

足こぎ車椅子の片脚漕ぎのためのペダリング支援制御

One-Leg-Pedaling Assistive Control for a Cycling Wheelchair

正 海隅 亜矢 (東北大院) ○正 平田 泰久 (東北大院)
正 小菅 一弘 (東北大院)

Aya KAISUMI, Tohoku University, kaisumi@irs.mech.tohoku.ac.jp
Yasuhisa HIRATA, Tohoku University, hirata@irs.mech.tohoku.ac.jp
Kazuhiro KOSUGE, Tohoku University, kosuge@irs.mech.tohoku.ac.jp

Wheelchairs have been typical mobilities for lower-limb disabled patients, however, long-term use of them have caused disuse of lower-limb and over use of upper limb. A cycling wheelchair was introduced as a solution to these problems. As relying on healthy part when hemiplegic patients are riding the cycling wheelchairs is discovered in the investigation, over use of healthy part in daily use of the cycling wheelchair is another problem. Still more, for patients who are not able to bend one leg because of the other side either is stiffened of the knee joint or physically not exists, the cycling wheelchair is hard to ride with one leg. For the second step, crank torque during one-leg-pedaling is discussed and a pedaling assistive control is proposed.

Key Words: Cycling-wheelchair, Hemiplegia, Power assist, Pedaling

1 緒言

下肢障害者の移動手段として、手漕ぎ式の車椅子が知られている。これらは比較的安価で対象となる下肢障害の幅も広いことから、病院などの施設のみならず、一般家庭にも広く普及している。しかしながら、手漕ぎ式の車椅子には三つの問題点がある。一つ目は、上半身を用いてすべての操作を行うため、手漕ぎ式の車椅子の日常利用において上半身の濫用症候群の可能性がある。二つ目は、移動に下肢を全く用いないため、下肢の運動機能が低下し、血流や骨量の低下につながる。三つ目は、手漕ぎ式の車椅子の移動には両手による操作が必要とされており、脳卒中などによる片麻痺者にとって手漕ぎ式の車椅子の使用は困難である。これらの問題を解決するために、足こぎ車いすが半田らによって開発された [1, 2]。

足こぎ車いすは車いすの前方に配置されたペダルを下肢で漕いで移動する車いすである。下肢による運動は、エルゴメータを用いたリハビリテーションに見られるように下肢に障害があっても可能である場合が多い。そのため、足こぎ車いすの適用範囲は広く、手漕ぎ式の車椅子の適用外である片麻痺者も足こぎ車いすの適用が可能である。現在、足こぎ車いすは病院やリハビリテーション施設においてリハビリテーション用途に主に用いられているが、足こぎ車いすが普及するにつれて、日常生活における利用者が増えつつある。

足こぎ車いすに関するこれまでの研究の中で、片麻痺患者が足こぎ車いすを使用した場合、健脚に大きな負担がかかることが明らかにされている [3]。また、ペダリングの継続が難しくなった場合のクランク角度が類似していたことから、ペダリングが難しいクランク角度が存在する可能性がある。従来のパワーアシスト手法では人間が入力したペダリングトルクの定数倍のトルクをモータで支援する手法がとられていたが、ペダリングが難しい場合は小さいペダリングトルクしか入力されないため、支援トルクも小さい。本報では、片麻痺患者の健脚に着目し、ペダリングを支援するパワーアシスト制御を提案する。

2 ペダリング支援の概要

片麻痺者は主に健脚を用いてペダリングを行なっている、という知見をもとに、健脚のペダリング運動に着目して片脚漕ぎのためのペダリング支援制御を提案する。自転車などに実用化されてきた従来のパワーアシスト手法では両脚を用いて十分にペダリング踏力を加えられることが前提であるため、ペダリングトルクが及ぼしにくいペダル位置においては必要な支援がなされない。本章で提案される制御ではペダリングトルクを及ぼしやすい位置に

おいて小さい支援を、及ぼしにくい位置において大きい支援を実現することで、片脚漕ぎによるペダリングを支援する。

片脚漕ぎのためのペダリング支援制御を構築するために、Fig. 1 に示すように人間の片脚をモデル化し、入力されるペダリングトルクは人間の脚の筋力による操作トルクと、脚リンクの各重心に加わる重力の影響から成るとする仮説を立てた。

片脚のペダリングにおいて、鉛直下方向にペダリングしている時は操作トルクと重力トルクが同じ方向であるため、重力トルクを利用して漕ぐことができる。しかし、鉛直上方向にペダリングしている時は重力トルクに逆らって漕ぐ必要があり、大きな操作トルクを必要とする。ここで、提案するペダリング支援制御においては全体の入力トルクではなく、人間の操作トルクのみを支援を行なう。人間の操作トルクを τ_h と定義し、クランク角度による支援率関数 $R_{assist}(\theta)$ を用いたモータによる支援を τ_a と定義する。

$$\tau_a = \tau_h R_{assist}(\theta) \quad (1)$$

ここで、全体の入力トルク τ_{input} から重力トルク τ_g を差し引くことで人間の操作トルク τ_h を求める。

$$\tau_h = \tau_{input} - \tau_g \quad (2)$$

次に、ペダリングを支援するための支援率 $R_{assist}(\theta)$ を求める。パワーアシスト自転車などで実用化されてきたパワーアシスト手

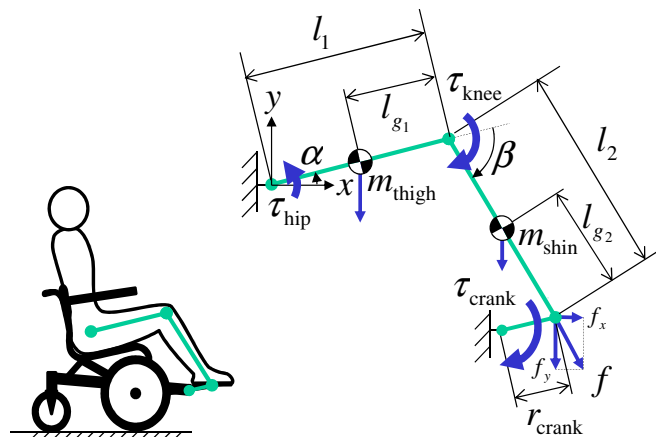


Fig.1: One-Leg Link Model

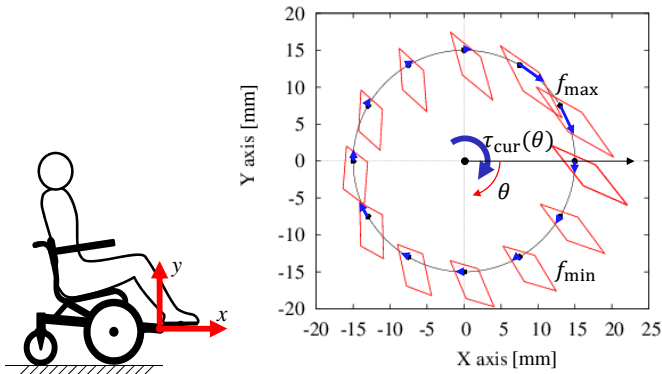


Fig.2: Potential Pedaling Force

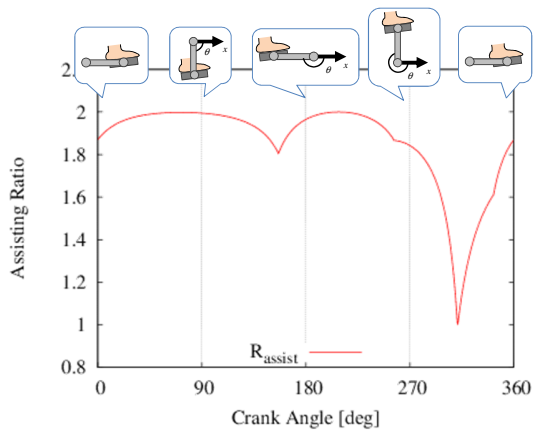


Fig.3: Assist Ratio Function $R_{assist}(\theta)$ to Crank Angle θ

法では、全体の入力トルクを定数倍する制御を行っていた。しかしながら、片脚のペダリングトルクは一定ではなく、漕ぎやすい場合は大きいトルク、漕ぎにくい場合は小さいトルクが入力されている。そのため、本研究では支援率をクランク角度による関数 $R_{assist}(\theta)$ とし、ペダリングしやすいクランク角度において小さい支援率、ペダリングしにくいクランク角度において大きい支援率となるように支援率関数を設計した。この支援率関数の設計において、脚リンクの各関節が発生可能なトルクを調査した。リハビリテーションやスポーツ科学の領域において脚の各関節が発生可能なトルクが調査されていた。それらの研究によると、人の関節は伸展方向に屈曲方向の2倍近くのトルクが出力可能であることがわかった。これらの研究から得られる各関節の最大トルクを次式に示す仮想仕事の原理を用いて足先力に変換する。

$$\mathbf{F} = (\mathbf{J}^T)^{-1} \boldsymbol{\tau} \quad (3)$$

ただし、 \mathbf{F} は足先のカベクトル、 \mathbf{J} は股関節から見た足先の位置のヤコビ行列、そして $\boldsymbol{\tau}$ は股関節および膝関節の最大トルクから成るベクトルである。各クランク角度 θ において求められた足先力が発生できる最大ペダリングトルク $\tau_{cur}(\theta)$ を Fig. 2 に示す。ここで、これまで議論してきた「漕ぎやすい」場合とは、足先力が発生できる最大ペダリングトルク $\tau_{cur}(\theta)$ が大きい場合を示し、「漕ぎにくい」場合とは、 $\tau_{cur}(\theta)$ が小さい場合を示す。 $\tau_{cur}(\theta)$ が最小値を τ_{min} 、最大値を τ_{max} とする。求められた最大ペダリングトルクをもとに次式によって求められる、クランク角度によって変化する支援率を Fig. 3 に示す。

$$R_{assist}(\theta) = R_{min} + (R_{max} - R_{min}) \frac{\tau_{max} - \tau_{cur}(\theta)}{\tau_{max} - \tau_{min}} \quad (4)$$

ここで、支援率 $R_{assist}(\theta)$ はその範囲を $R_{min} \leq R_{assist}(\theta) \leq R_{max}$ として、任意に設定できるものとした。ここでは $1 \leq R_{assist}(\theta) \leq 2$ としている。

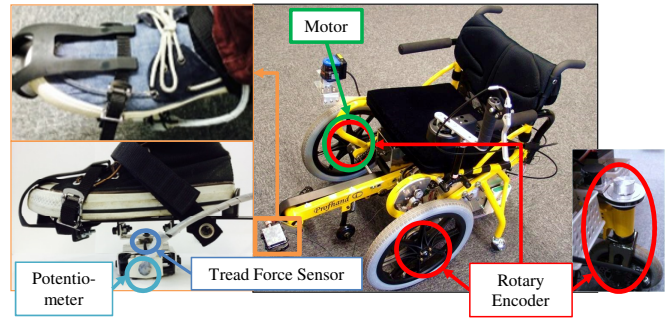
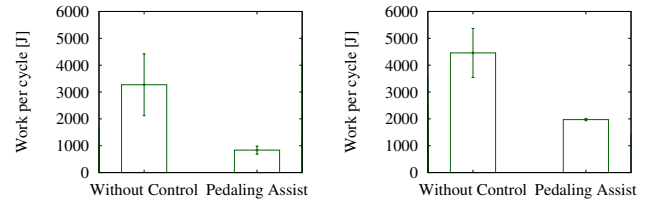


Fig.4: Experiment System



(a) Planar Floor

(b) Uphill Incline

Fig.5: Operating Torque Work per Pedaling Cycle

3 ペダリング支援制御適用実験

3.1 実験装置

実験装置を Fig. 4 に示す。TESS 社の足こぎ車椅子 *Profhand* にモータ、コントローラ、エンコーダを搭載し、システムの挙動の計測とパワーアシスト制御を行う。またペダル部には踏力センサ及びペダル角度を測るポテンシオメータが搭載し、利用者がシステムに加える力を計測する。

3.2 実験環境

前報ではリハビリテーションにも用いられる 4% の傾斜面の走行が困難な下肢麻痺者が存在した [3]。本実験では平地と 4% の傾斜において、4 人の健常者が足こぎ車椅子で片脚走行した場合に利用者に加わる負荷が減少することを示す。

3.3 実験結果

それぞれの実験における操作力トルクによるペダリング一回転あたりの仕事量を Fig. 5 に示す。制御した場合・しない場合で比較したところ、すべての被験者および走行環境において制御によって仕事量が減少した。これらの実験から、提案するペダリング支援手法の妥当性が示された。本手法により片脚を失った障害者の支援や、片脚が拘縮し関節を屈曲できない障害者の支援が可能になる。

4 結言

本報では半身麻痺における健常側のペダリングに着目し、片脚漕ぎのためのペダリング支援制御を提案した。提案手法を健常者の片脚漕ぎに適用し、その有効性を平地と坂道において示した。今後は患脚側のペダリングを考慮した制御を行なう予定である。

参考文献

- [1] 高沢稔, 庄司道彦, 高橋隆行, 中野栄二, 半田康延, *FES* を用いた下肢障害者のためのパワーアシスト足漕ぎ車いす, “日本機械学会第 2 回福祉工学シンポジウム講演論文集”, No.02-34, p.209-212, 2002.
- [2] 関和則, 高橋隆行, 下肢麻痺者のための新しい脚駆動型移動機器, “計測と制御”, 54 巻, (2006), pp.440-444.
- [3] 海隅亜矢, 河又恒太, 平田泰久, 小菅一弘, 環境変化に対する足こぎ車椅子使用者の負担検証 “日本機械学会 2012 年度年次大会講演論文集”, J241042, 2012.