座面駆動型起立支援装置における座面速度に対する支援効果の評価

○友田 千尋（大阪工業大学ロボティクス&デザイン工学部）

井上 剛（大阪工業大学ロボティクス&デザイン工学部）

Evaluation of the support effect on the seat drive speed for sit-to-stand assist system

Chihiro TOMODA (Osaka Institute of Technology, Faculty of Robotics and Design)

Tsuyoshi INOUE (Osaka Institute of Technology, Faculty of Robotics and Design)

1. はじめに

起立動作は生活の中で幾度と無く行われる動作であるが、高齢化に伴い起立時に膝に痛みを伴うことや、下肢の筋力低下により起立時体が困難になることがあるため、最も支援を必要とする動作の一つである。これまでも様々な起立動作支援装置が提案されている^{1) 2)}、これらの従来装置は自分一人で起立が困難な支援者に対する装置である。この起立動作を完全に支援する装置をまだ十分に一人で起立が行えるユーザが利用すると、筋力低下を促進することになってしまう。

そこで本研究では、完全に支援するのではなく、ユーザの起立動作に合わせて適度な支援を行い、ユーザの筋力発揮量が制御可能な支援装置の実現を目指している。ユーザの起立動作に合わせた自然な支援を行うには、ユーザの臀部が椅子から離れる（離座）前に起立動作を予測し、適切なタイミングで支援を開始する必要がある。そこで本稿では、体幹前傾動作と下肢筋活動の計測結果に基づいて起立動作の開始を予測して駆動する起立動作支援装置を試作した。本稿では本支援装置の駆動速度による支援効果の違いについて評価した結果について述べる。

2. 起立動作支援装置の試作

2.1 筋活動と体幹角を用いた起立動作予測

起立動作では、離座の前に重心を前に移動させるために、体幹前傾運動が行われる。従って、体幹角度を計測して前傾運動を捉えることで離座の前に起立動作を予測することも可能であると考えられる。しかしながら、体幹前傾運動は日常生活において起立動作以外にも行われるため、体幹角のみを用いた予測手法では起立動作以外を起立動作であると予測（誤予測）してしまう。そこで本研究では、体幹前傾運動の際の体幹角度の変化に加え、その際に生じる下肢筋の活動の関係に基づく起立動作の予測手法を用いる³⁾。

2.2 起立動作支援装置の試作

前節で述べた起立動作予測手法を用いてPCから制御可能な起立動作支援装置を試作した。試作した起立動作支援装置の写真を図1に示す。本支援装置はモータで稼動する座面を有し、この座面を椅子の座面に配置する。制御用PCにより装置の座面を稼動し、臀部を持ち上げることでユーザの起立動作を支援する。

図1 試作した起立動作支援装置

3. 起立動作時の計測実験

3.1 通常起立動作時の計測実験

実験協力者は20代の男性2人（PIN1及びPIN2として管理）であり、研究目的及び実験内容について十分説明を行い、同意を得た上で実験に参加してもらった。実験協力者は起立支援動作駆動のため、体幹角度を計測するモーションセンサ IMU-Z2（ZMP社製）及び内側広筋の筋活動を計測するワイヤレス筋電センサ（Delsys製 Trigno）をそれぞれ腰と右下肢に装着した。また、支援装置の制御方法による下肢筋活動の違いを計測するため、生体信号記録システム Livo（トヨタテクニカルディベロップメント製）を装着して左下肢の筋電位及び膝角度（水平面に対する大腿角度）を計測した。筋電位の計測は前脛骨筋、内側広筋、腓腹筋について行った。なお、計測時のサンプリング周波数はモーションセンサが100Hzであり、それ以外は1kHzである。

実験では、まず支援を行わない起立動作（以後通常起立動作と記述）について 20 回の計測を行った。続いて通常起立の膝の平均角速度を算出し、その 1 倍、1.5 倍、2 倍の速度で起立動作の座面を駆動させた際の起立動作について計測を行った。なお、座面の最終角度は約 64deg である。本実験のデータ収集は大阪工業大学ライフサイエンス実験倫理委員会の承認を経て実施した（承認番号 2019-4）。

3.2 実験結果及び考察

通常起立時と 2 倍の速度で座面を駆動させた際の起立動作時の膝角度、筋電位及び筋活動の計測結果の一例を図 2 に示す。ここで、筋活動は全波整流した筋電位信号に対してカットオフ周波数 4.8Hz、2 次の LPF 処理を行いフィルタ処理による減衰量補正として 3 倍したものをを用いた。図 2 より、支援を行うことで筋活動が低下しており、より少ない負荷で起立動作が行えていることがわかる。

起立動作における筋活動量を比較するため、膝角度が変化し始めてからその変化が一定値以下になるまでの区間を評価区間とした筋活動の積分値を筋活動量として算出した。表 1 に通常起立動作に対する各支援速度での起立動作の筋活動量の減少率を示す。減少率は評価区間の前半と後半で算出した結果を示す。

表 1 より、両実験協力者ともに前半では支援速度が速くなるほど減少率は大きくなっており、速度に応じて支援効果が大きくなっていることが確認された。本結果から支援速度を変更することでユーザの起立時の筋活動量が制御できることが示唆された。これにより、動作の支援をしつつ、筋力の低下を極力減らす個人にあった支援制御を行うことが可能であることが示唆された。

図2 計測結果の一例

表1 各支援速度における筋活動量減少率

支援速度	PIN1[%]		PIN2[%]	
	前半	後半	前半	後半
1倍	28.5	8.0	41.0	0.9
1.5倍	40.7	-12.6	48.2	-4.0
2倍	42.7	-79.8	50.6	-22.0

一方、後半では支援速度が大きくなるほど減少率が負に大きくなっており、通常起立より多くの筋活動が生じていることがわかる。これは、支援速度が大きくなるとより強い力で前方への力が加わり、実験協力者は姿勢を崩さないために筋を活動させたと考えられる。今後はこのような支援後に起立姿勢を維持するための余分な筋活動が発揮されない装置の制御方法について検討していく予定である。

5. おわりに

本稿では下肢筋電位の計測結果に基づき支援を開始する起立動作支援装置において、支援速度を変更した際の支援効果について評価を行った。2人の実験協力者に対して支援装置の座面速度を変化させた際の内側広筋の筋活動減少率を求めたところ、前半では支援速度が大きいほど筋活動の減少率が大きくなることが確認された。このことから、速度を変化させることで支援度合いの変化が可能であると考えられる。

一方、支援速度を大きくすると前方への力が大きくなり、姿勢を維持するための筋活動が発揮なることもわかった。今後は支援効果と起立後の姿勢安定を両立する支援装置の制御方法を検討するとともに、起立動作を繰り返すたびに個人に最適な制御を行う装置へと改良していく予定である。

参考文献

- 1) 安藤 健他：“電動ベッドに後付け可能な起立支援機器の提案”，日本機械学会論文集 C 編, Vol. 78, No. 785, pp. 151-162, 2012.
- 2) 津坂 優子他：“理学療法士のスキルを活かした自立支援型起立アシストロボットの開発”，日本機械学会論文集, Vol. 83, No. 852, pp. 17-00058, 2017.
- 3) 嘉藤 佑亮他：“体幹前傾角と下肢筋電位を用いた起立動作意図の推定”，第43回知能システムシンポジウム資料, A2/3, 2016.