

論文 / 著書情報
Article / Book Information

論題	倒立振り子制御を使用したパワーアシスト型酸素ポンベ搬送カートの開発—実験による性能評価—
Title	Development of oxygen transport cart that uses inverted pendulum control - Performance evaluation by the experiment -
著者	入部正継, 太才遼一, 衣笠哲也, 遠藤玄, 田窪敏夫, 大須賀公一
Author	Masatsugu Iribe, Dasai Ryoichi, Tetsuya Kinugasa, Gen Endo, Toshio Takubo, Koichi Osuka
掲載誌/書名	日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2012, , , 1P1-N06
Journal/Book name	Proceedings of the 2012 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, , , 1P1-N06
発行日 / Issue date	2012, 5
URL	http://www.jsme.or.jp/publish/transact/index.html
権利情報 / Copyright	本著作物の著作権は日本機械学会に帰属します。
Note	このファイルは著者（最終）版です。 This file is author (final) version.

倒立振り子制御を使用したパワーアシスト型酸素ボンベ搬送カートの開発 —実験による性能評価—

Development of oxygen transport cart that uses inverted pendulum control - Performance evaluation by the experiment -

正 入部 正継 (阪電通大), 〇学 太才 遼一 (阪電通大),
正 衣笠 哲也 (岡山理大), 正 遠藤 玄 (東工大),
正 田窪 敏夫 (女子医大), 正 大須賀 公一 (阪大)
Masatsugu IRIBE, O.E.C.U, Ryoichi DASAI, O.E.C.U,
Tetsuya KINUGASA, O.U.S, Gen ENDO, Tokyo Tech,
Toshio TAKUBO, T.W.M.U, Koichi OSUKA, Osaka Univ.

Abstract: In this paper we propose a new type of power assist cart for Home Oxygen Therapy patients. To achieve the purpose, we adopted the inverted pendulum control technology to operate the cart, and also adopted the differential gear for actuation unit to enable passive turning control. And then we investigated the cart's effectiveness and proved its availability.

Key Words: Home Oxygen Therapy, Power assist cart, Inverted Pendulum control, Passive turning by differential gear

1. 緒言

在宅酸素療法(Home Oxygen Therapy, 以降 HOT)とは、主に慢性閉塞性肺疾患(Chronic Obstructive Pulmonary Disease, 以降 COPD)によって肺機能が低下した患者に対して行う対処療法である。COPD は、主にタバコの煙に含まれる有害物質を吸引曝露することで肺に炎症が生じ、気流が慢性的に閉塞状態になる病気の総称である。また、回復させることが難しい進行性のものであり、患者数は 15 万人以上と推定されている。

COPD 患者は呼吸機能の低下による血中の酸素不足を補うため、カニューラと呼ばれるチューブを用いて鼻から高濃度の酸素を供給する必要がある。患者は HOT を実施することで入院して治療することなく、自宅で日常生活の質を保ったまま加療を続けることができる。そのため、在宅時には酸素濃縮器を自室に置き、外出時になると小型の携帯用酸素ボンベを専用の搬送カートに乗せて持ち運ぶ生活となる(Fig.1)。

COPD の治療では体力の維持を目的として適度な運動が有効とされ、散歩などが推奨されている。しかし、現行の携帯用酸素ボンベは、レギュレータなどの付属品、運搬するための搬送カートを含めるとおよそ 5kg になり、肺機能が低下した患者の肉体的な負担となっている。また、常にカートを引き続けなければならないといった精神的な負担にもなり、家に引きこもりがちになる患者も少なくない[1][2]。そこで、本研究では HOT 患者の外出支援を目的とし、カート運搬時の力を軽減するようなパワーアシスト型の酸素ボンベ搬送カートの開発を行う。



Fig.1 Portable oxygen tank and it's carrier

ところで、実環境を想定して開発される従来の人間追従型ロボットでは、様々な大きさの物体や人間のような常に位置が変化する動的な障害により、単一のセンサのみで追従動作を行うことが困難となっている。そのため、高感度カメラや超音波センサ、レーザーレンジセンサなどの多種多様なセンサを組み合わせた複雑なシステムとなることが多い[3]。また、高価なセンサ類を多用することで、ロボット自体のコストも高価となっている。一方で、本研究の目的は HOT 患者の外出支援であるため、普及のし易さも重視しなければならず、可能な限り低コストであることが望ましい。

そこで本研究では、搬送カート牽引時の傾きに着目し、倒立振り子制御を応用することでパワーアシストを可能とすることを試みる。倒立振り子制御では距離センサなどの高価なセンサを使用しないため、パワーアシストが安価で実現可能となると考えられる。また、カートの形状は現在一般的に使用されている並行二輪式のカートを基に試作を行う。カートの形状を大きく変更しないことで、操作性も異ならず、ストレスなく使用できると考える。また、従来研究にあるような車輪を 3 輪以上持つ人追従型ロボットよりも省スペースとなり、エスカレータなどの公共施設を利用できるなど、現在の生活空間での使用が期待できる。

倒立振り子制御を使用した搬送カートの動作原理を次に述べる。ユーザが搬送カートを牽引する際には、必ず進行方向への傾きが生じる。倒立振り子の性質上、搬送カートは平衡点に復帰しようと進行方向へ移動するため、この進行方向の傾きをセンサで検出することにより、牽引する際には常に進行方向へ駆動力が発生する。この性質を利用することで、牽引者の運搬時の負担を軽減することを試みる(Fig.2)。

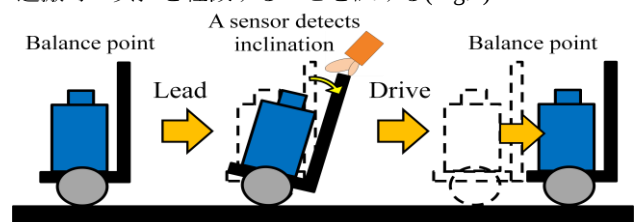


Fig.2 The power assist method

2. 搬送カートの概要

開発する搬送カートはアルミ製の部材でフレームを構成し、フレーム下部に駆動部を、駆動部上部に回路を搭載する。HOT用の酸素ポンペは回路上部にあるアクリル板の上に搭載する。グリップ部の両端には、カートの制御系を切り替えるためのスイッチと非常停止スイッチを設置する。

駆動部には、アクチュエータとして減速器付き DC モータ (NS-60-HGM-15-24NKS5BA2 中津製作所 60W)を配置し、その駆動力を減速器を通して左右の駆動輪に分配する。減速部には駆動輪の回転差を吸収し、受動的な旋回を可能とするディファレンシャルギヤを採用する。これらよりアクチュエータ一個で受動的な旋回も可能なパワーアシストを可能にする。

搬送カートの大きさは、500x170x860[WxDxH, mm]であり、質量は酸素ポンペを搭載していない状態で 6.1kg である。試作した搬送カートの外観を Fig.3, 駆動部を Fig.4 に示す。

Mass=6.1[kg]

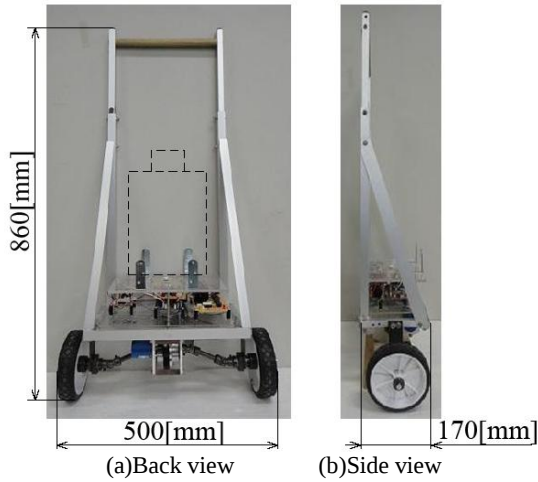


Fig.3 Developed cart

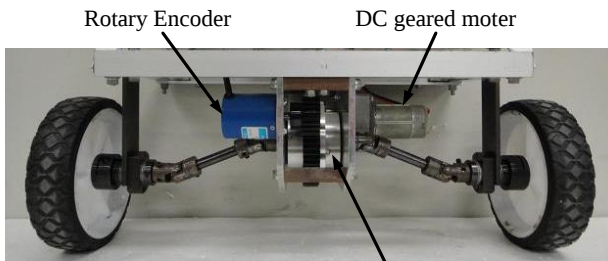


Fig.4 The drive unit and wheels

搬送カートの姿勢制御を行う際、姿勢角度及び角速度の計測には、ジャイロセンサ(SparkFun 社製 IXZ500 搭載二軸ジャイロモジュール)を使用し、カート運搬時の姿勢角度の計測には、加速度センサ((株)秋月電子通商 加速度センサモジュール KXM52-1050)を使用する。また、加速度センサはジャイロセンサによって姿勢角度を計測する際の積分誤差の補正にも使用している。搬送カートの位置の計測にはロータリーエンコーダ(多摩川精機製 OIS 38-TS5300N510-C3-12V)を使用し、カートの移動速度は計測した位置データを時間微分することで取得する。制御器にデータを取り込む際にはインターフェースボードの入力レンジを最大限利用するため、差動増幅回路を通して制御器に入力する。これらの制御システムの構成を Fig.5 に示す。

3. 制御系設計

搬送カートの姿勢制御及びユーザへの追従制御は倒立振り子制御の性質を利用して行うため、その制御系設計を行う。制御対象の力学モデルを Fig.6 に、各種パラメータを Table1 に示す。また、状態変数を $\mathbf{X} = [x, \dot{x}, \theta, \dot{\theta}]^T$ と定義し、 $\mathbf{X} = \mathbf{0}$ の近傍で線形化を施した状態方程式を式(1)に示す。ここで、制御入力 u [N-m], 状態変数 $\mathbf{X}$ の要素は車体の位置 x [m], 車体の速度 $\dot{x}$ [m/s], 振子の角度 θ [rad], 振子の角速度 $\dot{\theta}$ [rad/s] である。この制御対象の姿勢安定化のため、状態フィードバックを施し、制御入力 u を、

$$u = -\mathbf{k}\mathbf{X}$$

とする。これにより、フィードバックゲイン $\mathbf{k}$ を適切な値に設計することで系の安定化が可能となる。

フィードバックゲイン $\mathbf{k}$ は最適レギュレータ法を用いて設計する。具体的には、MATLAB[4]の `lqr` 関数を使用し、Table1 の値を使用して計算する。その結果を式(2)に示す。

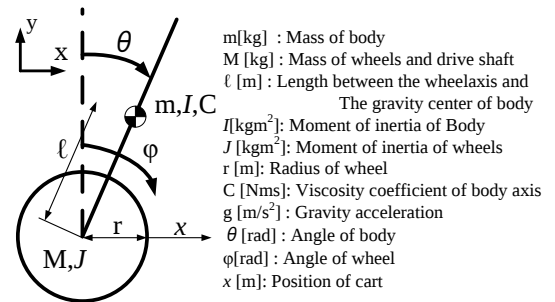


Fig.6 Modeling of the system

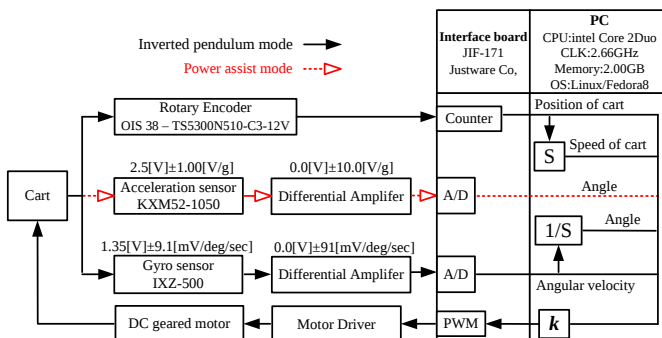


Fig.5 System construction

Table1 Parameters

m	[kg]	3.85
M	[kg]	2.25
l	[m]	0.1
I	[kg-m ²]	0.0878
J	[kg-m ²]	0.849×10^{-3}
r	[m]	0.0725
C	[N-m-s]	0.0586
g	[m/s ²]	9.8

$$\dot{\mathbf{X}} = \mathbf{A}\mathbf{X} + \mathbf{B}u$$

$$= \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \alpha_{23} & \alpha_{24} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & \alpha_{43} & \alpha_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ \dot{x} \\ \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \beta_{21} \\ 0 \\ \beta_{41} \end{bmatrix} u \quad (1)$$

$$[k_1, k_2, k_3, k_4]$$

$$= [-100.00, -155.23, -710.65, -159.33] \quad (2)$$

4. 搬送カートの動作実験

4.1 搬送カートの姿勢制御

試作した搬送カートの姿勢安定化の制御実験を行った。実験は平衡点で静止させた状態から制御を開始した。その際、目標値には、 $\mathbf{X}_{\text{ref}} = [0, 0, 0, 0]^T$ を与え、サンプリング時間は 1msec とした。その結果を Fig.7 に示す。

Fig.7 より、搬送カートは姿勢を平衡点に保持することが確認できる。約 10 秒と 20 秒の時点でカートが大きく傾いているが、これは外乱として、搬送カートを意図的に手で軽く押したためである。そのような外乱を与えても搬送カートが転倒することなく、平衡点を維持していることが確認できる。なお、搬送カートが小刻みに振動している主な原因は、ディファレンシャルギヤのバックラッシュに起因する不感帯が原因と考えられる。

4.2 制御系の切り替えによる運搬動作の実現

前節の実験では、搬送カートにその場で静止するような制御入力を与え、良好な結果を得ることができた。次にパワーアシストを可能とする運搬動作の実現を試みる。

搬送カートの姿勢制御を行う制御系では、目標位置を常に設定しなければならないが、人が実際に搬送カートを牽引する場合は目標位置を設定することはない。そのため搬送カート運搬時には、倒立振子の制御系を基に制御系を切り換えることでパワーアシスト動作を実現する。具体的には、状態変数 $\mathbf{X}$ 中の車体位置と速度情報のフィードバックを施さず、振子の角度と角速度情報のみをフィードバックする制御系を構築する。このとき、制御系の切り替えはユーザがグリップ部の横に取り付けたスイッチを押すことによって行う。また、Fig.7 より搬送カートの姿勢に傾きが生じると、すぐさま平衡点に復帰する動作が確認できるが、人が搬送カートを牽引する際にこのような過敏な反応では操作しづらいため、パワーアシストが困難である。

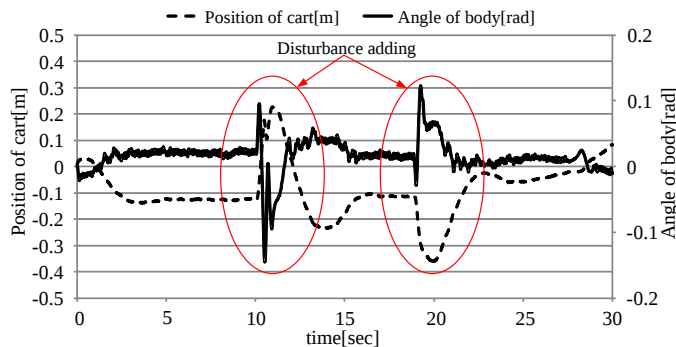


Fig.7 Experimental result

そこで、搬送カートの移動時にのみ、モータの発生トルクを意図的に抑えるようにする。具体的には、移動時は倒立振子の安定化制御時に比較してモータ発生トルクを 10 分の 1 にする。この内容を実装して実験した様子を Fig.8 に、結果を Fig.9 に示す。

Fig.8 の①では、通常の倒立振子の制御系となっている。振子には目標角度を 0rad, 車体の目標位置を 0m として与えているため、搬送カートはその場付近で停止している。②は、グリップの横に取り付けられたスイッチを ON にし、運搬時に使用する制御系に切り替えている。③-⑤は、搬送カート運搬時の様子を表している。搬送カートの姿勢に傾きが生じても過敏に反応せず、人に追従している様子が確認できる。このとき、Fig.9 ではエンコーダの値をリセット後にホールドしているため、車体の位置が 0m となっている。これはユーザが搬送カートの運搬を終えてスイッチを OFF にした際、その位置を目標位置とした姿勢制御を行うためである。この間、実際の搬送カートはユーザに追従し、常に移動している。

⑥-⑨は、旋回時の様子である。減速部に搭載したディファレンシャルギヤにより、受動的な旋回動作を行えていることが確認できる。⑩は、スイッチを OFF にすることで、制御系を①の状態に戻している。搬送カートを運搬した後も転倒することなく平衡点を維持するとともにその場付近で停止していることが確認できる。

以上より酸素ポンベの運搬時には、通常の倒立振子制御系を切り替えて、振子の角度と角速度情報のみをフィードバックする制御系とすることでパワーアシストが可能であると考えられる。

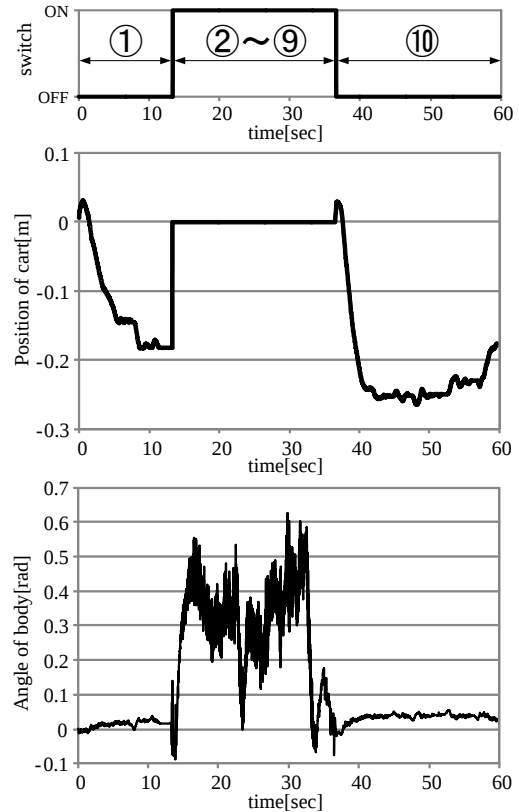


Fig.9 The result of a traction experiment

4.3 評価実験

開発したカートと通常のカートを比較し、牽引時に生じる負荷がどの程度軽減できるか検証を行った。検証の方法として、棒にばねばかりを取り付け、ユーザがカートを持ったときに支える垂直方向の負荷を計測する。このとき、負荷の計測はカート停止時に加わる負荷とカート牽引時の負荷の二種類を計測した。なお、開発した搬送カートと条件を近づけるため、通常のカートには重りを積載し、5.6kgの質量とした。その実験結果を Fig.10 に示す。

Fig.10 より、通常のカートでは停止時、牽引時ともに荷重の増加に比例して、カートに加わる負荷も増加していることが確認できる。また、患者が使用する酸素ポンベの重量は 2~3kg であるため、カートを牽引する際には 0.7~1.1kg の負荷が常に加わっていると考えられるが、一方で開発したカートも同様にカート停止時には荷重の増加に比例して負荷が増加している。牽引時は荷重の増加に影響されず、0.5kg 程度の負荷となった。この結果より、カート牽引時の負荷が軽減できたと考えられる。

5. 結言

在宅酸素療法患者の負担を軽減するため、倒立振子制御を用いたパワーアシスト型酸素ポンベ搬送カートを開発し、実機による検証を行った。その結果、開発した搬送カートが平衡点で姿勢を保持することを確認し、同時に振子の角度と角速度情報のみをフィードバックする制御系によりパワーアシスト動作が実現可能であることを示した。また、評価実験によって牽引時の負荷が軽減されることを確認した。今後の課題としては、マイコンやバッテリーなどを組み込んで屋外でも使用できるシステムに変えることが挙げられる。

参考文献

- [1] 遠藤, 田窪, 福島, 入部, 広瀬, “日常生活支援のための実用的ロボティックフォロウの研究—第一報: ハイパー・テザーを用いた在宅酸素療法用ポンベ運搬移動体の提案—”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2008 講演概要集, 2P2-F08, 長野, 2008.
- [2] 日本呼吸器学会肺生理専門委員会在宅呼吸ケア白書ワーキンググループ, “在宅呼吸ケア白書 2010”, 社団法人 日本呼吸器学会, pp.58-59, 2010.
- [3] 尾崎, 橋本, 高橋, “マルチ移動ロボットによる屋外環境でのレーザーベースト歩行者追跡” 日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス講演会 2011 講演論文集, 2PE-E25, 岡山, 2011
- [4] MathWorks 社 HP, <http://www.mathworks.co.jp/>, (2012 年 3 月現在)

付録

式(1)の各係数は以下のとおり

$$\alpha_{23} = \frac{m^2 g \ell^2}{m^2 \ell^2 - (m \ell^2 + I) \left(m + M + \frac{J}{r^2} \right)}$$

$$\alpha_{24} = \frac{-m \ell C}{m^2 \ell^2 - (m \ell^2 + I) \left(m + M + \frac{J}{r^2} \right)}$$

$$\alpha_{43} = \frac{-\left(m + M + \frac{J}{r^2} \right) m g \ell}{m^2 \ell^2 - (m \ell^2 + I) \left(m + M + \frac{J}{r^2} \right)}$$

$$\alpha_{44} = \frac{\left(m + M + \frac{J}{r^2} \right) C}{m^2 \ell^2 - (m \ell^2 + I) \left(m + M + \frac{J}{r^2} \right)}$$

$$\beta_{21} = \frac{-(m \ell^2 + I)}{m^2 \ell^2 - (m \ell^2 + I) \left(m + M + \frac{J}{r^2} \right)}$$

$$\beta_{41} = \frac{m \ell^2}{m^2 \ell^2 - (m \ell^2 + I) \left(m + M + \frac{J}{r^2} \right)}$$

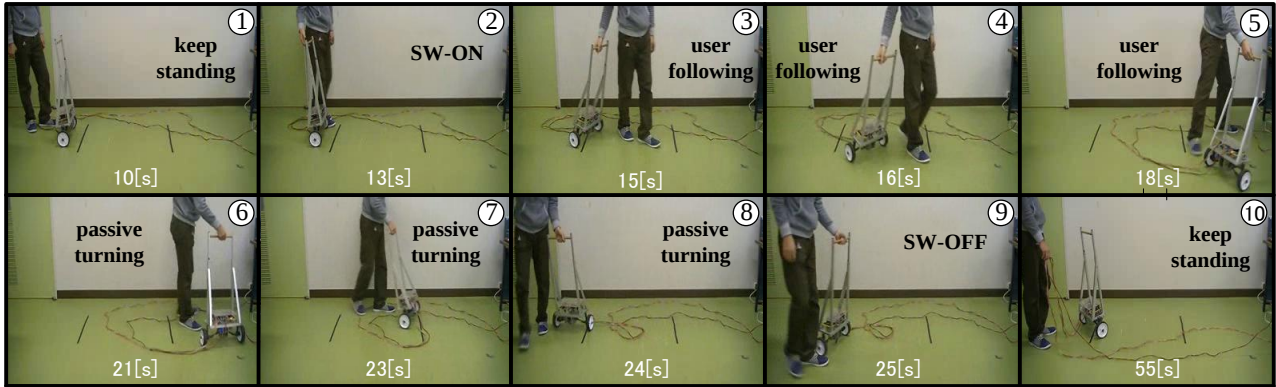


Fig.8 Experiment of the traction

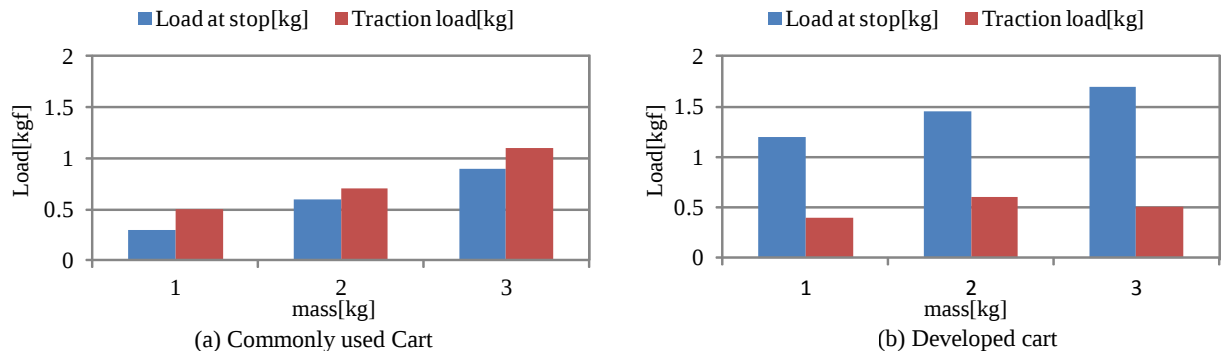


Fig.10 Results of evaluation experiments