

ヒトの起立動作を支援する椅子の開発

－ジップチェーンアクチュエータを用いた座面の移動機構－

○黒田大登 Qi AN (九州大学) 山川博司 (東京大学) 下田真吾 古川淳一郎 (理化学研究所)
森本淳 (理化学研究所／京都大学) 中村裕一 (京都大学) 倉爪亮 (九州大学)

1. 序論

総務省統計局の調査では、65 歳以上の人口は 3,617 万人に上り、総人口の 28.7 % となった [1]。それに伴い運動機能が低下した高齢者の増加が著しく、生活の質の低下や社会保障費の増大が懸念される。そのため運動機能を支援する機器による高齢者の身体機能低下の予防が重要となる。被介護者の日常生活動作において椅子から立ち上がるというのは頻繁に行われる動作で、椅子からの起立を支援することによって介護者の負担軽減や被介護者の生活の質の向上が期待される。

先行研究において様々な起立動作を支援する機器が開発されている [2, 3]。この機器によって使用者は座位から立位へと動作を変換することができるが、使用者はゆっくりとした静的な動きとなっている。立ち上がり動作を実現することができるが、使用者自身の筋の活動が少なく、衰えてしまうという懸念がある。したがって力のつり合いを保ちながらという静的な支援ではなく、使用者の運動に合わせた動的な運動を教示することで機器の使用者の身体機能低下の予防が可能であると考えられる。

そのため本研究では、人の運動特性に合わせた動的な支援を行う支援機器の開発を目標とする。この機器によって被介護者は自身のタイミングで自身の筋肉を使いながら起立を行う。ただ起立を支援するだけでなく身体機能低下の予防を行うことを目指す。

人の起立は図 1 上に示すように体の前屈、離殿、全身の伸展、姿勢の安定化の 4 つの状態が存在する [4, 5]。椅子と接しているのは離殿までであるので、離殿までの身体の動作に着目する。さらに椅子の開発にあたり、座面に近く起立の身体動作をみるのに適している部位である臀部の軌跡や運動を参考にその動作を機器によって再現できるかを検証する。

2. 立ち上がり動作の計測実験

支援機器において使用者の臀部を支援するための方策およびその軌道を決定するため、ヒトの起立動作計測実験を行い、実際の臀部の軌道を調べる。ここでは、比較的動作の速度がゆっくりな高齢者 (9 名, 66.5 ± 6.2

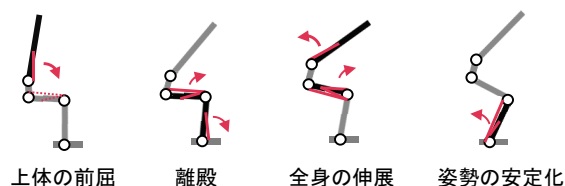


図 1 起立動作における 4 つのフェーズ

歳) とより動的な起立動作を行うことができる若年者 (8 名, 24.5 ± 2.2 歳) の起立動作を比較する。ここでは特に臀部に対する支援を行うため、臀部の動きに着目する。

実験において被験者には椅子から立ち上がるという動作を行ってもらった。椅子の座面部と足裏部にフォースプレート (テック技販 TF3040 と TF4060) を設置し、臀部と足部に加わる反力を計測した。同時に光学式モーションキャプチャ (Motion Analysis 社 MAC3D) を利用して、起立動作中の被験者の身体部位の軌跡を計測した。座面部に加わる鉛直方向の床反力が 5 N 以下になったときを離殿と見なし、離殿の前 1 秒とあと 2 秒の計 3 秒間を解析区間とし、特に開発する支援機器は臀部への支援を行うため、臀部に接する座面に近い大転子の位置座標を調べた。体の正面を前方向とした前後方向と鉛直方向の 2 軸の位置座標に注目し、モーションキャプチャシステムによって得られた大転子のマーカの位置座標から運動中の軌跡を算出した。モーションキャプチャは 100 HZ で計測された。

起立動作中の大転子の軌跡およびその時系列変化を図 2 に示す。ここでは、前後方向における原点を各被験者の足首の位置とした。若年者と高齢者ともに、まず臀部を前方向に移動させ、そのあとに上方向に立ち上がっていることが分かる。若年者と比べると高齢者は座位の時点で足を引いて浅く座り、大転子がより足首に近づいたところで上方向に動いていることが分かった。前後方向において若年者に比べ高齢者は最大移動距離も小さく、移動速度も小さい結果となり、先行研究 [6] にて報告されたものと同様の結果を得た。一方で鉛直方向に関しては高齢者と若年者に大きな違いはなかった。

3. 機器の製作と検証実験の結果

得られた高齢者と若年者の大転子の軌跡から起立動作を支援するための椅子の製作を行った。臀部の運動に合わせて座面を前後方向と鉛直方向の 2 方向に動かすための機器を製作した。前後方向の移動のために椅子の両端にボールねじとモータ (Maxon Motor, RE40148867) を設置し、前後方向の移動を実現した。両端からの駆動により座面が大きくたわむことを防ぎ、力の弱いモーターでも支援することを可能とした。鉛直方向の移動のために座面の下にジップチェーンアクチュエータ (椿本チェーン ZCA35N050EL) とモーター (オリエンタルモーター BXM6200M-GFS と GFS6G20) を設置し、ZCA により座面を下から押し上げることで鉛直方向の移動を実現した。特に鉛直方向の押し上げに対して ZCA を使用することで高速かつ使用者の荷重に耐えられる

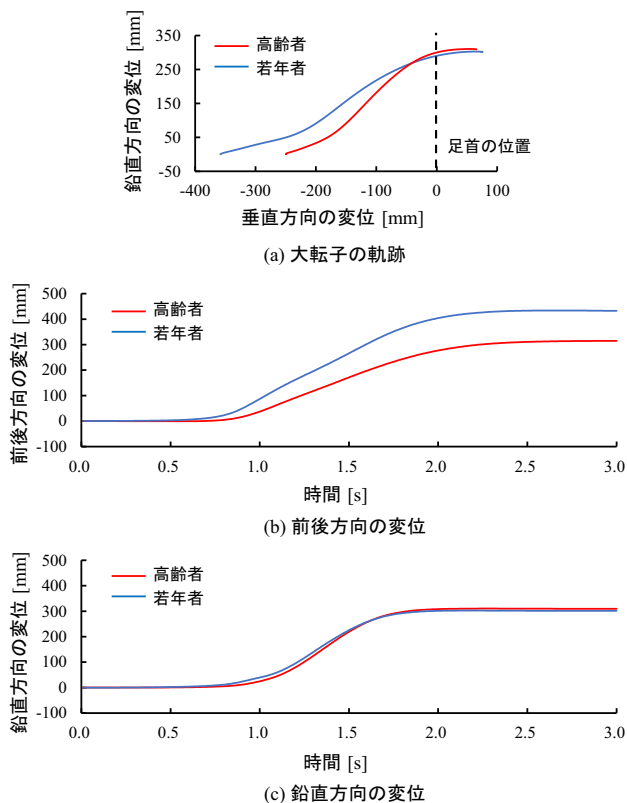


図2 足首を原点とした大転子の軌跡の結果

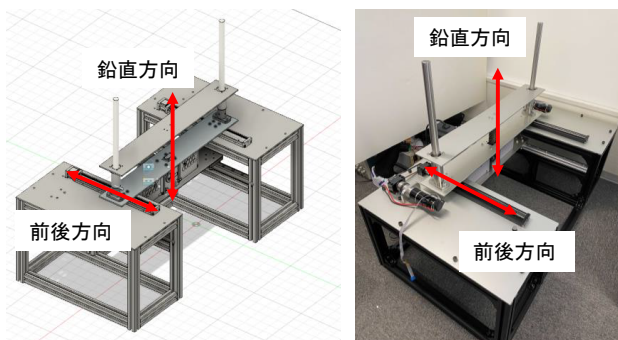


図3 製作した支援機器

駆動を可能とした。座面の両端にシャフトを配置することで鉛直方向への移動を促し、さらにジップチェーンアクチュエータに対する前後・左右方向の負荷を支えることで、鉛直方向へのスムーズな移動を実現した。実際に設計、製作した支援装置は図3に示す。この機器を用いて実際に検証実験を行った。

製作した機器の座面によって2章で求めた高齢者と若年者の大転子の軌跡が再現できるかヒトを対象とした計測実験から検証を行った。目標軌道を実現できているかを調べるため、光学式モーションキャプチャシステム (OptiTrack, V120: Trio) を使用し、座面に設置されたマーカ位置の軌跡を計測した。2章で計測された高齢者と若年者の前後方向と鉛直方向の軌跡を目標軌道に、支援機器による起立動作の再現が行えているかを検証する。高齢者と若年者の2パターンにおいて目標となる軌道を達成できたか、またその2パターンの支援動作に違いをつけることが出来たかを確認した。

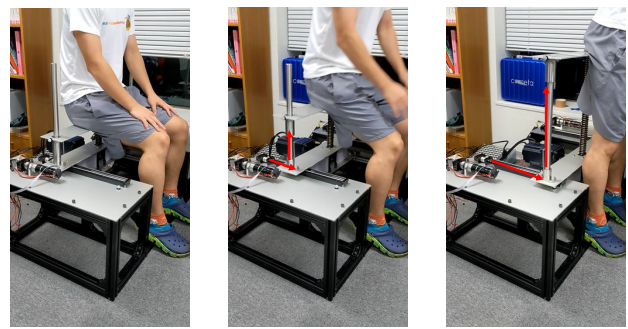


図4 支援機器の運動の様子

ここでは35歳の健康な若年者1名が開発した支援機器に座り、随意的な運動は行わないように指示し、支援機器の座面による押し上げのみで運動が再現されたか調べた。

実際に使用者が支援機器によって立ち上がっている様子を図4に示す。大転子の運動を再現した結果は図5に示す。2章で得られた結果を目標の軌道として点線で示し、実際に被験者が乗った状態で計測した支援機器の座面の軌道は実線で示している。若年者の大転子の移動の前方方向は最高距離が目標移動距離に比べ約150 mm 足りず、目標とする速度には達していなかった。鉛直方向に関しては目標の軌道をほぼ再現することができたが、立位時は支援機器の方が約50 mm 上方に移動している。

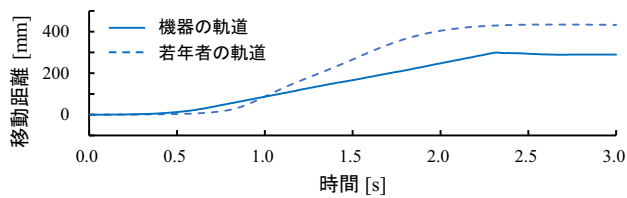
一方で高齢者の立ち上がりの動作における前方方向は最高到達距離が目標移動距離に比べ約15 mm 足りていなかったが、若年者の支援動作と比較するとより目標に近い軌道の実現ができた。鉛直方向に関しては若年者の場合と同様に立位時において約50 mm 大きく移動したが、軌道は目標と重なっており速度は目標の値を実現できている。

今後は支援機器の改良を行うことで、特に前後方向において実際のヒトの立ち上がり動作の軌道を実現していく。また本研究では使用者が能動的に動かないという条件において検証を行ったが、今後の研究においては使用者の状態を表面筋電位などから計測し、使用者の意図に合わせた動作を実現することでより能動的な運動を促す機器の開発を目指す。

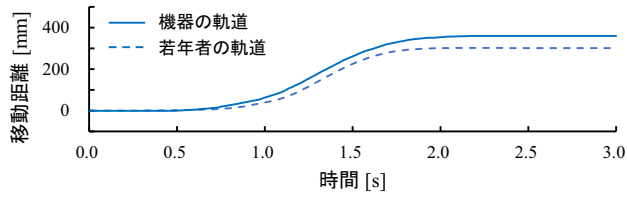
4. 結論

本研究では、高齢者の起立の支援機器を開発した。座面を前方方向と鉛直方向に移動させることで、実際のヒトの立ち上がり動作を再現する支援を試みた。高齢者と若年者の起立動作における大転子の軌跡から支援機器の目標軌道を決定し、支援機器による再現を行った。前後方向の動きに関しては十分に再現できていなかったものの、ジップチェーンアクチュエータを新たに用いることで鉛直方向に対しては目標に近い能動的な運動が再現できていた。今後は使用者の状態に合わせた支援機器の制御方法の開発に取り組む。

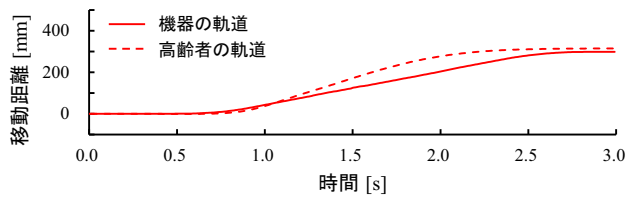
謝 辞 本研究の一部は理化学研究所との共同研究、理研-九大科学技術ハブ共同研究プログラムおよびJSPS科研費 JP21H04894 の支援を受けて実施された。



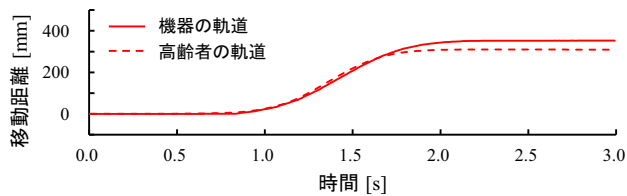
(a) 支援機器と若年者の前後方向の比較



(b) 支援機器と若年者の鉛直方向の比較



(c) 支援機器と高齢者の前後方向の比較



(d) 支援機器と高齢者の鉛直方向の比較

図5 大転子の軌道の再現結果

- [6] M.A. Hughes et al., “Chair Rise Strategies in the Elderly”, *Clinical Biomechanics*, vol. 9, no. 3, pp. 187-192, 1994.

参 考 文 献

- [1] 総務省統計局-高齢者の人口 (最終閲覧日:2021年7月18日) <https://www.stat.go.jp/data/topics/topi1261.html>
- [2] D. Chugo, K. Kawabata, H. Okamoto, H. Kaetsu, H. Asama, N. Miyake and K. Kosuge, “Force assistance system for standing up motion”, *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 34, no. 2, pp. 128–134, 2007.
- [3] A. Fattah, S.K. Agrawal, G. Caltim, and J. Hamnett, “Design of a Passive Gravity-Balanced Assistive Device for Sit-to-Stand Tasks”. *Journal of Mechanical Design*, Transactions of the ASME, Vol. 128, pp. 1122–1129, 2006.
- [4] M. Schenkman, R. A. Berger, P. O. Riley, R. W. Mann, and W. A. Hodge, “Whole-body movements during rising to standing from sitting”, *Physical Therapy*, vol. 70, pp. 638-648, 1990.
- [5] Q. An, Y. Ishikawa, S. Aoi, T. Funato, H. Oka, H. Yamakawa, A. Yamashita, and H. Asama, “Analysis of muscle synergy contribution on human standing-up motion using human neuro-musculoskeletal model”, *Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2015)*, pp. 5885-5890, 2015.