

ヒトの歩行始動動作解析と下肢模型による歩行補助の研究*

沓掛延幸^{*1}, 手塚佳夫^{*2}, 佐藤運海^{*3}
長瀬浩明^{*4}, 佐藤元太郎^{*5}A Study on Walking Support by Human Motion Analysis and a
Leg Model in Walking at Gait InitiationNobuyuki KUTSUKAKE^{*6}, Yoshio TEZUKA, Unkai SATO,
Hiroaki NAGASE and Mototaro SATO^{*6} Ueda Chikuma High School,
626 Nakanojo, Ueda-shi, Nagano, 386-8585 Japan

This paper describes a method of assisting muscle functions at gait initiation using a human leg model. We analyzed a human motion of walking mechanism at gait initiation by measuring 3D position data and force plate data and surface EMG. It is generally accepted that the backward shift of the COP at the center of pressure of the sole of the foot is very significant at gait initiation starting from the standing upright position. The mechanism generating the backward shift of the COP is discussed according to measured data. The human leg model with the same size and the approximation weight as those of a subject was constructed to simulate the condition beginning to walk from standing upright posture. Air cylinder actuators, serving as muscle functions, were installed in the part of muscle on the leg model. Further, a small actuator is equipped at the part of the heel to produce the backward shift of the COP at beginning of the walk. Gait initiation is well simulated when actuators were operated synchronizing with the surface EMG. Based on these results, a simple method for initiating the walk was discussed in relation to walking mechanisms analyzed.

Key Words: Gait Initiation, Surface EMG, Leg Model, Walking Assist, Rehabilitation, Biomechanics, Actuator, Floor Reaction Force, Bio-Motion

1. 緒 言

日本の高齢化率は2015年に約26%と見込まれ、急速に高齢化が進むことが予想されている⁽¹⁾。このため加齢によって自力での歩行が困難となる人の増加は必至であり、これらの人々に対して歩行補助を行うことにより、自力歩行を可能とすることが求められている。また、歩行補助装置をリハビリテーションに用いることにより、社会復帰を早めることが期待できる。本研究は、自力歩行を可能にする人体装着形の歩行補助装置の開発を目的としている。著者らは、歩行が始まれば慣性によってより少ない力で歩行の継続が可能であり、歩行が困難な人にとって歩行を始めることが重要と考え、歩行始動後から最初の一步を踏み出すことについて研究を行ってきた。また、歩行補助装置を開発するには、どの筋肉をどのようなタイミングで

のような力でサポートするのか、装置の小形軽量化が課題となるので、最小限必要なサポート方法を見出すことが重要である。前報⁽²⁾では、前後脚閉起立静止状態からの歩行始動について論じたが、これは高齢者が、前後に足を開いた状態から歩行を始める場合を考慮しており、安定した起立状態から容易に歩行始動を行う方法であることを示した。しかし、ベッドや椅子からの立上がりにおいては、両足をそろえた直立姿勢となることが多く、この状態から歩行を始める場合について検討することは、歩行補助のうえで重要な課題であると考えられる。本報ではこの閉脚直立静止状態からの歩行始動について論じる。歩行解析に関する文献によると、直立静止状態からの歩行始動期は、順調に歩き出すまでの過渡歩行は3歩までで⁽³⁾、それ以降は定常歩行に移るといふ。また、直立状態から歩行を始める際には、床反力作用点(COP:center of pressure)に逆変動現象の生じることが指摘されている⁽⁴⁾⁽⁵⁾。Polcynら⁽⁶⁾は、直立状態から歩行を開始するためには、COPの後方への変化は体重心(COG:center of gravity)の移動の前に生じ、その結果前方への床反力が増加し、COGを前方へ加速することを述べている。

障がい者や高齢者を対象とした歩行補助装置を開発するには、まず、健常者の歩行データを解析して正常

* 原稿受付 2006年7月20日。

^{*1} 正員, 長野県上田千曲高等学校(☎386-8585 上田市中之条626)。^{*2} 正員, 長野県工科短期大学校(☎386-1211 上田市下之郷813-8)。^{*3} 正員, 信州大学教育学部(☎380-8544 長野市西長野6の口)。^{*4} 長野県工業技術総合センター情報技術部門(☎399-0006 松本市野溝西1-7-7)。^{*5} 元: 長野県工科短期大学校。

E-mail: kutsukake@nagano-c.ed.jp

な歩行始動動作がいかなるものかを示す必要がある。本研究では、健常者の直立静止状態からの歩行始動解析を行った。その結果、実験した結果のすべてにおいて床反力作用点に逆変動現象が現れた。この歩行始動における複雑な逆変動現象が、障がい者や高齢者の歩行始動を困難にしている要因の一つであると考えられる。このため、直立静止状態からの逆変動現象を力学的に解析し、その歩行始動のメカニズムを示した。また、歩行補助における定量的データを得るために、被験者と同サイズ、近似重量で、アクチュエータを歩行始動に必要な筋肉と同位置に取付けた下肢模型を製作し、矢状面に動きを限定して研究した。被験者の歩行分析から得られた測定データを基に、下肢模型のアクチュエータをタイミングよく操作することにより、下肢模型による歩行始動を再現することができ、最小限必要なサポート方法を見出すことができた。ここで、簡易な補助装置により逆変動現象の代替ができ、直立静止状態からの歩行始動が容易に実現できることを示した。また、この下肢模型は、被験者の歩行始動動作の力学的解析結果に基づいて設計されており、下肢模型の実験結果をヒト歩行始動補助に応用できることも示した。これらについて報告する。

2. 歩行始動の動作解析

健常被験者(男性, 54歳, 身長172.5 cm, 体重78 kg)について、直立静止状態からの歩行始動時の動作解析を行った。光学式三次元動作分析装置(アニメ製 Locus MA-6250, 赤外線 CCD カメラ 8 台仕様)と筋電位計(日本 GE マルケット製, マルチテレメータ MT 11)を用いて同期計測した。また、床反力計(KISTLER, TYPE 9281 CA)を用いて床反力(F_x , F_y , F_z の三分力)を測定した。

2.1 三次元動作計測 被験者の頭頂, 首後部, および左右の肩, 腰, 膝, 踝, 足小指付け根の計 12 箇所

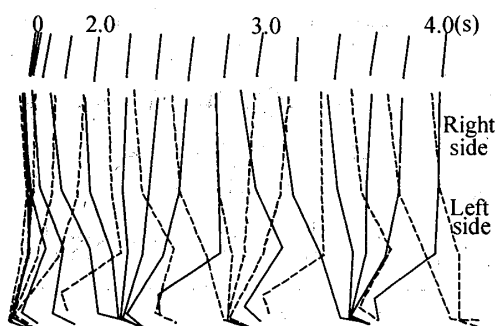


Fig. 1 Stick figures at gait initiation

を計測した。歩行を開始してから 4 秒間の歩行スティック線図を図 1 に示す。頭部および身体の右側を実線で、左側を破線で示す。なお、各線は 0.2 秒間隔で示している。ここで、最初の遊脚は右脚であるが、歩行開始後 1 秒間はほとんど動きのないことがわかる。

2.2 床反力計による計測 歩行動作解析を運動力学的に分析する方法として、床反力計が多く用いられている。本研究において、床反力計により、直立静止状態からの歩行始動期における COP の軌跡を 12 回測定した。そのすべての結果において、歩行始動から約 1 秒間に COP の逆変動現象⁽⁴⁾が見られた。著者らはこの逆変動を分析することが歩行補助につながると考え、これを力学的に解析した。以下に、歩行始動における COG の移動と床反力の関係について検討する。図 2 に、COP と COG の軌跡を示す。この COG の X, Y 座標は床反力の 2 回数值積分⁽⁷⁾によって求め、Z 座標は被験者の頭頂高さの 54%⁽⁸⁾として表示した。ここで、破線は歩行動作開始後の COP と COG の同時刻の位置を結んだ線であり、加えてこの位置での床反力の三分力 F_x , F_y , F_z の合成ベクトルも矢印で示した。図 2 より、歩行始動における COP の逆変動が見られるとともに、COP から COG に向かう床反力が認められる。図 3 は、体重心(COG)軌跡を床面へ垂直に投影させたときの位置と COP との関係を示す。歩行開始 1.0 秒までは COG がほとんど前進せず、COP が後方へ移動するに従って垂直間距離が大きく

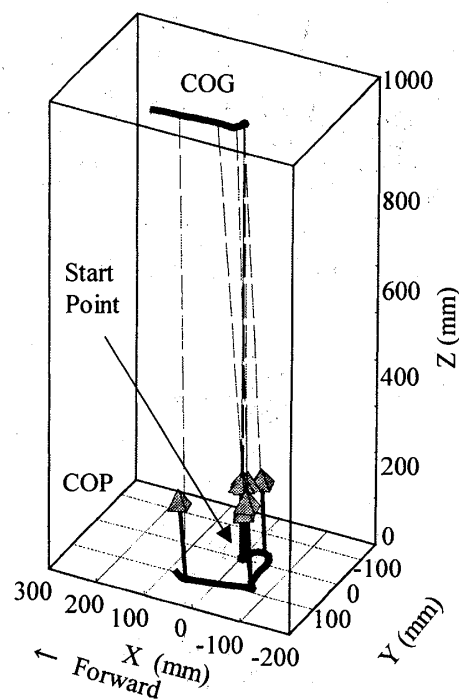


Fig. 2 3D vectors at gait initiation

なり、1.2秒後からは、COG および COP がともに前進している。これより、歩行始動時には COP の逆変動(後退)によって COG による重心モーメントが生じ⁽⁵⁾、これが身体を前方に移動する(倒す)働きをしていると考えられる。歩き出すときには身体を前傾させる必要があり、図4に示すように、より大きな重心モーメントを生じさせるには、COG の動きに影響を及ぼさない範囲で、より大きな COP の逆変動量 d を生じさせることが重要となる。ここで、重心モーメント M は次式で示される。

$$M = W \cdot d \dots\dots\dots(1)$$

M : 重心モーメント $N \cdot m$

W : 体重 N

d : COP と COG との垂直間距離 m

また、COP における摩擦力(前進力) F の大きさは、次式によって求められる。

$$F = \mu \cdot W \dots\dots\dots(2)$$

F : 摩擦力 N

μ : 摩擦係数

歩行始動時には、式(1)の重心モーメントと

式(2)の摩擦力との相互作用により、身体を前進させることが可能となる。つまり、直立静止状態からの歩行始動メカニズムとしては、COP を踵側へ移動することにより身体を前傾させるとともに、床反力によって生じる摩擦力(前進力)によって身体を前方に移動させているものと考えられる。

2・3 歩行始動時における筋電図解析

表面筋電図(Surface EMG)は、筋活動分析の基本的手段として動作解析に用いられてきた。体の運動を生み出す原因は筋収縮にあり、筋活動の評価こそがその原因を探るために重要になる⁽⁹⁾、また、関節運動は中枢神経系により、制御された筋収縮によってもたらされた緊張力と、行おうとしている動作の力学的要求との相互関係の結果として起こる⁽¹⁰⁾とされている。

本研究では、直立静止状態からの歩行始動時における表面筋電位の測定を右脚側で行い、腸腰筋、大殿筋、外側広筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、ヒラメ筋について双極導出法で測定した。左右それぞれの足から一歩を踏み出す場合について、発生する筋電位を測定した。なお、測定した筋電位には、測定時において数 Hz から数十 Hz のムーブメントアーチファクトと呼ばれ

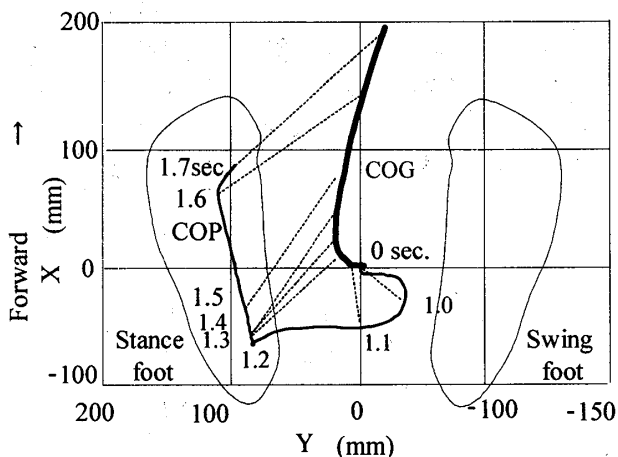


Fig. 3 COP and COG at gait initiation

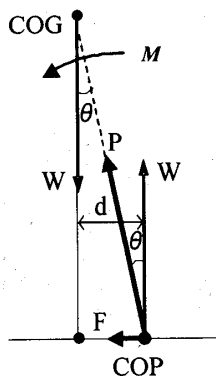


Fig. 4 Moment at gait initiation

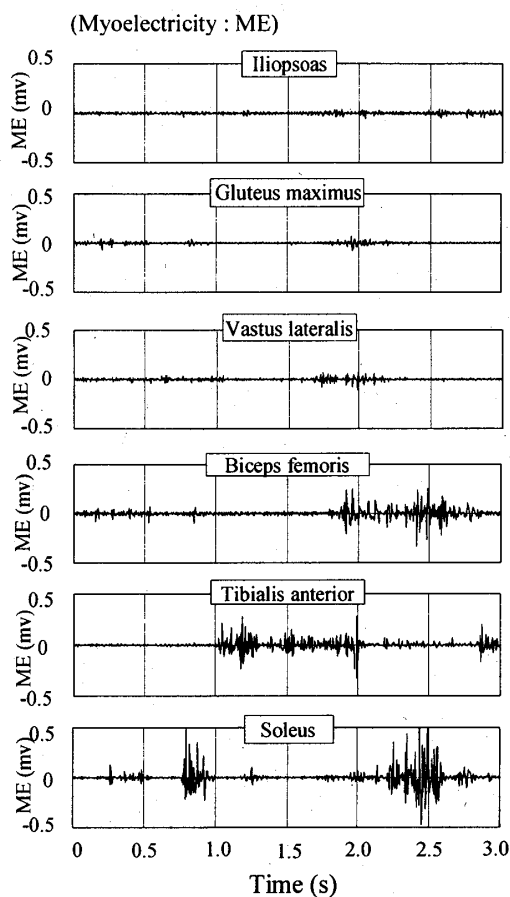


Fig. 5 Surface EMG at gait initiation

る、電極部が機械的に動くことで生じるノイズが含まれており⁽³⁾、この除去を行ったものを図示している。その結果、立脚側の筋電位には、歩行開始から1.0秒間では顕著な変化が現れなかった。これは、歩行始動時において立脚側は体重を支えることが主な役割であり、そのため、立脚側の筋活動が少ないためと考えられる。歩行始動時に筋電位変化が多く現れた遊脚側の測定結果を図5に示す。ここで、歩行始動時においては、足首関節の前脛骨筋とヒラメ筋、膝関節の大腿二頭筋と外側広筋が働いていることがわかる。最初にヒラメ筋が働いているが、これはCOPの逆変動を生じさせる働きをし、続いて前脛骨筋が働いて身体を前傾させていると考えられる。次に、大腿部を上げる動作に移るが、この方法には腸腰筋による屈曲と中殿筋による外転による方法⁽¹¹⁾があり、本研究の被験者の歩行始動においては腸腰筋の筋電位に顕著な変化が現れていないため、中殿筋を用いた外転動作により、遊脚側の大腿部を前方に出していると考えられる。なお、大腿二頭筋は膝関節の屈曲の役割を、外側広筋は膝の伸展の役割⁽¹¹⁾をしている。

3. 下肢模型による歩行始動実験

本研究では、装着形歩行補助装置の開発を目的として、図6に示す被験者と同サイズの下肢模型(質量27kg)を力学解析に基づき設計製作し、歩行開始から最初の一步を踏み出すための、最適な筋力補助方法についての検討を行った。

3.1 下肢模型の製作 前報の研究において製作した、右脚(遊脚)側に股関節部、膝関節部、足関節部を有する下肢模型に、新たに足踵部にアクチュエータを追加した。左脚(立脚)側は模型の全重量を支える構造とするため、四節回転リンク機構を採用している。また、下肢模型に33kgのおもりを被験者の体重心と同位置につるして、模型の全質量を60kgとした。各部の駆動アクチュエータとしては比較的大きな出力が得られ、力の制御が容易なエアシリンダを用いてい

る。エアシリンダは、押す・引くの二方向に作用するため、拮抗筋の役割を行うことができる。図6および表1に筋肉とエアシリンダの関係を示す。なお、下肢模型の動作は矢状面に限定し、身体の回転は考慮していない。

3.2 タイミングチャートと歩行始動実験 被験者の直立静止状態からの歩行始動筋電図を参考にしてシーケンスプログラムを作成し、OMRON社製プログラムリレーZENを用いて下肢模型の動作実験を行った。歩行始動を行うことができたエアシリンダ駆動のタイミングチャートを、図7に示す。ここで、筋電位には現れていない腸腰筋の働きを代替するシリンダAを動作させないと、下肢模型では歩行が始動しなかった。これは、下肢模型では動きが矢状面に拘束されていることで、中殿筋を用いた外転動作の代替ができないからで、そのためシリンダAを用いて大腿部の屈曲⁽¹¹⁾を行うプログラムとした。また、足首関節の動きをシリンダCのみで行うことは、安定して歩行始動を実現するうえで難しさがあつた。そこで、ヒラメ筋の最初の働き(COPの逆変動)を代替するシリンダDを追加することで、歩行始動を確実に実現できることを確認した。シリンダDは歩行模型のCOGから後方に位置する足踵部に設置しており、これで直接床面を押すことにより、COP逆変動の働きの代替を行い、

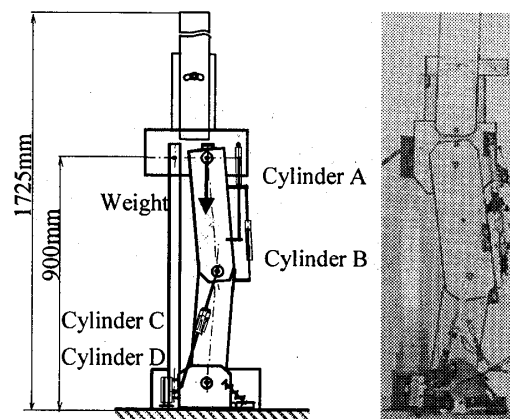


Fig. 6 Structure of leg model

Table 1 Relation of muscle and air cylinder

Air Cylinder	Push/Pull	Muscle
A	Push(+)	Gluteus maximus
	Pull(-)	Iliopsoas
B	Push(+)	Biceps femoris
	Pull(-)	Vastus lateralis
C	Push(+)	Tibialis anterior
	Pull(-)	Soleus
D	Push(+)	Soleus

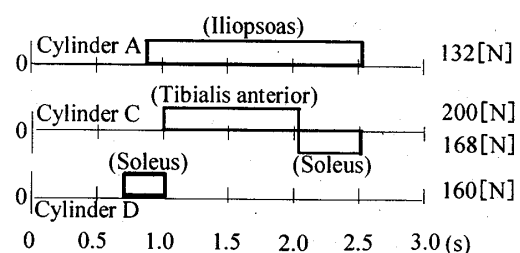


Fig. 7 Timing chart of load test at gait initiation

歩行始動モーメントを発生させる。歩行始動動作の連続写真を図8に示す。なお、筋電位測定で見られた大腿二頭筋と外側広筋の動きを行う膝関節部のシリンダBについては、これを使用しなくても歩行始動が可能であった。

前報の開脚前後起立静止状態からの下肢模型の歩行始動実験においては、股関節部の大殿筋→足首関節部の腓腹筋の順にアクチュエータを動作させる方法と、腸腰筋→ヒラメ筋の順に動作させる二つ方法で歩行始動が可能であることを示したが、本報の直立静止状態からの歩行始動実験においては、股関節部の腸腰筋と足首関節部のヒラメ筋、およびCOPの逆変動を行う足踵部のヒラメ筋を代替する3本のアクチュエータを用いることで、歩行始動が可能であることがわかった。つまり、ヒトの直立静止状態からの歩行始動については、股関節部、足首関節部および足踵部に取付けた最小限3個のアクチュエータによるアシストを行うことで、歩行始動が可能となる。特に、COPの逆変動現象の代替を行う、足関節部の踵後ろに取付けたアクチュエータを動作させることにより、歩行始動が容易に実現できる。

3・3 シリンダ推力の検討 質量27 kgの下肢模型に付加するおもりの質量を33 kg(全質量60 kg)と

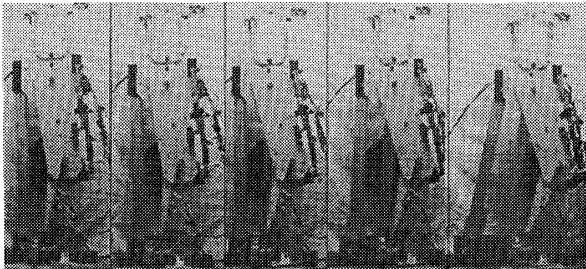


Fig. 8 Photograph of load test at gait initiation

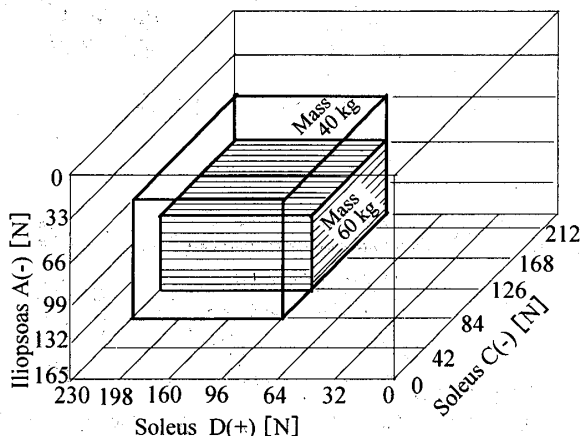


Fig. 9 Weight test at gait initiation

13 kg(同40 kg)としたときに、歩行始動に必要な各シリンダの推力を実験的に求めた。ここでシリンダ推力は、使用空気圧とシリンダ内径、およびエアシリンダ効率を80%(KOGANEI社技術資料より)として計算した。図7のタイミングで、3本のシリンダA、C、Dの圧力を相互に変化させたときの結果を図9に示す。ここで、おもりの質量を減らしても、シリンダDの逆変動代替部には96 N以上の比較的高い推力が必要であることがわかる。これは、COPの逆変動を生じさせるには比較的大きな力が必要であることを示しており、この動作のサポートを行うことが重要であるといえる。

3・4 COPの逆変動に必要なモーメントの検討

歩行始動に必要な被験者の重心モーメントは、その体重(78 kg)とCOPとCOGの垂直間距離50 mm(図3)から40 N・mと計算されるが、下肢模型(60 kg)の重心モーメントは、足部の第2のテコ⁽¹¹⁾における親指関節支点とシリンダDとの距離250 mmと、シリンダDを単独で動作させたときに必要な推力160 Nから40 N・mと計算でき、被験者の歩行始動モーメントと一致する。

以上のことから、下肢模型の歩行始動実験で得られたデータは、ヒトの歩行始動補助にも応用が可能であると考えられる。また、歩行始動(COPの逆変動)には比較的大きな力が必要となり、障がい者や高齢者にとってはこれが負担となるため、歩行始動補助を行うには、COPの逆変動を生じさせるアクチュエータの役割は大きいと考える。

4. 結 言

歩行のリハビリテーションを必要とする患者や高齢者の、弱った筋力を補う人体装着形の歩行補助装置としては、それを適用することで使用者の身体能力を高め、自力歩行を可能にすることが求められる。そのためには、軽量で必要最小限のサポートを行うことが重要となる。本研究では、直立静止状態からの歩行始動におけるサポート方法についての検討を行った。本研究の成果をまとめると次のようである。

(1) 健康被験者の直立静止状態からの歩行始動においては、床反力作用点(COP)に逆変動現象が見られるが、この逆変動によってCOPと体重心位置(COG)との間に垂直間距離が生じ、これによって生じる重心モーメントにより身体が前方に傾くとともに、COPにおける摩擦力(前進力)によって身体を前方に移動させることを示した。

(2) 被験者の歩行分析から得られた測定データを

基に、下肢模型による最適な筋力補助方法についての検討を行った結果、ヒトの直立静止状態からの歩行始動については、股関節部、足関節部および足踵部に取付けた最小限3個のアクチュエータをタイミングよくアシストを行うことで、歩行始動が可能であることを確認した。

(3) 直立静止状態からの歩行始動を行うには、COPの逆変動現象の代替を行うことが重要であるが、足関節部の踵後ろに簡易な補助装置を設置することにより、この複雑な逆変動の役割を持たせることができ、歩行始動が容易に実現できることを明らかにした。

(4) 被験者と下肢模型の歩行始動に必要な重心モーメントはほぼ一致しており、下肢模型の歩行始動実験結果をヒトの歩行始動補助に応用できることを確認した。

文 献

- (1) Cabinet Office of the Japanese Government, *Annual Report on the Aging Society*, (2005).
- (2) Kutsukake, N. et al., Study of Start Walking Assist using Leg Model and Analysis of Surface EMG and Gait Motion, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol. 70, No. 695 (2004), pp. 2118-2125.
- (3) Tsuchiya, K., *Clinical gait analysis introduction* (in Japanese), (1989), p. 11, Ishiyaku Publishers.
- (4) Tsuchiya, K. et al., On the analysis of the walking concerning the center of gravity transfer (in Japanese), *Proceedings of the 2nd Biomechanism Symposium*, (1971-11), pp. 147-162.
- (5) Ehara, Y. and Yamamoto, S., *Gait initiation and analysis of the walking* (in Japanese), Vol. 1, No. 3 (2005), p. 22, Ishiyaku Publishers.
- (6) Polcyn, A. F. et al., Age-Related Changes in the Initiation of Gait: Degradation of Central Mechanisms for Momentum Generation, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 79 (1998), pp. 1582-1589.
- (7) Sato, M. et al., Characteristics of Transient Human Gait (Experiments and Analysis by Large Force Plate), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol. 58, No. 550 (1992), pp. 1854-1859.
- (8) Sato, M., *Human engineering standard numerical value mathematical expression handbook* (in Japanese), Vol. 42 (1992), p. 42, Gihodo Shuppan.
- (9) Saito, E., Relationships between Surface EMG and Force in Skeletal Muscle, *Sogo Rehabilitation*, Vol. 24, No. 5 (1996), pp. 423-430.
- (10) Hase, K., Motor Analysis of Human Walking using Surface EMG, *Sogo Rehabilitation*, Vol. 27, No. 11 (1999), pp. 1029-1036.
- (11) Adachi, K. trans., A practical guide to muscle function, *Medical Science International*, Vol. 1, No. 1 (2000), pp. 100-113.