

無動力による高齢者用歩行アシスト機器の研究開発

○大浦弘毅*, 高田一**, 松浦慶総**

(*横浜国立大学大学院 工学府, **横浜国立大学大学院 工学研究院)

Research and development for the elderly walking assist device with non-powered

Hiroki Oura*, Hajime Takada**, Yoshifusa Matsuura**

(*Graduate School of Engineering, Yokohama National University,

**Faculty of Engineering, Yokohama National University)

1. はじめに

高齢化問題に対して様々な介助用ロボットなどが研究開発されているが、現場では導入に踏み切れていないのが現状である。高齢者は本来なら自分で何でも行動したいと考えており、それを支援するロボットがあれば、年を老いても自分の力で移動することができ、寝たきりや閉じこもりの防止に有効であると考えられる。また、高齢者が施設に頼らずに自立して生活することは重要であり、それは同時に高齢者自身の QOL の増加にもつながると考える。そこで本研究では、自立した生活に欠かせない最も基本的な動作の一つである「歩行」に注目し、介護予防を目的として、筋力の衰えや関節可動域の減少に伴う歩行能力の低下改善に向けた支援機器の開発を行った。本稿では開発したアシスト機器を装着することによって歩行能力にどのような影響が生じるのかその結果を報告する。また筋電計を用いることにより脚部に働く筋力の変化について考察する。

2. アシスト機器

機器の立案・開発を行う前に歩行の挙動解析を行った。その結果から股関節をアシストする機構であれば振り出しが支援できるため歩行能力が向上すると考えた。開発した歩行アシスト機器を図 1 に示す。主に脚の動きを追従するリンク部とぜんまいばねで構成されており、立脚期によって蓄えられた弾性エネルギーを遊脚期に発散させることで脚の振り出しを支援する下腿部専用の装具である。モータや制御機能を搭載していないため、簡易な機構である且つ装着しやすく維持コストも少ないことが特徴であり、歯車によるギヤ比やかみ合わせを変化させることでトルク量を調整することができる。



図 1. アシスト機器

3. 実験方法

本研究では、アシスト機器がまだ開発段階であるため、実験は若年者で行った。通常時の歩行とアシスト機器を装着した時とでそれぞれ歩行を 3 回ずつ行ってもらい、重心位置と脚の股関節・膝関節位置および角度を計測、速度や加速度を算出した。アシスト機器ではリンクの初期角度を鉛直方向から 30° 前方に設定し、実験を行った。

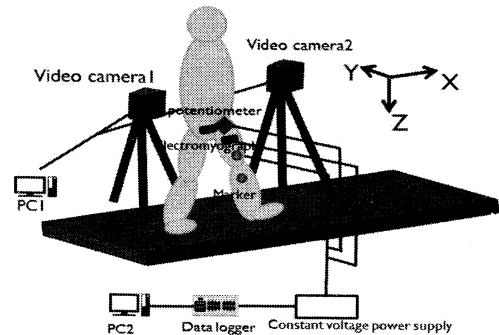


図 2. 実験装置概要図

実験装置の概要図を図 2 に示す。

3.1 重心の移動

ロードセルを、木板下の四隅に配置して作成した床反力計 (1m×2) にて荷重を測定したのち、それを重心計算することによって得る。定常歩行を測定するため、床反力計の前に計測機器のついていない木板を用意し助走区間とした。

3.2 関節部の測定

股関節挙動はポテンショメータを大転子部に取り付け、角度を算出した。膝関節挙動は大転子部と膝部と脛部の 3 点にマーカを取り付け、ビデオカメラによって撮影した画像を動作解析ソフトで解析した。

3.3 筋電計

筋電計は股関節および膝関節の屈曲、伸展運動を主に構成する大殿筋、大腿直筋、大腿二頭筋、縫工筋の計 4 箇所に取り付けた。得られたデータは、積分筋電図 (iEMG) ²⁾ で解析を行い、立脚期と遊脚期に働く筋力の最大値をそれぞれ比較することで考察した。なお、

デオカメラのフレームレートを 30fps, ポテンシオメータ, 筋電計, 床反力計のサンプリング周波数を 1kHz として測定した.

4. 実験結果

4.1 関節角速度

歩行アシスト機器は股関節の振り出しを大きくすることが目的である. そのため, ポテンシオメータおよびマーカにより得られた股関節, 膝関節の角速度の応答に注目した. 角速度は角度を時間によって微分している. 図 3 は歩行中記録した時系列の角速度の結果から, 伸展運動と屈曲運動の最大値を算出し, 通常時とアシスト機器着用時でそれぞれ比較した図である.

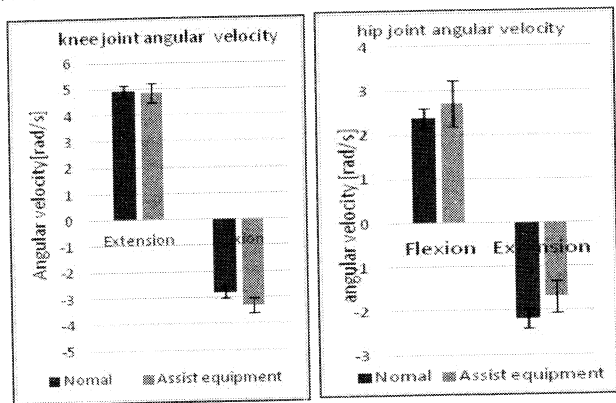


図 3. 各関節の角速度の最大値

図 3 から膝関節では通常時とアシスト機器装着時で差が見られなかったため, 股関節にのみ注目した. 脚の踏み込みから蹴上げまでに当たる伸展運動では, ぜんまいばねの弾性力が負荷となってしまう, 通常歩行時よりも角速度が約 10%減少している. しかし, 脚の蹴上げから振り出しに当たる屈曲運動では, ぜんまいばねの弾性エネルギーによって角速度が約 11%増加している. これは発散したぜんまいばねの弾性力がトルクに変換され, リンクを返して脚の振り上げに伝達しているためであると考え. 次に伸展と屈曲それぞれの運動において各関節に働く脚部の筋力にどのような応答が生じるのか調査した.

4.2 筋電図

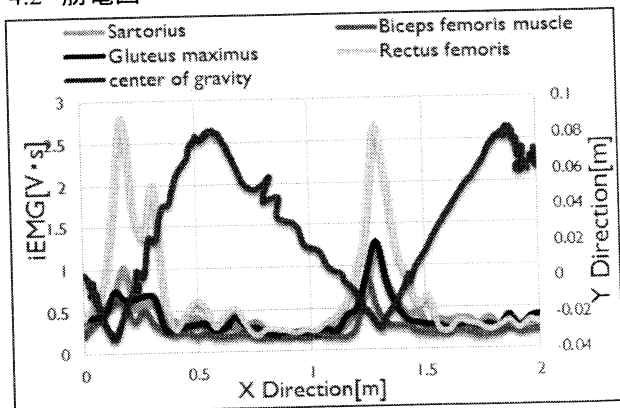


図 4. 歩行中の重心移動と積分筋電図の変化

図 4 はアシスト機器装着時における重心位置の移動と積分筋電図で解析した筋力変化を示す. なお, 積分筋電図における積分時間は 0.05s 毎とした. 重心移動は右足, 左足の順で計 4 歩の歩行を表している. 図 4 から遊脚期では筋力変化に差がなかったため, 立脚期における筋力変化のみで考察する. 図 4 の結果をもとに, 通常時とアシスト機器装着時の立脚期における筋力の積分筋電図の最大値をそれぞれの筋肉にわけてまとめた図を以下に示す.

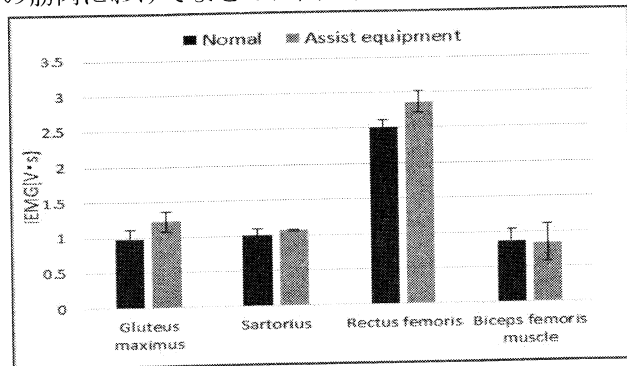


図 5. 各筋における積分筋電図の最大値

図 3 では, アシスト機器によって遊脚期の角速度が増加していることから, ぜんまいばねの弾性エネルギーがトルクに変換され, リンクを通して脚の振り上げを支援していることがわかった. この結果を受け, 図 5 を見てみると僅かな部分もあるが, 全体的に通常歩行時よりも脚力を使っていることがわかる. 特に膝関節の伸展運動で著しく働く, 大腿直筋に大きな変化が見られた. これは角速度の考察と同様, 立脚期において, ぜんまいばねの弾性力が抵抗となっているためであり, 角速度が減少していることから, 立脚期にトルク量を増加させるための力が働いたと考える. 以上の結果から, 本研究で用いた歩行アシスト機器は遊脚期で歩行能力が向上する半面, 立脚期で力を使うため, 股関節及び膝関節周辺の筋力が鍛えられる機構になっている. このため, 介護予防用の機器として期待が見込める.

5. 参考文献

- 1) 足立渚;「歩行における転倒挙動検知に関する研究」, 日本機械学会関東支部第 19 期総会講演会論文集, 頁 575-576, 2013
 - 2) 木塚朝博;「表面筋電図」, バイオメカニズム学会 P.44, 2006
- [連絡先]
大浦弘毅
横浜国立大学大学院工学府
〒240-0067 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台 79-1
e-mail : oura-hiroki-dn@ynu.ac.jp