

起立・着座動作時の上肢・下肢負担の実験的解析

Experimental analysis of the physical load on the arms and legs when sitting and standing from a chair

○吉澤英之 (関大院) 石田享子 (関大工) 正 内山寛信 (関大工) 正 鈴木立人 (舞鶴高専)

Hideyuki YOSHIZAWA, Graduate school, Kansai University
Hideyuki YOSHIZAWA, Kyoko ISHIDA, Hironobu UCHIYAMA, and Tatsuto Suzuki

Key Words: Welfare equipment, Assisted chair, Standing, Sitting, Ground reaction force, Electromyography

1. はじめに

加齢による下肢筋力の低下は、日常生活動作を支配する起立・着座動作に支障を来し、QOLの低下を招く。一介護福祉機器として、起立動作の支援に有効な介助いすが普及しつつあるが、自力による姿勢を変える体位変容運動に整合した座面・背凭れ部等の移動軌跡や支援力と残存能力とのバランスを得る機構設計は難しい。そこで、本研究では起立と着座動作時の基礎的な運動特性と上・下肢部の身体的負担を分析して、残存能力を活用した能・受動的な体位変容を行う介助いすを設計する基礎的な特性を分析する。検証試験には、着脱可能な肘掛を具備し座面高さが調節できるいすを用い、着座・起立動作に係る座面部荷重・肘掛部荷重・床反力・筋電図等を解析し、肘掛部への自力を考慮した起立・着座動作の解析を行う。

力を測定する。また、X軸方向の滑りに関与する床反力は起立時を f_{xU} [N]、着座時を f_{xD} [N]とする。

他の計測量は、前脛骨筋(TA)、腓腹筋(GA)、ヒラメ筋(SOL)、内側広筋(VM)、外側広筋(VL)、大腿直筋(RF)、大腿二頭筋(BF)等の筋活動を筋電位計で測定する。また、体位変容動作は、足関節、膝関節、大転子、肩関節、こめかみ部に貼付したマーカの移動を、ビデオカメラで撮影後に2次元画像解析ソフトを用いて解析する。併せて、脛骨と仙骨部に超小型加速度センサを貼付して、体位の挙動を分析する。

起立・着座時の検証試験は健常な成人3名について行い、本報告では代表被験者1名(年齢22歳、身長178[cm]、体重83[kgf]、下腿長 $H=430$ [mm])についての特性を述べる。また、起立・着座試験時の基準体位は、座面高さが $h=430$ [mm]($=H$)で膝関節角度が $\theta=90$ [deg]となる足位置を基準とする。被験

2. 検証用いすの構造・計測系と方法

起立・着座時の運動挙動は、図1に示す可動式のいす装置を用いて解析する。いすは脱着できる肘掛を備え、座面は背部側に設けたねじ機構により上下動する台座と共に移動し、高さは $h=215\sim655$ [mm]間で調節できる。座面は台座に固定した定格1[kN]の3台のロードセルで支持され、起立時 f_{HU} [N]、着座時 f_{HD} [N]の座面荷重を測定する。左右の肘掛部には直径40[mm]の把持棒を設けて定格200[N]のロードセルと直結し、起立時 f_{AU} [N]、着座時 f_{AD} [N]の上肢による身体の支持荷重を測定する。起立・着座時に握る把持棒は、添え図に示すようにZ軸に対する角度 ϕ [deg]が調整できる。また、足許部には 0.5×1.0 [m/m]の高力アルミ材製のフォース・プレートが設置され、起立時 f_{ZU} [N]、着座時 f_{ZD} [N]のZ軸方向の床反

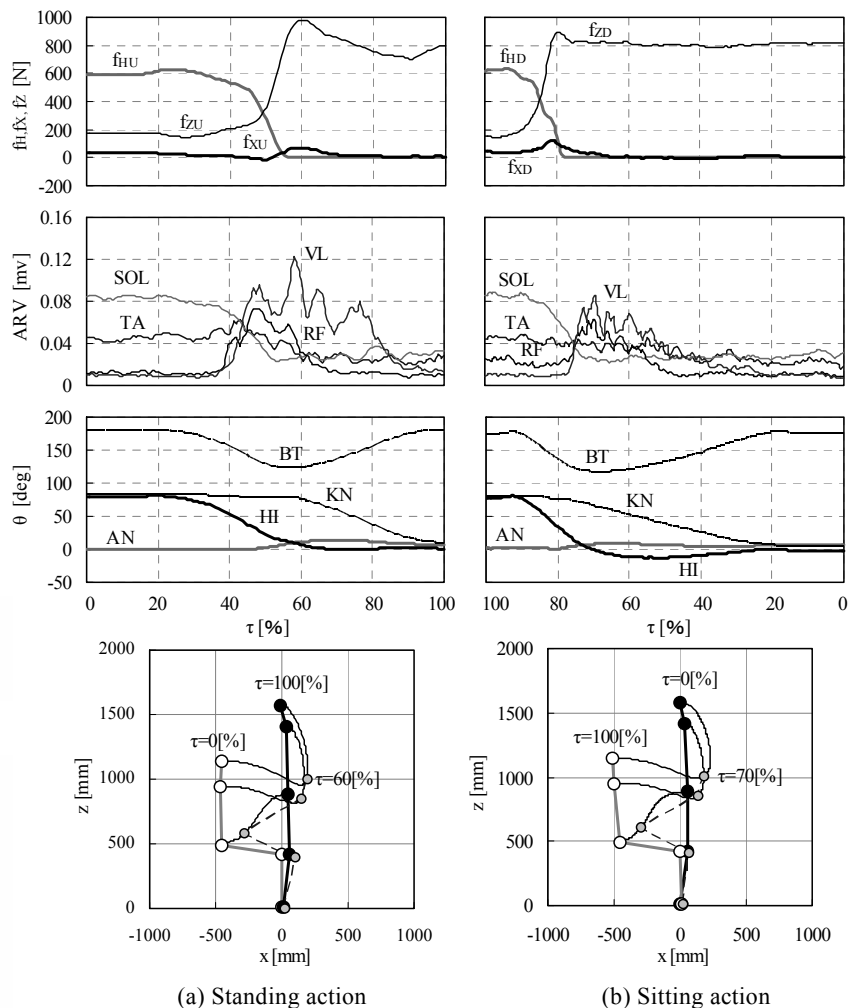


Fig.2 Characteristic of standing and sitting action on condition of standard posture

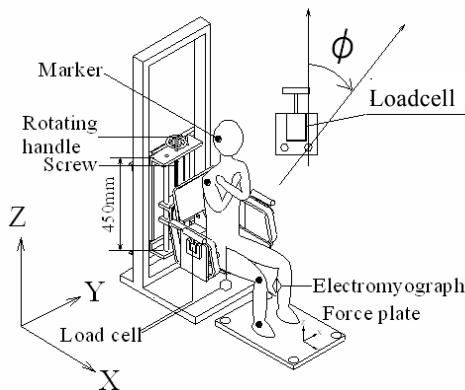


Fig.1 Experimental device

者は素足で試験を行っている。

3. 起立・着座動作の基礎的運動特性

3.1 基準体位下での動作

起立・着座時の足位置が、体位変容運動に及ぼす影響を系統的に検討する。足元位置 x [mm]は、座面高さ $h=430$ [mm]、膝関節角 $\theta=90$ [deg]の状態下での母趾球位置(座面先端部より $x_0=420$ [mm]前方)を基準に、前後 100 [mm]を 50 [mm]刻みに調整する。ここでの試験では肘掛部は取外し、両手は胸の前で交差させて軽く上腕を把持した体勢で行う。

$h=430$ [mm], $x=0(x_0=420$ [mm])の場合について、図 2(a)に起立時、(b)に着座時の座面荷重と床反力 f_H, f_Z, f_X 、整流平滑化筋電位 ARV[mV]、各下肢関節角度 θ と主要マーカ軌跡による体位変容の状態を示す。筋電位は相対的に顕著な挙動を示す筋肉 TA, SOL, VL, RF の特性を示す。変動着座~起立・起立~着座体位間の諸特性は、起立・着座動作の開始・終了時の時間間隔(本特性試験では 20 [cycles/min]程度を基準とする動作)で除した正規化時間 $\tau=0\sim 100$ [%]で表し、筋電位は 10 [Hz]の低域フィルタにより平滑化処理をした電圧で示す。また、着座時の τ は起立時との対比を容易にするため、 $\tau=100\sim 0$ [%]の逆順に示す。

起立・着座動作時の関節角の動きを、体幹前傾角(BT)を基準に検討すれば、起立動作では股・膝の順に関節角が変化し、着座動作では両者が連動して変化する。これより、体重心位置を前方に移動後、起立動作を実施している事が分かる。床反力の垂直成分 f_Z は、起立動作では臀部が座面から離れた直後に最大となり、筋電位(運動)も大となる。着座動作では、座面荷重 f_H を基準に評価すれば、床反力 f_Z は起立動作に比べて急峻に変化する。そして、起立動作時

の f_Z は膝関節が伸展し始める時、着座動作時は着座直前に極大値をとる。また、起立・着座動作の筋発揮量は、後者の体位変容に要する時間が相対的に長くなり大となる。

3.2 足位置による垂直・水平床反力と筋電位特性

座面高さを $h=430$ [mm]、足位置を $x_0=420$ [mm]を基準にし、 x を変化させた場合の最大の垂直・水平床反力 f_Z, f_X 特性を図 3に、筋電位特性を図 4に示す。ただし、試験は素足で行う。 f_Z の定常値は 800 [N]であり、起立・着座時の床反力 f_Z, f_X は、 $x_0=420$ [mm]の場合に比べて、 $x < x_0$ では減じ $x > x_0$ では増し、足位置が座面から遠方になるほど大となる。

単位時間あたりの平均化筋電位 $iEMG$ [mV]特性を、図 4に代表筋肉(TA, SOL, RF, VL)について示す。足位置 x が前後すると、足関節と膝関節の角変位に影響を与えるため、大腿部筋肉(RF, VL)に比べて下腿部筋肉(TA, SOL)の筋活動が大きく変化する。他方、着座動作に比べて起立動作では、相対的に SOL, VL の筋活動が増している。足位置が重心より遠ざかるほど筋活動は増加している。

3.3 座面高さによる床反力と筋電位特性

足位置を $x_0=420$ [mm]の基準位置とし、座面高さを $h=230\sim 630$ [mm]間で 100 [mm]間隔で変化させた場合の極大となる床反力特性を図 5に示す。着座動作時の f_Z 特性は h の影響を受けないが、起立時には h が減じると、体重心の Z 軸方向の移動力が増すためほぼ比例して増大する。 f_X はほぼ h に比例して減じる傾向を示す。また、 h が高くなると、共に立位状態に近づくため両動作の f_Z, f_X の差も減少する。

その際の筋電位特性 $iEMG$ [mV]を図 6に示す。 h が高くなると大腿部筋肉(RE, VL)の筋電位が減少する。これは、大腿部筋肉は股関節の動きに関係し、 h が増す角移動量が

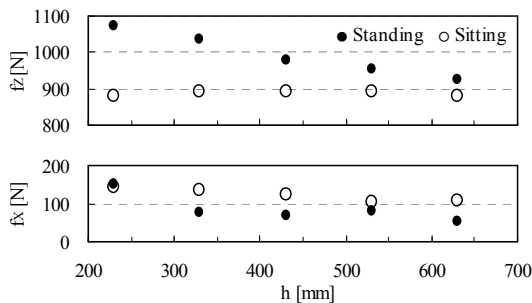


Fig.5 Characteristic of reaction force f_z, f_x for h

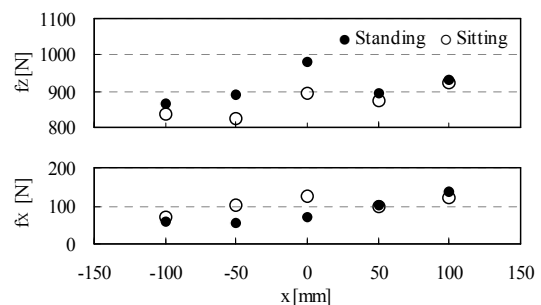


Fig.3 Relation between reaction force and landing position x

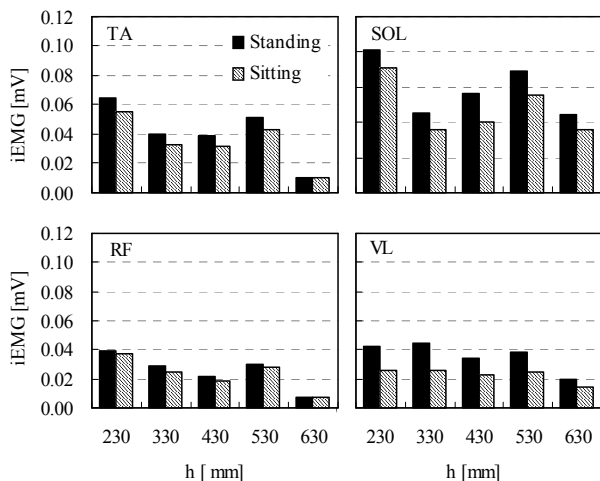


Fig.6 Influence of sitting height h to Electromyography

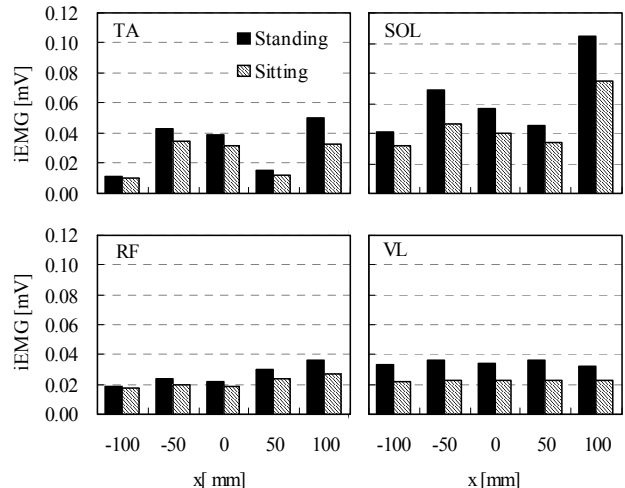
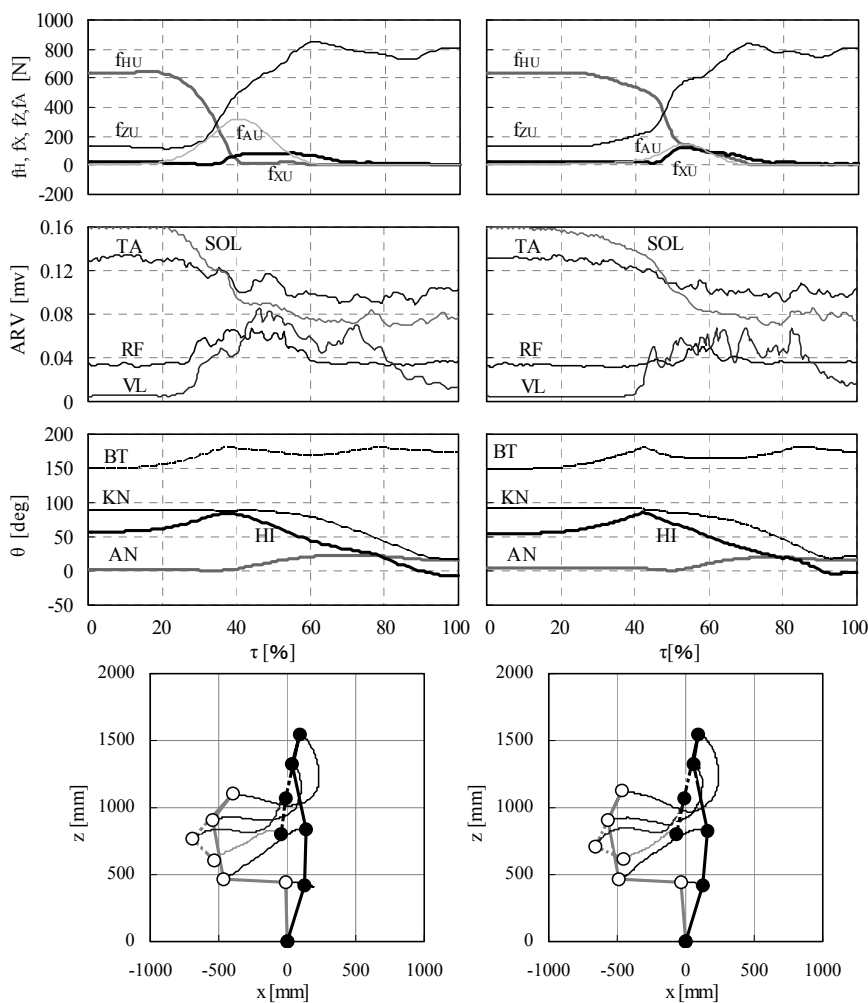


Fig.4 Influence of landing position x for Electromyography



(a) $\phi = 0^\circ$ (b) $\phi = 30^\circ$
 Fig.7 Characteristic of standing action using armchair

減少するためと考える。下腿部筋肉(TA,SOL)は、関節角の移動に使う筋肉で、 h が高くなると角移動量が減じるため減少する傾向を示す。

4. 肘掛把持による起立・着座動作特性

肘掛部の把持棒は、座面と平行状態を基準として角度 ϕ 傾斜できる。図 7 に $h=430[\text{mm}], x_o=420[\text{mm}]$ の場合の起立動作時の諸特性を示す。図 7(a)は $\phi=0[\text{deg}]$ 、図(b)は $\phi=30[\text{deg}]$ である。ここでは、肘掛角度が $\phi=30[\text{deg}]$ の場合は、起立動作をスムーズに実行できるとの被験者の主観的評価に基づいた事例である。

$\phi=0[\text{deg}]$ の場合は、肘掛部の把持棒により体重心を座面直上に移行させる力成分を上肢より得易い。図 2 の特性と比較すれば、上肢の発揮力 f_{AU} の作用により、床反力 f_Z の増大速度はその極大値と共に減じ、筋電位の起伏状態は削減されて極めて滑らかとなる。その際の両腕による最大発揮力は、体重の 40%程度に達している。肘掛部を使用した場合には、両腕・両脚支持による安定で容易に重心移動ができる支持基底面⁴⁾が増すため、緩やかな体位変容が実現できる。そして、振れ量が大きいパルス状の筋電位レベルが消滅した事から類推すれば、脚の筋運動量は低下傾向にある。

$\phi=30[\text{deg}]$ の $\tau=0[\%]$ の時点では、肘掛部を把持した状態であるため、相対的に体位が前傾化する傾向を示し、脚で傾倒化を防止する力を発揮して支持指示するため、下腿部

の TA,SOL 筋電位は図(a)に比べて増大している。また、 $\phi=30[\text{deg}]$ の場合には、健常者が起立後直ちに、次の歩行動作に移行し易い評価が一部含まれている。しかし、 ϕ により、下腿部の筋活動を誘発することから、介助いすの肘掛部の機能を、下腿部筋力のトレーニング機能に活用する事も期待できる。また、肘掛部を使用する際は、体位変容に対する各関節部の移動軌跡は、大転子が図 2 の S 字曲線から直線的に移動する事から、各動作完了時の重心位置に体重心を最短経路⁴⁾と移行できる。

5. まとめ

介助用いすの設計仕様を明確にするため、肘掛部の支持力を考慮した起立・着座動作時の運動挙動を検証した。その結果、動作時の足位置やいすの座面高さや肘掛部の効果を明らかにした。特に、肘掛部の取付け角は、起立後容易に歩行動作に移る場合や、下肢部への負担を軽減する設計仕様を支配することが判明した。

謝辞

本研究が、文部科学省私立大学学術研究高度化推進事業の助成を一部得て実施できたことに謝意を表す。

参考文献

- (1) 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・体幹筋活動に与える影響, 金沢医保学会誌, vol.29, no. 2, pp. 101-104, 2005.
- (2) 星文彦ら, 椅子からの立ち上がり動作に関する運動解析,理学療法学, vol.9, no. 1, pp. 43-48, 1992.
- (3) 米田純子,高齢者の転倒予防を目的とした起立・着座動作負担に関する研究,山口医学, vol.47, no. 3, pp. 47-59, 1998.
- (4) 富田ら, 椅子からの立ち上がり動作の力学的考察, 日本機械学会, Dynamics and Design Conference 2004, 747-1, 2004