

1回立ち上がり動作時の床反力，筋放電量および立ち上がり評価変数の信頼性の検討

Reliability of exertion patterns in vertical ground reaction force, electromyogram and stand parameters during a stand movement from the chair

山田 孝禎¹⁾・出村 慎一²⁾・山次 俊介³⁾

中田 征克⁴⁾・野口 雄慶⁵⁾

Takayoshi YAMADA¹, Shin-ichi DEMURA², Shunsuke YAMAJI³

Masakatsu NAKADA⁴, Takanori NOGUCHI⁵

Abstract

The purpose of this study was to examine the reliability of exertion patterns in vertical ground reaction force (GRF), electromyogram (EMG) and stand parameters during a stand movement from a chair. The subjects stood from different height chairs, which corresponded to their lower leg length. Ten healthy young males (age 23.0 ± 2.10 yr, height 174.9 ± 4.23 cm, weight 73.0 ± 13.79 kg, lower leg length 45.9 ± 1.71 cm) were selected. Twenty-eight parameters (GRF: 18, EMG: 10) were selected to evaluate the stand movement.

Each cross correlation between two trials of exertion pattern in GRF and EMG was very high (No work load: GRF; $r = 0.938-0.999$, EMG; $r = 0.731-0.999$; Work load: GRF; $r = 0.959-0.998$, EMG; $r = 0.726-0.999$).

The interclass correlation coefficient (ICC) of stand parameters of GRF and EMG were 0.913 ± 0.119 and 0.949 ± 0.109 with no work load, and 0.776 ± 0.221 and 0.886 ± 0.221 with work load, respectively (ICC = Mean \pm SD).

From the above, the reliability of exertion patterns in GRF and EMG at each condition was very high. Because almost ICCs in stand parameters were high (ICC 0.75) and little significant difference between two trials was observed, we judged that the reliability of stand parameters was acceptable. However, some parameters with lower reliability were observed in the beginning and completion phases of stand movement with a work load condition.

The reliability of exertion patterns of GRF, EMG and stand parameters during a stand movement was mostly high. Therefore, the possibility of further examination was suggested.

Key Words : stand from chair, knocking over, lower leg muscle strength, reliability

緒言

高齢期には身体諸機能が低下し，体力水準も著しく低下する⁴⁾。高齢者の体力および体力低下は個人差が大き¹⁶⁾，体力要素によっても低下傾向が異なる⁴⁾。また高

齢者の体力要素の中でも，下肢筋力や平衡性の低下が70歳代後半から著しい⁴⁾。これらの機能は移動能力と密接な関係があり，移動能力の低下はQOL (Quality of Life) の低下にも影響を及ぼすことが指摘されている¹⁵⁾。

このような高齢者の下肢筋力の評価方法として，近年，日常生活活動動作 (ADL) の1つである立ち上がり動作

1) 金沢大学大学院教育学研究科 *Graduate School of Education, Kanazawa University*

2) 金沢大学教育学部 *Faculty of Education, Kanazawa University*

3) 福井工業高等専門学校 *Fukui National College of Technology*

4) 防衛大学校 *National Defense Academy*

5) 金沢大学教育学部スポーツ科学課程 *Course of Sports Science, Faculty of Education, Kanazawa University*

を利用した、簡便で、実用的なフィールドテストが考案されている^{1, 2, 11, 17, 19)}。このテストは、日常生活場面において頻繁に行われる立ち上がり動作⁶⁾により、転倒と密接な関連がある下肢筋力の評価が可能であるため注目されている。椅子からの立ち上がり動作テストでは、一般に規定回数の成就時間あるいは規定時間内の成就回数により評価されている²⁾。立ち上がりは単純な動作ではあるが、下肢に関節障害を有する高齢者にとって素早い動作の反復実施は、安全性に問題があると考えられ、下肢筋力測定・評価の適切な方法とは言い難い。先行研究において、健常高齢者のみを対象とした評価テストは開発されているが、要介護高齢者ならびに虚弱高齢者を含む高齢者全般の下肢筋力の評価が可能なテストの開発には至っていない¹⁴⁾。したがって、高齢者全般の下肢筋力特性を捉えることが可能な評価テストの開発が望まれる。

本研究では、上述した先行研究における問題点を踏まえ、安全性を考慮し、成就時間・回数による筋力評価ではなく、定量的・客観的に立ち上がり動作時における床の踏み込み局面を捉え、踏み込み速度や床反力ピーク値等から、より詳細に筋力を評価する可能性に着目した。高齢者に適用可能な有効なテストを作成するために、適切な椅子の高さ、動作回数あるいは床反力や立ち上がり動作関連筋群に関する有効な評価変数等、事前に検討すべき課題は多く、高齢者に対し、これら多くの課題を同時に実施するには非常に困難である。それゆえ、まず若年者を対象として上述の課題について検討し、テスト内容および評価変数の高齢者に対する適用可能性について

検討する必要があると考えられる。

本研究の目的は、下腿長を考慮した高さの異なる椅子を用いた1回の立ち上がり動作時の床反力、筋放電量の発揮パターンおよび各立ち上がり関連評価変数の信頼性を検討することであった。

方法

被験者

被験者は下肢に障害がなく、且つ検者の指示条件を十分に理解し立ち上がり動作が可能なる若年男性10名(年齢: 23.0 ± 2.10 , 身長: 174.9 ± 4.23 , 体重: 73.0 ± 13.79 , 下腿長: 45.9 ± 1.71)であった。各被験者には実験の目的・手順を十分に説明し、同意を得た後に実験を行った。

測定項目および評価変数

本研究においては、立ち上がり動作時における鉛直下方向の床反力(GRF)および大腿直筋・前脛骨筋の筋放電量(EMG)を測定した。

また、立ち上がり評価変数として、図1~4に示した28の評価変数を選択した。なお、GRFは体重で除した相対値を用いた。また、立ち上がり動作中のEMGは、ローデータに対して整流・平滑化処理の後に、同様に処理した最大下肢筋力発揮時のEMGの最大値に基づく相対値に変換した。

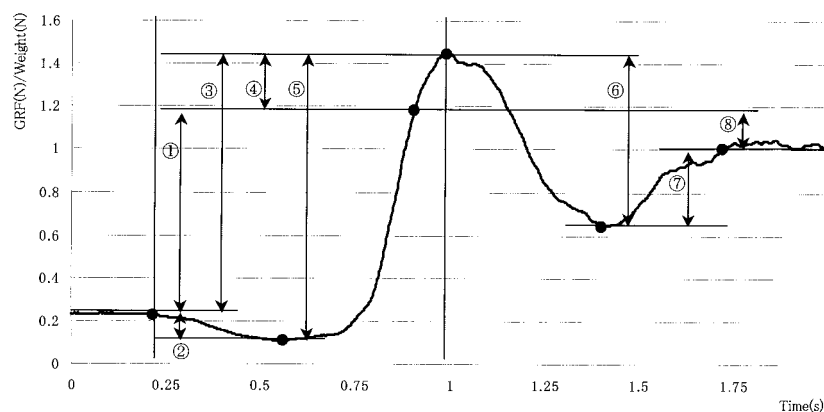


図1．床反力評価変数(力変数)

GRF: 床反力, Weight: 体重

①: 臀部離床に要する力, ②: 体幹前傾時に減少する足底圧, ③: 起立時の最大床反力値, ④: 臀部離床から最大床反力値までの力, ⑤: 床面に与えた最大値, ⑥: 最大値から最大到達後の最小値までの差, ⑦: 最大到達後の最小値と体重との差, ⑧: 臀部離床と体重との差。

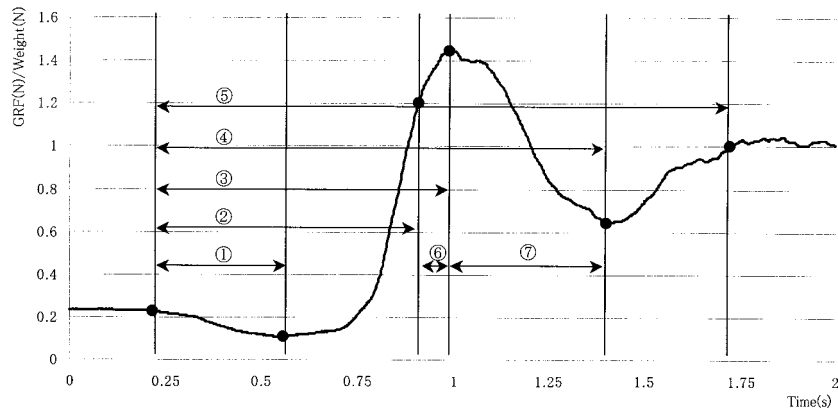


図 2 . 床反力評価変数 (時間変数)

GRF : 床反力, Weight : 体重

① : 動作開始から床反力が最小に到達するまでの時間, ② : 動作開始から臀部離床までの時間, ③ : 動作開始から床反力が最大に到達するまでの時間, ④ : 動作開始から最大値到達後の最小値を記録するまでの時間, ⑤ : 動作開始から起立動作が完了するまでの時間, ⑥ : 臀部離床から床波力が最大値に到達するまでの時間, ⑦ : 床反力最大値到達時から最大到達後の最小値までの時間 .

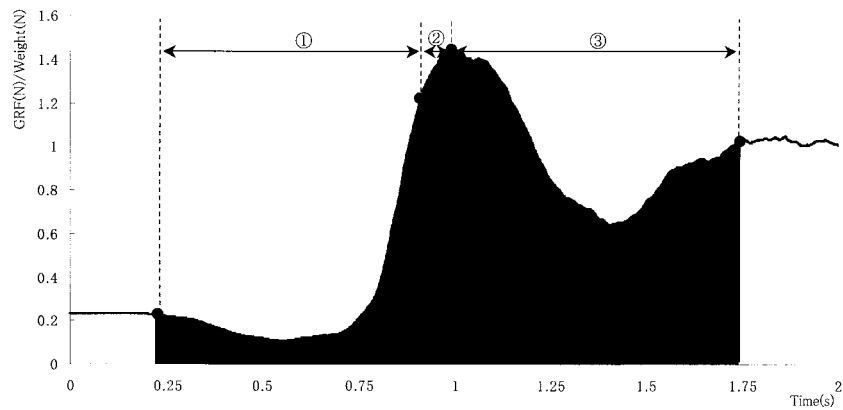


図 3 . 床反力評価変数 (力積変数)

GRF : 床反力, Weight : 体重

① : 動作開始から臀部離床までの力積, ② : 臀部離床から床反力最大到達までの力積, ③ : 床反力最大到達から起立完了までの力積 .

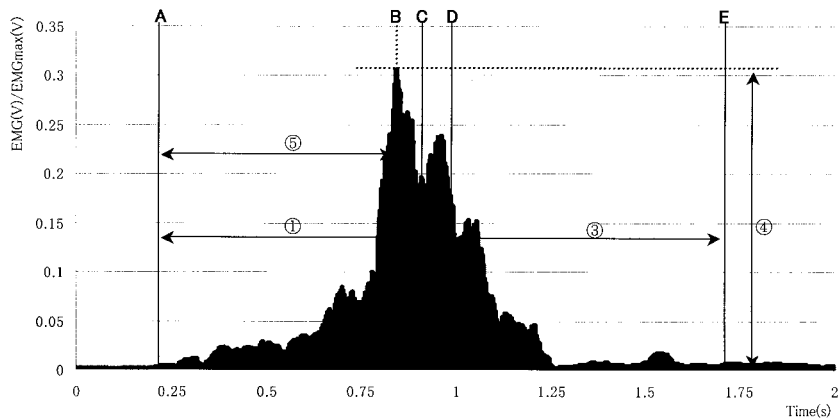


図 4 . 筋放電量評価変数

EMG : 筋放電量, EMGmax : 最大下肢筋力測定時の筋放電量の最大値

① : 動作開始から臀部離床までの筋放電量の積分値, ② : 臀部離床から最大床反力到達までの筋放電量の積分値, ③ : 最大床反力到達から起立完了までの筋放電量の積分値, ④ : 筋放電量の最大値, ⑤ : 筋放電量最大値到達までの時間, A : 動作開始時点, B : EMG 最大値到達時点, C : 臀部離床時点, D : 床反力最大値到達時点, E : 動作終了時点 .

実験装置

フォースプレートは、多方向フォースプレート（竹井機器：T.K.K.1273）を用いた。フォースプレートからの信号はA/D変換され、1/500秒毎にデータ記録計（TEAC：DR-F1）に記録された。EMGの測定は、4チャンネル式筋電図測定器（アニマ：MM2010）を用いた。また椅子の座面から臀部が離れた時点（臀部離床時）を決定するために、フットスイッチ（アニマ：FS）を座面に設置した。このFSは、座面に対して接地・非接地のデータをON・OFF信号としてコンピュータに取り込むことが可能な装置である。筋電図測定器およびFSはいずれも重心動揺解析システム（アニマ：G5500）に接続され、1/500秒毎に同時にデータが記録された。G-5500およびDR-F1の双方に記録されたデータは、測定を開始した時点同期化スイッチにより同期した。図5は本研究の実験システムの概略を示している。

実験手順

被験者は、まず体格（身長、体重および下腿長）および下肢筋力の測定を行った。下肢筋力は背筋力計（竹井機器：Back & Leg Dynamometer）を用いて、被験者が背筋力測定器の上で直立姿勢をとった後、下肢関節のみを屈曲し、背筋力測定器のハンドルを握った姿勢から、膝関節を最大努力にて伸展した時の発揮筋力を測定した。下肢関節屈曲時の膝関節角度は110°であった。測定は、練習後に十分な休憩をとった後に、最大筋力発揮を3秒間行った。測定は2回実施し、2回の測定値の最大値を最大下肢筋力とした。また、立ち上がり動作時のEMGの最大筋力発揮時に対する相対値を算出するため

に、下肢筋力測定時に前脛骨筋および大腿直筋のEMGの測定を行った。先行研究¹⁸⁾において、立ち上がり動作に寄与が高い筋として、大腿直筋、外側広筋、内側広筋および前脛骨筋が報告されている。本研究では、被検筋として大腿直筋および前脛骨筋を選択し、EMGの測定を行った。EMGは、表面電極（アルケア：バイオレクト-10・）を、右脚の大腿直筋、前脛骨筋の2筋の中央部に貼り付け、測定を行った。

下肢筋力の測定後、被験者は椅子の高さが各被験者の下腿長の80%、90%、100%、110%あるいは120%のいずれかの高さに調節された椅子に座り、測定時の姿勢および動作に関する説明を検者から受けた。座位姿勢は、両脚を肩幅に広げ、背筋を真っすぐ伸ばし、胸の前で腕を組み、足関節を90°に保持した姿勢とした（図6）。座位安静の後、被験者は「用意/ハイ」の合図で椅子から素早く立ち、直立姿勢をとった。測定は裸足で実施した。なお、疲労の影響を考慮し、各試行間に休憩を挟み測定を行った。

本研究は、立ち上がり動作を用いた高齢者の下肢筋力評価テスト開発の基礎研究であるため、下肢に負荷をかけることにより筋力を発揮しにくい条件を設定した（加重負荷条件）。また、評価変数の信頼性の検討が目的であるため、各被験者の下肢に対して便宜的に10kgの負荷をかけた。

さらに、加重負荷条件の他に、被験者に重りを持たせない無負荷条件を設定した。被験者は、5条件の椅子の高さからの立ち上がり動作を無負荷条件および加重負荷条件下において、それぞれ2試行ずつ行った。立ち上がり動作時の姿勢および動作様式を図7に示した。

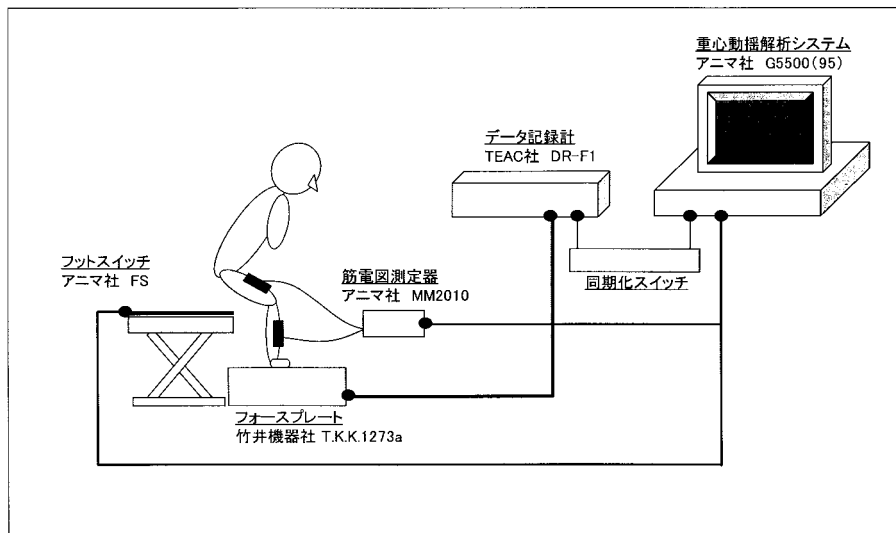


図5. 実験システム

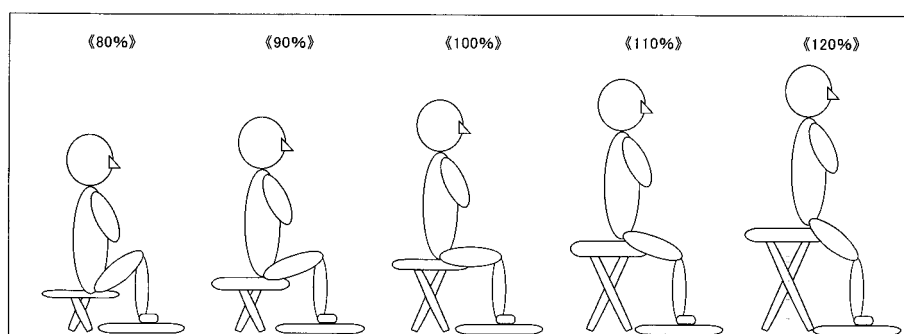


図6．各椅子の高さにおける座位姿勢

注) %で示した数値は、下腿長に対する椅子の高さの相対値を示している。

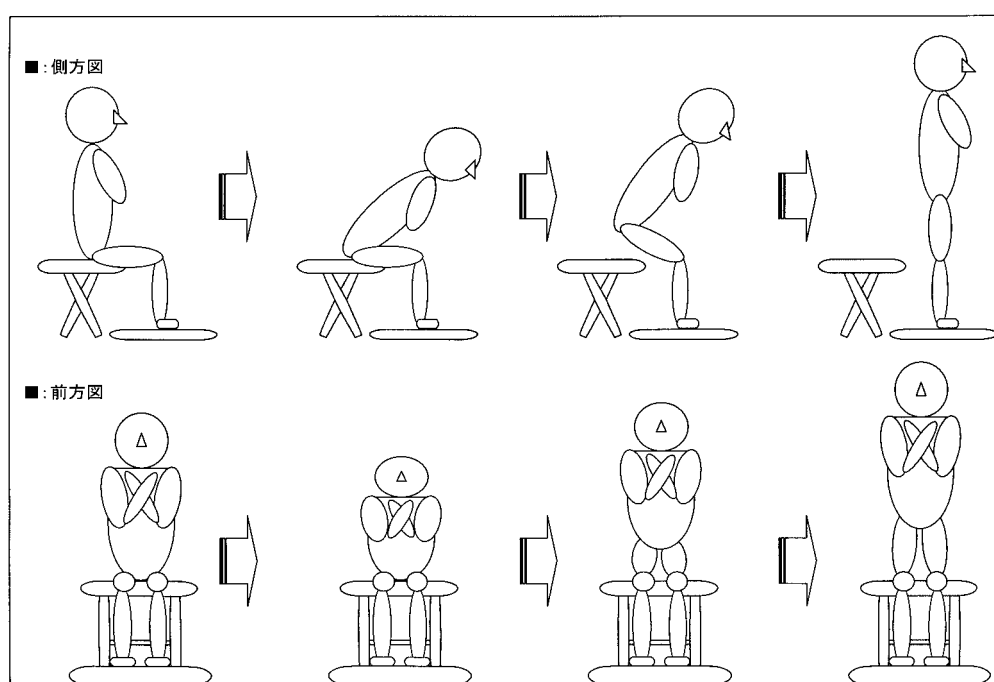


図7．立ち上がり動作時の姿勢および動作様式

解析方法

立ち上がり動作時におけるGRFおよびEMGの発揮パターンの信頼性を検討するために、各被験者の2試行の時系列データの相互相関係数を算出した。また、無負荷および加重負荷条件における各評価変数について試行間の平均値の差異の検定を行った。信頼性は級内相関係数(ICC)より検討した。なお、本研究における統計的仮説検定の有意水準は5%とした。

結果

立ち上がり動作時の床反力(GRF)、大腿直筋および前脛骨筋の筋放電量(EMG)の波形の典型例を図8に示した。立ち上がり動作時のGRFの波形パターンは、動

作開始直後に体幹の前傾動作と同時に減少した後、臀部の離床に伴い急激に上昇し最大値に到達した。その後急激な低下、そして再上昇を示し、動作終了時にはほぼ一定値に安定した。また、EMGの波形パターンは動作開始直後から、前脛骨筋のEMGが増加し、臀部が離床する時点でほぼ最大に到達した。最大到達後は減少し、EMGが0(V)に近くなるが、大腿直筋のEMGは最大の50%程度をGRFが安定するまで維持した。これらの波形はほぼ全ての被験者において、同様なパターンを示した。また、椅子の高さが高くなるにつれ、各筋のEMGは起伏の小さな波形を示した。表1に各測定変数の2試行の時系列データの相互相関係数を示した。各被験者の相互相関係数はZ変換し⁵⁾、Mean ± SDで示した。いずれの測定変数の相関係数も中程度以上であった。

表2および3は、GRFおよびEMGの無負荷および加

表 1 . 各測定変数の相互相関係数の基礎統計値

	無負荷			加重負荷	
	GRF	Mean±SD	Range(Max - Min)	Mean±SD	Range(Max - Min)
	80%	2.5±0.41	0.998 - 0.962	2.5±0.41	0.998 - 0.959
	90%	2.7±0.38	0.996 - 0.959	2.7±0.38	0.997 - 0.965
	100%	2.9±0.69	0.994 - 0.953	3.0±0.34	0.998 - 0.975
	110%	3.2±0.20	0.998 - 0.954	3.1±0.26	0.998 - 0.991
	120%	2.9±0.36	0.997 - 0.956	2.9±0.36	0.998 - 0.985
EMG_大腿直筋	Mean±SD	Range(Max - Min)	Mean±SD	Range(Max - Min)	
	80%	1.7±0.34	0.992 - 0.865	1.7±0.38	0.984 - 0.824
	90%	2.0±0.87	0.987 - 0.747	2.0±0.90	0.999 - 0.738
	100%	1.8±0.59	0.995 - 0.818	1.8±0.63	0.995 - 0.779
	110%	1.9±0.76	0.978 - 0.773	1.9±0.78	0.998 - 0.752
	120%	1.8±0.56	0.991 - 0.792	1.8±0.58	0.991 - 0.754
EMG_前脛骨筋	Mean±SD	Range(Max - Min)	Mean±SD	Range(Max - Min)	
	80%	1.6±0.34	0.988 - 0.731	1.5±0.33	0.972 - 0.731
	90%	1.7±0.42	0.982 - 0.743	1.6±0.41	0.980 - 0.726
	100%	1.8±0.47	0.988 - 0.840	1.7±0.48	0.988 - 0.800
	110%	1.8±0.52	0.998 - 0.801	1.7±0.53	0.993 - 0.797
	120%	1.5±0.34	0.982 - 0.812	1.6±0.35	0.970 - 0.765

注)GRF:床反力, EMG:筋電図

表 2 . 無負荷条件の各評価変数の試行間の平均値の差異の検定および級内相関係数値

No. 床反力力変数	80%		90%		100%		110%		120%	
	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC
①	1.296	0.826	0.095	0.984	0.000	0.977	0.236	0.932	0.159	0.958
②	0.672	0.870	0.999	0.408	0.560	0.954	0.020	0.819	0.894	0.401
③	0.018	0.962	0.801	0.987	0.945	0.875	0.439	0.981	1.409	0.977
④	0.291	0.983	0.135	0.994	0.217	0.965	0.452	0.990	1.745	0.995
⑤	0.008	0.981	0.002	0.917	0.926	0.825	0.533	0.963	0.711	0.915
⑥	0.007	0.999	0.000	0.978	0.931	0.928	0.002	0.985	1.708	0.892
⑦	1.332	0.990	0.003	0.963	0.483	0.957	0.098	0.979	1.509	0.850
⑧	0.127	0.990	0.531	0.995	0.651	0.960	0.159	0.991	0.168	0.987
床反力時間変数										
①	0.038	0.856	0.218	0.926	1.070	0.875	0.069	0.747	3.105	0.874
②	0.205	0.897	0.801	0.859	0.290	0.977	0.091	0.938	0.836	0.974
③	2.457	0.986	0.970	0.909	0.047	0.920	0.046	0.958	0.097	0.955
④	0.147	0.985	1.442	0.975	0.004	0.981	0.001	0.968	0.001	0.986
⑤	0.221	0.982	1.335	0.969	0.057	0.979	0.033	0.974	0.556	0.969
⑥	0.716	0.689	2.609	0.994	0.023	0.735	0.229	0.978	0.688	0.822
⑦	1.592	0.911	1.227	0.999	0.081	0.866	1.331	0.966	1.794	0.953
床反力力積変数										
①	1.028	0.818	1.583	0.981	0.074	0.909	0.131	0.891	2.231	0.819
②	0.620	0.377	1.331	0.787	0.118	0.679	0.071	0.947	1.358	0.886
③	2.033	0.921	0.250	0.993	0.504	0.936	0.008	0.993	1.683	0.979
大腿直筋										
①	0.558	0.981	0.243	0.997	1.735	0.997	1.208	0.997	1.190	0.999
②	0.515	0.831	0.152	0.999	1.370	0.994	0.562	0.992	1.476	0.999
③	0.106	0.921	0.571	0.998	1.224	0.998	1.968	0.998	1.059	0.939
④	0.788	0.976	1.038	0.994	1.649	0.986	0.207	0.989	1.116	0.946
⑤	0.254	0.483	1.348	0.876	0.037	0.945	0.393	0.994	1.520	0.871
前脛骨筋										
①	1.239	0.980	1.647	0.990	0.330	0.994	1.271	0.988	0.133	0.998
②	0.418	0.979	0.677	0.987	0.092	0.999	0.413	0.999	0.374	0.999
③	0.941	0.976	0.811	0.998	0.754	0.999	1.017	0.991	1.091	0.972
④	1.098	0.964	0.194	0.930	0.205	0.953	0.156	0.959	1.171	0.999
⑤	0.176	0.429	0.603	0.925	0.014	0.900	0.281	0.842	0.012	0.990

注)F:F-値, ICC:級内相関係数

各評価変数No.は, 図4, 5, 6および7に対応

0.75未満のICCは, 強調表示

重負荷条件における各立ち上がり関連評価変数の試行間の平均値の差異の検定結果および級内相関係数 (ICC) を示している。

無負荷条件におけるGRF評価変数では, ICC=0.913 ± 0.119であった。椅子の高さが下腿長の80%時のGRF力積変数において最小値 (ICC=0.377) を, 下腿長の

90%時のGRF時間変数'において最大値 (ICC=0.999) を示した。加重負荷条件においては, ICC=0.776 ± 0.211であった。下腿長の90%時のGRF時間変数において最小値 (ICC=0.043) を, 下腿長の110%時のGRF力変数において最大値 (ICC=0.960) を示した。また無負荷条件におけるEMG評価変数では, ICC=0.949 ± 0.109で

表3. 加重負荷条件時の各評価変数の試行間の平均値の差異の検定および級内相関係数

No. 床反力変数	80%		90%		100%		110%		120%	
	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC	F	ICC
①	1.033	0.726	0.019	0.906	0.938	0.856	5.167	0.314	0.039	0.268
②	0.015	0.886	2.985	0.859	0.010	0.910	0.144	0.856	0.970	0.694
③	0.019	0.921	0.025	0.951	0.279	0.845	0.001	0.960	0.843	0.905
④	0.882	0.804	0.002	0.923	1.723	0.898	3.480	0.750	0.001	0.650
⑤	0.041	0.929	0.452	0.939	0.342	0.847	0.019	0.942	0.281	0.878
⑥	0.090	0.932	0.157	0.922	0.135	0.914	0.974	0.958	0.287	0.937
⑦	0.033	0.884	0.182	0.813	0.054	0.929	1.071	0.880	0.107	0.921
⑧	1.109	0.693	0.009	0.884	0.217	0.782	4.540	0.272	0.020	0.241
床反力時間変数										
①	1.698	0.677	2.802	0.043	0.145	0.582	0.167	0.493	1.310	0.692
②	1.210	0.904	1.922	0.432	0.042	0.796	0.190	0.775	0.793	0.870
③	1.244	0.800	0.029	0.796	0.155	0.796	0.002	0.889	0.592	0.916
④	0.511	0.889	1.227	0.527	0.052	0.781	0.370	0.926	0.213	0.893
⑤	0.903	0.947	1.645	0.351	1.279	0.898	1.339	0.941	0.554	0.900
⑥	0.134	0.713	1.108	0.250	0.391	0.804	4.805	0.915	0.007	0.811
⑦	0.527	0.322	0.956	0.056	0.110	0.821	5.955	0.899	0.052	0.862
床反力力積変数										
①	5.695	0.772	1.822	0.819	0.484	0.847	1.074	0.922	0.006	0.895
②	0.102	0.527	0.151	0.840	3.762	0.867	0.066	0.824	0.574	0.867
③	0.125	0.803	1.186	0.836	2.397	0.957	5.489	0.886	0.310	0.877
大腿直筋										
①	0.622	0.907	2.779	0.968	1.266	0.922	0.696	0.985	1.046	0.961
②	2.753	0.947	0.880	0.994	1.168	0.983	0.068	0.997	0.909	0.993
③	0.163	0.976	0.695	0.993	0.354	0.998	1.400	0.999	0.849	0.983
④	1.634	0.986	0.734	0.996	0.600	0.999	0.042	0.999	0.742	0.999
⑤	1.641	0.050	0.229	0.693	2.166	0.671	0.231	0.707	0.008	0.083
前脛骨筋										
①	1.324	0.920	0.489	0.991	0.862	0.922	0.746	0.986	1.157	0.963
②	0.932	0.960	0.388	0.999	2.161	0.982	0.426	0.997	1.107	0.993
③	0.003	0.997	0.547	0.999	0.803	0.998	1.330	0.999	1.079	0.983
④	0.628	0.839	0.290	0.882	0.641	0.917	0.421	0.981	0.181	0.981
⑤	1.947	0.135	0.297	0.651	5.525	0.732	0.078	0.873	1.255	0.847

注) F: F-値, ICC: 級内相関係数
各評価変数No.は, 図4, 5, 6および7に対応
有意なF-値および0.75未満のICCは, 強調表示

あった。下腿長の80%時の前脛骨筋変数において最小値 (ICC=0.429) を, 下腿長の110%時の前脛骨筋変数において最大値 (ICC=0.999) を示した。加重負荷条件においては, EMG 評価変数で, ICC=0.886 ± 0.221であった。下腿長の80%時の前脛骨筋変数において最小値 (ICC=0.050) を, 下腿長の120%時の大腿直筋変数において最大値 (ICC=0.999) を示した。

また, 加重負荷条件の2試行間の平均値においてのみ, 次のいくつかの評価変数に有意差が認められた。GRF 評価変数における, 下腿長の80%時のGRF力積変数, 下腿長の110%時のGRF力変数, GRF時間変数, およびGRF力積変数。またEMG 評価変数における, 下腿長の100%時の前脛骨筋変数。

考 察

椅子からの立ち上がり動作は, 体幹の屈曲と足関節の背屈に続き, 膝関節および股関節の伸展, 足関節の底屈を伴う動作で⁸⁾, 膝関節および股関節伸展筋群が主に働く^{10, 14, 18)}。特に大腿四頭筋の働きは重要とされ, その筋

力低下は椅子からの立ち上がり動作の制限因子とされている¹²⁾。椅子からの立ち上がり動作は, 下肢筋群の動的な運動により行われ, この下肢筋群の筋力測定には専用の筋力測定器が必要である。中谷ら¹⁴⁾は, 筋力測定器(キックフォース)を用いて, 高齢者の動的な筋力測定を試みたが, ほとんどの高齢者において, 測定上の条件から筋力発揮が困難であり, 評価できなかつたと報告している。したがって, 筋力測定器を用いた測定は, 高齢者においては実施困難と考えられる。一方, 簡便法として, 垂直跳びや立ち幅跳びのような運動成就を手掛かりとする動的な下肢筋力の評価方法は, 測定値に体格要因や技術的な要因が大きく関与するという問題点がある²⁰⁾。また, これまで検討されてきた椅子からの立ち上がり動作を利用したフィールドテスト²⁾は, 成就回数や成就時間のみ着目しており, 下肢に関節障害を有する高齢者にとって安全性の問題が考えられる。これらに対して, 本研究で選択した立ち上がり動作を利用した動的な筋力の測定は, 測定姿勢や動作を規定しやすく, 日常生活活動動作 (ADL) に基づいた動作であるため, 高齢者においても実施可能で, 実用性が高いと考えられる。さらに, 測定結果を日常生活動作の成就に当てはめてフ

ィードバックできる利点もある。我々は立ち上がり動作時の床の踏み込み局面を定量的に捉え、踏み込みの速度や床反力のピーク値等が各個人の下肢筋力発揮をより詳細に捉えうる可能性に着目し、まず本研究において床反力 (GRF)、筋放電量 (EMG) の発揮パターンおよび立ち上がり関連評価変数の信頼性について検討した。立ち上がり動作の動作分析を実施した島田ら¹⁸⁾、Millington, P.J. et al.¹³⁾、Engardt, M. et al.⁷⁾ が提示している立ち上がり動作時の GRF の波形と本研究において観察された波形 (図8) とはほぼ類似したものであった。さらに立ち上がり動作時における GRF および EMG の試行間の相互相関係数 (表1) は、無負荷および加重負荷条件、あるいはいずれの椅子の高さにおいても高く、また被験者内および被験者間においても類似した波形が得られたことから、一般的な波形であり、且つ高い再現性を有すると考えられる。

本研究において選択した28の立ち上がり関連評価変数の級内相関係数 (ICC) は、無負荷および加重負荷条件、あるいはいずれの椅子の高さに、全般的に中程度以上であった (ICC 0.75)。Fleiss, J.L.⁹⁾ は、高い ICC として0.75を提示している。また、Currier, D.P.³⁾ は、ICC が0.7以上で信頼性は良好であると報告している。これらから、本研究における立ち上がり関連評価変数の全体的な信頼性は保証されると考えられる。さらに、ほぼ全ての評価変数において、有意な試行差は認められなかった。しかし、加重負荷条件下の7変数においてのみ有意

な試行差が観察されたことや、ICCの低い評価変数が加重負荷条件下に多く、さらに、これらの評価変数が筋力発揮局面に至っていない立ち上がり動作開始および完了局面に多く観察される傾向にあったことは注目される。本研究では、加重負荷条件を高齢者の衰えた筋肉を想定し設定した。以上から、高齢者を対象とした下肢筋力評価方法を検討するにあたって、立ち上がり動作開始および完了局面を除く、下肢筋力発揮局面の評価変数の適用可能性が示唆されたと考えられる。

本研究では、青年男性を対象として、1回立ち上がり動作時の GRF、EMG の発揮パターンおよび立ち上がり関連評価変数の信頼性を検討した。今後、立ち上がり動作を用いた下肢筋力の評価方法を確立するために、立ち上がり関連評価変数と下肢筋力との関連性、性差および年代差等の検討の必要性が挙げられる。

まとめ

本研究の目的は、5つの異なる高さからの1回立ち上がり動作時における筋力発揮局面の床反力 (GRF)、筋放電量 (EMG) の発揮パターンおよび立ち上がり関連評価変数の信頼性を検討することであった。

無負荷および加重負荷条件における、いずれの高さの椅子からの立ち上がり動作時の GRF および EMG の発揮パターンも、高い再現性を示した (表1)。

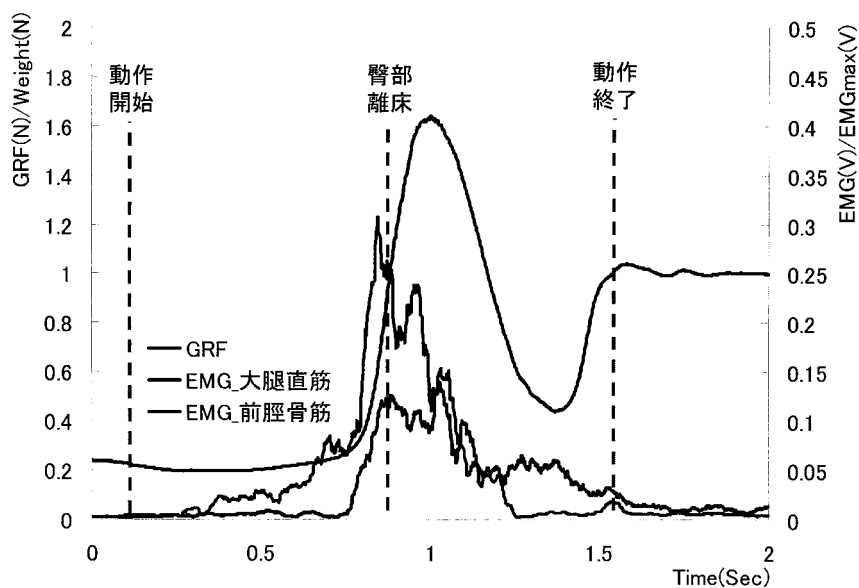


図8．立ち上がり動作中の床反力および筋電図の波形の典型例 (ID Sub3)

注) 図に示した大腿直筋および前脛骨筋の筋放電量は、測定した各時系列データに対して、整流・平滑化処理を施したものである。

また、本研究において選択した28の立ち上がり関連評価変数の級内相関係数（ICC）は、一般的に中程度以上（ICC 0.75）であり、信頼性は高いと考えられる。しかし、無負荷条件と比較し、加重負荷条件の筋力発揮局面に至っていない立ち上がり動作開始直後および動作完了局面の評価変数において、低いICCおよび有意な試行差が観察された（表2および表3）。

以上、1回立ち上がり動作時におけるGRFおよびEMGの発揮パターン、立ち上がり関連評価変数の信頼性は概ね高く、今後の検討可能性が示唆された。

文 献

- 1) Bohannon, R.W., Hull, D. and Palmeri, D. (1994) Muscle strength impairments and gait performance deficits in kidney transplantation candidates. *American journal of kidney disease*, 24 : 480-485.
- 2) Bohannon (1995) Sit-to-stand test for measuring performance of lower extremity muscle, *Perceptual and Motor Skills*, 80 : 163-166.
- 3) Currier DP (1990) Elements of research in physical therapy. (3rd edition) Baltimore, Williams & Wilkins, 150-171.
- 4) 出村慎一，松澤甚三郎，多田信彦，島田茂，池本幸雄（2002）テキスト 保健体育，大修館書店：東京。
- 5) 出村慎一（1996）例解 - 健康・スポーツ科学のための統計学，大修館書店：東京，pp.189-108。
- 6) 出村慎一，佐藤進（2001）特集：めまい治療と平衡訓練 - 平衡訓練の対象疾患 高齢者のADLと起立・歩行能力，*JOHNS*，17 : 909-912。
- 7) Engardt, M., Ribbe, T., Olsson, Elisabeth. (1993) Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down, *Scand J Rehab Med*, 25 : 41-48.
- 8) 江原義弘，山本澄子（2001）ボディダイナミクス入門 - 立ち上がり動作の分析，医師薬出版株式会社：東京。
- 9) Fleiss JL. (1981) Statistical Method for Rates and Proportions. John Wiley & Sons. Toronto, Ontario, Canada.
- 10) Gross, M.M., Stevenson, P.J., Charette, S.L., Pyka, G. and 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.
- 11) Guralnik, J.M., Simonsick, E.M., Ferrucci, L., Glynn, R.J., Berkman, L.F., Blazer, D.G., Scherr, P.A. and Wallace, R.B. (1994) A short physical performance battery assessing lower extremity function: Association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission, *Journal of gerontology: MEDICAL SCIENCE*, 49 : M85-M94.
- 12) Hughes, M.A., Myers, B.S. and Schenkman, M.L. (1996) The role of strength in rising from a chair in functionally impaired elderly, *J Biomech*, 29 : 1509-1513.
- 13) Millington, P.J., Myklebust, B.M., Shambes, G.M. (1992) Biomechanical analysis of sit-to-stand motion in elderly persons, *Arch Phys Med Rehabil*, 73 : 609-617.
- 14) 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(5) : 451-461。
- 15) Noro, A., Naro, S. (1996) Health-related quality of life among the least dependent institutional elderly compared with the non-institutional elderly population, *Quality of Life Research*, 5 : 355-366.
- 16) 佐藤進，出村慎一，松澤甚三郎，野田洋平，宮口尚義，多田信彦，小林秀紹，郷司文男，南雅樹，菅野紀昭（2000）在宅高齢者のためのADL調査票の作成：有効な調査項目および評価尺度の提案，*体育学研究*，45(4) : 472-488。
- 17) Seeman, T.E., Charpentier, P.A., Berkman, L.F., Tinetti, M.E., Guralnik, J.M., Albert, M., Blazer, D. and Rowe, J.W. (1994) Predicting changes in physical performance in a high-functioning elderly cohort: MacArthur studies of successful aging, *Journal of gerontology: MEDICAL SCIENCE*, 49 : M97-M108.
- 18) 島田洋一，加賀谷斉，宮本誠也（1999）立ち上がり動作の解析，*総合リハビリテーション*，27(11) : 1023-1028。
- 19) Thapa, P.B., Gideon, P., Fought, R.L., Kormicki, M. and Ray, W (1994) Comparison of Clinical and biomechanical measures of balance and mobility in elderly nursing home residents, *Journal of American geriatrics society*, 42 : 493-500.
- 20) 山本利春（2001）スポーツ医科学基礎講座3 - 測定と評価 - 現場に活かすコンディショニング，Book House HD：東京。