自立移乗支援システム開発を目的とした人体と移乗支援システムに加わる負荷測定実験*

高橋 良彦^{*1}, 真鍋 剛^{*2}
高橋 勝美^{*1}, 畠山 卓朗^{*3}

Experiments on Burden Measurement of Human and Transfer Aid System for Developing Self-Transfer Aid System

Yoshihiko TAKAHASHI^{*4}, Go MANABE,
Katsumi TAKAHASHI and Takuro HATAKEYAMA

^{*4} Dept. of System Design Engineering, Kanagawa Institute of Technology,
1030 Shimo-ogino, Atsugi-shi, Kanagawa, 243-0292 Japan

The experiments on the burden measurement of human and a transfer aid system were presented to develop a self-transfer aid system. A person with weak leg muscle who uses a wheel chair is assumed to be a target user. By using the transfer aid system, a user can transfer between a wheel chair and a toilet. The mechanical concept is that a user puts his/her belly on a saddle of a robotic arm, and then the robotic arm raises a user. The experimental setup was fabricated to investigate the burden to human and the transfer aid system. It is confirmed that a long robotic arm is better to decrease the human's burden; however the robotic burden is increased. The opposite phenomena were obtained using a short robotic arm. By using the experimental results, a test system of a self-transfer aid system was fabricated.

Key Words: Transfer Aid System, Robotic Arm, Human's Burden, Design of Mechanical System

1. ま え が き

下肢の衰えた人を介助する際に、介護者が負担と感じる作業は排泄介助あるいは入浴介助であるといわれている⁽¹⁾。両者の介助は、力を必要とする作業のため介護者の負担となっている。特に、トイレで排泄を行う場合には、さらに1日数回という頻度が介護者の負担となっている⁽¹⁾。排泄の介助は、被介護者と介護者の双方にとって精神的にもつらい作業である。排泄は、個人の尊厳に関わることであり、誰でも自立してトイレで行うことを願っている。例えば、若年者でスポーツをしていて下肢に怪我を受け、介助が必要となった場合、介助してもらうには、かなりの精神的な苦痛を伴うと思われる。この苦痛は、若年者に限らず脚力が低下し、介助が必要となる高齢者においても同様である。そのため、自立排泄できるようにするための補助を行うロボットシステムの開発が望まれている⁽¹⁾⁽²⁾。

る⁽¹⁾⁽²⁾。

本論文では、対象者として、怪我や加齢に伴う筋力の低下によって普段車椅子を使用しているが、ある程度の脚力は残っていて、立ち上がりの際に腰の持ち上げの介助を必要とするものの、立ち上がった後は安定してつかまり立ちの状態を維持できるような人を想定した。残された脚力を使いながら、車椅子と便座間の移乗を介護者なしで自立して行うことを可能とするロボットシステムの開発を最終目的とした。完全に寝かせきりの人は、安全性の確保ができず自立してロボットシステムを操作するのは困難であると考えて、使用者には想定しなかった。

多くの移乗支援システムが報告されている^{(1)~(5)}。その中で、「こまわりさん⁽⁵⁾」は、サドルと回転テーブルのみから構成される簡便なシステムであり、注目に値する。ただし、「こまわりさん」は介護者が力を出して操作するシステムであり、被介護者が自立して使用することはできない。そこで、本論文では、「こまわりさん」の構成を基本構成として採用し、改良を加えて、被介護者が自立して移乗できるロボットシステムの開発を目標とした。

本論文では、自立移乗支援システムの基本指針を得ることを目的とし、「こまわりさん」と同様な構成の

* 原稿受付 2002年1月10日。

^{*1} 正員, 神奈川工科大学工学部(☎243-0292 厚木市下荻野1030)。

^{*2} 神奈川工科大学大学院工学研究科。

^{*3} 横浜市総合リハビリテーションセンター(☎222-0035 横浜市港北区鳥山町1770)。

E-mail: ytaka@sd.kanagawa-it.ac.jp

移乗支援システムを試作し、起立・着座動作時における人間と移乗支援システムに加わる負荷の測定を行った結果について述べる。また、その実験結果に基づき、自立移乗支援システムの原理確認実験装置を試作した結果についても述べる。

2. 実験方法

2.1 対象となる被介護者のレベル 本論文では、「脚が弱くなって普段車椅子を使用しているが、ある程度の脚力は残っていて、立ち上がりの際に腰の持ち上げの介助を要するものの、立ち上がった後は安定してつかまり立ちの状態を維持できるような人」を対象とした。残された脚力を使い、車椅子と便座間の移乗を介護者なしで自立して行うことを目的とした。

被介護者のレベルを「幾分歩ける」、「ほとんど歩けない」、「寝かせきり」の三段に分類したと仮定すると、本論文で対象とする被介護者は、「ほとんど歩けない」というレベルにあたる。このレベルの人は、トイレでの排泄では、車椅子からの起立時に介助してもらい、手すりにつかまり立ちし、介助されて便座に着座する。「寝かせきり」のレベルの人は、自立して移乗するのは、安全性の確保が困難であると考えて対象とはしなかった。対象をこのように設定したのは、よい状態をできる限り長く維持させるケアを目指すという予防ケアの観点からである。その意味では、「幾分歩ける」というレベルの人には、移乗支援システムは使用せず、なるべく本人の力のみでトイレを行うことがよいと思われる。

2.2 自立排泄支援を目的とした移乗支援システムの基本構成 移乗支援システム^{(1)~(5)}を分類すると、①被介護者を吊り具などで下げて、吊り下げたまま移動させるタイプ、②サポータを用いて被介護者を引き起こすタイプ、③車椅子のシート部を押し上げるタイプ、④ロボットアームを用いて被介護者を起こすタイプ、そして⑤サドルに被介護者の腹部と胸部をつけて体を起こし回転テーブルで回すタイプなどがある。また、完全に移乗はできないが、⑥便座から起き上がるのを援助する簡易昇降便座も商品化されている。その中で、「こまわりさん⁽⁵⁾」は、⑤のタイプのサドルと回転テーブルのみから構成される簡便なシステムである。小形であるため、室内での使用も容易であり、携帯性にも優れている。製品化時の価格も安価である。

移乗支援システムでは、「膝当て⁽³⁾」を設けて「膝折れ」を防ぐ場合がある。「膝折れ」とは、下肢筋力の低下のため、立ち上がり動作中に自重に耐えきれずその場に座りこんでしまう状態である。寝かせきりの

人を、介護者が移乗支援システムを操作して移乗介助する場合には、有効な手段となる場合がある。しかし本論文のシステムでは、以下に示す理由のため、その「膝当て」を設けていない。本論文の移乗支援システムは、つかまり立ちができる程度の脚力がある人を使用者として想定し、そのような人が自立して移乗出来ることを目的としている。つかまり立ちできない人が自立して移乗するのは、安全性の確保が困難であると考えて行わなかった。つかまり立ちできる人を使用者として想定した場合は、「膝当て」は必ずしも必要ではないと判断した。また、「膝当て」は、まだ完成した技術ではないことも理由の一つとなっている⁽³⁾⁽⁵⁾。機構を簡易にするため、「膝当て」は考慮しなかった。

本論文では、「こまわりさん」の基本構成を生かして改良を加え自立して移乗できるシステムの構築を行った。

2.3 トイレでの使用者・移乗支援システム・便座の位置関係 一般の家庭のトイレは、縦長(約1.5×0.8m程度)で入り口が正面にある場合が多い。そのため、図1に示すような構成で、移乗支援を行うこととした。移乗支援システムを便器の前に設置し、使用する被介護者の人が、移乗支援システムを挟んでトイレと向かい合う位置まで車椅子をこいできて、移乗支援システムを使用することとした。この構成の問題点として次の二つが考えられる。便座の前に移乗支援システムを置くと、ほかの家族がトイレを使用する際に、邪魔となる。これに関しては、システムを小形・軽量に設計して持ち運びを可能にし、家族の人が運ぶという対策が考えられる。あるいは、システムが多少大きく高価になるが、タイヤ等を用いた移動機構を取付けて、スイッチで駆動することが考えられる。二つめの問題点としては、トイレのドアが閉められず被介護者の尊厳が守れないという問題である。これに関しては、ドアのところにカーテンを取付ける等の対策が考えられる。

2.4 移乗動作の概要 図2に移乗時の重要基本姿勢を示す。本研究では、「つかまり立ちできる人」を対象としている。移乗動作中、被介護者は、残された脚力を極力使うこととする。これは予防的なケアを考慮したためである。また、システムを小形・軽量に設計できるメリットがある。そのため、着座姿勢からの動作の始めには、体をもち上げるのに最も脚力が小さい姿勢をとる。足を引いて前かがみになる「肉体的に負担の少ない中腰⁽³⁾」の姿勢であり、胴体の重心がほぼ足の上にくる姿勢である。

移乗動作の概要は、次のようになる。ただし、移乗

支援システムは事前に便器の所定の位置に設置されているものとする。

- ① 移乗支援システムの前まで車椅子を漕いでいく。
- ② 図2に示す基本姿勢をとり、腹部または胸部をサドルに載せて腕でしっかりとつかまる。
- ③ モータを用いた駆動機構でロボットアームを回転させ、上体を起立させる。
- ④ 使用者が体重をサドルにかけられる状態まできた時にモータを停止させる。
- ⑤ 移乗支援システム全体を水平方向に180°回転させ、使用者の臀部が便器の方向に位置したときにモータを停止させる。
- ⑥ ズボンを下げる。ここでは、トレーニングパンツのような片手で脱ぎ着できるものを想定した。
- ⑦ 起立時と逆の動作で、着座させる。
- ⑧ 排泄する。
- ⑨ これまでと逆の動作で便座から車椅子へ移乗する。

2・5 実験装置 図3に、実験に使用した椅子と試作した簡易移乗システムの寸法を示した。起立・着座動作時に人間と移乗システムにかかる負荷を測定することを目的とした。そのため、被験者を乗せて回転させる機構は製作しなかった。車椅子とほぼ同じ寸法の椅子を用いた。簡易移乗システムとしては、前後方向寸法が225 mmのサドルをアームに取り付けたものを用いた。アームの長さは、600 mmから1015 mmまで段階的に変更可能な構造にした。アームは、板に前後方向に回転できるように固定した。回転中心は、床面から55 mmの高さとした。アームは、椅子の先端から385 mmの位置に設置した。図4に、実験装置の構成を示した。被験者が椅子に座り、サドルに腹部または胸部を載せてつかまり、前方よりロードセルにて引っ張った。引っ張る位置は、アーム回転中心から600 mmの位置とし、引っ張る方向は、 $\pm 5^\circ$ 以内とした。アームの根元にひずみゲージを取付けて、アーム軸方向の加重を測定した。被験者の足の裏にかかる荷重は、ひずみゲージを取付けたフォースプレートで測定した。ひずみゲージは2個取付けて、つま先部とかかと部を測定した。アームの傾斜角度は、アーム回転軸に取付けたポテンショメータで測定した。各出力の信号は、次のようにした。

A_1 : アーム引っ張り力測定用ロードセルの出力

A_2 : アーム根元ひずみゲージ出力

A_3 : フォースプレートつま先部ひずみゲージ出力

A_4 : フォースプレートかかと部ひずみゲージ出力

A_5 : アーム傾斜角度測定用ポテンショメータ出力

Fig. 1 Self-transfer aid robotic system

Fig. 2 Basic posture of standing up

Fig. 3 Mechanical dimensions of chair and arm system

Fig. 4 Experimental setup to measure the burden of human and arm system

本研究では、人体に加わる負荷を筋肉に加わる負荷の大きさとしてとらえることとし、これを測定するセンサーとして筋電計⁽⁶⁾を用いた。本研究では、得られたEMG波形を動作時間で積分し、その値を動作時間で割ったものである平均積分筋放電量(mean integrated electro-myogram: mIEMG)によっても評価を行った。

2・6 実験方法 下肢と上肢の両方に加わる負荷を調べるため、図5に示す計9箇所の筋肉⁽⁷⁾⁽⁸⁾の筋電図(electromyogram: EMG)を測定した。各測定部位の名称と記号は以下のようである。

B_1 : 大腿直筋 B_2 : 内側広筋 B_3 : 外側広筋
 B_4 : 大腿二頭筋 B_5 : 前脛骨筋 B_6 : 腓腹筋
 B_7 : 僧帽筋 B_8 : 広背筋 B_9 : 脊柱起立筋

基本的に、立ち上がる動作時の関節に関与する筋肉を選択した。下肢は、立ち上がり、上肢は、体幹部を支持するために使う筋肉を想定し、予備実験を行い確認した。実験の被験者は、体格の異なる以下の学生である。

- ・被験者I (26歳男子, 171 cm, 70 kg)
- ・被験者II (24歳男子, 156 cm, 50 kg)
- ・被験者III (22歳男子, 179 cm, 61 kg)

健康者で確認して、椅子から起立の筋放電が少なければ、負担が少ない移乗動作ができたことになる。実験は、足位置とアーム長を変更して行った。

3. 実験結果

3・1 時間軸測定結果 簡易移乗システムを用いた起立・着座動作の測定実験を行い、時間軸結果としてまとめた。被験者には、椅子に座った状態から立ち上がり、約3秒間静止した後、座る動作を行ってもらった。アームの速度は、通常人間が起立・着座する速度を測定し、10 deg/s程度とした。3名の被験者について各5回ずつ行った。アーム長L1(図3)は720 mm、足のつま先からアームの回転中心までの長さは315 mmとした。図6に被験者Iで行った1試行の各種センサから得られた出力の時間軸測定実験結果を一例として示した。図6中、 T_1 は起立動作開始時間、 T_2 は起立動作終了時間、 T_3 は着座動作開始時間、 T_4 は着座動作終了時間である。各測定値が予定どおり検出でき、評価を開始できることがわかった。最初に再現性を調べた。ばらつきを表す変動係数(標準偏差/平均値)を計算し、その値が大きい場合は、再現性がないと判断した。その結果、前脛骨筋(B_5)、僧帽筋(B_7)、脊柱起立筋(B_9)の3個の筋内は、筋放電はあるが、再現性がないことがわかり、評価対象からはずした。変動係数から、筋放電量の個人差をとらえ、前脛骨筋には一定の傾向が見られないと判断した。しかし今回は、被験者が3名と少ないこともあり、今後多くの被験者について再検討する余地がある。図の結果から以下のことがわかった。

A_1 : アーム引っ張り力は、最大300 N程度である。

A_2 : アーム根元に加わる力は、最大400 N程度であ

Fig. 5 Measured points of human body

(a) From A_1 to A_5

(b) From B_1 to B_9

Fig. 6 Time domain experimental results of burden measurement

る。

A_3 : つま先部に加わる力は、起立後の静止した状態のときに最大となる。

A_4 : かかと部に加わる力は、起立時と着座時に最大となり、静止時には小さくなる。

A_5 : アーム傾斜角度は、約 50 deg から 90 deg 程度である。

B_1 : 大腿直筋は、起立時、静止時、着座時すべてで力を出している。起立時と着座時の力が若干大きい。

B_2 : 内側広筋は、起立時、着座時で力を出している。

B_3 : 外側広筋は、起立時、静止時、着座時すべてで力を出している。起立時と着座時の力が若干大きい。

B_4 : 大腿二頭筋は、起立時にのみ瞬間的に力を出している。

B_6 : 腓腹筋は、起立時にのみ瞬間的に力を出している。

B_8 : 広背筋は、力を出していない。

一つだけ評価のために筋肉を選ぶとすれば、起立・静止・着座動作のすべてで筋放電があるため、大腿直筋(B_1)が一つの候補になることがわかった。ほかの被験者についても同様な結果が得られた。

3.2 平均積分筋放電量(mIEMG)測定結果
mIEMG 測定により、動作時間を考慮した評価ができる。被験者には、椅子に座った状態から立ち上がり、約 3 秒間静止した後、座る動作を行ってもらった。アーム長は、720 mm から 940 mm、足位置(つま先からアーム位置までの長さ)は、90 mm、200 mm、315 mm で実験を行った。比較のため、簡易移乗システムを使用しない場合も行った。被験者 3 名について行った。実験は、 B_1 から B_9 まで行った。図 7 に一例として、被験者 I の大腿直筋(B_1)の起立・着座動作の mIEMG 測定結果を示した。図 7 中、(a)は起立時、(b)は着座時の結果である。実験結果から、すべての足位置とアーム長で、簡易移乗システムを用いる場合のほうが、用いない自力の場合よりも、mIEMG の値が小さいことがわかった。この結果から、簡易移乗システムを用いると人間への負担を少なくできることがわかった。また、足位置とアーム位置によっても人間への負担が変わることがわかった。着座動作(b)の足位置が 200 mm と 90 mm の場合は、アームが長いほうが、短いほうよりも、人間への負担が小さいことがわかった。ただし、条件によっては、差が出ない場合もあった。足位置とアーム位置は、使用者の体格に合わせるにより、負荷を減らせることがわかった。

3.3 簡易移乗装置への負荷測定実験 図 8 にアーム角度と引っ張り力の関係を示した。図 8(a)は足

Fig. 7 Experimental results of mIEMG of burden measurement

位置が 315 mm で、アーム位置が 720 mm の場合、図 8(b)は足位置が 90 mm で、アーム位置が 940 mm の場合である。被験者 I で 4 試行を行い、平均を取った。条件(b)の方が、条件(a)のほうよりも、最大引張力が約 2.5 倍も必要であることがわかった。つまり、簡易移乗装置への負荷を小さくするためには、使用者の足をアームから離し、アームを短くすればよいことがわかった。

4. 実験結果の考察

4.1 つかまり立ちできる人を想定した理由 今回のシステムでは、「つかまり立ちのできるような人」を対象とし、「寝かせきり」の人は対象としなかった。「寝かせきり」の人が操作した場合、正常に操作・運転されている時は、問題はないと思われる。しかし、もし一人で操作しているときに、何らかの外界からの影響による事故あるいはミスでうまくいかなかった場合は、倒れても、誰も近くいないと助けてもらえないため、安全性の確保が困難であると考えた。そのため、つかまり立ちの状態を維持できるような人を想定した。

4.2 若年の健常者を被験者とした理由 60 歳以上の場合、一般的には、脚力が最高値を迎える 20 歳前

後と比較して約50%低下するといわれている⁹⁾。そのため、高齢者の場合、筋放電量が低くなり、下肢の負担度がはっきりしなくなる。また、どの筋肉が低下するかは、各個人で異なるため、どの筋肉を持って評価できるかも明確にならない。若年者を用いると、本システムを用いての起立・着座動作を行わせた際の下肢にかかる負担度が明確に測定できる。そのため、若年の健康者を被験者としてEMG測定実験を行った。

4.3 評価筋肉の選定 多くの筋肉を測定するほうが、より精度の高い評価が期待できる。しかし、短時間で効率よく評価するためには、限定した筋肉を評価するほうがよい。実験結果から、大腿直筋(B₁)、外側広筋(B₃)、そして内側広筋(B₂)は、起立・静止・着座動作のすべてで筋放電があることがわかった。限定した筋肉で評価する場合には、これら3筋肉を候補にしてよいことがわかる。

4.4 移乗支援システムを使用した効果 移乗支援システムを用いると、人体への負荷は軽減されることがEMG測定により、定量的に示された。

4.5 人体と移乗支援システムへの負荷 移乗支援システムを用いることにより、人体への負荷は軽減されることがわかった。しかし、移乗支援システムを用いる場合でも、移乗の際に、さらに人体への負荷が少なく、かつ移乗支援システムへの負荷も小さいことが要求される。移乗支援システムへの負荷が小さければ、小形・軽量のシステムが設計可能となる。図7の

実験結果から、アームが長い場合、人体への負荷が小さく、アームが短い場合は、人体への負荷が大きいことがわかった。アームが短い場合は、人間はアームに体重をかけきれずに、自分の脚で体重を支えることになる。つまり、人体への負荷を減らすためには、アームは長いほうがよい。しかし、アームを起立させる引張力は、アームが短いほうが小さい。つまり、移乗支援システムへの負荷を小さくするためには、アームを短くするほうがよい(図8参照)。ただし、アームから足がどれだけ離れているかによっても、その傾向は変化する。足がアームに近い場合〔例えば、図7(b)の足位置90 mmと200 mm〕は、アーム長の変化による人体への負荷は変化する。しかし、足がアームから離れている場合〔例えば、図7(b)の足位置315 mm〕は、アーム長が変化しても人体への負荷はあまり変化しない。つまり、足位置がアームから離れている場合は、アーム長に関係なく人体への負荷が大きいことがわかる。このことは、例えば、図7(b)の足位置90 mmと315 mmのmIEMGを比較して、足位置315 mmのmIEMGが、90 mmの場合よりも大きいことからわかる。以上の傾向を踏まえて、使用者の体格に合せて、最適値を決める必要がある。システムが複雑・高価になるが、起立・着座動作中に足位置を移動させること、あるいはアーム長を変化させることも考えられる。

5. 自立移乗支援システム開発を目的とした原理確認実験装置の試作

以上の検討を踏まえて、起立・着座動作のみを行う自立移乗支援システムの原理確認実験装置を試作した(図9参照)。被験者は、69歳、160 cm、51 kgの男子であり、主観的な感想を伺った。お年寄りの場合、筋電計の電極を貼り付けると皮膚が荒れる可能性があるため、EMG測定は行わなかった。アーム長は630 mm、床面から回転軸までの高さは170 mm、足位置

(a) Foot position=315 [mm] Arm length=720 [mm]

(b) Foot position=90 [mm] Arm length=940 [mm]

Fig. 8 Arm pulling force and arm angle

Fig. 9 Photograph of self-transfer aid system

は 280 mm とした。ただし、被験者は椅子も含め、高さ 130 mm の台に載せた。駆動は、減速比 1/50 のウォームホイールと減速比 1/50 ギアヘッド付き DC モータ (40 W) を用いて行った。最大トルクは、400 N・m である。アーム速度は、小形のモータを使用したため、6.0 deg/s とした。簡易移乗システムのときの速度 10.0 deg/s に比較して遅いが動作感覚としては変わらなかった。システム全体はパーソナルコンピュータで制御し、スイッチ一つで動作を開始できるようにした。起立・着座動作を 3 回行った。その結果、身体的負担としては、起立時・静止時・着座の 3 項目で、「楽である」との感想であった。精神的な負担としては、起立時に「やや怖い」、静止時・着座時に「安心である」との感想であった。以上の結果から、今回製作した自立移乗支援システムを用いることで、身体的負担を軽減できることがわかった。ただし、起立時に「やや怖い」との感想であったため、精神的な負担を軽減する手法の開発が今後の課題である。

6. 結 論

自立移乗支援システムの開発を目的として、「こまわりさん」を基本構成とする移乗支援システムを試作し、被験者と支援システムにかかる負荷を測定した。その結果、移乗支援システムを用いることで身体的な負担が軽減されることがわかった。また、移乗支援システムを用いた場合、アームが長いときには、被験者

の負担は小さいが、移乗支援システムへの負荷は大きいことがわかった。逆に、アームが短いときには、被験者の負担は大きく、移乗支援システムへの負荷は小さいことがわかった。この得られた結果に基づき、自立移乗支援システムの原理確認実験装置を製作し、老年寄りを被験者とした実験を行った。その結果、身体的な負担は軽減されていることがわかった。ただし、起立時にやや怖いとの感想であったため、精神的な負担を軽減する手法の開発が今後の課題である。

文 献

- (1) 橋野賢, 移乗介助ロボットの現状と課題, 日本ロボット学会誌, 11-5 (1993), 649-654.
- (2) 早川恭弘, 空気圧ベローズアクチュエータを用いた移乗機の開発, 油圧と空気圧, 28-1 (1997), 40-46.
- (3) 敦賀建志・ほか 7 名, 高齢者のための移乗介助機器開発を目的としたヒトの動作パターンに関する研究, 電学論 A, 118-3 (1998), 239-244.
- (4) 藤江正克, 超高齢・少子化社会生活に支援してくれるロボット・メカトロ機器, 機誌, 100-944 (1997), 750-754.
- (5) 田中理・ほか 6 名, サドルと回転テーブルからなる新しい移乗介助機の開発, 日本義肢装具学会誌, 46 (1989), 201-202.
- (6) 宮田洋, 新生理心理学, (1998) 1, 北大路書房.
- (7) Warfel, J. H. (矢谷令子・小川恵子訳), 図説筋の機能解剖第 3 版 (1986), 医学書院.
- (8) 服部光男・岡島重考, 病気がわかる体の手引き, (1996), 4, 小学館.
- (9) 日本人の体力標準値第四版, 東京都立大学体育研究室編, (1989), 108, 不昧堂.