

端座位からの立ち上がり力 — 頭部の加速度による —

清水 順市 生田 宗博* 柴田 克之*

Key words

force of standing, acceleration

はじめに

端座位からの立ち上がり動作に際して発生する力について、Yoshidaら¹⁾は座面と足部に発生する力を同一の床反力計で測定した。また、生田ら²⁾は臀部と足部の垂直荷重を各別個に測定し、上体の動作によって体重支持を臀部から足部に移すことを解析した。その後、立ち上がり動作は動作を起こすための力の発生源である筋活動の測定・解析に視点が移り、染矢ら³⁾、横川ら⁴⁾などの報告がある。今回は、臀部と足部で支えていた全体重の支持を足部に移すために、上体を前傾させることで発生させた力を、頭部に取り付けた三次元加速度計の測定データから算定する事を試みたので報告する。

対象と方法

対象は年齢19歳から23歳で平均 20.7 ± 1.3 歳の健常な大学生の女性13名であり、身長は1.55mから1.62mで平均 1.58 ± 0.04 mで、体重は41.4kgから58.6kgで平均 51.1 ± 5.6 kgであった。

図1のように、ゴムバンドに取り付けた三次元加速度計を被験者の耳介の上に装着させ、有線にてコンピュータに取り込み周波数500Hzで測定し解析した。各被験者の下腿部の長さ(足底から膝関節裂隙)に高さを調節した台の座面上に背を伸ばして腰を下ろさせ、膝関節屈曲 90° で床に足底を全面接地した端座位をとらせ、これを初期姿勢とした。足位置を保ち初期姿勢から各被験者の普段の方法で立ち上がる動作を3回行わせ、3回目の動作で頭部の加

速度を初期姿勢から5秒間測定した。データはMicrosoft Excelに取り込み図形描画し、統計はJMIP 6も加え処理した。尚、加速度の測定値を基に、上体の動作に伴って発生する前方向への力と下方向への力を試算するために、必要とした上体の重心位置の座面からの高さの座高に対する比率(パーセント)を、BrauneとFisher⁵⁾の遺体実測値に基づいて、図1に表示した。

結 果

図2は1名の、初期姿勢から立ち上がり終える間3秒の前方向の加速度(前方加速度)と下方向の加速度(下方加速度)の変化であり、位相の差は0.04sec以下で、ほぼ同じ様相を呈した。全対象の平均は図3に示すように、加速度は、まず後・下方のピーク(LP1)に、そしてzero(Z1)から、大きく前・上方のピーク(UP)に向かい、再び急速にzero(Z2)を過ぎて、後・下方のピーク(LP2)に至り、前後と上下の変動を呈した後に、zero線に会合し、やがて立ち終わった(Z3)。ただし、図3は平均であるが、Z1を通過せずLP1からUPに至る者は1名、LP2のカーブがなだらかな者は3名いた。全被験者で鮮明に現れたのは、体重の支持を臀部から前方の足部へ移動させる力を発生させる動作²⁾の加速度を示すUPであった。対象13名の、LP1とUP、Z1とZ2とZ3の時間(sec)と、前方加速度(G)と下方加速度(G)の、平均値と標準偏差を表1に示した。

神奈川県立保健福祉大学保健福祉学部リハビリテーション学科作業療法学専攻
*金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻リハビリテーション科学領域活動能力回復学講座

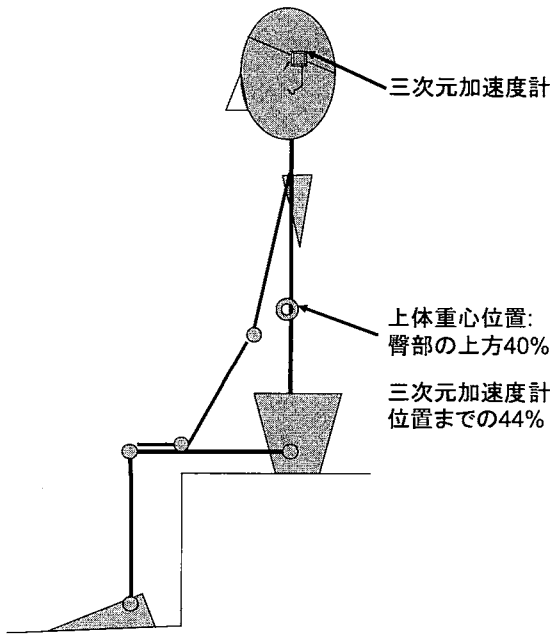


図1. 三次元加速度計の装着部位と端座位の初期姿勢
耳介の上に三次元加速度計を装着し、足底全面接地、下
腿垂直位、膝関節屈曲90°の初期の端座位姿勢を示す。

考 察

今回は短報として、図3で最も鮮明な結果であつたUPに着目して、体重支持を臀部から足底部に前方へ移動させる力の発生を示す前方加速度について以下に考察する。

1. 前方加速度と下方加速度の記録波形の変化について

LP1において、前方加速度が負の数値となったのは後方へ頭部が移動し、下方加速度が負の数値となったのは頭部が上がった事を示し、これは立ち上がりの動作に備えて背を伸ばしながら上体を後方へ伸展させた事を示すと考えられた。LP1からUPまでは前方加速度も下方加速度も数値が増加し、上体を前屈させたと考えられた。そして、UPからLP2までの数値の減少は、臀部で受けていた体重を足底に移動させ、下肢を伸展させて立つ動作がおこなわれた事を示すと考えられた。下腿長に等しく座面高を設定したため下腿は垂直位であり、膝関節角度は

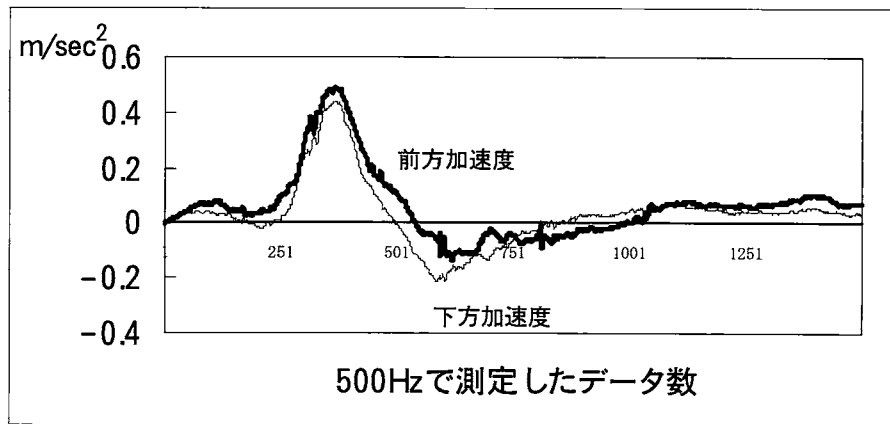


図2. 被験者1名の前方加速度と下方加速度の波形

初期姿勢から周波数500Hzで3秒間の測定結果。前方加速度のプラスは前方へ、下方加速度のプラスは下方へ数値分(単位m/sec²)加速し、マイナスは逆方向の加速を示す。

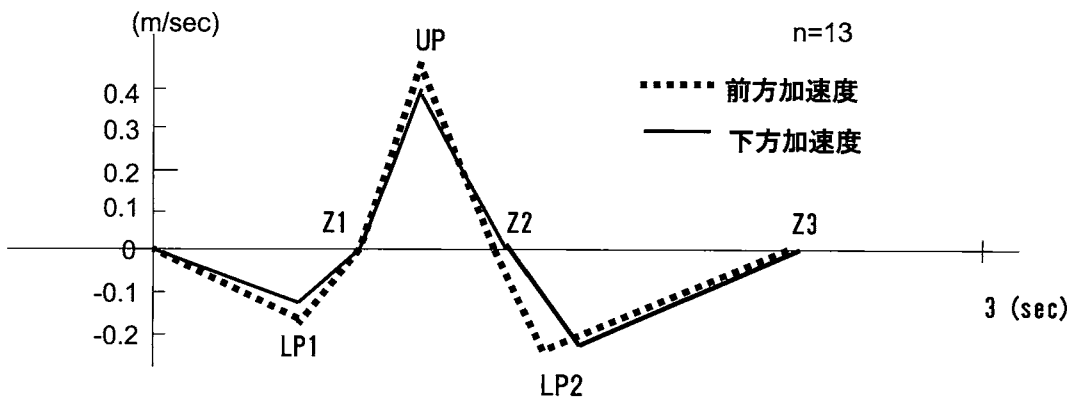


図3. 前方加速度と下方加速度の平均値
表1のデータで作図した。

表1 前方加速度と後方加速度の経時的変化の平均

	LP1			Z1*	UP			Z2		LP2				Z3
	時間	前方加速度	下方加速度	時間	時間	前方加速度	下方加速度	前方加速度	下方加速度	時間	前方加速度	時間	下方加速度	時間
	sec	m/sec ²	m/sec ²	sec	sec	m/sec ²	m/sec ²	時間 sec	時間 sec	sec	m/sec ²	sec	m/sec ²	sec
平均	0.43	-0.15	-0.12	0.68	0.91	0.44	0.41	1.19	1.23	1.58	-0.24	1.49	-0.23	2.37
標準偏差	0.02	0.23	0.24	0.32	0.31	0.17	0.13	0.34	0.4	0.4	0.11	0.32	0.08	0.35

*: n=12 (1名において、ゼロ線を通してLP1からUPに立ち上がった)

90°に設定したため、臀部坐骨結節より大腿長の長さで前方に足部は位置したことになる。したがって、臀部で支持していた分の体重を前方の足部に移動させた力の、水平分力(前方出力)はUPの前方加速度として発生させ、垂直分力(下方出力)はUPの下方加速度として発生させていたと考えられる。そして、LP2で立ち上がったが、Z3までの間に立位が安定したと考えられた。

2. 前方出力と下方出力

臀部で支持していた分の体重を足部へ移動させた力の、水平分力を前方出力、垂直分力を下方出力と仮称し、以下に考察し、試算に表わす。

脊柱の伸展が保持された状態で、上体の前屈が股関節の屈曲で行われたと仮定すると、上体の重心位置と頭部に装着した三次元加速度計の位置の、臀部坐骨結節からの距離比率は変化しない。そこで上体の重心位置は、座面から三次元加速度計までの距離の、44%と算定し、上体の重量は全体重の63%と算定する(BrauneとFisher⁵⁾) 計算モデルが設定でき

ると考えて試算した。BrauneとFisher⁵⁾による上体各部の重量と重心位置を、被験者に当てはめて算出した上体重心位置と、重心計で測定した重心位置は、その差6mm以内で測定でき⁶⁾、計算モデルとして利用できると思った。このモデルに各被験者の身長、体重、前方加速度、下方加速度のデータを入れ、各被験者の前方出力と下方出力を以下のように試算した。

$$\begin{aligned} \text{前方出力 (N)} &= \text{体重 (kg)} \times 0.63 \times \\ &\quad \text{前方加速度 (m/sec}^2\text{)} \times 0.44 \\ \text{下方出力 (N)} &= \text{体重 (kg)} \times 0.63 \times \\ &\quad \text{下方加速度 (m/sec}^2\text{)} \times 0.44 \end{aligned}$$

この、前方出力と下方出力は各被験者の体重で変化するため、各被験者の静止時の体重圧力を次式で算出した。

$$\text{体重圧力 (N)} = \text{体重 (kg)} \times 9.8 \text{ (m/sec}^2\text{)}$$

各自の前方出力と下方出力を、各自の体重圧力で割り算をして正規化し、算出した値をそれぞれ前方出力%と下方出力%と仮称した。さらに、前方出力

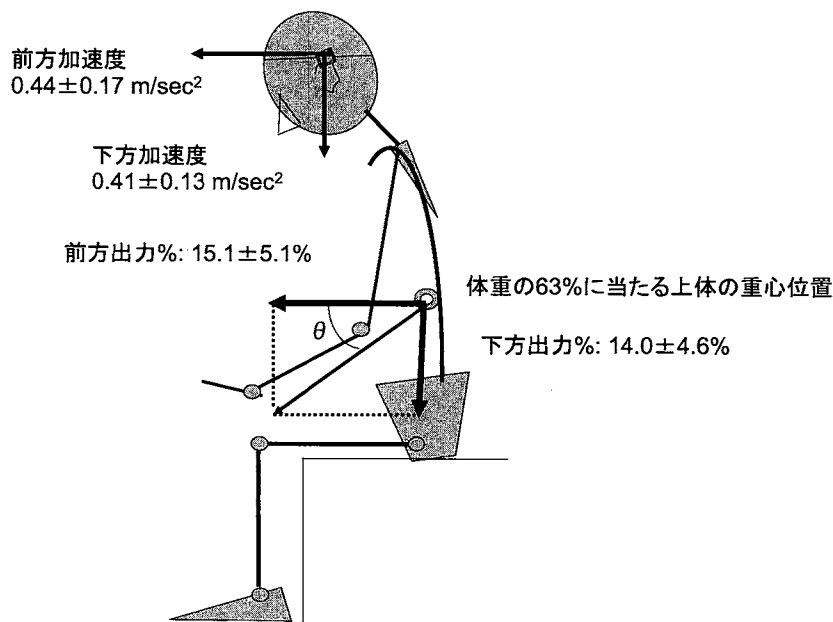


図4. 臀部で支持していた分の体重を足部へ移す力
前方加速度と下方加速度の測定結果から、上体の重心を足部での支持に移す前方出力と下方出力の試算値を示す。

%に対する下方出力%の成す角度 (θ) を三角関数として、以下の式で順次算出し、図4を得た。

$$\text{前方出力\%} = \text{前方出力 (N)} \div \text{体重圧 (N)} \times 100$$

$$\text{下方出力\%} = \text{下方出力 (N)} \div \text{体重圧 (N)} \times 100$$

$$\tan(\theta) = \text{前方出力\%} \div \text{下方出力\%}$$

算出した角度は水平から下方に向かって平均 43.5 ± 10.0 度であった。

また、各被験者の試算値を図5に示した。試算から前方出力%、下方出力%ともに、0.7%から2.5%の間にあり、成す角は水平に対して約30から60度下方に向いた。前方出力%と下方出力%をShapiro-WilkのW検定で見ると各々 $W=0.9334$ ($p=0.3773$) と $W=0.9052$ ($p=0.1580$) で前方出力%には正規性があったが、下方出力%は正規性を示しているとは言えなかった。回帰式は以下に算定された。

$$\text{前方出力\%} = 0.6139 - 0.6708 \times \text{下方出力\%} \quad (R^2=0.318)$$

式の切片と傾きは分散分析で $F=5.120$ ($P=0.045$) で有意と検定された。この式による推定値と実測値との差異を示す変動係数は、前方出力%=39.853, 下方出力%=37.681で、いずれも20より大きく、全体の傾向は回帰式で示せるが、個人差が大きいとも理解された。すなわち出力%で4倍、角度で2倍は、個人差による事を否定できない。今後は、被験者を増やし、個人差の有無とその要因を含めさらに検討する必要がある。

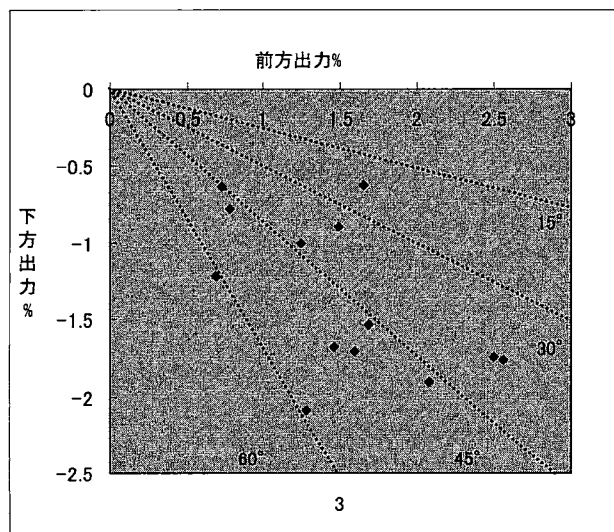


図5. 前方出力%と下方出力%の分布と発生した出力の方向
発生した出力は0.7%から2.5%で、出力の方向は水平から下方に25°から65°に分散した。

染矢ら⁷⁾は磁気センサーを用い、立ち上がり動作で下肢部位の動きを測定し加速度を算出した。しかし、上体の加速度と上体の重心位置から、立ち上がり動作に必要な力を上体がどの程度発生させたかの報告は見当たらない。今後は、前方出力%あるいは下方出力%が約0.7%と小さい人の、いわば効率が良い立ち上がり方と、数値が3倍以上の2.5%で効率の悪い人との、立ち上がり方を比較するためにも測定項目を増やす必要がある。また、今回は伸展位保持と仮定した脊柱の、曲がり角度を実測するなど計算精度を高める必要もある。そこで、本実験で示された健常人における立ち上がり方の効率の差について、実験方法を改良し、被験者を増やして今後も解析を進めたいと考えている。

加速度計は床反力計よりも手軽に持ち運び使用できるため、今後は片麻痺患者での測定を進めるとき、今回は分析しなかった左右の加速度が有効になると考えられる。

謝 辞

統計データの治療にご助言頂いた金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻井上克己助教授に深謝いたします。

文 献

- 1) Yoshida K. et al: Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. Scand J Rehab Med, 15: 133-140, 1983.
- 2) 生田宗博, 立野勝彦: 垂直荷重力の測定による椅座位からの立ち上がり動作の解析. リハ医学, 29: 199-209, 1992.
- 3) 染矢富士子, 三秋泰一: 椅子の高さの違いが立ち上がり動作の下肢・体幹筋の筋活動に与える影響. 金大医保つるま保健学会誌, 29: 101-104, 2005.
- 4) 横川正美, 他: 高齢女性にかかる下肢筋力と椅子からの立ち上がり動作時間との関係. 総合リハ, 32: 175-180, 2004.
- 5) Braune W., Fisher O.: Über den schwer punkt des menschlichen körpers mit rücksicht auf dir ausrüstung des deutschen infanteristen. Abh. d. Kgl. Sachs. Gesd. Wissensch. Math. Phys. Classe. 26: 562-705, 1889.
- 6) 生田宗博: リハビリテーション医学における新しい重心計測システムの開発-椅子座位を計測のモデルとして-. 金沢大学十全医学会雑誌, 98: 551-566, 1989.
- 7) 染矢富士子, 浅井仁: 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. 金大医保つるま保健学会誌, 25: 1-6, 2001.

**The rising force of standing up from sitting position
— the analysis by acceleration of the head motion**

Junichi Shimizu, Munehiro Ikuta, Katsuyuki Shibata