

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成24年 4月14日現在

機関番号：11501

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2009～2011

課題番号：21560141

研究課題名（和文） 外部からのエネルギー供給を必要としない脚部運動補助システムの開発

研究課題名（英文） Development of the system for assisting leg motion without supplying external energy

研究代表者

南後 淳 (NANGO JUN)

山形大学・大学院理工学研究科・准教授

研究者番号：50250957

研究成果の概要（和文）：立ち上がりや歩行などの脚部の動作を補助するシステムを動力源なしで使用者自身が操作するシステムの製作を目的として取り組んできた。脚部の動作を計測し、その運動を平面リンク機構で再現するよう機構設計を行っている。立ち上がり補助装置では動力源にばねを使用し、使用者自身がレバーで操作する。乗用型の歩行補助装置では、自転車のように疑似歩行動作を入力として装置を駆動する。また、装着型の歩行補助装置では手の揺動運動を入力としている。

研究成果の概要（英文）：We tried to develop the assisting leg motion system, for example, standing motion, walking motion, without the power supply which enable users to control the system considering their abilities.

We measured the leg motion, and using these results, we designed the planar six-link mechanism in order to make the mechanism trace the trajectory of the human leg joint.

In case of the device for assisting standing movement, the springs are used the power sources, and the users operate with a control lever themselves. In case of the device for assisting walking movement with the saddle to support the body weight, the artificial walking motion is used as the input motion to drive the device. In the case of the wearing device for assisting walking movement, the swing motion of arm as walking is used to drive the device.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	800,000	240,000	1,040,000
2010年度	900,000	270,000	1,170,000
2011年度	800,000	240,000	1,040,000
年度			
年度			
総計	2,500,000	750,000	3,250,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：設計工学・機械機能要素・トライボロジー

キーワード：機構学

1. 研究開始当初の背景

これまで研究・開発されている介護等で用いる福祉機械あるいは自立支援の機械は介護者の負担を軽減したり要介護者の身体機

能に合わせてその運動を代替したりするのがほとんどである。要介護者の身体機能の回復は本人の自立のためにも介護保険制度等の互助制度の成功のためにも欠かすこと

はできない。リハビリ目的の福祉機械においてもアクチュエータ等のアシスト機能を有するものは高度なセンサ技術を必要とするために高額になりがちで一般に普及していないのが現状である。また、全ての福祉機械は電化される傾向にあり、現在直面している省エネルギー問題からも望ましいことではない。

2. 研究の目的

本研究では特に、単純ではあるが大きな力を必要とする脚部の運動に着目し、要介護者の残存機能や重心移動、あるいはいったんばね等に蓄えたエネルギーを利用して要介護者の自立支援を行う機械の設計システムの開発を行う。

(1) ロボットの運動制御などにおいて、人体の運動を参照する際、リンクや回転関節を用いた解析モデルで再現する手法が多く用いられる。人体をリンク（剛体）と見なしたこのような手法は福祉の分野でも用いられ、関節トルクの算出など、ある動作中の人体の負担を評価する際に有効である。一方、有効な介助装置を設計するために、機構の運動伝達を考慮した設計も行われている。

人体の残存機能を有効に活用する福祉機械を設計するために、人体と補助機器をひとつのメカニズムとして総合的に扱い、各関節での運動伝達の評価が可能な設計手法の提案を行う。

(2) 歩行や立ち上がりの動作など脚部が行う特定の運動について、脚部の特定部位の描く軌跡を、装置と人体の接触点が描く曲線でトレースできるよう機構を総合する手法を提案する。

運動限界位置の通過や負荷の調整のためのばねの反力等を利用し、外部からのエネルギー供給を必要としないアシスト装置の設計を行う。そのときには、各部にばねを取付けたときの圧縮力の大きさと解放のタイミングなども設計パラメータに含めや設計手法の提案を行う。

関節に作用するトルクから利用者の負担軽減とリハビリの効果の検証を、実験装置を製作し行う。

(3) 立ち上がり補助のための装置はこれまでも研究されており、実際に製品化されているものもあるが、人間の特定部位の運動中に描く軌跡に対し、補助装置の人との接触部分の描く軌跡を一致させるような手法に関して研究したものはなかった。歩行の補助に関しても同様であり、歩行の擬似動作を入力として車輪の回転運動に変換するものも無く、従来研究されているものは、装着形でセンシング技術とアクチュエータ技術の応用によるアシスト装置である。

本研究のように機構を用いれば、すべての

運動をアシストするものではないが、歩行や立ち上がりなど特定の運動に対して外的エネルギー供給を必要としない補助装置の設計が可能となる。

3. 研究の方法

(1) はじめに、人間脚部の運動の計測を行う。大腿部や下腿部、足関節など代表部位の運動軌跡の作成することで装置設計を行うための理想曲線を得る。そして人間脚部の特定の動作を入力とする補助装置の設計を行う。

乱数から機構の設計パラメータを仮定し、その機構の中から条件を設定することで取捨選択する、計算機シミュレーションによる機構の総合（設計）手法の開発を行う。取捨選択を行う条件としては、複数の平面機構から人間の特定部位をトレースした場合に照合点間の距離が十分に小さいか、その選ばれた機構に対して人間の関節トルクのシミュレーションを行った結果、そのトルクの大きさは適切かであるか等を用いる。

(2) 本研究の目的に合致した装置の設計には1入力の機構を用いるのが適切である。しかし、これらの機構での装置の実現が困難である場合には、2入力を必要とする機構も使用して装置の設計のシミュレーションを行う。

(3) 歩行であればペダルに足関節を置くこと、立ち上がり動作であれば腕にかけたレバーに上半身の体重移動を与えることによる駆動が考えられるが、その他の部位による駆動も考えられる。原型となる機構に対してその接触位置を介して人体脚部もリンクとみなした解析モデルを作成し、変位・力学解析を行う。駆動がその部位で可能か否かの判断は一連の動作の中でその部位が常に装置と接触しているかで行える。幾何学的に装置と人体との接触が脚部運動中に実現されていることが確認されたならば、力学解析の結果より必要に応じばね等の補助的な動力供給について検討する。

(4) ここまでに行ってきたシミュレーション結果から、その時点で最適と思われる機構での補助装置の設計を行う。

試作は実際に福祉機械として製作するのが望ましいが、必要に応じ運動の実現と脚部への負担軽減が検証できる実験装置として製作する。

実験装置は歩行など人体運動の再現のシミュレーション結果をもとに設計を行うが、膝等関節トルクの軽減に適切でない判断される場合には他の機構でのシミュレーションを再度行い、設計のやり直しを行う。

4. 研究成果

本研究における成果は、大別すると下記の

2つとなる。以下、要約を示す。

- (1) 立ち上がり動作の補助装置
この内容は、雑誌論文①の内容となる。

図1には、立ち上がり補助装置と人体脚部をリンクで表した運動学モデルを示す。

このモデルでは、Link 3 で表された座面と点 H で表された股関節が常に接触するように各機構定数を探索している。

図2には、それぞれ、装置の未使用時・使用時の立ち上がり動作を示している。図中、大腿部および下腿部を直線で示し、足関節、膝関節、股関節を白丸で示している。図2 (b) の赤線は、装置による補助を受けている状態であることを示している。

図2において、股関節の軌跡を見ると、両者は必ずしも一致していない。

しかし、この補助装置を使用することで膝関節の位置を大きく動かすことなく、立位姿勢に移行できていることがわかる。

図3及び図4には、膝関節および股関節角変位を示している。図中の丸印は、補助装置の座面と大腿部が離れるタイミングを示している。図3より、膝関節では、装置の使用の有無にかかわらず、動作は傾向的に似ており、角変位の動作領域もほぼ同様であることがわかる。

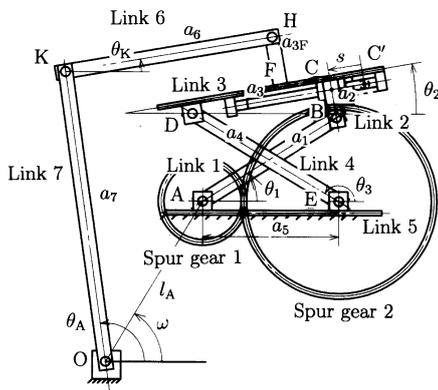


図1 立ち上がり補助装置および人体脚部の運動学モデル

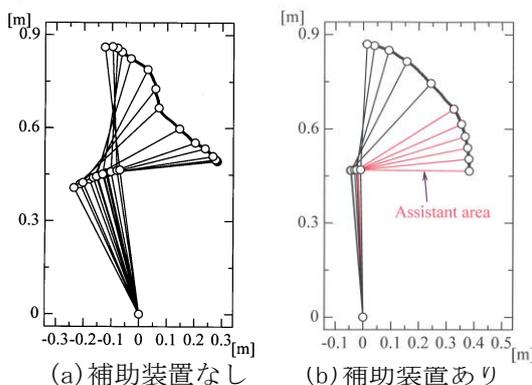


図2 立ち上がり動作

一方、股関節については図4より、補助装置使用時には上体の重心を足裏に移動させる必要がないため、関節の運動領域を大きくする必要のないことがわかる。

また、装置使用時と未使用時で、立ち上がり動作時の足裏に作用する床反力を測定している (図5)。装置を使用することで床反力が減少していることから、脚部の各関節への負担も減少していると言える。

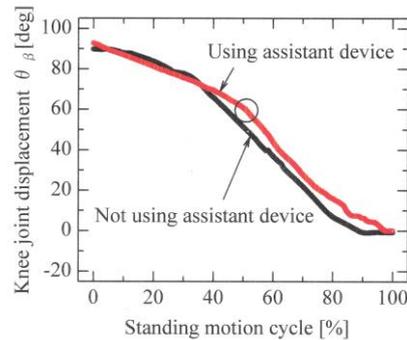


図3 膝関節角変位

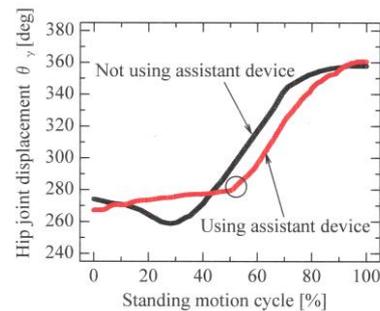


図4 股関節角変位

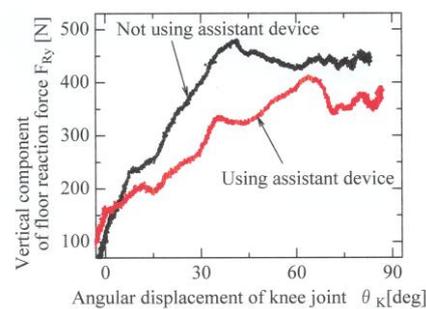


図5 床反力



図6 装置概観

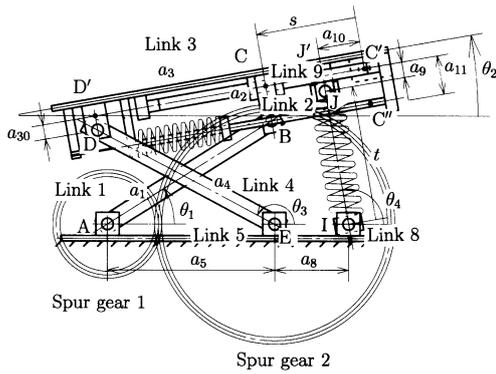


図7 ばねによる駆動トルクの補助



図8 ばねを取り付けた立ち上がり補助装置概観

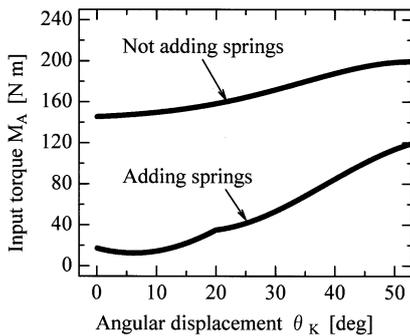


図9 駆動トルク



図10 装置の操作状況

試作し、評価に用いた立ち上がり補助装置を図6に示す。

図7には、この装置を使用者自身が駆動するために必要なトルクをばねにより補助する構造を機構図で示す。また、図8には、そのトルク補助のためのばねを取り付けた装置概観を示す。

図9には、ばねを取り付けることで、減少する駆動トルクをシミュレーションで示している。

また、図10には、レバーを用いて使用者自身が操作している様子を示している。

(2) 乗用型歩行補助装置
この内容は、学会発表①および⑥等の内容となる。

図11には、この装置の概要を示す。

座部により体重を免荷した状態で、脚部による疑似的な歩行動作を車輪の推進力に変換する装置である。歩行での自らの力で移動する楽しさを再確認し、歩行訓練などへのモチベーションを高めることを目的としている。

歩行時での足関節の描く軌跡を、装置使用時でのペダルを漕ぐ動作で再現できるように、駆動装置の設計を行っている(図12)。

また、図13は、試作した装置である。図14には脚部関節の角変位を装置使用時で計測し、比較している。シミュレーションでの予想と少々異なり、脚部関節の運動は、やや小さいものとなっているが、ほぼ歩行動作を再現していると考えられる。

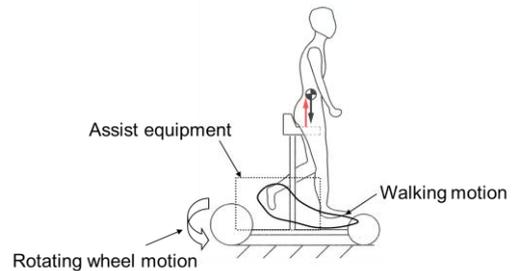


図11 乗用型歩行補助装置の概要

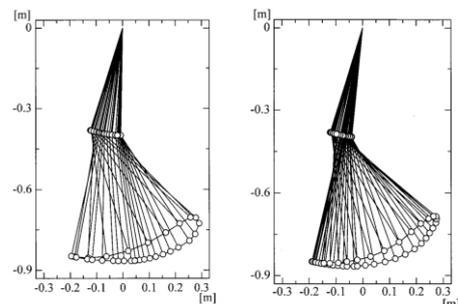


図12 歩行動作時での足関節の軌跡

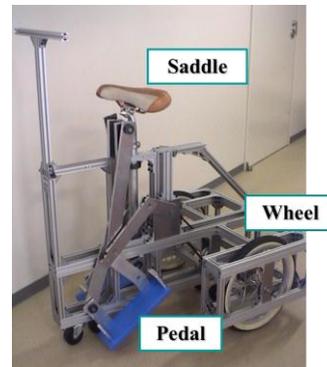


図13 試作した歩行補助装置

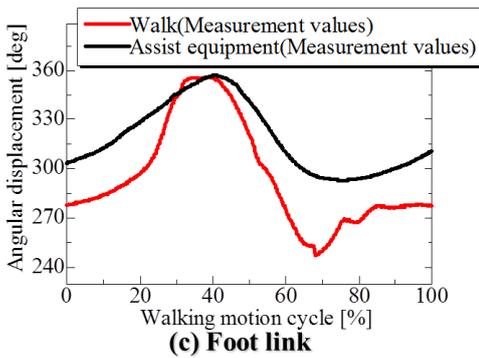
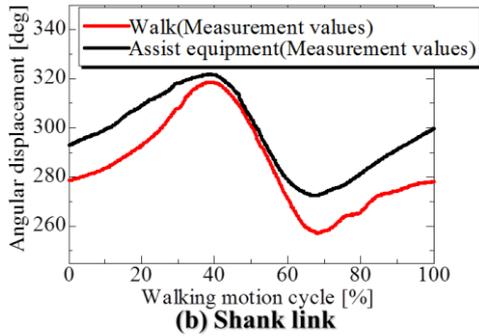
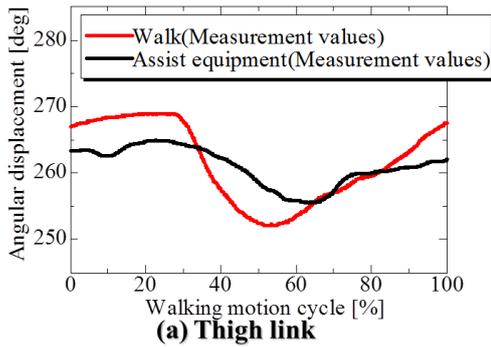


図 1 4 装置使用時（計測）での脚部関節の比較

図 1 5 には、装置をコンパクトにするため、機構の構造を変更した様子を示す。サドル付近の回転軸が大腿部に干渉することを避けるための変更である。

図 1 6 には、スライダを用いて機構の構造を変更し、試作した装置を示す。図は、装置後方から撮影している。

サドル前方下部にあった回転軸は取り除かれている。

また、この装置での足関節の軌跡は図 1 7 に示す。装置の小型化を優先したため、これら軌跡の差異は多少大きくなったが、各関節の連動した運動としてみれば、歩行動作の特徴は再現できていると考える。

装置使用時での歩行動作の再現に関しては、確認できたため、この機構を操作するのに必要なペダル踏力について検討する。

図 1 8 に示した装置を用い、ペダル踏力の測定を行っている。

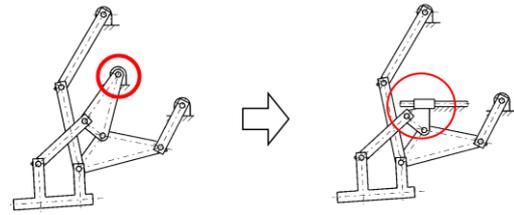


図 1 5 スライダを使用した機構の変更



図 1 6 機構を変更した歩行補助装置

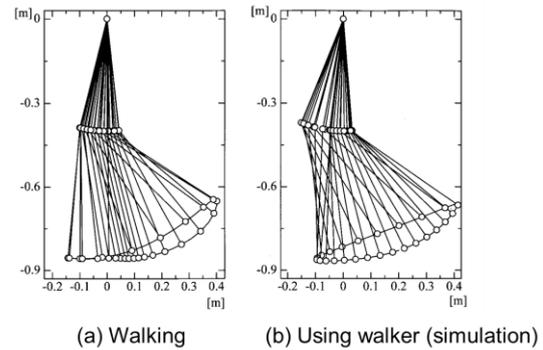


図 1 7 歩行動作時での足関節の軌跡（機構変更後）

その測定結果は図 1 9 に示す。

被験者は、20 代男性で体重は約 60 kg である。

図 1 9 より、通常の歩行動作と比較し、この装置を使用することで少ない負担での移動が可能であることがわかる。

また、図 20 には、装置使用時でのペダル踏力最大時および最小時での脚部姿勢を示している。

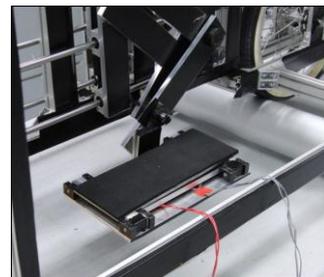


図 1 8 踏力測定装置

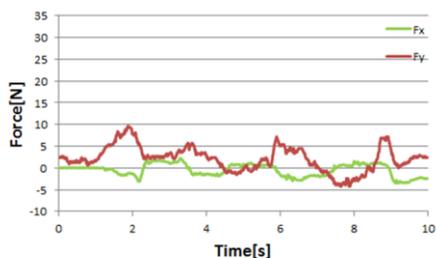
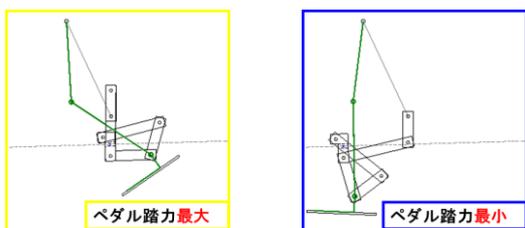


図 19 ペダル踏力



(a) 踏力最大時 (b) 踏力最小時
図 20 ペダル踏力と脚部姿勢

これら図中の実線が、脚部の姿勢を表している。通常の歩行動作と比べ、踏力が必要となる姿勢が異なるため、操作使用時に違和感があり、これを解消していくことが今後の課題となる。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 1 件)

- ① Jun NANGO, Hisato YOSHIZAWA, Jiajun LIU, Design of Mechanism for Assisting Standing Movement Using Planar Linkage and Gear Train, Journal of Advanced mechanical Design Systems, and Manufacturing, with review process, Vol.4, No.2, 2010. (査読あり)

[学会発表] (計 9 件)

- ① Jun Nango, Present Situation and Current Problems of Developing the Mechanism for Assisting Leg Motion, ICMDT 2011(The 4th International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology), April 25th, 2011, Hotel Takeshima (Gamagori, Aichi, Japan).
- ② 南後 淳, 山川晶太郎, 負傷したアスリーートの早期復帰を目指したリハビリ装置の開発, 日本機械学会 2011 年度年次大会, 2011 年 9 月 14 日, 東京工業大学 (東京都目黒区).
- ③ 南後 淳, 狩野悠介, 歩行を補助する装具

設計・開発, 日本機械学会 2011 年度年次大会, 2011 年 9 月 14 日, 東京工業大学 (東京都目黒区).

- ④ 南後 淳, 三吉洋太, 南後 淳, 片麻痺者用車いすの設計・開発, 日本機械学会第 21 回設計工学・システム部門講演会, 2011 年 10 月 21 日. 山形大学工学部 (山形県米沢市).

- ⑤ 南後 淳, 近藤裕司郎, 歩行時における脚部の特定関節を補助する装置の開発, 日本機械学会第 21 回設計工学・システム部門講演会, 2011 年 10 月 21 日, 山形大学工学部 (山形県米沢市).

- ⑥ 横澤恵輔, 南後 淳, 加藤 良祐, 乗用型歩行訓練器の開発, 日本機械学会 2010 年度年次大会, 2010 年 9 月 8 日, 名古屋工業大学 (愛知県名古屋市).

- ⑦ 南後 淳, 宮原洋平, 平面リンク機構を用いた装着型歩行補助装置の開発, 日本機械学会第 10 回機素潤滑設計部門講演会, 2010 年 4 月 20 日, 月岡温泉華鳳 (新潟県新発田市).

- ⑧ Jun NANGO, Kazunori MAEDA, Ryouyuke KATOU, Design of Walker with Assist Equipment Translating Walking Motion to Rotational Motion Considering Leg's Motion, The 3rd International Conference on Manufacturing, Machine Design and Tribology, 25 June, 2009, Ramada Plaza Jeju, Jeju Island, Korea

- ⑨ Jun NANGO, Hisato YOSHIZAWA, Design of Standing Support Mechanism Using Planar Linkage and Gear Train, MPT2009-Sendai JSME International Conference on Motion and Power Transmissions, 13-15 May, 2009, Matsushima Isles Resort, Miyagi, Japan.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

南後 淳 (NANGO JUN)

山形大学・大学院理工学研究科・准教授

研究者番号: 50250957

(2) 研究分担者

()

研究者番号:

(3) 連携研究者

()

研究者番号: