床反力と人体挙動に基づく パワーアシストシステムのための操作力推定手法の構築

三 好 孝 典* 高 森 和 博* 勝 田 雄 佑* 寺 嶋 一 彦*

Estimation Method of Operating Force of Human for Power Assisted System Based on Ground Reaction Force and Human Behavior

Takanori Miyoshi*, Kazuhiro Takamori*, Yusuke Katsuda* and Kazuhiko Terashima*

Recently, many developed countries have begun to experience the problems associated with an aging society. One problem in particular is the growing number of older adults in the labor who suffer from various physical restrictions. Aiming to develop technology to assist these individuals, the novel power assisted system is proposed in this paper. This system estimates the force applied to the object from both the ground reaction force and the human behavior based on the human body dynamics model with 13 links. Then, estimated force is used for the power assistance to help the conveyance of the heavy object. The validity of the model is verified through both simulation and experiment with three tasks by four subjects, and it is shown that our proposed system can be used as a power assisted system.

Key Words: Power Assist, Human Body Dynamics Model, Ground Reaction Force

1. 緒 言

現在、多くの先進国は少子高齢化が進み高齢化社会を迎えている。今後は高齢化が進み、2050年には多くの先進諸国において、高齢化率が20%を超えると予想されており、高齢化が顕著な国々では高齢化率は30%を超えると予想されている[1]。このため、今後の先進諸国において高齢者の就業の確保が重要な課題となっている。しかし、高齢者は熟練した技術と豊富な経験と知識を有しているが、肉体力に制約があり就業が困難になる場合がある。

これらの現状を踏まえ、山海らの人の表面筋電位を用いたパワーアシストスーツ[2]やKazerooniらの油圧アクチュエータによる下肢パワーアシスト装具BLEEX[3]、山田らの自動車組み立てのスキルアシストシステム[4]等、パワーアシストシステムの研究が数多く行われている。パワーアシストシステムは、人の力や力を加える際の筋電位信号等をセンサにより計測し、モータ等で人の動作の補助を行うシステムである。このシステムによって、高齢者や力の弱い人への肉体的負担を軽減することが望める。

Fig. 1 Schematic illustration of the conventional power assist system

筆者らは、天井クレーンを用いたパワーアシストの研究を行ってきた。一般的な天井クレーンの操作は手動スイッチを用いるため、荷振れや正確な位置決めが困難であるという欠点を有しているが、パワーアシストを用いて直接荷物を把持することで手作業に近いスムーズな搬送が可能となる[5]。しかしながら解決すべき課題も残されている。筆者らのシステムの概略図をFig. 1に示す。搬送物を直接手に持って操作する従来のシステムでは、天井クレーンの装置側にロードセルやレーザーセンサといった計測センサを取り付け、その値から人が搬送物へ与える力（以下、操作力）を推定してパワーアシストを行っている。その場合、耐荷重の安全率を見込むと50[kg]の搬送物に対して2,000[N]の容量のロードセルが必要となり、S/N比の関係から

原稿受付 2012年11月8日

*豊橋技術科学大学

*Toyohashi University of Technology

■ 本論文は学術性で評価されました。

■ J-STAGE では本論文の電子付録として動画が閲覧できます。

検出限界は5[N]程度となってしまうことが確認されている。したがって200[kg]の搬送物に耐えうるロードセルでは、20[N]以上の操作力を加えなければならず、パワーアシストとは言い難い状況となってしまう。また、搬送中には荷振れにより垂直方向に遠心力が働き、ロードセルにはノイズとして検出されてしまう。例えば、搬送物重量が60[kg]の場合、搬送物を搬送する際の遠心力により6[N]程度の力が検出されることが確認されている。従来研究では、パワーアシスト時の操作力は20[N]程度であり、重量200[kg]の搬送物ではそのノイズが数十[N]となりS/N比が低下するためセンサ信号から精度よく操作力を推定することは難しい。そこで本稿では、新たな操作力の推定方法を提案する。

一般的に搬送物への操作力の計測手法としては、以下の5種の手法が考えられる。手法1: 搬送物に直接力センサを装着して計測。手法2: 人の手に力センサを装着して計測。手法3: 機械側にセンサを装着して計測。手法4: 筋電位信号や脳波等の生体信号より操作力を推定。手法5: 垂直抗力とせん断力を含めた床反力より操作力を推定。

手法1は、搬送物に6軸力覚センサ等を取り付けるだけですむ手法であるが、搬送物ごとにセンサを着脱する必要があるため、連続的に作業ができず効率的ではない。

手法2においては、作業をしている人の操作力を計測し、その力に応じてパワーアシストを行うため直感的に分かりやすいが、把持力センサ[6]のようなグローブ型のセンサを用いることが必要である。しかし、人の手は自由度が高いため、グローブ型のセンサではパワーアシストシステムにおいて重要となる力の向きを正確に推定することが難しい。特に搬送物の位置決めにおいては、しっかりと搬送物を把持する必要があるために、それぞれの指の向きまで計測する必要が出てくる。その上、計測装置が複雑で作業を阻害する要素となりえる。

手法3は、従来研究で用いられている手法であり、前述したような問題点が存在する。またこの方法は、ロボットアームタイプのパワーアシスト装置に一般的に多く用いられている手法であるが、直接搬送物に触れて作業をするわけではないため、搬送物に直接触れて作業するタイプのパワーアシストシステムと比較して操作性が劣るということが報告されている。例えば、文献[7]では手法3に比べて直接把持の方が位置決め誤差は38%減少し、位置決め時間は27%減少することが示されている。

手法4では、人の活動意思を直接計測できるものの、筋電位計測において一般的に用いられる表面電極法は、関節の屈伸により皮膚表面の電極と筋繊維の相対的な位置がずれ、各試行毎に信号のばらつきが生じるため、定量的に扱うことは容易ではない。また、脳波においては、脳波によって車椅子等の機器の制御を行う研究が行われているものの、多大な訓練が必要であり正確性に乏しい[8]。

最後に手法5であるが、搬送物に力を加えている手と床反力を計測する足の間には人体という未知の要素が含まれており、床反力から操作力を推定することは難しい。しかし、床反力から操作力を推定可能ならば以下のような利点が得られる。

- 装置側にセンサがないため、センサのS/N比から生じる搬送物の重量制限がない

- 手にセンサがないため手を自由に使える
- 搬送物を直接手で扱えるため、正確な位置決めやスムーズな搬送ができる
- 足は手よりも自由度が低く、計測装置が簡便ですむ

以上の点から本研究では、操作力を推定する方法として床反力を用いる方法を提案する。

床反力は、ヒューマノイドロボットや福祉分野の研究で多く用いられており、姿勢制御[9]や下肢に生じる力の推定[10]に用いられている。このような研究の多くでは、床反力から任意の目的値、例えば関節に生じるモーメントや人の姿勢等を推定するために、人体の構造や挙動のモデル化を行っており、床反力から操作力を推定する場合においても人体モデルを用いることが有用であると考えられる。例えば中村らは、人体を83自由度のリンク構造として、床反力とEMGから逆動力モデルを用いて筋力の推定を行う、あるいは床反力から各リンクの質点を求めているが[11]~[13]、その基本となる理論は人体の構造をモデル化し、人体の挙動から外力を推定する手法である。

本稿ではその考え方を制御工学的に一步進め、推定した全外力から床反力を差し引くことで人が搬送物に加えた操作力をリアルタイムに推定する人体動力学モデルを構築するとともに、推定した操作力の妥当性の検証を行う。さらに、推定した操作力を用いて天井クレーンのパワーアシスト搬送実験を行い、工場等における実用の可能性を探る。

なお、本パワーアシストシステムは健康者（高齢者を含む）による重量物の搬送を対象としている。したがって、従来手法の操作力が20[N]程度であることと、数[N]オーダーの正確な操作力は推定不可能であると判断し、操作力の推定精度は10[N]程度を目標とした。10[N]程度の誤差であれば、誤動作したとしても操作者より操作力を加えることによって操作者の意思どおりに搬送可能で位置決め精度にも影響は少ないと考えられる。

2. 人体動力学モデル

人体を剛体とし、究めて静的に近い状況を考えた場合、Fig. 1に示すように作用反作用の法則より床反力 N_v 、 N_h からそのまま人の力 F_h が推定できると考えられる。しかしながら、人が運動しながら物体を搬送する場合は慣性力を考慮した上で操作力を推定する必要がある。

本研究では、人体および周辺環境を以下のように仮定して人体モデルの構築を行う。

- 骨や関節の軟体部における変形や粘性によるエネルギーの損失はない
- 人体をFig. 2のような13のリンク、25の関節の自由度を持つ剛体のリンク系とする
- 人体に外部から与えられる力は、床反力、操作力の反力、重力のみ（足と手以外の部位が外部に接触しない）とする
- 手の平や指先の接触力はすべて手首に与えられるとし、手首から先の手の平や指は考えない
- 把持力は操作力に含まない

2.1 操作力の逐次導出

剛体座標系原点回りの運動方程式は、Newton-Eulerの運動方程式から次式に整理できる[14]。

Fig. 2 Model of human body with 13 links

$$\begin{bmatrix} \mathbf{f} \\ \boldsymbol{\tau} \end{bmatrix} = \mathbf{I}^S \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{v}}_o \\ \dot{\boldsymbol{\omega}} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \boldsymbol{\omega} \times & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \boldsymbol{\omega} \times \end{bmatrix} \mathbf{I}^S \begin{bmatrix} \mathbf{v}_o \\ \boldsymbol{\omega} \end{bmatrix} \quad (1)$$

ここで、 $\mathbf{I}^S$ は三次元空間の慣性行列、 $\mathbf{f}$ は重心に作用する力、 m は剛体の質量、 $\mathbf{c}$ は剛体の重心位置、 $\mathbf{v}_o$ は剛体座標系原点の並進速度、 $\boldsymbol{\tau}$ は重心回りのモーメント、 $\mathbf{I}$ は重心回りの慣性テンソル、 $\boldsymbol{\omega}$ は角速度、 $\mathbf{E}$ は 3×3 の単位行列を表す。また、 $\mathbf{I}^S$ 、 $\boldsymbol{\omega} \times$ 、 $\mathbf{c} \times$ は次式のように定義される。

$$\mathbf{I}^S \equiv \begin{bmatrix} m\mathbf{E} & m(\mathbf{c} \times)^T \\ m\mathbf{c} \times & m\mathbf{c} \times (\mathbf{c} \times)^T + \mathbf{I} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\boldsymbol{\omega} \times \equiv \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z & \omega_y \\ \omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\mathbf{c} \times \equiv \begin{bmatrix} 0 & -c_z & c_y \\ c_z & 0 & -c_x \\ -c_y & c_x & 0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

式 (1) を用いることで剛体の並進速度、角速度から剛体に作用している力とモーメントを求めることができる。

Fig. 3 に、空間に存在する剛体リンク機構の第 j リンクに作用する力とモーメントの関係を示す。ここで、リンク j に作用するすべての力とモーメントは、親リンクからの作用 $\mathbf{f}_j$ 、 $\boldsymbol{\tau}_j$ 、子リンクからの反作用 $\mathbf{f}_{j+1}$ 、 $\boldsymbol{\tau}_{j+1}$ 、リンク j に外部から直接作用する力とモーメント $\mathbf{f}_j^E$ 、 $\boldsymbol{\tau}_j^E$ で表すことができる。ここで、本研究では、人体および周辺環境の仮定として「人体に外部から与えられる力は、床反力、操作力の反力、重力のみ」としているため、 $\mathbf{f}_j^E$ は重力となり、 $\boldsymbol{\tau}_j^E = \mathbf{0}$ となる。これらを式 (1) を用いて、剛体の並進速度 $\mathbf{v}_{oj}$ 、角速度 $\boldsymbol{\omega}_j$ で表すと次のように表される。

$$\begin{bmatrix} \mathbf{f}_{j+1} \\ \boldsymbol{\tau}_{j+1} \end{bmatrix} = \mathbf{I}_j^S \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{v}}_{oj} \\ \dot{\boldsymbol{\omega}}_j \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \boldsymbol{\omega}_j \times & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \boldsymbol{\omega}_j \times \end{bmatrix} \mathbf{I}_j^S \begin{bmatrix} \mathbf{v}_{oj} \\ \boldsymbol{\omega}_j \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \mathbf{f}_j^E \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{f}_j \\ \boldsymbol{\tau}_j \end{bmatrix} \quad (5)$$

ここで、人の挙動を表す $\mathbf{c}$ 、 $\mathbf{v}_{oj}$ 、 $\boldsymbol{\omega}_j$ 、 $\dot{\mathbf{v}}_{oj}$ 、 $\dot{\boldsymbol{\omega}}_j$ 、質量 m_j 、慣性テンソル $\mathbf{I}_j$ 、および $\mathbf{f}_j$ 、 $\boldsymbol{\tau}_j$ が既知であるならば、 $\mathbf{f}_{j+1}$ 、 $\boldsymbol{\tau}_{j+1}$ を求めることができる。したがって、 $j = 1$ のリンクの

Fig. 3 Force and moment which act on the j link

Fig. 4 Sequence employed for the calculation of the applied force

$\mathbf{f}_1$ 、 $\boldsymbol{\tau}_1$ に床反力を与えることによって、 $\mathbf{f}_2$ 、 $\boldsymbol{\tau}_2$ を導くことができ、以後順番に計算を進めることで全関節に生じる力とモーメントを求めることができる。

ただし、本研究モデル化の対象は人体で、パラレルリンク部が存在する。そこで本研究では、式 (5) を用いて Fig. 4 に示すように足部より順に計算を進めるが、 $\mathbf{f}_j$ 、 $\boldsymbol{\tau}_j$ もしくは $\mathbf{f}_{j+1}$ 、 $\boldsymbol{\tau}_{j+1}$ が二つ以上となる両大腿部から下腹部への計算、胸部・腹部および頭部から両上腕部への計算では、以下の式 (6)、(7) を用いる。また、各リンク番号と人体部位の対応の定義と、式 (5)、式 (6)、(7) における力の入出力は Table 1 に示す。

$$\begin{bmatrix} \mathbf{f}_5 \\ \boldsymbol{\tau}_5 \end{bmatrix} = \mathbf{I}_4^S \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{v}}_{o4} \\ \dot{\boldsymbol{\omega}}_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \boldsymbol{\omega}_4 \times & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \boldsymbol{\omega}_4 \times \end{bmatrix} \mathbf{I}_4^S \begin{bmatrix} \mathbf{v}_{o4} \\ \boldsymbol{\omega}_4 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \mathbf{f}_4^E \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{f}_{4r} \\ \boldsymbol{\tau}_{4r} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{f}_{4l} \\ \boldsymbol{\tau}_{4l} \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$\begin{bmatrix} \mathbf{f}_{6r} \\ \boldsymbol{\tau}_{6r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{f}_{6l} \\ \boldsymbol{\tau}_{6l} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \left(\mathbf{I}_5^S \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{v}}_{o5} \\ \dot{\boldsymbol{\omega}}_5 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \boldsymbol{\omega}_5 \times & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \boldsymbol{\omega}_5 \times \end{bmatrix} \mathbf{I}_5^S \begin{bmatrix} \mathbf{v}_{o5} \\ \boldsymbol{\omega}_5 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \mathbf{f}_5^E \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{f}_{5P} \\ \boldsymbol{\tau}_{5P} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{f}_{5H} \\ \boldsymbol{\tau}_{5H} \end{bmatrix} \right) \quad (7)$$

本来であれば左右の股関節で骨盤に対する作用点異なるため、このような近似は十分とは言えない。しかしながら、人体が重量物の搬送中にとる姿勢は、3.2 節で述べるように骨盤を回転させる運動は少ないと考え、このように近似した。また、計算アルゴリズム上最終的に

$$\begin{bmatrix} \mathbf{f}_{6r} \\ \boldsymbol{\tau}_{6r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{f}_{6l} \\ \boldsymbol{\tau}_{6l} \end{bmatrix}$$

Table 1 Correspondence of each link

Link number	Segment	Input of Forces and Moments f_j, τ_j	Output f_{j+1}, τ_{j+1}
1	Right foot	f_{1r}, τ_{1r} (GRF applied to the Right foot)	f_{2r}, τ_{2r}
2	Right lower leg	f_{2r}, τ_{2r} [Right ankle joint]	f_{3r}, τ_{3r}
3	Right upper leg	f_{3r}, τ_{3r} [Right knee joint]	f_{4r}, τ_{4r}
4	Left foot	f_{1l}, τ_{1l} (GRF applied to the Left foot)	f_{2l}, τ_{2l}
5	Left lower leg	f_{2l}, τ_{2l} [Left ankle joint]	f_{3l}, τ_{3l} [Right hip joint]
6	Left upper leg	f_{3l}, τ_{3l} [Left knee joint]	f_{4l}, τ_{4l} [Left hip joint]
7	Pelvis	$f_{4r}, f_{4l}, \tau_{4r}, \tau_{4l}$	f_{5P}, τ_{5P} [Hip joint]
8	Head	None	f_{5H}, τ_{5H} [Neck joint]
9	Body	$f_{5P}, f_{5H}, \tau_{5P}, \tau_{5H}$	$f_{6r}, f_{6l}, \tau_{6r}, \tau_{6l}$
10	Right upper arm	f_{6r}, τ_{6r} [Right Shoulder joint]	f_{7r}, τ_{7r}
11	Right fore arm	f_{7r}, τ_{7r} [Right elbow joint]	f_{8r}, τ_{8r} (Operating force of the Right hand)
12	Left upper arm	f_{6l}, τ_{6l} [Left Shoulder joint]	f_{7l}, τ_{7l}
13	Left fore arm	f_{7l}, τ_{7l} [Left elbow joint]	f_{8l}, τ_{8l} (Operating force of the Left hand)

* () is the name of the Force, [] is the point at which Forces and Moments are acting

としているが、Fig. 4 に示されるように f_h は左右双方の操作力を加え合わせるため、

$$\begin{bmatrix} f_{6r} \\ \tau_{6r} \end{bmatrix} \neq \begin{bmatrix} f_{6l} \\ \tau_{6l} \end{bmatrix}$$

であっても f_h に対する計算結果の影響は小さい。

なお、式 (5)～(7) の回転に関する運動方程式の計算は一般化のために記述しており、後の第 4, 5 章で用いる操作力の並進力の計算には直接的に用いていない。また、本研究のように外力の並進成分だけを求めるのであれば、文献 [15] のように各リンクの加速項の重心を足し合わせることで、極めて簡便に導出する方法も可能である。この場合、通常は接触時における未知の各接触力を推定する問題は冗長問題となり、各リンクにかかる外力の配分を最適化により求めることになるが [13]、本研究に関しては外力の全体量を求めれば良いので、最適化を施す必要はない。

2.2 リンクパラメータ

各リンクのパラメータの取得方法を示す。

- リンク質量: m_j
 … R.K.Jensen の人体質量比を用いて作業者の体重より設定する [16]。リンク質量の同定法についての研究 [11] [12] [17] はあるが、今回はパワーアシストへの適用が可能であるか否かを確認することが主目的であるため、一般的な人体体重比によるリンク質量の設定で実験を行った
- 慣性テンソル: I_j
 … 人体各部の形状において、頭部をだ円体、それ以外の部位を楕円柱と簡略化して推定する
 – リンク長: 三次元動作解析装置 (後述) により計測する
 – 楕円の長径, 短径: メジャーにより実測。
- 挙動情報 (速度, 加速度等): $c_j, v_{oj}, \dot{v}_{oj}, \omega_j, \dot{\omega}_j$
 … 三次元動作解析装置により計測する
- リンク 1, 4 における f_{1r}, τ_{1r} および f_{1l}, τ_{1l}
 … 床反力計により計測

3. 実験装置および実験条件

3.1 実験装置

上述のモデルにより操作力が正しく推定できるか検証を行っ

た。以下に検証実験の際に使用した装置を示す。

- (1) 三次元動作解析装置 … 三次元動作解析装置は、MVN [18] を使用する。MVN は Xsens 社製品のスーツタイプの着衣型モーションキャプチャ装置であり、ジャイロセンサ、加速度センサ、地磁気センサから構成されるセンサを用いることで、各リンク両端 17 箇所の挙動を計測する。取得する挙動情報はグローバル座標系の挙動であり、式 (5)～(7) ではグローバル座標系での力が計算される。そのため、子リンクから親リンクに力を足し合わせる際の座標変換は必要ない。本研究では荷物を搬送する実験を行うため、光学式のモーションキャプチャではマーカが隠れる懸念があり採用できない。MVN にはその問題はなく、かつ加速度のドリフトやオフセットを除去し、各リンクの位置関係を自動で調整する機能を有することから、これを採用した。本モデルのリンク数も MVN のセンサ数を考慮して決定した
- (2) 床反力 … 床反力計はキスラー式フォースプレート (9286BA) を使用する
- (3) 6 軸力覚センサ … 6 軸力覚センサはワコーテック社製 6 軸力覚センサ (WDF-6A200-4-UA) を使用する。モデルから求められた推定値と実測値を比較するために操作力を計測する

3.2 実験条件

天井クレーンを用いた搬送物の搬送動作から、主要な搬送動作を選択して実験を行った。ここで搬送動作は、持ち上げ動作と移動動作に分割できる。持ち上げ動作においては、1) 手を使って持ち上げる、2) スクワットのように足を伸ばして体ごと持ち上げる、3) 腰を使い上体を起こすようにして持ち上げる 3 手法が考えられる。ただし、3) の動作は腰を痛める可能性があるため工場内では推奨されていないことから 1), 2) の動作を選択した。また、移動動作においては、歩行動作が人の主要な動作として挙げられるため、搬送物を押しながら歩く動作を選択した。

実験条件を以下に示す。また、Fig. 5 に実験の状態を示す。

- (I) 腕の上下動作 … 手に搬送物を持ち腰の高さから肩の高さまで手首を持ち上げ、腰の高さまで下ろす動作を 5 回
- (II) スクワット動作 … 手に搬送物を持ち直立した状態から腰

Fig. 5 Experimental setup

を下ろし、立ち上がるまでを5回

(III)搬送物を押しながら歩く動作…力覚センサを押しつつ歩行

各実験では被験者に MVN を着てもらい、床反力計の上に立ち、力覚センサに力を加え実験を行った。力覚センサは、他の計測器と軸方向のズレが生じないよう力覚センサの姿勢を一定に保ち運動するよう被験者に指示を行った。また、各軸の方向は Fig. 5 に示すとおりである。被験者のデータを以下に示す。

- (1) 健常者, 男, 22 歳, 175 [cm], 80 [kg]
- (2) 健常者, 男, 22 歳, 169 [cm], 58 [kg]
- (3) 健常者, 男, 22 歳, 166 [cm], 56 [kg]
- (4) 健常者, 男, 22 歳, 168 [cm], 58 [kg]

なお、本研究は国立大学法人豊橋技術科学大学ヒトを対象とする研究指針の趣旨に基づき、倫理的配慮のもと、科学的に適正に実験研究を実施している。

4. 操作力の推定結果の比較・検証

4.1 実験 (I) : 腕の上下動作

実験 (I) の結果から被験者 (1) の結果を抜粋して Fig. 6 に示す。Fig. 6 において、(a) のグラフは Z 軸方向 (高さ方向) の操作力の推定結果と力覚センサの実測値である。また、(b) のグラフは Z 軸方向の床反力の値、(c) のグラフは Z 軸方向の操作力の推定結果と力覚センサの値の誤差を示している。(d) のグラフは手首の Z 軸方向の位置を示している。グラフ (a)、(b)、(d) より、グラフ (d) の手首の挙動と同じ周期でグラフ (a) の操作力の推定値と力覚センサの実測値、グラフ (b) の床反力が変化していることが分かる。また、グラフ (a) とグラフ (c) より、操作力の推定結果と力覚センサの値の変化の傾向も極めて一致していることが観察できる。

4.2 実験 (II) : スクワット動作

実験 (II) の結果から被験者 (1) の結果を抜粋して Fig. 7 に示す。Fig. 7 において、(a)~(c) のグラフは実験 (I) と同種のデータである。また、(d) のグラフは、腰の Z 軸方向の位置を示している。グラフ (a)、(b)、(d) より、グラフ (d) の腰の挙動と同じ周期でグラフ (a) の操作力の推定値と力覚センサの実測値、グラフ (b) の床反力が変化していることが分かる。また、グラフ (a) においては、操作力の推定値と力覚センサの実測値はおおむね一致しているが、局所的に 15 [N] 程度の大きな誤差が見られる。ここで、グラフ (c)、(d) から人が立ち上がる時 (8.5 [s] 前後) に、もしくはしゃがみこむ時 (15.5 [s] 前後) に

Fig. 6 Z axis direction force of Examinee (1)

Fig. 7 Z axis direction force of Examinee (1)

誤差が大きく生じていることが観察される。この傾向は、他の被験者においても当てはまる。この誤差の要因の一つとしては体幹のモデル化の不十分さが挙げられる。これは、構築した人体動力学モデルは、体幹部における体の屈曲は腰の関節のみでしか現しておらず、背骨の屈曲を正確には表せていないためである。しかし、誤差の部分は力の変化の周波数が 3~4 [Hz] と

Fig. 8 Behavior of Examinee (1) in the Experiment III

なっており、これは人の走行よりも高い周波数である [19]。このため、通常の歩行よりも緩慢な動作である荷物の搬送動作においては、フィルタ等で除去することが可能な誤差であると考えられる。

4.3 実験 (III)：搬送物を押しながら歩く動作

実験 (III) の結果から被験者 (1) の結果を抜粋して Fig. 8 に示す。Fig. 8 において、(a) のグラフは X 軸方向（前後方向）の操作力の推定結果、力覚センサの実測値および床反力値（前後方向のせん断力）である。また、(b) のグラフは Y 軸方向（左右方向）、(c) は Z 軸方向（高さ方向）の各力の結果を示している。(d) のグラフは両足首の Z 軸方向の位置を示している。(d) のグラフから、4.2 [s]～4.6 [s] が左足のみで立脚している状態、5.1 [s]～5.6 [s] が右足のみで立脚している状態である。それに応じて、(b) より体幹の重心が左右に動揺していることが確認できる。Fig. 8 の各グラフより、床反力が 80 [N] 程度の変動を生じているものの、各操作力には大きな力の変動は表れていない。また、(a)、(b)、(c) に示されるように操作力の推定結果と力覚センサの実測値は、X 軸方向は約 20 [N]、Y 軸、Z 軸方向はほぼ 0 [N] を示している。加えて、各軸方向ともに操作力の推定結果と力覚センサの実測値に大きな誤差はない。実験 (III) においては X 軸方向に物体を押しており、実験条件と合致した結果が得られている。

4.4 考察

実験 (I)、(II)、(III) の結果すべての誤差の 2 乗平均平方根 (RMSE [N]) を Table 2 に示す。誤差の 2 乗平均平方根の値はどの値も目標推定精度の 10 [N] 内に収まっており、パワーアシストに用いる操作力としては十分の精度であると判断した。

Fig. 6 では床反力の変動は 40 [N] 程度の力であるのに対して、人の力の変動は半分の 20 [N] 程度であり、Fig. 7 では、床反力の変動は 400 [N] 程度であるのに対して、人の力の変動は 10 分

Table 2 Root mean square of error (RMSE) between the estimated and the measured values

Examinee	Axis	R M S E [N]		
		Exp(I)	Exp(II)	Exp(III)
Examinee(1)	X	3.2	5.1	6.5
	Y	3.0	5.6	4.1
	Z	1.5	6.2	5.5
Examinee(2)	X	3.9	7.5	7.3
	Y	3.3	8.8	6.6
	Z	1.5	4.2	8.5
Examinee(3)	X	2.6	3.9	5.5
	Y	1.6	5.3	5.5
	Z	0.9	3.7	4.3
Examinee(4)	X	3.9	7.4	6.6
	Y	3.3	8.7	6.6
	Z	1.5	4.1	5.2

の 1 の 40 [N] 程度である。これは、床反力の変動の大半は人体の運動による慣性力によって生じていることを示していると共に、我々の提案したシステムで慣性力を正しく推定し、操作力のみを分離できていることを示している。同様に Fig. 8 においても、床反力はいずれも 80 [N] 程度力の変動であるが、操作力の誤差の 2 乗平均平方根の値は 1/10 程度に抑えられていることから、操作力を床反力から推定可能であることが明らかとなった。

5. 天井クレーンでのパワーアシスト実験

床反力から操作力を正しく推定できることが確認されたため、その操作力を用いて天井クレーン (Fig. 9) のパワーアシスト搬送する実験を行った。以下に実験条件、実験結果を示す。

5.1 実験条件

実験装置は、三次元動作解析装置 (MVN)、床反力計、6 軸力覚センサ、天井クレーンを用いる。本実験において被験者は MVN を着た状態で、床反力計の上で行った。実験状況を Fig. 10 に示す。ここで、座標軸は天井クレーンに合わせ被験者の体の左右方向が X 軸、進行方向が Y 軸、高さ方向が Z 軸とする。また、搬送物の重量は 60 [kg] である。搬送物の位置について、X、Y 軸方向はエンコーダ値から算出したカートの位置、Z 軸方向はモータがカートに備え付けられており搬送物の高さである。搬送物は地面から離れた状態から開始し、位置は初期位置を 0 とする。

操作力推定手法によるパワーアシストシステムのブロック線図を Fig. 11 に示す。ここで、操作力の推定値から天井クレーンのモータの指令電圧への変換に際して、操作力の誤差の除去のために 5 [Hz] のローパスフィルタを設け、ゲインは 0.006 [(m/s)/N] とした。また、実験 (2) では 25 [N] の不感帯を設けた。ローパスフィルタは、力の変化が 3～4 [Hz]、歩行の周波数が 1～3 [Hz] [19] であることから 5 [Hz] に設定した。ゲインは、操作者の感覚で負担にならないと感じられるまで大きく設定した。不感帯は、搬送動作以外で天井クレーンが動作しないように設定した。

実験 (1) では、被験者を搬送物の Y 軸方向に立たせ、X、Z 軸方向の搬送を不感帯を設けずに行った。搬送物には操作力の真値を計測するために力覚センサを取り付け、被験者は手で

Fig. 9 3-D Transport crane system

Fig. 10 Experimental setup of the power assisted crane system

Fig. 11 The block diagram of the power assist system

力覚センサに力を加えることで操作を行った。力覚センサは、他の計測器と軸方向のズレが生じないよう力覚センサの姿勢を一定に保ち運動するよう被験者に指示を行った。実験(2)では、推定誤差を考慮し不感帯 25 [N] を設け、搬送動作以外で天井クレーンが動作しないことを示すために、被験者には搬送動作の前に床反力計の上でスクワットを 2 回と体を左右に揺らす動作を 2 往復するよう指示を行った。以下に被験者情報を示す。

- 実験 (1) : 健常者, 男, 23 歳, 168 [cm], 59 [kg]
- 実験 (2) : 健常者, 男, 24 歳, 175 [cm], 80 [kg]

5.2 実験 (1) : 実験結果

実験 (1) の結果を Fig. 12 に示す。ここでグラフの (a), (c)

Fig. 12 Experimental result of fundamental work

Fig. 13 Experimental results of the X-axis direction

は、X, Z 軸方向の操作力の推定値と力覚センサによる計測値である。グラフの (b), (d) は、X, Z 軸方向搬送物の位置である。

グラフの (a), (c) より、推定した操作力が実際の操作力と一致していることが分かる。(a) の X 軸方向では 10 [N] 程度、(b) の Z 軸方向では 15 [N] 程度の力が計測されている。またグラフの (b), (d) より、推定された操作力に応じて重量物の搬送が行われていることが分かる。これにより推定された操作力を用いて、15 [N] 程度の操作力で 60 [kg] の重量物をパワーアシストできることが示された。

不感帯を設けていないため、推定誤差により操作者が力に加えている方向とは違う方向に天井クレーンが動く瞬間が感じられた。ただ、推定誤差による天井クレーンの動きはわずかなものであり、若干の力でその動きを打ち消すことができたため、操作性に問題はなく操作者の意思どおりに搬送を行うことが可能であることが確認された。

5.3 実験 (2) : 実験結果

実験 (2) の結果を Fig. 13~Fig. 15 に示す。ここで、Fig. 13 は X 軸方向、Fig. 14 は Y 軸方向、Fig. 15 が Z 軸方向の結果である。各グラフの (b) は実験中の床反力の値を示しており、また、各グラフの (b) において、38 [s]~41 [s] まではスクワット

Fig. 14 Experimental results of the Y-axis direction

Fig. 15 Experimental results of the Z-axis direction

動作, 41 [s]~49 [s] までは体を左右に揺らす動作, 49 [s] 以降が搬送動作である。

各グラフの (a) より, 操作力に応じて天井クレーンが動作を行っていることが分かる。また, グラフ (a), (b) の 38 [s]~49 [s] より, 搬送動作以外の動作においては天井クレーンは動作しないことが確認できる。以上より本手法を用いることで床反力から操作力を推定し, その操作力を用いてパワーアシストを行うことができることが示された。

6. 結 言

本研究では, 垂直抗力とせん断力を含めた床反力から人体の慣性力を推定・分離し, 外部環境に与える操作力を推定できることを確認した。また, 推定した操作力を用いて天井クレーンのパワーアシスト搬送が可能であることを確認した。具体的には, 1) 床反力と人体の挙動 (速度, 加速度等) から操作力を推定する人体動力学モデルを構築し, 2) 荷物の搬送作業を想定した実験において操作力が 10 [N] 以内の精度で, 3) 人体の挙動によらずパワーアシスト搬送を行えることを確認した。

今後は, 本手法の有用性を確認するために従来のパワーアシスト手法との比較を行うとともに, コントローラの適切な設計により搬送後の残留振動を抑制することを試みる。さらに, 被験者ごとの体型によるリンク質量のばらつきが操作力推定に与える影響について検討を行い, 任意の被験者に対して所定の精度内に納まる推定が可能であるか評価する予定である。また, 現在の手法では全身 17 箇所の位置, 速度, 加速度の情報が必要であるため, 実用化には困難が予想される。従って, センサの数を削減した上で正しい操作力の推定が行えるアルゴリズムの

構築を行う予定である。加えて, 現状では床反力計が作業空間全面に必要なが, 現実問題として不可能であるため, 靴底に装着できるウェアラブルで安価な床反力計測センサの開発を行っている。将来的にヘルメット, 両腕のリストバンド, 腰のベルト, 靴などに装着されたセンサのみで操作力の推定を可能にすることを目標としている。

謝 辞 本研究は JSPS 科研費 21560239 の助成を受けたものです。

参 考 文 献

- [1] 国立社会保障・人口問題研究所：人口統計資料, 2010.
- [2] S. Lee and Y. Sankai: "Power Assist Control for Walking Aid with HAL-3 Based on EMG and Impedance Adjustment around Knee Joint," IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.1499-1504, 2002.
- [3] A.B. Zoss, H. Kazerooni and A. Chu: "Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol.11, issue 2, pp.128-138, 2006.
- [4] Y. Yamada, H. Konosu, T. Morizono and Y. Umetani: "Proposal of Skill-Assist: A System of Assisting Human Workers by Reflecting Their Skills in Positioning Tasks," Proc. IEEE Int. Conf. on System, Man and Cybernetics, pp.(IV)11-(IV)16, 1999.
- [5] 三好孝典, 寺嶋一彦, 鈴木裕一: "天井クレーンにおけるパワーアシストシステムの構築", 日本機械学会論文集 C, vol.70, no.696, pp.2427-2434, 2004.
- [6] 関善一, 下条誠, 佐藤滋, 高橋昭彦: "高柔軟性を持つ把持圧分布センサの開発", 計測自動制御学会論文集, vol.31, no.9, pp.1528-1530, 2004.
- [7] A. Niinuma, T. Miyoshi and Y. Miyashita: "Evaluation of Effectiveness of a Power-Assisted Wire Suspension System Compared to Conventional Machine," IEEE ICMA, pp.369-374, 2009.
- [8] 田中一男: "電動車椅子の脳動制御", 日本機械学会誌, vol.111, no.1080, pp.927-929, 2008.
- [9] S. Ito, T. Nishigaki and H. Kawasaki: "Standing posture control in constant force field based on ground reaction force," T. SICE, vol.38, no.1, pp.79-86, 2002.
- [10] P.A. Oakley: Changes in Three-dimensional Knee Kinematics and Kinetics within Nonnative Gait Speeds, A thesis submitted to the School of Physical and Health Education in conformity with the requirements for the degree of Master of Science, 2000.
- [11] G. Venture, K. Ayusawa and Y. Nakamura: "Motion Capture Based Identification of The Human Body Inertial Parameters," IEEE/EMBS Int. Conf. on Engineering in Medicine and Biology, pp.4575-4578, 2008.
- [12] M. Hayashibe, G. Venture, K. Ayusawa and Y. Nakamura: "Muscle Strength and Mass Distribution Identification Toward Subject-Specific Musculoskeletal Modeling," IROS 2011, pp.3701-3707, 2011.
- [13] K. Yamane, Y. Fujita and Y. Nakamura: "Estimation of Physically Valid Somatosensory Information," IEEE ICRA, pp.2624-2630, 2005.
- [14] 梶尾秀司: ヒューマノイドロボット, オーム社, 2005.
- [15] 杉原知道, 中村仁彦: "時間二重外乱吸収法に基づくヒューマノイドロボットの全身協調運動制御", 日本ロボット学会誌, vol.24 no.1, pp.64-73, 2006.
- [16] R.K. Jensen: "Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years," J. Biomechanics, vol.22, pp.529-536, 1989.
- [17] 鮎澤光, ベンチャー・ジェンチャン, 山本江, 中村仁彦: "床反力計測に基づくヒューマノイドの全身力学パラメータの同定", 第 13 回ロボティクスシンポジウム予稿集, 2008.
- [18] Xsens MVN : Inertial Motion Capture - Xsens, <http://www.xsens.com>.

xsens.com/en/general/mvn (2011/10/18 アクセス)

[19] 酒田信親, 興梠正克, 大隈隆史, 蔵田武志: “インタラクティブジョ

ギングへの応用”, ヒューマンインターフェイスシンポジウム 2005, pp.459-462, 2005.

三好孝典 (Takanori Miyoshi)

1989 年 3 月大阪大学電気工学科卒業, ローランドディー・ジー (株) 入社. 2001 年 3 月豊橋技術科学大学博士後期課程電子情報工学専攻修了. 2002 年 4 月豊橋技術科学大学生産システム工学系講師. 現在同大学機械工学系准教授. 計測自動制御学会, 日本機械学会, IEEE 等の会員. 博士 (工学).

(日本ロボット学会正会員)

勝田雄佑 (Yusuke Katsuda)

2010 年 3 月豊田工業高等専門学校機械工学科卒業. 2012 年 3 月豊橋技術科学大学生産システム工学科卒業. 2012 年 4 月同大学大学院機械工学専攻進学. 人体運動学に興味を持つ.

高森和博 (Kazuhiro Takamori)

2010 年 3 月豊橋技術科学大学生産システム工学科卒業. 2012 年 3 月同大学大学院工学部機械工学専攻修士課程修了. 現在凸版印刷株式会社に勤務. 福祉ロボットに興味を持つ.

寺嶋一彦 (Kazuhiko Terashima)

1981 年京都大学大学院工学研究科博士後期課程修了. 1982 年豊橋技術科学大学工学部生産システム工学系助手. 講師, 助教授を経て 1994 年同大学教授. システム制御情報学会, 日本機械学会, 日本製造工学会, IEEE 等の会員. 工学博士.

(日本ロボット学会正会員)