

# 空間移動型免荷システムのための空気圧人工筋による 体重免荷技術の開発

○ 野田智之 (ATR) 寺前達也 (ATR)

リハビリテーションや介護における空間を移動しながら体重免荷を行うための、移動型免荷装置の開発について述べる。従来に比べて天井の低い施設にも設置可能であり、空気圧人工筋をワイヤで伝達する機構により、装置自体が軽量でありながら、大きな免荷力を発生させることができる。本稿では、免荷機能の方法と装置の検証実験について述べる。

## 1. はじめに

高齢化社会の進展に伴い、リハビリテーションや介護の必要性が高まっており、その効率や効果を高めることが社会全体の課題となっている。特に、歩行能力の維持・回復は、高齢者の生活の質 (QOL) の向上や、介護者の軽減に寄与するものであり、そのためのアシスト技術が数多く研究されている。

リハビリテーションにおいては、ユーザの体重を一部免荷しながら安全に歩行訓練ができる BWSTT (Body Weight Supported Treadmill Training) 知られている。トレッドミル上での訓練は限定的な環境下でのものであり、日常生活における多様な地上歩行シーンへの対応するために移動型の免荷システムが開発されている。

そこで、地上歩行を補助する体重負荷技術が開発されている。この中で、フレームを室内に設置し、フレームに設置されたアクチュエータにより使用者の体重を支えることができる、床面を歩行することができる移動型免荷システムとして、ZEROG[1]、FLOAT[2]、RYSEN[3]などが知られている。しかし、これらの装置にはいくつかの問題点がある。ZEROG[1] は上部に免荷力を発生させる装置が必要であり、移動時の可動部の慣性が大きい。また、FLOAT[2] や RYSEN[3] ではワイヤにより免荷力を伝達するためこの問題を解決されており、使用者の上部における慣性が小さい特徴がある。その一方で、フレームから吹く数本のワイヤが吊り下げられており、高い天井が必要である。これらの装置は主に大規模な病院施設での使用を想定したものであり、天井の低い中小病院や介護施設での使用は困難であった。また、設置には建物の躯体にフレームを固定する工事が必要であり、設置の簡便性を向上も課題である。さらに、電動モータを用いて免荷力を発生させるため、常に制御を続けなければならない。RYSEN[3] では電力を軽減する取り組みを行っている。

本研究ではこれらの問題を解決すべく、新たな体重免荷装置の開発に取り組む。本研究で開発する空間移動型免荷に求められる要求事項として、

- システムは上下方向への体重免荷力の制御が可能にしつつ、天井の低い施設にも設置可能であること。
- フレームに設置される駆動系の可動部が軽量であり、駆動装置自体は軽量ながらも大きな免荷力を発生させることができること。
- 静的な免荷力に対してエネルギー消費が少ないこと

を満たすシステムの開発を行うこととした。

## 2. 方法

本研究で開発している空間移動型免荷システムを図 1(a) から図 1(c) に示す。図 1(a) に、可動式の XY レールを示す。水平方向に 4 本のフレームと可動フレーム 1 本、垂直方向に 4 本のフレームが組み合わせている。この構成は、一般的な介護リフトを設置するための XY フレームとして介護現場にも採用されている。静的な荷重であれば、フレーム自体を床置きして使用することも可能であるが、本研究では Z 方向だけでなく、XY 方向も可動させる構成としたいためにフレームの固定性を高める必要があった。そこで、フレームを 4 カ所で天井突っ張り式にしており、可動時にフレームに XY 方向の負荷がかかった時の固定性を向上させている。

これまでに我々は空気圧人工筋を用いた左右独立の力制御可能な BWSTT のための免荷装置 [4] を開発しており、これを空間移動型免荷システムに拡張する。図 1(b)、図 1(c) に、本研究の新規性となる、移動型免荷技術を示す。これらの図では、空気圧人工筋の収縮力を可動フレームを通じて空間的に移動するユーザに伝達する機構を示している。図 1(b) には、図 1a に示した可動フレームに対して、2 本のボデーケーブルを用いて、駆動力が伝達される経路を示している。2 本のアウターケーブル (橙色・緑色) が X 軸フレームの方向に伸びており、ケーブルベアリングに格納されており、先端が折り返されている。折り返された先端は、回転構造を有する懸架部の中央に挿入され、ループ状にアウターケーブルが取り回され、ワイヤの末端が回転構造に固定されている。ボデーケーブルのインナーがブーメラン構造を通じて、左右それぞれ 2 本ずつ、計 4 本のひもに伝達され、ユーザの装着するハーネスの左右の臀部に固定されている。これにより、左右独立で免荷力がユーザの臀部に伝達でき、肩周りに空間が空いているため、歩行時に肩を動かすことができる。ボデーケーブルの懸架部が可動フレームの近くにあるため、天井が高くない一般的な施設 (2.8m 程度) に設置可能である。図 1(c) に、駆動装置 (空気圧人工筋) とフレームの配置を示している。空気圧人工筋は、足関節ロボット [5] および上肢肩アシストロボット [6] で開発してきた人工筋 (400mm 程度) のものの全長をおよび 4 倍にした人工筋 (人工筋の内径は 20mm) を用いており、X 軸の可動フレームの上部に固定されてい

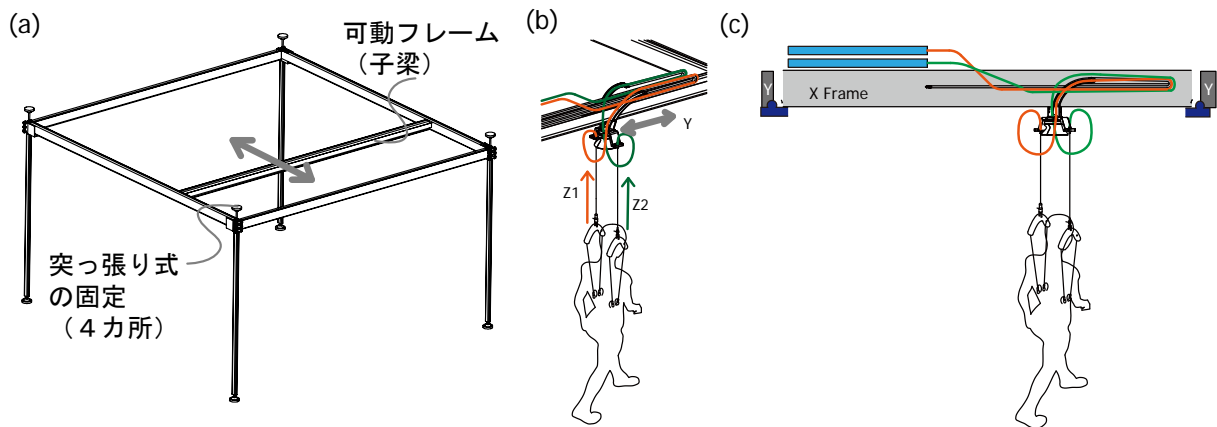


図1 移動型免荷システムの可動フレームとアクチュエータ配置 (a) XY 可動式フレームの

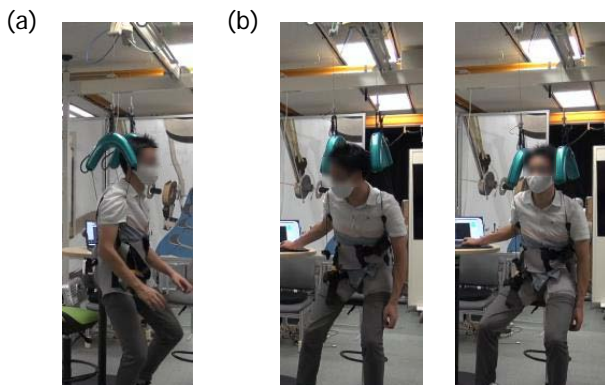


図2 ユーザ装着時の外観

る。Y 軸の固定フレームに対して、X 軸の可動フレームが駆動装置自体は軽量ながらも大きな免荷力を発生させることができる。また、上部に設置される駆動系は軽量な人工筋で駆動され、可動部が軽量化できる構成となっている。

図 2(a) および図 2(b) にユーザが装着した時の外観を示す。図 2(a) は椅子から立ち上がり、歩行し、2(b) は別位の椅子に腰掛ける様子を示している。

### 3. 実験

図 3 はユーザが静止しているときを想定し、おもりで床に固定した状態（上下左右に動かないようにおもりを実験者が固定した）の力制御の追従結果、図 4 はユーザが段差（高さ 19cm 奥行き 28cm の木柵）昇降を実施している際の力制御の追従と人工筋の収縮量を示す。制御システムについてはトレッドミル用に開発した免荷システム [4] の方法を用い、左右の人工筋に同じ目標力を与えた。図 3 では力の目標値に従って免荷力が変化していることがわかる。目標力が上がる場合は力が不足するほうに誤差が発生しているが、目標力が下がる場合のほうが誤差が小さいことがわかる。これは、ボーデンケーブルの伝達特性におけるロスが大きくなっていることに起因すると考えられる。また、図 4 では、台を上るタイミング（9 秒前後）で人工筋が収縮し、ユーザのハーネスの高さが変化していることがわかる。その後、台から降りるとき（14 秒前後）に収縮量が減っている。一方で、ワイヤに取り付けたロー

ドセルはほぼ一定の値を示しており、力制御されていることがわかる。この間で、人工筋の収縮率の変化は一定ではなく、体幹の左右が独立に免荷できていることがわかる。

また、各実験の目標力とロードセルの RootMean-SquareError (RMSE) は図 3(a) 右 PAM が 17.6N、左 PAM が 18.6N、(b) 右 PAM が 2.4N、左 PAM が 1.6N、図 4 の右 PAM が 7.3N、左 PAM が 8.2N となった。

#### 3.1 おわりに

本稿では、本研究により開発された空間移動型免荷システムの免荷技術として、XY レールを備えた可動フレームと空気圧人工筋を組み合わせることで、フレーム内で空間を移動するユーザに対して体重免荷力を制御する構成について紹介し、実験により移動した時の免荷力の制御と段差を昇降した際の力制御性能を実験的に示した。この構成により天井突っ張り式のフレーム設置により、限られたスペースでも利用可能で、空気圧人工筋の使用により軽量かつ大きな免荷力を発生させることができる。これにより、従来の問題が解決され、天井が高くない多くの病院や介護施設での使用が可能であると考えられる。現在、XY レール自体を空気圧人工筋で駆動するための駆動ユニットを開発しており、今後、このシステムは 3 軸駆動に拡張予定である。また、このシステムで高齢者や介護を必要とする人々に安全かつ効果的な移動支援・離床支援を提供するために、臨床現場や臨床現場を模擬した環境（リビングラボ）においても実証していく予定である。

#### 3.2 参考文献

謝辞 本研究の一部は JST【ムーンショット型研究開発事業】 Grant 番号【JPMJMS2034】、立石科学技術振興財団研究助成 (S) の支援を受けた。

#### 参考文献

- [1] J. Hidler, D. Brennan, I. Black, D. Nichols, K. Brady, and T. Nef, "ZeroG: Overground gait and balance training system," *JRRD*, vol. 48, no. 4, p. 287, 2011. [Online]. Available: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/11/484/pdf/hidler484.pdf>
- [2] H. Vallery, P. Lutz, J. Von Zitzewitz, G. Rauter, M. Fritschi, C. Everarts, R. Ronsse, A. Curt, and M. Bolliger, "Multidirectional transparent support

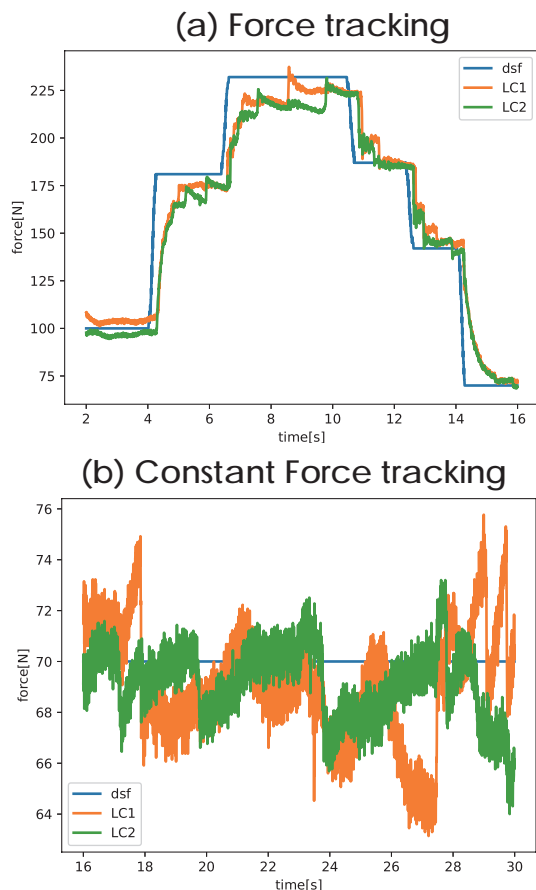


図 3 実験結果：力追従性の評価。(a) は動的な目標力に対する追従、(b) は一定の目標力に対する追従性を示す。青線は目標力、オレンジ線は右 PAM のロードセル値、緑線は左 PAM のロードセル値を示す。

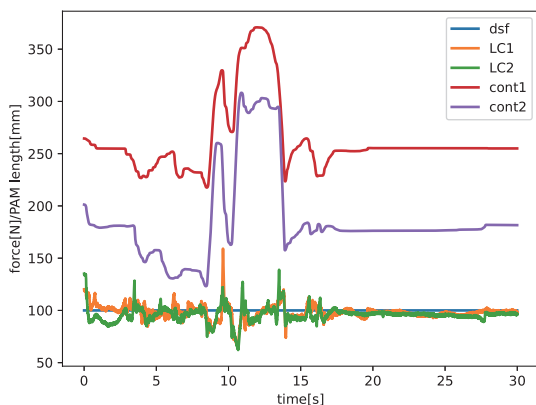


図 4 実験結果：段昇降時の力制御。青線は目標力、オレンジ線は右 PAM のロードセル値、緑線は左 PAM のロードセル値、赤線は右 PAM の収縮量、紫線は左 PAM の収縮量を示す。

for overground gait training,” in *2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Seattle, WA: IEEE, June 2013, pp. 1–7. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/>

document/6650512/

- [3] M. Plooij, U. Keller, B. Sterke, S. Komi, H. Vallery, and J. von Zitzewitz, “Design of RYSEN: An Intrinsically Safe and Low-Power Three-Dimensional Overground Body Weight Support,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 3, no. 3, pp. 2253–2260, July 2018. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/document/8307350/>
- [4] A. Takai, T. Teramae, T. Noda, K. Ishihara, J.-i. Furukawa, H. Fujimoto, M. Hatakenaka, N. Fujita, A. Jino, Y. Hiramatsu, I. Miyai, and J. Morimoto, “Development of split-force-controlled body weight support (SF-BWS) robot for gait rehabilitation,” *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 17, p. 1197380, July 2023. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2023.1197380/full>
- [5] T. Noda, A. Takai, T. Teramae, E. Hirokai, K. Hase, and J. Morimoto, “Robotizing Double-Bar Ankle-Foot Orthosis,” in *2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Brisbane, QLD: IEEE, May 2018, pp. 2782–2787. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8462911/>
- [6] T. Noda, T. Teramae, J.-I. Furukawa, M. Ogura, K. Okuyama, M. Kawakami, M. Liu, and J. Morimoto, “Development of Shoulder Exoskeleton Toward BMI Triggered Rehabilitation Robot Therapy,” in *2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. Miyazaki, Japan: IEEE, Oct. 2018, pp. 1105–1109. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8616191/>