

3次元空間計測からみた立ち上がり動作の 反復による疲労の検討

染矢富士子 浅井 仁*

要 旨

立ち上がり動作を疲労するまで反復させると、立ち上がり後に重心動揺が前後方向で増加することが報告されており、この動揺が身体部位のどこの動きに起因しているか磁気センサー式3次元空間計測装置を用いて検討した。対象は女子大生15名で、磁気センサーを足背、下腿中央、大腿中央、剣状突起部に貼り、疲労するまで立ち上がり動作をさせた。その結果、最大振幅は立ち上がり、立位保持の動作中では差がなく、座り動作時に足背の前後方向で有意な増加を認めた。また、加速度では、立位保持時に足背の上下方向、座り動作時に下腿の前後、左右方向、大腿の上下方向でそれぞれ有意な増加を認めた。以上より、立ち上がり後において、身体部位の振幅から重心動揺の増加を説明することはできなかった。しかし、座り動作での振幅や加速度の増大から、筋疲労による下腿の活動筋の交代が示唆され、立位時の重心動揺が足関節モーメントの変化により生じている可能性が示された。

KEY WORDS

repetitive exercise, fatigue, three-dimensional analysis

はじめに

近年、エルゴメーターなどによる動的運動後の重心動揺の増加が報告されるようになり¹⁾、立ち上がり動作を連続して施行させても、動作中の重心動揺が増加し、特に立ち上がり直後に前後方向で著明となることが示されている²⁾。一般的に、立位保持姿勢での前後方向の動揺を制御しているのは足関節が主であり、膝および股関節も姿勢の立ち直りに関与していることがわかっている³⁾。しかし、疲労を伴う動的運動中における重心動揺の振幅の変化については、身体部位のどこの動きに起因しているか検討されていない。

そこで今回、立ち上がり動作を疲労するまで行なわせ、動作中の身体部位の動きを3次元空間計測した。更に、動作反復中に得られたデータのうち、各身体部位の最大振幅と加速度について経時的に検討した。

対象と方法

対象は、本学の女子大生15名で、年齢 21.9 ± 0.2 歳、身長 158.5 ± 1.7 cm、下腿長 38.6 ± 0.9 cm（平均±標準誤差）であった。磁気センサー式3次元空間計測装置SPACE-WIN（株式会社エムピージャパン 3SF0002）のセンサーを、左足背中央部（外果と左足第2指との間の中心位置）、左下腿部前面（膝蓋骨中央と外果との間の中心位置）、左大腿部前面（大転子と膝蓋骨中央との間の中心位置）、剣状突起部にサージカルテープで皮膚に直接貼り付けた。センサーの精度は位置において0.8mmである。また、サンプリングは30Hzとした。動作中のセンサーのデータは、前後方向をX軸、左右の方向をY軸、上下方向をZ軸の3次元に分解して解析を行った。

対象者は、1Hzのメトロノームの音に合わせて、40cmの台より1秒で立ち上がり、1秒で座るという一連の反復動作を疲労するまで施行した。この動作を剣状突起部のZ軸方向の波形（図1）とパソコンに表示されるキューブ画像（図2）により、体幹が前

金沢大学医学部保健学科作業療法学専攻

* 金沢大学医学部保健学科理学療法学専攻

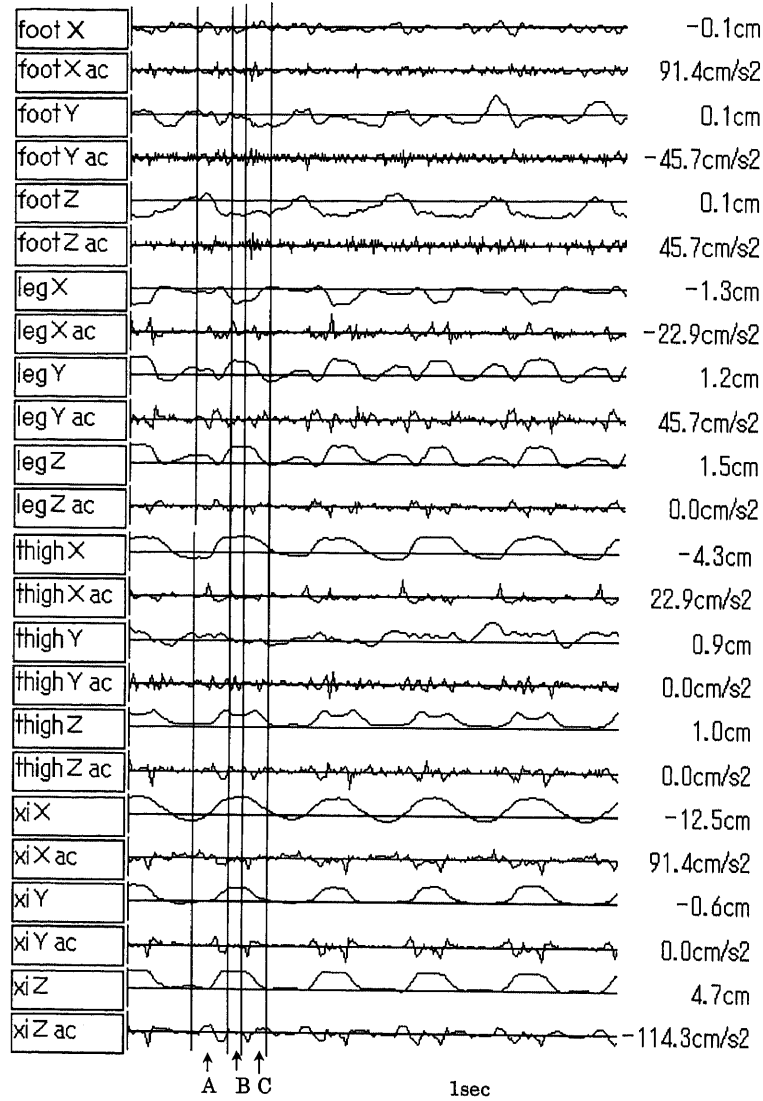


図1. 反復動作の代表的波形。身体部位で xi は剣状突起を示す。運動軸を表す X, Y, Z の後の ac は加速度を示す。A は立ち上がり動作, B は立位保持, C は座り動作の期間を示す。縦軸はオートスケールとなっており、右端の数値は A の開始時の値を示している。

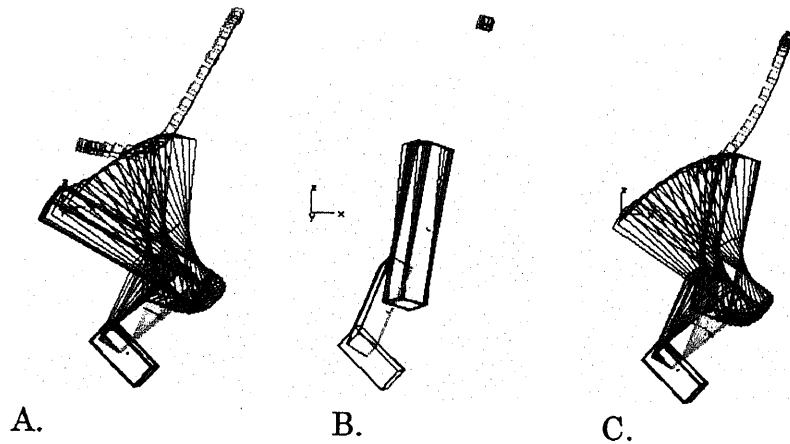


図2. 動作時の連続キューブ画像 (側面)。A は立ち上がり動作, B は立位保持, C は座り動作を示す。3次元の方向を示す運動軸の長さは 5 cm である。

表1. 各動作の所要時間 (sec)

反復動作時間	0%	25%	50%	75%	100%
立ち上がり	0.83±0.02	0.83±0.02	0.84±0.03	0.84±0.02	0.85±0.02
立位保持	0.21±0.02	0.22±0.02	0.22±0.03	0.24±0.03	0.22±0.03
座り	0.64±0.02	0.62±0.01	0.64±0.02	0.63±0.02	0.65±0.02

平均値±標準誤差. n=15.

下方に移動し始めてから上方に移り最も高い位置に到達するまでを立ち上がり動作、立ち上がり完了から体幹が下方へ移動し始めるまでを立位保持、体幹が下方へ移動し始めてから最も低い位置に到達するまでを座り動作とする3動作に分割した。この3動作において、反復動作時間の0, 25, 50, 75, 100%時点での5回分(0%では直後の5回分, 100%では直前5回分)について、所用時間の平均値, 3軸方向の最大振幅の平均値, 加速度の絶対値の最大値をデータとして採用した。

統計処理は、所要時間, 最大振幅, 加速度それぞれについて、反復動作時間で、一元分散分析を行った。更に、差があったものについては、反復動作時間0%の値を基準に対応のあるt-検定を行った。なお有意水準は5%とした。得られた値は平均±標準誤差で示した。

結 果

疲労に達するまでの動作反復回数は、285±70回であった。3動作に要する時間は、立ち上がり動作で最も長かったが、どの動作においても経時的に有意な変化はみられなかった(表1)。最大振幅では、立ち上がり, 立位保持の動作においては差がなく、座り動作で足背部のX軸方向において75%時点より有意な増加がみられた(表2)。加速度では、立ち上がり動作で差がなかったが、立位保持で足背部のZ軸方向の値が100%時点で増加し、座り動作で下腿部のX, Y軸, 大腿部のZ軸方向において、それぞれ25%時点から増加を認めた(表3)。

考 察

立ち上がり, 立位保持, 座りの3動作の所要時間については、疲労に伴う変化を認めなかった。この説明として、動作の反復の終了理由があげられる。つまり、疲労したとして動作を自ら中止した対象者は15名中12名、メトロノームの音に合わせられなくなった対象者は3名であり、いずれも反復動作がリズムに合わせて可能な時間内のデータを採用している。そのため、各所要時間に差がみられる前に、

計測が終了したものと考えられた。ところで、疲労の影響としてみられた、立位保持時の前後方向における重心動揺の増大は、身体部位の動きについても前後方向の振幅で捉えられると予測していた。しかし、立位保持時には、最大振幅は統計的に変化を認めなかった。過去の報告で、静止立位に対し前後方向の外乱刺激を加えると、最初の150msecの間、前脛骨筋と腓腹筋が収縮し、足関節において姿勢調節することがわかっている⁴⁾。今回の立位保持時間は平均で200msecを超えており、反応時間としては十分な長さであったが、疲労により速筋である前脛骨筋の収縮が減少し足関節の背屈が腓腹筋でも制御されるようになる⁵⁾といわれている。つまり、報告されている疲労時の重心動揺の増加²⁾は、身体部位の振幅の増大としては検出できなかったが、活動筋の交代による足関節のモーメントの変化を捉えている可能性があると考えられた。

今回の立位保持時にみられる、足背部の上下方向の加速度の増加については、足底筋による足部のアーチの動きを捉えていると考えられる。しかし、同部位での振幅の変化は、測定精度以下の小さな動きであり、今後の検討課題としたい。

座り動作における足背部の前後方向の振幅の経時的増加は、疲労した前脛骨筋の不十分な収縮による足関節の底屈を示していると思われる。前足部を床に接地させて足関節を底屈位にすると、足部のセンサーは前足部を回転の中心とする弧を描く。この時、足背部の高さが高いほど、センサーの前方への移動が大きくなる。これまでのところ、この座り動作での重心動揺の増大は示されていないため、今回の足背部の動きは、重心の不安定性に影響を与えない程度と考えられる。

座り動作における加速度の増加は、反復動作時間の25%時点から下腿と大腿部に認められた。これについても、疲労により前脛骨筋と腓腹筋のトルク比が変化した結果、下腿の動きの制御が不安定になったと考えられる。大腿部の加速度については、下腿の加速度の変化が反映されたと考えられる。また、剣状突起部の加速度も増加の傾向がみられるが、有

表 2. 各動作の最大振幅 (cm)

A 立ち上がり動作

反復動作時間	0%	25%	50%	75%	100%
foot X	0.57±0.05	0.58±0.07	0.69±0.12	0.71±0.14	0.71±0.15
Y	0.35±0.03	0.41±0.05	0.41±0.05	0.48±0.08	0.44±0.06
Z	0.28±0.03	0.36±0.04	0.35±0.05	0.39±0.05	0.38±0.04
leg X	5.49±0.37	5.55±0.34	5.95±0.38	5.93±0.45	6.03±0.42
Y	4.67±0.29	4.75±0.29	5.17±0.36	5.04±0.39	5.03±0.39
Z	3.68±0.26	3.89±0.28	4.11±0.31	4.09±0.32	4.23±0.33
thigh X	11.55±0.66	12.13±0.68	11.91±0.66	12.54±0.65	12.48±0.55
Y	1.88±0.21	1.89±0.24	2.09±0.21	1.99±0.23	2.03±0.19
Z	4.89±0.28	4.63±0.28	4.74±0.28	4.63±0.30	4.60±0.31
xi X	37.63±1.22	39.44±1.34	38.59±1.33	39.51±1.39	39.43±1.44
Y	7.04±0.99	7.91±1.09	7.97±1.15	8.41±1.20	7.97±1.21
Z	34.33±1.15	34.05±1.15	33.77±1.11	33.97±1.17	33.76±1.15

B 立位保持

反復動作時間	0%	25%	50%	75%	100%
foot X	0.19±0.02	0.22±0.02	0.23±0.03	0.22±0.02	0.25±0.03
Y	0.09±0.02	0.08±0.01	0.10±0.01	0.09±0.01	0.09±0.02
Z	0.09±0.01	0.08±0.01	0.07±0.01	0.06±0.01	0.07±0.01
leg X	0.77±0.12	1.09±0.14	0.97±0.15	1.14±0.16	1.07±0.20
Y	0.46±0.06	0.54±0.07	0.52±0.08	0.59±0.07	0.53±0.08
Z	0.22±0.04	0.25±0.03	0.23±0.03	0.27±0.04	0.25±0.04
thigh X	1.04±0.16	1.15±0.14	1.15±0.11	1.51±0.17	1.39±0.22
Y	0.54±0.08	0.64±0.08	0.61±0.08	0.61±0.06	0.63±0.10
Z	0.39±0.06	0.47±0.07	0.49±0.08	0.55±0.08	0.48±0.08
xi X	1.39±0.19	1.34±0.14	1.20±0.17	1.34±0.18	1.17±0.15
Y	0.71±0.13	0.65±0.07	0.62±0.08	0.70±0.09	0.65±0.07
Z	0.57±0.12	0.56±0.08	0.50±0.05	0.51±0.05	0.44±0.05

C 座り動作

反復動作時間	0%	25%	50%	75%	100%
foot X	0.37±0.03	0.36±0.02	0.39±0.02	0.45±0.03*	0.46±0.03*
Y	0.21±0.03	0.21±0.02	0.23±0.03	0.25±0.03	0.26±0.02
Z	0.14±0.01	0.12±0.01	0.13±0.01	0.13±0.01	0.13±0.01
leg X	5.37±0.42	5.75±0.45	6.10±0.47	6.13±0.49	6.07±0.46
Y	4.57±0.29	4.81±0.30	5.13±0.35	5.14±0.38	4.92±0.36
Z	3.48±0.27	3.70±0.25	3.85±0.28	3.85±0.30	3.89±0.28
thigh X	9.15±0.70	8.90±0.57	8.69±0.59	8.82±0.70	8.82±0.60
Y	1.85±0.19	1.97±0.24	2.21±0.18	2.17±0.20	2.01±0.17
Z	4.48±0.30	4.41±0.29	4.48±0.30	4.42±0.31	4.49±0.30
xi X	28.97±0.64	30.19±0.93	30.39±0.99	30.36±1.07	31.29±1.03
Y	6.43±0.83	7.17±1.00	7.23±1.04	7.52±1.01	7.21±1.06
Z	33.65±1.08	33.51±1.05	33.29±1.01	33.35±1.13	33.19±1.12

平均値±標準誤差. n=15. *は動作反復時間 0%の値と比較して p<0.05 (対応ある t-検定).

意差を示すほどではなかった。体幹の動きには、足関節、膝関節、股関節と複数の関節のモーメントが作用しており、足関節に起因する動きは他の関節および体幹筋により制御がされた^{3,4)}ものと思われる。

ところで, Lepers ら¹⁾は、運動を継続することにより姿勢維持能力が低下すると報告しており、その

理由として、固定覚、前庭覚、体性感覚、視覚からの情報が過大となることを述べている。そこで、今回の加速度の増加についても、立ち上がり動作を反復したことにより、感覚系からの情報が過大となり姿勢の制御パターンが変化したことも一因ではないかと考えられた。

表3. 各動作の加速度 (cm/sec²)

A 立ち上がり動作

反復動作時間	0%	25%	50%	75%	100%
foot X	675±51	703±52	741±66	783±91	706±64
Y	299±13	318±22	317±24	341±36	308±22
Z	326±21	323±19	373±56	346±26	345±25
leg X	1397±87	1449±99	1465±98	1588±141	1582±165
Y	1239±67	1248±84	1285±83	1282±131	1299±167
Z	1106±69	1000±76	1026±83	1091±133	1082±123
thigh X	2180±98	2417±146	2546±146	2473±143	2380±139
Y	1212±95	1117±62	1145±59	1181±97	1231±101
Z	948±43	949±50	1021±64	1067±81	1033±91
xi X	2495±140	2694±110	2682±142	2914±153	2795±150
Y	1426±159	1416±128	1431±136	1507±152	1455±147
Z	3744±185	3618±171	3555±176	3627±177	3479±194

B 立位保持

反復動作時間	0%	25%	50%	75%	100%
foot X	474±22	541±24	526±31	541±29	585±31
Y	219±11	232±17	226±15	239±17	267±24
Z	229±15	218±10	255±14	238±9	267±11*
leg X	1314±137	1482±97	1446±112	1441±124	1329±136
Y	806±78	1023±58	962±73	998±79	926±90
Z	485±63	529±60	515±48	562±77	568±67
thigh X	1017±118	1154±85	1253±83	1294±105	1158±106
Y	841±105	980±86	917±61	1048±107	907±98
Z	549±71	641±52	623±47	652±69	568±61
xi X	1537±144	1523±161	1550±142	1568±164	1502±130
Y	908±117	1041±116	988±103	1088±140	1070±126
Z	1866±249	1800±310	1638±241	1833±282	1731±237

C 座り動作

反復動作時間	0%	25%	50%	75%	100%
foot X	572±24	678±34	675±50	637±44	681±44
Y	256±7	268±16	280±23	283±11	322±33
Z	271±9	283±18	293±15	273±14	305±21
leg X	1129±70	1375±101*	1462±90*	1436±76*	1442±88*
Y	915±40	1141±60*	1168±68*	1236±74*	1291±90*
Z	741±49	852±65	806±54	814±46	909±63
thigh X	1798±105	1827±143	1876±136	1821±110	2071±160
Y	1133±81	1332±117	1346±77	1404±110	1505±111
Z	1004±58	1191±78*	1170±80*	1164±60*	1320±74*
xi X	2848±144	3138±187	3106±198	3061±182	3135±195
Y	1394±181	1609±196	1599±208	1641±226	1571±210
Z	4591±388	4883±421	4841±443	4857±438	4956±432

平均値±標準誤差。n=15。*は反復動作時間0%の値と比較してp<0.05(対応あるt-検定)。

以上、立位保持時の前後方向への重心動揺の増加について、3次元解析による身体部位の振幅の増大で示すことはできなかったが、足関節のモーメントの変化で生じる可能性が示唆された。過去の研究で、立位姿勢の安定性は加齢と共に低下し、足関節の底背屈筋力と相関があることが報告されている⁶⁾。高

齢者、廃用症候群での立ち上がり動作については、下肢近位筋の筋力低下が問題となるが、立ち上がった後の立位安定性については、足関節の底背屈のモーメントにも注意して動作訓練を進めるとよいと思われる。

まとめ

成人女性15名を対象に、一定の周期で立ち上がり動作を反復させ、疲労による影響を、足背部、下腿部、大腿部、剣状突起部の4カ所について最大振幅、加速度に注目し3次元解析を行った。

1. 反復動作を、立ち上がり、立位保持、座りの3動作に分け、各所用時間を測定したが、疲労による影響は認められなかった。
2. 足背部の前後方向の最大振幅は、座り動作時に、反復時間の75%時以降で、有意に増加した。
3. 加速度は、立位保持時の足背部の前後方向と、座り動作時の下腿、大腿部で増加が認められた。

文 献

- 1) Lepers, R. et al. : Posture control after prolonged exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 76 : 55-61, 1997.
- 2) Someya, F. et al. : Fatigue effect on the center of gravity of whole body during dynamic exercise. *Memoirs Health Sci. Med. Kanazawa Univ.*, 24 : 151-153, 2000.
- 3) Mihelj, M. et al. : Postural activity of constrained subject in response to disturbance in sagittal plane. *Gait Posture*, 12 : 94-104, 2000.
- 4) Runge, C.F. et al. : Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture*, 10 : 161-170, 1999.
- 5) Gurfinkel, V.S. et al. : Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neurosci.*, 68 : 229-243, 1995.
- 6) 藤原勝夫他 : 立位姿勢の安定性における年齢および下肢筋力の関与。 *人類誌*, 90 : 385-400, 1982.

Study of fatigue produced by repetitive standing up exercise : A three-dimensional analysis.

Someya Fujiko, Asai Hitoshi

ABSTRACT

Fatigue produced by repetitive standing up exercise is known to affect postural stability. We reported previously that fatigue increased body sway in an anteroposterior direction just after standing up. In this study we examined the positions of the four body parts during repetitive standing up exercise by using a magnetic three-dimensional analyzer to assess the motion of body parts causing body sway. Position sensors were put on the left dorsal foot, the middle of the lower leg, the middle of the thigh, and on the xiphoid process of 15 volunteer female university students with a mean age of 21.9 years and a mean height of 158.5cm. They were asked to repeat standing up and sitting down using a 40.0cm high seat until exhausted. The exercise was divided in to three phases : standing up, just after standing up, and sitting down. The duration of each phase remained the same throughout the experiment. The maximum position amplitude in any of three directions (anteroposterior, lateral, and vertical) did not change during the standing-up and just-after-standing-up phases, but in the dorsal foot the anteroposterior maximum amplitude increased during the sitting-down phase. An increase in the vertical maximum acceleration was observed in the dorsal foot just after the standing-up phase. During the sitting-down phase, the maximum anteroposterior and lateral acceleration in the lower leg and the maximum vertical acceleration in the thigh also increased. These results do not directly account for the increased body sway just after standing up. However, changes in maximum amplitude and acceleration during the sitting-down phase suggest leg muscle fatigue, so that the increase in body sway can be assumed to be the result of conversion of the ankle joint moment produced by the residual functioning leg muscles.