

## 9B24 立ち上がり動作追従型介助椅子の開発

### Development of legless chair with seat motion following standing up action

○学 記州 智美(富山大), 正 小泉 邦雄(富山大), 正 佐々木 基文(富山大),  
正 笹木 亮(富山大), 正 木下 功士(富山大)

Tomomi KISYUU, Graduate school of engg., TOYAMA Univ. Gohuku 3190, Toyama city, TOYAMA,  
Kunio KOIZUMI, Faculty of engg., TOYAMA Univ., Motofumi SASAKI, Faculty of engg., TOYAMA Univ., Tohru SASAKI, Faculty of engg., TOYAMA Univ., Kouji KINOSITA, Faculty of engg., TOYAMA Univ.

**Key word:** Legless chair, Caring instrument, Home care, Exertion support type power assist

#### 1. 緒言

日常生活の動作を無意識のうちに自力で行うことで、日常生活に最低限必要な身体機能、特に下肢機能の維持を身につけることが出来るのが望ましい。

本研究では、和式生活で必要な座位からの、自然な立ち上がり姿勢を保つつつ、立ち上がりを介助する椅子を開発した。また、椅子からの立ち上がり動作において努力を判別し、検出を行い、努力に応じてパワーアシストをする立ち上がり介助椅子システムを提案する。

#### 2. 動作原理

ソファや椅子では、腰掛け姿勢からの立ち上がりであるため、腰を上げる距離が短い上に、特に上体の前傾による膝を伸ばす負荷が低減できることもあり、比較的容易に立ち上がることが出来る。しかし、日本の住居は椅子や座布団など床から直接立ち上がるような動作を必要とする。このため立ち上がり介助椅子に次の2つの動作を介助するような設計をした。

- ① 座椅子→腰掛け姿勢：座面を水平に保つつと腰を上昇。
- ② 腰掛け姿勢→立ち上がり：座面上昇よりも主に前に傾き腰を前にせり出させる。

これを行うために、図1に示したように、座面の昇降に回転リンク端の四分円弧運動を用い、これにすべてのリンクを追従させて座面を傾ける。これによって、座面が上昇しつつ前方に傾き、かつせり出すので、立ち上がり動作時の腰の動きに追従でき、自然に立ち上がることができる。

#### 3. 構造

図2に示すように両側に各々配置された電動リニアアクチュエータによって座位の上昇を行う。クロスに配置したリンクの内の一本をL字型に構成し、前端に軸固定する。L字リンクの短い端をアクチュエータで押し出すことによりL字リンクに回転駆動を与える。座面前方を支持するリンクの方は、下端にローラが配置され、水平なベース板上のV溝をスライドする。座面の傾斜を決定するリンク下端位置を調整するために、ワイヤの一端を下端に固定し、L字リンク上に取り付けた移動ブーリーを介して、ベース板後方に固定する。これによって、移動ブーリーの位置ごとに、座面前方支持リンク下端のローラの移動量が変化し、座面の傾斜と動作を変えられる。

これらを前提として、幾何学的に各リンクの関節部の軌跡を座標として求める。また、重心位置を求め、得られた運動方程式により、各関節に作用する力、モーメントを求めてそれらの特性について考察する。

立ち上がり動作追従型介助椅子の動きを椅子、椅子、立ち上がり状態の3パターンについて図3に示す。

#### <仕様>

1) 部材：アルミニウム合金押出構造材 A6063S-T5

アルファフレーム(NCC オートテック)

2) リニアアクチュエータ：

最大ストローク 200mm 定格推力 2kN  
スピード 4.7~4.2mm/sec

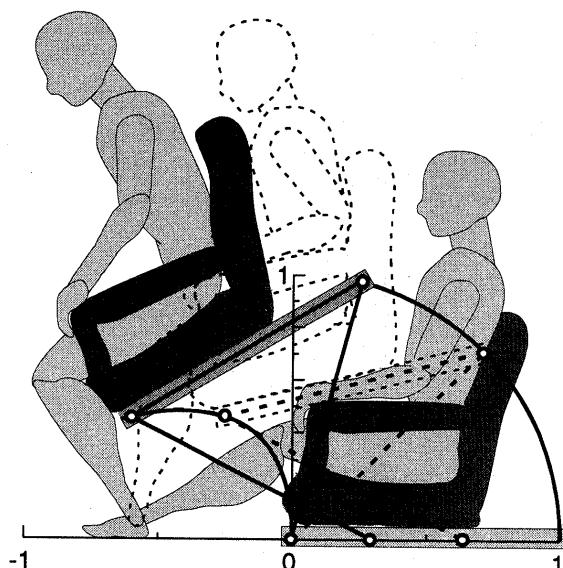


Fig.1 Situation of standing up

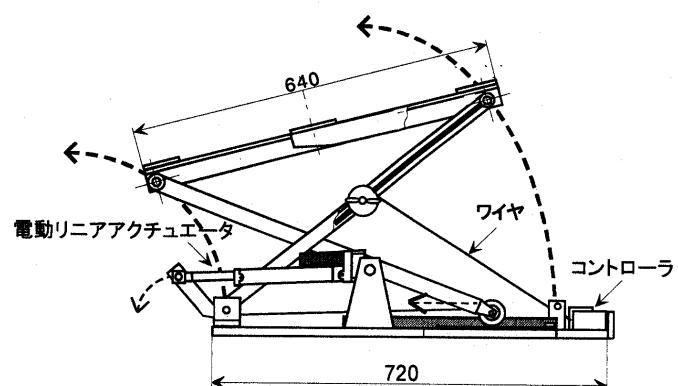


Fig.2 Mechanism of legless chair

図4に動作及び力に影響するパラメータを示す。記号、 $l_1$ :回転リンクO-Aの長さ、 $l_2$ :スライダーリンクB-Cの長さ、 $l_3$ :座面リンクA-Bの長さ、 $l_4$ :出力伝達リンクO-Dの長さ、 $l_p$ :原点Oからスライドブーリーまでの距離、 $h$ :ワイヤ固定端からスライドブーリーまでの距離、S:ワイヤ全長、 $A(x_a, y_a)$ :回転リンクと座面リンクの接合位置、 $B(x_b, y_b)$ :座面リンクとスライダーリンクの接合位置、 $C(x_c, y_c)$ :スライダーリンク端のスライダー位置、 $D(x_d, y_d)$ :アクチュエータの出力位置、 $E(x_e, y_e)$ :ワイヤ固定端の位置、 $F(x_f, y_f)$ :アクチュエータ取り付け位置、 $P(x_p, y_p)$ :スライドブーリーの位置。

図5は座椅子の座面、図4における点A、Bそれぞれの軌跡と点ABを結んだ線の10°ごとの軌跡を示す。

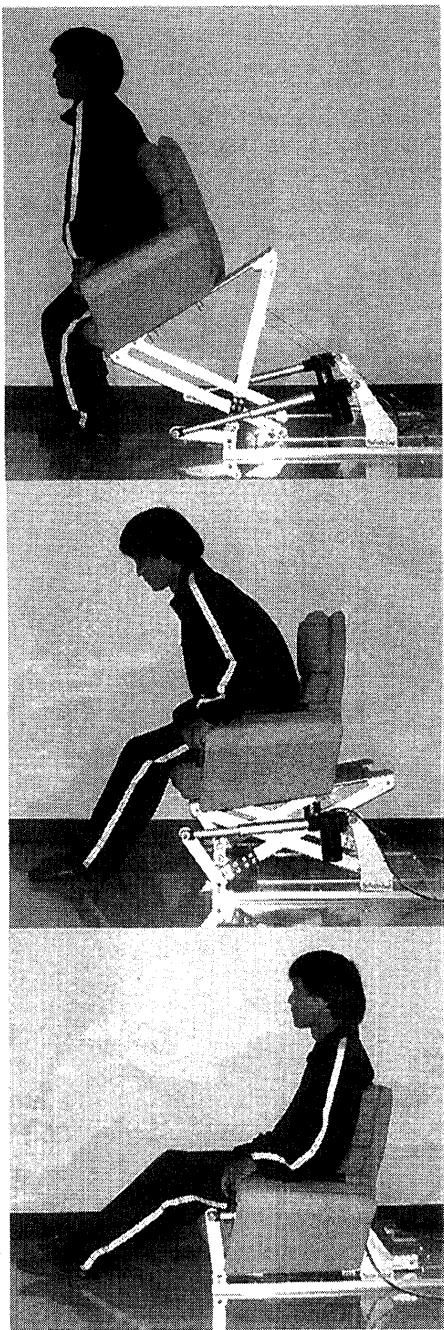


Fig.3 Sequence of standing up

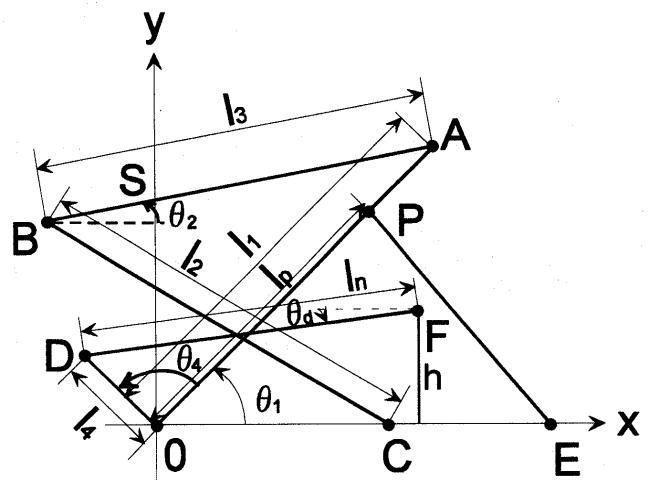
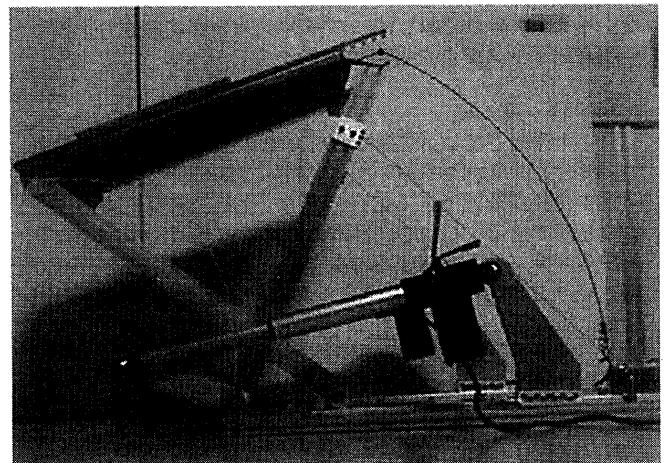
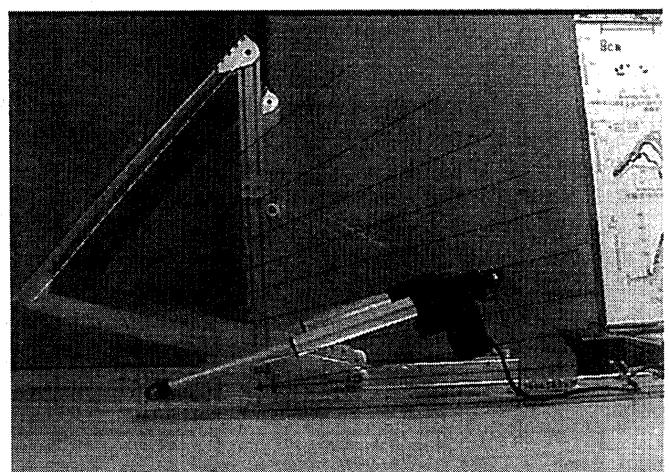


Fig.4 Model



(a) Case of highest seat position



(b) Standard

Fig.5 The locus in the legless chair

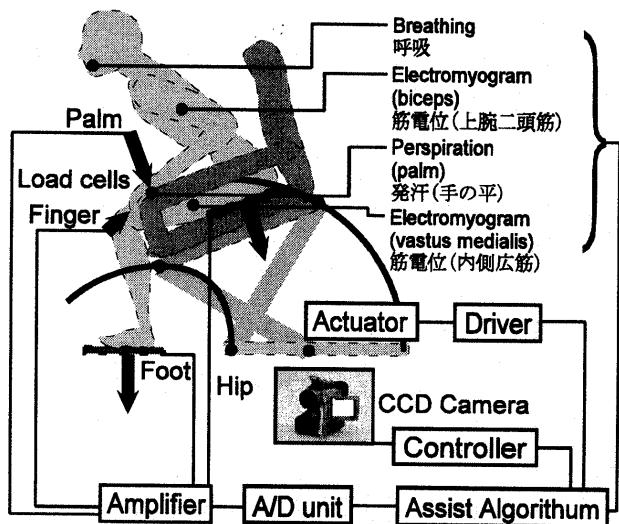


Fig.6 Constitution of experiment

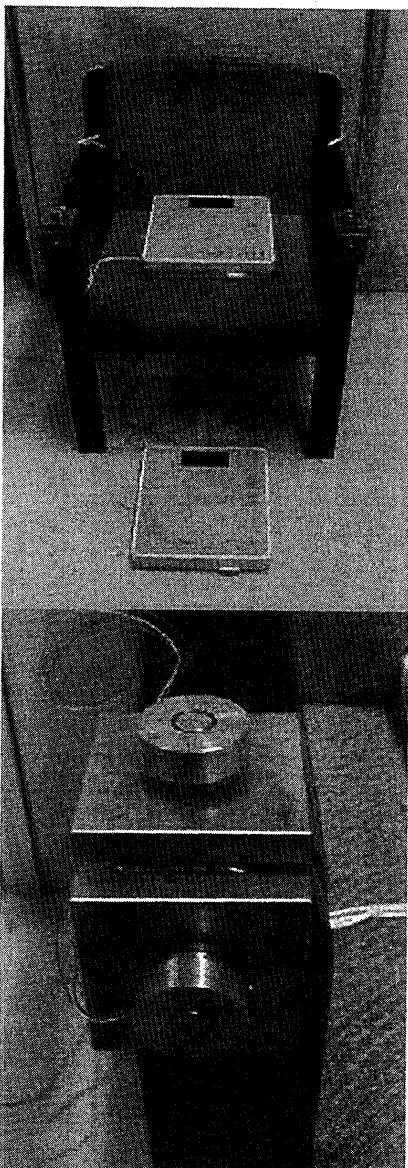


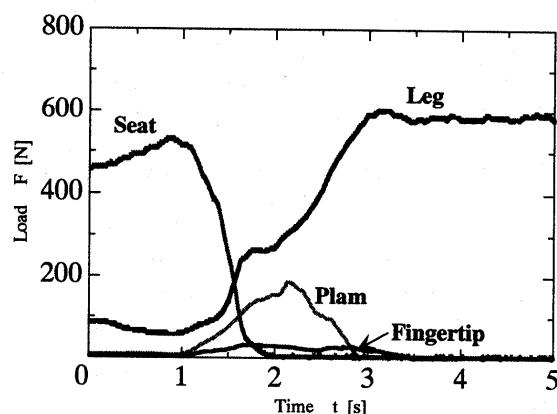
Fig.7 Experimental apparatus

#### 4. パワーアシスト

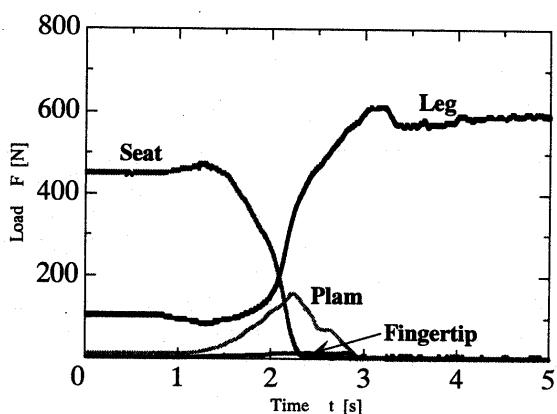
努力を支援するパワーアシストを開発するために、椅子からの立ち上がり動作について努力を値として検出するシステムを開発する。このシステムの概略を図6に示す。

##### 4-1 努力のセンシング

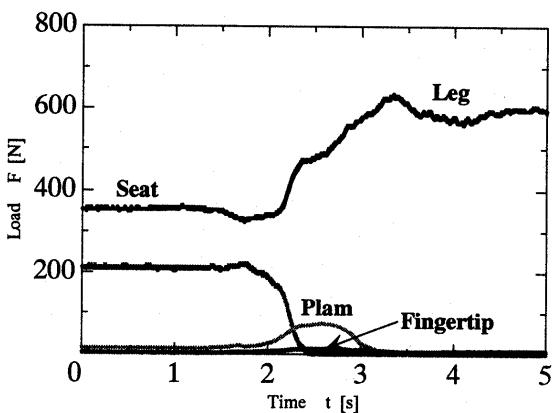
努力とは“力をつくしてはげむこと”である。努力を検知するため、努力によって起こる動作、現象から得られる荷重の変化、筋電位、手の平の発汗を主として検出し、努力を判定する。



(a) Legless chair



(b) Chair

(c) Standing  
Fig.8 Example of experiment result(Loads)

#### 4-2 実験装置

まず、椅子からの立ち上がり動作で最も荷重の変化量が多いと思われる、座面と足下の荷重をそれぞれ体重計で測定した。次に、体重計以外で荷重の検出が行える左右の手の平、指先の荷重の測定を行った。これらの荷重を測定するために椅子の肘置き部分の先端部に、歪ゲージ型ロードセル(Entran社、ELW-B1-500N)を設置した。実験装置およびロードセル部分拡大図を図7に示す。ロードセルは出力が微小であるため増幅回路を製作した。ここで使用した椅子は手の荷重を測定するため肘置きがあるものを使用した。

被験者を椅子に座らせ、座面の上と足下の床に体重計を設置し、その上に被験者を腰掛けさせその状態から立ち上がるときの荷重変化を測定する。被験者が椅子に腰掛けて膝下を座面前方からまっすぐにおろした状態を基準姿勢とし、そのときの足の位置を基準位置とする。基準位置から5cm前、10cm前、5cm後、10cm後に足の位置を変化させて実験を行った。体重計は直流5Vを電源として入力している。右手の平の荷重をCH1、指先の荷重をCH2、左手の平の荷重をCH3、指先をCH4、座面の体重計をCH5、足下の体重計をCH6としたパソコンにADボードを介して電圧として入力され、そこで荷重に変換する。また同時に、CCDカメラから画像を取り込み入力した体重計出力と同期させて解析を行う。座椅子においても(a)座椅子、(b)椅子、(c)立ち上がる直前の状態でこれらの値を測定した。

#### 4-3 実験結果

このときの荷重変化例を図8に示す。また椅子からの立ち上がり実験においてCCDカメラから取り込んだ画像で、椅子に座った状態から立ち上がる状態までの頭、肩、腰、膝、くるぶしの軌跡の結果を図9に示す。

椅子からの立ち上がり実験で、座っている状態ではどの条件下でも体重のおよそ80%の荷重が座面にかかっている。立ち上がりはじめる瞬間に座面の荷重は一瞬増加し、足の荷重は逆に減少する。そこから座面の荷重は減少、足の荷重は増加していく。立ち上がり始めた際には足の荷重が一瞬増加する。この立ち上がりはじめと立ち上がり後の座面荷重の和はそれっぽいが、それぞれの荷重が減少、増加している間はその和が変化している。立ち上がる際に椅子の肘掛けに手をかけているので、手から肘掛けに荷重がかかっているためである。また被験者が最も立ちやすかった位置は、足を基準位置より後に5cmひいた状態であった。

#### 4-4 パワーアシストアルゴリズム

図7にパワーアシストのフローチャートを示す。条件として、自分の力で立ち上がれない、あるいは困難である人を対象とした。立ち上がりについては、上半身の重心を前に出すとともに腰を浮かせ、同時に手の平で上体を押し上げる動作が有効である。特に高齢者は、下肢機能が衰えやすいが、手で引く機能は衰えにくく、肘掛けを用いて上体を前へ引いて前傾させて立ち上がる。このことからも、手の平および指先の荷重は、立ち上がりの努力を示すのに有効となる。そこで立ち上がりたいという意思を指先もしくは手の平のスイッチ等で示すと、アシストがスタートする。アシストがスタートすると努力を判別し、努力をしていないとアシストは終了、努力をしていると立ち上がれたかどうかを判別し、立ち上がりがあれば終了、立ち上がれていなければ再び努力の判別を行う。ここでの努力の判別は、努力をしていないともアシストをするが、アシスト量が微量であるため立ち上がりに時間がかかる。努力の判別のあと疲れを判断する。疲れは努力の結果としアシストをする。疲れがとれたならばまた努力の判別のループに戻る。これを立ち上がるまで続ける。

#### 5. 結 言

- 1) 足位置がそのままでも自然な立ち上がり動作が可能な介助座椅子機構を開発した。
- 2) 立ち上がり努力は手の平による押し上げ荷重の増大によって判別するのが簡便である。
- 3) 立ち上がり努力をするとアシストすることで、無意識な身体機能維持を図るためにアルゴリズムを提案した。

#### 参考文献

- 1) 人間工学ハンドブック編集委員会 編;(1966)人間工学ハンドブック、金原出版株式会社
- 2) 松井秀治;(1958)運動と身体の重心-各種姿勢の重心位置に関する研究-、体育の科学社
- 3) 人体データベース1997-98;(2000),通商産業省・工業技術院、くらしとJISセンター、生命工学工業技術研究所  
本研究は平成13、14年度科学研究費補助金基盤研究(c)(2)によつて行われているものである。

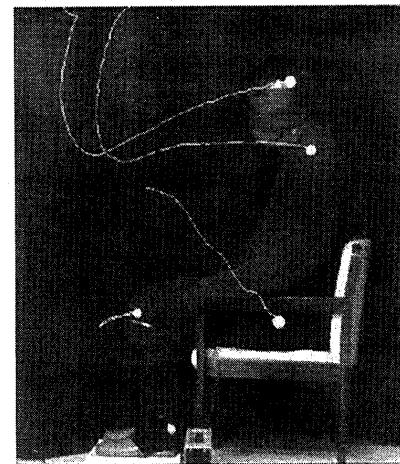


Fig.9 The track of standing up

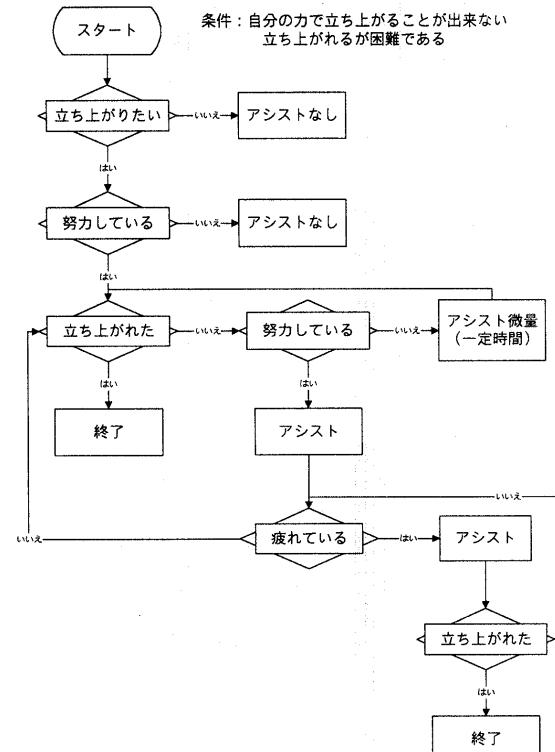


Fig.10 Flow chart for the 1st trial of power assist