# 多関節装着型ロボットによる安全なアシストのための接触面の圧力分布情報フィードバック制御

## - 逆運動学に基づく圧力分布情報から関節角指令値の決定法 -

# Pressure Distribution Feedback Control for Safe Assist in Multi-Joint Wearable Robot

- Control Command Generation based on Pressure Distribution using Inverse Kinematics -

 ○ 内山直哉(名大) 舟洞佑記(名大) 道木慎二(名大) 道木加絵(愛工大)
 Naoya UCHIYAMA, Nagoya University Yuki FUNABORA, Nagoya University Shinji DOKI, Nagoya University Kae DOKI, Aichi Institute of Technology

**Abstract:** Since wearable assist robots have direct contact with the users, safety control is considered to be the prior requirement for wearable assist robots. To improve safety, authors proposed a control system based on the distribution of contact forces applied to the users. Excessive forces that the users experience are suppressed by utilizing sheet pressure sensor directly mounted on the links' surfaces. In this paper, the proposed control system is evaluated under transient state during the user' s bending movements. On computer simulations, harmful forces applied to the user were suppressed and the proposed system was confirmed to improve safety effectively. **Key Words:** Wearable Robot, Power Assist, Pressure Distribution Feedback Control

#### 1. 序論

2012年時点で日本では要介護者又は要支援者と認定された人の総数が561.1万人に達した<sup>(1)</sup>.要介護者の増加に伴い,介護 者の身体的負担の増加が問題となっている.介護者の負担軽減を 目指して,人体に直接装着して装着者の運動を支援する装着型ア シストロボットが開発されてきた.特に介護現場では,移乗や入 浴介助により介護者の腰から首にかけての体幹部に負担がかか る.本研究では多関節装着型アシストロボットを用いた体幹部の 前後屈曲運動支援を目指す.

装着者と直接接触する装着型アシストロボットにおいては、装 着者への安全性確保が最重要課題となる.安全性確保の取り組み はいくつかあるが、その中でも装着者とロボット間に生じる力に 応じてロボットのアクチュエータ出力を制御する手法に着目す る.Kongら<sup>(2)</sup>は、両者の接触に起因する力がロボットの関節 部でトルク偏差として取得可能な点に着目し、関節トルクフィー ドバック制御法(既存法)を提案した.トルク偏差を解消するこ とで所望の関節トルクを装着者に伝達し安全性確保を試みた.し かしながら関節トルクは接触により生じた力の合力であるため、 局所的に生じた過度な力は検知できない.たとえ関節トルクが小 さい場合でも、予期せぬ危険な力が装着者に加わる可能性があ る.特に体幹部は関節数が多く複雑な構造を持つために同様の構 造のロボットを作成することは困難であり、構造の差異に起因し て予期せぬ接触が生じやすい.従って装着者に加わる力をより直 接的に考慮した制御法が望ましい.

センシング技術の発展に伴い,力の分布情報を圧力分布として 計測する面状圧力センサが開発されてきた<sup>(3)</sup>.面状圧力センサ を用いることで装着者に加わる力を直接的に把握することができ る.筆者らは,この面状圧力センサを利用した装着型アシストロ ボットの新たな制御系を提案してきた<sup>(4)</sup>.提案する制御系はロ ボットのリンク表面に取り付けた圧力センサにより計測した圧力 分布情報をフィードバックし,装着者に加わる過度な力を抑える ように構築されている.先行研究<sup>(4)</sup>では体幹部の静的な姿勢を 対象に各制御法の定常的な性能をシミュレーションで評価し,提 案法が安全性向上に有効であることを確認した.本稿では運動中 の体幹部の動的な姿勢変化を対象に,制御法の過渡的な性能を検 証する.



Fig.1: The assumed assist robot for forward backward bending movements



Fig.2: The diagram of the proposed control system

#### 2. 提案する圧力分布フィードバック制御法

Fig.1 に示す 4 関節ロボットによる体幹部アシストを想定す る. 筆者らはこれまでロボットリンク上に取り付けた圧力分布セ ンサにより,ロボットが人体に加えている力を直接計測,制御す る手法を検討してきた<sup>(4)</sup>. 提案法を Fig.2 に示す.  $P^*$  は外部 ループから与えられるアシストのための圧力分布指令値である.  $P^*$  を実現するために, $P^*$  と圧力センサによる計測値  $P_s$  の偏 差  $P_e$  を低減する関節位置修正ベクトル  $\Delta R$  を算出する. そし て  $\Delta R$  を関節角修正ベクトル  $\Delta \Theta$  に変換し,各関節を制御する.  $\Delta R$ ,  $\Delta \Theta$  を Fig.3 および次式で定義する.

$$\Delta \boldsymbol{R} = \left(\Delta \boldsymbol{r}_1, \Delta \boldsymbol{r}_2, \cdots, \Delta \boldsymbol{r}_N\right)^T \tag{1}$$

$$\Delta \boldsymbol{\Theta} = \left(\Delta \theta_0, \Delta \theta_1, \cdots, \Delta \theta_{N-1}\right)^T \tag{2}$$



Fig.3: The definition of  $\Delta \boldsymbol{R}$  and  $\Delta \boldsymbol{\Theta}$ 



Fig.4: Determine the correction vector of joint position

 $\Delta \boldsymbol{r}_n, \Delta \theta_n$  は n 番目の関節の位置修正ベクトル,関節角修正値である.

リンク位置決定器は入力の  $P_e$  に基づいて最適なリンク位置 を決定し、 $\Delta R$  を算出する.本稿では最適なリンク位置は、装 着者とロボット間のアシストに不要な力を最小にするものと考 える.  $P_e$  をゼロにする接触位置 (ゼロ点)を推定する (Fig.4 赤 点).  $\Delta R$  は各リンク上で逐次的に算出される.推定した  $P_e$  の ゼロ点との位置誤差を最小にする近似直線を最小二乗法を用いて 求める (Fig.4 青線). n 番目のリンクの最適位置の算出により、 (n-1) 番目と n 番目の関節位置の修正ベクトル  $\Delta r_{n-1}^n$  と  $\Delta r_n^n$ を求める (Fig.4 緑矢印). 各リンク上でこの処理を行った後、n 番目のリンクの関節位置の修正ベクトル  $\Delta r_n$  は修正ベクトルの 合成により次式で算出する.

$$\Delta \boldsymbol{r}_n = K_n (\Delta \boldsymbol{r}_n^n + \Delta \boldsymbol{r}_n^{n+1}) \tag{3}$$

ここで  $K_n$  は関節位置の変位量を調整するためのゲインである. 全関節で式 (3) の処理を行い、 $\Delta R$ を決定する.

変換行列では  $\Delta \mathbf{R}$  から  $\Delta \Theta$  への変換を行う. 一般的にはある 関節位置 (手先位置) の修正ベクトルは逆ヤコビ行列を用いて変 換される. しかしながら提案するシステムでは,全ての関節位置 の修正ベクトルを変換する必要があるので,逆ヤコビ行列をその まま適用することができない. 関節位置と関節角の関係を次式の ように連立する.



Fig.5: The user's movement from forward bending to standing

$$\begin{aligned} \Delta \boldsymbol{r}_1 &= \boldsymbol{J}_1 \Delta \theta_0 \\ \Delta \boldsymbol{r}_2 &= \boldsymbol{J}_2 (\Delta \theta_0, \Delta \theta_1)^T \\ \vdots \\ \Delta \boldsymbol{r}_N &= \boldsymbol{J}_N (\Delta \theta_0, \Delta \theta_1, \cdots, \Delta \theta_{N-1})^T \end{aligned}$$

ここで $J_n$ はnリンクロボットのヤコビ行列である. 拡張したヤ コビ行列を $J_e$ を式 (4) とすると,  $\Delta R$  と  $\Delta \Theta$  とは式 (5) の関 係が成立する.

$$\boldsymbol{J}_{e} = \begin{pmatrix} \boldsymbol{J}_{1} & \boldsymbol{0} & \boldsymbol{0} & \cdots & \boldsymbol{0} \\ \boldsymbol{J}_{2} & \boldsymbol{0} & \cdots & \boldsymbol{0} \\ & \vdots & & \\ & \boldsymbol{J}_{N} & & \end{pmatrix}$$
(4)

$$\Delta \boldsymbol{R} = \boldsymbol{J}_e \Delta \boldsymbol{\Theta} \tag{5}$$

 $\Delta \mathbf{R}$ の次元数が  $\Delta \Theta$  より大きいため  $\mathbf{J}_e$  は正方行列でなく,逆 行列が存在しない.ゆえに式 (6)の Moore-Penrose 疑似逆行列  $\mathbf{J}_e^+$ を用いて,式 (7)で変換する.

$$\boldsymbol{J}_{e}^{+} = (\boldsymbol{J}_{e}^{T} \boldsymbol{J}_{e})^{-1} \boldsymbol{J}_{e}^{T}$$

$$\tag{6}$$

$$\Delta \Theta = J_e^+ \Delta R \tag{7}$$

以上の処理により  $P_e$  を低減する  $\Delta \Theta$  が決定され,所望の圧力 分布  $P^*$  を実現するよう各関節を制御する.

#### 3. シミュレーション

提案法の過渡的な性能をシミュレーションにより検証する.装 着者の前屈から直立への運動を対象にロボットを制御し,人体に 加わる力を評価する.

## 3.1 シミュレーション条件

Fig.1 のように筆者らはシリアルリンクロボットを用いて体幹 部の前後屈曲運動をアシストすることを想定する.ロボットの構 造は先行研究<sup>(5)</sup>にて決定した4関節かつ各リンク長を40[mm], 320[mm], 120[mm], 320[mm]の構造とする.

各制御法を Fig.5 に示す装着者の前屈から直立への運動におい て評価する.これらの形状データは Laser Range Finder を用い て測定した.形状データ数は 37,各形状データの点数は 106,形

#### **L**<sup>2016</sup> IFE



Fig.6: Assumption of directions of contact force



Fig.7: Model of forces applied to the user

状データ間の移動時間は 0.1[s] である. 形状データとロボットモ デルを用いて人体に加わる力をモデル化した. ロボットはベルト によって人体に装着し, Fig.6 のように人がロボットを押す場合 とベルトを介して引く場合の 2 種類の接触が生じるとした. モデ ル化した人体に加わる力のイメージを Fig.7 に示す. 形状データ の *i* 番目の点上に生じる力 *F<sub>i</sub>* は, その点と最も近いリンクとの ユークリッド距離 *D<sub>i</sub>* を用いて以下のように算出した.

$$F_{i} = \begin{cases} +K_{H}D_{i} & Fig.6(a) \\ 0 & D_{i} < D_{b} \land Fig.6(b) \\ -K_{H}(D_{i} - D_{b}) & D_{b} < D_{i} \land Fig.6(b) \end{cases}$$
(8)

 $K_H$  は人体の弾性係数であり、本稿では文献<sup>(6)</sup>から 9.8[N/mm] とした.人とロボット間には物理的な隙間  $D_b$ が生じると想定 し、離れる場合において人との距離が 10[mm] 以下の場合は力が 生じないとした.

既存法と提案法で用いるトルクセンサと圧力センサをモデル化 した. 圧力センサのセルは幅 20[mm] とし、各セルはセルの範囲 内の力の平均値を計測できるとした. これにより全リンクでの圧 力センサの計測値  $P_s$ を得る. これに対してトルクセンサでは、 各リンク上に生じた力の重心に平均的な力が加わるとし、力の絶 対値の平均値と重心位置の積として測定値  $\tau_s$ を次式で算出した.

$$\tau_s = \frac{F_{sum}}{N_F} \times \sum_j \frac{F_j}{F_{sum}} \times d_j \tag{9}$$

 $F_j$ はリンク上の j 番目の接触位置で生じた力, $d_j$ は関節から j番目の接触位置の距離, $F_{sum}$ はリンク上の力の絶対値の総和,  $N_F$ はリンク上の $F_j$ の総数である.リンク毎に $\tau_s$ を算出し,全 リンクでのトルクセンサの計測値 $\tau_s$ を得る.

既存法ではインピーダンス制御器によりトルク指令  $\tau^*$  と  $\tau_s$ の偏差  $\tau_e$  を低減する  $\Delta \Theta$  を次式で算出する.

$$\Delta \Theta = (Ms^2 + Ds + K)^{-1} \tau_e \tag{10}$$

M, D, Kはそれぞれインピーダンスモデルの慣性,粘性,弾性

# 2016年9月4日~6日,仙台(東北大学)



Fig.9: Results of maximum of  $|F_i|$ 



Fig.10: Frequency distribution of  $|F_i|$ 

項である.本稿では M, D, K 及び式 (3) の  $K_n$  を試行錯誤的 に決定し, $M = 0[Nm/(rad/s^2)], D = 50[Nm/(rad/s)], K =$ 500[Nm/rad],  $K_1, K_2, K_3 = 1 \times 10^{-4}, K_4 = 5 \times 10^{-5}$  とした.

圧力センサ,トルクセンサのサンプリング周期は共に 0.01[s], ロボットの制御周期は 0.05[s] とした.また検証の初期段階とし て非アシスト時の評価を行うために **P**\* 及び **r**\* はゼロベクトル とした.以上の条件に基づいて既存法と提案法を適用しロボット を制御する.

#### 3.2 シミュレーション結果

各制御法におけるロボットの姿勢と  $F_i$ の分布の時間変化を Fig.8 に示す. 図上段は形状データ (黒点) とロボットの姿勢 (赤 線)を、図下段は形状データの各点に生じた  $F_i$ の分布を示す. 1.0[s] において既存法では大きな  $F_i$ が生じていたが、提案法で は  $F_i$ が既存法の 1/2 程度に抑えられている.また全時間で提案 法では  $F_i$ の大きさが減少しており、装着者への良好な追従性が 確認できる.

人体に最も危険な力として、 $|F_i|$ の最大値の時間変化を比較した結果を Fig.9 に示す.ほぼ全ての時間で $|F_i|$ の最大値が既存法を下回り、提案法により人体に加わる過度な力を抑制したことがわかる.また運動中に生じた全ての $|F_i|$ の頻度分布を Fig.10に示す.既存法では 300[N] 程度まで生じていた $|F_i|$ が提案法では 200[N] 程度までに抑えられており、既存法に比べて $|F_i|$ が全体的に減少した.文献<sup>(6)</sup>によると人体の背面の痛覚耐性限界は 294[N]であり、これを超えた力が背面に加わると人は痛みを感じる.既存法では運動中に $|F_i|$ が痛覚耐性限界を超えた頻度は 153回であったが、提案法では 0回であった.提案法により運動中に装着者が痛みを感じる場合が回避された.提案する接触面の圧力分布に基づく制御法が安全性向上に有効であることを確認した.

#### 4. 結論

本稿では提案する接触面の圧力分布に基づく制御法の過渡的な 性能を評価した.シミュレーションにて装着者の運動への追従時 に人体に加わる過度な力が低減され,圧力分布に基づく提案法が 安全性向上に有効であることを確認した.

## **L**<sup>2016</sup> IFE

2016年9月4日~6日,仙台(東北大学)



(b) Proposed method

Fig.8: Time step of robot position and  $F_i$ 

今後は調整パラメータ K<sub>n</sub> やインピーダンス定数 M, D, K の 検討, アシスト時の過渡的な性能評価を行う必要がある.また実 機による検証を行う予定である.

## 謝辞

本研究は JSPS 科研費若手研究 (B)26870274, 若手研究 (A)16H05915 の助成を受けて実施したものである. ここに謝 意を表する.

## 参考文献

- (1) 内閣府, 平成 26 年版高齡社会白書
- (2) K. Kong, J. Bae, and M. Tomizuka, "Control of Rotary Series Elastic Actuator for Ideal Force-Mode Actuation in Human-Robot Interaction Applications", IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol.14, no.1, pp. 105–118, February 2009.
- (3) W. Xu, M. Huang, N. Amini, L. He, and M. Sarrafzadeh, "eCushion: A Textile Pressure Sensor Array Design and Calibration for Sitting Posture Analysis", IEEE Sensors Journal, vol. 13, no. 10, pp. 3926–3934, October 2013.

- (4)内山直哉,舟洞佑記,道木慎二,道木加絵,"逆運動学を用いた接触面の圧力分布情報に基づく多関節装着型アシストロボットの制御",計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集,12,2015.
- (5) Y. Funabora, H. Song, S. Doki, and K. Doki, "Position Based Impedance Control based on Pressure Distribution for Wearable Power Assist Robots", IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2014.
- (6) 斎藤剛,池田博康,"人間協調型ロボットの機械的刺激に対す る人体痛覚耐性限界の測定",産業安全研究所特別研究報告 NIIS-SRR-NO.33, 2005.