

歩行支援機による立ち上がり支援方法の開発

Development of standing-up assistance method with a walking-support robot

システム工学群

知能ロボティクス研究室 1180120 西垣 尚也

1. 緒言

先行研究では、下肢障がい者の歩行支援を目的とした歩行支援機を開発している。本研究では、歩行支援機に備わっている手すりを使用して、要支援者の立ち上がり支援方法を開発する。そこで、歩行支援機を用いて、人による立ち上がり支援と同じような支援動作を実現するために、人による立ち上がり支援動作を計測し解析する。得られる人の支援動作の特徴にもとづいて歩行支援機の支援法を開発して歩行支援機による立ち上がり支援実験を行う。最後に歩行支援機の動きによる立ち上がり支援方法を定量的に評価する。

2. 立ち上がり支援効果の検証手法

2.1 支援者による立ち上がり支援動作の特徴抽出

歩行支援機の立ち上がり支援動作を人による立ち上がり支援と同じような支援動作にしたいため、まず人による立ち上がり支援動作の特徴を抽出する。実験動作は、被験者が立ち上がり支援のある場合とない場合の2種類の立ち上がりとする。実験タスクを図1に示し、支援者の支援がない場合の実験風景を図2に示す。



Fig.1 Experimental task

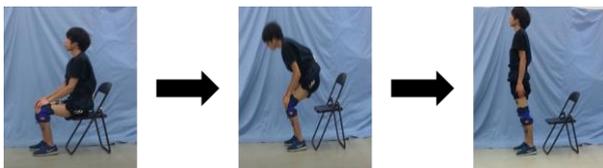


Fig.2 Experimental Indescape

被験者は健康な20代男性2名と健康な20代女性1名とし、実験動作を3回ずつ行った。この際、被験者の足筋電位を計測し筋肉の使用度合を解析し実験条件によって比較する。同時に被験者の立ち上がり動作により上半身の加速度情報を計測した。

2.2 歩行支援機による立ち上がり支援効果の検証

実験動作は被験者が歩行支援機の立ち上がり支援がある場合とない場合の2種類の立ち上がりとする。左右の大腿直筋、前脛骨筋と腰部の加速度を計測し、支援がない場合の立ち上がり動作で得られた各データと比較することで歩行支援機による支援効果の検証を行う。実験タスクと被験者は2.1と同様とする。

3. 立ち上がり支援動作の実験結果

3.1 支援者による立ち上がり動作の特徴抽出結果

各実験動作を上下方向加速度と前後方向加速度で比較したグラフを図3、図4に示す。このとき、慣性センサの軸方

向は上下方向をX軸、前後方向をZ軸とした。

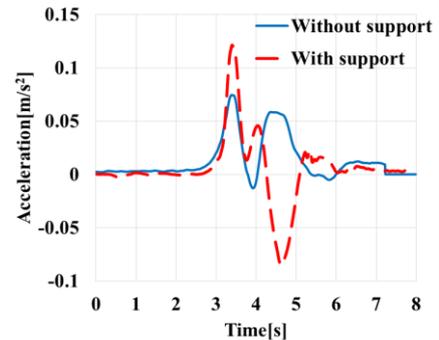


Fig.3 Acceleration in the X-axis direction

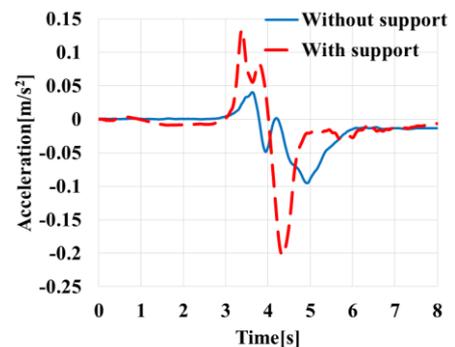


Fig.4 Acceleration in the Z-axis direction

図3と図4のグラフから、支援者による立ち上がり支援がある場合では支援がない場合に比べて腰部の上方向と前方向への加速度が高くなっていることが分かる。また、実験で計測した各筋肉の使用度合である%EMGを図5に示し、%EMGの最大値である%MVCを表1に示す。

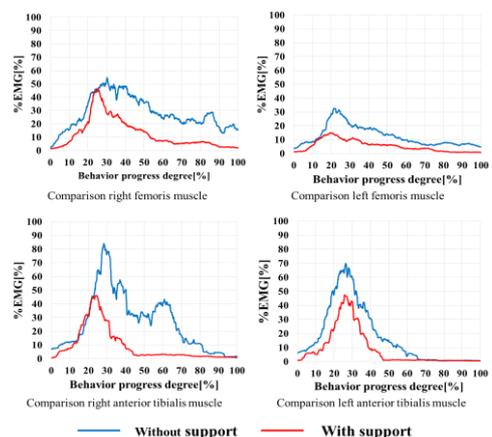


Fig.5 Comparison of %EMG values

Table1 Comparison of %MVC values

	Without support	With support
Right femoris muscle	54.76[%]	46.46[%]
Left femoris muscle	32.60[%]	15.04[%]
Right anterior tibialis muscle	84.04[%]	46.06[%]
Left anterior tibialis muscle	69.92[%]	47.51[%]

図5の縦軸は筋肉が最大出力の割合を発揮できているかを示しており、横軸は実験動作の進行度合いを0~100%で示している。実験動作で%MVCを比較した結果、支援者による立ち上がり支援がある場合では各筋肉の筋出力値はより少ないことが分かる。これらのことから、支援者の支援がある場合の立ち上がり動作は、前方向と上方向への力が加わったことが分かる。

3.2 歩行支援機による立ち上がり支援効果の検証

支援がない場合と歩行支援機による立ち上がり支援がある場合の立ち上がり動作で得られた加速度を比較したグラフを図6、図7に示す。

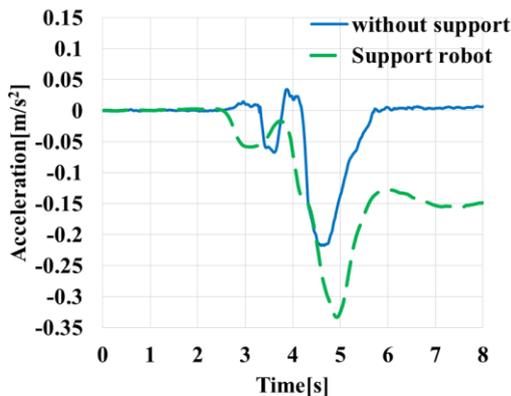


Fig.6 Acceleration in the X-axis direction

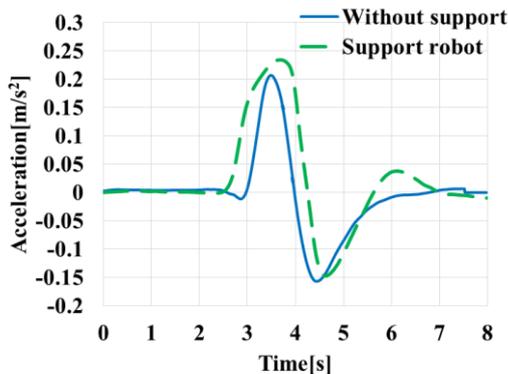


Fig.7 Acceleration in the Z-axis direction

図6から支援機の支援がある場合の上方向への加速度は低くなっていることが分かる。また、図7から支援機の支援がある場合の方が前方向への加速度が高くなっていることが分かる。これらのことから、歩行支援機で立ち上がり支援を行った結果、歩行支援機が前に動いたことで前方向への加速度は高くなったが、前傾姿勢の状態のまま立ち上がったため上方向への加速度は低くなったと考える。

実験動作時に得られた各筋肉の%EMGを比較したグラフを図8に示し、%MVCを比較したものを表2に示す。

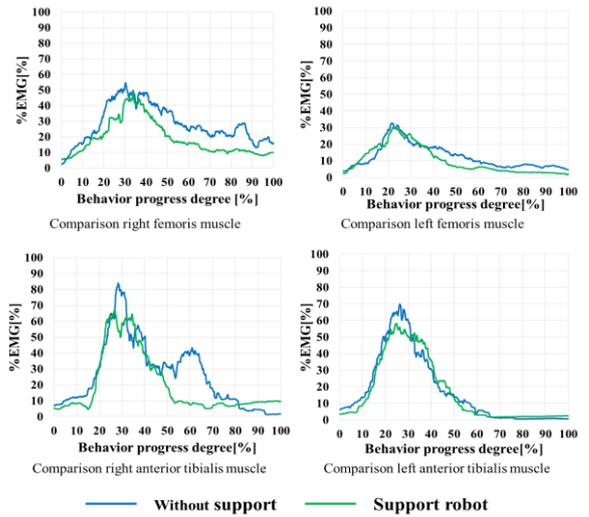


Fig.8 Comparison of %EMG values

Table2 Comparison of %MVC values

	Without support	Support robot
Right femoris muscle	54.76 [%]	48.48[%]
Left femoris muscle	32.60[%]	29.77[%]
Right anterior tibialis muscle	84.04[%]	66.21[%]
Left anterior tibialis muscle	69.92[%]	58.25[%]

図8から右の筋肉の%EMGは低くなっているが左の筋肉の%EMGはそれ程変化が見られないことが分かる。これは歩行支援機を前方向に移動させ前傾動作の補助をしたため、筋肉の使用度合には直接関係しなかったと考える。

4. 結言

支援者による立ち上がり支援を受けた被験者の腰部の加速度情報と筋電計情報から特徴を抽出した。その結果、支援者の支援があることで被験者の筋出力値が低下したことから、立ち上がる際の加速度を速くすることが重要であると分かった。このことから、歩行支援機で被験者を前方向に引っ張る支援動作と設定した。開発した立ち上がり支援方法の効果を検証した結果、計測された加速度は前方向に高くなった。筋電については右側の筋力は減少したが左側の筋力に大きな変化が見られなかった。これは歩行支援機を前方向に移動させて前傾動作の補助をしたため筋肉の使用度合にはあまり関係しなかったと考える。今後の展開として、歩行支援機で上方向加速度の補助をして支援効果の検証を行う。

謝辞

本講演会は、科研 15H03951、カシオ科学振興財団の補助により開催いたします。

文献

- (1) Y. Wang, S. Wang, R. Tan, Y. Jiang, K. Ishida and M. G. Fujie, Motion Control for an Intelligent Walking Support Machine, ICIC Express Letters, Vol.6, No.1, pp.145-149, 2012.
- (2) Aldo O. Perotto: 筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹 第3版, 西村書店, pp140-176, 2007
- (3) Helen J. Hislop, Dale Avers, Marybeth Brown: 新・徒手筋力検査法 原著第9版, 協同医書出版社, pp250-254, 2015