

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 28 年 10 月 17 日現在

機関番号：51401

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2013～2015

課題番号：25350697

研究課題名(和文) インターフェースを考慮し機能的電気刺激を用いたロコモティブ症候群予防システム開発

研究課題名(英文) Development of a Locomotive Syndrome Prevention Device using functional electrical stimulation with interface.

研究代表者

宮脇 和人 (Miyawaki, Kazuto)

秋田工業高等専門学校・その他部局等・教授

研究者番号：00390906

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文)：ロコモティブシンドロームとは、運動器の障害によって、介護や介助が必要な状態やそのリスクが高くなっている状態を指す。主な原因は変形性関節症や骨粗鬆症などの運動器自体の疾患と、筋力の低下やバランス能力の低下などの運動器の機能不全である。ロコモティブシンドロームにより要介護になるリスクの高まった高齢者が急増している。このロコモティブシンドロームの予防には運動機能の低下を防ぐことが大事であり、運動やトレーニングは対策として有効な手段である。そこで、ロコモティブシンドロームを予防する全身運動が可能な新しいタイプの運動補助装置を開発した。この運動補助装置を利用し評価実験を行った。

研究成果の概要(英文)：Locomotive syndrome is the state in which a risk of a person needing care increases because of an impediment of the locomotive parts of the body. The main cause is functional decline of locomotive organs such as the bones, joints, and muscle. The syndrome is the main cause of the necessity of care for bedridden people. This disease is severer than the musculoskeletal ambulation disability symptom complex indicating the state entailing increased risk of a decline of balance ability and walking ability, homeboundness, and increased falling because of aging. Exercise and training are effective as preventive measures. The author developed an exercise-assisting device. Results show that the exercise-assisting device is effective for preventing Locomotive syndrome.

研究分野：福祉工学

キーワード：バイオメカニクス 動作解析 リハビリテーション

1. 研究開始当初の背景

秋田県の高齢化率は30%以上となり全国1位の高齢県である。この超高齢社会を迎えるにあたり、高齢者の自立を促すための運動支援機器の担うべき役割は大きく、さまざまな機器が開発され、使用されつつある。しかし、高齢者の生体特性データや生体適合性評価指標等の情報不足から、経験や勘に頼った非効率的、試行錯誤的な機器開発が行われており、高齢者の身体機能に合わせた操作機構までを考慮した運動支援機器が少ないのが現状である。また、高齢者の支援用機器においては、残存機能をうまく使わせ、足りない部分だけを機械が補助するパワーアシストの考え方が重要となるが、どのような補助がどのような効果を持つかという情報は知られていない。したがって、これらのことを明らかにすることにより、健常者の動作データを基本として、高齢者が不足している機能を適切にサポートする機器の開発が可能と考えられる。

本研究では、パワーリハビリ関連技術の蓄積を踏まえ、新たな技術分野である生体情報計測・解析技術を活用して、高齢者、障害者健常者の状態を姿勢・動作の側面から実験的モニタリングを技術課題と設定し、人間感覚のメカトロニクスシステムへの取込み等を図ることにより、誰にでも簡単に利用できるロコモティブ症候群予防システムの開発に取り組む。

2. 研究の目的

平成12年に介護保険法に基づき社会保険制度が施行された時点での要介護認定を受けた人数は256万人であったが、その後急速に増加し、平成27年9月時点での要介護認定を受けた人数は616万人となっている。またその中で要介護になった原因としては、脳卒中が18.5%、認知症が15.8%と高い傾向にあるが、関節疾患が10.9%、骨折・転倒が11.8%であり、約5人に1人が運動器の疾患によるものとなっている。

本研究の目的は、ロコモティブシンドロームの予防に効果がある運動補助機器の開発である。運動補助機器は、体への負担が軽く高齢者でも無理なく動かすことができること、また使用者のロコモティブシンドロームの進行に合った負荷で運動を行うことができるような機構を取り付けることも目標としている。また、屋外での移動を考慮する必要があるため車いすを車載するリフターの評価も行った。

3. 研究の方法

本研究では、新しく開発した運動補助機器、機能的電気刺激装置および車いすりフターを利用した。また、人間の動作測定には、三次元動作解析装置を用いた。

(1) 運動補助機器

図1に新しく開発した運動補助機器の3D

モデルを、図2に運動補助機器、図3に運動補助機器を使用している様子を示す。この運動補助機器は座りながら左右の手足の協調運動を行うことができる。

座席を取り付けたことで、それに座りながら運動を行うことができ、使用時に高齢者の膝や腰への負担を軽減できるようになっている。ハンドルを動かす際には、手、または足の動きに連動して、もう片方の手、または足が力を入れていなくても動くようになっており、手足を休めている間も運動ができる。座席の下には負荷機構を取り付けており、使用時にかかる負荷を容易に変更できる。両側のハンドルは一つの軸でつながっており、ハンドルと軸の接合部にはワンウェイクラッチを使用している。これにより軸は負荷がかかる方向のみに回転する。ハンドルの揺動はチェーンとスプロケットを通して後方の負荷機構へと伝えられる。

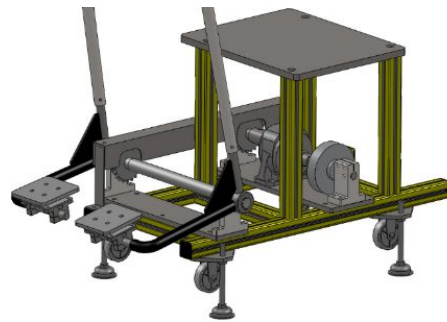


図1 運動補助機器の3Dモデル



図2 運動補助機器



図3 運動補助機器の使用例

(2) 機能的電気刺激装置

本実験で用いた機能的電気刺激装置を図4に示す。この装置はパソコンにより、立ち上がり時間などを任意に設定することができる。



図4 正弦波 FES

制御プログラムで変更可能な条件は図5に示すように、

- (a)立ち上がり時間
- (b)通電時間
- (c)休止時間
- (d)バースト回数
- (e)バースト休止回数

の(a)~(e)の条件である。本実験ではこれらの条件を電気刺激が出来る限り連続波に近い設定となるように、表1に示す設定で固定し、比べる条件は電圧と周波数のみとする。

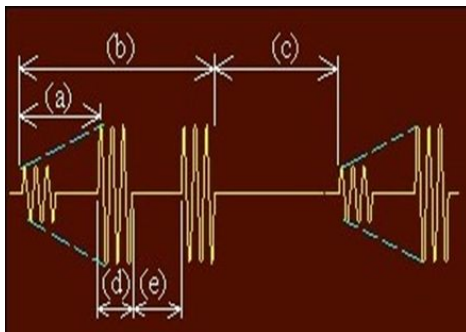


図5 機能的電気刺激の波形制御

表1 実験における FES 制御プログラムの条件

| | 項目 | 数値 | 単位 |
|-----|----------|-------|--------|
| (a) | 立ち上がり時間 | 1 | ms |
| (b) | 通電時間 | 10000 | ×300ms |
| (c) | 休止時間 | 1 | ×300ms |
| (d) | バースト回数 | 20 | Count |
| (e) | バースト休止回数 | 1 | Count |

電気刺激の電圧と発生する力の関係を調べため、図6に示すように機能的電気刺激装

置に接続した低周波治療用パッドを上腕の関節付近の筋肉に貼り付け、実験装置に腕を通しベルトを締める。機能的電気刺激制御プログラムを実験条件の値に設定し刺激電流を流す。この時、徐々に電圧を上げていき、電圧と波形をオシロスコープで読み取る。また、デジタルフォースゲージにより荷重を測定した。被験者には実験の目的、内容について詳しく説明し、十分なインフォームドコンセントが得られた後、実験を行った。



図6 刺激実験の様子

(3) 車いすリフター

近年は、自動車メーカーから要介護者を車いすに乗せたまま車に搭載するリフト付き福祉車両や、スロープを装備している福祉車両が開発されて介護施設に導入されている。しかし、これらの福祉車両はまだ高価である。そこで、専用リフト付きの福祉車両を購入せずに、要介護者を車いすに乗せたまま容易に普通のワンボックス車のバックドアから乗降できる図7に示すリフターを開発した。リフターはL型のフォークが電動で上下に動き、車いすをフォークにワンタッチで固定し、リフトと車いすを一体化する。乗車時にはリフトの車輪を折りたたみ、車いすと一体化して車に積むことができる。リフトを使用しないときは、車いすと分離して折りたたんで車に積み込むことも可能である。このリフターの最大積載荷重は 80kg で、昇降行程は 650mm である。本リフターの耐衝撃性および走行時の振動評価等を実施した。



図7 リフターの上昇前(左)と上昇後(右)

4. 研究成果

ロコモティブシンドロームの対策として運動やトレーニングが有効な手段である。しかし、高齢者の場合、運動時に腰や膝の痛みが生じる可能性があることや、トレーニングによってかえって痛みなどが発症する危険性があること、また運動能力の個人差が大きいことから、それぞれに合ったトレーニングを行うことが大事である。そこで、発電機と減速機を利用した負荷抵抗を任意に変更できる負荷機構とした。

(1) 負荷機構

図8に負荷機構の3Dモデルを、図9に負荷機構の写真を示す。この負荷機構は、小型の発電機とモーターに付属している減速機を一つの軸上に配置したものである。運動補助機器のハンドルを動かした際に負荷を与える役割を持っている。

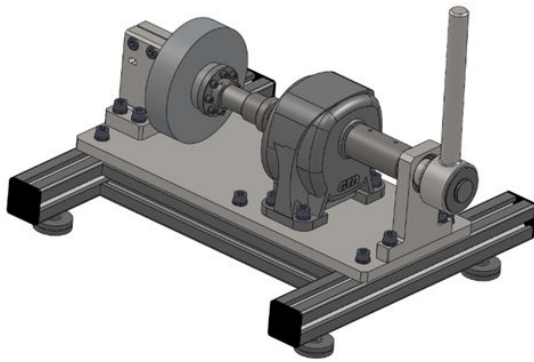


図8 負荷機構の3Dモデル

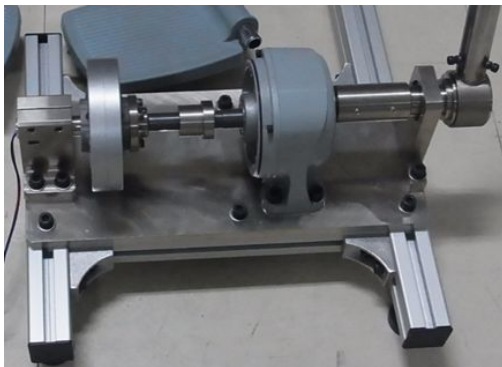


図9 負荷機構

ここで、使用した減速機は株式会社ニッセイ製 G3 シリーズ両軸型モーター(型式:G3L-18-30-010)の減速機である。今回実験には減速比が1/30のものを使用した。減速比がより小さなものを使用することで使用時にかかる負荷を数倍程度に大きくすることができる。

次に、使用した発電機は株式会社スカイ電子製発電機 SKY-HR125 である。発電機は片

側が固定されており、発電機が回転した際に内部で再生抵抗が生じ、それがハンドルを揺動させた時の負荷の役割をする。表2に発電機の主な仕様を示す。発電機で発生した電力を機能的電気刺激に利用することも可能である。

表2 発電機の仕様

| | |
|------------|------------------|
| 外形寸法[mm] | φ125×45 |
| 極数 | 24 極 |
| 磁石材料 | 希土類磁石 |
| コイル数 | 18 個 (6 個 / 3 相) |
| 定格出力[W] | 35 (600 rpm 時) , |
| 最大出力 [W] | 90 (1000 rpm 時) |
| 定格電流[A] | 0.6 |
| 瞬間最大電流 [A] | 0.8 |

(2) 負荷変更機

負荷変更機を図10に示す。発電機内に発生する電圧を調節することで、内部で発生する再生抵抗を調節し、ハンドルを揺動させた時にかかる負荷を変更することが出来る。



図10 負荷変更機

(3) 実験装置

実験評価のため被験者の動作測定には、標点の空間座標を計測する3次元動作測定装置(Vicon Bonita 10 Vicon製)を利用した。この装置は10m×8mのフロアに8台の赤外線カメラを設置して表面が微少なビーズで覆われた反射マーカを測定した。(図11, 表4)



図11 モーションキャプチャー

表 4 モーションキャプチャカメラの仕様

| | |
|-----------|----------|
| 画素数 | 100 万画素 |
| 最大フレームレート | 250 [Hz] |
| 相当容量 | 0.1 [kW] |
| 概略質量 | 2.5 [kg] |
| カメラ台数 | 8 [台] |

運動補助機器を使用した際の踏み込み力を測定するセンサーとして、株式会社レプトリノ製リンク型六軸力覚センサー CFS080CS102U を利用した。

(4) 運動補助機器を利用した動作測定

実験で測定した動作について解説する。まずは左手を自分の方向に引き、同時に右足を踏み込む(図 12)。次に右手を自分の方向に引き、左足を踏み込む(図 13)。この動作を交互に行い、この動作を繰り返し測定した。



図 12 測定した運動-1

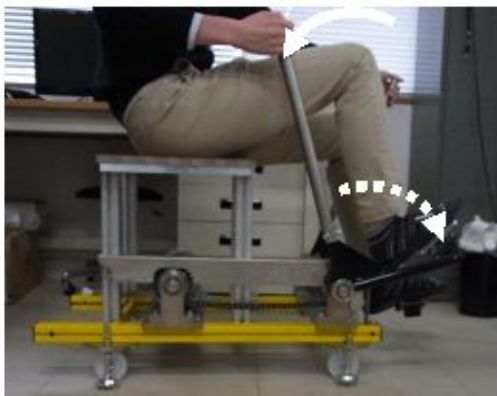


図 13 測定した運動-2

運動補助機器を使用した際に体の各関節の軌跡がどのように変化するかを測定した。測定した箇所は左右の手首、肘、肩、腰、膝、踵、つま先の計 14 箇所である。

(5) 各関節の軌跡

モーションキャプチャーを使用して測定した際の右半身の各関節の軌跡の変化を図 14 に示す。左半身も同様な軌跡を示していた。次に図 15 にスティックピックチャに示す。このスティックピックチャは運動補助機器を使用した際の身体における各関節の動きがどのように変化しているかを示すものである。これより腕部と脚部が一定速度で同期しながら運動していることがわかる。

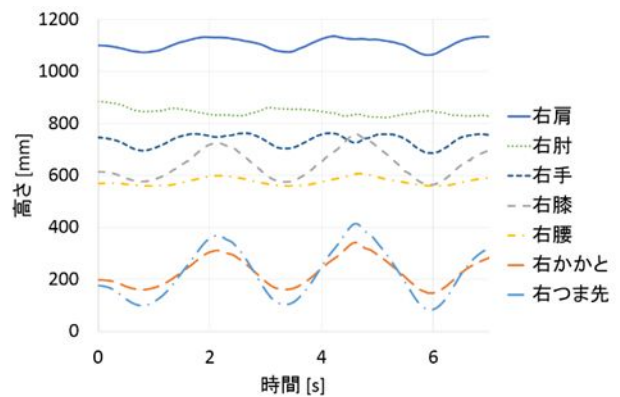


図 14 右半身の各関節の軌跡

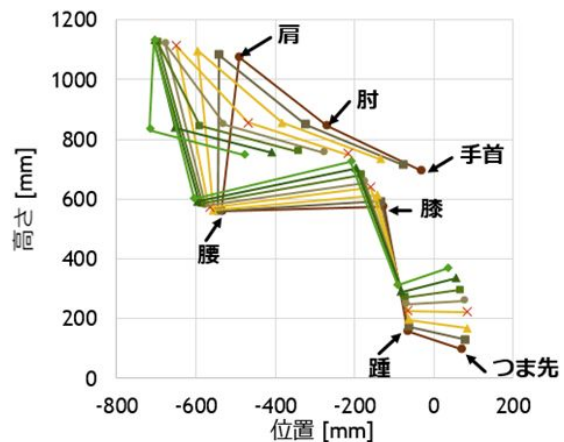


図 15 右半身のスティックピックチャ

(6) 機能的電気刺激の実験結果

機能的電気刺激による入力電圧と発生する荷重の関係を図 16 に示す。刺激電圧を増加させると発生する荷重は増加している。

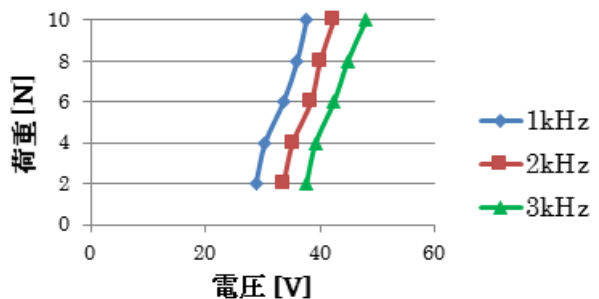


図 16 機能的電気刺激による発生力

(7) リフターの振動測定

昇降時のリフターに取り付けた車いすの安定性について、加速度を無負荷上昇、無負荷下降、最大積載量(80kg)負荷上昇、最大積載量(80kg)負荷下降の4つの場合において計測した。測定には、マイクロストーン(株)製の8チャンネル小型モーションレコーダーMVP-RF8を用い、サンプリング周波数は5msecとした。加速度センサーは車いすの左アームレストに取り付け、車いすに対して左右方向をX軸、前後方向をY軸、上下方向をZ軸とした。振動実験の結果として最大積載量(80kg)負荷上昇時の加速度を図17示す。X、Y、Z軸はともに上昇が開始する点で加速度が発生しているがその後は大きな振動もなく駆動していることがわかった。リフター下降時も同様な実験結果が得られた。これらの結果より最大積載重量時(80kg)において昇降時におけるリフターに取り付けた車いすは安定していた。

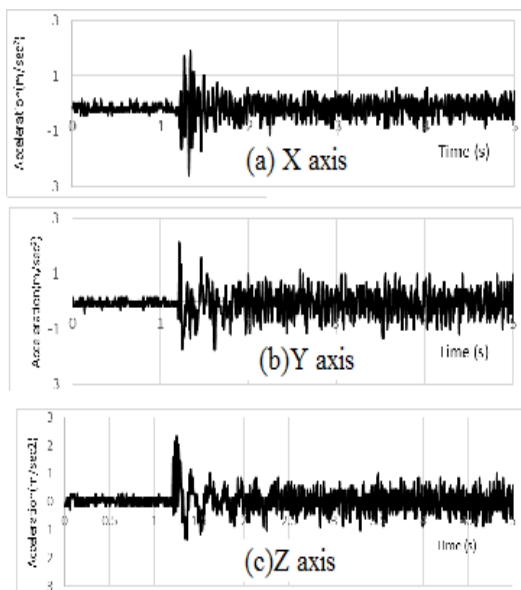


図17 最大荷重時の加速度

(8) 成果のまとめ

本研究では誰にでも簡単に利用できるロコモティブ症候群予防システムの開発として、運動補助機器、機能的刺激装置の評価、車いすリフターの振動評価を行った。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計3件)

Kazuto MIYAWAKI, Toshimi SATO, Development and evaluation of a wheelchair lifter for automobile use, IEEE International Symposium, MHS2014, 査読あり, 2014, pp4-9.

Kazuto MIYAWAKI, Kyohei KONISHI, Satoru KIZAWA, Takehiro IWAMI and Goro OBINATA, Measurement of

the arm movement using arm support system with three-dimensional acceleration sensor, IEEE International Symposium, MHS2013, 査読あり, 2013, pp9-14.

Kazuto Miyawaki, Yuuma Watanabe, Yuuki Moriyama, Takehiro Iwami, Yoichi SHIMADA, Toshiki MATSUNAGA, Mineyoshi SATO and Goro Obinata, Evaluation of the rowing machine with pressure of seat and sole, SICE Annual Conference 2013, 査読あり, 2013, pp.86-91.

〔学会発表〕(計3件)

松本真治, 宮脇 和人, ロコモティブシンドロームを予防する運動補助機器の開発, 日本福祉工学会講演会 第19回学術講演会, 甲府市, 2015

齊藤 諒, 宮脇和人, ナンパ歩行動作の解析, 平成27年度東北地区高等専門学校専攻科産学連携シンポジウム, 仙台市, 2015.

高橋 乃基, 宮脇 和人, 車いすを車載する簡易リフターの振動評価, 日本福祉工学会講演会 第18回学術講演会, 盛岡市, 2014.

〔図書〕(計0件)

なし

〔産業財産権〕

なし

〔その他〕

ホームページ等

6. 研究組織

(1) 研究代表者

宮脇 和人 (MIYAWAKI KAZUTO)

秋田工業高等専門学校・機械工学科・教授
研究者番号: 00390906

(2) 研究分担者

巖見 武裕 (IWAMI TAKEHIRO)

秋田大学・大学院工学資源学研究所・教授
研究者番号: 10259806

小笠原 雄二 (OGASAWARA YUJI)

秋田県産業技術センター・電子光応用開発部・部長
研究者番号: 20390908

島田 洋一 (SHIMADA YOICHI)

秋田大学・大学院医学系研究科・教授
研究者番号: 90162685