

ヒトの立ち上がり挙動に関する実験的検討

Experimental Study on the Behavior of Rising Human from a Chair

○学 高井 飛鳥 (阪府大院) 正 伊藤 智博 (阪府大院)
 正 新谷 篤彦 (阪府大院) 正 中川 智皓 (阪府大院)

Asuka TAKAI, Graduate School of Engineering, Osaka Pref. Univ.,
 Tomohiro ITO, Osaka Pref. Univ.,
 Atsuhiko SHINTANI, Osaka Pref. Univ.,
 Chihiro NAKAGAWA, Osaka Pref. Univ.

Key Words: Rising motion from a chair, Stand-up experiment, Angular velocity, Reaction force, 2D inverse analyses

1 緒言

立ち上がり動作は、日常生活において頻繁に行う動作の一つであるが、脚筋力の衰えが著しい高齢者にとっては、関節痛等を伴う動作である。仮に立ち上がりが困難になると、一度座った状態からの自由な行動が妨げられ、行動範囲の縮小を余儀なくされることから、高齢者の下肢筋力はさらに衰える。また、バランスを崩して転倒等した場合には、骨折や捻挫等の怪我をする可能性もある。したがって、立ち上がり動作時のヒトの力学的性質を明らかにし、身体的負荷の集中や危険性を知る必要があると考えられる。また挙動解析により、転倒等の危険や関節へ負担の少ない動作を知ることで、高齢者にとって安全で、残存筋力を低下させないように対策を取ることも可能になると考えられる。

既に、看護や工学分野において行われている立ち上がり動作の解析では、ビデオカメラで撮影して位置情報を得るのが一般的である。しかし計測装置が高価であったり、測定のために広い場所が必要であったり、また高齢者はビデオカメラに撮影されるという心理的な抵抗を感じる事が懸念される。また、既存の研究の多くは最も立ち上がりやすい高さの椅子を探す傾向が強く、下腿丈よりも高い座面の椅子からの立ち上がりを主に解析している。しかし、畳等床に座る生活を基本としている日本人は、低い座面の椅子から立ち上がる事も多く、先に述べたとおり関節痛の原因となっている。

以上から本研究では、比較的安価で測定場所を限定しない計測方法として、ジャイロセンサと本研究で製作した床反力計を用い、立ち上がり実験を行った。実験により、高さの異なる椅子から立ち上がる際のヒトの挙動を把握し、単純化したヒトの解析モデルを構築して、立ち上がり挙動の分析を行った。

2 立ち上がり挙動の実験的検討

2-1 実験方法

ヒトの立ち上がり時の関節角度情報を得るために、小型のジャイロセンサを用いて立ち上がり実験を行った。被験者の20代男性3名には、5つの高さ異なる椅子(a, b, c, d, e)から6回ずつ、計30回立ち上がり動作を行ってもらい、そのときの各部関節角速度をジャイロセンサにより計測した。センサは、図1に示すとおり、下腿部、上腿部、胴体部にそれぞれ一つずつ取り付け、出力電圧はデータロガーで計測した。また、ジャイロセンサによる計測の妥当性を評価するために、実験の様子を右矢状面からビデオカメラでも撮影し、ジャイロセンサからの計測データとビデオ

カメラから得られた角度情報を比較した。さらに床反力計(図2)を足の下と椅子の上に置き、立ち上がりの際に床や座面に加わる力も計測した。ここで用いた床反力計は、天板と底板を4本の梁でつなぎ、その梁にひずみゲージを貼ったもので、文献[2]を参考に著者らが製作したものである。天板に被験者が乗り梁がたわむと、そのひずみ量をデータロガーにてジャイロセンサと同期して計測している。計測可能な力は図2における z 方向と x 方向、つまり重力方向と、ヒトと地面又は座面間の摩擦力の方向である。

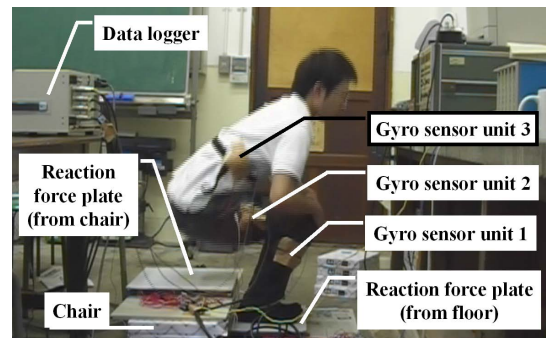


Fig. 1 Experimental equipments and attachment location of gyro sensor units

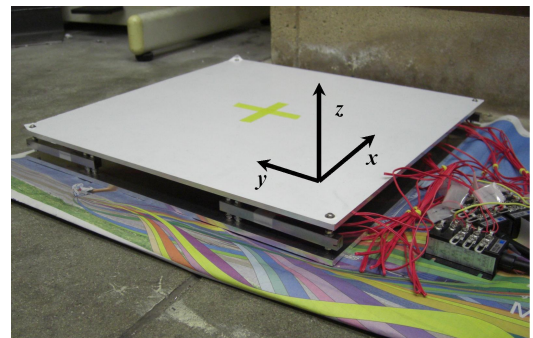


Fig. 2 Reaction force plate

2-2 実験結果

ジャイロセンサにより計測されたデータから角度、角速度、角加速度の時系列データを算出した。被験者Aが椅子cから立ち上がった時の、平均化及び平滑化を行った後の角度の時系列波形を図3に、角速度を図4に示す。各関節の角度は、後述する図11に示すとおり水平面から反時計

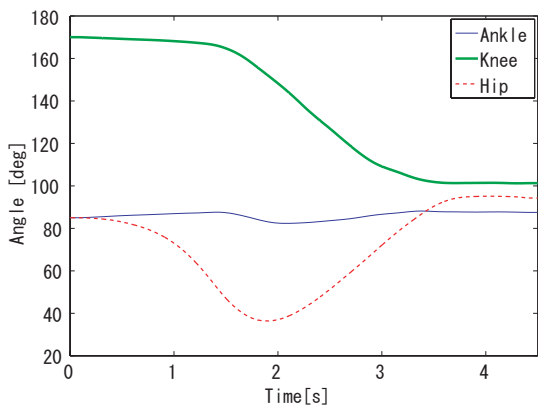


Fig. 3 Angle of human A (chair c)

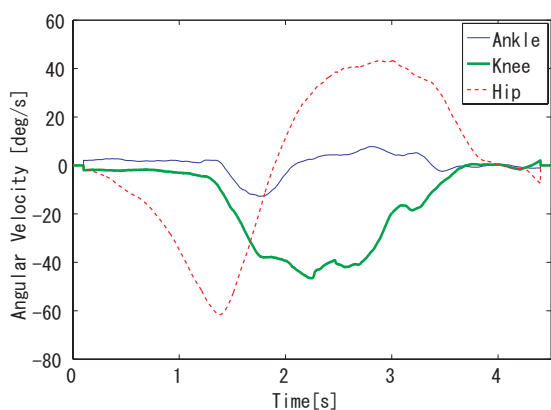


Fig. 4 Angular velocity of human A (chair c)

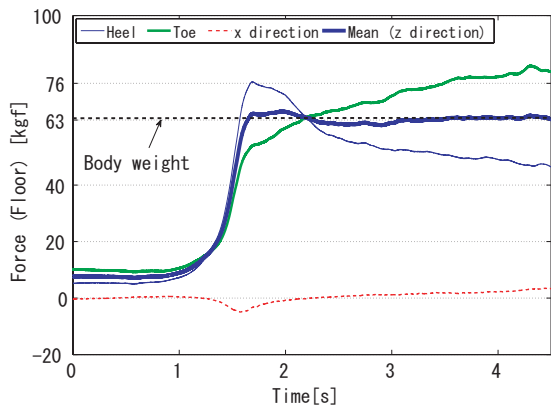


Fig. 5 Reaction force of human A (from foot)

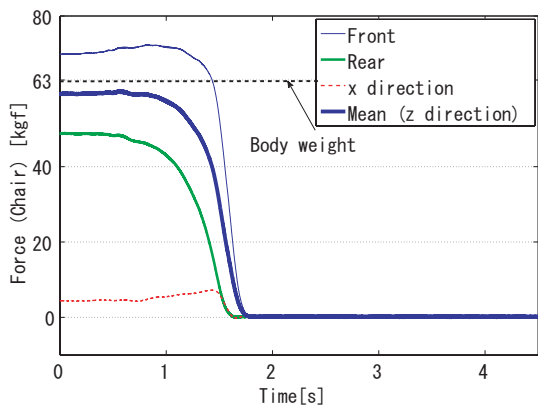


Fig. 6 Reaction force of human A (from chair)

回りを正としている. 他の椅子からの立ち上がり動作と比較した結果, 被験者 A は足首と股関節の角度を椅子の高さの変化に応じて動かし, 膝関節の角度はあまり変化しないことがわかった. 特に, 下腿丈よりも高い椅子 d, e において, 残りの椅子とは異なる傾向を示した. 一方, 角速度については, その変動幅が椅子高さの変化に応じて異なることが分かった. 被験者 B については, 各関節角度は 5 つの椅子にすべてにおいてほぼ同じであることが分かった. また被験者 C は, すべての関節において椅子高さに比例した角度変化が見られた. さらに, 三人の共通点として, 足首関節の動きが最も椅子高さに影響され易く, 下腿丈よりも高い椅子では被験者間での動きや立ち上がりにかかる時間の差が比較的大きいことが分かった. よって, 被験者間の立ち上がり挙動のばらつきは下腿丈より低い椅子程小さいことから, 低めの椅子からの立ち上がり中に生じる関節痛は, 共通の原因を持っていると考えられる. 詳細については当日発表する.

図 5 に床からの反力 (I), 図 6 に椅子からの反力 (II) の計測データを示す. 図 5 より, 立位姿勢では床反力 (I) は, 被験者の体重 (約 63kgf) を示していることがわかる. また, 立ち上がりの瞬間 (約 1.7 秒), つま先と踵では, より踵側に反力が作用していることが分かる. また図 6 から, 被験者 A は座面前方の荷重が大きめの状態で椅子に座っていることが分かる. さらに図 5 と図 6 の x 方向反力を見ると, 約 1.7 秒にて, 正負反対の反力が作用していることが分かる.

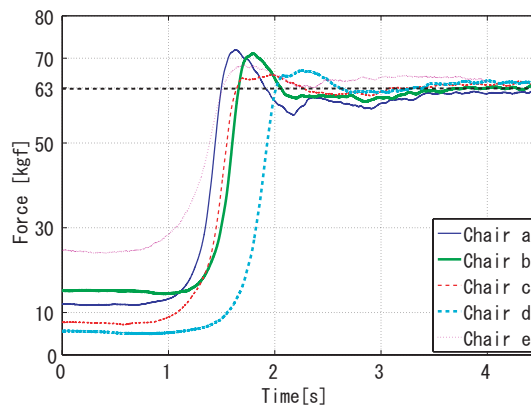


Fig. 7 Floor force of human A

被験者 A が他の椅子から立ち上がる際の床からの反力を図 7 に, 最大反力 (作用時間), 臀部離床時間, 最大反力作用時間と臀部離床時間の差, 体重に対する最大反力の比を表 1 に示す. 図 7 より椅子 a, b から立ち上がる際, 他の椅子に比べ力が約 2.2 秒で一次的に減少していることが伺える. このことから被験者 A は座面が低く立ち上がりにくいことから, 反動をつける形で, 大きく踏み込んで (約 1.7 秒) から上昇し, 立ち上がりを行ったと考えられる. 一方, 最大反力が 5 つのうちで最も小さかった椅子 c の場合, 反力波形はほぼ平坦で, なだらかに立位姿勢へと体を持っていっていると考えられる. また表 1 より被験者 A が椅子 c から立ち上がる際, 臀部が座面から離床した約 0.3msec 後に最大反力が加わっており, 椅子 a, e に比べて, ほぼ 10 倍ほど時間差があることが分かる. このことから, 椅子 c からの立ち上がりにおいて姿勢が安定していることが考えられる. また, 立ち上がりの際に計測される最大反力が

Table 1 Characteristic value of human A

Chair	Max force [kgf] (Time [s])	Rising time [s]	Gap time [s]	Ratio of max force to body weight
a	72.0 (1.633)	1.572	0.06	1.14
b	71.1 (1.799)	1.696	0.10	1.13
c	66.1 (1.958)	1.636	0.32	1.05
d	67.2 (2.251)	2.011	0.24	1.07
e	68.4 (1.703)	1.675	0.03	1.09

椅子 a, b, e, d, c の順に並んでおり、被験者 A にとっては、下腿丈に等しい高さの椅子 c を使用する方が、より座面の高い椅子 d, e を使用するよりも足にかかる圧縮方向力が低いことがわかる。

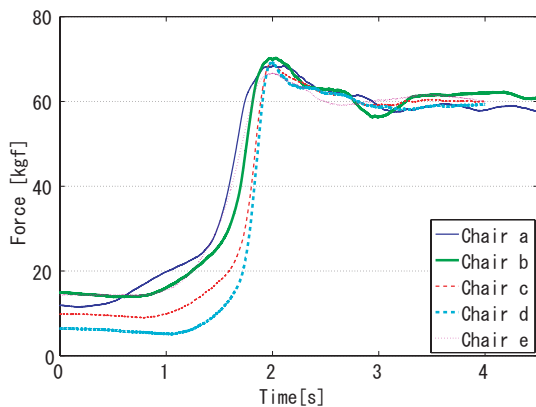


Fig. 8 Floor force of human B

被験者 B, C の床反力計データを図 8, 9 に、表 1 に対応する量を表 2, 3 に示す。図 8 より被験者 B は、被験者 A に比べて、臀部離床 (約 1.9 秒) 後の床反力の減少が一時的ではなく段階的におきていることが分かる。また、図 9 より被験者 C は、その床反力が少ない時間が長く、下に凸となっていることが分かる。次に表 2 より、被験者 B にとって最も足への圧縮方向力が小さいのは椅子 e であることが分かる。しかし、被験者 A に比べて臀部離床時間と最大反力作用時間の差がとても小さい。また表 3 より、被験者 C にとっては椅子 c が最も足への圧縮方向力が小さいことがわかる。このように最大床反力が大きくなる椅子高さの順番は被験者によって異なるが、何れの被験者も自身の体重の最大約 1.1 倍の力を発揮している事が分かった。

図 10 の上図に被験者 A が椅子 c より立ち上がる様子 (立ち上がり開始後 1.5 秒の時点) を再現したものを示す。図 10 における鉛直と水平方向のベクトルは床反力計により計測された反力を表している。また足首、膝、股関節部に描かれてる円は、次節で得られる、このとき発揮している関節トルクの大きさを円の半径で示して表したものである。また図 10 の下図には、反力計から得られた反力作用

Table 2 Characteristic value of human B

Chair	Max force [kgf] (Time [s])	Rising time [s]	Gap time [s]	Ratio of max force to body weight
a	68.4 (2.013)	1.682	0.33	1.14
b	70.3 (2.033)	1.771	0.26	1.17
c	69.1 (2.001)	1.968	0.03	1.15
d	69.3 (1.998)	1.922	0.08	1.16
e	66.6 (2.000)	1.928	0.07	1.11

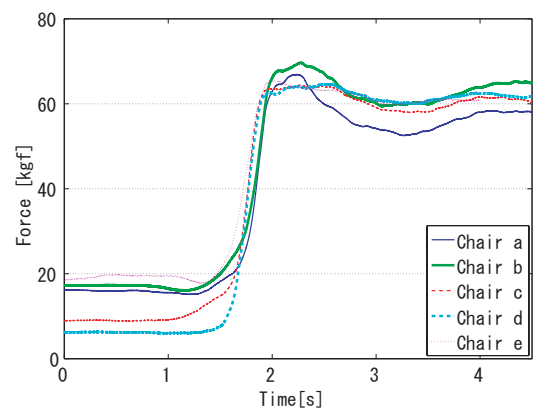


Fig. 9 Floor force of human C

点 (Point of application of force : PAF) の軌跡と重心軌跡 (ジャイロデータから算出) を示している (モデルの重心位置等の諸元は文献 [4] のものを使用した)。図 10 の角度データから、ヒトが椅子から立ち上がる際の身体の動く順は以下であることがわかった。まず胴体を前傾させて体重心 (Center of gravity : COG) を足底面内に移動させ、体重が足底面内、または近傍へ移動すると臀部が座面から離れる。その後、膝関節が伸展していき、胴体が垂直に戻って立位状態になる。この動きは、ビデオカメラの動画を見ても同様の動きをしており、文献 [1] においても同様の結果が得られていることから、ジャイロセンサにより立ち上がり挙動が概ね正しく計測できていることが分かる。表 4 には各椅子から立ち上がる際の床反力計とジャイロデータより算出された x 方向の重心動揺量 (最小/最大) を示す。なお、原点は外果点とする。表 4 より、椅子 a, b において重心の前後方向における動揺量が他の椅子より少なく、前後方への転倒の危険性が少ないと考えられる。

3 逆ダイナミクス解析による関節トルク導出

ヒトを図 11 のように剛体 5 リンクモデルに簡略化し、運動エネルギー T 、位置エネルギー U をラグランジュ方程式に代入して、運動方程式を得た。得られた運動方程式に、角度等の実験データを代入し、図 12 のような時々刻々の関節トルクデータを逆解析により得た。床反力は一般化力として式に与え、その計算方法には坂東らの文献 [3] を参

Table 3 Characteristic value of human C

Chair	Max force [kgf] (Time [s])	Rising time [s]	Gap time [s]	Ratio of max force to body weight
a	66.9 (2.244)	2.012	0.23	1.12
b	69.7 (2.272)	2.004	0.27	1.16
c	64.4 (2.263)	1.913	0.35	1.07
d	64.7 (2.569)	1.888	0.68	1.08
e	65.4 (2.039)	1.875	0.16	1.09

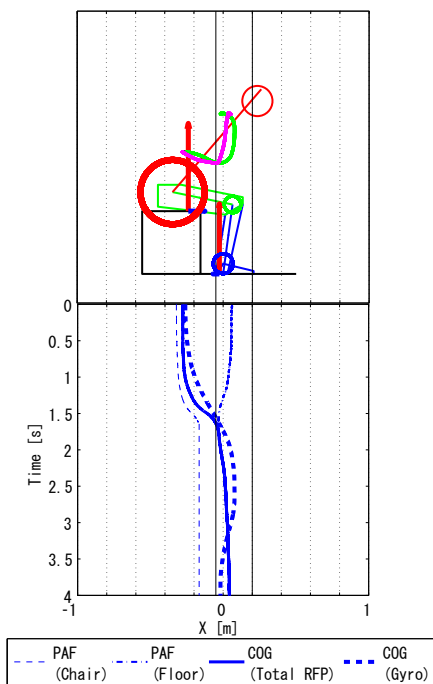


Fig. 10 A scene of human A (Chair c)

考にしているが、本研究では近似を行っていない。その結果、慣性力等に起因する動的な関節トルクを含んでいるため、他の研究文献 [1] 及び文献 [3] 等の静的な関節トルクに比べ、本研究で求められた関節トルクは大きくなっていると考えられる。しかし、各関節トルクの値は各関節が発揮しうる屈曲力と進展力の範囲内に収まっている [4]。また、臀部離床の際に最大トルクを生じる点や股関節トルクが最も大きな値を示している点、また立位姿勢においても関節トルクを生じている点等は、江原ら [1] と同様の結果を得られている。関節トルクに関する分析は当日発表する。

参考文献

(1) Ehara, Y. and Yamamoto, S., *Introduction to Body-Dynamics Analysis of Standing up Movement*, (2006), Ishiyaku Publishers, Inc.

Table 4 COG sway of human A

Chair	Derived from RFP [m]	Derived from gyro [m]
a	-0.22 / 0.06	-0.18 / 0.12
b	-0.22 / 0.05	-0.14 / 0.15
c	-0.28 / 0.05	-0.26 / 0.08
d	-0.31 / 0.05	-0.29 / 0.02
e	-0.18 / 0.06	-0.26* / 0.11*

* Out-of-sync data

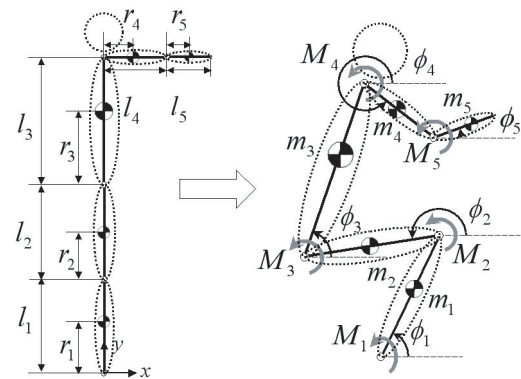


Fig. 11 Analytical model of a human

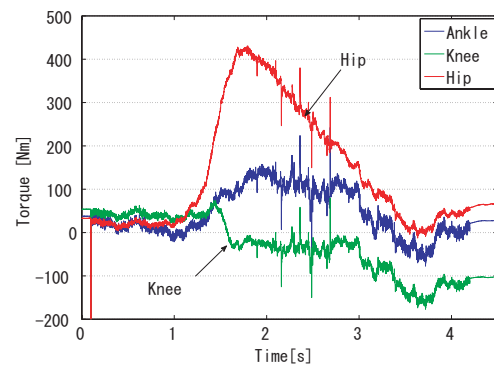


Fig. 12 Joint torque of human A (Analysis)

(2) Ogawa, K., *Biomechanism Library Measurement Technology of Motion for Structures and Human Body*, (2002), Society of Biomechanism Japan.

(3) Bando, N. et al., *Development of Assist Machine for the Motion of Standing Up Using Human's Upper Arm Power (I) Solid Body Link Model for the Motion of Standing Up and Capability of Evaluation of Joint moment*, Gifu Pref. Research Institute for Human Life Technology, No.9 (2006), pp.30-37.

(4) Sato, M. et al., *Handbook of Numerical Values and Expressions in Human Dynamics (In Japanese)*, (1992), Gihodo Shuppan co.,ltd.

(5) Takai, A. et al., *Basic Study on the Behavior of Rising Human from a Chair*, Proc. of Mechanical Engineering Congress, JSME, (2010), (to be published)