



## Nagoya City University Academic Repository

学位の種類	博士（生体情報）
報告番号	乙 第1856号
学位記番号	論 第 7 号
氏 名	對馬 明
授与年月日	平成 27 年 5 月 27 日
学位論文の題名	下肢交互運動による高齢者の下肢運動機能および歩行機能の改善
論文審査担当者	主査： 高石 鉄雄 副査： 森山 昭彦, 杉谷 光司, 石井 好二郎

名古屋市立大学大学院 博士学位論文

下肢交互運動による高齢者の下肢運動機能  
および歩行機能の改善

2015 年

對馬 明

名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科



## 目次

要旨	1
第1章 序論	4
第1節 研究の背景と目的	4
・用語の定義と解説	11
第2節 自転車運動を用いた運動療法に関する文献研究	15
第1項 運動療法の原則	15
第2項 自転車運動が歩行機能の向上を目的として 利用される理由	16
第3項 リハビリテーション領域における自転車 エルゴメーター利用の現状	19
第4項 虚弱高齢者に対する運動処方 of 課題	20
第3節 高齢者の歩行と自転車運動に関する予備的研究 (歩行運動と自転車運動における虚弱高齢者の特徴)	21
第1項 自転車運動中の高齢者と若年者の下肢運動制御能 の差異—運動制御機能(速度切り替え能力)—	21
・目的	21
・対象	22

・方法	23
・結果と知見	24
第2項 歩行運動時の筋活動	26
・目的	26
・対象	27
・方法	28
・結果と知見	30
第3項 介護保険施設における高齢者の自転車運動の 現状と効果	31
・目的	31
・対象	32
・方法	33
・結果と知見	36
第2章 研究の課題と手順	38
第1節 研究課題	38
第2節 研究手順	40
第3章 課題の検証	42
第1節 下肢交互運動による高齢者の下肢機能の改善	42

第1項 自転車運動	42
・目的	42
・対象	43
・方法	43
・結果	48
・考察	49
第2項 座位足ふみ運動	53
・目的	53
・対象	53
・方法	54
・結果	56
・考察	57
第3項 座位屈伸運動	60
・目的	60
・対象	60
・方法	61
・結果	63
・考察	64

第2節	自転車運動による虚弱高齢者の歩行機能の改善	66
	・目的	66
	・対象	66
	・方法	67
	・結果	73
	・考察	75
第4章	結論	85
第1節	本論文の要約	85
第2節	本論文における研究の限界	86
第3節	生体情報分野への貢献	86
	謝辞	88
	引用文献	89
	資料：各章の専門用語の解説	97
	付録：公表論文	102

## 要旨

高齢者にとって、歩行機能を維持することは自立した日常生活動作を維持する上でも重要である。高齢者が歩行機能を維持するためには、ジョギングやウォーキングに加えて筋力トレーニングなどの運動をある一定以上の強度と時間で行う必要がある。しかし高齢者は何らかの疾病、特に痛みを伴う下肢の関節障害を有することが多く、また、低体力の高齢者には指導者が必要と考える時間と強度設定で運動を実施させることが困難であり、運動指導の方法に苦慮することが多い。

自転車エルゴメーターは、運動負荷（ペダルの重さ）を任意に調整することが可能、転倒の危険性が低い、また、下肢の関節への負担が少ないなどの理由から、多くの医療・福祉施設に導入され、高齢者の運動器具として広く利用されている。

本論文では、虚弱な高齢者に対する医療・福祉の領域における自転車エルゴメーター（固定式自転車運動器具）を用いた運動指導の現状を述べ、さらに同運動器具による、あるいは同運動器具を用いない方法による下肢の交互運動が高齢者の下肢機能および歩行機能に与える影響について検討した。

本研究の予備的研究として、高齢者と若年者を対象として自転車運動中、指示する運動テンポ（ペダル回転数）に合致するまでの時間を計測、また歩行運動中の筋活動分析を行った。その結果、高齢者と若年者では自転車運動中の下肢の運動制御機構と歩行運動中の筋活動様式に差異があることが明らかとなった。さらに、虚弱な高齢者を対



象とする福祉の現場での自転車運動の指導内容とその運動効果について検証を行った。その結果、虚弱な高齢者には運動指導者が必要と考える運動負荷、時間を課すことが困難であることが明らかとなった。これらの予備研究から、低強度の下肢交互運動中に運動のテンポに変化を持たせ、そのテンポに合致させる形態の運動は下肢の運動機能を向上させることが示唆された。また虚弱高齢者にとって、身体的負担が少ない運動方法の開発が急務と考えられた。

歩行や自転車こぎなど一定のテンポで繰り返される運動は、無意識下、すなわち大脳以下の中樞神経系により制御される運動であると考えられている。したがって、普段歩いている運動のテンポとは意識的に異なるテンポで下肢の運動を行うことにより、中樞神経系に作用して下肢の運動機能の強化、ひいては歩行機能を向上させる可能性がある。

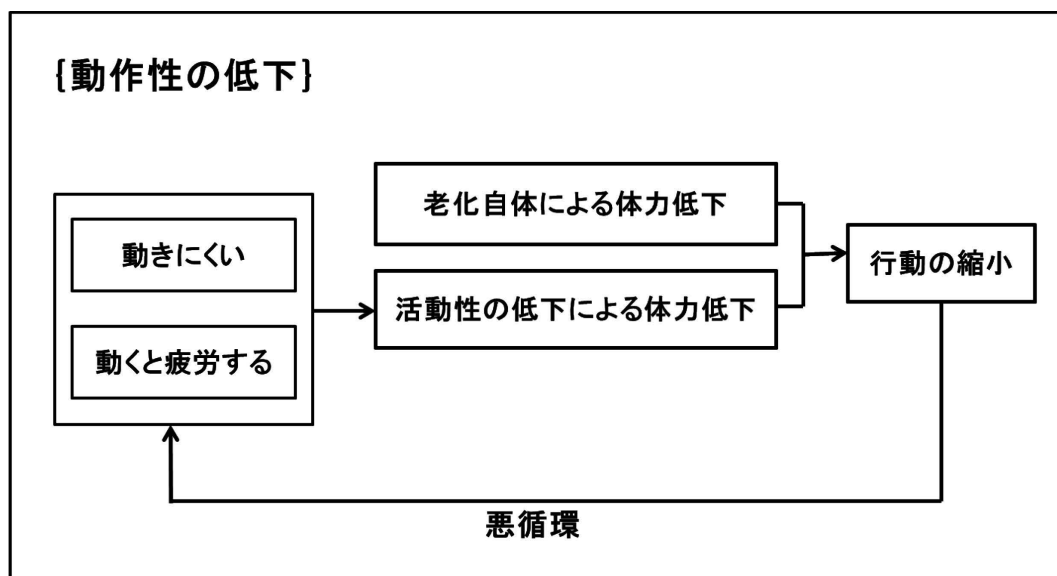
本論文では、高齢者に対して異なるテンポに合致させる運動課題にて、低強度かつ短時間の3種類（自転車運動と2種類の下肢交互運動）の運動を実施させた。その結果、3種類の運動のうち、自転車運動中に指示されたペダル回転数に合致させる運動方法においてのみ、運動後に高齢者の下肢機能が向上した。さらに、同運動方法による歩行機能の向上効果についても、歩行中の各種分析から検討を行った。その結果、同運動方法は即時的に虚弱高齢者の歩行速度を向上させ、筋電図と動作分析の結果から、その向上は、膝関節の運動が円滑になることに起因することを明らかにした。

高齢者の歩行機能を向上させる運動は、従来、筋力あるいはパワートレーニングなどを比較的高い強度で実施することにより効果を得ている。本研究では、異なる観点から低負荷かつ短時間の自転車運動を用いて高齢者の下肢動作を円滑化し、歩行機能を改善上させることができた。本研究成果は、虚弱高齢者あるいは病気や怪我で歩行機能が低下した高齢者の下肢機能および歩行機能改善に応用できるものと考えられる。

## 第1章 序論

### 第1節 研究の背景と目的

加齢に伴う身体機能変化の1つに、日常生活場面における多様な身体活動の動作性（持続力、速さあるいは強さなど）の低下がある[1]。動作性の低下は高齢者の外出の機会を減らし活動範囲を狭めることから、結果として身体活動量を減少させる。さらに身体活動量の減少は体力の低下をもたらし、これらは悪循環を重ねてさらに動作性を低下させる（図1）。体力の低下は起居（立ち座り）や移動のみならず入浴や排せつなど、日常生活動作（Activities of Daily Living, 以下ADL）能力の障害にもつながり、老人介護施設などへの入所原因となることが報告されている[2]。ADLのなかでも歩行能力を維持することは、高齢者の自立した生活を継続する上での重要課題であり、さらには個々人が生涯にわたりQOL（※Quality of Life；生活の質と訳され、日常生活における充実度や満足度を指す）を高く保ち続ける上での必須課題[3]でもある。実際、歩行などの運動習慣と疾病や障害の発生には負の相関があるとする報告は多く[4-6]、歩行機能の低下は、高齢者においてはADL能力の低下[7,8]のみならず、寿命との関連性も指摘されている[9-11]。



【図 1. 動作性の低下から行動の縮小に至るプロセスと悪循環】  
(文献 1 より改編)

加齢により歩行機能を低下させる要因として、筋力や関節の可動性（動きの範囲・円滑性）の低下などの運動機能低下、下肢筋群の筋・腱内および足底部（足の裏）にある各種感覚受容器の機能低下（中枢に戻る感覚刺激の減少）などが挙げられる[12]. 高齢者のこれらの機能を改善させる運動機器として、医療や介護の現場では自転車エルゴメーター（固定式自転車運動負荷装置）が利用されている。

自転車エルゴメーターは、元来、19世紀末に人体のエネルギー効率や代謝応答の測定など、生理学実験における運動負荷装置として発達したものである[13]. その後、自転車エルゴメーター運動（以下、自転車運動）は、歩行以下の低強度からバーベルを背負って行う下肢の屈伸運動に相当するような高強度まで広範囲にわたる負荷設定が可能なことから、スポーツ科学分野における運動負荷装置[14]として、あるいは一部の

限られた運動施設や研究施設においてスポーツ選手などの有酸素能力<sup>#1</sup>（全身持久性）[15]や無酸素パワー<sup>#1</sup>（瞬発力）の向上などを目的としたトレーニング機器[16]として使用されるようになった。

いっぽう、わが国においては、健康づくりへの意識の高まりと、いわゆるバブル経済の影響などもあって1980年代の後半から1990年代に急速に会員制のトレーニングジムや健康づくり施設などが増え、その利便性から自転車エルゴメーターの導入が積極的に進められた。その結果、自転車運動は屋内外での歩行（ウォーキング）とともにわが国における代表的な健康づくり運動となり、平成23年4月から始まった介護保険制度における介護予防事業でも、体力レベルの低い高齢者の体力向上に広く利用されている。ただし、自転車運動による健康・体力づくりのための運動プログラム作成に関する基本的な考え方は、1970年代後半から1980年代に行われた、“比較的体力のある人たち”に対する次のような研究の成果が基になっている。

Sealsら[17]は、中・高齢男女11名（ $63 \pm 2$ 歳）に対して中等度の有酸素運動を12か月にわたって行わせ、最大酸素摂取量<sup>#2</sup>が $25.4 \pm 4.6$  ml/kg/分から $32.9 \pm 7.6$  ml/kg/分へと、約30%上昇したとしている。またDustmanら[18]は、特に運動習慣をもたない中・高齢者（55～68歳）に対し、高強度に相当する予測最大心拍数<sup>#3</sup>の70～80%の有酸素運動（早足またはジョギング）を週3回、1回1時間ずつ4か月にわたって実施させ、最大酸素摂取量が有意に増加したことを報告している。このほかにも、

70-79 歳の高齢男女 16 名に対して最大酸素摂取量の 50-85% レベルの持久性トレーニングを週 3 回、1 回に 40 分間、26 週間にわたって課した結果、22% の最大酸素摂取量の増加を確認したとする Hagberg ら[19] の報告、23 人の中・高齢男女 (64±3 歳) に対し、ウォーキングやジョギングなど高強度 (予測最大心拍数の 80%) の有酸素運動を 45 分、週 4 日、9~12 か月実施させ、23% の最大酸素摂取量増加、および下肢の筋肉量増加を認めたとする Coggan ら[20] の報告などがある。ただし、その運動強度や頻度、運動の継続時間などから、これらはいずれも一定レベル以上の体力と運動継続の意志がなければ、その達成は難しいといえる。

中高齢者に対して比較的高い強度の運動介入を一定期間行い、その効果を検証する研究の流れは自転車運動にも引き継がれ、Bandenhop ら[21] は予測最大心拍数の 60-75% 強度、Madden ら[22]、Blumenthal ら[23] は、いずれも予測最大心拍数の 70% 強度の自転車運動を高齢者に行わせ、有酸素能の向上があったことを報告している。また Makrides ら[24] は、12 名の中・高齢者 (60-70 歳) に対して最大酸素摂取量の 80% 強度の自転車運動を 12 週間行わせ、約 38% の最大酸素摂取量増大と約 30% の最大心拍出量の増大があったことを報告している。さらに近年では、60-74 (64±5) 歳の健康な男女 10 名に 12 週間、60-85% 強度の自転車運動を課し、800m の平均歩行速度 (持久性) が分速 86.5m から 98.0m に有意に増大したとの報告[25] もみられる。これらの報告は、比較的運動負荷の高いウォーキングやジョギング、あるいは自転車運動を課す

ことで、中高齢者の全身持久性や筋力、さらに歩行機能を含む下肢の運動機能の改善が得られることを示す。

こういった研究の流れを受け、わが国では高齢者のリハビリテーションや介護予防などにおいても、全身持久性の維持・向上を目的とする場合には最大酸素摂取量の50～60%強度（中等度強度）レベルでの自転車運動を30分程度行うことが推奨されている[26]。ただし、男性80歳、女性では86歳となった現在の日本人の平均寿命に比べ、1985年頃の日本人の平均寿命はいずれも6年程度短く、欧米ではさらに3年程度短い。したがって、これまで述べた中高齢者の運動処方に関わる研究は、その当時のかなり体力レベルの高い人たちについて得られた研究成果であることを認識する必要がある。

いっぽう、高齢の患者を対象とするリハビリテーションや介護保険制度において、要支援あるいは要介護度1などに認定されている高齢者に対する運動指導の現場（通所リハビリテーション<sup>#4</sup>施設など）では、対象者が虚弱であることが多い。そのため対象者は、上述のような運動処方理論を学んだ臨床現場の指導者が必要と考える運動の強さと時間では運動の継続ができない、あるいは、臨床現場で優先的に行われている全身持久性向上のための自転車運動によって疲労の蓄積を訴え、“歩行機能回復”のための訓練が実施できないことがある。さらに医療保険制度（リハビリテーション）や介護保険制度の中で高齢者に運動指導を実施する場合、制度上1回の指導時間が20分と規定されることが多く、歩行機能回復訓練のための時間が確保できないのが実情である。した

がって、高齢化とともに虚弱高齢者が増え、適切な運動指導がなければその高齢者が、いずれは重度の要介護状態に移行していくことを考えると、比較的低強度・短時間で歩行機能の維持・改善をもたらす運動方法を開発することは意義がある。

加齢に伴う歩行動態の運動学的な変化の特徴として、歩行速度の低下[27,28]、歩幅や歩調（時間あたりの歩数）の減少[29,30]、歩行中の両脚での支持時間の増大[31]などがあげられる。この背景には、サルコペニアと呼ばれる高齢者特有の筋肉量の減少[32,33]、すなわち“運動器自体”の縮小とそれに伴う筋力の低下が大きく関与している。従来、筋力増強のためのトレーニングについては多数の報告があり[34-38]、それをもとにアメリカスポーツ医学会は、高齢者に対する筋力増強のためのガイドラインを示している[39]。しかし、これらは前述の有酸素能力向上のためのトレーニングと同様、比較的体力のある人を対象として効果が検証されてきたもので、すでに“虚弱”域に入った高齢者ではその実践が難しい。

これに対し、加齢変化にともなう神経・筋機能の変化、すなわち歩行の際に主動筋（例えば、脚を伸ばす筋肉）と拮抗筋（脚を曲げる筋肉）が同時に活動することで結果的に推進力が低下し、歩行速度や歩容（歩行動作の形、外見）に影響をおよぼしていることが報告されている[40]。これは、運動器の制御、言い換えれば“身体の使い方”の加齢変化に伴う歩行機能低下といえる。リハビリテーションの領域では、運動器自体の外科手術後あるいは脳血管障害による運動機能低下などに対し、筋自体に大きな負担



をかけることなく中枢による運動制御機能の再構築（回復）が可能であることが確認されている[41-43]。これまでに述べたように、虚弱高齢者に対して体力的あるいは時間的に負担のかかる運動を主体とする運動処方現実的ではない。したがって、本研究では、運動制御の観点から、軽強度・短時間の自転車運動によって虚弱高齢者の歩行機能回復を改善させる方法を考える。

通常、臨床現場における自転車運動の際のペダル回転数（1分間あたりのペダル踏み降ろしの頻度。単位はrpm：rounds per minute）は40-55rpmの範囲で一定である。これに対し、高齢者に自転車運動を行わせ、その途中で任意のペダル回転数への追従を指示した場合、指示されたペダル回転数への速やかな移行が困難な様子が観察される。これは、指示されたペダル回転数で自転車エルゴメーターをこぐという課題が、メトロノームの音に合わせてペダルを踏み下ろすタイミングを取ることのみならず、ペダルの踏み下ろしや脚の引き上げに関わる多数の筋の収縮速度と収縮力を調節しながら各関節を屈曲・伸展（曲げ伸ばし）させることを必要とし、同運動が高齢者にとって難易度の高い運動であることを示唆している。歩行や自転車こぎのように一定のテンポで下肢の筋収縮が繰り返される運動においては、腰髄内に存在するとされるセントラルパターンジェネレーター（Central Pattern Generator：以下、CPG<sup>#5</sup>）と呼ばれる部位から自動的に発せられる一定テンポの運動指令が主に使用され、下肢運動に対する大脳の負担を軽減していると考えられている[44]。すなわち、従来広く現場で行われている

ように対象者が自ら選択した任意のペダル回転数で自転車運動を一定時間続ける場合、そのテンポの制御は主に CPG に依存すると予想されるのに対し、他者が異なるテンポを次々と指示し、そのテンポに追従・合致させる形態の運動を日常的に取り入れることは、CPG による自動運動とは異なり、より上位の中枢制御を必要とする課題に該当すると考えられる。さらに歩行と自転車運動との運動の類似性[45]を考えあわせると、運動中にテンポの変化を要する課題を行わせることは、先に述べた運動器制御を介して下肢機能を回復あるいは改善させ、歩行機能の向上を引き出す可能性がある。

本研究の目的の第一は、運動途中でそのテンポに変化を持たせ、さらにそれに追従させる形式の低強度、短時間の下肢交互運動が、高齢者の下肢機能および歩行機能を向上させるかを明らかにすること、第二は、それらの向上が確認された場合、その背景にはどのような制御様式の変化があるかを検討することである。

## ●用語の定義と解説

まず、本論文の対象者が介護保険の利用者であることから、同制度の概説を述べる。

### 介護保険制度（概説）

介護保険制度は、加齢に伴って生じる疾病等により要介護状態となり、ADL などの介護、リハビリテーションや看護などを要する者への医療・福祉給付を行うために

平成 12 年度から開始された。現在その施策は介護予防に主眼が置かれ、全ての高齢者を対象として介護保険制度の枠組みの中で以下の介護予防事業と給付が行われている。

## 1. 介護予防事業

65 歳以上のすべて健康な高齢者（一般高齢者）に対し、対象者の生活機能の維持・向上に向けた取り組みや、精神・身体・社会の各相における活動性を維持・向上を目的とする。また要支援や要介護になる可能性の高い高齢者（特定高齢者）については生活機能低下を早期に発見し、対応としてケアプランに従って通所または訪問による運動機能の向上、栄養改善、口腔機能の向上などのプログラムを実施する。

## 2. 予防給付と介護給付

ADL において支援や介護が必要な高齢者をそれぞれ「要支援者」・「要介護者」と呼び、要支援（1～2）と要介護（1～5）とに区分される。介護保険による保険給付には、要支援者に対しては予防給付、要介護者に対してはさまざまな介護サービスを含む介護給付がある。なお、要支援状態とは、ADL をほぼ自分で行うことが可能であるが、要介護状態となることの予防に資する何らかの支援を要する状態と定義され、さらに要介護状態とは ADL を自分で行うことが困難であり、何らかの介護を要する状態と定義されている。

要支援・要介護の区分認定については、介護サービスの必要時間（手間）から判断される。その区分は、おおむね要支援 1 において 1 日の介護時間が 25 分以上 32 分

未満（例：ADL 遂行能力はあるが一部介助が必要）、要介護 1 では介護時間が 32 分以上 50 分未満（例：ADL の一部に介護が必要）、要介護 5 では 110 分以上の介護が必要（例：生活全般について全面的な介護が必要）とされる。

次に、本論文で規定した用語の定義と本研究で使用した自転車エルゴメーターの機種について解説する。なお、これらとは別に各章において必要と思われる専門用語については、本論文末で専門用語の解説を加えた。

### 1. 虚弱高齢者

上記の介護保険制度の概説から、「要支援」と認定されている高齢者を本論文では「虚弱高齢者」と定義した。本論文ではこの定義に基づく「虚弱高齢者」を対象として研究を行ったが、一部の研究において「一般高齢者」および「特定高齢者」も対象とした。

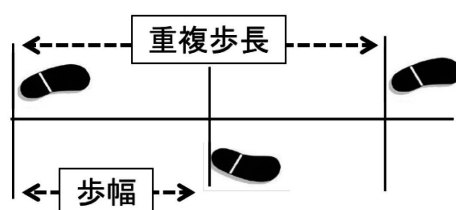
### 2. 下肢機能

身体動作の機能（体力）を構成する要素は、全身持久力、筋持久力、筋力、バランス能力、柔軟性、その他（敏捷性など）である。本論文では、下肢の柔軟性と敏捷性および立位バランス能力（動的バランスと静的バランス）を下肢機能の代表的な要素とみなし、その測定と評価を行った。

### 3. 歩行機能

歩行速度は高齢者の歩行能力のみならず身体的機能との関連性が深く、歩行速度

の低下は転倒との関連性もあることが知られている。本論文においては、一定距離における歩行に要した時間から算出される歩行速度のほか、歩行周期における重複歩時間、歩幅、歩調、歩行精度（歩幅の均一性）などを歩行機能の代表的な要素とみなし、測定および評価を行った。なお、1歩は右踵（または左踵）が接地して、次に左踵（または右踵）が接地するまでの動作であり、その距離が歩幅である。歩調は単位時間内の歩数である。また重複歩（片側の踵が接地して次に同側の踵が接地するまでの動作）の幅を重複歩長といい、重複歩時間はこの重複歩にかかる時間である。歩行周期とは、重複歩の一連の動作を指す（図2）。



【図2 歩幅と重複歩】

#### 4. 自転車エルゴメーター

自転車エルゴメーターは、自転車こぎ運動を行うための固定式の運動負荷装置で、トレーニング用器具あるいは運動機能評価のための負荷装置として古くから生化学、生理学分野における基礎研究やスポーツトレーニング、臨床現場における運動療法などで利用されている。本研究では、ペダル回転数が変化しても常に一定パワーでの運動が可

能（ペダル抵抗×ペダル回転数＝一定）な自転車エルゴメーター（図3）を使用した。



【図3 自転車エルゴメーター（固定式自転車運動器）】

## 第2節 自転車運動を用いた運動療法に関する文献研究

### 第1項 運動療法の原則

これまでに報告されている自転車運動による運動療法とその効果の解説に先立ち、本節ではまず運動療法の原則について述べる。

高齢者の歩行機能の低下は、脳卒中や心臓疾患などの原疾患をもつものと、原疾患をもたず加齢あるいは活動性の低下によるものがある。後者のみならず前者についても、歩行機能低下に対して活動性の低下の関与がある場合には、持久力や筋力などを増強させる運動療法は、その機能の改善に対し効果的である。しかし、やみくもに運動を行うことは逆に障害を誘発して運動機能の低下を招くため、運動療法の原則に従って効果的かつ継続的に実施が可能な運動プログラムを作成する必要がある。運動療法の原

則には、①各個人に合わせた運動強度や運動時間を設定する「個別性の原則」、②運動強度や運動時間を徐々に増加させる「漸増の原則」、③運動を継続的に実施させる「継続性の原則」、④運動の強さ（運動強度）と運動時間を一定レベル以上とする「過負荷の原則」の4つがある[46]。運動により身体機能を改善させるためには、適度な負荷、すなわち「日常接している負荷よりも大きく、なおかつ、その時点における最大能力よりも小さい負荷[47]を一定の頻度で一定期間与え続けることが必要である。自転車運動による運動療法にもこの原則が当てはまり、適切な負荷による運動継続があって初めて運動効果が得られる。

## 第2項 自転車運動が歩行機能の向上を目的として利用される理由

自転車運動が歩行機能の向上を目的として利用される最大の理由は、自転車こぎと歩行との動作の類似性にある。スクワットやボート漕ぎのような両脚同時の屈伸動作とは異なり、自転車運動と歩行は両脚交互の運動である。よって、ペダルを押し下げる（駆動力を得る）脚は歩行時に地面に接している（推進力を得る）脚と、それとは逆の後方からペダルとともに引き上げる脚は、歩行時に地面から離れたあと前に運んでくる脚に対応するという共通点がある。また、両動作のテンポは、ほぼ同様である[45]。さらに、これらの運動中の下肢関節の動きは単純な曲げ伸ばしとは異なり、たとえば地面を押し（蹴る）、あるいはペダルを踏み下ろす際は、股関節や膝関節の回旋動作や内転・

外転（内側・外側への動き）動作が行われるという共通点もある。すなわち、自転車こぎ動作と歩行動作は、いずれも下肢の交互動作に関与する多くの筋や筋群を使用し、それぞれの筋力発揮の時間配分（タイミング）および程度（出力加減）を適切な協調性<sup>#6</sup>をもって制御し、その結果として背骨を軸とする身体の回旋動作から股関節、膝関節と足関節の複雑な一連の動作を円滑に行う上に成り立つといえる。このような特徴を踏まえ、田中ら[48]は、歩行と自転車運動の筋活動の共通点から、自転車運動によって歩行に関わる下肢筋群の活動様式の再学習が可能であるとしている。さらに、自転車運動と歩行との運動制御に関わる類似性は、PET（positron emission tomography：陽電子放出断層撮影<sup>#7</sup>）を用いた大脳皮質活動の類似性からも指摘されている[49]。

自転車運動が歩行機能向上のために用いられる2つ目の理由は、負荷設定の多様性と安全性である。先端機器を備えたリハビリテーション施設では、体力低位者や脳卒中などによって歩行機能に障害のある人の身体にハーネスと呼ばれる補助具を取り付け、天井からワイヤーで吊り下げることで下肢への負担を軽減すると同時に転倒に配慮し、トレッドミルと呼ばれるベルトコンベア式の歩行路を歩かせる運動が導入されている[50,51]。しかし、同装置は高額なうえ設置に必要なスペースも広く、さらに運動実施にあたっては常に指導者の付き添いが必要となる。これに対し自転車エルゴメーターでは、ペダルの負荷をゼロ（抵抗なし）から体重の数倍まで連続的に設定することが可能であり、自転車をこぐ際のテンポ（ペダル回転数）にも基本的に制限がない。虚弱な



高齢者を対象として運動指導を行う場合、対象者は膝など下肢の関節に障害を抱えている場合がある。Ericsonら[52]は、自転車運動の基準運動強度となる仕事率と回転数との組み合わせ（120W，60rpm）において、体重71 kgの被験者の膝蓋大腿関節圧迫力（膝関節伸展屈曲の際に膝蓋骨が大腿骨を押し力：これが過度にかかると膝の障害が発生する。また逆に、膝の痛みを訴える人の多くがこの部分にも障害を持つ）は約92 kg重、体重の約1.3倍であったことを報告している。これは、同体重の被験者が通常の歩行を行った場合にかかる膝蓋大腿関節（いわゆる膝の皿骨と大腿骨の関節）圧迫力とほぼ同じである[53]。したがって、歩行時に膝に痛みを感じる人が、この基準運動強度で自転車をこぐ場合には、歩行時と同様、膝に痛みを伴うことが予想される。ただし自転車運動では、その他の条件（サドル高、ペダル回転数、ペダルに置く足の位置など）が同じであれば、仕事率と下肢にかかる力は比例するため[54]、たとえば仕事率を120Wから60W、30Wへと軽くすることで膝蓋大腿関節の圧迫力をそれぞれ最初の50%あるいは25%にまで軽減することができる。また、サドルの高さを通常よりも高く設定すること、あるいは仕事率一定の下でペダル回転数を上げることで、同圧迫力をさらに小さくすること、あるいは膝への負担や痛みを軽減することが可能となる。すなわち、自転車エルゴメーターを用いることで、膝関節への負担を歩く場合に比べて大幅に軽減した状況を作り出し、そのいっぽうで実際の歩行では困難な呼吸循環器系や“動きづくり”のトレーニングが可能になる。理学療法士が徒手で行う運動方法のみならず、他の運動療

法機器を用いた場合などにおいても、このようなトレーニングは困難である。よって、体力のない虚弱高齢者に対して低強度で様々な動作速度（運動テンポ）での下肢の交互運動を課す本研究において、自転車運動におけるこれらの特徴は最大の利点となる。

### 第3項 リハビリテーション領域における自転車エルゴメーター利用の現状

自転車運動は、関節や筋肉などの機能を向上させる運動として医療や介護のリハビリテーション領域において経験的に広く認知されており、現在、これらの施設の多くで自転車エルゴメーターが導入されている。しかし、同運動器具は前述の通り、その普及過程において比較的体力レベルが高い健康人のための運動負荷装置として利用されてきた経緯から、医療や介護の現場でその特性を生かした運動方法は、これまでに十分に検討されてきたとは言い難い。

わが国において、医療現場や介護予防事業における高齢者の運動指導にあたるのは、主に理学療法士である。彼らが「運動療法」を学ぶテキストの中で、自転車運動は膝の障害予防および障害からの回復[55]、下肢の筋力増強や下肢の交互動作の回復[56]、心肺機能および全身持久性の向上[55,57,58]、下肢の外科手術後の運動感覚の回復、股・膝・足関節の運動連鎖の促進と関節の動きの改善、下肢への段階的な筋力回復[59]などに有効であることが示されている。しかし、どのような強さ（仕事率）で、また、どのようなペダル回転数で何分間、週に何回ぐらい自転車をこげばよいかなど具体的な運動

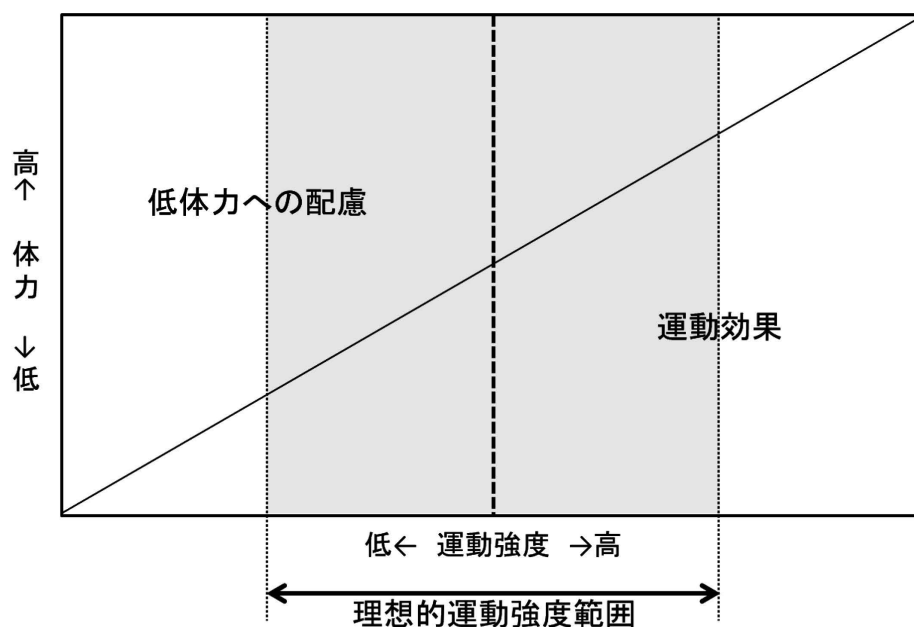
処方に関わる記述は認められない。さらに、歩行を目的とした訓練の一手段となる可能性のある旨の記述[48]も認められるが、高齢者の歩行機能回復にどのような方法が有効であるかについての記述は見当たらない。

いっぽう、研究報告の中には自転車エルゴメーターが循環器や呼吸器疾患に対する運動負荷の機器として利用できる[60-62]、パーキンソン病患者の歩容（歩く姿）を改善させる[63]、片麻痺患者の膝の屈曲と伸展に関わる拮抗筋の協調性を改善し、歩行速度を改善させる[64,65]などがある。しかし、自転車エルゴメーターの機械特性を、要介護予防の対象となる高齢者の運動機能回復や臨床現場での種々の障害・疾患からのリハビリテーションに役立てる具体的な方法は、いまだ確立されていないのが現状である。

#### 第4項 虚弱高齢者に対する運動処方の課題

虚弱高齢者を対象として運動療法を実施する場合、図4に示すように体力への配慮と運動療法の効果には相反する関係が成り立つ[55]。すなわち、虚弱高齢者においては、従来、運動効果を得るために必要とされてきた強度や時間では運動そのものが実施できない場合があり、運動を行うよう働きかけても、「もう、疲れることはしたくない」といった反応が返ってくることも多い。自転車エルゴメーターの利点は、運動強度を歩行以下に設定できること、運動の速度を任意に設定できること、およびその安全性であ

る。必要最小限の運動負荷（運動強度×運動速度）と運動時間で虚弱高齢者の運動機能回復をもたらす運動方法の開発が望まれる。



【図 4. 低体力への配慮と運動効果】  
(参考文献 55 から一部改編)

第 3 節 高齢者の歩行と自転車運動に関する予備的研究 (歩行運動と自転車運動における虚弱高齢者の特徴)

第 1 項 自転車運動中の高齢者と若年者の下肢運動制御能の差異

— 運動制御機能 (速度切り替え能力) —

● 目的

本研究を始めるに至ったきっかけは、前述のとおり、虚弱高齢者の自転車運動に

において途中でペダル回転数の変更を指示した場合、その対応に困難さや遅れが認められたことであった。この現象は、運動機能の低下が筋肉量の減少[32,33]だけの問題ではなく、決められたペダル回転数を途中で変更するにあたって、ペダリングに関わる様々な下肢の筋の収縮速度および収縮力を適切なタイミングで互いに協調的に制御する能力、すなわち筋の協調性が低下していることを示唆する。

本予備実験の目的は、高齢者と若年者との間に自転車運動に対する下肢の運動調整機能に相違があるかを確認することである。

#### ●対象

対象は通所リハビリテーション施設にて普段から自転車運動を行っている、虚弱高齢者 5 名（平均年齢  $77.2 \pm 7.7$  歳，男性 2 名，女性 3 名）と，同施設に勤務する若年者 5 名（平均年齢  $23.6 \pm 3.2$  歳，男性 2 名，女性 3 名）である。対象には，事前に実験方法について詳しく説明を行い，書面にてインフォームドコンセントを得た。なお，被験者の中に聴覚や認知機能の障害を持つ者はいない。

本予備的研究は，名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科倫理委員会の承認（承認番号第 16 号）を得て実施した。

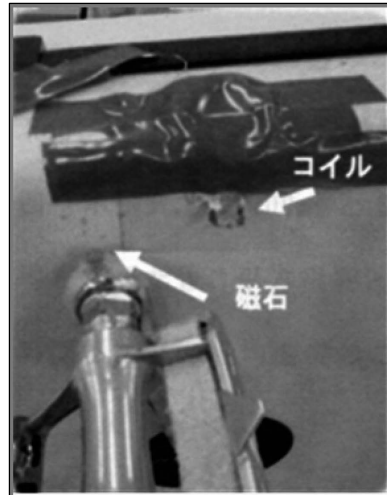
## ●方法

### 1. 自転車エルゴメーター運動

自転車運動の負荷値は 20W、運動時間は 5 分間で、自転車運動開始から順に 45 rpm→55 rpm→65 rpm→55 rpm→45 rpm へと 1 分ごとに回転数を変更させた。1 分間当たりのペダル回転数 (rpm) の設定は、施設内で普段から行われている自転車運動中のペダル回転数である 55rpm を中心に 10rpm を増減させた。なお、高齢者では 3 種類のペダル回転数の順序を無作為にした場合、20 回転/分の増減に対し、1 分以内に指示された回転数へと移行できない事例が認められたため、本研究ではペダル回転数変化の順序を無作為とせず上述の通りとした。

### 2. 計測方法

自転車運動中にペダル回転数の変化を電子メトロノームのピッチ音にて指示し、その回転数に合致させることができるまでの時間を越智[66]の方法にしたがって計測した。コイルを自転車エルゴメーター本体左側に、また左のペダル軸に磁石を装着 (図 5) し、ペダルの通過ごとに電磁誘導によって発生する電位変化を 500Hz にて連続記録した。運動終了後、記録された波形からペダル回転数 (回転/分) を決定し、指示されたペダル回転数に合致させられるまでの時間を計測した。



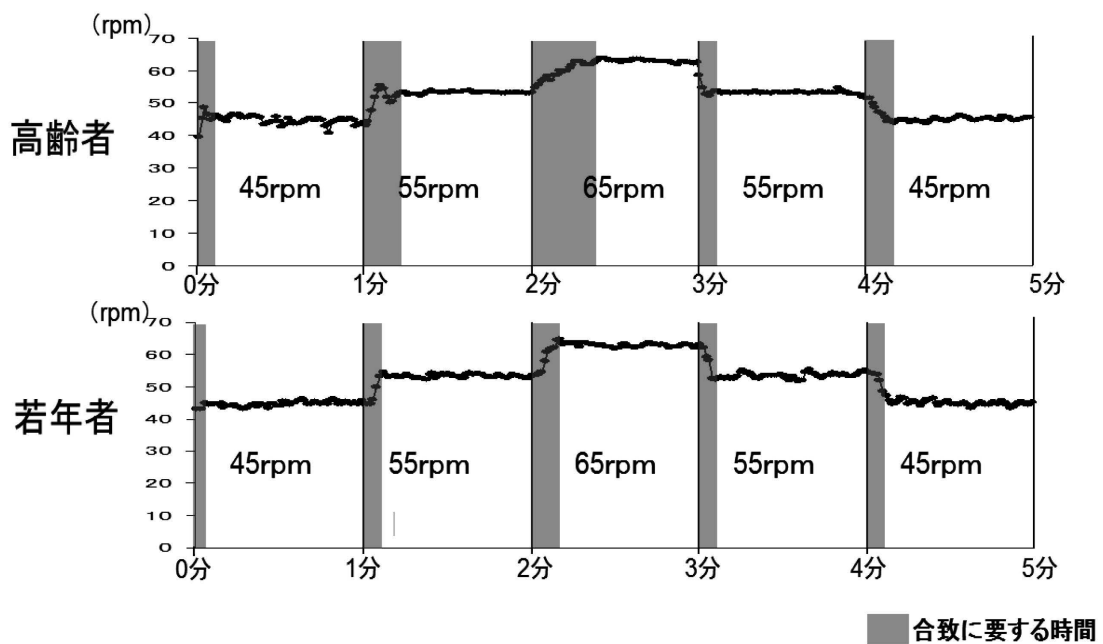
【図 5 電磁コイルと磁石の装着位置】（文献 66 より）

### 3. 統計処理

高齢者と若年者とのデータ比較には、Mann-Whitney の U 検定を実施した。解析には SPSS 18J (SPSS Inc.) を用い、有意水準は危険率 5%未満とした。

#### ●結果と知見

図 6 は若年者と高齢者各 1 名について、時間に対するペダル回転数変化の典型例を示したものである。運動中、高齢者では若年者に比べて指示されたペダル回転数に収束するまでの大幅な時間の遅延が認められた。



【図 6. 自転車運動中に指示されたペダル回転数に収束するまでの時間比較】

本予備実験では、指示されたペダル回転数に達するまでの合計時間は高齢者  $14.0 \pm 4.6$  秒、若年者  $4.90 \pm 0.7$  秒で両者の違いは有意 ( $p < 0.01$ ) であった。

高齢者では若年者に比べ、指示されたペダル回転数に収束するまでの時間に大幅な遅延が認められ、両者には自転車運動に対する下肢の運動調整機能に相違があるかを確認することができた。自転車をこいでいる途中で“動きのテンポを変える”という運動課題を日常的に与えることは、運動機能の改善を促す可能性がある。



## 第2項 歩行運動時の筋活動

### ●目的

加齢に伴う歩行動態の変化の特徴として、歩行速度の低下[27,28]、歩幅や歩調（時間あたりの歩数）の減少[67,68]、歩行中の両脚での支持時間の増大[69]などがあげられる。この背景には、下肢の筋(肉)量の減少[32,33]や筋力の低下[70-72]、バランス機能の低下[71,73]、柔軟性低下による関節可動域（関節を動かせる範囲）の狭小化[74,75]などが報告されており、歩行機能の回復には下肢の筋力トレーニング[76,77]、あるいは柔軟性改善のためのストレッチングやバランス訓練などを含めた複合的な運動プログラム[78-80]などが有効であるとされている。

いっぽう、加齢に伴うこれら筋・関節などのいわゆる運動器の機能変化（機能低下）とは異なり、高齢者では運動器を制御する中枢機能の変化が下肢の筋力や柔軟性に影響を及ぼし、歩行速度や関節可動域を変化させていることが明らかにされている[81,82]。

歩行に関わる運動指令は脳に始まり、脊髄から運動神経を介して筋肉に伝播し、筋肉を収縮させる。筋の収縮力は、さらに関節と骨とでつくるテコの原理を利用して力の大きさと方向を変え、最終的に運動を発現させる。また歩行時には、筋肉や関節に存在する感覚受容器からの情報が絶えず感覚神経を介して小脳や脳などの中枢神経系

に伝達され、歩行運動の調節・制御のための情報として利用される。円滑な歩行にはこれら中枢性の運動情報と末梢性の感覚情報に加え、進行方向への推進力を生み出す際の主動筋<sup>#8</sup>（足関節の伸展では下腿三頭筋 [ふくらはぎの筋肉]、膝関節の伸展では大腿四頭筋 [太腿前部の筋肉]）と拮抗筋<sup>#8</sup>（主動筋と反対方向の力を発揮する筋肉で、下腿三頭筋に対しては前脛骨筋 [向う脛の筋肉]、大腿四頭筋に対しては大腿二頭筋、半腱様筋、半膜様筋など [太もも裏側の筋肉]）との協調性、すなわち個々の関節の伸展と屈曲に関わる筋相互の収縮と弛緩の良好な活動時間（タイミング）[83]が重要である。

虚弱高齢者の歩行機能を改善させる新たな運動療法の開発を行う上で、虚弱高齢者と若年者の歩行速度の差異、また、歩行中の下肢の主動筋と拮抗筋の制御機構に実際に差異があるかを確認しておく必要がある。本予備実験の目的は、若年者と高齢者の歩行速度と歩行時の下肢交互運動における主動筋と拮抗筋の活動について、高齢者と若年者には相違があるかを筋電図分析法などにより明らかにすることである。

#### ●対象

対象は、通所リハビリテーション施設に通所している高齢者 6 名（平均年齢 84.3 ± 2.3 歳、男性 3 名、女性 3 名）と、同施設の職員および大学生の若年者（平均年齢 25.2 ± 6.0 歳、男性 3 名、女性 3 名）6 名とした。対象には、事前に実験方法について詳しく説明を行い、書面にてインフォームドコンセントを得た。なお、被験者の中に聴覚や

認知機能の障害を持つ者はいない。

本予備的研究は、名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科倫理委員会の承認（承認番号第 32 号）を得て実施した。

## ●方法

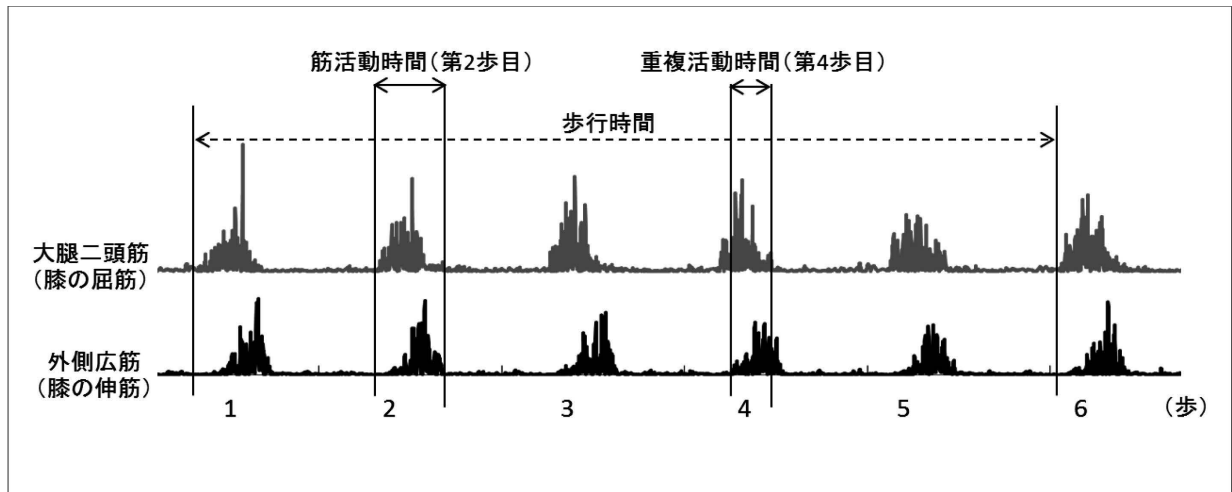
### 1. 歩行機能（歩行速度）

各被験者の通常速度での歩行（普通歩行）と早足歩行を運動課題とした。歩行速度の測定にあたっては、施設内の廊下を使用し、9m の歩行路で直線歩行をさせた。歩行開始と歩行終了の歩行速度変化などの影響を避けるため、歩行路のスタートライン地点（0m）後とゴールライン地点（9m）前の各 2m を補助路、中間の 5m を測定路とし、2m と 7m の各地点にもテープで印をつけた。被験者が 2m 地点を超えてはじめて足が接地した地点から、7m を超えて接地するまでに要した時間と距離で歩行速度（m/秒）を求めた。

なお、歩行中は会話をしないよう、また準備ができしだい自身の意思において歩き始めるよう指示し、歩行中の被験者への言葉かけは一切しなかった。繰り返しの歩行によるウォーミングアップ効果を避けるため、歩行速度の測定および筋活動の分析は 1 度だけ行った。

### 2. 筋活動分析（筋活動時間比率および重複活動時間比率）

歩行時の筋活動分析にあたっては、各被験者に対して十分な説明後、表面筋電図の電極とフットスイッチ、膝角度計を身体に取り付け、歩行中のそれぞれのアナログ信号をデータ収集モジュール（USB-6218, National Instrument 社）を介してパーソナルコンピュータに記録した。筋電図は、左右の外側広筋（膝伸展筋）<sup>#9</sup> および大腿二頭筋（膝屈曲筋）<sup>#9</sup> から双極表面筋電図筋法により導出した。なお、電極はアルコール綿による皮膚表面処理の後、Ag/AgCl 電極（F ビトロード, 日本光電）を筋の走行に沿って電極間距離 2 cm で貼り付け、ノイズが混入しないようサージカルテープでリード線を固定した。不感電極の位置は左腸骨稜（ウエストの骨）上とした。筋電図データは PC に保存後、波形解析のために全波整流処理<sup>#10</sup> を行った。波形解析から、測定路上の第 1 歩目から 5~7 歩目までの歩行時間を求め、それぞれの脚について、〔大腿二頭筋と外側広筋の通算活動時間（大腿二頭筋放電開始から外側広筋活動終了まで；図 7 の第 2 歩目参照）〕 / 〔歩行時間〕 で定義した筋活動時間比率、〔各歩の外側広筋と大腿二頭筋の重複活動時間（図 7 の第 4 歩目参照）〕 / 〔各歩の同二つの筋の通算活動時間〕 で定義した重複活動時間比率を求めた。それぞれ左右の脚について求めた数値の平均値を各被験者の測定値とした。



【図 7. 筋電図解析における時間区分】

### 3. 統計処理

高齢者と若年者の測定値比較のため Mann-Whitney の U 検定を実施した. 解析には SPSS 18J (SPSS Inc.) を使用し, 有意水準は危険率 5%未満とした.

#### ●結果と知見

普通歩行については若者と高齢者でそれぞれ  $1.13 \pm 0.18$  m/s と  $0.92 \pm 0.11$  m/s, 早足歩行については同  $1.68 \pm 0.48$  m/s と  $1.19 \pm 0.15$  m/s で, その際の速さは, いずれの歩行についても若者で有意に大きかった.

筋活動時間比率および重複活動時間比率については表 1 に示した. 高齢者と若年者の比較において, 普通歩行および早足歩行ともに筋活動時間比率の差は有意 ( $p < 0.05$ ) であった. また, 普通歩行および早足歩行において重複活動時間比率もその差は有意

( $p<0.05$ ) であった.

【表 1. 高齢者と若年者の外側広筋と大腿二頭筋の合計活動時間比率と拮抗筋活動比】

歩行形態	(%)	若年者	高齢者
普通歩行	筋活動時間比率	34.4 ± 5.7	66.6 ± 10.4 *
	重複活動時間比率	30.5 ± 13.0	45.7 ± 16.6 *
早足歩行	筋活動時間比率	32.5 ± 8.7	62.7 ± 11.6 *
	重複活動時間比率	40.7 ± 17.4	54.9 ± 10.4 *

平均値 ± 標準偏差

\* : 若年者と高齢者との間に有意な違いがあることを示す,  $p<0.05$ .

以上の結果より, 高齢者は若年者と比べて歩行速度が遅く, 歩行中の筋活動も異なることが考えられる. 主動筋と拮抗筋の重複活動 (同時収縮) #11 時間の延伸を表す重複活動時間比率の増加は歩行速度を低下させる原因とされる. したがって, 重複活動時間比率を減少させる運動方法は, 高齢者の下肢機能を向上させる可能性がある.

### 第 3 項 介護保険施設における高齢者の自転車運動の現状と効果

#### ●目的

近年, 多くの通所リハビリテーション施設において, 要支援者・要介護者に対してはリハビリテーション, 特定高齢者に対しては介護予防を目的とする運動療法が行われている. 利用者は先ず, 施設に到着すると血圧や脈拍などのバイタルチェックを受け

る。体調に不調の訴えがなく、またバイタルチェックに問題がないことが確認できた場合、引き続き施設の運動指導者から指導を受ける。指導内容は、自転車運動、高齢者向けのマシンを使った筋力トレーニング、さらに必要に応じて理学療法士が実施する個別の運動療法である。その過程において、利用者は、ほぼ全てが自転車運動を行っている。対象者が虚弱である場合は、自転車運動の強度を軽度、かつ時間は短時間で設定して運動を始めるのが一般的である。いっぽう、身体機能の維持／向上を目的として自ら運動療法を実施するために通所している特定高齢者は、虚弱高齢者よりも高強度、長時間の設定で自転車運動を実施しているといえる。

本予備的研究の目的は、機能回復のため通所リハビリテーション施設を利用して  
いる虚弱高齢者と、介護予防のために同施設を利用している特定高齢者について、現場  
で行われている自転車運動の指導内容（運動強度と運動時間）とその効果の実態を明ら  
かにすることである。

#### ●対象

対象は、通所リハビリテーション施設にて普段から自転車運動を行っている、聴  
覚や認知機能障害を有さない虚弱高齢者(要支援者)11名(男性5名,女性6名,75.1±6.9  
歳,154.0±7.9cm,50.3±9.4kg)と、同じく介護予防特定高齢者施策における特定高  
齢者9名(男性4名,女性5名,76.0±5.2歳,155.4±5.7cm,体重53.7±7.6kg)で

ある。対象には、事前に実験方法について詳しく説明を行い、書面にてインフォームド  
コンセントを得た。

本予備的研究は、名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科倫理委員会の承認（承認番号第 16 号）を得て実施した。

## ●方法

### 1. 自転車運動の強度および時間設定

自転車運動時間と運動負荷は、施設で運動指導を担当している健康運動指導士<sup>#</sup>  
<sup>12</sup>が対象者の体力および運動に対する意欲などに基に処方した設定とした。なお、運動  
中は心電計（日本光電社製、Life Scope 6）にて心電図と心拍数の監視を行い、最高心  
拍数を求めて運動強度の指標とした。

### 2. 測定項目

各被験者に対し、自転車運動の前後に以下の項目の計測・測定を行った。

#### ○下肢表面温度

両下肢の下腿後面中央にて表面温度計（日本テクニメッド社製、TECNI-002）  
を用い、2 肢を 2 度ずつ測定し（図 8）、その平均値を求めて計測値とした。





【図 8. 下肢表面温度測定の実施方法】

#### ○下肢機能評価

立位前後ステップテストおよびタイムドアップ&ゴーを以下の通りに実施し、それぞれ自転車運動前後におけるこれらの結果を比較した。それぞれの実施方法を以下に示す。

##### ・立位前後ステップテスト

このテストは、立位での前後下肢反復ステップによる下肢運動の円滑性と敏捷性、すなわち下肢協調性を評価するために名古屋市立大学システム自然科学研究科の高石研究室で考案した方法[84]である。測定方法は、図 9 に示したように①横に引いた一本の線の後方に足を置いて立たせ、②左右どちらかの足を前に踏み出して線を完全に踏み超えさせる。③後ろに残った足を先に出した足に揃えるように、前方に出して同線を踏み超えさせる。④次いで、②で先に出した足を後方に引いて線の手前に足が入るように線を踏み超えさせ、⑤最後に前方に残った足を後方に引いて開始肢位に戻る。この一連の動作を 1 回として、10 秒間に反復できた回数を測定値とした。なお、本ステップテストは 1 回の動作が 4 相に分けられるため、0.25

回単位で計測し，反復回数のカウントは測定者 2 名で実施した。



【図 9. 立位前後ステップテスト実施風景】

・タイムドアップ&ゴーテスト

タイムドアップ&ゴーテスト (Timed Up and Go Test ; TUGT) は，パフォーマンステストとして立ち上がり筋力，動的立位バランス，下肢踏み換え動作と立位での移動に関する総合的な能力を評価する方法[85]である．高さ 46 cm の肘掛のある背当てつき椅子に座らせ，そこから立ち上がり 3m 歩行して 180° 方向転換し，3m 戻って椅子に座るまでの時間を計測する．測定の際，これら一連の動作をなるべく早く行うよう指示をした (図 10)



【図 10. TUGT (タイムドアップ&ゴーテスト) 実施風景】

### 3. 統計処理

両群における運動前後の測定値比較には Wilcoxon の符号順位検定を，心拍数の群間比較には Mann-Whitney の U 検定を実施した．解析には SPSS 18J (SPSS Inc.) を使用し，有意水準は危険率 5%未満とした．

#### ●結果と知見

虚弱高齢者および特定高齢者の自転車運動の強度（仕事率）と時間はそれぞれ  $24.5 \pm 4.7W$  と  $7.2 \pm 1.7$  分，および  $45.6 \pm 9.8W$  と  $14.9$  分  $\pm 2.3$  分で，両項目とも有意に特定高齢者で大きかった．

虚弱高齢者および特定高齢者の下肢表面温度，立位前後ステップテストおよび TUGT の運動前後の結果と，それぞれの運動中最高心拍数を表 2 に示す．

運動中の最高心拍数については，特定高齢者のほうが有意に高値であった ( $p < 0.01$ )．下肢表面温度は虚弱高齢者において，運動前後に有意な変化を認めなかった．  
いっぽう，特定高齢者は運動後に有意な上昇 ( $p < 0.05$ ) を認めた．立位前後ステップは虚弱高齢者において，運動前後に有意な差を認めなかった．いっぽう特定高齢者は，運動後に有意な増加 ( $p < 0.01$ ) を認めた．TUGT も同様に虚弱高齢者は運動前後で有意な差を認めなかった．特定高齢者は運動後に有意 ( $p < 0.05$ ) な減少を認めた．

【表 2. 虚弱高齢者と特定高齢者の自転車運動前後の比較】

測定項目		虚弱高齢者(11名)	特定高齢者(9名)
下肢表面温度(°C)	運動前	35.1±0.6	35.0±0.4
	運動後	35.0±0.5	35.5±0.6*
立位前後ステップ(回/10秒)	運動前	6.0±1.3	5.9±1.0
	運動後	6.2±1.5	6.5±1.2*
TUGT(秒)	運動前	9.7±2.0	9.2±2.4
	運動後	9.6±2.2	8.6±2.2*
最高心拍数(拍/分)		92.3±5.3	109.2±7.6†

平均±標準偏差

\*：特定高齢者の運動前と運動後の間に有意な違いがあることを示す， $p<0.05$ 。

†：虚弱高齢者と特定高齢者との間に有意な違いがあることを示す， $p<0.01$ 。

以上の結果は，虚弱高齢者については，運動指導の現場で日常的に行っている自転車運動では即時的な運動効果が得られないことを示唆する。虚弱高齢者が実際にできる運動強度と運動時間の範囲で歩行機能改善につながる適切な自転車運動の方法を開発することは意義があり，また喫緊の課題といえる。

## 第2章 研究の課題と手順

### 第1節 研究課題

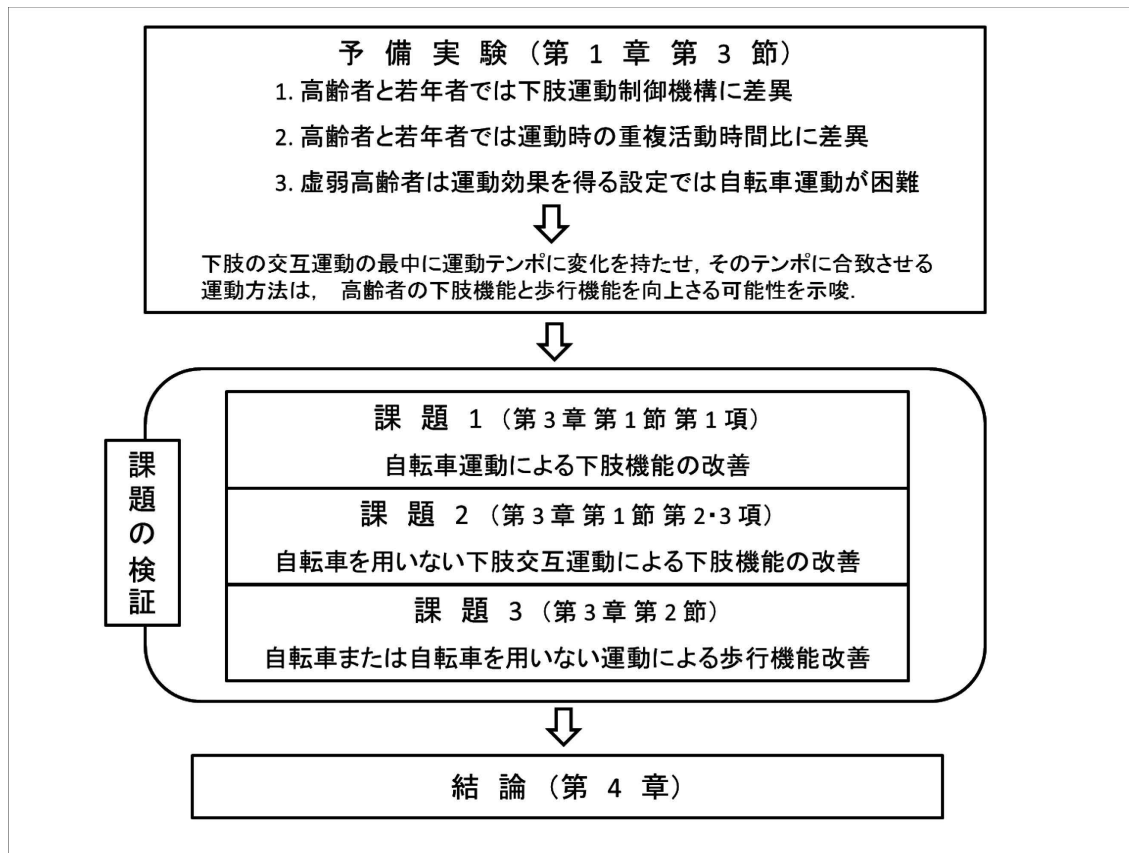
わが国は、世界でも類を見ない超高齢社会<sup>#13</sup>に突入し、平均寿命の延長から健康寿命<sup>#14</sup>の延長が喫緊の課題といえる。健康維持における運動の有効性については広く認知されているが、70歳以上で定期的な運動習慣を有する割合は男性37.2%、女性27.1%に留まっている[26]。運動習慣がない高齢者、中でも既に体力が低下した高齢者に、従来、効果を引き出すとされている強さの運動（ACSM）[39]を行わせること、またそれを習慣化させることは容易ではない。しかし、低強度で短時間の運動で何らかの効果が期待できるのであれば、すでに虚弱と認定された高齢者にも、自身の生涯にわたる自立につながるものとして受け入れるものと期待される。すなわち、虚弱な高齢者に対し、運動を始めるきっかけとなる運動方法を考案することは大いに意味がある[86]。

前章の第3節第1項では、自転車運動中に変更を指示されたペダル回転数に、順に合致させるという形態の運動において、高齢者は若年者と比して有意にその応答時間が遅延することを確認した。また同運動は、大脳の感覚運動領域を賦活する刺激となり、下肢の運動機能（歩行機能）の改善を促す可能性があるかと推察された。

また同第2項では、高齢者は若年者に比べ、歩行時間全体に対する膝伸展筋（外

側広筋)と膝屈曲筋(大腿二頭筋)の通算活動時間の割合(筋活動時間比率),および二つの筋の通算活動時間に対する両筋の重複活動時間の割合(重複活動時間比率)が有意に大きいことが示された。重複活動時間比率の増大は,筋の協調性の一要素である筋群の活動時間的秩序(タイミング)の変化であり,加齢現象の一つと考えられていることから,高齢者の歩行中の重複活動時間比率(同時収縮時間)を減少させることは下肢機能(歩行機能)改善につながることを示唆された。さらに同3項では,特定高齢者については体力科学分野で従来推奨されてきた運動強度,および運動時間で自転車運動の実施が可能であり運動効果も確認できたが,対象者が虚弱高齢者の場合,臨床現場において必要とされる運動強度と運動時間の設定が困難であり,自転車運動による短期的な運動効果を得ることは確認できなかった。このため,虚弱高齢者では,臨床現場において日々自転車運動を実施しているものの,十分な効果を引き出しているとは考えにくく,さらなる虚弱化(図1)が進行する可能性が示唆された。

これら予備的研究の結果より,虚弱高齢者にとって低い仕事率(軽負荷)かつ,短い時間の自転車や下肢の交互運動の際においても運動のテンポに変化を持たせ,そのテンポに合致させるように努力を要する運動方法は,従来のウォームアップとは異なるメカニズムにより高齢者の下肢機能を向上させ,さらには歩行機能を向上させる可能性があるとの仮説のもと,以下の課題を設定した(図11)。



【図 11. 本論文の研究手順の概略】

## 第 2 節 研究手順

1 から 3 の研究課題（第 3 章）を検証するため、以下の手順で研究を進めた。

### 課題 1. 自転車運動による下肢機能改善

自転車運動において運動のテンポ（ペダルの回転数）に変化を持たせ、そのペダル回転数に追従・合致させる方法と一定のペダル回転数を維持する方法の 2 種類の低負荷・短時間の運動前後に、虚弱高齢者の下肢の敏捷性をはじめとした下肢の機能評価を

行い、それぞれの自転車運動の方法による高齢者の下肢機能の改善効果を検討する（第3章第1節第1項）。

#### 課題2. 自転車を用いない下肢交互運動による高齢者の下肢機能改善

特別な運動機器（自転車エルゴメーター）を用いない座位での下肢交互運動において、運動のテンポに変化を持たせ、そのテンポに追従・合致させる方法と一定のテンポを維持する2種類の低負荷・短時間の運動前後に下肢機能の評価を行い、それぞれの下肢交互運動の方法による高齢者の下肢機能向上効果を検討する。なお自転車を用いない下肢交互運動の方法は、座位足ふみ運動（第3章第1節第2項）、および座位屈伸運動（第3章第1節第3項）とした。

#### 課題3. 自転車または自転車を用いない下肢交互運動による高齢者の歩行機能の改善

研究の手順1および2を通して、虚弱高齢者の下肢機能を向上させる軽負荷・短時間の下肢交互運動方法が発見できた場合、その運動方法によりさらに虚弱高齢者の歩行機能を改善させるのか否かを検討する。また、軽負荷・短時間の下肢交互運動方法により、歩行機能の改善が確認された場合、その背景にはどのような制御様式の変化があるかを検討する（第3章第2節）。



## 第3章 課題の検証

### 第1節 下肢交互運動による高齢者の下肢機能の改善

#### 第1項 自転車運動

##### ●目的

前述のとおり、高齢者と若年者とでは自転車運動に関わる下肢筋群の制御能力に相違がある。また、高齢者は歩行速度が遅く、歩行運動中の主動筋と拮抗筋の制御に違いがある。さらに虚弱高齢者に対して運動指導の現場で行われている自転車運動には、即時的に下肢機能を向上させる効果がないとの知見を得た。これらのことから、虚弱高齢者について運動による身体機能改善を引き出すためには、従来の運動処方理論ではなく、低強度、短時間でも中枢の制御機構に働きかけ、下肢の筋群の制御機能を向上させる運動を開発する必要がある。

歩行や自転車運動などのような反復動作では、運動が自動化され中枢の関与が減少するいっぽう、運動の速度（テンポ）を変える際には、中枢が関与することは既に述べた。

本研究の目的は、低負荷、短時間で運動テンポに変化を持たせ、その回転数に追従・合致させる自転車運動が、虚弱高齢者の下肢機能を改善させるか否かを明らかにす

ることである.

#### ●対象

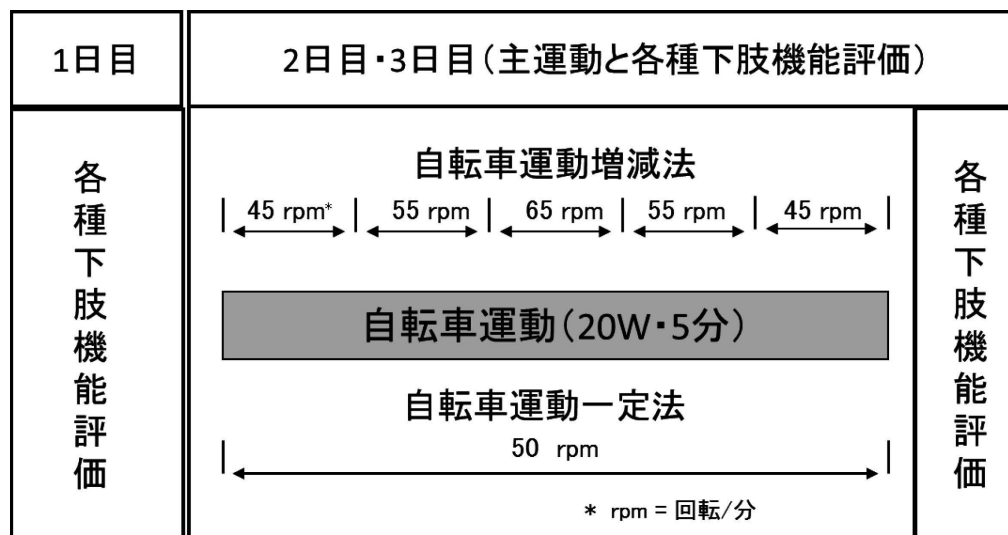
対象は、通所リハビリテーション施設にて普段から自転車運動を行っている、聴覚や認知機能障害を有さない高齢者のうち、虚弱高齢者（要支援 1, 2 に該当する者）に研究協力を依頼し、応募のあった高齢者 11 名（男性 3 名、女性 8 名、平均年齢 74.9 ± 7.6 歳）を被験者とした。被験者に対して研究の意義、目的、方法、測定と運動に関わる危険性などについての説明を行い、書面にてインフォームドコンセントを得た。さらに施設担当医師が参加希望者に問診を行い、既往症や現在の健康状態を総合的に判断した上で、被験者としての参加の可否を決定した。

本研究は名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科倫理委員会の承認（承認番号第 16 号）を得て実施した。

#### ●方法

本研究における、自転車運動方法および測定手順を図 12 に示した。第 1 日目には、被験者全員に対して各種下肢機能の測定を実施した。被験者には、自転車運動の方法および各種下肢機能の測定方法を十分習熟させた。第 2 日目、第 3 日目には異なる方法で自転車運動を 1 回行い、運動後に第 1 日目と同じ各種下肢機能の測定を実施した。

なお、運動終了後の下肢機能の測定は、休憩を取ることなく自転車運動終了後直ちに実施した。各被験者とも、1週間以内に合計3日間の運動および各種の測定を終了した。



【図 12. 運動方法と測定の手順】

### 1. 自転車エルゴメーター運動

自転車エルゴメーター（コンビウエルネス社製，2100U）を使用し，連続5分間の自転車運動を，次に述べる2種類の方法にて日を変えて各1種類ずつ行った。2種類のうちの一方では，ペダル回転数を運動中1分ごとに45 rpm, 55 rpm, 65 rpm, 55 rpm, 45 rpmへと増減させ（以下，本論文では増減法とする），もう一方では，50 rpmのみを5分間維持させた（以下，本論文では一定法とする）。自転車運動の仕事率はいずれも20 Wとした。なお増減法のペダル回転数の変化については，第1章で行った予備的研究と劉ら[87]の報告を参考に決定した。ペダル回転数の指示は，電子メトロノーム

(KORG 社製, MA-30) のピッチ音により行い, それから逸脱した場合には口頭で号令を掛け, 指示されたペダル回転数への合致を促した. 各被験者の自転車運動実施の際の増減法, 一定法の順序は無作為とした.

## 2. 測定項目

各被験者に対し, 自転車運動の直前と直後に以下の項目の計測・測定を行った.

### ○下肢機能評価

重心動揺テスト, 長座位体前屈テスト, ファンクショナルリーチテスト (FRT), タイムドアップ&ゴーテスト (TUGT) および立位前後ステップテスト) を実施し, それぞれの実施方法を以下に示す.

#### ・重心動揺テスト

重心動揺 (図 13) は, 静的な立位姿勢の安定性を評価する方法である. 重心線が支持基底から逸脱すると転倒につながるため, 重心を維持するにはそれ以前に重心線を支持基底の中心に近いところに戻す運動が必要である. 測定方法はまず始めに, 測定板上で安静立位をとらせる. 重心点が前後左右に動揺した軌跡の長さとその外周面積を計測し, 立位の安定性を評価する. 本実験では, 30 秒間の開眼および閉眼における単位軌跡長と外周面積を計測し評価項目とした. 測定には, 重心動揺計 (GS3000, アニマ) を使用した.



【図 13. 重心動揺（静的立位バランス）の測定】

・長座位体前屈テスト

長座位体前屈（図 14）は，下肢の柔軟性を評価する項目である．測定の方法は，膝を伸ばして椅子に最も深く腰掛けさせた姿勢（長座位）で，両上肢を前方に伸ばす．長座時の手先から，体幹をできる限り前方に傾けた時の手先までの移動距離を測定する．2 回の測定を行い，平均値を測定値とした．測定には，リーチ計測器（CK-101，酒井医療）を用いた．



【図 14. 長座位体前屈（柔軟性）の測定】写真左は開始肢位，右は終了肢位．

- ・ファンクショナルリーチテスト

ファンクショナルリーチテスト (Functional Reach Test : FRT, 図 15) は, 動的立位バランスの評価方法である. 立位姿勢から左右どちらかの上肢をできるだけ前方に突き出し, 体幹を前方に傾ける. 立位姿勢時の手先から, 体幹を前方に傾けた時の手先までの移動距離を測定する検査である. 2 回実施し, 平均値を測定値とした. 測定には, リーチ測定器 (ファンクショナルリーチ計測器 GB-200, オージー技研) を使用した.



【図 15. ファンクショナルリーチ実施風景】写真左が開始肢位, 右は終了肢位.

- ・立位前後ステップテスト

第 1 章を参照のこと.

- ・TUGT

第 1 章を参照のこと.

### 3. 統計処理

1 週間の期限内における合計 3 日間の運動・測定日において, 各法による自転車

運動前後に実施した各種下肢機能の測定結果には、一元配置分散分析および必要に応じて多重比較検定を行った。解析には SPSS 18J (SPSS Inc.) を用い、有意水準は危険率 5%未満とした。

## ●結果

各法による自転車運動前後の下肢機能測定結果は、表3に示した。

重心動揺測定 of 総軌跡長, 外周面積のいずれにおいても自転車運動前, 増減法後, および一定法後の間に有意な違いを認めなかった。また, 長座位体前屈, FRTについても自転車運動前の成績, 増減法後および一定法後の成績の間に有意な差を認めなかった。TUGTについては, 自転車運動前と増減法後との間に有意な相違 (成績向上) を認めたが, 自転車運動前と一定法後の成績との間には, 有意な違いを認めなかった。また, 増減法後の成績と一定法後の成績との間にも有意な違いを認めた。立位前後ステップテストについては, 自転車運動前と増減法後との間に有意な違い (成績向上) を認めたが, 自転車運動前の成績と一定法後の成績との間には有意な違いを認めなかった。また, 増減法後および一定法後の成績間に有意な違いを認めた。

【表 3. 運動前と増減法と一定法後の成績変化】

測定項目	運動前	増減法後	一定法後
重心動揺 総軌跡長(cm)	42.1±13.5	45.0±14.9	46.0±15.7
重心動揺 外周面積(cm <sup>2</sup> )	1.6±0.6	1.7±0.7	2.2±1.3
長座位体前屈(cm)	22.9±9.7	26.9±8.7	27.0±7.8
FRT(cm)	27.5±4.9	28.1±4.1	28.3±4.5
TUGT(秒)	9.7±2.0	7.6±1.4 <sup>*†</sup>	9.4±2.2
立位前後ステップテスト(回/10秒)	6.5±1.3	8.2±1.8 <sup>*†</sup>	6.8±1.5

平均±標準偏差

\*：運動前と増減法後との間に有意な違いがあることを示す, p<0.05.

†：増減法後と一定法後との間に有意な違いがあることを示す, p<0.05.

#### ●考察

本研究は、虚弱高齢者に対し低負荷、短時間の2種類の自転車運動（増減法および一定法）を課し、これらの運動後に下肢機能が向上するか否かを明らかにすることを目的として実施した。その結果、増減法については、運動後に TUGT および立位前後ステップテストの成績向上が認められた。

小峰ら[88]は、脳卒中片麻痺患者に対して自覚的運動強度<sup>#15</sup>の「楽」と感じる運動強度で15分間の自転車運動を実施させ、TUGT、すなわち歩行に関わる下肢の総合的な運動機能の向上が認められたことを報告している。本研究では、被験者が普段実際に行っている運動よりも低負荷(20W)かつ短時間(5分間)の自転車運動であったが、2つの方法のうち増減法について TUGT の有意な改善を認め、この方法は小峰らより



もさらに短い運動時間であったが虚弱高齢者の下肢の運動機能向上を促す運動として有効であるとの結果を得た。この理由については以下が考えられる。

歩行や自転車運動では、CPG からの運動指令が主に使用され、自動的な下肢運動リズムを生成して脳の負担を軽減していると考えられている。すなわち、歩行や自転車運動の際に他者からそのテンポを指定されなければ、通常は自発的な運動のテンポで運動を行うため、中枢の関与が低くCPG主体の自動性が高い運動テンポとなる[89]。Laufer[90]は、平均24歳の若者（女性比率50%）について、歩行速度1.45m/秒に対し120歩/分、いっぽう77歳（女性比率50%）では同1.02m/秒に対し105歩/分であったと報告している。またHimann ら[28]は、本研究の被験者と同程度の年齢の高齢一般男女について普通歩行の歩調が100～105 歩/分であったことを報告しており、この歩調は自転車運動のペダル回転数に換算すると50 ～53 rpm に相当する。大手自転車メーカーによれば、成人用の通常自転車（変速無し的一般軽快車）のギア比は、55～60 rpmのペダル回転数（歩調にすれば110～120歩/分）で26インチ自転車をこいだ時に実用速度（14～15km/h）に達するよう組まれており、その前提には普通歩行の際の歩調が自転車走行中もほぼ踏襲されるという独自の調査結果がある（N自転車、B自転車開発部への聞き取り調査）。高齢者が自発的に自転車をこぐ場合、どの程度のペダル回転数になるかについて研究報告と呼べるものは見当たらないが、高石[91]によれば、平均年齢69歳の男女高齢者が実際に自転車で屋外を走行した場合のペダル回転数は約48 rpmで、

平均年齢34歳の女性の自転車走行時のペダル回転数約54 rpmと比較して約10%低い [92]. また、筆者が指導する臨床現場において確認、および高齢者福祉施設で運動指導にあたっている理学療法士に状況を聞いたところでは、虚弱高齢者にペダル回転数の指示を与えることなく自転車運動を実施させた場合、自発的に選択するペダル回転数は40-50 rpmの範囲にある。これらの事実は、人が自転車運動を行う場合、そのペダル回転数は歩調の半分、あるいはそれをやや下回る程度となることを表しており、このことは、今回一定法で用いたペダル回転数(50rpm)で自転車をこいでいる際の運動制御は、CPGによる自動化に依存する可能性が高い。

これに対し、増減法では、日常的に用いることのない45rpm(90歩/分の歩調相当)あるいは65rpm(130歩/分の歩調相当)などの運動テンポによる左右の踏み替え動作への移行時あるいは同回転数での運動中には、筋収縮速度調節のための脳からの遠心性の運動入力と末梢の種々の感覚器からの求心性入力を調節する操作が反復されたと考えられる[64]。さらに、日常歩行時の歩調を超える素早い脚の踏み換え動作は筋収縮速度の増大につながり、そのような運動を継続する際の反復性の神経興奮(インパルス)の通過刺激は、中枢と末梢との連携を強化する[93]。円滑な歩行にはこれら中枢と末梢の連携に加えてMainら[83]は、個々の関節の伸展と屈曲に関わる筋相互の収縮と弛緩の良好な活動時間である協調性が重要であると述べている。さらに中林ら[94]は、仕事率一定(10Wと30Wの2種類)の条件下でペダル回転数を30rpmまたは60rpm

に固定してそれぞれ自転車運動を行った場合と、同仕事率条件下での自転車運動の途中でペダル回転数を 30rpm から 60rpm へと上昇させた場合について、大脳皮質の下肢運動関連領域の脳の血液量を反映する酸素化ヘモグロビン（oxyHb : oxygenated hemoglobin）の変動を比較した。その結果、前者では運動開始直後に一旦 oxyHb が増加した後、数秒後に初期レベルに戻ってその後変化しないのに対し、後者では、一旦減少した oxyHb がペダル回転数を変化させる毎に再度増加したことを報告している。彼らはこの結果をもとに、自転車運動開始時には大脳の関連部位が活性化され、その後 CPG による自動運動となることで大脳の活動は低下するが、運動途中でペダル回転数を変更する際にはその制御が CPG から一旦はずれ、次のテンポに移行するまでの間は中枢性の運動調節を要する可能性が高いとしている。本研究において、脳内でどのような活動が行われていたかは不明であるが、中林らの結果は、自転車をこいでいる途中で“動きのテンポを変える”という運動課題が、大脳の感覚運動領域を賦活する刺激となることを示唆しており、本研究の結果は同様の運動課題を与えた場合、大脳の賦活時間が若年者に比べて高齢者で有意に長くなることを示唆する。

これらのことから増減法においては、日常的に使わない中枢の関与が増え大脳活動の賦活につながることで運動制御機能が強化され、筋収縮速度や筋の収縮と弛緩のタイミングを調節する機能を一過性に向上させた結果、立位前後ステップテストおよび TUGT が向上した可能性がある。

## 第2項 座位足ふみ運動

### ●目的

前項では、自転車運動による増減法が虚弱高齢者の下肢機能を向上させることを明らかにした。自転車運動の際に、運動のテンポを増減させたこと自体が腰髄内（腰部脊髄）のCPGより上位の運動中枢に影響を与え、下肢の運動制御機能を改善したのであれば、自転車運動の増減法と同様、交互に下肢を屈伸させる運動でテンポを変化させ、その運動テンポに追従する運動を課すことによって中枢に同様の制御を促し、虚弱高齢者の下肢機能の向上効果が得られる可能性がある。経済性や運動方法の普及の点からも、自転車エルゴメーターのような特別な機器や運動施設への通所を必要としない運動方法の効果を確認しておく必要がある。

本研究の目的は、自転車運動と同様、どこでも実施可能な座位での低負荷・短時間の交互足ふみ運動において運動のテンポに変化を持たせ、そのテンポに合致させる運動が、虚弱高齢者の下肢機能を改善するかを検証することである。

### ●対象

対象は通所リハビリテーション施設にて普段から自転車運動を行っている、聴覚や認知機能障害を有さない高齢者のうち、要支援1～2に該当する虚弱高齢者22名とした。実験に先立ち、被験者に対して研究の意義、目的、方法、測定と運動に関わる危

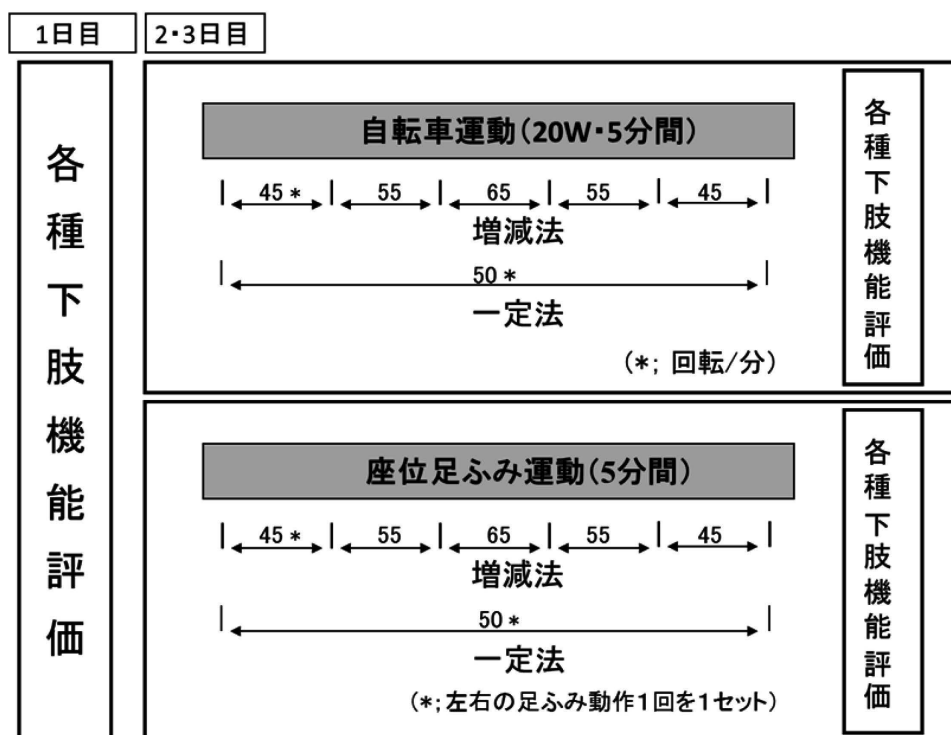
険性などについての説明を行い，書面にてインフォームドコンセントを得た．さらに施設担当医師が参加希望者に問診を行い，既往症や現在の健康状態を総合的に判断した上で，被験者としての参加の可否を決定した．

なお，本研究は名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科倫理委員会の承認（承認番号第 21 号）を得て実施した．

## ●方法

先ず，対象者を無作為に足ふみ運動群（平均年齢  $77.1 \pm 6.4$  歳，男 5 名，女 6 名）11 名と，対照群として自転車運動群（平均年齢  $75.1 \pm 6.9$  歳，男 3 名，女 8 名）11 名ずつの 2 群に分けた．その後，図 16 の通り対象者全員に各種の下肢機能評価として立位前後ステップテストと TUGT を実施した．実験 2 日目および 3 日目は，自転車運動群には一定法と増減法で自転車運動を実施させた．いっぽう，座位足ふみ運動群には，1 分間あたり左右の足ふみを 100 回行う運動方法（以下，座位足ふみ運動一定法とする）と 1 分毎に左右の足ふみのテンポを 90 回/分→110 回/分→130 回/分→110 回/分→90 回/分と変化させ，それに合致するように行う運動方法（以下，座位足ふみ運動増減法とする）で下肢の交互運動を行わせた．自転車運動群と座位足ふみ運動群は両群ともに無作為の順に，一定法，または増減法での運動を実施し，運動終了後直ちに運動前と同じ下肢機能評価を再度行った．座位足ふみ運動における<sup>もも</sup>腿上げおよび自転車運動のペダル

回転数の指示は、電子メトロノーム（KORG 社製，MA-30）のピッチ音により行い、それから逸脱した場合には口頭で号令を掛け、指示された運動テンポへの合致を促した。



【図 16. 座位足ふみ運動と下肢機能評価の手順】

### 1. 座位足ふみ運動の方法

座位での足ふみ運動は、自転車運動の下肢の動作の中から股関節の屈伸（腿の上げ下げ）を模した運動である。自転車運動と同様に下肢を交互に動かし、左右の足ふみ動作1回を1セット（自転車運動の1rpmに相当）とし、腿を上げる動作は踵<sup>もも</sup>が完全に床から離れるように指示をした（図 17）。なお、電子メトロノームによる運動テンポ

の指示は、片側（例えば右）の腿を上げるタイミングと、もう片方（例えば左）の腿を下げるように運動が交互に行われるように指示をした。



【図 17. 座位足ふみ運動の方法】

## 2. 統計処理

両群について、運動前および増減法と一定法による運動後の下肢機能評価結果値に対し、一元配置分散分析および Bonferoni の方法による多重比較検定を行った。解析には SPSS 18J (SPSS Inc.) を用い、有意水準は危険率 5%未満とした。

### ●結果

自転車運動群および座位足ふみ運動群のそれぞれ運動前後の結果を表 4 に示す。

立位前後ステップテストは、自転車運動群では運動前の成績と一定法後の成績に変化を認めなかったが、増減法後の成績は有意に増加した。また、増減法後および一定法後の成績間にも有意な違いを認めた。いっぽう、座位足ふみ運動群では運動前の成績

と一定法後の成績，増減法後の成績ともに変化を認めなかった。

TUGT は自転車運動群で運動前の成績と一定法後の成績に変化を認めなかったが，増減法後の成績は有意に低下（成績向上）した。また，増減法後および一定法後の成績間にも有意な違いを認めた。いっぽう，足ふみ運動群では運動前の成績と一定法後の成績，増減法後の成績でそれぞれに有意な変化を認めなかった。

【表 4. 座位足ふみ運動群と自転車運動群の運動前後の評価結果】

下肢機能評価	運動方法	運動前	一定法運動後	増減法運動後
立位前後ステップ(回/10秒)	足ふみ運動群	6.4±1.4	6.1±1.0	6.7±1.6
	自転車運動群	6.5±1.3	6.8±1.5	8.2±1.8 <sup>*†</sup>
TUGT(秒)	足ふみ運動群	8.7±2.3	9.0±2.3	8.5±2.2
	自転車運動群	9.7±2.0	9.4±2.2	7.6±1.4 <sup>*†</sup>

#### 平均±標準偏差

\*：自転車運動群で運動前と増減法運動後との間に有意な違いがあることを示す， $p<0.01$ 。

†：自転車運動群で一定法運動後と増減法運動後との間に有意な違いがあることを示す， $p<0.01$ 。

#### ●考察

本研究では，自転車運動の増減法を模した座位での座位足ふみ運動を虚弱高齢者に行わせ，その効果を検証した。その結果，自転車運動群の増減法後については前項と同様に下肢機能の有意な向上が認められ，その効果を確認した。いっぽう，座位足ふみ運動群については，一定法後，増減法後いずれについても立位前後ステップテスト，



TUGT の数値に変化は認められず、同運動による下肢機能向上は得られないことが明らかになった。

座位足ふみ運動は、自転車運動に含まれる様々な動作の中の二つの要素、すなわち下肢で行う運動における左右交互性と股関節の屈伸を取り入れた運動といえる。同運動が、下肢機能を向上させなかった理由について考察する。

理由の1つ目として、股関節を中心とする大腿部の動きに着目した場合、たとえば自転車運動中に股関節の屈筋群を使って後方から右脚(右足)を持ち上げたあとには、同じ右脚(右足)について股関節の伸展筋群(大腿部の背面の筋群と臀部筋群)を使ってペダル押し下げる動作が行われる、すなわち同側の股関節伸展筋群と股関節屈筋群が交互に収縮と弛緩を繰り返す、さらには同時に、右の股関節屈曲と左の股関節伸展あるいはその逆が協調的に繰り返される。これに対し、座位足ふみ運動中では、一旦持ち上げた脚(足)は脱力とともに重力により自然に降下し、その結果として足が地面に足が接する。その際、脱力による下肢の急激な落下を調節する際に使用される筋群は、大腿部を上げる際に使用される股関節の屈筋群(腸骨筋、大腰筋:体幹深部に位置する筋肉)である。大腿部を持ち上げる際に使用した股関節の屈筋の収縮力を弱めることで“大腿部が下がる”のであって、“足を踏み下ろす”動きとは異なる。

理由の2つ目として、膝関節を中心とする下腿部の動きとそれに関わる筋群に着目した場合、自転車運動でペダルを踏み下ろす際には大腿四頭筋と呼ばれる膝関節を伸

ばす筋群（伸展筋群）が使われたあと、大腿部裏側の大腿二頭筋あるいは半腱様筋、半膜様筋などの膝を曲げる脚群（屈曲筋群）が広範囲にわたる関節角度変化の中で交互に使用される。いっぽう座位足ふみ運動では、膝関節は常に約 90 度に固定された状態であり、着地の際の衝撃吸収のために膝屈曲筋群が若干活動するものの、膝伸展筋群の活動はほとんどみられない。

以上、自転車運動と座位足ふみ運動はともに下肢による交互運動であり、運動途中でテンポを切り替えるところまでは類似した運動課題であったが、その動作形態には違いがあり、股関節や膝関節の伸展と屈曲に関わる筋群の活動切り替えが自転車運動とは異なっていたことが立位前後ステップテストおよび TUGT の成績向上につながらなかったと推察される。

なお、座位足ふみ運動の股関節屈曲で主に使用する腸骨筋、大腰筋（両者を合わせて腸腰筋）は加齢による筋力低下が大きいとされる筋肉である[95]。本研究では運動の簡便性・普及性に配慮して座位足ふみ運動の導入を考え効果の検証を行ったが、被験者の中には運動途中から疲労によって股関節の屈曲（大腿部の挙上）範囲が小さくなった被験者も観察も観察され、運動による筋疲労が運動後の成績向上につながらなかった原因の一つかもしれない。

### 第3項 座位屈伸運動

#### ●目的

前項では、下肢の交互運動という点に着目して座位足ふみ運動の効果を検証した。その結果、座位足ふみ運動には自転車運動で確認された運動効果が認められず、その原因として両運動の間にある股関節と膝関節の伸展・屈曲に関わる筋群の活動切り替え様式の違いが考えられた。

本研究の目的は、座位足ふみ運動に含まれていなかった動作を加味した運動、すなわち座位での交互膝屈伸運動において運動のテンポに変化を持たせ、そのテンポに合致させる運動は、高齢者の下肢機能を改善するか否かを検証することである。

#### ●対象

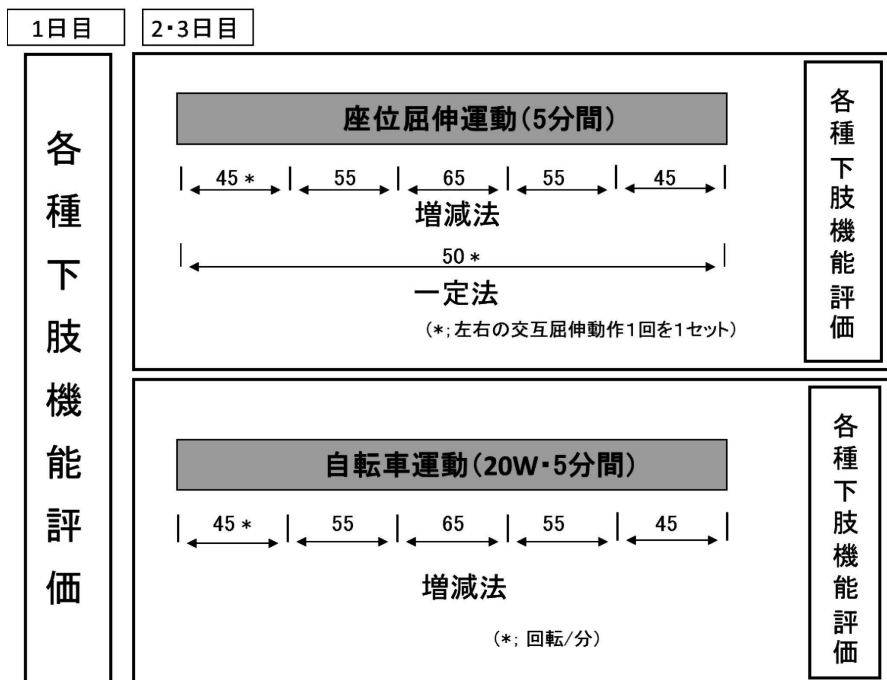
対象は、介護予防のため普段から自転車運動などの運動を行っている、聴覚や認知機能障害を有さない地域在住の70歳以上の高齢者12名（平均年齢74.5±3.3歳、男性4名、女性8名）である。被験者には研究意義、目的、方法、期間、研究における測定項目、運動内容に関わる危険性の説明を行い、書面にてインフォームドコンセントを得た。

なお、本研究は名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科倫理委員会の承認（承認番号第21号）を得て実施した。

●方法

まず,対象全員の下肢機能の評価として立位前後ステップテスト, TUGT, FRT, 長座位体前屈を実施した. 次いで無作為の順に以下の3種類の運動を1週間以内に日を分けて実施し, 運動後直ちに再度運動前と同じ下肢機能評価を行った.

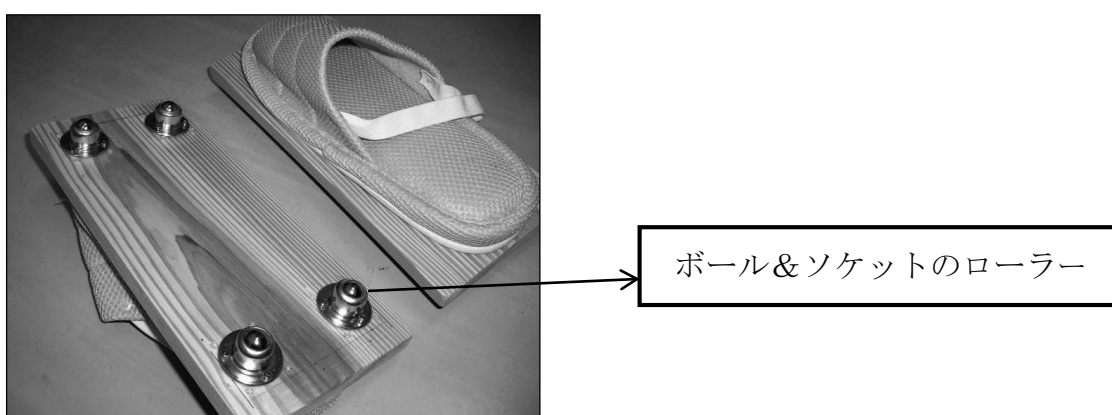
3種類の運動方法は, 自転車運動による増減法と, 座位で1分間あたり左右の膝屈伸を100回行う屈伸運動(以下, 座位屈伸運動一定法とする), 1分毎に左右の足ふみのテンポを90回/分→110回/分→130回/分→110回/分→90回/分と変化させ, それに合致するように行う屈伸運動(以下, 座位屈伸運動増減法とする)とした. また, それぞれの運動終了後には, 運動の強さを自覚的な感受性で示す自覚的運動強度<sup>#15</sup>の指数を聴した(図18).



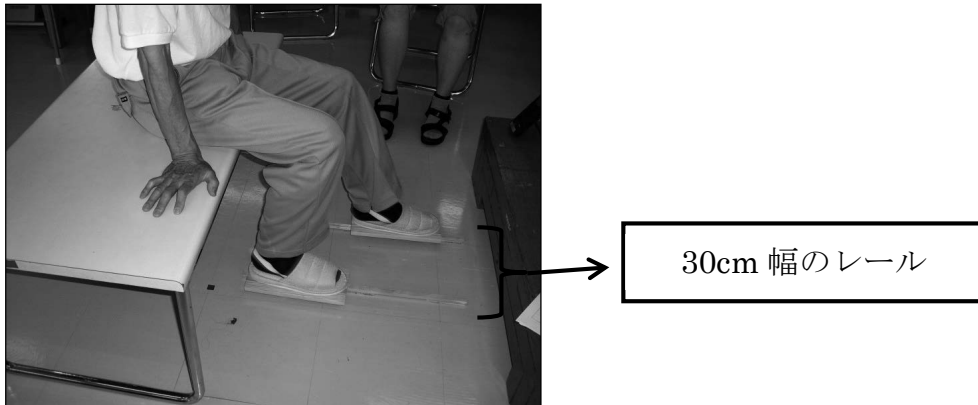
【図18. 自転車および座位交互伸展運動と下肢機能評価の手順】

## 1. 座位屈伸運動の運動機器と運動方法

座位屈伸運動の実施に当たっては、360度全方向に回転可能なボールとソケット状のローラー4基を板（260×120 mm）の底部四辺に取り付け、上部にはスリッパと足ずれ防止の伸縮バンドを取り付けた自作の運動器具を用いた（図 19）。座位屈伸運動は、自転車運動と同様に下肢を交互に動かし、自転車運動の下肢の動作の中から膝関節の屈伸を模した運動である。被験者には、膝が台（高さ 43 cm）の縁から出るよう自然な腰掛け座位を取らせ、足部を前後に動かして膝を大きく屈伸させる運動、特に膝を伸ばす動作を意識するように指示をした。なお、幅 30 cm（両股間の幅程度）のレールにローラーがはまるようにして運動が直線的に行えるようにした（図 20）。また運動のテンポは、膝を伸ばす動作において電子メトロノーム（KORG 社製、MA-30）のピッチ音に合わせて行うよう指示をした。



【図 19. 座位屈伸動機器】



【図 20. 座位屈伸運動の実施方法】

## 2. 統計処理

各種運動方法による運動の効果については、運動前と 3 種類の運動後の下肢機能評価の結果を要因として、また、運動強度についてはそれぞれの運動終了後の自覚的運動強度の指数を要因として、一元配置分散分析および多重比較検定を行った。解析には SPSS 18J (SPSS Inc.) を用い、有意水準は危険率 5%未満とした。

### ●結果

運動前の成績と 2 種類 (一定法および増減法) の座位屈伸運動後と自転車運動後の成績、および各運動後の自覚的運動強度の成績を表 5 に示す。

立位前後ステップテストは、運動前の成績と増減法後の成績において有意な増加を示した。屈伸運動一定法および屈伸運動増減法については、運動前の値との間に有意

差を認めなかった。TUGT は運動前に比べ自転車の増減法後に有意に減少した。その他の運動方法では、運動前の測定値との間に有意差を認めなかった。FRT および長座位体前屈は運動前の成績と各運動後において変化を認めなかった。自覚的運動強度は、各運動方法間において有意な差を認めなかった。

【表 5. 結果一覧】

下肢機能評価・自覚的運動強度	運動前	座位屈伸運動 一定法後	座位屈伸運動 増減法後	自転車運動 増減法後
立位前後ステップ(回/10秒)	7.0±0.4	7.5±1.0	7.6±0.9	8.1±0.7*
TUGT(秒)	6.4±0.5	6.2±0.4	6.1±0.5	5.8±0.6*
FRT(cm)	36.9±4.9	35.4±3.4	35.9±3.6	36.0±4.9
長座位体前屈(cm)	34.4±6.2	35.2±5.9	35.3±8.0	35.0±6.4
自覚的運動強度		11.1±2.2	10.7±1.6	10.9±1.6

平均±標準偏差

\*：運動前と自転車運動増減法後との間に有意な違いがあることを示す， p<0.05.

#### ●考察

本研究では、座位での下肢交互運動の2つ目として座位屈伸運動を考案し、その効果を検証した。その結果、自転車運動の増減法後にのみ下肢機能の有意な向上が認められ、これは本章の第1節第1および第2項の結果を支持するものであった。いっぽう、屈伸運動については、一定法後、増減法後いずれについても立位前後ステップテスト、TUGTの数値に変化は認められず、同運動による下肢機能向上は得られないことが明らかになった。屈伸運動が、下肢機能を向上させなかった理由について以下に考察

する。

本研究で用いた腰掛け座位姿勢での屈伸運動は、前節の座位足ふみ運動と異なり、膝関節を大きく使った膝の伸展と屈曲が繰り返される。また膝の伸展の際には股関節もわずかに伸展し、また、膝の屈曲（足の引き付け、引き戻し）の際には股関節の屈曲も含まれるため、これらの筋肉の使い方については自転車運動に比較的近いといえる。ただし、同運動では、骨盤から大腿の一部が上体の荷重を受けて座面上に固定されるため、自転車運動（および歩行）に含まれる背骨を軸とする骨盤のひねり動作（回旋動作）は含まれない。この点が、自転車増減法では認められた運動効果が得られなかった理由かもしれない。

高齢者福祉施設において運動指導者が対象者の歩行機能を向上させる目的で自転車運動を指導する際には、背骨と骨盤の回旋と下肢全体（股関節～膝関節～足関節）の一連の動作、いわゆる下肢の運動連鎖<sup>#16</sup>[46,96,97]を意識させて実施させる。本研究で使用した機材は自転車に比べて安価であり、これを使った運動は家庭でも実施可能なことから足関節の関与を省略した運動でも何らかの効果が現れないかと期待したが、膝関節と股関節の連動を含みながらも効果が認められなかった。下肢の運動機能向上には、股関節や膝関節の伸展・屈曲を左右独立した状態で制御する運動方法ではなく、多関節かつ左右の下肢筋群を運動連鎖の中で制御する運動が必要なかもしれない。



## 第2節 自転車運動による虚弱高齢者の歩行機能の改善

### ●目的

本論文の第一の目的は、運動途中でそのテンポに変化を持たせ、さらにそれに追従させる形式の低強度、短時間の下肢交互運動が、高齢者の下肢機能および歩行機能を向上させるかを明らかにすることであった。本章の第1節の研究結果から、自転車運動の増減法は、高齢者の下肢機能（立位下肢前後ステップテスト、TUGT）の向上効果を有する運動方法であることが明らかとなった。いっぽう、運動のテンポに着目して行われた座位足ふみ運動、座位屈伸運動による歩行機能向上効果は認められなかった。

立位前後ステップテストとTUGTは、あくまで下肢の複合的な運動機能であり、歩行そのものではない。本研究ではこれまでの結果を踏まえ、5分間の増減法が実際に虚弱高齢者の歩行機能を向上させるか否か検証を行う。さらに、歩行機能の向上が確認された場合、それらの向上の背景にはどのような運動制御様式の変化があるかを検討する。

### ●対象

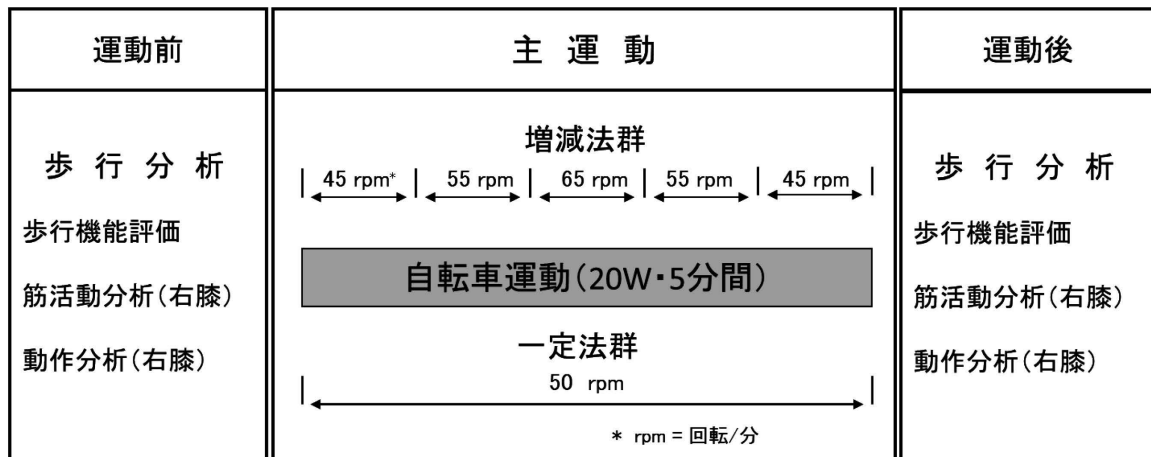
対象は、通所リハビリテーション施設にて要支援1～2に該当し、普段から自転車運動を行っている、聴覚や認知機能障害を有さない虚弱高齢者20名、平均77.0±5.3

歳（71-90歳）ある。なお、施設担当医師が参加希望者に問診を行い、既往症や現在の健康状態を総合的に判断した上で被験者としての参加の可否を決定した後、男女比（3：7）が均等になるように各10名ずつ、増減法群と一定法群の2群に無作為に分けた。被験者には、研究の意義、目的、方法、測定・運動に関わる危険性、歩行分析の手順と自転車運動の方法について口頭にて説明を行った上で、書面にてインフォームドコンセントを得た。

なお、本研究は名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科倫理委員会の承認（承認番号第32号）を得て実施した。

## ●方法

実験の手順を図21に示す。この実験には2日間を要した。1日目には被験者に対して実験について十分な説明後、実験の手順を被験者に説明するために筋電図の電極、動作分析の反射マーカ―を添付し、さらに運動および測定に慣れるために自転車運動や一連の歩行分析を行った。2日目には本実験として再度被験者に電極と反射マーカ―を添付し、歩行分析として歩行速度などの歩行機能の評価、膝関節拮抗筋の筋活動分析および矢状面上（側方からの観察）の膝関節動作分析を行った。これらの分析後、被験者はそれぞれの方法（増減法または一定法）で自転車運動を行い、運動終了後に速やかに再度運動前と同様の歩行分析を行った。



【図 21. 運動方法と各種評価手順】

### 1. 自転車エルゴメーター運動

全ての被験者は同一の自転車エルゴメーター（コンビ社製，Aerobike 2100U）を使用し，増減法群および一定法群ともに一度だけ 5 分間，20W にて自転車運動を行った。

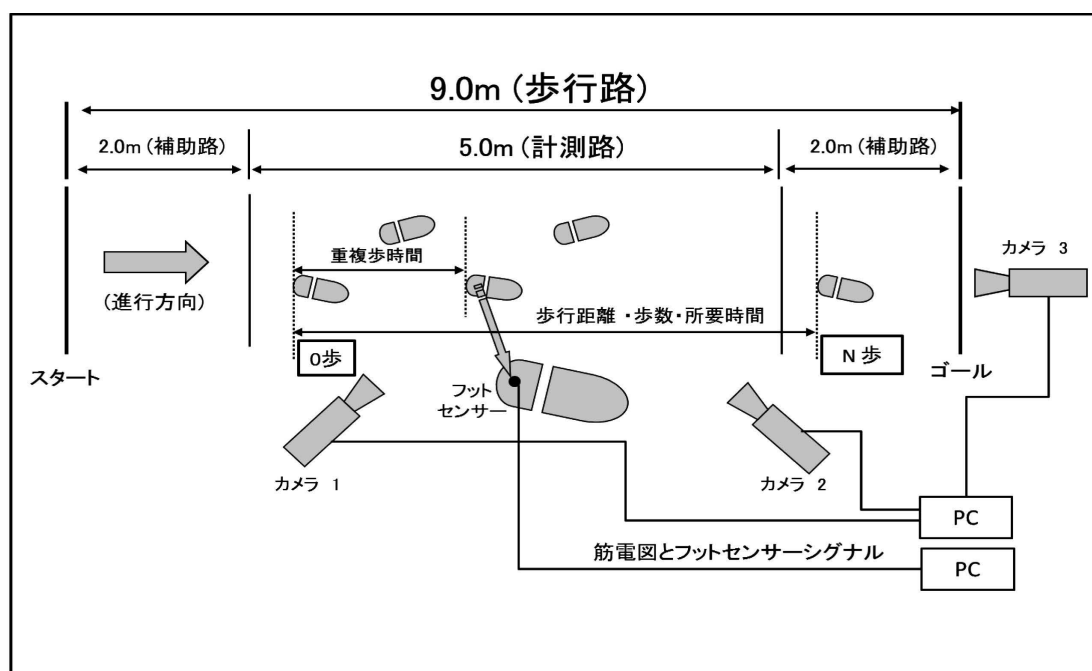
### 2. 歩行分析

歩行分析として歩行機能評価，筋電図による筋活動分析（筋活動時間比率および重複活動時間比率），二次元動作解析システムによる膝関節動作分析を行った。その詳細を以下に述べる。

#### ○歩行機能（歩行速度，歩行率，重複歩時間と歩行精度）評価

Shinkai ら[98]は，75 歳以上の高齢者では最大歩高速度より“普段通り”の歩行速度，すなわち普通歩行速度がより自立度を評価できると報告している。このことから

本実験では、他の研究で“好みの”歩行速度または“快適な”歩行速度[28,99,100]と呼ばれる“普段通り”の歩行速度を分析した。測定条件として、被験者に対して9mの歩行路のスタートライン上にリラックスして立ち、ゴールラインに向かって普段通りの速度で、会話をすることなく直線に歩くように指示した。また、歩行開始の指示はせず、準備ができしだい本人の意思において歩き始め、歩行中は何等の指示を行わなかった。歩行開始と歩行終了の歩行速度変化の影響を避けるため、スタートライン前とゴールライン前の各2mを補助路とし、中間5mの歩行路上にて歩行分析を行った(図22)。繰り返しの歩行によるウォーミングアップ効果を避けるため、自転車運動前後の歩行分析は一回だけ行った。



【図 22. 歩行評価室のレイアウト】

歩行速度と歩行率は、被験者が 2m 地点を超えてはじめて足が接地した地点（図中の 0 歩）と 7m を超えて接地した地点（図中の N 歩）までの距離、時間と歩数をテープメジャーとデジタル式ストップウォッチにて計測した。これらの計測値より、歩行速度（m/秒）と歩調（歩/分）を求めた。また、平均歩幅（cm）は歩行距離を歩数で除して算出した。平均重複歩時間（秒）は、被験者の右踵部にフットセンサー（圧力センサー）を装着し、筋電計（Noraxon 社製、TeleMyo 2400T G2）に踵が設置した時の信号を取り込み、歩行路中央で右踵接地から次の右踵接地までの 4 ないし 5 重複歩距離分（歩幅による）の平均時間を算出した。さらに、各被験者の重複歩時間の平均値を標準偏差で除して重複歩変動係数（cv）を求め歩行精度とした。

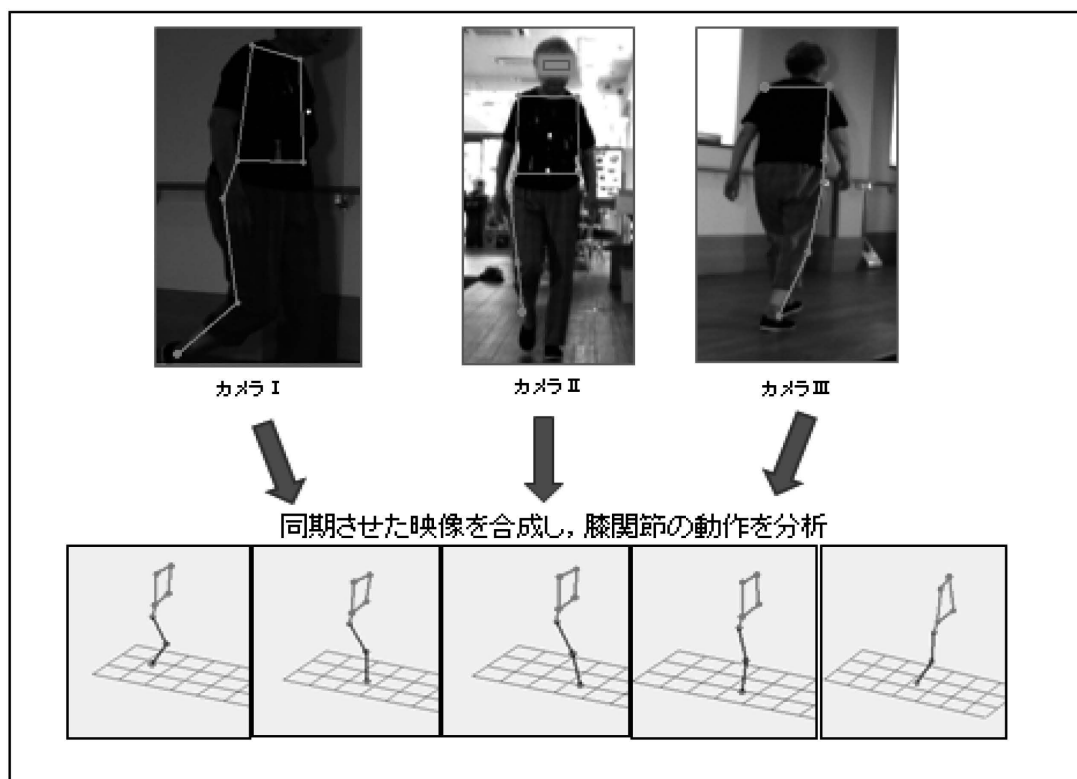
#### ○筋活動分析（筋活動時間比率および重複活動時間比率）

歩行中の外側広筋（膝伸筋）および大腿二頭筋（膝屈筋）の筋活動は、筋電計（Noraxon 社製、TeleMyo 2400T G2）を用いて双極表面筋電図筋法により右脚より記録した。分析のために剃毛およびアルコール清拭など一般的な皮膚処置のあと、2 つの電極を筋の走行の長軸で運動点状に添付し、自転車終了後の再分析後まで同じ位置に貼り続けた。計測路内の 4 ないし 5 重複歩距離分（歩幅による）の EMG データは PC に保存後、波形解析のために全波整流処理を行った。

筋電図分析として、各筋の活動時間、および筋活動時間比率と重複活動時間比率（予備的研究参照）を求めた。

○二次元動作分析（膝関節動作分析）

膝関節の動作分析のための反射マーカ（1cm[幅]× 1 cm [高])は、被験者に自然にリラックスした立位を取らせ、下肢の解剖学的指標である右大転子、膝外果、足外果<sup>#17</sup>に添付した。歩行中の膝（右下肢）の動きは、1秒間に60コマ撮影で同期させた3台のハイスピードカメラ（GreyResearch社製、GRAS-03K2C-C）を被験者の右後外方、右前外方、前方正面に設置し、歩行路中央で右踵接地から次の右踵接地の1歩行周期の撮影を行った（図23）。3台のカメラにより撮影した同期画像をPCに取り込み、自動マーカ分析装置（DKH社製、Frame-DIASIV）にて動作の分析を行った（図21）。画像の分析内容は、膝関節の屈曲と伸展の関節角度および膝関節角速度とした。反射マーカは自転車運動が終了し、一連の歩行分析が終了するまで同じ位置に貼り続けた。



【図 23. 二次元膝動作解析のイメージ】

3 台のハイスピードカメラを被験者の右後外方，右前外方，前方正面に設置し，歩行路中央で右踵接地から次の右踵接地の 1 歩行周期の撮影を行い，画像を自動マーカ分析装置にて動作観察を行った。

### 3. 統計処理

自転車運動前の各種分析結果における両群間の比較については，Mann-Whitney の U 検定を用いた。各群の運動前後の分析結果の比較には Wilcoxon の符号順位検定を用いた。解析には SPSS 18J (SPSS Inc.) を用い，有意水準は危険率 5%とした。

●結果

歩行機能評価、筋電図による筋活動分析（筋活動時間比率および重複活動時間比率）、二次元動作解析システムによる膝関節動作分析の結果を以下に示す。

○歩行機能（歩行速度、歩行率、重複歩時間と歩行精度）評価

表 6 に自転車運動前後の両群の歩行機能の結果を示す。自転車運動前においては、両群に有意な差を認めなかった。一定法群においては、自転車運動前後において有意な変化は認めなかった。いっぽう、増減法群では、自転車運動後に歩行速度と歩調が有意に増加した。歩幅には変化を認めなかったが、重複歩時間は有意に増加した。

【表 6. 自転車運動前後の両群の歩行機能の結果】

分析	(単位)	運動方法	運動前	運動後
歩行速度	(m/秒)	増減法群	0.88±0.11	0.95±0.10*
		一定法群	0.87±0.12	0.86±0.11
歩調	(歩/分)	増減法群	111.1±10.6	118.5±11.0*
		一定法群	108.5±19.3	109.4±20.2
平均歩幅	(cm)	増減法群	47.7±4.6	48.5±5.3
		一定法群	48.5±4.9	48.7±4.9
平均重複歩時間	(秒)	増減法群	1.09±0.11	1.02±0.10*
		一定法群	1.11±0.08	1.08±0.11
歩行精度		増減法群	0.029±0.010	0.029±0.014
		一定法群	0.027±0.009	0.026±0.009

平均±標準偏差

\*：増減法群で運動前と運動後との間に有意な違いがあることを示す, p<0.05.



○筋活動分析（筋活動時間比率および重複活動時間比率）

表 7 に、両群の自転車運動前後の外側広筋（伸筋）と大腿二頭筋（屈筋）の筋活動の分析結果を示す。自転車運動前においては、両群に有意な差を認めなかった。一定法群においては、自転車運動前後の筋活動分析で有意な変化は認めなかった。いっぽう、増減法群では 5 分間の自転車運動により大腿二頭筋の活動時間が有意に減少し、重複活動時間比率は有意に変化した。

【表 7. 自転車運動前後の両群の筋電図分析の結果】

分析	(単位)	運動方法	運動前	運動後	
活動時間	(秒)	外側広筋	増減法群	0.84±0.16	0.82 ±0.11
			一定法群	0.82±0.17	0.82 ±0.16
		大腿二頭筋	増減法群	0.56±0.13	0.48±0.11*
			一定法群	0.58±0.11	0.55 ±0.12
筋活動時間比率	(%)	増減法群	49.7±11.6	57.4±17.1	
		一定法群	47.8±14.6	56.1±15.4	
重複活動時間比率		増減法群	67.0± 5.9	58.5± 5.5*	
		一定法群	68.1± 7.1	66.1± 7.3	

平均±標準偏差

\*：増減法群で運動前と運動後との間に有意な違いがあることを示す,  $p<0.05$ .

○二次元動作分析（膝関節動作分析）

表 8 に両群の自転車運動前後の膝関節の動作分析結果を示す。自転車運動前においては、両群に有意な差を認めなかった。一定法群においては、自転車運動前後におい

て有意な変化は認めなかった。いっぽう、増減法群においては、膝伸展角速度が有意に増加 ( $p<0.01$ ) した。

【表 8. 自転車運動前後の両群の膝の動作分析の結果】

分析	(単位)	運動方法	運動前	運動後
最大膝屈曲角度	(度)	増減法群	45.4±9.9	49.7±9.4
		一定法群	44.2±8.3	49.6±10.1
最大膝伸展角度	(度)	増減法群	6.5±3.0	7.9±5.0
		一定法群	6.9±3.6	7.1±3.9
膝屈曲角速度	(度/秒)	増減法群	258.7±54.3	271.9±51.7
		一定法群	266.3±59.4	276.9±52.1
膝伸展角速度	(度/秒)	増減法群	227.2±56.5	295.1±32.3*
		一定法群	232.6±65.2	252.1±54.2

平均±標準偏差

\* : 増減法群で運動前と運動後との間に有意な違いがあることを示す,  $p<0.01$

## ●考察

本研究の目的は、5分間の増減法が虚弱高齢者の下肢機能および歩行機能を向上させるかを検証すること、さらにこれらの機能向上が確認された場合、その背景にはどのような制御様式の変化があるかを検討することであった。

### ○歩行機能の改善

歩行速度の低下は加齢にともなう身体機能変化の特徴の一つであり、自立性の低下[101,102]だけにとどまらず、生存率そのものに関わることが知られている[11,103]。

虚弱高齢者（要支援～要介護1レベル）に該当する高齢者の普通歩行速度は、村

田ら[104]が平均年齢 78 歳の高齢男女合計 134 名（女性比率 55.2%）について 0.90m/秒，新井ら[105]が平均年齢 78 歳の高齢男女合計 69 名（女性比率 71.0%）について 0.92m/秒という数値を示している．本研究でも，運動前にはこれら二つの報告とほぼ同様な普通歩行速度（0.88m/秒および 0.89m/秒；女性比率 70.0%）が得られた．したがって，本研究では筋電図の電極他を身体に装着した状態での 1 回のみ測定ではあったが，本測定の被験者はほぼ普段通りの歩行を行ったと考えられる．

本研究の第 1 の知見は，ペダル回転数指示の異なるこれら 2 つの群のうち，増減法による自転車運動を行った群についてのみ有意な歩行速度の増大が示されたことである．歩行速度と要介護の発生率について 4 年間の調査を行った牧迫ら[106]は，地域在住の高齢男女合わせて 190 名の参加者（女性比率 54.8%）を歩行速度によって男女別々に 4 分割し，もっとも遅い群の男性（歩行速度 0.96m/秒以下，調査終了時平均 75 歳）および同女性（歩行速度 0.86m/秒以下，同 76 歳）では，それよりも上位の歩行速度であった群よりも要介護発生リスクが高かったことを報告している．また Shinkai ら[98]が東京在住の日本人に対して 6 年間追跡調査を行い，歩行速度と ADL（日常生活動作能力）低下との関係を検討した報告では，対象とした 65 歳以上の高齢者 708 名のうち，75 歳以上の後期高齢者 195 名（女性比率 63.2%）の普通歩行速度について，男性では 1.02m/秒，女性で 0.87m/秒を下回るとその後の ADL（日常生活動作能力）が急速に低下し，日常生活に支障が出るリスクが増大することが示されている．

これら 2 つの研究と比較した場合、本研究の被験者には要介護と診断された人は含まれていないが、歩行速度は“要介護への臨界値”ともいえるレベルにある。

農村部と都市部に住む 65～89 歳の男女合計 1139 名に対して古名ら[107]が行った調査によれば、本被験者の平均年齢（77 歳）に該当する 74-79 歳区分における普通歩行速度は、男性では 1.08 と 1.14m/秒、女性では 0.95 と 1.00m/秒である。ただし、両地域とも対象者の中に要支援あるいは要介護 1-2 などの認定を受けた高齢者を約 20%含むため、これらの数値は自立している一般高齢者の平均値を指すわけではない。しかし、既に要介護と認定されている人（既認定者）の割合が高いと考えられる 80 歳以上の区分に該当する人が各地域とも 10%以上を占めることから、74-79 歳区分に含まれる要介護高齢者の割合は高くないと考えられ、上記の平均値は自立している一般高齢者の歩行速度を大きく下回るものではないと推察される。さらに杉浦ら[108]は、65 歳から 89 歳まで 510 名の地域在住高齢者（平均年齢：男性 75 歳、女性 76 歳）について歩行能力を調べ、男性の歩行速度は 1.15m/秒、女性では 0.99m/秒であったことを示している。これらの研究から、本研究と同程度の年齢の標準的な普通歩行速度は、男性で 1.08m/分から 1.15m/分程度、女性では 0.95m/分から 1.00m/分程度と考えられる。本研究の被験者の 7 割が女性を占めていたことを考えると、増減法によって普通歩行速度を 0.88m/秒から 0.95m/秒へと引き上げたことは、虚弱高齢者の歩行能力を一般人レベルまで引き上げたことになり、注目に値する。また、Judge ら[109]は、平均年齢 82

歳の男女 18 名（女性比率 40%）に 12 週間の運動介入を行ない，その間の歩行速度の増加が 0.08m/秒 ( $1.04 \pm 0.07$ m/秒から  $1.12 \pm 0.06$ m/秒)であったことを報告している。本研究の増減法での速度増加は 0.07m/秒であり，一過性の上昇ではあるが，介入研究の効果に匹敵する。

加齢に伴う歩行速度の低下は，歩幅の減少，歩調の低下いずれにも原因があるが [67,68,110]，その影響割合は歩幅がより大きく [111]，中でも足関節の伸展動作（地面を後方に蹴る動作）を担う下腿三頭筋（腓腹筋とヒラメ筋）の筋力低下の影響が大きいとされている [99]。本研究では，増減法における歩行速度の改善が確認されたいっぽうで，歩幅については有意な変化を認めなかった（表 6）。自転車運動の主動筋は大腿四頭筋であり，今回のようにペダル抵抗がゼロに近い状態での下腿三頭筋の筋活動レベルは，歩行時に比べて低いことが予想される [112]。このため，同筋群の筋温の上昇，あるいは筋収縮の反復に伴う神経と筋の促通などによる機能増強 [93] が行われず，歩行時の足底屈筋力に変化がなかったことが歩幅変化をもたらさなかった理由であると考えられる。

歩行速度は，歩幅と歩調との積である。したがって，本研究の増減法に認められた歩行速度の改善は，歩調の増大（111.1 歩/分から 118.5 歩/分）がもたらしたものである。

つぎに歩調について考察する。高齢者の普通歩行時の歩調について杉浦ら [108]

は、平均年齢 75 歳の男性では 113.4 歩/分、同 76 歳の女性では 114.8 歩/分であったことを報告している。また Kerrigan ら[113]は、下肢機能の低下により過去 1 年間に複数回の転倒を経験した平均年齢 (77 歳) の 16 人 (女性比率 50%) について、歩行速度は 0.89m/秒、その歩調は 107 歩/分であったとしている。各報告にある平均値、標準偏差および被験者数を用いて t 検定を行った限りにおいて、本研究の二つの被験者群の歩調 (111.1 歩/分と 108.5 歩/分) は、これらの報告と違いはないが、加齢による歩行機能の低下が歩調にも表れることを考えると、虚弱高齢者の段階からこれを改善する方策は必要であろう。

本研究では、増減法群において歩調が運動後に平均で 7.4 歩/分だけ増加した。これまで、運動実施直後の歩調の増加について報告したものは筆者の知る限り見当たらないが、Brach ら[114]は 10 ヶ月間の運動介入により、彼らが考案した歩行学習運動法による歩行トレーニングでは、平均年齢 76 歳の男女高齢者 18 人 (女性比率 55.6%) に 0.14m/秒、比較対象とした従来型の歩行トレーニング (筋力トレーニングや柔軟性運動など) では、平均年齢 78 歳の男女高齢者 20 人 (女性比率 68.4%) に 0.08m/秒の歩行速度増大があったことを報告している。この論文内に示されたデータから算出される平均歩数は、前者で 100.8 歩/分から 120.0 歩/分、後方で 103.9 歩/分から 108.6 歩/分である。これらはいくまで平均値のみであるため統計比較はできないが、本研究の増減法による歩調の増加は、従来型の歩行トレーニングのそれを上回る。

## ○筋活動様式の変化

予備的研究では、普通歩行、早足歩行いずれについても膝の伸展屈曲に関わる筋の活動時間比率、および重複活動時間比率が高齢者で若者に比べて有意に大きいことを示した。吉澤ら[74]は、同予備的研究よりも幅広い年齢層（1歳から79歳まで）を対象に歩行時の筋電図測定とビデオ撮影などを行い、その解析結果から、膝関節の伸展に関わる外側広筋および内側広筋と同関節屈曲に関わる大腿二頭筋が同時に収縮する時間は46歳あたりから増加傾向を示し、51歳以降では年齢とともに有意に増大している。同予備的研究でも若年者に比べて高齢者で有意に主動筋と拮抗筋の重複活動（同時収縮）時間が長いことを示したが、高齢者にみられるこの同時収縮時間の延伸は、老化を反映する運動制御機能の変化として近年注目されているテーマである[115]。これらの報告をもとに、筋電図を用いて自転車運動後の運動制御様式を確認したところ、本研究で得られた2つの群の運動前の筋活動時間比率  $49.7 \pm 11.6\%$  と  $47.8 \pm 14.6\%$ 、同重複時間比率  $67.0 \pm 5.9\%$  と  $68.1 \pm 7.1\%$  は、それぞれ予備的研究で示した高齢者群の筋活動時間比率  $45.7 \pm 16.6\%$  および重複時間比率  $66.6 \pm 10.4\%$  にほぼ等しいという結果が得られた。被験者の年齢は本章で約7歳若かったものの、膝伸展筋と膝屈曲筋の筋活動に同様の特徴を確認したことは興味深い。続いて二つの群の運動前後のこれら測定値を比較した結果、増減法によって大腿二頭筋の筋活動時間比率および重複活動時間比率が有意に低下することが明らかとなった。

さらに本研究では、筋活動の記録と同時に歩行動作を同期させた3台のハイスピードカメラにて撮影し、得られた画像から膝の伸展および屈曲に関わる動作範囲(角度)と動作速度(角速度)についても分析した。その結果、歩行中の膝関節角度は伸展・屈曲いずれについても運動後に両群で変化が認められず(表8)、歩幅にも変化が認められなかったことから(表6)、いずれの自転車運動も歩き方そのものを変化させるものではないことが明らかになった。いっぽう、膝伸展時の角速度については、増減群について有意な増大が認められ、歩調の有意な増大の原因が遊脚(歩行において体重を支えておらずより前方の地面に着地する側の脚)の膝から下のより素早い振り出し(これは結果的により早期の着地につながる)であることが示唆された(表8)。この観察結果は、大腿二頭筋の筋活動時間の短縮および膝伸展筋と膝屈曲筋の重複活動時間比率の低下、いずれとも整合性がある結果と言える(表7)。

#### ○制御方法の変化の背景

次に、このような筋活動の違いが増減法によって引き出されたメカニズムについて考察する。

通常、歩行やペダル運動のような一定のテンポで繰り返される動作は、中枢運動発生器(CPG)で生成される[116]。しかしながら、本研究の対象者が増減法で行った65rpmのペダル運動のリズムは歩調に換算すると130歩/分に等しく、本研究の被験者の日常生活での歩調よりもより大幅に高い(表6)ものであった。通常、特別な運動習



慣を持たない限り、人が歩行時よりも速く下肢の踏み変え動作を行うことはない。したがって、130 歩/分に相当する下肢の踏み変え動作は、80 歳近い被験者にとっては久しく行っていない動作であったと推察される。実際、65rpm で自転車をこぐことは被験者にとって容易ではなく、運動中にペダル回転数を合致・維持させるように検者が声掛けをする状況が何度も発生するなど、被験者にとって努力を要する運動であった。

Christensen ら[49]は、陽電子放射断層撮影にて自転車運動中の脳活動を観察し、脳血流が自転車運動の仕事量の増加とともに変化せず、回転数を増加させると正の相関をもって血流量が増加すると報告している。また、前述のとおり運動途中でペダル回転数の変更を行う増減法は、中枢性の運動調節を要する可能性がある[68]。これらの知見は、ペダル回転数の変更を指示された増減法群は、ペダル回転数の変化を求められなかった一定法群に比して感覚系 - 運動系を統合する大脳皮質や小脳など、より高位での運動制御機構が作用したことが示唆される。運動課題の困難さ考慮すると、増減法群が実施した自転車運動は、末梢（下肢）の感覚系・運動系の調整機能、および中枢神経系の制御機能を向上させ、老化および（または）長期間の不活性により低下した運動機能を促進し高める外部刺激として作用したと考えられる。近年 Brach ら[117]は、歩行機能の改善には、従来報告されてきた下肢筋力の増強、バランス能力あるいは関節可動域の回復など、多因子の機能低下に個々に対処する運動 (multifactorial impairment-based programs) ではなく、歩行を球技スポーツなどと同様に捉え、動作に必要な筋の収縮強度や時間だ

けでなく、そのタイミングや他の筋との連携などを再学習させる運動（task-oriented motor learning）により、歩行機能回復に効果を上げている。その中には、トレッドミル歩行中に歩行速度を変化させることなども含まれており、増減法の基本概念はこれに一致するものと考えられる。

#### ○歩行速度上昇のメカニズムに関わる推察

本論文では、歩行の際の歩調が CPG によって生み出されていることを繰り返して述べた。したがって、本研究の増減法後の歩行速度変化が歩調によってもたらされたものであることは、CPG 自体が発するパルスの頻度が一過性に上昇したことを意味するものと解釈できる。しかしながら、加齢にともなう歩調の低下が、CPG 自体が発する刺激パルス頻度の低下によるものか、さらに運動によってその頻度が上昇するかについては、これまでに報告がない。

いっぽう本研究では、増減法後に大腿二頭筋の活動時間の短縮、および外側広筋と大腿二頭筋の同時放電時間の短縮を確認し、これらは膝伸展角速度の増大に貢献するものと考えられた。したがって、普通歩行時には本来年齢に関係なく CPG から各自固有の頻度でパルスが送られており、加齢に伴う関節の伸展筋と屈曲筋の同時収縮や筋力低下などの影響によって結果的に若年期の動作速度を発揮できなくなり、見掛け上、歩調の低下となって表れているのかも知れない。前述の Brach ら[117]の報告では、中枢への働きかけが歩行機能を改善することが強調されているが、そのメカニズムについて

は触れられておらず、このような解釈が正しいか否かについては明らかでない。

#### ○研究結果の応用性

介護の現場では、虚弱高齢者や特定高齢者の機能回復あるいは体力の維持向上を目的として広く自転車運動が取り入れられている。しかし、体力が大幅に低下した虚弱高齢者では十分な運動強度と運動時間が確保できず、実際に下肢への運動機効果が認められないことは予備的研究で示した通りであり、本人が感じる疲労感に見合っただけの効果が見られないことは、“運動が続かない”，あるいは“運動に積極的になれない”などの原因となる。

本研究で導入した自転車運動増減法は、低強度（20W）かつ短時間（5分）であり、虚弱高齢者でも負担なく実践が可能である。また、本論文の作成にあたり、延べ48名について同方法による自転車運動を課したが、途中、自転車からの落下、ペダルからの足の脱落やそれによる打撲、運動に対する過剰な緊張や疲労、体調変化などは一切確認されなかったことから、安全性にも優れているといえる。よって、同運動方法は、虚弱高齢者や何らかの疾患で身体的に機能低下した高齢者が運動を始める、あるいは運動を再開する際の介入方法としてのその有効性が示唆される。

## 第4章 結論

### 第1節 本論文の要約

予備的研究から得られた知見を基に、本論文では高齢者に対して異なるテンポに合致させる運動課題にて、低強度かつ短時間の3種類（自転車運動と2種類の下肢交互運動）の運動を実施させた。その結果、3種類の運動において指示されたペダル回転数に合致させる自転車運動の増減法においてのみ、運動後に高齢者の下肢機能が改善した。さらに、同運動方法によって歩行機能が改善するか否かについて、歩行中の各種分析から検討を行った。その結果、同運動方法は即時的に虚弱高齢者の歩行速度と歩調の増大をもたらし、歩行機能を改善させることを確認した。また、歩行中の筋電図と動作分析の結果から、歩行速度の向上は膝伸展角速度の上昇、および外側広筋と大腿二頭筋の重複放電時間の短縮を伴うことが明らかとなった。

高齢者の歩行機能を向上させる運動は、運動療法の原則にしたがって筋力あるいはパワートレーニングなどを比較的高い強度および長い時間で、長期間にわたって実施することにより効果が得られる。本研究では、メカニズムに不明な点が多いが、増減法が神経筋機能へ働きかけることによって身体機能の改善をもたらすことを明らかにした。すなわち、低負荷かつ短時間の自転車運動増減法は、従来の運動方法とは異なるア

プローチにより高齢者の下肢の動作を円滑化し、歩行機能を改善させる運動方法といえる。本研究成果は、虚弱な高齢者、あるいは病気や怪我で歩行機能が低下した高齢者の下肢機能および歩行機能の改善に応用できるものと考えられる。

## 第2節 本論文における研究の限界

本論文の第1章では、使用する用語の定義を行った。本論文の結論はこの定義の範囲内で検討して導き出されたものであり、近年学会などで用いられ始めた frail という概念とは異なるため用語の定義に伴う限界がある。また、本研究の被験者はいずれも愛知県内にある通所リハビリテーション施設内の虚弱高齢者（要支援者）あるいは地域在住の高齢者であり、人数も限られていることから標本抽出に伴う限界がある。

## 第3節 生体情報分野への貢献

生体情報は、筋電図、神経筋機能や運動の発現など、生体が発する生理学的あるいは解剖学的な情報である。われわれが日常生活の中で特に意識することなくさまざまな活動を不自由なくできるのも、これらの生体情報を正確に処理し運動を発現させる能力に基づく。

本研究では、生体情報（筋活動の大きさや活動のタイミング）を計測し、その結果を基にして新たな運動療法が開発できることを示した。本研究で行った増減法の設定（強度、ペダル回転数の変化幅とその順序）を変えることなどで、より大きな生体情報処理が必要な運動方法とすることが可能となる。本研究は、より幅広い年齢層で、多くの対象者に効果的な自転車運動の方法を開発する上で重要な基礎研究として寄与できるものと考えられ、健康科学、延いては生体情報分野への貢献が期待できる。

なお、自転車運動増減法は他の研究機関、医療・介護機関において研究または臨床応用されている方法ではなく、独創性の高い運動方法であることを最後に述べておく。

## 謝辞

本研究の遂行に対して、多大ご協力をいただきました被験者の皆様に深謝申し上げます。主査として研究全般にわたりご指導くださいました名古屋市立大学システム自然科学研究科 高石鉄雄教授に深謝申し上げます。また、学位審査でご指導いただきました、名古屋市立大学システム自然科学研究科 森山昭彦教授，同 杉谷光司教授，同志社大学スポーツ健康科学部スポーツ健康科学科 石井好二郎教授に深謝申し上げます。同時に、竹内整形外科・内科クリニックおよびデイリハビリセンター阿久比のスタッフの皆様にお礼申し上げます。

最後に、論文作成に取り組むことができたのは、家族の理解と協力があったからこそと思い、私事ながら最後に感謝とお礼の気持ちを述べさせていただきます。

## 引用文献

1. 竹内孝仁. 虚弱高齢者の健康増進に対する新しい戦略. パワーリハビリテーション. 理学療法 19 (9) : 979-983, 2002
2. Branch, LG. Health practices and incident disability among the elderly. *Am J Public Health*75: 1436-1439, 1985
3. 村永信吾, 平野清孝, 田代尚範. 高齢者の運動機能 (健康増進) と理学療法. 理学療法ジャーナル 43 (10) : 861-867, 2009
4. Hakim AA, Curb JD, Petrovitch H, et al. Effects of walking on coronary heart disease in elderly men: the Honolulu Heart Program. *Circulation* 100(1): 9-13, 1999
5. Lee IM, Rexrode KM, Cook NR, et al. Physical activity and coronary heart disease in women: is “no pain, no gain” passe? *JAMA* 285(11): 1447-1154, 2001
6. Berlin JA, Colditz GA. A meta-analysis of physical activity in the prevention of coronary heart disease. *Am J Epidemiol* 132(4): 612-628, 1994
7. Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, et al. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N Engl J Med*. 332(9): 556-561, 1995
8. Guralnik JM, Ferrucci L, Pieper CF, Leveille SG, et al. Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 55(4): M221-231, 2000
9. Cesari M, Pahor M, Lauretani F, et al. Skeletal muscle and mortality results from the In CHIANTI Study. *J Gerontol A BiolSci Med Sci* 64(3): 377-384, 2009
10. Studenski S, Perera S, Patel K, et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA*. 5; 305(1): 50-58, 2011
11. Hardy SE, Perera S, Roumani YF, Improvement in usual gait speed predicts better survival in older adults. *J Am Geriatr Soc*. 55(11): 1727-34, 2007
12. 塩中雅博, 植松光俊, 江西一成, 他. 屋内環境における高齢者の歩行. 理学療法 18 (4) : 393 -399, 2001
13. Atwater W, Benedict FD. Experiments on the metabolism of matter and energy in the human body US Dept Agriculture Off Exper Stations Bulletin136: 190, 1903
14. Hermansen L, Saltin B. Oxygen uptake during maximal treadmill and bicycle exercise. *J Appl Physiol* 26(1): 31-37, 1969



15. Pechar GS, McArdle WD, Katch FI, et al. Specificity of cardiorespiratory adaptation to bicycle and treadmill training. *J Appl Physiol* 36(6): 753-756, 1974
16. Katch V, Weltman A, Traeger L. All out versus a steady paced cycling strategy for maximal work output of short duration. *Research Quarterly of the American Association for Health, Physical Education and Recreation* Volume 47, Issue 2, pp 164-168, 1976
17. Seals DR, Hagberg JM, Hurley BF, et al. Endurance training in older men and women. I. Cardiovascular responses to exercise. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 57(4): 1024-1029, 1984
18. Dustman RE, Ruhling RO, Russell EM, et al. Aerobic exercise training and improved neuropsychological function of older individuals. *Neurobiol Aging* 5(1): 35-42, 1984
19. Hagberg JM, Graves JE, Limacher M, et al. Cardiovascular responses of 70- to 79-yr-old men and women to exercise training. *J Appl Physiol* 66(6): 2589-2594, 1989
20. Coggan AR, Spina RJ, King DS, et al. Skeletal muscle adaptations to endurance training in 60- to 70-yr-old men and women *J Appl Physiol* 72(5): 1780-1786, 1992
21. Badenhop DT, Cleary PA, Schaal SF, et al. Physiological adjustments to higher- or lower-intensity exercise in elders. *Med Sci Sports Exerc* 15(6): 496-502, 1983
22. Madden DJ, Blumenthal JA, Allen PA, et al. Improving aerobic capacity in healthy older adults does not necessarily lead to improved cognitive performance. *Psychol Aging* Sep 4(3): 307-320, 1989
23. Blumenthal JA, Emery CF, Madden DJ, et al. Cardiovascular and behavioral effects of aerobic exercise training in healthy older men and women. *J Gerontol* 44(5): M147-157, 1989
24. Makrides L, Heigenhauser GJ, Jones NL. High-intensity endurance training in 20- to 30- and 60- to 70-yr-old healthy men. *J Appl Physiol* 69(5): 1792-1798, 1990
25. Vilarinho R, Souza WYG, Rodrigues TC, et al. Effects of indoor cycling in body composition, muscular endurance, flexibility, balance and daily activities in physically active elders *Fit Perf J* 8(6): 46-51, 2009
26. 鯨坂隆一. 後期高齢者の運動トレーニングの基本. *Journal of Clinical Rehabilitation* 15(12) : 1134-1140, 2006
27. 高見正利, 福井圃彦. 床反力計による健常者歩行の研究 - 特に年齢および性別によ

- る違いについて - . リハビリテーション医学 24 (2) : 93-101, 1987
28. Himann JE, Cunningham DA, Rechnitzer PA, et al. Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc* 20: 161-166, 1988
  29. Kiser TS, Reese NB, Maresh T, et al. Use of a motorized bicycle exercise trainer to normalize frequency-dependent habituation of the H-reflex in spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 28(3): 241-245, 2005
  30. Liebs TR, Herzberg W, R  ther W, et al. Ergometer cycling after hip or knee replacement surgery: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am* 92(4): 814-822, 2010
  31. Ferrandez AM, Pailhous J and Durup M. Slowness in elderly gait. *Exp Aging Res* 16: 79-89, 1990
  32. 金 俊東, 久野譜也, 相馬りか, 他. 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響. *体力科学* 49 (5) : 589-596, 2000
  33. 谷本芳美, 渡辺美鈴, 河野 令, 他. 日本人筋肉量の加齢による特徴. *日本老年医学会雑誌* 47 (1) : 52-57, 2010
  34. DeLoraine TL. Restoration of power by heavy resistance exercise. *J Bone Joint Surg* 27: 645-667, 1945.
  35. H Stoby, G Friedebold. Changes in muscle function in atrophied muscles due to isometric. *Bull NY Acad Med* 44(5): 553-559, 1968
  36. 岡西哲夫. 筋力増強訓練. *理学療法学* 25 (8) : 506-510, 1998
  37. Franca L, Valmor W, Franca T. Effects of Strength and Power Training on Neuromuscular Variables in Older Adults *Journal of Aging and Physical Activity* 20: 171-185, 2012
  38. J Fisher, J Steele, P McKinnon, et al. Strength Gains as a Result of Brief, Infrequent Resistance Exercise in Older Adults *Journal of Sports Medicine* Volume, Article ID 731890, 7 pages, 2014
  39. Exercise programming for older adults: ACSM's resource manual for guidelines for exercise testing and prescription (Eighth Edition), 2001
  40. Hortob  gyi T, Solnika S, Grubera A, et al Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation *Gait & Posture* 29(4): 558-564, 2009
  41. Brown DA, DeBacher GA. Bicycle ergometer and electromyographic feedback for treatment of muscle imbalance in patients with spastic hemiparesis. Suggestion from the field. *Phys Ther* 67(11): 1715-1719, 1987
  42. Kiser TS, Reese NB, Maresh T, et al Use of a motorized bicycle exercise trainer to normalize frequency-dependent habituation of the H-reflex in spinal cord

- injury. *J Spinal Cord Med* 28(3): 241-245, 2005
43. Liebs TR, Herzberg W, Rütther W, et al. Ergometer cycling after hip or knee replacement surgery: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am* 92(4): 814-822, 2010
  44. Dimitrijevic MR, Gerasimenko Y and Pinter MM. Evidence for a Spinal Central Pattern Generator in Humans. *Animals New York Academy of Science* 360-376, 1998
  45. Raasch CC, Zajac FE. Locomotor strategy for pedaling: muscle groups and biomechanical functions. *J Neurophysio* 182(2): 515-525, 1999
  46. 吉尾雅春 (編集). 運動療法学各論第 2 版. 医学書院, 東京, 2006
  47. 泉 秀幸: 高齢者の体力トレーニング理論. *理学療法* 19 (9), 990-996, 2002
  48. 田中直次郎, 小林 賢, 東海林淳一, 他: 種々の駆動姿勢におけるエルゴメーター運動中の筋活動の変化と歩行時筋活動の比較 (第 1 報). *総合リハビリテーション* 31 (12) : 1167-1174, 2003
  49. Christensen LO, Johannsen P, Sinkjaer T, et al. Cerebral activation during bicycle movements in man. *Exp Brain Res* 135: 66-72, 2000
  50. Finch L, Barbeau H and Arsenault B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. *Phys Ther* 71(11): 842-855, 1991
  51. 中澤公孝. 免荷式トレッドミル歩行トレーニングの理論と実際. *国立障害者リハビリテーションセンター研究紀要* (30) : 3-7, 2009
  52. Ericson MO, Nisell R, Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *PhysTher* 67: 1365-1369, 1987
  53. Nisell R, J Ekholm. Patellar forces during knee extension. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 17:63-74, 1985
  54. Ericson MO, Nisell R. Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling, *Am J Sports Med* 14: 285-290, 1986
  55. 全国 PT・OT 学校養成施設連絡協議会理学療法部会九州ブロック編集. 運動療法 II, 神陵文庫, 神戸, 1999
  56. 吉尾雅春 (編集). 運動療法学総論第 2 版. 医学書院, 東京, 2006
  57. 吉尾雅春 (編集). 運動療法学各論第 2 版. 医学書院, 東京, 2006
  58. 柳澤 健. 理学療法学ゴールドマスター・テキスト運動療法学. メジカルビュー社, 東京, 2010
  59. 細田多穂, 柳澤 健 (編). 理学療法ハンドブック改定第 3 版第 2 巻治療アプローチ. 協同医書出版社, 東京, 2008
  60. Gimenez M, Predine E, Marchand M, et al, Implications of lower and upper

- limbs training procedures in patients with chronic airway obstruction. *Chest* 101(5Suppl): 279S-288S, 1992
61. 豊増功次. 術後心疾患患者における運動療法の効果に関する検討. *リハビリテーション医学* 30 : 657-663, 1993
  62. Meyer K1, Exercise training in heart failure: recommendation based on current research. *Med Sci Sports Exerc* 33: 525-531, 2001
  63. 泊 健太, 國光好美, 吉田佳奈, 他. パーキンソン患者の自転車エルゴメーター使用における歩行への影響: ゲイトスキャンによる歩行分析から. *理学療法学* 30 (Supplement\_2), 211, 2003
  64. Brinkmann JR, Hoskins TA. Physical condition and altered self-concept in rehabilitated hemiplegic patients. *PhysTher* 59: 859-865, 1979
  65. David AB, DeBacher GA. Bicycle ergometer and electromyographic feedback for treatment of muscle imbalance in patients with spastic hemiparesis: Suggestion from the Field. *PhysTher* 67: 1715-1719, 1987
  66. 越智 亮. 高齢者における自転車運動を用いた下肢敏捷性向上のための新しいトレーニング方法の開発～表面筋電図を用いたペダリング動作時の筋活動様相の視点から～. 平成20年度名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科修士論文, 2009
  67. Kaneko M, Fuchimoto K, Fuchimoto T, et al. Biomechanical analysis of walking and fitness testing in elderly woman, In: Kaneko, M. (Eds): *Fitness for the Aged, Disabled, and Industrial Worker*. 84-89, Human Kinetics Publishers, 1990
  68. Kaneko M, Morimoto Y, Kimura M, et al. A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly woman. *Can J Sports Sci* 16(3): 223-228, 1991
  69. Ferrandez AM, Pailhous J and Durup M. Slowness in elderly gait. *Exp Aging Res* 16: 79-89, 1990
  70. 進藤伸一. 障害者高齢者の杖歩行に関連する筋力と関節可動域. *秋田大学医短紀要* 8 : 75-79, 2000
  71. 田井中幸司, 青木純一郎. 高齢女性の歩行速度の低下と体力. *体力科学* 51(2) : 245-251, 2002
  72. 西島智子, 小山理恵子, 内藤郁奈. 高齢患者における等尺性膝伸展筋力と歩行能力との関係. *理学療法科学* 19 (2) : 95-99, 2004
  73. 木村哲也. 立位バランス制御機構に対する自律神経系の関与 - 加齢に伴う自律神経活動低下の影響 - . 第26回健康医科学研究助成論文集 : 41-48, 2011
  74. 吉澤正尹. 加齢による歩容変化の動作筋電図学的研究. *J J Sports Sci* 8 : 134-141, 1989
  75. 山岸 豪, 徳田哲男. 老人歩行: 光学的分析による. *日本リハビリテーション医学会誌* 12(2) : 97-104, 1975

76. 横塚美恵子, 千葉綾香, 柏美枝子. 訪問型介護予防事業における虚弱後期高齢者に対する運動介入. 理学療法学 35 (3) : 110-115, 2008
77. 若吉浩二, 川邊千洋. 要介護高齢者における長期下肢筋力トレーニングが歩行能力改善に及ぼす影響. びわこ成蹊スポーツ大学研究紀要 6 : 133-147, 2009
78. 衣笠 隆, 芳賀脩光, 江崎和希. 他低体力高齢者の体力, 生活機能, 健康度に及ぼす運動介入の影響 : 無作為化比較試験による場合. 日本運動生理学雑誌 12(2) : 63-73, 2005
79. 山本美江子, 進 俊夫, 中園敬生. 地域高齢女性に対する運動プログラムの効果. 産業医科大学雑誌 27(4) : 339-348, 2005
80. 山田拓実. 吉田弥央多施設で実施した集団運動による介護予防トレーニング (せらばん体操 TM ) の効果 - ハイリスク, 予防給付, および要介護高齢者での比較 -. 日本保健科学学会誌 12(4) : 221-229, 2010
81. Izquierdo M, Aguado X, Gonzalez R, et al. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. Eur J Appl Physiol 79: 260-267, 1999
82. Macaluso A, Nimmo MA, Foster JE, et al. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. Muscle Nerve 25(6): 858-863, 2002
83. Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, et al. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. Acta Physiol 186: 127-139, 2006
84. 對馬 明, 高石鉄雄, 越智 亮, 他. ペダル回転数の変化を伴う自転車運動が虚弱高齢者の下肢機能に及ぼす短期的効果. 理学療法学 38 (3) : 188-193, 2011
85. Podsiadlo D, Richardson S. The timed 'up & go': A Test of basic functional mobility for frail elderly persons. J Am Geriatr Soc 39: 142-148, 1991
86. Heath JM, Stuart MR. Prescribing Exercise for Frail Elders. J Am Board Fam Pract 15(3): 218-228, 2002
87. 劉 恵林, 霍 明, 他. プローブ反応時間からみた自転車エルゴメーターの回転数に関する研究. 理学療法科学 21 (1) : 13-16, 2006
88. 小峰美仁, 舌 正史, 高杉 栄, 他. 自転車エルゴトレーニングでの回転速度の違いが片麻痺の脚伸展筋力・歩行に与える影響について. 理学療法学 30 (2) : 381, 2003
89. 渡邊裕文. 歩行動作. 関西理学 2 : 41-44, 2002
90. Laufer Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 60(5): 627-632, 2005

91. 高石鉄雄. 最適なペダリング速度. バイオメカニクス研究 8 「1」: 42-51, 2004.
92. 高石鉄雄, 鋤柄悦子, 島 典広, 他. 電動アシスト機能付き自転車による模擬的日常生活走行中の身体活動強度. 日本生理人類学会誌 17(2) : 73-81, 2012
93. 福屋靖子, 鎌倉矩子, 大川博子・寺山久美子 共訳: 神経筋促通手技, 東京共同医書出版, 東京, 1981
94. 中林美代子, 大西秀明, 古沢アドレアネ明美. 自転車エルゴメーター駆動時における大脳皮質活動 - 筋赤外線分光法による検討 -. 理学療法科学 26 (2) : 239-245, 2011
95. 久野譜也. 大腰筋の筋横断面積と疾走能力及び歩行能力との関係. バイオメカニクス学会誌 24 (3) : 148-152, 2000
96. 今井 健, 加藤 浩. 変形性股関節症患者における単関節/多関節運動連鎖によるエクセサイズの違いが歩行時筋活動へ及ぼす影響について. 体力科学 55(6):884, 2006
97. 三浦由紀子, 花本亜沙美, 眞竹昭宏. 高齢者の閉鎖性運動連鎖による下肢筋力発揮特性と歩行能力の関連性. 山口県立大学看護学部紀要 11, 15-21, 2007
98. Shinkai S, Watanabe S, Kumagai S, et al. Walking speed as a good predictor for the onset of functional dependence in a Japanese rural community population. *Age Aging* 29: 441-446, 2000
99. Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U, et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil* 79: 317-322, 1998
100. Samson MM, Crowe A, de Vreede PL, et al. Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and bodyweight. *Aging (Milano)* 13: 16-21, 2001
101. Potter JM, Evans AL, Duncan G. Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 76(11): 997-999, 1995
102. Guralnik JM, Ferrucci L, Pieper CF, et al. Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55(4): M221-231, 2000
103. Studenski S, Perera S, Patel K, et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA.* 305(1): 50-58, 2011
104. 村田 伸, 大田尾 浩, 村田 潤, 他. 虚弱高齢者における Timed Up and Go Test, 歩行速度, 下肢機能との関連. 理学療法科学 25 (4) : 513-516, 2010
105. 新井武志, 大淵修一, 柴 喜崇, 他. 高負荷レジスタンストレーニングを中心とした運動プログラムに対する虚弱高齢者の身体機能改善効果とそれに影響する身

- 体・体力諸要素の検討. 理学療法学 30 (7) : 377-385, 2003
106. 牧迫飛雄馬, 古名丈人, 島田裕之, 他. 後期高齢者における新規要介護認定の発生と 5m 歩行時間との関連 : 39 ヶ月間の縦断研究. 理学療法学 38 (1) : 27-33, 2011
  107. 古名丈人, 長崎 浩, 伊東 元, 他. 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 44 : 347-356, 1995
  108. 杉浦美穂, 長崎 浩, 古名丈人, 他. 地域高齢者の歩行能力 - 4 年間の縦断変化. 体力科学 47 : 443-452, 1998
  109. Judge JO, Underwood M, Gennosa T. Exercise to improve gait velocity in older persons. Arch Phys Med Rehabil. 74(4): 400-406, 1993
  110. Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. Walking patterns in healthy old men. J Gerontol 24(2): 169-178, 1969
  111. Elble RJ, Thomas SS, Higgins C, et al. Stride-dependent changes in gait of older people. J Neurol. 238(1): 1-5, 1991
  112. Ericson MO, Bratt A, Nisell R, et al. Power output and work in different muscle groups during ergometer cycling. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 55(3): 229-235, 1986
  113. Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, et al. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. Arch Phys Med Rehabil 82: 26-30, 2001
  114. Brach JS, Van Swearingen JM, Perera S, et al. Motor learning versus standard walking exercise in older adults with subclinical gait dysfunction: a randomized clinical trial. J Am Geriatr Soc. 61(11): 1879-1886, 2013
  115. 市橋則明, 池添冬芽, 永井宏達. 高齢者の筋機能 - 同時活動と筋委縮を中心に - . 中部リハ雑誌 7 : 2-9, 2012
  116. Zehr EP. Neural control of rhythmic human movement: the common core hypothesis. Exerc Sport Sci Rev 33: 54-60, 2005
  117. Brach JS, Van Swearingen JM. Interventions to Improve Walking in Older Adults. Curr Transl Geriatr Exp Gerontol Rep. 2(4).doi: 10.1007/s13670-013-0059-0, 2013

各章の専門用語の解説

●第1章

#1. 有酸素能力, 無酸素パワー (p.6)

筋収縮(運動)のエネルギー源であるアデノシン三リン酸(ATP)の供給には, 無酸素性エネルギー代謝と有酸素性エネルギー代謝がある. 無酸素性エネルギー代謝は筋肉内のATP(ATP-CP系)やグルコースを利用(乳酸系)してATPを生成, 供給する. 全力で運動を行うと, ATP-CP系によるATP供給時間は10秒程度, 乳酸系では30秒程度で, その後は運動継続が困難となる. 無酸素パワーは瞬発力の指標として扱われ, 大きな力を瞬間的に発揮するジャンプやスタートダッシュなどにおける重要なエネルギー代謝過程である. 一方, 有酸素性エネルギー代謝は運動中, 体内(ミトコンドリア)に取り込まれた酸素を利用してATPを生成, 供給する. 有酸素エネルギーを用いて行う持続的な運動を継続させる能力を有酸素性作業能力といい, 一定時間内に酸素をより多くより効率よく摂取・利用できる場合, その能力が高いといえる.

#2. 最大酸素摂取量 (p.6)

徐々に運動の強度を増す漸増運動において, 運動継続が困難になった時の酸素摂取量を最大酸素摂取量と呼び, 呼気ガスを分析する装置を利用して1分間にミトコンドリアに取り込まれる酸素の最大量を算出して求めることができる. なお, 呼気ガス分析において酸素摂取量は運動強度に比例して上昇するが, 二酸化炭素排出量は途中ある運動強度で上昇幅が増す. その時点が無酸素性作業閾値と呼び, 無酸素性作業閾値に達する以前の強度では有酸素性エネルギー代謝が優位な運動, また以降の強度では無酸素性エネルギー代謝が優位な運動である.

#3. 予測最大心拍数 (p.6)

220-年齢を予測最大心拍数といい, 運動処方において簡便に運動強度を決定する際に用いられる. この予測最大心拍数を利用し運動強度を求める方法として, カルボナーネンの式が用いられることが多い. その式は $[(220 - \text{年齢}) - \text{安静時心拍数}] \times \text{運動強度} + \text{安静時心拍数}$ で表され, 例として60歳, 安静時心拍数60拍/分の場合における予測最大心拍数の80%強度の心拍数は,  $[(220 - 60) - 60] \times 0.8 (80\%) + 60 = 140$  拍/分と算出する.



#### #4. 通所リハビリテーション (p.8)

通所リハビリテーションとは、介護保険により要支援・要介護の認定を受けている人を対象とし、介護老人保健施設や病院などの医療施設、その他の厚生労働省令で定める施設に通わせ、当該施設において心身の機能の維持回復を図り、日常生活の自立を助けるために行われる理学療法や作業療法、その他必要なりハビリテーションをいう。



(写真は、本研究の実施対象となった阿久比デイケアリハビリテーションセンター内の日常的な風景)

#### #5. セントラルパターンジェネレーター (p.10)

歩行などの規則的な運動を行う際、意図的な注意深い制御を必要としないことから、脊髄内に中枢パターン発生器 (Central pattern generator : CPG) と呼ばれる神経細胞群が歩行の基本的リズムを生成するとともに、歩行に参画する筋群の運動パターンを決定する役割を持つとされる。歩行運動は脳皮質など脊髄よりも高位中枢において計画され、CPG を含む下位運動中枢が歩行などの基本的な運動パターンを発現させると考えられている。

#### #6. 筋の協調性 (p.17)

目的を持ったある動作 (箸で物をつまむなど) は、その目的に合致した筋群の活動時間的の秩序 (タイミング)、関与する筋群の選択 (スペーシング)、筋群の活動程度 (グレーディング) を制御して遂行される。これらを運動の協調性の3要素といい、一つでも障害をされると円滑な運動は困難となるばかりか、目的とする運動が遂行できないこともある。すなわち、筋の協調性が障害されると円滑性と敏捷性が乏しい非効率的な運動を呈することとなる。

#### #7. 陽電子放射断層法 (positron emission tomography ; PET) (p.17)

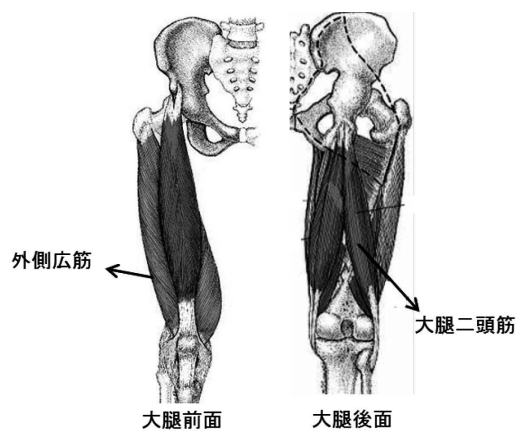
酸素代謝やブドウ糖代謝など生体に不可欠の代謝や血流、さらに神経伝達物質受容体の画像化など、生理機能画像の一つとして行われ、脳、心臓、癌などの研究を目的として使用されることが多い。

## # 8. 主動筋と拮抗筋 (p.27)

互いに相反する運動を行う 2 つの筋肉または筋肉群のことで、例えば膝を伸ばす筋と膝を曲げる筋は互いに拮抗筋である。なお、膝を伸ばす動作において、その動作を発現する筋肉（または筋群）を主動筋と呼び、膝を曲げる筋肉（または筋群）が拮抗筋である。拮抗作用は、筋肉が円滑な運動をするうえで重要な役割を果す。

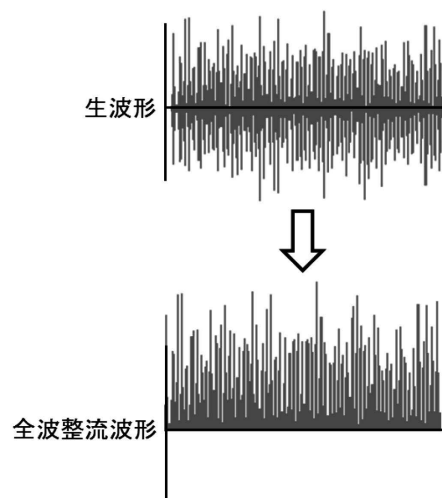
## # 9. 外側広筋（膝伸筋）および大腿二頭筋（膝屈筋） (p.29)

いずれも膝周囲筋であり、外側広筋は膝を伸ばす大腿四頭筋の中の一筋で、大腿前面外側に位置する。また、大腿二頭筋は膝を曲げる筋肉で大腿後面の外側に位置する。



## # 10. 全波整流処置 (p.29)

筋電図の生波形は正と負の変化を示すが、負のデータを正の値に変換して合成する処理をいう。



#### # 11. 重複活動（同時収縮）（p.31）

立位時の下肢筋群のように姿勢の保持では，動筋と拮抗筋がともに作用するが，これを重複活動（同時収縮）という．

#### \* 12. 健康運動指導士（p.33）

医師や理学療法士などの保健医療関係者と連携しつつ，個々人の心身の状態に応じた安全で効果的な運動を実施するための運動プログラムの作成および実践指導計画の調整等を行う役割を担う者をいう．なお，公益財団法人の健康・体力づくり事業団の認定資格である．

### ●第 2 章

#### # 13. 超高齢社会（p.38）

総人口に占める 65 歳以上人口の割合を高齢化率という．国際連合の定義では，高齢化率が 7%を超えると高齢化社会，14%を超えると高齢社会，さらに 21%を超えると超高齢社会という．我が国の 65 歳以上の高齢者人口は昭和 45（1970）年に 7%を超え（高齢化社会），平成 6（1994）年には 14%を超えた（高齢社会）．平成 24（2012）年 10 月 1 日現在，人口 1 億 2,752 万人中，65 歳以上の高齢者人口は 3,079 万人で，高齢化率は 24.1%（超高齢化社会）となった．

なお，我が国の高齢化率は 2025 年には約 30%，2060 年には約 40%に達すると予測されている．

#### # 14. 健康寿命（p.38）

日常的に介護を必要としないで，自立した生活ができる生存期間のことをいう．平均寿命から介護（自立した生活ができない）を引いた数が健康寿命である．なお，厚生労働省による 2010 年の統計では，日本人の健康寿命は男性で 70.42 歳、女性で 73.62 歳である．

### ●第 3 章

#### # 15. 自覚的運動強度（p.61）

スウェーデンの心理学者ボルグが，運動者が自覚的に感じる運動強度から生理的な身体の状態，すなわち酸素摂取量，心拍数，換気量，乳酸濃度などを相関的に位置づけた．運動をしている人がどの程度運動による身体的な負担を自覚的に感じるかを尺度とした運動強度の設定方法で，6 から 20 点までの 15 段階からなる．段階の奇数ごとに自覚的運動強度の説明がなされている．

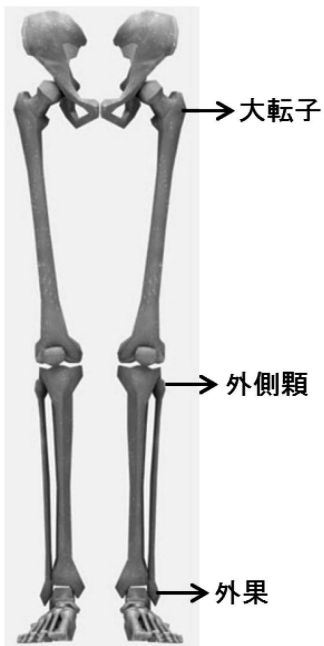
20	(もうだめ)	
19	非常にきつい	
18		
17	かなりきつい	
16		
15	きつい	
14		
13	ややきつい	↑ 有酸素運動範囲 ↓
12		
11	楽である	
10		
9	かなり楽である	
8		
7	非常に楽である	
6	(安静状態)	

#### # 16. 運動連鎖 (p.65)

関節で繋がった複数の肢節（骨盤～大腿骨～下腿骨から足部）が、互いに力を及ぼしあって運動すること。歩行においては、下肢の力や運動速度などが各肢節にタイミングよく順次加算され、あるいは伝達されて歩行周期特有の下肢の動きを作り出す。

#### # 17. 右大転子，外側顆，足外果 (p.71)

いずれも体表から容易に触知可能な下肢の解剖学的な骨指標で、大転子は股関節、外側顆は膝関節、外果は足関節の体表からの関節位置指標として用いられる。



## 付録

### 公表論文

1. Akira Tsushima, Akira Ochi & Tetsuo Takaishi  
Immediate effects of varying cadence in bicycle ergometry on characteristics of gait and lower extremity motor activity in frail older adults.  
Aging Clinical and Experimental Research ISSN 1720-8319 Aging Clin Exp Res DOI 10.1007/s40520-014-0245-8 (2014)
2. 對馬 明, 高石鉄雄, 越智 亮, 飯田文彦, 天木 充, 矢野茂樹  
ペダル回転数の変化を伴う自転車運動が虚弱高齢者の下肢機能に及ぼす短期的効果.  
理学療法学 38 (3) : 188-193 (2011)