

パワーアシスト車椅子の直進と旋回運動を考量した 新たなアシスト制御システムの提案

金 佳英*, 南 康鉉, 呉 世訓, 藤本 博志, 堀 洋一 (東京大学)

Novel Assist Control System for Power-assisted Wheelchair considering Straight and Rotational Motion
Kayoung Kim*, Kanghyun Nam, Sehoon Oh, Hiroshi Fujimoto, Yoichi Hori (The University of Tokyo)

Abstract

Wheelchair is the device that has been helping disabled people and the seniors to broaden their activity area. There are various types of wheelchairs which users can choose to suit their purpose of use. There have also been many researches and developments in order to improve the quality of life for wheelchair users. This research is focusing on a power-assisted wheelchair, which has been developed to ease the burden on the user's body while allowing the possibility of traveling across further distance. Power-assisted wheelchairs have motors equipped in both wheels which assist user's propulsion torque. To improve the maneuverability of power-assisted wheelchair, several assist control systems were proposed by many researchers. Conventional control systems achieve high performance when wheelchair is traveling in straight line. However, it is difficult to achieve the desirable level of assist during rotational motion with the same control algorithm. In this paper, novel assist control system for power-assisted wheelchairs is proposed. With this proposed method, it is possible to efficiently control the assist torque in both straight and rotational motion independently using the same control system. The effectiveness of the proposed system has been validated with experimental results.

キーワード：アシスト制御システム, パワーアシスト車椅子, 人間親和型
(Assist Control System, Power-assisted Wheelchair, Human-friendly)

1. まえがき

高齢化社会が進んでおり, 2009 年度に厚生労働省が公表した政策レポートによると, 日本の 65 歳以上の高齢者の人口は既に総人口の 2 割を超えている⁽¹⁾. 65 歳以上の高齢者の内, 要介護者はおよそ 3 割程度と推計される。また, アメリカでは生活していくのに必要な活動に影響を及ぼす程の障害を持っている人がおよそ 60 千万人おり, その数は増加している状況である⁽²⁾. このような社会現状と伴い, Quality of Life Technology (QoLT) が注目をあびている。

Quality of Life (QOL) とは人が自分の意志で人間らしい生活を幸福に送ることができるかという概念で, 人権, 自由, 健康, 快適など様々な尺度がある。また QoLT はそれを実現するための技術のことである。車椅子の技術も QoLT の一つであり, 足の不自由な方々や高齢者など移動困難な交通弱者の生活の質を考慮した技術である。

車椅子使用者の QOL 向上のため, 様々な研究と開発が行われてきた。その成果として, 様々な種類の車椅子が市販され, 使用者は自分の目的に適した車椅子を選ぶことができるようになった。本稿ではパワーアシスト車椅子に対する新たな制御システムを提案する。パワーアシスト車椅子とは使用者の漕ぐ力を両輪に装着しているモータがアシストする車椅子である。使用者が自分の意向をもって自分の力で移動できるというメリットを持ち, まだ使用できる筋肉を使うことによって筋肉が弱まることの予防にも繋がると期待されている。

パワーアシスト車椅子の操作性向上のため, 多くの研究が行われてきた。Cooper らは使用者がしきい値以上のトルクをハンドリムに加えるとそのトルクをアシストする制御シス

テムを提案した⁽⁵⁾。彼らは提案したアシスト制御を用いることで, マニュアル車椅子を頻繁に使用することによって生じる関節の怪我^{(3), (4)}を予防することができることを示した。

関らはアシスト制御に時定数を用いることによって直進運動の性能の向上が出来ることを示した⁽⁶⁾。関らの研究に関しては第 3 章で詳しく述べる。

本稿ではパワーアシスト車椅子の操作性を向上させるために, 新たな 2 次元アシスト制御システムを提案する。第 2 章では実験装置であるパワーアシスト車椅子について述べる。第 3 章では従来のアシスト制御法を紹介し, その制御システムの持つ問題を指摘する。第 4 章では新しいシステムで用いるために, 車椅子に加わるトルクを直進に係る成分と旋回に係る成分に分ける方法について述べる。第 5 章では直進運動と旋回運動を考量したアシスト制御システムを提案する。第 6 章で実験結果を述べ, 第 7 章で本稿をまとめる。

2. 実験装置

本稿ではパワーアシスト車椅子における新たなアシスト制



図 1 Power-assisted wheelchair (YAMAHA JW-II)

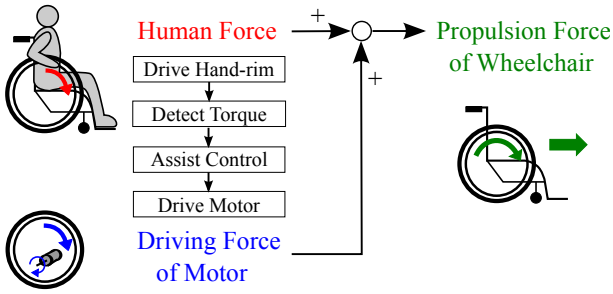


図 2 Overview of power-assisted wheelchair system

御を提案する。パワーアシスト車椅子は両輪に装着されているモータが使用者の加えた力をアシストする車椅子である。実験ではヤマハ発動機の JWII を使用した。実験に用いた実験装置を図 1 に示す。

パワーアシスト車椅子は使用者がハンドリムに力を加えるとハンドリムに内蔵されているトルクセンサが力を検出し、アシスト制御を行う。アシスト制御により決まったアシストトルクをモータが出すように設計されている。パワーアシスト車椅子のシステムのプロット図を図 2 に示す。

3. 直進運動を考慮した従来のアシスト制御システム

第 1 章で述べたように Cooper ら⁽⁵⁾ と関ら⁽⁶⁾ はパワーアシスト車椅子のための操作性向上のために、アシスト制御システムを提案した。彼らが提案したアシスト法を用いた際のアシストトルクをそれぞれ図 3 と図 4 に示す。図 3 の ϵ はアシストを行うトルクのしきい値である。

本章では関らが提案したアシスト制御システムを従来法とし、それについて詳しく述べる。従来法のブロック図を図 5 に示す。 T_{hL} , T_{hR} , T_{aL} , T_{aR} , T_{tL} , T_{tR} はそれぞれ使用者が車椅子の左右に加えるトルク、左右のモータのアシスト

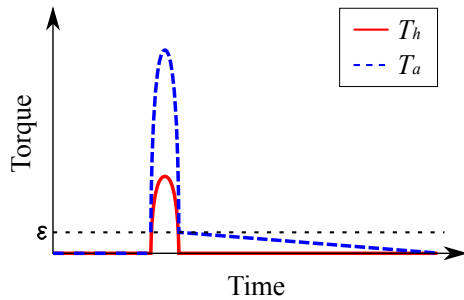


図 3 Human torque and assist torque of previous modified proportional assist control system⁽⁵⁾

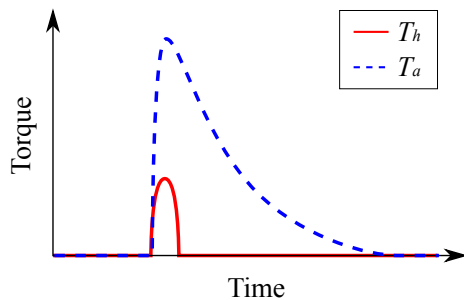


図 4 Human torque and assist torque of previous assist control system considering straight motion⁽⁶⁾

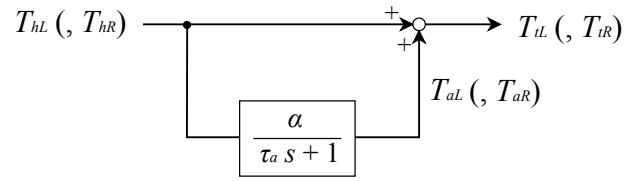


図 5 Block diagram of previous assist control system considering straight motion⁽⁶⁾

トルクおよび左右の車輪に加わる総トルクである。 α はアシスト率、 τ_a は時定数である。左右それぞれにアシスト制御を行う。左右の総トルク T_{tL} と T_{tR} はそれぞれ式 (1) と式 (2) のように表される。

$$T_{tL} = T_{hL} + T_{aL} = T_{hL} \left(1 + \frac{\alpha}{\tau_a s + 1} \right) \dots \dots \dots (1)$$

$$T_{tR} = T_{hR} + T_{aR} = T_{hR} \left(1 + \frac{\alpha}{\tau_a s + 1} \right) \dots \dots \dots (2)$$

ここで、時定数 τ_a は式 (3) のように定義する。

$$\tau_a = \begin{cases} \tau_{fast} & \left(\frac{dT_h}{dt} \geq 0 \right) \\ \tau_{slow} & \left(\frac{dT_h}{dt} < 0 \right) \end{cases} \dots \dots \dots (3)$$

但し、 T_h は T_{hL} または T_{hR} を表し、使用者が車椅子に加えるトルクである。

使用者が車椅子に力を加えている区間 ($\frac{dT_h}{dt} \geq 0$) では時定数 τ_a を小さく設定することで、使用者の加えた力をモータが素早くアシストする。ゆえに、時定数 τ_{fast} は小さい値に設定する。しかし、使用者が車椅子に力を加えていない区間 ($\frac{dT_h}{dt} < 0$) で時定数 τ_a が小さく設定すると使用者がハンドリムから手を離れた瞬間アシストが急減し、モータがアシストしなくなる。車椅子に連続的に力を入れ続けることは不可能であり、車椅子を漕いで再び漕ぐためにはハンドリムから一度手を離すことになる。従って、使用者がハンドリムから手を離してもモータがアシストするように τ_{slow} を決める必要がある。従って、時定数 τ_{fast} と τ_{slow} は

$$\tau_{fast} < \tau_{slow}$$

の関係がある。

直進運動時の操作は下記の動作の繰り返しである。

- [1] 一度ハンドリムを握り、車椅子を前へ漕ぐ。
- [2] 再び漕ぐために一度ハンドリムから手を離す。
- [3] 手を後に移動させる。

[4] [1] に戻り、またハンドリムを握り、車椅子を漕ぐ。手順 [2] でハンドリムから手を離れた瞬間から手順 [4] で再びハンドリムを握るまでの時間を t_{off} (手順 [3]) とする。直進運動をモータがアシストするよう、一度漕いでハンドリムから手を離しても次に漕ぐまではモータが出力を出して車椅子が直進し続けるように設計する。従って、時定数 τ_{slow} は

$$\tau_{slow} > t_{off}$$

が成り立つように設定する。上記で述べたように設計したアシスト制御システムのアシストトルクと使用者の加えたトルクを図 4 に示す。

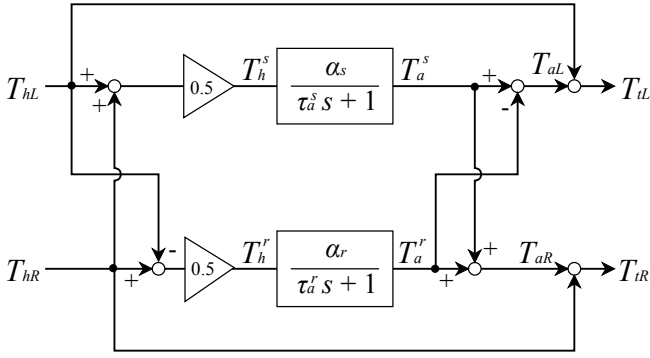


図6 Block diagram of proposed assist control for straight and rotation motion

上記のように時定数 τ_a を適切に設定することで、従来法では直進運動時使用者の負担を低減できる。しかし、従来のアシスト制御システムを用いると旋回運動時も τ_{slow} の影響を受けてしまう。時定数 τ_{slow} が大きいため、一度旋回したら旋回し続けるようになる。車椅子の旋回運動は直進運動と異なり、旋回運動を持続するケースは非常に少ない。ゆえに、従来法は時定数を直進運動に最適化すると旋回運動に不適切となるという問題がある。また旋回運動を考慮して τ_{slow} を小さく設定すると $\tau_{slow} > t_{off}$ が満たされなくなり、直進運動時十分アシストされなくなる。

4. 車椅子に加わるトルクの直進運動成分と旋回運動成分

提案する新たなアシスト制御システムでは直進運動と旋回運動を分けるという概念が用いられる。本章では車椅子の直進運動と旋回運動に関わるトルク成分について述べる。

車椅子の運動は直進運動と旋回運動の結合である。車椅子の左右の車輪に加わるトルクをそれぞれ T_L, T_R とする。車椅子の左右の車輪のトルクの直進運動に関わる成分をそれぞれ T_L^s, T_R^s 、旋回運動に関わる成分をそれぞれ T_L^r, T_R^r とすると、 T_L, T_R は式(4)と式(5)のように表すことができる。

$$T_L = T_L^s + T_L^r \dots\dots\dots (4)$$

$$T_R = T_R^s + T_R^r \dots\dots\dots (5)$$

直進運動時は左右の力の向きと大きさが一致 ($T_L^s = T_R^s$) し、旋回運動時は向きが逆 ($T_L^r = -T_R^r$) であるため、

$$T_L^s = T_R^s = \frac{T_L + T_R}{2} \dots\dots\dots (6)$$

$$T_L^r = -T_R^r = \frac{T_L - T_R}{2} \dots\dots\dots (7)$$

となる。ここで、 $T^s = T_R^s, T^r = T_R^r$ と定義すれば、式(4)と式(5)は $T_L = T^s - T^r, T_R = T^s + T^r$ となる。

5. 直進と旋回を考慮した新たな2次元アシスト制御システムの提案

第3章で述べたように、従来法では直進運動と旋回運動の両方に適した制御を行うことが困難であった。この問題の解決するため、直進運動と旋回運動を区別してアシスト制御を行う新たなアシスト制御システムを提案する。

第4章で述べたトルクの直進成分と旋回成分を考慮し、左右のトルクの和のモードと差のモードを用いて制御システムを設計する。和のモードでは左右の共通成分がその対象と

なるため、和のモードを用いて直進運動のアシスト制御を行う。さらに、差のモードでは左右の差分、つまり旋回運動に関わる成分がその対象になるため、差のモードを用いて旋回運動のアシストを行う。

提案する新たなアシスト制御のブロック図を図6に示す。ここで、 α_s, α_r はそれぞれ直進運動時と旋回運動時のアシスト率で、 τ_a^s, τ_a^r はそれぞれ直進運動時と旋回運動時の時定数である。

第4章で $T^s = T_R^s, T^r = T_R^r$ と定義したため、使用者が加えたトルクで直進と旋回に関わる成分 T_h^s と T_h^r は式(6)と式(7)より

$$T_h^s = \frac{T_{hL} + T_{hR}}{2} \dots\dots\dots (8)$$

$$T_h^r = -\frac{T_{hL} - T_{hR}}{2} \dots\dots\dots (9)$$

である。さらに、左右のアシストトルク T_{aL} と T_{aR} は $T_{aL} = T_a^s - T_a^r, T_{aR} = T_a^s + T_a^r$ となり、左右の総トルク T_{tL} と T_{tR} は下記の式のように表される。

$$\begin{aligned} T_{tL} &= T_{hL} + T_{aL} = T_{hL} + (T_a^s - T_a^r) \\ &= T_{hL} + \frac{1}{2} T_{hL} \left(\frac{\alpha_s}{\tau_a^s s + 1} + \frac{\alpha_r}{\tau_a^r s + 1} \right) \\ &\quad + \frac{1}{2} T_{hR} \left(\frac{\alpha_s}{\tau_a^s s + 1} - \frac{\alpha_r}{\tau_a^r s + 1} \right) \dots\dots\dots (10) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T_{tR} &= T_{hR} + T_{aR} = T_{hR} + (T_a^s + T_a^r) \\ &= T_{hR} + \frac{1}{2} T_{hL} \left(\frac{\alpha_s}{\tau_a^s s + 1} - \frac{\alpha_r}{\tau_a^r s + 1} \right) \\ &\quad + \frac{1}{2} T_{hR} \left(\frac{\alpha_s}{\tau_a^s s + 1} + \frac{\alpha_r}{\tau_a^r s + 1} \right) \dots\dots\dots (11) \end{aligned}$$

ここで、時定数 τ_a^s と τ_a^r は

$$\tau_a^s = \begin{cases} \tau_{fast}^s & \left(\frac{dT_h^s}{dt} \geq 0 \right) \\ \tau_{slow}^s & \left(\frac{dT_h^s}{dt} < 0 \right) \end{cases} \dots\dots\dots (12)$$

$$\tau_a^r = \begin{cases} \tau_{fast}^r & \left(\frac{dT_h^r}{dt} \geq 0 \right) \\ \tau_{slow}^r & \left(\frac{dT_h^r}{dt} < 0 \right) \end{cases} \dots\dots\dots (13)$$

但し、 $\tau_{fast}^s < \tau_{slow}^s, \tau_{fast}^r < \tau_{slow}^r, \tau_{slow}^s > \tau_{slow}^r$ である。

上述したように、提案する2次元アシスト制御システムでは左右のトルクの和のモードと差のモードを用いることで、直進運動と旋回運動を独立的に制御することが可能である。従来法では適切な時定数 τ_{slow} の設定が困難であったが、提案するアシスト制御システムでは直進運動時の時定数 τ_{slow}^s と旋回運動時の時定数 τ_{slow}^r を独立的に設定できる制御システムを構築することで、従来法の問題を解決した。

6. 従来法と提案した2次元アシスト制御システムの比較

本章では同じ入力トルクに対する従来のアシスト制御システムと提案したアシスト制御システムによるアシストトルクを比較する。

図7, 8はそれぞれ従来のアシスト制御システムを用いた実験結果と提案した2次元アシスト制御システムを用いた実

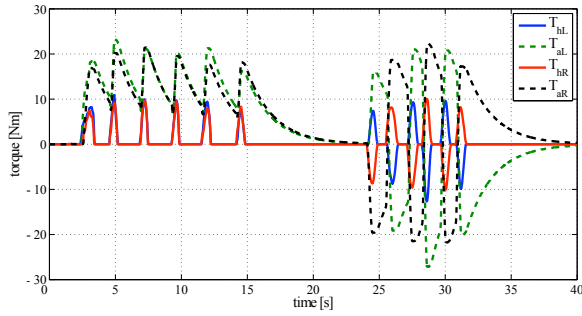


図7 Experimental result of previous assist control system

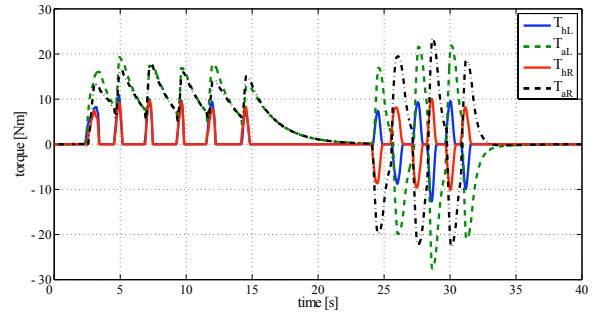


図8 Experimental result of proposed assist control system

験結果を示す。人間の入力トルクとして3～15秒では直進運動するように左右に同じトルクを加え、23～32秒では旋回運動するために左右に逆方向のトルクを加えた。

図7より時定数 τ_{fast} を小さい値にすることで、使用者が力を加えると素早いアシストが実現されていることが読み取れる。さらに、時定数 τ_{slow} を使用者が手を離す時間 t_{off} (図7では約1.5秒)より長く設定することで、直進運動時、使用者が力を入れていない区間でもアシストトルクが生じ、直進運動の駆動力となっていることが示されている。

旋回運動の区間をみると時定数 τ_{slow} が旋回運動時にも影響を与えていることが読み取れる。使用者がハンドリムから手を離れた後もアシストトルクが長い時間生じている。しかし、第3章で述べたように旋回運動は直進運動と異なり、一度車椅子に力を加えた後、その運動状態を維持するケースは少ない。従って、図7より直進運動を考慮して決めた時定数 τ_{slow} は旋回運動に不適切であることが示唆される。本稿には乗せてはいないが、旋回運動を考慮して時定数 τ_{slow} を小さく設定すると、直進運動時手をハンドリムから離れた後、アシストトルクが急減してしまい、直進運動でアシスト駆動力が少なくなってしまう。すなわち、従来法では直進運動時のアシストと旋回運動時のアシストが分離されていなかったため、時定数 τ_{slow} を直進運動に合わせて旋回運動に不適切になり、旋回運動に合わせて時定数 τ_{slow} を設定すると直進運動に不適切になるというトレードオフがあった。

提案したアシスト制御システムを用いた実験結果図8では τ_a^s と τ_a^r を独立的に設定できる。従来のアシスト制御システムを用いた図7を比較すると、図8では直進運動時は従来のアシスト制御と同じ時定数 $\tau_a^s = \tau_{slow}$ を持ちながら、旋回運動時はより小さい時定数 $\tau_a^r < \tau_{slow}$ を適用することができる。時定数のみならずアシスト率 α も直進運動と旋回運動を区別して設定できるため、直進運動と旋回運動の両方に適したアシスト制御の実現ができた。

7. まとめ

本稿では直進運動と旋回運動を両方考慮した新たなアシスト制御システムを提案した。従来法ではアシスト率 α だけでなく時定数 τ_a を入れることで、使用者が力を加える瞬間は素早いアシストを実現し、車椅子のハンドリムから手を離れた瞬間は急減しないようなアシストを実現し、時定数 $\tau_{slow} > t_{off}$ になるよう τ_{slow} を決めることで、車椅子のハンドリムから手を離している間でも車椅子が直進し続けるシ

ステムを構築していた。しかし、直進運動に適した従来法では旋回運動し不具合が生じる問題があった。提案した新たなアシスト法では和のモードと差のモードを分離し、それぞれ直進と旋回運動に適用することで、直進と旋回運動の時定数およびアシスト率を独立的に設定することができ、従来法の問題を解決した。

本稿で提案した新たなアシスト制御システムは様々な車椅子の制御に応用可能である。新たなアシストシステムを利用することで、他の制御システムの操作性の向上が期待されるため、それを今後の課題とする。

文献

- (1) Ministry of Health, Labour and Welfare, "Report of policy: Census of senior citizen (in Japanese)," March 2009.
- (2) Cooper, R.A., "Quality-of-Life Technology [A Human-Centered and Holistic Design]," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, Vol.27, Issue 2, pp. 10-11, 2008.
- (3) M. L. Boninger, M. Baldwin, R. A. Cooper, A.M. Koontz, and L. Chan, "Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 81, No. 5, pp. 608-613, 2000.
- (4) Guillaume Desroches, Rachid Aissaoui, Daniel Bourbonnais, "The Effect of Resultant Force at the Pushrim on Shoulder kinetics During Manual Wheelchair Propulsion: A Simulation Study," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 4, pp. 1423-1431, 2008.
- (5) Rory A. Cooper, Thomas A. Corfman, Shirley G. Fitzgerald, Michael L. Boninger, Donald M. Spaeth, "Performance Assessment of a Pushrim-Activated Power-Assisted Wheelchair Control System," *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, Vol. 10, No. 1, pp.121-126, 2002.
- (6) Hirokazu Seki, Naoki Hata, Yuichi Koyasu, Yorichi Hori, "Novel control scheme of power assisted wheelchair for Preventing Overturn (Part I) - Adjustment of assisted torque and performance evaluation from field test - (in Japanese)," *JIASC*, Vol. 124, No. 3, pp.318-323, 2004.
- (7) Sehoon Oh, Naoki Hata, and Yoichi Hori, "Integrated Motion Control of a Wheelchair in the Longitudinal, Lateral, and Pitch Directions," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 55, No. 4, pp. 1855-1862, 2008.