

---

# 筋肉のスティフネス変化と加速度制御に基づいた 人と移動機械システムの協調制御

## Cooperative Control of Human and Wheelchair Based on Muscle Stiffness Variation and Acceleration Control

1081029

研究代表者 慶應義塾大学 理工学部 教授 村上 俊之

---

### [研究の目的]

近年の高齢社会への懸念から、車椅子の多機能化に関する研究が強くすすめられている。特に、介護者、被介護者を問わず電動車椅子における適切なパワーアシスト制御の実現に多くの関心が寄せられている。電動車椅子におけるパワーアシスト制御とは、人が車輪に入力したトルクを検出し、それを増幅して車輪に取り付けられた電気モータによって補助するものである。

本研究課題では従来のパワーアシスト車椅子を利用できない、持ち手に握力を加えるのが難しい筋力の衰えた高齢者や障害者でも使用可能な、パワーアシスト車椅子の開発を目標とする。人の入力の検出に当たり従来の車輪に取り付けられたトルクセンサではなく筋力センサを新たに開発し、使用者の筋力を直接測定した。これにより車輪や持ち手に力を加えずとも、人の漕ごうとする力の大きさと方向を計測できる。そこで、加速度制御に基づいた速度制御器と加え人の筋肉スティフネス変化の推定値を導入し、人の意思を反映した車椅子と人の協調制御の実現を試みる。また応答速度に応じて加速度ゲインを変化させることにより、使用者の筋力の大小に関わらず一定の速度で走行可能とするパワー

アシストを提案している。

### [研究の内容、成果]

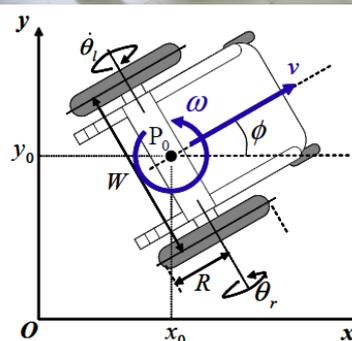


図 1: 電動車椅子の実機とモデル

### 実験システムのモデル化

本課題では制御対象となる電動車椅子を独立二輪型駆動ロボットとして図 1 のようにモデル化する。このとき運動学は (1) 式、また左右輪への入力トルクベクトルを  $\tau = [\tau_r \ \tau_l]^T$ 、角速度ベクトルを  $\theta = [\theta_r \ \theta_l]^T$  と表すと動力学は (2) 式

のようになる．ここで， $v = [v \ \omega]^T$  は作業座標での速度ベクトル， $m$  は車椅子の質量， $J$ ， $J_w$  は  $P_0$  を通る鉛直軸まわりの車椅子の慣性モーメント，車軸の慣性モーメントを各々表す．

$$v = \begin{bmatrix} \frac{R_1}{2} & \frac{R_1}{2} \\ \frac{R_1}{W} & -\frac{R_1}{W} \end{bmatrix} \dot{\theta} \quad (1)$$

$$\tau = \begin{bmatrix} \frac{mR_1^2}{4} + J_m + \frac{JR_1^2}{W^2} & \frac{mR_1^2}{4} - \frac{JR_1^2}{W^2} \\ \frac{mR_1^2}{4} - \frac{JR_1^2}{W^2} & \frac{mR_1^2}{4} + J_m + \frac{JR_1^2}{W^2} \end{bmatrix} \ddot{\theta} \quad (2)$$

### 筋力センサ

ここでは本研究で開発した筋力センサの構造及び取り付け位置の説明をし，得られる筋力信号と車輪にかかるトルクとの相関について示す．

筋力センサの構造図を図2(上)，取り付けの様子を図2(下)に示す．前腕に取り付けた筋力センサで筋力の大きさを測定し，上腕に取り付けた筋力センサで車輪の漕ぐ方向を推定する．

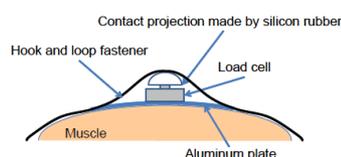


図 2: 筋力センサの概略図と装着例

前腕に筋力センサを装着して車椅子を漕いだ結果を図3に示す．人が車輪を漕ぎトルクが増大するとともに，筋力センサから得られる信号

も増大していることがわかる．また前腕(CH1)，上腕(CH2)に筋力センサを取り付け前後に走行したときの結果を図4に示す．

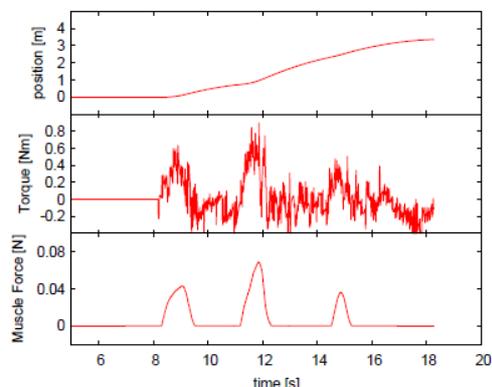


図 3: リムへの入力トルクと筋力信号の比較

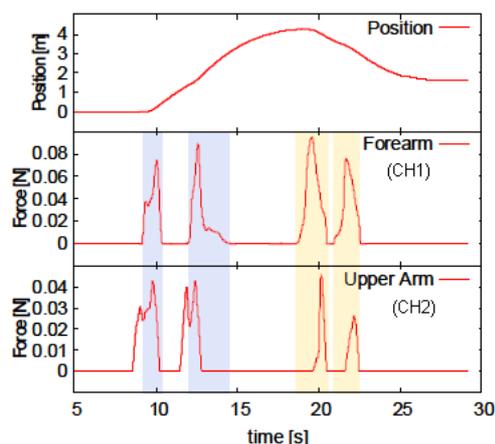


図 4: 前後にリムを漕いだときの筋力信号

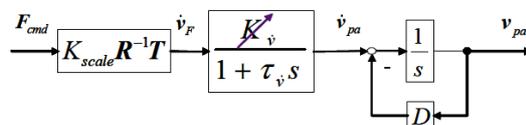


図 5: パワーアシスト制御器のブロック線図

定常的なノイズを除去するため，筋力信号には，オフセットを取り除き，閾値以下の値は0にする信号処理を行った．図より前方に漕ぎ出した場合，CH2の信号がCH1よりも早く出力されていることがわかる．また後方に漕ぎ出した場合，CH2の信号がCH1に比べ遅れて出力されていることがわかる．この特徴より，CH1の信

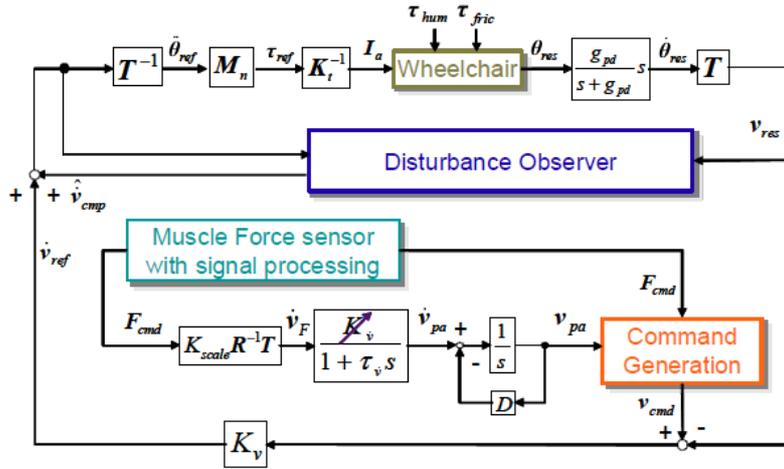


図 6: 制御系全体のブロック線図

号の立ち上がり時に CH2 の 信号の値が出力されているかどうかを見ることで前後どちらに漕ぎ出したかを推定することができる．推定された筋力信号を  $F_{cmd} = [F_{cmd}^r \ F_{cmd}^l]^T$  とする．

パワーアシスト制御器の構成

本研究では筋力信号を入力とするため，トルクまたは加速度いずれかの形に変換する必要があるが，滑らかな速度制御を実現するため，加速度への変換を行う．変換行列  $T$  を用いて筋力信号を加速度入力  $\dot{v}_F$  に変換する (図 5)．

$$\dot{v}_F = K_{scale} R^{-1} T F_{cmd} \quad (3)$$

$$R = RI \quad (4)$$

ここで  $K_{scale}$  はスケールゲインを表し，その値に関しては試験走行を行った上で決定する．

アシスト加速度  $\dot{v}_{pa} = [\dot{v}_{pa} \ \ddot{\phi}_{pa}]^T$  はローパスフィルタを用いて次式のように決定する．

$$\dot{v}_{pa} = \begin{cases} \frac{1}{1 + \tau_v^{fast} s} K_v \dot{v}_F & \text{if } \ddot{v}_F > 0 \\ \frac{1}{1 + \tau_v^{slow} s} K_v \dot{v}_F & \text{otherwise} \end{cases} \quad (5)$$

$$K_v = \frac{1}{1 + \tau_{AS}} K_{ini} \frac{v_{target}}{v_{peak}} \quad (6)$$

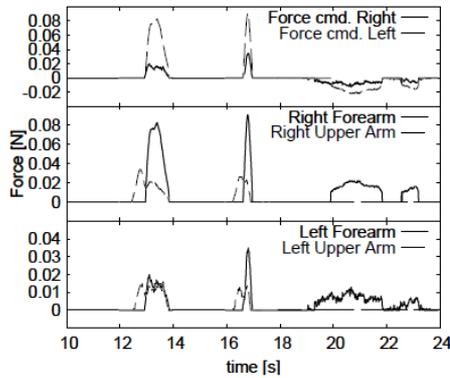
前式において， $K_v$  は加速度ゲインである．漕いだ後も加速を緩やかに続けることを目的とし，(5) 式におけるローパスフィルタの時定数を小さな値  $\tau_v^{fast}$  から大きな値  $\tau_v^{slow}$  へ変更する．また  $v_{peak}$  は一漕ぎしたときの直進方向速度のピーク値を表す． $v_{target}$  は車椅子の目標速度であり，一般的な電動車椅子の走行速度 1.0~1.2m/s に設定する．時定数  $\tau_K$  は加速度ゲイン  $K_v$  の変化を緩やかにするために用いられたパラメータである．また  $K_{ini}$  は，加速度ゲインの初期値を表す定数である．図 5 にパワーアシストのブロック線図を示す．仮想ダンパ  $D$  は速度を減衰させ，加速し続けるのを防ぐために設定する．

本研究では得られた筋力情報から直進・旋回のモード切り替えを行うことで操作性の向上を図る．左右の筋力信号  $F_{cmd}$  が待ち時間  $t_{wait}$  以内に入力され，かつ符号が同じ場合使用者が直進の意思を持つとして  $\omega_{cmd} = 0$  とする．そうでない場合は旋回の意思を持つものとして  $\omega_{cmd} = \omega_{pa}$  とする．全体の制御系を図 6 に示す．加速度参照値  $\dot{v}_{ref}$  は速度フィードバックゲイン  $K_v$  を用いて以下のように表せる．

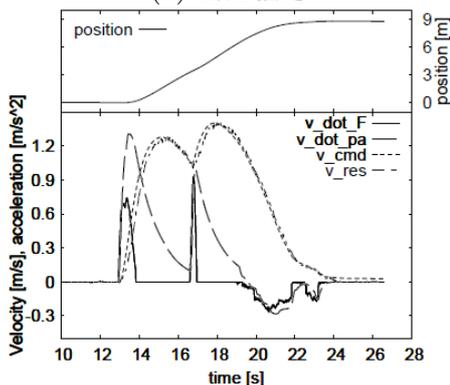
$$\dot{v}_{ref} = K_v (\dot{v}_{cmd} - \dot{v}_{res}) \quad (7)$$

## 実験

提案手法の有効性を確認するため、直進走行(実験1)、直進と旋回を組み合わせた走行(実験2)の実験を行った。図7より、加減速時における操舵方向の推定が正しくなされていることが分かる。また図8を見ると、筋力信号に一次遅れを施すことで、筋力センサの出力が零となった後もアシスト加速度が緩やかに出力され続けている。このため速度指令、応答値も滑らかであり、安全性の高い走行ができていることがわかる。実験2においても直進・旋回のモードが判別できており、滑らかに旋回できていることから操作性において優れていると言える。



(a) 筋力信号



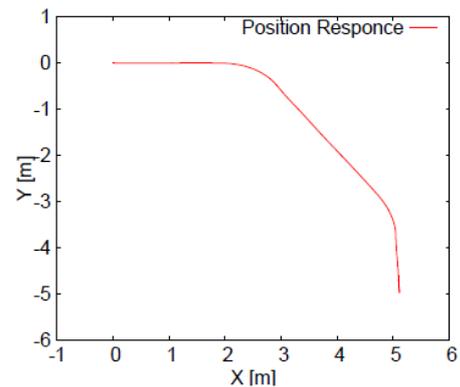
(b) 走行結果

図7: 実験1

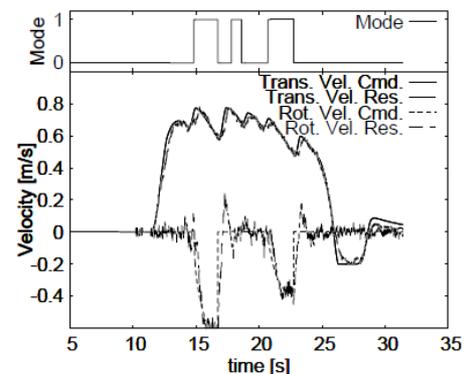
[今後の研究の方向、課題]

本研究課題では開発した筋力センサに基づき、筋力が弱まった高齢者や障害者でも操作可能なパワーアシスト車椅子を開発した。提案したパ

ワーアシスト制御は安全性、操作性にも優れていることを実機実験により確認した。また本システムはリハビリテーション、体力維持の観点からも有用であり、深刻化していく高齢化社会において有用なアプリケーションだと考えられる。今後は峡路、坂道走行での安定性の向上、また介護者に対するパワーアシストへもアルゴリズムの拡張を行う。



(a) 速度応答



(b) 位置応答

図8: 筋力センサの概略図と装着例

[成果の発表、論文等]

- [1] Y.Fujikawa and T.Murakami: "A Novel Power Assist Control of an Electric Wheelchair Using Muscle Force Sensor", Asia International Symposium on Mechatronics, Hokkaido, pp53-57, August. 2008