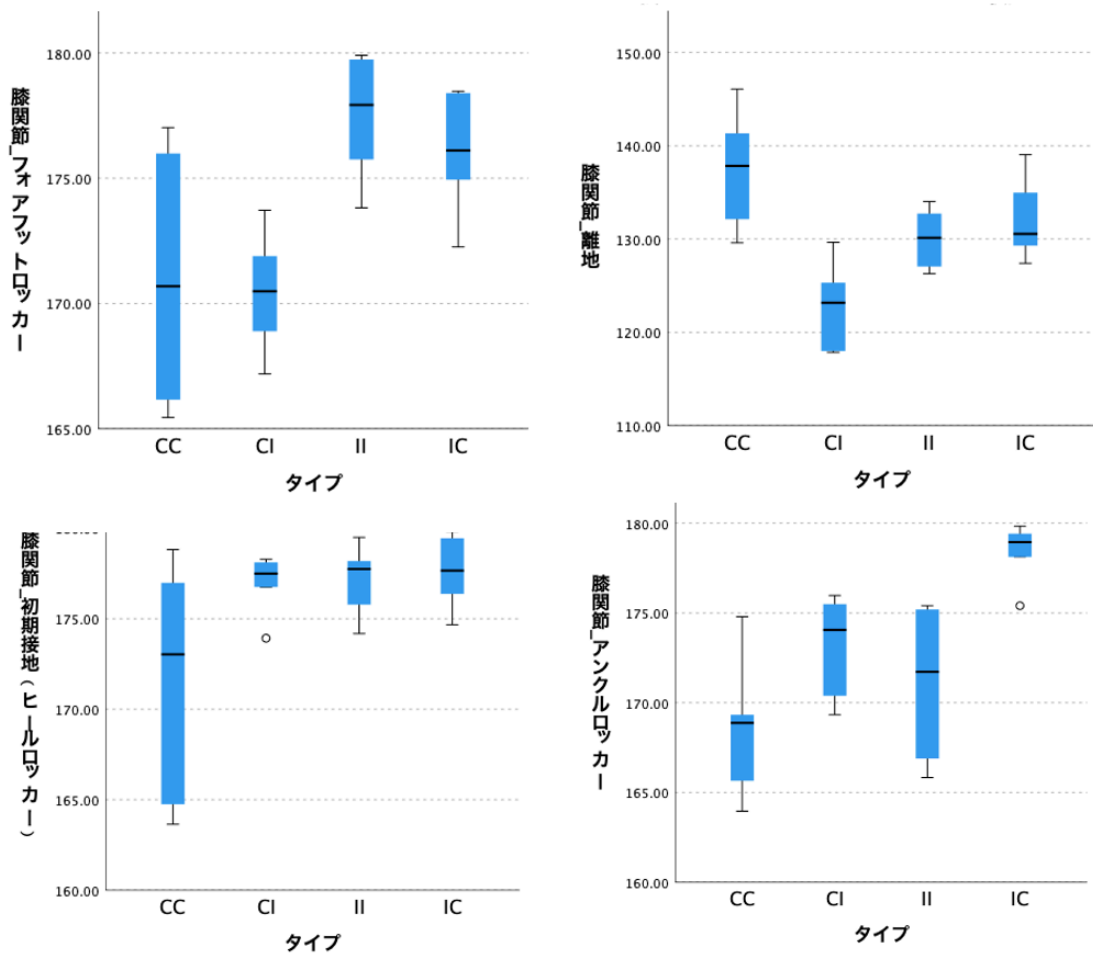


図 6. 2 タイプごとの膝関節角度データ

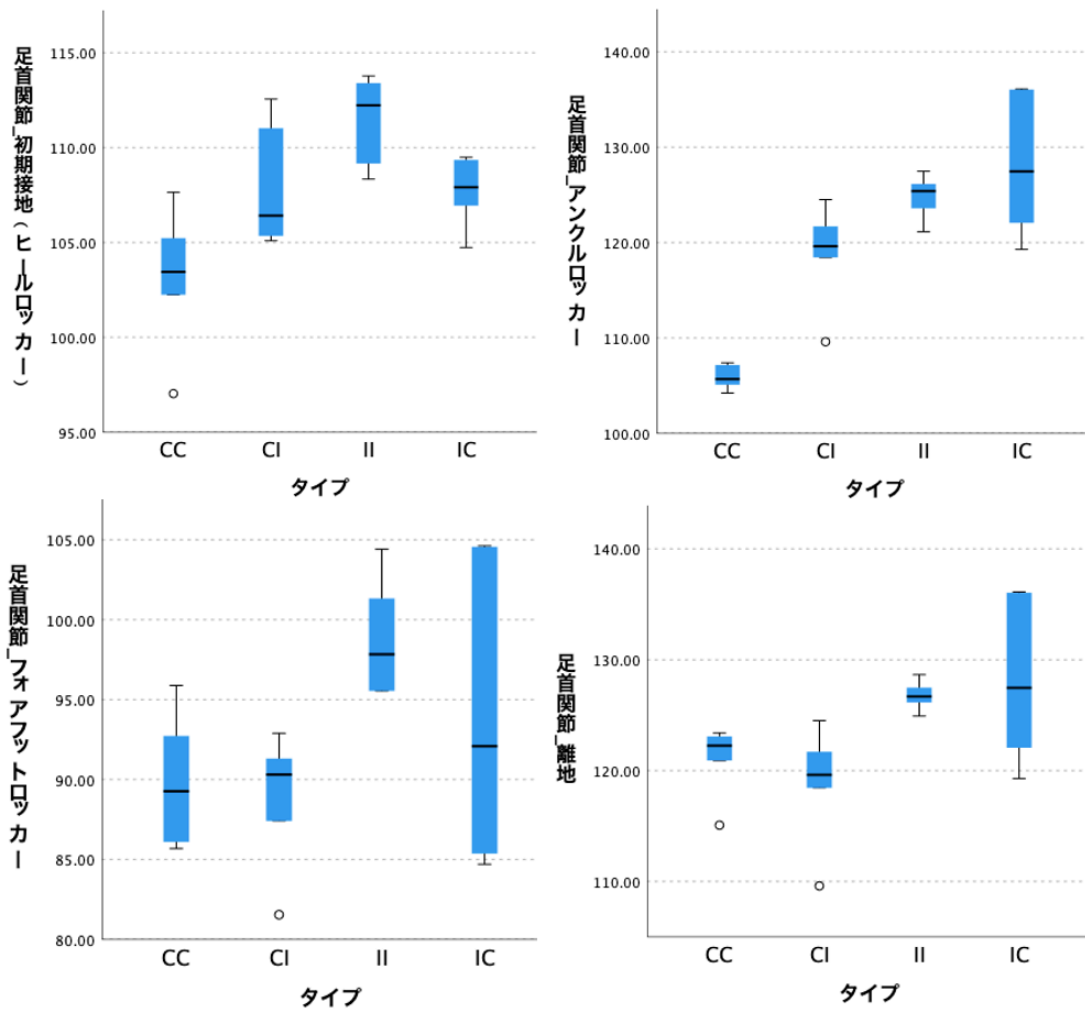


図 6. 3 タイプごとの足首関節角度データ

・各被験者の試行回数ごとの計測データ

CC タイプ(骨盤:対側回旋 胸椎:対側回旋)

① CC-1(被験者 No.4)

計測箇所	測定地点	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
股関節	初期接地(ヒールロッカー)	19.35	22.03	20.69	20.69	1.09
	アングルロッカー	17.59	22.08	20.22	19.96	1.84
	フォアフットロッカー	-19.62	-21.52	-18.78	-19.97	1.15
	離地	-8.59	-8.35	-4.51	-7.15	1.87
膝関節	初期接地(ヒールロッカー)	178.82	176.69	176.98	177.50	0.94
	アングルロッカー	169.05	163.96	168.69	167.23	2.32
	フォアフットロッカー	175.99	177.02	165.45	172.82	5.23
	離地	146.06	132.13	129.59	135.93	7.24
足首関節	初期接地(ヒールロッカー)	97.03	103.94	105.23	102.07	3.60
	アングルロッカー	105.20	107.39	104.22	105.60	1.33
	フォアフットロッカー	92.31	92.72	95.88	93.64	1.60
	離地	115.07	122.97	121.52	119.85	3.43

表 6. 1 被験者 No.4 の各関節測定結果

② CC-2(被験者 No.21)

計測箇所	測定地点	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
股関節	初期接地(ヒールロッカー)	20.10	21.16	18.22	19.83	1.22
	アングルロッカー	17.31	20.63	15.21	17.72	2.23
	フォアフットロッカー	-17.10	-21.60	-19.52	-19.41	1.84
	離地	-5.90	-7.05	-4.66	-5.87	0.98
膝関節	初期接地(ヒールロッカー)	176.55	178.29	175.23	176.69	1.25
	アングルロッカー	172.49	165.86	169.15	169.17	2.71
	フォアフットロッカー	176.80	176.64	167.73	173.72	4.24
	離地	144.57	132.81	130.15	135.84	6.26
足首関節	初期接地(ヒールロッカー)	98.07	102.05	104.67	101.60	2.71
	アングルロッカー	106.27	106.57	107.49	106.78	0.52
	フォアフットロッカー	92.29	99.13	94.17	95.20	2.89
	離地	118.90	117.42	123.69	120.00	2.67

表 6. 2 被験者 No.21 の各関節測定結果

CI タイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:同側回旋)

③ CI-1(被験者 No.5)

計測箇所	測定地点	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
股関節	初期接地(ヒールロッカー)	21.21	16.86	17.95	18.67	1.85
	アングルロッカー	13.84	12.04	12.80	12.90	0.74
	フォアフットロッカー	-18.11	-18.07	-17.67	-17.95	0.20
	離地	2.26	2.88	0.00	1.71	1.24
膝関節	初期接地(ヒールロッカー)	178.28	178.11	173.92	176.77	2.02
	アングルロッカー	170.39	174.80	169.33	171.51	2.37
	フォアフットロッカー	168.89	169.73	171.24	169.95	0.97
	離地	123.13	117.85	125.31	122.09	3.13
足首関節	初期接地(ヒールロッカー)	105.09	105.35	107.45	105.96	1.05
	アングルロッカー	111.69	113.23	110.62	111.85	1.07
	フォアフットロッカー	90.23	92.89	91.31	91.48	1.09
	離地	124.50	118.76	121.68	121.65	2.34

表 6. 3 被験者 No.5 の各関節測定結果

④ CI-2(被験者 No.15)

計測箇所	測定地点	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
股関節	初期接地(ヒールロッカー)	17.85	16.70	17.61	17.39	0.50
	アングルロッカー	16.19	13.19	12.27	13.88	1.67
	フォアフットロッカー	-20.09	-18.93	-21.05	-20.02	0.87
	離地	4.15	1.31	3.72	3.06	1.25
膝関節	初期接地(ヒールロッカー)	177.76	176.75	177.22	177.25	0.41
	アングルロッカー	175.97	173.30	175.49	174.92	1.16
	フォアフットロッカー	171.89	173.72	167.19	170.94	2.75
	離地	118.00	129.64	123.21	123.62	4.76
足首関節	初期接地(ヒールロッカー)	111.02	105.37	112.56	109.65	3.09
	アングルロッカー	116.35	114.39	116.83	115.86	1.05
	フォアフットロッカー	81.54	90.37	87.41	86.44	3.67
	離地	120.47	118.44	109.59	116.17	4.72

表 6. 4 被験者 No.15 の各関節測定結果

II タイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:同側回旋)

⑤ II-1(被験者 No.2)

計測箇所	測定地点	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
股関節	初期接地(ヒールロッカー)	18.69	20.92	20.21	19.94	0.93
	アングルロッカー	13.90	13.18	14.69	13.92	0.62
	フォアフットロッカー	-16.29	-15.06	-16.20	-15.85	0.56
	離地	1.31	3.48	3.52	2.77	1.03
膝関節	初期接地(ヒールロッカー)	175.78	177.57	174.18	175.84	1.38
	アングルロッカー	174.52	175.40	175.19	175.04	0.38
	フォアフットロッカー	178.25	173.82	177.61	176.56	1.96
	離地	127.05	126.27	128.93	127.42	1.12
足首関節	初期接地(ヒールロッカー)	111.74	113.78	109.16	111.56	1.89
	アングルロッカー	121.14	125.86	123.59	123.53	1.93
	フォアフットロッカー	101.33	95.54	95.55	97.47	2.73
	離地	126.47	128.65	126.88	127.33	0.95

表 6. 5 被験者 No.2 の各関節測定結果

⑥ II-2(被験者 No.20)

計測箇所	測定地点	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
股関節	初期接地(ヒールロッカー)	19.44	21.91	19.39	20.24	1.18
	アングルロッカー	18.87	22.93	16.89	19.56	2.51
	フォアフットロッカー	-22.76	-20.67	-23.75	-22.39	1.28
	離地	-3.03	-5.49	-3.75	-4.09	1.03
膝関節	初期接地(ヒールロッカー)	179.49	178.18	177.91	178.53	0.69
	アングルロッカー	168.91	166.89	165.83	167.21	1.28
	フォアフットロッカー	179.91	175.75	179.74	178.47	1.93
	離地	134.01	132.72	131.34	132.69	1.09
足首関節	初期接地(ヒールロッカー)	112.73	108.34	113.40	111.49	2.25
	アングルロッカー	115.41	112.81	110.65	112.96	1.95
	フォアフットロッカー	98.34	104.40	97.33	100.02	3.12
	離地	126.14	124.92	127.47	126.18	1.04

表 6. 6 被験者 No.20 の各関節測定結果

IC タイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)

⑦ IC-1(被験者 No.18)

計測箇所	測定地点	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
股関節	初期接地(ヒールロッカー)	16.57	21.21	23.25	20.35	2.79
	アングルロッカー	16.35	16.93	14.23	15.84	1.16
	フォアフットロッカー	-17.16	-15.83	-17.90	-16.97	0.86
	離地	-2.18	-1.57	-3.09	-2.28	0.63
膝関節	初期接地(ヒールロッカー)	179.82	177.61	174.66	177.36	2.11
	アングルロッカー	178.12	179.83	175.40	177.78	1.82
	フォアフットロッカー	176.60	172.26	175.62	174.83	1.86
	離地	129.89	127.39	129.29	128.85	1.07
足首関節	初期接地(ヒールロッカー)	106.94	109.49	108.79	108.40	1.08
	アングルロッカー	114.95	117.05	113.37	115.12	1.51
	フォアフットロッカー	86.90	84.70	85.37	85.66	0.92
	離地	119.28	122.06	124.67	122.00	2.20

表 6. 7 被験者 No.18 の各関節測定結果

⑧ IC-2(被験者 No.22)

計測箇所	測定地点	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
股関節	初期接地(ヒールロッカー)	18.74	17.32	21.42	19.16	1.70
	アングルロッカー	13.15	12.01	13.85	13.00	0.76
	フォアフットロッカー	-14.09	-17.84	-15.09	-15.67	1.58
	離地	4.37	-4.95	-0.56	-0.38	3.81
膝関節	初期接地(ヒールロッカー)	176.37	179.44	177.70	177.84	1.26
	アングルロッカー	178.99	178.90	179.41	179.10	0.22
	フォアフットロッカー	178.40	174.94	178.47	177.27	1.64
	離地	131.21	139.04	134.96	135.07	3.20
足首関節	初期接地(ヒールロッカー)	104.73	109.35	107.02	107.03	1.89
	アングルロッカー	113.52	113.54	114.14	113.74	0.29
	フォアフットロッカー	97.26	104.62	104.56	102.15	3.45
	離地	136.04	130.26	136.11	134.14	2.74

表 6. 8 被験者 No.22 の各関節測定結果

・歩行周期測定結果

CCタイプ(骨盤:対側回旋 胸椎:対側回旋)

① CC-1(被験者 No.4)

歩行周期	状態	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
荷重応答期	初期接地	0%	0%	0%	0%	-
立脚中期(前期)	対側つま先離地	18.05%	20.68%	19.15%	19.30%	±0.010
立脚中期(後期)	両下腿交差	28.65%	29.46%	29.58%	29.23%	±0.004
立脚終期	踵離地	50.72%	52.41%	50.14%	51.09%	±0.009
前遊脚期	対側初期接地	50.72%	52.41%	50.14%	51.09%	±0.009
遊脚初期	つま先離地	69.63%	70.25%	67.04%	68.97%	±0.013
遊脚中期	両下腿交差	76.50%	79.32%	75.49%	77.11%	±0.016
遊脚終期	下腿下垂位	95.13%	93.20%	90.70%	93.01%	±0.018
	初期接地	100%	100%	100%	100%	-

表 6. 9 被験者 No.4 の歩行周期ごとの時間比率

② CC-2(被験者 No.21)

CC-2

歩行周期	状態	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
荷重応答期	初期接地	0%	0%	0%	0%	-
立脚中期(前期)	対側つま先離地	14.19%	14.53%	16.10%	15%	±0.008
立脚中期(後期)	両下腿交差	28.04%	29.39%	27.40%	28%	±0.008
立脚終期	踵離地	49.66%	51.35%	48.63%	50%	±0.011
前遊脚期	対側初期接地	49.66%	51.35%	48.63%	50%	±0.011
遊脚初期	つま先離地	62.84%	64.19%	63.01%	63%	±0.005
遊脚中期	両下腿交差	75.68%	77.36%	75.34%	76%	±0.008
遊脚終期	下腿下垂位	91.89%	92.23%	92.12%	92%	±0.001
	初期接地	100%	100%	100%	100%	-

表 6. 10 被験者 No.21 の歩行周期ごとの時間比率

CIタイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:同側回旋)

③ CI-1(被験者 No.5)

歩行周期	状態	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
荷重応答期	初期接地	0%	0%	0%	0%	-
立脚中期(前期)	対側つま先離地	20.94%	19.95%	20.74%	21%	±0.004
	両下腿交差	31.13%	31.00%	32.95%	32%	±0.008
立脚中期(後期)	踵離地	46.01%	53.10%	52.84%	51%	±0.032
	対側初期接地	52.34%	53.10%	50.00%	52%	±0.013
前遊脚期	つま先離地	67.77%	70.08%	69.32%	69%	±0.009
遊脚初期	両下腿交差	77.41%	75.47%	74.72%	76%	±0.011
遊脚中期	下腿下垂位	88.98%	91.37%	89.77%	90%	±0.009
遊脚終期	初期接地	100%	100%	100%	100%	-

表 6. 11 被験者 No.5 の歩行周期ごとの時間比率

④ CI-2(被験者 No.15)

歩行周期	状態	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
荷重応答期	初期接地	0%	0%	0%	0%	-
立脚中期(前期)	対側つま先離地	23.56%	21.08%	20.61%	22%	±0.012
	両下腿交差	30.21%	27.64%	29.81%	29%	±0.011
立脚中期(後期)	踵離地	51.66%	56.13%	51.25%	53%	±0.022
	対側初期接地	51.66%	56.13%	51.25%	53%	±0.022
前遊脚期	つま先離地	72.81%	73.50%	69.36%	72%	±0.018
遊脚初期	両下腿交差	80.06%	76.92%	80.78%	79%	±0.016
遊脚中期	下腿下垂位	94.86%	91.17%	89.97%	92%	±0.020
遊脚終期	初期接地	100%	100%	100%	100%	-

表 6. 12 被験者 No.15 の歩行周期ごとの時間比率

II タイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:同側回旋)

⑤ II-1(被験者 No.2)

歩行周期	状態	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
荷重応答期	初期接地	0%	0%	0%	0%	-
立脚中期(前期)	対側つま先離地	17.16%	14.21%	17.86%	16%	±0.015
	両下腿交差	27.88%	26.18%	27.38%	27%	±0.007
立脚中期(後期)	踵離地	52.82%	52.65%	55.65%	54%	±0.013
	対側初期接地	52.82%	52.65%	55.65%	54%	±0.013
前遊脚期	つま先離地	69.71%	68.80%	73.21%	71%	±0.019
遊脚初期	両下腿交差	73.99%	75.21%	77.68%	76%	±0.015
遊脚中期	下腿下垂位	88.47%	92.48%	91.67%	91%	±0.017
遊脚終期	初期接地	100%	100%	100%	100%	-

表 6. 13 被験者 No.2 の歩行周期ごとの時間比率

⑥ II-2(被験者 No.20)

歩行周期	状態	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
荷重応答期	初期接地	0%	0%	0%	0%	-
立脚中期(前期)	対側つま先離地	15.79%	16.19%	17.00%	16%	±0.005
	両下腿交差	30.96%	30.16%	31.00%	31%	±0.003
立脚中期(後期)	踵離地	51.08%	52.70%	49.00%	51%	±0.015
	対側初期接地	51.08%	52.70%	49.00%	51%	±0.015
前遊脚期	つま先離地	66.87%	68.89%	66.67%	67%	±0.010
遊脚初期	両下腿交差	76.16%	76.83%	75.67%	76%	±0.004
遊脚中期	下腿下垂位	90.40%	92.06%	94.33%	92%	±0.016
遊脚終期	初期接地	100%	100%	100%	100%	-

表 6. 14 被験者 No.20 の歩行周期ごとの時間比率

IC タイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)

⑦ IC-1(被験者 No.18)

歩行周期	状態	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
荷重応答期	初期接地	0%	0%	0%	0%	-
立脚中期(前期)	対側つま先離地	19.94%	20.12%	17.05%	19%	±0.014
立脚中期(後期)	両下腿交差	29.45%	30.03%	27.27%	29%	±0.011
立脚終期	踵離地	53.99%	50.73%	49.43%	51%	±0.019
前遊脚期	対側初期接地	50.00%	55.39%	54.55%	53%	±0.023
遊脚初期	つま先離地	66.26%	69.97%	66.76%	68%	±0.016
遊脚中期	両下腿交差	75.46%	76.97%	75.57%	76%	±0.006
遊脚終期	下腿下垂位	90.49%	88.92%	88.92%	89%	±0.007
	初期接地	100%	100%	100%	100%	-

表 6. 15 被験者 No.18 の歩行周期ごとの時間比率

⑧ IC-2(被験者 No.22)

歩行周期	状態	試行回数			平均	標準偏差
		1	2	3		
荷重応答期	初期接地	0%	0%	0%	0%	-
立脚中期(前期)	対側つま先離地	14.07%	16.00%	13.92%	15%	±0.009
立脚中期(後期)	両下腿交差	26.67%	26.55%	26.74%	27%	±0.000
立脚終期	踵離地	44.81%	45.09%	47.25%	46%	±0.010
前遊脚期	対側初期接地	52.96%	53.09%	50.55%	52%	±0.011
遊脚初期	つま先離地	65.56%	65.45%	61.90%	64%	±0.016
遊脚中期	両下腿交差	75.93%	75.27%	70.33%	74%	±0.024
遊脚終期	下腿下垂位	92.59%	92.00%	87.91%	91%	±0.020
	初期接地	100%	100%	100%	100%	-

表 6. 16 被験者 No.22 の歩行周期ごとの時間比率

・足圧分布測定器による測定

CCタイプ(骨盤:対側回旋 胸椎:対側回旋)

① CC-1(被験者 No.4)

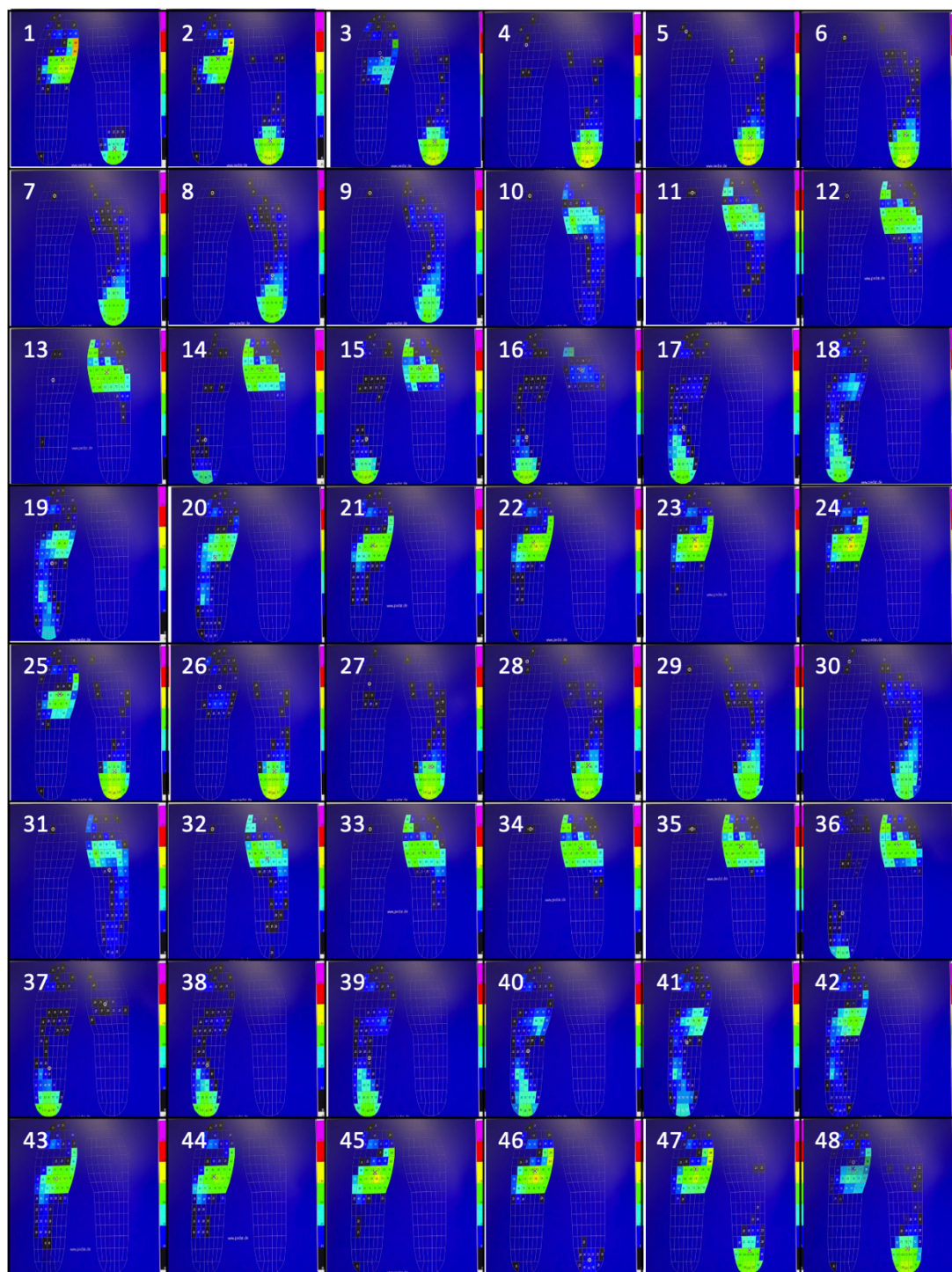


図 6. 4 被験者 No.4 の足圧分布推移の計測結果 1

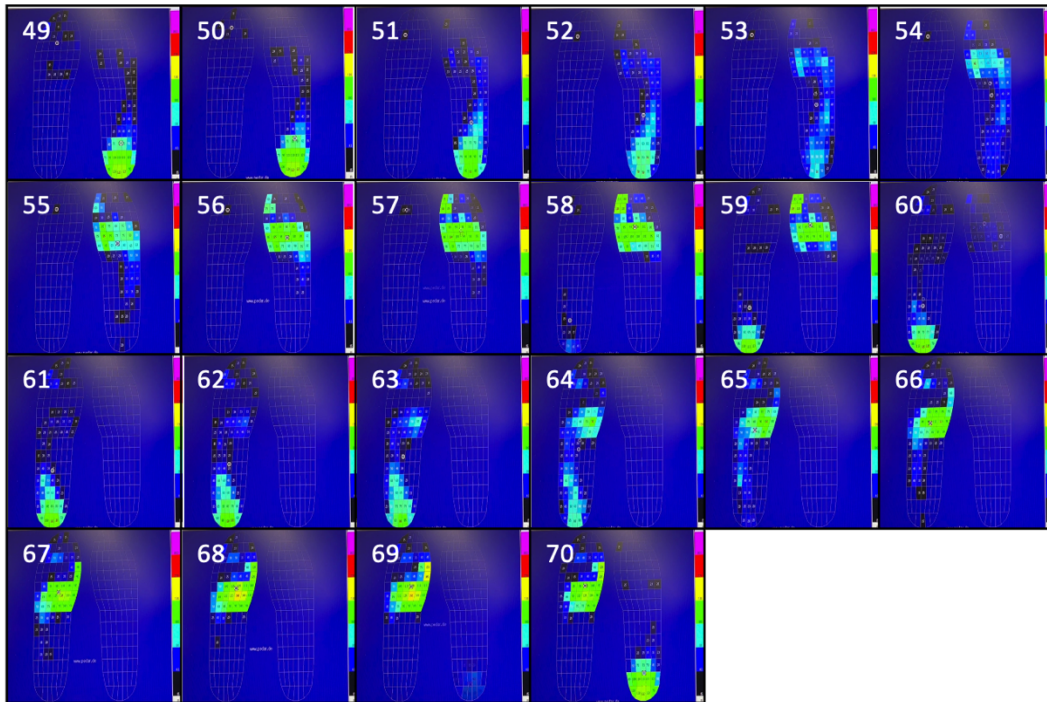


図 6. 5 被験者 No.4 の足圧分布推移の計測結果 2

②CC-2(被験者 No.21)

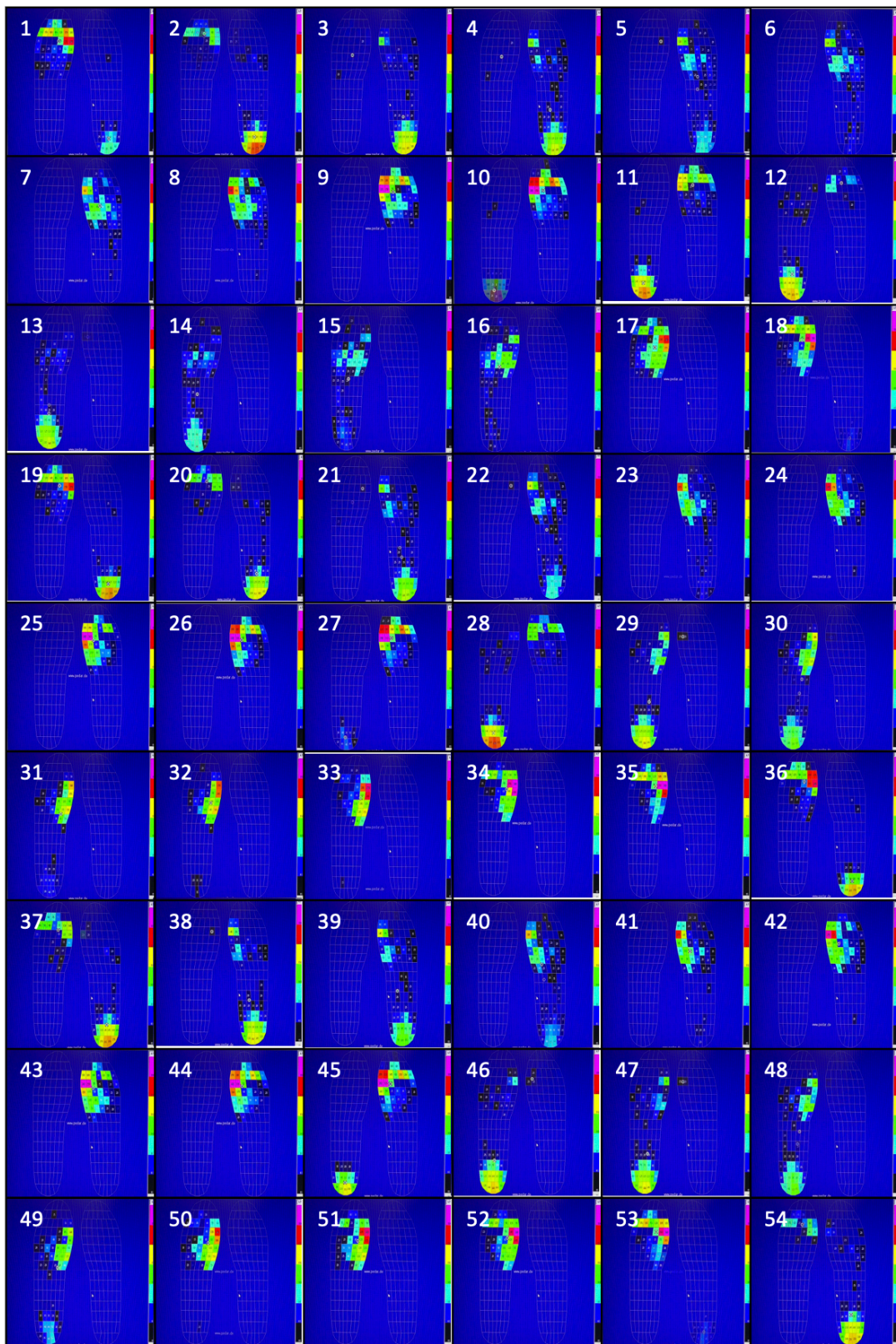


図 6. 6 被験者 No.21 の足圧分布推移の計測結果

CIタイプ(骨盤:対側回旋 胸郭:同側回旋)

③CI-1(被験者 No.5)

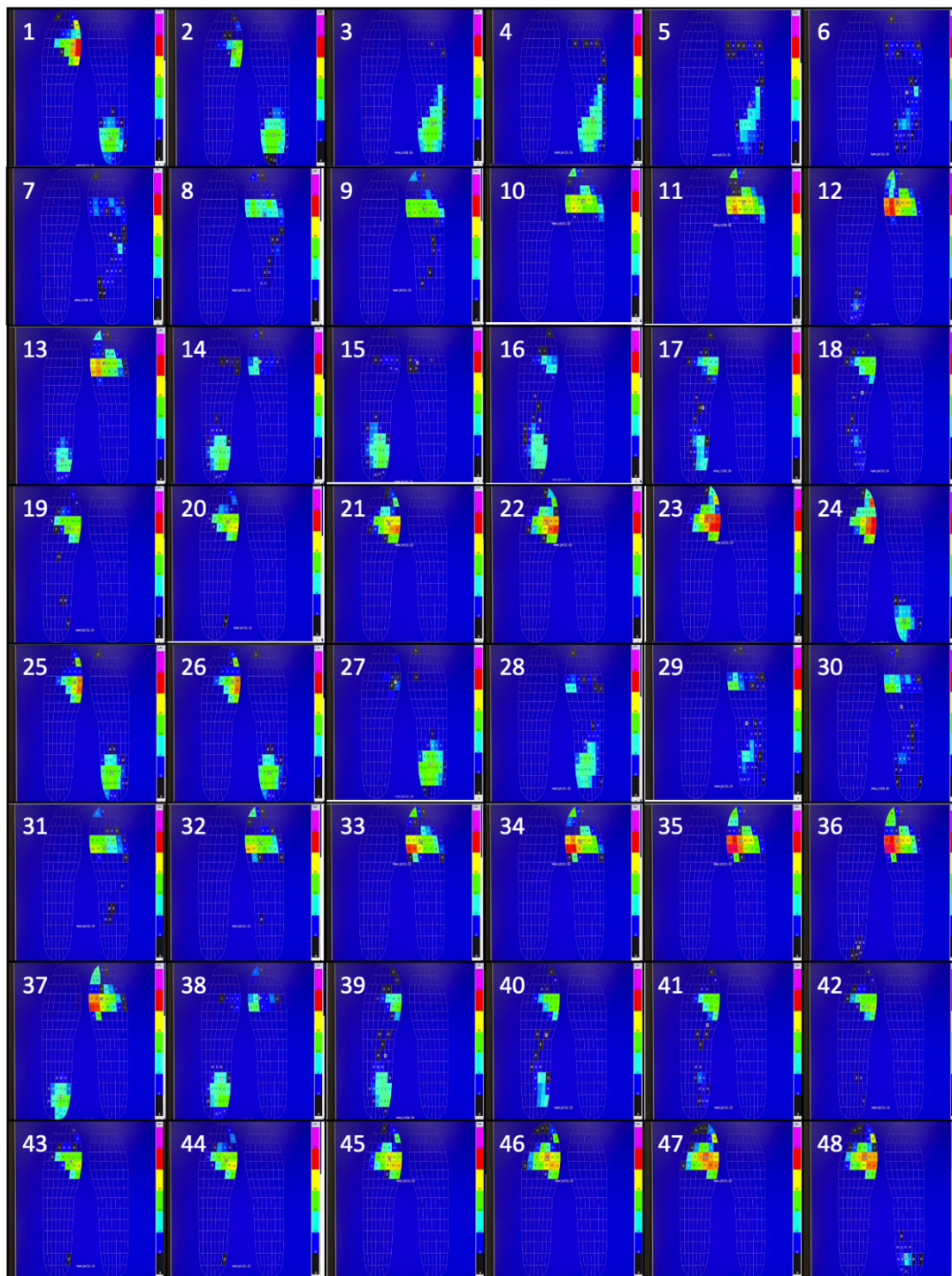


図 6. 7 被験者 No.5 の足圧分布推移の計測結果 2

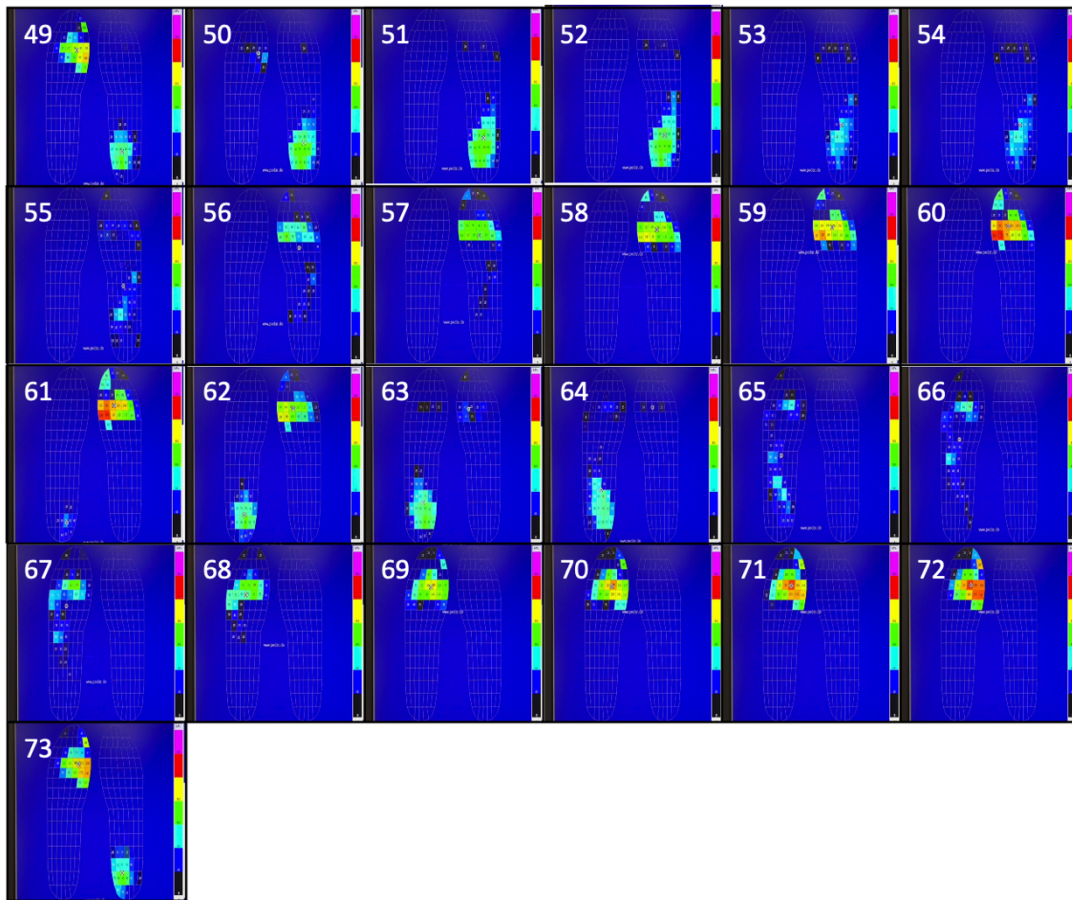


図 6. 8 被験者 No.5 の足圧分布推移の計測結果

④CI-2(被験者 No.15)

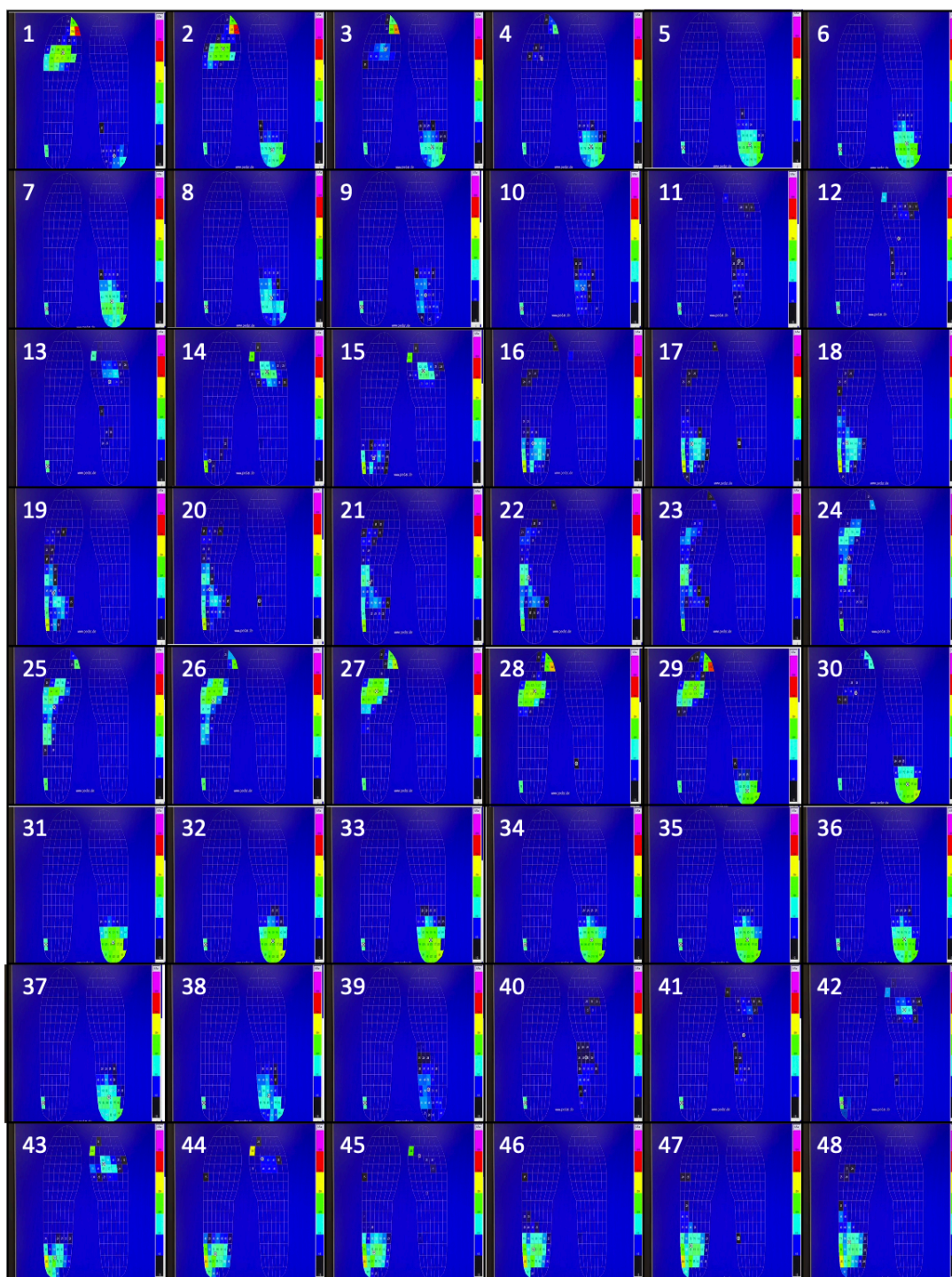


図 6. 9 被験者 No.15 の足圧分布推移の計測結果 1

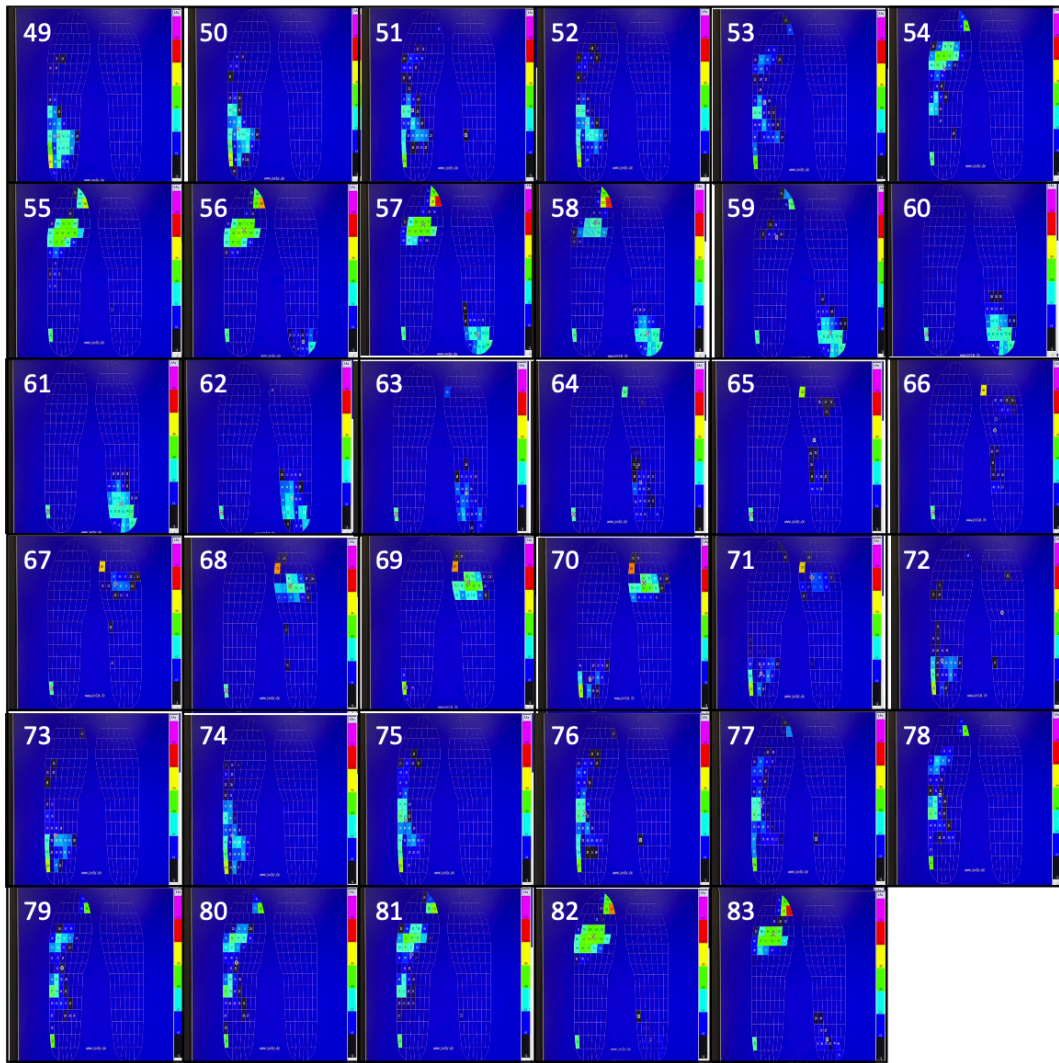


図 6. 10 被験者 No.15 の足圧分布推移の計測結果 2

IIタイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:同側回旋)

⑤II-1(被験者 No.2)

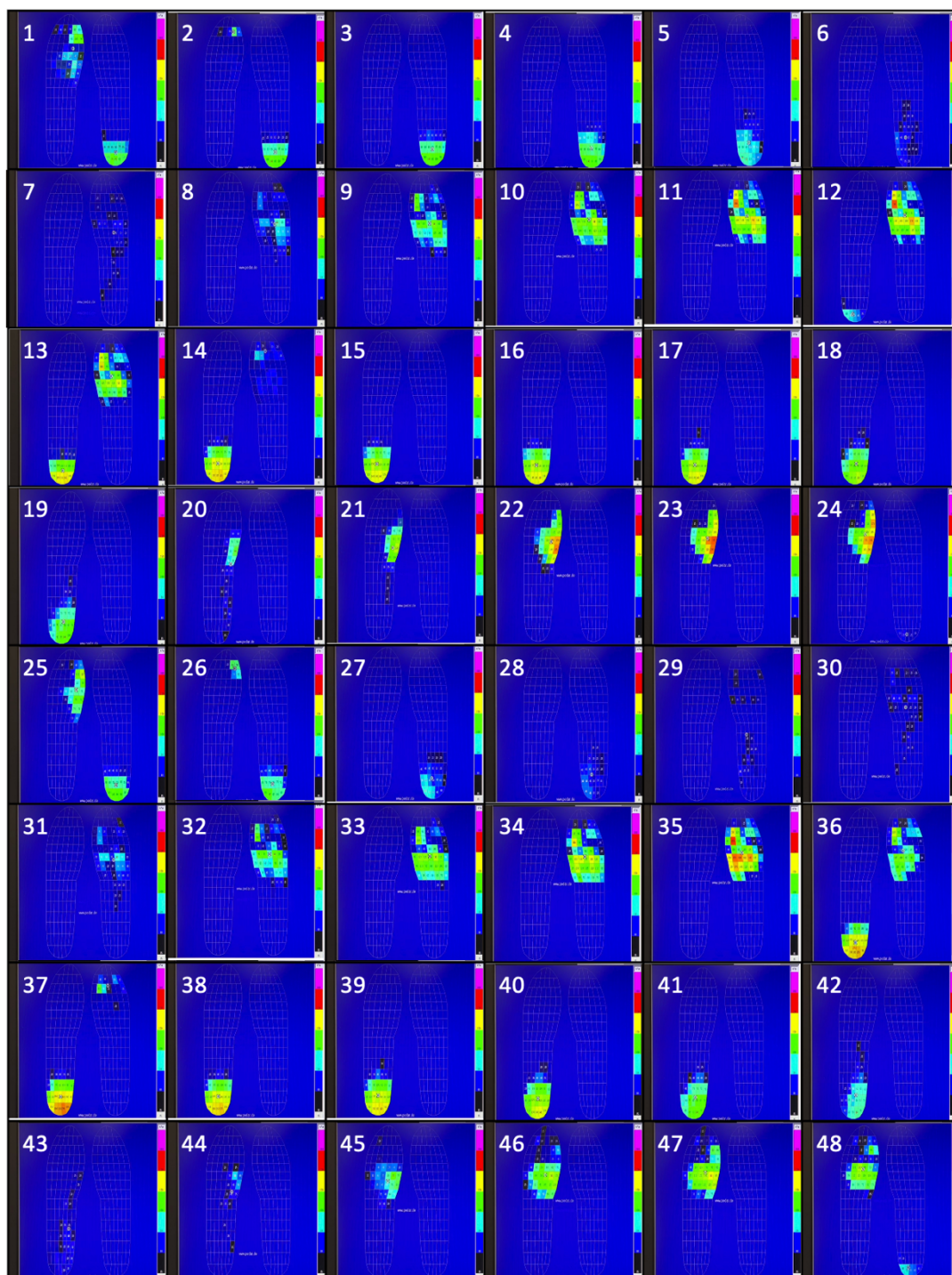


図 6. 11 被験者 No.2 の足圧分布推移の計測結果 1

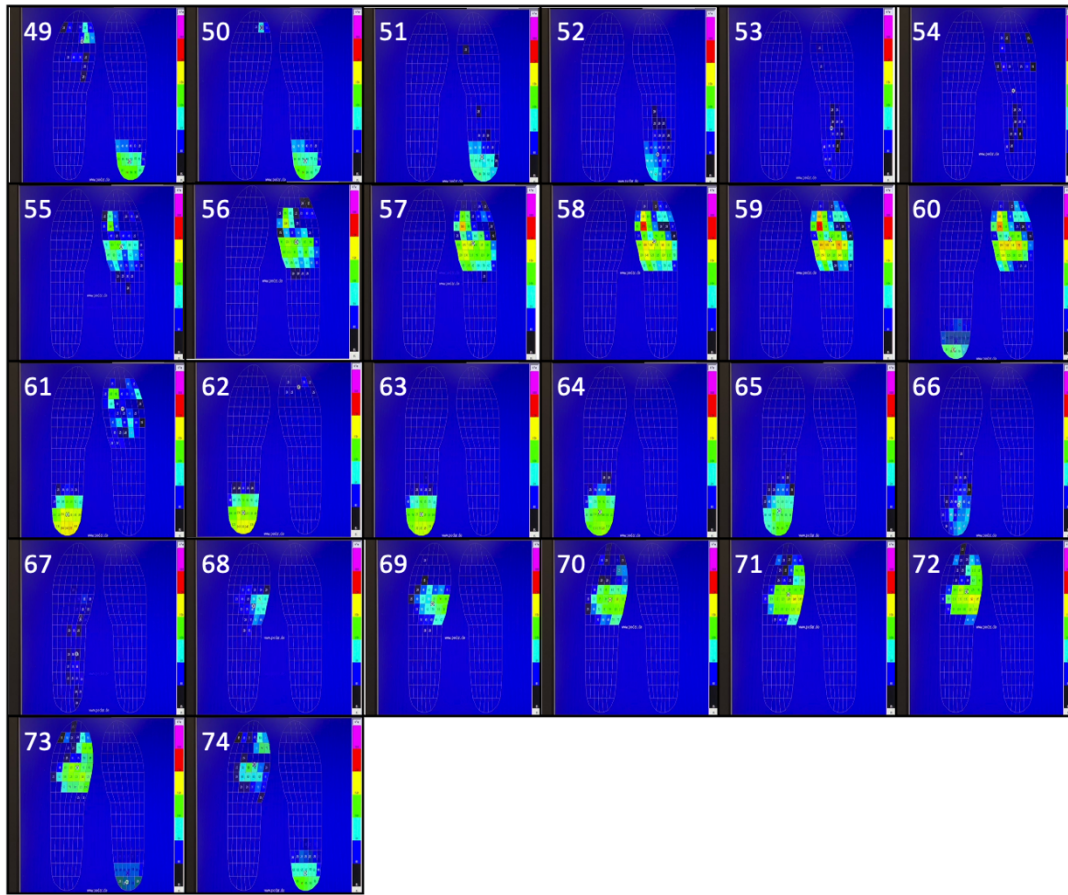


図 6. 12 被験者 No.2 の足圧分布推移の計測結果 2

⑥II-2(被験者 No.8)

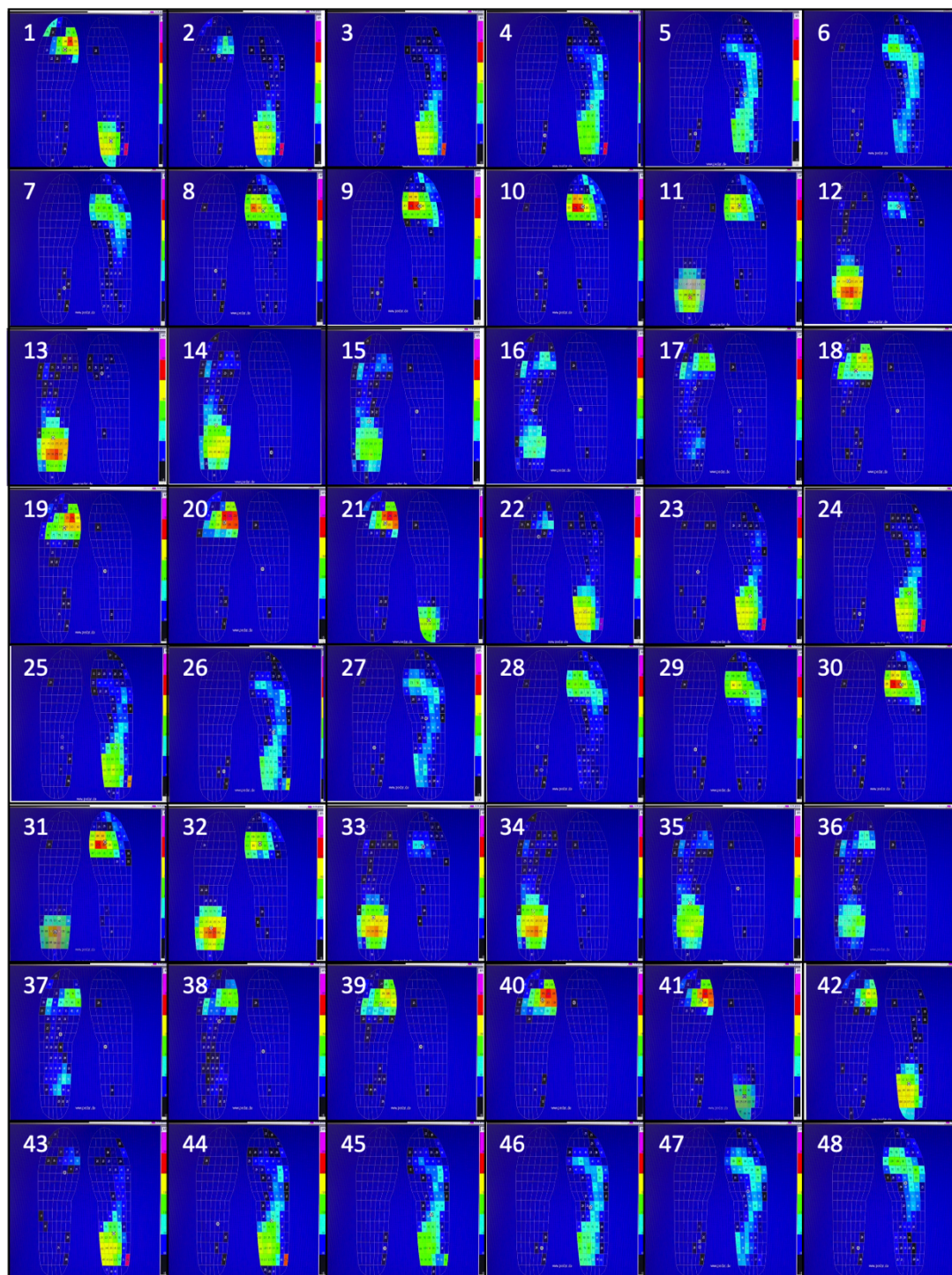


図 6. 13 被験者 No.8 の足圧分布推移の計測結果 1

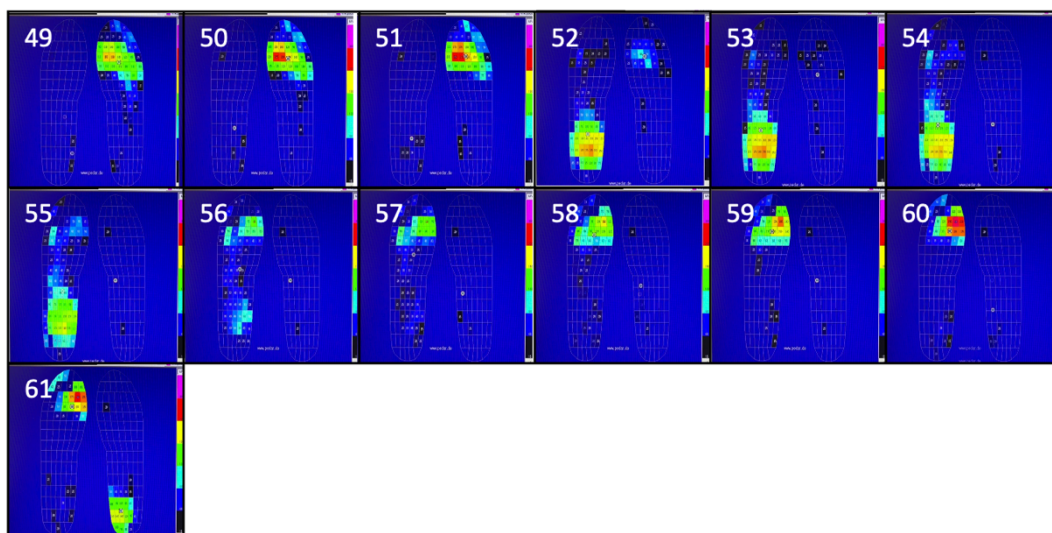


図 6. 14 被験者 No.4 の足圧分布推移の計測結果 2

IC タイプ(骨盤:同側回旋 胸郭:対側回旋)

⑦IC-1(被験者 No.18)

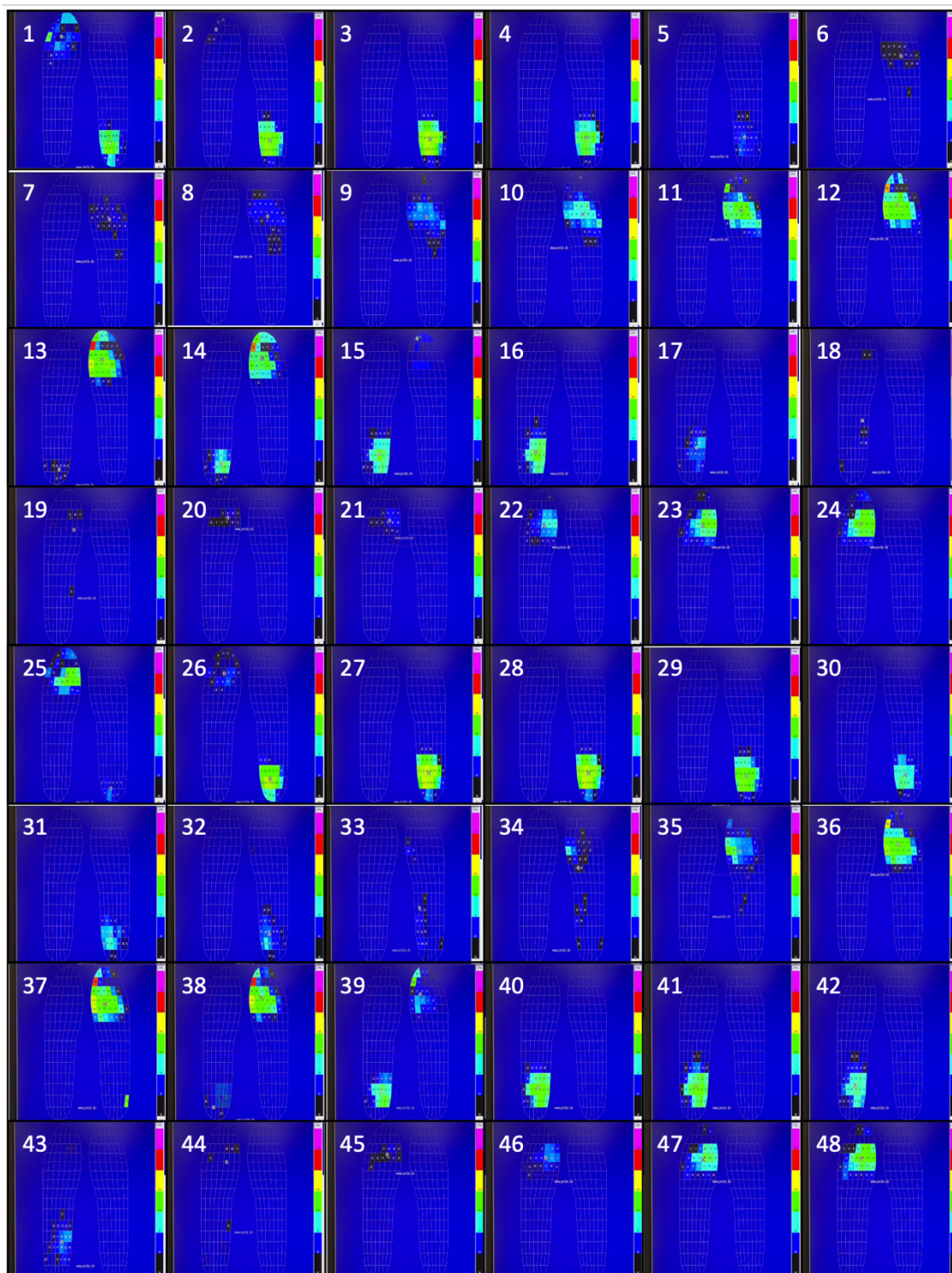


図 6. 15 被験者 No.18 の足圧分布推移の計測結果 1

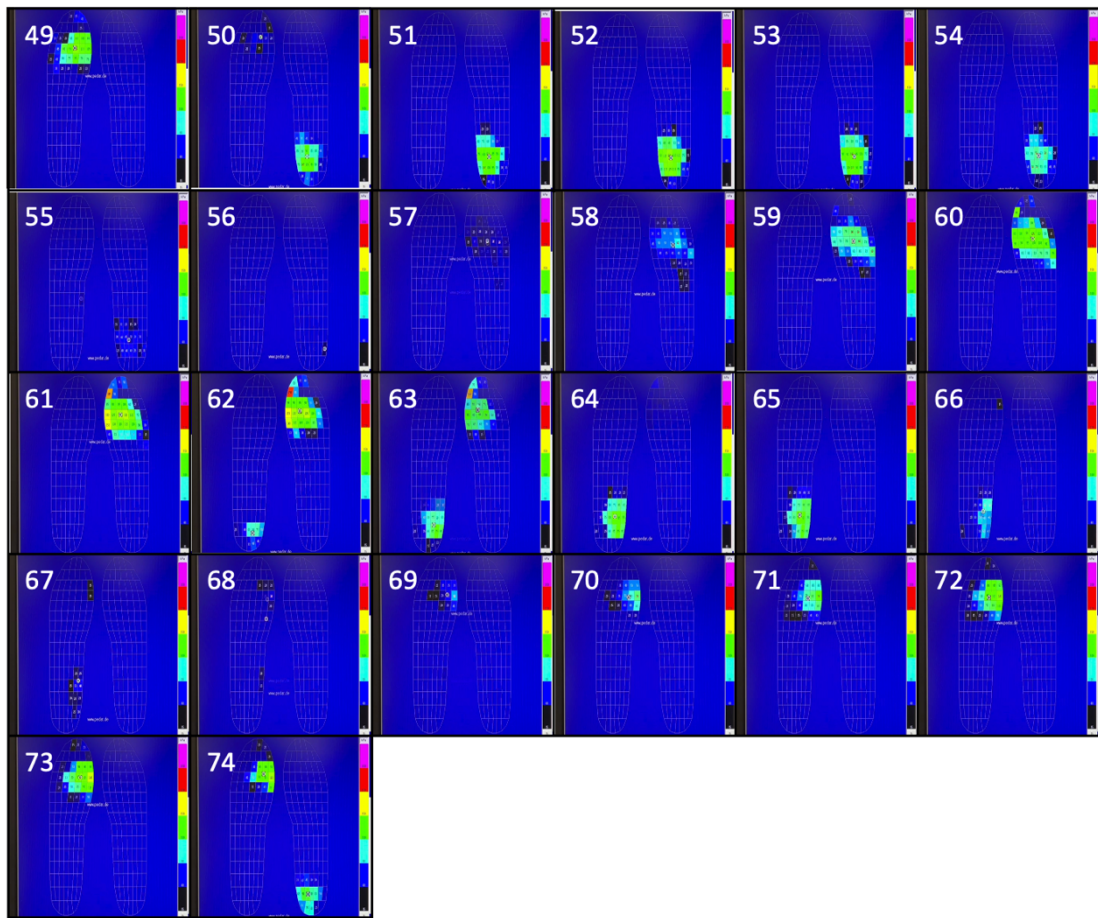


図 6. 16 被験者 No.18 の足圧分布推移の計測結果 2

⑧IC-2(被験者 No.22)

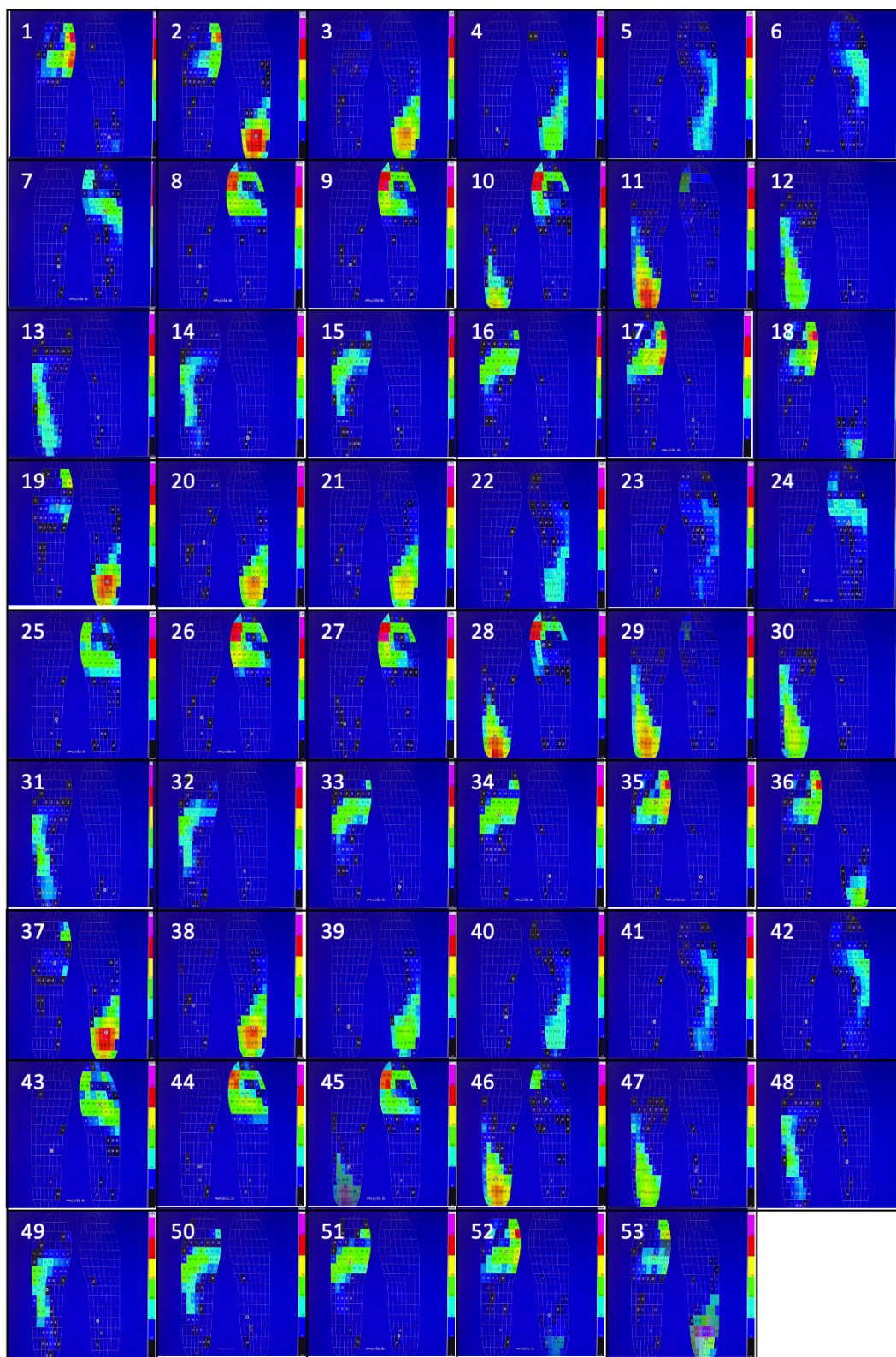


図 6. 17 被験者 No.22 の足圧分布推移の計測結果

以上