



Nagoya City University Academic Repository

学位の種類	博士（生体情報）
報告番号	乙 第1845号
学位記番号	論 第 6 号
氏 名	成田 誠
授与年月日	平成 26 年 4 月 30 日
学位論文の題名	高齢者におけるバランス運動の有用性に関する研究
論文審査担当者	主査： 桑江 彰夫 副査： 高石 鉄雄, 田島 譲二, 鈴木 重行

名古屋市立大学 博士学位論文

高齢者におけるバランス運動の有用性に関する研究

2014年

成田 誠

名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科

目次

第一章	序論	1
	第一節 研究背景と目的	1
第二章	用語の定義	5
第三章	文献研究	8
	第一節 バランス評価法	8
	第二節 転倒予防に関わる先行研究	9
第四章	研究の課題と手順	14
	第一節 研究課題	14
	第二節 研究手順	15
第五章	高齢者のバランス評価	23
	第一節 バランスマスターによるバランス評価指標の基礎的検討	23
	第二節 バランス能の加齢による影響	26
	第三節 一般高齢者と虚弱高齢者のバランス能の相違	33
第六章	虚弱高齢者へのバランス運動の有用性	41
	第一節 バランス能低位者のバランス運動の効果	41
	第二節 虚弱高齢者に対するバランス運動の効果-座位での効果-	57
第七章	研究の限界	68
	第一節 標本抽出に伴う限界	68
	第二節 募集方法に伴う限界	68
	第三節 対照設定に伴う限界	68
第八章	結論	69
	第一節 本論文の要約	69
	第二節 生体情報への貢献	70
	謝辞	71
	引用文献	72

第一章 序論

第一節 研究背景と目的

我が国における 65 歳以上の高齢者人口は、1950（昭和 25）年には総人口の 5%に満たなかったが、1970（昭和 45）年には高齢化率が 7%を超え、いわゆる「高齢化社会」となった。その後、1994（平成 6）年に 14%を超え「高齢社会」となり、2007（平成 19）年に、21.5%を超え超高齢社会となり世界の中で最高齢化の進んだ国家となった。一方、総人口は 2006（平成 18）年にピークを迎えた後、減少に転じた。高齢化率は上昇を続け、2030（平成 42）年に 23.1%、2055（平成 67）年には 40.5%に達すると予想されており¹⁾、こうした社会状況の中でさまざまな課題が生じている。

65 歳以上の高齢者の要介護原因は、2010（平成 22）年には脳血管障害 21.5%、認知症 15.3%、高齢による衰弱 13.7%、関節疾患 10.9%、骨折転倒 10.2%であった。転倒骨折は、介護を受ける理由の 5 番目にあげられる²⁾。

在宅の高齢者における転倒の頻度は、欧米諸国では 30～40%との報告が多い³⁾。わが国では、在宅高齢者の転倒の頻度は 10%～20%となっており、諸外国よりやや低いものとみられる⁴⁾。転倒によって引きこされる骨折は、全転倒のおよそ 5% 程度生じ⁵⁾、転倒は高齢者に起こっている重度外傷の 5～11% に関連がある。また、転倒は高齢者の全骨折の 87% を占めるという報告がある⁶⁾。なかでも大腿骨頸部骨折は、移動に障害を生ずる危険性の高い骨折である。

2002（平成 14）年の大腿骨頸部骨折の全国頻度調査によれば、同年の発生患者は全国で約 117,900 人で、これは 1992 年当時に比べ、女性は 2.3 倍に、男性は、1.9 倍であった。60 歳以降大腿骨頸部骨折は、女性が男性の二倍以上の高率に発生する傾向は過去の調査同様であった。性・年齢別では、対一万人発生率では、60 歳代で男性 5.26、女性 9.11、70 歳代で男性 17.49、女性 41.07、80 歳代では男性 58.61、女性 156.10、90 歳以上では男性 141.39、315.52 と年齢とともに急増する。この調査では、男性は 90 歳以上、女性では 80 歳以降で発生率自体も増加しており、後期高齢者の増加により、今後さらに転倒の発生に伴う大腿骨頸部骨折の増加が予想される。また同調査では、転倒後の骨折発生頻度は、在宅高齢者において男性が約 8.7%、女性が 11.5%となっており、転倒した高齢者のほぼ 1 割の人が何らかの骨折に至っている。また 74 歳

以下の前期高齢者と 75 歳以上の後期高齢者を比較すると、転倒の発生率は後者で有意に高く、特に高齢になるほど発生率は急上昇する⁷⁾。

女性は、閉経後に女性ホルモンの一種であるエストロゲンが減少する。エストロゲンには、骨の新陳代謝に際し骨吸収を緩やかにしてカルシウムが溶け出すのを抑制する働きがあり、エストロゲンの減少は、骨粗鬆症の発病の原因となる。骨粗鬆症は、転倒に伴う骨折、さらに寝たきりの大きなリスクとなる。また、転倒による骨折のうちで、しばしばみられる股関節骨折は、他の骨折に比べて死亡、障害、医療費との関連が強く憂慮される⁸⁾。

転倒は、日本のみならず世界中でその増加が危惧される今日的課題であり、その対策と予防が急務となっている。

転倒要因は、内的要因と外的要因に分けられている。内的要因としては、身体の虚弱、疾病、体力の低下や服薬している薬（降圧剤、睡眠薬など）の影響などがあげられる⁹⁾。中でも筋力やバランス能の低下の影響が大きく、アメリカ老年学会によれば転倒の要因の中でも筋力の低下は最も高いリスクとなっている¹⁰⁾。また視覚系、前庭系、体性感覚系の機能減退なども大きく関与している。さらに、加齢に伴う筋萎縮、歩行能力、神経感覚機能やバランス能力低下により転倒リスクは明らかに高くなる。

外的要因として、固定されていない滑りやすいカーペット、電気コード、手すりのない階段、風呂場の水に濡れた床などがあげられている⁹⁾。また暗い環境（廊下や日当たりの悪い場所、夕暮れ時の庭など）では視覚情報が得にくくなり、その結果バランス能に影響を及ぼし、転倒することも多い¹¹⁾。さらに人の行動によっても大きな影響を受ける。たとえば、人が歩く場合の靴の選択によって滑りやすさ、つまずきやすさが変わってくることは明らかであり、服装などによっても影響を受ける。行動に関連するより広範な環境によっても、転倒のリスクが大きく変わってくる⁹⁾。家庭内での転倒も多く若い人の家庭内転倒率は 26%であるが、高齢者では 50~60%と報告されている¹²⁾。

転倒は、低体力者にのみ生ずるわけではない。身体活動量との関係では、活動量の多い人と活動量の少ない人に転倒が多く、普通の人で少ない、いわゆる U 型を示すとの報告もある¹³⁾。以上のように転倒要因にはさまざまなものがあり、それぞれのリスクを認識し、可能なかぎりリスクを軽減していくことが大切である。

一方、転倒は怪我の有無に関係なく、しばしば自信喪失をまねく。転

倒による心理面への影響について 1980 年代頃よりいわれるようになり、自信の喪失、自らの活動制限、自立性の喪失などは、転倒恐怖感¹⁴⁾、転倒後症候群¹⁵⁾と呼ばれていた。今日では、転倒関連の心理的トラウマ¹⁶⁾、転倒恐怖症候群¹⁷⁾、転倒関連の心理的不健全¹⁸⁾などの用語が用いられている。また今日転倒に関連する心理的問題は、転倒不安、転倒関連セルフエフィカシーまたは、転倒エフィカシー¹⁶⁾、バランスの自信¹⁹⁾などである。転倒に対する不安が生ずると結果として非活動的な生活になり、負のスパイラルから健康度を損なうリスクが考えられる。従って転倒は、心理的要因も関与している。

国の健康長寿ネットのなかでは、「転倒を予防するには、転倒の危険因子を一つでも減らし、危険な生活環境を改善する必要があります。身体的要因のうち加齢、性などの改善できない要因は別として、改善できる要因に対する対処を考えるべきです。その中でリハビリテーションを中心とした運動による転倒予防も重要です。高齢者では、下肢筋力強化を図りながら、身体の活動性を向上させることが大切です。」²⁰⁾と書かれている。

これまで身体運動の実践によって転倒のリスクの軽減や転倒の回避を目的とした運動介入も行われている。Hopkins ら²¹⁾は、23 人の平均年齢 66 歳座ってばかりいる男性に、エアロビクスダンスでの介入を行い、機能的体力測定で、有酸素運動能の指標である half mail walk が 13%、および 30 秒間椅子からの立ち上がりの繰り返しテストで 62%の改善がみられたと報告している。Binder ら²²⁾は、66-97 歳間での 15 人の地域在住高齢者に 8 週間に亘り週 3 回の運動教室で、低いから中程度の強度でグループ運動を行なわせ、うち 9 人に膝伸筋トルクが 16.5%の向上、1 回立ち上がり時間が 29.4%と 5 回立ち上がり時間 27.4%の立ち上がり時間の短縮を報告している。Reinsch ら²³⁾は、230 人の地域在住高齢者の中で少なくとも 1 度の転倒経験者が 38.6%にあり、7.8%は治療が必要となる怪我があったが、一年間の階段昇降運動の介入では、転倒や怪我に変化はなかったと報告している。このように転倒予防に、さまざまな運動介入もおこなわれている。従来転倒は、加齢や退行性による筋力低下の影響が大きいと考えられ、転倒予防のための運動としては、主に筋力トレーニングが重視されてきた。しかし、最近ではバランスの低下がその大きな誘因の一つとする見方があり、アメリカスポーツ医学会²⁴⁾のガイドラインに示されるようにバランス運動の重要性が示されているが、いまだ有効性を実証した研究はみあたらない。転倒予防につながる有用なバランス運動の実証が必要である。

中村らは、バランス能とは身体のバランスを保ち調整された運動を行う基礎となる感覚をいう²⁵⁾。人は、静かに立っている時でも完全に静止することは不可能であり、動揺しながらも安定した姿勢を維持している。これを静的バランス能という。また、走ったり、歩いたりしても倒れることなく、姿勢を保ちながら移動する。これを動的バランス能と呼ぶ。動的バランス能は、姿勢変化、重心動揺を制御するために筋活動の調整を行う能力ともいえる。バランス能の評価とは、こうした姿勢を安定させる機能を評価することを指す。

静的バランス能の評価は、足圧中心の動きから方向と速度、移動距離および移動面積を計測することが国内外で行われてきた。また、動的バランスは移動または前後左右への身体の重心を移動させることやステップング時の立位姿勢の維持能力を評価する方法が試みられてきた。しかしながら、動的バランス能の評価法で直接測定器を用いての運動介入評価は見当たらず、Cheungら²⁶⁾は、60歳以上の高齢女性45人を対象に全身バイブレーションによる介入を行い、1日3分、週3日、3ヶ月間で安定性の限界値(LOS)の移動速度と最高到達点に改善がみられたとしている。

転倒予防が叫ばれる中で、バランス能を評価し、運動や介入の効果を評価することが求められているが、現在までゴールドスタンダードとなる、誰もが利用できる共通のバランス評価方法はいまだ確立されていない。

本研究の目的は、バランス能の低下した高齢者にバランス運動をおこなうことで、バランス能を改善出来るかを検討することである。

第二章 用語の定義

本研究で使用する専門用語について以下に示した。

1. 静的バランス：

身体位置の移動を伴わず、重心動揺が少ない場合の姿勢保持²⁵⁾。支持基底面内に重心を維持し、立位姿勢を安定させる能力である。立位安静姿勢においても微妙に身体の揺れを伴い、常に姿勢の安定を維持するために神経-筋機能を調整し、立位姿勢を保持している。

2. 動的バランス：

動的バランスとは、身体位置の移動を伴い、身体の一部が動いて重心動揺がある場合の姿勢保持²⁵⁾。安定性が妨げられた状態に対して身体や筋活動を予測調整して姿勢を維持する能力である。高齢者では静的バランス能よりも動的バランス能の低下が大きいとの報告もある²⁷⁾。

3. 安定性の限界値(Limits of Stability ; LOS)：

足底位置を変えず、身体を最大限傾斜した際に立位姿勢の保持が可能な閾値と定義している²⁸⁾。

バランス能において、静的バランス、動的バランスの2つを保つ要因は、以下の4つがあげられる。

1. 視覚系：

視覚は、環境と身体の相互に関係した位置と動きに関する情報を継続的に神経系に送り、安定したバランス能の維持に重要な役割を果たしている²⁹⁾。バランス能には、視覚情報の有無による影響が大きく、立位での閉眼時は開眼時に比べ、重心動揺が20～70%増加すると報告している³⁰⁻³²⁾。また、視覚と重心動揺の間には中等度の相関関係があるという^{29,30,33)}。

2. 前庭系：

前庭系とは、耳の奥に有る三半規管と二つの耳石器（卵形嚢と球形嚢）という感覚器官によって働く機能であるが、頭部や身体の動きをとらえ、姿勢調整に関与している。三半規管は、前、後、外側の三つの半規管からなり、それらは相互に直角になる位置にあり、主に頭部の回転運動に反応する。頭部が回転運動をすることで、管内のリンパ液は慣性によって留まり、半規管のみが動くため、内部に有る有毛細胞が刺激され、脳への頭部の位置情報が送られる。卵形嚢と球形嚢は主に頭部の重力加速度とあらゆる方向への頭部の直線加速度に反応する。静止時には、重力加速度のみが作用しているため、垂直線に対する頭位の傾きを検知している^{25,34,35)}。この前庭機能が低下している場合に重心動揺や姿勢維持などの調整が難しくなることを報告している^{36,37)}。また前庭機能が低下するとメニエール病などふらつきが生ずることが知られている。

3. 体性感覚：

体性感覚には、皮膚の浅いところで感じる触覚や圧覚などの表在感覚と、関節の動きや振動を感じる深部感覚があり、いずれもバランス調整に関与している。

表在感覚は、立位時は足底面からの触覚や圧覚などの情報が入力され、踵からつま先への重心移動を感じる。座位での臀部の接地面でも動揺に触覚や圧覚など情報が入力され、重心移動を感じており、バランス能の維持に重要である

深部感覚には関節の動き、または、関節の肢位を認知する関節覚や受動運動覚、振動を感じる振動覚などがある。関節内あるいは筋肉内の筋紡錘などの働きによる、足関節や股関節を中心とする重心を移動する仕組みによりバランスを調整する。

これらが相互に情報を得ることにより、姿勢調整を行っている。体性感覚の入力は、重心移動の時など、バランス能の維持に重要である³⁰⁾。これらの感覚機能が低下している場合、特に目を閉じた状態で立っていると身体の揺れが大きくなり、姿勢が崩れる場合がある。

4. 筋系：

筋力は、バランス維持に重要な役割をしており、筋力低下とバランス能の低下の関連が明らかとなっている³⁸⁻⁴⁰⁾。筋力の水準は、バランス能に影響または関連しており、特に下肢筋力とバランス能には高い関連があり、筋自体が姿勢調整する重要な役割を担っている。姿勢保持に必要な筋群をとくに抗重力筋と呼び、頸部の筋、脊柱起立筋群、大腿二頭筋、ひらめ筋を主要姿勢筋と呼び、これらの姿勢筋は常に活動し、姿勢調整をおこなっている²⁵⁾。立位での姿勢調整には抗重力筋の持続的活動がおこなわれており、視覚、前庭器管、および体性感覚からの情報をもとに総合的に調整している⁴¹⁾。筋による姿勢調整は、感覚入力によって様々な反射の積み重ねによる協調的働きにより行われており、バランス維持に重要なものである。

第三章 文献研究

第一節 バランス評価法

これまでバランス能の評価は、重心動揺測定やパフォーマンステスト (Berg Balance Scale⁴²⁾, Functional Reach⁴³⁾, Timed Up & Go⁴⁴⁾や片脚立位試験など、あるいは歩行 (10m 歩行テストなど) が用いられてきた。重心動揺測定は、フォースプレート上に立ち、静的な状態で一定時間の中で重心がどの程度動揺しているかを調べるもので、本邦でもよく用いられている方法である。Murray らは、20-30 歳の男性 8 人、40-50 歳の男性 8 人、60-70 歳の男性 8 人の合計 24 人を対象に、前方、後方、左方向、および右方向に身体を倒し体重移動を各方向に 15 秒間行い重心動揺測定を行なった。この時の重心動揺測定時の足位置は、両足部の間を離し 1 分間楽に立つことの出来る足の位置、および両足部の内側をつけての足位を用いた。さらに片脚立位でも、15 秒間の重心動揺測定を行なった。さらに、身長差による重心動揺測定の影響についても検討されたが影響されなかった⁴⁵⁾。Bauer らは、63 名の高齢者(平均年齢 78.7 歳)を対象に、重心動揺測定を開眼(EO)・閉眼時(EC)時と足位を変えて、足位条件は、踵を 2cm 離しつま先を 30 度開いた状態(F)と足部内側をつけた(N)4 条件で行った。重心動揺測定の信頼性は、再テスト法により FEO は $r=0.87$, FEC は $r=0.95$, NEO は $r=0.88$, NEC は $r=0.71$ ($p<0.05$)であったと報告している⁴⁶⁾。Lafond らは、7 名の高齢者(平均年齢 67.9 歳)を対象に、30 秒間、60 秒間、120 秒間の 3 条件かで重心動揺測定を行い、足圧中心移動速度の再現性は、30 秒間は $r=0.73$, 60 秒間は $r=0.77$, 120 秒間は $r=0.83$ ($p<0.1$)と高いと報告している⁴⁷⁾。

これまで静的バランス能の評価で、機械による数値化の測定(直接測定)が可能なものとして重心動揺計が用いられてきた。重心動揺測定の方法は、特に本邦では重心の移動距離や移動面積によって評価し、その加齢に伴う変化または開眼や閉眼などの条件の異なるテストから、揺れの大きさや度合いを検討することが多かった。Okada ら⁴⁸⁾は、前期高齢者女性を転倒不安のない高齢者と転倒不安のある高齢者の 2 つのグループにわけ各 10 名で、フォースプレート上に立ち前方へ土台を移動させ、突然に止めバランス能への影響を見た。転倒不安のない高齢者の重心動揺測定の前方向への振幅を 100%にすると、転倒不安のある高齢者は重心動揺測定の前方向への振幅が 129%に増大すると報告している。しかし、転倒の大半は人が動いている状況で起るものに対して、

静的な立位条件でのテストでは限界がある。

パフォーマンステスト(間接測定)として、**Berg Balance Scale**, **Functional Reach**, **Timed Up & Go**, または開眼および閉眼時片脚立位試験などの器具を要することなく簡単に評価を行うことができる。またパフォーマンステストは、連続した運動機能とバランス能が評価でき、汎用性が高いといえる。山内は、**Timed Up & Go** の信頼性の確認のため前期高齢者(平均年齢 69.6 歳, 対象者 22 名)を対象に再テスト法で 0.78 の高い相関を示している⁴⁹⁾。

その他には、座位、立位の姿勢保持、立ち上がり動作などの日常生活動作から転倒の危険性やバランスの良否を評価するテストが利用されてきた。代表的なものは **Berg Balance Scale** であり、これは 14 項目の課題に対する評価からなり、各項目を 0~4 点と得点化する方法である⁴²⁾。同テストは、再テスト法で(高齢者住宅在住者 18 名平均年齢 84.4 歳, 脳卒中患者 6 名 72.4 歳) $r=0.72$ から $r=0.96$ の高い相関を報告している^{42,50)}。過去の研究ではバランス能を横断的資料から、加齢による低下傾向を報告しているが、地域在住高齢者では満点に近いので、個人差が大きい高齢者の評価には限界がある。過去の研究の動的バランス能をみているものは、パフォーマンステストで行なわれているものが多く、静的バランス能を検討しているものは、足圧中心の移動距離などで示されるのみで、積極的に体を倒し、体の傾ける限界や体を倒すことで生じる角速度などを検討したものはない。過去の研究で用いられてきた評価指標は、重心動揺計、筋力、歩行能力、片脚立位、**Berg Balance Score**, **Functional Reach**, **Timed Up & Go** などを用いられてきた。パフォーマンステストでは、天井効果や床効果が出てしまい、明確な効果判定となっていない。これらのテストでは、バランス能のなかで何が改善されて効果が出るのかについては不明な点も多く、ゴールデンスタンダードとなる指標になり得ていなかった。

このようにこれまで種々のバランス能の評価指標は、静的な重心動揺測定やアンケートおよび面接聞き取りなどによって評価が試みられてきた。

第二節 転倒予防に関わる先行研究

転倒につながる筋力の低下は、高齢者の日常生活活動に困難をきたすだけでなく、日常生活における転倒率と強い相関を示す⁵¹⁾。Skelton らは、転倒群(平均年齢 74.5 歳, 20 名)と非転倒群(平均年齢 74 歳, 15 名)とで、**KIN-COM** を使用し等尺性収縮時の下肢の筋力を測定した。転倒群は、等尺性収縮時の下

肢の筋力を体重あたりでみた筋力で左右の劣る力の下肢での筋力比較で、24%の低下がみられると報告し、転倒群では左右差が大きいことを報告している。Lordらは、療養所で平均年齢82.7歳の高齢居住者で転倒群を、一回転倒群と二回以上の転倒群に分けて、大腿四頭筋力測定を行ない比較し有意差は認められなかったが、筋力に差が認められたと報告を行っている⁵²⁾。また、Tinettiらも72歳以上の高齢女性に対し、転倒と認知症を含む要因で重篤な怪我につながる相対的危険度オッズ比は2.2(信頼区間95%)であったと報告を行ない、バランス能と歩行障害では、相対的危険度オッズ比は1.8(信頼区間95%)であったと報告を行なっている⁵³⁾。

転倒発生率の指標として、はじめての転倒を経験する割合、繰り返し転倒する割合、怪我につながる転倒発生率などが用いられているが、それらの全ての転倒率は特に下肢における筋力低下との間に強い相関の報告を行なっている^{53,54)}。

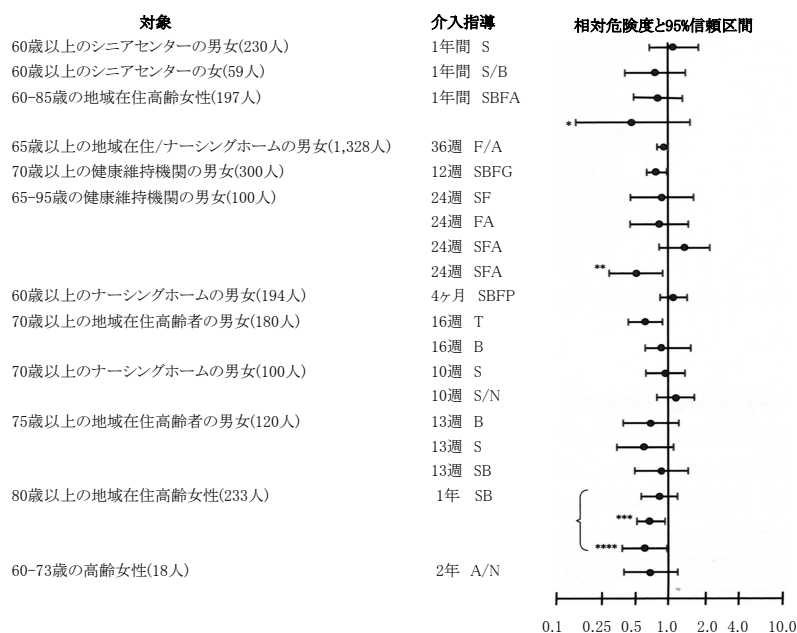
多くの場合、筋力の低下により姿勢を維持することが出来なくなることによってバランスが乱れ、転倒の発生率が増加すると考えられてきた。体幹部の筋群は、横への動きに対するバランス調整の修正に重要である^{54,55)}。また、姿勢調整には2つの調整方法があり、股関節ストラテジーと足関節ストラテジーと呼ばれる。股関節ストラテジーは、外的な力がかかりバランスが崩れた際の股関節の動きによる姿勢調整である。股関節近位筋の筋力低下は、転倒率が増加することが予測される。側方へのステップ動作時の安定性には、外転筋群による下肢の側方移動を行なう筋力が重要であること⁵⁴⁾、股関節の屈曲伸展の調整に関わる腸腰筋の筋力低下は静的バランス調整時の前後方向への姿勢調整障害につながること⁵⁶⁾などから股関節部の筋力が重要であるといえる。このように各筋の姿勢維持に関する役割は、大きく異なる。

足関節ストラテジーは、足関節の動きによる姿勢調整である。足部全体で行なっている回旋に関わる筋力は、立位でのバランス修正や動的バランス維持に重要である。背屈運動にかかわる脛骨筋や底屈運動にかかわる腓骨筋などの筋力低下は、足関節ストラテジーによる身体全体の揺れに関わる体幹部や頭部の安定性に関連性が高いことも示されている⁵⁷⁾。また通常歩行時には問題がなくても、障害物をまたいで乗り越える際のつまずきやすさにつながることを予想される。このように筋力低下は、転倒やバランス維持にかかわる要因として理解できる。

転倒予防やバランス能向上を目的として、バランス運動として太極拳やレジスタンス運動などを用いさまざまな介入研究が行われ、その効果が検討されてきた。Takeshima ら⁵⁸⁾は、平均年齢 73 歳高齢者 113 名を対象に、エアロビクスダンス、レジスタンストレーニング、バランス運動(狭い支持基底面を利用する運動、重心移動を伴う運動などを含む)、柔軟性運動、太極拳のグループに分け、12 週間に亘り週 2 日 90 分介入し、Functional Reach では、エアロビクスダンスで 13%、レジスタンストレーニング 15%、バランス運動 16%の改善がみられたと報告している。レジスタンス運動は、大きな効果が期待されているものの、バランス能に対する効果は一様ではない。運動強度の異なる条件で下肢レジスタンス運動のみを行った結果、バランス能が有意に向上したとする報告があるが⁵⁹⁻⁶¹⁾、反対にレジスタンス運動により筋力は改善しても、バランス能力の改善に至らなかったとする報告がある⁶²⁾。

Latham ら⁶³⁾は、レジスタンス運動とバランス能改善効果に関する過去の研究をレビューし、レジスタンス運動によって筋力が有意に増加しても、直立での姿勢維持のバランス能改善には至らないと結論づけている。また同様に Orr ら⁶⁴⁾は、運動強度やトレーニング期間の異なるレジスタンス運動に関する研究データのメタ解析から、レジスタンス運動の運動量や運動強度とバランス能改善には関連性が認められなかったと報告している。Gregg ら⁶⁵⁾は、過去の運動介入研究をレビューし、運動介入によりむしろ転倒数が増えたものもあり、全体的には転倒予防に対する運動介入の効果は確定できていないと指摘している(表 1)。

表 1 バランス運動における研究報告



*2 回以上の転倒が減少, **最初の転倒が減少, ***4 回以上の転倒が減少, ****外傷を負う転倒の減少, S:筋力づくり, B:バランス運動, A:エアロビクス(有酸素)運動, F:柔軟性運動, N:サプリメント, P:理学療法

(Gregg et al., 2000)

Day らは 70～84 歳の 1,090 人の高齢者を対象に、運動介入（レジスタンス運動、柔軟運動、バランス運動の複合的プログラムを週 2 回）、視力改善を目的とした医師の指導、家庭における転倒の危険性のある障害物の排除の 3 つの転倒予防プログラムの効果を検証した。同研究には、運動介入のみでも転倒予防への効果が認められたが、3 つの介入をすべて組み合わせることでさらに転倒予防への効果が高まったとしている。また同研究には、筋力増加とともに転倒率の低下、バランス能の向上、あるいは両者の改善が認められたとしている。バランス能の向上には複数の身体的要因を総合的に改善することが必要とされている⁶⁶⁾。

以上のように、これまでの転倒予防に対する取り組みは多くの場合に筋力トレーニングを行えばよいという考え方があり、現在も筋力トレーニングを支持する専門家が存在する。しかし近年、バランス運動の重要性が云われており、現時点ではレジスタンス運動のみでバランス能の改善が出来るとは考

え難い。レジスタンス運動をその他の運動プログラムや転倒予防プログラムと組み合わせることで、筋力のみならず身体機能やバランス能の改善につながる事が明らかとなっており、高齢者の転倒予防を目指す運動は、複合的なプログラムが最も効果的と考えられている⁶⁶⁾。

Shubert⁶⁷⁾は、適切なバランス運動は、以下の3つの要素のうち2つ以上を含むものであるとしている。(1)重心移動を伴う運動、(2)狭い支持基底面を利用する運動、(3)最小限の上肢でのサポートをあげ、これら全てを含むものが最もよいとしている。

こうした中で、Islam ら⁶⁸⁾は3ヶ月間の介入によって一般高齢者に対するバランス運動の効果を報告している。運動のねらいは、視覚系、柔らかいパッドを使用し前庭系および体性感覚系への効果と筋力の改善を図ったものである。その結果、動的バランス指標である安定性の限界値(最高到達点:MXE 前方10%, 後方に74%, 右に31%, 左に18%)の改善が示され、特に後方と左右方向への有意な改善を報告している。下肢筋力の評価であるChair Stand(30秒間での立ち座りの繰り返しテスト)では、20%回数が増えたとしている。またTakeshima ら⁶⁹⁾は、安定性の限界値の中でMXEは加齢とともに年に1%の低下がみられると報告している。

しかし、これまでのバランス運動の効果に関わる研究は、若年者、中年者、および一般高齢者を対象にした元気な人の場合が多く、バランス能が低下している高齢者や虚弱者に対する介入効果を明確に示した研究はみあたらない。加えて、過去の多くの研究では立位でのバランス運動による効果のみが検討されており、座位でのバランス運動の効果を検討したものはみあたらない。

第四章 研究の課題と手順

第一節 研究課題

高齢者には、転倒骨折や寝たきり予防に、バランス運動が薦められており、バランス能を維持するために有効なバランス運動の開発、および現場への適切なバランス運動プログラムの導入、普及が求められている。有効な運動方法を確立するためには、バランス能を評価する方法を確立することが必要である。

本研究は以上のことを踏まえ、本研究で使用するバランス能評価装置(バランスマスター)の有用性とバランス運動のプログラムの有用性について検討する。

1) バランス能の評価指標の検討

バランスマスターを用いて年齢あるいは体力と各バランス能評価値との関係を明らかにする。

2) バランス運動による介入効果が、各バランス能評価値に及ぼす影響

バランス能の低下している虚弱高齢者に対する運動介入を実施し、同運動プログラムがバランスマスターの評価値などに及ぼす影響を明らかにする。

第二節 研究手順

第一項 測定装置と評価値

- 1) バランスマスター (Balance Master 8.0.2, NeuroCom International, Inc, Clackamas, OR, USA) 評価法

バランスマスター (Balance Master 8.0.2, NeuroCom International, Inc, Clackamas, OR, USA) を用いて, 重心動揺 (Sway Velocity: SV) と安定性の限界値 (Limits of Stability: LOS) を測定した (図1)。



図1 バランス測定の様子

本研究で使用されるバランスマスターで使用されるフォースプレートの基本性能を以下に示す。フォースプレートのサンプリングレートは 20Hz で取り込まれる。

Sensitivity	20 mV/lb (44 mV/kg)
Linearity	1.9%
Output range	0-5V
Capacity	150lbs

重心は, 足圧中心より計算上で算出する。この時, 足部の回旋軸は足

圧中心より後方にある。これは、足部回旋軸と足圧中心位置にずれが生じており、重心が足部回旋軸より a 角度 2.3 度前方にあるためである。この下方が、足圧中心(Center of puessure:COP)である。このため、体幹の前方傾斜を行なうことで前方傾斜角度にずれが生じる。この誤差を、垂直立位維持の重心の位置である傾斜角 2.3 度を引くことで修正している。本測定では、身体傾斜角は、前方へ 7 度、後方への傾斜角は 5 度である。この範囲で、LOS の目標設定を行ない、到達距離の 100%範囲として設定されている(図 2)。

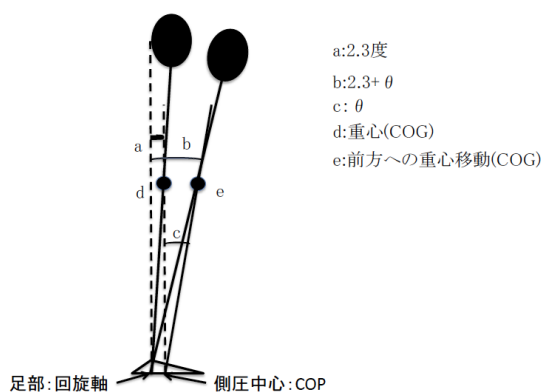


図 2 重心移動時の足部の角度計測について

2) 重心動揺 (Sway Velocity : SV)の測定方法は、以下に示す(表 2)。

SV は静的バランス指標であり、立位時の重心動揺を定量化するものである。被験者は、フォースプレートの上 (固い台上 : Firm) に立ち、身長に応じて定められた位置に足を合わせる(表 3)。まず始めに目を開いた状態で立位姿勢を保ち、次に目を閉じて行なう。その後フォースプレートの上にフォームパッド (柔らかい台, 厚さ 13cm : Foam) をのせ、この上に立ち開眼 (eyes open : EO) と閉眼 (eyes close : EC) 状態での立位時の SV を計測する。測定中は、手などで支持することなく、補助を受けることなく、自分の脚のみで姿勢保持を 10 秒間行なう。上述の 4 種類のテストはそれぞれ 3 回繰り返し行なわれ、結果はこの 3 回の平均値が用いられる。また、上述の 4 種類のテストすべての平均値(comp)が用いられる。視覚の影響は、固い台上で眼の開眼時と閉眼時の差をみることで検査とする。視覚は、空間と姿勢の関係を確認する役割を果たしている。前庭機能の影響は、閉眼時の柔らかい台フォームパッド上で検査する。体性感覚刺激を減少させるフォームパッド上に立ち、視覚刺激を遮断すること

で、前庭機能を評価することが出来る。体性感覚の影響は、開眼での体性感覚刺激をフォームパッドで減少させた状態と固い台で体性感覚を減少させない場合との差で検査する。これらのテストの組み合わせにより、視覚、前庭機能、体性感覚3つの感覚の評価をする。

表2 重心動揺 (Sway Velocity:SV)測定手順

-
1. フォースプレート上に立つ
 2. 身長により定められた足位置に合わせる。
 3. まっすぐ前を向きたち、安定した姿勢を保ち、目を開けた状態で、10秒間保つ。これを3回繰り返す。
 4. 上記と同じ姿勢状態を保ち、目を閉じて10秒間保つ。これを3回繰り返す。
 5. 一旦フォースプレート上より降り、フォースプレート上にフォームパッドをのせる。
 6. フォームパッド上で身長により定められた足位置に合わせる。
 7. フォームパッド上でまっすぐ前を向きたち、安定した姿勢を保ち、目を開けた状態で、10秒間保つ。これを3回繰り返す。
 8. 上記と同じ姿勢状態を保ち、目を閉じて10秒間保つ。これを3回繰り返す。
-

以上合計12回のテストを行う。

評価は、それぞれの3回ずつの平均値で表す。

表3 測定足位置と身長対応表

身長	足位置
76-140cm	Short (S)-Line
141-165cm	Medium (M)-Line
166-203cm	Tall (T)-Line

3) 安定性の限界値(Limits of Stability:LOS)の測定方法は、以下に示す(表 4)。

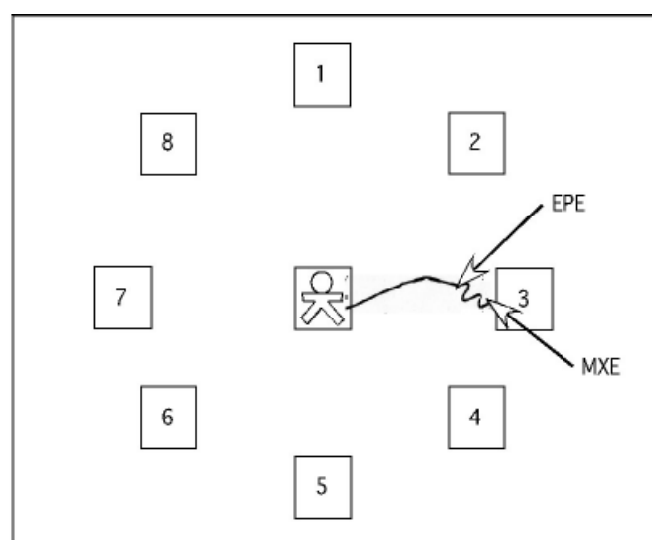
安定性の限界値(Limits of Stability : LOS) は、動的バランスの指標であり、足底位置を変えずに、身体を最大限に傾斜した際に立位姿勢の保持が可能な閾値である。被験者はSV測定同様にプレートに上がり、身長に応じて定められた足位置に合わせる(表 3)。被験者は体重を移動することで、コンピュータ画面上のカーソル(人形のマーク)を制御し移動させる(図 1)。被験者は画面中央の枠にカーソルを合わせ、外枠に合図(○印)が出たら素早く姿勢を傾斜し、カーソルを○印の方向へ移動し、8秒間(○印が消えるまで)姿勢を保持する。その際の最大の距離(手で支持せず、足の裏が台から離れることなく、重心を移動させることのできる)を測定する。

表 4 安定性の限界値(Limits of Stability:LOS)測定手順

-
1. フォースプレート上に立つ
 2. 身長により定められた足位置に合わせる。
 3. まっすぐ前を向きたち、安定した姿勢を保ち、目を開けた状態で、コンピュータ画面上のカーソル(人形のマーク)を中央の枠に合わせて待機する。
 4. 画面周囲の8つの枠に1-8の番号割があり、目標である。
 5. 1番である前方目標の枠内に○が出ると同時に、目標の1番へ向けて移動を始める。
 6. このときできるかぎり素早く移動するように指示する。
 7. 開始から8秒間でテストが終わる。この間目標枠に到達する、もしくは出来るかぎり近づき姿勢を保つように指示する。
 8. 1番のテスト終了後は、また中央の枠に戻り待機し、次の目標となる2番の枠に○が出るのを待ち、出ると同時に2番に向かい素早く移動を開始する。
 9. これを順次1-8へと繰り返す。
-

一方向の測定が終えたら重心を中央に戻し、同様に全8方向(前後左右、斜め前左右、斜め後左右)おこなう。

テスト開始とともに、画面中央の枠から目標へ移動しながら身体を傾斜し、立位姿勢の保持が可能で素早く重心移動でき、移動速度が0になった点、もしくは移動方向の反転した点までの距離を、初期到達点（Endpoint Excursion: EPE）と称する。その後、目標に向かい微調整しながら身体を最大限に傾斜し、立位姿勢の保持が可能で最終的に到達した、最も遠い距離を最高到達点（Maximum Excursion: MXE）という（図3）。



①~⑧: 目標位置, 人: 重心の位置 (カーソル)

バランスマスターによる安定性の限界値(Limits of Stability, LOS)測定
その指標である Endpoint Excursion(EPE), Maximum Excursion(MXE)

図3 安定性の限界値 (limits of Stability:LOS)

移動速度 (Movement Velocity: MVL) は、画面中央の枠から EPE までの距離のうちで、移動開始 5%の距離から 95%の距離までの移動中の平均速度で表される (図3)。

反応時間 (Reaction Time: RT) は、外枠に○印が出たら素早くカーソルを○印の方向へ移動をはじめるまでの時間を計測する。このとき出来るかぎり早く移動しはじめるように指示を与える (図4)。

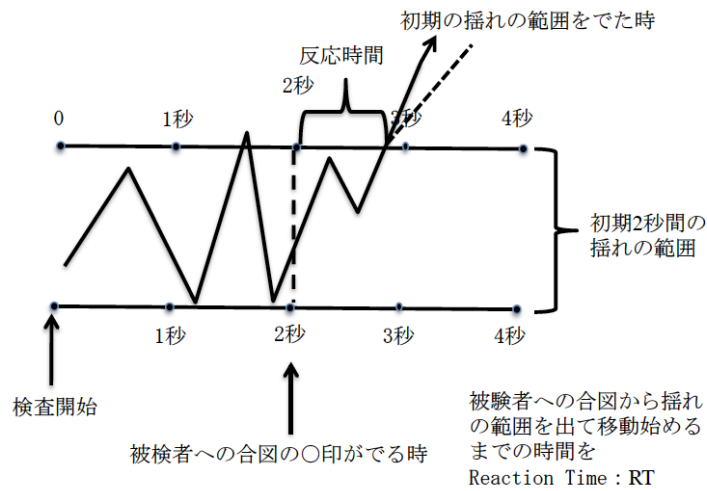


図4 反応時間 (Reaction Time : RT)

方向制御 (Direction Control: DCL) は、外枠の○印に向う移動時の目標から離れた運動と、目標方向への運動方向との比較で%評価される。対象者は直線的に目標方向に移動するように求められるが、まっすぐに移動することは出来ない。そこで図5に表されるように、画面中央の枠と目標枠を結んだ直線から外れた距離を評価して相対割合(%)で表す。これらの計算はすべて計測機器の中で自動的に算出される。

$$\frac{(\text{amount of intended movement}) - (\text{amount of extraneous movement})}{(\text{amount of intended movement})}$$

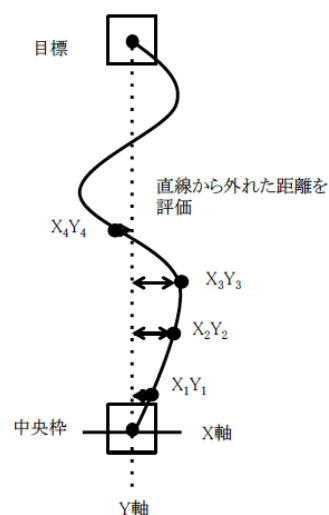


図5 方向制御 (Directional Control : DCL)

いずれのLOS指標ともに8方向のそれぞれおよび全方向の平均値が算出されるが、本研究では、転倒は一方向に限らず起こることから全方向の平均値(comp)を用いた。

なお、バランス測定に際して身長と体重の入力が必要となる。本研究では、その測定に体脂肪自動測定装置 (TBF-202, タニタ) を用いた。尚、体重は、トレーニングウェアを着用したまま測定したために 500g を測定結果から減じて求めた。

第二項 高齢者のバランス評価

1) バランスマスターによるバランス評価指標の基礎的検討

これまでバランス指標については、パフォーマンステストなどを利用した研究成果や重心動揺の変化などあったが、現在までゴールドスタンダードとしての指標が確立されていない。バランスマスターを用いた高齢者のバランス評価の有用性を検討するために、始めに評価指標としての再現性 (信頼性) を調べる。

2) バランス能の加齢による影響

バランス能は、全身持久性や筋力の諸指標と同じように加齢とともに低下するとみられている。バランスマスターによるバランス指標のうちどの指標の低下が著しいのかなどを検討する。そこで高齢者を対象にバランスマスターを用いて、静的バランス（規定面の固さの違い、視覚情報の有無の相違）、および動的バランス（安定性の限界値）を測定し、これらの加齢による影響を検討する。

3) 一般高齢者と虚弱高齢者のバランス能の相違

高齢者は体力や健康度に個人差が大きい。一般高齢者と虚弱高齢者ではバランス能のどのような項目にどの程度の差があるのかについては未だ明らかにされていない。本研究では、地域に在住する一般高齢者と介護を受けている虚弱高齢者の静的または動的バランス能を比較する。

第三項 高齢者に対するバランス運動の有効性

1) バランス能低位高齢者に対するバランス運動の有用性

これまでに Islam ら⁶⁸⁾により一般高齢者がバランス運動をおこなったところ、特に動的バランス能で後方や左右の重心移動能力が増加したという報告があるが、バランス能が低下している高齢者に、運動によるバランス能の改善が認められるかについての報告はない。本研究ではバランスマスターを用いて静的および動的バランス能を評価し、その能力が低下している高齢女性に対して12週間に亘るバランス運動を指導し、運動の有効性を検討する。

2) 虚弱高齢者に対するバランス運動の効果—座位での効果—

国内外で行われてきたこれまでのバランス運動は、主に立位姿勢での運動プログラムによる効果の検証が多かった。しかし、虚弱になると短時間でも立位姿勢を保持することが、困難な場合も多い。本研究では、虚弱高齢者を対象に座位でのバランス運動を12週間に亘って指導し、その効果を検討する。

第五章 高齢者のバランス評価

第一節 バランスマスターによるバランス評価指標の基礎的検討

第一項 目的

高齢者へのバランス評価指標としてバランスマスターによる動的および静的バランス評価を行なうにあたって、評価として基礎的な検証をおこなうために再テスト法によって再現性（信頼性）を検討した。

第二項 方法

1) 対象

対象者は、これまでに地域住民を対象に市町自治体保健課などと共同で竹島研究室が開催したバランス運動教室に参加した人の中で2回の測定に協力が得られた13名（男性6人，女性7人）（表5）。研究に先立って研究の趣旨，内容を説明し，書面にて研究協力への依頼と許可を得た後，アンケート調査によって健康状態，病歴，服薬，運動習慣など調査を行ない，バランスに影響があると考えられる人は除いた。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を得て実施した（承認番号：3-2, 3-4）。

表5 被験者の身体特性

人数（男/女）	6/7
年齢（歳）	73.2 ± 5.5
身長（cm）	155.6 ± 4.6
体重（kg）	57.2 ± 7.1
BMI (kg/m ²)	23.6 ± 2.8

注：平均値±標準偏差

2) 測定項目および測定方法

バランスマスターを使用し、バランス能測定を行なった(詳細は、第四章 第二節 第一項 p15-21 の通り)。

3) データ解析

測定した変数について標準統計量を求めた。再テスト法を用いてすべての変数における2試行の有意差を調べるとともに級内相関係数(ICC)にて求めた。測定値は、平均値±標準偏差で示した。

第三項 結果

静的バランスの測定結果を表6に示した。Firm-EO, Firm-EC, Foam-EO, Foam-EC, SVcompいずれの指標においても両者の平均値に有意差が認められなかった。級内相関においては、Firm-EOを除き、Firm-EC, Foam-EO, Foam-EC, SVcompいずれの指標においても級内相関(ICC)は $r=0.86-0.90$ と高かった。

表6 静的バランス指標の再現性

	1回目	2回目	ICC	有意水準
Firm EO (deg/sec)	0.24 ± 0.07	0.23 ± 0.05	0.10	n. s.
Firm EC (deg/sec)	0.32 ± 0.12	0.32 ± 0.11	0.86	n. s.
Foam EO (deg/sec)	0.64 ± 0.21	0.68 ± 0.22	0.88	n. s.
Foam EC (deg/sec)	2.32 ± 0.51	2.34 ± 0.53	0.90	n. s.
SV comp (deg/sec)	0.89 ± 0.17	0.89 ± 0.14	0.88	n. s.

注：平均値±標準偏差, 固い台(Firm) フォームパッド(柔らかい台: Foam), 開眼(Eyes Open: EO), 閉眼(Eyes Close: EC), SVcompは Firm-EC, EO および Foam-EC, EO の4つのテストの平均値, n. s.: 有意差なし

動的バランスの測定結果を表 7 に示した。RTcomp, MVLcomp, EPEcomp, MXEcomp, DCLcomp は、両者の平均値に有意差が認められず、DCLcomp を除き、級内相関 (ICC)が $r=0.85-0.96$ と高かった。

表 7 動的バランスの指標の再現性

	1 回目	2 回目	ICC	有意水準
RTcomp (sec)	0.74 ± 0.22	0.72 ± 0.24	0.87	n. s.
MVLcomp (deg/sec)	4.29 ± 2.00	4.98 ± 1.87	0.85	n. s.
EPEcomp (%)	80.1 ± 9.9	80.8 ± 8.9	0.96	n. s.
MXEcomp (%)	92.9 ± 8.5	93.3 ± 8.3	0.96	n. s.
DCLcomp (%)	81.5 ± 5.6	82.2 ± 4.0	0.72	n. s.

注：平均値±標準偏差, 反応時間(Reaction Time: RT), 移動速度(Movement Velocity: MVL), 初期到達点 (Endpoint Excursion: EPE) , 最高到達点(Maximum Excursion: MXE), 方向制御(Directional Control: DCL), compは8方向の平均値, n. s.: 有意差なし

第四項 考察

静的バランスの指標では、Firm-EO (固い台上での開眼時) における再テストの結果級内相関は $r=0.10$ と低かった。これは個々の再テストでの揺れが一定でないことを示している。その他の条件下での級内相関は $r=0.86$ から 0.90 の範囲で高い相関が認められ、再現性 (信頼性) が高いことが認められた (表 6)。固い台上で開眼時での評価は再現性がやや劣るということが明らかとなった。Choy ら⁷⁰⁾は、70 歳代での Firm-EO は、 0.21 ± 0.09 , Firm-EC で 0.33 ± 0.17 , Foam-EO で 0.93 ± 0.75 , Foam-EC で 4.04 ± 1.63 と報告しており、固い台(Firm)では、開眼閉眼とも本研究データと同様の値を示したが、柔らかい台フォームパッド上(Foam)では、本研究の角速度が低く示された。この差は、身長体重などの体格差かもしれないが、同研究にはこれらが示されておらず検証にいたれなかった。Firm-EO (固い台上での開眼時) でのテストの再現性が低かったことは、目を開けている固い台の上であるために、足関節リトラテジ

一や股関節リトラテジーなどの全ての姿勢制御方法をとりうる事が出来たために再現性が得られなかったと考える。これまでの先行研究では4つの条件下での平均値(comp)が利用されており、他の評価方法や結果との比較を考慮すると、本博士論文では4条件および4条件全ての平均値(comp)のいずれも指標として使用することとする。しかし、固い台上で開眼時での評価においても2回の平均値間に有意差が認められていなかったことを踏まえて詳細は、今後さらに検討する必要があると考える。

一方、動的バランスの指標の級内相関では、RTcomp で $r=0.87$ 、MVLcomp で $r=0.85$ 、EPEcomp で $r=0.96$ 、およびMXEcomp で $r=0.96$ 、2回のテストにおいて平均値に有意差が認められず、級内相関係数が $r=0.85$ から 0.96 と高く、いずれもテストの再現性が高く、従って本研究で使用するバランスマスターは、高齢者においてもテストの再現性（信頼性）が確認できたものと判断する。

第五項 まとめ

バランスマスターを利用したバランス能の評価について再テスト法を用いてテストの再現性（信頼性）を評価したところ、2試行間でいずれの指標ともに平均値に有意差が認められなかったが、級内相関で見ると固い台での開眼時重心動揺については2回のテストでの相関が低かった。その他の静的バランス指標（閉眼時、フォームパット上での開眼時および閉眼時重心動揺）では、高い再現性が認められた。また、動的バランスの指標では2回のテスト間にいずれの指標も有意差がなく、級内相関が高かった。DCLcomp のテストを除き、本測定での高齢者のバランス測定の指標として再現性（信頼性）が高いといえる。

第二節 バランス能の加齢による影響

第一項 目的

バランス能は、全身持久性や筋力の諸指標と同様に活動量の低下や加齢とともに低下するとみられている。バランスの影響は様々な要因が考えられているが、Bohannon ら⁷¹⁾ は20-79歳の対象者に片脚立位試験を行い、片脚立

位時間 (sec) が 30 sec 未満である相対的な割合は、50-59 歳で 6%程度であるが、70-79 歳で 90%へと大きく低下し、片脚立位は加齢の影響が大きいことを報告している。藤澤ら⁷²⁾は、Timed Up & Go テストで 70-74 歳では 10.2 ± 2.2 , 75-79 歳で 11.2 ± 2.5 , 80-84 歳で 12.3 ± 3.3 と加齢による影響を報告している。バランスマスターを用いた研究では Takeshima ら⁶⁹⁾の報告があり、一年間で静的バランス指標(SVcomp)また動的バランス指標(EPEcomp および MXEcomp)でおおよそ年 1%の低下率を示している。しかし、これらバランスの加齢変化や低下の様相についてはまだ不明な点も多い。

本研究の目的は、バランスマスターを用いて同一地域に在住する中年者と高齢者を対象に静的および動的バランス能を比較し、年齢の違いによるバランス能の違いについて検討することである。

第二項 方法

1) 対象者

対象者は、これまでに地域住民を対象に市町自治体保健課などと共同で竹島研究室が開催したバランス運動、レジスタンス運動、複合運動（エアロビクス+レジスタンス+バランスなど）に参加し、介入前の本テストを受けて完了した女性 102 名である（表 8）。一般高齢者のみならず虚弱または慢性疾患を有する人が含まれるが、慢性疾患を有する場合には、医師によって運動が禁忌でないと判断された人、または許可を得て参加することが可能になった人たちである。このうち、50 歳代を中年群(n=49)と 80 歳代を高齢群(n=53)の 2 群に分類した。

研究に先立って研究の趣旨、内容を説明し、書面にて研究協力への依頼と許可を得た後、アンケート調査によって健康状態、病歴、服薬、運動習慣など調査を行ない、バランスに影響があると考えられる人は除いた。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を得て実施した（承認番号：3-2, 3-4）。

表 8 被検者の身体特性

	中年群 n=49	高齢群 n=53	群間比較
年齢 (歳)	56.7±2.1	82.4±2.3	$p<0.05$
身長 (cm)	153.6±5.6	143.7±4.8	$p<0.05$
体重 (kg)	56.0±8.9	47.5±7.6	$p<0.05$
BMI (kg/m ²)	23.7±3.3	22.5±4.9	n. s.

注：平均値±標準偏差, p ：有意確率, n. s.：有意差なし

2) 測定項目および測定方法

測定の詳細は 第五章第一節第二項に譲る。

3) データ解析

測定した変数について標準統計量を求めた。2 群間における変数の比較には、対応のない t-検定を用いた。統計的有意水準は 5% とした。測定値は、平均値±標準偏差で示した。

第三項 結果

両群間の静的バランス測定結果を表 9 に示した。Firm-EO は両群間で有意差が認められなかった。その他の変数ではいずれも両群間で有意差が認められた。Firm-EC では高齢群は中年群に比し、39%角速度が増大した。Foam-EO は、高齢群は中年群に比し 36%角速度が増大した。Foam-EC は、高齢群は中年群に比し 30%角速度が増大した。SVcomp は、高齢群は中年群に比し 33%角速度が増大した。

表 9 中年群と高齢者群の静的バランスの比較

	中年群	高齢群	群間の比較
Firm-EO (deg/sec)	0.22±0.08	0.29±0.08	n. s.
Firm-EC (deg/sec)	0.33±0.11	0.46±0.15	$p<0.05$
Foam-EO (deg/sec)	0.59±0.17	0.80±0.25	$p<0.05$
Foam-EC (deg/sec)	2.14±0.55	2.78±0.92	$p<0.05$
SVcomp (deg/sec)	0.83±0.15	1.10±0.29	$p<0.05$

注: 平均値±標準偏差, 固い台(Firm) フォームパッド(柔らかい台: Foam), 開眼(Eyes Open: EO), 閉眼(Eyes Close: EC), SV comp は Firm-EC, EO および Foam-EC, EO の4つのテストの平均値, p : 有意確率, n. s.: 有意差なし

両群間の動的バランス測定結果を表 10 に示した。RTcomp, EPEcomp, MXEcomp, DCLcomp は, 両群間で有意な差が認められた。RTcomp は, 高齢群は中年群に比し 58%の相対水準が示された。MVLcomp は, 高齢群は中年群に比し 49%の相対水準が示された。EPEcomp は, 高齢群は中年群に比し 66%の相対水準であった。MXEcomp は, 高齢群は中年群に比し 75%の相対水準であった。DCLcomp は, 高齢群は中年群に比し 87%の相対水準であった。

表 10 中年群と高齢者群の動的バランスの比較

	中年群	高齢群	群間の比較
RTcomp (sec)	0.64±0.17	1.10±0.38	$p<0.05$
MVLcomp (deg/sec)	6.04±1.70	2.95±1.68	n. s.
EPEcomp (%)	87.9±8.4	58.1±16.9	$p<0.05$
MXEcomp (%)	98.5±5.0	74.2±15.5	$p<0.05$
DCLcomp (%)	81.0±4.4	70.3±10.7	$p<0.05$

注: 平均値±標準偏差, 反応時間(Reaction Time: RT), 移動速度(Movement Velocity: MVL), 初期到達点(Endpoint Excursion: EPE), 最高到達点(Maximum Excursion: MXE), 方向制御(Directional Control: DCL), comp は 8 方向の平均値, p : 有意確率, n. s.: 有意差なし

第四項 考察

本研究は、中年群と高齢群の静的および動的バランス能を比較し、加齢による影響を調べるのが目的であった。その結果から、静的バランスの Firm-EO 条件下を除き静的バランス指標のいずれも高齢群が中年群に比べて有意に低値を示した。高齢群は中年群に比べて Firm-EC が 39%, Foam-EO が 36%, Foam-EC が 30%の相対的増加率（角速度が大きく）が示され、明らかに加齢によって静的バランスが低下していた。また、両群ともに床面と視覚情報の有無によって角速度が異なり、固い台での閉眼条件では開眼時に比べ、中年群で 50%の低下を示し、高齢群で 59%の低下を示し、視覚情報遮断によるバランス評価値への影響は中年群高齢群で同様であった。Choy ら⁷⁰⁾の 50 代と 70 代での結果では、Firm-EO が 37%, Firm-EC が 39%, Foam-EO が 73%, Foam-EC が 91%の相対的増加率（移動速度が大きく）が示され、明らかに加齢によって静的バランスが低下していた。しかし Foam-EO, Foam-EC は、本研究のデータより低下率が高く邦人よりも静的バランス能において低下が示された。Lord ら⁷³⁾は、視力の中でエッジコントラストは、転倒の危険がますことを報告している。本研究でも、視覚情報の減少は角速度を大きくし、揺れが大きくなることを示し静的バランス能に大きな影響を与えることが示された。Shaffer ら⁷⁴⁾は、体性感覚の高齢者での低下(振動覚, 二点識別覚, 固有感覚受容器)を示し、姿勢の不安定性につながるとしており、体性感覚の指標を用いることの重要性を示している。本研究でも、開眼時のフォームパッド上と固い台上との差で、中年群で、168%の低下を示し、高齢群で 176%の低下を示し、体性感覚入力への減少は視覚による代償を用いても、中年群高齢群ともに同様の低下を示した。体性感覚の評価となる視覚刺激を遮断したフォームパッド上と固い台との差において中年群は、263%の低下であるが、高齢群では、504%とほぼ倍の低下を示している。中年群高齢群ともに、フォームパッド上での閉眼時が最も大きな角速度を示し、測定条件によって明らかに大きく異なっていた。高齢群では固い台上で眼を開けているテストとフォームパッド上で眼を閉じているテスト間では角速度の程度に大きな違い (0.29 deg/sec vs. 2.78 deg/sec) が生じていた。これは床の条件が柔らかく、また目を閉じることで重心保持の安定を欠くということの意味するものであり、例えば就寝中に夜間目を覚まし、トイレなどへ移動する際に布団の上を歩く場合の転倒リスクが、中年群よりも増大していることを

示す。

次に動的バランスの指標においても中年群と高齢群の比較から加齢に伴う低下が示された。一般に若年者では EPE の初期動作で最大の 90% 近くまで重心移動することが可能であり、中年群もそれに近似していた。しかし、高齢群の EPEcomp は 58% と大きく低下し、両群間に有意差が認められた。EPEcomp は、高齢群は中年群に対し、66% にとどまった。中年群と高齢群の 2 群間で 1 年間あたりの加齢に伴う低下の平均を概算すると 1.2%/年となった。MXEcomp は中年群が 98.5% となり、ほぼ目標域の 100% に到達することが可能であったが、高齢群は 74.2% に留まり、高齢群は中年群に対し、75% であった。中年群と高齢群の 2 群間で 1 年間あたりの加齢に伴う低下の平均を概算すると 1.0%/年となった。また、DCLcomp は、高齢群は中年群に対し、87% で、中年群と高齢群の 2 群間で 1 年間あたりの加齢に伴う低下の平均を概算すると 0.4%/年となった。本研究結果からバランス指標として利用している EPEcomp や MXEcomp の加齢による低下率は 1%/年程度とみられ、Takeshima ら⁶⁹⁾が示したものと同様であり、全身持久性や筋力の加齢に伴う低下は一年あたりでおよそ 1% 程度とする知見を指示するものであった。ただし、本研究の結果は 50 歳代と 80 歳代を結び平均したものであるため、さらなる検討が必要である。

MVLcomp は、高齢群は中年群に対し 49% に留まり、中年群と高齢群の 2 群間で平均すると -2.0%/年、RTcomp が高齢群は中年群に対し 72% 遅延し、中年群と高齢群の 2 群間で平均すると -2.8%/年の変化が示され、EPEcomp や MXEcomp のそれよりもやや大きい低下率であった。このことは身体の重心移動をする時に倒れることなく身体を最大限傾斜できるかをおこなった場合に、高齢者では移動距離よりもむしろテスト時の反応や応答時間の方が低下しやすいということが示唆される。この点は興味もたれるところであり、バランス運動のプログラムの構成にも重要な情報を与えると考えられる。この点はさらにデータ数を増やして実験的に検討する必要がある。

しかし、動的バランス指標の中で高齢者では RTcomp や MVLcomp の低下は移動距離 (EPEcomp や MXEcomp) などの指標に比べて顕著であった。高齢者では、RTcomp や MVLcomp の低下が大きいことが示され、転倒へのリスクやバランス能の評価についてはこれらも含めて検討する必要性が示唆される。また、運動等によるこれらバランス指標の改善の程度や変化が今後注目される。

第五項 まとめ

本研究は、高齢群と中年群の比較から加齢の影響を検討したところ、静的バランスでは、**Firm-EO**を除きいずれも高齢群が中年群に比べて32~39%程度有意に重心動揺が増加していた。動的バランス評価では、**EPEcomp**, **MXEcomp**, **RTcomp**, **MVLcomp**および**DCLcomp**のいずれも加齢ともに顕著な低下が認められ、高齢群のこれらの水準は中年群の49~87%程度とみられた。低下率の最も大きかったのは**MVLcomp**であった。このことから高齢者では重心の移動能力が低下するが中でも重心を素早く動かすという速度の低下が大きいと考えられる。

第三節 一般高齢者群と虚弱高齢者群のバランス能の相違

第一項 目的

前節の結果より高齢者のバランス能は中年者に比べて有意に低下していた。しかし、高齢者には個人差が大きい。例えば、比較的健康な高齢者と虚弱高齢者の間にどの程度のバランス能に相違があるのかは明らかでない。

本研究の目的は、地域に在住する一般高齢者群及び虚弱高齢者群を対象にバランスマスターを用いて静的バランスおよび動的バランスを測定し、両群間の相違比較を検討し、虚弱高齢者のバランス能の特徴を調べることである。

第二項 方法

1) 対象者

名古屋市 N 区におけるデイケアサービス施設において、3～4 時間型通所リハビリを利用する介護保険を利用する虚弱高齢者群(要支援 1,2 要介護 1: F 群) 女性 16 名と地域に在住し、自立している一般高齢者群 (H 群) 女性 16 名である (表 11)。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を得て実施した (承認番号: 3-2, 3-4, 3-4 の 2, 10)。

表 11 被験者の身体特性

	一般高齢群 n=16	虚弱高齢群 n=16	群間比較
年齢 (歳)	74.9±6.6	76.7±6.3	n. s.
身長 (cm)	148.6±4.9	148.6±6.7	n. s.
体重 (kg)	46.6±8.2	53.8±11.2	$p<0.05$
BMI(kg/m ²)	21.0±3.1	24.2±4.2	$p<0.05$

注: 平均値±標準偏差, p : 有意確率, n. s.: 有意差なし

F 群の参加者は、障害および慢性疾患を有しており、歩行など日常生活上の基本動作の一部困難者もあるが、測定が可能な人とした。また H 群は、これまでに地域住民を対象に市町自治体保健課などと共同で開催したバランス

運動，レジスタンス運動，複合運動（エアロビクス＋レジスタンス＋バランスなど）に参加した介入前の高齢者データである。研究に際しては，事前に研究の主旨と内容について，施設を運営しているスタッフ（医師，理学療法士，看護師）にも説明し，研究参加への可能性を尋ね，同時に協力を得た。また参加者に対しては，本研究に関する計画，バランス測定の方法などを説明し，研究参加への同意を得た。

2) 測定項目および測定方法

バランスマスターを使用し，バランス能測定を行なった(詳細は，第四章 第二節 第一項 p15-21 の通り)

3) データ解析

すべての変数について標準統計量を求めた。2群間の比較には，対応のないt-検定を用いて検討した。統計的有意水準は5%とした。また，測定値は，平均値±標準偏差で示した。

第三項 結果

両群間の静的バランス測定結果を表12に示した。Foam-ECでは有意差が認められなかったが，その他の変数はいずれも両群間で有意差が認められた。Firm-EOは，F群はH群に比して，76%揺れが有意に大きかった。Firm-ECは，F群はH群に比して，71%揺れが有意に大きかった。Foam-EOは，F群はH群に比して，69%揺れが有意に大きかった。Foam-ECがH群で 2.23 ± 0.59 deg/sec，F群で 2.25 ± 0.72 deg/secとなった。視覚情報の遮断では，一般高齢群では36%，虚弱高齢群では32%であった。体性感覚情報の減少は，一般高齢群では160%，虚弱高齢群では150%であった。

表 12 一般高齢群と虚弱高齢群の静的バランスの比較

	一般高齢群	CV	虚弱高齢群	CV	群間比較
Firm-EO (deg/sec)	0.25±0.10	0.40	0.44±0.17	0.39	$p<0.05$
Firm-EC (deg/sec)	0.34±0.07	0.21	0.58±0.30	0.52	$p<0.05$
Foam-EO (deg/sec)	0.65±0.20	0.31	1.10±0.62	0.56	$p<0.05$
Foam-EC (deg/sec)	2.23±0.59	0.26	2.25±0.72	0.32	n. s.
SVcomp (deg/sec)	0.88±0.17	0.19	1.11±0.35	0.32	$p<0.05$

注: 平均値±標準偏差, 固い台(Firm) フォームパッド(柔らかい台: Foam), 開眼(Eyes Open: EO), 閉眼(Eyes Close: EC), SV comp は Firm-EC, EO および Foam-EC, EO の4つのテストの平均値, CV:変化係数, p : 有意確率, n. s.: 有意差なし

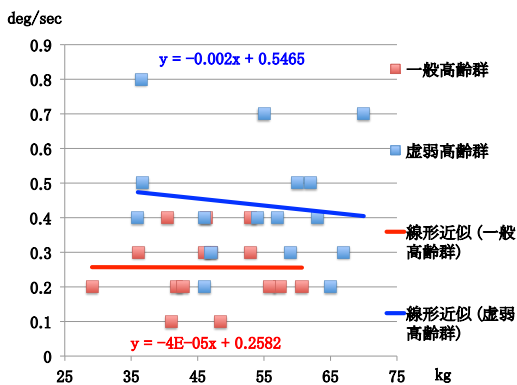


図 6 体重と Firm-EO

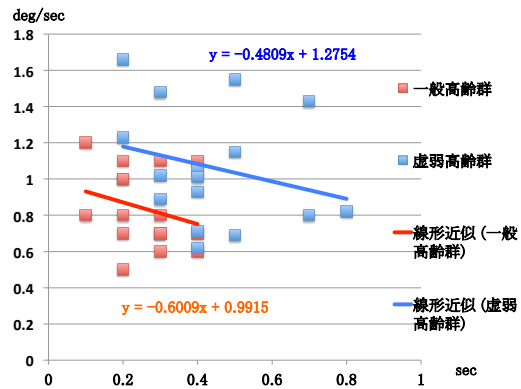


図 7 反応時間と Firm-EO

一般高齢群と虚弱高齢群の間で、体重に 7.2kg 差が生じている。体重が重くなれば下肢で支える力は、大きくなることが考えられる。さらに虚弱高齢群は、下肢筋力の低下に影響されて自らの体重を支えることも困難と考えられる。そこで体重と基礎的な揺れ幅である Firm-EO の関係を検討に加えた(図 6)。また反応時間は、基礎的な揺れ幅に影響を受ける。基礎的な揺れ幅である

Firm-EO の値である角速度が速くなることは揺れが大きいこと示し、揺れ幅を超えた時点からが反応時間の始まりであるために、揺れ幅が大きくなると反応時間が遅くなることが考えられる。基礎的な揺れが大きい虚弱高齢群では、反応時間に影響が出ると考えられる。そこで、反応時間と基本的な揺れを評価する Firm-EO の関係も示した。しかし図 7 に示す通り、虚弱高齢群は、一般高齢群に比べ基本的な揺れを示す Firm-EO の角速度が小さい値を示し揺れが小さくても、反応時間は遅くなることを示している。一般高齢群は、虚弱高齢群に比べ反応時間は、短いことが示された。

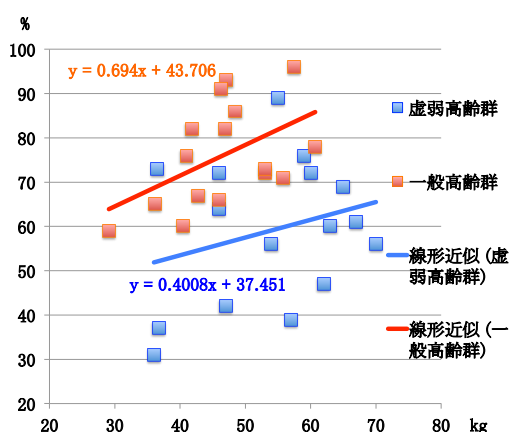


図 8 EPE と体重

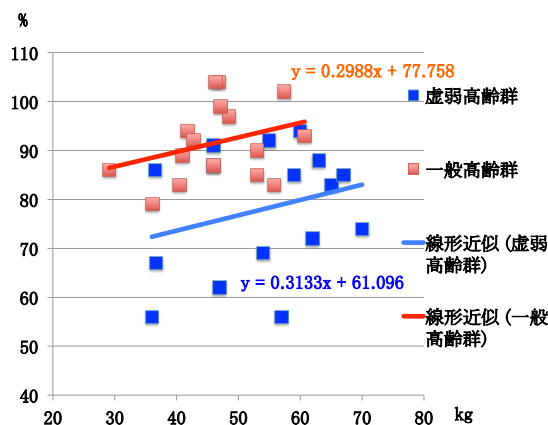


図 9 MXE と体重

一般高齢群と虚弱高齢群の間で、体重に差が生じている。このことは、初期到達点・最高到達点の到達距離に影響が出ることが考えられる。虚弱高齢群では、一般高齢群に比べ身体特性で体重が有意に重い。このことは、体重を支える筋力をより必要とすることが示されている。さらに虚弱者では、筋力の低下が予想される。また、重心移動は、慣性により影響を受けることが考えられる。これらのことが虚弱高齢群では、全て影響を受けることが考えられるために、図 8 および図 9 の体重と EPE・MXE の関係を示した。EPE では、体重の影響を受け慣性が働き動き出しが鈍くなり、素早い移動で身体の傾斜を支えることが出来るかを示す能力に影響が出ると考えられる。しかしながら、EPE(初期到達点)において体重が軽い虚弱高齢群においても、一般高齢群に比べ虚弱高齢群は、EPE(初期到達点)の到達度には明らかな差があることが示された。

また、MXEにおいて虚弱高齢群は、体重が重ければ、傾斜した身体を支えることに困難が予測されたが、軽くても一般高齢群との間に到達度の違いが明らかであることが示された。これらのことから EPE・MXE は、体重による影響よりもバランス能の低下の影響を受けることが示された。

両群間の動的バランス測定結果を表 13 に示した。RTcomp は、両群で有意差が認められ、F 群は H 群に比して 27%遅延した。MVLcomp では、H 群、F 群の両群で有意差が認められ、F 群は H 群に比し 32%遅延した。EPE comp は、H 群、F 群の両群で有意差が認められ、F 群は H 群に比し 77%の相対水準であった。MXE comp では、H 群、F 群の両群で有意差が認められ、F 群は H 群に比し 85%の相対水準であった。DCL comp では、H 群、F 群の間には、有意な差が認められなかった。

表 13 一般高齢群と虚弱高齢群の動的バランスの比較

	一般高齢群	CV	虚弱高齢群	CV	群間比較
RTcomp (sec)	0.84±0.22	0.26	1.07±0.32	0.30	$p<0.05$
MVLcomp (deg/sec)	4.65±2.15	0.46	3.13±1.52	0.49	$p<0.05$
EPEcomp (%)	76.1±11.5	0.15	59.0±16.3	0.28	$p<0.05$
MXEcomp (%)	91.7±7.8	0.09	77.9±12.8	0.16	$p<0.05$
DCLcomp (%)	77.9±7.7	0.10	74.4±7.7	0.10	n. s.

注: 平均値±標準偏差, 反応時間(Reaction Time: RT), 移動速度(Movement Velocity: MVL), 初期到達点(Endpoint Excursion: EPE), 最高到達点(Maximum Excursion: MXE), 方向制御(Directional Control: DCL), comp は 8 方向の平均値, CV:変化係数, p : 有意確率, n. s.: 有意差なし

第四項 考察

本研究は、一般高齢群(H)と虚弱高齢群(F)のバランス能を調べ、両者の相違を比較検討した。Firm-EO では、H 群に比して F 群が 76%も揺れが大きくなり、Firm-EC で 71%も揺れが大きかった。Form-EO では、H 群に比して F 群が 69%も揺れが大きくなった。しかし、Form-EC では両群間に有意差 (H 群で 2.23 ± 0.59 deg/sec, F 群で 2.25 ± 0.72 deg/sec) が認められなかった。SVcomp では H 群に比して F 群では 26%重心動揺が示された。両群の比較では固い台上でのバランス測定で大きな相違がみられたが、フォームパッド上で一般高齢群では、160%の低下を示し、虚弱高齢群では、150%の低下を示し、体性感覚入力の減少は、一般高齢群虚弱高齢群ともに同様の低下を示した。しかしながら一般高齢群虚弱高齢群ともに、フォームパッド上の閉眼では近似していた。このことは健康な高齢者であっても視覚遮断時に床面がフォームパッドの条件下である体性感覚減少時には揺れが大きくなることを示しており、前庭機能の低下は高齢者の特徴といえるかもしれない。トレーニングによって視覚情報の遮断時や体性感覚入力減少時のような条件下で改善が認められるのかが注目される。

反応時間は、基礎的な揺れ幅に影響を受けるために、F 群では基礎的な揺れが大きく、反応時間に影響が出ると考えられた。また F 群では体重が重く、慣性に影響を受け動き始めが遅れ、反応は遅れることになる。実際に基礎的な揺れ幅や体重が反応時間に影響を与えるかを検討するために、反応時間と基本的な揺れを評価する Firm-EO の関係を示した(図 7)。体重と基本的な揺れ幅を示す Firm-EC のグラフから F 群と H 群の間では、体重に関係なく基本的な揺れ幅を示す Firm-EC は大きな値を示した(図 6)。つまり体重の影響よりも、体力差による影響が大きいことが示された。また反応時間は、揺れ幅を超えたところからが反応時間の始まりであるために、揺れ幅が大きくなると反応時間が遅くなることが考えられた。基礎的な揺れが大きい F 群では、反応時間に影響が出ると考えられる。さらに F 群は、下肢筋力の低下に影響されて自らの体重を支えきれず、体重が重くなれば慣性に従い反応は鈍くなり、素早く移動することが来ん案になることが考えられた。しかしながら、F 群では揺れの大きさを表す角速度が小さいものでも、反応時間は遅く H 群の反応時間は短いことが示された。以上のことより基本的な揺れの大きさの影響は小さい。反応時間

は、基本的な揺れに影響されない(図 7)。

H 群と F 群の間で、平均体重で 7.2kg の差が生じている。このことは、体重が重くなれば、身体を同じだけ傾斜させた場合でも、下肢で支える力が大きくなることが考えられる。さらに F 群は、下肢筋力の低下に影響されて自らの体重を支えきれず、初期到達点・最高到達点の到達距離に影響が出ることが考えられる。これらのことから初期到達点(EPE)・最高到達点(MXE)それぞれと体重との関係も検討に加えた。それぞれ、体重と到達度との関係を図 7 と図 8 に示す。EPE では、体重が重くなれば慣性に従い反応は鈍くなり、素早く移動し、行き過ぎずに止まることが困難になることが予想される。しかし図からも、EPE・MXE では、F 群の体重が軽くても H 群との間には到達度の違いが明らかである。以上のことより、体重による影響よりもバランス能の低下による影響が大きいと考えられる。

H 群では EPEcomp が 76%, F 群でそれが 59%と-17%程低い値となり、F 群では H 群に比し 23%低下し、両群間に有意差が認められた。MXEcomp は H 群が 92%となり、F 群では 78%に留まり、その結果-14%の低値を示した。F 群では H 群に比し、バランステスト開始時の RTcomp が-27%, MVLcomp が-32%の変化が認められ、明らかに素早く反応し姿勢調整するという働きである神経-筋運動システムの低下が示唆された。EPEcomp, MXEcomp, RTcomp, MVLcomp のいずれも F 群が H 群に比べて有意に低かった。バランスは支持基底面上に重心を維持する能力であり、MXEcomp の低下は、支持基底面内の移動範囲の狭小化を示しており、バランス能力の低下を表すと考える。また中でも虚弱高齢者の RTcomp, MVLcomp の低下が著しく、このことは突然バランスが崩れた時の修正能力の低下を意味している。素早く反応し姿勢調整するという働きである神経-筋運動システムの低下が示された。こうした体力低下に伴うバランス能の低下を、いかに抑制し予防できるかが重要な課題と考えられる。

第五項 まとめ

本研究では、一般高齢者群と虚弱高齢者群のバランス能を比較検討した。虚弱高齢者群では床面が固い条件下での開眼閉眼時およびフォームパッド上での開眼時でのバランス能が一般高齢者群に比べて有意に低かった。また視覚情報の遮断による低下より、体性感覚入力 of 減少時の方が低下は著しかった。前庭機能の低下は、体力差に関係なく低下していた。このことは高齢者の特徴

であると考えられた。

動的バランスでは、いずれの指標も一般高齢者群に比べて虚弱高齢者群が有意に低下していたが、虚弱高齢者のバランス能は健常者のおよそ 70%水準である。このような重心移動範囲の狭小化した高齢者に対し、体性感覚入力を補い、素早く反応し姿勢調整するという働きである神経-筋運動システムへの働きかけが必要と考えられた。この低下は、先の中年群と高齢群の低下率から見れば極めて大きな相違であり、いかに動的バランス能の低下を阻止、または遅延させるかの具体的方法が問われるものと考えられた。

第六章 虚弱高齢者のバランス運動の有用性

第一節 バランス能低位者に対するバランス運動の効果

第一項 目的

これまでの研究から加齢によってバランス能が低下すること、および一般高齢群に比べて虚弱高齢群のバランス能が低いことが判明し、高齢者では個人差が大きいことが明らかとなった。しかし、重要なことはバランス能が低下した重心移動範囲の狭小化している高齢者が、運動介入などによってその能力が改善できるかどうかである。前庭機能、体性感覚、神経-筋運動システムの働きが低下している高齢者へのバランス運動効果を示したものは見当たらない。本研究では、体性感覚入力の減少を補い、素早く反応し姿勢調整するという働きである神経-筋運動システムへの働きかけるプログラムを開発し、バランス能が明らかに低下しているとみられる高齢女性に対して12週間に亘るバランス運動を指導し、バランスマスターを用いて静的また動的バランス能の評価を効果指標としてバランス運動の効果を検討することを目的とした。

第二項 方法

1) 対象者

対象者は、住民検診受診者のうち医師によって運動が禁忌でないと判断された人または許可を得て参加することが可能になった人で運動参加の同意を得た高齢女性である。事前のバランス能測定から最高到達点 (MXEcomp) が70% 以下の対象者 24 人をバランス能の低位者とみなした。

研究に際しては、運動群 (E 群) と非運動群 (対照群 : C 群) の2群を設定した (表 13)。E 群は、運動前の測定を行い、直後から3ヵ月間の運動指導を行なった。また対照群はその間普段通りの生活をしてもらうように依頼をした。

研究に先立って研究の趣旨、内容を説明し、書面にて研究協力への依頼と同意を得た後、アンケート調査によって健康状態、病歴、服薬、運動習慣などを調査した (表 14)。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を得て実施した (承認番号 : 3-4 の 2, 10)。

表 14 被験者の身体特性

	運動群 n=12	非運動群 n=12	群間比較
年齢 (歳)	79.3±4.3	78.4±4.3	n. s.
身長 (cm)	144.8±7.7	145.4±6.2	n. s.
体重 (kg)	51.9±8.5	53.3±8.9	n. s.
BMI (kg/m ²)	24.9±4.4	25.5±4.1	n. s.
転倒経験過去 1 年	5 (42%)	8 (67%)	
高血圧	4 (33%)	5 (42%)	
糖尿病	1 (8%)	2 (17%)	
心疾患	2 (17%)	3 (25%)	
骨粗鬆症	2 (17%)	1 (8%)	
慢性関節痛	6 (50%)	6 (50%)	
白内障	6 (50%)	3 (25%)	

注: 平均値±標準偏差, n. s.: 有意差なし

2) バランス運動

本研究でこれまでに行なわれてきた、高齢群の特徴である動的バランス評能の EPEcomp, MXEcomp, RTcomp, MVLcomp および DCLcomp のいずれも加齢とともに顕著な低下が認められ、なかでも低下率の最も大きかった MVLcomp に対する運動プログラムを加えることを検討した。また、本研究の中で示した高齢者の体力差による検討でも、同様に動的バランス能の低下が認められたことを加味し、運動プログラムの開発を行なうこととした。バランス運動は、これまで竹島と Rogers ら⁷⁵⁾がおこなってきている特別な運動プログラムも利用しながら、今回新たに加え開発した素早く反応し姿勢調整するという働きである神経-筋運動システムへの働きかけを行なう運動プログラムである。運動の様式は地区公民館を利用した地域型運動である。公民館で週 1 回の監視型運動教室と家庭での非監視型運動の併用プログラムである。実施した運動内容をチェックするために毎回公民館にて運動記録日誌の提出を求め、運動の内容や量の把握を行った。その結果からは、介入期間中の平均運動を週あたりの回数と時間でみると、5.2 日/週で週あたりの総運動時間は 256 分であった。

健康状況、生活機能等に関するアンケートを実施するとともに転倒状況を調査した。毎回の運動プログラムは以下のような手順で実施した。運動プログラムの基本は、バランス運動（静的、動的）と主に下肢筋力の改善を目指して自体重によるレジスタンス運動の組み合わせとした。運動プログラムは、視覚系、前庭機能、体性感覚に働きかけ、その全てはバランス能に影響を及ぼすように図った（表 15）。また動的バランス能に働きかえるように、中でも特に RT, MVL, EPE に働きかけることが出来るように、素早く反応し姿勢調整する目的で神経-筋運動システムへの働きかけを行なう運動プログラムである。

表 15 バランス運動プログラム-立位-

第1期 (1~4週目)

1) ウォームアップ (10~15分)

座位での柔軟運動

2) 静的バランスと姿勢運動 (40~50分)

a. 座位および立位エクササイズ

(足位置: 両足揃え立ち, セミタンデム, タンデム, 片足立ち;

頭位回旋; 最初に開眼, 続いて閉眼; 全ての動作は固い床で実施)

b. 下肢筋力強化訓練

(大腿四頭筋, ハムストリングス, 中臀筋など; 座位および立位)

c. 上肢および下肢の可動域訓練

3) レクリエーション (5~10分)

4) クールダウン (10~15分)

第2期 (5~8週目)

1) ウォームアップ (10~15分): ウォーキング, および, 立位での柔軟運動

2) バランス運動 (50~60分)

a. 静的バランス フォームパッド (柔らかい台) 上

b. 動的バランス訓練 立位および移動

(前後左右へのステップング, タンデム歩行, つま先歩き, 踵歩き)

固い床および, フォームパッド (柔らかい台) 上

c. 協調性運動および, ゴムバンドでのレジスタンス運動

3) クールダウン(10~15分)

最終期 (9~12週目)

1) ウォームアップ (10~15分): ウォーキング, および, 立位での柔軟運動

2) バランス運動 (50~60分)

a. 静的バランス フォームパッド (柔らかい台) 上

b. 動的バランス訓練 立位

(前後左右へのステップング, タンデム歩行)

c. 協調性運動および, ゴムバンドでのレジスタンス運動

3) クールダウン(10~15分)

a) 静的バランス運動

静的バランス運動とは、基本的にはその場でおこなう運動である。対象者がバランスを維持するのが難しいと感じる条件または位置から開始する。足の位置の違いによる難易度を選び、選ぶ基準は、「楽々たてる」ではなく「やや不安定」であることを判断し、運動の際の姿勢や動きを決める判断材料にする。これは体性感覚に働きかけることを目的として行なった。また、開眼・閉眼などの条件を変えながら、課題や内容の質的向上を図った。眼の開閉眼は、視覚を刺激する目的で用いられた。指導は、対象者の状況を判断しながら徐々に高度なプログラムを指導した。

b) 動的バランス運動

動的バランス運動は、立位姿勢での支持基底面いっぱい重心の移動を伴う動作。例えば、両上肢を伸ばし重心を外へと移動させる。また、しゃがんだり立ったりを行ない重心の上下への移動を行なうなどから、移動時の重心の安定性を高めることを目的とする運動である。慣れて来たところで、重心移動速度を上げたり、体の中心より遠くへ手を伸ばし、手の動きを速くするようにし難易度を上げた。これは素早く反応し姿勢調整する目的で神経-筋運動システムへの働きかけることを目的とした。

バランス能に対しては、①視覚系、②前庭系、③体性感覚系、④筋系など、それぞれに影響する効果的なプログラムが必要である。

c) 立位での運動プログラム

i) 立位姿勢での運動 (図 10)

立位姿勢でバランス運動をおこなう時には、近くにすぐつかまることが出来る物（椅子、机、壁など）があることを確認する。はじめは椅子などに手を軽く触れ身体を支えながら、安全を確保しながらおこなう。これは、体性感覚を補う運動介助法である。バランス運動は、不安定な姿勢や条件を課し、身体のバランス調整を図り、倒れないようにトレーニングをおこなう。指導者はけっしてはじめから困難なことを要求せず、簡単で単純なものから徐々に複雑なもの、また速度を速めより高度なものへとプログラムを作成した。



a) 両手支持

b) 片手支持

c) 指先支持

やや不安定な状態での動きになる。安全のため、椅子や壁などに手をついたところから始める。慣れてきたら写真のように手を少しずつ放して(a→b→c)自分の身体でバランスを保持する。これは姿勢と空間認知を補うものである。

図 10 立位姿勢での運動

ii) 視覚系への刺激を想定した運動 (図 11)

立位姿勢で安定した姿勢をつくり、静かに目を閉じ、最初は 2~3 秒からはじめ、30 秒くらいまで維持するように指導した。



a) 開眼



b) 閉眼

立位姿勢で安定した姿勢をつくり(a), 静かに目を閉じ(b), 最初は 2~3 秒からはじめ、30 秒くらいまで維持する

図 11 視覚系への刺激を想定した運動

iii) 体性感覚系への刺激を想定した運動 (図 12)

立位姿勢では、足を前後にずらし(支持基底面を小さくする:図 12 a→b→c→d)ことによって、バランスを保持することを難しくした。このような運動の際には、靴や靴下などを履かないで実施した。このことにより足裏の体性感覚系の機能を促した。足位置を変え、慣れてきたら、手や腕、上体や全身を大きく使ってより不安定な姿勢をつくり、安定性を高めた。また柔らかいフォームパッド (図 12e) などを利用し、床の固さを変えることにより体性感覚系への刺激を高め、また素早く反応し姿勢調整する目的で神経-筋運動システムへの働きかけ、難易度を高めた。



足位置 a)両足揃え立ち b)セミタンデム c)タンデム d)片足立ち



e) 柔らかいフォームパッド利用

立ち方の難度を選ぶ。選ぶ基準は、「楽々立てる」ではなく「やや不安定」であることとする。足を前後にずらす(支持基底面を小さくする: 図 12 a→b→c→d)ことによって、バランスを保持するのが難しくなる。

慣れてきたら、手や腕、上体や全身を大きく使ってより不安定な姿勢をつくり、安定性を高める。また柔らかいフォームパッドなどを利用し、床の固さを変えることにより体性感覚系への刺激を高め、難易度を高め行なう。

図 12 体性感覚系への刺激を想定した運動

iv) 前庭系への刺激を想定した運動 (図 13)

頭位を前後左右 (図 13.abcd) に動かす, 回旋するなど前庭系への刺激をおこなった。はじめはゆっくり, 慣れてきたら速く行なう。ふらつきやめまいを起こすこともあるので, 注意して行わせた。目を閉じ, 更にタンDEM, セミタンDEMスタンスなど足位置を変え, 動作を加え, 複合的運動を行ない, 高度なものへと指導した。



a) 右回旋

b) 左回旋

c) 伸展

d) 屈曲

頭をゆっくりと動かす (左右、上下、回すなど)。はじめはゆっくり, 慣れてきたら速く行なう。ふらつきやめまいを起こすこともあるので, 注意して行なう。さらに目を閉じ, 更にタンDEM, セミタンDEMスタンスなど足位置を変え, 動作を加え, 複合的運動を行ない, 高度なものへと移行する。

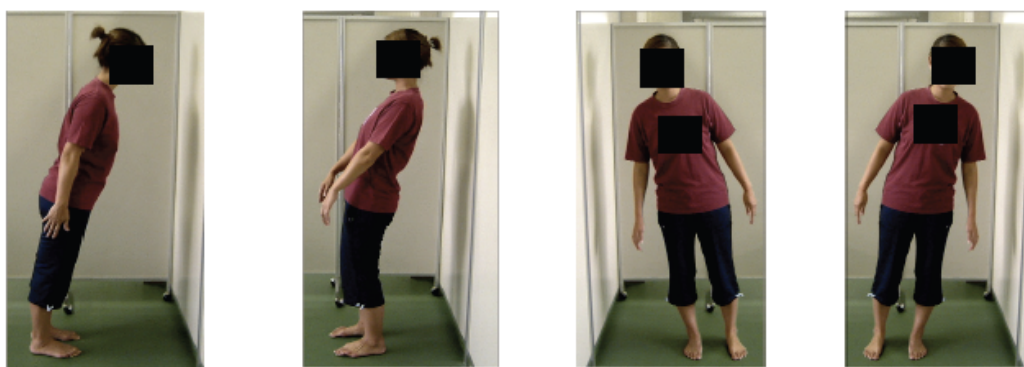
図 13 前庭系への刺激を想定した運動

v) 身体の傾斜 (前後左右斜め方向) による安定性の向上トレーニング (図 14)

バランス運動を行なう時には, 近くにすぐつかまることが出来る物 (椅子, 机, 壁など) があるところで, 裸足でおこなう。足底感覚を鍛えることに効果的である。また重心がどこにあるか確認しながら, 徐々に身体を傾けられる範囲 (重心移動範囲) を広げるように工夫した。足底感覚を鍛えることで体性感覚を刺激することを目的とした。また同時に身体を傾斜することで足関節に自体重がかかることにより, 足関節の底背屈筋の筋力強化を行なうことも目的とした。

両足を少し左右方向に開いて立ち, 身体は出来るかぎり, 真直ぐに保ちながら, 足底部が床から離れないように, 身体を前方へ傾ける (図 14 a)。足の裏のどの部分に最も圧力がかかっているかを確認しながら, これを後ろ (図 14 b),

左右(図 14 c,d), 斜め方向にもおこなう。身体の傾斜動作は, 小さい傾斜から大きい傾斜へ, ゆっくりした傾斜から速い傾斜へと徐々に変えておこなわせた。より傾斜を大きくそして動きを早めることで, 素早く反応し姿勢調整する目的で神経-筋運動システムへの働きかけることを目的とした。身体の傾斜を行なうことで体幹筋への自体重による筋力強化を行なう。体幹筋への筋力強化は, 側方方向への身体のコントロールを促すことも目的となる。



a) 前方傾斜 b) 後方傾斜 c) 右傾斜 d) 左傾斜

身体は出来るかぎり, 真直ぐに保ちながら, 足底部が床から離れないように, 身体を前方へ傾ける。足の裏のどの部分に最も圧力がかかっているかを確認しながら, これを後ろ, 左右, 斜め方向にもおこなう。身体の傾斜動作は, 小さい傾斜から大きい傾斜へ, ゆっくりした傾斜から速い傾斜へと徐々に変えて行なう。

図 14 身体の傾斜(前後左右斜め方向)による安定性の向上トレーニング

vi) 移動しながら行なう動的バランス運動 (図 15)

足を前後に位置させタンデムスタンスにし, 線上を真直ぐ歩くようにするタンデム歩行を取り入れた。前後のみならず, 8の字を描くように歩き難度を高めた(図 15 a→b→c→d)。立位から膝・腰を曲げかがむ姿勢をとり, もとの立位まで戻る動作などの動的バランス運動をおこなった(図 15 e→f→g→h)。これらの運動を, 第 1 期から最終期に向けて難度を上げ, 重心移動の速度を上げおこなった。これらの運動も体性感覚や素早く反応し姿勢調整する目的で神経-筋運動システムへの働きかけることを目的とした。



a) タンデム歩行

b) つま先歩き

c) 踵歩き

d) 8の字歩き



e) 立位

f) しゃがみ込み

g) ステッピング

h) フォームパッド上
ステッピング

足を前後に位置させタンデムスタンス(a)にし、線上を真直ぐ歩くようにするタンデム歩行を取り入れた。前後のみならず、8の字を描くように歩き(d)難度を高めて行なう。

立位(e)から膝・腰を曲げかがむ姿勢(f)をとり、もとの立位まで戻る動作などの動的バランス運動を行なう。

図 15 移動しながら行なう動的バランス運動

3) 測定項目および測定方法

バランスマスターを使用し、バランス能測定を行なった(詳細は、第四章 第二節 第一項 p15-21 の通り)。この節では追加で動的バランスのパフォーマンステストとして、Timed Up & Go テストを用いてバランスのパフォーマンステストとして用いている。

測定は、Rikli ら⁴⁵⁾の方法に準じた。測定方法は、背もたれの動かない椅子(高さ 42cm)を使用する。椅子がテスト中動かないように壁に固定する。椅子の先端から 8 feet (2.44 m) の場所にコーンを置く。被験者は、直立した姿勢で座り、大腿部に手を置き、僅かに片足を前にした姿勢で準備する。この際にいずれかの足をやや前に出す。検者の“スタート”の合図により、被験者が椅子から立ち上がり、できるだけ早足でコーンをまわり、椅子の位置に戻り座るまでの時間を計測した。このとき、走らないように指示した。予行練習をした後、2回測定し、最速値を記録とした。

4) データ解析

各変数について標準統計量を求めた。運動教室前後での変化を検討する場合には対応のある t-検定を用い、運動群と対照群の 2 群と経時的変化を評価する場合には繰り返しによる分散分析 (repeated measures ANOVA) によって比較検討した。交互作用 (群効果×経時効果) が認められた場合に運動の効果があったと判断した。非運動群を対照群として比較した。なお、統計的有意水準は 5% とした。介入前後の平均と標準偏差から効果量を求めた。測定値は、平均値±標準偏差で示した。

第三項 結果

1) 運動前の両群間の形態およびバランス能の差

介入(運動)前の年齢、身長、体重、SV、および LOS の平均値は、E 群と C 群の間に有意差が認められなかった。介入前の静的バランスの指標において E 群と C 群の間に有意な差が認められなかった。動的バランスにおいてもいずれも E 群と C 群の間に有意な差が認められなかった。

2) 運動の効果

3ヶ月に亘る運動効果について、静的バランスの結果を表16に示した。全ての変数において分散分析の結果、交互作用（群×経時効果）が認められなかった。効果量はE群がFoam-EOでの効果量が-0.88であったが、その他はいずれも小さかった。

表 16 バランス運動による運動効果 -静的バランス-

	運動群			非運動群			交互作用
	介入前	介入後	効果量 (Δ)	介入前	介入後	効果量 (Δ)	
Firm-EO (deg/sec)	0.28±0.07	0.25±0.05	-0.43	0.34±0.09	0.31±0.09	-0.33	n. s.
Firm-EC (deg/sec)	0.47±0.14	0.43±0.14	-0.29	0.51±0.14	0.48±0.11	-0.22	n. s.
Foam-EO (deg/sec)	0.84±0.16	0.70±0.13	-0.88	0.92±0.21	0.87±0.24	-0.24	n. s.
Foam-EC (deg/sec)	3.56±1.54	3.09±1.58	0.31	3.89±1.59	4.04±1.74	0.1	n. s.
SVcomp (deg/sec)	1.29±0.38	1.13±0.41	0.41	1.43±0.46	1.44±0.48	0.2	n. s.

注：平均値±標準偏差，固い台(Firm)フォームパッド(Foam)，開眼(eyes open:EO)

閉眼(eyes close:EC)，SVcompはFirm-EO，ECおよびFoam-EO，ECの4つのテストの平均値， Δ :効果量，n. s.:有意差なし

動的バランスの結果を表17に示した。RTcomp, MVLcomp, EPEcomp および MXEcomp は、いずれも交互作用（群×経時効果）が認められた。E群において、運動介入前のRTcompが1.14 secであったが、運動後に0.77 secとなり0.37 sec速くなった。運動前のMVLcompの平均値が2.0 deg/secであったが、運動後に4.1 deg/secとなり、2.0 deg/sec速くなった。運動前のEPEcompが47.0%であったが、運動後に64.2%となり17.2%改善した。運動前のMXEcompの値が58.6%であったが、運動後に79.0%となり20.4%改善した。一方、DCLcompは交互作用が認められなかった。しかしながら、Timed up and goテストのパフォーマンステストでも交互作用が確認された。

表 17 バランス運動による運動効果 -動的バランス-

	運動群			非運動群			交互作用
	介入前	介入後	効果量 (Δ)	介入前	介入後	効果量 (Δ)	
RTcomp (sec)	1.14 \pm 0.23	0.77 \pm 0.17	-1.61	1.08 \pm 0.29	1.07 \pm 0.18	-0.04	p <0.05
MVLcomp (deg/sec)	2.0 \pm 1.0	4.1 \pm 2.1	2.10	2.4 \pm 1.5	2.3 \pm 0.8	-0.07	p <0.05
EPEcomp (%)	47.0 \pm 12.3	64.2 \pm 14.0	1.40	42.7 \pm 9.6	44.7 \pm 9.1	0.21	p <0.05
MXEcomp (%)	58.6 \pm 11.5	79.0 \pm 15.1	1.77	57.3 \pm 13.7	61.5 \pm 11.2	0.31	p <0.05
DCLcomp (%)	63.6 \pm 10.0	72.0 \pm 8.0	0.93	65.8 \pm 10.9	67.4 \pm 7.5	0.17	n. s.
Timed up and go (sec)	6.1 \pm 1.4	6.0 \pm 1.7	0.70	6.7 \pm 2.0	6.1 \pm 1.4	0.3	p <0.05

注：平均値 \pm 標準偏差，反応時間(Reaction Time:RT)，移動時間(Movement Velocity:MVL)，初期到達点(Endpoint Excursion:EPE)，最高到達点(Maximum Excursion:MXE)，方向制御(Directional Control:DCL)，compは8方向の平均値， Δ :効果量， p ：有意確率，n. s.:有意差なし

第四項 考察

本研究は、バランス能が低いとされた高齢者に対して 12 週間に亘る運動を指導し、バランス能の改善の有無について検討することを目的とした。本研究では静的および動的な運動プログラムを採用したが、結果的には静的なバランスの改善が認められず、動的なバランス指標の変化のみが認められた。E 群では動的バランス指標である MXEcomp が 58.6%から運動後は 79.0%となり、20%程度の有意な改善が示された。同様に、EPEcomp は、47.0%から 64.2%へと 17.2%の改善が認められた。Greenspan ら⁷⁶⁾は、横方向への安定性の限界値を改善することは、転倒後の股関節骨折の予防につながると報告している。安定性の限界値の改善が認められたことは、転倒のリスクを軽減することを意味する。安定性の限界値は、主に移動距離を指標として用いられてきた。本研究では、初期到達点や最高到達点だけでなく、速度や反応時間も有意に改善していた。RTcomp は、E 群は C 群に比し 33%も反応時間が速くなり、MVLcomp で E 群は C 群に比しほぼ倍になり、EPEcomp も E 群は C 群に比し 36%の改善となった。重心の移動範囲を表す MXEcomp も E 群は C 群に比し 35%の改善となった。この点は高齢者のバランス能の特徴を調べた第五章（第二節）で示したように加齢に伴い、重心を移動することの出来る範囲の狭小化に加えて移動する速さや反応時間が遅延することが示されたことや、虚弱高齢者ではこれら素早く反応して動くことが出来る能力が低下しているという結果を考慮すれば、今回の RTcomp, MVLcomp の改善は注目される運動効果である。バランス能の低下が認められた高齢者で、バランスの直接測定の指標の全てに改善がみられていないが、動的バランス能の改善が認められたことは転倒のリスクの軽減を図ることが出来たと考える。また、間接測定のパフォーマンステストである Timed Up & Go テストのでも、交互作用が確認された。重心移動が狭小化しているバランス能低位者で、移動しながら向きを変える素早い動きのパフォーマンステストでの改善が認められたことは、大きな成果といえる。

また、本対象者の MXEcomp の水準をみると、Takeshima ら⁶⁹⁾が示した同年代の平均値とほぼ同等になっており、運動の介入によって一般高齢者の水準まで改善したという見方が可能といえよう。これまでに Islam ら⁶⁸⁾は、一般高齢者を対象にバランス運動の 3 ヶ月間の介入効果を調べている。その結果、安定性の限界値の MXE で前方 10%、後方に 74%、右に 31%、左に 18%の改善がみられ、後方と左右方向への有意な改善がみられたとの報告がある。

Islam ら⁶⁸⁾の報告は、MXEcomp では 3 割程度の改善となり、本研究対象者のようにバランス能が低下した虚弱高齢者でもバランス運動の効果は、MXEcomp では 35%の効果を確認され、運動の有用性が示唆された。

静的バランス能は、E群とC群との間に有意な差が認められなかった。Takeshima ら⁶⁹⁾は、静的バランスよりも動的バランスが低下しやすいと報告を行なっている。本研究から動的バランス能は、低下もしやすいが、改善も可能であることが示された。Shubert ら⁶⁷⁾は 8 週より少なく、週 2 回より少ない介入ではバランス運動の効果が認められないとの報告をしており、同時に 50 時間以上行なう必要も報告している。今回の介入は、12 週間に亘る、週 5.2 回の運動であったこと、また総運動時間は、51.2 時間に及んだことから改善がえられたと考える。しかしながら、ACSM 2011 年のガイドラインにあるように神経-筋運動システムに働きかけることは、敏捷性、バランス、運動技能の向上に有益であると言われているが、十分な資料報告が無く、また若者や中年での報告がなされているだけでありさらなる研究が必要である。本研究は、バランス能の低下した高齢者に対し神経-筋運動システムへの働きかけによる効果の現れとなる報告であり、これにより神経-筋運動システムへのどの程度の働きかけが必要なのか、質、量、回数、時間、様式など年齢に応じた適切な進行状況の解明の一助になると考える。

第五項 まとめ

本研究は、バランス能の低下した高齢者に対し、立位でのバランス運動の効果を検討した。運動介入前後では、静的バランスの結果からは、相互作用は認められず、Foam-EO のみが効果量は大きかったが、他は全て効果量も小さかった。動的バランスでは、RTcomp, MVLcomp, EPEcomp, および MXEcomp, のいずれにも相互作用がみられ、高齢者で重心の移動能力が低下し問題になる中で、重心を素早く動かすという速度の改善がみられ、支持基底面上の重心の移動範囲も増える結果となった。これらの改善の結果として、Timed Up & Go テスト、素早い動きで移動中に向きを変えて動く本テストの改善は、RTcomp, MVLcomp の改善の結果として注目される。虚弱高齢者の動的バランスは改善が可能である。

虚弱高齢者に対する立位による視覚系、体性感覚系、神経-筋運動システムに働きかけるバランス運動の介入効果は、動的バランスの改善が可能であ

ることが示唆された。

第二節 虚弱高齢者に対するバランス運動の効果-座位での効果-

第一項 目的

前章で示したように、本研究においても立位でのバランス運動によりバランス能が低下していた高齢者にも運動の有用性が示唆された。しかし、虚弱高齢者では長時間の立位維持が困難なケースも多く、座位での運動が導入する上で容易とみられる。しかし、過去の研究では多くが立位姿勢でのバランス運動によるものであり、座った際に生じる臀部等への体性感覚の刺激などからバランスへの効果も期待されているが、その効果は明らかにされていない。

本研究の目的は、デイケアサービスを利用する虚弱高齢者を対象に座位での前庭機能、体性感覚、神経-筋運動システムに働きかけるバランス運動を12週間に亘って指導し、運動効果を調べた。運動指標はバランスマスターを用いて前章で示したものと同様である。

第二項 方法

1) 対象者

名古屋市N区におけるデイケアサービス施設利用者で、3～4時間型通所リハビリテーションを利用する虚弱者高齢者（要支援1,2 要介護1）13名で以下の条件を満たすものを対象とした（表18）。男性の人数が少なかったが、今回の研究は介入前後の比較のみに視点を充てたために男女合わせて対象とした。

原因疾患から6カ月以上経過し状態の安定している、認知機能に問題のない、室内歩行能力が見守り程度以上の方、介入時点で特別なリハビリテーションや運動をおこなっていない、研究協力の承諾同意が得られた人を対象とした。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を得て実施した（承認番号：28）。

表 18 被験者の身体特性

n=13	
年齢 (歳)	75.8 ± 6.7
人数 (男/女)	3 / 10
身長 (cm)	152.8 ± 7.8
体重 (kg)	56.0 ± 10.6
BMI (kg/m ²)	24.3±3.1

注: 平均値±標準偏差

2) 運動プログラム

椅子（背もたれを使用しない）の上にバランス運動用の携帯型エアークッション（エアー圧式運動器具（エアークッション）とゆらゆらクッション（ミズノ社製，大阪）を敷いて，その上に座る姿勢をとり，座位のまま体幹運動（屈伸，側屈，回旋）や頭部回旋運動，股関節屈曲運動をおこなわせ，バランス運動を指導した。このエアークッションは，エアー圧の調整でバランス難度を変化させることが出来るが，エアー圧の程度は全て対象者に対して中程度（クッションの外周にしわが残る程度）とし，ほぼ同じとした（図 16）。最初 4 週間は慣れることを目的としたために運動が容易な肩幅程の歩隔で開始した。5 週目からは歩隔を狭めて支持面を小さくし，体性感覚系への刺激を高めて運動を行なうように促した。また歩隔を狭めて支持基底面を小さくすることで，自体重による足関節への金負担による筋力強化も目的とした。体幹の屈曲伸展運動により体性感覚系への刺激を高めて，体幹運動により自体重による筋力強化を行なうことも目的とした。体幹の屈曲伸展角度や運動の速度を変えることで，神経-筋運動システムへの働きも促した。



図 16 携帯型エア一圧式運動器具

表 19 座位によるバランス運動プログラム

-
- 運動期間と頻度
1 2 週間, 週 2 回
 - 運動プログラム
携帯型空気圧式運動器具を使用
 - ◇ 体幹前屈&後屈
 - ◇ 体幹側屈
 - ◇ 頭部回旋
 - ◇ 体幹回旋
 - ◇ 股関節屈曲運動それぞれ 2 0 回
-

a) 腰掛け座位姿勢でのバランス運動 (表 19)

体幹屈伸運動は、胸椎を曲げずに腰椎から屈曲するように指示し、姿勢が崩れない程度で運動を行なうように求めた。屈曲運動と伸展運動は交互に実施せずに、20回の屈曲運動が終了した後に、伸展運動をおこなった(図 17)。体幹の屈曲伸展運動により体性感覚系への刺激を高めて、体幹運動により自体重による筋力強化を行なうことも目的とした。



携帯型エア圧式運動器具

i) 座位

ii) 体幹の前屈

iii) 体幹の後屈

体幹屈伸運動は、胸椎を曲げずに(i)腰椎から屈曲するように指示し、姿勢が崩れない程度で運動を行ない、屈曲運動(ii)と伸展運動(iii)は交互に実施せずに、20回の屈曲運動が終了した後に、伸展運動を行なう。

図 17 腰掛け座位姿勢でのバランス運動

体幹側屈運動(左右)も体幹屈伸運動と同様に左右交互に実施せずに片方ずつおこなった。

体幹回旋運動(左右)は、体幹を屈曲しながら回旋運動をおこなうと脊椎にストレスが生じるために、体幹垂直位になるようにおこなった。左右交互に実施せずに片方ずつおこなった。(図 18) 体幹の屈曲伸展運動により体性感覚系への刺激を高めて、体幹運動により自体重による筋力強化を行なうことも目的とした。体幹への筋力強化は、側方への姿勢調整を促すことも目的とした。



i) 体幹の右側屈 ii) 体幹の左側屈 iii) 体幹の右回旋 iv) 体幹の左回旋
 体幹側屈運動（左右: i, ii）も体幹屈伸運動と同様に左右交互に実施せずに片方ずつ行なう。
 体幹回旋運動（左右: iii, iv）は、体幹を屈曲しながら回旋運動をおこなうと脊椎にストレスが生じるために、体幹垂直位になるように行なった。左右交互に実施せずに片方ずつ行なう。

図 18 体幹側屈運動(左右), 体幹回旋運動(左右)

頭部回旋運動（左右）は、体幹を動かさずに頭部のみを回旋するように運動を指導した。頸椎の損傷やめまいが生じないよう安全性確保のため、首の屈曲角度や回旋の大きさは、慣れてくるまでは小さくし、指導者が十分に観察しながら運動を見守って行なった。頭部回旋運動も左右交互に実施せずに、片方ずつ行なった（図 19）。頭部回旋運動は、前庭機能を促すことを目的に行なう。



i) 頭部左回旋運動

ii) 頭部右回旋運動

頭部回旋運動（左右: i, ii）は，体幹を動かさずに頭部のみを回旋するように運動を行なわせた。頸椎の損傷やめまいが生じたりすることのないよう，安全性確保のために十分に観察しながら運動を見守りで行なう。頭部回旋運動も左右交互に実施せずに，片方ずつ行なう。

図 19 頭部回旋運動(左右)

股関節屈曲（左右）は，運動中に体幹伸展による代償運動を利用しないように注意して運動を行い，ふらつきが生じる場合には，椅子の手すりを直ぐに保持するように指示した。股関節の屈曲角度は，少しずつ大きくするように指示し，対象者が可能な屈曲角度に留めた。股関節屈曲運動も左右交互に実施せずに，片方ずつおこなった（図 20）。股関節の筋力強化は，体幹の前後方向の姿勢調整を促すことも目的とした。



i) 右股関節屈曲



ii) 左股関節屈曲

股関節屈曲（左右: i, ii）は、運動中に体幹伸展による代償運動を利用しないように注意して運動をおこない、ふらつきが生じる場合には、椅子の手すりを直ぐに保持するように指示した。股関節の屈曲角度は、少しずつ大きくするように指示し、対象者が可能な屈曲角度に留めた。股関節屈曲運動も左右交互に実施せずに、片方ずつ行なう。

図 20 股関節屈曲(左右)

なお、全ての対象者には、毎回デイケアサービスの担当医によりメディカルチェックをおこない、怪我の予防や事故の回避を図り、安全性を確認して実施した。

b) 対象者がバランス運動以外に実施したその他デイケアサービスの内容

対象者は、上述のバランス運動以外に以下のプログラムを受けている。理学療法士または作業療法士による個別リハビリテーション（関節柔軟運動や口答による日常生活指導，運動指導：計 20 分程度），滑車を用いた肩関節周囲の柔軟運動（5 分程度）や他動マシンを用いた四肢・体幹の柔軟運動（20 分程度）およびマッサージ機器を利用したリラクゼーション（20 分程度），温熱療法（10 分程度）などを受けている。このために研究で介入した運動効果以外の影響も考えられるために、これらのプログラムも併用して行なっており記述する。しかし、基本的に特別にバランス能を意図的に高めるというものでもなく、本運

動で採用した運動よりも、さらに軽度の運動内容となっている。

一般にデイケアサービスによるリハビリテーション（運動器の機能向上支援プログラム）は、身体を強化するという視点による高強度トレーニングのみを取り入れるとするものでなく、リラクゼーションや受動式運動などによる軽運動も複合して実施している場合が多い。また今回、通所リハビリテーションによる一般的なプログラムは、本研究で採用した介入運動よりもさらに身体に対する生理的負担が小さく、トレーニング効果という点では低いとみられた。

1) 測定項目および測定方法

測定の詳細は 第五章第一節第二項に譲る。

2) データ解析

すべての変数について標準統計量を求めた。2 群間における各変数の比較には、対応のある t-検定によりおこない、なお統計的有意確率を示した。統計的有意水準は 5% とした。測定値は、平均値±標準偏差で示した。介入前後の平均と標準偏差から効果量を求めた。

第三項 結果

Firm-EO, Firm-EC, Foam-EO と SVcomp は、介入前・介入後に有意な変化は認められなかった。Foam-EC は、介入後に反対に重心動揺が有意に大きくなっていた（表 20）。効果量は、中から小程度であった(0.23~0.89)。

表 20 座位によるバランス運動の運動効果—静的バランス—

	介入前	介入後	効果量 (Δ)	前後比較
Firm-EO (deg/sec)	0.43 \pm 0.17	0.35 \pm 0.16	-0.45	n.s.
Firm-EC (deg/sec)	0.63 \pm 0.30	0.56 \pm 0.26	-0.23	n.s.
Foam-EO (deg/sec)	1.12 \pm 0.60	0.99 \pm 0.44	-0.23	n.s.
Foam-EC (deg/sec)	2.31 \pm 0.76	2.99 \pm 1.21	0.89	$p < 0.05$
SVcomp (deg/sec)	1.13 \pm 0.37	1.22 \pm 0.48	0.25	n.s.

注: 平均値 \pm 標準偏差, 固い台(Firm) フォームパッド(柔らかい台:Foam), 開眼(eyes open: EO) 閉眼(eyes close: EC), SV comp は Firm-EC,EO および Foam-EC,EO の4つのテストの平均値, n. s.: 有意差なし

RTcomp, MVLcomp, EPEcomp, MXEcomp, DCLcomp は, いずれの指標でも介入前後において, いずれも有意な変化が認められなかった(表 21)。いずれの指標の効果量は小さかった(0.06~0.48)。

表 21 座位によるバランス運動の運動効果—動的バランス—

	介入前	介入後	効果量 (Δ)	前後比較
RTcomp (sec)	1.13 \pm 0.37	1.11 \pm 0.37	-0.06	n.s.
MVLcomp (deg/sec)	3.14 \pm 1.84	2.56 \pm 1.45	-0.31	n.s.
EPEcomp (%)	59.7 \pm 20.1	63.1 \pm 17.0	0.17	n.s.
MXEcomp (%)	76.9 \pm 17.2	81.5 \pm 16.0	0.27	n.s.
DCLcomp (%)	76.3 \pm 6.9	79.6 \pm 4.0	0.48	n.s.

注: 平均値 \pm 標準偏差, 反応時間(Reaction Time: RT), 移動速度(Movement Velocity: MVL) 初期到達点(Endpoint Excursion: EPE), 最高到達点(Maximum Excursion: MXE), 方向制御(Directional Control: DCL), comp は 8 方向の平均値, n. s.: 有意差なし

第四項 考察

本研究では、虚弱高齢者における座位でのバランス運動の効果を検討した。運動前後でみると静的および動的バランス指標のいずれも有意な改善が認められなかった。静的バランスでの効果は、フォームパッド上で閉眼時のテスト条件下において反対に運動後に重心の揺れが大きくなっており、運動指導による効果は認められなかった。Rogers ら⁷⁷⁾は、平均年齢 70.4 歳 17 名を対象にバランスボールを使用した、腰掛け座位でのバランス運動により、フォースプレート上での重心動揺検査で、振幅、速度、傾きなどは、左右方向に 9%、速度は 13%の改善が認められ、ファンクショナルリーチテストでは、333mm から 401mm へ、20.3%改善がみられたとしている。立位維持困難者に対し、座位でのバランス能の向上は、安全な手法である。臀部に対する体性感覚刺激、自体重による下肢・体幹への筋力強化、前庭機能への刺激、および神経-筋運動システムに働きかけなどをおこなうことによってバランス能への効果が期待できるとみられたが、実際には効果が認められなかった。Howe ら⁷⁸⁾は、座位でのバランス運動では、立位のバランス能を改善出来ないとの報告を行なっている。本研究使用したバランス能測定装置が、立位での測定であることも結果が得られなかったことの一つの要因と考えられる。また、Shubert ら⁶⁷⁾は、8 週より少なく週 2 回より少ない介入ではバランス運動の効果は認められないと報告しており、個々は本研究も満たしているが、同時に 50 時間以上行なう必要も報告しており本研究はこの点は満たしておらず、今後の課題と考える。

本研究結果から虚弱高齢者でのバランス能は、座位での前庭機能、体性感覚系、神経-筋運動システムに働きかけるバランス運動を用いても改善することは困難であったことから、立位でのバランス運動の実践がバランスの改善に重要であると考えられた。

高齢者や虚弱高齢を対象にバランス運動を行なう場合には、安全性の確保は重要である。バランス運動を取り入れるに際しては、対象者の体調や運動前のバランス能の評価は重要であり、バランス水準を考慮したバランス運動の指導が重要である。本対象には含まれないが、低体力で立位困難者に配慮されたバランス運動の取り組みが重要である。

本研究の取り組みにより、バランス能の低い立位困難者でのバランス能の改善には、まず立位時間の延長を促す訓練が必要と考える。立位困難者に対

しては、座位での体幹・股関節周囲筋への働きかけにより立位姿勢の安定を目指し、さらに前庭機能、体性感覚系、神経-筋運動システムに働きかける立位でのバランス運動をすることが必要と考えられる。

バランス能の改善には、座位ではなく立位での取り組みが重要であることが示唆された。今回の対象者が少人数であったために男女合わせて処理したが、性差も含めて運動効果についてはさらに例数を増やして検討することが今後必要と考える。

第五項 まとめ

虚弱高齢者への座位でのバランス運動の効果に着いて検証した。静的および動的バランスの指標である SV および LOS の間に改善が認められなかった。静的バランスのフォームパッド上で閉眼時のテスト条件下において、反対に運動後に重心の揺れが大きくなった。臀部に対する体性感覚刺激、自体重による下肢・体幹への筋力強化、前庭機能への刺激、および神経-筋運動システムに働きかけなどをおこなうことによってバランス運動の効果が期待できるとみられたが、実際には効果が認められなかった。

本研究の取り組みにより、バランス能の改善には、座位ではなく立位での取り組みが重要であることが示唆された。いかに立位を維持、改善し、バランス能の改善に取り組むかが、バランス能に改善に重要であることが示唆された。

第七章 研究の限界

第一節 標本抽出に伴う限界

本研究における参加者は、母集団から無作為に抽出された集団ではない。本研究の対象は、地域在住中高齢者であり、参加希望を地域の保健所、老人会などの協力を得て公募したものである。参加者の中には疾患を持っているが運動は禁忌でないことが医学的に確認できた被験者も含まれる。健康状態、地域、ライフスタイルの異なる集団でもあり、本研究における標本抽出に伴う限界がある。

第二節 募集方法に伴う限界

本研究は各自治体の事業の一環として位置づけられており、被検者の募集方法は各自治体によって実施された。従って、予め被検者に運動方法や群の選択を強制するといったことができないために、研究デザインとしては、無作為抽出でない。対象者の募集には何らかの偏りが生じた可能性は否定できないため、募集方法に伴う限界がある。

第三節 対照設定に伴う限界

本研究においては地域・家庭型運動の効果を検討するために対照群を設けた。運動の効果や非活動的または加齢に伴う変化などでは運動を行なった群がその後運動を止めるなどの **cross study** といったデザインが有効であるが、健康づくりのための研究であり、運動効果消失をみるといった研究は倫理上からも実行が困難であり、対照群の設定に伴う研究の限界がある。

以上の限界を伴うが、バランス運動の有用性を示すにあたり、評価器の信頼性を示し、バランス能の評価の有効性を示すことが出来た。このことにより、静的バランス指標の変化、および動的バランス指標の変化を比較検討することが可能となり、加齢による影響、および一般高齢者と虚弱高齢者での相違を示すことが出来た。この相違より動的バランスの指標である反応時間および移動速度の相違が示され、これに重きを置いたバランス運動をおこなった。

バランス運動の有用性を示すとともに、虚弱者高齢者においても、バランス能の改善が示された。

第八章 結論

第一節 本論文の要約

本博士論文では、バランス能力の劣る高齢者および介護を受けている虚弱高齢者に対する運動の効果을明らかにしたものである。近年高齢者のバランス能の維持と予防を目指す上では、従来からの筋力の強化のみでは十分といえず、むしろバランス能を高める、いわゆるバランス運動の実践が求められている。しかし、これまでの研究は多くが比較的元気な高齢者、健常人を対象とした介入研究が大半であり、虚弱者への運動効果やバランス能の特徴などはあまり示されていない。このために本研究では高齢者、とりわけ虚弱またはバランス能の低下している高齢者を対象に運動効果を検討することを試み、その実施にあたって事前にバランス能を評価する指標を決定し、その指標による加齢や体力の相違などを比較し、低いと評価された高齢者への運動方法の検討を行い、有効な運動方法を示すことであった。

課題-1 バランスマスターによるバランス評価の基礎的検討を行い、バランス能の加齢による影響を検討した。(第五章)

高齢者と中年者の比較から、静的バランスの指標である Firm-EC, Foam-EO, Foam-EC に有意な低下がみられた。動的バランスの指標も RTcomp, MVLcomp, EPEcomp, MXEcomp, および DCLcomp に有意な低下が示され、いずれも加齢に伴って顕著な低下が示された。このうち動的バランス指標の RTcomp と MVLcomp は、2.0%/年、2.8%/年の相対的低下が大きく、高齢者の重心移動は移動距離よりも、素早く反応し動けるかという点で劣ることが明らかとなった。

虚弱高齢者は一般高齢者に比べて静的なバランス指標で Firm-EO, Firm-EC, Foam-EO が有意に低かった。一方、Foam-EC は一般高齢群と虚弱高齢群で有意差が認められなかった。元気な高齢者においても床面が柔らかい状態で閉眼時においては重心動揺が大きいうことが明らかとなり、こうした環境下での転倒へのリスク管理が必要とみられた。動的バランス指標では、虚弱高齢は一般高齢者に比べて RTcomp, MVLcomp, EPEcomp, および MXEcomp がいずれも有意に低下していた。しかし、DCLcomp には両群で有意

な差が認められなかった。これらのことから、加齢に伴いバランス能が低下することが明らかとなり、かつ介護を要する人やバランスの低下した人は明らかに転倒のリスクが高くなるとみられ、その改善が必要と考えられた。

課題-2 虚弱高齢者のバランス評価と運動の有用性の検討（第六章）

バランス能が低下しているとみられた高齢者を対象に12週間の地域型運動（1日/週，90分/日）と家庭型運動を併用したバランス運動の指導を指導した。バランス運動は、日誌より運動教室での取り組みを含め、5.2日/週，256分/週であった。動的バランス指標ではDCLcompを除きRTcomp, MVLcomp, EPEcomp, およびMXEcompはそれぞれ交互作用が認められ、運動の効果が観察された。Timed Up & Goテストのパフォーマンステストでも交互作用が認められた。このことは、重心移動範囲の狭小化の改善を示し、移動時のバランス能の改善が示された。一方、全ての静的バランスの指標において交互作用が認められず、運動効果が示されなかった。

虚弱高齢者は、長時間の立位姿勢が困難という人も少なくないために座位でのバランス運動効果を検討したが、静的および動的バランス指標のいずれも運動介入前後で効果が認められなかった。

虚弱高齢者においても、バランス運動を実践することにより、動的なバランス能が一般高齢者の水準まで改善できることを見出した。この点は本研究の成果である、立位姿勢時の静的バランスの改善や座位姿勢でのバランス運動の効果は認めておらず、虚弱高齢者の転倒予防とリスク軽減のための具体的な運動方法については、さらなる検討と工夫が必要である。

第二節 生体情報への貢献

近年高齢人口の急増する中でいかに長期に亘り高齢者が自立していけるかが大きな課題となっており、この課題は世界共通の問題でもある。自立を損なう原因に転倒—骨折—寝たきりというパターンが憂慮される。転倒にはとりわけ、筋力、バランス、歩行能の低下が大きな要因とされ、虚弱者に対する支援としての具体的な運動方法が求められてきた。とりわけ筋機能の低下が注目され、レジスタンス運動の方法が検討され、詳細なガイドラインも作成されて

いる。しかし、バランス運動の効果やその方法についてはいまだ不明な点が多い。本研究は、とりわけ虚弱またはバランス能が低下した高齢者に対する運動の効果を検討したものである。本研究結果からは、実際に転倒が起こる際は移動または歩行中といった状況が報告されており、運動の実践で動的バランス指標に改善が認められたことは注目される点である。一方、座位による運動の効果には特異性があることを明示する必要がある。立位での運動の困難さを感じて座位での運動実践をおこなっている全国の老人施設やリハビリテーションが多く存在するものとみられるが、座位で得られるバランス運動の効果は小さいことを認識する必要があるといえよう。

健康づくりと自立維持のための高齢者に対する運動は、安全でかつ科学的根拠のある運動方法でなければならない。本研究結果より、バランス能の低下した高齢者においても短期間のバランス運動の実践により運動有効が認められ、健常な高齢者への運動指導に加えて虚弱者への正しい運動習得と適切な運動指導が可能になるという結果が示された。より良い運動方法やメニューの提示が求められるが、高齢者の自立維持や支援のために質の高い運動処方への展開が期待できると考える。

本研究は健康科学、延いては生体情報系への貢献が期待できると考える。

謝辞

本研究に際して多大な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。終始研究のご指導をいただきました桑江彰夫教授、実際に指導をしたいただいた元名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科高次生体情報竹島伸生教授（現鹿屋体育大学）に心より謝意を表します。また審査いただきました副査で外部審査員の名古屋大学鈴木重行教授、名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科田島譲二教授、高石鉄雄教授に心より謝意を表します。

引用文献

1. 厚生労働省編. 厚生労働白書 平成 24 年版. 東京(2012)
2. 総務省「国勢調査」、社会保障・人口問題研究所「日本の将来推計人口（平成 24 年 1 月推計）」（出生中位・死亡中位）、厚生労働省「人口動態統計」
3. Gryfe CI, Amies A, Ashley MJ. A longitudinal study of falls in an elderly population: I. Incidence and morbidity. *Age Ageing*, 6(4):201-10, 1977
4. 安村誠司：高齢者の転倒・骨折の頻度. *日医雑誌* 122(13)：1945—1949, 1999
5. Kannus P., Parkkari J., Koskinen S., et al. Fall-induced injuries and deaths among older adults. *JAMA*, 281: 1895-1899. 1999
6. Fife D., Barancik J. I. Northeastern Ohio trauma study: III. Incidence of fractures. *Ann Emerg Med*, 14(3): 244-248, 1985
7. 『研究報告第 4 回大腿骨頸部骨折全国頻度調査成績 2002 年における新発生患者数の推定と 15 年間の推移／折茂肇、坂田清美』*日本医事新報* 4180: 25-30 2004
8. Lindsay R. The burden of osteoporosis: cost. *Am J Med*, 98(2A): 9S-11S, 1995
9. M. E. ロジャース, 竹島伸生, N. L. ロジャース. 転倒野内の要因および外的要因. 転倒予防のためのバランス運動の理論と実際(竹島伸生と ME ロジャース編), ナップ, 東京, pp3-9, 2010
10. American Geriatrics Society, British Geriatric Society, American Academy of Orthopedic Surgeons Panel on Falls Prevention. Guideline for the prevention of falls in older persons. *J Am Geriatr Soc*, 49: 664-672, 2001
11. Lord S.R., Dayhew J. Visual risk factors for falls in older people. *J Am Geriatr Soc*. 49(5):508-15, 2001
12. Kochera A. Falls among older persons and the role of the home: an analysis of cost, incidence, and potential savings from home modification. *Issue Brief (Public Policy Inst (Am Assoc Retired Pers))*, Mar;(IB56):1-14, 2002
13. Gregg E. W., Pereira M. A., Caspersen C. J., et al. Physical activity, falls, and fractures among older adults: A review of the epidemiologic evidence. *J Am Geriatr Soc*, 48(8): 883-893, 2000
14. Bhala R. P., O'Donnell J., Thoppil E. P. Phobic fear of falling and its clinical management. *Phys Ther*, 62: 187-190, 1982

15. Murray M. P., Seireg A. A., Sepic S. B. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J Bone Joint Surg Am*, 57(4): 510-517, 1975
16. Tinetti M. E., Richman D., Powell L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. *J Gerontol*, 45: 239-243, 1990
17. Chandler J. M., Duncan P. W., Sanders L., Studenski S. The fear of falling syndrome: relationships to falls, physical performance of daily living in frail older persons. *Top Geriatr Rehabil*, 11: 55-63, 1996
18. Buchner D. M., Cress M. E., Wagner E. H. The Seattle FICSIT/Move It study: the effect of exercise on gait and balance in older adults. *J Am Geriatr Soc*, 41: 321-325, 1993
19. Powell L. E, Myers A. M. The activities-specific balance confidence (ABC) scale. *J Gerontol A Biol Med Sci*, 50A: M28-M34, 1995
20. 公益財団法人長寿科学振興財団「健康長寿ネット」(2014/3/21 アクセス), <http://www.tyojyu.or.jp/hp/menu000000100/hpg000000002.htm>
21. Hopkins DR, Murrah B, Hoeger WWK, Rhodes RC. Effect of low-impact aerobic dance on the functional fitness of elderly women. *Gerontologist* 30:189-192, 1990
22. Binder E.F., Brown M., Craft S., et al. Effects of a group exercise program on risk factors for falls in frail older adults. *JAPA*, 2:25-37, 1994
23. Reinsch S., MacRae P., Lachenbruch P.A., et al. Attempts to prevent falls and injury: a prospective community study. *Gerontologist*, Aug;32(4):450-6, 1992
24. American College of Sports Medicine. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults. Guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sports Exer*, 43: 1334-1359, 2011
25. 中村隆一. 基礎運動学, 第6版, 医歯薬出版, 東京, pp.152-155, 2009
26. Cheung W.H., Mok H.W., Qin L., et al. High-frequency whole-body vibration improves balancing ability in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil*, Jul;88(7):852-7, 2007
27. Hageman P. A., Leibowitz J. M., Blanke D. Age and gender effects on postural control measures. *Arch Phys Med Rehabil*, 76: 961-965, 1995
28. Rogers M.E., Rogers N.L., Takeshima N., et al. Methods to evaluate and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Prev. Med.* 36: 255-264, 2003

29. Lord SR. Visual risk factors for falls in older people. *Age Ageing*, 35 Suppl 2: ii42-ii45, 2006
30. Lord S.R., Clark R.D., Webster I.W. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol.* 46(3):M69-76, 1991
31. Lord S. R., Clark R. D., Webster I. W. Visual acuity(?) and contrast sensitivity in relation to falls in an elderly population. *Age Ageing*, 20: 175-181, 1991
32. Lord S. R., Rogers M. W., Howland A., et al. Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. *J Am Geriatr Soc*, 47:1077-1081, 1999
33. Lord S. R., Ward J. A., Williams P. Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *J Am Geriatr Soc*, 42: 1110-1117, 1994
34. 貴邑富久子. シンプル生理学, 改訂第2版, 南江堂, 東京, pp. 98-100, 1994
35. 大地睦男. 生理学テキスト, 第一版, 文光堂, 東京, pp. 139-141, 1993
36. Choy N. L., Johnson N., Treleaven J., et al. Balance, mobility and gaze stability deficits remain following surgical removal of vestibular schwannoma (acoustic neuroma): an observational study. *Aust J Physiother*, 26: 211-216, 2006
37. Lackner J. R., DiZio P., Jeka J., et al. Precision contact of the fingertip reduces postural sway of individuals with bilateral vestibular loss. *Exp Brain Res*, 12: 459-466, 1999
38. Aniansson A., Rundgren A., Sperling L. Evaluation of functional capacity in activities of daily living in 70-year-old men and women. *Scand J Rehabil Med*, 12: 145-154, 1980
39. Cwikel J., Fried A. V. The social epidemiology of falls among community-dwelling elderly: guideline for prevention. *Disabil Rehabil*, 14: 113-121, 1992
40. Lord S. R., McLean D., Stathers G. Physiological factors associated with injurious falls in older people living in community. *Gerontology*, 38: 338-346, 1992
41. Fitzpatrick R., Rogers D. K., McCloskey D. I. Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *J Physiol*, 480: 395-403, 1994
42. Berg K. O., Wood-Dauphinee S. L., Williams J. I., et al. Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. *Can J Public Health*, 83, Suppl 2: S7-S11, 1992
43. Duncan P.W., Weiner D.K., Chandler J., et al. Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol.* 45(6):M192-7. 1990

44. Rikli, R., and C. J. Jones. Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. *J. Aging Phys. Act.* 7:129-161, 1999
45. Murray M. P., Seireg A. A., Sepic S. B. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *J Bone Joint Surg Am*, 57(4): 510-517, 1975
46. Bauer C., Gröger I., Rupprecht R., Gassmann K. G., et al. Intra session reliability of force parameters in community-dwelling older adults. *Arch Phys Medi Rehabil*, 89 (10): 1977-1983, 2008
47. Lafond D., Corriveau H., Hébert R., et al. Intra session reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(6): 896-901, 2004
48. Okada S., Hirakawa K., Takada Y., et al. Relationship between fear of falling and balance ability during abrupt deceleration in aged women having similar habitual physical activities. *Eur J Appl Physiol*, 85(6): 501-506, 2001
49. 山内知子健康と機能的自立維持を目指すための高齢者における well-rounded exercise の有効性. 名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科博士論文, 名古屋, pp32, 2004
50. Blum L., Korner-Bitensky N. Usefulness of the berg balance scale in stroke rehabilitation: A systematic review. *Phys Ther*, 88(5): 559-566, 2008
51. Skelton D. A., Kennedy J., Rutherford O. M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age Ageing*, 31(2): 119-25, 2002
52. Lord S. R., Clark R. D., Webster I. W. Physiological factors associated with falls in an elderly population. *J Am Geriatr Soc*, 39(12): 1194-200, 1991
53. Tinetti M. E., Doucette J., Claus E., et al. Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. *J Am Geriatr Soc*, 43(11): 1214-1221, 1995
54. Grüneberg C., Bloem B. R., Honegger F., et al. The influence of artificially increased hip and trunk stiffness on balance control in man. *Exp Brain Res*, 157(4): 472-485, 2004
55. Bloem B. R., Allum J. H., Carpenter M. G., et al. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? *Exp Brain Res*, 130(3): 375-391, 2000
56. Rogers M. W., Mille M. L. Lateral stability and falls in older people. *Exerc Sprrt Sci Rev*, 31(3): 182-187, 2003

57. Wu, G. The relation between age-related changes in neuromusculoskeletal system and dynamic postural responses to balance disturbance. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 53(4): M320-M326, 1998
58. Takeshima N., Rogers N. L., Rogers M. E., et al. Functional Fitness Gain Varies in Older Adults Depending on Exercise Mode. *Med Sci Sports Exerc.* Nov;39(11):2036-2043, 2007
59. Rooks D. S., Kiel D. P., Parsons C., et al. Self-paced resistance training and walking exercise in community-dwelling older adults: effects neuromotor performance. *J Gerontol A Bio Sci Med Sci*, 52(3): M161-M168, 1997
60. Topp R., Mikesky A., Wigglesworth J., et al. The effect of a 12-week dynamic resistance strength training program on gait velocity and balance of older adults. *Gerontologist*, 33(4): 501-506, 1993
61. Shaw J. M., Snow C. M. Weighted vest exercise improves indices of fall risk in older women. *J Gerontol A Bio Sci Med Sci*, 53 (1): M53-M58, 1998
62. Wolfson L., Whipple R., Derby C., et al. Balance and strength training in older adults: intervention gain and Tai Chi maintenance. *J Am Geriatr Soc*, 44: 498-506, 1996
63. Latham N. K., Bennett D. A., Stretton C. M., et al. Systematic review of progressive resistance strength training in older adults. *J Gerontol A Bio Sci Med Sci*, 59(1): 48-61, 2004
64. Orr R., Raymond J., Fiatarone Singh M. Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults: A systematic review of randomized controlled trials. *Sports Med*, 38(4): 317-343, 2008
65. Gregg E. W., Pereira M. A., Caspersen C. J., et al. Physical activity, falls, and fractures among older adults: A review of the epidemiologic evidence. *J Am Geriatr Soc*, 48(8): 883-893, 2000
66. Day L., Fildes B., Gordon I., et al. Randomized functional trial of falls prevention among older people living in their own homes. *BMJ*, 325(7356): 128, 2002
67. Shubert T. E. Evidence-based exercise prescription for balance and falls prevention: a current review of the literature. *J Geriatr Phys Ther*, 34(3): 100-108, 2011

68. Islam M. M., Nasu E., Rogers M. E., et al. Effects of combined sensory and muscular training on balance in Japanese older adults. *Prev Med*, 39(6): 1148-1155, 2004
69. Takeshima N., Islam M. M., Rogers M. E., Narita M., et al. Pattern of age-associated decline of static and dynamic balance in community dwelling older adults. *Geriatr Gerontol Int*, Aug 29. doi: 10.1111/ggi. 12132, 2013
70. Choy N.L., Brauer S., Nitz J. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, Jun;58(6):525-30, 2003
71. Bohannon R. W., Larkin P. A., Cook A. C., et al. Decrease in timed balance test scores with aging. *Phys Ther*, 64(7): 1067-1070, 1984
72. 藤澤 宏幸, 武田 涼子, 植木 章三 地域在宅高齢者における最大サイドステップ長と運動能力および転倒との関係. *理学療法学*, 32(7), 391-399, 2005
73. Lord S.R., Dayhew J. Visual risk factors for falls in older people. *Age Ageing*, Sep;35 Suppl 2:ii42-ii45, 2006
74. Shaffer S.W., Harrison A.L. Aging of the somatosensory system: a translational perspective. *Phys Ther*, Feb;87(2):193-207, 2007
75. 竹島伸生. バランス運動の実際. 転倒予防のためのバランス運動の理論と実際(竹島伸生とME ロジャース編), ナップ, 東京, pp61-73, 2010
76. Greenspan S.L., Myers E.R., Kiel D.P., et al. Fall direction, bone mineral density, and function: risk factors for hipfracture in frail nursing home elderly. *Am. J. Med*, 104:539-545, 1998
77. Rogers M.E., Fernandez J.E., Bohlken R.M. Training to reduce postural sway and increase functional reach in the elderly. *J Occup Rehabil*, Dec;11(4):291-8, 2001
78. Howe T. E., Rochester L., Neil F., et al. Exercise for improving balance in older people (Review). *Cochrane Database Syst Rev*, 9;(11):CD004963. 2011