



Nagoya City University Academic Repository

学位の種類	博士（生体情報）
報告番号	乙 第1858号
学位記番号	論 第 8 号
氏 名	加藤 芳司
授与年月日	平成 27 年 6 月 24 日
学位論文の題名	高齢者の日常生活動作(ADL)維持の為に必要な椅子立ち上がりパワー評価法に関する研究
論文審査担当者	主査： 高石 鉄雄 副査： 鈴木 善幸, 種田 行男

名古屋市立大学大学院 博士学位論文

高齢者の日常生活動作(ADL)維持のために必要な
椅子立ち上がりパワー評価法に関する研究

2015年

加藤 芳司

名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科

目次

	頁
第一章 序論(緒言)	1
第一節 研究の背景と目的	1
第二節 用語の定義	3
第二章 文献研究	5
第一節 高齢者における筋パワーの維持向上の必要性	5
第二節 パワー測定方法の種類と特徴	6
第三節 日常生活動作(ADL)の評価法	10
第四節 パワートレーニング・パワー評価法に関するレビュー	14
第三章 研究課題	18
第一節 研究課題	18
第四章 高齢者における椅子立ち上がりパワー測定法の開発に関する検討	20
第一節 目的	20
第二節 方法	21
第一項 パワー評価について	21
第二項 椅子立ち上がりパワー測定値のセット間および施行 順における相違について	27
第三項 椅子立ち上がりパワー評価の再現性	28
第四項 椅子立ち上がりパワー評価の客観性	29
第五項 椅子立ち上がりパワー評価の妥当性	30
第六項 対象者への説明と同意	35
第七項 統計処理	35
第三節 結果	36
第一項 椅子立ち上がりパワー測定値のセット間および施行 順における相違について	36
第二項 椅子立ち上がりパワー評価の再現性(信頼性)	42
第三項 椅子立ち上がりパワー評価の客観性	44
第四項 椅子立ち上がりパワー評価の妥当性	46
第四節 考察とまとめ	48
第一項 CSP 最大値決定の妥当性	48
第二項 測定値の再現性・客観性	50

	第三項 測定値の妥当性	51
第五章	高齢者における椅子立ち上がりパワーの性差と加齢との関係	53
	第一節 目的	53
	第二節 方法	54
	第一項 対象	54
	第二項 測定内容と変数および測定の手順	55
	第三項 統計処理	55
	第三節 結果	56
	第四節 考察	59
	第五節 まとめ	60
第六章	高齢者の椅子立ち上がりパワーの評価と自立維持のために必要なパワー水準の検討	61
	第一節 目的	61
	第二節 方法	62
	第一項 対象	62
	第二項 測定内容と変数および測定の手順	63
	第三項 統計処理	64
	第三節 結果	64
	第四節 考察	69
	第五節 まとめ	71
第七章	虚弱高齢者に対する椅子立ち上がりパワー評価法の有用性およびトレーニングによる変化と日常生活動作との関係	72
	第一節 目的	72
	第二節 方法	72
	第一項 対象	72
	第二項 運動プログラム	73
	第三項 介入効果の指標	74
	第四項 統計処理	74
	第三節 結果	77
	第四節 考察	80
	第五節 まとめ	82
第八章	研究の限界	83

第一節	定義に伴う限界	83
第二節	対象者の要介護水準に伴う限界	83
第三節	標本抽出に伴う限界	84
第四節	募集方法に伴う限界	84
第五節	対象群の設定に伴う限界	84
第六節	使用機器による限界	85
第九章	結論	86
第一節	本論文の要約	86
第二節	生体情報への貢献	88
謝辞		88
引用文献		90
付録	関連する資料	99

第一章 序論 (緒言)

第一節 研究の背景と目的

日本の人口は2008年の1億2千800万人をピークに下降し始め、2030年以降、毎年約100万人ずつ人口が減少すると言われている。また、2050年になるとその数は9700万人以下に減少し、そのうちの65歳以上人口の割合は約40%に達する(国立社会保障・人口問題研究所, 2013)¹⁾。したがって、わが国では認知症や要介護の高齢者の数は、今後も益々増えていくものとみられる。こうした背景から、長期に自立した生活を営むための社会的システム作りが求められている。これまで高齢者の健康増進、自立維持、機能回復など、高齢者への介護予防の一環として、加齢に伴う筋量や筋力の低下を予防する目的で筋力トレーニングが推奨されてきた。筋力トレーニングは、有効な運動頻度、回数、負荷量等が明らかにされており、国内外において、運動処方ガイドラインが示されている(ACSM, 2011; Pollock ら, 1994; 厚生労働省「エクササイズガイド2006」, 2006)^{2)・4)}。

一方、要介護高齢者が自立して生活できる能力を取り戻すためには、日常の生活動作を限られた時間内に完了させるのに必要な動作の俊敏さが求められ、従来の筋力向上のみに主眼を置いた方法に留まらず、速度やパワーを向上させる運動の実践が必要であることが指摘されている(Porter, M. M.2006; Tschopp, M.2011)^{5)・6)}。筋力は、動きを伴わない、あるいは非常にゆっくりした動きの中で力を発揮する能力を指すのに対し、パワーは任意の力を素早い動きのなかで発揮する能力で、加齢とともに筋力より顕著に低下するとされている(Bassey, E.J.ら, 1992; Skelton, DA.ら, 1994)^{7)・8)}。パワー低下は高齢者にとって日常

生活における起居や移動に関わる能力を低下させ、さらに転倒のリスクを高めることから、筋力トレーニングよりもパワートレーニングを行う方が高齢者の身体機能を向上させるとの報告もある(Miszko, T.A.ら, 2003)⁹⁾。たとえば、椅子から立ち上がるなどの起居動作では歩行に比べて約3倍の大腿部および臀部の筋力が必要となるため、たとえ何かにつかまって立ちあがってから自分の脚でゆっくり歩くことができたとしても、円滑な起居動作ができない場合には日常生活に支障をきたすことになる。高齢者の脚伸展パワーに関する研究は増えてはいるものの(Earles, D.R.ら, 2001; Hruda, K. V.ら, 2003; Reid, K. F., 2008; Regterschot, G.R.ら, 2014)^{10)・13)}, その評価のあり方や方法, それを維持・向上させるためのトレーニングの方法などはいまだ確立していない。

さらに、これまでの研究は身体活動に支障のない健常高齢者を対象としたものが大半であり、すでに日常生活に支障のある要介護レベルの高齢者の起居動作時のパワー(力学的数値)を測定評価する方法, パワーの基準値, トレーニングによるその変化などに関する報告は見当たらない。

これらの現状に鑑み、本研究では“自立”を“自力で椅子から円滑に立ち上がれる能力を備えた状態”と定義し、その際に必要なパワーを椅子立ち上がりパワー(Chair Stand Power. 以下 CSP)とした上で次の内容について検討する。すなわち、本研究の目的は、従来スポーツ選手などのパワー測定に用いられてきたLDT式測定装置(FitroDyne社; 詳細後述)を使用し、1)高齢者のCSPを評価する方法を開発すること、2)CSPと加齢との関係を明らかにすること、3)CSPと自立度との関係を明らかにし、自立に必要な最低限度のCSPの基準値を決定すること、4)起居動作トレーニングによる運動効果をCSPが反映するかを明らかにすることである。

第二節 用語の定義

1) パワー（筋パワー，脚伸展パワー，動的パワー）

パワーとは力学において仕事率を意味する言葉であり，単位時間になされる仕事を指す。MKS 単位においては，仕事(J)=力(N)×距離(m)と表され，これを時間(s)で割ったものがパワー(W = J/s)である。体力科学の分野では，パワー はしばしば 力(N)×速度(m/s)で表わされる(金子, 1988)¹⁴⁾。T. K. Cureton. (1947) はパワーを「非常に爆発的な努力をする能力であり，最大努力で全身を動かす能力」と説明している¹⁵⁾。一般に肘関節屈曲や膝関節伸展等，単一の関節運動からなるパワーを筋パワーと称することが多く，体力科学，リハビリテーションの領域における筋パワーに関する研究では下肢に関するものが大半であり，その名称は，股関節と膝関節を同時に伸展させる運動を脚伸展パワー，座位姿勢で膝関節の動作のみ行うものを膝伸展パワーという名称で区分することもある。

体力科学においては，運動能力の構成要素として筋力，持久力，敏捷性，柔軟性，平衡性に加えてパワーも項目の1つに含まれている(Cureton, T. K., 1947)¹⁵⁾。本邦においては“瞬発力”と訳されているが，瞬発力としての体力は，あくまでも跳んだり，投げたりする時の“高さ”や“距離”を尺度とし，力学的なパワーそのものではない場合が多い。

2) 筋力

筋力とは、筋肉の収縮によって生じる力のことであり、その能力は、たとえば握力計のような測定器に対して動きを伴わずに発揮される最大随意筋力(Maximum Voluntary Contraction ; MVC)、あるいはバーベルやダンベルのような物体を最大1回持ち上げられる重量で持ち上げることの出来る最大重量(One Repetition Maximum; 1RM)によって評価される。筋力は筋収縮による筋緊張そのものではなく、骨と関節で作るテコによって筋収縮力の大きさと方向が変換され、最終的に外部に発揮された力が筋力といえる。

筋に負荷または抵抗をかけながら筋を収縮させる運動をレジスタンス運動と呼び、筋肉はレジスタンス運動の繰り返しにより筋力の向上が図られる。従来、重力を利用したウェイトを用いることが主流であったが、最近では空気圧式、油圧式などのマシンやゴムバンドあるいはチューブ等を使ったレジスタンス運動も筋力増強のためのトレーニングに利用されている。

3) 機能的自立, 機能的体力

機能的自立 (Functional Independence) とは、基本的な身の回りの動作能力を持ち合わせるだけでなく、家事ができる、庭の手入れができる、外出ができる、スポーツができるなどの生活機能を持ち、自立した日常生活を営むことができる状態をいう。この機能的自立に必要な体力を機能的体力 (Functional Fitness) という。これまでに機能的体力を評価する種々のパフォーマンステストが作成されている。代表的なものとして Rikli and Jones (1990) が提唱した “Senior Fitness Test” がある¹⁶⁾。

第二章 文献研究

第一節 高齢者における筋パワーの維持向上の必要性

加齢に伴い、身体活動レベルが低下し、その結果、筋量減少、身体機能の低下、障害へのリスク増加という悪循環が生じる。加齢に伴う筋量の減少は Sarcopenia (筋肉減少症) と言われており (Rosenberg, 1989)¹⁷⁾、筋量は 50 歳を過ぎると、毎年約 1~2% ずつ消失する (Marcell, 2003)¹⁸⁾。筋量の減少は、筋の横断面積の減少を意味し、筋力低下を引き起こす。Metter ら (1997) および Aniansson ら (1992)^{19), 20)} によると、筋力は 50 歳までは維持されるが、その後 70 歳代までは 10 年毎に約 15% ずつ低下し、それ以降はさらに急激に低下するといわれている。このため従来、筋力の低下が高齢者の自立機能の減退に影響すると考えられ、筋力づくりが推奨されてきた。

一方、筋パワーは 30 歳代から低下が始まり、60 歳代を過ぎると筋力は 1 年で 1~2% ずつ低下するのに対して、筋パワーは 3~4% 低下するとの報告がある (Petrella ら, 2005)²¹⁾。筋パワーの低下率の方が高い原因は、タイプ I 筋線維 (遅筋) に比べて収縮速度が速いタイプ II 筋線維 (速筋) が、加齢とともに選択的に萎縮するためである (Lexell and Taylor, 1990)²²⁾。さらに、高齢者では神経伝導系の加齢変化が生じるとみられ、この伝導速度が加齢に伴い、遅延することが過去の実験で示されている (Norris, A. H. ら, 1953; Sato, A. ら, 1985)^{23), 24)}。第一章で示した通り、最近では、筋力低下よりもパワー低下の方が日常生活の中で問題となり、素早く動けることが自立維持の点で必要であると考えられ、パワー低下は高齢者にとって日常生活での移動動作能力の低下や転倒のリスクを増大させることが明らかになっている。また、筋力トレーニングより、パワートレーニングを行う方が高齢者の

身体機能を向上させたとの報告もみられる(Miszko, T.A.ら, 2003 ; Sayers ら, 2005)^{9), 25)}。

第二節 パワー測定方法の種類と特徴

「パワー(仕事率)」とは、力学的には“単位時間になされる仕事”と定義される。仕事率は、仕事/時間=力×距離 / 時間=力×速度でも示すことができる。パワーは身体能力を示す評価指標の1つである。一般的に、筋パワーの測定は、瞬時または数秒かけて行なうもの、数十秒全力を発揮するものなど、時間条件の異なる方法がある(会田ら, 1992)²⁶⁾。

・等速性筋力測定装置

特定の単関節を対象として、等速性筋力測定機器(Cybex®, Biodex®等)を用いて筋パワーを評価する測定方法がある。等速性筋力測定機器は、レバーアームの回転軸に関節の運動軸を合わせ、肢節をパッドでレバーアームに固定することにより、関節運動をレバーアームの動きに同期させて関節トルク(単位: N・m)や関節の伸展屈曲におけるパワー(単位: N・m/s)を計測するものである。この装置は、運動関節角速度を多段階に変えることができ、関節角速度と筋力から筋パワーを算出できる。Cybexを用いた研究からは再テスト法により級内相関が $r=0.94$ であったと報告されており、テストの信頼性が高いとみられている(Vandewalle ら, 1987)²⁷⁾。等速性筋力測定装置は、測定方法の中では比較的安全性の高い方法ではあるが高価で機器自体が大きいので場所をとり、機器の操作方法も複雑なため一般的ではない。この装置は限られた施設での利用になるだけでなく、等速という条件自体が人間本来の動作(形態)を反映しておらず、実用的ではない。

・階段駆け上がりテスト (マルガリアテスト)

フィールドテストとして Margaria ら (1966)²⁸⁾が開発したテスト法であり、階段を最大速度で駆け上がる動作からパワーを算出するものである。測定には、段差が 15~19cm の高さがある 15 段以上の階段を用い、8 段目と 12 段目のところに被検者が通過すると反応する光電管またはマット式スイッチを設置する。被検者は、階段の 2 m 手前からスタートして、全力で階段を駆け上がる。概ね加速が落ち着き、走行速度が定常となる 8 段目から 12 段目までの時間を測定し、その間の速度を算出する。等速度であることは、力は体重と等しい事となり、 $\text{パワー} = \text{力} \times \text{速度} = \text{体重} \times \text{速度}$ の式を元に、パワー(単位：W)が導き出される。このマルガリアテストの再テスト法による相関は $r=0.85 \sim 0.90$ であり、信頼性が高いとみられている (Vandewall ら, 1987)²⁷⁾。

しかし、このテスト法は、健常高齢者を対象とする報告は見られるが (Yoshitake ら, 1999; Bassey ら, 1992; Bean ら, 2007; Tiedemann ら, 2007)^{28), 7), 29), 30)}、転倒のリスクを伴うため高齢者に推奨されるものではない。また、高齢者の中には自力での階段昇降がままならない体力水準の人もあり、この方法は高齢者のパワー測定方法としては適切でない。

・自転車全力こぎテスト(ウインゲートテスト)

ウインゲートテストは、1970 年代にイスラエルのウインゲート研究所で開発された専用の自転車 (エルゴメータ) を最大努力下でこぐテスト法である。最大筋パワー(単位：W)や筋持久力の評価に世界で最も用いられているテストであり、テストの信頼性が高いことが示されている (Vandewalle ら, 1987; 岩田ら, 2005)^{27), 31)}。しかし、妥当性については比較すべきパワー測定法が存在せず、検証がなされていない。高強度の無酸素運動(短距離

走、短距離水泳、垂直跳び等)とウィングートテストとの比較検証を行った研究では、有意な相関関係が認められている(岩田ら, 2005)³¹⁾。

ウィングートテストは、通常、測定を受ける人の体重で規定される一定のクランク抵抗(単位:N)に対して全力でペダルを30秒こぎ続けることが要求され、1分間あたりのクランクの回転数で示す速さ(単位:m/s)とクランク抵抗との積によってパワーが算出される。また目的に応じて開始時3秒間または5秒間の最大パワーや30秒間の平均パワーが評価に利用される。このテスト法は高いレベルでのパワー発揮を継続することで筋や関節のみならず心肺系にも負担がかかるため、若年者を対象に使用されるのが一般的であり(Fehlingsら, 2004; Parkerら, 1992; Tiroshら, 1990)³²⁾⁻³⁴⁾、筆者の知る限り高齢者を対象とした報告は見当たらない。

・垂直跳びテスト (Sargent jump test)

1921年にD. A. Sargentによって“体力テスト”として考案され³⁵⁾、その後L. W. Sargent(1924)によって「筋パワーテスト」と名づけられたフィールドテストである³⁶⁾。力学的パワーを垂直跳びのパフォーマンス、すなわち跳躍高(m)で評価するもので本邦においても体力測定の一つとして認知されている。最近ではフォースプレートの開発によって跳躍時のピークパワーや平均パワーを単位Wで算出して評価することもできるようになった(金子ら, 2005)³⁷⁾。高齢者においては、着地時の転倒等の危険が伴うテスト法であり、跳躍高が必要となるため、ある一定の体力水準を有しないとテスト自体が実施できない点で、評価の対象は限定される。

- ・ フォースプレート(床反力測定器または重心動揺測定器)によるパワー評価

フォースプレートは 1990 年代頃から歩行分析, バランス能力, 力, パワーといった研究に使用されてきた(Iwan, 2006)³⁸⁾。平坦な長方形の硬質ガラスを 4 つのセンサーで支持する構造が一般的であり, 各センサーが検出した前後左右上下の 3 方向の力を数学的に処理することで力やパワー, 重心の位置などを算出する。リハビリテーションの分野では医療機器として, 静的なバランス能力を, 足圧中心(COP: Center of Pressure)から得る情報をもとに重心動揺を評価し, 治療方針の決定に用いられている。足底から地面に加えた力は, 直接フォースプレートで経時的に記録できることから, これと被検者の体重をもとにパワーの算出が可能となる。フォースプレートは, 剛性の高い金属あるいは硬質ガラス板と, 工業用の計測機器にも使われているひずみゲージあるいは圧電素子などで構成されており, 体力測定の現場で使用される握力計や背筋力計などと比べて極めて測定精度が高いという特徴がある。ただし, 強固にできているため重量が大きい, 比較的が高価, 床埋め込み式が多く測定環境が限定されるなどの問題点がある。

その他, 下肢のパワーをパフォーマンス(跳んだ距離, 単位: cm)で評価するフィールドテストとして立ち幅跳びがある。文部科学省が 2000 年に示した新体力テストには 6 歳から 64 歳までの評価表が準備されているが, 65~79 歳を対象としたテストではパワー評価するテスト項目が見当たらない(文部科学省, 2000)³⁹⁾。このように, 高齢者に対するパワーの評価法はいまだ確立していないといえる。

第三節 日常生活動作（ADL）の評価法

ADL (Activities of Daily Living) は、日常生活動作あるいは日常生活活動と言われている。具体的には、セルフケアといわれる食事、更衣、整容（身だしなみ）、トイレの動作、入浴などの身辺動作、車いすやベッドへの移乗、あるいは平地歩行や階段昇降、排尿、排便時の排泄コントロールが評価対象となっている。これらは“基本的 ADL”と呼ばれている。加えて、バスに乗って買い物に行く、食事の支度をする、電話をかける、家計を管理するなど、基本的 ADL 項目を応用した難易度の高い動作を“手段的 ADL”という。

ADL 評価は、疾患を有する虚弱者に対してリハビリテーション等の治療、あるいは介入内容の検討や経過を把握の際に用いる評価尺度の 1 つである。ADL 評価法は、量的評価（点数化）が多く、評価尺度が自立、介助、一部介助等の順序尺度が用いられている。尺度の数は評価法により様々であり、その数が少ない程、被検者に対する判定で検者間の一致率が高まるという長所がある反面、介入変化をとらえる感度が低いという問題がある。反対に尺度が多い場合は高い感度とはなるが、信頼性が低下しやすいという短所がある。

ADL の評価には様々な方法が存在する。それぞれが長所、短所を持ち合わせるが、代表的な指標を以下に示す。

- Barthel index(バーセルインデックス)

Mahoney & Barthel (1965)によって開発され、ADL 評価法の中でよく利用されている。本邦においては最も用いられている指標とされる⁴⁰⁾。他の ADL テストに比べ、専門職以外にも容易に理解でき、短時間で比較的正確な評価が得られる利点がある。項目には、食事・移乗・整容・トイレ・入浴・歩行（移動）・階段昇降・更衣・排便・排尿の 10 種類があ

る。満点 100 点が全自立を示し, 60 点が部分自立, 40 点が大部分介助, 0 点は全介助となる。

Barthel index から介助の段階付けと配点を調整し, 細分化した Modified Barthel index (Granger ら, 1979)⁴¹⁾ もあり, 評価項目は 10 項目で, 総合点は 100 点である。また, 介助量は 5 段階となっている (付録-表 1)。

- Functional Independence Measure(FIM, 機能的自立度評価法)

FIM は, 1983 年から Granger らによって開発された。特に介護負担度の評価が可能であり, ADL 評価法の中では, 信頼性と妥当性が高いと言われている (Granger ら, 1990)⁴²⁾。セルフケアや移動などの運動領域は, Barthel index と同じ内容のものとなっているが, 項目がより多く 13 項目となっている。Barthel index と FIM の運動領域との間には高い相関関係が認められている⁴²⁾。また新たに認知系の領域としてコミュニケーション, 社会的交流の 5 項目を加え, 合わせて 18 項目となっている。この評価は, それぞれの項目で自分で 25 %未満しか行えない「全介助」の 1 点から, 自分で行える「完全自立」の最高が 7 点として 7 段階に分けられている。そのスコアは介助の時間と間に相関が高いとの報告がある⁴²⁾。しかし, 調査時間がかかることが実用性の点から課題が残る (付録-表 2)。

- Katz index (カツインデックス)

1963 年に Katz らによって発表された ADL 評価指標の一つである。Katz は, ADL の項目の難しさには一定の順序があると考え, どの項目まで出来るかを基準に ADL のレベルを採点する。Katz Index は入浴, 更衣, トイレ移動, 移乗, 排尿・排便コントロール, 食事の 6 項目からなり, 項目毎に自立か依存のいずれかを判定する。7 段階 (A から G) の評価を行なわれている⁴³⁾。

- **Kenny self-care evaluation** (ケニー式セルフケア評価)

Schoening ら (1968) によって発表された評価法である。ベッド上の活動, 移乗, 移動, 更衣, 身体の清潔, 食事の 6 項目から構成され, さらに各項目に小項目が含まれている。小項目は全依存 0 点, 自立 4 点, その中間は, 介助量により 1~3 点として大項目ごとに平均点を算出し, 合算して判定を行なう。最高点は 24 点となっている⁴⁴⁾。

- **Pulses プロフィール**

1957 年に発表された評価法である (Moskowitz and McCann, 1957)。評価は身体状況, 上肢機能, 下肢機能, コミュニケーションと視覚, 排尿, 排便機能, 支援的要素の 6 項目から構成され, 各項目で 4 段階の評価尺度がある。全項目の総得点で判定を行い, 完全自立は 6 点, 全介助は 24 点となる⁴⁵⁾。

- **老研式活動能力指標**

古谷野ら (1987) により開発された評価法である。ADL を 13 項目で評価を行い, 各項目が, 手段的自立, 知的能動性, 社会的役割の 3 つに振り分けられ, 項目 1~5 が手段的自立, 項目 6~9 が知的能動性, 項目 10~13 が社会的役割となっている。各項目に対して「はい」「いいえ」で回答を求め, 高齢者に対する自記式の尺度として開発されている⁴⁶⁾ (付録-表 3)。

以上, 代表的な ADL 評価指標を示したが, 現在世界において最も用いられている指標は Barthel index と FIM の 2 つとみられる。Granger ら(1990)⁴²⁾ は, Barthel index の改良版作成にも関わり, その後 FIM の開発に至っているが, FIM は Barthel index の発展

または修正型ともとらえる事ができる。この FIM と Barthel index の2つの指標が国内外で多く利用されている。これらの評価は臨床現場で簡単に利用できるというメリットを有するが、評価に専門家の判断や主観に依存する部分も否定できず、さらなる研究も必要とみられている。

第四節 パワートレーニング・パワー評価法に関するレビュー

高齢者に対するレジスタンストレーニング研究は、1990年代に入って数多く行われており、筋力や筋機能の改善が国内外で報告されている (Brown ら, 1990; Charette ら, 1991; Fiatarone ら, 1990; McCartney ら, 1996)⁴⁷⁻⁵⁰。これらの研究を背景に、アメリカスポーツ医学会を始め諸学会のガイドラインでは、レジスタンストレーニングの負荷を1RM (Repetition Maximum) の50%~80%程度とし、息を止めることなく比較的低速で動作を反復するよう定めている。

既述のように、高齢者の身体機能の自立維持のためには筋力に加えてパワーの維持向上も重要なものとみなされるようになってきている (Bean ら, 2002; Cuoco ら, 2004; Sayers ら, 2005; Suzuki ら, 2001)^{51), 52), 25), 53)}。しかし、高齢者のパワートレーニングに関する介入研究の報告はまだ少なく、至適な運動強度、頻度などの設定方法や身体機能、ADLとの関係は明らかにされていない点が多い。

Fielding ら(2002) は、高齢女性を対象として、高強度 (70% 1RM) の負荷量で、動作速度を速めたパワートレーニングと低速の動作速度でのレジスタンストレーニングとの比較研究を行い、16週間の介入後パワートレーニング群のピークパワーの改善はレジスタンストレーニング群に比べ有意に高かったことを示している³²⁾。一方、パワートレーニングの効果は、従来のレジスタンストレーニングと効果に変わりがないという報告もある (Sayers ら, 2003)⁵⁴⁾。Earles ら (2001) は、低強度のパワートレーニング群とウォーキング群の比較を行い、パワートレーニング群のみ、脚伸展パワー (最大パワー) が有意に改善したが、両群とも起居能力やバランス能力などを含む身体パフォーマンステストの成績、6分間歩行テストの歩行速度に改善が認められなかったとしている¹⁰⁾。Miszko ら(2003) は、

16 週間、1RM の 40%強度でのパワートレーニングとレジスタンストレーニングを行い、筋力、柔軟性、バランス能、持久力からなる機能的パフォーマンステストのスコアが、パワートレーニング群において有意に高かったと報告している⁹⁾。また、de Vos ら (2005) は、被験者を 1RM の 20%、50%、80%のでそれぞれトレーニングを行う 3 群に分け、8~12 週間、速度を意識したトレーニングを実施したところ、3 群とも筋パワーの変化率が同程度 (14~15%) であったと報告している⁵⁵⁾。しかし、これら Miszko ら(2003)や deVos ら (2005) の研究では、パワーの改善による ADL や自立機能への影響あるいは効果について示されていない^{9), 55)}。また、高齢者に対するパワートレーニング研究の多くは慢性疾患等を有しない健常な高齢者を対象としたものであり、日常生活に支障が生じている虚弱な体力水準にある要介護高齢者に対するパワートレーニングの効果についての報告は決して十分とは言えない状況である(表 1-1)。

高齢者のパワー評価法については、特に体力水準の低い高齢者を対象とした評価法のスタンダードは、未だ確立しておらず、その評価法の妥当性等の検証も少ない。こうした中で、対象を若年者、健常高齢者まで広げて先行研究を見ると、古くは、等速性筋力測定機による“力と速度”の関係を元とする、単一関節のパワー評価の報告が見られる(金子, 1979)⁵⁶⁾。同じく金子ら(1984)⁵⁷⁾は、“力と速度”の関係を測定する装置として過去には頻繁に用いられてきた重力の負荷を利用した測定法(荷重法: Kaneko.1970)⁵⁸⁾と張力変化を一定に保つことができるゼンマイ型スプリング(等張力スプリング)を用いた膝伸展運動装置による脚筋パワー評価方の検討を行い、いずれの測定方法でもほぼ同様の“力と速度”とパワーの関係が得られる事を報告した。

吉武ら(2010)は、平均年齢76歳の男女それぞれ24名に対して段差17.5cmの階段を6段駆け上がる階段駆け上がりテストのパワーと脚伸展パワー測定器(アネロプレス3500, コ

ンビ社)によるパワー評価値との比較を行い、男性: $r=0.683$, 女性: $r=0.492$ の有意な関係を示し、階段駆け上がりテストの有用性について報告している⁵⁹⁾。

本研究で使用する LDT 式測定機器(FitroDyne®)を用いた再現性を検証する報告としては、若年者 30 名を対象とした Squat Jump Test と Biceps Curl Test による検証報告があり、いずれのテストにおいても再現性(ICC=0.97)が確認された(Jennings, C.L.ら 2005)⁶⁰⁾。しかしながら、本研究とは測定項目や測定方法、対象者は異なっている。総じて、虚弱な体力水準にある高齢者を対象とした LDT 式測定法の信頼性、客観性、妥当性の報告は現状では見当たらない。

表 1-1 高齢者に対するパワートレーニング研究

Study	年齢	性別	運動 部位・内容	期間	回数・時間	負荷量	power 評価方法	Power 結果	筋力 結果	ADL 結果	その他
Earles et al., 2001	70歳以上 健康者	男7名 女11名	下肢 筋力・パワー	12週間 週3回	10回 3セット	自体重,+4-12% のウェイトベスト 着用	leg extension (keiserA400)	↑ 22%-150%*	↑ 22%	変化なし	
Fielding et al., 2002	65歳以上 健康者	女15名	下肢 筋力・パワー	16週間 週3回	8回 3セット	1RM 70%	leg extension knee extension	↑ 35-97%*	↑ 35-45%*	評価せず	
Sayers et al., 2003	65歳以上 健康者	女15名	下肢 筋力・パワー	16週間 週3回	8回 3セット	1RM 70%	Stair Climb	↑ 10%*	評価せず	↑*	バランス ↑8%*
Miszko et al., 2003	65-90歳 健康者	男5名 女6名	上肢,下肢 筋力・パワー	16週間 週3回	6-8回 3セット	1RM 40%	Anaerobic Power (The Wingate anaerobic cycle test)	↑ 8%	↑ 12-13%*	↑*	
Hruda et al., 2003	76-90歳 要介護者	男5名 女13名	下肢 筋力・パワー	10週間 週3回	4-8回以上 1セット	セラバンド使用 明確な負荷示さず	knee extension (Biodex)	↑ 44-60%*	↑ 25-30%*	↑*	
Bean et al., 2004	70歳以上 健康者	男10名	上肢,下肢 筋力・パワー	12週間 週3回	10回 3セット	自体重,+2%の ウェイトベスト 着用	leg extension (Keiser)	↑ 12-30%*	評価せず	↑*	
Kongsgaard et al., 2004	65-80歳 肺疾患患者	男6名	下肢 筋力・パワー	12週間 週2回	8回 4セット	1RM 80%	leg extension (Nottingham Power Rig)	↑ 19%*	↑ 14-18%*	↑*	
Henwood & Taaffe,2005	60-80歳 健康者	男5名 女10名	上肢,下肢 筋力・パワー	8週間 週2回	8回 3セット	1RM 33%, 55%, 75%	knee extension (Cybex)	↑ 17-30%*	↑ 21-82%*	↑*	
Orr et al., 2006	60歳以上 健康者	男11名 女17名	上肢,下肢 筋力・パワー	12週間 週2回	8回 3セット	1RM 20%, 50%, 80%	leg extension (keiserA400)	↑ 14-15%*	↑ 13-20%*	↑*	
Kieran F Reid et al.,2008	65-94歳 地域在住 高齢者	男26名 女31名	下肢 筋力・パワー	12週間 週3回	8回 3セット	1RM 70%	leg press knee extension peak power 1RM40%・70%	↑*	有意差なし	変化なし	
Ana Pereira et al., 2012	60歳以上 健康者	女56名	上肢,下肢 筋力・パワー	12週間 週3回	10-12回3セット 60分	1RM 40%, 50%, 60%	vertical jump ball throwing	↑ 14-40%*	↑ 57-61%*	評価せず	
Astrid Zech et al., 2012	65-94歳 施設 入所者	男女 69名	上肢,下肢 筋力・パワー バランス	12週・24 週・36週 週2回,60分	マシンを用いて concentric相は 速く,eccentric 相はゆっくり	Borgスケール 10-19の範囲 で漸増	5回連続椅子から の起居時間	有意差なし	有意差なし	12週目↑* 24,36週目 変化なし	
G.Ruben et al., 2014	70歳以上 健康者	男10名 女16名	下肢 筋力・パワー バランス	8週間週1回 のグループ指 導と毎日の自 宅訓練	グループ指導 60分 自宅訓練30分	自体重でのSTS 速度変化	hybrid motion sensor	↑ 10-19%*	↑ 5.2%*	評価せず	バランス ↑1.9%*

* : p<0.05

STS: sit to stand(椅子からの起居動作)

第三章 研究課題

第一節 研究課題

我が国では今後、急速に高齢化が進み、2050年には1人の若者（20～64歳）が1人の高齢者（65歳以上）を支えるという厳しい社会が訪れると予測されている（総務省“国勢調査”，厚生労働省“人口動態統計”2012）⁶¹⁾。高齢者の健康づくりや自立維持が極めて重要視される時代を迎えており、その具体策として、運動の実践が期待されている。

効果的な運動を実践するためには、はじめに体力を評価し、それに基づいて運動処方を立て、運動効果を判定し、プログラムの修正をはかるという手順が高齢者にも必要である。本研究は、こうした社会が求める高齢者の健康づくり、自立維持のために必要とされる体力要素の中から、脚パワー（本研究では椅子立ち上がりパワー:CSPとして表現）の重要性に着目したものである。本研究は、体力水準の低下した高齢者にも使用可能なCSP評価法を開発すること、CSPの性差および加齢との関係を明らかにすること、自立維持のために必要なCSPの水準を決定することを目的とし、さらに運動介入を高齢者に対して行うことによって得られたADLの変化をCSPが反映するかについて検討することである。これらを順次明らかにするために、以下の課題を設定した。

課題-1 椅子立ち上がりパワー測定法の開発に関する検討（第四章）

本論文で用いた高齢者のCSP測定の信頼性、客観性、妥当性を調べるとともに、加えて、起居動作回数間での差異を明らかとし、被検者各自の測定値採用の根拠についての

検討も行い、本研究で用いる測定方法の有用性を明らかにする。

課題-2 椅子立ち上がりパワーの性差と加齢の関係 (第五章)

地域に在住する健常高齢者から介護福祉施設を利用する要介護レベルにある高齢者を対象として CSP の測定を行い、得られた測定値と加齢との関係を調べる。

課題-3 椅子立ち上がりパワー評価と自立維持のために必要な水準 (第六章)

地域に在住する健常高齢者と要介護(介護福祉施設を利用する)高齢者の CSP の比較から非自立の可能性増大につながる CSP の下限閾値を求める。

課題-4 虚弱高齢者に対する椅子立ち上がりパワー評価法の実用性およびトレーニングによる変化と日常生活動作との関係(第七章)

虚弱高齢者(福祉施設に入所し、要介護状態)を対象として起居動作および ADL の改善が見込めるトレーニングを行わせ、その効果を CSP がどこまで反映できるかを調べることによって CSP 評価法の介入現場での実用性について検討する。

第四章 高齢者における椅子立ち上がりパワー測定法の開発に関する検討

第一節 目的

記述のように高齢者の自立した生活機能の維持には従来の筋力づくりに加えて速度やパワーの維持向上が必要である。本研究では、LDT(Linear Displacement Transducer)方式による測定器(FitroDyne®, スロバキア)を用いて高齢者の起居動作時のパワー評価法に関する基礎的検討を行う。このLDTによる測定機器は、これまでには若年者や競技者のパフォーマンス向けの評価に用いられてきた (Rhea & Kenn, 2009; Rhea ら 2008)^{62), 63)}。しかし高齢者に対する評価に用いられたことはなく、本研究が提案する方法により算出される値に対しての信頼性、客観性および妥当性を調査する必要がある。今日まで虚弱な体力水準にある高齢者を対象としたパワー評価の取り組みは報告されておらず、測定機器自体もスタンダードと言えるものは存在しない。

本研究では、高齢者向けのCSP評価法の開発を目的に、高齢者を対象にLDT方式によるCSP評価の測定回数順による相違の検討を行い、加えて再現性(信頼性)、客観性について検討した。また、起居動作あるいは起居と動作が似ている垂直跳び等のパワー測定に用いられることもある、W単位の評価値が求められるフォースプレートを使用することで、本研究でのパワー評価法の妥当性についても調査した。

第二節 方法

第一項 パワー評価について

1) 測定装置について

CSP の評価には、LDT 式自動測定器 (FitroDyne[®], スロバキア) を使用した(図 1-1 : 右)。この装置には、本体内部には回転方向の機械的変位量をデジタル量に変換する位置センサーであるロータリエンコーダが内蔵されている。本体に装備されたワイヤーを引き出すときにワイヤーにかかる張力と引き出された長さを感じ、アナログ信号を出力する。出力信号はパーソナルコンピュータに 500Hz にて A/D 変換されたのちに取り込まれ、専用の解析ソフトを使ってワイヤーの張力、速度、パワーなどを計算する (図 1-1 : 左)。

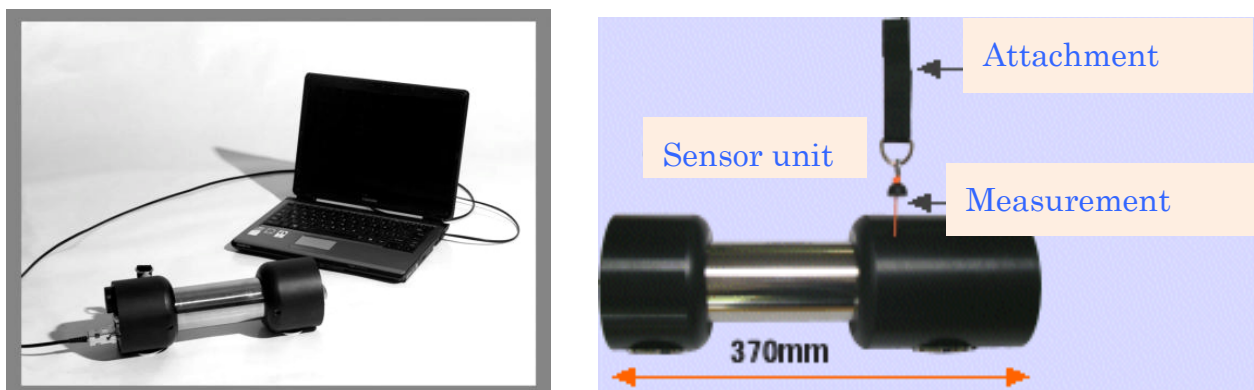
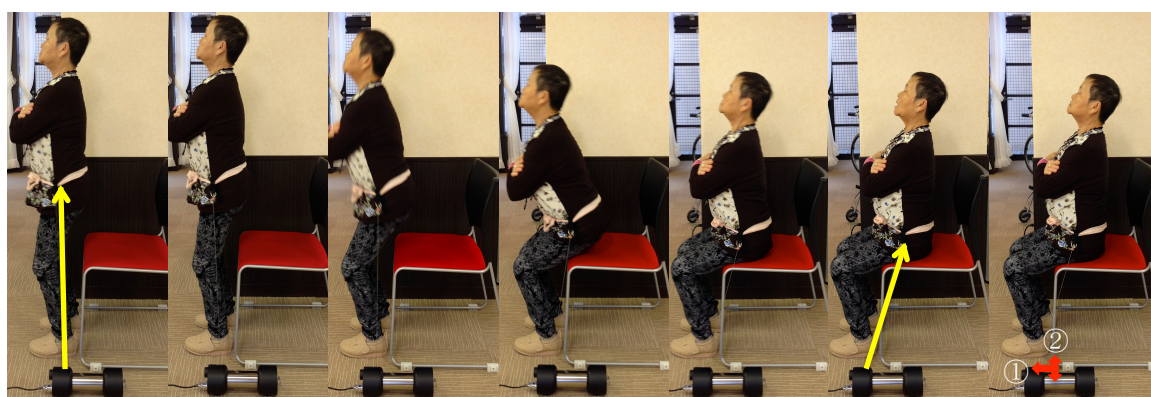


図 1-1 LDT 式パワー測定器の外観とセンサーユニット詳細図

2) 測定方法

a) 機器の配置

起居動作能力に関する過去の研究では、動作分析、筋電図での筋出力評価、起居動作時間などの目的のために様々な座面高で行なっているのが散見できる(Janssen W.GM ら 2002)⁶⁴⁾。本研究では本邦国内で一般に普及しており、日常生活で最も利用する頻度の高い座面高である家具サイズ JIS 規格 5 号の座面高 42cm の椅子の高さを用いた。左右の腸骨上に腰紐を巻き、片側腸骨稜点に測定機器のワイヤーの先端を装着する。デバイス本体は椅子の側面の床上に置き、動作中の衣服、座面とワイヤーの接触を避けるため、椅子支柱より約 13 cm の距離にデバイスを設置した。椅子からの起居動作は、各関節運動と前方への重心移動を伴う動作であるため、身体を垂直に挙上しているわけではなく、ワイヤーが引き出される方向も垂直ではない。こうした起居動作の特徴から生じる測定上の限界を踏まえ、デバイスの前後方向の設置位置は椅子からの立位時に身体のワイヤー装着点とデバイスのワイヤー排出孔が概ね垂直に位置する椅子支柱より前方約 6cm の位置に設置した(図 1-2)。



①椅子支柱より前方約 6cm

②支柱より約 13cm

図 1-2 機器装着後 測定の様子

b) 測定動作と測定回数

起居動作テストにおける姿勢は、これまで高齢者の機能的体力テストで広く用いられている 30 秒間連続立ち上がり（起居）テスト（CS-30）の方法（Jones ら 1999）¹⁹⁾ に準じた。すなわち、被験者は図 1-2 に示したように、両足間隔を肩幅よりやや広めに取り、膝の屈曲角度は 90 度を目安に下肢を位置させ、腰かけ、胸の前に両腕を組んだ状態で、検者の指示に従って起居動作を実施した。動作上の注意点として、膝関節を最大限に伸展させて立ち上がることを求め、膝関節が軽度曲がったまま着座動作に移行しないように説明した。同時に起居時の足底は全面を床に接地したまま、踵部が浮かないように立ち上がることを求めた。また、着座時は必ず臀部を座面に接地させてから次の離床に速やかに移行するように指導した。

虚弱高齢者では多くの回数や長い時間起居動作ができないことが多い。また、加齢とともに生理的機能が衰え、運動課題の応答時間が顕著に遅延すると言われており（Spirduso, 1975）⁶⁵⁾、起居動作も最大能力を発揮するためには複数回の施行が必要である。このため本研究では、後述の測定値の安定性確保、疲労の回避などを総合的に判断した上で、本人が可能な限りの最大の速度で 3 回連続椅子からの起居動作を、数十秒の休息を挟んで 2 セット行い、合計 6 回の測定を行わせた。なお、測定機器からは、10 ミリ秒毎のパワーが算出可能であるが、動作開始から立ち上がり終了までの一連の動作が円滑に行えることを評価するため、起居動作時のパワー変化の一点を示すピーク値ではなく、起居動作全体の動作時の平均パワーを測定値とした。

c) パワーの決定

図 1-3 に、測定器に付属する解析ソフトを使って PC モニター上に表示される測定値等の実例を示した。測定で得られる値は「時間」、「速度」、「加速度」、「Force(力)」、「移動距離」そして「仕事率(パワー: W)」であり、ワイヤーの伸張時は正(+) W の値、ワイヤーの短縮時は負(-) W の値それぞれ単独と、両者を合わせた平均パワーを算出することができる。本研究で用いている椅子からの起居動作は、下肢各関節の伸展・屈曲の反復によって成立しており、筋収縮の様式としては椅子から身体を持ち上げる時期は求心性収縮によるものである。そして椅子からの挙上完了すると同時に下方に向かって身体が下降する際の筋収縮は遠心性収縮ととらえることができる。しかしながら、抗重力位の動作である椅子からの起居動作においては、下降時は遠心性収縮に加え、重力にまかせた着座動作であることから、本研究では速やかに椅子から挙上できる能力を評価するという観点から、正のパワー(機器の表示 “concentric acceleration”)の値を抽出して椅子立ち上がりパワーの値とした。

Name:		Age:	84	Weight:	66
Inclination:	0 grades	Exercise:			
Repetition No:1	Weight:	66.00	Date:	18.05.2014	Time: 11:44:07

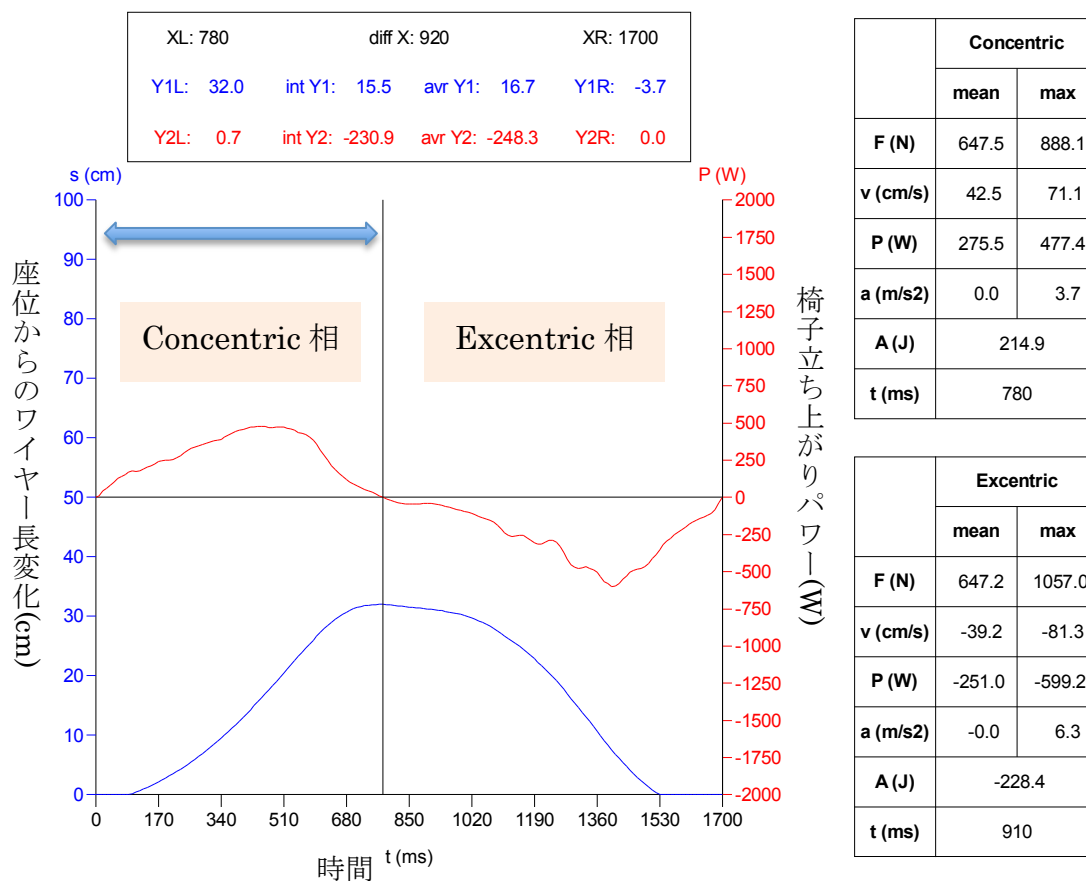


図 1-3 測定値表示の実際

3) 測定時の留意点

測定の前には、準備運動として下肢膝関節の屈伸動作、測定動作に関与する筋に対するストレッチ運動を実施した。また、出来るかぎり速やかに動く事を求める測定であるため、特に日常生活において、膝に違和感を持つ被検者に対しては、数回にわたり起居動作の練習を行い、測定に支障がないのを確認した。

4) 本論文のパワーの評価

本論文で行なった起居動作時のパワーは、力学的に計算されるため、評価値の単位はワット (watt: W)で表示される。起居移動筋力は体重とも密接にかかわることから (Ikai and Fukunaga, 1968)⁶⁶⁾、筋力評価においては体重で換算する事が多い。したがって本研究でも、得られたパワーを絶対値と体重あたりで評価する。

第二項 椅子立ち上がりパワー測定値のセット間および施行順における相違について

要介護水準(要支援 1, 2 および要介護度 1~3)にあり、介護施設に入所する高齢者 31 名(男性 16 名, 女性 15 名, 平均年齢 79.6 歳±7.5 歳 ; 表 1-1)を対象に、椅子立ち上がりパワーテストを 3 回連続, 2 セットの測定を行なった。実際の生活では必要に応じて立ち上がるわけであり、同じ起居動作を何度も繰り返すわけではない。しかし、本研究は、高齢者 CSP レベルがどの程度まで低下すると立ち上がりに困難さを生じるかを評価することを目的としている。言い換えれば、CSP の臨界値を過小評価することは危険性指摘の遅れにつながるため、起居動作の中で発揮できる CSP の最大値を正確に測定する必要がある。本章では、合計 6 回の CSP 値測定で最大値を決定することの妥当性について検証する(表 1-1)。

表 1-1 対象者の身体特性

	男性 n=16	女性 n=15
年齢 (歳)	77.4±7.7	81.9±6.8
身長 (cm)	161.3±5.8	144.7±7.1
体重 (kg)	54.5±8.3	51.3±7.7
BMI (kg/m ²)	20.9±2.8	24.4±3.0

平均値±SD

第三項 椅子立ち上がりパワー評価の再現性

同一被検者に対して1週間以内で再テスト法により CSP の測定を行い、テストの再現性(信頼性)を検討した。被検者は介護保険の認定を受ける事なく、自立した生活を営む高齢者 10 名 (男性 2 名, 女性 8 名, 平均年齢 75 歳 \pm 5 歳) と, 要介護水準にある介護施設に通う高齢者 9 名 (男性 8 名, 女性 1 名, 平均年齢 79 歳 \pm 9 歳)を合わせた 19 名を対象に, CSP テストを 2 セット測定を行った。検者は本測定に熟知している理学療法士 1 名とした。測定手順は前述の測定方法に従った。2 回のうち, 最大値を個人のデータとした。対象者には, 2 回目の測定を終えるまでの期間, 特別な運動や, 極度の疲労を生ずる身体活動を行なわないように求めた (表 1-2)。

表 1-2 対象者の身体特性

	男性 n=10	女性 n=9
年齢 (歳)	76.8 \pm 8.2	76.3 \pm 5.9
身長 (cm)	162.1 \pm 4.2	148 \pm 5.5
体重 (kg)	62.4 \pm 7.2	51 \pm 10.7
BMI (kg/m ²)	23.8 \pm 3.2	23.1 \pm 3.8

平均値 \pm SD

第四項 椅子立ち上がりパワー評価の客観性

異なる検者による CSP の測定を行ない、テストの客観性を検討した。検者は、本測定に熟練している理学療法士 1 名(検者 A; 男性)と全く測定経験のなかった運動自主グループをまとめているリーダー 1 名(検者 B; 男性)の 2 名である。被検者は、地域で自主的に行なわれている運動教室に定期的に通う地域在住高齢者 12 名(男 4 名, 女 8 名)を対象とした。本対象の平均身長は $158\pm 8\text{cm}$, 平均体重は $53\pm 8\text{kg}$, 平均年齢は 78 ± 4 歳であった。測定は、同一被検者に対して同一日に実施した。対象を 2 群に分け, 2 名の検者が測定を試み, 十分な休息の後に群を入れ替え, 測定を行なった。測定のプロトコルは, 詳細は既述の通りである。3 回連続を 2 セット行ない, この間の最大値を個人のデータとした (表 1-3)。

表 1-3 対象者の身体特性

	男性 n=4	女性 n=8
年齢(歳)	77.3 ± 3.6	78.0 ± 3.3
身長 (cm)	167.5 ± 3.1	152.9 ± 2.0
体重 (kg)	61.3 ± 7.3	49.6 ± 5.6
BMI (kg/m^2)	21.8 ± 2.0	21.2 ± 2.0

平均値 \pm SD

第五項 椅子立ち上がりパワー評価の妥当性

既述の通り、高齢者の CSP 評価法の妥当性を検討するにあたり、スタンダードとなる評価法は存在しない。しかしながら、本研究の CSP 値はパワー(W)で測定値が得られることから、本 CSP 値との同時測定が可能であり、W を単位とする測定値が得られる方法であり、かつ比較的信頼性があるとされるフォースプレート法(第二章第二節)を用いてその妥当性を検証した。

被検者は過去に介入研究で運動指導を受け、その後自主グループで週に1回の頻度で運動を継続している高齢者 39 名(男性 7 名, 女性 32 名, 平均年齢 80 歳±7 歳)である(表 1-4)。

表 1-4 対象者の身体特性

	男性 n=7	女性 n=32
年齢(歳)	77.7±4.7	80.8±7.4
身長 (cm)	161.7±11.3	149.5±5.9
体重 (kg)	57.2±9.4	48.0±8.9
BMI (kg/m ²)	21.8±3.0	21.4±3.6

平均値±SD

妥当性の検討として用いた床反力計は、ZebriPDM-S(独)である(図 1-6)。測定端末であるプレートを椅子の前部、床に設置し、その上に足部を置き、CSP テストの手順にしたがい、2種の測定法を同時進行で行なった(図 1-7)。床反力計からは足圧中心(Center of Pressure:COP)の左右前後の揺らぎ幅、移動面積、COP が動いた距離の総軌跡長および、移動距離と時間から算出する速度が測定できる(図 1-8)。床反力計からの測定情報を、仕事率を求める公式にあてはめ、パワーの値を算出した。公式は以下の通りである。

$$\text{椅子からの起居動作パワー(W)} = \frac{\text{体重(kg)} \times \text{重力加速度}(9.8\text{ms}^{-1}) \times \text{COP 移動距離(m)}}{\text{時間(秒)}}$$

この2つの機器から求められる測定値の比較をもって、妥当性の検証を行なった。



図 1-6 床反力計(Zebri社ホームページより)

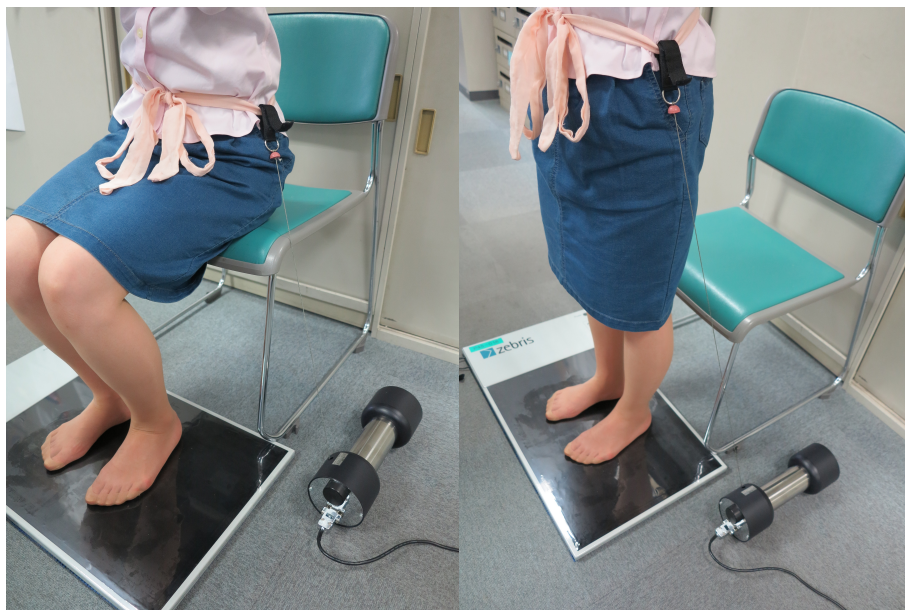


図 1-7 LDT 式機器と床反力計を同時装着した様子

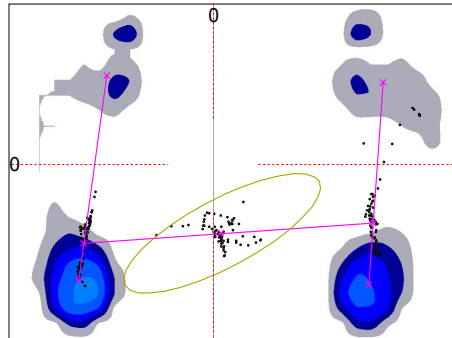
Project: 1
 Patient: t
 Record:

Zebris Stance Test Report



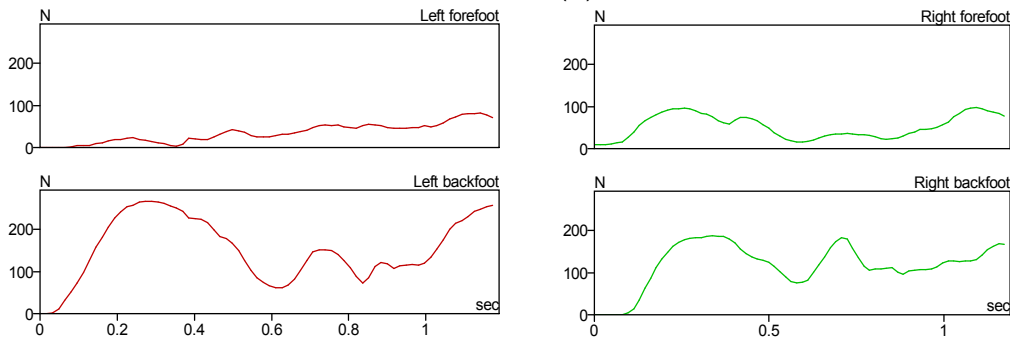
Date of meas.: 2014/05/16 11:06

Average Force Distribution

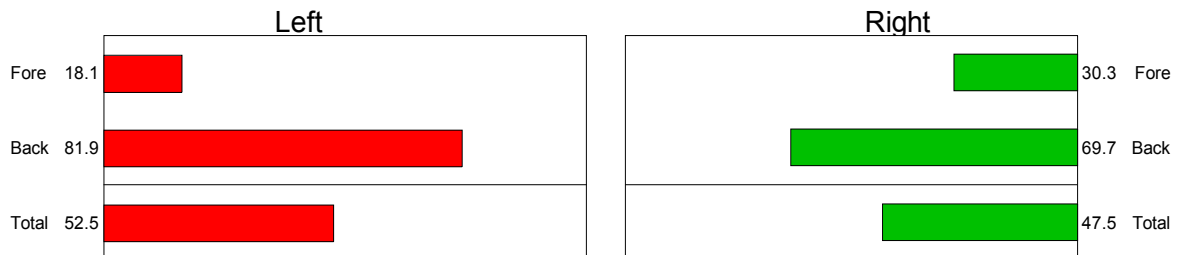


Parameters	16-05-2014 Stance mizuno tieko
95% Confidence Ellipse	
Length of minor axis, mm	22.3
Length of major axis, mm	72.9
Angle betw. Y and major axis, deg	62.2 right
Area, mm²	1279.0
COP Measures	
Path length, mm	413.5
Average Velocity, mm/sec	347.6
Standard Deviation X, mm	10.4 right
Standard Deviation Y, mm	42.1 bottom

Forces (N)



Average Forces (%)



Patient Comments

Record Comments

図 1-8 ZebrisPDM-S から算出される基本評価レポートの一例

・床反力計での算出方法の限界について

床反力計における距離, 速度は測定時間と足底からの3次元の床反力(x, y, z)から感知する COP の移動距離(総軌跡長)から算出されるものである。LDT 式で算出される値は, 椅子からの起居時の各関節の伸展動作時のデバイスのワイヤー伸張距離と時間から算出される(図 1-8)。椅子からの起居動作は身体の重心移動の連動を伴う動作であり, 足部から得る速度と身体の上昇時の速度は動作時に同時に生じる現象と言えるが, 妥当性を検証するにあたり, 2つの機器の算出方法に違いが生じている。

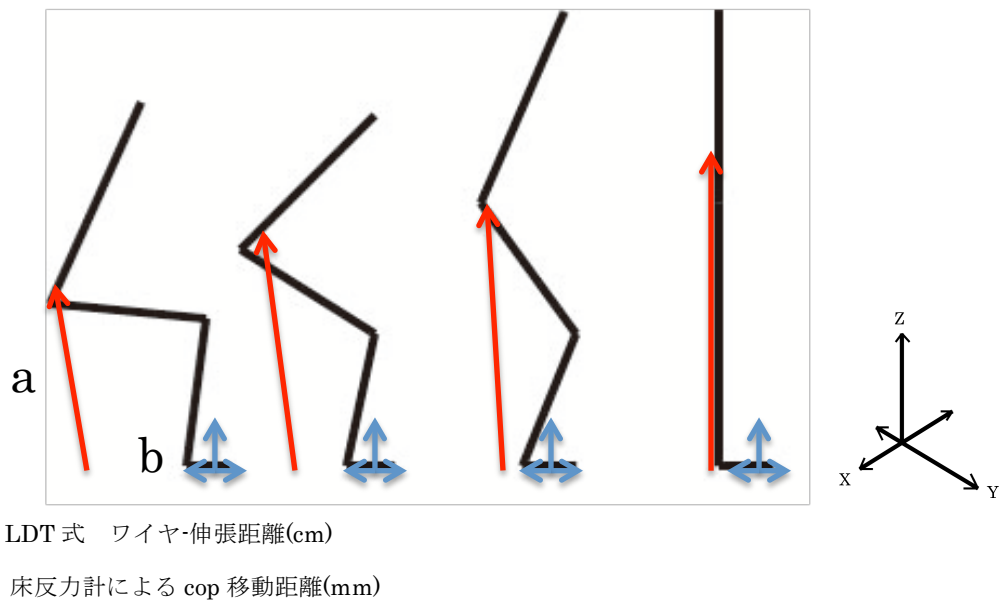


図 1-8 LDT 式と床反力計の移動距離算出部位の相違, 概要図

第六項 対象者への説明と同意

対象者には事前に研究の趣旨と内容を説明するとともに、研究協力への承諾を得た人を対象とした。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審査委員会（承認日：2009年7月，承認番号23）の承認を得て行なった。

第七項 統計処理

統計処理は、各変数について平均値と標準偏差を求め、第2項1)の課題に関しては、2要因分散分析を用い、2), 3), 4)は、ピアソンの積率相関係数と paired t-検定および回帰分析法を用いた。なお、統計ソフトには SPSS for Mac (Version 21 j) 用い、統計的有意水準は、 $p<0.05$ とした。

第三節 結果

第一項 椅子立ち上がりパワー測定値のセット間および施行順における相違について

被検者男女間の平均年齢、体重に有意な差は認められなかったが、身長、BMI および CSP の実測値には有意な男女差を認めた。

2 要因分散分析の結果、CSP 絶対値および体重あたりの値いずれも男女間に有意な交互作用は認められず、測定回数間(時間)のみに有意な主効果が認められた。多重比較の結果、CSP 測定 2 セット計 6 回の実測値の 1 回目と 2 回目と 3 回目、4 回目、6 回目の平均測定値との間に、有意差を認めたが、5 回目の平均測定値は、いずれの回数間とも差を認めなかった(表 1-5, 1-6)。

男女合わせた CSP 測定回数間のうち、1 回目測定値とセット間で測定した値の最大値との関係については、1 回目の平均値は絶対値では 223.7 ± 115.9 W、体重あたりの値では 4.14 ± 1.92 W、2 セット計 6 回の中での最大値の平均値は絶対値では 286.6 ± 124.9 W、体重あたりの値は 5.34 ± 2.04 W となり、1 回目の測定値と最大値の間には有意な相関関係(絶対値 $r=0.93$ 、体重あたりの値 $r=0.90$)を認めたが、平均値間には絶対値では 28%、体重あたりの値では 29%の相違があり、統計的有意差を認めた(表 1-7, 1-8, 図 1-9, 1-10)。

表 1-9 に、CSP の最大値(第 1 順位値)および第 2 順位値が 6 回の中のどこで出現するか、表 1-10 には最大値を 100%とした時に、1~6 番目まで大きさによって順位づけした各順位の平均値を示した。1 回目、前半 3 回および後半 3 回で最大値が得られる確率はそれぞれ

9.7%, 29.0%および 71.0%であった。第 1 順位と第 6 順位との間には 30%を超える違いがあり、4 回目まで測定を行うことで 80%強の被験者から最大値に近い値(第 1-2 順位)が得られることが明らかになった。

表 1-5 椅子立ち上がりパワー 2 セット 6 回の測定結果

CSP 実測値 (W)	1 回目	2 回目	3 回目	4 回目	5 回目	6 回目
男性 n=16	273.5 ±116.7	281.3 ±115.5	297.9 ±130	303.7 ±125.9	291.9 ±114.1	297.9 ±126.5
女性 n=15	170.7 ±91.2	197.7 ±90.5	199.3 ±96.7	214.2 ±111.9	209.7 ±100.6	209.7 ±77.8
男女合計 n=31	223.7 ±115.9	240.9 ±110.9	250.1 ±123.8	260.4 ±125.9	252.1 ±113.3	255.3 ±113.3

CSP 体重あたりの 値(W/kg)	1 回目	2 回目	3 回目	4 回目	5 回目	6 回目
男性 n=16	4.97 ±1.95	5.15 ±1.94	5.44 ±2.18	5.54 ±2.11	5.35 ±1.97	5.44 ±2.09
女性 n=15	3.26 ±1.49	3.78 ±1.41	3.81 ±1.54	4.07 ±1.75	3.99 ±1.62	4.05 ±1.23
男女合計 n=31	4.14 ±1.92	4.49 ±1.81	4.65 ±2.04	4.83 ±2.06	4.69 ±1.90	4.77 ±1.84

平均値±SD

表 1-6 椅子立ち上がりパワー測定値の施行回数間の結果

要因 (source)	分散分析				多重比較検定
	df	F 値	p	偏 η^2	
(被検者間要因)					
性別	1	5.73(5.81)	0.02 (0.02)	* 0.17 (0.17)	
誤差	29	{66837.23(17.685)}			
(被検者内要因)					
時間(回数)	5	4.99(5.18)	0(0)	* 0.15 (0.15)	1, 2 回目 < 3, 4, 6 回目 *
性別×時間	5	0.49(0.45)	0.79 (0.81)	0.02 (0.02)	5 回目 N.S
誤差	145	{1085.28(0.38)}			

N. S. : 有意差なし, *: $p < 0.05$ 括弧内数値 : () CSP 体重あたりの結果, { } 平均平方誤差

表 1-7 椅子からの立ち上がりパワー測定
(絶対値) 初回と最大値の相違

CSP 絶対値(W)	1 回目	最大値	t-test
男性 n=16	273.5±116.7	332.2±129.4	*
女性 n=15	170.7±91.2	238.0±103.1	*
男女合計 n=31	223.7±115.9	286.6±124.9	*

平均値±SD * : $p < 0.05$

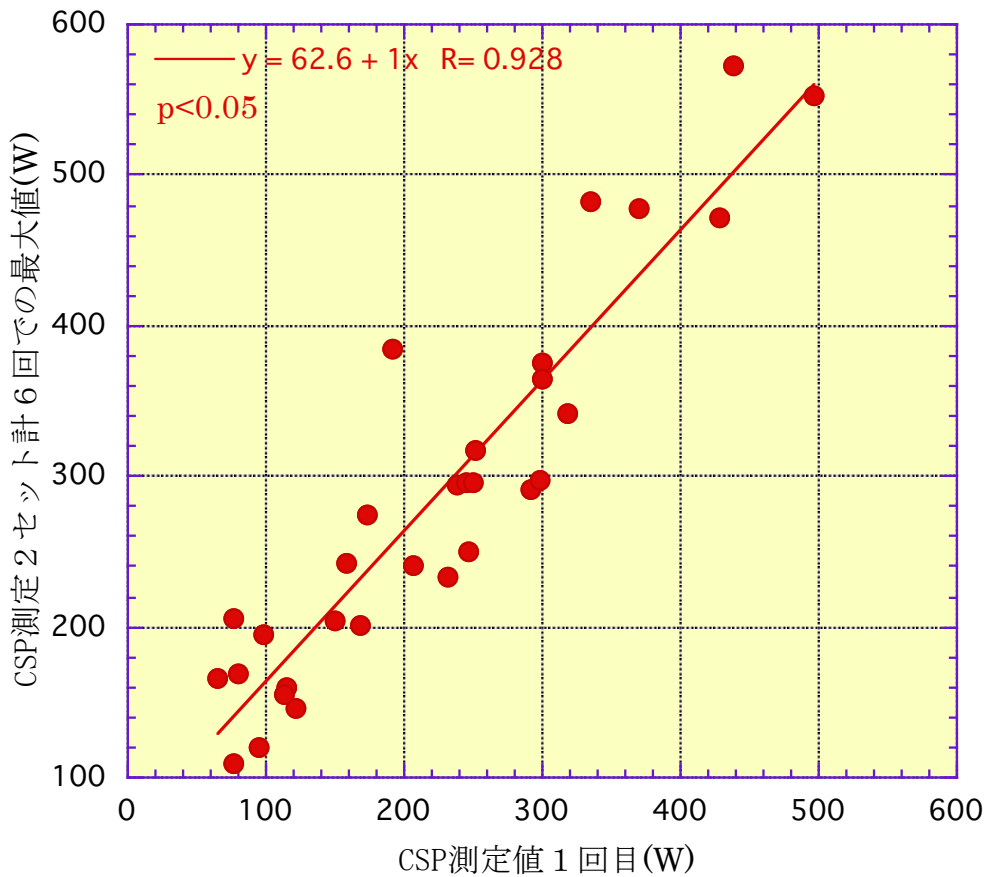


図 1-9 椅子立ち上がりパワー測定回数における差異
測定 1 回目と測定最大値(絶対値)との関係

表 1-8 椅子からの立ち上がりパワー測定
(体重あたりの値) 初回と最大値の相違

CSP 体重あたりの 値(W)	1 回目	最大値	t-test
男性 n=16	4.97±1.95	6.08±2.18	*
女性 n=15	3.26±1.49	4.56±1.59	*
男女合計 n=31	4.14±1.92	5.34±2, 04	*

平均値±SD *: $p < 0.05$

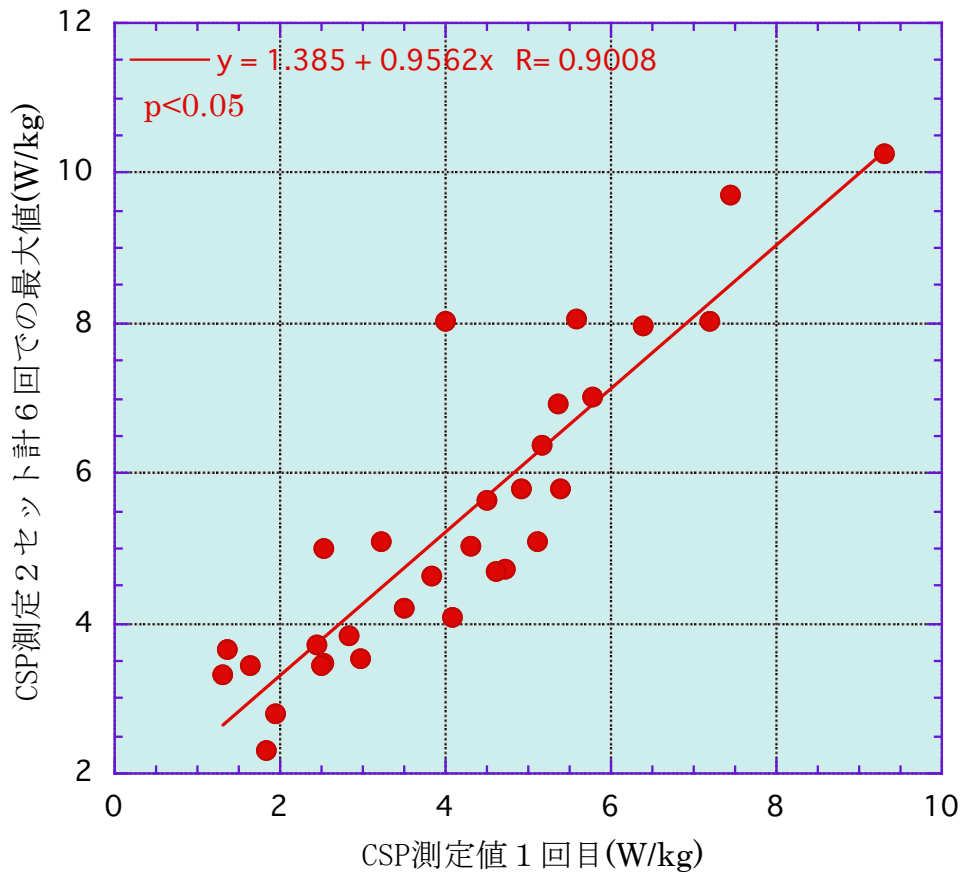


図 1-10 椅子立ち上がりパワー測定回数における差異
測定 1 回目と測定最大値(体重あたりの値)との関係

表 1-9 椅子立ち上がりパワー測定回数における差異 順位値出現率 結果

	1 回目	2 回目	3 回目	4 回目	5 回目	6 回目
第 1 順位値 出現率	9.7%	6.5%	12.9%	29.0%	22.6%	19.4%
第 1 順位値 累積出現率		16.1%	29.0%	58.1%	80.6%	100.0%
第 2 順位値 出現率	6.5%	25.8%	19.4%	6.5%	22.6%	19.4%
第 2 順位値 累積出現率		32.3%	51.6%	58.1%	80.6%	100.0%
第 1-2 順位値 累積出現率	16.1%	41.9%	64.5%	83.9%	100.0%	100.0%

表 1-10 順位値ごとの平均, 標準偏差と変動係数

	平均	標準偏差	変動係数
第1順位値	100.0%	0.0%	
第2順位値	93.1%	6.3%	0.068
第3順位値	88.4%	7.7%	0.087
第4順位値	83.8%	8.6%	0.103
第5順位値	78.4%	8.5%	0.108
第6順位値	69.1%	13.9%	0.200

第二項 椅子立ち上がりパワー評価の再現性

同一虚弱高齢者に対して異なる日に行なったの平均値間に CSP 有意差が認められず、高い相関関係 ($r=0.951$) が認められた (表 1-9, 図 1-11)。

表 1-9 椅子立ち上がりパワーの再現性

	1 回目	2 回目	群間の有意差	相関係数
CSP 絶対値(W)	300.9±94.4	313.4±94.6	N.S.	$r=0.951^*$

平均値±SD, N. S. 有意差なし, *: $p<0.05$

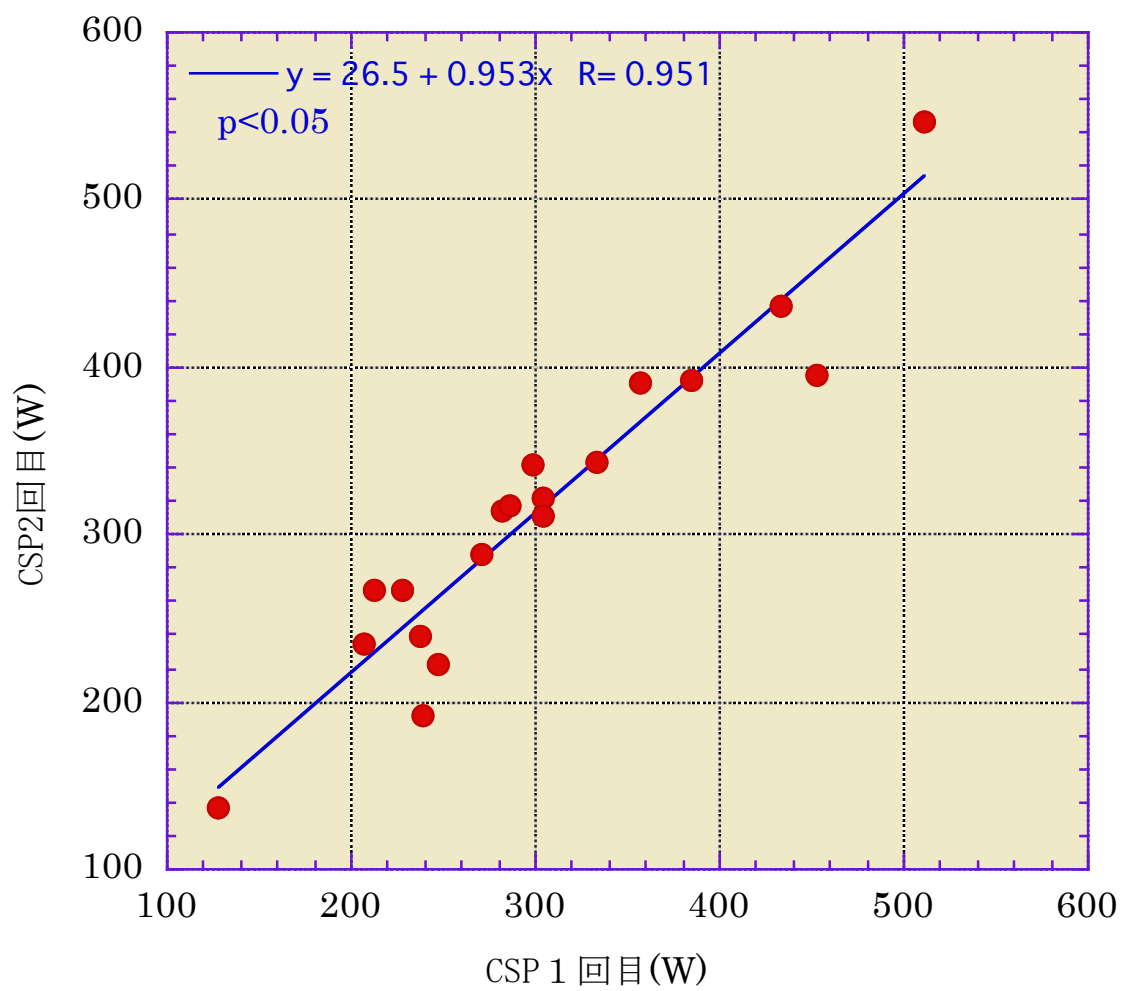


図 1-11 再現性の散布図

第三項 椅子立ち上がりパワー評価の客観性

2人の異なる検者で測定した結果から、CSPの平均値間に有意差が認められず、いずれも高い相関関係($r=0.989$, $p<0.05$)が示された(表 1-10, 図 1-12)。

表 1-10 椅子立ち上がりパワー評価の客観性 -検者間の相違-

	検者 A	検者 B	群間の有意差	相関係数
CSP 絶対値(W)	384.2±132.5	387.4±129.5	N.S.	$r=0.989^*$

N. S.: 有意差なし, *: $p<0.05$, 平均値±SD

検者 A: 理学療法士, 男, 測定の熟練者

検者 B: 地域運動教室リーダー, 男, 測定の初心者

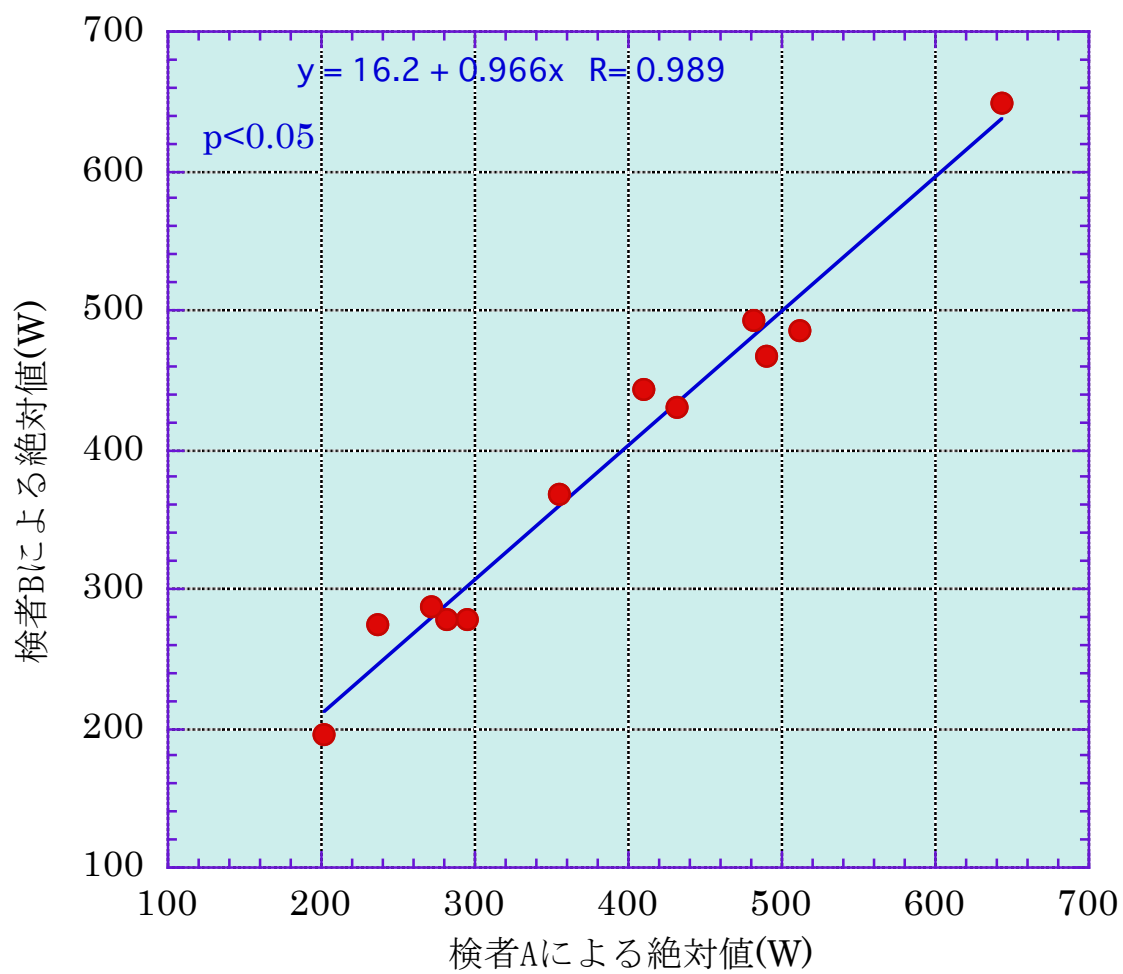


図 1-12 客観性の散布図

第四項 椅子立ち上がりパワー評価の妥当性

2つの異なる測定機器の結果から、2群の平均値の間には有意差を認めたが、高い相関関係($r=0.942$, $p<0.05$)が示された(表 1-11, 図 1-13)。

表 1-11 椅子立ち上がりパワー評価の妥当性

	LDT 式による CSP(w)	床反力計による CSP (w)	群間差	相関係数
平均値±標準偏差	232.6±132.6	206.6±118.8	*	$r=0.942^*$
注 * : $p<0.05$, 平均値				

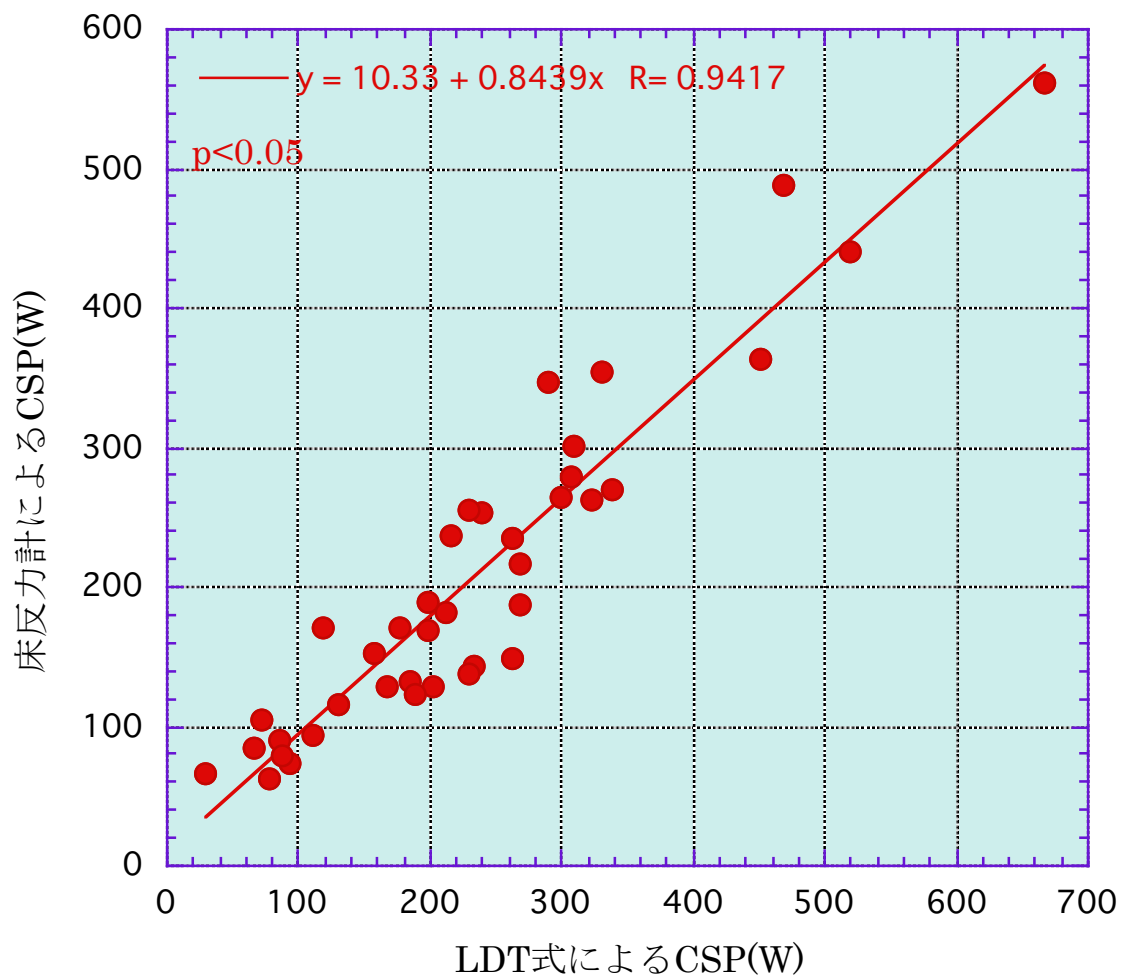


図 1-13 妥当性の散布図

第四節 考察とまとめ

起居能力の維持は、高齢者の自立した生活を送る上での最重要課題である。本章では、従来スポーツ場面で用いられてきたLDT式測定装置を使って起居能力を評価する方法を考察し、五つの視点からその信頼性、妥当性などについて検証した。

第一項 CSP 最大値決定の妥当性

ここでは、本研究のCSP測定方法における各個人の最大値を決定する方法について検討した。椅子に腰かけた状態からの起居動作の3回連続繰り返しを1セットとし、セット間には十数秒の休息を挟んで2セット、計6回のCSP値測定を行った結果、2-6回目までの実測値のうち5回目を除いては1回目との間に有意差を認めた。また、1回目測定値と計6回のうちの最大値との関係については、1回目の測定値と最大値の間に有意な正の相関関係($r=0.94$)を認めた。ただし、測定施行前に十分な下肢の屈伸と立ち上がり練習を繰り返したにも関わらず、1回目の測定値の平均は6回の測定で得られた最大値の平均の約70%であり、その違いは有意であった。ここではその理由について考察する。

筋収縮によって発生した力は腱を介して骨に伝えられ、力となって外に現れる。ただし、筋が弛緩した状態から関節の屈曲を瞬発的に行う場合、筋の両端にある腱が引き伸ばされることによる力の伝達ロスが生じるため、事前に腱が引き伸ばされていた場合に比べて揮されるパワーが小さくなる(Chapman ら 1985)⁶⁷⁾。また、一旦立ち上がって膝を伸ばした状態から腰をおろして再度立ち上がる動作を行う場合、身体の下降を止めた際に筋の粘

弾性によって生じるエネルギーが下肢の伸展筋群に蓄積され、その直後の脚の伸展動作(立ち上がり動作)の際に補助的な力を発揮する(Komi and Bosco 1978)⁶⁸⁾。本研究では、座った状態から測定を開始したため、1回目の起居動作は上述の理由から十分なパワーが発揮できなかったことが考えられる。いっぽう、一度立ち上がった後では、後で述べた弾性エネルギーが立ち上がりの際に効果的に使われ、2回目以降の発揮パワーが大きくなった可能性がある。ただし、1回目の測定値が低い理由がこれら2つの理論に則ったものであれば、一旦動作を中断して再び開始した4回目には数値が2,3回目に対して小さくなるはずである。実際には、表1-9にあるとおり最大値の29%が4回目に出現しており、その平均値は男女とも6回の中で最も大きい。この理由については明らかではない。起居動作には大腿部および臀部の多くの筋群が関わるため、最初のセットで筋活動の同期が得られたこと、大脳の興奮水準が前の3回の反復動作で一過性に上昇したことなども影響していることが考えられる。また、Thorndike(1927)⁶⁹⁾により証明された、練習回数を重ねるごとに学習が進み、パフォーマンスが向上するという練習の法則(law of practice)による運動学習効果や、筋出力に関与する神経機構の賦活化が、起居動作に対して影響を与え、小休止後4回目の測定においても、効率よく身体をコントロールできる能力が保持された可能性も考えられるが、詳細については不明である。

続いて本研究では、各自の6つの測定値を大きいものから順に第1~6順位値として第2順位値以降の平均値が第1順位すなわち最大値に対してどのような相対値となるかを示すとともに(表1-9, 1-10)、第1,2順位値が6回の測定の中のどこに出現するかを示した。その結果、前半の3回の中で6回測定の際の最大値が得られた被験者は全体の29%であったが、第1順位値と、同値に対して約7%だけ劣る第2順位値のいずれかが出現する確率は4回目まで測定することで84%にまで高まった。第3セットをおこなうことでさらに最大

値が大きくなった可能性も考えられるが、男、女、男女合計とも4回目をピークに全体の平均値は横ばいとなっていることから、本研究の6回の測定は少ない回数で最大値を検出するという意味では妥当な回数だったと考えられる。実際の生活場面での起居動作は運動として何回も繰り返すわけではなく、本測定での1回目の数値が実際の生活能力に深く関わってくる。本研究で1回目のCSP値ではなく最大値を求める意味については、第6章第4節(考察)で述べる。

第二項 測定値の再現性・客観性

本研究におけるCSPの測定法は新たに考案したものであるため、信頼性、客観性および妥当性の検討が必要とみられた。日を変えて同一被験者のCSP値を測定比較(表1-11, 図1-11)したところ、平均値間に有意差が認められず、また有意な正の相関関係($r=0.951$)が得られ、再現性が確認された。また、本測定の熟練者(検者A)と測定経験が過去にないが測定直前に方法を説明された初心者(検者B)による測定値を比較したところ、平均値間に有意差が認められず、両者の間には高い正の相関関係が認められ、客観性が認められた($r=0.989$)。

第三項 測定値の妥当性

本研究で用いた LDT 式測定器は、従来、スポーツ選手のパワー測定に用いられてきたが、その再現性については Jennings ら(2005)⁶⁰⁾による報告があるものの、本研究のような高齢者の起居動作時のパワー測定について同装置が用いられた例はなく、その妥当性についても報告がない。そこで本研究では臨床現場の研究で多く用いられている床反力計との比較を実施した。床反力計から算出できる距離、時間、速度等の情報と仕事率の公式によって算出した値(W)をもって妥当性と位置づけ、検証したところ、平均値間に高い相関を認め($r=0.942$)、また、その差は約 11%程度 LDT 式測定機器の方が高いという結果であった。この違いをもたらした原因については、床反力計における値が起居動作時の足底からの重心位置の移動変化時間と移動距離を元に算出したものであるのに対し、LDT 式では、図 1-8 にあるようにケーブルの引きだされる方向が重心方向と異なるため移動速度が過大評価される可能性がある。フォースプレートは握力計や背筋力計に比べ極めて精度の高い計測機器であり生体力学(バイオメカニクス)分野において信頼性が高い装置である。実測値に約 1 割の差はあるものの、同測定器と高い相関を認めたことから、LDT 式機器による評価法は妥当性があると考えられる。

起居動作が十二分にできないと、日常の生活の中で随時求められる家庭内の移動や排せつ動作にも支障が生ずる。本テスト法は、階段駆け上がりテストや全力自転車こぎテストに代表される全身の無酸素性最大パワーを評価しようとするものでなく、自らの身体を素早く立ち上がらせる下肢の能力を評価しようとするものである。こうした動作では、身長や体重などの身体の大きさが影響することが予想され、椅子の高さを 1 種類に固定すると、身長が高い人ほど脚が長く、より深く膝を曲げた状態から立ち上がることになる。本研究で

は高齢者が実際の生活で最も多く使用されている椅子の高さ 42cm を統一した座高として規定した。特別に背の高い人であれば起居動作に支障があると思われるが、本対象で得られた高齢者はいずれもテストを完了することができたことから、本テストで規定した椅子の高さは、高齢者の起居能力を評価する上で特に大きな支障とはならなかったものと思われる。

第五章 高齢者における椅子立ち上がりパワーの性差と加齢との関係

第一節 目的

加齢による筋パワーの減退は、身体機能の低下につながり、高齢者の自立を損なう要因となっている。筋パワーの低下は転倒の危険性を高めるとする報告もある (Grabiner ら, 1993; Whipple ら, 1987)^{70), 71)}。特に下肢の筋パワー低下は歩行速度を低下させ、高齢者の身体活動量を減少させる一要因とされている (Buchner ら, 1996; Gibbs ら, 1996)^{72), 73)}。しかし、虚弱者の筋パワーについては不明な点も多い。また、超高齢化の中では女性の方が男性より余命が長いことが明らかである。このため長期の自立機能の維持は女性における重要な課題とみられるが、CSP の性差については明らかにされていない。

本章では、65 歳以上の中老年男女に CSP を測定し、横断的資料から加齢変化と性差について検討した。

第二節 方法

第一項 対象

対象は、名古屋市、愛知県一宮市、春日井市、小牧市、半田市、島根県安来市、鳥取県江府町に在住する65歳以上の男性77名(75.8±6.7歳；要支援・要介護率83.3%)、女性168名(75.3±8.0歳；要支援・要介護率=38.8%)である。対象者は、多数の地域で募集を行い、医師等より、運動の許可が確認できた介護福祉施設やリハビリテーション施設に通う、要介護水準の高齢者と、各地域で日常生活に支障がなく生活を営み、地域で開催される運動教室に参加する高齢者であるが、全対象者に対して研究の趣旨と内容を説明し、同意を得た人を対象とした。対象者の身体特性については、表2-1に示した。なお、男性については、厚生労働省発表の平成22年度介護給付費実態調査にある需給者比率(厚生労働省、平成23年)⁷⁴⁾を大幅に上回るため、あくまで参考値とする。

なお、本研究は名古屋市立大学院システム自然科学研究科倫理審査委員会の承認(承認日：2009年7月、承認番号23)を得て、実施した。

表 2-1 対象者の身体特性

	男性 n=77	女性 n=168
年齢(歳)	75.8±6.7	75.3±7.9
身長 (cm)	161.7±6.3	148.5±6.6
体重 (kg)	60.9±11.6	49.1±8.4
BMI (kg/m ²)	23.2±3.8	22.2±3.3

平均値±SD

第二項 測定内容と変数および測定の手順

CSP を第四章で示した方法にて測定した。測定回数は、3 回 2 セット施行を行い、その中から最大値をデータとした。なお、測定場所は、大学、公民館、施設、コミュニティーセンターと様々な地域場所を実施した。測定にあたっては、様々な体力水準および疾患を有する人も含まれていることから、痛みの有無、測定当日の体調等を問診および簡単な身体チェックの後、測定を行なった。測定は、テストに熟練している理学療法士 1 名がすべて実施した。

第三項 統計処理

群間の比較は対応のない t 検定を用いた。変数間の関係についてはピアソンの積率相関係数により、加齢による低下率の算出は一次回帰式から求めた。なお、CSP 値 (W) は、絶対値および体重あたりで示した。統計処理は SPSS for Mac (Version 21 j) を用い、統計的有意水準は、 $p < 0.05$ とした。

第三節 結果

CSP の平均値は、絶対値では男性が 361.2 ± 167.4 W, 女性が 291.3 ± 131.8 W となり性差を認めた。また、体重あたりでは男性が 5.92 ± 2.48 W/kg, 女性が 5.89 ± 2.42 W/kg となり、体重あたりの値では有意差が認められなかった (表 2-2)。

年齢と CSP 値との関係では、男性が $r = -0.354$ ($p < 0.05$), 女性が $r = -0.695$ ($p < 0.05$) の負の相関関係が認められた (図 2-1)。体重で除した補正值では男性が $r = -0.227$ ($p < 0.05$) 女性が $r = -0.638$ ($p < 0.05$) の負の相関関係が認められた。CSP の加齢に伴う低下率は絶対値では男性 1.93%/年, 女性 2.80%/年であり、体重あたりで補正した値では、男性 1.23%/年, 女性 2.44%/年 であった (図 2-1, 2-2)。

表 2-2 椅子立ち上がりパワーの男女差

	男性 n=77	女性 n=168	t-test
CSP 絶対値(W)	361.2 ± 167.4	291.3 ± 131.8	*
CSP 体重あたりの値(W/kg)	5.92 ± 2.48	5.89 ± 2.42	N.S.

N. S.: 有意差なし, *: $p < 0.05$

平均値 \pm SD

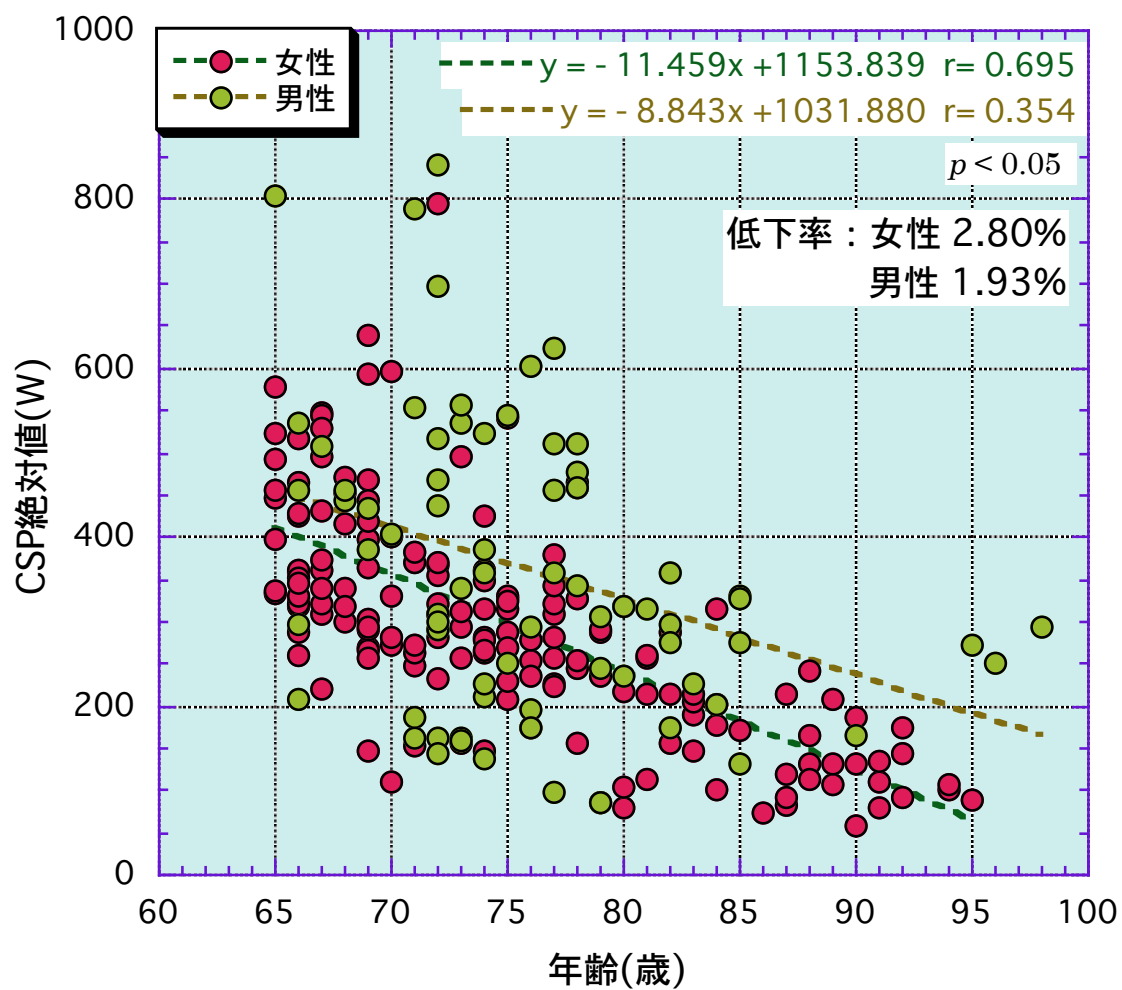


図 2-1 椅子立ち上がりパワー(絶対値)と年齢の関係

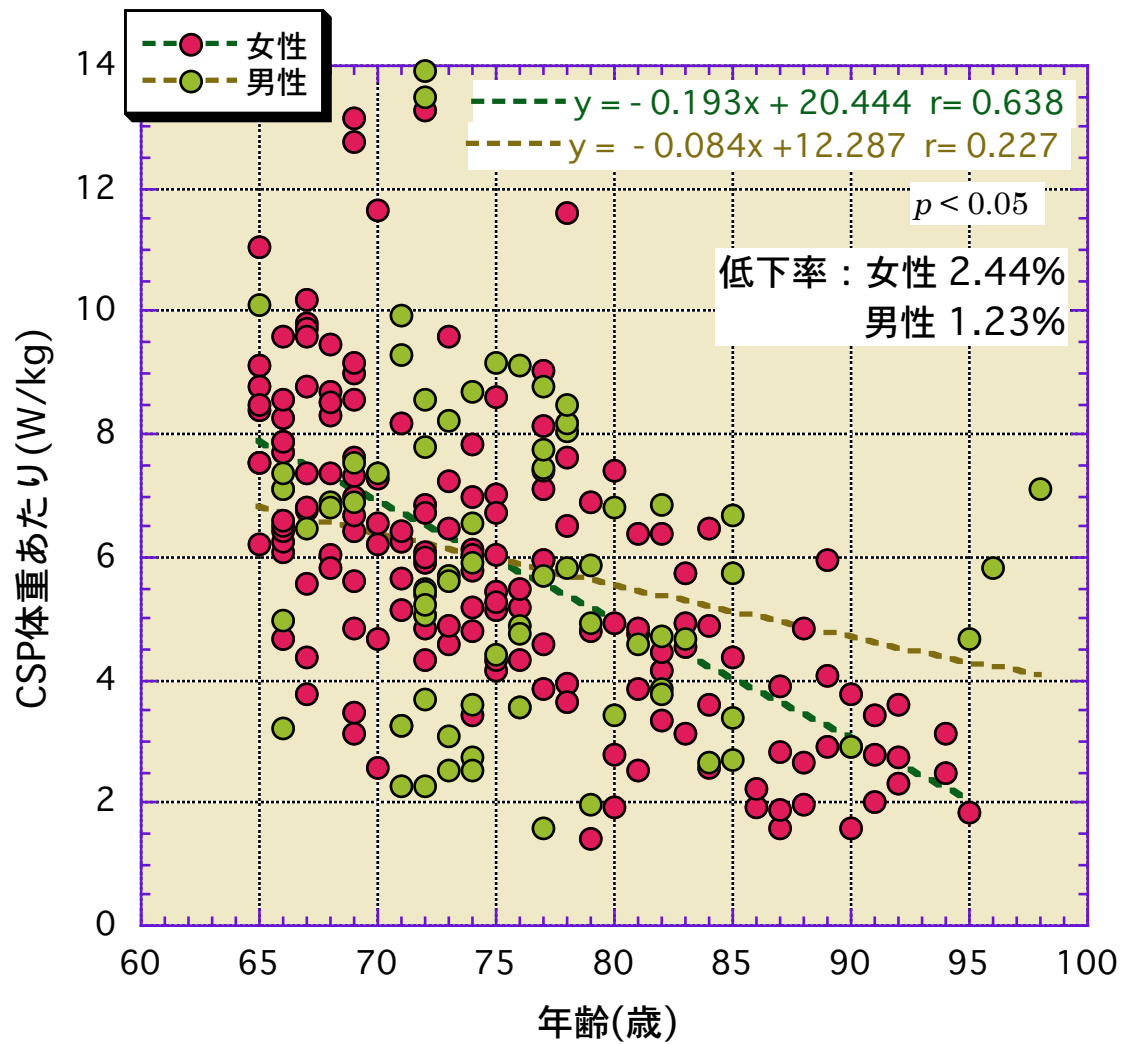


図 2-2 椅子からの立ち上がりパワー(体重あたり)と年齢の関係

第四節 考察

今回、地域在住高齢男女 245 名（男性 77 名，女性 168 名）を対象に CSP 測定を行い、横断的資料から CSP 値と性差および加齢との関係について示した。

立ら(2003)は、65~83 歳の高齢男女を対象に横断的測定を行い、最大脚伸展パワーの実測値は男性が女性よりも有意に高値であり、単位筋体積あたりに換算した値においても性差があったと報告している⁷⁵⁾。また、中年成人(平均年齢 40 歳代)、健常高齢者(平均年齢 70 歳代)および、健常高齢者と同年代の活動制限のある高齢者の 3 群について、膝伸展パワー(実測値)と筋収縮速度および下肢筋力を比較した研究では、全ての群の測定項目に有意差を認め、性差があったと報告している(Reid ら, 2012)⁷⁶⁾。

立ら(2003)⁷⁵⁾は、健常高齢者(65 歳~83 歳)の最大脚伸展パワーは、若年者(20 歳~30 歳)に比べて男女とも 51.5%低値であったとしている。また、脚伸展パワーは 30 代から低下が始まり、60 歳を過ぎると筋力の低下率を上回り、年に 3~4%低下するという報告もある(Petrella ら, 2005)²¹⁾。本研究には若年者のデータがないため比較できないが、65 歳以上について得られた CSP の低下率は女性では絶対値で 2.44%、体重あたりでは 2.80%であった。筋力はおよそ 1 年間で 1%の低下が標準的な数値として示されている(Viitasalo, JT ら, 1985)⁷⁷⁾。本研究の CSP の低下率は一般に言われている筋力の低下率を上回り、これまで言われてきた筋パワーの低下は筋力低下を上回るという報告を支持するものと考えられる(Bassey, EJ ら, 1990, 1992; Skelton DA ら, 1994)^{78), 7), 8)}。

Hakkinen ら(1991) は、運動習慣のある女性に対する横断研究にて、単位断面積あたりの膝伸展筋力の加齢変化は認められなかったが、力の発揮速度では加齢の影響が確認でき、高齢になるほどその値は低値を示したことを報告している⁷⁹⁾。また、筋力と筋線維タ

イプとの関係については、動きを伴わない等尺性筋収縮による筋力と type II 線維(速筋)との相関関係は低い、高速での関節運動による筋力との比較では相関関係が高いといわれている(Trappe ら, 2001; Thorstensson ら, 1976)^{80), 81)}。Type II 線維は type I 線維(遅筋)よりも加齢変化を生じやすいといわれており(Lexell ら, 1988)⁸²⁾、本研究による椅子からの起居動作時パワーにおいても、加齢による type II 線維の萎縮による影響を受け、筋力よりも加齢に伴うパワー低下を大きく生じさせたと考えられる。

自立した生活を送るには、分の体重をどれだけ軽快に動かせるか、さらには何かを持ったり、鞆を背負ったりして、いかに素早く安全に動けるかという点が重要になる。本研究では被験者の募集において限界があり男性の要支援・要介護率が女性に比べて大幅に高かったが、日本全体では、高齢女性の非自立人数は高齢男性の3倍を超える。とくに介護支援を受けにくい独居生活を営む高齢女性の体力、起居動作能力をいかに維持するかが、社会の求める大きな課題とみられる。

第五節 まとめ

本研究では、CSP の加齢変化について調べた。CSP は、個人差も大きいのが加齢とともに漸減し、その低下率は絶対値で 2.80%/年、体重あたりの値で 2.44%/年であり、筋力の加齢変化よりもパワーの加齢変化のほうが大きいとする従来の報告を支持するものであった。

第六章 高齢者の椅子立ち上がりパワーの評価と自立維持のために必要な パワー水準の検討

第一節 目的

急速な高齢人口の増加の中で世界においても日本においても介護を要する高齢者が増加し、介護費や医療費が激増する社会的問題が生じている。本邦では、2000年に介護保険制度が導入され、高齢者の自立支援とケアが行われている。2025年までには虚弱者高齢者が500万人にのぼるという予測がなされている（厚労省、2013）⁸³⁾。このためにいかに介護を受けないようにできるかが大きな課題となっている。加齢とともに体力の低下が生じるのは周知の通りであるが、虚弱になると身の回りのことが徐々にできなくなってくる。虚弱高齢者においては、日常生活動作（ADL: activity of daily living）が維持できることが大きな目標となる。

これまでこのADLの維持には筋力の維持が重要であり、介護予防のために筋力トレーニングが重視されてきた。しかし、近年、ADLのレベルと高齢者の持つ筋パワーレベルとの関連が強く言われ始め、パワーの維持向上の必要性が論議されている（Skelton ら、1994; Bassey ら、1992; Evans, 2000; Foldvari ら、2000; Miszko ら、2003）^{8), 7), 84), 85), 9)}。

しかし、高齢者がどの程度のパワーを有していると自立できるのかといった点は明らかでない。本研究の目的は、地域に在住し自立している高齢者から、医療、介護施設の通所サービスを利用する虚弱者に至る幅広い高齢者を対象に椅子からの立ち上がり（起居動作）時のパワーを測定し、高齢者のパワーの水準と自立維持のために必要な至適水準を明らかにするための検討を行なった。

第二節 方法

第一項 対象

対象は、地域に在住し、日常生活に支障なく、自立した生活を営む高齢女性と通所リハビリテーションや通所介護（デイサービス）等の介護保険在宅系サービスを利用している要介護高齢女性の総数 87 名を対象とした。このうち自立群は 48 名（IG 群: 78.7±4.6 歳）、介護群は 39 名（DG 群: 79.4±4.8 歳, 要支援 1, 2, 介護度 1~3）である。対象者の身体的特性は表 3-1 の通りであった。介護群の主な原因疾患では、加齢に伴う身体機能全般の不調（廃用症候群）が 14 名、筋・骨格系疾患が 9 名、脳血管障害が 4 名、軽度認知症が 3 名、悪性腫瘍等内部系疾患が 2 名、外科系疾患が 1 名、不明が 6 名であった。

インフォームドコンセントや研究協力への依頼は、いずれも第五章と同様の手続きを行ない、対象者から研究への協力と承諾を得た。

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（承認日：2009 年 7 月，承認番号 23）を得て実施した。

表 3-1 自立群と介護群の身体特性

	自立(IG)群 n=48	介護(DG)群 n=39	t-test
年齢(歳)	78.7±4.6	80.2±4.8	N.S.
身長(cm)	147.2±4.1	145.9±5.6	N.S.
体重(kg)	49.3±7.8	47.6±7.1	N.S.
BMI(kg/m ²)	22.7±3.2	22.4±3.3	N.S.

平均値±SD

N. S.: 有意差なし

第二項 測定内容と変数および測定の手順

測定は CSP を用い、測定方法は既述（第四章）した通りである。パワー測定に先立ち、身長、体重測定した。測定回数は、3 回×2 セットとし、最大値をデータとした。

測定は様々な体力水準および疾患を有する人も含まれていることから、痛みの有無、測定当日の体調等を問診および簡単な身体チェックの後、測定を行なった。パワー測定は測定に熟練している理学療法士 1 名がすべて実施した。

第三項 統計処理

すべての統計処理は SPSS for Mac (Version 21 j) を用いた。データは平均値±標準偏差で示した。群間の比較は対応のない t-検定で行った。両群のパワーデータを ROC (A receiver operator characteristic) を用いて解析し、感度と特異性から要介護となるパワーの下限界値を絶対値と体重で換算した値をそれぞれ算出した。統計的有意水準は、 $p<0.05$ とした。

第三節 結果

自立群と介護群の平均年齢、体重、身長、BMI (Body Mass Index) には有意差が認められなかった (表 3-1)。

IG 群と DG 群の CSP の絶対値および体重あたりの値を表 3-2 に示した。いずれについても両群の間に有意差を認めた。

両群のデータを用いて ROC 解析をおこなったところ、CSP の絶対値、体重あたりの値いずれについても高い信頼性と感度が得られ、CSP の両群の比較から、自立のための基準値(下限閾値)は絶対値では 214 W、体重あたりの値では 4.68W/kg であった。(図 3-1~3-4)。

表 3-2 自立群と介護群の椅子立ち上がりパワー

	自立(IG)群 n=48	介護(DG)群 n=39
実測値 (W)	276±75	158±63*
体重あたりの値 (W/kg)	5.6±1.4	3.3±1.1*

*: $p < 0.05$

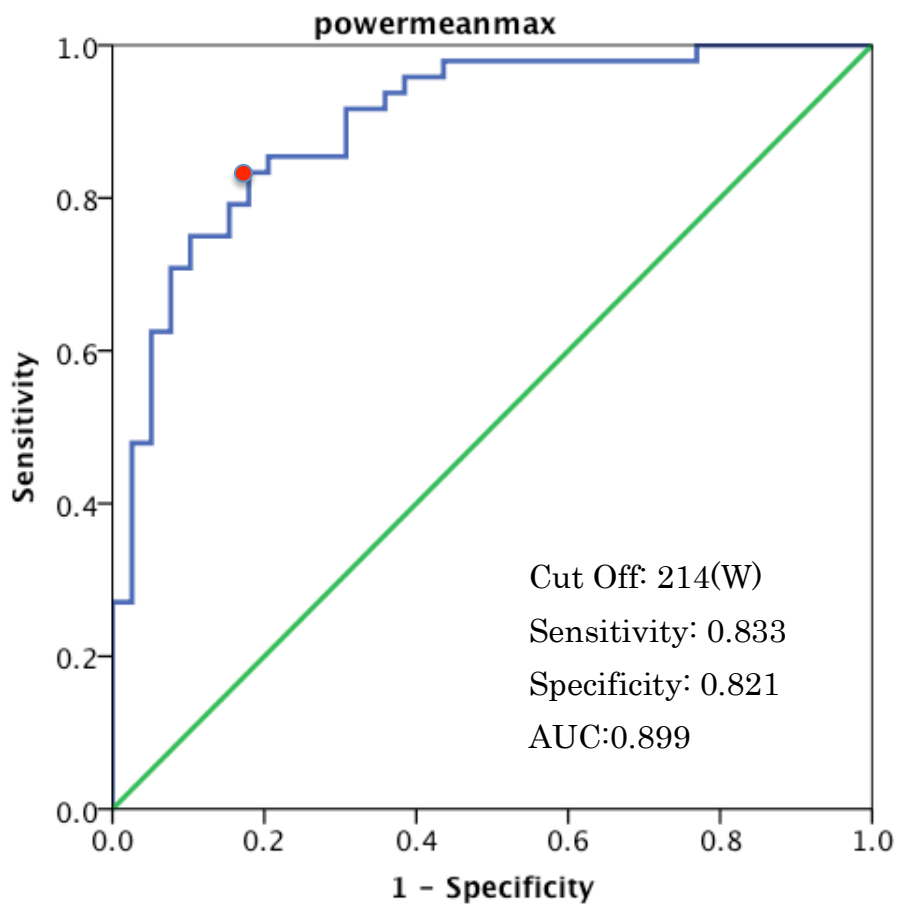


図 3-1 自立群と介護群の椅子立ち上がりパワー絶対値の判別結果

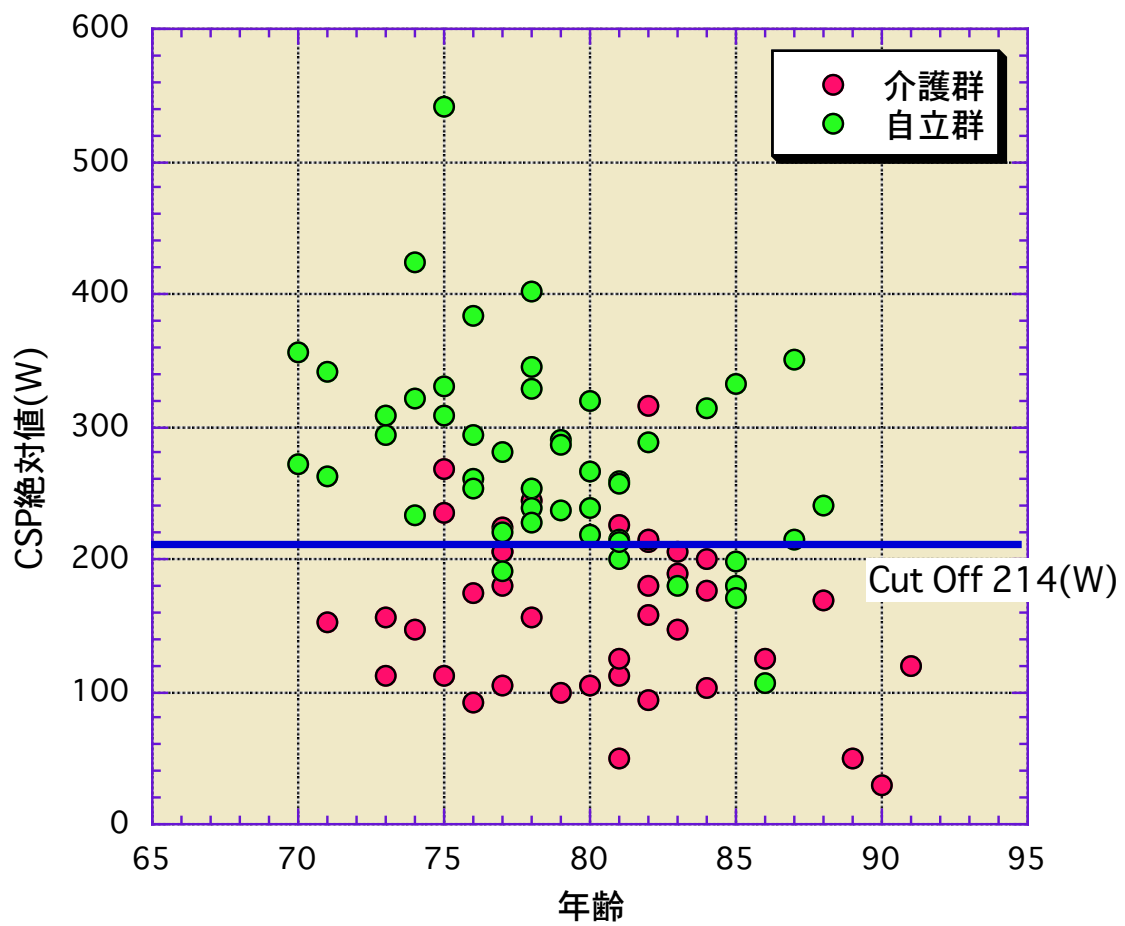


図 3-2 散布図による椅子立ち上がりパワー絶対値の判別結果

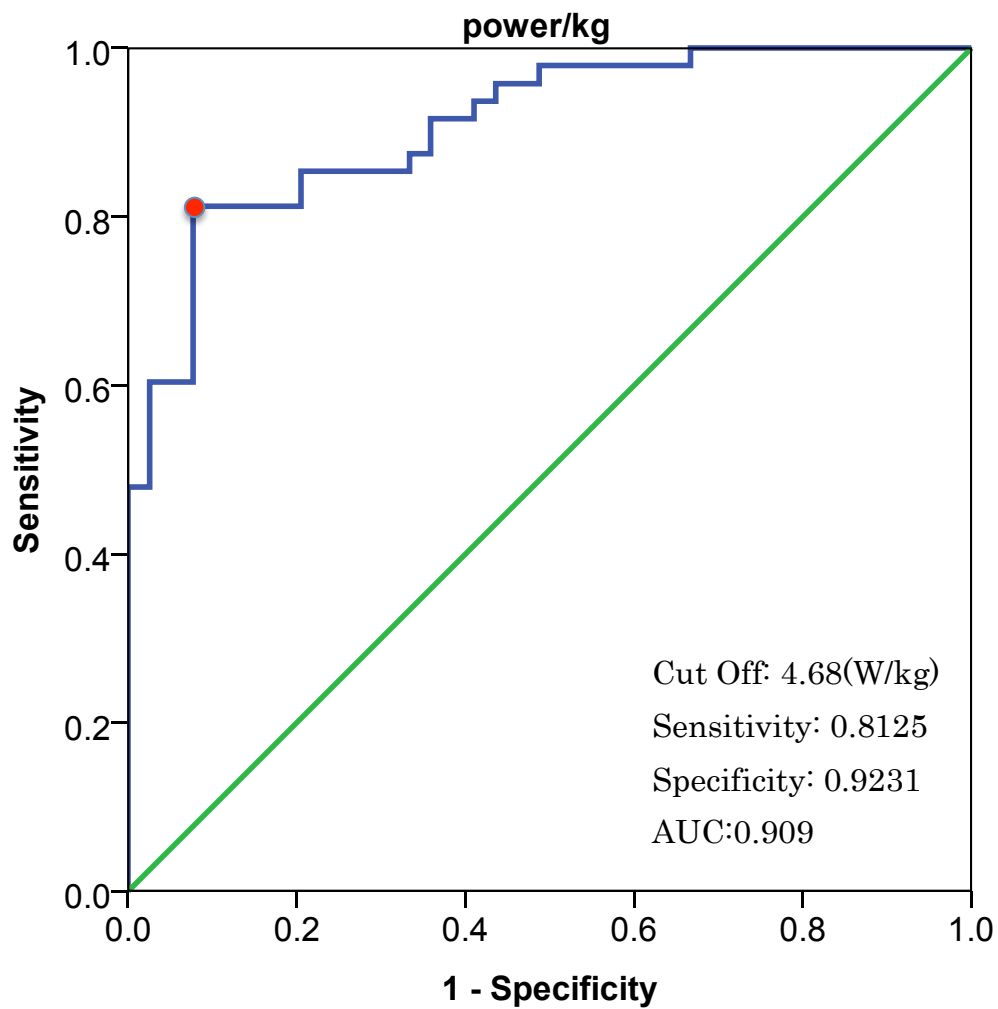


図 3-3 自立群と介護群の椅子立ち上がりパワー体重あたりの値 判別結果

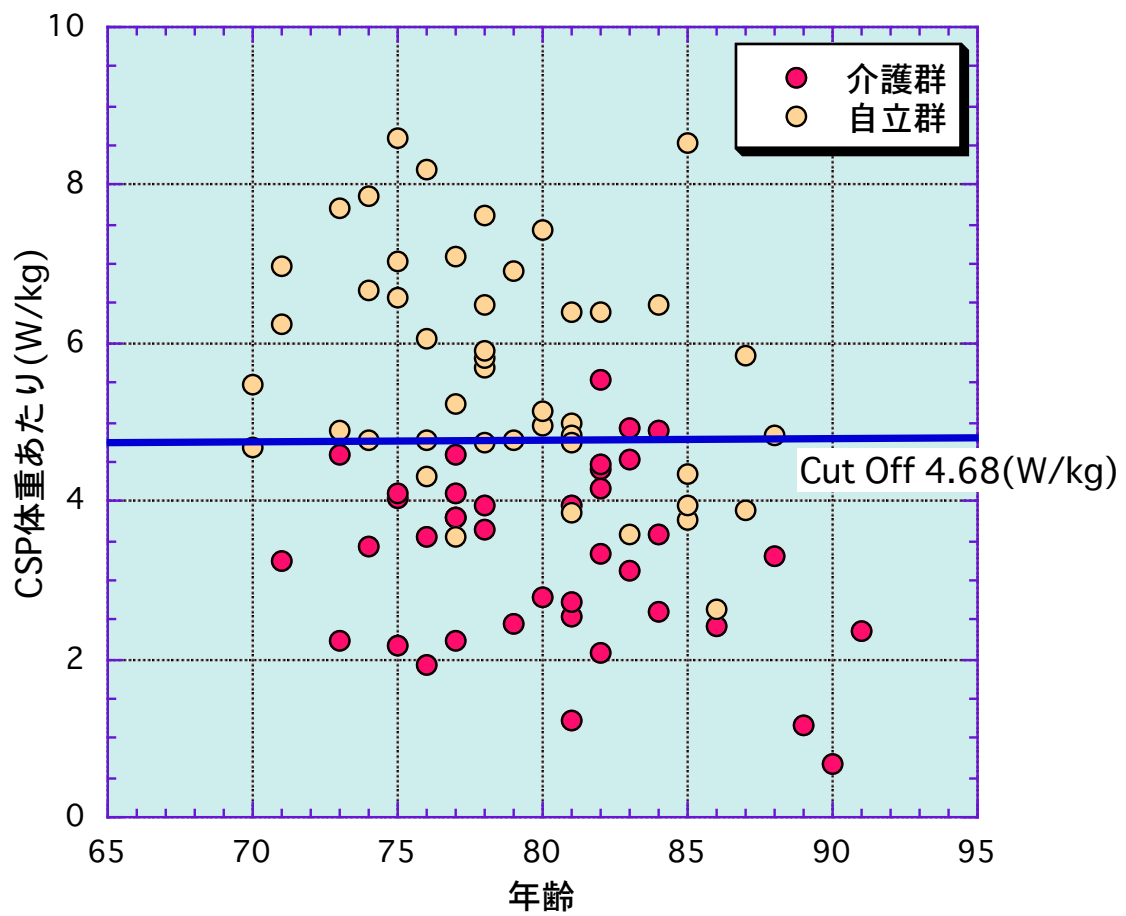


図 3-4 散布図による椅子立ち上がりパワー体重あたりの値 判別結果

第四節 考察

本章では、虚弱高齢女性および自立した一般高齢女性の CSP 値を元に、自立に必要な起居能力の臨界値を決定した。まず始めに、この臨界値の特徴について述べる。

通常、時間を空けて1回立ち上がることができれば日常生活に支障はなく、下肢筋力の低下が進んだ高齢者では連続2回の立ち上がりが困難な人もいと予想される。本研究では、3回×2セット、合計6回の起居動作ができる高齢者を対象としており、さらに、臨界値の決定に使用した最大 CSP 値は、1回目の測定で得られた数値よりも平均で約30%大きいという特徴がある(4章 表 1-8)。すなわち、そのようにして決定した CSP 値に対して ROC 解析によって決定した本研究の臨界値は、椅子から自力で立ち上げられるか否かのいわゆるギリギリの境界値を示すものではない。

図 3-3 に示した ROC 解析の結果、CSP の絶対値および体重補正 CSP 値の下限閾値は 224W および 4.68W/kg であった。AUC 値が前者では 0.899、後者では 0.909 と高く、これを境にかなり高い確率で自立が妨げられる(要支援・要介護認定と認定される)ことになる。たとえば平均的な被験者(身長 146 cm, 体重 48 kg)を想定した場合、CSP 値は 224W となり、この人が起居(本研究では、臀部が椅子から離れてから膝が伸びきるまで)にかかる時間は約 0.7 秒で、見た目には、ごく普通の立ち上がりに見える速さである。したがって、図 3-4 にあるように自立群の中にはこれらの境界値付近に評価されている者も多く見られるが、このような人では“歳をとって従来に比べ動作に機敏さがなくなった”と実感しながらも、加齢に伴う体力低下に対する危機感を持っておらず、非自立レベルに近いところに気づいていない可能性が高い。本評価の値は、自身ではまだ問題ないと日常生活を営んでいると考えているであろうこのような高齢者に対し、数値をもって早めに警鐘を鳴らし、自身の起居能

力が落ち切る前に運動の実践を促すことで、要支援あるいは要介護への移行を食い止める役割を果たす指標といえる。

次に、その評価値について検討する。平野ら (1994)は、レッグプレスマシンによる脚伸展パワーの加齢変化を追った研究にて、女性 248 名と対象で、年代別の値を算出しており、70 歳以降の平均値が $364 \pm 132 \text{ W}$ であったと報告している⁸⁶⁾。また、立ら(2003)も平均 71 歳の女性 46 名について同装置を使って脚伸展パワーの測定を行い、 $334 \pm 185 \text{ W}$ を報告している⁷⁵⁾。これらはいずれも本研究での自立群の CSP の平均値($276 \pm 75 \text{ W}$)より 20~30% 程度高値である。通常、速度と力の積で算出されるパワーは、パワーカーブと呼ばれる山型をしており、ピーク(頂上)値を得るための速度と力の最適な組み合わせが存在する。起居動作では体重が負荷抵抗、マシンによる脚伸展パワーでは前方に蹴り動かす板にメーカーが決めた負荷抵抗となるが、たとえ同じ人でもこれらの負荷が違えばそれを動かす速さも異なり、パワーは違った値をとることが考えられる。また、上半身をベルトで固定し、下肢の関節のみの力で測るレッグパワーと、何の固定もなく、重力に抗して身体を上昇させる起居動作では、測定上の度合いに差が生じている可能性がある。ただし、同じ二つの報告では 20 歳代男性の脚伸展パワーの平均値がいずれも 1500W 近く、これは Shetty (2002)⁸⁷⁾による反動動作、すなわち立った状態からの膝の屈曲による弾性エネルギー (Bobbert ら, 1996)⁸⁸⁾利用が可能な垂直跳びパワーに匹敵する。膝を深く曲げた安静状態からの膝伸展パワーを扱った平野らあるいは立らの結果が、反動動作のある垂直跳びパワーに匹敵していることを考えると、これら二つの研究で使用された装置は、脚伸展パワーをやや過大評価する可能性があるのかもしれない。

これまで国内外でチェアスタンドなどのパフォーマンステストが実施されてきているが、こうしたテストは虚弱な人では実施が困難である場合が多い。また、Bean ら

(2007)²⁹⁾ は、空気圧によるダブルレッグマシンによって算出した脚伸展パワーを用いた虚弱者の体力評価を試みている。しかし、筆者も過去に試みたが、多くの高齢者が痛みや不安などからその実施が困難であった。しかし、本法においては虚弱者であっても椅子からの立ち上がり連続3回可能な人であればその測定法の実施が容易であり、テストの際に事故やトラブルは生じていない。持ち運びも可能であり、いつでもどこでも測定が可能であるという長所があり、有効なテストとみられた。

第五節 まとめ

本研究は、地域で自立している高齢女性群と介護を受けている高齢女性群を対象に CSP を測定し、両群の比較から ROC 解析によって要介護、または自立のための下限閾値を求めた。その結果、両群で最大 CSP 値に有意差が認められ、介護を要するまたは自立のためのその下限閾値は絶対値では 214 W (感度 83.3%, 特異度 82.1%, AUC 値 0.899), 体重あたりの値では 4.68 W/kg (感度 81.2%, 特異度 92.3%, AUC 値 0.909)であった。いずれも高い感度を示すことから、本測定法で算出した下限閾値は、今後スクリーニングテストなどに利用し、介護予備群の早期発見と指導に有効な尺度になると期待できる。ただし、今回の解析は女性のみであり、今後は男性についても検討する必要がある。

第七章 虚弱高齢者に対する椅子立ち上がりパワー評価法の有用性および

トレーニングによる変化と日常生活動作との関係

第一節 目的

少子高齢時代においては、介護を受けない高齢者を増やすことが今日の社会において極めて重要な課題とされる。独居の高齢者も増加しており、多少の慢性疾患や機能障害を有していたとしても日常の生活動作（ADL）能力が高いこと、自分の脚で移動し身の回りの必要なことが自由にできることが最低限望まれている。本研究では、そのための基本的体力として起居能力を捉え、その評価方法を開発した。

本章の目的は、介入現場での CSP 評価の有用性を確認することである。本章では、CSP 値向上が見込める運動を虚弱高齢者に対して指導し、CSP 値に変化(改善)があった場合に ADL 評価値が同様に改善するかを検討する。

第二節 方法

第一項 対象

対象は、島根県安来市にある養護老人ホームに居住する高齢者と名古屋市にある診療所にて、医療保険での外来リハビリテーションを利用する高齢者である。参加者には、研究の趣旨と内容を説明し、研究協力への同意が得られた対象者を運動群と対照群の2群

に分類した。なお、本論文第一章で示すようにサンプル抽出に伴う限界があり、運動群は養護老人ホームの入所者から、対照群は外来リハビリテーション患者から選択した。それぞれ異なる施設から、書面と口頭にて同意を得て研究を進めた。その結果、運動群は18名(77.6±7.2歳、男性11名、女性7名)、対照群は14名(80.0±7.5歳、男性8名、女性6名)であった(表4-1)

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(承認日:2009年7月、承認番号23)を得て、2012年4-6月、2013年7-9月に実施した。

第二項 運動プログラム

運動形式は椅子からの立ち上が動作を中心とした自体重による運動を中心に実施し、動作速度を可能な限り速めるという指導を行った。介入は施設内の大広間に毎日、1回(約20分)を12週間行なった。運動の内容は準備運動としてラジオ体操(第一)を用い、主運動はマーチ(足踏み)動作と椅子からの起居動作または立位姿勢でのスクワット動作で構成した。運動強度は、4週毎に回数と運動速度を漸増させていく内容とした。なお、主運動の際、音楽(童謡)を用いてそのテンポに合わせて実施するように求めた。また、運動速度に合わせて、楽曲の再生速度を速めたものを市販の音楽作成ソフトで作成し、それを再生しながらマーチ動作と起居動作またはスクワットを実施した。運動内容の詳細は表4-2に示した。

運動指導は施設職員が直接運動指導を行ったが、筆者が毎月訪問して運動指導の状況を把握するとともに、電話で随時施設職員と連携を図り、運動指導プログラムの調整を

図った。

第三項 介入効果の指標

CSP は、第五章で示した測定方法を用いた。被験者は男女が含まれていることから性差を考慮し、両群のパワー絶対値と体重あたりの値の平均値をデータ運動効果の指標とした。その他にパフォーマンステストとして 10m 歩行テストを加えた。助走路を両端に 2m 程度設定し、合計 14m を歩行し、加速期と減速期を除いた定常歩行の 10m の秒数を測定した。測定は 2 回行い、最速値をデータとした。日常生活での活動能力の指標として、第二章で示した Barthel index により ADL の評価を行った。さらに、ADL と CSP との関係を検証するために Barthel index の 10 項目の中から、移動能力との関係が深い 5 項目(移乗, 入浴, トイレ動作, 歩行, 階段)を抽出し、運動介入後の変化についても検証した。

第四項 統計処理

群間における測定値の比較には、対応のない t-検定を用いた。また、両群間における介入効果の相違は、群間 (運動群・非運動群) × 経時効果 (介入前・介入後) の繰り返しのあ
る二要因分散分析を用いて検討した。また実質的な差をみるために効果量 (η^2) を求めた。
統計処理はいずれも SPSS for Mac (Version 21 j) を用いて行い、有意水準は 5%未満とし
た。

表 4-1 介入開始前の対象者の身体特性

	対照群 n=14	運動群 n=18	群間の比較
年齢 (歳)	80.0±7.5	77.6±7.2	N. S.
身長 (cm)	155.3±10.2	152.1±10.4	N. S.
体重 (kg)	58.0±11.8	49.9±5.5	*
BMI (kg/m ²)	23.9±3.8	21.8±3.3	N. S.

平均値±SD, N.S.: 有意差なし, *:p<0.05

表 4-2 運動内容の詳細

運動頻度 毎日	
運動開始～4 週目	
1. ラジオ体操(第 1 体操)	
2. 足踏み運動 1 セット	
(1)股関節, 膝関節屈曲 90°以下の軽度の足踏み運動	毎秒 1 step, 15 回
3. 速度を意識した椅子からの起居動作運動 2 セット	
(1)椅子座位またはスクワット動作	1 反復 3～4 秒, 15 回
5 週目～8 週目	
1. ラジオ体操(第 1 体操)	
2. 足踏み運動 4 セット	
(1)股関節, 膝関節屈曲 90°以下の軽度の足踏み運動	毎秒 1step, 15 回
(2)股関節, 膝関節屈曲 90°以上の足踏み運動	毎秒 1step, 15 回
(3)肘関節面と同側膝関節を接触させる足踏み運動	毎秒 1step, 15 回
(4)肘関節面と対側膝関節を接触させる足踏み運動	毎秒 1step, 15 回
3. 速度を意識した起居動作運動 2 セット	
(1)椅子座位またはスクワット動作	1 反復約 2 秒, 15 回
9 週目～12 週目	
1. ラジオ体操(第 1 体操)	
2. 足踏み運動 4 セット	
(1)股関節, 膝関節屈曲 90°以下の軽度の足踏み運動	毎秒 2step, 15 回
(2)股関節, 膝関節屈曲 90°以上の足踏み運動	毎秒 2step, 15 回
(3)肘関節面と同側膝関節を接触させる足踏み運動	毎秒 2step, 15 回
(4)肘関節面と対側膝関節を接触させる足踏み運動	毎秒 2step, 15 回
3. 速度を意識した起居動作運動 2 セット	
(1)椅子座位またはスクワット動作	1 反復約 1 秒, 15 回
(2)椅子座位またはスクワット動作	各自, できる限り早い速度で 15 回

第三節 結果

介入前の両群間の年齢, 身長, および BMI に統計的に有意差を認められなかったが, 体重 (運動群 $49.9\pm 5.5\text{kg}$, 非運動群 $58.0\pm 11.8\text{kg}$) に有意差が認められた (表 4-1)。

両群間の Barthel index, 10m 歩行テスト, 各下肢動的パワーの介入前の測定値に有意差が認められなかった (表 4-3)。

12 週間の介入による効果について表 4-3 に結果を示した。Barthel index, 10m 歩行テスト, CSP 絶対値, 体重あたり CSP 値, いずれについても交互作用が認められた (表 4-3)。また Barthel index の中から移動系の 5 項目の介入効果については, 移乗, 歩行, 階段の 3 項目に交互作用を認め, トイレ動作と入浴動作は交互作用が認められなかった (表 4-4)。

表 4-3 12 週間の介入による ADL と歩行速度と椅子立ち上がりパワーの変化

		介入前	介入後	変化率(%)	群間	経時効果	交互作用
体重 (kg)	運動群	49.9± 5.5	49.9±5.5	0.1	N.S.	N.S.	N.S.
	対照群	58.0 ± 11.8	57.8±12.5	0.5			
BMI (kg/m ²)	運動群	21.9 ± 3.5	22.0±3.5	0.1	N.S.	N.S.	N.S.
	対照群	23.9± 3.8	23.9±4.1	0.5			
Barthel index (満点 100 点)	運動群	77.2±14.7	85.6±15.7	15.2	N.S.	F=12.865†	F=5.386†
	対照群	76.1±15.1	77.9±17.3	2.4		P=0.001	P=0.027
10m 歩行 (秒)	運動群	12.5±3.4	10.6±3.7*	-14.6	F=7.123†	N.S.	F=8.266†
	対照群	13.7±2.5	15.3±4.3	12.9	P=0.012		P=0.007
CSP 実測値 (W)	運動群	183±88	241±134*	32.9	N.S.	N.S.	F=8.743†
	対照群	196±100	185±79	-0.3			P=0.006
CSP 体重あたり (W/kg)	運動群	3.6±1.5	4.8±2.4*	32.9	N.S.	F=5.783†	F=9.735†
	対照群	3.3±1.3	3.1±1.0	-0.3		P=0.023	P=0.004

*: Paired Student's t-tests, $p < 0.05$ N. S.: 有意差なし

†: 群間(運動群・非運動群)×経時効果(介入前・介入後)の繰り返しのある二要因分散分析による

表 4-4 12 週間の介入による Barthel index 移動系 5 項目の変化

		介入前	介入後	群間	経時効果	交互作用
移乗動作	運動群	14.7± 1.2	15.0±0.0	F=69.884†	F=12.662†	F=7.157†
	対照群	10.4 ± 1.3	12.5±2.6*	P=0.000	P=0.010	P=0.010
トイレ動作	運動群	8.3 ± 2.4	8.6±2.3	N.S.	N.S.	N.S.
	対照群	8.6± 2.4	8.6±2.3			
入浴動作	運動群	3.6±2.3	3.3±2.4	N.S.	N.S.	N.S.
	対照群	2.1±2.6	2.5±2.6			
歩行	運動群	13.9±2.1	14.2±1.9	F=18.711†	N.S.	F=5.210†
	対照群	11.1±2.9	10.0±2.8	P=0.000		P=0.030
階段	運動群	7.8±2.6	9.2±1.9*	F=14.119†	N.S.	F=4.482†
	対照群	5.4±3.7	4.6±3.7	P=0.001		P=0.043

* : Paired Student's t-tests, $p < 0.05$ N. S.: 有意差なし

†: 群間(運動群・非運動群)×経時効果(介入前・介入後)の繰り返しのある二要因分散分析による

第四節 考察

本研究は、体力低下によって要介護状態にある高齢者に対して、一定期間の運動介入前後に本論文で提唱した CSP 値と ADL の測定を行い、それらの変化を使って本評価法の実用性を検討することになった。

介入の結果、運動後、CSP、10m 歩行時間および ADL 評価点数が有意な変化を認めた。CSP の実測値は、運動群においては運動前の平均値が $183 \pm 88W$ であったが、運動後に $241 \pm 134 W$ 、体重あたりでは $3.6 \pm 1.5W/kg$ から $4.8 \pm 2.4W/kg$ へと、約 33% の向上を認めた。Hruda ら(2003) は、疾患を有し、施設に入所する高齢男女 18 名に対して、週 3 回の頻度で 10 週間、できるだけ速い速度で関節を動かすことを求めたチューブバンド運動を行わせ、等速性筋力測定装置により測定された脚伸展パワーが 59.7% 改善したと報告している¹¹⁾。そのいっぽうで、65 歳から 94 歳までの介護施設に入所する高齢者を対象としたパワートレーニング研究では、ワイヤー式フリーウエイトマシンを用いた関節伸展速度を高めた運動を 12 週から 36 週まで、週 2 回の頻度で行ったが、5 回連続椅子からの起居動作時間から算出したパワーの値に変化を認めなかったという報告もある(Zech ら, 2012)⁸⁹⁾。本研究では、主運動をマーチ（足踏み）動作と椅子からの起居動作あるいは立位姿勢でのスクワット動作で構成し、さらに 4 週毎に回数と運動速度を見直して漸増させたことにより、ほぼ期待通りの効果があった。なお、運動方法と CSP 値改善との関係などについてはここでは本題ではないため、考察は行わない。

第 2 章のパワートレーニング研究(表 1-1)で示したとおり、これまで多くの研究によって、高齢者のパワー改善のための運動方法およびパワーの測定法について検討が重ねられている。既述のとおり虚弱な体力水準にある高齢者のパワートレーニングおよび評価指

標を確立するための研究はほとんど見当たらないが、今回、新たに提案した CSP 評価法は、低体力者でも実際可能であり、さらに運動介入による機能変化を捉えることができたことおよび、その変化と ADL の変化に整合性を認めたことは本提案指標の有用性を示唆する。

本章の介入研究では男女が含まれており、前章で示した CSP の下限界値 214W は女性の解析結果であり、厳密には絶対値での比較ができない。しかし、本研究対象者の CSP の測定値は、男女が含まれているものの、運動群、対照群、いずれもこの 214W を下回っており、高齢者では若年者に比べて男女の体重差もなくなってくるため、200W を若干超えるあたりが要介護にある高齢者の自立レベルを客観的に示す境界となるのかもしれない。

また、運動介入後には $241 \pm 134W$ と下限閾値を上回る変化を示した。Barthel index は先に示したとおり 10 項目の総合点数で評価を行うものである。第 3 章で示したとおり Barthel index は順度尺度であり、細分化しての運用に向かないという特性がある。しかしながら、CSP 値の変化と関係が深いと考えられる 5 項目を抽出して検討を行ったところ、乗動作、歩行、階段に関わる評価値と CSP 値との間に交互作用を確認した。この結果は高齢者の CSP の数値向上が ADL 向上と関連していることを示唆する。要介護認定における再審査には多くの手続きが必要であることから、本研究では同再審査は行っていない。しかしながら、CSP 値が大幅に改善した人の中には、ADL の改善を認めただけでなく、再審査を受けていればより軽度と判定されたであろうと考えられる被験者が複数確認された。今後、ADL の改善をより細かく評価できる指標を準備し、その変化と CSP 値変化との関係を精査することで、CSP 値の評価指標としての精度はより高まり、ADL 改善に対して効果のある運動を開発する評価指標としてより有用なものになると考えられる。

第五節 まとめ

施設に入所する虚弱高齢者を対象に動作速度を速めてパワーを向上させることをねらいとする運動を 12 週間に亘って指導し, CSP の変化と ADL への効果を調べた。その結果, 運動群では CSP が運動前に比べて 30%程度の有意な変化と同時に ADL や歩行能力の変化が認められ, 運動の有効性が示唆された。

虚弱高齢者である運動群は前章で示された自立のための CSP の下限界値を下回っており, 12 週間という短時間であったが, 速度とパワーを高める運動の実践を図ることで, その下限界値を大きく超えていた。CSP の変化がもたらす効果については更なる検討が必要であると同時に, CSP 評価法の介入研究での実用性を確認することができ, 虚弱高齢者支援のために有効な評価方法であるとみられた。

第八章 研究の限界

第一節 定義に伴う限界

本論文を通して使用する用語の定義を示した。本論文における結論は、この定義の範囲内で検討し、導き出されたものである。

第二節 対象者の要介護水準に伴う限界

本研究における虚弱高齢者、要介護高齢者等の水準は、我が国の介護保険制度の基準に必ずしも当てはまらない対象も含まれている。介護保険認定における介護度と実際の身体活動能力が一致しないケースが多く、介護保険サービスの現場では個々の身体状態に合わせてケアを行うのが常となっており、厳密に体力水準を評価できていない限界がある。

日本老年医学会(2014)は意図しない衰弱、筋力の低下、活動性の低下、認知機能の低下、精神活動の低下等、健康障害を起こしやすい脆弱な状態を「Frailty(フレイル:虚弱)」として提唱している。そして「Frailty」の状態からさらに悪化した状態を「Disability(身体機能障害)」と位置付けている⁹⁰⁾。

本研究は、この「Frailty」に該当する体力水準にいる高齢者を対象としたものである。しかしながらこれらの定義も十分な認知には至っておらず、かつ「Disability」との境界も明確に定めることが困難である現状で研究を行ったという限界がある。

第三節 標本抽出に伴う限界

本研究の被検者は、母集団から無作為に抽出された集団ではない。第四、五、六、七章の CSP 評価法、起居動作トレーニングの被検者は、名古屋市、愛知県一宮市、春日井市、小牧市、半田市、島根県安来市、鳥取県江府町等、多数の地域で募集を行い、医師等より、運動の許可が確認できた介護福祉施設やリハビリテーション施設に通う、要介護水準の高齢者および、各地域で日常生活に支障がなく生活を営む高齢者である。したがって、上記で示す限定した地域、被検者で得られた結果であり、地域、ライフスタイルの異なる集団において必ずしも当てはまるとはいえず、本研究における標本割付には限界がある。また、結果として男女の参加者数が異なる限界が生じている。

第四節 募集方法に伴う限界

本研究は、各地域で行われた高齢者向けの運動教室等や要介護高齢者が通院、入所している際に行った研究であり、本研究のみを目的で募集をした対象者ではない。したがって予め被検者に測定方法や運動内容、群の選択を求める事ができないために、研究デザインとしては無作為割付ではない。よって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ず、募集方法に伴う限界がある。

第五節 対照群の設定に伴う限界

本研究の第七章においては、運動速度を速めたパワートレーニングの効果を検討するため対照群を設けたが、これは同じ対象施設から抽出する事が困難であったため、類似する他の施設の集団から対照群を求めた。また、被験者が同一の施設に所属するなかでの研究であったため、待機法等の介入手法が困難であったことも対照群の設定における研究の限界である。

第六節 使用機器による限界

本研究では、パワー測定器 (FitroDyne[®], スロバキア) を用いて高齢者の椅子立ち上がりパワーの評価指標の作成とトレーニング効果の有用性を調べたが、本機器は若年者が競技能力向上のためのトレーニングの効果指標として開発されており、携帯性に優れ、様々な環境に持ち込める長所があり、フィールド研究に利便性が高いが、高齢者へ適用するためには、予めテストの信頼性、客観性、妥当性を検討する必要がある。また、椅子からの立ち上がり動作は、個人差も生じる中で、垂直方向に直線的に身体を挙上してはならず、前方への重心移動も加わった曲線を描いて起居動作が成立する。よって、測定機器のワイヤーが厳密に垂直方向に伸張されないという測定方法の限界が生じている。

第九章 結論

第一節 本論文の要約

本博士論文では、LDT方式によるパワー評価法の妥当性、信頼性、客観性を明らかにするとともに、女性高齢者の椅子立ち上がりパワー(CSP)の加齢に伴う変化や自立のための下限閾値を求め、パワートレーニングの介入を通して、CSP評価法がADL改善を反映することを確認した。

課題-1 椅子立ち上がりパワー測定法の開発に関する基礎的検討(第四章)

本論文で用いた高齢者のCSP測定の再現性(信頼性)、客観性、妥当性に関わる基礎的な検討を行ったところ、再テスト法により2回の平均値間に有意差が認められず、高い相関も得られたことから再現性(信頼性)が確認された。また、異なる検者間でも有意差が認められず、高い相関が認められ、客観性が確認された。妥当性に関しても床反力計との比較をもって機器の妥当性を確認した。そして、測定施行回数による測定値の差異を確認し、測定値採用の根拠を明確にした。

課題-2 椅子立ち上がりパワーの性差と加齢との関係(第五章)

地域に在住する健常高齢者から介護福祉施設を利用する要介護レベルにある高齢者を対象としてLDT方式を用いたCSPの測定を行い、性差と加齢との関係を調査したところ、絶対値では性差を認めた。しかし、dimensionを考慮すると性差は消失するとみられた。CSP

は加齢とともに漸減しており、その低下率は CSP 絶対値で 2.80%となり、筋力の加齢変化よりもパワーの加齢変化のほうが大きいとする従来の報告を支持するものであった。

課題-3 椅子立ち上がりパワー評価と自立維持のために必要な水準（第六章）

地域に在住する健常高齢者と介護福祉施設を利用する高齢者の CSP の比較を行い、ADL 維持に必要な下限閾値を行ったところ、両群で明らかに有意差が認められ、下限界値（絶対値：214W，感度 82.1%，特異度 81.2%，体重あたりの値 4.68W/kg，感度 81.3%，特異度 92.3%）が明らかとなった。この値を用いて介護予備軍に対するスクリーニングなどを行い、自立支援の為の運動処方への試みが可能とみられた。

課題-4 虚弱高齢者に対する椅子立ち上がりパワー評価法の有用性およびトレーニングによる変化と日常生活動作との関係（第七章）

虚弱高齢者（福祉施設に入所する介護を要する）を対象としてパワー向上を目指すトレーニングを指導し、CSP 評価法による運動効果を調査した。その結果、CSP の有意な改善が認められ、かつ、第六章で示した下限界値を下回っていた高齢者が運動を実践することで、その下限界値を超え、ADL や歩行能力の向上を認め、CSP 測定法の有用性が確認できた。

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できるかが大きな個人的・社会的課題となっており、この課題は世界共通の問題でもある。本研究は、基本的な生活動作（ADL）の中で高齢者が少なくとも自分一人で椅子から立ち上がるまたは移動する能力を評価して、その能力が改善できるかどうか？ 起居動作について従来の筋力ということよりいかに速く強く立ち上がれるか？ 換言すれば虚弱高齢者に対応可能な椅子立ち上がりパワー評価法を提案し、実際の介入現場での実用性を検証し、かつ、自立維持のための下限値を示すことと虚弱者の運動によるその改善について検討したものであった。

生体情報を獲得する対象は生命を持っており、体内に侵襲をとまなうような測定や評価は困難であることが多く、何らかの生体情報を得るためには間接的な測定によるところが常である。そして間接的な測定にはその測定精度や妥当性が求められる。本研究で開発した椅子立ち上がり測定法は、介護を受けるようになる予備群のスクリーニングとして使用できる評価方法であり、虚弱高齢者のパワーを定量化して示すことができ、かつその方法は簡便にどこでも持ち運んで行うことができる。高齢化人口増加の中、加齢に伴う身体変化を非侵襲的に評価判定して、日常生活維持のための指針を示すことができ、本評価法は多くの地域で普及が可能とみられる。加齢変化という生体情報を体力科学の視点も交えた本研究は、虚弱高齢者に対するヘルスプロモーションやリハビリテーションの展開に寄与するとみられ、健康科学、延いては生体情報分野への貢献が期待できるものと思われる。

謝 辞

本研究に際して多大なご協力をいただきました全国各地域の被験者の皆様に深謝申し上げます。

主査として研究のご指導をいただきました名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科能登原盛弘教授，桑江彰夫教授に万謝申し上げます。そして常に進捗状況を心配し，実際に指導をして頂いた元名古屋市立大学大学院システム自然科学研究科竹島伸生教授(現鹿屋体育大学)のご厚情に深謝申し上げます。

そして，博士論文の最後の締めくくりの時期にご指導を頂きました，副査の生命情報系高石鉄雄教授には大変感謝をしております。また，的確な論文の修正点をお示し下された副査の中京大学大学院情報科学研究科種田行男教授ならびに生命情報系鈴木善幸教授に心より謝意を表します。そして最後に，本研究のために数年間にわたり，多大なるご協力を頂いた元竹島研究室の皆様にお礼申し上げます。

引用文献

- 1). 国立社会保障・人口問題研究所. (2013) 日本の将来推計人口(平成 24 年 1 月推計).
- 2). American College of Sports Medicine. (2001) ACSM's Guidelines For Exercise Testing and Prescription Eighth.
- 3). Pollock, ML., Graves, JE., Swart DL., et al.(1994) Exercise training and prescription for the elderly. *South Med J* 87:S88-95.
- 4). 厚生労働省.(2006) 運動所要量・運動指針の策定検討会. エクササイズガイド 2006.
- 5). Porter, M. M. (2006) Power training for older adults. *Appl Physiol Nutr Metab* 31(2): 87-94.
- 6). Tschopp, M., et al. (2011) Is power training or conventional resistance training better for function in elderly persons? A meta-analysis. *Age Ageing* 40(5): 549-556.
- 7). Bassey, E. J., M. A. Fiatarone, E. F. O'Neill, et al. (1992) Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clin Sci* 82(3): 321-327.
- 8). Skelton, D. A., C. A. Greig, J. M. Davies, et al. (1994) Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age Ageing* 23(5): 371-7.
- 9). Miszko, T. A., M. E. Cress, J. M. Slade, et al. (2003) Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 58(2): 171-175.
- 10). Earles, D. R., J. O. Judge, & O. T. Gunnarsson. (2001) Velocity training induces power-specific adaptations in highly functioning older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 82(7): 872-878.
- 11). Hruda, K. V., Hicks, A.L., McCartney, N. (2003) Training for muscle power in older adults: effects on functional abilities. *Can J Appl Physiol* 28(2): 178-189.
- 12). Reid, K. F., Callahan, D. M., Carabello, R. J., et al. (2008) Lower extremity power training in elderly subjects with mobility limitations: a randomized controlled trial. *Aging Clin Exp Res* 20(4): 337-343.
- 13). Regterschot, G. R., Folkersma, M., Zhang, W., et al. (2014) Sensitivity of sensor-based sit-to-stand peak power to the effects of training leg strength, leg power and balance in older adults. *Gait Posture* 39(1): 303-307.

- 14). 金子公宥. (1988) パワーアップの科学, 人体エンジンのパワーと効率. 朝倉書店.
- 15). Cureton, T. K. (1947) Physical Fitness Appraisal and Guidance. *The C. V. Mosby.*
- 16). Jones, C. J., R. E. Rikli, and W. C. Beam. (1999) A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Res Q Exerc Sport* 70(2): 113-119.
- 18). Marcell, T. J. (2003) Sarcopenia: causes, consequences, and preventions. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 58(10): M911-916.
- 19). Metter, E. J., R. Conwit, J. Tobin, et al. (1997) Age-associated loss of power and strength in the upper extremities in women and men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 52(5): B267-276.
- 20). Aniansson, A., G. Grimby, & M. Hedberg. (1992) Compensatory muscle fiber hypertrophy in elderly men. *J Appl Physiol* 73(3): 812-816.
- 21). Petrella, J. K., J. S. Kim, S. C. Tuggle, et al. (2005) Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *J Appl Physiol* 98(1): 211-220.
- 22). Lexell, J., & C. C. Taylor. (1991) Variability in muscle fibre areas in whole human quadriceps muscle: effects of increasing age. *J Anat* 174: 239-249.
- 23). Norris, A. H., Shock, K.W., Wagman, I.H. (1953) Age changes in the maximum conduction velocity of motor fibers of human ulnar nerves. *J Appl Physiol* 5(10): 589-593. 24.
- 25). Sayers, S. P., J. M. Guralnik, L. A. Thombs, et al. (2005) Effect of leg muscle contraction velocity on functional performance in older men and women. *J Am Geriatr Soc* 53(3): 467-471.
- 26). 会田宏, 高松薫, 杉森弘幸, ほか. (1992) 自転車エルゴメータの全力ペダリングにおいて発揮される無機的パワーの特性. *筑波大学体育科学系紀要* 15:191-197.
- 27). Vandewalle, H. G. Peres, & H. Monod. (1987) Standard anaerobic exercise tests. *Sports Med* 4(4): 268-289.
- 28). Yoshitake, Y., Y. Matsumura, M. Shimada, et al. (1999) Relationship between physical fitness and functional performance in older women. In Recent Advances in Physiological Anthropology. *Kyushyu University Press, Fukuoka* : 299-308.
- 29). Bean, J. F., D. K. Kiely, S. LaRose, et al. (2007) Is stair climb power aclinically relevant measure of leg power impairments in at-risk older adults? *Arch Phys Med*

- Rehabil* 88(5): 604-609.
- 30). Tiedemann, A. C., C. Sherrington, & S. R. Lord. (2007) Physical and psychological factors associated with stair negotiation performance in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 62(11): 1259-1265.
- 31). 岩田学, 近藤和泉, 細川賀乃子.(2005) 無酸素性運動能力の評価・ウインゲート無酸素性テストを中心に. *リハビリテーション医学* 42: 880-887.
- 32). Fielding, R. A., LeBresseur, N.K., Cuoco, A., et al. (2002) High-velocity resistance training increases skeletal muscle peak power in older women. *J Am Geriatr Soc* 50(4): 655-662.
- 33). Parker, D. F., L. Carriere, H. Hebestreit, et al. (1992) Anaerobic endurance and peak muscle power in children with spastic cerebral palsy. *Am J Dis Child* 146(9): 1069-1073.
- 34). Tirosh, E., O. Bar-Or, & P. Rosenbaum. (1990) New muscle power test in neuromuscular disease. Feasibility and reliability. *Am J Dis Child* 144(10): 1083-1087.
- 35). Sargent, D. A. (1921) The physical test of a man. *Am. Physical Ed. Rev* 26: 188-194.
- 36). Sargent, L. W. (1924) Some observation on the Sargent Test of neuro-muscular efficiency. *Am. Physical Ed. Rev* 29: 47-56.
- 37). 金子潤, 竹下香寿美, 川上泰雄, 福永哲夫. (2005) 垂直とびにおいて錘を持つことが跳躍動作に及ぼす影響. *スポーツ科学研究* 2:63-71.
- 38). Iwan, WG. (2006) Principles of Biomechanics and Motion Analysis. *Philadelphia, Williams and Wilkins* 1-22.
- 39). 文部科学省. (2000) 新体カテスト—有意義な活用のために—. *ぎょうせい出版*.
- 40). Mahoney, F. I., & D. W. Barthel. (1965) Functional Evaluation: The Barthel Index. *Md State Med J* 14: 56-61.
- 41). Granger, C. V., L. S. Dewis, N. C. Peters, et al. (1979) Stroke rehabilitation: analysis of repeated Barthel index measures. *Arch Phys Med Rehabil* 60(1): 14-17.
- 42). Granger, C. V., A. C. Cotter, B. B. Hamilton, et al. (1990) Functional assessment scales: a study of persons with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil* 71(11): 870-875.
- 43). Katz, S., A. B. Ford, R. W. Moskowitz, et al. (1963) Studies of illness in the aged. The index of ADL: A Standardized measure of biological and psychosocial

- function. *JAMA* 185: 914-919.
- 44). Schoening, H. A., & I. A. Iversen. (1968) Numerical scoring of self-care status: a study of the Kenny self-care evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 49(4): 221-229.
 - 45). Moskowitz, E., & C. B. McCann. (1957) Classification of disability in the chronically ill and aging. *J Chronic Dis* 5(3): 342-346.
 - 46). 古谷野亘, 柴田博, 中里克治, ほか. (1987) 地域老人における活動能力の測定: 老研式活動能力指標の開発. *日本公衆衛生雑誌* 34: 109-114.
 - 47). Brown, A. B., N. McCartney, & D. G. Sale. (1990) Positive adaptations to weight-lifting training in the elderly. *J Appl Physiol* 69(5): 1725-1733.
 - 48). Charette, S. L., L. McEvoy, G. Pyka, et al. (1991) Muscle hypertrophy response to resistance training in older women. *J Appl Physiol* 70(5): 1912-1916.
 - 49). Fiatarone, M. A., E. C. Marks, N. D. Ryan, et al. (1990) High-intensity strength training in nonagenarians. Effects on skeletal muscle. *JAMA* 263(22): 3029-3034.
 - 50). McCartney, N., A. L. Hicks, J. Martin, et al. (1996) A Longitudinal trial of weight training in the elderly: continued improvements in year 2. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 51(6): B425-433.
 - 51). Bean, J. F., D. K. Kiely, S. Herman, et al. (2002) The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. *J Am Geriatr Soc* 50(3): 461-467.
 - 52). Cuoco, A., D. M. Callahan, S. Sayers, et al. (2004) Impact of muscle power and force on gait speed in disabled older men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59(11): 1200-1206.
 - 53). Suzuki, T., J. F. Bean and R. A. Fielding. (2001) Muscle power of the ankle flexors predicts functional performance in community-dwelling older women. *J Am Geriatr Soc* 49(9): 1161-1167.
 - 54). Sayers, S. P., J. Bean, A. Cuoco, et al. (2003) Changes in function and disability after resistance training: does velocity matter? A pilot study. *Am J Phys Med Rehabil* 82(8): 605-613.
 - 55). de Vos, N. J., N. A. Singh, D. A. Ross, et al. (2005) Optimal load for increasing muscle power during explosive resistance training in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60(5): 638-647.

- 56). 金子公宥. (1979) アイソキネティック装置による力・速度・パワーの測定. 日本体育協会スポーツ科学研究報告集 18-24.
- 57). 金子公宥, 瀧本隆文, 四方靖之. (1984) 等張力スプリングによる脚筋パワー測定法の開発とその応用. 体育の科学 37: 220-224.
- 58). Kaneko, M. (1970) The relation between force, velocity and mechanical power in human muscle. J. Phys. Ed., 14:147-151.
- 59). 吉武裕, 関子浩二, 東恩納玲代, ほか. (2010) 階段による下肢筋パワー測定法の有用性に関する研究. スポーツトレーニング科学 11:21-22.
- 60). Jennings, C. L., Viljoen, W., Durandt, J., et al. (2005) The reliability of the FitroDyne as a measure of muscle power. J Strength Cond Res 19(4): 859-863.
- 61). 厚生労働省. (2012) 総務省 “国勢調査人口動態統計”.
- 62). Rhea, M. R., & J. G. Kenn. (2009) The effect of acute applications of whole-body vibration on the iTonic platform on subsequent lower-body lower output during the back squat. J Strength Cond Res 23(1): 58-61.
- 63). Rhea, M. R., J. R. Oliverson, G. Marshall, et al. (2008) Noncompatibility of power and endurance training among college baseball players. J Strength Cond Res 22(1): 230-234.
- 64). Janssen, W. GM., Bussmann, HBJ., Stam, HJ. (2002) Determinants of the sit-to-stand movement: a review. Phy Ther 82:866-879.
- 65). Spriduso, W. W. (1975) Reaction and movement time as a function of age and physical activity level. J Gerontol 30: 435-440.
- 66). Ikai, M., & T. Fukunaga. (1968) Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. Int Z Angew Physiol 26(1): 26-32.
- 67). Chapman, A. E., Caldwell, E., Selbie, W. S., et al. (1985) Mechanical output following muscle stretch in forearm supination against inertial loads. J Appl Physiol 59(1): 78-86.
- 68). Komi, P. V. and C. Bosco. (1978) Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. Med Sci Sports 10(4): 261-265.
- 69). Thorndike, E. L. (1927) The law of effect. American journal of Psychology 39, 212-222.
- 70). Grabiner, M. D., T. J. Koh, T. M. Lundin, et al. (1993) Kinematics of recovery from a stumble. J Gerontol 48(3): M97-102.

- 71). Whipple, R. H., L. I. Wolfson, and P. M. Amerman. (1987) The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. *J Am Geriatr Soc* 35(1): 13-20.
- 72). Buchner, D. M et al. (1996) Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age Ageing* 25(5): 386-91.
- 73). Gibbs, J., S. Hughes, D. Dunlop, et al. (1996) Predictors of change in walking velocity in older adults. *J Am Geriatr Soc* 44(2): 126-32.
- 74). 厚生労働省.(2010)成 22 年度 介護給付費実態調査の概況.
- 75). 立正伸, 牛山潤一, 宮谷昌枝, ほか. (2003) 膝関節伸展トルクおよび脚伸展パワーにおける年齢差および性差. *体力科学* 52: 141-148.
- 76). Reid, K. F., Doros, G., Clark, D.J., et al. (2012) Muscle power failure in mobility-limited older adults: preserved single fiber function despite lower whole muscle size, quality and rate of neuromuscular activation. *Eur J Appl Physiol* 112(6): 2289-2301.
- 77). Viitasalo, JT., Era. P., Leskinen. AL., et al. (1985) Muscular strength profiles and anthropometry in random samples of men aged 31–35, 51–55 and 71–75 years. *Ergonomics* 28:1563–1574.
- 78). Bassey, E. J. and A. H. Short (1990) A new method for measuring power output in a single leg extension: feasibility, reliability and validity. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 60(5): 385-390.79.
- 79). Hakkinen, K. and A. Hakkinen. (1991) Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 62(6): 410-414.
- 80). Trappe, S. W., Trappe, T. A., Lee, G. A., et al. (2001) Calf muscle strength in humans. *Int J Sports Med* 22(3): 186-191.
- 81). Thorstensson, A., Grimby, G., Karisson, J. (1976) Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 40(1): 12-16.
- 82). Lexell, J., Taylor, C.C., Sjostrom, M. (1988) What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurol Sci* 84(2-3): 275-294.
- 83). 厚生労働省.(2013) 健康日本 21(第二次)
- 84). Evans, W.J. (2000) Exercise strategies should be designed to increase muscle

- power. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55(6): M309-310.
- 85). Foldvari, M., Clark, M., Laviolette, L.C., et al. (2000) Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55(4): M192-199.
- 86). 平野裕一, 野口秋実, 宮下充正.(1994) 加齢に伴う脚伸展パワー値の変化とその評価. *体力科学* 43(1):113-120.
- 87). Shetty, A. B. (2002) Estimation of leg power: a two-variable model. *Sports Biomech* 1(2): 147-155.
- 88). Bobbert, M. F., Gerritsen, K.G., Litjens, M.C., et al. (1996) Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med Sci Sports Exerc* 28(11): 1402-1412.
- 89). Zech, A., Drey, M., Freiburger, E., et al. (2012) Residual effects of muscle strength and muscle power training and detraining on physical function in community-dwelling prefrail older adults: a randomized controlled trial. *BMC Geriatr* 12: 68.
- 90). 日本老年医学会. (2014) フレイルに関する日本老年医学会からのステートメント.
- 91). Alexander, N. B., A. B. Schultz, J. A. Ashton-Miller, et al. (1997) Muscle strength and rising from a chair in older adults. *Muscle Nerve* Suppl 5: S56-59.
- 92). Fehlings, D., J. Vajsar, B. Wilk, et al. (2004) Anaerobic muscle performance of children after long-term recovery from Guillain-Barre syndrome. *Dev Med Child Neurol* 46(10): 689-693.
- 93). Fukunaga, T., K. Kubo, Y. Kawakami, et al. (2001) In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci* 268(1464): 229-233.
- 94). Hakkinen, K., Kraemer WJ., Kallinen M, et al.(1996) Bilateral and unilateral neuromuscular function and muscle cross-sectional area in middle-aged and elderly men and women. *J Gerontol A Biol Sci* 51A: B21-B29.
- 95). Hazell, T., K. Kenno, & J. Jakobi. (2007) Functional benefit of power training for older adults. *J Aging Phys Act* 15(3): 349-359.
- 96). Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., et al.(1999) Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiol Scand* 167:57-68.
- 97). Kanehisa, H. & T. Fukunaga. (2014) Age-related change in sit-to-stand power in Japanese women aged 50 years or older. *J Physiol Anthropol* 33:26.

- 98). Komi, P. V. and J. Karlsson. (1978) Skeletal muscle fibre types, enzyme activities and physical performance in young males and females. *Acta Physiol Scand* 103(2): 210-218.
- 99). Lindle, R. S., E. J. Metter, N. A. Lynch, et al.(1997) Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. *J Appl Physiol* 83(5): 1581-7
- 100). Margari, R., P. Aghemo, & E. Rovelli. (1966) Measurement of muscular power (anaerobic) in man. *J Appl Physiol* 21(5): 1662-1664.
- 101). Miller, A. E., J. D. MacDougall, M. A. Tarnopolsky, et al.(1993) Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 66(3): 254-62.
- 102). Nichols, J. F., D. K. Omizo, K. K. Peterson, et al (1993) Efficacy of heavy-resistance training for active women over sixty: muscular strength, body composition, and program adherence. *J Am Geriatr Soc* 41(3): 205-210.
- 103). Porter, M. M., A. A. Vandervoort, & J. Lexell. (1995) Aging of human muscle: structure, function and adaptability. *Scand J Med Sci Sports* 5(3):129-42.
- 104). Reid, K. F. and R. A. Fielding. (2012) Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults. *Exerc Sport Sci Rev* 40(1): 4-12.
- 105). Rosenberg I. H. (1989) Summary comments. *Am J Clin Nutr* 50(5): 1231-1233.
- 106). Sacks, R. D., and R. R. Roy.(1982) Architecture of the hind limb muscles of cats: functional significance. *J Morphol* 173(2):185-95.
- 107). Sato, A., Sato, Y., Suzuki, H. (1985) Aging effects on conduction velocities of myelinated and unmyelinated fibers of peripheral nerves. *Neurosci Lett* 53(1): 15-20.
- 108). Sawai, S., Y. Takai, K. Saegusa, et al. (2008) Levels of muscular activity in different parts of the body during basic nursing actions. *In J Spo and Heal Sci* (6): 1-14
- 109). Sayers, S. P. (2007) High-speed power training: a novel approach to resistance training in older men and women. A brief review and pilot study. *J Strength Cond Res* 21(2): 518-526.
- 110). Signorile, J. F. (2005) Power training and aging: a practical approach. *J Act Age* January February: 32-45.

- 111). Tanimoto, M. and N. Ishii. (2006) Effects of low-intensity resistance exercise with slow movement and tonic force generation on muscular function in young men. *J Appl Physiol* 100(4): 1150-1157.
- 112). Trappe, S., D. Williamson, M. Godard, et al. (2000) Effect of resistance training on single muscle fiber contractile function in older men. *J Appl Physiol* 89(1): 143-152.
- 113). Watanabe, Y., Madarame, H., Ogasawara, R., et al. (2014) Effect of very low-intensity resistance training with slow movement on muscle size and strength in healthy older adults. *Clin Physiol Funct Imaging* 34(6): 463-470.
- 114). 大場陽登美, 安倍孝. (1999) 腓腹筋内側頭の筋束長/筋長比の個体差および性差. *体力科学* 48(6): 910.
- 115). 川初清典. (1974) 脚力の力・速度・パワー能力の年齢別推移. *体育学研究* 19: 201-206.
- 116). 厚生労働省. (2012) 平成 24 年度 介護保険事業状況報告(年報).
- 117). 時任真一郎, 西平賀昭, 八田有洋. (2001) 前期高齢者の反応時間低下のメカニズムに関する研究-課題遂行による差異から-. *体力科学* 50: 303-312.
- 118). 山崎昌廣, 佐藤陽彦. (1990) ヒトの歩行-歩幅, 歩調, 速度およびエネルギー代謝の観点から. *人類学雑誌* 98(4): 385-401.
- 119). 山田孝禎, 出村慎一, 横谷智久. (2008) 女性高齢者における 1 回と反復立ち上がり動作時の床反力相互および床反力と体力テストとの関係. *J Educ Health Sci* 53:350-356.

付録

付録1 Barthel index

項目	点数	記述	基準
1. 食事	10	自立	手の届くところに誰かが食物を置いてくれば、トレイやテーブルから食物を取って食べることができる。必要であれば自助具を使用してもよく、食物を切る、塩や胡椒をかける、パンにバターを塗るなどができる。食事を妥当な時間で終える。
	5	部分介助	なんらかの介助・監視が必要(食物を切るなど)
2. 車椅子・ベッド間の移乗	15	自立	すべての動作が可能。車椅子で安全にベッドに近づく。ブレーキをかける。フットレストを上げる。安全にベッドに移る。臥位になる。ベッドの端で坐位になる。安全に車椅子へ移乗するために必要ならば、車椅子の位置を変える。
	10	最小限の介助	上記動作のいずれかで、最小限の介助を必要とする。または、安全のための指示や監視が必要である。
	5	移乗の介助	介助なしに坐位になれるが、ベッドから持ち上げてもらう、あるいは移乗の際にかなりの介助が必要である。
3. 洗面・整容	5	自立	手と顔を洗う。髪をとかす。歯を磨く。髭を剃る(道具は何を使用してもよいが、引き出しや戸棚から取り出し、操作・管理ができなければならない)。女性は化粧も含む(ただし髪を結ったり、整えたりすることは含まない)。
4. トイレ動作	10	自立	トイレの出入り、衣服の着脱ができ、衣類を汚さず、介助なしにトイレットペーパーを使用できる。手すりを使用してもよい。トイレの代わりに差し込み便器を使用する場合には、便器の清浄管理ができる。
	5	部分介助	バランスが悪いため、あるいは衣類の処理やトイレットペーパーの扱いに介助が必要
5. 入浴	5	自立	浴槽、シャワー、スポンジ(簡単な沐浴、スポンジで洗い流す)のいずれかが使用できる。どの方法であっても、他人の介助なしにすべての動作が可能。
6. 移動	15	自立	介助・監視なしで、少なくとも 50 ヤード(約 45 m)歩くことができる。義肢・装具や杖・歩行器(車輪付きは除く)を使用してもよい。装具使用の場合には、立位や坐位でロック操作が可能である(装具の着脱は更衣の項目とする)。
	10	部分介助	上記事項のいずれかで介助あるいは監視があれば、少なくとも 50 ヤード歩くことができる。
	5	車椅子介助(歩行不能)	歩くことはできないが、自ら車椅子操作(角を曲がる、方向転換、テーブルやベッド・トイレなどへの操作)ができる。少なくとも 50 ヤード移動できる。歩行可能であれば採点しない。
7. 階段昇降	10	自立	介助や監視なしに、安全に次の階まで階段の昇降ができる。手すり・杖・クラッチを使用してもよい。
	5	部分介助	上記事項のいずれかで介助あるいは監視が必要である。
8. 更衣	10	自立	すべての衣服の着脱、ボタンかけ、靴紐を結ぶことができる。また、処方されていればコルセットや装具の着脱も含む。必要であれば、ズボン吊りやローファー(靴)・前開き衣類を使用してもよい。
	5	部分介助	上記事項のいずれかで介助が必要であるが、少なくとも半分は自ら行える。また、妥当な時間内で終える。
9. 排便自制	10	自立	排便のコントロールができ、失敗することはない。必要なときは、坐薬や浣腸を使用できる(排便訓練を受けた脊髄損傷患者など)。
	5	部分介助	坐薬や浣腸の使用に介助を要する。あるいは時々失敗する。
10. 排尿自制	10	自立	日夜、排尿のコントロールができる。集尿バッグを使用している脊髄損傷患者は、装着・清掃管理ができる。
	5	部分介助	時々失敗する。トイレに行くことや便器の使用が間に合わない。集尿バッグの操作に介助を要する。

付録2 FIM (Functional Independence Measure)

レベル	自立 7 完全自立 (時間, 安全性含めて) 6 修正自立 (補助具などを使用)	介助者なし
	部分介助 5 監視または準備 4 最小介助 (患者自身で75%以上) 3 中等度介助 (50%以上) 完全介助 2 最大介助 (25%以上) 1 全介助 (25%未満)	介助者あり

セルフケア	
食事	咀嚼, 嚥下を含めた食事動作
整容	口腔ケア, 整髪, 手洗い, 洗顔など
入浴	風呂, シャワー, などで首から下 (背中以外) を洗う
更衣 (上半身)	腰より上の更衣および義肢装具の装着
更衣 (下半身)	腰より下の更衣および義肢装具の装着
トイレ動作	衣服の着脱, 排泄後の清潔, 整理用具の使用
排泄コントロール	
排尿	排尿コントロール, 器具や薬剤の使用を含む
排便	排便コントロール, 器具や薬剤の使用を含む
移乗	
ベッド, 椅子, 車椅子	それぞれの間の移乗, 起立動作を含む
トイレ	便器への移乗, 便器からの移乗
浴槽, シャワー	浴槽, シャワー室への移乗
移動	
歩行, 車椅子	屋内での歩行, または車椅子移動
階段	12~14 段の階段昇降
コミュニケーション	
理解	聴覚または視覚によるコミュニケーション
表出	言語的または非言語的表現
社会的認知	
社会的交流	他患者, スタッフなどとの交流, 社会的状況への順応
問題解決	日常生活上での問題解決, 適切な決断能力
記憶	日常生活に必要な情報の記憶

付録3 老研式活動能力指標

手段的自立	1	バスや電車を使って1人で外出できますか
	2	日用品の買い物ができますか
	3	自分で食事の用意ができますか
	4	請求書の支払いができますか
	5	銀行貯金・郵便貯金の出し入れが自分でできますか
知的能動性	6	年金などの書類が書けますか
	7	新聞を読んでいますか
	8	本や雑誌を読んでいますか
	9	健康についての記事や番組に関心がありますか
社会的役割	10	友だちの家を訪ねることがありますか
	11	家族や友だちの相談にのることがありますか
	12	病人を見舞うことがありますか
	13	若い人に自分から話しかけることがありますか

注：各項目の「はい」が1点、「いいえ」を0点とし、13点満点として生活での自立を評価する。