

**科学研究費助成事業 研究成果報告書**

平成 28 年 5 月 30 日現在

機関番号：16201

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2013～2015

課題番号：25420219

研究課題名(和文) 外骨格を使用しない下肢用パワーアシストウェアの設計・制御手法の確立

研究課題名(英文) Design and control methods for power assist wear without exoskeleton

研究代表者

佐々木 大輔 (Sasaki, Daisuke)

香川大学・工学部・講師

研究者番号：50372686

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,900,000円

研究成果の概要(和文)：近年、作業の軽労化を目的に外骨格機構を使用しないパワーアシストロボットの研究開発が行われている。これらは軽量かつ装着感が良好な構造であるが、受動要素により構成されている。そこで、本研究では布材に加え空気圧ソフトアクチュエータを組み合わせることで内圧の調整により支援力の調節が可能なパワーアシストウェアを開発した。

そこで、本研究では、使用者の意思反映の手段として筋電位信号を使用し、パワーアシストウェアの制御を行う。提案手法では、人体が発生した膝関節トルクを筋電位から推定し、推定トルクが所望の値に低減するようアクチュエータの内圧を調整する。

研究成果の概要(英文)：In recent years, many power assist robots without an exoskeleton had been developed. These have advantages such as ease of use and light weight, and so on even though these have low assistance effect. However, these robots can't regulate assistance force actively because these are constructed with passive elements such as cloth, rubber material. Therefore, the power assist wear constructed with cloths and pneumatic soft actuators had been developed. By using pneumatic soft actuator, this wear can regulate assistance force by controlling inner pressure of actuator without increasing the weight of device. Power assist device is controlled based on electromyogram (EMG) in many studies in order to reduce muscular burden. Thus, the purpose of this study is to control the power assist wear based on EMG. In the proposed method, generating torque from human is estimated from EMG, and inner pressure of actuator is controlled to decrease human generating torque.

研究分野：ロボティクス・メカトロニクス

キーワード：人間機械システム パワーアシストロボット

### 1. 研究開始当初の背景

(1)近年、様々な分野において装着型パワーアシストロボットの開発が盛んに行われている。その代表例である筑波大学の HAL<sup>①</sup>は重作業の身体的負荷を軽減することを目的とし、生体電位信号を用いて装着者の動作意思を推定することで、装着者の意思に応じた支援が可能である。

(2)他にも、重作業の支援を目的としたマッスルスーツ<sup>②</sup>や BLEEX<sup>③</sup>などが開発されており、いずれも高い支援力を有している。これらの外骨格型のパワーアシスト装置は高い性能を実現している反面、高剛性な外骨格により身体が拘束されるため、長時間の装着が負担となるという課題がある。

### 2. 研究の目的

(1)外骨格型の装置に対して、身体の拘束感を軽減するために外骨格機構を使用せず、作業の軽労化が行えるパワーアシストロボットの研究開発も行われている。その中でも北海道大学のスマートスーツ<sup>④</sup>は布や弾性材などを使用し軽量かつ装着感が良好な機構を実現しているが、受動要素により構成されている。

(2)本研究では布材に加え空気圧ソフトアクチュエータを組み合わせることで内圧の調整により支援力の調節が可能なパワーアシストウェアを開発した。

(3)人体から検出可能な生体信号として脳波、筋電位、心拍などが挙げられる。これらの中でも筋電位は比較的容易に検出可能である。そこで、パワーアシスト装置は使用者の筋負担の軽減という使用目的から、筋電位信号を使用して制御されることが多い。例えば、支援のタイミングを筋電位の情報を用いて制御することや筋電位の増減によって支援量を増減させることが可能である。そこで、本研究では筋電位に基づくパワーアシストウェア制御手法の構築を目指す。

### 3. 研究の方法

(1)製作した空気式パワーアシストウェアを図1に示す。本装置は空気圧ソフトアクチュエータ2個、膨張力伝達用布材2個、上着、インナーウェア、アウターウェア、靴で構成される。各構成要素の重量はそれぞれ空気圧ソフトアクチュエータ1個 30[g]、膨張力伝達用バンド1個 135[g]、ジャケット 520[g]、インナーウェア 380[g]、アウターウェア 360[g]、靴 380[g]であり、全体で 1970[g]となる。

(2)膝関節前面に配置されたアクチュエータに圧力を加えて膝面に対して鉛直方向に膨張させることで膨張力伝達用バンドに張力が発生する。発生した張力の骨格に対する鉛

直方向成分によって膝関節伸展トルクが生成される仕組みである。下肢部はインナーウェアとアウターウェアの間にアクチュエータを取り付け、その上から膨張力伝達用バンドで覆った構造になっている。

(3)製作したパワーアシストウェアは構成要素に布材料を用いることで外骨格型の装置に比べ、軽量かつ装着者の関節自由度を阻害しないという利点を持つ。本パワーアシストウェアでは膝関節にかかる身体自重の負荷を軽減することを目的とし、主に姿勢保持作業における支援を対象とする。

(4)空気圧ソフトアクチュエータの外観を図2に、構造を図3に示す。アクチュエータに圧縮空気を送ると図2(a)から同図(b)のように膨張する。使用時には0~30[kPa]の圧力を



図1 パワーアシストウェア外観



(a) 無加圧状態



(b) 加圧状態

図2 空気圧ソフトアクチュエータ外観

加え、レギュレータによって圧力を調整する。

(5)アクチュエータは図 3 のように配管を取り付けたゴム風船を円形の布材料で覆った構造となっており、直径約 145[mm]である。インナーウェアの膝関節部分に固定するため、マジックテープを片面にのみ縫い付けている。ゴム風船はそのまま圧縮空気を加えても真球形に膨張しないため、円形の布材料で覆うことで水平方向の膨張を抑え、鉛直方向に膨張しやすくしている。

(6)提案手法では、人体が発生した膝関節トルクを筋電位から推定し、推定トルクが所望の値に低減するようアクチュエータの内圧を調整する。自重による膝関節トルクを計算するために図 4 に示すような人体のモデル化を行った。モデル化において以下のように仮定した。

- 動作はすべて平面内で起こる
- 上体は上肢を含めて単一質量とする
- 上体の重量は両脚に均等に加わる
- 各体節は剛体リンクとする

(7) 膝関節から重力作用線までの垂直距離に重力をかけることで、自重による膝関節屈曲トルク(図 4 中青矢印)が求められる。この状態で静止しているならば、このトルクと拮抗する筋力による膝関節伸展トルク(図 4 赤

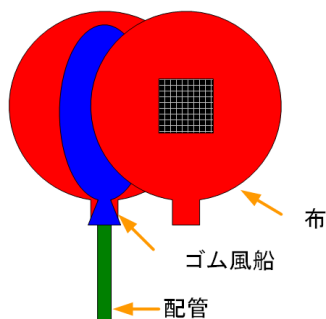


図 3 空気圧ソフトアクチュエータ構造

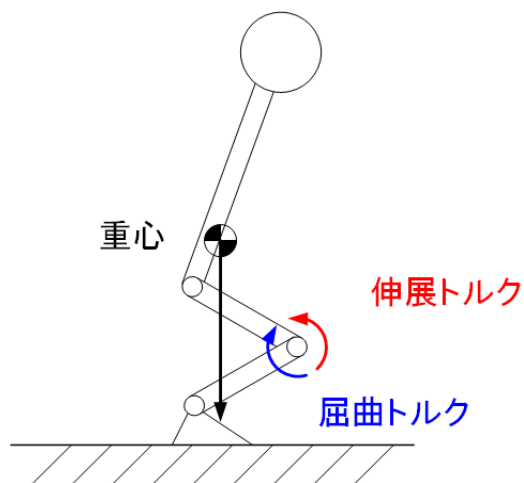


図 4 平面人体モデル

矢印)が生じていることになる。よって、筋力による膝関節伸展トルクの大きさは自重による膝関節屈曲トルクを求めることで分かる。本研究では、床面に働く人体の重力を床反力として検出することでトルクの計算を行う。

(8) 床反力計測装置の構成を図 5 に示す。装置はフォースプレート、AD 変換入力ボックス、PC2 台、接続ケーブルで構成される。フォースプレートには図 6 に示すような座標系が定義されている。フォースプレート表面の中心に原点があり、加えられた力を検出するため z 軸は下向きに設定してある。また、4 個の 3 軸力センサが上下 2 枚の鋼板に挟み込まれており、それぞれ四隅に配置されている。フォースプレートからの出力信号は AD 変換入力ボックスを通して PC1 と PC2 に送られる。PC1 では使用するフォースプレートの設定、AD 変換の開始・停止、出力データの確認を行う。PC2 では出力された 8 個のデータをもとに床反力ベクトル、床反力の圧力中心座標の計算を行う。

(9) 上体の姿勢や下肢の姿勢によって膝関節から床反力作用線までの距離が変化することで膝関節トルクは増減する。そこで、様々な姿勢をとり、増減する膝関節トルクと表面筋電位を同時に測定することで両者の関係を調べた。表面筋電位を測定する筋肉は膝伸展に関係する大腿直筋(Rectus femoris)、外側広筋(Vastus lateralis)を用いた。膝関節トルクは、大腿直筋の筋電位と外側広筋の筋電位の 2 変数関数で重回帰分析により近似した。

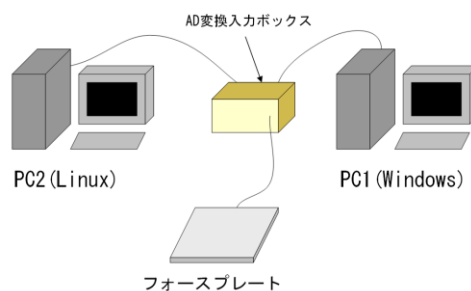


図 5 床反力計測装置の構成

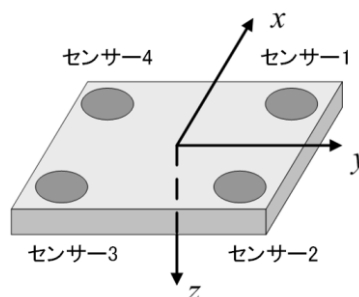


図 6 フォースプレート座標系

(10) 重回帰分析により求めた近似式を用いて、膝関節発生トルクを所望の値に制御できるかを確認した。

#### 4. 研究成果

(1) 膝関節角度が  $30^\circ$  ,  $45^\circ$  ,  $60^\circ$  における重回帰分析により得られた近似式によって推定したトルクと膝関節発生トルクを比較した結果を図 7, 8, 9 に示す。3つの図より、膝関節発生トルクを近似できていることが分かる。

(2) 膝関節角度が  $45^\circ$  で上体を地面に対して垂直にした姿勢をとり、人体の負荷率を80%に低減する目標トルクを与えたときに推定トルクが追従可能かを確認した。パワーアシストウェアによる支援は姿勢を維持している 25-40[s]の間で行った。実験結果を図 10, 11 に示す。目標トルクに推定トルクが追従しているように見える。図 11 に示す筋電積分において外側広筋においては減少していることから、筋電に基づくウェアの制御の効果を確認できた。

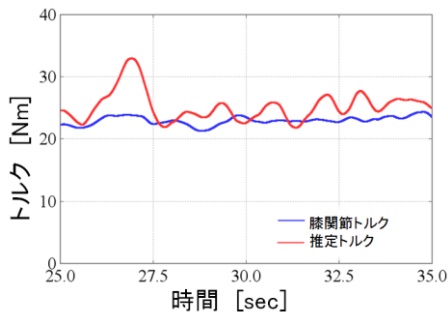


図 7 推定トルク精度 ( $30^\circ$ )

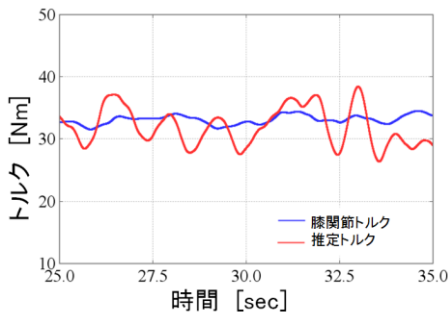


図 8 推定トルク精度 ( $45^\circ$ )

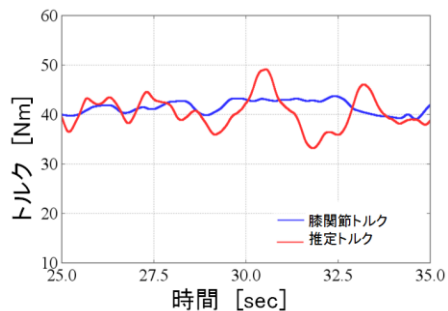


図 9 推定トルク精度 ( $60^\circ$ )

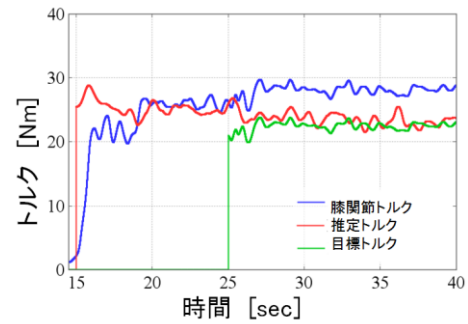


図 10 人体負荷トルクの制御結果

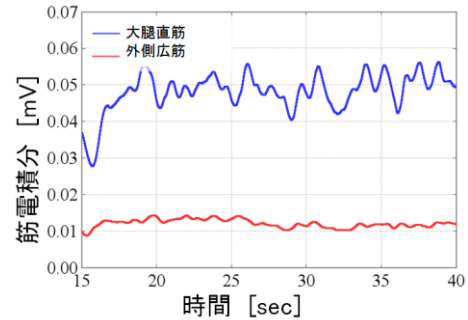


図 11 筋電積分

#### <引用文献>

- ①原 大雅, 山海 嘉之, 3次元骨格系モデルによる腰部支援 HAL の動作支援評価, 生体医学工学, Vol.50, No.1, 2012, 111-116
- ②小林 宏, 橋本 卓弥, 小林 寛征, 腰部補助用マッスルスーツの開発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2010, 2010, 2A1-D12(1)-2A1-D12(3)
- ③ A.B. Zoss, H. Kazerooni, A. Chu, Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX), IEEE/ASME Trans. on Mechatronics, Vol.11, 2006, 128-138

#### 5. 主な発表論文等

- [学会発表] (計 2 件)
- ①D. Sasaki, M. Takaiwa, Development of Pneumatic Power Assist Wear to Reduce Physical Burden, 2014 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, Dec.14 2014, Chuo Univ. (Tokyo)
  - ②足立啓, 佐々木大輔, 高岩昌弘, 重装備に起因する体幹および下肢の負担軽減を目的とした空気式パワーアシストウェア, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門ロボティクス・メカトロニクス講演会 2014, 2014年5月28日, 富山国際会議場(富山県)

#### 6. 研究組織

- (1) 研究代表者  
 佐々木 大輔 (SASAKI, Daisuke)  
 香川大学・工学部・講師  
 研究者番号: 50372686