

茨城県立医療大学大学院博士論文

# 歩行比の生涯変化に影響を与える因子の検討

-健常者と比較したダウン症者の運動機能特性の理解のために-

金井欣秀

茨城県立医療大学大学院博士後期課程保健医療科学研究科

保健医療科学専攻理学療法学領域

2015年9月

## 目次

論文要旨	1
第1章 序論	3
1.1 研究背景	3
1.1.1 リハビリテーションと歩行	3
1.1.2 ダウン症者の特性	4
1.1.3 歩行比とは	5
1.1.4 修士論文における知見	6
1.2 本研究の目的	10
1.3 本研究の意義	10
1.4 本論文の構成	10
1.5 研究の倫理的配慮	10
第2章 成人における歩行比の成長的变化に関する検討	12
2.1 目的	12
2.2 第1研究 対象と方法	14
2.2.1 対象	14
2.2.2 装置	14
2.2.3 測定手順	14
2.2.4 統計解析	15
2.3 結果	16
2.4 考察	21
第3章 ダウン症者における歩行比の成長的变化に関する検討	22
3.1 目的	22
3.2 第2研究 対象と方法	23
3.2.1 対象	23
3.2.2 装置	25

3.2.3	測定手順	25
3.2.4	統計解析	25
3.2.5	結果	26
3.2.6	考察	28
3.3	第3研究 対象と方法	29
3.3.1	対象	29
3.3.2	装置	29
3.3.3	測定手順	29
3.3.4	統計解析	29
3.3.5	結果	29
3.3.6	考察	32
3.4	第4研究 対象と方法	33
3.4.1	対象	33
3.4.2	装置	33
3.4.3	測定手順	33
3.4.4	統計解析	33
3.4.5	結果	36
3.4.5.1	第1グループの結果(10～16歳)	38
3.4.5.2	第2グループの結果(17～25歳)	40
3.4.5.3	第3グループの結果(30～51歳)	42
3.4.6	考察	46
<b>第4章</b>	<b>総合考察</b>	<b>51</b>
4.1	健常者とダウン症者の歩行比の比較	51
4.2	ダウン症者における理学療法介入への示唆	52
4.3	本研究の限界と今後の展望	54
	<b>謝辞</b>	<b>55</b>
	<b>引用文献</b>	<b>57</b>

## 表一覧

表 2-1.	第 1 研究の研究協力者特性	16
表 2-2.	第 1 研究で測定した指標の各グループの平均値	17
表 2-3.	Bonferroni 法による多重比較法の結果	20
表 3-1.	第 2 研究のダウン症者特性	24
表 3-2.	対照群特性	25
表 3-3.	ダウン症群・対照群の調整歩行比の平均値	26
表 3-4.	年齢を独立変数とした歩行比の回帰分析結果	30
表 3-5.	第 4 研究のダウン症者特性	34
表 3-6.	第 4 研究で測定した指標の各グループの平均値	37
表 3-7.	歩行比, 歩幅および歩行率とその他の因子の相関	38
表 3-8.	歩行比と歩幅および歩行率の偏相関	38
表 3-9.	歩行比を変数とした重回帰分析結果	39
表 3-10.	調整歩行比および調整歩行率とその他の因子の相関	40
表 3-11.	調整歩行比および調整歩行率と足関節背屈角度の偏相関	40
表 3-12.	調整歩行比を従属変数とした重回帰分析結果	41
表 3-13.	調整歩行比, 調整歩幅および調整歩行率とその他の因子の相関	42
表 3-14.	歩行比と調整歩行率および足背屈の偏相関	44
表 3-15.	調整歩行比を変数とした重回帰分析結果	45

## 図一覧

図 1-1.	健常児の歩行比	8
図 1-2.	CP 群の歩行比	9
図 1-3.	ダウン症群の歩行比	9
図 2-1.	全研究協力者の調整歩行比の散布図	18
図 2-2.	年代ごとの調整歩行比平均値	19
図 3-1.	各年代グループのダウン症患者群と対照群の調整歩行比	27
図 3-2.	第 3 研究におけるダウン症者の経年的な歩行比の推移	30
図 3-3.	ダウン症者の経年的な歩行比の推移及び回帰曲線	31
図 3-4.	第 4 研究におけるダウン症者の経年的な歩行比の推移	36
図 3-5.	第 1 グループにおけるダウン症者の歩幅と歩行率	39
図 3-6.	第 3 グループにおけるダウン症者の調整歩幅と握力の関係	43
図 3-7.	第 3 グループにおけるダウン症者の調整歩幅と調整歩行率	44
図 3-8.	第 1 グループにおけるダウン症者の歩行比増大のアルゴリズム .....	46
図 3-9.	第 2 グループにおけるダウン症者の年齢と足関節背屈角度の関係 .....	48
図 3-10.	第 3 グループにおけるダウン症者の調整歩行比低下のアルゴリズム .....	50
図 4-1.	健常児・者, ダウン症者の歩行比( 補正無し )	51

## 博士論文に関連する研究業績

### 1. 学術論文

- ・ 金井欣秀, 山本良平, 秋月千典, 中野渉, 大橋ゆかり. ダウン症児・者における歩行比の成長的变化. 理学療法科学 30 (2) : 167-170, 2015

### 2. 学会発表

- ・ 金井欣秀, 山本良平, 中野渉, 大橋ゆかり. 加齢に伴う健常者の歩行特性の変化 Hybrid mass-spring pendulum model を用いた分析. 第 49 回日本理学療法学会 (神奈川) 2014 年 5 月
- ・ Yoshihide Kanai, Ryohei Yamamoto, Yukari Ohashi.  
THE FACTORS AFFECTING“CHANGE OF WALK RATIO”OVER WHOLE LIFE OF HUMAN. WCPT-AWP & ACPT 2013(Taiwan) 2013.9

## 論文要旨

### 【背景】

歩行は人間にとって、非常に重要な意味を持つ移動様式である。歩行能力の低下または喪失した障害者は理学療法などの医学的リハビリテーションを通じて歩行能力の再獲得あるいは能力向上を目指す。これまでダウン症者を含む、多くの障害者の歩行に関する報告がなされている。ダウン症者には理学療法士による歩行獲得の介入も行われ、理学療法を行う上で歩行を評価するための指標が必要となる。歩行に関する評価としては歩行の観察から始まり、10m 歩行テストや Timed Up and Go Test などの評価指標があるが、別の指標として歩行比という概念が存在する。歩行比は、歩幅と歩行率という 2 つのパラメータを 1 つのパラメータに変換して示すことができ、歩行速度に依存しない指標として、歩幅と歩行率の関係の変化をとらえるものである。歩行比により、臨床上、簡便に歩行の評価が行える。また、測定には難しい操作を必要としないため、知的障害を伴うダウン症者の歩行評価にも利用可能であると考えられる。

### 【目的】

健常者とダウン症者の歩行比の推移を比較検討することにより、ダウン症者の歩行比における生涯発達に伴う特異的な変化傾向が存在するかどうかを検討し、理学療法介入に関する示唆を得ることを目的とした。

【方法】本研究では、健常者・ダウン症者の歩行比の変化をとらえるためにフットプリントメソッドを用いて、歩行比を測定し、4 つの研究を行った。第 1 研究ではダウン症者に対する比較基準として健常者の歩行比を取得した。さらに、健常者の歩行比の加齢変化にどのような因子に関わり、どのような機序で変化が起こるのかを検討した。第 2 研究では、ダウン症者の歩行比を取得し、第 1 研究で得られた健常者の歩行比とダウン症者の歩行比に差異があるかどうかを検討した。第 3 研究としてダウン症者の歩行比の生涯発達の推移に一定の傾向が存在するかどうかを検討した。第 4 研究では、第 3 研究で確認されたダウン症者の歩行比の発達の推移にどのような因子に関わるのかを検討した。

### 【結果及び考察】

第 1 研究では 20 歳代から 70 歳代グループまでの健常者の歩行比が得られた。歩行比は 20 歳代では大きな値を示し、その後の年代では 20 歳代に比べれば低下するものの、60 歳代以降でも有意に低下することはなかった。しかし、この結果には、今回の研究協力者募集に当たり、60 歳代以上の高齢者は、日常的に運動習慣のある方が多く参加したというバイアスがかかった可能性がある。第 2 研究では、20 歳代から 50 歳代までの 4 グループにおいてダウン症群と健常者で構成される対照群の歩行比を t-検定で比較したところ、全グループで対照群の歩行比が有意に高かった ( $p < 0.01$ )。第 3 研究では、ダウン症者の歩行比の生涯発達の推移は二次回帰式で示された。第 4 研究では第 3 研究の結果を受けて、ダウン症者を 10~16 歳、17~25 歳、30~51 歳に分類（順に、第 1, 2, 3 グループ）した。第 1, 2 グループでは歩行比が経年的に増大し、第 3 グループでは歩行比が経年的に低下していた。以下の文面は、**出版刊行、多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

### 【今後の課題】

今後は研究協力者のバイアスを排除した、より多くのデータを取得する必要がある。また、縦断的な追跡を行うことでダウン症者の歩行機能の生涯的な変化に

対する理解を深める必要がある。

**【結語】**

本研究の結果より、ダウン症者の歩行比の生涯発達的变化の過程と、歩行比変化の機序の一部が示唆された。今後は、発展的な課題として、実際にダウン症者に理学療法介入を行うことで、運動機能の各指標が変化し、それに伴って歩行比が変化することで実際の生活機能、特に移動能力が改善していくかどうかについても検討していきたい。

# 第1章 序論

## 1.1 研究背景

### 1.1.1 リハビリテーションと歩行

リハビリテーションとは包括的な言葉である。一般的にイメージされるリハビリテーションは主に理学療法や作業療法をはじめとする医学的リハビリテーションであろうか。“リハビリテーション”すなわち“rehabilitation”とはラテン語を起源とし、接頭辞“re- (再び)”と“-habilis- (適した, ふさわしい)”および-ation (～にする行為・過程)に分解でき, つなぎ合わせることで「再び, 適するようにする行為・過程」という意になる言葉である<sup>1)</sup>。すなわち障害を負った障害者が, 全人的な復権を獲得することがリハビリテーションの第一義であり, その手段は限定的ではない。

理学療法士はリハビリテーションを支援する職種の一つとして存在する。理学療法士の役割は患者に運動の仕方を教えることと言える<sup>2)</sup>。これはすなわち運動の制御の方法を指導することであるが, 理学療法士が患者に係る法的な根拠は1965年に制定された理学療法士及び作業療法士法<sup>3)</sup>(; 以下, PT・OT法)によって規定されている。PT・OT法<sup>3)</sup>によれば, 「理学療法」とは, 身体に障害のある者に対し, 主としてその基本的動作能力の回復を図るため, 治療体操その他の運動を行わせ, (後略)とある。基本的動作能力の回復の1つとして, 理学療法士は障害者が歩行を獲得あるいは再獲得する支援を行う。Barerら<sup>4)</sup>の報告でADL及び拡大ADLの項目が示され, その中に歩行が含まれている。さらに1973のDonaldsonら<sup>5)</sup>の報告では1951年から1970年までのADLに関する報告を紹介し, 少なくとも1951年にはADLの概念の中の歩行について示している。以上, ADLの概念としても示されるように, 歩行は人間の基本的動作であり, 歩行能力の再獲得を支援することは, 理学療法士がPT・OT法に基づいて行う障害を負った患者への全人的な復権の一環である。

それでは歩行とは人間にとってどのような意味を持つのであろうか。歩行は人間の移動形態であり, その他にも移動の手段となる方法は複数存在する。しかし, 歩行は人間が社会生活を送る上で重要な移動動作の一つである。母体より生まれた乳児は, 一般的に時間の経過に伴い, 寝返りやずり這いといった床上での移動様式を経験して, 四つ這いという, より高次の効率的な移動様式に移行する。さらにはつかまり立ちからつたい歩きという, 人間の目指す歩行という移動様式に近づいていく。Bernstein<sup>6)</sup>は歩行が最も高度に自動化した運動であると述べ, 多くの研究がこの歩行という移動のための動作を対象とする理由について述べている。歩行研究について研究対象者別に見れば健常成人, さらには健常小児の歩行について報告され, これら対象者に対し, 筋電図学的にあるいは運動学的にどのような様々な側面からの研究<sup>7)8)</sup>がなされ, 枚挙にいとまがない。次に歩行に

問題を抱えた障害者に関しても数多くの報告がなされている。例として、脳卒中後遺症<sup>9) 10)</sup>、脊髄損傷<sup>11) 12)</sup>、膝関節変形症<sup>13) 14)</sup>、股関節変形症<sup>15) 16)</sup>、脳性麻痺<sup>17) 18) 19)</sup>、筋ジストロフィー症<sup>20) 21)</sup>と研究対象となる疾患由来の障害者の歩行については非常に多くの報告がなされ、障害者の歩行は改善・アプローチすべきものとして臨床家のみならず、多くの研究者の関心を集める分野である。このように歩行とは人間にとって、非常に重要な意味を持つ移動様式であり、であるからこそ何らかの理由により歩行能力の低下あるいは喪失を経験した障害者は理学療法をはじめとした医学的リハビリテーションを通じて歩行能力の再獲得あるいは能力向上を目指すのである。

### 1.1.2 ダウン症者の特性

肢体不自由者は身体障害を主訴とする。発達途上におった身体障害を伴う小児に対し、患者の粗大運動能力である寝返り、起き上がりや移動、特に歩行に関して発達を支援することは小児を専門とする理学療法士がよく経験するところである。一方、知的障害者の主訴は知的障害に基づく行動・認知上の問題である。世界精神医学会は知的障害について、学習や適応行動、スキルの制限を伴う認知機能の障害に特徴づけられる一連の発達状況と定義している<sup>22)</sup>。これら知的障害者の運動能力は健常者と比較して概して低く、知的レベルと運動機能には正の相関傾向があることが先行研究<sup>23)</sup>により報告されている。知的障害児においてはしばしば運動発達に支援が必要である。精神運動発達の遅れを伴うダウン症児はしばしば発達支援の対象となり、小児理学療法の分野で理学療法による介入が行われる。現在では、ダウン症児への早期からの理学療法介入は一般的である。ダウン症者は知的発達の遅れだけでなく、筋緊張低下をはじめとする身体的特徴からさまざまな程度の運動発達の遅れを生じることが多い<sup>24)</sup>。多和田の報告<sup>24)</sup>によれば、ダウン症児の運動獲得月齢は、座位は平均 13.8 ヶ月、独歩は平均 30.1 ヶ月であり、早期から理学療法を行うことによって、運動発達が促進され、コミュニケーション能力の向上にも貢献できると考えられている。

これまで脳性麻痺やダウン症は小児理学療法の分野で治療対象となってきた。脳性麻痺の発症率は 0.2%と言われている<sup>25)</sup>。ダウン症の発症率はアメリカでは 0.08%と言われ<sup>26)</sup>、日本では 2005 年時点で 1/583、すなわち 0.17%であり、2012 年には 1/358、すなわち 0.27%になると推測されている<sup>27)</sup>。日本でも欧米と同様に高齢出産が増加傾向にあり、ダウン症者の出生者数は年間 2000 名弱との報告もある<sup>27)</sup>。ダウン症児は 21 番染色体の過剰により、多様な奇形や医学的問題および認知障害を伴う<sup>28)</sup>。IQ の平均は 45~48 で、最高は 70 程度と報告されている<sup>29)</sup>。その特徴として平坦な鼻梁や短い頭、上瞼のたるみや低緊張といった身体上の所見があり<sup>28)</sup>、関節弛緩性や外反扁平足も特徴とされている<sup>29)</sup>。また、Glasson ら<sup>30)</sup>は 2002 年の時点でダウン症者の寿命は 58.6 歳であり、ダウン症者の 25%は 62.9 歳まで生存すると述べている。わが国では古い資料となるが、正木ら<sup>31)</sup>が 1966

年～1975年に出生した日本人ダウン症者の平均寿命は48.9歳であったと報告している。医学的管理の進歩を考えると、日本人ダウン症患者の平均寿命は現在50歳を超えていると考えられる。一方、厚生労働省の報告する日本人の平均寿命は男性で80.21歳、女性では86.61歳である<sup>32)</sup>。ダウン症者の平均寿命は健常成人よりも短く、老化が早く、30歳頃から脳にアルツハイマー病の病変が見られ、加齢にともない増加すると報告されている<sup>33)</sup>。その他、加齢に伴う徴候として甲状腺機能異常、僧房弁逸脱、肥満、難聴、眼疾患、睡眠時無呼吸、アルツハイマー型認知症、痙攣とてんかんが知られている<sup>33)</sup>。ダウン症児に対する理学療法介入はダウン症児の運動面の質的な向上に大きく寄与している<sup>24)</sup>と考えられるが、成人ダウン症者への理学療法介入に関する報告は見当たらない。しかし、成人ダウン症者に対しても、理学療法での身体活動は骨密度や筋力の維持ないし向上に有効と考えられ、骨折の予防や心機能にもよい影響を与える可能性があるため、今後は成人ダウン症者への理学療法介入も求められる<sup>33)</sup>。

### 1.1.3 歩行比とは

先に述べたように理学療法士の役割の一つには患者が運動を新規にあるいは再度獲得する支援を行うことが挙げられる。特に歩行は理学療法士が関わることの多い動作の一つである。そのため、理学療法を行う上で歩行を評価するための指標が必要となる。歩行に関する評価としては歩容を分析する歩行の観察から始まり、10m歩行テスト<sup>34)</sup>、Timed Up and Go Test( ; 以下、TUG)<sup>35)</sup>や6分間歩行テスト<sup>36)</sup>等を含む数多くの評価指標が見られる。それらの多くは歩行を量的にとらえるものであり、最大速度や所要時間、最大歩行距離等から患者の歩行能力を多角的に評価するものである。歩行能力の低下においては最大速度の低下や所要時間の増大、歩行距離の低下が明らかとなる。また、歩行能力の改善の結果として、歩行速度は向上し、歩行距離が増加する。これらは歩行速度を中心として測定される時間的または空間的パラメータである。

時間的または空間的パラメータを組み合わせた指標として歩行比<sup>37) 38)</sup>という概念が存在する。歩行比は歩幅を歩行率で除したものであり、その値は歩行速度を変化させても広い速度範囲で一定である<sup>39) 40)</sup>。歩行比は、歩幅と歩行率という2つのパラメータの変化を1つのパラメータで示すことができ、歩行評価に時間的・空間的パラメータとは異なる視点を提供できる。仮に歩幅が小さく歩行率が高い、あるいは歩幅が大きく、歩行率が低いという通常とは異なる歩行を患者が示した場合、歩行比は変化する。歩行速度を規定しない場合に歩幅と歩行率という個別のパラメータからは検出できない問題を歩行比では検出することができ、歩行比を見ることで歩幅と歩行率の相対的な関係について定量化が可能となる。また、歩行比は歩幅と歩行率の関係によって変化するため、歩行速度とは異なる歩行時の下肢運動の協調性というような視点について表現することが可能である。

さらに、歩行比の測定方法は簡便で臨床において有意義なパラメータとなると考えられる。

先行研究では、日本人が通常用いる歩行速度に基づく自由歩行時に、歩行比の値は、平均年齢  $25.9 \pm 4.1$  歳の男性では  $0.0070 \pm 0.0010$ 、平均年齢  $20.6 \pm 1.4$  歳の女性では  $0.0066 \pm 0.0011$  と報告されている<sup>39)</sup>。また日本人の大学生年代の男女では、平均年齢  $19.9 \pm 0.8$  歳の男性は  $0.0069 \pm 0.00083$ 、平均年齢  $19.6 \pm 0.6$  歳の女性では  $0.0060 \pm 0.00080$  との報告<sup>40)</sup>がある。オランダ人では男性で  $0.0065 - 0.0078$ 、女性で  $0.0054 \sim 0.0064$ <sup>41)</sup>、65歳から89歳までの日本人高齢者では自由歩行時には  $0.0040 \sim 0.0059$  を示し、加齢とともに歩行比が減少することが報告されている<sup>38)</sup>。また歩行比と転倒との関連性についても述べられ、自由歩行から速い歩行に移行した際、歩幅が短く、歩行率が高いというような、いわゆる歩行比の低い高齢者では複数回の転倒を経験していると報告されている<sup>42)</sup>。

さらに障害者の歩行比についても複数の研究報告がなされている。パーキンソニズム患者では歩行リズムを維持することが難しく、健常高齢者も共通するような歩行パターンを示す。例として短い歩幅、歩行周期に対して相対的に長い二重支持期、股・膝・足関節の回旋低下、すり足歩行と言われる踵とつま先の拳上が乏しい歩行などが指摘されている<sup>38)</sup>。パーキンソニズム患者の歩行比については重症度に応じて  $0.0037 \sim 0.0058$  の値が報告され、重症度が高いほど、歩行比の値が低下する<sup>43)</sup>。脳卒中患者の歩行比については  $0.004 \pm 0.001$  の値が報告されている<sup>44)</sup>。一方、多発性硬化症患者の歩行比では、 $0.0063 \sim 0.0067$  という値が報告され、歩行速度を除外すれば、健常者と同等の歩行運動の協調性が維持されていることがうかがえる<sup>45)</sup>。

このように歩行比は歩幅と歩行率から算出され、高価な機器を必要としない簡便なスケールとして、複数の先行研究で使用されているとは言え、報告件数は多くない。また、健常児では成人程に歩行比について理解されているわけではない。Sekiyaら<sup>46)</sup>によれば、歩行比は比較的再現性が高い尺度であり、若年成人で同日及び3か月後に複数回の反復測定を行った際、その値の級内相関係数は0.6から0.8であった。このように信頼性が高く、簡便に測定が可能な歩行比については、障害者の歩行能力を評価し得る臨床現場での指標として、さらなる研究が期待される。特に複雑な操作や指示を理解できない知的障害者や小児にとってはその簡便さにより、歩行比での歩行評価が1つの重要な指標となると考えられる。

#### 1.1.4 修士論文における知見

人間が歩行を行う際に、歩行速度は歩幅と歩行率という無限の組み合わせを持つ2変数によって決定されるが、歩幅を歩行率で除することによって算出される歩行比は速度に依らず一定の値をとる。日本での若年成人における研究では、自由歩行時には男性はおよそ  $0.0069 \sim 0.0070$ 、女性では  $0.0060 \sim 0.0066$  の値をとるとされている<sup>39, 40)</sup>。

過去に行われた横断的調査の歩行データから、1歳から6歳までの健常児の歩行比は成人の歩行比の値である0.006に段階的に近付いていくものと予想されるが、詳細な測定データは得られていなかった。そこで筆者は修士研究で、健常児の最適な歩行発達段階に関する歩行比の変化について検討をおこなった。さらに実験で得られた歩行比と先行研究による成人の歩行比を合わせて検討すれば、歩行比の生涯に亘る連続した推移が示されると考えた。また、健常児・者と脳障害児・者を比較することにより、両者の歩行特性の違いを理解することで、1つの基準としての値を掲げることができると考えた。

修士研究では成人期の歩行比に近付くと思われる小児の歩行比が、実際に段階的に変化するか否かを明らかにすることを第1実験の目的とした。また、数例の障害児・者の歩行比と本研究で得られた健常児・者の歩行比を比較検討することを第2実験の目的とした。

健常児の歩行比を取得した第1実験の研究協力者は1~6歳の児で整形外科的・脳神経的異常を伴わず、独歩可能な児138名とした。模造紙で8mの歩行路を作製し、そのうち中間の5mをデータ取得領域とした。健常児への課題は歩行路上を日常用いる歩行速度で歩く自由歩行とした。自由歩行は人間が歩行するのに最もエネルギー効率が良いとされており<sup>47)</sup>、対象者が通常歩行するのに用いる自然な速度を促した。歩数の測定のため、両足底の踵部及び前足部中央に1.5cm四方の両面テープがついたスポンジを張り、水彩絵の具をしみ込ませ、模造紙上に足跡を記録し、足跡より歩数及び歩幅を計測した。また、ストップウォッチで歩行時間を測定することで歩行率を算出した。以上から得られた歩幅の平均値を歩行率で除することにより歩行比を取得した。その他、研究協力者の身長・月齢を記録した。

第2実験では3~17歳の脳性麻痺児群(以下、CP群)及び、ダウン症児・者群(以下、ダウン症群)で独歩可能な16名とした。第2実験では歩行時間を測定するに当たり、30Hzのビデオカメラを用いて歩行率、歩行比を算出した他は第1実験と同様の方法を用いた。

第1実験では健常児138名中116名より歩行比が得られた。結果を図1-1に示した。その結果から健常児の月齢の増加に伴い、身長が伸び、身長が伸びることで脚長が伸びることが明らかになった。また、脚長が伸びることで歩幅が増大し、歩幅の増大が歩行比の増大により大きい影響を与えていることがわかった。さらに、本研究と先行研究データを併せて検討した結果、歩行比は約200ヶ月(16~17歳)まで増大して最大値付近に達し、その後緩やかな減少の傾向をたどると推定された。身長の伸びは約200ヶ月程度で最大値となり、歩行比の頂点に達する時期と同じであることから、歩行比の増大には身長や歩幅といったサイズの因子が重要性を持つと考えられた。

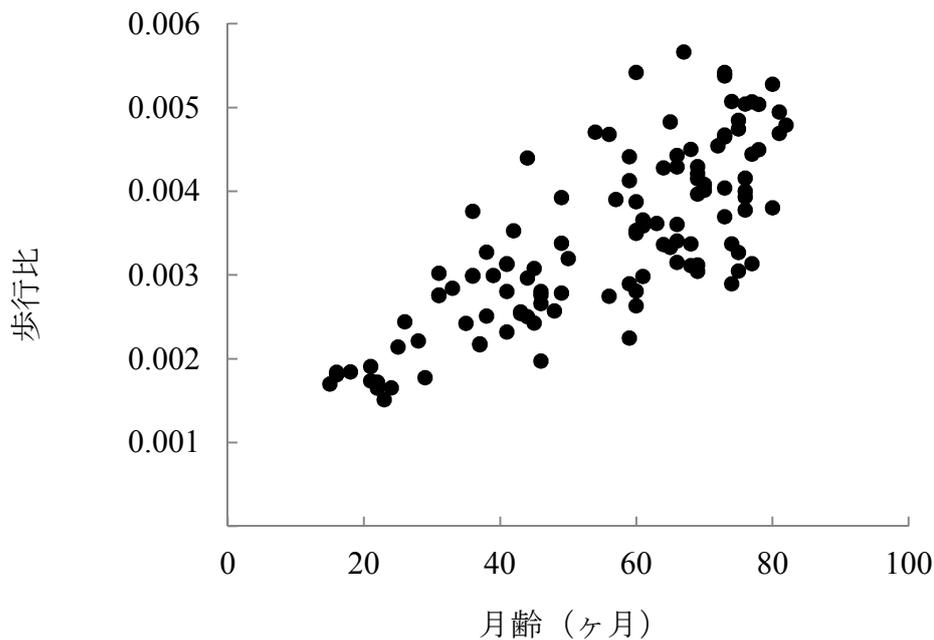


図1-1 健常児の歩行比

第2実験ではCP群として8名のデータから歩行比の変化について検討を行い、データから有意な回帰式が得られた。CP群のデータを図1-2に示した。CP群では歩行比は身長との線形関係に基づいて増大するが、一般に脳性麻痺では筋・骨格系や中枢系の障害により、臨床像が多様である。よって、回帰式の寄与率は50%台であった。健常児群では歩行比の増大に関し、サイズに関する因子の重要性が示唆されたが、CP群では歩行比の増大に関し、少数の研究協力者から1つの因子を見出すことは難しいと考えられた。ダウン症群では6名のデータから、有意な回帰式が得られ、その寄与率は80%台であった。ダウン症群のデータを図1-3に示した。ダウン症群では歩行比の増大は健常児群と比較すると非常に緩やかで、明らかに健常児とは異なる歩行比増大の傾向を持つことが分かった。ダウン症は一般的に麻痺を伴う疾患ではないため、その臨床像は概ね定形的である。そのため、歩行比増大にもある一定の傾向が見られたと考えられる。

修士研究では、健常児・者と障害児・者の歩行比の変化及び歩行の発達に障害の有無で異なるといえども、両者の歩行比が発達にともない変化していくことが示された。

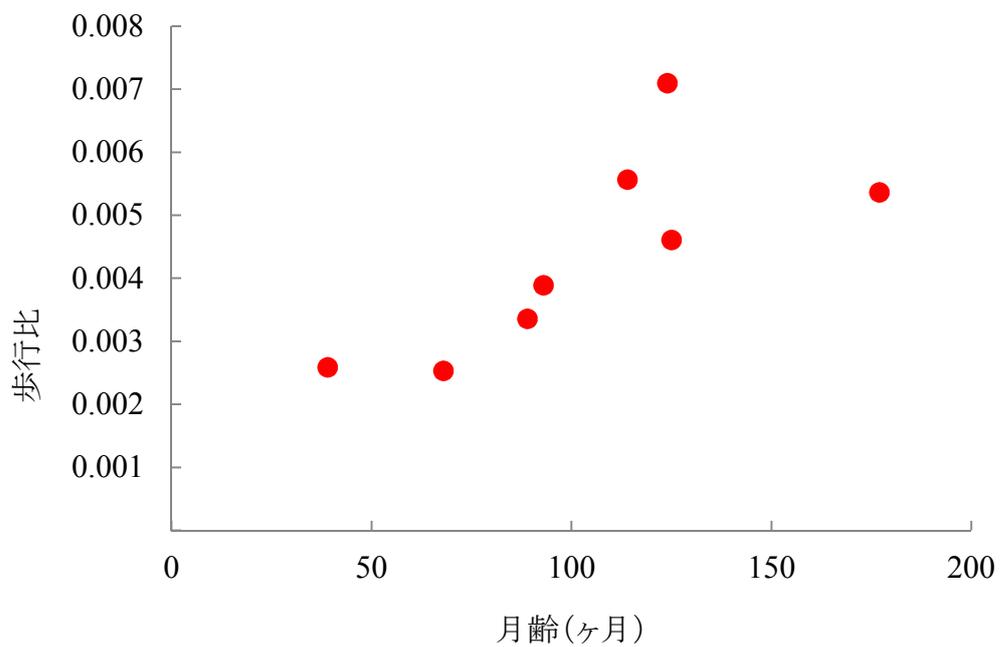


図1-2. CP群の歩行比

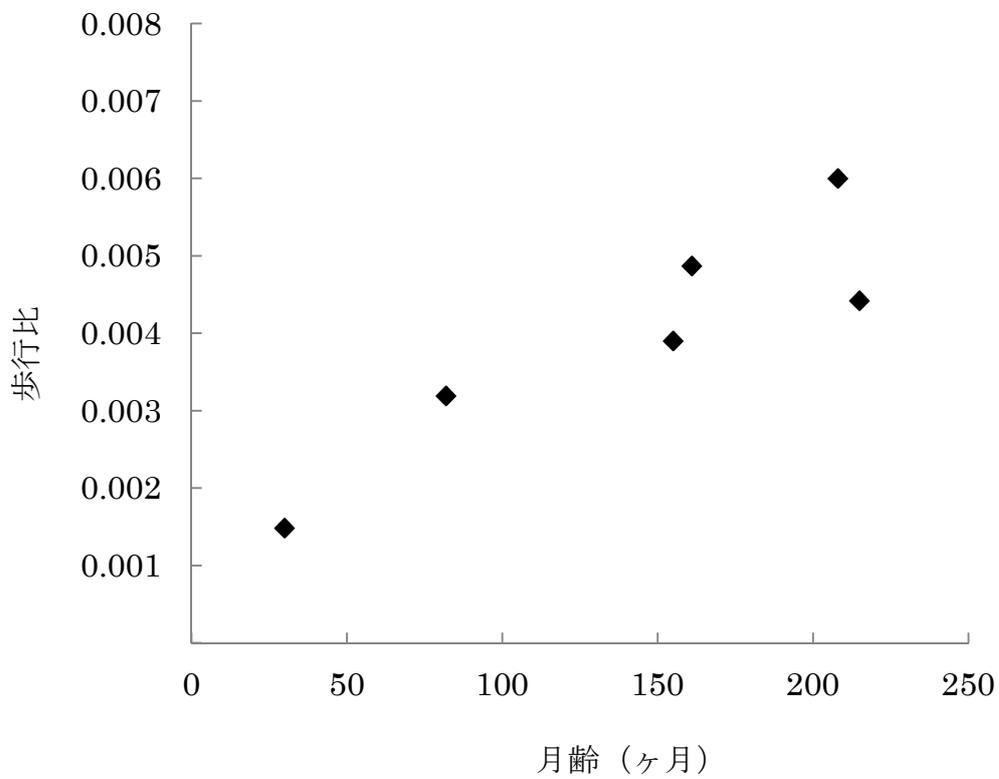


図1-3. ダウン症群の歩行比

## 1.2 本研究の目的

本研究の目的は健常児を含む健常者とダウン症児を含むダウン症者の歩行比の推移を比較検討すること、並びに、ダウン症者の歩行比において生涯発達にともなう一定の変化傾向が存在するかどうかを検討し、理学療法介入に関する示唆を得ることである。

## 1.3 本研究の意義

本研究により、小児期を終え、成人期に差し掛かったダウン症者のリハビリテーションに有用な示唆が得られる可能性がある。

具体的にはダウン症者の歩行比が健常者と異なることを示し、ダウン症者の歩行比のおおまかな基準値を明らかにすることができれば、基準値に基づいて各年代のダウン症者の歩行を速度に依存しない方法で測定・評価することが可能となる。

さらに、ダウン症者の歩行比の生涯発達の推移に影響を与える要因を明らかにすることにより、成人ダウン症者への理学療法介入に関する示唆を得ることにつながると考えられる。

## 1.4 本論文の構成

第2章では、健常者の歩行比の経年的な推移に関する特徴を検討する。健常者に対しては、複数の歩行比の研究がなされているが、健常者の歩行比の変化に影響を与える因子については必ずしも明らかになっていない。そこで本研究では、健常者の歩行比が変化していく機序についても検討する。また第2章のデータは、後に、ダウン症者と健常者の歩行比の変化を比較検討する際の基礎資料とする。

第3章では、ダウン症者の歩行比の生涯発達の推移に、一定の傾向が存在することを示す。さらに、加齢とともに生じる歩行比の変化に影響を与える因子を明らかにする。

第4章では、第2章及び第3章における研究結果を統括し、ダウン症者に対する理学療法介入への示唆を与える。

## 1.5 研究の倫理的配慮

本研究における実験測定は、茨城県立医療大学倫理委員会の承認を得て実施した(承認番号：430)。第2章における研究協力者には事前に口頭と書面により研究目的および内容を説明し、研究上で受ける利益と不利益、個人情報保護、参加の拒否と撤回、同意を得た上で実施した。第3章の研究では測定の実施にあたって、研究協力者及び保護者に研究の目的と内容、研究上で受ける利益と不利益、個

人情報の保護，参加の拒否と撤回などについて書面を用いて説明を行い，研究への協力の同意を得た。自ら書面で同意を示すことができない研究協力者に対しては研究協力者の賛意を確認した上で測定を行った。

## 第2章 成人における歩行比の成長的变化に関する検討

### 2.1. 目的

人間の姿勢・運動は一生に亘り変化していく。例として、小児期には臥位から座位から立位、やがて独歩獲得へと姿勢・運動を変化させていく。また、老年期にはこれまでに獲得した能力は徐々に減弱していく。杉浦らは65歳から89歳までの高齢者510名を対象とした4年間の縦断研究で、歩行能力の変化について調査し、自由歩行および最大歩行速度での歩行、どちらにおいても速度や歩幅が減少することについて報告している<sup>48)</sup>。また、老化によって、高齢者の歩行パターンが幼児の動きを特徴づけている未熟な反射パターンへ回帰するとの仮説が立てられ、幼児と高齢者の歩行特性には明らかに多くの類似性がある<sup>49)</sup>とShumway-Cookらは結論付けている。以上のように、小児期や老年期等、便宜上、人間のライフステージを区切ることはあるが、姿勢・運動の変化は本来連続的なものである。

衣笠ら<sup>50)</sup>は18～83歳の日本人男性を対象とした研究で、形態計測および歩行をはじめとした運動能力の測定を行っている。さらには運動能力を構成する柔軟性や筋力等の項目について測定し、加齢による変化を究明することで高齢化社会に備えてのデータベース構築を目指した。古名ら<sup>51)</sup>は日本人高齢者の男女65歳から89歳を対象とした調査により、日本人の中でも高齢者の運動能力の加齢変化と性差について報告し、地域的な特徴についても述べ、高齢者の運動能力の実態について報告した。宮原ら<sup>52)</sup>は85歳から91歳の高齢者を対象に、ある特定の年と5年後の体力を測定し、すべての項目で有意な減少が見られたことを報告している。加藤ら<sup>53)</sup>は、地域での介護予防目的で運動機能向上プログラムに参加した高齢者を対象に、体力測定を行うことで、プログラムの効果判定と高齢者の体力特性について報告している。青木ら<sup>54)</sup>は幼児期における身体活動量を測定し、体格や体力との関連について報告し、体力向上のための資料としている。その他、大学生でも体力測定が行われ、大学での体育指導、運動指導の資料としている<sup>55)</sup>。このように、日本全国で行われる体力測定は、介入あるいは指導の参考として、そのデータが利用されている。日本理学療法士協会<sup>56)</sup>は理学療法の対象者は運動機能が低下した人々であるが、機能低下が予想される高齢者の予防対策も理学療法の対象となると述べている。理学療法では、まず患者や利用者といった理学療法の対象者の評価を行い、治療プログラムを作成する。理学療法を行うためには対象者の運動特性や基準となる値について理解することが必要である。健常者の身体特性を理解することで、運動機能が低下した人や低下が予見される人に適切なアプローチが可能となる。

上述の報告を始めとして、健常者の運動特性や体力、歩行について報告した研究は数多くあるが、健常者の歩行比に加齢変化をもたらす因子について考察した研究は少ない。歩行比は歩行速度の影響を除外し、歩行の変化を示すことのでき

るパラメータであり，歩行速度に関わらず，歩行比は一定とされている<sup>39) 40)</sup>。そのため，歩行比を指標とすれば，歩行速度の異なる歩行者の歩行特性を比較することが可能となる。歩行比は，歩行速度や歩幅といった時間的・空間的な指標に加え，新たな歩行評価の視点を提供するものであり，リハビリテーションの評価ツールとしても有用となる可能性がある。

そこで本研究では，健常者における歩行比の加齢に伴う変化について検討することを目的とした。さらに，本研究では，第3・4章で論じるダウン症者の歩行比の変化と比較するためのデータをすることも目的の1つとした。

## 2.2. 第1研究 対象と方法

### 2.2.1. 対象

研究協力者は20～89歳の健常者223名とした。組み入れ基準は、著明な筋骨格的・脳神経的異常を伴わず、独歩可能な方とし、性別は問わなかった。研究協力者は地域で生活している健常成人から募集した。

本研究では研究協力者を次のように10歳ごとの年代群に分けた。20～29歳を20歳代、30～39歳を30歳代、40～49歳を40歳代、50～59歳を50歳代、60～69歳を60歳代、70歳以上を70歳代として、6群に分けた。

### 2.2.2. 装置

本研究では歩行による時間的・空間的パラメータの測定を行った。そのため、先行研究<sup>40)</sup>に倣い、測定では長さ16m、幅0.8mの白の模造紙上に設定した直線歩行路を用い、その上を歩行するという課題を行った。16mの歩行路中、中間にあたる3mと13mの地点に線を引き、その間の10mをデータ取得領域とした。直線歩行路の開始側後方にビデオカメラ(HDR-HC3, SONY社製)を設置し、歩容を撮影し、あわせて側方からも1名の測定者が歩行随伴者として研究協力者の歩行時の足元を撮影した。

### 2.2.3. 測定手順

測定開始に先立ち、すべての研究協力者において年齢、身長および体重を聴取した。また、歩行に影響を与えると思われる指標を測定した。具体的には、粗大筋力を表す指標として握力、下肢関節の柔軟性を示す指標として関節可動域を測定した。関節可動域は、代表値として、左右の足関節背屈と股関節伸展を測定した。その他、バランスを表す指標としてTimed Up and Go Test(以下、TUG)<sup>35)</sup>、ならびにFunctional Reach Test(以下、FRT)<sup>57)</sup>を実施した。

歩行比の測定にはフットプリントメソッドを用いた。研究協力者の靴底踵部及び前足部中央に1.5cm四方のスポンジを貼付し、水彩絵の具をしみ込ませて、模造紙上を歩行させることで足跡を紙に記録した。0m地点から歩行を開始し、最初の3m地点に引かれた線分を測定開始地点とした。歩行路上に残された足跡の内、測定開始地点の線分を超えた最初の足跡を0歩と定義した。それ以降を1歩、2歩、3歩と数え、13m地点に引かれた線分を超えた最初の足跡を最終歩と定義した。残された足跡より歩数と歩行距離を計測した。

歩行随伴者が側方から研究協力者の歩行時の足元をビデオカメラにて撮影した動画と実際に歩行路上に残った足跡から測定した歩幅より、歩行速度、歩行率を算出した。歩幅と算出した歩行率を用いて歩行比を算出した。本研究では研究協力者全員が20歳以上であり、一般的に身長伸びは止まったと考えられること

から、個体間の身長の違いを考慮し、先行研究<sup>38)</sup>に基づいて歩幅、歩行率、歩行速度そして歩行比の補正を行った。補正の方法を式1~4に示した。

$$\text{調整歩幅} = \text{歩幅} / (\text{身長} / \text{平均身長}) \dots (\text{式1})$$

$$\text{調整歩行率} = \text{歩行率} \times (\text{身長} / \text{平均身長})^{1/2} \dots (\text{式2})$$

$$\text{調整歩行比} = \text{調整歩幅} / \text{調整歩行率} \dots (\text{式3})$$

$$\text{調整歩行速度} = \text{調整歩幅} \times \text{調整歩行率} \dots (\text{式4})$$

歩行時の指示は研究協力者が日常的に歩行している自然な速度で歩行する自由歩行を促すために「いつも歩いている速さで歩いてください。」と教示した。練習として歩行路上を複数回歩き、研究協力者の歩行が安定した自由歩行になったとみなした後に歩行路上の歩行を指示し、測定を行った。歩行開始のタイミングに関しては、研究協力者の準備が整ったタイミングを見計らいながら、「準備ができたなら自分にとって、よいタイミングで歩き始めてください。」と指示し、自ら歩き始めるのを待った。

フットプリントメソッドによって残された足跡より、歩幅を1mm単位で測定し、メートルの単位で表した。

#### 2.2.4 データ解析

研究協力者の調整歩行比について、加齢による変化が存在するかどうかを検証するために年代グループを要因とする一元配置分散分析を行った。また、関連する歩行パラメータについても加齢による変化が存在するかどうかを検証するため、調整歩幅と調整歩行率、調整速度それぞれに対し、年代グループを要因とした一元配置分散分析を行った。年代グループごとの多重比較には Bonferroni 法を用いた。

さらに調整歩行比の変化と調整歩行比に影響を与える指標の経年的変化を検討するために、TUG、FRT、握力、足関節背屈角度、股関節伸展角度について、年代グループを要因とする一元配置分散分析を行った。FRTは個体間の身長の違いを考慮し、式5により補正を行った。

$$\text{調整 FRT} = \text{FRT 実測値} / (\text{身長} / \text{平均身長}) \dots (\text{式5})$$

また、調整歩行比の変化に伴った変化が見込まれる指標において Pearson の積率相関分析を行った。

統計解析は統計解析用ソフトウェア SPSS version 21 を用い、各統計解析の有意水準は危険率 5%未満とした。

## 2.3 結果

研究協力者の特性は表 2-1 の通りである。

表 2-1. 第1研究の研究協力者特性

年代	人数 (名)	男女別人数 (名)	年齢(歳)	身長(m)	体重(kg)	
20歳代	58	男性	32	24.6 ± 2.6	1.662 ± 0.091	61.0 ± 11.2
		女性	26			
30歳代	42	男性	19	35.4 ± 2.7	1.649 ± 0.082	61.1 ± 11.5
		女性	23			
40歳代	42	男性	11	44.7 ± 2.9	1.618 ± 0.089	61.2 ± 14.9
		女性	31			
50歳代	27	男性	11	54.6 ± 3.2	1.608 ± 0.071	60.7 ± 10.5
		女性	16			
60歳代	30	男性	7	65.6 ± 3.2	1.563 ± 0.062	54.7 ± 9.3
		女性	23			
70歳代	24	男性	10	74.1 ± 3.2	1.565 ± 0.079	56.7 ± 9.4
		女性	14			

測定によって得られた各要因の各グループの平均値を表 2-2 に示した。なお、足関節背屈角度と股関節伸展角度は左右の値を測定し、平均値を算出した。

表 2-2. 第1研究で測定した指標の各グループの平均値

	20歳代	30歳代	40歳代	50歳代	60歳代	70歳代
FRT (m)	0.415 ± 0.065	0.379 ± 0.048	0.368 ± 0.063	0.363 ± 0.057	0.320 ± 0.048	0.313 ± 0.065
調整FRT (m)	0.405 ± 0.058	0.373 ± 0.046	0.368 ± 0.055	0.366 ± 0.052	0.332 ± 0.051	0.325 ± 0.066
握力 (kg)	39.9 ± 11.5	38.3 ± 10.7	34.6 ± 10.2	35.1 ± 10.3	29.3 ± 6.8	30.4 ± 9.2
TUG (秒)	7.6 ± 1.0	8.1 ± 1.1	7.8 ± 1.0	8.1 ± 1.2	7.6 ± 1.4	7.5 ± 1.4
足関節背屈角度 (°)	24.4 ± 6.0	26.5 ± 7.2	26.2 ± 4.3	25.8 ± 6.2	27.0 ± 10.7	25.6 ± 8.2
股関節伸展角度 (°)	21.0 ± 8.1	18.1 ± 7.5	17.0 ± 9.9	16.1 ± 8.2	21.8 ± 7.5	21.3 ± 7.4
歩幅 (m)	0.746 ± 0.080	0.707 ± 0.080	0.709 ± 0.066	0.733 ± 0.079	0.726 ± 0.069	0.729 ± 0.079
調整歩幅 (m)	0.728 ± 0.067	0.694 ± 0.068	0.711 ± 0.063	0.738 ± 0.071	0.754 ± 0.074	0.755 ± 0.067
歩行率 (steps/min)	121.7 ± 8.2	122.7 ± 9.6	120.0 ± 8.0	118.3 ± 10.2	116.5 ± 8.2	114.2 ± 7.7
調整歩行率 (steps/min)	115.5 ± 7.2	117.4 ± 7.6	118.0 ± 9.1	119.5 ± 7.9	120.5 ± 9.0	119.5 ± 7.6
歩行比	0.0066 ± 0.0008	0.0061 ± 0.0008	0.0060 ± 0.0008	0.0061 ± 0.0006	0.0059 ± 0.0007	0.0060 ± 0.0008
調整歩行比	0.0063 ± 0.0006	0.0059 ± 0.0006	0.0060 ± 0.0006	0.0062 ± 0.0005	0.0063 ± 0.0007	0.0063 ± 0.0006
歩行速度(m/min)	85.2 ± 10.5	82.7 ± 10.7	82.2 ± 16.5	88.2 ± 12.3	89.3 ± 11.8	88.7 ± 11.2
調整歩行速度(m/min)	84.1 ± 10.0	81.7 ± 10.7	84.1 ± 11.0	88.5 ± 11.9	91.0 ± 12.3	90.3 ± 10.9

全研究協力者における調整歩行比の散布図を図 2-1 に示した。

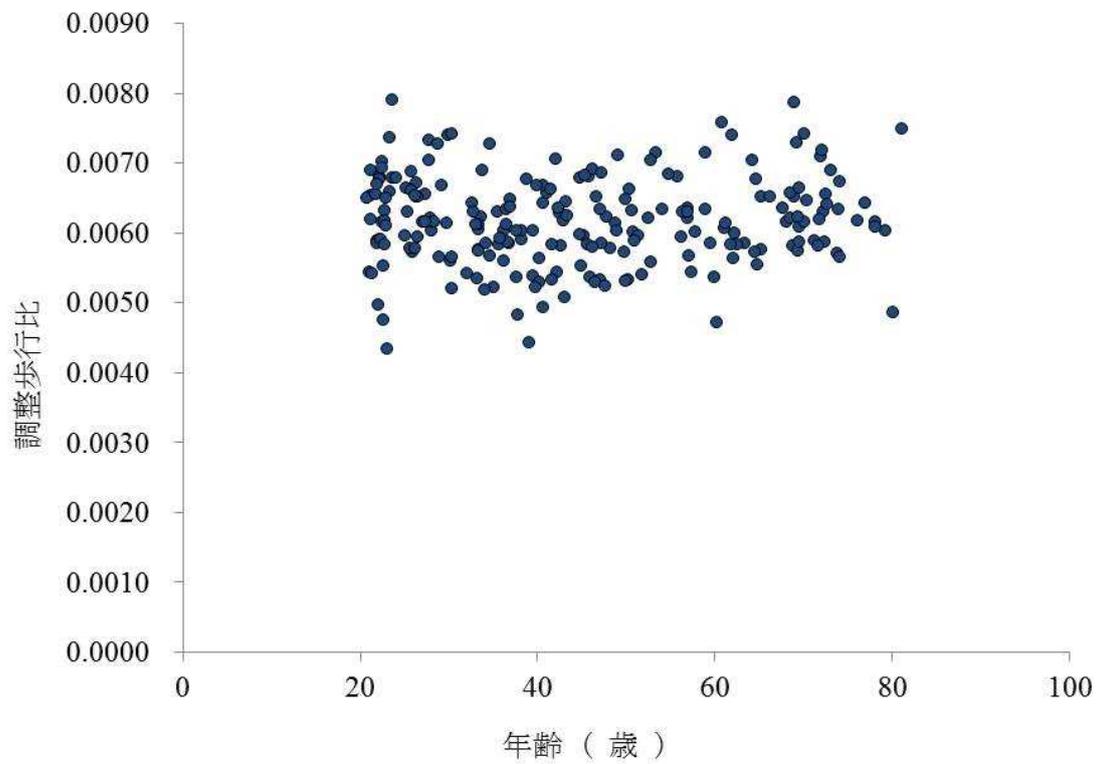


図2-1. 全研究協力者の調整歩行比の散布図

年代グループを独立変数，調整歩行比を従属変数とした一元配置分散分析の結果，年代グループ要因の有意な主効果が認められた ( $F_{5,217} = 2.918$ ,  $p < 0.05$ ,  $\eta p^2 = 0.063$ )。事後検定として，Bonferroni法による多重比較を行った結果，20歳代と30歳代に有意差が認められた ( $p < 0.05$ )。年代ごとの調整歩行比の平均値を図2-2に示した。

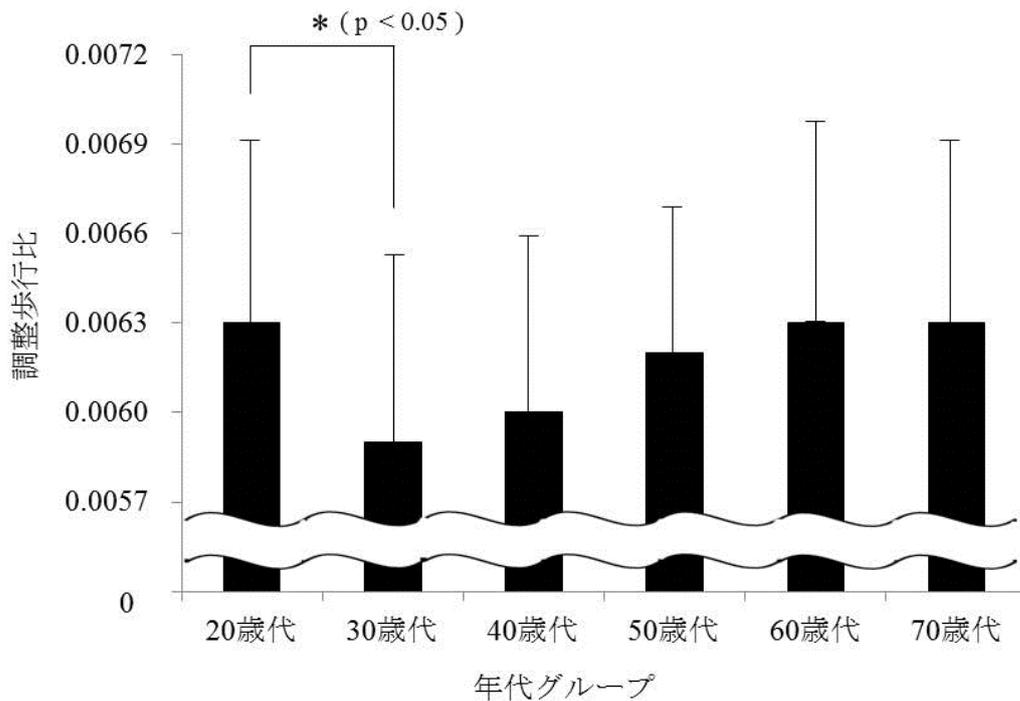


図2-2. 年代ごとの調整歩行比平均値

表 2-2 に示した各測定値に対して年代グループを独立変数とする一元配置分散分析を行った。結果として、調整 FRT ( $F_{5, 217} = 10.576$ ,  $p < 0.01$ ,  $\eta_p^2 = 0.196$ ) と握力 ( $F_{5, 217} = 6.131$ ,  $p < 0.01$ ,  $\eta_p^2 = 0.124$ ), 調整歩行速度 ( $F_{5, 217} = 4.016$ ,  $p < 0.01$ ,  $\eta_p^2 = 0.085$ ), 調整歩幅 ( $F_{5, 217} = 4.184$ ,  $p < 0.01$ ,  $\eta_p^2 = 0.088$ ) に年代グループ要因の主効果が認められた。それぞれの因子に対し、Bonferroni 法による多重比較を行った結果を表 2-3 に示した。調整 FRT については複数の群間に有意差が認められ、20 歳代の値は 40 歳代から 70 歳代の値よりも有意に大きかった。30 歳代の値は 60 歳代および 70 歳代よりも有意に大きかった。握力についても複数の群間に有意差が認められ、20 歳代および 30 歳代の値が 60 歳代および 70 歳代よりも有意に大きかった。調整 FRT および握力は共に加齢に応じて、有意に値が低下することが分かった。調整歩行速度については 30 歳代と 60 歳代および 70 歳代の群間に有意差が認められ、30 歳代の値が有意に低かった。調整歩幅については 30 歳代と 60 歳代および 70 歳代の群間に有意差が認められ、30 歳代の値が有意に低かった。

表 2-3. Bonferroni法による多重比較の結果

		40歳代	50歳代	60歳代	70歳代
調整FRT	20歳代	p < 0.05	p < 0.05	p < 0.01	p < 0.01
	30歳代			p < 0.05	p < 0.05
握力	20歳代			p < 0.01	p < 0.01
	30歳代			p < 0.01	p < 0.05
調整歩行速度	30歳代			p < 0.01	p < 0.05
調整歩幅	30歳代			p < 0.01	p < 0.05

次に、調整 FRT、握力、調整歩行速度、調整歩幅、調整歩行比の間の関連性を検討するために、Pearson の積率相関分析を行った。その結果、調整歩行速度と調整歩幅の間には有意な高い相関が見られた ( $r = 0.874$ ,  $p < 0.01$ )。しかし、調整 FRT および握力と調整歩行比との有意な相関は見られなかった。

## 2.4 考察

調整歩行比に対する一元配置分散分析の結果、年代グループ要因の有意な主効果が見られ、20歳代よりも30歳代で有意に調整歩行比が低いことが分かった。その他の群間では有意差は見られなかった。しかし、調整歩行比が30歳代でのみ低くなる必然性は特に考えられないことに加え、30歳代と40歳代の調整歩行比の平均値の差はごくわずかでしかない。従って、ここでは、調整歩行比は20歳代では比較的高い値を示すものの、その後は年代による大きな差はないと解釈する方が妥当であろう。20歳代と30歳代で有意差が生じた原因を強いて挙げれば、20歳代と30歳代では男女の比率が逆転しており、20歳代では男性が女性よりも多かったことが影響を与えた可能性は考えられる。

本研究において、統計上では有意差はないにせよ、40歳代以降の年代群で再び調整歩行比が増大したように見えた原因には一つの可能性がある。今回、研究協力者を募るに当たり、60・70歳代の研究協力者は地域コミュニティで募集を行った。事前に研究目的を伝えて、自発的な意思で参加した60歳代、70歳代の研究協力者はもともと健康に関する意識が高く、地域の体操クラブに参加している研究協力者が多かった。このため、研究協力者にバイアスがかかった可能性が考えられる。もし、60・70歳代の研究協力者のバイアスが排除できれば、40歳代以降の調整歩行比は年齢と共に低下する傾向を示す可能性もある。

調整 FRT を従属変数とした一元配置分散分析では年代グループの主効果が見られた。20歳代や30歳代と比較した場合、年代の高いグループで値が有意に低下しており、加齢に応じてバランス能力が低下していることがわかる。また、握力を従属変数とした一元配置分散分析でも年代グループの主効果が見られ、20歳代および30歳代と60歳代および70歳代を比較した場合、60歳代および70歳代の年代グループで値が有意に低下していた。Aadahl ら<sup>58)</sup>は握力と下肢の伸展力との間に有意な高い正の相関があると報告しており、握力は粗大筋力を表す指標としても妥当である。そのため、60歳代及び70歳代の粗大筋力は、年代の若い20歳代・30歳代と比較して低いとすることができる。

調整 FRT が代表するバランスや、握力が代表する筋力という因子が調整歩行比に何らかの影響を与える可能性はあるが、本研究における相関分析では指標間の有意な相関関係を見いだすことはできなかった。しかしここでも、60歳代、70歳代の本研究協力者のバイアスが影響を与えた可能性は否定できない。

## 第3章 ダウン症者における歩行比の成長的变化に関する検討

### 3.1 目的

これまでダウン症は小児理学療法分野で発達支援を行う対象となってきた。一般的には発達を支援する理学療法の介入は小児期で終了し、成人ダウン症者への理学療法介入は少数の報告があるものの、その数は多くない。例外として、日本では義足作成を通じた介入<sup>59)</sup>や肥満予防のための介入<sup>60)</sup>といった数例の報告が見受けられるのみである。沖<sup>61)</sup>はダウン症では加齢とともに筋力が減退し、転倒が増え、防御反応も弱く、体幹に近い部位での骨折を来すと、と骨折の原因を考察している<sup>61)</sup>。ダウン症者の成人でも、身体活動は骨密度や筋力の維持ないし向上に有効であり、骨折の予防にもなり、また心機能にもよい影響を与える<sup>33)</sup>。ダウン症者では加齢とともにアミロイド沈着老人斑等のアルツハイマー病変化が見られることはよく知られている<sup>33)</sup>。ダウン症の認知症の初期症状として、視覚記憶の消失が起こり、次いで学習能力の障害や歩行や言語の退行を伴ってけいれんや尿失禁をきたすようになる<sup>62)</sup>。Lazarovら<sup>63)</sup>はアルツハイマー病のモデルラットに運動をさせることで、神経組織発生の増加が見られ、これがアミロイド沈着を減少させるとアルツハイマー病に対し、運動が肯定的な効果をもたらしたと報告している。

オーストラリアでは75%のダウン症者が50歳まで生存すると報告され<sup>30)</sup>、日本でも1981年の正木らの報告<sup>31)</sup>により、その時点でほぼ50歳の平均寿命があるとされている。現在では医学的管理の進歩により、ダウン症患者の寿命は50歳を超えていると考えられる<sup>29)</sup>。以上の事から、ダウン症者の寿命が短かった過去とは異なり、ダウン症者の加齢に伴う臨床像の変化に対する理学療法士の対応が求められ、理学療法士が生涯にわたり支援する必要性のあるダウン症児・者についてその臨床像を理解することは重要である。ダウン症児・者は一般的に短い歩幅と高い歩行率で歩行するというように健常者とは異なる歩行特性を示す。この歩き方はNagasakiら<sup>38)</sup>の述べるParkinsonism患者や高齢者の歩容と類似する。

そこで、第3章ではダウン症者の運動特性、特に歩行特性の理解のために、歩行比を用いてダウン症者の歩行の変化について検討した。第3章の研究では次の2点を明らかにすることを目的とした。

- (1)ダウン症者の歩行比には特異的な傾向が存在するか
- (2)ダウン症者の歩行比の経年的変化にどのような因子が影響を与えるか

## 3.2 第2研究 対象と方法

### 3.2.1 対象

研究協力者は平均年齢  $37.7 \pm 10.6$  歳のダウン症者で独歩可能な方 24 名（男性 14 名，女性 10 名）である。研究協力者は障害者通所施設あるいは障害者入所施設を利用しているダウン症者から募集した。研究責任者による歩行に対する指示の理解が難しい場合は対象から外した。対照群は 2.2.1 で得られたデータのうち，ダウン症群に対して，年代を一致させた 20~50 歳代の 169 名の健常者 ( $37.1 \pm 11.2$  歳；男性 73 名，女性 96 名) とした。研究協力者のダウン症群(表 3-1)および対照群(表 3-2)を 10 歳ごとの年代群で次のように組み分けした。20~29 歳を 20 歳代，30~39 歳を 30 歳代，40~49 歳を 40 歳代，50~59 歳は 50 歳代として，4 つのグループに分けた。

表 3-1. 第2研究のダウン症者特性

年代	人数(名)	対象者	性別	年齢(歳)	身長(m)	年代の平均身長(m)	体重(kg)	年代の平均体重(kg)
20歳代	7	1	男	20.2	1.520	1.453 ± 0.122	74.4	56.9 ± 16.0
		2	女	20.8	1.274		35.4	
		3	女	20.9	1.335		37.5	
		4	男	21.8	1.552		70.8	
		5	女	25.2	1.385		46.8	
		6	男	25.8	1.652		75.4	
		7	女	25.9	1.450		57.9	
30歳代	5	8	男	30.2	1.594	1.548 ± 0.061	58.2	56.7 ± 9.4
		9	男	37.5	1.486		73.6	
		10	男	37.8	1.612		55.4	
		11	女	38.9	1.465		46.8	
		12	男	39.7	1.585		49.4	
40歳代	10	13	女	42.1	1.444	1.474 ± 0.067	62.6	61.0 ± 11.1
		14	男	42.6	1.490		46.4	
		15	女	43.0	1.357		46.0	
		16	女	45.2	1.433		66.4	
		17	女	45.9	1.450		49.8	
		18	男	46.4	1.526		55.4	
		19	男	46.5	1.504		67.4	
		20	男	47.2	1.473		68.7	
		21	男	49.1	1.626		63.6	
		22	女	49.1	1.439		83.2	
50歳代	2	23	男	51.0	1.471	1.469 ± 0.002	55.1	59.5 ± 4.4
		24	男	51.5	1.467		63.8	

表 3-2. 対照群特性

年代	人数(名)	男女別人数(名)	年齢(歳)	身長(m)	体重(kg)	
20歳代	58	男性	32	24.6 ± 2.6	1.662 ± 0.091	61.0 ± 11.2
		女性	26			
30歳代	42	男性	19	35.4 ± 2.7	1.649 ± 0.082	61.1 ± 11.5
		女性	23			
40歳代	42	男性	11	44.7 ± 2.9	1.618 ± 0.089	61.2 ± 14.9
		女性	31			
50歳代	27	男性	11	54.6 ± 3.2	1.608 ± 0.071	60.7 ± 10.5
		女性	14			

### 3.2.2 装置

本研究の装置は 2.2.2 に示す装置と同様である。

### 3.2.3 測定手順

測定開始前に対象となる研究協力者で身長、体重を求めた上で課題となる歩行路上の歩行を行った。歩行比の測定手順は 2.2.3 に示す測定手順と同様である。

### 3.2.4 データ解析

ダウン症群、対照群の歩行比の違いについて年代グループとダウン症の有無を要因とする二元配置分散分析を行った。その後、事後検定として両群 20 代から 50 代までの各年代間で t-検定を行った。50 代に関してはダウン症者の人数が少ないため、Mann-Whitney の U 検定も併せて行った。また、各群で年代グループを要因とした一元配置分散分析を行い、各群の年代間の調整歩行比の差異について検討した。多重比較には Bonferroni 法を用いた。

統計解析は統計解析用ソフトウェア SPSSversion21 を用い、各統計解析の有意水準を危険率 5%未満とした。

### 3.2.5 結果

**この内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

### 3.2.6 考察

結果より，ダウン症群と対照群では明らかに歩行比が異なり，ダウン症群で有意に調整歩行比が低いことが分かった。**以下の内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

### 3.3 第3研究 対象と方法

#### 3.3.1 対象

研究協力者は3.2.1のダウン症の研究協力者に23名を加えた平均年齢25.9±14.5歳のダウン症者で独歩可能な方47名（男性31名，女性16名）である。新たに追加した研究協力者は特別支援学校に通学しているダウン症者から募集した。

#### 3.3.2 装置

本研究の装置は2.2.2に示す装置と同様である。

#### 3.3.3 測定手順

本研究では，歩行比の測定について2.2.3に示した測定手順と同様の方法で測定した。

#### 3.3.4 データ解析

本研究の研究協力者は小児を含み，成長に伴う身長伸びや個体間の身長の違いも考慮に入れて検討することから，先行研究<sup>38)</sup>に基づく，身長による歩行比の補正は行わなかった。

統計解析としては，年齢を独立変数とし，歩行比を従属変数とする回帰分析を用いた。統計解析は統計解析用ソフトウェアSPSSversion21を用い，回帰式を採用する際の統計解析の有意水準を5%未満とした。

#### 3.3.5 結果

**この内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

#### 3.3.6 考察

**ダウン症者の歩行比は回帰曲線上では27歳頃まで増大していくことが分かった。以下の内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

## 3.4 第4研究 対象と方法

### 3.4.1 対象

第4研究の研究協力者として3.2.1のダウン症の研究協力者から歩行比以外のデータ測定について研究責任者による指示の理解が難しい3名を対象から外した。その上で、新たに17名を加えた平均年齢 $26.6 \pm 13.3$ 歳（年齢幅：10.1歳～51.5歳）のダウン症者で独歩可能な方38名（男性23名，女性15名）を研究協力者とした。

### 3.4.2 装置

本研究の装置は2.2.2に示す装置と同様である。

### 3.4.3 測定手順

本研究の測定手順は2.2.3に示す測定手順と同様である。

### 3.4.4 データ解析

本研究では、次の考え方に基づいて、研究協力者のグループ分けを行った。まず、ダウン症者の身長伸びは16歳頃に止まるとされている<sup>69)</sup>ため、本研究でも10～16歳では体格要因の影響が大きいと考え、この年代の協力者を第1グループとした。第1グループでは成長時の身長伸びも、歩行比に影響を与える因子と考え、歩行比の身長による補正を行わなかった。

次に、第2研究のデータより、27歳頃に調整歩行比の傾向が増加から減少に転じることが示唆された。本研究では実際に取得した歩行比増大傾向にあると考えられるのは25歳までのデータである。そのため、17歳から25歳まで、体格要因とは異なる要因がダウン症者の歩行比増大に影響を与えたと考え、この年代の協力者を第2グループとした。

さらに、第3研究より、27歳頃を境にダウン症者の歩行比は減少すると考えられた。そのため、本研究の協力者の中で、歩行比減少傾向にあると考えられる30歳～51歳までの協力者を第3グループとした。なお、第2・3グループでは先行研究<sup>38)</sup>に基づいて歩行比の身長による補正を行った。

本研究のダウン症者の特性を表 3-5 に示した。

表 3-5. 第4研究のダウン症者特性

グループ	人数(名)	対象者	性別	年齢(歳)	身長(m)	年代の平均身長(m)	体重(kg)	年代の平均体重(kg)
第1グループ	12	1	女	10.1	1.301	1.384 ± 0.102	36.2	43.1 ± 12.4
		2	男	10.2	1.233		22.6	
		3	女	10.8	1.190		22.2	
		4	女	11.8	1.335		42.5	
		5	男	12.4	1.448		52.6	
		6	男	13.0	1.455		36.5	
		7	男	13.8	1.439		49.2	
		8	男	14.3	1.570		46.0	
		9	男	14.8	1.345		35.0	
		10	男	15.8	1.407		54.2	
		11	女	16.9	1.424		60.8	
		12	男	16.9	1.455		59.6	
第2グループ	12	13	女	17.6	1.545	1.492 ± 0.107	47.6	55.6 ± 12.5
		14	男	17.9	1.574		55.0	
		15	男	18.4	1.503		51.3	
		16	男	18.8	1.515		55.8	
		17	男	19.7	1.603		58.8	
		18	男	20.2	1.520		74.4	
		19	女	20.8	1.274		35.4	
		20	女	20.9	1.335		37.5	
		21	男	21.8	1.552		70.8	
		22	女	25.2	1.385		46.8	
		23	男	25.8	1.652		75.4	
		24	女	25.9	1.450		57.9	
第3グループ	14	25	男	30.2	1.594	1.497 ± 0.076	58.2	59.5 ± 10.8
		26	男	37.5	1.486		73.6	
		27	男	37.8	1.612		55.4	
		28	女	38.9	1.465		46.8	
		29	男	39.7	1.585		49.4	
		30	女	42.1	1.444		62.6	
		31	男	42.6	1.490		46.4	
		32	女	43.0	1.357		46.0	
		33	女	45.2	1.433		66.4	
		34	女	45.9	1.450		49.8	
		35	男	46.5	1.504		67.4	
		36	男	49.1	1.626		63.6	
		37	女	49.1	1.439		83.2	
		38	男	51.5	1.467		63.8	

統計解析として、まず、各グループにおいて測定した因子間で Pearson の積率相関分析を行った。相関分析に用いた変数は以下の通りである。

- ① 年齢
- ② 身長
- ③ 体重
- ④ 足関節背屈角度（左右の平均値）
- ⑤ 股関節伸展角度（左右の平均値）
- ⑥ FRT（調整 FRT）
- ⑦ 握力
- ⑧ TUG
- ⑨ 歩幅（調整歩幅）
- ⑩ 歩行率（調整歩行率）
- ⑪ 歩行比（調整歩行比）
- ⑫ 歩行速度（調整歩行速度）

第 2・3 グループでは先行研究に基づく身長の補正を行ったため、調整歩幅・調整歩行率・調整歩行比を用いた。併せて FRT についても個体間の身長の違いを考慮し、補正を行った。補正した FRT の値を調整 FRT( = FRT の値 / (身長 / 平均身長))とした。また調整歩行比と関連する因子から身長を外して相関分析を行った。

次に年齢の影響を検討するため、年齢を制御変数とする偏相関分析を行った。また、歩行比および調整歩行比に対して関係が疑われる因子については歩行比または調整歩行比を従属変数とし、関係が疑われる因子を独立変数とする回帰分析を行った。その後、歩行比に与える影響を検討するため、重回帰分析における標準化偏回帰係数( $\beta$ )を求めた。

統計解析は統計解析用ソフトウェア SPSSversion21 を用い、各統計解析における有意水準を危険率 5%未満とした。

### 3.4.5 結果

**この内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

#### 3.4.5.1 第1グループに関する結果(10～16歳)

第1グループの解析の結果，歩行比は歩幅と年齢との間に有意な高い正の相関を示し，歩行率との間に有意な高い負の相関を示した。歩行率は年齢との間に有意な高い負の相関を示した。

次に年齢を制御変数と考え，年齢の影響を除いた偏相関分析を行った。歩行比は歩幅との間に有意な高い正の偏相関を示し，歩行率との間に比較的高い負の偏相関を示した。

**以下の内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

#### 3.4.5.2 第2グループに関する結果(17～25歳)

第2グループで相関の見られた調整歩行比，調整歩行率と足関節背屈角度の相関分析を行った。

第2グループでは調整歩行比は調整歩行率との間に比較的高い有意な負の相関を示した。調整歩行率と足関節背屈角度には比較的高い有意な負の相関が見られた。年齢と足関節背屈角度には有意とは言えないが中等度の負の相関が見られた。

次に年齢を制御変数と考え，年齢の影響を除いた偏相関分析の結果を表3-11に示した。

第2グループでは，調整歩行比と調整歩行率に比較的高い負の偏相関が見られ，足関節背屈角度とは有意な高い正の偏相関を認めた。

さらに相関分析の結果に基づき，調整歩行比を従属変数とし，調整歩行率・年齢・足関節背屈角度を独立変数とした重回帰分析(ステップワイズ法)を行った。その結果，調整歩行率と年齢は除外され，足関節背屈角度から調整歩行比を予測する有意な単回帰式が得られた。

### 3.4.5.3 第3グループに関する結果(30～51歳)

第3グループで相関の見られた調整歩行比，調整歩幅，調整歩行率とその他の因子の相関分析を行った。

第3グループでは調整歩行比は調整歩幅との間に有意な高い正の相関を示し，調整歩行率との間には比較的高い負の相関を示した。調整歩行比と年齢には有意な高い負の相関が見られた。

その他の変数では，調整歩幅と年齢には有意な比較的高い負の相関が見られ，調整歩幅と握力には比較的高い正の相関が見られた。調整歩行率と年齢には有意な比較的高い正の相関が見られた。

**以下の内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

### 3.4.6 考察

**以下の内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

## 第4章 総合考察

### 4.1 健常者とダウン症者の歩行比の比較

図4-1に健常児，健常者，ダウン症者の歩行比の年齢による推移を示した。

**この内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

健常者の歩行比は成長期の身長伸びとともに増大し，16歳頃をピークとして<sup>68)</sup>，その後，特に30歳代以降で緩やかな減少を示した。

これに対して，ダウン症者の歩行比は，27歳頃にピークがあり，それまでの上昇カーブは健常児・者よりも緩やかである。また，一旦ピークを迎えた後は速やかに下降カーブに移行し，比較的短期間に明らかな低下を示した。

健常児・者とダウン症者の歩行比の差異には，年齢軸に関しては寿命の差異，歩行比軸に関しては平均身長の差異が，まず，影響を与えていると考えられる。

日本人の平均寿命は平成25年時点で男性では80.21歳，女性では86.61歳である<sup>32)</sup>。ダウン症者の平均的な寿命は健常者よりも短く，オーストラリアの2002年の報告<sup>30)</sup>では，ダウン症者の平均寿命を58.6歳としている。また，1966年から1975年に出生した日本人ダウン症者の平均寿命は48.9歳であったと報告されている<sup>31)</sup>。現在，医学的管理の進歩により，ダウン症患者の平均寿命は現在50歳を超えていると考えられる<sup>29)</sup>。現在のダウン症者の平均寿命は明らかではないが，健常者とダウン症者の平均寿命が全く等しくなっているとは考えにくい。

ダウン症者の身長は健常者と比較すると低く，藤田らの報告によれば，18歳時点のダウン症男性の身長97パーセンタイル値は162.7cm，ダウン症女性の身長97パーセンタイル値は152.7cmである<sup>69)</sup>。一方，健常男性の18歳時点では身長97パーセンタイル値は182.0cm，健常女性の身長97パーセンタイル値は167.8cmであった<sup>69)</sup>。また，50パーセンタイル値でもダウン症者群，健常者群との間には男女それぞれ19cmおよび15cmの身長差が見られ，ダウン症者群よりも健常者群の身長が非常に高いことを報告している<sup>69)</sup>。

また，本研究の結果，健常者では加齢に伴い運動機能の中ではFRTおよび握力が低下することが明らかになった。このことが30歳代以降の歩行比の緩やかな低下に影響を及ぼしていると考えられるが，本研究では統計的に有意な関連を見出すことはできなかった。

**この内容は出版刊行，多重公表を禁止する学術ジャーナルへの掲載予定があるため割愛させていただきます。**

### 4.2 ダウン症者における理学療法介入への示唆

臨床上、一般的には小児期の独歩を獲得した後にダウン症者への理学療法介入は終了する。近年、ダウン症者の寿命は延びており、これまでよりも長い人生が予期されるがゆえに、一生涯に亘るダウン症者への個別ケアが必要である<sup>70)</sup>。特別支援学校の知的障害児を対象に行われた先行研究では6～11歳の小学部に通う年代よりも、12～17歳の中等部・高等部で肥満の発生率が高くなったと報告されている<sup>71)</sup>。また、ダウン症児は、健常児の平均的な体重よりも重いわけでないが、思春期には体重の増大が見られる<sup>72)</sup>。成人に向かうにつれて肥満が増大する傾向が日常生活により改善する合理的な理由は見当たらず、肥満も増大していくものと考えられる。このような状況から、理学療法士が、独歩獲得のために介入した小児期のみではなく、成人期以降のダウン症者にも健康自体を維持するための支援が必要である。

さらに、本研究の結果に基づけば、ダウン症者は加齢に伴い筋力が低下して、歩行比の低下した歩容を呈するようになる。筋力の低下を防止するためには、活動量を増大させる必要がある。このような観点から理学療法士による成人ダウン症者への介入法を考えると、次のような視点が重要と思われる。

まず、足部のアライメント不良として外反扁平足を呈するダウン症者に対して、足底装具の作成について係わることが可能である。ダウン症者のなかでも最も多い整形外科的合併症として外反扁平足が挙げられる<sup>73)</sup>。山本ら<sup>74)</sup>はダウン症者の70%にアーチが形成されなかったことより、歩行開始早期からの装具治療が重要であると述べている。宮村ら<sup>75)</sup>はダウン症患者に対する足底装具の作成で、足部不安定性が減弱したと報告している。外反扁平足に由来する下肢の不良アライメントから、将来的に複数の問題が生じる可能性がある。例として、様々な部位での疼痛やそれにとまなう活動量の低下により、筋力低下や肥満などを引き起こすことが考えられる。

次に理学療法士に可能な支援として、適切な運動習慣確立の支援が挙げられる。2004年の報告<sup>76)</sup>では2003年時点で学校卒業後のダウン症者の進路は作業所及び授産施設が75%を占めている。学齢期には学校の体育あるいは特別支援学校の自立活動の時間を利用して、一定の活動量は確保されている。しかし、学校を卒業した後の特に成人期において、運動する機会が確保されているかは定かではない。ダウン症者は高尿酸血症を高率に合併していることが知られており<sup>77)</sup>、最近では痛風関節炎の報告例も散見されている<sup>78)</sup>。高尿酸血症を伴うダウン症者には生活指導を基本とすべきであり、生活指導は肥満の改善、食生活の改善、運動療法が挙げられる<sup>79)</sup>。この運動療法については医学的な知識を持ち、機能低下が予測される対象者から機能が低下した障害者まで運動処方を行ってきた理学療法士が担う役割は大きい。

理学療法士はその専門性をもって、理学療法の対象者に対し、安全かつ適切な量と種類の運動を処方することが可能である。そのためには評価を踏まえて、運動プログラムの作成を行う必要があり、理学療法対象者の体力特性を理解するこ

とは非常に重要である。ダウン症者はその認知面の問題により、細かな指示の理解が難しい場合がある。歩行能力を測定する際には10m歩行<sup>34)</sup>やTUG<sup>35)</sup>が挙げられるが、運動を評価する理学療法士の指示の理解が難しい場合にも、速度が変化しても一定である歩行比を測定することで、理学療法の対象となるダウン症者にも有効な歩行能力評価を行うことができる。

今回、ダウン症者の歩行比において成長と加齢に伴う値の変化が測定された。これをダウン症者の標準的な歩行比の値と暫定的に考えるならば、この値から大きく外れたダウン症者には何らかの介入を行う必要がある。そうすることで、該当する年代における歩行比を保つ、すなわち歩行能力を維持することができると考えられる。健常者では歩行比が低い人は、複数回の転倒を経験していると報告されている<sup>42)</sup>ことから、歩行比の評価は転倒リスクの予測にも役立つ可能性がある。

本研究では健常者と異なるダウン症者の歩行特性を歩行比によって理解することができた。現在、理学療法の提供がなされていないダウン症者の潜在的対象者に理学療法を提供する際にも、本研究は基礎的な資料と成り得る。

#### 4.3 本研究の限界と今後の展望

今後の課題として、健常者についてはバイアスのない高齢者のデータの取得が挙げられる。今回、60歳代・70歳代の研究協力者は地域コミュニティで募集を行ったが、地域の体操クラブに所属し、健康に関する意識が高い研究協力者が多かった。そのため、一般的な高齢者とは異なる歩行比の値を示した可能性がある。

また、年代グループでのバラつきによる影響を排除するだけのデータ数の確保が必要である。健常者群では60歳代、70歳代が他の年代群よりも少数であったため、さらなるデータの収集が求められる。ダウン症者については、どの年代のデータも十分な数とは言えないので、さらに多くのデータを取得する必要がある。

本研究では横断的な研究手法でダウン症者の小児期から50歳代までの歩行比を測定した。本研究のテーマである加齢に伴う歩行比の成長的变化を追跡するには縦断的な研究手法がより適切であるが、時間的な制約のため、長期的な追跡は不可能であったことが本研究の限界である。今後、縦断的なデータも測定することができれば、ダウン症者の歩行機能の生涯的な変化に対する理解がさらに深まるものと考えられる。

本研究は理学療法における歩行評価の1つの指標として歩行比を取り上げた。今後は、実際にダウン症者に理学療法介入を行うことで、今回得られた各指標が変化し、歩行比が変化することで実際の生活機能、特に移動能力が改善していくのかについても発展的な課題として検討していきたい。

## 謝辞

本研究は指導教員である大橋ゆかり教授の御指導のもとに行われました。大橋ゆかり教授には、修士課程、博士後期課程を通じて計7年半の長きにわたり、ときに厳しく、ときに優しく、遅々として進まない私の研究を慈愛に満ちた暖かなまなざしを以ってご指導いただきました。深謝申し上げます。

茨城県立医療大学人間科学センター 岩井浩一教授には、副指導教員として多大なご指導を頂いたことに心より感謝いたします。たとえ夜遅くに研究室を訪ね、教えを乞うたとしても嫌な顔一つせずに懇切丁寧にご指導くださいました。

また、本稿をまとめるにあたり、的確なご助言を頂きました主査 茨城県立医療大学理学療法学科 水上昌文教授、副査 茨城県立医療大学理学療法学科 上岡裕美子教授、増本正太郎准教授、学外審査員 東北文化学園大学リハビリテーション学科理学療法専攻 藤澤宏幸教授に心から御礼申し上げます。先生方から貴重なご指導を賜り、おかげさまをもちまして博士研究を最後まで進めることができました。

本論文では様々な方に多大なるご協力をいただきました。研究協力者の測定にご協力いただきましたつくば国際大学理学療法学科 小林聖美准教授、目白大学理学療法学科 秋月千典助教、会田記念リハビリテーション病院 山本良平先生心より感謝申し上げます。

研究協力者の測定およびデータおこしに、授業期間中にもかかわらず多くの時間を割いてくださいました茨城県立医療大学14期生・15期生・16期生・17期生・18期生・19期生の学生の皆様。皆様にはあしかけ6期にわたりお忙しい中、サポートしていただきました。厚く御礼申し上げます。

研究協力者としてご協力くださいました特別支援学校の生徒の皆様や保護者の方々そして先生方、保育園児の皆様や保護者の方々、そして先生方、阿見町・牛久市・龍ヶ崎市の市民の皆様、障害者施設の利用者の皆様や職員の方々には心より御礼申し上げます。

私が悩んでいるときご自宅にお招きいただき、励ましてくださいました池田尚人様及び翼様、研究協力者の募集にも多大なるご協力をいただきました。ありがとうございました。

NPO法人おおぞら理事兼、茨城県立医療大学非常勤講師 秦靖枝先生には大変お世話になりました。とくに研究協力者の募集においてもご尽力いただきました。

まことにありがとうございました。

茨城県立医療大学大学院大橋研究室の皆様には、定期的な報告及びディスカッションの場を与えていただきました。本当にありがとうございました。途中でやめようとあきらめかけた時にも皆様の御助言や叱咤激励によりまして、なんとか最後まで博士研究を完遂することができました。

最後に、私が研究に没頭し、深夜の帰宅となった際に、いつも温かく迎えてくれた妻 瞳に心より感謝します。

2015年9月  
金井 欣秀

## 引用文献

- 1) 中島喜代彦. 理学療法概論テキスト. 南江堂 (東京) 2013; 1-21.
- 2) 大橋ゆかり. セラピストのための運動学習 ABC. 文光堂 (東京) 2004; 235-255.
- 3) 厚生省. 「理学療法士法及び作業療法士法」.  
(<http://law.e-gov.go.jp/htmldata/S40/S40HO137.html>), 2015年5月30日参照
- 4) Barer Dh, Nouri F. Measurement of activities of daily living. *Clinical Rehabilitation*. 1989; 3(3): 179-87.
- 5) Donaldson So W, Wagner Cc, Gresham Ge. A unified ADL evaluation form. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1973; 54(4): 175-9 passim.
- 6) Bernstein Nikolaj A. *The co-ordination and regulation of movements*. Pergamon Perss (London) 1967;
- 7) 岡本勉. 乳児から幼小児にいたる歩行運動の筋電図学的解明. *Jpn J Sports Sci*. 1984; 3: 606-20.
- 8) 吉川 大輔, 福島 克彦, 柳園 賜一郎, 山口 和正. 正常小児歩行の検討  
～三次元歩行分析装置を用いて～. *整形外科と災害外科*. 2007; 56(1): 128-31.
- 9) Patterson Kara K, Gage William H, Brooks Dina, Black Sandra E, Mcilroy William E. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture*. 2010; 31(2): 241-46.
- 10) Higginson Js, Zajac Fe, Neptune Rr, Kautz Sa, Delp Sl. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *Journal of biomechanics*. 2006; 39(10): 1769-77.
- 11) Sale P, Franceschini M, Waldner A, Hesse S. Use of the robot assisted gait therapy in rehabilitation of patients with stroke and spinal cord injury. *European journal of physical and rehabilitation medicine*. 2012; 48(1): 111-21.
- 12) Kumru Hatice, Benito Jesus, Murillo Narda, Valls-Sole Josep, Valles Margarita, Lopez-Blazquez Raquel, Costa Ursula, Tormos Josep M, Pascual-Leone Alvaro, Vidal Joan. Effects of high-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation on motor and gait improvement in incomplete spinal cord injury patients. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2013; 27: 421-29.
- 13) Baert Isabel Ac, Jonkers Ilse, Staes Filip, Luyten Frank P, Truijen Steven, Verschueren Sabine Mp. Gait characteristics and lower limb muscle strength in women with early and established knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2013; 28(1): 40-47.
- 14) Oatis Carol A, Wolff Edward F, Lockard Margery A, Michener Lori A, Robbins Steven J. Correlations among measures of knee stiffness, gait performance and complaints in individuals with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2013; 28(3): 306-11.
- 15) Eitzen Ingrid, Fernandes Linda, Kallerud Heidi, Nordsletten Lars, Knarr Brian, Risberg May Arna. Gait characteristics, symptoms and function in persons with hip osteoarthritis: A longitudinal study with 6-7 years follow-up. *Journal of Orthopaedic &*

- Sports Physical Therapy. 2015; (Early Access): 1-28.
- 16) Rutherford Derek, Moreside Janice, Wong Ivan. Knee joint motion and muscle activation patterns are altered during gait in individuals with moderate hip osteoarthritis compared to asymptomatic cohort. *Clinical Biomechanics*. 2015; 30(6): 578-84.
  - 17) Saether Rannei, Helbostad Jorunn L, Adde Lars, Brændvik Siri, Lydersen Stian, Vik Torstein. Gait characteristics in children and adolescents with cerebral palsy assessed with a trunk-worn accelerometer. *Research In Developmental Disabilities*. 2014; 35(7): 1773-81.
  - 18) Sagawa Yoshimasa, Watelain Eric, De Coulon Géraldo, Kaelin Andre, Gorce Philippe, Armand Stéphane. Are clinical measurements linked to the Gait Deviation Index in cerebral palsy patients? *Gait & Posture*. 2013; 38(2): 276-80.
  - 19) Bourgeois A Bregou, Mariani Benoît, Aminian Kamiar, Zambelli Py, Newman Cj. Spatio-temporal gait analysis in children with cerebral palsy using, foot-worn inertial sensors. *Gait & Posture*. 2014; 39(1): 436-42.
  - 20) Rijken Nhm, Van Engelen Bgm, De Rooy Jwj, Weerdesteyn V, Geurts Ach. Gait propulsion in patients with facioscapulohumeral muscular dystrophy and ankle plantarflexor weakness. *Gait & Posture*. 2015; 41(2): 476-81.
  - 21) Ganea Raluca, Jeannet Pierre-Yves, Paraschiv-Ionescu Anisoara, Goemans Nathalie M, Piot Christine, Van Den Hauwe Marleen, Aminian Kamiar. Gait assessment in children with duchenne muscular dystrophy during long-distance walking. *Journal of child neurology*. 2012; 27(1): 30-38.
  - 22) Salvador-Carulla Luis, Reed Geoffrey M, Vaez-Azizi Leila M, Cooper Sally-Ann, Martinez-Leal Rafael, Bertelli Marco, Adnams Colleen, Cooray Sherva, Deb Shoumitro, Akoury-Dirani Leyla, Girimaji Satish Chandra, Katz Gregorio, Kwok Henry, Luckasson Ruth, Simeonsson Rune, Walsh Carolyn, Munir Kemir, Saxena Shekhar. Intellectual developmental disorders: towards a new name, definition and framework for "mental retardation/intellectual disability" in ICD-11. *World Psychiatry: Official Journal Of The World Psychiatric Association (WPA)*. 2011; 10(3): 175-80.
  - 23) 奥住 秀之, 牛山 道雄, 葉石 光一, 田中 敦士. 7つの課題からみた知的障害者の身体運動能力. *Anthropological science Japanese series : journal of the Anthropological Society of Nippon : 人類学雑誌*. 2001; 108(2): 91-99.
  - 24) 多和田 忍. 【今、あらためて診るダウン症-知的・運動発達障害とリハビリテーション】 ダウン症と運動発達. *Journal of Clinical Rehabilitation*. 2011; 20(6): 529-34.
  - 25) Odding Else, Roebroek Marij, Stam Hendrik. The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. *Disability & Rehabilitation*. 2006; 28(4): 183-91.
  - 26) Presson Angela P, Partyka Ginger, Jensen Kristin M., Devine Owen J, Rasmussen Sonja A., McCabe Linda L., McCabe Edward R. B. Current estimate of down syndrome

- population prevalence in the United States. *Journal of Pediatrics*. 2013; 163(4): 1163-68.
- 27) 梶井 正. わが国の高齢出産と Down 症候群増加傾向の分析. *日本小児科学会雑誌*. 2007; 111(11): 1426-28.
- 28) Bull Marilyn J. Health supervision for children with Down syndrome.". *Pediatrics*. 2011; 128(2): 393-406.
- 29) 芳賀 信彦. 【今、あらためて診るダウン症-知的・運動発達障害とリハビリテーション】 オーバービュー ダウン症の現在. *Journal of Clinical Rehabilitation*. 2011; 20(6): 516-20.
- 30) Glasson Ej, Sullivan Sg, Hussain R, Petterson Ba, Montgomery Pd, Bittles Ah. The changing survival profile of people with Down's syndrome: implications for genetic counselling. *Clinical genetics*. 2002; 62(5): 390-93.
- 31) Masaki Motofumi, Higurashi Makoto, Iijima Kumiko, Ishikawa Norihiko, Tanaka Fumihiko, Fujii Toshi, Kuroki Yoshikazu, Matsui Ichiro, Iinuma Kazuo, Matsuo Norio, Takeshita Kenzo, Hashimoto Setsu. Mortality and survival for Down syndrome in Japan. *American journal of human genetics*. 1981; 33(4): 629-39.
- 32) 厚生労働省. 「平成 25 年簡易生命表の概況」.  
(<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/life/life13/dl/life13-02.pdf>), 2015 年 6 月 14 日 参照
- 33) 高嶋 幸男, 松藤 まゆみ, 高嶋 美和, 奥田 憲一. 【今、あらためて診るダウン症-知的・運動発達障害とリハビリテーション】 ダウン症と加齢. *Journal of Clinical Rehabilitation*. 2011; 20(6): 541-47.
- 34) Craik Rebecca L, Dutterer Lisa. Spatial and temporal characteristics of foot fall patterns. *Gait Analysis: Theory and Application* St Louis, Mo: Mosby-Year Book. 1995: 143-58.
- 35) Podsiadlo Diane, Richardson Sandra. The timed" Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American geriatrics Society*. 1991; 39(2): 142-48.
- 36) Guyatt Gordon H, Pugsley Stewart O, Sullivan Michael J, Thompson Pj, Berman L, Jones Nl, Fallen El, Taylor Dw. Effect of encouragement on walking test performance. *Thorax*. 1984; 39(11): 818-22.
- 37) Nagasaki H. Walking patterns in human free walk. *Gait and Posture*. 1995; 3(4): 268-68.
- 38) Nagasaki H, Itoh H, Hashizume K, Furuna T, Maruyama H, Kinugasa T. Walking Patterns and Finger Rhythm of Older Adults. *Perceptual and Motor Skills*. 1996; 82: 435-47.
- 39) Sekiya N, Nagasaki H, Ito H, Furuna T. Optimal walking in terms of validity. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997; 26(5): 266-72.
- 40) 外里 富佐江, 長崎 浩, 大黒 一司. 歩行能力の評価 10メートル歩行テスト. *作業療法*. 2003; 22(5): 471-76.
- 41) Molen Nh, Rozendal Rh, Boon W. Fundamental characteristics of human gait in

- relation to sex and location. 1972; 215-223.
- 42) Callisaya ML, Blizzard L, Mcginley JL, Srikanth VK. Risk of falls in older people during fast-walking – The TASCOG study. *Gait & Posture*. 2012; 36(3): 510-15.
  - 43) Murray MP, Sepic SB, Gardner GM, James Downs W. Walking patterns of men with parkinsonism. *American Journal of Physical Medicine*. 1978; 57(6): 278-95.
  - 44) Takami Akiyoshi, Wakayama Saichi. Effects of Partial Body Weight Support while Training Acute Stroke Patients to Walk Backwards on a Treadmill -A Controlled Clinical Trial Using Randomized Allocation. *Journal of Physical Therapy Science*. 2010; 22(2): 177-87.
  - 45) Paltamaa Jaana, West Heidi, Sarasoja Taneli, Wikström Juhani, Mälkiä Esko. Reliability of physical functioning measures in ambulatory subjects with MS. *Physiotherapy Research International*. 2005; 10(2): 93-109.
  - 46) Sekiya N, Nagasaki H. Reproducibility of the walking patterns of normal young adults: test-retest reliability of the walk ration (step-length/step-rate). *Gait & Posture*. 1998; 7(3): 225-27.
  - 47) Waters Robert L, Lunsford Brenda Rae, Perry Jacquelin, Byrd Richard. Energy - speed relationship of walking: standard tables. *Journal of Orthopaedic Research*. 1988; 6(2): 215-22.
  - 48) 杉浦 美穂, 長崎 浩, 古名 丈人, 奥住 秀之. 地域高齢者の歩行能力 4年間の縦断変化. *体力科学*. 1998; 47(4): 443-52.
  - 49) Shumway-Cook Anne, Woollacott Marjorie H. モーターコントロール: 運動制御の理論と臨床応用. 医歯薬出版 2004; 378-394.
  - 50) 衣笠 隆, 長崎 浩, 伊東 元, 橋詰 謙, 古名 丈人, 丸山 仁司. 男性(18-83歳)を対象にした運動能力の加齢変化の研究. *体力科学*. 1994; 43: 343-51.
  - 51) 古名 丈人, 長崎 浩, 伊東 元, 橋詰 謙, 衣笠 隆, 丸山 仁司. 都市および農村地域における高齢者の運動能力. *体力科学*. 1995; 44(3): 347-56.
  - 52) 宮原 洋八, 竹下 寿郎, 西 三津代. 地域在住高齢者の運動能力と生活機能 : 5年間の縦断変化. *理学療法科学*. 2005; 20(4): 329-33.
  - 53) 加藤 智香子, 藤田 玲美, 猪田 邦雄. 運動器機能向上プログラムにおける一次予防事業・二次予防事業の参加者及び効果の比較. *生命健康科学研究所紀要*. 2014; 10: 32-38.
  - 54) 青木 好子, 弘中 陽子, 磯野 真紀子, 木村 みさか. 都市部幼稚園児の身体活動量および体格・体力(2012年度調査結果より). *保育研究*. 2014; (42): 1-12.
  - 55) 川端 健司, 西川 周吾, 渡邊 千春, 山崎 正枝, 高木 香代子, 越田 剛史, 南谷 直利, 佐野 新一. 北陸大学学生における体力測定結果の検討. *北陸大学紀要 = Bulletin of Hokuriku University*. 2014; (38): 113-23.
  - 56) 公益社団法人 日本理学療法士協会. 「理学療法とは」.  
(<http://www.japanpt.or.jp/aboutpt/physicaltherapy/>), 2015年7月2日参照
  - 57) Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal Of Gerontology*. 1990; 45(6): M192-M1197.

- 58) Aadahl Mette, Beyer Nina, Linneberg Allan, Thuesen Betina Heinsbæk, Jørgensen Torben. Grip strength and lower limb extension power in 19–72-year-old Danish men and women: the Health2006 study. *BMJ open*. 2011; 1(2).
- 59) 高橋 高治, 仲林 理子, 新井 暁子, 高篠 瑞穂, 逸見 裕子, 刈田 淳, 小山 春美. ダウン症候群で義足歩行が自立し職場復帰を果たした1症例. *理学療法学*. 2001; 28(Suppl.2): 356.
- 60) 木村 理沙. 知的障害者に対する理学療法士の取り組み. *理学療法いばらき*. 2009; 13(1): 74.
- 61) 沖 高司. 知的障害者の骨折について 在宅および施設利用者の調査、分析より. *Journal of Clinical Rehabilitation*. 2013; 22(11): 1148-52.
- 62) Menéndez Manuel. Down syndrome, Alzheimer's disease and seizures. *Brain and Development*. 2005; 27(4): 246-52.
- 63) Lazarov Orly, Robinson John, Tang Ya-Ping, Hairston Ilana S, Korade-Mirnic Zeljka, Lee Virginia M-Y, Hersh Louis B, Sapolsky Robert M, Mirnic Karoly, Sisodia Sangram S. Environmental enrichment reduces A $\beta$  levels and amyloid deposition in transgenic mice. *Cell*. 2005; 120(5): 701-13.
- 64) 上林 宏文, 池田 由紀江. ダウン症幼児における歩行動作の発達. *心身障害学研究*. 1988; 13(1): 9-16.
- 65) 菊池 哲平. 青年期ダウン症者における歩行動作の特徴: 臨床動作法の観点から見た定量的分析. *熊本大学紀要*. 2013; 62: 145-51.
- 66) Rigoldi Chiara, Galli Manuela, Albertini Giorgio. Gait development during lifespan in subjects with Down syndrome. *Research In Developmental Disabilities*. 2011; 32(1): 158-63.
- 67) 長崎 浩. 動作の意味論. 雲母書房 (東京) 2004; 109-145.
- 68) 金井 欣秀. 健常児における最適歩行の獲得過程とそれに伴う脳障害児・者の歩行能力の判定: 茨城県立医療大学大学院; 2010.
- 69) 藤田 弘子, 吉岡 隆之, 福岡 希代子, 後和 美朝, 松村 和美, 国澤 宮子, 垣内 敏孝. ダウン症候群の自然成長(その1): 出生から18歳の身長・体重縦断的成長曲線. *小児保健研究*. 2003; 62(3): 392-401.
- 70) Weijerman Michel E, De Winter J. Peter. Clinical practice. *European Journal of Pediatrics*. 2010; 169(12): 1445-52.
- 71) Takeuchi E. Incidence of obesity among school children with mental retardation in Japan. *American Journal Of Mental Retardation: AJMR*. 1994; 99(3): 283-88.
- 72) 近藤 昌子. ダウン症候群 内科系合併症とその管理 肥満. 金原出版 (東京) 1985; 76-90.
- 73) 田中 弘志. 【今、あらためて診るダウン症・知的・運動発達障害とリハビリテーション】 ダウン症の整形外科的合併症. *Journal of Clinical Rehabilitation*. 2011; 20(6): 535-40.
- 74) 山本 亨, 佐藤 雅人, 長尾 聡哉, 平良 勝章, 石神 等. Down 症候群の外反扁平足に対する治療. *日本小児整形外科学会雑誌*. 2006; 15(2): 252-55.
- 75) 宮村 紘平, 橋本 圭司, 安保 雅博. ダウン症児に対する足底装具療法の効果に関する検討. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*. 2013; 50(1): 63.

- 76) 土井 知己, 近藤 達郎, 船越 康智, 松本 正, 森内 浩幸. ダウン症候群児・者を取り巻く環境の変移. 日本遺伝カウンセリング学会誌. 2004; 25(2): 81-87.
- 77) Fuller Ray W, Luce Merton W, Mertz Edwin T. Serum uric acid in mongolism. science. 1962; 137(3533): 868-69.
- 78) 岡部 英明, 水口 正人, 細谷 龍男, 山口 雄一郎, 西川 元, 木村 弘章, 上竹 大二郎, 疋田 美穂, 五味 秀穂, 市田 公美, 大野 岩男. Down 症候群に合併する痛風,高尿酸血症の検討 痛風と核酸代謝 2004; 28(1): 19-26.
- 79) 谷口敦夫. 【ダウン症-最近の話題-】 ダウン症と高尿酸血症. 小児科臨床. 2011; 64(10): 2023-129.