



# 岐阜大学機関リポジトリ

## Gifu University Institutional Repository

Title	127 起立補助装置デザインのための起立動作特性解析(インタフェース・ユーザビリティ)(本文(Fulltext))
Author(s)	山田, 宏尚; 森田, 啓之; 田中, 邦彦; 小川, 宰
Citation	[Designシンポジウム講演論文集] vol.[2006] p.[249]-[252]
Issue Date	2006-07-03
Rights	Japan Society of Mechanical Engineers (日本機械学会)
Version	出版社版 (publisher version) postprint
URL	<a href="http://hdl.handle.net/20.500.12099/27103">http://hdl.handle.net/20.500.12099/27103</a>

この資料の著作権は、各資料の著者・学協会・出版社等に帰属します。

## 127 起立補助装置デザインのための起立動作特性解析

## Feature Analysis of Standing Motion for of Standing Assist Device Design

○ 正 山田宏尚 (岐阜大) 森田啓之 (岐阜大)  
田中邦彦 (岐阜大) 小川 宰 (岐阜大)

Hironao YAMADA, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu-shi, Gifu  
Hironobu MORITA, Gifu University  
Kunihiko TANAKA, Gifu University  
Tsukasa OGAWA, Gifu University

In this study, the characteristics of the elderly while standing up of were analyzed, aiming to gain an understanding of the principles needed to design a standing assist device. In the experiment, a total of 6 young people with an average age of 23.3 and a total of 13 elderly people who utilize wheelchairs or walking assist devices in their daily lives, with an average age of 84.5 were used as subjects. The pressure distribution data and the position data of each joint were obtained during the act of standing up by strain gauges and motion capture respectively. Subsequently, features during the act of standing up, such as changes in the joint angles, centroid trajectory, and joint torque of the young and the elderly were evaluated and compared.

**Key Words:** Standing Assist Device, Feature Analysis, Standing Motion, Welfare Equipment

## 1. 緒 言

介護現場では、高齢者が立って歩けなくなる原因として、歩くことは自分でできるが立ち上がることができない者が多いという事例が報告されている。つまり、歩くことよりも立ち上がるの方が身体への負荷が大きいということである。これらの高齢者は、歩く能力は持っているにもかかわらず、起立に適切な補助がないと寝たきりの状態になってしまう。そこで、起立を補助するための、「起立補助椅子」が研究・開発され既にいくつか商品化されている。しかし、残念ながらこれらは十分に成功しているとは言いがたい。その理由として、起立補助椅子の開発がモノづくりの立場、すなわちエンジニアの視点でのみなされ、ユーザー（ヒト）の立場すなわち、医学的視点からの研究・開発がなされてこなかった点にある。高齢者では、生理的に身体機能が低下してくるために、若年者とは違った起立動作の特性があると考えられる。しかし、このような高齢者における動作特性は、介護現場における経験則があるのみで、医学的視点からの十分な検討はされていない。そこで、本研究では医学的視点から高齢者の起立時の動作特性を解析し、どのような補助を行うのが最適かを決定し、起立補助装置を試作するための指針を得ることを目的とする。

## 2. 評価実験

## 2.1 実験方法

高齢者と若年者に起立動作を行ってもらい、両者の起立動作特性について比較を行った。なお、起立動作測定時における椅子の座面高さ・肘掛の高さ・背もたれの角度等といった設定は被験者が最も起立が楽であると感じられる設定で行った。

実験に使う椅子に株式会社共和電業製プラスチック用箔ひずみゲージ (KFP-2-120-C1-65L30C2R) を取り付け、起立動作に伴う圧力分布を計測した。ひずみゲージは、Fig.1 に示すように背もた

れを四つの面に、座面を三つの面に分割し、さらに肘掛左右・床面を含む合計10箇所に取り付けた。

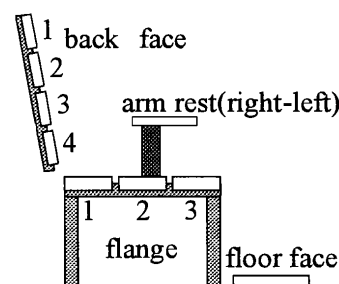


Fig.1 Pressure weighing device(chair)

起立動作の解析はモーションキャプチャにより行った。マーカ一をとりつける場所は被験者の頭（重心があると思われる位置）・肩・肘・手首・腰（大腿骨の付け根）・膝・足首の計7ヶ所とした。Fig.2に動作解析の様子を示す。写真における丸印はマーカ一の場合所を、またそれに付随した曲線は、起立動作時の各マーカ一の軌跡を表している。

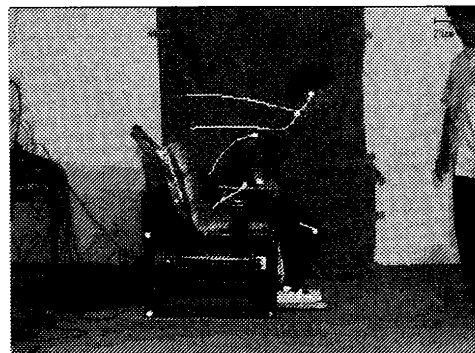


Fig.2 Appearance of operation analysis

実験対象は平均年齢23.3歳の若年者6人(男女比6:0)と、平均年齢84.5歳の高齢者13人(男女比4:9)で実験を行った。高齢被験者としては、日常生活で車椅子を使用しているあるいは歩行補助器具を使用している高齢者を選出した。

ここでは、動画から得た各マーカーのポジションデータとひずみゲージから得た圧力分布データから本研究で、人体の各部位の重心位置と足首に掛かるトルクの算出に使用した。人体を Fig.3 に示すように頭部・胴体・上腿・下腿(足も含む)・上腕・前腕(手も含む)の6つの部位に分けた。そして、それぞれの部位の重心を計算する(頭部の重心位置は都合上、頭部マーカーと同じ位置とする)。

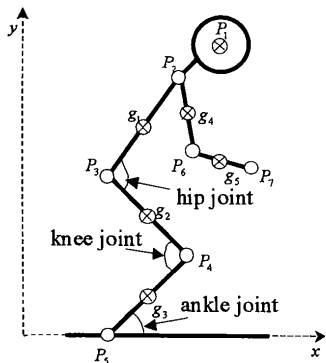


Fig.3 Marker position and center of gravity position of each part

## 2.2 結果と評価

画像解析から得られたデータより起立動作における股関節および膝と足首の関節角度変化、また、ひずみゲージによる圧力分布データについて若年者(Fig.4-(a)-(b))と高齢者(Fig.5-(a)-(b))について比較をおこなう。各関節の角度は Fig.3 に示す。(a)のグラフは横軸が時間、縦軸がそれぞれのひずみゲージに掛かる荷重である。(b)のグラフは横軸が時間、縦軸が各関節の角度である。若年者のグラフ(Fig.4 (a), (b))から、起立動作に伴って股関節の角度が減少し始め(約1.4[sec]時)、これにともなって椅子にかかる荷重も背もたれへの荷重が上側から順番に減少し、座面への荷重が増加していく(約1.9[sec]時)。この時点で被験者の体は前かがみの状態になっている。その後、座面の荷重が減少に転じ、肘掛と床面への荷重が増加していく。それに伴い膝関節と股関節の角度が増加する。(約2.5[sec]時)。最後は総ての荷重が床面に集中し、股関節・膝関節はほぼ180度となり足首関節もほぼ90度となる(起立状態)。

この結果は被験者の一例である(高齢者の関節角度データが4[sec]で途切れているのは実験時間が終了している為)。各関節と圧力の変化パターンにおいては若年者と高齢者で大きな違いは無かった。ただし、床面の圧力の変化には若干の違いが見られた。すなわち、若年者は床面の圧力が時間とともにスムーズに変化しているが、高齢者はスムーズな動作が難しいため

床面への圧力変化が階段状となっている。

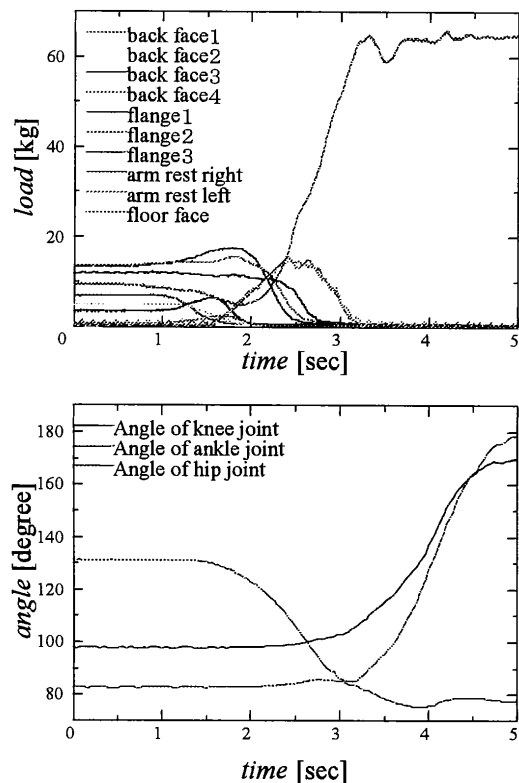


Fig.4 Pressure change graph and angle change graph (young)

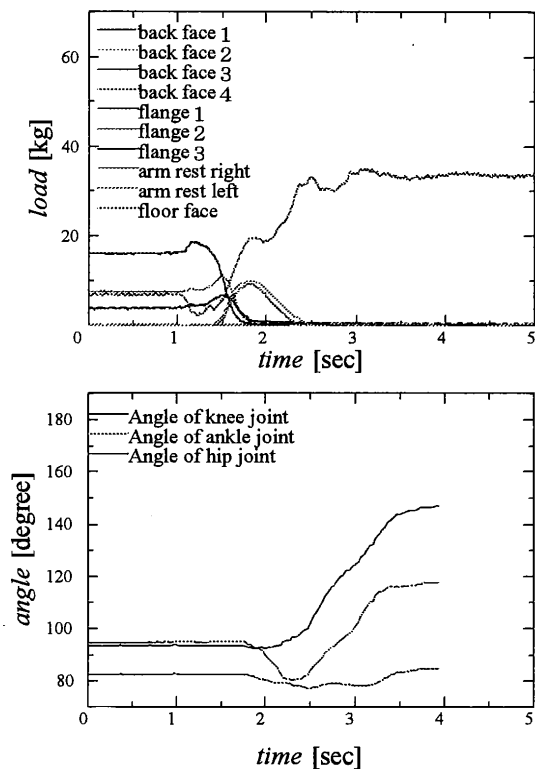


Fig.5 Pressure change graph and angle change graph (aged)

また若年者において、起立直後(約 3.5[sec])で床面圧力が乱れているのは比較的急激な起立動作を行うため、起立後に不安定となる身体全体のバランスを動的に調整している様子が現れているものである。だが高齢者はゆっくりと立ち上がる傾向があるため起立直後の床面圧力はそのような乱れが伺えない。

次に、画像解析から得られたデータより起立動作時の重心の移動軌跡を計算して若年者と高齢者を比較した。起立補助椅子をデザインする上で座面をどのように最適に動かすかが重要なポイントとなる。最適な動かし方について考察する上で、起立動作における人間の重心軌跡を調べる事が重要となる。測定された圧力分布に基づいて計算された重心の軌跡を Fig.6 (若年者) および Fig.7 (高齢者) に示す。なお重心の位置座標の原点は Fig.3 における足首のマーカー  $P_5$  とする。

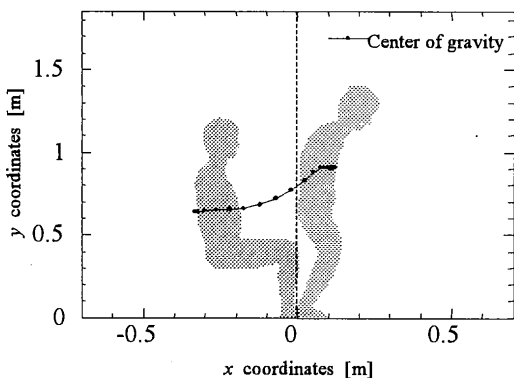


Fig.6 Tracks of center of gravity that makes ankle coordinates starting point (young)

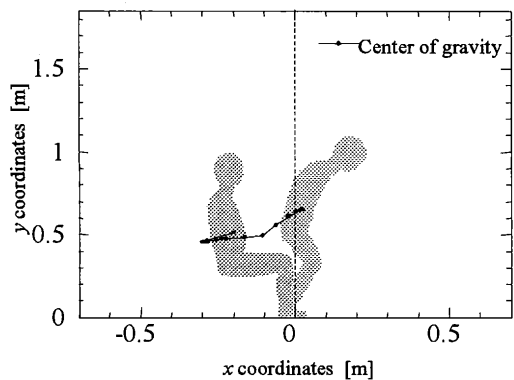


Fig.7 Tracks of center of gravity that makes ankle coordinates starting point (young)

上図は若年者と高齢者の重心軌跡の一例である。軌跡自体にはそれほど大きな違いは無いものの起立動作直後の重心の位置に違いがある。起立動作直後の重心の  $x$  座標を被験者についてそれぞれ平均と標準誤差について計算したものを Table. 1 に示す。

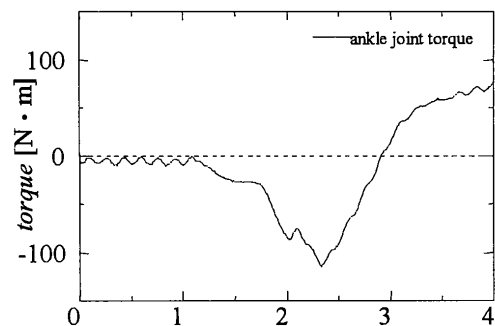
Table.1 Average  $x$  coordinates of center of gravity

	Young	aged
average	$0.1042 \pm 0.003$ [m]	$0.032 \pm 0.011$ [m]

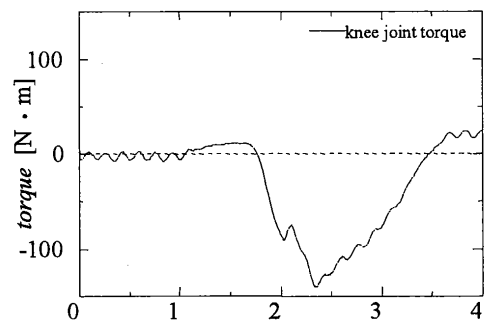
これをみると、若年者は高齢者と比べて起立直後の重心位置

は約 7 cm ほど前方にあることが分かる。これは、若年者は足首の筋力が十分あるため、重心を前に出した分だけ足首の筋力によるトルクでバランスさせることで安定な姿勢を保っているが、高齢者はそのための十分な筋力が無いため、足首のほぼ真上に重心を持ってくることで不安定ながらも起立後のバランスを保っているものと考えられる。以上のデータから起立補助椅子をデザインするにあたり、まず座面を  $x$  軸方向に動かした後、 $y$  軸方向動かせば良いものと考えられる。

次に起立動作時に各関節に作用するトルクについて若年者と高齢者と比較する。ここでは、起立動作で最もトルクが掛かると予想される足首周りのトルクと膝周りのトルクを算出したものをそれぞれ Fig. 8 および Fig. 9 (高齢者) に示す。上記の結果は被験者の代表的な一例である。グラフの値が負の値であればそれぞれの関節を中心にして体の後ろ向きにトルクが掛かっていることになり、グラフの値が正の値であればそれぞれの関節を中心にして体の前向きにトルクが掛かっていることになる。また椅子に座っている状態では自重による負荷と椅子からの反力がつりあって関節に掛かるトルクは 0 となる。起立動作が始まり椅子からの反力が減少するにつれて、関節に負荷が掛かり始める。そしてピークを過ぎて起立状態に近づくにつれて徐々に負荷が減る。



(a) ankle joint torque



(b) knee joint torque

Fig.8 Ankle and knee joint torque (Young-weight 64kg)

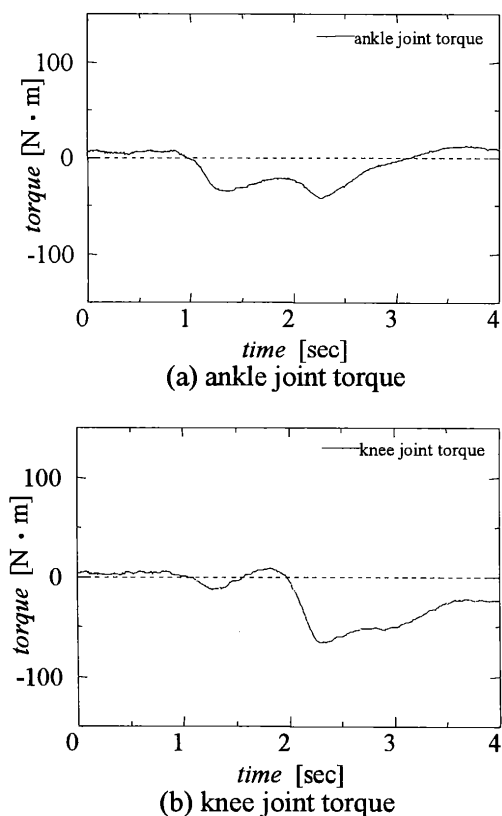


Fig.9 Ankle and knee joint torque (aged-weight 35kg)

グラフから足首・膝関節ともに若年者は足首に急激に負荷を掛ける形で起立動作に入っているが、高齢者は緩やかに負荷を掛ける形となっていることが分かる。さらに若年者は足首関節トルクと膝関節トルクの負荷の発生するタイミングがほぼ同時であるが、高齢者の方は足首関節にトルクが掛かり始めてから膝関節トルクが発生している。また若年者・高齢者ともに足首関節よりも膝関節の方が大きなトルクが掛かっている。

足首関節トルクを比べてみて、起立動作直後のトルクも前項で述べた重心の位置の違いからもわかるように若年者は起立直後、前向きにトルクが掛けられている。普通に考えれば、わざわざトルクを掛けつづけるという事はそれだけ負担になることである。そこでなるべく足首に負担が掛からないように重心を足首上において立てば良いと考えるかもしれない。だが人間の体は常時バランスをとれる訳ではなく不安定である。もし、そのまま重心を足首上に置き足首関節にトルクが掛からないように立っていれば、何かの拍子でバランスが後ろ向きにずれた時、人間の足首の構造上、足首関節でバランスがとれず足を後ろに踏み出さないとそのまま倒れてしまう。だが人間の足首の構造上、重心を前に置いていれば足首関節でバランスをとることが可能である。足首関節トルクグラフから若年者は頑健な体であるため足首に負荷を掛けてバランスをとっている事が可能であるが、高齢者は老化現象等で足首が弱っている為、足首にトルクが掛からない様に起立しているものと考えられる。

### 3. 結 言

本研究では起立補助装置を試作するための指針を得ることを目的として高齢者の起立時の動作特性の解析をおこなった。実験では、平均年齢23.3歳の若年者6人(男女比6:0)と、平均年齢84.5歳の高齢者(日常生活で車椅子あるいは歩行補助器具を使用している)13人(男女比4:9)を対象にし、起立動作を行ってもらい、ひずみゲージによる圧力分布データとモーションキャプチャーによる各関節のポジションデータを取得した。そして若年者と高齢者の関節角度変化や重心軌跡、関節トルク等といった起立動作特性を算出し比較した。その結果得られた考察を、以下にまとめる。

- ①高齢者と比較して若年者は起立動作が素早く身体全体の動きも大きい。
- ②各関節角度変化に関して若年者と高齢者で大きな違いは無い。
- ③起立時の重心の移動速度・加速度波形は若年者と高齢者で大きな違いは無く、まず  $x$  軸方向に動いた後、 $y$  軸方向に動いている。
- ④若年者は高齢者と比べて起立直後の重心位置が約7cm前方にある。
- ⑤若年者は頑健な体であるため足首の筋力によりバランスをとり起立が可能であるが、高齢者は足首が弱っている為、足首にトルクが掛からない様に起立している。
- ⑥若年者は足首関節トルクと膝関節トルクの発生タイミングがほぼ同時であるが、高齢者では足首関節にトルクが掛かり始めてから膝関節トルクが発生している。
- ⑦若年者・高齢者ともに足首関節よりも膝関節の方が大きなトルクが掛かっている。
- ⑧足首トルクが0になった瞬間が最も足首への負担が掛かっていない状態であると想定し、起立補助のための最適な座面角度と高さを膝の水平角度と座面高さから算出した。その結果、若年者の方が高齢者よりも膝関節の水平角度が約8度大きくなることが分かった。また上腿重心の  $y$  座標は若年者の方が高齢者よりも約10cm高い位置にあることがわかった。
- ⑨高齢者のほうが若年者より肘掛けにかかる加重割合が約4%程大きい。

上記の結果を今後、起立補助椅子のデザインに反映する予定である。