

座って歩く歩行支援機の開発および評価

武 田 隆 宏

機械システム工学科 〒899-4395 鹿児島県霧島市国分中央1丁目10番2号
t-takeda@daiichi-koudai.ac.jp

Development and Evaluation of Walking Support Machine based on Gait Analysis

Takahiro Takeda

Mechanical system engineering, 〒899-4395 1-10-2, Kokubu-chuou, Kirishima, Kagoshima
t-takeda@daiichi-koudai.ac.jp

Abstract: This paper describes a development history of walking support machine and its evaluation based on gait analysis. The walking support machine consists of one main wheel, 4 sub casters and a chair. And the machine is developed for elderly people to enhance their field of activities and health expectancy. By sitting down the chair when walking the machine supports body weight of them to reduce burden of leg muscle. This study, normal gait model determines a design of the machine gait model. In the experiment, vision based gait analysis evaluates the machine by comparing with normal gait.

Keywords: Walking support machine, gait analysis, gait speed, welfare apparatus

1. まえがき

近年、超高齢化社会の訪れとその深化に伴い、高齢者に対する社会福祉が必要不可欠とされている。平成27年度の調査では、65歳以上の高齢者人口は3,300万人となり、総人口に占める割合(高齢化率)は26.0%に達している[1]。また、高齢者が寝たきりや要介護の状態におちいる3大要因として運動器の衰えや障がいの原因とするロコモティブ症候群が上げられている。さらに、高齢者における転倒・転落を原因とする死亡者数は交通事故による死亡者数よりも多いという統計も得られており[2]、これらの事故を未然に防ぐために、我々の歩行能力の維持、向上が必要とされている。ロコモティブ症候群の予

防や改善のためには日々の運動が必要不可欠であるが、運動器の衰えに伴い運動への意欲が減ずるなどの問題点がある。また、移動可能距離の低下により外出の意欲が低下しさらに運動の習慣が低下すると言った悪循環も指摘されている。また、高齢者の外出の機会の低下によりコミュニティの活性化も妨げられており、高齢者の生活の質(Quality of Life: QOL)だけでなく地域社会のコミュニティの質(Quality of Community: QOC)の低下が問題視されている。

高齢者の外出を支援する機器として、杖やシルバーカー、セニアカー、電動車椅子などの機器が販売されている。セニアカーや電動車椅子などの動力を持った移動支援機器では行動範囲

や外出機会の増加に対する効果は大きいとされているが、自身の筋肉を利用した移動ではないため、ロコモティブ症候群の進行を防止するものではない。また、これらの機器では導入に関するコストが高く、家庭用の乗用車や公共交通機関に搭乗させることが困難であるため、より長距離での外出を支援している機器ではないという問題もある。杖はこれらの問題点を解決した低価格な歩行支援用具ではあり、歩行を安定させると言った効果があるが、肉体に掛かる負荷を減じる効果は薄く、長距離での外出を支援することは困難な状況である。シルバーカー(手押し車) 低価格で、体重を預けることができ、乗用車への搭乗も可能である歩行支援機であるが、上肢で体重を支えているため前傾姿勢となり、通常歩行とは異なる歩容(歩き方)となってしまう。そのため、これらの機器では通常歩行とは異なる姿勢であり、また使っている筋肉も異なり、通常歩行に必要な筋肉は鍛えることができないため、ロコモティブ症候群の予防や改善のためには、より通常歩行に近い歩容となる支援機が必要であると考えられる。

本研究では、自然な歩行を行うことができ、肉体的負担を軽減させることのできる「座って歩く歩行器」の開発を行う。この歩行支援機は杖歩行は困難であるが、車椅子を使うまでもないような健康な高齢者を想定し、座った状態において足で漕ぐように移動する支援機である。本発表では本支援機の問題点を明確にし、より自然な歩き方が可能のように改良を行うための実験を行う。本論文では、通常歩行を阻害しない支援機の形状について、健常歩行のモデルに基づき議論することにより決定する。また、作成された試作機に関して歩容の分析を行い、通常歩行と比較することにより、試作機の評価を行い、問題点を明らかにするとともに、改善点についての議論を行う。具体的には、通常歩行との比較や現モデルの比較をカメラで撮影し姿勢の評価を行い、モデルの形状を決めるために心拍計等を使用して運動による負荷を調査する。

2. 歩行支援機

2. 1 コンセプト

本研究で取り扱う歩行支援機は、「座って歩く」事をコンセプトとしており、機体を支えるキャスターと歩行者の体重を支えるサドル部、および機体のフレーム部と構成される。利用者はサドルに腰をかけた状態で、足で漕ぐように移動することで、体重免荷の高い歩行支援機を目指している。また、段差乗り越えが可能なキャスターを配置することにより、元気高齢者の長距離での歩行を支援する機器である。図1に従来のモデルを示す[3-5]。このモデルでは、歩行支援機のサドルに座り、脚で漕ぐことにより、矢印の方向へ進むことが可能な機器である。特徴としては4個キャスターが付いていてサイズは95×50×74 (H×W×L)、サドルの高さは71cmとなっている。



図1 歩行支援機(試作機 A)

2. 2 健常歩行モデル

従来のモデルでは、歩行時に足がフレーム部やキャスターにぶつかるという問題点があった。そのため、本研究では、まず健常歩行のモデル化を行い、歩行時に下肢が存在する空間について議論をおこない、重心座標と仮定したサドル位置に対するパイプフレームの形状およびキャ

スターの配置について検討を行う。図2に健常歩行を上部から、図3に側部から見た状態において、骨盤位置（サドル位置）を一致させて重ね合わせたものを示す。このモデルは、平成25～26年の調査において70歳以上の男性の平均身長として報告された身長162cmの歩行者を想定し、下肢長はその身長162cmの男性の平均長である83cmとしている。これらのモデルより、下肢の存在しない領域を推定し、フレーム形状を決定した。

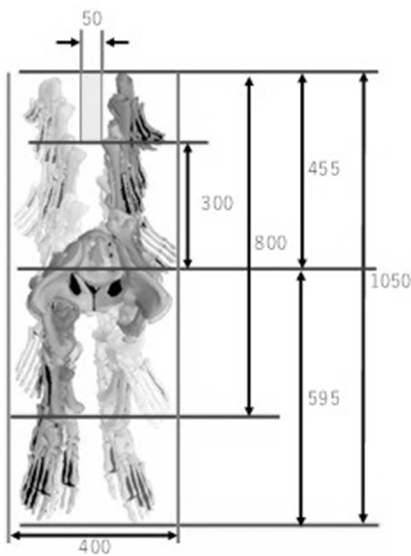


図2 健常歩行モデル（平面図）

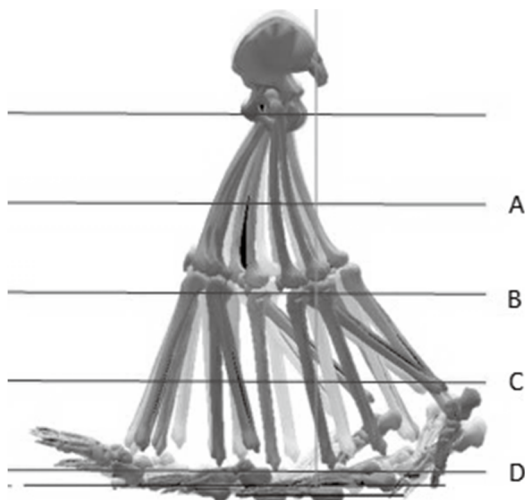


図3 健常歩行モデル（側面図）

2. 3 試作機

図4に上記の歩行モデルに基づき設計された歩行支援機を示す。このモデルでは、サドルと

一体化した利用者の体重を支える車輪と、車体を支える4つのキャスターを備え付けている。今モデルについても同様にサドルに腰掛けて、歩行することで、矢印の方向に進む機器となっている。サイズは94×75×100（H×W×L）、サドルの高さは72cmとなっている。上部にはハンドルと肘掛けが取り付けられていて、歩行時にはサドルとハンドルの接触面において、人体から車体に動力が伝わり移動させる。キャスターの配置は図2の歩行モデルを参考に、サドル位置から左右20cm離れて設置することで歩行時に足に当たらないようにすることで、「前に出した脚に体重をかけ、後ろの脚で地面を蹴って前に振り出す動作」である二足歩行を行うことが可能な形状である。



図4 歩行支援機（試作機B）

3. 評価実験

本支援機の評価を行うため、通常歩行および、従来機を使用した歩行と比較して、体への負荷が減っているかどうかを評価した。評価では、本試作機（試作機B）および通常歩行、従来の試作機（試作機A）を用いた歩行について、図5に示すように陸上トラックを1周と30m歩行した結果を比較した。比較では、30mの直線を歩行するのに要した時間（≒歩行速度）、歩行時

の姿勢について調査した。歩行の姿勢については、広角（170 度）カメラを 15m の距離に設置して撮影を行うことにより歩行時の側面からの画像を取得することによって評価する。図 6 は撮影画像の一部をトリミングして表示したものである。実験時には、30m の直線部において 5m 間隔で三角コーンを設置した。

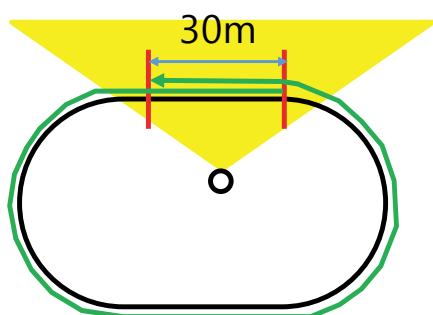


図 5 実験条件



図 6 カメラ画像

表 1 歩行速度 [m/s]

		被験者 A		被験者 B	
		所要時間 [s]	歩行速度 [m/s]	所要時間 [s]	歩行速度 [m/s]
通常歩行	開始直後	21.50	1.40	23.27	1.29
	350m 歩行後	21.72	1.38	25.79	1.16
前年度 支援機	開始直後	31.92	0.94	27.21	1.10
	350m 歩行後	26.91	1.11	28.12	1.07
本年度 試作機	開始直後	28.23	1.06	27.05	1.11
	350m 歩行後	23.54	1.27	24.88	1.21

その結果、表 1 に示すような歩行速度を得ることが可能であった。この表より、歩行支援機を使用した歩行では、陸上トラックを 1 周する前後において、歩行速度の増加が確認されており、通常歩行と比較し疲労の軽減効果がある可能性が示された。また、図 7 に示すように昨年度開発したモデルが、歩行時に通常歩行と比較

し前傾し、また目線（顔）が下を向いているのに対して、本試作機を使用したものでは、上半身の姿勢は通常歩行と同等であると考えられる。また、この上体が起きているという特徴はシルバーカーを始めとする押し車では見られない特徴であり、本支援機による歩容が通常歩行と近いものであることを示している。



通常歩行

試作機 A

試作機 B

図 7 歩容の比較

また、車体の進行方向による運動状態の変化を確認するため、安静時、通常歩行時、後面開放の試作機（試作機 B）、前面開放の試作機（試作機 C）について運動時の心拍変動に着目し、その評価を行った。

心拍変動は図 8 に示す myBeat WHS-2（ユニオンツール社）[6]とスマートフォンを使用し計測を行った。実験では、まず安静時心拍を計測するため、立位にて 1 分間安静にし、その間の心拍数（HR）を計測した。ここで心拍数（HR）は心拍間隔（R-R 間隔）より算出されている。次に通常歩行、試作機 B、試作機 C それぞれを用いた歩行に関して約 5 分間行い、その運動中の平均心拍数について調査した。その結果について、表 2 および図 9 に示す。また、図 10 および図 11 にそれぞれの被験者における心拍数の変動の結果を示す。被験者 A については、安静時と支援機を用いた歩行とで心拍活動に違いは見られなかったが、被験者 B に関しては通常歩行と比較して増加している傾向が確認された。



図 8 心拍計測装置 (myBeat WHS-2)

表 2 心拍計測結果

	被験者 A	被験者 B
安静時 (立位)	83 bpm	93 bpm
通常歩行	78 bpm	104 bpm
試作機 B (後面開放)	87 bpm	116 bpm
試作機 C (前面開放)	85 bpm	126 bpm

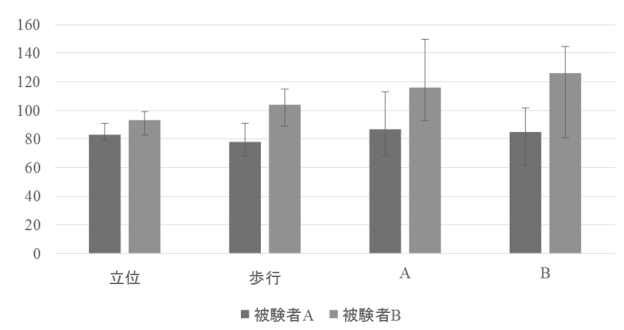


図 9 心拍変動解析結果

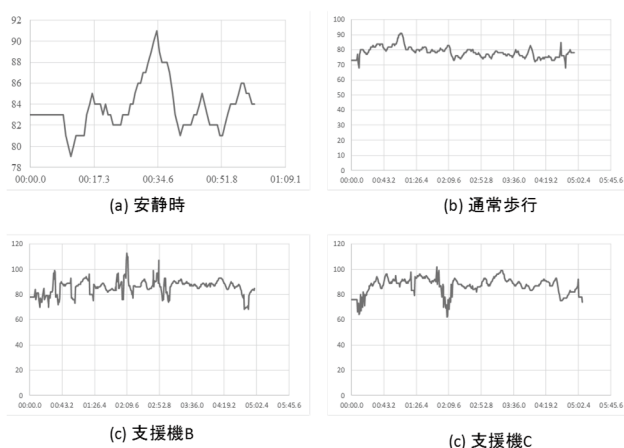


図 10 心拍変動結果 (被験者 A)

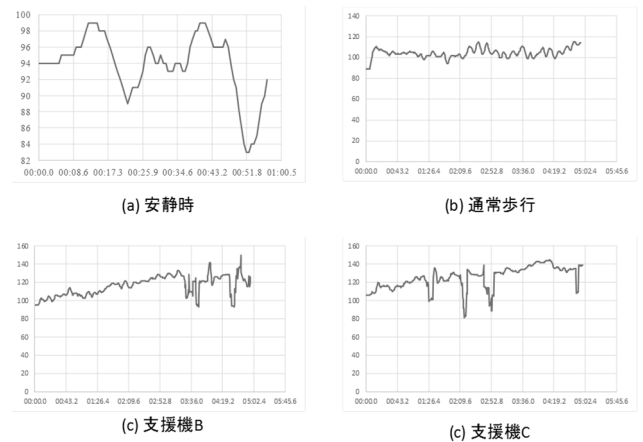


図 11 心拍変動結果 (被験者 B)

これらによって、本試作機は昨年度の試作機と比較し、正常歩行動作が行えており、また、通常歩行と同程度の身体負荷であることが確認された。

4. 結び

本研究は、高齢者の外出の意欲の増加のため、座って歩くことで体重の免荷性能の高い歩行支援機についての開発を行った。支援機は健常歩行のモデルに基づきキャスター配置やフレーム形状が決定され、2つの体重支持用の車輪と4つの車体支持用のキャスターとで構成されている。本支援機の性能を評価するため、2名の日券者に対し、通常歩行と支援機を利用した歩行との比較を行い、支援機を用いた歩行が通常歩行と親しいことを確認した。今後の課題としては、小型化や移乗性能の向上などが考えられる。

参考文献

- [1] 内閣府, 平成 27 年版高齢社会白書
- [2] 厚生労働省, 平成 21 年度「不慮の事故死亡統計」
- [3] 佐藤知正、一柳健、井口竹喜、吉田龍太、和田将典、浅野滋、保坂寛、「南相馬における避難アシストロボット及び、避難生活アシストロボットの研究開発」、第 33 回日本ロボット学会学術講演会、2015
- [4] 和田将典、浅野滋、井口竹喜、吉田龍太、一柳健、

佐藤知正、保坂寛、“自転車サドル形状の椅子付補講支援機の最適座面高さの決定法”、第 33 回日本ロボット学会学術講演会、2015

[5] 和田正義、一柳健、井口竹喜、吉田龍太、“アクティブキャスタとこれを応用した避難アシストロボットの開発”、第 33 回日本ロボット学会学術講演会、2015

[6] 心拍センサ WHS-2、ユニオンツール株式会社、
http://www.uniontool.co.jp/product/sensor/index_05.html