

## HOT患者の外出支援のための倒立振り子型搬送カート

## Inverted pendulum type cart development to support HOT patient's going out

○ 見島雄太(阪電通大) 入部正継(阪電通大)

遠藤玄(東工大) 田窪敏夫(女子医大)

Yuta MISHIMA, O.E.C.U. Masatsugu IRIBE, O.E.C.U.  
Gen ENDO, Tokyo Tech Toshio TAKUBO, T.W.M.U.

**Abstract:** Home Oxygen Therapy (HOT) patient's is load conveyance cart with oxygen apparatus when going out, but the burden on patient is big because it not lightweight. Therefore, in this study, develop an oxygen apparatus conveyance cart supporting going out of the HOT patient. And the cart control is adopt Force control where applied Inverted pendulum control to for prevent the fall of the cart. In this paper, perform movement control of Inverted pendulum control and Force control using dynamics simulation (Open Dynamics Engine, ODE) Examination of the conveyance movement by Inverted pendulum control and Force control. And machine designed the oxygen apparatus conveyance cart body.

**Key Words:** Home Oxygen Therapy, Power assist cart, Inverted pendulum control, Force control

## 1. 緒言

在宅酸素療法(Home Oxygen Therapy, HOT)とは、主に慢性閉塞性肺疾患(Chronic Obstructive Pulmonary Disease, COPD)・肺結核後遺症・肺線維症などにより、肺機能が低下した患者に施される対症療法である。近年、上記肺疾患を患った患者が増加傾向に見られる。

HOTは自宅で加療を続けることより、患者は入院すること無く生活の質(Quality Of Life, QOL)を保ったまま加療を続けることが出来る。ところでHOT患者には体力維持のため一定時間の外出をすることが推奨されているが、HOT患者はFig.1に示す様に外出時に酸素機器を常に携帯する必要がある、その総質量はカートと付属品合わせて4~5[kg]になる。これは体力が低下したHOT患者にとって、肉体的にも精神的にも負担が大きく、家に引きこもりがちになる患者も少なくない<sup>(1)(2)</sup>。この対策として、HOT患者の外出支援を目的としたパワーアシストが可能な酸素機器搬送カートを用いることが提案されており、またその有用性が報告されている<sup>(2)(3)(4)</sup>。

そこで本研究では、HOT患者の外出時の負担軽減を目的として、倒立振り子制御を応用した移動支援用の酸素機器搬送カートの実現を試みる。本研究で提案するカートは直接ハンドルを把持して使用することを想定する。HOT患者はカニューラを介して酸素機器とつながるため、これにより剛体のハンドルをI/Fにすることで安心感を与え、かつ従来のカートと変わらず直感的に操作が可能となる。また、本研究で提案する倒立振り子型カートでは軽量化・部品信頼性の向上・低コスト化を考え、

モータ1ヶでの動作制御を行う。その際、モータ1ヶで旋回動作を行うために、駆動部に差動歯車を採用し、受動的な旋回動作を可能とする。倒立振り子制御を行なうためのセンサには角速度センサ・加速度センサ・ロータリーエンコーダの3種類のセンサを用いる。

## 2. パワーアシスト動作の原理

倒立振り子制御の原理は、箒を逆さにして倒さない様にする遊びと同じである。常に箒が倒れこむ方向に手を動かすことで、箒の平衡点を保ちつつ倒れない様に倒立状態を保つことが出来る。この性質を利用して、カート牽引時には必ずカートが傾くことになるため、その角度をセンサで検出し、傾いた方向へカートが移動することで移動支援を行なう。

しかしながら、倒立振り子制御のみを用いたカートの動作制御では良い操作性が得られなかった<sup>(4)</sup>。その理由は倒立振り子制御の性質にあり、カートの姿勢角度が平衡点から傾き始めることでアクチュエータを駆動して移動支援を行うが、実際にはユーザが歩行動作を開始した後にカートに角度が発生するため、移動支援動作を開始するまでに時間遅れが発生した。そのため倒立振り子制御のみでの移動支援動作では十分な操作性が得られなかった。

そこで本研究では、より快適な移動支援動作の実現のために倒立振り子制御に力制御を付加することで操作性の向上を試みる。具体的には、Fig.2のようにハンドルに圧力センサを搭載することでハンドルに掛かる力を読み取り、力に比例した目標速度を生成することで力制御の付加を試みる。

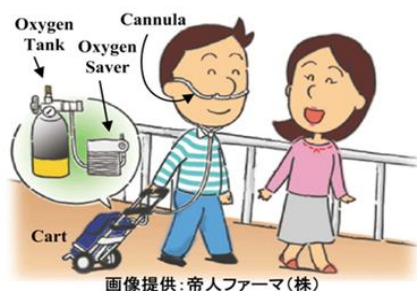


Fig.1 HOT patient's going out

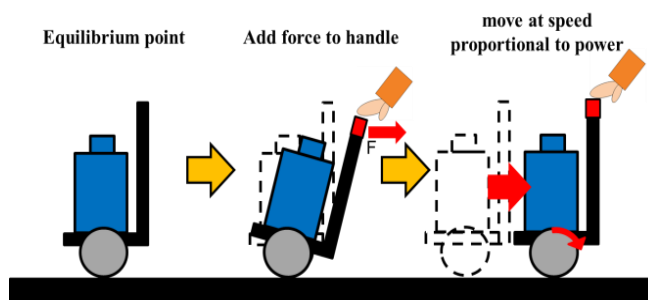


Fig.2 Method of the power assist

3. 動作制御系の設計

3-1 倒立振り子の制御系

本研究では最適レギュレータを用いて倒立振り子制御を行なう。制御系設計に用いた制御対象の力学モデルを Fig.3 に示す。この力学モデルから運動方程式を導出する。このとき倒立振り子の平衡点付近で線形化を施した状態方程式を式(1)に、出力方程式を式(2)に示す。

また、状態変数  $\mathbf{X}$  は  $\mathbf{X} = [x, \dot{x}, \theta, \dot{\theta}]^T$  とし、 $x$  を本体位置、 $\dot{x}$  を本体速度、 $\theta$  を本体角度、 $\dot{\theta}$  を本体角速度と定義する。状態フィードバックゲインは  $\mathbf{k}$  とし、実機のパラメータ同定実験を行った後に算出する。

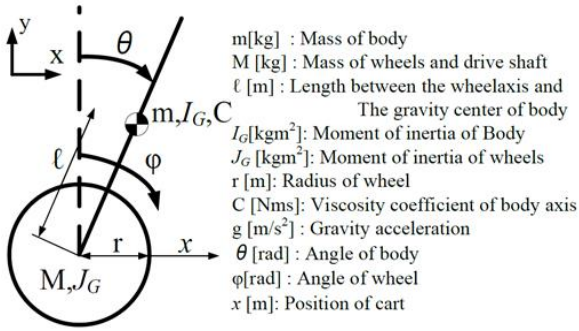


Fig.3 Modeling of the system

$$u = -\mathbf{kX}$$

$$\dot{\mathbf{X}} = \mathbf{AX} + \mathbf{Bu}$$

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \ddot{x} \\ \dot{\theta} \\ \ddot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & a_{23} & a_{24} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & a_{43} & a_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ \dot{x} \\ \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ b_{21} \\ 0 \\ b_{41} \end{bmatrix} \cdot \frac{T}{r} \quad (1)$$

$$\mathbf{Y} = \begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ \theta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ \dot{x} \\ \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \mathbf{X} \quad (2)$$

ただし式(1)の各係数は、

$$a_{23} = \frac{m^2 g l^2}{m^2 l^2 - (m l^2 + I_G) \left( m + M + \frac{I_G}{r^2} \right)}$$

$$a_{24} = \frac{-m l C}{m^2 l^2 - (m l^2 + I_G) \left( m + M + \frac{I_G}{r^2} \right)}$$

$$a_{43} = \frac{-m g l \left( m + M + \frac{I_G}{r^2} \right)}{m^2 l^2 - (m l^2 + I_G) \left( m + M + \frac{I_G}{r^2} \right)}$$

$$a_{44} = \frac{C \left( m + M + \frac{I_G}{r^2} \right)}{m^2 l^2 - (m l^2 + I_G) \left( m + M + \frac{I_G}{r^2} \right)}$$

$$b_{21} = \frac{-(m l^2 + I_G)}{m^2 l^2 - (m l^2 + I_G) \left( m + M + \frac{I_G}{r^2} \right)}$$

$$b_{41} = \frac{m l}{m^2 l^2 - (m l^2 + I_G) \left( m + M + \frac{I_G}{r^2} \right)}$$

とする。

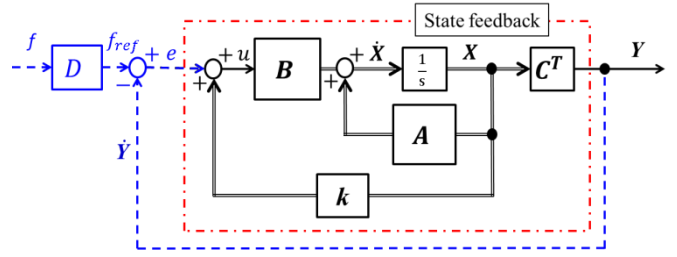
3-2 力制御系の付加

前述の通り、本研究では倒立振り子制御に力制御の付加を行なうことで操作性の向上を試みる。具体的には、倒立振り子制御により搬送カートの姿勢の平衡点を維持しておき、ユーザの移動による牽引開始時にはハンドルに加わる力を力センサで検出し、その力に比例した移動速度を目標速度とすることで、力制御系の付加を行う。以上のことを反映した動作制御系を Fig.4 に示す。また、牽引時にはカートの位置フィードバックを無効化することで牽引を可能とする。

4. 動力学シミュレーション

4-1 シミュレーションモデルの作成

制御系の動作確認を行うため、動力学シミュレーションを用いて詳しく動作の確認を行う。シミュレーションには、(Open Dynamics Engine, ODE)を用いる<sup>(5)</sup>。ODE 上では、Fig.5 に示すように円柱型・箱型を組み合わせる差動歯車を構成し再現している。以上のモデルで差動歯車の動作を確認するため、その場での旋回動作を想定し、倒立状態のシミュレーションモデルに 0.5 秒間ヨー軸回りのトルクを印加した。そのシミュレーション結果を Fig.6 に示す。



$f$ : Input force  $D$ : Impedance  $\mathbf{Y} = [x \ \theta]^T$

Fig.4 Inverted pendulum and force control block diagram

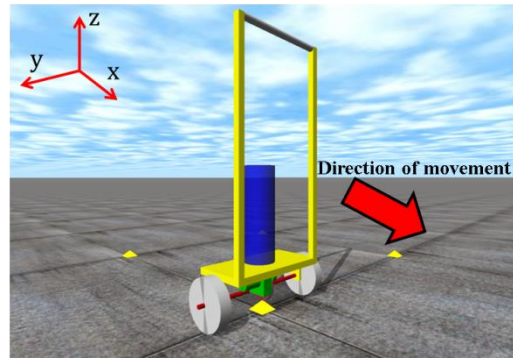


Fig.5 Simulation model

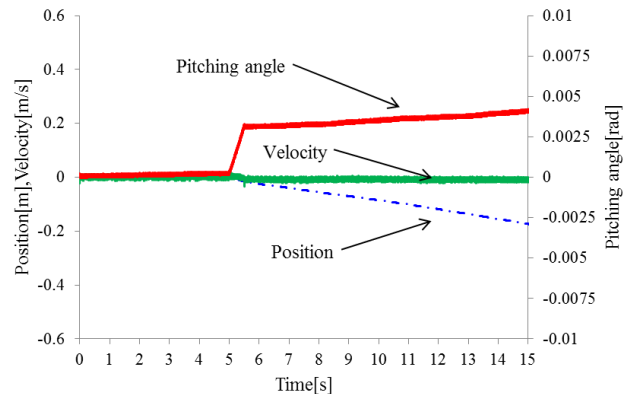


Fig.6 Twist simulation result

4-2 制御系の動作確認

制御系の動作シミュレーションの条件として、初期状態は倒立状態とし、5秒地点で力センサに力が入力されたことを想定し力入力3[N]を入力する。10秒地点で手を放したことを想定し力入力を0[N]とすることで目標速度が0[m/s]となり、その場で再び倒立制御を開始する。また、牽引時は位置のフィードバックゲインを0とすることで位置制御を無効化する。力入力が0[N]の場合は位置フィードバックゲインを元に戻して、その場で距離0[m]として位置制御を行う。シミュレーション結果をFig.7に示す。これにより力制御系の正しい動作を確認した。

5. 倒立振り子型搬送カート的设计

5-1 車体设计

実際に使用可能な試作機の3DモデルをFig.8に示す。駆動機構の設計はSolidworksを使用する。車体の構成部品については先行研究にて使用したアルミアングル等を組み合わせたものでは、患者から「デザイン性を良くして欲しい」といった意見が得られたため、従来のHOT患者用カートのフレームを使用する。

車体幅に関しては、使用するモータのサイズに合わせて差動歯車を車体中央より少しずらして配置した。これにより、車体幅を従来カートの車体幅に近い大きさに、コンパクトに収めることが出来た。

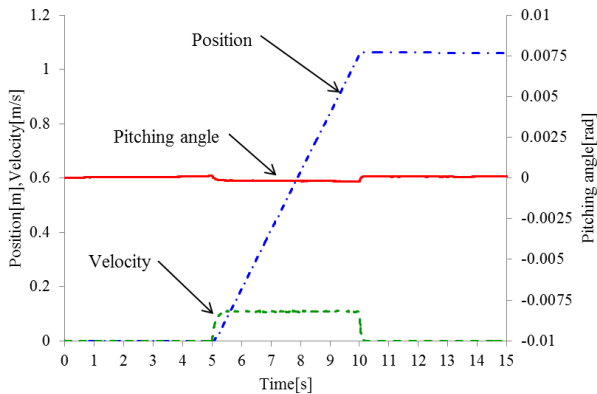


Fig.7 Simulation of the force control

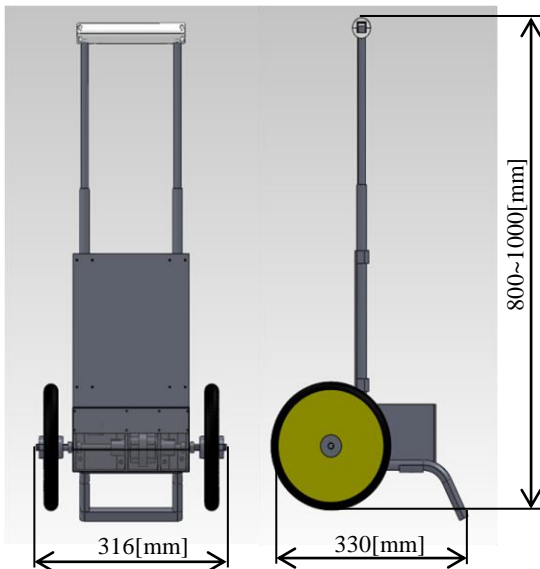


Fig.8 Inverted pendulum cart

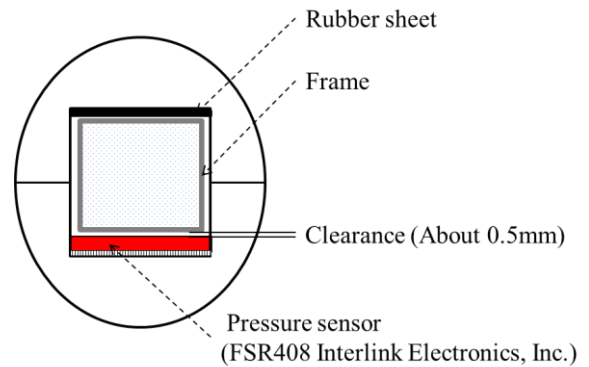
5-2 ユーザ I/F の設計

試作機のハンドル部に圧力センサを搭載するため、内部にセンサを埋め込むための構造を検討し設計した。その後、3Dプリンタを用いてハンドルの試作を行い、試行錯誤的に構造の変更を行う。設計したハンドル部をFig.9に示す。

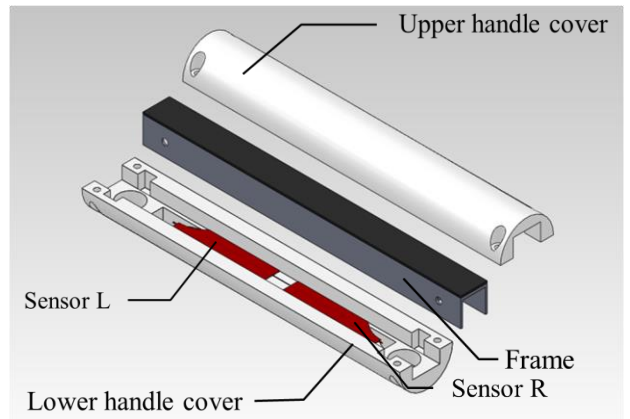
車輪に関しては、点字ブロックの凹凸を問題なく走破できることを目標とするが、JIS規格より点字ブロックの高さは5[mm]であると定められているため、その高さが走破可能な車輪の直径として車輪直径を200[mm]のものを採用する<sup>(6)</sup>。

このハンドル部に取り付けた圧力センサで、左右の旋回時ハンドル部に加わる力を検知する。具体的には、ハンドル内部に左右2つの圧力センサを搭載し、左右の圧力センサで計測した力の値の差から旋回動作を検知することが可能であると考えられる。

左右の旋回動作を読み取る理由は、右旋回時と左旋回時でロボットと人間のたどる軌跡が異なるため操作性に影響が現れるからである。例えば、右利きのユーザが右に旋回する際には、カートの右車輪を中心に旋回するが、左に旋回する際には、ユーザを中心に旋回動作を行なうため、ユーザとカートの旋回半径の差が操作性に影響を与える。そこで、圧力センサを2つ用いて旋回動作を読み取りモータ回転速度を調整し、操作性に差が出ないように制御を行なう。具体的には、左に旋回する際にはモータの出力を大きくし、右に旋回する際にはモータの出力を小さくすることで操作性の向上を試みる。



(a) Cross section diagram of the new handle



(b) Internal structure

Fig.9 Construction of the new handle interface

### 5-3 ユーザ I/F の評価

製作したユーザ I/F の評価を行った。構造の評価にはセンサの信号が正しく出力されるか、旋回動作を検知可能か検証する。圧力センサには、Interlink 社製の FSR408 を使用する。

実験は、ばねばかりを用いてハンドル部を引っ張り、ハンドルに加わる力を計測する。FSR は加わる力によって抵抗値が変化するため、センサの抵抗値の変化を分圧回路により電圧の変化に変換し、出力する。その出力電圧をオシロスコープで計測する。また、FSR は出力に個体差がありそれぞれ特性が異なるため使用するセンサそれぞれに対して特性測定を行った。その結果を Fig.10 に示す。

測定結果からわかることは、左右に同じ荷重を加えた場合は左右のセンサに均一に荷重が加わり、類似した特性を計測することが出来た。一方で、左右に違う荷重をかけた際の実験では左右にかかる力を正確には取得できなかったものの、左右の差(ひねり動作)を検出することを確認した。

### 6. 結言

本稿では倒立振り制御と力制御を用いた動作制御系の設計を行い、動力学シミュレーション上で制御系の想定通りの動作を確認した。また、シミュレーションモデルに差動歯車モデルを使用し、差動歯車をシミュレーションモデルに搭載した場合でも安定に倒立し、追従が行える事を示した。最後に倒立振り制御を行なうための実機の設計とユーザ I/F の設計と評価を行った。今後の課題は、実機とユーザ I/F の試作を行い、動作制御を試みる。

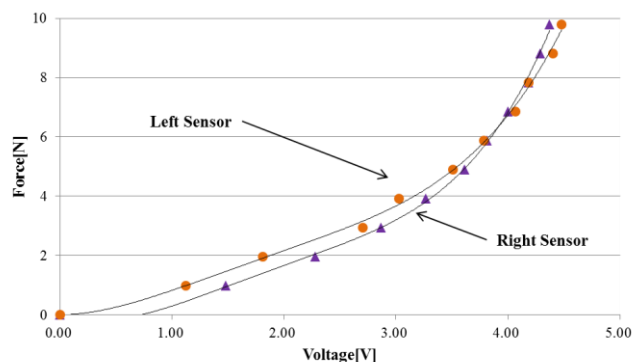


Fig.10 Characteristic examination of FSR

### 参考文献

- (1) 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, 在宅呼吸器ケア白書2010, 社団法人日本呼吸器学会, pp.58-59, 2010.
- (2) 入部, 前田, 大西, 池田, 齊藤, 遠藤, 家村, 田窪, 大平, 日常生活支援のための実用的ロボティックフォロワの研究-第7報:患者アンケートを反映した操作ユーザインターフェイス開発-, 日本ロボット学会学術講演会, 3F2-04, 2013.
- (3) 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ワの研究 -第1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-, ロボティクス・メカトロニクス講演会2008, 2P2-F08, 長野, 2008年6月.
- (4) M.Irube, R.Dasai, G.Endo, T.Takubo, T.Kinugasa, K.Osuka, Study on a Practical Robotic Follower to Support Home Oxygen Therapy Patients -Prototype Cart Development Applying the Inverted Pendulum Control-, Proceedings of 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBOT 2012, pp.1230-1235, Guangzhou, China, 2012, December.
- (5) 出村, 簡単! 実践! ロボットシミュレーション, 森北出版株式会社, 2007.
- (6) 高齢者・障害者配慮設計指針-視覚障害者誘導用ブロック等の突起の形状・寸法及びその配列, 日本工業標準調査会, JIST9251, 2014年5月改正.