

博士論文

中年・高齢者を対象とした
椅子立ち上がり動作時の地面反力による
下肢筋力・筋パワー評価法の確立

平成 25 年度

筑波大学大学院 人間総合科学研究科 体育科学専攻

辻 大士

目次

第 I 章 序論	1
第 1 節 諸言	1
第 2 節 目的	4
第 3 節 用語の定義	5
第 II 章 文献研究	7
第 1 節 加齢に伴う筋量の減少, および筋力, 筋パワーの低下に関する研究	7
第 2 節 筋力および筋パワーの低下がもたらす影響に関する研究	8
第 3 節 筋力および筋パワーの評価法に関する研究.....	10
第 4 節 椅子立ち上がり動作時の地面反力変数に関する研究	13
第 5 節 椅子立ち上がり動作の遂行, および地面反力に影響を及ぼす要因	20
第 III 章 検討手順	22
第 1 節 検討課題の設定	22
第 2 節 椅子立ち上がり動作時の地面反力の測定法と評価変数	26
第 3 節 研究の限界	31
第 IV 章 課題 1: 椅子立ち上がり動作時の地面反力と年齢との関連性	32
第 1 節 緒言	32
第 2 節 方法	33
第 3 節 結果	36
第 4 節 考察	41

目 次

第 5 節 要約	44
第 V 章 課題 2: 椅子立ち上がり動作時の地面反力と下肢筋力, 筋パワーとの関連性	46
第 1 節 緒言	46
第 2 節 方法	48
第 3 節 結果	52
第 4 節 考察	57
第 5 節 要約	59
第 VI 章 課題 3-1: 疫学調査による横断研究に基づく, 椅子立ち上がり動作時の地面反力の基準関連妥当性	60
第 1 節 緒言	60
第 2 節 方法	61
第 3 節 結果	68
第 4 節 考察	75
第 5 節 要約	79
第 VII 章 課題 3-2: 疫学調査による縦断研究に基づく, 椅子立ち上がり動作時の地面反力の予測妥当性	80
第 1 節 緒言	80
第 2 節 方法	82
第 3 節 結果	84

第4節 考察	91
第5節 要約	94
第VIII章 課題4: 膝痛を有する中年・高齢女性における, 椅子立ち上がり動作時の地面反力評価の妥当性	95
第1節 緒言	95
第2節 方法	97
第3節 結果	100
第4節 考察	103
第5節 要約	106
第IX章 課題5: 椅子立ち上がり動作時の地面反力評価が可能な普及型機器の開発	108
第1節 緒言	108
第2節 方法	108
第3節 結果	111
第4節 考察	120
第5節 要約	121
第X章 総合討論	122
第1節 本研究と先行研究との比較—本研究の新規性—	122
第2節 要介護化予防の現場での活用法	125
第3節 今後の課題	127

目 次

第 XI 章 総 括	130
結 語	133
謝 辞	134
文 献	135
付 録	153
関連論文	157

第 1 章 序 論

第 1 節 諸言

1. 背景

我が国の高齢化率は上昇の一途をたどり、2011年10月現在では23.3%となり、2007年に初めて突入した超高齢社会（高齢化率21.0%以上）は益々その深みを増している。このような社会において、高齢者が必要以上に他人からの世話を受けることなく、長く自立した生活を送り続けるためには、加齢による筋量、筋力の低下（Delmonico et al., 2009; Hughes et al., 2001; Lexell et al., 1988）を最小限に食い止める必要がある。なぜなら、筋量の減少、およびそれに起因する筋力の低下は、歩行能力を含むあらゆる身体機能の低下（Lauretani et al., 2003; Visser et al., 2002, 2005）、転倒の発生（Moreland et al., 2004）、自立度の低下（Rantanen et al., 2002）、将来的な施設への入所（Cawthon et al., 2009）さらには高い死亡率（Laukkanen et al., 1995; Metter et al., 2002; Newman et al., 2006; Sasaki et al., 2007）など、高齢期におけるさまざまな重大なイベント発生の独立した予測因子として知られているからである。

中でも、「老いは脚から」との非常に端的な、しかし的を射ているフレーズが世の中に広く知られているとおり、加齢に伴う筋量の減少、それに伴う筋力の低下は、身体他の部位よりも下肢において顕著であることが知られている（Hughes et al., 2001; Hunter et al., 2000; Lynch et al., 1999）。詳細に見た場合、筋量よりも筋力（Delmonico et al., 2009; Goodpaster et al., 2006; Lauretani et al., 2003）、さらに筋パワー（= 力×速度 = 仕事量 / 時間）の低下率が大きく（Lauretani et al., 2003; Skelton et al., 1994）、身体機能との関連の強さについても同様に、下肢の筋量よりも筋力（Lauretani et al., 2003）、さらに筋パワーにおいて強い（Bean et al., 2003; Lauretani et al., 2003）ことが報告されてい

序 論

る。これらを受けて、下肢筋力、筋パワーの低下を予防し、ひいては向上を目指す方策についての研究が世界中で熱意的に取り組まれ、これまでに一定の成果が得られてきた (Latham et al., 2004; Steib et al., 2010)。以上のことから、高齢者が現時点で有している筋力および筋パワーを的確に把握する目的により、あるいはトレーニングの効果を確認する目的により、研究室内での実験環境から地域・個人レベルで要介護化予防に取り組む現場に至るまでの、あらゆる場面において下肢筋力および筋パワーの評価がおこなわれている。

これまで、高齢者の下肢筋力および筋パワーの評価には、さまざまな筋力測定装置が用いられてきた。例えば、筋力および筋パワー測定のゴールドスタンダードとして用いられる Biodex や Cybex などの等速性筋力測定装置 (Akima et al., 2001; Frontera et al., 1993; Hartmann et al., 2009; Lanza et al., 2003; Martin et al., 2006) や、あるいは臨床現場で頻用される徒手筋力計 (Hand-held dynamometer) (Arnold et al., 2010; Martin et al., 2006; Wang et al., 2002) などがあるが、これらの装置が高価である、測定に専門性が求められるなどの理由から、フィールドテストとして用いるには限界がある。一方、装置に頼らずとも簡便かつ短時間で下肢筋力および筋パワーの評価を試みる方法として、ストップウォッチで計測可能な、連続椅子立ち座り動作を用いたパフォーマンステストが提案されている (Guralnik et al., 1994; Jones et al., 1999; 中谷ら, 2002)。しかしながら、最大努力による動作の反復は高齢者にとって大きな負担となり、所定の反復回数を遂行できない高齢者が少なくない (Guralnik et al., 1994)。さらに、所要時間や反復回数により間接的に筋力、筋パワーを評価する点で限界があり、そもそも下肢筋力を反映しないとの報告 (Netz et al., 2004) もなされている。

これらに対し、近年「椅子立ち上がり動作時の地面反力」による下肢筋力、筋パワー評価の試みがなされている (Lindemann et al., 2003; Yamada and Demura, 2010; 中谷と上, 2004)。これは、椅子に座った状態から最大努力による立ち上がり動作をおこなった際に得られる地面反力波形から諸変数 (地面反力変数) を抽出し、これに基づい

た評価をおこなう方法である。この測定法の利点として、椅子からの立ち上がり動作を1回でも遂行することができれば評価が可能であること（中谷と上, 2004）、関節の動きを伴う日常生活動作遂行中の筋力発揮を評価できること（Lindemann et al., 2003）、測定機器の運搬が比較的容易であることに加え、地面反力計を用い力単位（kgf）により短時間で測定できることなどが挙げられる。最終的には、これらの評価が可能な普及型機器を開発することで、フィールドテストとして広く現場に普及させることができると考えた。その上、たとえ測定者がいなくとも被測定者自身で測定が可能となることも、非常に大きな利点であると考えられる。

この地面反力変数について、これまでに等尺性膝伸展筋力との間に有意な関連が報告（Yamada and Demura, 2010; 中谷と上, 2004）され、評価の妥当性が部分的に確認されてはいるものの、それだけでは不十分であり、その他の下肢筋力および筋パワーとの関連を検証することが必要である。その上、既に下肢筋力、筋パワーとの間に強い関連が確認されているあらゆる身体機能（Bean et al., 2003; Lauretani et al., 2003）、転倒発生（Moreland et al., 2004）、日常生活における起居移動動作能力（Rantanen et al., 1994; Takata et al., 2010）と、地面反力変数との関連についての知見は非常に限られている（Fleming et al., 1991; 山田ら, 2008）。これらについての検証をおこない、評価の妥当性が高い地面反力変数を明らかにした後に、それを評価することが可能な普及型機器の開発へと繋げる。これを完成させることで、高い精度と簡便さを両立させた、新たな下肢筋力、筋パワー評価法を確立できる。

2. 着想に至った経緯

自治体の介護予防運動教室などで、参加者の体力測定をおこなう機会が頻繁にあった。そのような際、上肢筋力の評価には、握力計で計測される握力（kg）がゴールドスタンダードとして確立されていることに対し、下肢筋力にはそのような絶対的かつ

序 論

直接的な評価方法はなく、ストップウォッチで計測する「5回椅子立ち上がり時間」のような間接的な評価しかおこなわれないことに疑問を感じた。さらに、ストップウォッチを押すタイミングの違いで、同一の被測定者であっても測定値が大きく異なる現象を目の当たりにするなど、既存の評価方法に限界を感じていた。多くの場合、このような体力測定会場には体重計があり、これを活用する方法は無いかと考え、このような着想に至った。

3. 研究の意義

椅子立ち上がり動作時の地面反力の下肢筋力、筋パワー評価法としての妥当性が検証され、それを簡便に測定可能な普及型機器が開発されることにより、本評価法が要介護予防の現場における新たなフィールドテストとして活用されることが大いに期待される。具体的には、保健センターなどで開催される行政の健診事業として、病院・医院でのリハビリテーションの効果判定として、介護予防通所介護施設やスポーツクラブ利用者の身体機能評価として、さらには地域の公民館や集会所などで開催される運動サークルでの自主的な体力測定としてなど、その適用範囲は推挙に暇がない。さらには、体重計に本評価システムを組み込むことで一般家庭にまで普及する可能性まで秘めている。

第2節 目的

椅子立ち上がり動作遂行中の鉛直方向の地面反力による、中年・高齢者を対象とした下肢筋力、筋パワーの新たな評価法を確立するため、信頼性と妥当性が高い変数を明らかにする。また、信頼性と妥当性が高いことが明らかになった変数を簡便に測定し、評価することが可能な普及型機器を開発する。これにより、要介護化予防の現場

における，下肢筋力，筋パワー評価のための新たなフィールドテストを提案する。

第3節 用語の定義

1. 筋力

筋力に関する以下の各用語の定義は，最新スポーツ科学事典（日本体育学会，2006）に基づく。筋力は，「筋が収縮することにより発揮する力」と定義されている。中でも本研究では，ヒトが随意最大努力で発揮することができる最大筋力である **maximum voluntary contraction strength (MVC)** を「筋力」と定義する。また本研究においては，等尺性筋力と等速性筋力の評価をおこなう。筋線維の長さが一定（等尺）で張力を発揮する場合，等尺性収縮と呼ばれる。この収縮様式により発揮された筋力が等尺性筋力である。等速性筋力とは，一定の角速度で関節角度が変化している状態で発揮される筋力のことである。本研究では，等速性筋力測定器によって測定される等尺性および等速性の最大トルクを筋力の評価とした。

2. 筋パワー

阿江と藤井（2002）において，力学的パワーは「単位時間あたりの仕事」および「力ベクトルと速度ベクトルの内積」と記されている。本研究において，等速性筋力測定器により評価した力学的パワー（平均パワー）を，「筋パワー」と定義する。

3. 身体機能

多くの先行研究において，高齢者の「身体機能（**physical function**）」は身体パフォー

序 論

パフォーマンステストや質問紙調査票の測定調査結果により評価される。本研究では、身体パフォーマンステストにて評価される各機能の総称を「身体機能」と定義する。

4. 起居移動動作

起居動作と移動動作を合わせた語である。高齢者の日常生活における広範な 133 動作について、出村ら（1999）が分類分けをおこない、その中に「起居・姿勢保持」および「移動・階段昇降・自乗」がある。起居動作として椅子や床からの立ち座り動作などが含まれ、移動には主に歩行動作が含まれる。本研究では、階段昇段、椅子からの立ち上がり、歩行の 3 動作の総称として、「起居移動動作」と記すこととした。

第 II 章 文献研究

第 1 節 加齢に伴う筋量の減少, および筋力, 筋パワーの低下に関する研究

加齢による筋量の減少, およびそれに伴う筋力, 筋パワーの低下は, ほぼ全ての人間に起こるとされ, Rosenberg (1989) により Sarcopenia との用語が提唱されるなど, 古くより多くの研究がおこなわれてきた (Doherty, 2003)。

筋力の低下は部位によって異なり, 上肢よりも下肢において顕著であることが知られている (Hughes et al., 2001; Hunter et al., 2000; Lynch et al., 1999)。例えば, 20 歳台と比較した 70 歳台の握力はおおよそ 70%であることに対して, 等尺性膝伸展筋力はおおよそ 55%にまで低下していることが報告されている (Hunter et al., 2000)。さらに, 女性高齢者を対象とした約 10 年間の追跡調査では, 等速性膝伸展筋力が 11.8%低下したことに対し, 肘屈曲筋力はほぼ変化しなかったことを報告している (Hughes et al., 2001)。

そこで下肢に焦点をあててみると, 筋量と筋力とでは低下率が異なることが知られている (Frontera et al., 2000; Goodpaster et al., 2006; Lauretani et al., 2003)。女性における下腿部の筋断面積と等尺性膝伸展筋力の低下率を横断的に比較した報告 (Lauretani et al., 2003) では, 20 歳台と比較した下腿部の筋横断面積は 75 歳を過ぎてもおおよそ 85%に維持されているものの, 等尺性膝伸展筋力はおおよそ 50%まで低下しており, その違いは顕著である。3 年間の縦断的な調査 (Goodpaster et al., 2006) においても同様の結果が確認され, DEXA (dual-energy x-ray absorptiometry) により評価した脚筋量はおおよそ 1%の減少であったことに対し, 等速性膝伸展筋力はおおよそ 3%の低下を示した。さらに, 下肢筋力と筋パワーの比較では, 筋パワーにおいてより低下率が大きいことが確認されている (Lauretani et al., 2003; Skelton et al., 1994)。例えば, 女性において 75 歳を過ぎると, 等速性膝伸展筋パワーは 20 歳台のおおよそ 25%程度にまで低下する (Lauretani et al., 2003)。65 歳以上の男性高齢者を対象とした横断的な調査 (Skelton et

文献研究

al., 1994) では, 等尺性膝伸展筋力が1歳につきおよそ1~2%の低下を示すことに対し, 膝伸展筋パワーにおいては3.5%であったと報告されている。

以上のような数々の横断研究および縦断研究を通して, 高齢になるにつれ下肢の筋力および筋パワーの顕著な低下が引き起こされることが確認されている。

第2節 筋力および筋パワーの低下がもたらす影響に関する研究

1. 身体機能および自立度に及ぼす影響

加齢に伴うさまざまな身体機能の低下, および日常生活における自立度の低下もまた周知の事実である (Guralnik et al., 1995)。パフォーマンステストおよび聞き取り調査, 質問紙調査のいずれによる評価でも, 下肢筋力, 筋パワーはそれらと横断的な関連が強く (Bean et al., 2003; Forte and Macaluso, 2008; Hairi et al., 2010; Lauretani et al., 2003), さらに将来的な低下を予測しうる (Manini et al., 2007; Rantanen et al., 2002; Visser et al., 2005) ことが報告されている。

身体機能との関連は, 筋量よりも筋力 (Lauretani et al., 2003; Visser et al., 2000), さらに筋力よりも筋パワー (Bean et al., 2003; Lauretani et al., 2003) において強いことが報告されている。Lauretani et al. (2003) による横断研究において, 歩行機能低下 (<0.8 m/s) および1 km 歩行の主観的な困難感の保有に対して, 下腿部の筋断面積, 等尺性膝伸展筋力, 膝伸展筋パワー, 握力それぞれにおける Receiver operator characteristic (ROC) 分析をおこなった結果, おおむね男女ともに膝伸展筋パワーの曲線下面積 (The area under the curve: AUC) が大きく (AUC = 0.78~0.92), 続いて等尺性膝伸展筋力 (AUC = 0.76~0.89), 握力 (AUC = 0.75~0.90) となり, 筋断面積 (AUC = 0.57~0.84) は相対的に低値を示した。

それまでは横断的な関連の検討が中心であったことに対し, Visser et al. (2005) が初

めて大規模縦断調査による以下の報告をおこなった。3075名を対象とした2.5年間の追跡期間中における身体機能制限（約400mの歩行に対する困難感、10段の階段昇段の困難感）の発生に対して、性、年齢、身体活動量、抑うつ気分などのあらゆる調整をおこなった後においても、男女ともに筋量（大腿部筋断面積）および筋力（等速性膝伸展筋力）が独立した要因であることを明らかにした。さらに、四分位した最上位に対する最下位のhazard ratio（HR）が、筋量ではHR = 1.90（男性）、1.68（女性）であったことに対して、筋力ではHR = 2.02（男性）、1.96（女性）となり、将来的な身体機能低下に対しても、筋力がより強く影響することを報告した（Visser et al., 2005）。

さらに、このような身体機能の低下が一段と進行することで引き起こされる、日常生活における自立度の低下（Rantanen et al., 2002）や施設への入所（Cawthon et al., 2009）に対しても、下肢筋力が独立した要因となることが報告されている。

2. 転倒発生に及ぼす影響

筋力の低下が将来的な転倒発生に及ぼす影響について、Moreland et al.（2004）によるシステマティックレビューが有益な情報を提供する。対象者の半数以上が65歳以上であること、前向き研究であること、施設入所高齢者は含まないことなどの基準を満たす30編に基づくメタアナリシスにより、以下の結果を報告した。筋力測定装置や5回椅子立ち上がり時間などにより評価した下肢筋力の低下は、1回以上の転倒に対してodds ratio（OR） = 1.76（95% confidence interval（CI） = 1.31 – 2.37）、複数回転倒に対してOR = 3.06（95% CI = 1.86 – 5.04）であったことに対して、筋力測定装置や握力計などにより評価した上肢筋力の低下はOR = 1.53（95% CI = 1.01 – 2.32）、複数回転倒に対してOR = 1.41（95% CI = 1.25 – 1.59）となり、下肢筋力の低下が転倒発生のリスクをより高めていることを明らかにした（Moreland et al., 2004）。さらに、転倒を経験した者は、膝関節周囲の筋力のみならず足関節背屈の筋力の低下が著しいことも知られ

ている (Daubney and Culham, 1999; Wolfson et al., 1995)。これらに対して、下肢筋力の強化やバランス能力の向上を目的とした複合的なプログラムの実践により転倒発生のリスクを軽減させることが、良質な介入研究をまとめた最新の The Cochrane Database of Systematic Reviews (Gillespie et al., 2009) に記されている。

3. 死亡リスクに及ぼす影響

多くの縦断研究によって、低い筋力は、将来的な高い死亡率に影響を与えることが報告されている (Laukkanen et al., 1995; Metter et al., 2002; Newman et al., 2006; Sasaki et al., 2007)。2292 名を平均 4.9 年間追跡した調査 (Newman et al., 2006) では、computed tomography (CT) や DEXA により評価した下肢筋量が、追跡期間中における全死因死亡に影響しなかったが、等速性膝伸展筋力では有意となり (HR = 1.54, 95% CI = 1.32 – 1.79)、下肢の筋量ではなく筋力が死亡により強い影響を与えることを示唆した。

筋力が死亡率に及ぼす影響についての検討は、その簡便さから握力による評価を用いたものが少なくない (Metter et al., 2002; Sasaki et al., 2007)。しかしながら、先の Newman et al. (2006) において、等速性膝伸展筋力よりも握力による HR が若干劣る (それぞれ、HR = 1.54, 1.45) ことが報告されているほか、75 歳および 80 歳の約 460 名を対象とした 4 年間の追跡調査 (Laukkanen et al., 1995) では、全死因死亡の予測には、10 m 歩行時間および握力よりも、等尺性膝伸展筋力が優れていることを報告している。さらに、女性においては握力が有意な関連を示さない (Katzmarzyk and Craig, 2002) などの報告も踏まえると、下肢筋力を評価することが望ましいと考えられる。

第 3 節 筋力および筋パワーの評価法に関する研究

高齢者の下肢筋力および筋パワー評価の試みは、古くより盛んにおこなわれ、さま

さまざまな筋力測定装置が用いられてきた。現在、筋力および筋パワー測定のゴールドスタンダードとして、Biodex や Cybex, Kin-Com などの等速性筋力測定装置が用いられており (Akima et al., 2001; Frontera et al., 1993; Hartmann et al., 2009; Lanza et al., 2003; Martin et al., 2006) , 高齢者を対象とした場合においても測定の信頼性が確立されている (Hartmann et al., 2009; Ordway et al., 2006; Symons et al., 2004) 。しかしながら、これらの装置は非常に高価であること、運搬ができないこと、測定に時間を要すること、操作に専門性が求められることなどから、これらを用いた評価の機会は非常に限られる (Martin et al., 2006) 。その他、脚伸展筋パワーの測定に特化した機器である Nottingham power rig (Bassey and Short, 1990) を用いた報告が多数挙げられているもの (Capodaglio et al., 2005; Shigematsu et al., 2008; Skelton et al., 2002) , いずれも同様の理由から、フィールドテストとしての利用は制限される。

これに対し、運搬が容易かつ比較的簡便に測定が可能であることから、主にリハビリテーションの臨床現場で頻用される方法として、徒手筋力計 (Hand-held dynamometer) を用いる方法がある (Arnold et al., 2010; Martin et al., 2006; Wang et al., 2002) 。しかしながら、これは等尺性筋収縮による筋力発揮しか評価できないため、多くの日常生活動作に求められる動的な筋収縮や筋パワーを反映することが不可能である。さらに、測定値が検者の体格や熟練度などに影響される可能性も報告されている (Agre et al., 1987; 加藤ら, 2001; 山崎ら, 2007) 。山崎ら (2007) は、平均年齢 21.1 歳の女性が測定可能な等尺性膝伸展筋力は 19.0 ± 4.1 kg であり、これは 70 歳台の健常高齢女性の平均値 23.2 kg (平澤ら, 2004) を下回ることを報告した。

そこで、装置に頼らずとも非常に簡便かつ短時間で下肢筋力および筋パワーの評価を試みる方法として、ストップウォッチにより計測可能な、連像椅子立ち座り動作を用いたパフォーマンステストが提案されている (Guralnik et al., 1994; Jones et al., 1999; 中谷ら, 2002) 。その利点を生かし、大規模な疫学調査において頻繁に導入されている (Leveille et al., 2008; Orwoll et al., 2005) と同時に、要介護化予防の現場においても広

文献研究

く用いられることが推奨されている（清野ら, 2009a）。しかしながら、最大努力による動作の反復は高齢者にとって大きな負担となり、地域在住高齢者の約 25%が 5 回の反復を遂行できない（Guralnik et al., 1994）との報告もなされている。さらに、所定の反復回数に要する「時間」、あるいは所定の時間内における「反復回数」により筋力を間接的に見積もる方法である点で限界があり、それゆえ測定値に筋力以外の要素（バランス能力、持久性体力など）が反映される可能性が高いことが示唆されている（Lord et al., 2002; Netz et al., 2004）。平均年齢 72.2 ± 6.4 歳の女性高齢者 49 名を対象とした報告（Netz et al., 2004）では、10 回椅子立ち上がり時間と等速性膝伸展筋力との間に有意な関連がみとめられなかった（年齢調整済 $r = -0.02$ ）ことに対して、 $\text{peak } \dot{V}O^2$ との間に有意な関連がみとめられた（年齢調整済 $r = -0.38$ ）ことから、下肢筋力ではなく全身持久性体力を反映したテストであることが示唆された。

近年「椅子立ち上がり動作時の地面反力」による下肢筋力、筋パワー評価の試みがなされている（Lindemann et al., 2003; Yamada and Demura, 2010; 中谷と上, 2004）。これは、椅子に座った状態から最大努力による立ち上がり動作をおこなわせた際に得られる地面反力波形から諸変数（地面反力変数）を抽出し、これに基づいた評価をおこなう方法である。椅子からの立ち上がり動作を少なくとも 1 回遂行できれば評価が可能となることで、負担の軽減につながる事が考えられる（中谷と上, 2004）。また、関節の動きを伴う日常生活動作遂行中の筋力発揮を評価できることも、本測定法の特徴の一つである（Lindemann et al., 2003）。さらにこれらを、持ち運びが比較的容易な機器を用い、力単位（kgf）により短時間で測定できる利点もある。これらのさまざまな利点が、上述した従来の測定法における問題点への解決策を提供し、将来的に体重計に組み込んだ廉価普及型機器を開発することで、フィールドテストとして広く普及できると考えた。

第4節 椅子立ち上がり動作時の地面反力変数に関する研究

1. これまでの研究概要と地面反力変数

椅子立ち上がり動作時の地面反力波形から導き出される諸変数を用いた研究は、Fleming (1991) を皮切りに、主に 2000 年以降に、国外では Lindemann et al. (2003, 2007)、国内では山田ら (2005; 2008)、Yamada and Demura (2004, 2005, 2009, 2010) を中心に取り組みられてきた。対象者を若年者とした報告 (Yamada and Demura, 2004, 2005; 山田ら, 2005)、中年者を含んだ報告 (Fleming et al., 1991)、脳卒中既往者 (Cheng et al., 1998) などが見受けられるものの、これまでの多くの報告が高齢者を含んだ対象となっている。報告の内容については、変数の信頼性 (再現性) の検討 (中谷と上, 2004; Yamada and Demura, 2005, 2010)、筋量との関連 (Yamada and Demura, 2010)、下肢筋力および筋パワーとの関連 (Lindemann et al., 2003; Yamada and Demura, 2010; 中谷と上, 2004)、パフォーマンステストとの関連 (山田ら, 2008)、転倒経験の有無による比較 (Cheng et al., 1998; Fleming et al., 1991)、質問紙調査に基づく活動能力および転倒リスクとの関連 (Yamada and Demura, 2009) など多岐にわたる。

これらの報告で用いられる地面反力変数は大きく以下の 4 種類に分類することができ、①ある一時点での地面反力値変数 (例: 反力最大値)、②地面反力の変化率変数 (例: rate of force development: RFD)、③時間変数 (例: 動作開始から終了までの所要時間)、および④波形の曲線下面積 (例: 動作開始から終了までの曲線下面積) である。

2. 変化率 (RFD) 変数の種類と歴史

椅子立ち上がり動作時の地面反力変数のひとつとして、これまでの報告において変化率 (RFD) 変数が頻繁に用いられている。椅子立ち上がり動作時の地面反力変数を

はじめて用いた Fleming et al. (1991) は、物理学的には必ずしも正確とは言えないものの、RFD は筋パワーに相当すると述べている。

もともと RFD は、等尺性筋力発揮時に評価されたことに端を発し、「素早い筋力発揮のための能力」として分析項目に含んだ報告は多くなされ、筋パワーを発揮するために重要な能力とされてきた。これまでの報告のほとんどが等尺性の筋力発揮様式を用いている。しかしながら、RFD を算出するための解析区間は研究によって様々であり、絶対的な評価法が確立されているとは言えない。著者の知る範囲では、等尺性脚伸展筋力発揮時の力-時間曲線を記録できる機器を 1973 年に開発し、それを用いて RFD の評価をおこなった Komi らのグループがそのさきがけと見受けられる (Viitasalo and Komi, 1978)。主としてフィンランドのナショナルチームのアスリートを対象とし、力-時間曲線の特徴と速筋線維との関連性を検討した研究において RFD が用いられたが、ここでは詳細な解析区間については触れられていない。その後、80 年代から 90 年代前半においては頻繁に用いられることは無かったが、90 年代中頃から RFD を評価変数に含めた報告が増えてきた。これらの報告における RFD の算出方法は、大きく次の 2 種に分類できる (Fig. II-1)。一つは、増加区間内の最大の増加率を算出する方法であり、これはあらゆる研究グループによって用いられてきた (Ishida et al., 1990; Izquierdo et al., 1999; Lamoureux et al., 2001)。もう一方は、筋力発揮開始から所定の時間が経過するまでの増加量を基に算出する方法であり、主に Aagaard らの研究グループによって用いられてきた (Aagaard et al., 2002; Suetta et al., 2007)。前者はすなわち、RFD の出現のタイミングは問わず、素早い筋力発揮のための最大の能力の評価を目的としている。この変数はこれまでに、トレーニングの効果測定 (Ishida et al., 1990)、年代間の筋力発揮特性の比較 (Izquierdo et al., 1999; Lamoureux et al., 2001) などの報告に用いられている。一方、後者は、筋力発揮開始直後にどれだけ勢いをつけられるかの能力の評価を目的としている。Aagaard et al. (2002) は、介入の効果測定を目的とし、筋力発揮開始から 50, 100, 150, 200 ms 各時点までの RFD を算出した。なお、それらの

RFD 変数はいずれも、平均年齢 23.3 歳の男性を対象とした 14 週間の高強度レジスタンストレーニングの前後において有意に向上した。

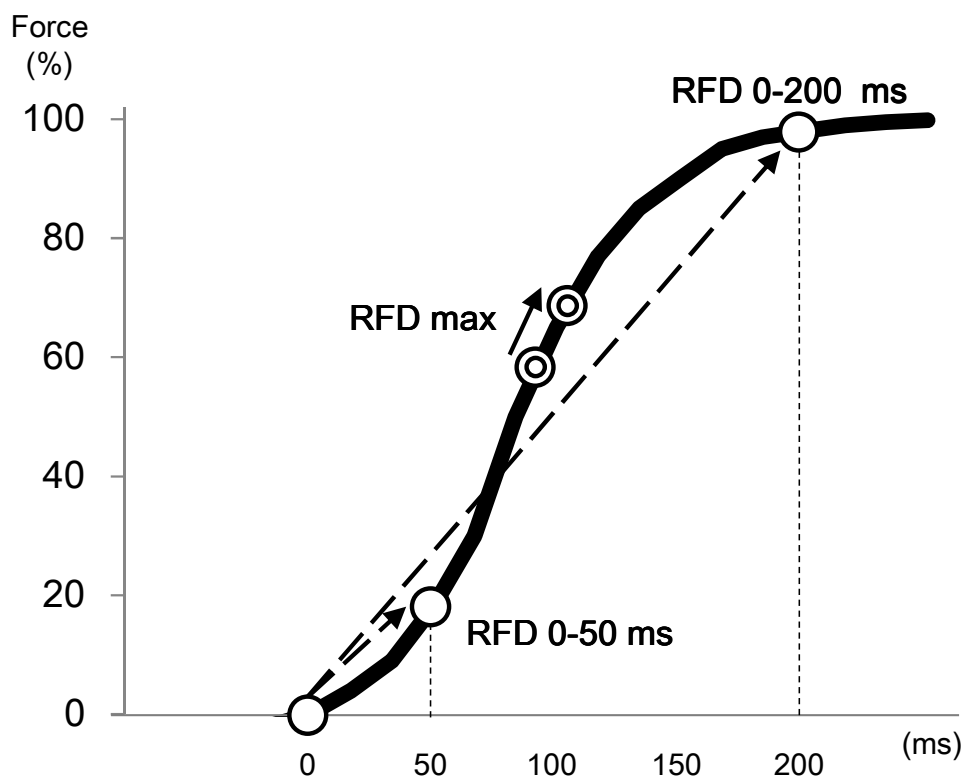


Fig. II-1. Examples of a force-time curve and rate of force development (RFD) parameters

高齢者を対象とした RFD 評価は、Izquierdo et al. (1999) の報告以降、頻繁に用いられるようになった。Izquierdo et al. (1999) は、平均年齢 20, 40, 70 歳の各年代間で、男性の等尺性脚伸展筋力発揮時の最大 RFD の比較をおこなったところ、70 歳は 20, 40 歳よりも有意に低い値を示したことを報告した (20 歳と 40 歳間に有意差なし)。また、発揮開始初期の増加率から RFD を算出する Aagaard らのグループにおいても高齢者を対象とした報告がなされている。例えば、変形性股関節症をきたした脚の等尺性伸展時に得られる RFD (発揮開始から 30, 50, 100, 200 ms より算出) は、健側脚より低下しており、それらは最大筋力の低下より大きいことが報告された (Suetta et al.,

2007)。

それでは、椅子立ち上がり動作時の RFD 評価はどのようにおこなわれてきたのか。反力最大値の 20～90%区間 (Lindemann et al., 2003) や、臀部離床から反力最大値が記録されるまでの区間 (Yamada and Demura, 2010) などの、所定の区間から算出する方法と、増加区間内の最大の増加率を算出する方法 (中谷と上, 2004) とが報告されている。すなわち、先述の等尺性筋力発揮時における 2 種類の RFD と類似した評価がおこなわれている。しかしながら、等尺性筋力発揮時と椅子立ち上がり動作時のいずれにおいても、それらの 2 種類の RFD の信頼性や妥当性を直接比較した報告は著者の知る限り見当たらない。

ただし、椅子立ち上がり動作時の地面反力を所定の区間から算出する場合、等尺性筋力発揮時とは異なり、動作の遂行時間が測定値に直接影響してしまい、地面反力計を用いて力単位で評価できる本法の長所を活かしきれない。そこで本研究では、増加区間内で記録される最大の増加率から RFD 変数を算出する方法を採用し、測定可能な最も狭い区間である 10 ms 区間と、それを中央として前後 40 ms ずつを含めて 90 ms 区間へと広げた、2 変数を設定することとした。

3. 検者内信頼性 (再現性) の検討

変数の検者内信頼性 (再現性) について、対象が若年者 (Yamada and Demura, 2005; 中谷と上, 2004) , あるいは高齢者 (Yamada and Demura, 2010; 中谷と上, 2004) のいずれにおいても、最大努力にて椅子立ち上がり動作をおこなった際に得られる地面反力変数の良好な再現性を確認している。一方、対象者の快適速度による椅子立ち上がり動作時の地面反力変数は再現性が低下することが報告されているほか、筋力測定は最大努力にておこなわれることが通例であることを勘案し、本研究においても最大努力による椅子立ち上がり動作を用いた検討をおこなうこととした。しかしながら、良好な

再現性を報告した先行研究とは使用する測定機器が異なること、採択する変数が一部異なることなどから、改めて本研究で用いる地面反力変数の再現性を確認する必要がある。

4. 下肢筋量, 筋力, 筋パワーとの関連

下肢筋量および等尺性筋力との関連については、主に膝伸展筋群を対象とした検討がなされてきた。女性高齢者（平均年齢 69.8 歳）において、インピーダンス法により評価した下肢筋量と地面反力変数との関連は非常に弱い（Yamada and Demura, 2010）ことが報告されている。一方、同様の対象における等尺性膝伸展筋力との間では Pearson's $|r| = 0.29 \sim 0.64$ の有意な関連をみとめた（Yamada and Demura, 2010）ほか、等尺性膝伸展筋力と反力最大値変数や変化率変数との間に Pearson's $r = 0.49 \sim 0.76$ の有意な関連も報告されている（中谷と上, 2004）。しかしながら、高齢者を対象とした動的な筋力発揮能力（等速性筋力, 筋パワー）との関連についての検討は非常に限られている。椅子からの立ち上がり動作の遂行から便宜的に算出したパワー（体重×着座姿勢から立位姿勢への変位距離 / 所要時間）と、地面反力変数, 等速性膝伸展・屈曲トルク合計値, 脚伸展筋パワーとの間に有意な関連を報告されている（Lindemann et al., 2003）ものの、肝心となる地面反力変数と等速性膝伸展・屈曲トルクおよび脚伸展筋パワーとの関連については言及されていない。高齢者における日常生活動作の円滑な遂行には、筋パワーに代表される動的な筋発揮能力がより密接に関連する（Bean et al., 2003; Foldvari et al., 2000）こと、膝関節周囲のみならず、転倒発生との関連が強い足関節周囲の筋力, 筋パワーも重要であること（Daubney and Culham, 1999; McCarthy et al., 2004; Suzuki et al., 2001; Wolfson et al., 1995）などから、地面反力変数とこれらの下肢筋力および筋パワーとの関連を明らかにする必要がある。

5. パフォーマンステストにより評価される身体機能との関連

要介護化予防に取り組むさまざまな現場や研究フィールドでは、下肢筋力・筋パワーの評価以外にも、あらゆる身体機能の評価を目的としたさまざまなパフォーマンステストが用いられている。それらは、質問紙調査や聞き取り調査よりも言語表現やライフスタイルの影響を受けにくい客観的な評価が可能であるとされている (Guralnik et al., 1989)。椅子立ち上がり動作時の地面反力評価もこの考えを踏襲した測定であるとともに、これが既存のパフォーマンステストとどの程度の関連を示すのかについての情報も、今後の機器開発および現場への普及において非常に重要となる。これまでに高齢者を対象とし、身体機能評価のためのパフォーマンステストと地面反力変数の関連を検討した報告は、非常に限られている。山田ら (2008) は、女性高齢者 19 名を対象とし、反力最大値変数、変化率変数、および時間変数との間に、上体起こし、10 m 障害物歩行時間において有意な関連 (Pearson's $r = 0.47 \sim 0.82$) をみとめたが、握力、長座体前屈、開眼片足立ち時間、6 分間歩行距離との間には有意な関連をみとめなかった。しかしながらこの知見は、対象者数が限られた女性高齢者のみを対象としていること、パフォーマンステストの項目が限定的であることなどから、必ずしも一般化できるものではない。よって、疫学的な視点からより良質かつ多くの対象者に対し、あらゆる身体機能評価を含めた検討が必要であると考えられる。

6. 転倒経験の有無による比較

地面反力変数と転倒発生との関連については、Fleming et al. (1991) および Cheng et al. (1998) により報告されている。椅子立ち上がり動作時の地面反力変数を先駆的に用いた Fleming et al. (1991) は、過去 1 年間に転倒を経験した者 (63~92 歳) はそうでない者 (23~72 歳) よりも反力最大値変数が有意に低値を示したこと、および変化率

変数と年齢との回帰直線の負の傾きが大きい(1歳ごとの低下率が大きい)ことを報告した。Cheng et al. (1998) は、脳卒中既往者(平均年齢 63.0 歳)を対象とした点で解釈に注意を要するものの、転倒経験の有無により、変化率変数および時間変数において有意差をみとめた。しかしながら、Fleming et al. (1991) の報告は転倒経験の有無に顕著な年齢差が生じているほか、先述したいずれの報告も、後ろ向き研究である点に大きな限界がある。パフォーマンステストは、前向きに転倒発生を予測することが期待されている(Tiedemann et al., 2008) ことから、縦断的追跡調査を通じた検討が求められる。また、高齢者における転倒発生は、転倒に対する不安感(転倒不安)や恐怖感などの心理的要因と密接に関わり合っている(Boyd and Stevens, 2009; Friedman et al., 2002) ことが知られており、これも含めた検討が必要であると考えられる。

7. 質問紙調査および聞き取り調査による評価との関連

先において、パフォーマンステストはより客観的な身体機能の評価が可能であるとしたものの、質問紙調査や聞き取り調査は個人的な背景を反映した身体機能評価が可能となるなど、これらは別々の評価として扱いながら相補的に用いることが推奨される(Guralnik et al., 1994; Kivinen et al., 1998; Reuben et al., 1995)。しかしながら、これらは互いに強く関連し合う(Guralnik et al., 1994; Kivinen et al., 1998) ことが報告されており、地面反力変数でも同様の関連を確認する必要がある。

これまで、高齢者を対象とし、地面反力変数との関連を検討した質問紙調査項目は、Yamada and Demura (2009) が報告した、手段的日常生活動作の自立度を評価する老研式活動能力指標(古谷野ら, 1987)、および転倒リスク指標(ヘルスアセスメント検討委員会, 2000)に限定される。これによると、変化率変数および時間変数において、老研式活動能力指標の下位尺度「社会的役割」との間に有意な相関(Pearson's $|r| = 0.28$)を示すとともに、転倒リスク指標との間にも、反力最大値変数、変化率変数、時間変

文献研究

数において有意な相関 (Pearson's $|r|=0.26\sim 0.41$) をみとめている。しかしながら、これらの質問紙調査においては、地面反力変数との関連の説明が困難である設問 (例: 年金などの書類が書けますか、若い人に自分から話しかけることがありますか) が多く含まれており、知見の一般化は困難である。これに対して、下肢筋力、筋パワーおよびパフォーマンステストとより密接な関連が報告されている、高齢者の主観に基づく起居移動動作能力との関連についての検討が必要であろう。

上述したとおり、高齢者を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力を用いた評価についての報告は、非常に部分的であることが理解できる。さらに、地面反力変数と他の測定項目との関連を検討したこれまでの報告に共通する限界として、対象者が少数であること (最多は Yamada and Demura (2009) の 60 名)、いずれも横断研究であること、従来のパフォーマンステストとの比較検討がおこなれていないことが挙げられる。これらについて、本研究では述べ 400 名を越える対象者に基づく検討をおこなうことでより一般化につながる知見を得るとともに、縦断的追跡調査に初めて取り組むことで、新規性に富んだ報告が可能となると考えた。

第 5 節 椅子立ち上がり動作の遂行、および地面反力に影響を及ぼす要因

椅子立ち上がり動作の遂行や、椅子立ち上がり動作を伴うパフォーマンステストの記録には、下肢筋力や筋パワーが大きな影響を与えることは明らかであるが、その他の様々な要因の影響も無視できない。先述のとおり、連続椅子立ち上がりテストの記録には、バランス能力、固有受容感覚、全身持久性体力、疼痛などの筋力、筋パワー以外の身体機能や、不安や活力などの心理機能も影響することが報告されている (Lord et al., 2002; Netz et al., 2004)。中でも、膝痛の影響は大きい (Boonstra et al., 2008; Turcot et al., 2012)。椅子立ち上がり動作は、膝関節周囲の筋力、筋パワーを発揮し、膝関節

を伸展させながら座位から立位姿勢へと体重を押し上げるため、膝痛が直接的な影響を及ぼすことは容易に想像できる。変形性膝関節症患者は、膝痛を有さない健常者よりも、動作遂行中の膝屈曲モーメントが 29.2%低下し、体幹の最大前傾角が約 9 deg 大きかった (Turcot et al., 2012)。また、痛みの程度が強いほど、動作の遂行時間が延長することが確認された ($r=0.55$) (Turcot et al., 2012)。椅子立ち上がり動作時の地面反力も、膝痛の有無により相違が生じることが予想される。さらに、膝痛を有している者と有していない者とでは、測定の信頼性 (再現性) や、他の測定項目との関連性 (基準関連妥当性) が異なる可能性があり、膝痛を有している者のみを対象とした検討が必要となる。

第 III 章 検討手順

第 1 節 検討課題の設定

地域在住の中年・高齢者における椅子立ち上がり動作時の地面反力評価法を確立し、要介護化予防の現場への普及を図るため、本研究では4つのフェーズを設定した (Fig. III-1)。研究立ち上げ (start-up) フェーズ、妥当性検証 (validation) フェーズ、普及型機器開発 (device update) フェーズ、および普及 (spreading) フェーズである。本博士論文では、研究立ち上げフェーズから普及型機器開発フェーズまでを完了することを旨し、5課題を設定した。

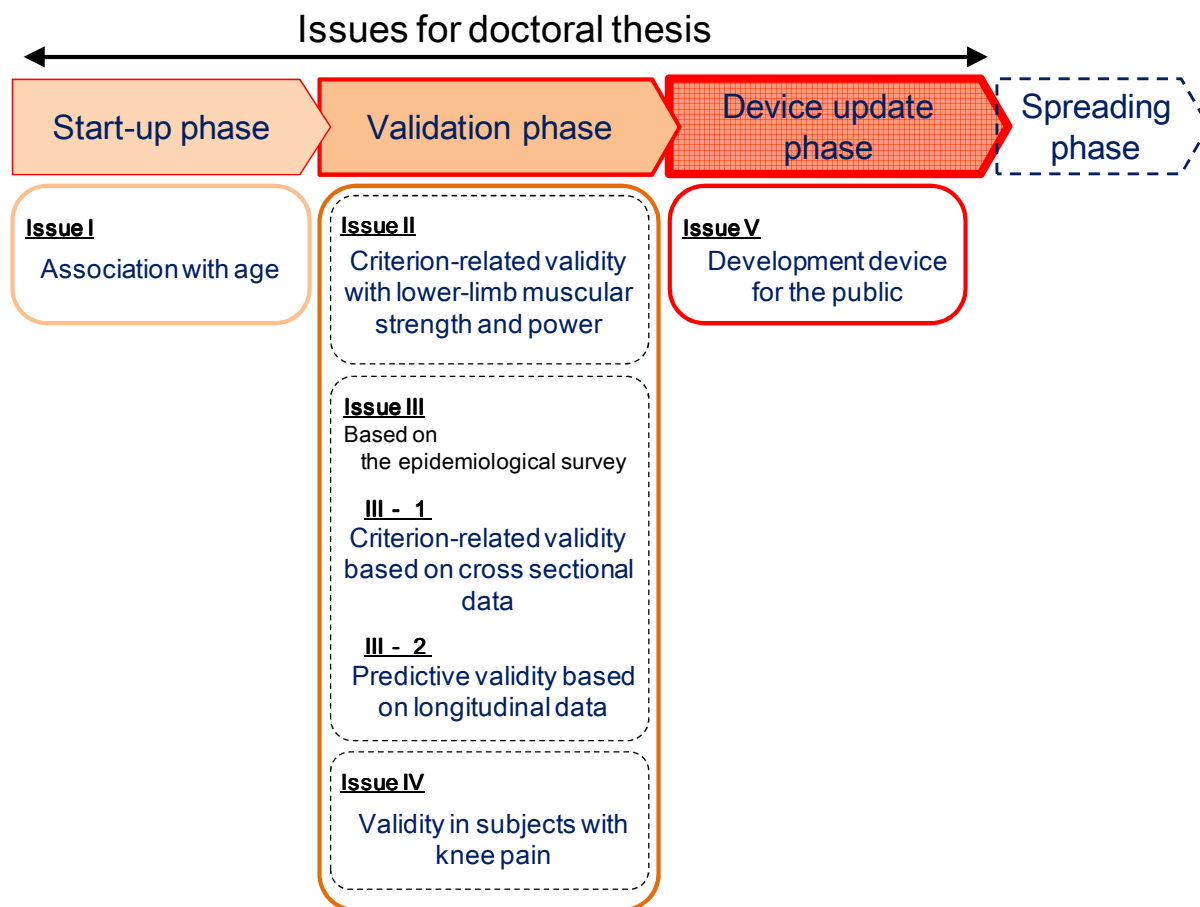


Fig. III-1. The procedure of the doctoral thesis

課題 1： 椅子立ち上がり動作時の地面反力と年齢との関連性

下肢筋力、筋パワーは、中年期以降の加齢に伴い、急速に低下することが知られている。これが、椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力や動作時間に対していかなる影響を及ぼすかを明らかにするため、椅子立ち上がり動作時の地面反力と年齢との関連性を明らかにする必要がある。また、年齢の増加に伴う、本測定法により得られる計測値の低下や延長を確認することは、下肢筋力、筋パワー評価法としての妥当性を裏付ける基礎的な資料となる。

課題 2： 椅子立ち上がり動作時の地面反力と下肢筋力、筋パワーとの関連性

これまで、椅子立ち上がり動作時の地面反力との関連性が検討された下肢筋力項目は、等尺性膝伸展筋力に限定されている（中谷と上, 2004; Yamada and Demura, 2010）。しかしながら、円滑な日常生活動作の遂行において、より重要とされる動的な筋力や筋パワーとの関連性については十分に検討がなされていない。また、地面反力計に近接する足関節周囲の筋力、筋パワーも、測定値に影響を及ぼすことが予想される。

本課題では、椅子立ち上がり動作時の地面反力と、等速性膝関節伸展・屈曲、および足関節底屈・背屈、それぞれの最大トルク、平均パワーとの関連性を明らかにし、下肢筋力、筋パワー評価法としての基準関連妥当性を検証する。

課題 3 - 1： 疫学調査による横断研究に基づく、椅子立ち上がり動作時の地面反力の基準関連妥当性

要介護化予防の現場における、椅子立ち上がり動作時の地面反力評価の有用性を訴えるためには、パフォーマンステスト（客観的評価）や自記式質問紙（主観的評価）

検討手順

に基づく各種身体機能や、日常生活動作の遂行能力、あるいは転倒経験との関連性を明らかにする必要がある。

本課題では、地域在住高齢者を対象とした疫学調査をおこない、椅子立ち上がり動作時の地面反力と、身体機能、転倒経験、転倒不安、起居移動動作能力との横断的な関連性を明らかにし、それらに対する基準関連妥当性を検証する。

課題3-2： 疫学調査による縦断研究に基づく、椅子立ち上がり動作時の地面反力の予測妥当性

パフォーマンステストを用いて身体機能を評価する目的には、現時点における身体機能レベルを把握することに加えて、今後起こり得るイベントの発生リスクを評価したり、定期的な測定をとおして変化を把握したりすることも期待される。

本課題では、地域在住高齢者を対象とした縦断的な疫学調査をおこない、椅子立ち上がり動作時の地面反力が、その後の転倒発生、および起居移動動作能力の低下に及ぼす影響を明らかにすることで、予測妥当性を検証する。

また、転倒発生および起居移動動作能力の低下と、追跡期間中の地面反力変数の変化量との関連性を明らかにし、経時変化を評価することの妥当性を検証する。

課題4： 膝痛を有する中年・高齢女性における、椅子立ち上がり動作時の地面反力評価の妥当性

椅子立ち上がり動作の遂行には、膝関節周囲の筋力、筋パワーが重要な役割を果たすことは上述のとおりである。加齢に伴い、変形性膝関節症が原因の膝痛を有する女性が増加する。膝痛は、膝関節周囲の最大随意筋力や可動域の低下を引き起こすことから、椅子立ち上がり動作の遂行にも影響を与えることが予想される。

本課題では、膝痛を有する中年・高齢女性においても、痛みを有さない者と同様に、椅子立ち上がり動作時の地面反力が、下肢筋力、筋パワー、および身体機能評価法としての妥当性を保持するのかを検証する。

課題5： 椅子立ち上がり動作時の地面反力評価が可能な普及型機器の開発

本課題では、これまでの課題を総合して評価の妥当性が高い変数を明らかにした上で、その変数を簡便に測定できる機器を開発する。

第2節 椅子立ち上がり動作時の地面反力の測定法と評価変数

検討課題 I から IV（立ち上げフェーズ，妥当性検証フェーズ）における鉛直方向の地面反力の測定には，立ち上がりパワー測定器（竹井機器工業: T.K.K.5809）を用いた。この測定器のサンプリング周期は 10 ms（100 Hz）であり，椅子立ち上がり動作中における鉛直方向の地面反力（kgf）をコンピュータに記録した。事前に，無荷重によるゼロ調整および 10 kg のおもりを用いたキャリブレーションをおこなった。

対象者は，40 cm の高さの椅子に座り，測定器のプラットフォーム上に両足を置いた。国内における一般的な事務用および家庭用椅子の多くが 40 cm 前後の高さである（中谷ら, 2002）ことから，この座面高を設定した。測定時の座位姿勢，立位姿勢を Fig. III-2 に示した。座位姿勢は，両脚を腰幅に広げ，両腕を胸の前で組み，背すじを床面に対して垂直に伸ばし，足関節を約 90 deg に保持した姿勢とした。座位姿勢を保持した状態から，測定者の合図のあと，最大努力にて素早く立ち上がり，直立姿勢を 2 秒間保持した後，通常速度による着座動作をおこない，座位姿勢を 2 秒間保持した。これを 1 試行とし，連続して 3 試行することとした。対象者への実験手順の理解を十分に深めるため，2 回の練習を事前におこなった。



Fig. III-2. Sitting posture (left) and standing posture (right)

先述のとおり, 先行研究で報告されている椅子立ち上がり動作時の地面反力変数は4種類 (A: ある一時点での反力値変数, B: 変化率変数, C: 時間変数, D: 面積変数) に大別される。それらの報告に基づき, 本研究の分析に用いた地面反力変数は以下の7変数である (Fig. III-3)。

1. 最大値体重比 (peak reaction force per body weight: F/w)

この変数は, 地面反力の最大値を体重で除した値であり, 種類は A (ある一時点での反力値変数) に該当する。椅子立ち上がり動作時における鉛直方向の最大の踏み込みの力を反映する。3 試行のうち, 最も高い記録を採用した。単位は $\text{kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$ とし, $0.01 \text{ kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$ 単位で記録した。

2. 最大増加率 (10 ms 区間) 体重比 (maximal rate of force development ($\Delta 10 \text{ ms}$))

per body weight: RFD1/w)

この変数は、地面反力が最大増加を記録した 10 ms における増加量を 1.0 s に換算し、体重で除した値であり、種類は B (変化率変数) に該当する。3 試行のうち、最も高い記録を採用した。単位は $\text{kgf/s}\cdot\text{kg}^{-1}$ とし、0.01 $\text{kgf/s}\cdot\text{kg}^{-1}$ 単位で記録した。

3. 最大増加率 (90 ms 区間) 体重比 (maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms)

per body weight: RFD9/w)

この変数は、地面反力が最大増加を記録した 10 ms の前後 40 ms を含めた計 90 ms における増加量を 1.0 s に換算し、体重で除した値であり、種類は B (変化率変数) に該当する。3 試行のうち、最も高い記録を採用した。単位は $\text{kgf/s}\cdot\text{kg}^{-1}$ とし、0.01 $\text{kgf/s}\cdot\text{kg}^{-1}$ 単位で記録した。データの再現性の向上をねらいとし、解析区間を測定器本来のサンプリング周期である 10 ms から 90 ms へと拡大した。

4. $F/w \times RFD9/w$

この変数は、上述の F/w と $RFD9/w$ を乗算した値である。物理学におけるパワーは、力×速度にて定義される。正確にはこの定義に合致しないものの、この概念を参考にし、筋パワーとの高い関連性を期待した変数である。単位は $\text{kgf}^2/\text{s}\cdot\text{kg}^{-2}$ とし 0.01 $\text{kgf}^2/\text{s}\cdot\text{kg}^{-2}$ 単位で記録した。

5. 地面反力増加時間 (a time during developing force: T1)

この変数は、地面反力が急激増加する直前の、抜重時における地面反力が最小値を

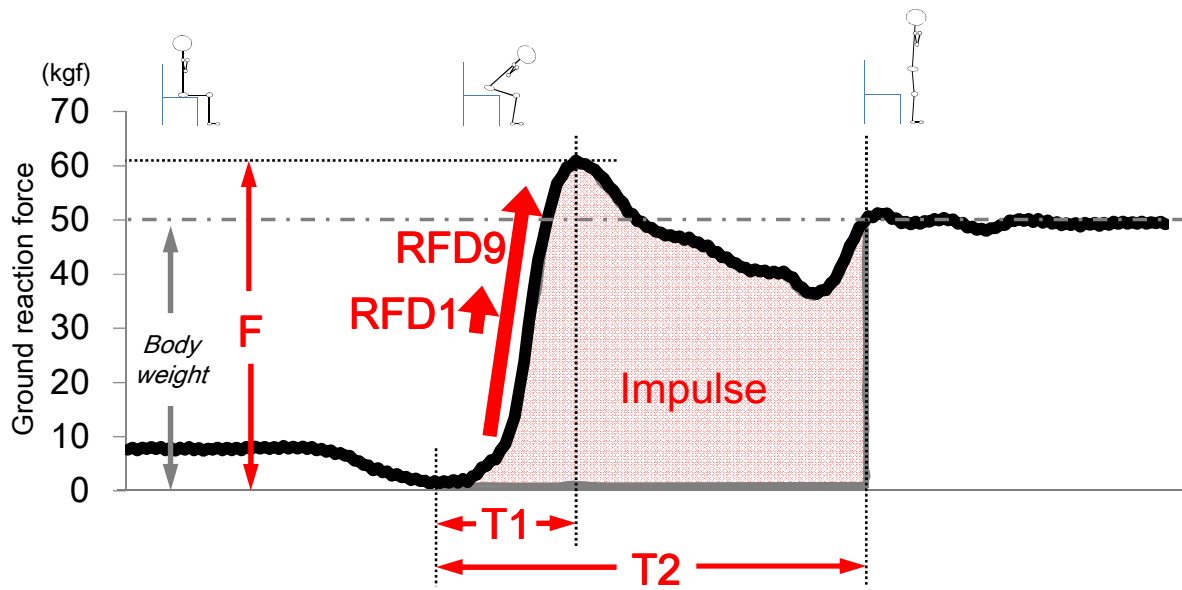
示した時点から、最大値（peak force）に到達するまでの時間であり、種類は C（時間変数）に該当する。RFD9/w が得られた試行における値を採用した。単位は ms とし、10 ms 単位で記録した。

6. 立ち上がり動作時間（chair-rise time: T2）

この変数は、抜重時における地面反力が最小値を示した時点から動作終了までの時間であり、種類は C（時間変数）に該当する。椅子立ち上がり動作開始時点を、着座時の地面反力を基準として 2.5%減少（Lindemann et al., 2003）あるいは 20%減少（Yamada and Demura, 2009）した時点とする先行研究が存在するが、高齢者を対象とした場合にこれらの時点を正確に規定することが困難なケースが生じることから、本研究ではより明確な基準として最小値を示した時点を選択した。動作終了時点は先行研究（Yamada and Demura, 2009）に基づき、地面反力が体重値に到達した時点と規定した。RFD9/w が得られた試行における値を採用した。単位は ms とし、10 ms 単位で記録した。

7. 単位時間当たりの曲線下面積（Impulse/s）

この変数は、立ち上がり動作開始から動作終了までの、地面反力波形の曲線下面積を立ち上がり動作時間（T2）で除した値であり、種類は D（面積変数）に該当する。物理学におけるパワーは、力×速度＝単位時間当たりの仕事量（＝仕事率）にて定義される。本変数は、正確にはこの定義には合致しないものの、この概念を参考にして算出する、筋パワーとの高い関連性を期待した変数である。3 試行のうち、最も大きい記録を採用した。単位は、 $\text{kgf} \cdot \text{s} \cdot \text{s}^{-1}$ とし、 $0.01 \text{ kgf} \cdot \text{s} \cdot \text{s}^{-1}$ 単位で記録した。



F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time.

Fig. III-3. Ground reaction force parameters

第3節 研究の限界

1. 標本抽出に伴う限界

本研究の主な対象者は、茨城県つくば市もしくは笠間市に在住し、運動教室や測定会への参加を自ら希望し、測定会場まで自力で来ることができた比較的健常な中年・高齢者である。本博士論文は、以上のような特性を有する者に対しては非常に有意義な知見を提供しうるが、異なる健康水準、地域性を有する者へ導入する際には注意を要する。

2. 計測機器に伴う限界

本博士論文の課題1～4における地面反力測定、ならびに課題5における普及型機器開発の際の妥当基準に用いた立ち上がりパワー測定器(竹井機器工業: T.K.K.5809)は、サンプリング周期を10 ms (100 Hz) でデータを記録する。製造元から、中年・高齢者の立ち上がり動作の解析に適切なサンプリング周期であるとの回答を受けたとともに、本研究においても再現性の検証を十分におこなうが、このサンプリング周期では反映しきれない微細な波形がある可能性は否定できない。

3. 定義に伴う限界

第I章、第3節において本研究で使用する用語を定義した。本博士論文より得られた知見は、この定義の範囲内で検討し、導き出されたものである。

第 IV 章 課題 1: 椅子立ち上がり動作時の地面反力と年齢との関連性

第 1 節 緒言

現在、我が国では急激に超高齢化が進行し、寝たきり高齢者の増加が重大な社会問題として扱われている。寝たきりになると廃用症候群を一層進行させ、身体諸機能の急激な低下が全身虚弱につながる悪循環をもたらす。同時に心理面も荒廃する（安藤, 2002）ことから、Quality of Life の著しい低下を引き起こす。先行研究（Li et al., 2004; Sherrington et al., 2004）で報告されるように、歩行時の転倒を予防することで寝たきりへの移行を防止するアプローチは多数存在し、一定の成果が認められる。一方、多くの高齢者は歩行動作に至る前の“立ち上がる”動作に困難感を感じるようになり（Alexander et al., 1991; Hughes et al., 1996）、次第に椅子立ち上がり動作の失敗の機会が増えることも影響（Hughes et al., 1996）し、日常における活動量が制限される原因にもなっている。椅子立ち上がり動作は多くの行動に先立つ動作であり、高齢者が活力ある生活を送るためには不可欠ともいえる日常生活動作である。ゆえに、力強くかつ安全に椅子立ち上がり動作が遂行できるようになることは、高齢者の良好な Quality of Life に寄与しうると考えられる。

これまで椅子立ち上がり動作中の特徴を検討した研究では、動作解析システムや筋電図、地面反力計などを用いた手法が主に選択されてきた（Janssen et al., 2002）。中でも、地面反力データを用いて若年者の椅子立ち上がり動作時の筋活動を分析した研究（山田ら, 2003）や、地面反力データから高齢者の下肢筋力の評価を試みた研究（Fleming et al., 1991; Lindemann et al., 2003; 中谷と上, 2004）など、椅子立ち上がり動作時の地面反力データを用いた研究は多数存在し、本研究の対象者である中年者および高齢者への導入においても適切であると考えられる。また、動作解析システムや筋電図を用いる場合と比較して、測定が簡素かつ機器の可搬性に優れることから、多人数を対象と

した測定に適する利点がある。椅子立ち上がり動作時の地面反力を用いた研究では、反力の最大値、増加率、時間、力積などの変数が分析に利用され、それらの再現性は若年者および高齢者ともに優れており（山田ら, 2003; Yamada and Demura, 2009; 中谷と上, 2004）, 信頼性が高い評価法であることが確認されている。また、それらの地面反力変数と、等尺性および等速性膝伸展筋力との間に有意な相関がみられる（Lindemann et al., 2003; 中谷と上, 2004）こと、加齢に伴い下肢筋群が萎縮あるいは神経・筋システムが衰退する（Brown et al., 1988; Dorfman and Bosley, 1979; Lexell et al., 1988）ことが明らかになっており、筋機能の低下が椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力および動作時間にいかなる影響を与えるのかについて地面反力計を用いて検討する意義がある。

しかし、高齢者の椅子立ち上がり動作に関する研究は散見されるものの、その多くは若年者と高齢者の比較による検討（Gross et al., 1998; Mourey et al., 2000; 小島と武田, 1998; 中谷と上, 2004）, もしくは椅子の高さや型式に関する研究（Wheeler et al., 1985; 山田ら, 2004）であることに加えて、対象者も少数に限られており（Janssen et al., 2002）, 中年期以降の加齢に伴う椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力や動作時間の変化に関して検討が十分になされているとは言えない。そこで本研究では、中年期から高齢期における椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力および動作時間と年齢との関連を、地面反力に関する様々なデータから明らかにすることにより、来るべき高齢期に向けて円滑な椅子立ち上がり動作を維持・獲得するための有益な資料に供することを目的とした。

第2節 方法

1. 対象者

本研究の対象者は、46歳から64歳の中年女性51名（Mean ± SD: 56.6 ± 4.8歳）およ

課題 1

び 65 歳から 87 歳の自立した生活を送る高齢者女性 50 名 (71.1 ± 5.5 歳) とした。いずれも 2008 年に茨城県笠間市および阿見町で開催された運動教室に参加した者であった。なお、年齢とは異なる要因 (疾患など) により運動器の機能が著しく低下している可能性が考えられることから、本研究の対象者に特定高齢者 (二次予防事業対象者) は含まないものとした。その他、軽度の膝関節痛および腰痛などを訴える者も含まれていたが、両腕を胸の前で組んだ椅子立ち上がり動作を実践できる者は本研究の対象とした。本研究では、運動教室開始前におけるベースライン測定 of データを用いた。

研究遂行に先立って、全対象者に研究の目的および測定に関する説明を十分におこない、書面によるインフォームドコンセントを得た。なお本研究は筑波大学大学院人間総合科学研究科研究倫理委員会の承認を得て実施した。

2. 測定項目

(1) 形態測定 (身長, 体重)

身長は、裸足の状態で踵・臀部・背部を尺柱につけ、耳眼水平面を保った状態で床面から頭頂点間の鉛直距離を、0.1 cm 単位で測定した。体重は、0.1 kg 単位で測定した。

(2) 地面反力変数

本検討課題においては、第 III 章第 2 節および Fig. III-3 にて記した、 F/w , $RFD9/w$, $T2$ の 3 変数を分析に用いた。

(3) 5 回椅子立ち上がり時間

このテストは、高齢者を対象とした下肢筋パワーの評価を目的としたフィールドテストとして頻繁に用いられている測定である (Guralnik et al., 1994)。使用する椅子、座位姿勢については、先述した地面反力測定と同様のものとした。測定者の合図のあ

と、5回の立ち座り動作をなるべく素早くくり返し、5回立ち上がって直立姿勢をとる時点までの所要時間を測定した。原則として十分な間隔を空けた2試行としたが、身体的な諸事由等により1試行にとどまる場合もあった。2回測定をおこなった者に対しては、短い方の記録を採用した。単位はsとした。

3. 統計解析

すべてのデータは平均値 ± 標準偏差で表記した。2群間の比較には、対応のない t 検定をおこなった。また、中年者群と高齢者群間における平均値の差異の大きさの程度を推定するため、効果量 (effect size: ES) として Cohen's d (Cohen, 1988) を次式により算出した。

$$d = \frac{|(\text{中年者群の平均値} - \text{高齢者群の平均値})|}{\text{2群を統合した標準偏差}}$$

年齢および各測定値間の相関関係の検討には、Pearson の積率相関係数を算出した。また、年齢と各測定項目との間における相関係数間の有意差の検定には t 検定を用いた。各変数における年齢の影響を検討するため、年齢を独立変数とした1次回帰直線および2次回帰曲線を求め、単回帰分析をおこなった。同時に折れ線回帰線 (残差平方和が最小となる2本の回帰直線) を求め、屈曲点を算出した。相関係数間の有意差検定および折れ線回帰を除く全ての統計処理は、統計解析ソフト SPSS 15.0 for Windows を用いた。相関係数間の有意差検定は、コンピュータにより t 値を算出し、自由度 df に基づいて t 分布表より判定をおこなった。折れ線回帰分析については、統計解析ソフト R 2.10.0 を用いた。有意水準は全ての統計学的処理において危険率 5% に設定した。

第 3 節 結果

1. 対象者の身体的特徴

中年者群の身長は 152.8 ± 4.3 cm, 体重は 54.9 ± 7.2 kg であった。高齢者群の身長は 149.8 ± 3.9 cm, 体重は 54.7 ± 6.5 kg であった。身長について群間に有意差が認められたが ($P < 0.01$), 体重では有意差は認められなかった ($P = 0.89$)。

2. 地面反力変数および 5 回椅子立ち上がり時間の群間比較

Table IV-1 に示したとおり, RFD9/w および F/w において高齢者群が中年者群よりも低い値を示し, T2 および 5 回椅子立ち上がり時間においては高齢者群で時間の延長が見られ, いずれも群間に有意差が認められた。

平均値の差異の大きさの程度を示す d (一般に 0.2 以下は小さい, 0.5 は中程度, 0.8 以上は大きいと解釈される) (Cohen, 1988) は, F/w の比較において最も大きい値となり, 続いて RFD9/w の比較において大きい値となった。時間変数である T2 と 5 回椅子立ち上がり時間においては, 中程度の d が得られた。

Table IV-1. Comparisons in measurement variables with a force plate and 5-time sit-to-stand test between older and middle-aged women

	Older Mean \pm SD	Middle-aged Mean \pm SD	<i>P</i> -value	Cohen's <i>d</i>
RFD9/w (kgf/s \cdot kg ⁻¹)	9.75 \pm 1.39	11.08 \pm 1.44	< 0.01	0.94
F/w (kgf \cdot kg ⁻¹)	1.29 \pm 0.08	1.40 \pm 0.08	< 0.01	1.46
T2 (ms)	815 \pm 136	741 \pm 88	< 0.01	0.65
5-time sit-to-stand (s)	6.99 \pm 1.25	6.48 \pm 1.06	0.03	0.43

RFD9/w: maximal rate of force development (Δ 90 ms) per body weight, F/w: peak reaction force per body weight, T2: chair-rise time, SD: standard deviation.

3. 年齢および測定項目間の相関

Table IV-2 に示したとおり，年齢と各測定項目および全ての測定項目間において有意な相関が認められた。年齢との相関係数（絶対値）が最も大きかった項目は F/w となり，中程度の相関を示した。F/w と年齢との間の相関係数は，他の測定項目（RFD9/w, T2, 5 回椅子立ち上がり時間）と年齢との間の相関係数（絶対値）と比較して，統計的に有意に大きい値を示した。RFD9/w, T2, 5 回椅子立ち上がり時間と年齢との間の相関係数間には，いずれも有意差は認められなかった。

Table IV-2. Correlation coefficients between each parameter

		Age	RFD9/w	F/w	T2
RFD9/w	<i>r</i>	- 0.472			
	<i>P</i> -value	<i>P</i> < 0.01			
	N	101			
F/w	<i>r</i>	- 0.585	0.803		
	<i>P</i> -value	<i>P</i> < 0.01	<i>P</i> < 0.01		
	N	101	101		
T2	<i>r</i>	0.376	- 0.709	- 0.568	
	<i>P</i> -value	<i>P</i> < 0.01	<i>P</i> < 0.01	<i>P</i> < 0.01	
	N	101	101	101	
5-time sit-to-stand	<i>r</i>	0.282	- 0.340	- 0.293	0.522
	<i>P</i> -value	<i>P</i> < 0.01	<i>P</i> < 0.01	<i>P</i> < 0.01	<i>P</i> < 0.01
	N	100	100	100	100

RFD9/w: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms) per body weight, F/w: peak reaction force per body weight, T2: chair-rise time.

4. 年齢を独立変数とした1次, 2次, 折れ線回帰

Table IV-3 に示したとおり, F/w を除くすべての項目において, 1次回帰よりも2次回帰および折れ線回帰のほうが高い決定係数を示した。また, RFD9/w, T2 に関する散布図および2次回帰線, 折れ線回帰線を Fig. IV-1 に示した。

Table IV-3. Results of regression analyses with age as an independent variable

		r^2	P -value	Regression equation	Break-point (age)
RFD9/w	Linear	0.223	< 0.01	$y = -0.08x + 15.7$	-
	Quadratic	0.230	< 0.01	$y = -0.001x^2 + 0.10x + 10.01$	-
	Two-piece linear	0.230		$y = -0.06x + 14.61$ $y = -0.11x + 17.92$	67.0
F/w	Linear	0.342	< 0.01	$y = -0.01x + 1.74$	-
	Quadratic	0.344	< 0.01	$y = -0.00005x^2 + 0.0004x + 1.53$	-
	Two-piece linear	0.342		$y = -0.006x + 1.73$ $y = -0.006x + 1.76$	66.4
T2	Linear	0.142	< 0.01	$y = 5.06x + 454.63$	-
	Quadratic	0.152	< 0.01	$y = 0.13x^2 - 12.12x + 1000.7$	-
	Two-piece linear	0.161		$y = 3.60x + 541.27$ $y = 13.86x - 218.24$	74.0
5-time sit-to-stand	Linear	0.080	< 0.01	$y = 0.04x + 4.35$	-
	Quadratic	0.080	0.02	$y = 0.00004x^2 + 0.03x + 4.51$	-
	Two-piece linear	0.086		$y = 0.044x + 3.94$ $y = 0.030x + 4.88$	64.7

RFD9/w: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms) per body weight, F/w: peak reaction force per body weight, T2: chair-rise time.

課題 1

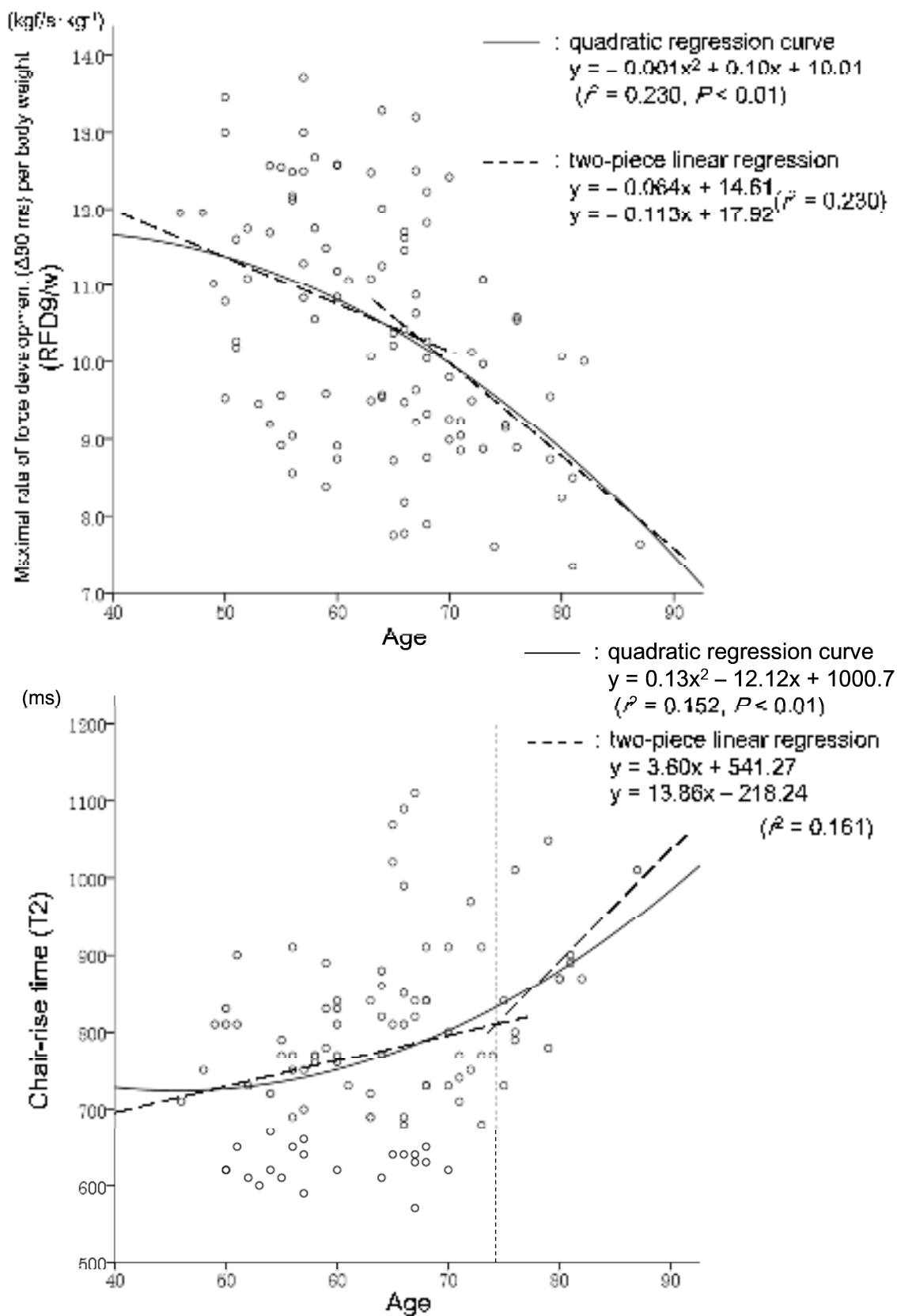


Fig. IV-1. Relationship between age and RFD9/w (top), chair-rise time (bottom)

第4節 考察

1. 中年者群と高齢者群間の比較

地面反力最大増加率体重比 (RFD9/w) および、地面反力最大値体重比 (F/w) において、高齢者群が中年者群よりも有意に低い値を示した。この結果は、若年者と高齢者間における RFD/w および F/w を比較した先行研究 (中谷と上, 2004) と同様の結果となった。Millington et al. (1992) は椅子立ち上がり動作を VTR 分析により 3 相に区分し、第 1 相を体幹前傾から膝関節の伸展 (大腿部離床) が起こるまでの体重移動相とし、第 2 相を膝関節伸展開始から体幹の伸展運動が生じるまでの移行相、第 3 相を膝関節伸展と体幹の伸展運動の開始から伸展運動が終了するまでの上昇相とした。その中でも特に、膝伸展局面 (第 2, 3 相) に深く関わる大腿四頭筋の筋力が椅子立ち上がり動作の成就には重要であるとされている (Hughes et al., 1996)。加齢に伴う、神経伝導速度低下 (Dorfman and Bosley, 1979) や、筋線維数減少 (Lexell et al., 1988)、運動単位減少 (Brown et al., 1988) などに代表される、神経・筋機能の衰退が明らかになっている。特に下肢筋群の低下は著しく、その上、膝屈筋群よりも膝伸筋群の方が低下率が高い (勝田, 1993)。よって、中年期から高齢期にかけて椅子立ち上がり動作成就そのものは維持されていても、動作に要する最大筋力や筋力発揮様式に変化が生じたと考えられる。一方で、T2 においても有意差が認められたものの、差の大きさの程度を示す効果量 (d) は F/w (1.46) や RFD9/w (0.94) と比較して相対的に低い値 (0.65) を示した。すなわち、中年期以降、加齢に伴って椅子立ち上がり動作時に地面を踏み込む最大の力や力発揮速度は大きく低下するが、立ち上がりに要する時間の延長は相対的に小幅な変化であることが示唆される。これらは、若年者と比較して高齢者の椅子立ち上がり動作の成就時間が加齢による筋力低下の影響を受け延長する (Gross et al., 1998) との報告を支持しつつも、加齢に伴う筋力発揮能力の低下に比して動作時間の

課題 1

延長は極力食い止めた，“効率的な立ち上がり動作”を実現していることが示唆された。この“効率的な立ち上がり動作”を可能にする要因について、椅子立ち上がり動作の順序の変化が考えられる。高齢者の椅子立ち上がり動作を、動作解析システムによって分析した先行研究（星と武田, 2003; 丸太, 2004）によると、高齢者は若年者と比較して体幹前傾角が大きい傾向にあることが報告されている。椅子立ち上がり動作は、①支持基底面（base of support: BOS）を臀部（広いBOS）から足部（狭いBOS）のみへと変化させると同時に、そのBOS内に身体重心位置を移動させる機能と、②身体重心位置を立位姿勢まで上昇させる、2つの機能が要求される（Pai and Rogers, 1990）。すなわち、体幹を大きく前傾させることで早い段階において身体重心位置を足部のみの新たなBOS内に投射させ、続いて膝関節を伸展させることで立ち上がり動作を成就している（丸太, 2004）。このような動作順序の変化に伴い、モーメントアームが短くなることで、発揮される筋力が低下したにもかかわらず動作時間を大幅に延長させることなく、身体重心を立位姿勢まで持ち上げることが可能になったと考えられる。しかしながら、先行研究（Gross et al., 1998）では、若年者と高齢者間において成就時間に大きな差があったとされているが、この結果は年代に大きな開きがあるためであると考えられる。一方で本研究は中年者（46～64歳）と高齢者（65～87歳）の連続した年齢群の比較であり、中年期以降における年齢の影響をより強く反映した貴重なデータといえる。

2. 年齢と各測定項目、および測定項目間の関連

Table IV-1 で示した群間比較の結果を支持するように、年齢との相関が最も強い変数はF/w となり、時間変数である T2 および5回椅子立ち上がり時間と年齢との相関係数よりも有意に高い値を示した（Table IV-2）。これらの結果からは、椅子立ち上がり動作時の最大の踏み込みの力は加齢の影響を受けやすいことを示唆しているが、必ずしも

動作時間の延長とは同期しない可能性が示唆された。また、T2 および 5 回椅子立ち上がり時間との相関係数は F/w よりも $RFD9/w$ のほうが高かった。すなわち、いかに強い力で地面を踏み込めるかよりも、いかに素早い力発揮がなされるかのほうが、椅子立ち上がり動作時間の短縮と強く関連していることが示唆された。

続いて、回帰分析についての考察をおこなう。加齢に伴う神経伝導速度の低下や、運動単位の減少などの神経・筋機能の衰退による筋力低下は、60 歳を境界として急激に進行すると言われている (Brown et al., 1988; Dorfman and Bosley, 1979; Lexell et al., 1988)。椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力においても同様に、加齢による影響を受けるとの仮説のもと、直線回帰および曲線 (2 次) 回帰、折れ線回帰による複数の視点から検討を試みた。Fig. IV-1 で示すように、 $RFD9/w$ では 2 次回帰曲線がひかれ、折れ線回帰直線についても顕著な折れ曲がりを示した。椅子立ち上がり動作時の RFD 変数は中谷と上 (2004) によって力発揮速度と表現されている他、膝伸展筋パワーと関連が強い変数であることが明らかとなっている (Fleming et al., 1991; Lindemann et al., 2003)。筋パワー発揮に影響を与える筋線維タイプは Type II 線維であり、加齢に伴い Type II 線維が選択的に萎縮することが確認されている (Lexell and Downham, 1992)。また、その減少率も高齢者になるほど高くなる (Lexell et al., 1988)。よって、 $RFD9/w$ において、加齢に伴う Type II 線維数の減少曲線と近似した回帰曲線が出現したと考えられる。折れ線回帰における屈曲点については Table IV-3 に示したとおり、筋機能を反映する 3 項目 ($RFD9/w$, F/w , 5 回椅子立ち上がり時間) において 64.7~67.0 歳となった。これは、筋量あるいは神経・筋システムの低下が 60 歳以降で急激に進行することを報告した先行研究 (Brown et al., 1988; Dorfman and Bosley, 1979; Lexell et al., 1988) をおおそ支持する結果となり、本研究により椅子立ち上がり動作においても、65 歳周辺を境界として、その後筋力発揮能力が急激に低下することが示唆された。一方、Fig. IV-1 に示したとおり T2 においても 2 次回帰曲線がひかれ、折れ線回帰直線においては顕著な折れ曲がりを示した。しかしながら、折れ線回帰直線の屈曲点は 74.0 歳となり、

課題 1

筋機能を反映する 3 項目よりも 7~10 歳ほど後で出現した。この屈曲点のずれについては、前節で述べたように、あらかじめ体幹を大きく前傾させた後に身体重心を持ち上げる、椅子立ち上がり動作順序の変化（丸太, 2004）によって説明できるかもしれない。

本研究の知見を総合すると、要介護化予防や健康づくりの現場に対して次のような示唆ができよう。すなわち前期高齢者（65~74 歳）は、椅子立ち上がり動作時にかかる下肢筋群への負担を弱められるよう、意識的、無意識的にかかわらず動作順序を変容させる時期（年齢）にあると言える。したがって前期高齢者に対しては、日常生活場面において素早い椅子立ち上がり動作を意識的におこなうよう促すとともに、下肢筋群における筋力発揮を必要以上に抑制させないためにも、体幹が前傾しないよう指導することが重要であろう。ただし、膝や腰などに外科的障害（痛み）を伴う者に対しては個別の対応が必要であることは言うまでもない。

本研究の限界として、1) 対象とした中年・高齢者は無作為抽出されていないこと、2) 横断研究であるため、実際に加齢変化を追跡できていないこと、3) 動作解析による検討をおこなっていないため、動作順序の変化と地面反力変数との間にどの程度の関連があるのかについては言及できないことがあげられる。これらは今後の課題としつつも、中年期から高齢期における多人数（100 名以上）を対象として、椅子立ち上がり動作時の地面反力変数について検討をおこなった研究はほとんど見当たらず、目前に高齢期を控えた中年者、および椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力の低下度合いが増加し始める前期高齢者を対象として、円滑な椅子立ち上がり動作の維持または獲得を目指すにあたり、非常に有益な資料となることが予想される。

第 5 節 要約

本研究では、46 歳から 87 歳の中年・高齢期の女性 101 名を対象として、椅子からの

立ち上がり動作時の地面反力を測定した。そのデータに基づき、椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力および動作時間と年齢との関連について以下のような知見を得た。

高齢者は中年者と比較して、椅子立ち上がり動作時の地面反力の最大値および増加率変数は低下し、動作時間は延長した。中でも、地面反力最大値が年齢との関連が最も強い変数であった。地面反力最大値および増加率変数は、65歳前後を境界としてその後更なる低下の進行が見られたが、動作時間では74歳が境界となりその後に大幅な延長を示したことから、椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力の低下および動作時間の延長は必ずしも同期しない可能性が示唆された。

第 V 章 課題 2:

椅子立ち上がり動作時の地面反力と下肢筋力, 筋パワーとの関連性

第 1 節 緒言

椅子立ち上がり動作の遂行には、下肢筋力が重要な役割を果たす (Corrigan and Bohannon, 2001; McCarthy et al., 2004)。要介護化予防の現場では、下肢筋力の間接的な評価を目的とし、椅子立ち上がり動作を取り入れたパフォーマンステストが頻繁に用いられる。ただし、機能的な日常生活動作である椅子立ち上がり動作の遂行には、下肢筋力以外の生理学的、あるいは心理的な要因の影響も小さくない。椅子立ち上がり動作を活用したパフォーマンステストはそれらの要因も考慮に入れた、高齢者の日常生活に即した状況でおこなう評価法であり、単関節の筋力を直接的に評価する等尺性・等速性の筋力測定法とは性質が異なる。しかし、下肢筋力評価法としての妥当性を示すためには、直接的に測定した下肢筋力との関連性を示し、それらの要因をどの程度反映しているのかを明らかにすることは重要である。これまで椅子立ち上がり動作を用いた代表的なパフォーマンステストには、所定の反復回数を遂行する際の所要時間を記録する方法 (例: 5 回椅子立ち上がり時間) (McCarthy et al., 2004; Schaubert and Bohannon, 2005) や所定の時間内に反復することのできた回数を記録する方法 (30 秒椅子立ち上がりテスト) (Jones et al., 1999; McCarthy et al., 2004) がある。しかしながら、これらの方法は、全身持久性体力などの下肢筋力以外の要因の影響が大きく、下肢筋力を十分に反映していない可能性が示唆されている (Netz et al., 2004)。

近年、「椅子立ち上がり動作時の地面反力」による新たな下肢筋力, 筋パワー評価の試みがなされている (Lindemann et al., 2003; Yamada and Demura, 2010)。これは、椅子に座った状態から最大努力による立ち上がり動作をおこなわせた際に得られる地面反力変数に基づき評価をおこなう方法である。この測定法の利点として、椅子から立ち

上げられさえすれば評価が可能であること、関節の動きを伴う日常生活動作遂行中の筋力発揮を評価できること、測定機器の運搬が比較的容易であることに加え、地面反力計を用いて力単位 (kgf) により短時間で測定できることなどが挙げられる。地域在住高齢者を対象とした先行研究において、この測定法により得られる評価変数と、等尺性膝伸展筋力との間に有意な関連性が見られることが報告されている (Yamada and Demura, 2010)。しかしながら、日常生活動作の円滑な遂行により重要な役割を果たす、膝関節周囲の動的な筋力や筋パワーとの関連性については十分に検討されていない。さらに、転倒予防に重要な役割を持つ足関節周囲の筋力、筋パワー (Bean et al., 2003) との関連性についても、著者の知る限り検討がなされていない。椅子立ち上がり動作についての運動学的な研究 (Schenkman et al., 1990) によれば、動作開始から臀部離床までの“flexion momentum phase” (Phase I) では、足背屈筋力が重要な役割を果たし、その後、足部のみの支持基底面へ重心を移動させる“momentum transfer phase” (Phase II) や、直立姿勢まで体重を押し上げる“extension phase” (Phase III) では、膝伸展筋力が重要な役割を果たすとされている。また、地面反力計に近接する足部や下腿部での力発揮能力、すなわち足関節周囲の筋力や筋パワーは、本測定法で記録される変数にも重要な影響を与えることが予想される。

本研究は、地域在住高齢者における椅子立ち上がり動作時の地面反力変数と、膝関節伸展・屈曲および足関節底屈・背屈それぞれにおける筋力、筋パワーとの関連性を明らかにするとともに、従来法である 5 回椅子立ち上がり時間とそれらの筋力、筋パワーとの関連性の強さとの比較をおこなうことを目的とした。椅子立ち上がり動作を遂行するために膝や足関節周囲の筋力が重要な役割を果たすフェーズにおいて、フォースプレートにより直接的に荷重を計測できる本法のほうが、遂行時間による間接的な評価をおこなう 5 回椅子立ち上がり時間よりも、筋力、筋パワーとの関連性は強いとの仮説を持つ。

第 2 節 方法

1. 対象者

対象者は、筑波大学内にて開催された運動教室（75 分間、週 3 回、9 週間、全 27 回）の参加者とした。地域情報誌および新聞紙地方欄に募集記事を掲載し、茨城県つくば市およびその近隣の市町村に在住する 65～75 歳の高齢者（性別不問）を対象とし、電話による受付をおこなった。申し込みがあった 75 名のうち、教室の参加条件（65～75 歳である、医師から運動を禁止されていない、杖や車椅子などの補助具を必要としない、会場までの交通手段が確保できている、事前説明会・測定会に参加可能である）に適合した者が 58 名であった。定員とした 51 名を抽選により選定し、教室開始までに 4 名がキャンセルを申し出たため、教室前測定をおこなった者は 47 名となった。これを、本検討課題における分析対象とした。

なお、本研究は筑波大学研究倫理委員会の承認の下でおこなわれ、対象者に対して十分な説明をおこなったうえで、同意書を得た。

2. 研究手順

測定は 7 日間の間隔を開けた 2 日間に分けておこなった。1 日目は、椅子立ち上がり動作時の地面反力測定および等速性膝伸展・屈曲筋力、筋パワー測定をおこなった。これらの測定順序はランダムとし、各測定間は 20 分間以上の間隔を開けた。2 日目は、5 回椅子立ち上がり時間および等速性足底屈・背屈筋力、筋パワー測定をおこなった。測定誤差を可能な限り排除するため、2 日ともほぼ同時刻に測定をおこない、等速性筋力、筋パワー測定は同一の測定検者がおこなうものとした。

3. 測定項目

(1) 椅子立ち上がり動作時の地面反力測定

本検討課題においては、第 III 章第 2 節および Fig. III-3 にて記した、全 7 変数 (F/w , $RFD1/w$, $RFD9/w$, $F/w \times RFD9/w$, $T1$, $T2$, $Impulse/s$) を分析に用いた。

(2) 5 回椅子立ち上がり時間

使用する椅子、座位姿勢については、地面反力測定と同様とした。測定者の合図のあと、5 回の立ち座り動作をなるべく素早くくり返し、5 回立ち上がって直立姿勢をとる時点までの所要時間を測定した。原則として十分な間隔を空けた 2 試行としたが、身体的な諸事由等により 1 試行にとどまる場合もあった。2 回測定をおこなった者に対しては、短い方の記録を採用した。単位は s とした。

(3) 等速性膝伸展・屈曲筋力、筋パワー

等速性膝伸展・屈曲筋力、筋パワーの測定には、等速性筋力測定器 Biodex System 3 (Biodex Medical Systems) を使用した。本測定に臨んだ全ての対象者とも、試行の順序は等速性 (60 deg/s) 伸展、等速性 (60 deg/s) 屈曲とし、各試行間には 5 分間以上の安静時間を設けた。膝関節周囲の測定姿勢を Fig. V-1 に示した。背もたれの角度は 100 deg とし、胸部、腹部、大腿部中央をベルトにより固定した。なお、片脚のみの測定でも良好な信頼性および妥当性が確認されていること (Newman et al., 2006; Salem et al., 2000) や、対象者の身体的負担を考慮し、測定は右脚のみとした。膝関節の回転軸と測定器の回転軸が一致していることを確認した後、対象者に脱力させた状態で重力補正をおこなった。等速性の試行における膝関節可動域はおよそ 90 deg (屈曲位) から 180 deg (完全伸展位) (Akima et al., 2001; Symons et al., 2005) とした。等尺性伸展の試行においては、膝関節角度を 120 deg とし、3 秒間の最大努力発揮を求める方法 (Suetta

課題 2

et al., 2007) とした。各試行の前に練習として、2 回の最大下努力発揮に引き続き、2 回の最大努力発揮を求めた。その後本測定として、いずれの試行も連続した 3 回の最大努力発揮を求めた。その際、測定者は全力を促す声かけをおこなった。測定器に内蔵されたソフトウェア (Biodex Advantage Software Ver. 3.03) によりフィルターをかけた後、3 試行それぞれにおける最大トルク (Nm) および、等速性の 2 試行における平均パワー (W) を記録した。これらの値は体重の影響を受ける (Davies and Dalsky, 1997; Manini et al., 2007) ことや、地面反力変数においても体重で除した値を用いることから、以降の分析には体重 (kg) で除した値 (Nm/kg, W/kg) を用いることとした。



Fig. V-1. Subject performing an isokinetic knee test

(4) 等速性足底屈・背屈筋力, 筋パワー

等速性足底屈・背屈筋力, 筋パワーの測定においても同様に, 等速性筋力測定器 Biodex System 3 (Biodex Medical Systems) を使用した。本測定に臨んだ全ての対象者とも, 試行の順序は等速性 (60 deg/s) 底屈, 等速性 (60 deg/s) 背屈とし, 2 試行間には 5 分間以上の安静時間を設けた。足関節周囲の測定姿勢を Fig. V-2 に示した。背もたれは 100 deg, 膝関節はおよそ 170 deg とし, 胸部, 腹部, 大腿部, 下腿部をベルトにより固定した。特に重要となる, プレートと足部の固定には 2 本のベルトを使用した。上述した膝関節周囲の測定と同様に, 右脚のみの測定とした。足関節外果と測定器の回転軸が一致していることを確認した後, 対象者に脱力させた状態で重力補正をおこなった。足関節可動域は対象者ごとに設定をおこない, この可動域全体にかけての最大努力発揮を求める方法とした (Ordway et al., 2006; Suzuki et al., 2001)。各試行の前に練習として, 2 回の最大下努力発揮に引き続き, 2 回の最大努力発揮を求めた。その後本測定として, 底屈および背屈のいずれにおいても連続した 4 回の最大努力発揮を求めた。その際, 測定者は全力を促す声かけをおこなった。測定器に内蔵されたソフトウェア (Biodex Advantage Software Ver. 3.03) によりフィルターをかけた後, 2 試行それぞれにおける最大トルク (Nm) および平均パワー (W) を記録した。膝関節周囲の測定と同様に, 体重 (kg) で除した値 (Nm/kg, W/kg) (Suzuki et al., 2001) を以降の分析に用いることとした。なお足関節周囲の測定は, 教室スケジュールおよび測定器使用状況の都合により, 8 名の対象者は測定をおこなわず, 39 名を対象とした。

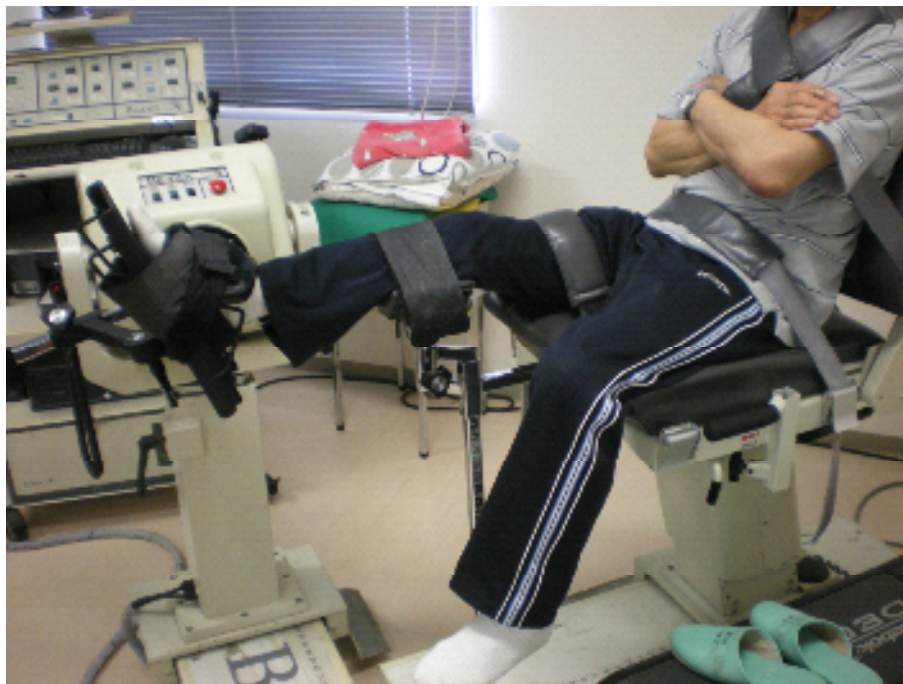


Fig. V-2. Subject performing an isokinetic ankle test

4. 統計解析

ベースラインにおける性差の検討には、ステューデントの t 検定ならびに χ^2 検定を用いた。地面反力変数と下肢筋力、筋パワーとの横断的関連の検討には、年齢を調整した偏相関分析をおこなった。また、特に関連が顕著であった項目においては、散布図を示し、単回帰分析をおこなうこととした。統計解析には、PASW Statistics 17.0 を用い、全ての統計的有意水準は危険率 5% に設定した。

第 3 節 結果

1. 対象者の特徴

Table V-1 に対象者の特徴を示した。有意な性差が認められた項目は、身長、体重、

F/w, F/w × RFD9/w, Impulse/s および全ての膝関節周囲の筋力, 筋パワー項目および足背屈最大トルクであった。

Table V-1. Descriptive data of subjects

		All (n = 47)		Men (n = 19)		Women (n = 28)	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Characteristics							
Age	(year)	69.0 ± 2.9		69.6 ± 2.9		68.6 ± 2.9	
Height	(cm)	157.6 ± 7.2		164.4 ± 3.8		153.0 ± 4.8	*
Body weight	(kg)	57.2 ± 9.3		63.8 ± 7.7		52.7 ± 7.5	*
Body mass index	(kg/m ²)	23.0 ± 2.8		23.6 ± 2.6		22.5 ± 2.9	
Systolic blood pressure	(mmHg)	139 ± 20		142 ± 16		137 ± 21	
Diastolic blood pressure	(mmHg)	81 ± 10		84 ± 9		79 ± 10	
Medication use	(piece)	1.4 ± 1.7		1.6 ± 2.3		1.2 ± 1.2	
Lower limb pain [†] , yes	% (n)	12.8% (6)		15.8% (3)		10.7% (3)	
Lower back pain [†] , yes	% (n)	10.6% (5)		10.5% (2)		10.7% (3)	
Ground reaction force parameters							
F/w	(kgf·kg ⁻¹)	1.43 ± 0.11		1.49 ± 0.09		1.39 ± 0.10	*
RFD1/w	(kgf/s·kg ⁻¹)	16.82 ± 3.70		17.59 ± 3.48		16.29 ± 3.81	
RFD9/w	(kgf/s·kg ⁻¹)	11.14 ± 1.48		11.56 ± 1.43		10.85 ± 1.47	
F/w × RFD9/w	(kgf ² /s·kg ⁻²)	16.07 ± 3.19		17.30 ± 3.04		15.23 ± 3.06	*
T1	(ms)	282 ± 68		302 ± 74		269 ± 62	
T2	(ms)	782 ± 92		793 ± 88		774 ± 96	
Impulse/s	(kgf·s·s ⁻¹)	80.98 ± 4.07		79.42 ± 4.69		82.04 ± 3.26	*
Lower-limb strength and power							
Knee extension							
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	1.55 ± 0.38		1.70 ± 0.32		1.46 ± 0.39	*
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	0.85 ± 0.26		0.99 ± 0.25		0.76 ± 0.21	*
Knee flexion							
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	0.81 ± 0.19		0.93 ± 0.16		0.73 ± 0.17	*
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	0.56 ± 0.15		0.65 ± 0.14		0.49 ± 0.12	*
Ankle plantarflexion[†]							
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	0.88 ± 0.29		0.93 ± 0.29		0.84 ± 0.28	
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	0.46 ± 0.16		0.50 ± 0.17		0.44 ± 0.15	
Ankle dorsiflexion[†]							
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	0.24 ± 0.06		0.26 ± 0.05		0.22 ± 0.06	*
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	0.13 ± 0.04		0.14 ± 0.04		0.12 ± 0.03	
Timed test							
5-time sit-to-stand	(s)	7.37 ± 1.43		7.41 ± 1.21		7.35 ± 1.58	

* $P < 0.05$ (presence of gender difference)

†: χ^2 test, ‡: n = 39 (men: 17, women: 22)

SD: standard deviation, F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: force-development time, T2: chair-rise time, w: body weight.

2. 地面反力変数と下肢筋力, 筋パワー測定値との偏相関分析

Table V-2 に、膝伸展・屈曲, 足底屈・背屈それぞれの筋力, 筋パワー測定値との間における偏相関係数を示した。男性において, RFD9/w と、等速性膝伸展および屈曲それぞれの平均パワーとの間に有意な偏相関係数が確認された。女性においては, F/w と RFD9/w が、膝関節周囲の全 4 項目ならびに足底屈平均パワーとの間に有意な関連性を示した ($\text{partial-}r = 0.39 - 0.50, P < 0.05$)。また, RFD9/w, T1, T2 は足背屈 2 項目との間に有意な関連性を示した ($\text{partial-}r = 0.44 - 0.59, P < 0.05$)。F/w \times RFD9/w が、いずれか単独における偏相関係数を上回ったのは、最大で $\text{partial-}r = 0.04$ であった。Impulse/s および 5 回椅子立ち上がり時間においては、有意な関連性が認められた項目はなかった。Fig. V-3 に示すとおり、RFD9/w と膝伸展平均パワーとの間には、男女いずれも 1 次直線の関連性がみられた。

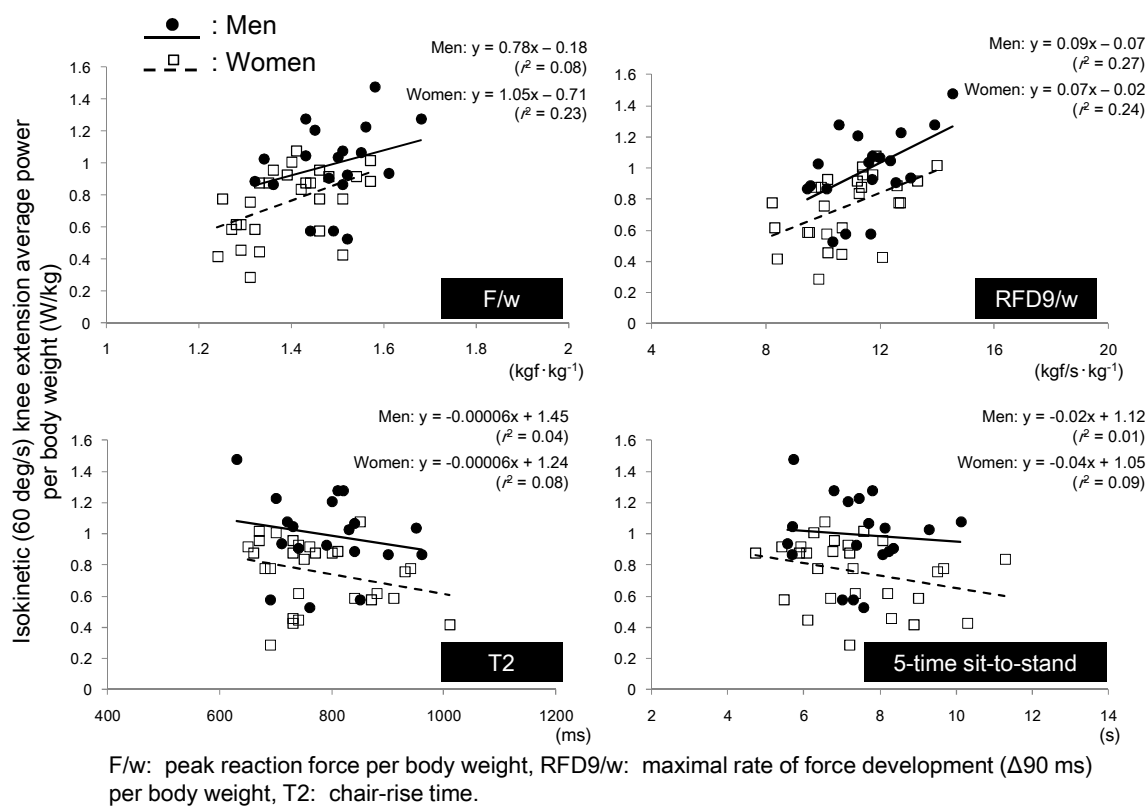


Fig. V-3. Univariate regression analyses

課題 2

Table V-2. Partial correlation coefficients (adjusted for age) between ground reaction force parameters, and knee and ankle peak torque and average power

			F/w	RFD1/w	RFD9/w	F/w × RFD9/w	T1	T2	Impulse/s	5-time sit-to-stand
			(kgf·kg ⁻¹)	(kgf/s·kg ⁻¹)	(kgf/s·kg ⁻¹)	(kgf ² /s·kg ⁻²)	(ms)	(ms)	(kgf·s·s ⁻¹)	(s)
n			partial-r	partial-r	partial-r	partial-r	partial-r	partial-r	partial-r	partial-r
Men										
Knee extension										
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	19	.07	-.20	.08	.09	.14	.16	-.06	.18
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	19	.26	.23	.51 *	.46	-.27	-.25	.13	-.09
Knee flexion										
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	19	.17	.02	.26	.26	-.00	.01	-.40	-.03
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	19	.24	.28	.54 *	.49 *	-.38	-.30	-.12	-.23
Ankle plantarflexion										
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	17	-.19	-.28	-.05	-.08	.10	.07	-.22	.30
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	17	-.08	-.12	.11	.08	-.11	-.11	-.11	.10
Ankle dorsiflexion										
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	17	.25	.08	.28	.31	-.45	-.25	-.33	-.31
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	17	.43	.27	.46	.50 *	-.49	-.37	-.23	-.23
Women										
Knee extension										
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	28	.43 *	.38 *	.47 *	.46 *	.05	-.22	-.06	-.13
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	28	.41 *	.34	.45 *	.44 *	.03	-.23	-.06	-.17
Knee flexion										
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	28	.44 *	.21	.39 *	.41 *	.13	-.14	.25	-.31
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	28	.39 *	.20	.39 *	.40 *	.03	-.16	.24	-.30
Ankle plantarflexion										
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	22	.38	.57 *	.38	.38	-.12	-.37	.25	-.20
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	22	.48 *	.63 *	.50 *	.49 *	-.14	-.46 *	.18	-.22
Ankle dorsiflexion										
Peak torque (60 deg/s)	(Nm/kg)	22	.29	.22	.44 *	.37	-.48 *	-.59 *	.24	-.21
Average power (60 deg/s)	(W/kg)	22	.38	.24	.49 *	.44 *	-.51 *	-.57 *	.24	-.14

* P < 0.05

F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development (Δ10 ms), RFD9: maximal rate of force development (Δ90 ms), T1: force-development time, T2: chair-rise time, w: body weight.

第 4 節 考察

本研究は、著者の知る限り、椅子立ち上がり動作時の地面反力変数と動的な下肢筋力、筋パワーとの関連性を検討した初めての報告である。その結果、椅子立ち上がり動作時の多くの地面反力変数（特に RFD9/w）は膝、足関節周囲の等速性筋力、筋パワーとの間に有意な関連性を認めた。しかしながら、従来法である 5 回椅子立ち上がり時間においては、有意な関連性を認めた項目はなかった。すなわち、椅子立ち上がり動作時の地面反力変数は、5 回椅子立ち上がり時間よりも、膝、足関節周囲の筋力、筋パワーをより強く反映できることが示唆された。

これまで、高齢者を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力変数と下肢筋力との関連性の検討は、Yamada and Demura (2010) による、等尺性膝伸展筋力との関連性の報告に限られていた ($|r| = 0.29-0.64$)。本研究では、RFD9/w が、男女いずれにおいても膝伸展、屈曲筋パワーとの間に有意な関連性を認めた。さらに女性においては、足底屈、背屈筋パワーとの間にも、RFD9/w は有意な関連性を示した。以前より、等速性筋力測定器などにより評価した等尺性膝伸展時の RFD を、「素早い筋力発揮のための能力」として分析項目に含んだ報告は多くなされており (Lamoureux et al., 2001; Pääsuke et al., 2003) , それは筋パワーを発揮するために重要な能力とされてきた。さらに、物理学的には必ずしも正確とは言えないが、椅子立ち上がり動作時の地面反力変数をはじめて用いた Fleming et al. (1991) は、RFD は筋パワーに相当すると述べているなど、本研究において筋パワーとの間により強い関連が示されたことは妥当な結果であったと考えられる。また、椅子立ち上がり動作時の地面反力と臀部離床のタイミングとの関連性を検討した McGibbon et al. (2004) の報告に基づくと、RFD9/w が得られる時点はおよそ臀部離床の前後であることが予想される。これはすなわち、足背屈筋力が重要な役割を果たす Phase I から、膝伸展筋力が重要な役割を果たす Phase II への移行期である (Schenkman et al., 1990)。重心を臀部から足部へ移し、座位姿勢から

課題 2

立位姿勢へと体重を持ち上げるために、膝・足関節周囲で十分な力を発揮させられる者は、優れた RFD9/w を記録できたと考えられる。

一方、5 回椅子立ち上がり時間はいずれの筋力、筋パワーとの間にも有意な関連がみられず ($\text{partial-}r = -0.00 \sim -0.28$)、10 回椅子立ち上がり時間と等速性膝伸展筋力との関連をみとめなかった先行研究 (Netz et al., 2004) を支持する結果となった。Lord et al. (2002) により、5 回椅子立ち上がり時間は、バランス能力、反応性、疼痛および心理的要因などの、あらゆる要因の影響を受けることが報告されており、本研究においても同様のことが考えられる。地面反力変数にも筋力、筋パワー以外の要因が含まれることが大いに考えられるが、地面反力計を通して力単位により評価することで、それらが入り込む余地を狭めたと考えられる。本研究における RFD9/w と膝屈伸筋パワー指標との間に見られた中程度の関連性は、先行研究 (Lord et al., 2002) における、椅子立ち上がり動作遂行能力とバランス能力、心理的要因などとの関連性の強さ ($\text{partial-}r [\text{controlling for age}] = 0.01 \sim 0.28$) を上回っていることも、その可能性を支持する。

また、男性よりも女性において地面反力変数と下肢筋力、筋パワーとの間に強い関連性を示す傾向がみとめられた。考えられる理由の一つとして、椅子の座面高の影響がある。座面高を 100% とし、それに対する下腿長の比率が増加する (椅子が低くなる) ことで、動作の遂行に求められる筋力発揮が増し (Hughes and Schenkman, 1996)、これに伴い動作の成功率が低下するとの報告 (Alexander et al., 2000; Weiner et al., 1993) がなされている。さらに、下腿長と座面高の比率の違いが地面反力変数に影響を及ぼすとの報告もある (Demura and Yamada, 2007)。本研究では下腿長を調査してはいないが、身長は男性で有意に高く、それゆえ本研究で使用した単一の座面高 (40 cm) が女性よりも相対的に低くなったことで、地面反力変数に影響した可能性が考えられる。しかしながらこれは推測の範囲であり、座面高を変えた再検討により明らかとなる。その中でも、RFD9/w と膝伸展、屈曲筋パワーとの間に有意な偏相関 (それぞれ $\text{partial-}r = 0.51, 0.54$) をみとめたことは、RFD9/w が下肢筋パワーの評価に有用であることを

後押しする。

本研究にはいくつかの限界がある。第一に、大学でおこなわれた運動教室への参加者を対象としたため、比較的健康度の高い高齢者が対象となっている可能性が高い。より虚弱化が進行した高齢者を対象に含めた場合は、データの分散が広がり、より明確な関連性が示されるかもしれない。第二に、対象者の体格や、立ち上がり動作順序の違いについては考慮に入れていない。要介護化予防の現場においては、体格によって椅子の高さを変化させたり、動作順序を厳格に制限したりすることは困難であるため、ある程度自由度を持たせた本研究の測定条件の方が、実用性が高いと考えられる。第三に、偏相関係数間の有意差を検出するためには、対象者数が不十分であった。地面反力変数における偏相関係数と、5回椅子立ち上がり時間における偏相関係数との間に、統計学的な有意差を検出した訳ではないため、椅子立ち上がり動作時の地面反力が5回椅子立ち上がり時間より優れた評価法であるとの明確な結論を出すには至らない。最後に、椅子立ち上がり動作の遂行に影響を与える股関節周囲の筋力、筋パワーについては、参加者への負担の軽減や機器使用上の都合により測定をおこなえなかったため、関連性を検討することができなかった。

第5節 要約

椅子立ち上がり動作時の地面反力変数は、5回椅子立ち上がり時間よりも、下肢筋力、筋パワーをより強く反映する可能性が示唆された。特に RFD9/w は、膝伸展、屈曲筋パワーと強く関連することが確認された。

第VI章 課題3-1: 疫学調査による横断研究に基づく, 椅子立ち上がり動作時の地面反力の基準関連妥当性

第1節 緒言

高齢者が健康で自立した生活を少しでも長く続けるためには、加齢による筋力の低下 (Delmonico et al., 2009; Hughes et al., 2001) を最小限に食い止める必要がある。なぜなら、筋力の低下は起居移動動作能力の低下 (Visser et al., 2005), 転倒の発生 (Moreland et al., 2004), 日常生活動作の自立度の低下 (Rantanen et al., 2002), 入院 (Cawthon et al., 2009) さらには高い死亡率 (Newman et al., 2006) など、高齢期におけるさまざまな重大なイベント発生の独立した予測因子として知られているからである。中でも、「老いは脚から」と言われるとおり、筋力の低下は下肢において顕著である (Hughes et al., 2001; Hunter et al., 2000)。それゆえ、下肢筋力の評価の試みは以前より盛んにおこなわれてきた (Frontera et al., 1993; Jones et al., 1999; Lanza et al., 2003; 山崎 et al., 2007; 中谷ら, 2002)。

近年、「椅子立ち上がり動作時の地面反力」による新たな下肢筋力、筋パワー評価の試みがなされている (Lindemann et al., 2003; 中谷と上, 2004; Yamada and Demura, 2010)。これは、椅子に座った状態から最大努力による立ち上がり動作をおこなわせた際に得られる地面反力変数に基づき評価をおこなう方法である。具体的には、ある一時点での地面反力値変数 (例: 反力最大値), 地面反力の変化率変数 (例: Rate of force development: RFD), 時間変数 (例: 動作開始から終了までの所要時間) などが用いられる。この測定法の利点として、椅子から立ち上がれさえすれば評価が可能であること (中谷と上, 2004), 関節の動きを伴う日常生活動作遂行中の筋力発揮を評価できること (Lindemann et al., 2003), 測定機器の運搬が比較的容易であることに加え、地面反力計を用いて力単位 (kgf) により短時間で測定できることなどが挙げられる。

地面反力変数は、既に等尺性膝伸展筋力との基準関連妥当性が確認される（中谷と上, 2004; Yamada and Demura, 2010）など、筋力評価法としての検討が進められている。同時に、下肢筋力と関連するとされる身体機能（Lauretani et al., 2003; Visser et al., 2002）、転倒経験（Perry et al., 2007; Skelton et al., 2002）、起居移動動作能力（Visser et al., 2005）など、高齢者の Quality of Life に大きな影響を及ぼす諸要因と地面反力変数との関連についての検討も散見される。例えば、パフォーマンステストにより評価した身体機能との関連（山田ら, 2008）、転倒経験者における低値（Fleming et al., 1991）、生活機能との関連（Yamada and Demura, 2009）が報告されるなど、地面反力変数の有用性が検討されてきた。しかしながら、いずれも少数の対象者を基に得られた知見であり、複数ある地面反力変数のうち具体的にどのような変数がそれらとより強い関連を示すのか、詳細は明らかとなっていない。

そこで本研究では、地域在住高齢者を対象とした疫学調査の横断データを基に、椅子立ち上がり動作時の地面反力変数と、身体機能、転倒経験、転倒不安、および起居移動動作能力との関連性を総合的に検討し、評価の有用性が高い地面反力変数を明らかにすることを目的とした。併せて、地面反力変数の検者内信頼性（再現性）の確認をおこなうこととした。

第 2 節 方法

1. 対象者

2009 年 2 月に茨城県笠間市の住民基本台帳から系統的抽出法により抽出した 65～85 歳の地域在住高齢者 1200 名のうち、2009 年 8 月に実施した調査に参加した 213 名、および 2010 年 5 月に同市の住民基本台帳（2009 年とは異なる地区）から系統的抽出法により抽出した 65～85 歳の地域在住高齢者 900 名のうち、2010 年の同時期に実施した調

課題 3 - 1

査に参加した 183 名の, 計 396 名を対象とした。体力測定に参加しなかった (その他の調査のみ参加した) 19 名, 所用による早退のため地面反力測定に参加しなかった 6 名, 日常生活で杖を使用しており, 椅子から立ち上がる際に補助具を必要とした 8 名は分析対象から除外し, 363 名を最終的な分析対象とした。このうち 14 名が, 平均 26.6 日後に開催した測定会 (運動教室の事前測定会) に参加し, 再度地面反力測定をおこなった。これを再現性の検討をおこなう分析対象とした。研究遂行に先立って, 全対象者に研究の目的および測定に関する説明を十分におこない, 書面によるインフォームドコンセントを得た。なお本研究は筑波大学研究倫理委員会の承認を得て実施した。

Table VI-1. Descriptive data of subjects

		All (n = 363)		Men (n = 160)		Women (n = 203)	
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
< Characteristics >							
Age	(year)	73.4 ± 5.3		74.1 ± 5.6		72.9 ± 4.9	*
Height	(cm)	155.0 ± 8.8		162.4 ± 6.5		149.3 ± 5.5	*
Body weight	(kg)	55.4 ± 9.3		60.5 ± 8.7		51.4 ± 7.8	*
body mass index	(kg/m ²)	23.0 ± 3.2		22.9 ± 2.8		23.1 ± 3.4	
Systolic blood pressure	(mmHg)	140 ± 20		139 ± 19		141 ± 21	
Diastolic blood pressure	(mmHg)	76 ± 11		76 ± 11		76 ± 10	
Medication use	(piece)	2.3 ± 2.5		2.1 ± 2.1		2.4 ± 2.8	
Lower limb pain ^a , yes	% (n)	21.8% (79)		11.3% (18)		30.0% (61)	*
Lower back pain ^a , yes	% (n)	14.0% (51)		13.1% (21)		14.8% (30)	
History of CVD ^a , yes	% (n)	4.4% (16)		5.6% (9)		3.4% (7)	
Smoking habit ^a , yes	% (n)	9.6% (35)		18.1% (29)		3.0% (6)	*
Education	(year)	11.1 ± 2.6		11.4 ± 2.8		10.9 ± 2.5	
Physical activity	(score)	123.0 ± 60.3		126.8 ± 69.4		120.0 ± 52.1	
Five cognitive function test	(score)	61.5 ± 18.5		60.1 ± 18.5		62.6 ± 18.5	
< Ground reaction force parameters >							
F/w	(kgf · kg ⁻¹)	1.38 ± 0.13		1.46 ± 0.12		1.32 ± 0.09	*
RFD1/w	(kgf/s · kg ⁻¹)	14.57 ± 3.73		15.80 ± 3.97		13.60 ± 3.23	*
RFD9/w	(kgf/s · kg ⁻¹)	10.11 ± 2.02		10.85 ± 2.14		9.52 ± 1.72	*
T1	(ms)	312 ± 104		301 ± 86		320 ± 115	
T2	(ms)	867 ± 175		845 ± 155		884 ± 188	*
< Physical performance tests >							
5-time sit-to-stand	(s)	7.88 ± 2.19		8.00 ± 2.30		7.79 ± 2.10	
Grip strength	(kg)	28.0 ± 8.1		34.7 ± 6.9		22.7 ± 4.0	*
5-m habitual walk	(s)	3.69 ± 0.66		3.65 ± 0.66		3.72 ± 0.66	
Timed "up and go"	(s)	5.92 ± 1.14		5.72 ± 1.05		6.08 ± 1.18	*
Standing time from a long sitting position	(s)	2.80 ± 1.24		2.43 ± 0.89		3.09 ± 1.39	*
Sit and reach	(cm)	34.0 ± 9.1		33.5 ± 10.1		34.4 ± 8.2	
Functional reach	(cm)	26.7 ± 5.4		27.4 ± 5.5		26.1 ± 5.3	*
One-leg balance with eyes open	(s)	34.5 ± 22.4		34.9 ± 22.9		34.2 ± 22.0	
Simple reaction time	(ms)	499 ± 128		482 ± 123		512 ± 131	*
4-way choice reaction time	(ms)	1059 ± 162		1047 ± 123		1068 ± 187	
Hand working with peg board	(s)	38.2 ± 6.2		38.6 ± 5.1		38.0 ± 7.0	
< Fall-related items >							
History of any falls ^a , yes	% (n)	17.1% (62)		11.9% (19)		21.2% (43)	*
Fear of falling ^a , yes	% (n)	36.0% (130)		23.8% (38)		45.8% (92)	*
< Self-rated mobility limitations >							
Climbing 10 steps ^a , difficult	% (n)	17.9% (65)		11.3% (18)		23.2% (47)	*
Rising from chair ^a , difficult	% (n)	10.2% (37)		6.3% (10)		13.4% (27)	*
Walking for 15 minutes ^a , difficult	% (n)	11.0% (40)		8.1% (13)		13.3% (27)	
Mobility limitation ^a , incident (Having one or more difficulties)	% (n)	24.3% (88)		16.9% (27)		30.2% (61)	*

* $P < 0.05$ (presence of gender difference)

n = 356-363, because a few subjects were unable to or didn't perform, or had missing values.

a: χ^2 test

SD: standard deviation, CVD: cerebrovascular disease, F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight.

2. 測定項目

(1) 椅子立ち上がり動作時の地面反力測定

本検討課題においては、第 III 章第 2 節および Fig. III-3 にて記した、5 変数 (F/w, RFD1/w, RFD9/w, T1, T2) を分析に用いた。

(2) 身体機能テスト (パフォーマンステスト)

日常生活動作に必要な身体機能 (筋力, 歩行能力, 柔軟性, バランス能力, 反応性, 巧緻性) を反映し得る評価項目として 5 回椅子立ち上がり時間, 握力, 5 m 通常歩行時間, Timed “up and go”, 長座位起立時間, 長座位前屈, Functional reach, 開眼片足立ち時間, 全身単純反応時間, 4 方向選択反応時間, 48 本ペグ移動時間の計 11 項目を測定した。各測定方法は以下のとおりである。

1) 5 回椅子立ち上がり時間

両腕を胸の前で交差し, 背中を伸ばした状態で背もたれのついた椅子に浅く腰掛けさせた。合図とともに, 椅子から立ち上がり直立姿勢をとらせ, 再び椅子に腰掛ける動作を最大努力で素早く 5 回繰り返させた。合図をしてから 5 回目の直立姿勢をとるまでの時間を計測した。原則として十分な間隔を空けた 2 試行としたが, 身体的な諸事由等により 1 試行にとどまる場合もあった。2 回測定をおこなった者に対しては, 短い方の記録を採用した。単位は s とし, 0.01 s 単位で記録した。

2) 握力

立位で握力計 (竹井機器工業: T.K.K.5401) を体側に保持し, 呼吸しながら最大努力で握力計を握らせた。0.1 kg 単位で左右 2 回ずつ計測し, 左右の最大値の平均値を記録とした。

3) 5 m 通常歩行時間

5 m の歩行路の両端に 3 m の予備路を設けた全長 11 m の歩行路を快適速度で歩いた際の、中間 5 m に要した時間をストップウォッチにより 0.01 s 単位で 2 回計測し、最短値を記録とした。

4) Timed “up and go”

椅子に腰かけた状態から合図とともに立ち上がり、3 m 前方のコーンを回って再び椅子に腰かけるまでの動作を最大速度でおこなうよう教示した。ストップウォッチにより 0.01 s 単位で 2 回計測し、最短値を記録とした。

5) 長座位起立時間

長座位姿勢をとらせ、合図とともに最大努力で素早く立ち上がるように教示した。立ち上がり方法については、日常生活での立ち上がり方法を再現するよう教示した。ストップウォッチにより 0.01 s 単位で 2 回計測し、最短値を記録とした。

6) 長座位前屈

壁に臀部と背中をつけ、長座位姿勢をとらせた。両手を伸ばし、手のひらを長座位前屈計（竹井機器工業: T.K.K.5112）の上においたまま、膝を曲げないように上体を前屈させた。このときの長座位前屈計の移動距離を 0.1 cm 単位で 2 回計測し、最長値を記録とした。

7) Functional reach

壁に対して横向きに立ち、伸展させた両腕を肩の高さまで前方に上げ、その時点での第 3 指の先端を 0 cm とした。最大努力で上体を前傾し、両腕の指先が前方に移動した距離を 1 cm 単位で 2 回計測し、最長値を記録とした。計測時、かかとを浮かさないよう教示した。

8) 開眼片足立ち時間

両手を腰に当て、片方の足（左右は問わない）を床面から離れた状態でできるだけ長く立位を保持するよう教示した。足を上げた時点から、バランスが崩れた時点までの時間を計測し、最大値は 60 s とした。バランスが崩れたとみなす基準として、腰に

課題3-1

当てた手が離れる，上げた足が地面に着地する，支持脚が移動する場合と定義した。

ストップウォッチにより 0.01 s 単位で 2 回計測し，最長値を記録とした。

9) 全身単純反応時間

本測定は，全身反応測定装置（ヤガミ: YB-1100）を使用し，以下の方法にておこなった。マットの上で両膝を腰幅に開き，膝関節を軽く曲げた状態で立ち，光刺激（赤色）に対して，最大努力で素早く，両足で乗直方向に飛び離れるよう教示した。1 ms 単位で 5 回計測し，最短値と最長値を除いた 3 回の平均値を記録とした。

10) 全身選択反応時間

本測定は，4 方位選択反応測定装置（ヤガミ: SW-4）を使用し，以下の方法にておこなった。上下左右の 4 ヶ所の光源が設置された発光器の 1 ヶ所が点灯し，その方向と同じマットに最大努力で素早く片足ずつ移動するよう教示した。1 ms 単位で 12 回（4 方向×3 回）計測し，各方向の最長値を除いた 8 回の平均値を記録とした。

11) 48 本ペグ移動時間

手腕作業検査器（竹井機器工業: T.K.K.1306）を使用した。合図とともに 48 本のペグを手前の盤に最大努力で素早く移すよう教示した。0.01 s 単位で 2 回計測し，最短値を記録とした。

(3) 過去 1 年間の転倒経験，転倒不安の有無

転倒経験の調査は，「この 1 年間に転んだことがありますか」の問いに対し，「はい」もしくは「いいえ」のいずれかで回答を求めた。本研究における転倒の定義は「本人の意思とは関係なく，地面またはより低いところに足底部以外の身体が接触すること」（Gibson, 1990）とした。また，想起期間を 1 年間とする転倒経験調査は，本邦における高齢者を対象とした場合の妥当性が確認されている（芳賀ら, 1996）。

転倒不安の調査は，「転倒に対する不安はありますか」の問いに対し，「ある」もしくは「ない」のいずれかで回答を求めた。

(4) 起居移動動作能力（階段昇段，椅子立ち上がり，15 分間歩行）

起居移動動作能力は，Visser et al. (2005)，清野ら (2009b) を参考とし，階段昇段，椅子立ち上がり，15 分間歩行の 3 動作を調査した。

調査は，「手すりや壁をつたわずに続けて階段を 10 段昇ることができますか」，「椅子に座った状態から何もつかまらずに立ち上がることができますか」，「15 分間（約 400 m）くらい休まずに続けて歩くことができますか」の問いに対し，いずれも「十分にできる」，「少しむずかしい」，「全くできない」の 3 件法で回答を求め，「十分にできる」と回答した場合は「良好」とし，「少しむずかしい」，「全くできない」とした場合は「不良」として，それぞれカテゴリー化した。3 動作のうち 1 動作以上で「不良」となった者を「起居移動動作能力制限あり」とカテゴリー化した。

(5) 基本的属性

対象者の基本的属性として，住民基本台帳に記載されていた性，年齢に加え，身長，体重，body mass index（体重（kg）を身長（m）の 2 乗で除した値），収縮期血圧，拡張期血圧，服薬数，下肢の疼痛の有無，腰痛の有無，脳血管疾患既往の有無，喫煙習慣の有無，教育年数，身体活動量（日本語版 PASE（Hagiwara et al., 2008）），認知機能（ファイブ・コグ検査（矢富, 2003））を調査した。

3. 統計解析

検者内信頼性（再現性）の検討には，級内相関係数（intraclass correlation coefficient: ICC）を算出した。なお，単一測定者による 2 度の測定であることから，一元配置変量モデルの ICC（1, 1）を算出した。分散分析による試行間の差の検定に基づき，有意な試行差がみとめられない場合，得られた ICC は有意であるとした。ICC は 0.70 以上で良好

(Currier, 1990) と判定した。

地面反力変数と各身体機能テストとの関連の検討には、年齢を調整した偏相関分析を男女別におこなった。過去 1 年間の転倒経験の有無、転倒不安の有無、起居移動動作能力制限の有無の間における地面反力変数の比較には、ステューデントの t 検定ならびに、共分散分析をおこなった。性、年齢、服薬数、脳血管疾患既往、喫煙習慣、教育年数、身体活動量、認知機能を調整し、転倒不安の有無による比較のみ、それらに加えて転倒経験を調整した。各比較において、差の大きさの程度を示す効果量 (effect size) として Cohen's d (Cohen, 1988) を算出した。この値は慣例的に、0.2 は小さい、0.5 は中程度、0.8 は大きいとされる (Cohen, 1988)。また、地面反力変数を男女別に 5 分位し、それらを統合した 5 群を設定し、各群における起居移動動作能力制限ありの者の割合について Cochran-Armitage 検定により傾向性の検定をおこなった。各群間の比較には χ^2 検定を用い、多重比較検定は Bonferroni 法により有意水準を調整しておこなった。Cochran-Armitage 検定を除くすべての統計処理には、統計解析ソフト PASW statistics 17.0 を用いた。Cochran-Armitage 検定は統計解析ソフト R 2.10.0 を用いた。統計的有意水準はいずれも危険率 5% とした。

第 3 節 結果

1. 地面反力変数の再現性

Table VI-2 に、再現性の検討対象者 14 名の身体的特徴および地面反力測定第 1 試行における測定値を示した。抽出元である全分析対象者 363 名から再現性の検討対象者 14 名を除いた 349 名との間に有意差がみとめられた項目は無く、母集団を代表する対象者であることが確認された。

Table VI-3 に、地面反力測定を 2 試行おこなった際における各変数の測定値を示し、

それに基づいた ICC ならびに 2 試行間の差を比較した結果を示した。RFD1/w を除く全ての変数において、良好とされる 0.70 以上の ICC (Currier, 1990) が得られ、また 2 試行間に有意差はみとめられず、優れた再現性が確認された。

Table VI-2. Comparison in characteristics and ground reaction force parameters between subjects with and without assessment of reproducibility

		Subjects with assessment of reproducibility (n = 14)		Subjects without assessment of reproducibility (n = 349)		P-value
		Mean	SD	Mean	SD	
< Characteristics >						
Age	(years)	73.4	± 3.3	73.4	± 5.3	ns
Height	(cm)	155.5	± 8.2	155.0	± 8.9	ns
Body weight	(kg)	53.6	± 6.1	55.4	± 9.4	ns
body mass index	(kg/m ²)	22.2	± 2.2	23.1	± 3.2	ns
SBP	(mmHg)	137	± 12	141	± 20	ns
DBP	(mmHg)	73	± 8	76	± 11	ns
Percentage of women (Men/Women) ^a		64.3% (5/9)		55.6% (155/194)		ns
< Ground reaction force parameters >						
F/w	(kgf· kg ⁻¹)	1.35	± 0.09	1.38	± 0.13	ns
RFD1/w	(kgf/s· kg ⁻¹)	14.73	± 2.65	14.57	± 3.76	ns
RFD9/w	(kgf/s· kg ⁻¹)	10.25	± 1.41	10.11	± 2.04	ns
T1	(ms)	325	± 127	311	± 102	ns
T2	(ms)	836	± 170	867	± 175	ns

a: χ^2 test

SBP: systolic blood pressure, DBP: diastolic blood pressure, F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight, SD: standard deviation, ns: not significant.

Table VI-3. Test-retest reliability of ground reaction force parameters

		Test 1		Test 2		ICC	F	P-value
		Mean	SD	Mean	SD			
F/w	(kgf· kg ⁻¹)	1.35	± 0.09	1.36	± 0.10	0.913	0.52	0.48
RFD1/w	(kgf/s· kg ⁻¹)	14.73	± 2.65	15.98	± 2.60	0.505	3.62	0.08
RFD9/w	(kgf/s· kg ⁻¹)	10.25	± 1.41	10.19	± 1.13	0.872	0.13	0.72
T1	(ms)	325	± 127	324	± 122	0.842	< 0.01	0.97
T2	(ms)	836	± 170	840	± 147	0.819	0.02	0.90

n = 14

The two test sessions were separated 26.6 ± 2.3 days.

SD: standard deviation, ICC: intraclass correlation coefficients, F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight.

2. 身体機能テスト, 転倒経験, 転倒不安, 起居移動動作能力との関連

(1) 対象者の特徴

Table VI-1 に, 横断的関連の検討に用いる対象者 363 名の基本的属性, 地面反力変数, 身体機能テスト, 転倒経験, 転倒不安, 起居移動動作能力制限の結果を示した。女性より男性において年齢が有意に高かったが, その差は 1.2 歳と小さかった。T1 を除く全ての地面反力変数において有意な性差がみとめられ, 男性が女性よりも大きい (T2 は短い) 値を示した。全体の 17.1% (62 名) が過去 1 年間に転倒を経験し, 36.0% (130 名) が転倒不安を有していた。転倒経験と転倒不安のいずれにおいても, 女性が男性より「あり」とした者の割合が有意に高かった。起居移動動作能力制限ありの者は 24.3% (88 名) であり, 制限を有した者の割合は女性が男性より有意に高かった。

(2) 身体機能テストとの関連

Table VI-4 に, 各地面反力変数と, 身体機能テストとの間における偏相関係数を示した。

男女いずれにおいても, 多くの項目間に有意な偏相関がみとめられた。中でも 5 回椅子立ち上がり時間, Timed “up and go”, 長座位起立時間, 4 方向選択反応時間との間に相対的に強い関連を示した。女性は男性よりも $|r| = 0.40$ を上回る偏相関係数が多く得られた。

Table VI-4. Partial correlation coefficients between ground reaction force parameters and physical performance test adjusted for age

			F/w (kgf·kg ⁻¹)	RFD1/w (kgf/s·kg ⁻¹)	RFD9/w (kgf/s·kg ⁻¹)	T1 (ms)	T2 (ms)
			partial-r	partial-r	partial-r	partial-r	partial-r
			n				
< Men >							
5-time sit-to-stand	(s)	160	-.44 *	-.41 *	-.45 *	.31 *	.38 *
Grip strength	(kg)	159	.14	.07	.13	-.12	-.08
5-m habitual walk	(s)	160	-.28 *	-.23 *	-.26 *	.11	.26 *
Timed "up and go"	(s)	160	-.34 *	-.40 *	-.41 *	.20 *	.39 *
Standing time from a long sitting position	(s)	159	-.40 *	-.41 *	-.45 *	.27 *	.36 *
Sit and reach	(cm)	158	.23 *	.21 *	.21 *	-.15	-.18 *
Functional reach	(cm)	160	.21 *	.19 *	.23 *	-.16 *	-.20 *
One-leg balance with eyes open	(s)	160	.21 *	.30 *	.31 *	-.19 *	-.25 *
Simple reaction time	(ms)	160	-.21 *	-.23 *	-.24 *	.22 *	.28 *
4-way choice reaction time	(ms)	159	-.34 *	-.38 *	-.37 *	.28 *	.36 *
Hand working with peg board	(s)	160	-.31 *	-.32 *	-.37 *	.22 *	.33 *
< Women >							
5-time sit-to-stand	(s)	203	-.42 *	-.39 *	-.46 *	.43 *	.50 *
Grip strength	(kg)	202	.28 *	.23 *	.27 *	-.21 *	-.25 *
5-m habitual walk	(s)	203	-.24 *	-.21 *	-.27 *	.31 *	.31 *
Timed "up and go"	(s)	203	-.40 *	-.42 *	-.52 *	.51 *	.55 *
Standing time from a long sitting position	(s)	202	-.40 *	-.42 *	-.46 *	.43 *	.58 *
Sit and reach	(cm)	203	.15 *	.15 *	.21 *	-.12	-.14 *
Functional reach	(cm)	203	.15 *	.17 *	.21 *	-.19 *	-.21 *
One-leg balance with eyes open	(s)	202	.15 *	.32 *	.27 *	-.17 *	-.21 *
Simple reaction time	(ms)	200	-.25 *	-.33 *	-.37 *	.41 *	.46 *
4-way choice reaction time	(ms)	203	-.33 *	-.42 *	-.50 *	.62 *	.54 *
Hand working with peg board	(s)	203	-.27 *	-.33 *	-.41 *	.52 *	.46 *

* $P < 0.05$ ■ partial- $|r| \geq 0.4$ ▒ $0.4 > \text{partial-}|r| \geq 0.3$ □ $0.3 > \text{partial-}|r| (P < 0.05)$

F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight.

(3) 転倒経験, 転倒不安, 起居移動動作能力制限の有無による比較

Table VI-5 に, 過去 1 年間の転倒経験, 転倒不安, 起居移動動作能力制限の有無別の各地面反力変数の結果を示した。

転倒経験の有無による比較では, あらゆる項目で調整した後も, F/w, RFD9/w, T1 で有意性が示された。転倒不安の有無による比較では, 調整後も F/w, RFD9/w および T2 で有意性が示された。起居移動動作能力制限の有無による比較では, 調整後も F/w を除く全ての比較において有意性が示された。RFD9/w, F/w および T2 を男女別に 5 分位して統合させた各群における, 起居移動動作能力制限ありの者の割合を Fig. VI-1 に示した。これらはいずれも有意な傾向性が確認され, 中でも RFD9/w および F/w は, 下位群になるにつれて制限を有する者の割合が階段状に上昇を示した。

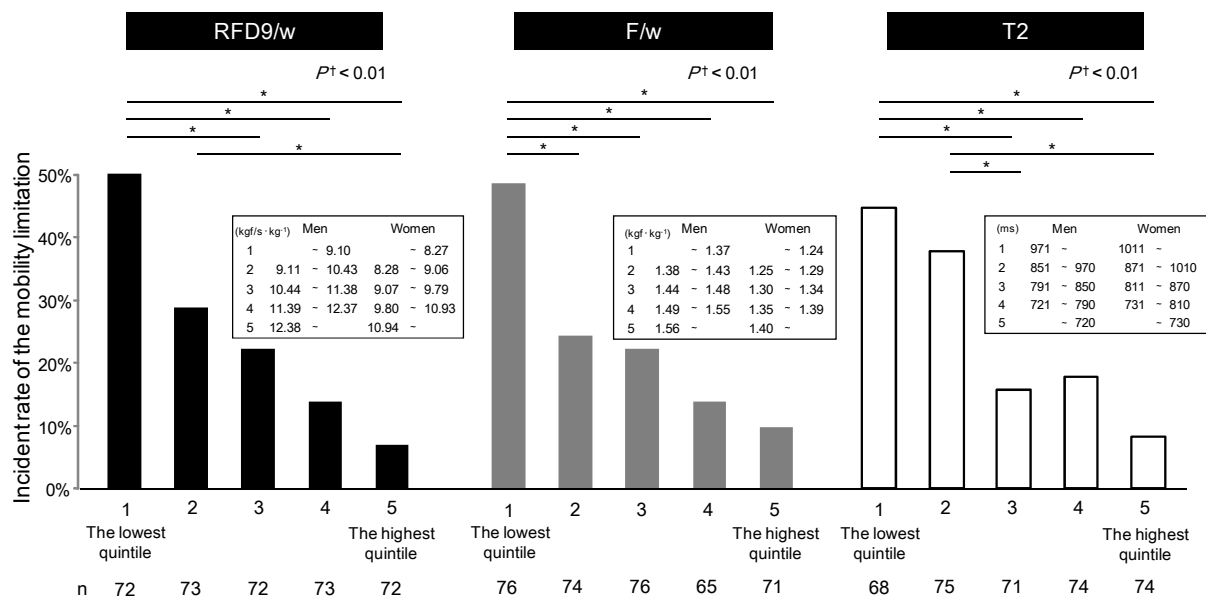
Table VI-5. Comparison of ground reaction force parameters between no falls and any falls, with and without fear of falling, with and without mobility limitation

	No		Yes		P-value	Effect size (Cohen's <i>d</i>)	Adjusted P-value ^a	Adjusted P-value ^b
	Mean	SD	Mean	SD				
< History of any falls >	(n = 301)		(n = 62)					
F/w (kgf·kg ⁻¹)	1.39 ± 0.12		1.33 ± 0.12		< 0.01	0.48	ns	0.04
RFD1/w (kgf/s·kg ⁻¹)	14.81 ± 3.68		13.40 ± 3.77		< 0.01	0.38	ns	ns
RFD9/w (kgf/s·kg ⁻¹)	10.27 ± 2.01		9.34 ± 1.92		< 0.01	0.46	0.04	0.03
T1 (ms)	306 ± 104		339 ± 100		0.03	0.32	ns	0.04
T2 (ms)	856 ± 170		918 ± 190		0.01	0.36	ns	ns
< Fear of falling >	(n = 231)		(n = 130)					
F/w (kgf·kg ⁻¹)	1.41 ± 0.13		1.33 ± 0.11		< 0.01	0.62	< 0.01	0.01
RFD1/w (kgf/s·kg ⁻¹)	15.16 ± 3.86		13.51 ± 3.24		< 0.01	0.45	ns	ns
RFD9/w (kgf/s·kg ⁻¹)	10.52 ± 2.09		9.39 ± 1.68		< 0.01	0.57	< 0.01	< 0.01
T1 (ms)	301 ± 103		332 ± 104		< 0.01	0.30	ns	ns
T2 (ms)	840 ± 161		914 ± 188		< 0.01	0.44	0.01	0.03
< Mobility limitation >	(n = 274)		(n = 88)					
F/w (kgf·kg ⁻¹)	1.40 ± 0.12		1.31 ± 0.10		< 0.01	0.76	< 0.01	ns
RFD1/w (kgf/s·kg ⁻¹)	15.26 ± 3.68		12.46 ± 3.03		< 0.01	0.79	< 0.01	< 0.01
RFD9/w (kgf/s·kg ⁻¹)	10.54 ± 1.93		8.80 ± 1.70		< 0.01	0.92	< 0.01	< 0.01
T1 (ms)	296 ± 86		359 ± 134		< 0.01	0.62	< 0.01	0.046
T2 (ms)	830 ± 144		978 ± 211		< 0.01	0.91	< 0.01	< 0.01

a: ANCOVA models adjusted for age and gender. In addition, models adjusted for a history of any falls only when a comparison between subjects with and without a fear of falling.

b: ANCOVA models adjusted for medication use, education, smoking habit, history of cerebrovascular disease, physical activity and cognitive function, in addition to "a".

F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight, SD: standard deviation, ns: not significant.



* $P < 0.005$

† P value for Cochran-Armitage trend test.

RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), F: peak reaction force, T2: chair-rise time, w: body weight.

Fig. VI-1. Incident rates of the mobility limitation in each quintile

第 4 節 考察

1. 地面反力変数の検者内信頼性（再現性）の検討

本研究で用いた地面反力変数は、RFD1/w を除く全ての変数において、良好と判定される 0.70 以上の ICC (Currier, 1990) が得られ、優れた再現性が確認された (Table VI-3)。

これまで、高齢者を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力変数の再現性は、中谷と上 (2004) , Yamada and Demura (2010) により、 $ICC = 0.81 \sim 0.95$ と報告されている。上述したいずれの報告も、測定機器および地面反力変数の算出点・区間に本研究と相違はあるものの、同程度の良好な ICC が確認されていることから、椅子立ち上がり動作時の地面反力を評価すること自体への信頼性が確認されたと考えられる。なお、本研究における RFD1/w の ICC が他の変数より低い値を示した理由として、解析区間が 10 ms と非常に狭く、安定した値が得られなかった可能性が考えられる。再現性を高める目的により解析区間を 90 ms に広げた RFD9/w 変数を採用したが、その方法が妥当であることの裏付けとなった。

2. 身体機能テストとの関連性の検討

男女いずれも多く身体機能テストとの間に、低から中程度の有意な偏相関係数が得られた。地面反力測定と同様に連続椅子立ち上がり動作を求める 5 回椅子立ち上がり時間以外にも、特に RFD9/w との間において、Timed “up and go”, 長座位起立時間、4 方向選択反応時間の 3 つのテストと相対的に強い相関関係が示された (Table VI-4)。中谷と上 (2004) は、椅子立ち上がり動作時の地面反力における RFD を「力発揮速度」と定義しているほか、これまでに等尺性膝伸展時の RFD は「素早い筋力発揮のための能力」の評価を目的として頻用されている (Aagaard et al., 2002; Lamoureux et al., 2001)。

よって、椅子立ち上がり動作時における地面反力の RFD も、下肢筋パワーと関連の強い変数であると考えられている (Lindemann et al., 2003)。素早い筋収縮が求められる下肢筋パワーは最大筋力と比較して、日常生活動作の円滑な遂行において、さらに重要な役割を果たすことが知られている (Bean et al., 2002, 2003)。それゆえ、本研究における RFD9/w が、素早くダイナミックな下肢の動きが求められる身体機能テストとの間に強い関連を示したことは十分理解できる。Timed “up and go”は、椅子の立ち座り動作や歩行、旋回などのさまざまな日常生活動作を包含し、総合的な身体機能の低下を鋭敏に反映する身体機能テストとして知られている (Kim et al., 2009)。さらに、男女いずれにおいても脚伸展筋パワーとの有意な関連 (Pearson’s $r = -0.59 \sim -0.74$) が報告されている (Samson et al., 2000)。また、長座位からの起立動作時にも、下肢筋力および筋パワーの発揮が求められることは明白である。これと類似した仰臥位からの立ち上がり動作については、加齢や障害の発生により時間が大幅に延長する (Ulbrich et al., 2000) ことが報告され、これには下肢筋力の低下が影響しているものと考えられている。4 方向選択反応時間は、指示された方向への移動動作を正確かつ迅速におこなうことが求められる。これには情報の適切な処理に必要とされる認知機能や、単純課題による反応時間、バランス能力などが関連するとともに、膝伸展筋力や足背屈筋力がそれらと同程度かそれ以上の関連を示すことが報告されている (Lord and Fitzpatrick, 2001; Pijnappels et al., 2010)。

なお、地面反力変数と身体機能テストとの関連は相対的に男性よりも女性において強かった。この傾向は、下肢筋力および筋パワーと、歩行速度、Timed “up and go”などの身体機能テストとの関連は男性より女性の方が強いとの報告 (Bassey et al., 1992; Samson et al., 2000) を支持するものであった。

3. 転倒経験および転倒不安との関連性の検討

これまで、過去の転倒経験と地面反力変数との関連についての検討は、年齢差が非常に大きい転倒群と非転倒群を比較した Fleming et al. (1991) による報告に限定されていた。これに対して、本研究では同年代を対象とし、あらゆる項目を調整してもなお力単位で記録される地面反力変数 (F/w, RFD9/w) が、転倒経験の有無により差異を示した (Table VI-5)。過去の転倒経験の有無により足背屈筋力や、膝伸展筋パワーに差がみられることは以前より報告されている (Perry et al., 2007; Skelton et al., 2002)。また、Bento et al. (2010) は、転倒群と非転倒群を比較し、等尺性膝屈曲最大トルクでは有意差がみられなかったものの、同時に評価される RFD では有意差がみられたことを報告している。この結果から、つまずいた後のリカバリー動作の際、いかに素早く筋力を発揮できるかが重要であることが示唆された (Bento et al., 2010)。一方、地面反力変数の中でも T1 や T2 などの時間変数においては、群間差が相対的に小さかった。椅子立ち上がり動作の時間により評価をおこなう 5 回椅子立ち上がり時間においても、転倒発生との間に有意な関連はみられないとの報告もある (Chan et al., 2007)。よって、椅子立ち上がり動作そのものの素早さと転倒発生との関連は弱いことが推察され、力単位で評価することの重要性が示唆される。

転倒不安の有無により、F/w, RFD9/w, T2 において、あらゆる項目を調整してもなお有意性が示された (Table VI-5)。転倒不安は、過去の転倒経験や将来の転倒発生と非常に強く結び付いていることが知られており (Friedman et al., 2002)、それゆえ活動を著しく制限することが報告されている (Delbaere et al., 2004)。転倒不安の有無により、下肢筋力に有意差が見られたとする報告 (Brouwer et al., 2004) がある一方、関連がなかったとする報告 (Binda et al., 2003) もなされており、その見解は一致していない。しかしながら、転倒不安と下肢筋力とが直接関係すると考えるよりも、Delbaere et al. (2004) が示すような、転倒不安が活動性を低め、それにより筋力や身体機能が低下するとのモデルに合致する可能性が高いことが推察されるが、この点については今後の検討が必要である。

4. 起居移動動作の遂行能力との関連性の検討

Table VI-5 に示すとおり，起居移動動作能力制限の有無の間に RFD9/w, T2 において effect size が 0.9 を上回る，有意かつ大きい差異が示された。さらに，RFD9/w および F/w では，その値が低下するにつれて制限を有する者の割合が高まることを確認した (Fig. VI-1)。低い下肢筋力，筋パワーが，自己評価に基づく起居移動動作の低い自立度と関連，もしくはそれらに影響することが報告されている (Puthoff and Nielsen, 2007; Rantanen et al., 2002; Visser et al., 2005)。また，清野ら (2009b) は，本研究と同様の 3 動作のいずれかにおいて「できない」とした者は，全て「できる」とした者より，あらゆる身体機能テストにおいて低い成績であったことを報告した。また，先述したとおり RFD9/w は下肢筋パワーと関連が強い変数であると考えられ，下肢筋パワーは日常生活動作の円滑な遂行と密接に関わることが報告されている (Bean et al., 2002, 2003)。RFD9/w は，パフォーマンステストにより客観的に評価される身体機能に加えて，高齢者自身の主観に基づく起居移動動作能力との間にも，より強い関連を示すことが確認された。

5. 研究の限界と今後の課題

本研究では，異なる検者による検者間信頼性についての検討はおこなっていない。しかしながら，所定の姿勢から最大努力による立ち上がり動作を求めさえすればよい本測定では，検者間誤差の混入の危険性は大きくないことが予想される。

横断的な関連の検討における限界として，第一に選択バイアスの可能性が考えられる。本研究の対象者は，単一の自治体から選ばれているほか，体力測定に参加した高齢者である点で体力レベルが高かったことが考えられる。第二に，本研究は横断研究

であるため因果関係についての言及はできない。本研究は前向き調査のベースライン測定の結果に基づく報告であることから、今後はこれらの対象者を縦断的に追跡し、地面反力変数が転倒や起居移動動作能力制限の発生の予測に有用であるかについて検討を重ねることが必要である。

第5節 要約

本研究では、新たな下肢筋力、筋パワー評価法として検討が進められている椅子立ち上がり動作時の地面反力変数について、地域在住高齢者を対象とした再現性の確認をおこなうとともに、身体機能、転倒経験、転倒不安および起居移動動作の遂行能力との関連性を検討し、以下の知見を得た。

1. ほぼ全ての地面反力変数において、良好とされる再現性が確認された。
2. 地面反力変数はあらゆる身体機能と関連するが、中でも RFD9/w が、起立・歩行能力、反応性など、下肢のダイナミックな動きが求められる身体機能と強い関連を示すことが確認された。
3. 転倒経験、転倒不安を有する者、起居移動動作の遂行能力が低下している者は、地面反力変数も不良な値を示し、特に RFD9/w はそれら全てと関連を示した。

よって、増加率変数である RFD9/w が、最も評価の有用性が高い変数であることが明らかとなった。

第 VII 章 課題 3-2: 疫学調査による縦断研究に基づく, 椅子立ち上がり動作時の地面反力の予測妥当性

第 1 節 緒言

筋力の低下は起居移動動作能力の低下 (Visser et al., 2005), 転倒の発生 (Moreland et al., 2004), 日常生活動作の自立度の低下 (Rantanen et al., 2002), 入院 (Cawthon et al., 2009), さらに高い死亡率 (Newman et al., 2006) など, 高齢期におけるさまざまな重大なイベント発生の独立した予測因子として知られている。したがって, 高齢者が健康で自立した生活を少しでも長く続けるためには, 加齢による筋力の低下を最小限に食い止める必要がある。中でも, 「老いは脚から」と言われるとおり, 筋力の低下は下肢において顕著である (Hunter et al., 2000; Hughes et al., 2001)。それゆえ, 下肢筋力の評価の試みは以前より盛んにおこなわれてきた。近年, その簡易評価法の一つとして, 椅子立ち上がり動作時の地面反力評価の有用性が検討されている (Lindemann et al., 2003; 中谷と上, 2004; Yamada and Demura, 2010)。これは, 椅子に座った状態から最大努力による立ち上がり動作をおこなわせた際に得られる地面反力変数に基づき評価をおこなう方法である。具体的には, ある一時点での地面反力値変数, 変化率変数, 時間変数などが用いられる。この測定法の利点として, 椅子から立ち上がることができさえすれば評価が可能であること (中谷と上, 2004), 関節の動きを伴う日常生活動作遂行中の筋力発揮を評価できること (Lindemann et al., 2003), 測定機器の運搬が比較的容易であることに加え, 地面反力計を用いて力単位 (kgf) により短時間で測定できることなどが挙げられる。

これら地面反力変数は, 等尺性膝伸展筋力との基準関連妥当性が確認されている (中谷と上, 2004; Yamada and Demura, 2010)。さらに, 高齢期における Quality of Life に大きな影響を与える要因のうち, 転倒経験や日常生活動作の遂行能力など, 下肢筋力と密

接に関連するとされる要因と、地面反力変数との関連についての検討もおこなわれてきた。例えば、転倒経験の有無により有意差がみとめられること (Fleming et al., 1991; Cheng et al., 1998), あるいは手段的日常生活動作の自立度との間に有意な関連があること (Yamada and Demura, 2009) などが報告されている。以上のように、横断的な関連性の検討を中心に、本評価法の妥当性の検証が積み重ねられてきた。

しかしながら、パフォーマンステストを用いて体力を評価する目的には、現時点で有する体力レベルを把握することに加えて、今後起こり得るイベントの発生リスクを評価すること、さらには定期的な測定をとおして体力レベルの変化を把握する役割も期待される。例えば、Fleming et al. (1991) は過去の転倒経験の有無により地面反力変数の比較をおこなったが、転倒予防の観点から現場への適用を考えた場合、将来の転倒発生リスクの評価に有用であるか明らかにするため、縦断的な検討の必要性を唱えている。また、膝伸展筋力においては、向こう 4 年以内における起居移動動作能力低下の危険性を判定するカットオフ値が示されるなど (Manini et al., 2007), 予測妥当性の検討が進んでいる。さらに、転倒を発生した後には転倒後症候群 (Post-fall syndrome) と呼ばれる、下肢筋力をはじめとしたあらゆる身体機能の低下が引き起こされる危険性が知られている (Murphy and Isaacs, 1982)。よって、下肢筋力、筋パワーの評価をねらいとする地面反力変数においても、これらの点について検討をおこなう必要性が見出される。

そこで本検討課題の目的は、地域在住高齢者を対象とし、これまでにほとんど検討がなされていない縦断的観点に基づき、椅子立ち上がり動作時の地面反力を評価することの有用性を明らかにすることとした。上記の目的を遂行するための具体的な検討内容は、以下の 2 点である。

1. ベースライン調査時における地面反力変数と、追跡期間中における転倒発生、および基本的日常生活動作である起居移動動作の遂行能力の低下との関連性を明らかにすることで、地面反力変数の予測妥当性の検証をおこなう。

2. 転倒発生および起居移動動作の遂行能力の低下と、地面反力変数の 1 年間の変化量との関連性を明らかにし、地面反力変数の経時変化を評価することの妥当性を検証する。

第 2 節 方法

1. 対象者

2009 年 2 月に茨城県笠間市の住民基本台帳から系統的抽出法により抽出した 65～85 歳の地域在住高齢者 1200 名に対して、2009 年 8 月上旬に実施するベースライン調査への参加を郵送により呼びかけたところ 213 名が参加した。この参加者に対し、1 年後の 2010 年 8 月上旬に実施する追跡調査への参加を再び呼びかけたところ、83 名が参加した（追跡率 39.0%）。うち、地面反力測定に参加しなかった（その他の調査のみ参加した）6 名、転倒経験の調査に記入がなかった 1 名を除外し、76 名を最終的な分析対象とした（追跡率 35.7%）。なお、分析対象者の記述統計量は Table 1 に示すとおりである。研究遂行に先立って、全対象者に研究の目的および測定に関する説明を十分におこない、書面によるインフォームドコンセントを得た。本研究は筑波大学研究倫理委員会の承認を得て実施した。

2. 測定および調査項目

ベースライン調査および追跡調査時において、以下のすべての測定および調査をおこなった。

(1) 椅子立ち上がり動作時の地面反力測定

本検討課題においては、第III章第2節およびFig. III-3にて記した、5変数（F/w, RFD1/w, RFD9/w, T1, T2）を分析に用いた。

(2) 過去1年間の転倒経験

転倒経験の調査は、「この1年間に転んだことがありますか」の問いに対し、自記式により「はい」もしくは「いいえ」のいずれかで回答を求めた。本研究における転倒の定義は「本人の意思とは関係なく、地面またはより低いところに足底部以外の身体が接触すること」（Gibson, 1990）とした。また、想起期間を1年間とする転倒経験調査は、本邦における高齢者を対象とした場合の妥当性が確認されている（芳賀ら, 1996）。

(3) 起居移動動作能力

起居移動動作能力は、Visser et al. (2005), 清野ら (2009b) を参考とし、階段昇段、椅子立ち上がり、15分間歩行の3動作の遂行に対する主観的な困難感を、質問紙により調査した。

調査は、「手すりや壁をつたわずに続けて階段を10段昇ることができますか」、「椅子に座った状態から何もつかまらずに立ち上がることができますか」、「15分間くらい休まずに続けて歩くことができますか」の問いに対し、いずれも「十分にできる」、「少しむずかしい」、「全くできない」の3件法で回答を求め、「十分にできる」と回答した場合は「良好」とし、「少しむずかしい」、「全くできない」とした場合は「不良」として、それぞれカテゴリー化した。3動作のうち1動作以上で「不良」となった者を「起居移動動作能力制限あり」とカテゴリー化した。

(4) 基本的属性

対象者の基本的属性として、住民基本台帳に記載されていた性、年齢に加え、身長、体重、body mass index（体重（kg）を身長（m）の2乗で除した値）、収縮期血圧、拮

張期血圧，転倒不安の有無，下肢の疼痛の有無を調査した。

3. 分析手順および統計解析

転倒経験の調査に基づき，1年間の追跡期間中に転倒を発生した者を「転倒発生群」とし，発生しなかった者を「非転倒発生群」とした。また，起居移動動作については，ベースライン調査時に制限を有していない者のみを分析対象とし，追跡調査時に新たに制限を有した者を「制限発生群」とし，一方，制限なしを維持した者を「維持群」とした。

連続変数については，平均値 ± 標準偏差で示した。1年間の変化量は，追跡調査時の測定値からベースライン調査時の測定値を減じて算出し，いずれも Δ を付して記すものとした。ベースライン調査と追跡調査の結果の比較には，対応のある t 検定ならびにマクニマー検定を用いた。ベースライン調査時における基本的属性の比較は，ステューデントの t 検定ならびに χ^2 検定によりおこなった。各地面反力変数のベースラインと1年間の変化量の群間比較には，共分散分析を用いた。転倒発生群と非転倒発生群の比較においては，性，年齢，ベースライン調査時における転倒経験および転倒不安を調整した。起居移動動作能力の制限発生群と維持群の比較においては，性，年齢を調整した。各比較における効果量として Cohen's d (Cohen, 1988) を算出した。この値は慣例的に，0.2 は小さい，0.5 は中程度，0.8 は大きいとされる (Cohen, 1988)。全ての統計処理には，統計解析ソフト PASW statistics 17.0 を用いた。統計的有意水準はいずれも危険率 5% に設定した。

第3節 結果

1. ベースライン調査および追跡調査時における各測定項目

本研究の対象者 76 名における，ベースライン調査および追跡調査時の各測定項目の結果を Table VII-1 に示した。基本的属性のうち，年齢，身長において有意な変化が確認された。また，F/w が有意な増加を示した。

2. ベースライン調査時における基本的属性の群間比較

追跡期間中に転倒を発生した者（転倒発生群）は 16 名（21.1%）であった。Table VII-2 に転倒発生群と非転倒発生群のベースライン調査時における基本的属性を比較した結果を示した。転倒発生群は，ベースライン調査時を基準とした過去 1 年間においても転倒を経験した者の割合（50.0%）が有意に高かった。その他の項目では有意差は示されなかった。

ベースライン調査時に起居移動動作能力の制限を有していなかった 61 名のうち，追跡調査時に制限を発生させた者（制限発生群）は 7 名（11.5%）であった。Table VII-3 に起居移動動作能力の維持群と制限発生群のベースライン調査時における基本的属性を比較した結果を示した。いずれの項目においても有意差は示されなかった。

Table VII-1. Descriptive data of subjects

		Baseline		1-year follow-up	
		Mean	SD	Mean	SD
< Characteristics >					
Age	(year)	73.5	± 5.6	74.5	± 5.6 *
Height	(cm)	154.6	± 8.8	154.3	± 8.9 *
Body weight	(kg)	54.7	± 8.8	54.6	± 8.7
body mass index	(kg/m ²)	22.9	± 2.9	22.9	± 2.6
Systolic blood pressure	(mmHg)	133	± 18	135	± 19
Diastolic blood pressure	(mmHg)	75	± 11	73	± 10
Lower limb pain ^a , yes	% (n)	26.3% (20)		25.0% (19)	
Percentage of women (Men/Women)		61.8% (29/47)			
< Ground reaction force parameters >					
F/w	(kgf·kg ⁻¹)	1.35	± 0.12	1.39	± 0.12 *
RFD1/w	(kgf/s·kg ⁻¹)	13.89	± 3.86	14.05	± 3.86
RFD9/w	(kgf/s·kg ⁻¹)	9.80	± 2.03	9.86	± 2.02
T1	(ms)	328	± 102	319	± 102
T2	(ms)	864	± 173	884	± 176
< Fall-related items >					
History of any falls ^a , yes	% (n)	23.7% (18)		21.1% (16)	
Fear of falling ^a , yes	% (n)	49.3% (37)		48.0% (36)	
< Self-rated mobility limitations >					
Climbing 10 steps ^a , difficult	% (n)	18.4% (14)		15.8% (12)	
Rising from chair ^a , difficult	% (n)	6.7% (5)		9.3% (7)	
Walking for 15 minutes ^a , difficult	% (n)	3.9% (3)		9.2% (7)	
Mobility limitation ^a , incident (Having one or more difficulties)	% (n)	18.7% (14)		18.7% (14)	

n = 76

* $P < 0.05$ (significant change from baseline)

a: McNemar's test.

SD: standard deviation, F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight.

Table VII-2. Comparison in characteristic, fall-related items and incidence of mobility limitation at baseline between non-fallers and fallers

		Non-fallers (n = 60)		Fallers (n = 16)	
		Mean	SD	Mean	SD
< Characteristics >					
Age	(year)	73.1	± 5.7	74.9	± 4.9
Height	(cm)	155.2	± 9.1	152.3	± 7.3
Body weight	(kg)	55.5	± 9.1	51.7	± 7.1
body mass index	(kg/m ²)	23.0	± 2.8	22.4	± 3.1
Systolic blood pressure	(mmHg)	132	± 18	136	± 20
Diastolic blood pressure	(mmHg)	75	± 11	75	± 10
Lower limb pain ^a , yes	% (n)	23.3%	(14)	37.5 %	(6)
Percentage of women ^a (Men/Women)		61.7%	(23/37)	62.5%	(6/10)
< Fall-related items & mobility limitation >					
History of any falls ^a , yes	% (n)	16.7%	(10)	50.0%	(8) *
Fear of falling ^a , yes	% (n)	45.0%	(27)	66.7%	(10)
Mobility limitation ^a , incident	% (n)	16.7%	(10)	26.7 %	(4)

* $P < 0.05$ (significantly different between groups)

a: Chi-square test.

SD: standard deviation.

Table VII-3. Comparison in characteristic, fall-related items at baseline between subjects who maintained good mobility and reported incident mobility limitation

		Maintain good mobility (n = 54)		Incident mobility limitation (n = 7)	
		Mean	SD	Mean	SD
< Characteristics >					
Age	(year)	72.6	± 5.4	75.1	± 5.3
Height	(cm)	156.1	± 8.8	154.4	± 6.6
Body weight	(kg)	56.0	± 9.5	51.7	± 4.5
body mass index	(kg/m ²)	22.9	± 2.8	21.8	± 3.0
Systolic blood pressure	(mmHg)	132	± 17	130	± 19
Diastolic blood pressure	(mmHg)	74	± 10	73	± 15
Lower limb pain ^a , yes	% (n)	22.2%	(12)	28.6 %	(2)
Percentage of women ^a (Men/Women)		57.4%	(23/31)	71.4%	(2/5)
< Fall-related items >					
History of any falls ^a , yes	% (n)	14.8%	(8)	42.9%	(3)
Fear of falling ^a , yes	% (n)	39.6%	(21)	71.4%	(5)

Not significantly different between groups.

a: Chi-square test.

SD: standard deviation.

3. 転倒発生群と非転倒発生群における地面反力変数の比較

転倒発生群と非転倒発生群における，地面反力変数のベースラインおよび 1 年間の変化量を比較した結果を Table VII-4 に示した。なお，転倒発生群の 1 名に，共変量であるベースラインにおける転倒不安の調査への記入漏れがあったため，その 1 名を除いた分析をおこなった。ベースラインでは有意差がみとめられた項目はなかった。1 年間の変化量では， $\Delta F/w$ ， $\Delta RFD1/w$ ， $\Delta RFD9/w$ において有意差が確認された。

Table VII-4. Comparison in ground reaction force parameters between non-fallers and fallers

		Non-fallers (n = 60)		Fallers (n = 15)		Adjusted <i>P</i> -value ^a	Effect size
		Mean	SD	Mean	SD		
< Baseline scores >							
F/w	(kgf·kg ⁻¹)	1.35 ± 0.13		1.35 ± 0.08		ns	0.05
RFD1/w	(kgf/s·kg ⁻¹)	13.70 ± 3.87		14.32 ± 3.81		ns	0.16
RFD9/w	(kgf/s·kg ⁻¹)	9.79 ± 2.16		9.73 ± 1.50		ns	0.03
T1	(ms)	330 ± 109		325 ± 73		ns	0.05
T2	(ms)	864 ± 183		872 ± 135		ns	0.05
< Amounts of change^b >							
$\Delta F/w$	(kgf·kg ⁻¹)	0.04 ± 0.06		0.004 ± 0.05		0.01	0.67
$\Delta RFD1/w$	(kgf/s·kg ⁻¹)	0.34 ± 2.22		-1.02 ± 2.01		0.04	0.61
$\Delta RFD9/w$	(kgf/s·kg ⁻¹)	0.17 ± 0.98		-0.47 ± 1.20		0.01	0.62
$\Delta T1$	(ms)	-16 ± 97		5 ± 78		ns	0.22
$\Delta T2$	(ms)	5 ± 122		63 ± 154		ns	0.44

a: ANCOVA models adjusted for age, gender, history of any falls and a fear of falling at baseline.

b: Amount of change = The follow-up score - The baseline score.

SD: standard deviation, ns: not significant, F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight.

4. 起居移動動作能力の制限発生群と維持群における地面反力変数の比較

起居移動動作能力の制限発生群と維持群における、地面反力変数のベースラインと 1 年間の変化量を比較した結果を Table VII-5 に示した。RFD9/w, T1, T2 のベースラインにおいて有意差が確認され、制限発生群は維持群よりも RFD9/w は低値を示し、T1, T2 は遅い値を示した。一方、変化量の比較においては有意差がみとめられた項目はなかった。

Table VII-5. Comparison in ground reaction force parameters between subjects who maintained good mobility and reported incident mobility limitation

		Maintain good mobility (n = 54)		Incident mobility limitation (n = 7)		Adjusted P-value ^a	Effect size
		Mean	SD	Mean	SD		
< Baseline scores >							
F/w	(kgf · kg ⁻¹)	1.38	± 0.12	1.27	± 0.10	ns	0.87
RFD1/w	(kgf/s · kg ⁻¹)	14.97	± 3.78	11.56	± 3.88	ns	0.88
RFD9/w	(kgf/s · kg ⁻¹)	10.42	± 1.87	8.26	± 1.91	0.02	1.14
T1	(ms)	301	± 84	453	± 138	< 0.01	1.63
T2	(ms)	811	± 128	1081	± 233	< 0.01	1.85
< Amounts of change^b >							
ΔF/w	(kgf · kg ⁻¹)	0.03	± 0.06	0.01	± 0.04	ns	0.33
ΔRFD1/w	(kgf/s · kg ⁻¹)	0.08	± 2.56	-0.35	± 1.25	ns	0.17
ΔRFD9/w	(kgf/s · kg ⁻¹)	0.0002	± 1.01	-0.38	± 0.62	ns	0.39
ΔT1	(ms)	-4	± 79	-76	± 91	ns	0.87
ΔT2	(ms)	26	± 123	0	± 161	ns	0.20

a: ANCOVA models adjusted for age and gender.

b: Amount of change = The follow-up score - The baseline score.

SD: standard deviation, ns: not significant, F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development (Δ10 ms), RFD9: maximal rate of force development (Δ90 ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight.

第 4 節 考察

1. 転倒発生群と非転倒発生群における比較

1 年間の追跡期間中にみられた地面反力変数の変化量と転倒発生との間に関連性が見られた。中でも、1 年間に転倒した者は増加率変数 (RFD1/w, RFD9/w) の低下が大きいたことが確認された。本研究の結果では、これらの変数が急激に低下したことにより転倒したのか、あるいは転倒したことにより低下を示したのか、いずれであるのかについて明言することはできない。前者を部分的に支持する知見として、Bento et al (2010) は、過去の転倒経験の有無により、等尺性膝屈曲の最大トルクに差はみられなかったが、同時に評価されるトルク増加率 (rate of torque development) では有意差がみられたことを報告している。この結果から、つまずいた後のリカバリー動作の際、いかに大きな筋力を発揮できるかよりも、いかに素早く筋力を発揮できるかが重要である可能性が示唆された (Bento et al., 2010)。本研究における RFD1/w や RFD9/w も素早い筋力発揮の評価を目的としており、これらが低下したことにより転倒が引き起こされたと推察することができる。一方、後者に関しては、転倒後症候群 (Post-fall syndrome) による影響を受けた可能性が考えられる。転倒後症候群とは、転倒の経験により再度転倒することへの恐怖感・不安感を抱くことで活動性が低下し、ひいては筋力を含む身体機能、心理機能が低下するものである (Murphy and Isaacs, 1982)。Vellas et al. (1997) は、2 年間の追跡期間中に転倒を発生し恐怖感を有した者は、顕著にバランス機能や歩行能力が低下したことを報告した。以上の 2 つの可能性は、どちらか一方だけが真実なのではなく、それらが併存しているものと考えられる。また、転倒時の状況やその後の傷害の程度などによって、それぞれの影響度に個人差があることも予想される。転倒は、身体的虚弱化を含む多種多様な要因の総和として引き起こされるとともに、その後のさらなる虚弱化を引き起こす大きな要因となる (鈴木, 2003)。

このようなフィードバックループの一部を、地面反力変数が反映した可能性が考えられる。

ベースラインにおいては、いずれの地面反力変数も転倒発生群と非転倒発生群との間に有意差は示されず、転倒発生の予測への有用性を見出すことはできなかった。本研究では、単数回以上の転倒発生の有無により群分けをおこなった。しかしながら、下肢筋力の低下は、単数回よりも複数回の転倒発生に対して顕著に影響することが報告されている (Moreland et al., 2004)。転倒を繰り返し発生することは、生理的な老化に加え複数の疾患が蓄積していることなども考えられ (鈴木, 2003)、身体的虚弱がさらに進行した状態である場合が多い。一方、単数回のみでの転倒発生は不注意や環境要因による影響が小さくないことが予想される。よって、今後は複数回転倒の発生をアウトカムに据えた再検討が必要である。

2. 起居移動動作能力の制限発生群と維持群の比較

起居移動動作能力の制限を 1 年の間に新たに発生させた者は、制限を有さない状態を維持した者と比較して、ベースラインにおける RFD9/w の低値、および T1, T2 の延長が確認された。すなわち、これらの地面反力変数は、起居移動動作能力の低下の予測に有用である可能性が示唆された。これは、下肢筋力が将来的な mobility limitation 発生の予測に有用であるとの報告 (Manini et al., 2007; Visser et al., 2005) を支持する結果であった。まず、増加率変数である RFD9/w において有意性が示された。中谷と上 (2004) は、椅子立ち上がり動作時における地面反力の増加率変数を「力発揮速度」と定義しているほか、以前より等尺性膝伸展時の RFD は「素早い筋力発揮のための能力」の評価を目的として頻用されてきた (Aagaard et al., 2002; Lamoureux et al., 2001)。すなわち、本研究における RFD9/w を含め、これらは下肢筋パワーと強く関連する変数であると考えられる。素早い筋収縮が求められる下肢筋パワーは最大筋力と比較し

て、日常生活動作の円滑な遂行において、さらに重要な役割を果たすことが知られている (Bean et al., 2002, 2003)。よって、ベースラインにおいて RFD9/w が低い値を示した者は、基本的日常生活動作である起居移動動作の遂行に対して、困難感を抱きやすい状況であったことが考えられる。また、時間変数である T1 および T2 のベースラインにおいても有意差がみとめられた。あらかじめ体幹を大きく前傾させた立ち上がり動作をおこなうことで、動作時間が延長することが知られている (Hughes et al., 1994)。このような椅子立ち上がり動作は、動作時における膝関節周囲の素早いトルク発揮を抑制し、安定性を重視した動作であるとされている (Hughes et al., 1994)。下肢筋力やバランス能力が低下した者ほどこの動作に依存する可能性が高く、椅子立ち上がり動作をはじめとした起居移動動作の遂行能力の低下が引き起こされやすい状況にあったと考えられる。

一方、1 年間の変化量は、制限発生群において RFD1/w および RFD9/w が低下する傾向はみられたものの、いずれも有意差には至らなかった。起居移動動作能力の調査は、高齢者の主観に基づいておこなわれ、また、可逆性があるなどの点で転倒の調査とは異なる。よって、ある一時点において身心に小さからぬ衝撃を及ぼす転倒発生とは異なり、起居移動動作能力の制限の発生は、客観的な測定値である 1 年間の変化量との関連が弱いものと推察される。

3. 研究の限界と今後の課題

本研究は、1 年間の間隔をあけた 2 度の調査のいずれにも参加した高齢者を対象としたため、対象者が非常に少数に限られ、かつ体力レベルが高い高齢者であった可能性が大いに考えられる。それゆえ、必ずしも全ての地域在住高齢者に適用させ得る知見とは言えない点に留意すべきである。また、男女別に検討がおこなえなかったことに加えて、追跡期間も 1 年間と決して十分ではない。しかしながら、高齢者を対象とし

た椅子立ち上がり動作時の地面反力評価の有用性について、縦断的な観点から、今後の発展につながるパイロット的な検討をおこない、転倒や起居移動動作能力との関連性を見出した本研究の意義は大きいと言える。今後は、より多くの高齢者を対象とし、かつ追跡期間を延長することで、先述した複数回転倒や、さらに重篤なイベントである要介護状態への移行をアウトカムに含めた、さらに厳密な検討が必要である。加えて、それらのリスクを評価する基準値を作成することができれば、介護予防の現場においても有用性の高い測定法となることが期待できる。

第 5 節 要約

本研究では、1年間の縦断調査をおこない、追跡期間中における転倒発生および起居移動動作能力の低下と、地面反力変数のベースラインと1年間の変化量との関連性を検討した。その結果、地面反力変数は転倒が発生した場合に低下を示し、さらに、起居移動動作能力の低下の予測に有用である可能性が示唆された。中でも、素早い筋力発揮能力の評価を目的とした RFD9/w は、それらのいずれとも関連を示し、最も評価の有用性が高い変数であると考えられる。

第 VIII 章 課題 4: 膝痛を有する中年・高齢女性における、 椅子立ち上がり動作時の地面反力評価の妥当性

第 1 節 緒言

日本では高齢化が急速に進み、運動器の加齢性疾患が急増している。中でも、膝関節の変形性変化や、これが一因となり生じる膝痛の発生率が高い。日本の中年・高齢女性の約 30~40%は膝痛を有しており、それらの割合はいずれも同年代の男性のおよそ 2 倍であることが報告されている (Muraki et al., 2009)。変形性膝関節症の発症、および症状を進行させる主たる要因の一つとして、膝関節周囲の筋力の低下がある (Fransen and McConnell, 2008)。特に、大腿四頭筋の筋力が低下することにより関節面の安定性が低下し、痛みを発生させる原因となる。さらにこの痛みが、最大随意筋力の低下や関節可動域の制限を引き起こすことで筋活動量を減少させ、症状をより深刻化させる悪循環を招きかねない。このような背景から、変形性膝関節症に伴う膝痛の予防および症状の維持・緩和の手立てとして、膝伸展筋力をはじめとした下肢筋力の向上に努めることが推奨されている (Fransen and McConnell, 2008)。その際、適切にそれらの機能を評価する必要がある。膝伸展筋力、筋パワー測定などの直接的な評価法や、日常生活との関わりがより強い起居移動動作の遂行時間を測定するパフォーマンステストなどが用いられている (Dobson et al., 2012)。

近年、下肢筋力、筋パワーの新たな評価法として、椅子立ち上がり動作時の地面反力を用いた方法が提案されている (Lindemann et al., 2003; 中谷と上, 2004; Yamada and Demura, 2010)。これは、フォースプレート上で最大努力による椅子立ち上がり動作をおこなった際に得られる地面反力の波形から変数を算出し、それを基に評価をおこなう方法である。すなわち、起居移動動作の遂行を求めるパフォーマンステストでありながらも、フォースプレートで直接的な荷重力測定をおこなう、従来法の利点を併

課題 4

せ持った方法と言える。健常な中年・高齢者が大半を占める集団においては、膝関節周囲の筋力、筋パワーとの基準関連妥当性（第 V 章，検討課題 2），身体諸機能の評価を目的とした身体パフォーマンステストとの基準関連妥当性（第 VI 章，検討課題 3-1），起居移動動作能力の将来的な低下に対する予測妥当性（第 VII 章，検討課題 3-2）が確認され，これらの集団に対する評価の有用性は既に明らかになっている。

それでは，膝痛を有する者に対しても，本評価法を適用できるのだろうか。椅子立ち上がり動作の遂行には膝伸展筋力や筋パワーの発揮が重要な役割を果たす (Bassey et al., 1992; Schenkman et al., 1996) ことから，膝痛の影響は，利点にも難点にも成りうる事が予想される。利点として考えられることは，膝痛を有することに伴う，下肢筋力や筋パワーを主とした身体機能の低下を如実に反映できる可能性が高い点である。もし膝痛を有する者が本測定に臨んだ場合，膝痛を引き起こす一要因となった下肢筋力の低下が反映されるだけでなく，痛みをかばうために全力を出し切れない（出し切らない）立ち上がり動作をおこなうことで，膝痛を有さない者よりも顕著に不良な値を示すことが考えられる。一方，難点として考えられることは，そのような痛みの影響により安定した測定値が得られない（低い再現性，大きい測定誤差となる）可能性があること，ゆえに，他の測定項目（下肢筋力，筋パワーおよび身体パフォーマンステスト）との基準関連妥当性が低下する危険性があることが挙げられる。そこで本検討課題では，膝痛を有する中年・高齢女性を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力測定，下肢筋力，筋パワーを主とした身体機能評価法としての妥当性を明らかにすることを目的とし，以下の 2 点を検証することとした。

1. 中年・高齢女性を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力について，膝痛の有無による比較をおこない，膝痛を有している者は不良な値を示すかを確認する。
2. 膝痛を有する中年・高齢女性を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力測定の再現性および測定誤差を見積もり，また，膝伸展筋力，筋パワーおよび身体パフォーマンステストとの基準関連妥当性を検証する。

第 2 節 方法

1. 対象者

筑波大学内にて開催された、膝痛緩和をねらいとした運動教室（50 分間、週 3 回、8 週間、全 24 回）の参加者のベースライン測定値を分析に用いた。地域情報誌に募集記事を掲載し、茨城県つくば市およびその近隣の市町村に在住し、過去 1 ヶ月以内に片膝もしくは両膝に痛みを感じる機会があった女性（50～75 歳）を対象とし、電話による受付をおこなった。申し込みがあった 80 名のうち、教室の参加条件（医師から運動を禁止されていない、杖や車椅子などの補助具を必要としない、会場までの交通手段が確保できている、事前説明会・測定会に参加可能である）に適合した者が 47 名であった。うち、定員とした 32 名を抽選により選出し、医師の診察を受けた。その後 2 名がキャンセル、1 名が医師による禁忌（関節リウマチによる膝痛と診断）となったため、29 名が教室前測定に参加した。これを本検討課題における分析対象（膝痛あり群）とした。なお、椅子立ち上がり動作時の地面反力変数の再現性および測定誤差を検証するため、その中から無作為に 16 名を選出し、彼女らは地面反力測定を 2 回おこなうものとした。

また、膝痛の有無による比較をおこなうため、年齢、身長、体重を膝痛あり群とマッチングさせた、膝痛を有さない対象者 29 名を、検討課題 1（第 IV 章）および検討課題 3（第 VI 章）の対象者から無作為に抽出し、膝痛なし群とした。

なお、本研究は筑波大学研究倫理委員会の承認の下でおこなわれ、対象者に対して十分な説明をおこなったうえで、同意書を得た。

2. 測定項目

課題 4

(1) 椅子立ち上がり動作時の地面反力測定および動作時の痛みの程度

本検討課題においては、第 III 章第 2 節および Fig. III-3 にて記した、5 変数 (F/w , $RFD1/w$, $RFD9/w$, $T1$, $T2$) を分析に用いた。椅子立ち上がり動作遂行中における膝関節の痛みの程度を、100-mm visual analogue scale (VAS) を用いて調査した。100 mm の直線の左端を「痛みなし」、右端を「これまでに経験した最も激しい痛み」とし、該当する箇所に印をつけさせた。なお、再現性および測定誤差の検証をおこなう対象者 (16 名) は、5 分間の間隔を開けた後に、同様の測定をおこなった。

(2) 膝伸展筋力, 筋パワー

膝伸展筋力の評価として、等尺性 (0 deg/s) および等速性 (60 deg/s) 最大トルクを、膝伸展筋パワーの評価として、等速性 (60 deg/s) 平均パワーを、それぞれ測定した。これらの測定はいずれも、等速性筋力測定器 Biodex System 3 (Biodex Medical Systems) を用いておこなった。等速性膝伸展測定については、第 V 章第 2 節にて記した方法と同様におこなった。等速性膝伸展の試行に引き続き、5 分間の休憩を入れた後、等尺性膝伸展の試行をおこなった。膝関節角度を 120 deg (完全伸展位: 180 deg) とし、3 秒間の最大努力発揮を求める方法 (Suetta et al., 2007) とした。試行の前に練習として、2 回の最大下努力発揮に引き続き、2 回の最大努力発揮を求めた。その後に本測定として、連続した 3 回の最大努力発揮を求めた。

(3) 身体機能テスト

筋力, 歩行能力, 反応性を反映し得る評価項目として握力, 5 m 通常歩行時間, Timed “up and go”, 長座位起立時間, 全身単純反応時間, 4 方向選択反応時間の計 6 項目を測定した。各項目の詳細な測定方法は、第 VI 章第 2 節にて記したとおりである。

(4) 基本的属性

対象者の基本的属性として、年齢、身長、体重、body mass index を調査した。また、膝痛を有する対象者に対しては、膝関節の痛みの程度の評価を目的とし、The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) (Bellamy et al., 1988) の下位尺度“pain score”および 100-mm VAS を調査した。WOMAC pain score は、過去 2 日間以内の 5 つの行動（平面の歩行、階段の昇り降り、睡眠時、椅子への着席、静止立位）の際の痛みの程度についてそれぞれ 5 件法で調査をおこない、0~20 点（点数が高いほど痛みが強い）で評価される。100-mm VAS は、「この数日間で感じた最も強い痛みの程度」について、100 mm の直線上に印をつけさせた。関節変形の重症度の評価を目的とし、痛みが訴えられた膝関節の正面単純 X 線撮影をおこない、Kellgren and Lawrence grade (Kellgren and Lawrence, 1957) に基づく分類をおこなった。これは、0（正常）~IV（裂隙消失変形）までの 5 段階で評価され、整形外科医により判定をおこなった。

3. 統計解析

膝痛の有無による群間の比較には、ステューデントの t 検定を用い、差の大きさの程度を示す効果量 (effect size) として Cohen's d (Cohen, 1988) を算出した。検者内信頼性（再現性）の検討には、級内相関係数 (intraclass correlation coefficient: ICC) を算出した。なお、単一測定者による 2 度の測定であることから、一元配置変量モデルの ICC (1, 1) を算出した。分散分析による試行間の差の検定に基づき、有意な試行差がみとめられない場合、得られた ICC は有意であるとした。ICC は 0.70 以上で良好 (Currier, 1990) と判定した。測定誤差を推定するため、測定の標準誤差 (standard error of measurement: SEM) (Haley and Fragala-Pinkham, 2006) および最小可検変化量 (minimal detectable change: MDC) (Faber et al., 2006) を次式により算出した。SEM の解釈は、真

課題 4

の値が T の対象者の測定値が $T \pm SEM$ に入る確率が 68.3%であることを意味する。また、MDC の範囲内の変化は測定誤差によるものである（MDC を越える変化は誤差ではない）と解釈される。

$$SEM = SD_d / \sqrt{2}$$

$$MDC = 1.96 \times SD_d$$

（ただし、 SD_d は、2 度の測定の一対の測定値の差の標準偏差を意味する）

椅子立ち上がり動作時の地面反力変数と膝伸展筋力、筋パワーおよび身体機能テストとの関連性の検討には、ピアソンの積率相関係数を算出した。すべての統計処理には、統計解析ソフト PASW statistics 17.0 を用い、統計的有意水準はいずれも危険率 5% に設定した。

第 3 節 結果

1. 対象者の基本的属性および膝痛の有無による比較

膝痛あり群の対象者全員において、WOMAC pain score と 100-mm VAS の両方もしくはいずれかにおいて 1 点もしくは 1 mm 以上の値を記録したことから、測定当日を含めた数日以内に膝痛を有していたことが確認された。膝痛あり群となし群の基本的属性および椅子立ち上がり動作時の地面反力変数を比較した結果を Table VIII-1 に示した。地面反力変数の比較については、T1 を除く全ての変数に有意差がみとめられ、F/w、RFD1/w および RFD9/w においては、大きい効果量 ($d > 0.80$) が確認された。また、椅子立ち上がり動作遂行時における痛みの程度は、ここ数日間で感じた痛みの程度よ

りも弱く、全く痛みを感じずに立ち上がった者も7名(24.1%)いた。

Table VIII-1. Descriptive data of subjects

		Subjects with pain n = 29		Healthy control n = 29		<i>P</i>	<i>d</i>
		Mean	SD	Mean	SD		
< Characteristics >							
Age	(year)	62.1	± 5.5	62.1	± 5.6	0.96	0.01
Height	(cm)	153.9	± 5.8	152.0	± 4.7	0.17	0.36
Body weight	(kg)	56.2	± 10.0	56.1	± 8.0	0.94	0.02
body mass index	(kg/m ²)	24.2	± 3.8	24.3	± 3.2	0.91	0.03
WOMAC pain score	(point)	2.9	± 2.4	-			
100-mm VAS	(mm)	24.8	± 23.1				
K-L grade	0	(n)	6	-			
	I	(n)	13	-			
	II	(n)	6	-			
	III	(n)	2	-			
	IV	(n)	2	-			
< Ground reaction force parameters >							
F/w	(kgf · kg ⁻¹)	1.29	± 0.10	1.39	± 0.08	< 0.01	1.01
RFD1/w	(kgf/s · kg ⁻¹)	11.04	± 2.26	15.74	± 2.89	< 0.01	1.81
RFD9/w	(kgf/s · kg ⁻¹)	9.21	± 1.61	11.01	± 1.41	< 0.01	1.19
T1	(ms)	330	± 98	303	± 82	0.27	0.29
T2	(ms)	898	± 202	800	± 122	0.03	0.58
(100-mm VAS during STS test)	(mm)	9.9	± 10.9				

* *P* < 0.05

SD: standard deviation, VAS: visual analogue scale, STS: sit-to-stand movement, F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight, WOMAC: The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index, K-L: Kellgren and Lawrence.

2. 椅子立ち上がり動作時の地面反力変数の再現性および測定誤差

膝痛を有する対象者における，椅子立ち上がり動作時の地面反力変数の再現性指標（ICC）および誤差指標（SEM，MDC）を Table VIII-2 に示した。検者内再現性は T1 を除く全ての変数において，良好と判定される再現性（ $ICC \geq 0.70$ ）が確認された。

Table VIII-2. Within-run reproducibility and measurement error of each parameter

Variable	(n = 16)		Within-run reproducibility		Measurement error	
	1st trial	2nd trial	P value ^a	ICC (1, 1)	SEM	MDC
F/w (kgf·kg ⁻¹)	1.29 ± 0.09	1.29 ± 0.10	0.60	0.94	0.02	0.06
RFD1/w (kgf/s·kg ⁻¹)	11.10 ± 2.02	11.11 ± 1.99	0.96	0.94	0.50	1.40
RFD9/w (kgf/s·kg ⁻¹)	9.19 ± 1.34	9.25 ± 1.33	0.68	0.92	0.39	1.08
T1 (ms)	335 ± 93	299 ± 43	0.08	0.38	54	150
T2 (ms)	921 ± 176	894 ± 161	0.38	0.75	85	235

a: P for 1-way ANOVA.

SD: standard deviation, ICC: intra-class correlation, SEM: standard error of measurement, MDC: minimal detectable change, F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: force-development time, T2: chair-rise time, w: body weight.

3. 膝伸展筋力，筋パワーおよび身体パフォーマンステストとの相関係数

椅子立ち上がり動作時の地面反力変数と等尺性膝伸展最大トルク，等速性膝伸展最大トルク，平均パワーとの相関係数を Table VIII-3 に，身体パフォーマンステストとの相関係数を Table VIII-4 に示した。

T1 を除く全ての地面反力変数において，全ての膝伸展筋力，筋パワー変数との間に中程度の有意な相関係数が確認された。全ての地面反力変数が，Timed “up and go”，長座位起立時間，単純反応時間および 4 方向選択反応時間との間に，中程度の有意な相関係数を示した。F/w，RFD1/w および RFD9/w は，握力との間に中程度の有意な相関係数を示した。

Table VIII-3. Correlation coefficients (r) between ground reaction force parameters, and peak torque and average power

Variable	F/w	RFD1/w	RFD9/w	T1	T2
	r	r	r	r	r
Isometric (0 deg/s) peak torque	0.58 *	0.58 *	0.55 *	- 0.28	- 0.41 *
Isokinetic (60 deg/s) peak torque	0.48 *	0.64 *	0.61 *	- 0.29	- 0.46 *
Isokinetic (60 deg/s) mean power	0.46 *	0.62 *	0.57 *	- 0.20	- 0.42 *

* $P < 0.05$

F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: force-development time, T2: chair-rise time, w: body weight.

Table VIII-4. Correlation coefficients (r) between ground reaction force parameters and physical performance test results

Variable	F/w	RFD1/w	RFD9/w	T1	T2
	r	r	r	r	r
Grip strength	0.52 *	0.40 *	0.41 *	- 0.35	- 0.31
5-m habitual walk	- 0.25	- 0.33	- 0.28	0.06	0.27
Timed "up and go"	- 0.60 *	- 0.60 *	- 0.60 *	0.60 *	0.65 *
Standing time from a long sitting position	- 0.61 *	- 0.69 *	- 0.70 *	0.59 *	0.67 *
Simple reaction time	- 0.56 *	- 0.55 *	- 0.56 *	0.58 *	0.57 *
4-way choice reaction time	- 0.70 *	- 0.66 *	- 0.67 *	0.56 *	0.53 *

* $P < 0.05$

F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: force-development time, T2: chair-rise time, w: body weight.

第4節 考察

本検討課題では、膝痛を有する中年・高齢女性を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力測定信頼性、および下肢筋力、筋パワーを主とした身体機能評価法としての妥当性についての検討をおこなった。

まず、本研究の膝痛あり群の痛みの程度について、WOMAC pain score は平均 2.9 点（最不良 20 点）、100-mm VAS は平均 24.8 mm（最不良 100 mm）であり、軽度から中

課題 4

程度の痛みを有している者が大半であった。自ら運動教室への参加を希望し、安全な研究参加が医師により認められた者を対象としたことから、極度に痛みが強い者は含まれなかった。

膝痛を有している者は有さない者よりも、力単位で評価される変数 (F/w, RFD1/w, RFD9/w) が顕著に低い値を示すことが確認された (それぞれ, -7.2%, -29.9%, -16.3%)。すなわち、立ち上がる際に床を強く、素早く踏み込めていないことが示唆され、仮説を支持する結果となった。この要因については緒言で述べたとおり、もともと膝伸展筋力が低下していることに加えて、立ち上がる際に全力を出し切れなかった (出し切らなかった) 可能性がある。本課題における膝痛なし群の膝伸展最大トルク、平均パワーは測定していないため群間で直接比較はできないが、先行研究 (Hassan et al., 2001) においては、変形性膝関節症患者 (WOMAC pain score の中央値 = 10) は健常者よりも、等尺性膝伸展筋力が 35%低い値を示したことが報告されている。さらに、筋への電気刺激により推定した生理的な最大筋力に対する最大随意筋力の割合 (%) は、健常者で平均 87.4%であったことに対して、変形性膝関節症患者は平均 66.0%であり、本来出しよう筋力を十分に出し切れていないことも報告された。本検討課題の対象者においても、100-mm VAS で評価した数日以内に感じた最も強い痛みは 24.8 mm であったことに対して、本測定中における痛みの程度は 9.9 mm であったことから、強い痛みを感じないように控えながらの立ち上がり動作をおこなっていた者が多く含まれていた可能性が考えられる。本検討課題における結果から、椅子立ち上がり動作時の地面反力は、膝痛に伴う随意的な下肢筋力、筋パワー発揮能力の低下を反映できることが示唆された。

膝痛を有する中年・高齢女性においても、力単位で測定される地面反力変数 (F/w, RFD1/w, RFD9/w) は総じて高い ICC を示し、優れた再現性が確認された。測定誤差は、F/w を例に挙げて説明すると、真の値が $1.30 \text{ kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$ である対象者の測定値が $1.28\text{--}1.32 \text{ kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$ の範囲内となる確率が 68.3% (さらに $1.26\text{--}1.34 \text{ kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$ まで広げると

95.4%) となり、 $0.06 \text{ kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$ を越える変化は誤差ではないとの解釈になる。これらの誤差指標を示すことは、患者報告式アウトカム尺度の信頼性・妥当性の評価法として開発された国際基準“COSMIN チェックリスト”（パフォーマンステストなどの客観的評価法にも適用されている）にて推奨されている（Mokkink et al., 2010）。そのため、変形性股・膝関節症患者を対象とした身体機能評価法をまとめたシステマティックレビュー（Dobson et al., 2012）で採用されている多くの報告においても同様に、SEM や MDC が示されている。しかしながら、これらの指標は、測定項目や対象者が異なれば比較も困難であるため、先行研究と照らし合わせた考察は適さない。ただし、臨床的有意性としての最小限の重要な変化・差（Minimally important change/difference）が MDC より大きいことは、その評価指標の質を維持する一要因とされている（Terwee et al., 2007）。すなわち、本検討課題において、疼痛あり群となし群との間の測定値の差（ $\Delta F/w = 0.10 \text{ kgf}\cdot\text{kg}^{-1}$, $\Delta RFD1/w = 4.70 \text{ kgf/s}\cdot\text{kg}^{-1}$, $\Delta RFD9/w = 1.80 \text{ kgf/s}\cdot\text{kg}^{-1}$ ）を最小限の重要な差と定義した場合、それらはいずれも MDC を越えていることから、膝痛の有無による測定値の差は、測定誤差により生じたものではないと判断できる。よって、本評価法は、膝痛に伴う下肢筋力、筋パワーを主とした身体機能低下を反映しうる方法となることが、改めて確認された。

膝痛を有する中年・高齢女性においても、力単位で測定される3変数（ F/w , $RFD1/w$, $RFD9/w$ ）は、膝伸展最大トルク、平均パワー、および（5 m 通常歩行時間を除く）全ての身体パフォーマンステストとの間に、中程度の有意な相関関係を示すことが確認された。よって、膝痛を有している者を対象とした場合でも、椅子立ち上がり動作時の地面反力は、下肢筋力、筋パワーを主とした身体機能評価法としての妥当性を保持することが示唆された。Riddle and Stratford (2011) は、等尺性膝伸展筋力測定中の膝痛の程度を調査し、筋力および痛みの強さそれぞれと、5回椅子立ち上がり時間、20 m 歩行テスト、400 m 歩行テストとの関連性を検討したところ、いずれの項目においても、等尺性膝伸展筋力は有意な関連性を示したが痛みの強さは関連しないことを報告した。

課題 4

すなわち、筋力測定中に痛みを感じたとしても、それによって各種身体機能との関連性に影響を及ぼさず、評価の妥当性が維持されることを示唆した。本検討課題において関連性を検討した項目は、握力を除いていずれも膝関節周囲の筋力発揮が重要な役割を担う項目が占めている。すなわち、これらの筋力測定や身体パフォーマンステストのうち特定の項目だけが膝痛の影響を受けたのではなく、おおよそ均等に膝痛の影響を受けて低下を示したことで、各項目間の関連性には大きな影響を及ぼさなかったと推察される。

本検討課題における主な限界は、次のとおりである。まず、対象者について、運動教室に参加を希望した者であるうえに、非常に少数であったことから、一般化可能性が低い。また、仮説に基づく重回帰分析をおこなうなどの多変量解析には耐えられず、相関分析に留まった。なお、先述した COSMIN チェックリスト (Mokkink et al., 2010) においては、100 名以上のサンプルを集めて検証することが推奨されている。続いて、膝痛なし群の対象者は、本研究のために収集した訳ではなく、これまでのデータの中から年齢と形態をマッチングさせて抽出したため、椅子立ち上がり動作時の地面反力以外の測定項目については調査をおこなっておらず、群間で比較ができなかった。最後に、映像に基づく動作解析はおこなっておらず、膝痛の有無により立ち上がり動作そのものにどのような相違があるのかについては言及できない。これを明らかにすることで、本検討課題のような群間差が生じた要因についてより明確に考察ができるかもしれない。

第 5 節 要約

本検討課題では、著者の知る範囲では初めて、膝痛を有する者を母集団として椅子立ち上がり動作時の地面反力測定の妥当性の検証をおこなった。その結果、膝痛を有する者は有さない者と比較して、多くの地面反力変数が顕著に不良な値を示すことが

確認され、膝痛を有することに伴う下肢筋力、筋パワーの低下を反映できることが示唆された。また、膝伸展筋力および筋パワーや、身体パフォーマンステストとの間に有意な中程度の関連性が認められた。以上のことから、椅子立ち上がり動作時の地面反力は、膝痛を有する中年・高齢女性を対象とした場合も、下肢筋力、筋パワーを主とした身体機能評価法としての妥当性を有することが確認された。

第 IX 章 課題5: 椅子立ち上がり動作時の地面反力評価が可能な 普及型機器の開発

第1節 緒言

著者は、これまでの検討課題1~4（研究立ち上げフェーズ、妥当性検証フェーズ）を通して、中年・高齢者を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力測定の信頼性、基準関連妥当性、予測妥当性の検証を重ね、評価の有用性が高い地面反力変数の探索をおこなった。これまでの検証で用いた測定機器“立ち上がりパワー測定器”（竹井機器工業: T.K.K.5809）は、本測定法に特化して開発されたフォースプレートではあるものの、主として研究場面での使用が想定されている。よって、機器の設置や設定、操作、データ解析、結果のフィードバックなどについては専門的な知識や技術の習得が必要であるため、直ちに要介護化予防の現場において、行政職員、スポーツインストラクター、介護系職員、運動愛好家個人などが用いることは困難である。そこで本検討課題の目的は以下の2点である。

1. これまでの検討課題を総合して、評価の有用性が高い変数を明らかにする。
2. 評価の有用性が高い変数を簡便に評価することができる普及型機器を新たに開発し、従来機器との精度を比較する。

第2節 方法

1. 評価の有用性が高い変数の決定

これまでの検討課題1~4の結果における、統計学的有意性、効果量（Cohen's d ）、ならびに健康度評価指標の質の評価基準（Quality criteria for measurement properties of

health status questionnaires) (Terwee et al., 2007) に基づき、総合的に評価の有用性が高い変数を決定する。Terwee et al. (2007) による基準は、質問紙評価法の質の評価を目的として提唱された基準ではあるものの、パフォーマンステストにも適用可能とされている。

各課題の結果に対して、それぞれの変数ごとに次の基準により+か-の評定を付ける。検討課題 1 (第 IV 章: 年齢との関連性) については、年齢との間に有意な相関関係が認められた場合は+評定, 認められなかった場合は-評定とする。検討課題 2 (第 V 章: 下肢筋力, 筋パワーとの関連性) については、Terwee et al. (2007) による基準を参考に、 $\text{partial-}|r| \geq 0.4$ の場合は+評定, $\text{partial-}|r| < 0.4$ の場合は-評定とする。Terwee et al. (2007) では、単相関係数 $|r| \geq 0.5$ の場合に+評定としているが、年齢を調整した偏相関係数を算出した本検討課題においては、便宜的に $\text{partial-}|r| = 0.4$ をカットオフとした。検討課題 3-1 (第 VI 章: 疫学調査による基準関連妥当性) については、次のとおりとする。再現性の検証については、 $\text{ICC} \geq 0.7$ の場合は+評定, $\text{ICC} < 0.7$ の場合は-評定とする (Currier, 1990)。各身体パフォーマンステストとの関連性については、 $\text{partial-}|r| \geq 0.4$ の場合は+評定, $\text{partial-}|r| < 0.4$ の場合は-評定とする (Terwee et al., 2007)。転倒経験, 転倒不安, 起居移動動作能力制限の有無の比較については、有意差かつ中程度以上の効果量 ($d \geq 0.5$) が認められた場合は++評定, 有意差かつ小さい効果量 ($d = 0.2-0.5$) が認められた場合は+評定, 有意差が認められなかった場合は-評定とする。検討課題 3-2 (第 VII 章: 疫学調査による予測妥当性) については、追跡期間中の転倒発生, および起居移動動作能力制限の発生の有無による比較において、有意差が認められた場合は+評定, 認められなかった場合は-評定とする。検討課題 4 (第 VIII 章: 膝痛を有する者における妥当性) における再現性の検証については、 $\text{ICC} \geq 0.7$ の場合は+評定, $\text{ICC} < 0.7$ の場合は-評定とし (Currier, 1990), 下肢筋力, 筋パワー, 各身体パフォーマンステストとの基準関連妥当性については、 $|r| \geq 0.5$ の場合に+評定, $|r| < 0.5$ の場合に-評定とする。以上の評定をおこなった後、変数ごとに+評定の数と割合を算出し、それ

課題 5

らが高い変数を、評価の有用性が高い変数として判定する。

2. 普及型機器の開発

ここでは、上の課題で評価の有用性が高いと判定された変数を簡便に評価できる普及型機器を開発するため、国内における体重・体組成計開発のリーディングカンパニーである株式会社タニタ（タニタ社）と共同研究契約を締結した。共同研究を進めるうえでの、それぞれの主な担当は次のとおりである。著者は、機器の筐体（ハード面）やアプリケーションソフト（ソフト面）の構想提起、データの収集・分析、フィードバック方法の開発に主に取り組み、タニタ社は、ハード面やソフト面への構想への助言、ならびに構想を踏まえたハードとソフトの実質的な開発作製に取り組むものとした。

試作機開発の経緯を記述し、開発された試作機から得られる測定値の精度を、従来機から得られる測定値との適合度により判定する。この分析対象者には、2011年8月に、茨城県笠間市でおこなった調査に参加した高齢者のうち、いずれの機器による測定を完了した313名（男:155名、女:158名、平均年齢:73.7±5.0歳）を用いた。適合度の判定は、それぞれの機器により得られた測定値間の直線回帰分析（切片を0とする）ならびに単相関分析をおこなった。また、各機器間から得られる測定値間の誤差を推定するため、Bland-Altman plot を作図し、各機器による測定値の差の平均値、ならびに差の許容範囲である95% limits of agreement (LOA) を次式により算出した。

95% LOA = 各機器による測定値の差の平均値 ± 2 × 各機器による測定値の差の標準偏差

第 3 節 結果

1. 評価の有用性が高い変数の決定

各検討課題における各変数の評定，ならびに総合評定を Table IX-1 に示した。総合評定（+評定の数，+評定の割合）が高い順に，RFD9/w（33 個，55.0%），F/w（25 個，41.7%），RFD1/w（21 個，35.6%），T2（21 個，35.0%），T1（20 個，33.9%）であった。

2. 普及型機器の開発

普及型機器の開発経緯の概要を Fig. IX-1 に示すとともに，詳細を以下に記述する。2011 年 4 月にタニタ社と共同研究契約を締結し，共同研究を開始した。タニタ社が既
に開発を進めていた，荷重値を経時的に記録できる測定台を用い，これを試作 1 号機
とした。ただし，この機器は，ダイナミックな動作遂行中の荷重力の変化を記録する
ことを想定して製作された物ではなかった。そこで同年 6 月に，試作 1 号機が，椅子
立ち上がり動作時の地面反力の経時変化を読み取ることができるのかを確認するため，
筑波大学で開催していた運動教室参加者 9 名を対象とし，予備実験をおこなった。そ
の結果，従来機（T.K.K.5809: 竹井機器工業）において確認されるような，一般的な地
面反力の波形を描く生データが得られることを確認し，これをベースに開発を進める
ことが決定した。続いて，機器の筐体をより一般的な体重計に近づけ，持ち運びやす
いように取っ手をつけた試作 2.1 号機（生データ記録システムは 1 号機と同様）を開発
した。これを用いた測定の風景は，Fig. IX-2 に示すとおりである。同年 8 月に，これ
を用い，従来機との適合度の判定ならびに誤差の推定を目的とした本実験をおこなっ
た。その結果は，Fig IX-3～6 ならびに Appendix 1, 2 に示した。

Table IX-1. Ratings of ground reaction force parameters

Issue No.	Investigation	Measurement item	F/w		RFD1/w		RFD9/w		T1		T2		Evaluation criteria			
			Male	Female	Male	Female	Male	Female	Male	Female	Male	Female				
1	Association with age		N/A	+	N/A	+	N/A	+	N/A	N/A	+	+	①			
2	Criterion-related validity with lower-limb muscular strength and power	Knee extension peak torque	-	+	-	-	-	+	-	-	-	-	-	②		
		Knee extension average power	-	+	-	-	+	+	-	-	-	-	-			
		Knee flexion peak torque	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
		Knee flexion average power	-	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-			
		Ankle planter flexor peak torque	-	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-			
		Ankle planter flexor average power	-	+	-	-	+	-	-	-	-	-	-			
		Ankle dorsi flexor peak torque	-	-	-	-	-	-	-	+	-	-	-			
		Ankle dorsi flexor average power	+	-	-	-	-	-	+	+	-	-	-			
3-1	Test-retest reliability (ICC) Criterion-related validity with physical performance test		+		-		+		+		+		+	③		
		5-time sit-to-stand	+	+	+	-	+	+	-	-	+	-	+			
		Grip strength	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
		5-m habitual walk	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
		Timed up and go	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+			
		Standing time from a long sitting position	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+			
		Sit and reach	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
		Functional reach	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
		One-leg balance with eyes open	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
		Simple reaction time	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
		4-way choice reaction time	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
		Hand working with peg board	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-			
		History of any falls	+		+		+		+		+		+			
		Fear of falling	++		+		++		++		+		+			
		Mobility limitation	++		++		++		++		++		++			
															+	④
															+	
												++				

3-2	Predictive validity for falls and mobility limitation	For falls (baseline score)	-	-	-	-	-	-	-	⑤			
		For falls (amount of change)	+	+	+	+	+	+	+		-		
		For mobility limitation (baseline score)	-	-	-	-	-	-	-		-	+	
		For mobility limitation (amount of change)	-	-	-	-	-	-	-		-	-	
4	Test-retest reliability	+	+	+	+	+	+	+	+	+	③		
		Knee extension strength and power	+	+	+	+	+	+	+	+	+	-	
		Isometric peak torque	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
		Isokinetic peak torque	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
		Isokinetic average power	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
		Physical performance test	Grip strength	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	-
			5-m habitual walk	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
			Timed "up and go"	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
		Standing time from a long sitting position	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	
		Simple reaction time	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	
		4-way choice reaction time	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	
		Total number of "+"		25/60	21/59	33/60	20/59	21/60	33/60	20/59	21/60	33/60	21/60
				(41.7%)	(35.6%)	(55.0%)	(33.9%)	(35.0%)	(55.0%)	(33.9%)	(35.0%)	(55.0%)	(35.0%)

Criterion①: +: significant relationship, -: not significant relationship

Criterion②: +: significant correlation, and $|r| \geq 0.5$ or partial $|r| \geq 0.4$, -: not significant correlation, and/or $|r| < 0.5$ or partial $|r| < 0.4$

Criterion③: +: ICC ≥ 0.7 , -: ICC < 0.7

Criterion④: ++: significant difference and Cohen's $d \geq 0.5$, +: significant difference and $d = 0.2-0.5$, -: not significant difference

Criterion⑤: +: significant difference, -: not significant difference

F: peak reaction force, RFD1: maximal rate of force development ($\Delta 10$ ms), RFD9: maximal rate of force development ($\Delta 90$ ms), T1: a time during developing force, T2: chair-rise time, w: body weight, ICC: intraclass correlation coefficients, N/A: not applicable.



Fig. IX-1. A flowchart of product development process



Fig. IX-2. Measurement scene (using prototype ver. 2)

課題 5

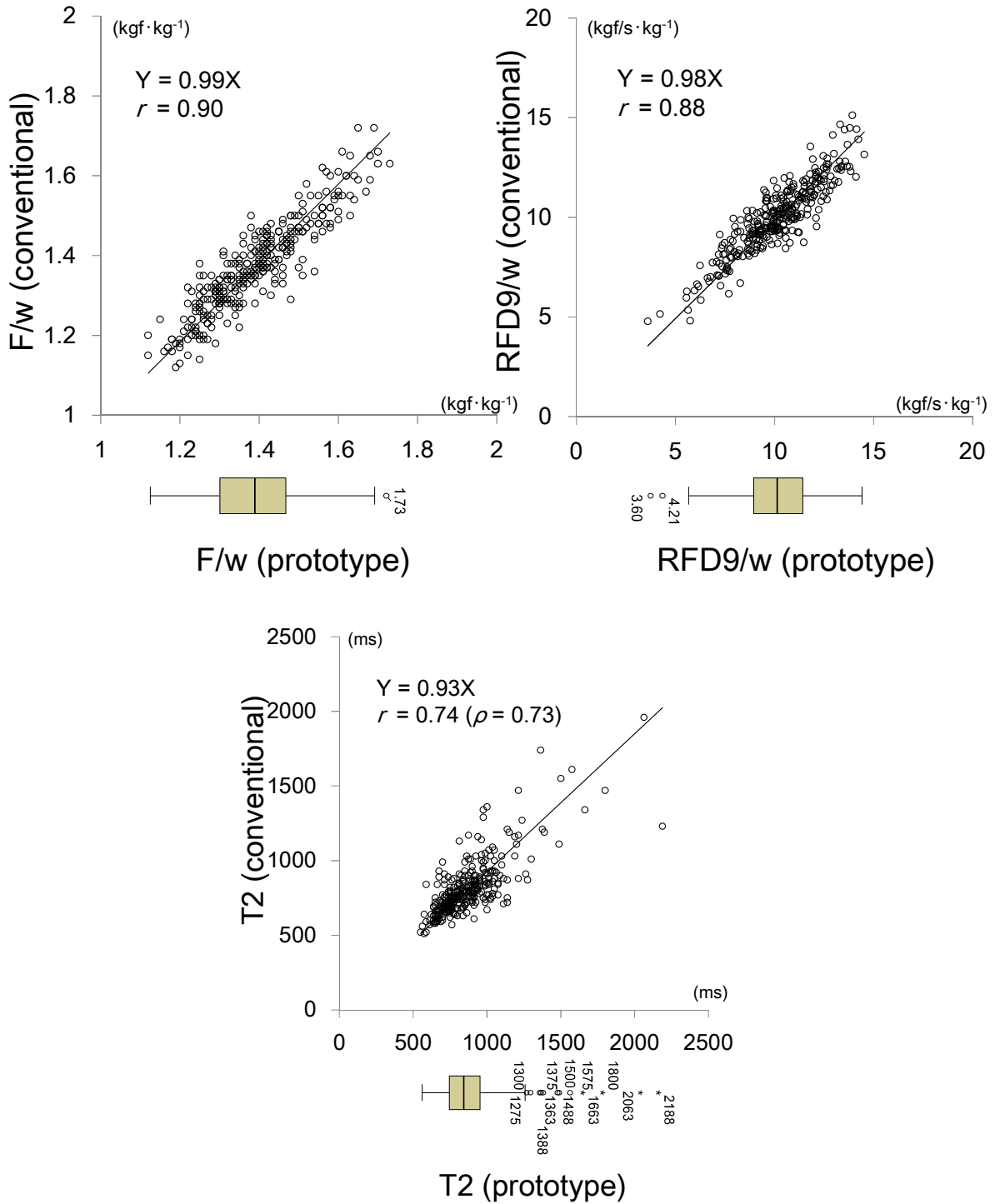


Fig. IX-3. The correlation of the results from two instruments

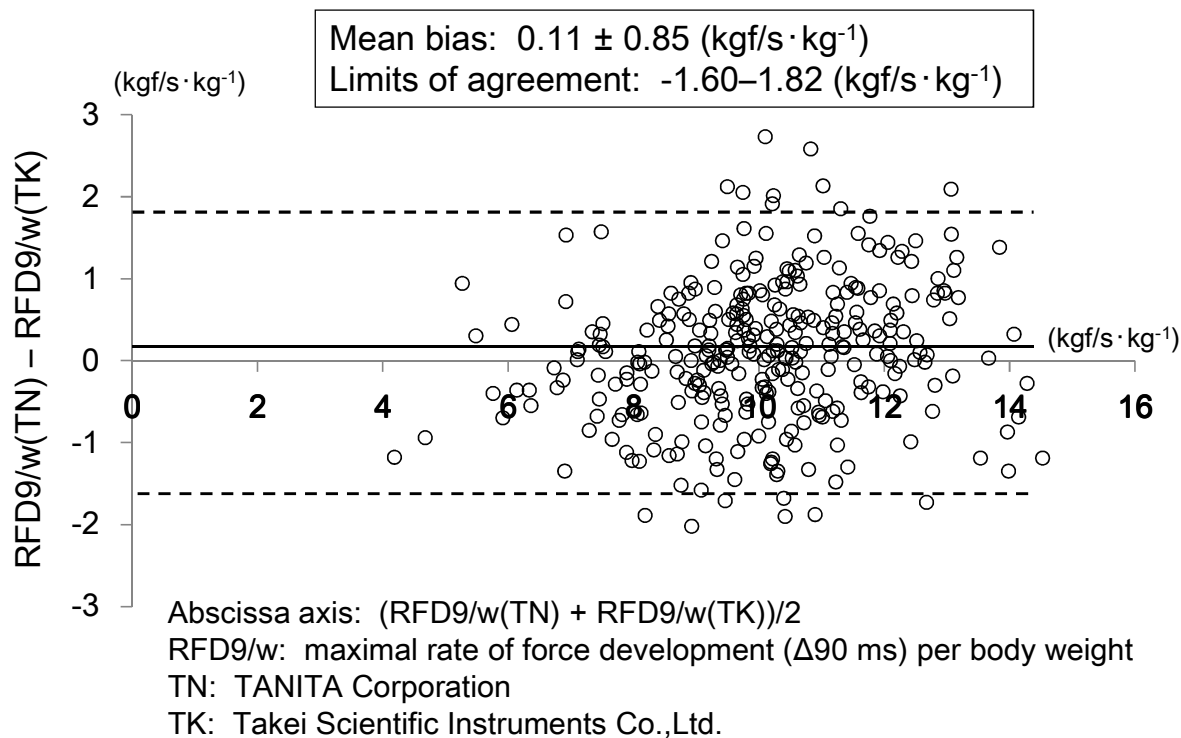


Fig. IX-4. Bland-Altman graphs with 95% limits of agreement in RFD9/w

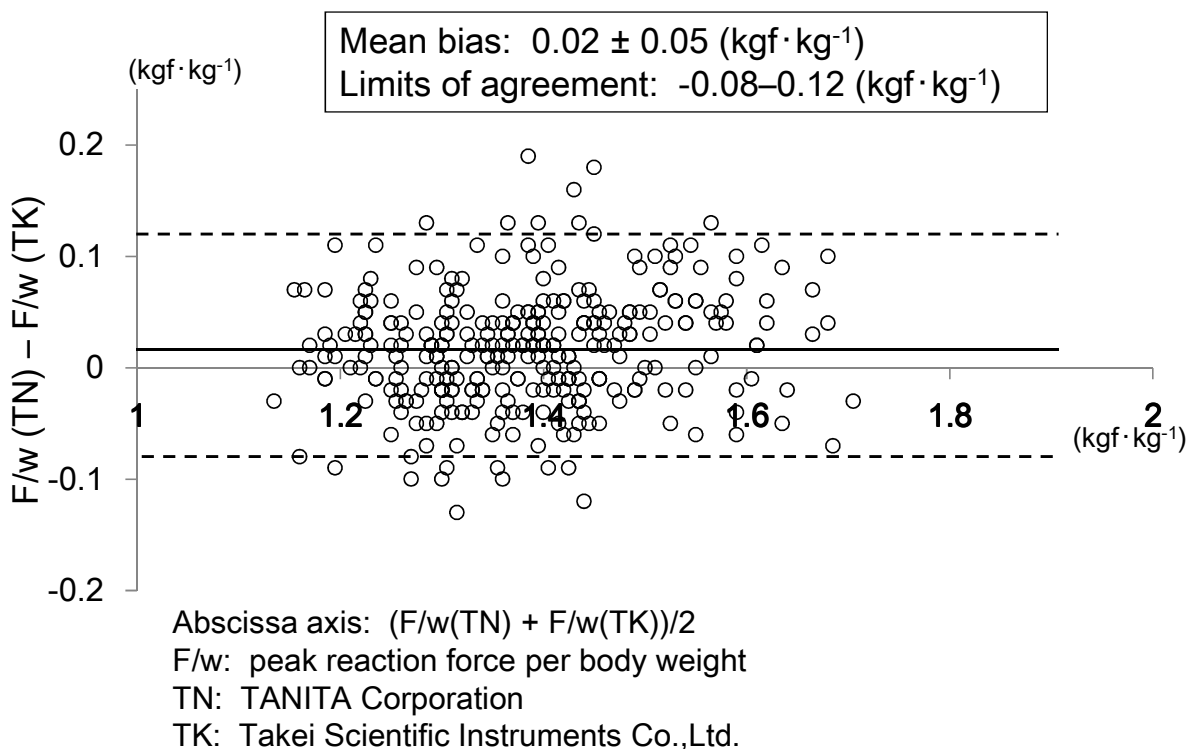


Fig. IX-5. Bland-Altman graphs with 95% limits of agreement in F/w

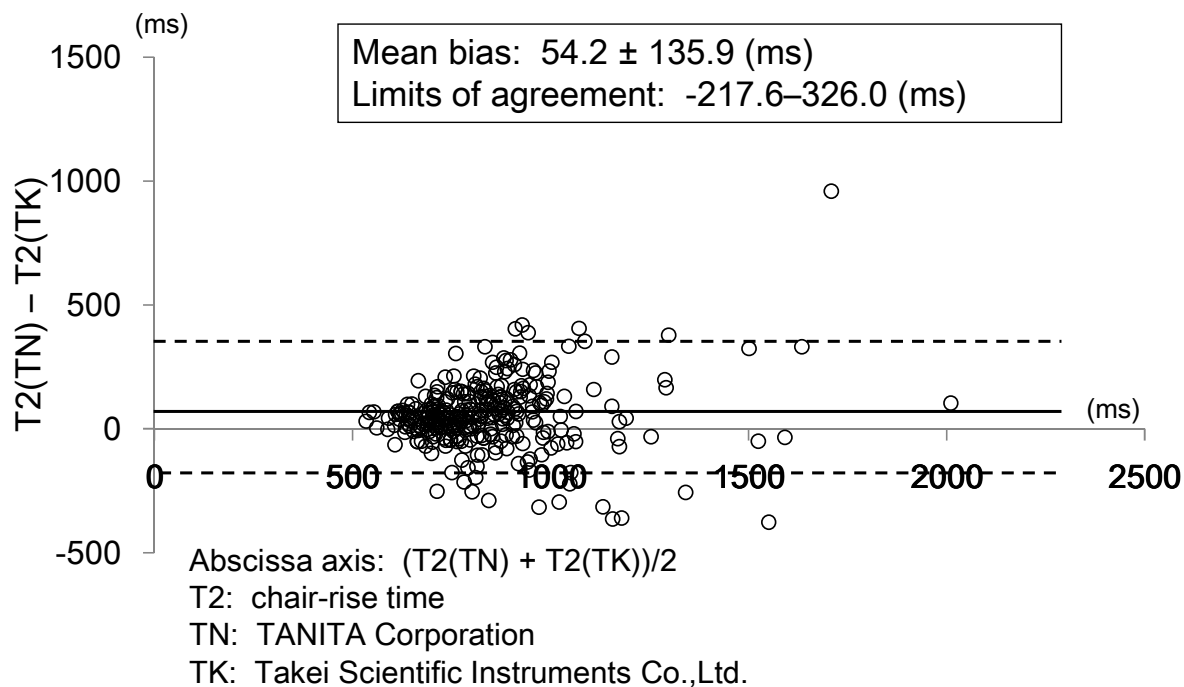


Fig. IX-6. Bland-Altman graphs with 95% limits of agreement in T2

これ以降は、操作性の向上や結果のフィードバックを簡素化するためのアプリケーションソフトの開発が主となった。まず、2012年6月には、ID、氏名、年齢、身長、体重などの基本的情報を入力してから測定を開始し、それらの情報と合わせてデータ保存が可能となる、基礎的なアプリケーションソフト (ver. 1) を開発し、これを搭載して試作 2.2 号機にアップグレードした。続いて、同年 9 月に、得られたデータから RFD9/w および F/w を算出するソフトウェアが開発され、2013 年 1 月には、測定終了後直ちにそれらの結果が表示されるように改良され、試作 2.3 号機にアップグレードした (Fig IX-7)。さらに、同年 6 月に、測定時の姿勢や手順、立ち座りのタイミングの教示を自動でおこなう音声ガイドシステムを付加し、検者間誤差を最小限に抑えるだけでなく、検者がいなくても測定ができるよう改良をおこなった。これにより、試作 2.4 号機にアップグレードし、現時点ではこれが最新となっている。

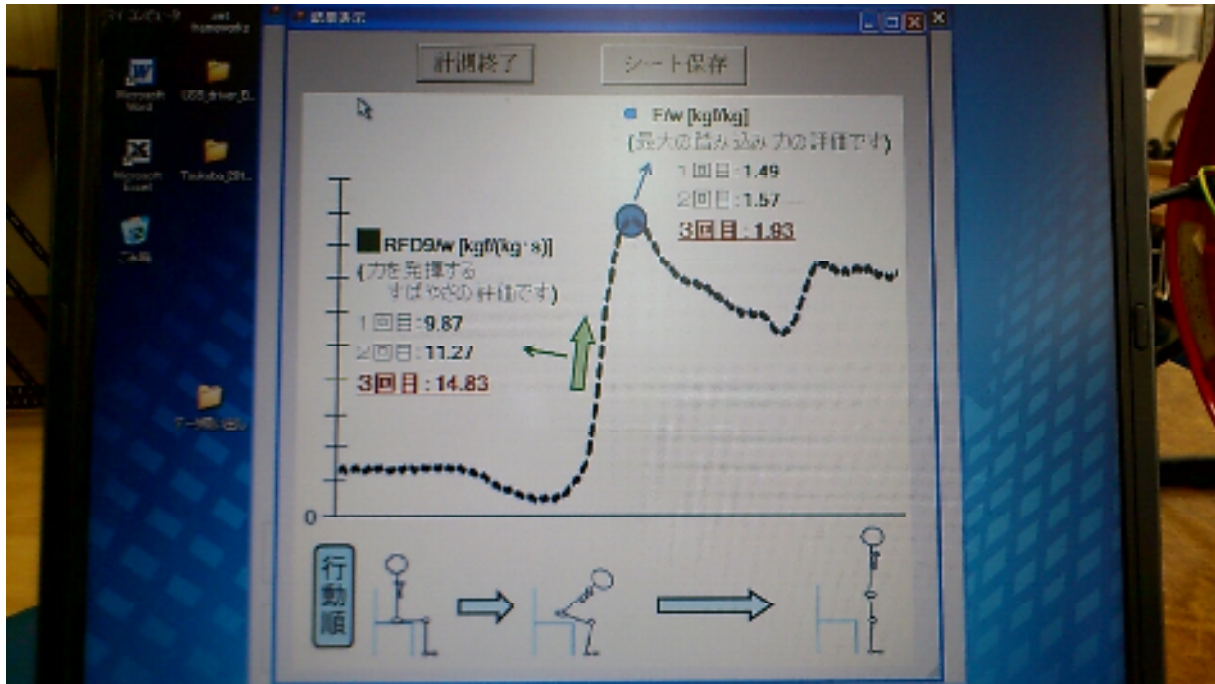


Fig. IX-7. The example of display of measurement results

第4節 考察

Table IX-1 に示した結果から、最も評価の有用性が高い変数は RFD9/w となり、次いで F/w、残りの RFD1/w、T1、T2 はほぼ同程度であると解釈できる。特に、RFD9/w は全ての検討課題において満遍なく+評価がなされており、普及型機器における必須評価項目に決定した。次ぐ F/w を、補足評価項目とした。日常生活動作遂行中の筋力発揮を力単位 (kgf) で直接的に評価することは重要であり、時間単位による間接的な評価では不十分であることが、改めて裏付けられた結果となった。中でも、RFD9/w が他の力単位で評価される変数 (F/w、RFD1/w) よりも高い評価を得た要因として、日常生活動作の円滑な遂行に重要な役割を果たす筋パワーとの間に性を問わず有意な関連性を示したこと、および、解析区間を 90 ms に広げたことで良好な再現性が確保されたことが考えられる。続いて、RFD9/w よりも評価は劣るものの、F/w を補足評価項目として据えた理由には、本変数の“わかりやすさ”を尊重しての判断がある。本変数を端的に説明すれば、椅子立ち上がり動作中の地面反力が、体重の何倍に達したかである。実際に使用される現場を想定して、口語的に噛み砕いて表現するならば、「体重の○倍の強さで床を踏み込むことができました」とも言うことができる。この“わかりやすさ”は、要介護予防の現場において、使う側と使われる側のいずれにおいても、重宝される可能性が非常に大きい。

以上の 2 変数を簡便に評価することを目的として開発を進めている機器と、従来の研究目的で製品化されている機器における測定値の適合度を検証した。その結果、Fig. IX-3 に示したとおり、単相関分析の相関係数は RFD9/w ($r = 0.88$) および F/w ($r = 0.90$) のいずれも非常に大きく、各機器における測定値間の相関関係は非常に強いことが確認された。さらに、いずれの変数とも、直線回帰式の係数は 1 に近似した値を示した。また、Fig. IX-4, 5 に示したとおり、差の平均値はそれぞれ $0.11 \text{ kgf/s} \cdot \text{kg}^{-1}$ (RFD9/w)、 $0.02 \text{ kgf} \cdot \text{kg}^{-1}$ (F/w) となり、いずれも 0 に近似する値が確認された。一方、T2 の相関

係数は相対的に低かった ($r=0.74$)。これらの結果から、各機器から得られる RFD9/w および F/w の適合度は高く、試作機のデータ記録システムは、従来機とほぼ同程度の精度を有することが確認された。さらに、Appendix 1, 2 に示すとおり、年代（前期・後期高齢者）別や性別に同様の検証をおこなった場合においても同様の傾向が保持された。よって、RFD9/w および F/w の測定精度に与える年齢や性の影響は、十分に小さいことが確認された。

今後は、要介護化予防の現場における操作性（使いやすさ）のより一層の向上を目指し、1) 音声ガイドと同期させたガイド動画の表示、2) 測定結果に基づくフィードバックシートの即時表示および印刷、3) タッチパネル操作、以上の3点を可能とするアプリケーションソフトへの改良をおこなう予定である。

第5節 要約

検討課題1～4までの結果を総合し、最も評価の有用性が高い変数は RFD9/w であり、普及型機器における必須評価項目とした。次ぐ F/w は、測定値の解釈の容易さを尊重し、普及型機器における補足評価項目とした。

タニタ社との共同研究により、RFD9/w および F/w の評価が可能な普及型機器の開発に取り組んでいる。現在までにデータ記録システムの開発が完了し、その結果を基に RFD9/w および F/w が自動算出、即時結果表示されるアプリケーションソフトが完成した。さらに、測定動作の説明をおこなう音声ガイドシステムを付加した。

第 X 章 総合討論

本研究では、中年・高齢者を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力による下肢筋力、筋パワー評価法の確立を目指し、前章までに示した課題の解決に取り組んできた。本章では、それらの知見をまとめ、先行研究を交えた討論をおこなう。

第 1 節 本研究と先行研究との比較—本研究の新規性—

椅子立ち上がり動作時の地面反力の信頼性や妥当性を検証した先行研究と比較し、本研究の新規性として強調できるのは次の点である。第一に、動的な筋力や筋パワーとの関連性を検証したこと、第二に、先行研究よりも対象者の質と量を高めた疫学調査を実施し、横断研究に加えて縦断研究まで実施したこと、第三に、健常な者のみならず運動器に障害を有している者に着目した検証をおこなったこと、最後に、それらの知見を集約して評価の有用性が高い変数を見出し、それらの変数を簡便に評価することを可能とする普及型機器の開発に着手したことである。

これまで、椅子立ち上がり動作時の地面反力は、等尺性筋力との関連性の報告（中谷と上, 2004; Yamada & Demura, 2010）に限定されていたが、本研究では著者の知る限り初めて、動的な下肢筋力や筋パワーとの関連性を検証し、増加率変数である RFD9/w や最大値変数である F/w のような、力単位で記録される変数が相対的に強い関連性を示すことを明らかにした。動的な筋力や筋パワーは、日常生活動作の円滑な遂行に対してより重要な役割を持つ身体機能とされている（Bean et al., 2003; Lauretani et al., 2003）。椅子立ち上がり動作は動的な筋力発揮を伴う動作でありながら、これまでにこの検証がおこなわれてこなかった背景には、そもそも動的な筋力や筋パワー測定を実施することのできる環境が非常に限られているとの問題が潜んでいた可能性がある。そうした場合、フィールドテストとして適用可能な椅子立ち上がり動作時の地

面反力が、動的な下肢筋力や筋パワーの評価として有用であることを明らかにした本研究の意義は非常に大きい。

また、住民基本台帳から系統抽出をおこなう疫学的手法を用い 400 名規模の対象者を集めて分析をおこなった点は、ポピュレーション・ベースの研究としての質を高めることに寄与した。地面反力のような生体力学的なデータを扱う本測定 of 性質上、これまでの研究はラボラトリ・ベースでの検証が中心であり、対象者のリクルート法についての詳細な記載がない、あるいは都合の良いボランティアが対象とされてきた。ただし、それらの研究によって提案された測定実施法や各種地面反力変数などが、本研究の貴重な情報源となったことは言うまでもない。本研究の疫学調査から得られた知見は、椅子立ち上がり動作時の地面反力をフィールドテストへと発展させるための、重要な資料となるだろう。さらに本研究では、著者の知る限り初めて、縦断的な観点から本測定法の妥当性を検証した。先行研究（山田ら, 2008; Yamada and Demura, 2009）や本研究における横断的な検証において、地面反力変数と日常生活動作の遂行能力とが関連することは示されたものの、それらの低下のどちらが先行するののかについての議論はできなかった。本研究において、ベースラインの RFD9/w の低値が、将来的な起居移動動作能力制限の発生を予測しうるとの知見が得られた。すなわち、要介護状態への移行のリスクが高い者をスクリーニングする際に、有用な評価法となりうることを示唆された。これは、地面反力変数の低下が先行し、日常生活動作の遂行能力の制限に影響を与えたとの因果関係がある可能性を、縦断研究の実施により見出したことに伴う大きな成果である。ただし、住民基本台帳から系統抽出したとは言え、2 年続けて測定会に参加した者のみを対象としているため、地域在住高齢者の実態を十分に反映した知見とは言い難い点には注意を要する。

続いて、本研究では椅子立ち上がり動作の円滑な遂行を妨げる要因である膝痛に着目し、それらを有する中年・高齢者においても、本評価法は、優れた信頼性と妥当性を有することを確認した。本測定評価に関する先行研究においては、運動器の疾患を

有していたり機能の低下が見られたりする者は、健常な者を主とした集団と一緒にたに分析がおこなわれていたものと推察され、その者らのみを対象とした報告は見当たらなかった。特に痛みは、筋力測定やパフォーマンステストにおける心理的限界を下げ、測定値に直接的な影響を及ぼす (Hassan et al., 2001)。我が国では、膝痛は特に女性における有訴率が高く、中年・高齢女性では 30~40%に及ぶ (Muraki et al., 2009)。その者らに対しても有用な評価法であることを確認したことは、本法の適用範囲を大幅に広げたこととなり、その意義は大きい。また、我が国では近年、日本整形外科学会が音頭を取った“ロコモティブシンドローム (運動器症候群)”と名付けられた、運動器疾患の予防、早期発見、対処の重要性を普及啓発するムーブメントが盛んになりつつある (中村, 2008)。これにおいては、変形性膝関節症を筆頭とした膝関節疾患の予防も当然ながら含まれている。本研究は、この時代背景に合致する知見を提供できるだろう。

本研究の一番の成果とも言うべきは、これまでの知見を総合し、数ある地面反力変数の中から最も評価の有用性が高い変数は **RFD9/w** であり、次いで **F/w** であることを見出した点である。先行研究においてもあらゆる変数が提案されてきたが、各地面反力変数と様々な健康度指標との関連性の有無の検証に主眼が置かれてきた。しかしながら、変数間の比較については言及されていなかったり、あくまで一研究の中での比較に留まっていたりと、評価の有用性が高い変数を決定する材料が十分に揃っていなかった。本研究では、ほぼすべての課題において **RFD9/w** が良好な結果を示し、中年・高齢者であっても素早い筋力発揮のための能力を評価することの重要性を示唆した。対象者特性は異なるものの、脳卒中患者の転倒経験との間に、椅子立ち上がり動作時の地面反力変数のうち **RFD** 変数のみが有意な関連性を示したとの報告 (Cheng et al., 1998) を部分的に支持する。**RFD9/w** や **F/w** のような力単位で評価する変数が良好な信頼性や妥当性を示した一方で、**T1** や **T2** のような時間変数の評価は相対的に低かった。もともと、椅子立ち上がり動作の遂行時間や回数を記録するパフォーマンス

テスト（5回、10回椅子立ち上がり時間、30秒椅子立ち上がり回数など）は、全身持久性体力、バランス能力、反応性、疼痛などのあらゆる身体機能や、活力などの心理的要因が、下肢筋力や筋パワーと同程度、もしくはそれ以上に影響することが示唆されている（Lord et al., 2002; Netz et al., 2004）。また、RFD9/w や F/w のような力単位で評価する変数と比較して時間変数である T2 は、中年期から高齢期にかけての低下（延長）の程度が小さいことを確認した。さらに、下肢筋力の低下はおよそ 60 歳を境として急激に進行するとされ（Brown et al., 1998; Lexell et al., 1988）、その傾向は RFD9/w や F/w にも見られた一方、T2 はそれよりも大幅に後の 74 歳で変曲点を示した。これらはすなわち、加齢に伴う下肢筋力や筋パワーの低下は、椅子立ち上がり動作時間の延長に直結しないことを意味する。この背景には、高齢者は若年者よりも体幹前傾角を大きくしながら立ち上がる（丸太, 2004）ことで、発揮筋力を抑えながらも動作時間の延長は極力食い止めた動作を遂行している可能性がある。以上のように、椅子立ち上がり動作の遂行時間を基にした諸変数では、下肢筋力や筋パワーを十分に反映できず、改めて、力単位での測定が可能となる本法のメリットが大きいことを裏付ける。

第 2 節 要介護化予防の現場での活用法

これまでの研究成果を、要介護化予防に取り組むさまざまな現場へと還元するべく、本研究では普及型機器の開発に取り組んだ。椅子立ち上がり動作時の地面反力を用いた下肢筋力、筋パワー評価の長所の一つには、フィールドテストとしての簡便さを保持しながら、機器を用いた高い精度での評価が可能である点がある。この長所は、要介護化予防の現場への適用可能性を高めている。

まず、その現場として第一に挙げられるのは、介護予防事業として一次予防事業や二次予防事業に取り組む地方自治体である。それらの多くは、厚生労働省作成の介護予防マニュアル内、運動器の機能向上マニュアル（厚生労働省, 2012）を参考に、運動

器の機能向上プログラム（運動を中心とした教室）を提供している。先のマニュアル内では、機能低下者のスクリーニング、ならびに運動器の機能向上の目標達成のためのプロセスを評価する目的として、握力、開眼片足立ち時間、timed “up and go”, 5 m 歩行時間などを測定することが推奨され、それぞれ基準値が示されている。それらに加えて、要支援への該当を判断する材料として、下肢筋力測定が含まれている。椅子立ち上がり動作時の地面反力をそれらの項目に追加する、あるいは代替させることで、予防事業対象者や要支援該当者のスクリーニング精度を高め、また機能向上のプロセスをより鋭敏に評価できるかもしれない。

続いて、病院やリハビリテーション施設、フィットネスクラブなども、本評価法が活躍する場となるだろう。そのような施設のうち比較的規模の大きいところであれば、等速性筋力測定装置などの高精度の下肢筋力、筋パワー測定器を備えているケースはあるものの、一般病院や診療所、地域のフィットネスクラブなどへの導入は非常に困難である。地域住民がまず利用する可能性が高いのは、前者のような大規模施設ではなく後者のような比較的小規模な施設である。下肢筋力、筋パワーの低下が進行した者を早期発見し、適切に対処するためにも、そのような小規模施設に本評価法を導入する意義は非常に大きい。

さらにポピュレーション・ベースの活用法として、住民ボランティアが主体となって活動する運動サークルなどにおける、定期的な体力測定にも適するだろう。自治体が支援するボランティアや私設による運動サークルは全国各地で開催されており、地域住民の交流の場となっている（三ツ石ら、2013）。継続的な運動実践に伴う自らの体力の推移を把握したい参加者は多いものの、そのような場面においては、ストップウォッチだけでおこなえる既存の簡易体力測定であっても、測定に関する知識や技術を備えておらず、実施が容易ではない現状を著者自身目の当たりにしてきた。本研究で開発を進めている普及型機器を用いることで、専門的な技術を有する者がいない状況においても、下肢筋力、筋パワーの評価が可能となる。かつては特殊な機器や専門技

術が必要であった血圧や体組成の測定も、家庭用の自動血圧計や体組成計が普及するにつれて、現在では誰でも簡単にそれらの測定が可能になっている。そのような経緯を、下肢筋力、筋パワー測定分野において、本評価法が辿っていくことができるかもしれない。目指すべき最終的なポピュレーション・アプローチとして、各家庭への導入も決して叶わぬ夢ではない。

第3節 今後の課題

1. 椅子の座面高が地面反力変数に与える影響の検証

本研究では、座面高条件を一律 40 cm に設定して全ての測定をおこなった。しかしながら、座面高は椅子立ち上がり動作の遂行に影響を与える一要因として知られており、座面高が低くなるほど動作の遂行が困難（成功率が低下、必要発揮トルクが増大、遂行時間が延長、主観的困難感が増大）になるとされている（Alexander et al., 1996; Hughes et al., 1994; Janssen et al., 2002; Kuo et al., 2010）。また、椅子立ち上がり動作時の地面反力測定においても、座面高が測定値に影響を及ぼす可能性が示唆されている（Demura and Yamada, 2007; 山田ら, 2004）。今後、対象者の身長と使用する椅子の座面高が地面反力変数に及ぼす影響を検証し、どの程度の身長差や座面高の差であれば測定値に影響が出ないのか、もしくは影響がある場合には、どのように測定値を補正すれば公正な評価が可能となるのかを明らかにする。

2. 対象者の地域、年齢および身体的虚弱度をより広範にした妥当性の検証

本研究の主な対象者は、茨城県つくば市もしくは笠間市に在住し、運動教室や測定会への参加を自ら希望し、測定会場まで自力で来ることができた比較的健常な中年・

高齢者であった。本研究で得られた知見が、より高齢かつ虚弱な高齢者を対象とした場合や、他の地域特性においても当てはまるとは限らない。今後は、二次予防事業対象者や要支援・要介護認定者を対象とした検証や、国内の都市部や海外における異文化間の妥当性の検証が求められる。

3. 重篤なエンドポイントを置いた、長期の縦断疫学調査の実施

本研究では、1年間の縦断調査に基づき、起居移動動作能力と転倒の予測妥当性を検証したものの、対象者数、追跡年数は決して十分ではない。また、より重篤なイベントである要介護化や寝たきり、死亡をエンドポイントとした検証は、下肢筋力、筋パワー評価法の妥当性を確立する上で必要不可欠である。今後、国内外における大規模コホートへの導入を目指し、縦断疫学調査に基づく本評価法の妥当性の検証を重ねる。

4. 普及型機器のバージョンアップ

普及型機器は現在もなお開発段階であり、直ちに市販化され、要介護化予防の現場で広く使用できるわけではない。上述した課題に取り組みながら本評価法の信頼性、妥当性をさらに高めつつ、それらの研究成果を反映させながらバージョンアップする必要がある。

5. 本評価法を活用した健康支援効果の検証

本評価法を搭載した普及型機器を、要介護化予防の現場でいかに活用することで、得られる健康支援効果を最適化できるのかについての検証は、普及型機器を本当の意味で普及させる（根付かせる）ために重要な課題となる。例えば、地域の運動サーク

ル活動において、本評価を定期的におこなうことで、参加継続率や意欲、ひいては各種健康度指標にどのような影響を与えるのかを明らかにすることは、本法を用いる意義をさらに高めることに寄与する。

第 XI 章 総 括

課題 1: 椅子立ち上がり動作時の地面反力と年齢との関連性

本課題では、中年期から高齢期における椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力および動作時間と年齢との関連を、動作時の地面反力データを基に明らかにすることを目的とし、以下の知見を得た。高齢者は中年者と比較して、椅子立ち上がり動作時の地面反力の最大値 (F/w) および増加率変数 ($RFD9/w$) は低下し、動作時間は延長した。 F/w および $RFD9/w$ は、65 歳前後を境界としてその後更なる低下の進行が見られたが、動作時間では 74 歳が境界となりその後に大幅な延長を示したことから、椅子立ち上がり動作時の筋力発揮能力の低下と動作時間の延長は必ずしも同期しないことが示唆された。

課題 2: 椅子立ち上がり動作時の地面反力と下肢筋力、筋パワーとの関連性

本課題では、地域在住高齢者における椅子立ち上がり動作時の地面反力と、膝関節伸展・屈曲および足関節底屈・背屈それぞれにおける筋力、筋パワーとの関連性を明らかにするとともに、従来法である 5 回椅子立ち上がり時間とそれらの筋力、筋パワーとの関連性の強さとの比較をおこなった。その結果、椅子立ち上がり動作時の地面反力変数は、5 回椅子立ち上がり時間よりも、下肢筋力、筋パワーを強く反映することが示唆された。特に、増加率変数である $RFD9/w$ が、膝伸展、屈曲筋パワーと強く関連することを明らかにした。

課題 3-1: 疫学調査による横断研究に基づく、椅子立ち上がり動作時の地面反力の基準関連妥当性

本課題では、地域在住高齢者を対象とした疫学調査の横断データを基に、椅子立ち上がり動作時の地面反力変数と、身体機能、転倒経験、転倒不安、および起居移動動作能力との関連性を総合的に検討し、評価の有用性が高い地面反力変数を明らかにすることを目的とした。その結果、地面反力変数はあらゆる身体機能と関連するが、中でも増加率変数である RFD9/w が、起立・歩行能力、反応性など、下肢のダイナミックな動きが求められる身体機能と強い関連を示すことが確認された。また、転倒経験、転倒不安を有する者、起居移動動作の遂行能力が低下している者は、地面反力変数も不良な値を示し、RFD9/w はそれら全てと関連を示した。よって、RFD9/w が最も評価の有用性が高い変数であることが明らかになった。

課題 3-2: 疫学調査による縦断研究に基づく、椅子立ち上がり動作時の地面反力の予測妥当性

本課題では、地域在住高齢者を対象とした 1 年間の縦断調査をおこない、追跡期間中の転倒発生および起居移動動作能力の低下と、地面反力変数のベースラインと 1 年間の変化量との関連性を検討した。その結果、地面反力変数は転倒を発生した場合に低下を示し、さらに、起居移動動作能力の低下の予測に有用であることが確認された。中でも、増加率変数である RFD9/w は、それらのいずれとも関連を示し、最も評価の有用性が高い変数であることが明らかになった。

課題 4: 膝痛を有する中年・高齢女性における、椅子立ち上がり動作時の地面反力評価の妥当性

本課題では、膝痛を有する者を対象として椅子立ち上がり動作時の地面反力の妥当

総括

性の検証をおこなった。その結果、膝痛を有する者は有さない者と比較して、多くの地面反力変数が顕著に不良な値を示し、膝痛を有することに伴う下肢筋力、筋パワーの低下を反映できることが確認された。また、膝伸展筋力および筋パワーや、身体パフォーマンステストとの間に有意な中程度の関連性が認められた。以上のことから、椅子立ち上がり動作時の地面反力は、膝痛を有する中年・高齢女性を対象とした場合においても、下肢筋力、筋パワーを主とした身体機能評価法として妥当であることが確認された。

課題5: 椅子立ち上がり動作時の地面反力評価が可能な普及型機器の開発

本課題では、これまでの課題を総合して評価の有用性が高い変数を明らかにするとともに、その変数を簡便に評価することができる普及型機器を新たに開発することを目指した。その結果、最も評価の有用性が高い変数は増加率変数である RFD9/w となり、普及型機器における必須評価項目とした。次点となった、最大値変数の F/w は、測定値の解釈の容易さを尊重し補足評価項目とした。株式会社タニタとの共同研究により、RFD9/w および F/w の評価が可能な普及型機器の開発に取り組んでいる。

結 語

本博士論文では、本邦の中年・高齢者を対象とした新たなフィールドテストとして、椅子立ち上がり動作時の地面反力による下肢筋力・筋パワー評価法の確立を目指した。変数の信頼性の検証に加え、等速性筋力測定装置による単関節筋力や筋パワーとの関連性、日常生活動作の遂行能力や転倒との横断的かつ縦断的な関連性の検証を経て、最も評価の有用性が高い地面反力変数は、最大増加率変数の $RFD9/w$ であり、次点は最大値変数の F/w であることを明らかにした。さらに、これらの変数を簡便に測定、評価することが可能な普及型機器の開発を進めている。

フィールドテストとしての簡便さとともに高い精度を兼ね揃えた本評価法は、要介護化予防に取り組むさまざまな現場で活用されることが期待される。さらに、将来的には家庭用体重計に組み込むことで、自宅における毎日の健康チェックのツールとなり、一人ひとりの健康に対する意識や行動の変容・維持に役立てられるだろう。

総 括

謝 辞

博士論文を終えるにあたり、入研から今日までの7年間にわたって、懇切丁寧なご指導を賜りました筑波大学体育系の大藏倫博准教授に深甚なる謝意を表します。日々の研究指導はもちろんのこと、本研究を大きく飛躍させるきっかけとなった、企業との共同研究プロジェクトに取り組むチャンスを与えてくれた御恩は計り知れません。

体育系の西嶋尚彦教授、木塚朝博教授、医学医療系の金森章浩講師には、ご多用中にも関わらず拙文を精読していただき、熱心なご指導を賜りました。的確なご助言により、論文の質を格段に高められましたことを厚く御礼申し上げます。

株式会社タニタの塩川隆様、深山知子様、酒井良雄様、高橋正義様には、普及型機器開発における共同研究者として多大なるご尽力を賜り、心より御礼申し上げます。試作機の開発にあたり様々な無理難題をお願いしながらも、常に期待以上の完成度で仕上げる技術力には脱帽でした。今後とも、貴社の皆様のご協力なくして本研究の発展はございません。

本論文に関わるデータの収集に快くご同意いただきました、笠間市民の皆様、「体力アップ！脳力アップ！スクエアステップ教室」および「膝痛改善教室」参加者の皆様に、厚く御礼申し上げます。また、上記のデータ収集の際に大変お世話になりました、笠間市職員の皆様、株式会社 THF の社員の皆様へも、感謝の念にたえません。

そして、大藏研究室の皆様には、ここには到底書ききれぬ程の感謝の思いでいっぱいです。ここで仲間たちと過ごした時間は掛け替えのない一生の財産です。

最後に、私の生活を経済面、精神面で支えてくれた家族に心から感謝申し上げます。

皆様、本当にありがとうございました。

平成 26 年 3 月

辻 大士

文献

- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P (2002) Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol* 93: 1318-1326.
- 阿江通良, 藤井範久 (2002) 運動における力学的エネルギー, 仕事, パワー. *スポーツバイオメカニクス 20 講*. 朝倉書店: 東京, pp. 64-72.
- Agre JC, Magness JL, Hull SZ, Wright KC, Baxter TL, Patterson R, Stradel L (1987) Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Arch Phys Med Rehabil* 68: 454-458.
- Akima H, Kano Y, Enomoto Y, Ishizu M, Okada M, Oishi Y, Katsuta S, Kuno S (2001) Muscle function in 164 men and women aged 20--84 yr. *Med Sci Sports Exerc* 33: 220-226.
- Alexander NB, Galecki AT, Nyquist LV, Hofmeyer MR, Grunawalt JC, Grenier ML, Medell JL (2000) Chair and bed rise performance in ADL-impaired congregate housing residents. *J Am Geriatr Soc* 48: 526-533.
- Alexander NB, Koester DJ, Grunawalt JA (1996) Chair design affects how older adults rise from a chair. *J Am Geriatr Soc* 44: 356-362.
- Alexander NB, Schultz AB, Warwick DN (1991) Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *J Gerontol* 46: M91-M98.
- 安藤富士子 (2002) 寝たきり,閉じこもりにおける身体的廃用と心理的荒廃. *老年精神医学雑誌* 13: 387-395.
- Arnold CM, Warkentin KD, Chilibeck PD, Magnus CR (2010) The reliability and validity of handheld dynamometry for the measurement of lower-extremity muscle strength in older adults. *J Strength Cond Res* 24: 815-824.
- Bassey EJ, Fiatarone MA, O'Neill EF, Kelly M, Evans WJ, Lipsitz LA (1992) Leg extensor

文 献

- power and functional performance in very old men and women. *Clin Sci (Lond)* 82: 321-327.
- Bassey EJ, Short AH (1990) A new method for measuring power output in a single leg extension: feasibility, reliability and validity. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 60: 385-390.
- Bean JF, Kiely DK, Herman S, Leveille SG, Mizer K, Frontera WR, Fielding RA (2002) The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. *J Am Geriatr Soc* 50: 461-467.
- Bean JF, Leveille SG, Kiely DK, Bandinelli S, Guralnik JM, Ferrucci L (2003) A comparison of leg power and leg strength within the InCHIANTI study: which influences mobility more? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 58: 728-733.
- Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW (1988) Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol* 15: 1833-1840.
- Bento PC, Pereira G, Ugrinowitsch C, Rodacki AL (2010) Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 25: 450-454.
- Binda SM, Culham EG, Brouwer B (2003) Balance, muscle strength, and fear of falling in older adults. *Exp Aging Res* 29: 205-219.
- Boonstra MC, De Waal Malefijt MC, Verdonschot N (2008) How to quantify knee function after total knee arthroplasty? *Knee* 15: 390-395.
- Boyd R, Stevens JA (2009) Falls and fear of falling: burden, beliefs and behaviours. *Age Ageing* 38: 423-428.
- Brouwer B, Musselman K, Culham E (2004) Physical function and health status among seniors

- with and without a fear of falling. *Gerontology* 50: 135-141.
- Brown WF, Strong MJ, Snow R (1988) Methods for estimating numbers of motor units in biceps-brachialis muscles and losses of motor units with aging. *Muscle Nerve* 11: 423-432.
- Capodaglio P, Capodaglio EM, Ferri A, Scaglioni G, Marchi A, Saibene F (2005) Muscle function and functional ability improves more in community-dwelling older women with a mixed-strength training programme. *Age Ageing* 34: 141-147.
- Cawthon PM, Fox KM, Gandra SR, Delmonico MJ, Chiou CF, Anthony MS, Sewall A, Goodpaster B, Satterfield S, Cummings SR, Harris TB (2009) Do muscle mass, muscle density, strength, and physical function similarly influence risk of hospitalization in older adults? *J Am Geriatr Soc* 57: 1411-1419.
- Chan BK, Marshall LM, Winters KM, Faulkner KA, Schwartz AV, Orwoll ES (2007) Incident fall risk and physical activity and physical performance among older men: the Osteoporotic Fractures in Men Study. *Am J Epidemiol* 165: 696-703.
- Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS (1998) The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil* 79: 1043-1046.
- Cohen J (1988) *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd Ed. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates.
- Corrigan D, Bohannon RW (2001) Relationship between knee extension force and stand-up performance in community-dwelling elderly women. *Arch Phys Med Rehabil* 82: 1666-1672.
- Currier D.P. (1990) *Elements of Research in Physical Therapy*, 3rd Ed. Williams & Wilkins: Maryland, pp. 150-171.
- Daubney ME, Culham EG (1999) Lower-extremity muscle force and balance performance in

文 献

- adults aged 65 years and older. *Phys Ther* 79: 1177-1185.
- Davies MJ, Dalsky GP (1997) Normalizing strength for body size differences in older adults. *Med Sci Sports Exerc* 29: 713-717.
- Delbaere K, Crombez G, Vanderstraeten G, Willems T, Cambier D (2004) Fear-related avoidance of activities, falls and physical frailty. A prospective community-based cohort study. *Age Ageing* 33: 368-373.
- Delmonico MJ, Harris TB, Visser M, Park SW, Conroy MB, Velasquez-Mieyer P, Boudreau R, Manini TM, Nevitt M, Newman AB, Goodpaster BH (2009) Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration. *Am J Clin Nutr* 90: 1579-1585.
- Demura S, Yamada T (2007) Height of chair seat and movement characteristics in sit-to-stand by young and elderly adults. *Percept Mot Skills* 104: 21-31.
- 出村慎一, 佐藤進, 小林秀紹, 春日晃章, 豊島慶男 (1999) 要介助高齢者の日常生活動作能力評価票の作成. *日本公衆衛生雑誌* 46: 25-34.
- Dobson F, Hinman RS, Hall M, Terwee CB, Roos EM, Bennell KL (2012) Measurement properties of performance-based measures to assess physical function in hip and knee osteoarthritis: a systematic review. *Osteoarthritis Cartilage* 20: 1548-1562.
- Doherty TJ (2003) Invited review: Aging and sarcopenia. *J Appl Physiol* 95: 1717-1727.
- Dorfman LJ, Bosley TM (1979) Age-related changes in peripheral and central nerve conduction in man. *Neurology* 29: 38-44.
- Faber MJ, Bosscher RJ, van Wieringen PC (2006) Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment. *Phys Ther* 86: 944-954.
- Fleming BE, Wilson DR, Pendergast DR (1991) A portable, easily performed muscle power test and its association with falls by elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 886-889.
- Foldvari M, Clark M, Laviolette LC, Bernstein MA, Kaliton D, Castaneda C, Pu CT, Hausdorff

- JM, Fielding RA, Singh MA (2000) Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55: M192-M199.
- Forte R, Macaluso A (2008) Relationship between performance-based and laboratory tests for lower-limb muscle strength and power assessment in healthy older women. *J Sports Sci* 26: 1431-1436.
- Fransen M, McConnell S (2008) Exercise for osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database Syst Rev* 4: CD004376.
- Friedman SM, Munoz B, West SK, Rubin GS, Fried LP (2002) Falls and fear of falling: which comes first? A longitudinal prediction model suggests strategies for primary and secondary prevention. *J Am Geriatr Soc* 50: 1329-1335.
- Frontera WR, Hughes VA, Dallal GE, Evans WJ (1993) Reliability of isokinetic muscle strength testing in 45- to 78-year-old men and women. *Arch Phys Med Rehabil* 74: 1181-1185.
- Frontera WR, Hughes VA, Fielding RA, Fiatarone MA, Evans WJ, Roubenoff R (2000) Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *J Appl Physiol* 88: 1321-1326.
- Gibson MJ (1990) Falls in later life. In *Improving the Health of Older People: A World View*. Edited by Kane RL, Evans JG, Macfadyen D. Oxford University Press: New York, pp. 296-315.
- Gillespie LD, Robertson MC, Gillespie WJ, Lamb SE, Gates S, Cumming RG, Rowe BH (2009) Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database Syst Rev* 2: CD007146.
- Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, Kritchevsky SB, Nevitt M, Schwartz AV, Simonsick EM, Tylavsky FA, Visser M, Newman AB (2006) The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. *J*

文 献

- Gerontol A Biol Sci Med Sci 61: 1059-1064.
- Gross MM, Stevenson PJ, Charette SL, Pyka G, Marcus R (1998) Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait Posture* 8: 175-185.
- Guralnik JM, Branch LG, Cummings SR, Curb JD (1989) Physical performance measures in aging research. *J Gerontol* 44: M141-M146.
- Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L, Glynn RJ, Berkman LF, Blazer DG, Scherr PA, Wallace RB (1994) A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol* 49: M85-M94.
- Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, Salive ME, Wallace RB (1995) Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N Engl J Med* 332: 556-561.
- 芳賀博, 安村誠司, 新野直明, 上野春代, 太島美栄子, 樋口洋子 (1996) 在宅老人の転倒に関する調査法の検討. *日本公衆衛生雑誌* 43: 983-988.
- Hagiwara A, Ito N, Sawai K, Kazuma K (2008) Validity and reliability of the Physical Activity Scale for the Elderly (PASE) in Japanese elderly people. *Geriatr Gerontol Int* 8: 143-151.
- Hairi NN, Cumming RG, Naganathan V, Handelsman DJ, Le Couteur DG, Creasey H, Waite LM, Seibel MJ, Sambrook PN (2010) Loss of muscle strength, mass (sarcopenia), and quality (specific force) and its relationship with functional limitation and physical disability: the Concord Health and Ageing in Men Project. *J Am Geriatr Soc* 58: 2055-2062.
- Haley SM, Fragala-Pinkham MA (2006) Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Phys Ther* 86: 735-743.

- Hartmann A, Knols R, Murer K, de Bruin ED (2009) Reproducibility of an isokinetic strength-testing protocol of the knee and ankle in older adults. *Gerontology* 55: 259-268.
- Hassan BS, Mockett S, Doherty M (2001) Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Ann Rheum Dis* 60: 612-618.
- ヘルスアセスメント検討委員会 監修 (2000) 「転倒予防」のための高齢者アセスメント表の作成とその活用法. ヘルスアセスメントマニュアル-生活習慣病・要介護状態予防のために-. 厚生科学研究所: 東京, pp. 142-163.
- 平澤有里, 長谷川輝美, 松下和彦, 山崎裕司 (2004) 健常者の等尺性膝伸展筋力. *理学療法ジャーナル* 38: 330-333.
- 星文彦, 武田涼子 (2003) 起き上がり動作のメカニズムー椅子からの立ち上がり動作ー. *理学療法* 20: 1029-1036.
- Hughes MA, Myers BS, Schenkman ML (1996) The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J Biomech* 29: 1509-1513.
- Hughes MA, Schenkman ML (1996) Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *J Rehabil Res Dev* 33: 409-412.
- Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML, Long RM, Studenski SA (1994) Chair rise strategies in the elderly. *Clinical Biomechanics* 9: 187-192.
- Hughes VA, Frontera WR, Wood M, Evans WJ, Dallal GE, Roubenoff R, Fiatarone Singh MA (2001) Longitudinal muscle strength changes in older adults: influence of muscle mass, physical activity, and health. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56: B209-B217.
- Hunter SK, Thompson MW, Adams RD (2000) Relationships among age-associated strength changes and physical activity level, limb dominance, and muscle group in women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55: B264-B273.

文 献

- Ishida K, Moritani T, Itoh K (1990) Changes in voluntary and electrically induced contractions during strength training and detraining. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 60: 244-248.
- Izquierdo M, Aguado X, Gonzalez R, López JL, Häkkinen K (1999) Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 79: 260-267.
- Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ (2002) Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther* 82: 866-879.
- Jones CJ, Rikli RE, Beam WC (1999) A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Res Q Exerc Sport* 70: 113-119.
- 加藤宗規, 山崎裕司, 柗幸伸, 中島活弥 (2001) ハンドヘルドダイナモメーターによる等尺性膝伸展筋力の測定-固定用ベルトの使用が検者間再現性に与える影響-. *総合リハビリテーション* 29: 1047-1050.
- 勝田茂 (1993) 加齢と運動. *運動生理学 20 講 第 2 版*. 朝倉書店: 東京, pp. 128-133.
- Katzmarzyk PT, Craig CL (2002) Musculoskel et al fitness and risk of mortality. *Med Sci Sports Exerc* 34: 740-744.
- Kellgren JH, Lawrence JS (1957) Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis* 16: 494-502.
- Kim MJ, Seino S, Kim MK, Yabushita N, Okura T, Okuno J, Tanaka K (2009) Validation of lower extremity performance tests for determining the mobility limitation levels in community-dwelling older women. *Aging Clin Exp Res* 21: 437-444.
- Kivinen P, Sulkava R, Halonen P, Nissinen A (1998) Self-reported and performance-based functional status and associated factors among elderly men: the Finnish cohorts of the Seven Countries Study. *J Clin Epidemiol* 51: 1243-1252.
- 小島悟, 武田秀勝 (1998) 高齢者の椅子からの立ち上がり動作—立ち上がり動作能力

- の低下した高齢者の動作パターン。理学療法科学 13: 85-88.
- 厚生労働省 (2012) 介護予防マニュアル改訂版.
- 古谷野亘, 柴田博, 中里克治, 芳賀博, 須山靖男 (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.
- Kuo YL, Tully EA, Galea MP (2010) Kinematics of sagittal spine and lower limb movement in healthy older adults during sit-to-stand from two seat heights. *Spine* 35: E1-E7.
- Lamoureux EL, Sparrow WA, Murphy A, Newton RU (2001) Differences in the neuromuscular capacity and lean muscle tissue in old and older community-dwelling adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56: M381-M385.
- Lanza IR, Towse TF, Caldwell GE, Wigmore DM, Kent-Braun JA (2003) Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *J Appl Physiol* 95: 2361-2369.
- Latham NK, Bennett DA, Stretton CM, Anderson CS (2004) Systematic review of progressive resistance strength training in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59: 48-61.
- Laukkanen P, Heikkinen E, Kauppinen M (1995) Muscle strength and mobility as predictors of survival in 75-84-year-old people. *Age Ageing* 24: 468-473.
- Lauretani F, Russo CR, Bandinelli S, Bartali B, Cavazzini C, Di Iorio A, Corsi AM, Rantanen T, Guralnik JM, Ferrucci L (2003) Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *J Appl Physiol* 95: 1851-1860.
- Leveille SG, Kiel DP, Jones RN, Roman A, Hannan MT, Sorond FA, Kang HG, Samelson EJ, Gagnon M, Freeman M, Lipsitz LA (2008) The MOBILIZE Boston Study: design and methods of a prospective cohort study of novel risk factors for falls in an older population. *BMC Geriatr* 8: 16.
- Lexell J, Downham D (1992) What is the effect of ageing on type 2 muscle fibres? *J Neurol Sci*

文 献

107: 250-251.

Lexell J, Taylor CC, Sjöström 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: 275-294.

Li F, Harmer P, Fisher KJ, McAuley E (2004) Tai Chi: improving functional balance and predicting subsequent falls in older persons. *Med Sci Sports Exerc* 36: 2046-2052.

Lindemann U, Claus H, Stuber M, Augat P, Mucbe R, Nikolaus T, Becker C (2003) Measuring power during the sit-to-stand transfer. *Eur J Appl Physiol* 89: 466-470.

Lindemann U, Mucbe R, Stuber M, Zijlstra W, Hauer K, Becker C (2007) Coordination of strength exertion during the chair-rise movement in very old people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 62: 636-640.

Lord SR, Fitzpatrick RC (2001) Choice stepping reaction time: a composite measure of falls risk in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56: M627-M632.

Lord SR, Murray SM, Chapman K, Munro B, Tiedemann A (2002) Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 57: M539-M543.

Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, Fozard JL, Tobin JD, Roy TA, Fleg JL, Hurley BF (1999) Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol* 86: 188-194.

Manini TM, Visser M, Won-Park S, Patel KV, Strotmeyer ES, Chen H, Goodpaster B, De Rekeneire N, Newman AB, Simonsick EM, Kritchevsky SB, Ryder K, Schwartz AV, Harris TB (2007) Knee extension strength cutpoints for maintaining mobility. *J Am Geriatr Soc* 55: 451-457.

Martin HJ, Yule V, Syddall HE, Dennison EM, Cooper C, Aihie Sayer A (2006) Is hand-held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? *A*

- comparison with the gold standard Bodex dynamometry. *Gerontology* 52: 154-159.
- 丸太和夫 (2004) 立ち上がり動作時における体幹前傾姿勢の類型化. *理学療法科学* 19: 291-298.
- McCarthy EK, Horvat MA, Holtsberg PA, Wisenbaker JM (2004) Repeated chair stands as a measure of lower limb strength in sexagenarian women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59: 1207-1212.
- McGibbon CA, Goldvasser D, Krebs DE, Moxley Scarborough D (2004) Instant of chair-rise lift-off can be predicted by foot-floor reaction forces. *Hum Mov Sci* 23: 121-132.
- Metter EJ, Talbot LA, Schragger M, Conwit R (2002) Skel et al muscle strength as a predictor of all-cause mortality in healthy men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 57: B359-B365.
- Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM (1992) Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil* 73: 609-617.
- 三ツ石泰大, 角田憲治, 甲斐裕子, 北濃成樹, 辻大士, 尹之恩, 尹智暎, 金泰浩, 大藏倫博 (2013) 地域在住女性高齢者の運動指導ボランティアとしての活動が身体機能と認知機能に与える影響. *体力科学* 62: 105-112.
- Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL, Alonso J, Stratford PW, Knol DL, Bouter LM, de Vet HC (2010) The COSMIN checklist for assessing the methodological quality of studies on measurement properties of health status measurement instruments: an international Delphi study. *Qual Life Res* 19: 539-549.
- Moreland JD, Richardson JA, Goldsmith CH, Clase CM (2004) Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *J Am Geriatr Soc* 52: 1121-1129.
- Mourey F, Grishin A, d'Athis P, Pozzo T, Stapley P (2000) Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: a comparison between young and elderly subjects. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 55: B425-B431.
- Muraki S, Oka H, Akune T, Mabuchi A, En-yo Y, Yoshida M, Saika A, Suzuki T, Yoshida H,

文 献

- Ishibashi H, Yamamoto S, Nakamura K, Kawaguchi H, Yoshimura N (2009) Prevalence of radiographic knee osteoarthritis and its association with knee pain in the elderly of Japanese population-based cohorts: the ROAD study. *Osteoarthritis Cartilage* 17: 1137-1143.
- Murphy J, Isaacs B (1982) The post-fall syndrome. A study of 36 elderly patients. *Gerontology* 28: 265-270.
- 中村耕三 (2007) 超高齢社会とロコモティブシンドローム. *日本整形外科学會雑誌* 82: 1-2.
- 中谷敏昭, 灘本雅一, 三村寛一, 伊藤稔 (2002) 日本人高齢者の下肢筋力を簡便に評価する 30 秒椅子立ち上がりテストの妥当性. *体育学研究* 47: 451-461.
- 中谷敏昭, 上英俊 (2004) 椅子からの立ち上がり動作を利用した下肢筋力評価法. *体力科学* 53: 183-188.
- Netz Y, Ayalon M, Dunsky A, Alexander N (2004) 'The multiple-sit-to-stand' field test for older adults: what does it measure? *Gerontology* 50: 121-126.
- Newman AB, Kupelian V, Visser M, Simonsick EM, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, Tyllavsky FA, Rubin SM, Harris TB (2006) Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 61: 72-77.
- 日本体育学会 監修 (2006) 最新スポーツ科学事典. 平凡社: 東京, pp. 247, 248.
- Ordway NR, Hand N, Briggs G, Ploutz-Snyder LL (2006) Reliability of knee and ankle strength measures in an older adult population. *J Strength Cond Res* 20: 82-87.
- Orwoll E, Blank JB, Barrett-Connor E, Cauley J, Cummings S, Ensrud K, Lewis C, Cawthon PM, Marcus R, Marshall LM, McGowan J, Phipps K, Sherman S, Stefanick ML, Stone K (2005) Design and baseline characteristics of the osteoporotic fractures in men (MrOS) study--a large observational study of the determinants of fracture in older men.

- Contemp Clin Trials 26: 569-585.
- Pai YC, Rogers MW (1990) Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc* 22: 378-384.
- Perry MC, Carville SF, Smith IC, Rutherford OM, Newham DJ (2007) Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. *Eur J Appl Physiol* 100: 553-561.
- Pijnappels M, Delbaere K, Sturnieks DL, Lord SR (2010) The association between choice stepping reaction time and falls in older adults--a path analysis model. *Age Ageing* 39: 99-104.
- Puthoff ML, Nielsen DH (2007) Relationships among impairments in lower-extremity strength and power, functional limitations, and disability in older adults. *Phys Ther* 87: 1334-1347.
- Pääsuke M, Ereline J, Gapeyeva H (2003) Age-related differences in knee extension rate of isometric force development and vertical jumping performance in women. *J Sports Med Phys Fitness* 43: 453-458.
- Rantanen T, Avlund K, Suominen H, Schroll M, Frändin K, Pertti E (2002) Muscle strength as a predictor of onset of ADL dependence in people aged 75 years. *Aging Clin Exp Res* 14: 10-15.
- Rantanen T, Era P, Heikkinen E (1994) Maximal isometric strength and mobility among 75-year-old men and women. *Age Ageing* 23: 132-137.
- Reuben DB, Valle LA, Hays RD, Siu AL (1995) Measuring physical function in community-dwelling older persons: a comparison of self-administered, interviewer-administered, and performance-based measures. *J Am Geriatr Soc* 43: 17-23.
- Riddle DL, Stratford PW (2011) Impact of pain reported during isometric quadriceps muscle

文 献

- strength testing in people with knee pain: data from the osteoarthritis initiative. *Phys Ther* 91: 1478-1489.
- Rosenberg IH (1989) Summary comments. *Am J Clin Nutr* 50: 1231-1233.
- Salem GJ, Wang MY, Young JT, Marion M, Greendale GA (2000) Knee strength and lower- and higher-intensity functional performance in older adults. *Med Sci Sports Exerc* 32: 1679-1684.
- Samson MM, Meeuwse IB, Crowe A, Dessens JA, Duursma SA, Verhaar HJ (2000) Relationships between physical performance measures, age, height and body weight in healthy adults. *Age Ageing* 29: 235-242.
- Sasaki H, Kasagi F, Yamada M, Fujita S (2007) Grip strength predicts cause-specific mortality in middle-aged and elderly persons. *Am J Med* 120: 337-342.
- Schaubert KL, Bohannon RW (2005) Reliability and validity of three strength measures obtained from community-dwelling elderly persons. *J Strength Cond Res* 19: 717-720.
- Schenkman M, Berger RA, Riley PO, Mann RW, Hodge WA (1990) Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther* 70: 638-648.
- Schenkman M, Hughes MA, Samsa G, Studenski S (1996) The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. *J Am Geriatr Soc* 44: 1441-1446.
- 清野諭, 藪下典子, 金美芝, 根本みゆき, 松尾知明, 深作貴子, 奥野純子, 大藏倫博, 田中喜代次 (2009a) 特定高齢者の体力を把握するためのテストバッテリー. *日本公衆衛生雑誌* 56: 724-736.
- 清野諭, 藪下典子, 金美芝, 根本みゆき, 大藏倫博, 奥野純子, 田中喜代次 (2009b) 基本チェックリストによる「運動器の機能向上」プログラム対象者把握の意義と課題. *厚生の指標* 56: 23-31.
- Sherrington C, Lord SR, Finch CF (2004) Physical activity interventions to prevent falls among

- older people: update of the evidence. *J Sci Med Sport* 7: 43-51.
- Shigematsu R, Okura T, Nakagaichi M, Tanaka K, Sakai T, Kitazumi S, Rantanen T (2008) Square-stepping exercise and fall risk factors in older adults: a single-blind, randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 63: 76-82.
- Skelton DA, Greig CA, Davies JM, Young A (1994) Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age Ageing* 23: 371-377.
- Skelton DA, Kennedy J, Rutherford OM (2002) Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age Ageing* 31: 119-125.
- Steib S, Schoene D, Pfeifer K (2010) Dose-response relationship of resistance training in older adults: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc* 42: 902-914.
- Suetta C, Aagaard P, Magnusson SP, Andersen LL, Sipilä S, Rosted A, Jakobsen AK, Duus B, Kjaer M (2007) Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis. *J Appl Physiol* 102: 942-948.
- Suzuki T, Bean JF, Fielding RA (2001) Muscle power of the ankle flexors predicts functional performance in community-dwelling older women. *J Am Geriatr Soc* 49: 1161-1167.
- 鈴木隆雄 (2003) 転倒の疫学. *日本老年医学会雑誌* 40: 85-94.
- Symons TB, Vandervoort AA, Rice CL, Overend TJ, Marsh GD (2004) Reliability of isokinetic and isometric knee-extensor force in older women. *J Aging Phys Act* 12: 525-537.
- Symons TB, Vandervoort AA, Rice CL, Overend TJ, Marsh GD (2005) Reliability of a single-session isokinetic and isometric strength measurement protocol in older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60: 114-119.
- Takata Y, Ansai T, Soh I, Awano S, Yoshitake Y, Kimura Y, Sonoki K, Kagiya S, Yoshida A, Nakamichi I, Hamasaki T, Torisu T, Toyoshima K, Takehara T (2010) Quality of life and physical fitness in an 85-year-old population. *Arch Gerontol Geriatr* 50:

文 献

272-276.

Terwee CB, Bot SD, de Boer MR, van der Windt DA, Knol DL, Dekker J, Bouter LM, de Vet HC (2007) Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *J Clin Epidemiol* 60: 34-42.

Tiedemann A, Shimada H, Sherrington C, Murray S, Lord S (2008) The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people. *Age Ageing* 37: 430-435.

Turcot K, Armand S, Fritschy D, Hoffmeyer P, Suvà D (2012) Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. *Gait Posture* 36: 68-72.

Ulbrich J, Raheja A, Alexander NB (2000) Body positions used by healthy and frail older adults to rise from the floor. *J Am Geriatr Soc* 48: 1626-1632.

Vellas BJ, Wayne SJ, Romero LJ, Baumgartner RN, Garry PJ (1997) Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. *Age Ageing* 26: 189-193.

Viitasalo, JT, Komi PV (1978) Force-time characteristics and fiber composition in human leg extensor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 40: 7-15.

Visser M, Deeg DJ, Lips P, Harris TB, Bouter LM (2000) Skeletal muscle mass and muscle strength in relation to lower-extremity performance in older men and women. *J Am Geriatr Soc* 48: 381-386.

Visser M, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, Newman AB, Nevitt M, Rubin SM, Simonsick EM, Harris TB (2005) Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60: 324-333.

Visser M, Kritchevsky SB, Goodpaster BH, Newman AB, Nevitt M, Stamm E, Harris TB (2002) Leg muscle mass and composition in relation to lower extremity performance in men and women aged 70 to 79: the health, aging and body composition study. *J Am*

Geriatr Soc 50: 897-904.

Wang CY, Olson SL, Protas EJ (2002) Test-retest strength reliability: hand-held dynamometry in community-dwelling elderly fallers. Arch Phys Med Rehabil 83: 811-815.

Weiner DK, Long R, Hughes MA, Chandler J, Studenski S (1993) When older adults face the chair-rise challenge. A study of chair height availability and height-modified chair-rise performance in the elderly. J Am Geriatr Soc 41: 6-10.

Wheeler J, Woodward C, Ucovich RL, Perry J, Walker JM (1985) Rising from a chair. Influence of age and chair design. Phys Ther 65: 22-26.

Wolfson L, Judge J, Whipple R, King M (1995) Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 50 Spec No: 64-67.

山田孝禎, 出村慎一, 北林保 (2004) 立ち上がり動作時における床反力および下肢筋力に及ぼす椅子高の影響. 日鯨理人類学会誌 9: 47-52.

山田孝禎, 出村慎一, 松澤甚三郎, 多田信彦, 乙坂晃寿 (2005) 単発および反復立ち上がり動作時の床反力の違いおよび相互の関係. J Educ Health Sci 50: 203-210.

山田孝禎, 出村慎一, 山次俊介, 北林保 (2003) 立ち上がり動作における床反力評価変数と下肢筋群の筋電図の信頼性と相互間の関係. 教育医学 48: 476-485.

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.

Yamada T, Demura S (2004) Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. J Physiol Anthropol Appl Human Sci 23: 197-203.

Yamada T, Demura S (2005) Instruction in reliability and magnitude of evaluation parameters at each phase of a sit-to-stand movement. Percept Mot Skills 101: 695-706.

Yamada T, Demura S (2009) Relationships between ground reaction force parameters during a

文 献

sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. Arch Gerontol Geriatr 48: 73-77.

Yamada T, Demura S (2010) The relationship of force output characteristics during a sit-to-stand movement with lower limb muscle mass and knee joint extension in the elderly. Arch Gerontol Geriatr 50: e46-e50.

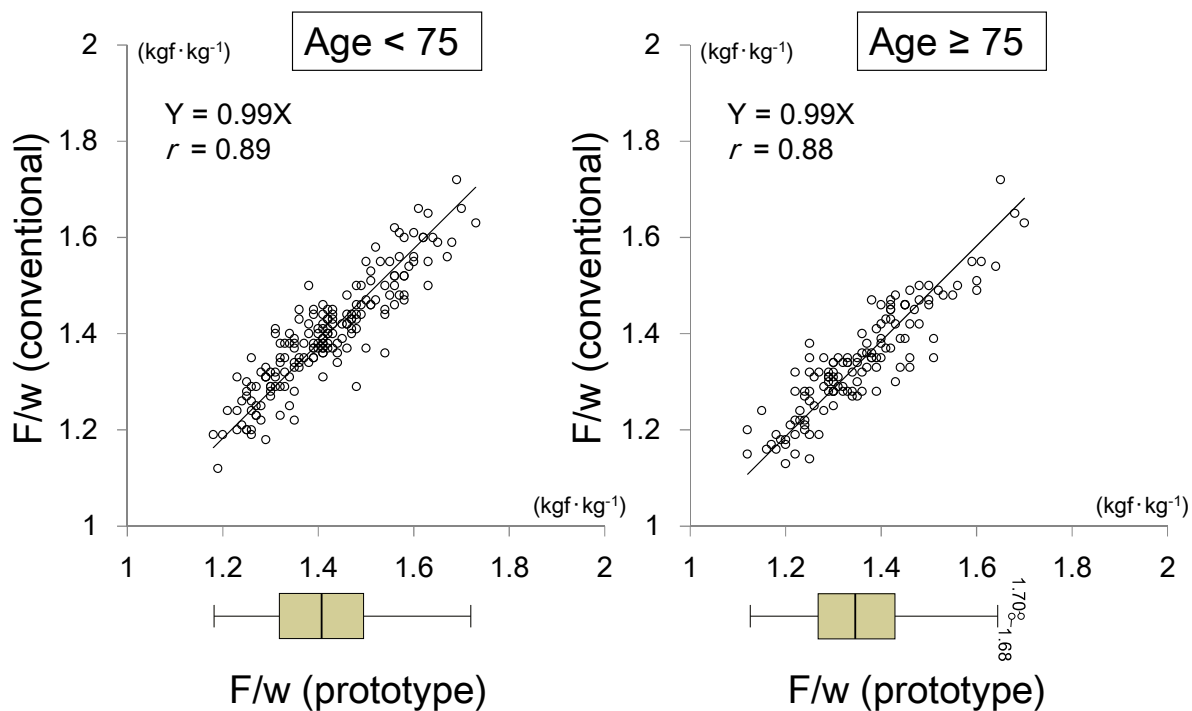
山崎裕司, 加藤宗規, 梶原和久 (2007) 膝伸展筋力評価における徒手固定の限界. 総合リハビリテーション 35: 1369-1371.

矢富直美 (2003) 認知的アプローチによるアルツハイマー病の予防. Cognition and Dementia 2: 128-133.

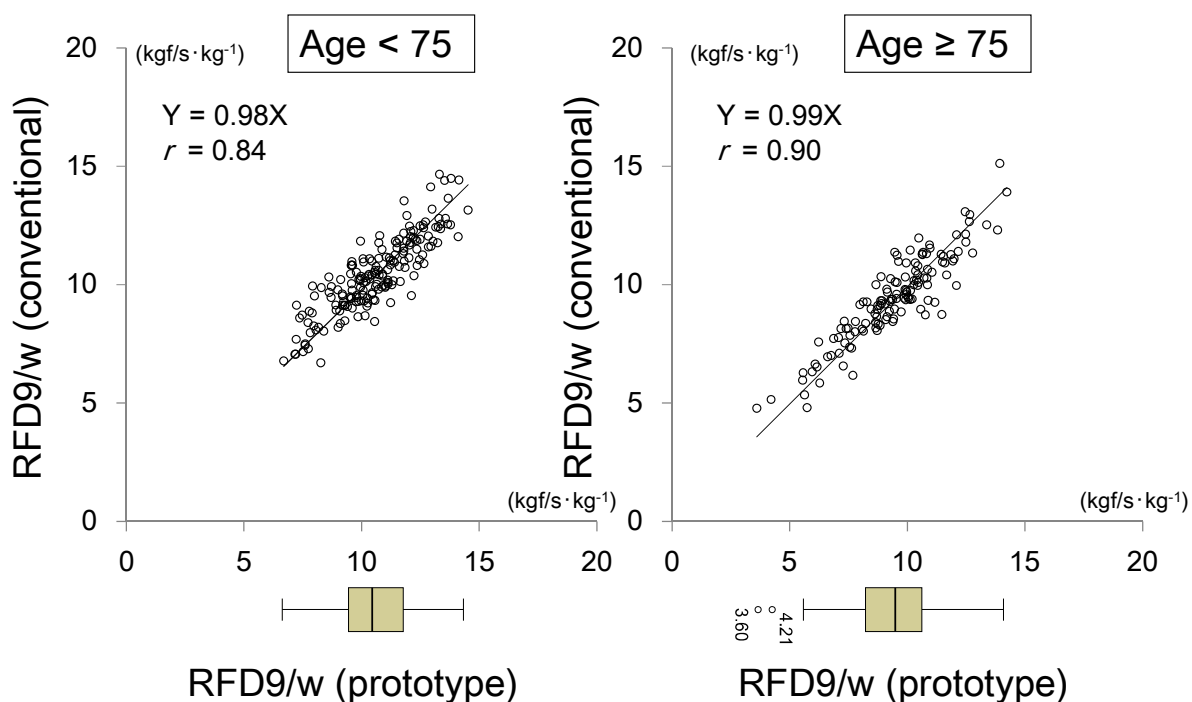
付 録

Appendix 1. The correlation of the results from two instruments (by age group)

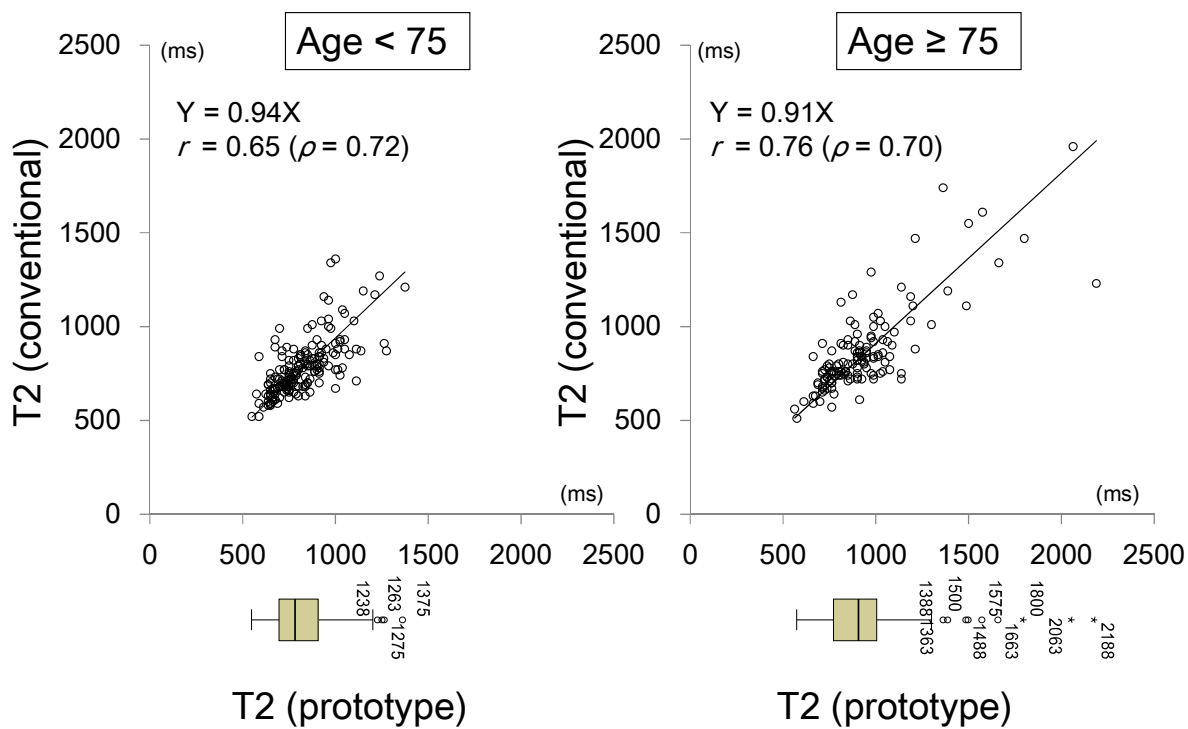
(I) Peak reaction force per body weight (F/w)



(II) Rate of force development (Δ90 ms) per body weight (RFD9/w)

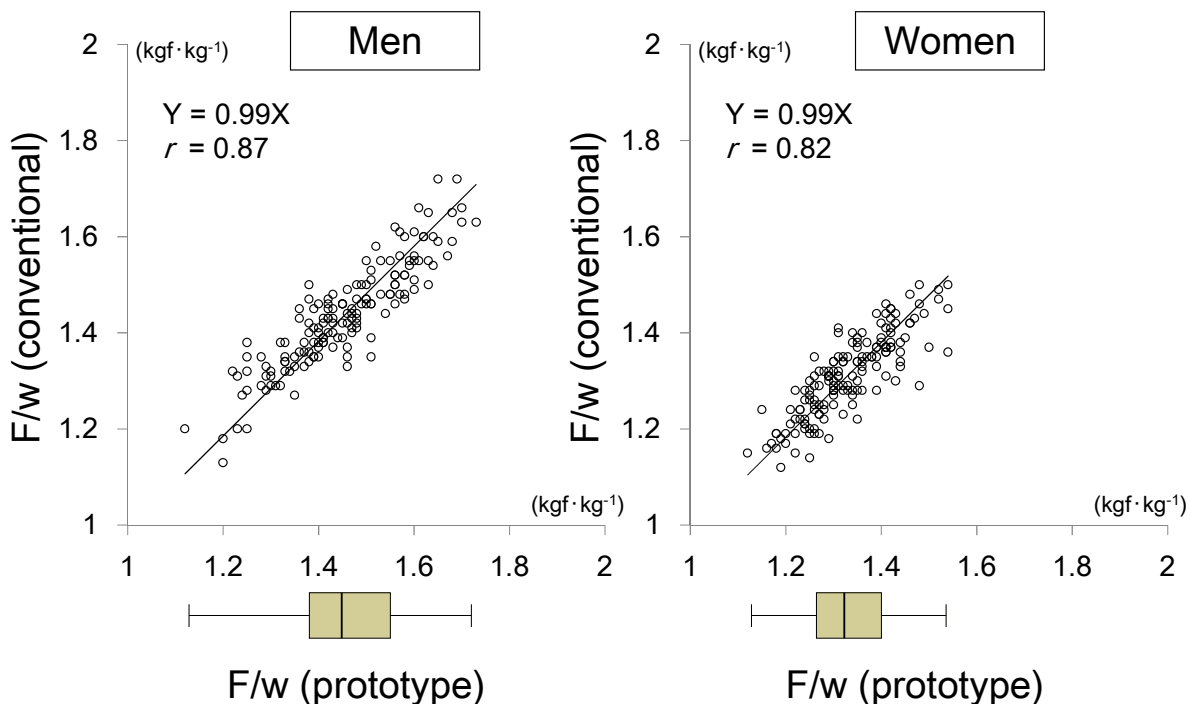


(III) Chair-rise time (T2)

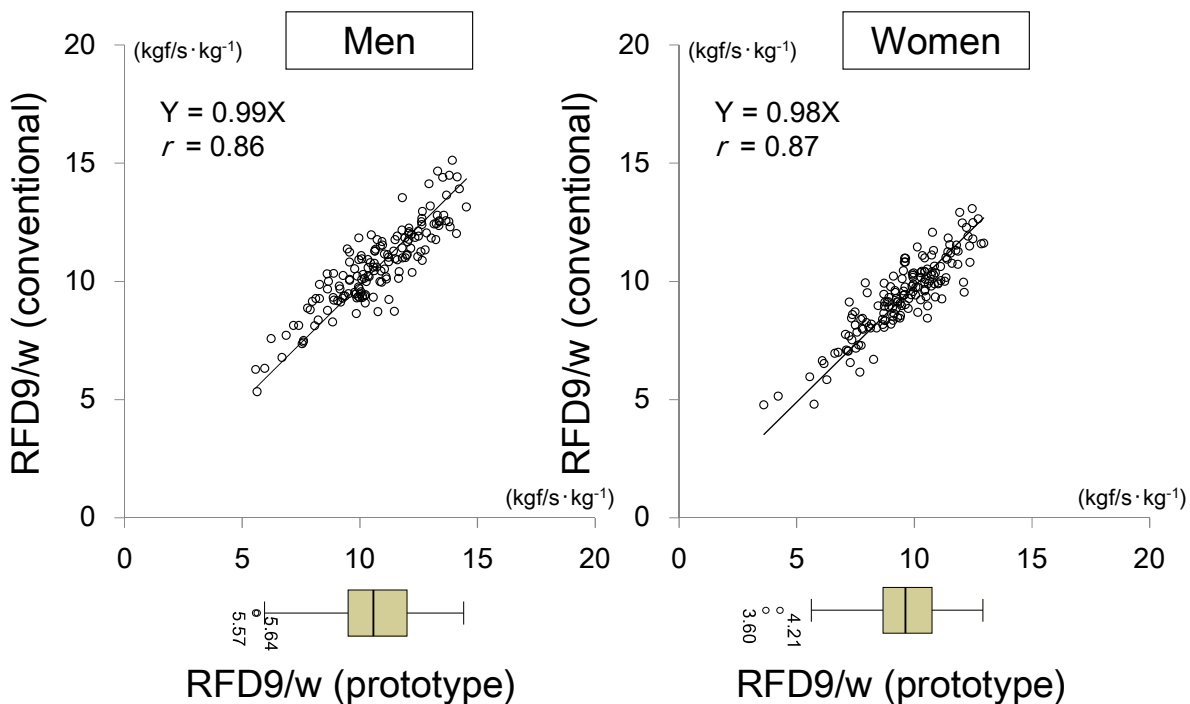


Appendix 2. The correlation of the results from two instruments (by sex)

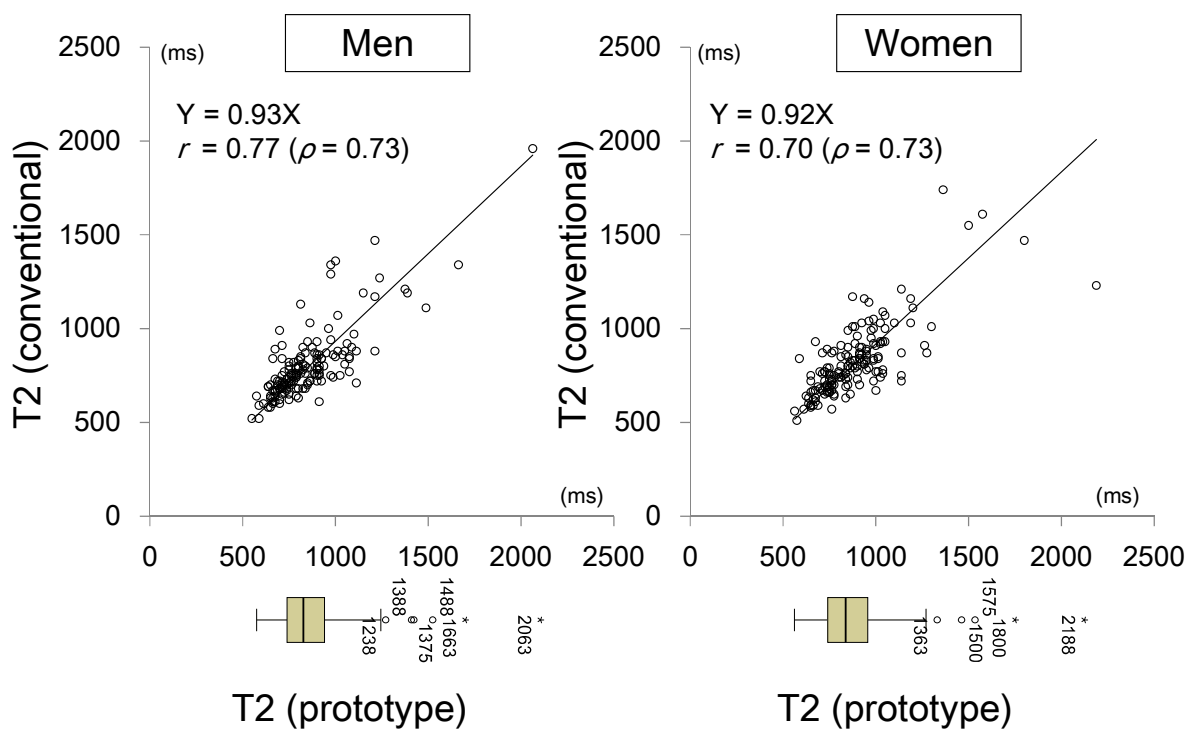
(I) Peak reaction force per body weight (F/w)



(II) Rate of force development (Δ90 ms) per body weight (RFD9/w)



(III) Chair-rise time (T2)



関連論文

本論文は、以下に示した関連論文に、未発表の実験結果をまとめてまとめられたものである。

課題 1 の関連論文

1. 辻大士, 大藏倫博, 田中喜代次 (2011) 中年・高齢期女性の椅子立ち上がり動作時の地面反力と年齢との関連. 日本運動生理学雑誌 18(1): 21-29.

課題 3-1 の関連論文

2. 辻大士, 三ッ石泰大, 角田憲治, 尹智暎, 北濃成樹, 尹之恩, 大藏倫博 (2011) 地域在住高齢者を対象とした椅子立ち上がり動作時の地面反力と身体機能, 転倒経験, 転倒不安, 起居移動動作能力との関連性. 体力科学 60(4): 387-399.

課題 3-2 の関連論文

3. 辻大士, 角田憲治, 大藏倫博 (2011) 縦断調査における地域在住高齢者の椅子立ち上がり動作時の地面反力と転倒発生, 起居移動動作能力低下との関連. 体育測定評価研究 11: 13-23.