《様式Ｂ》

研究テーマ			
「体幹部制御を特徴とする免荷機能付き歩行リハビリテーション装置の研究」			
研究責任者	所属機関名	豊橋創造大学	
	官職又は役職	助教	
	氏　　名	彦坂 潤	メールアドレス　j-hikosaka@sozo.ac.jp
共同研究者	所属機関名	長岡技術科学大学大学院	
	官職又は役職	教授	
	氏　　名	三好 孝典	

（令和２年度募集）第３３回 助成研究 完了報告書

上記様式記載後

１．実施内容および成果ならびに今後予想される効果の概要

本研究の目的は、身体重心が存在する体幹部の位置および運動を制御するとともに、片脚ごとに荷重量を調節しながら歩行練習が可能な免荷機能付き歩行訓練装置を開発することである。

歩行訓練装置に必要な機能や適切な歩行介助方法を明らかにするために、ソフトウェア上でシミュレーションを実施した。三次元動作解析装置 VICON MX を用いて、シミュレーションにおいて使用する動作を計測し、マーカー座標と各関節角度を取得した。計測動作はトレッドミル上での歩行動作（0.4km/h）とした。その後、筋骨格モデリング・シミュレーション AnyBody Modeling System を使用し、上記で計測したトレッドミル上歩行動作における床反力、脊柱および下肢の関節反力、関節モーメントを推定した。また、最適化計算により同部位における筋張力を算出した。牽引方法を従来の装置で採用されている歩行アシスト方法と今回提案する歩行アシスト方法の 2 条件としてシミュレーションを実施した。

体幹の姿勢保持に関する筋群において、従来の装置で採用されている歩行アシスト方法と比較して、今回提案する歩行アシスト方法ではより通常歩行に近い筋活動を実現しながら歩行訓練を行える可能性が示唆された。また、立脚側股関節の負荷を減少させるとともに、遊脚側の側腹筋群の活動を促すことで骨盤の安定性が向上し、立脚側への重心移動を適切に誘導できることが推察された。加えて、遊脚下肢の振り出しが容易となることで、重心移動および下肢の振り出しに関与する筋群の

負担を軽減した状態で歩行訓練を行えると考えられた。

シミュレーションによって明らかになった内容を踏まえ、健常者を対象に実験を行うために機構の設計・製作を行った。本装置では体幹部に装着したハーネスの両肩部を上方へ、腹側部を側方へワイヤで牽引する方法を採用した。また、ワイヤの牽引力を全て独立とするとともに、両肩部へ接続されたワイヤを左右に移動するパーツへ繋げることで、トレッドミル歩行時に体幹部を装置側で制御・誘導することが可能である。また、対象者の歩行リズムに合わせてそれぞれのワイヤの牽引力を調整することで、左右片脚ずつ異なる荷重量で歩行訓練を行うことが可能である。

今後は対象者の歩行動作に合わせて適切な歩行アシストを行うための外力を作用させるシステムの構築を目指す。

２．実施内容および成果の説明

はじめに

　重度の歩行障害を有する患者において、バランスの良い実用的な歩行を獲得させるためには、ハーネスを用いて体重を免荷した状態での歩行練習（Body Weight Supported Treadmill Training：BWSTT）が有用である。従来から、BWSTT についての研究は盛んに行われており、多くの機器が実用化されている。しかし、従来の装置は共通して固定された位置から体幹を吊り上げる免荷方法を採用しており、体幹部の移動を制御・誘導する機能は有していない。重心移動や姿勢調節が困難となるパーキンソン病患者や、左右の脚で支える力が異なる脳卒中患者等において、歩行練習中に重心移動を誘導・制御することは歩行能力の向上に繋がる重要な要素であると考えられる。

　加えて、重度の歩行障害を有する患者では左右の脚で支える力が異なる場合があり、左右の脚それぞれにおいて限界を超えない範囲で最大の負荷を加えることで効率的な歩行練習が可能となると考えられる。しかし、実用化されている従来の装置は片脚ごとに荷重量を調整することができない。そこで、本研究では身体重心が存在する体幹部の位置および運動を制御するとともに、片脚ごとに荷重量を調節しながら歩行練習が可能な免荷機能付き歩行訓練装置の開発を目的とした。

ソフトウェア上での歩行アシストシミュレーション

　身体重心が存在する体幹部の運動制御の違いが歩行中のキネティクスや筋活動へ与える影響について検討し、開発する歩行訓練装置に必要な機能や適切な歩行介助方法を明らかにし、我々が提案する歩行アシスト方法の有効性を確認するために、ソフトウェア上でシミュレーションを実施した。

　まず、三次元動作解析装置 VICON MX（VICON MOTION SYSTEMS 社製）を用いて、シミュレーションにおいて使用する動作を計測し、マーカー座標と各関節角度を取得した。反射マーカーは全身の動作計測に多く用いられる Plug-in Gait マーカーセットに基づいて貼付した。計測動作はトレッドミル上での歩行動作（0.4km/h）とした。その後、筋骨格モデリング・シミュレーション AnyBody Modeling System（AnyBody Technology 社製）を使用し、上記で計測したトレッドミル上歩行動作における床反力、脊柱および下肢の関節反力、関節モーメントを推定した。また、最適化計算により同部位における筋張力を算出した。

　牽引方法を以下の 2 条件としてシミュレーションを実施した。なお、両条件ともに左右の肩マーカーへ外力を作用させ、その外力の大きさをそれぞれ体重の 1/4（15.9kgf）とした。

A. Fix 条件（従来の装置にて採用されている歩行アシスト方法）

絶対座標系において 2 つの固定点を設け、左右の肩マーカーに対して固定点へ向けて外力を作用させながら歩行をした（図 1 左）。2 つの固定点の座標は以下の通りとした。

｛X, Y, Z｝＝｛-0.17, 0.35, 2.0｝、｛0.17, 0.35, 2.0｝

B. LF（Lateral Force）条件（今回提案する歩行アシスト方法）

左右の肩マーカーに対して常に鉛直上側（Z 軸プラス方向）へ向けて外力を作用させながら歩行をした。加えて、重心移動に伴って体幹部から側方へ向けて外力を作用させた（図 1 右）。側方への外力の作用点は上半身質量中心の高さとし、第 8 胸椎の高さ [鈴木ら,2010] とした。外力の大きさは、重心位置の左右方向への移動に伴い増加させ、重心移動と同側へ作用させた。

$$y = k \cdot x$$

ここで、y は側方への外力の大きさ[N]、x は重心位置の x 座標[m]である。ただし、x、y ともに左側を正とする。今回は k = 750 に設定してシミュレーションを実施した。

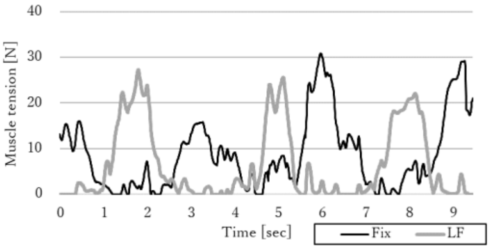
Fix 条件

LF 条件

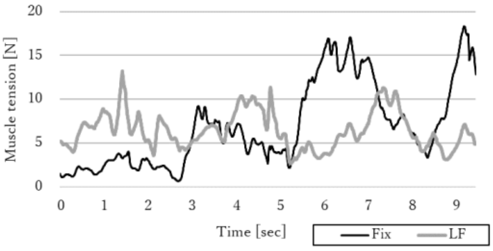
図 1　AnyBody における歩行アシストシミュレーション

体幹筋群

内腹斜筋、腰方形筋の全条件において歩行周期に伴った筋活動を認めた（図 2）。ただし、Fix 条件では立脚側において、LF 条件では遊脚側において大きな筋活動を認めた。LF 条件において認めた遊脚側の筋活動は、股関節外転筋群とともに前額面における骨盤の良好な姿勢保持に貢献することが考えられた。反対に、Fix 条件では上記筋群の遊脚側における活動が減少することで前額面における骨盤の安定性が低下し、立脚側への重心移動が行いづらくなることが示唆された。



内腹斜筋

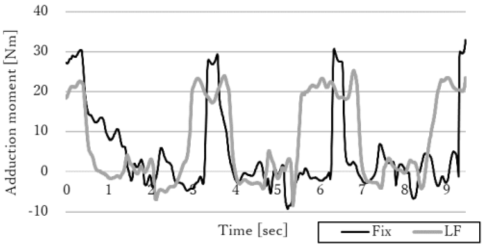


腰方形筋

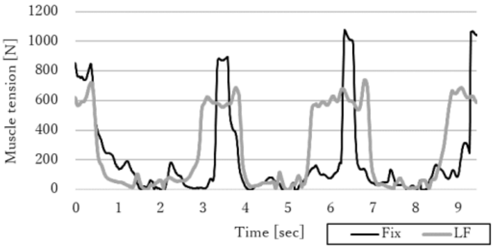
図 2　体幹筋群の筋張力

股関節内転モーメントおよび股関節外転筋群

立脚側に生じる股関節内転モーメントにおいて、Fix 条件と比較して LF 条件で小さい傾向を認めた（図 3 左）。LF 条件では体幹部を立脚側へ倒す方向へ作用することで股関節内転モーメントが小さくなったと考えられた。また、股関節外転筋群においても、Fix 条件と比較して LF 条件でピーク値が小さかった（図 3 右）。LF 条件の方が前額面における股関節への負荷が少ない状態で歩行訓練が行え、立脚側への重心移動が容易になると考えられた。



股関節外転モーメント

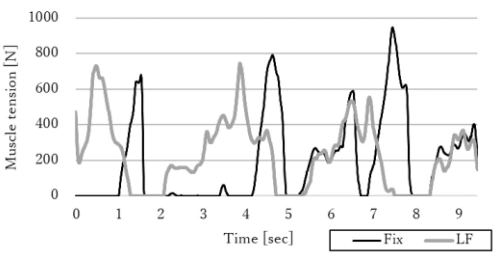


股関節外転筋群

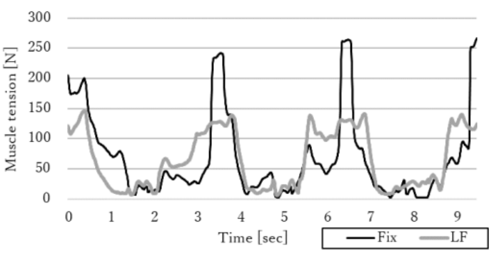
図 3　股関節内転モーメントおよび股関節外転筋群の筋張力

下肢筋群

下腿三頭筋（図 4 左）および腸腰筋（図 4 右）において、Fix 条件と比較して LF 条件では筋活動が小さい傾向を認めた。体幹部への外力が立脚側への重心移動を行いやすい方向へ作用することで遊脚下肢の振り出しが行いやすい状態となり、これらの筋活動に対する需要が減少したことが推察された。



下腿三頭筋



腸腰筋

図 4　下肢筋群の筋張力

下肢荷重量推定

LF 条件において下肢への荷重量推定について検討した。今回は膝関節反力垂直成分を下肢への荷重量とした。図 5 左上より、床反力前後成分は垂直成分と比較して非常に小さい。したがって、矢状面において床反力はほぼ鉛直方向へ生じていることがわかる。また、図 5 右上より、膝関節反力前後成分は垂直成分と比較して小さい。本シミュレーションは 0.4km/h と低速での歩行であり、歩幅も小さい。したがって、膝関節伸展位、かつ大腿部は概ね床に対して直立した状態で荷重していることがわかる。また、図 5 下より、膝関節屈曲モーメントは最大 30 [Nm]と十分に小さい。以上のことから、LF 条件、かつ低速で歩幅の小さい歩行において、床反力垂直成分から下肢荷重量の推定が可能であると考えられた。

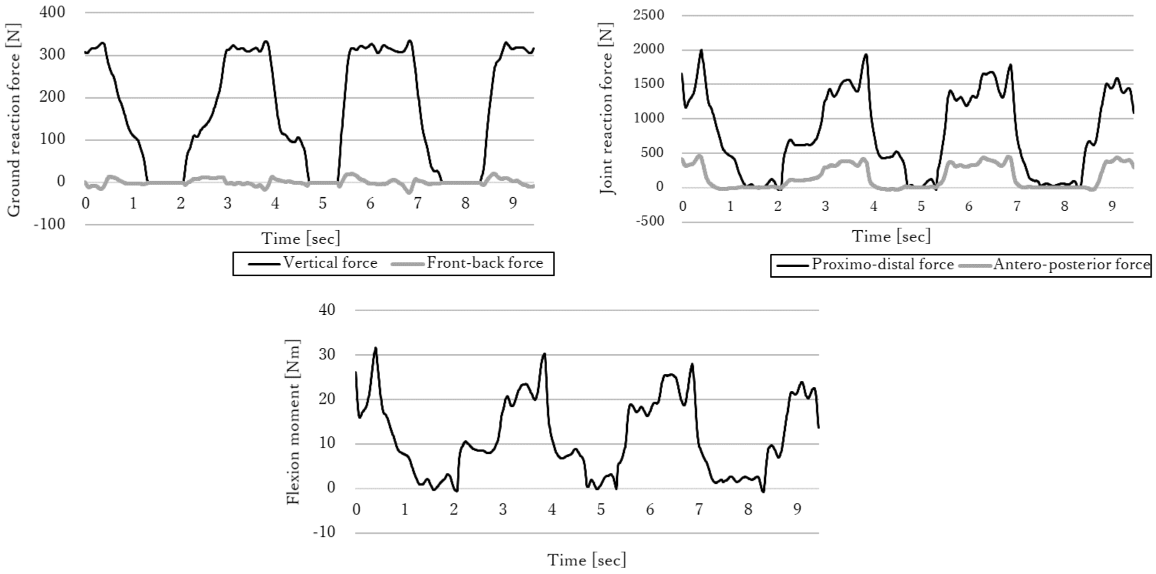


図 5　LF 条件における床反力、膝関節反力、膝関節屈曲モーメント

体幹制御装置および制御システム概要

上記シミュレーションによって装置に求められる機能や適切な歩行アシスト方法が明らかになったため、健常者を対象に実験を行うために機構の設計・製作を行った。本装置では図 6 左のように、体幹部に装着したハーネスの両肩部を上方へ、腹側部を側方へワイヤで牽引する方法を採用した。また、ワイヤの牽引力を全て独立とするとともに、両肩部へ接続されたワイヤを左右に移動するパーツへ繋げることで、トレッドミル歩行時に体幹部を装置側で制御・誘導することが可能である。また、対象者の歩行リズムに合わせてそれぞれのワイヤの牽引力を調整することで、左右片脚ずつ異なる荷重量で歩行訓練を行うことが可能である。

本開発を実現するためには、患者の歩行様式やタイミングに合わせた重心移動の制御や荷重量の調節を行うことが必要である。そこで本研究では、歩行中の身体状態をリアルタイムに推定し、同時に装置へ所定の運動を指令し、歩行アシストを実現する装置の開発を試みる。そのために、以下

の項目について検討を行う。本研究にて開発する装置の制御ブロック図を図 6 右に示す。

歩行中の身体状態を推定するために、身体運動データと床反力データから人体運動力学モデルを組み立て、身体の姿勢や下肢への荷重量などの推定をリアルタイムに行う。身体運動データは、身体の各セグメントに装着した加速度センサにより計測する。

推定された身体状態情報をもとに、歩行アシストを行うためのモータの適切な運動を決定するとともにモータを動かす指令システムを作成する。これにより、フィードバックされた身体状態に対する適切な歩行アシストのための指令が装置のモータへ伝達される。

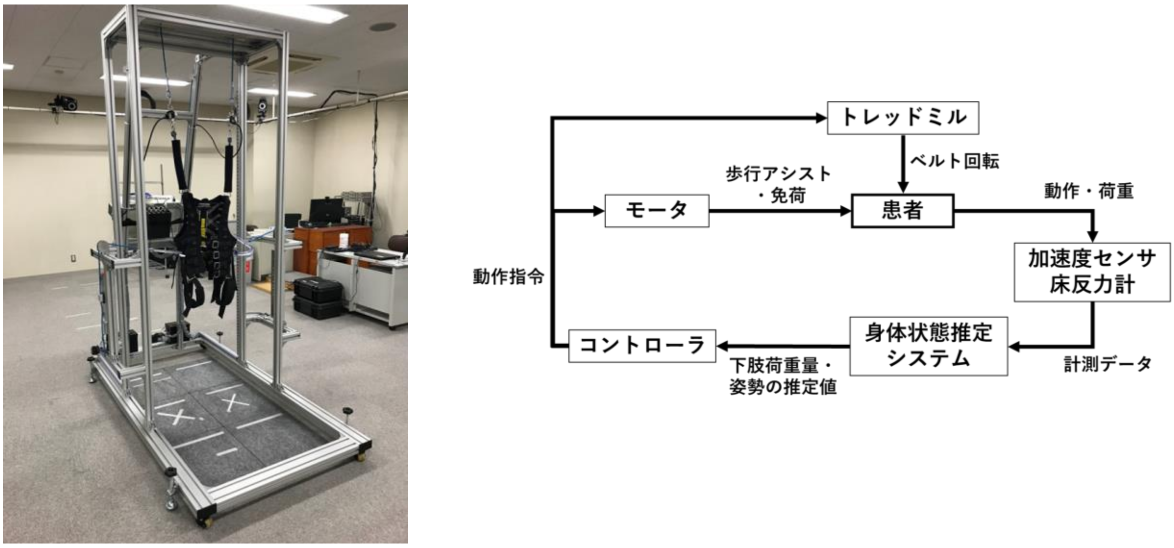


図 6　歩行訓練装置と制御ブロック図

まとめ

体幹の姿勢保持に関する筋群において、従来の装置で採用されている歩行アシスト方法と比較して、今回提案する歩行アシスト方法ではより通常歩行に近い筋活動を実現しながら歩行訓練を行える可能性が示唆された。また、立脚側股関節の負荷を減少させるとともに骨盤の安定性が向上し、立脚側への重心移動を適切に誘導できることが推察された。加えて、遊脚下肢の振り出しが容易となることで、重心移動および下肢の振り出しに関与する筋群の負担を軽減した状態で歩行訓練を行えると考えられた。今回提案する歩行アシストの条件下において、低速かつ歩幅の小さい歩行では床反力垂直成分から下肢荷重量の推定が可能であると考えられた。今後は対象者の歩行動作に合わせて適切な歩行アシストを行うための外力を作用させるシステムの構築を目指す。

成果

【研究報告】彦坂潤，三好孝典，柿原清章．体幹部制御を特徴とする免荷機能付き歩行訓練装置の開発—荷重量推定と歩行アシストのシミュレーション—．LIFE2022．2022.