

人の筋電位・動作解析と下肢模型による歩行始動補助の研究*

沓掛延幸^{*1}, 手塚佳夫^{*2}, 佐藤運海^{*3}
伝田貢^{*4}, 佐藤元太郎^{*2}Study of Start Walking Assist Using Leg Model and Analysis of
Surface EMG and Gait MotionNobuyuki KUTSUKAKE^{*5}, Yoshio TEZUKA, Unkai SATO,
Mitugi DENDA and Mototaro SATO^{*5} Uedachikuma Senior High School,
626 Nakanojoh, Ueda-shi, Nagano, 386-8585 Japan

This paper describes a method of muscles assist at start walking using human leg model. We analyzed the walking motion and measured the surface EMG, and discovered there are 2 joint angle are needed for start walking, also discovered Gluteus maximus, Iliopsoas, Gastrocnemius, Soleus muscles were main components of beginning of walking. We produced the human leg model and installed the actuators instead of the muscles. And we used leg model to obtain the condition when the leg model beginning to walk from leg open position. It was confirmed that action timing of the actuator matched with the muscles work in the surface EMG. As the result, the start walking was able to be confirmed by the operation of 2 actuators in moving sequence of Gluteus maximus to Gastrocnemius muscle. Based on this discovery, we obtained basic data for the development of the wearable assisting equipment for walking in this study.

Key Words: Biomechanics, Bio-Motion, Actuator, Surface EMG, Leg Model, Walking Assist

1. 緒 言

高齢化社会とは65歳以上の人口割合(高齢化率)が7%を超えた社会とされており, その倍の14%を超えた社会を高齢化が安定したということで「高齢社会」と表現している。日本の高齢化率は2015年には26.0%となり4人に1人が高齢者となる見込みであり⁽¹⁾, 21世紀の日本は超高齢社会となる。このような状況において, 加齢によって自力での歩行が困難になる人の増加が想定される。

歩行が困難な人に対する移動支援には, 杖, 歩行器, 歩行車, 車椅子, シルバーカー等の歩行補助具や装具が用いられているが, 自力による歩行を行わずに車椅子等に頼ったままで関節や筋肉を動かさずいると, 筋力の低下を招いて寝たきりとなる「廃用症候群の悪循環」の事例が報告されている。これに対して, 歩行障害の初期の段階から自力による歩行を主とした移動訓

練を行うことでADL(Activities of daily living: 日常生活行為)の自立, QOL(Quality of life)の向上を指向する試みが注目され成果を上げている⁽²⁾。ここでは, 歩行補助具や装具を適切に用いることがポイントであり, その使用は必要最小限にとどめることが肝要となる。

現在, 高齢者の自立した生活をサポートすることを目的として人体装着形の歩行補助装置の研究^{(3)~(5)}が進められているが, 高齢者が実際に装着して使用するには小形軽量化が課題となっている。また, 人の装着感を向上させるには機器の要素自身またはその一部が適度な柔軟性を持つことが望ましい⁽⁶⁾。それらの目的を達成させるために高出力で柔らかいアクチュエータ⁽⁷⁾⁽⁸⁾が開発され, 人の筋肉の役割を担うものとして注目されるが, これらを用いて歩行補助を行うには, どの筋肉をどのようにサポートするのか, 最小限必要なサポート方法を見出すことが重要であると考えられる。

本研究では, 人体装着形の歩行補助装置の開発を目的とし, その基礎的研究として, 開脚起立(静止)状態から連続した歩行を始めるまでの間についてその動作解析を行い, さらに人間の下肢模型を製作して最適な筋力補助方法についての検討を行った。実際の歩行においては, 歩行が始まれば慣性によってより少ない力

* 原稿受付 2003年3月27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 長野県工科短期大学校。

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

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最も重要な課題の一つとなる。ここで、開脚状態から歩行の始まる段階、つまり両脚が体重を支えて立っている状態から後ろ足のかかとが地面を離れて次に接地するまでの間を「歩行始動期」と定義し、人の歩行始動期にどのような筋肉がどのようなタイミングで働いているかを解析した。その結果、複雑な人の筋肉の中で歩行を行う上で主体的に用いられる筋肉を確認できた。この結果を人体装着形の歩行補助装置の制御に用いるために人体の下肢模型を試作し、これにアクチュエータ(エアシリンダ)を取付けて歩行始動実験を行った。下肢模型を用いたのは、研究の初期段階において人体に直接アクチュエータを取付けて種々の動作実験を行うことは、人体が耐えうる以上の負荷がかかる恐れがあつて危険であるとともに、より客観的なデータを得るには人体構造に擬した装置(模型)を用いて検討を行うことが有効であると考えたからである。

実験の結果、歩行メカニズム解析の結果と同じ位置に取付けた最少2個のアクチュエータをタイミング良く操作することにより歩行始動を再現することができ、その歩行補助を行う上で最も有効と考えられる制御方法を見出すことができたので報告する。

2. 歩行始動の動作解析

健康被験者(男性, 50歳, 身長173cm, 体重78kg)の下肢について、歩行始動期にどの脚部およびどの筋肉が主に働くかを、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、同時に計測した結果を以下に示す。

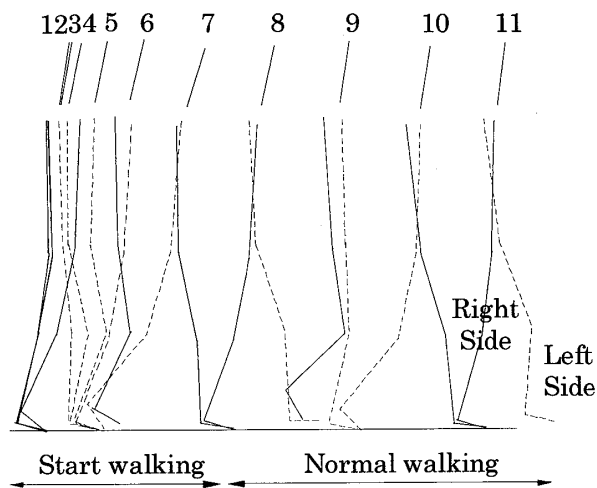


Fig. 1 Stick figures of Start walking

2・1 三次元動作計測による歩行始動解析 被験者の頭頂, 首, 肩, 肘, 手, 腰, 膝, くるぶし, 足小指付根の計16箇所に反射マークを取付け、歩行時の三次元位置を計測した。

2・1・1 開脚状態からの歩行解析 歩行始動については、両脚を開いた状態からと両脚を開かずに起立状態からの始動があるが、本実験では被験者の右足を体中心位置から後ろへ230mm下げた開脚状態からの歩行始動について解析を行った。歩行距離は歩行始動から定常歩行へ移るまでとした。ここで、初期状態を片足を少し下げた状態としたのは、下肢に不安を持つ高齢者が安定した状態で立っているには、両足を前後・左右に少し開くことが必要と考えたからである。

以下では、人の右側面から見た各部位の二次元位置データの解析結果について述べる。図1に上肢を除く12標点をプロットした歩行動作結果を示す。番号1~11は約0.4秒の等時間間隔を示している。ここで、歩行始動の初期(番号1~4)においては身体の移動が少ないことがわかる。

図2は図1における被験者の右脚(遊脚)側の角度変化を表したものである。ここで、上体の移動を示す角度 θ_e は、 θ_b (膝関節角度)、 θ_a (足と床との角度)、 θ_c (股関節角度)に影響されて、歩行位置4あたりから変化を始める。それに伴って、上体が左脚のかかとを支点として前方へ押出されていく。これについて、幾何学的に解析した結果を以下に示す。

2・1・2 歩行始動の理論解析 人の下肢を右側面から見たようすを、5個の関節と6個のリンクからなる二次元の機構図として図3に示す。図3において、A点の座標(X_a, Y_a)と左脚の前傾角度 θ_e を求める。

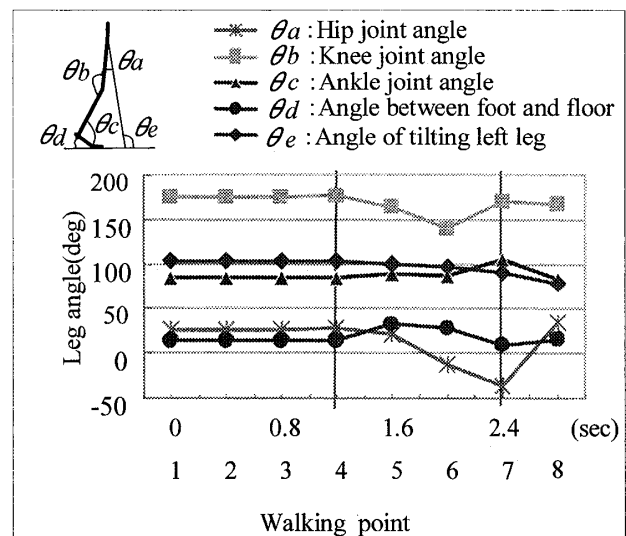


Fig. 2 Start walking Leg angle

基準位置から反時計方向に回転する角度の符号を“+”，時計方向を“-”とし，リンク \overline{DC} , \overline{CB} , \overline{BA} の長さを l_1, l_2, l_3 ，ベクトルを $\vec{P}_1, \vec{P}_2, \vec{P}_3$ とする．また， \vec{P}_1 が X 軸となす角度を θ_1 ， \vec{P}_2 が \vec{P}_1 となす角度を θ_2 ， \vec{P}_3 が \vec{P}_2 となす角度を θ_3 とすると， \overline{DA} のベクトル \vec{P} は，

$$\vec{P} = \vec{P}_1 + \vec{P}_2 + \vec{P}_3 \dots\dots\dots (1)$$

$$\vec{P}_1 = E^{k\theta_1} \cdot \vec{L}_1 \dots\dots\dots (2)$$

$$\vec{P}_2 = E^{k\theta_1} \cdot E^{k\theta_2} \cdot \vec{L}_2 \dots\dots\dots (3)$$

$$\vec{P}_3 = E^{k\theta_1} \cdot E^{k\theta_2} \cdot E^{k\theta_3} \cdot \vec{L}_3 \dots\dots\dots (4)$$

ここで，

$$E^{k\theta_i} = \begin{vmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \end{vmatrix}, \vec{L}_i = \begin{vmatrix} l_i \\ 0 \end{vmatrix}$$

また， $\theta_1 = \pi - \theta_a$ ， $\theta_2 = -(\pi - \theta_c)$ ， $\theta_3 = \pi - \theta_b$ であり， A 点の座標 (X_a, Y_a) は，

$$\vec{P} = \begin{vmatrix} X_a \\ Y_a \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} -l_1 \cdot \cos \theta_a + l_2 \cdot \cos(\theta_a - \theta_c) - l_3 \cdot \cos(\theta_a - \theta_c + \theta_b) \\ l_1 \cdot \sin \theta_a - l_2 \cdot \sin(\theta_a - \theta_c) + l_3 \cdot \sin(\theta_a - \theta_c + \theta_b) \end{vmatrix} \dots\dots\dots (5)$$

で求められる．

ここで，図3に示すように左脚 AF は右脚を支える働きをするために A 点は F を中心に円運動を行うことから，

$$(X_a - e)^2 + Y_a^2 = (l_2 + l_3)^2 \dots\dots\dots (6)$$

が拘束条件となる．なお，前述の反射マーカによる三次元位置測定結果から，歩行始動期においては左脚（立脚側）はほぼ完全伸展していることが確認されている．式(6)より， $\theta_b, \theta_c, \theta_a$ のうち一つの角度が決定されるが，図3から明らかのように，これに股関節角度

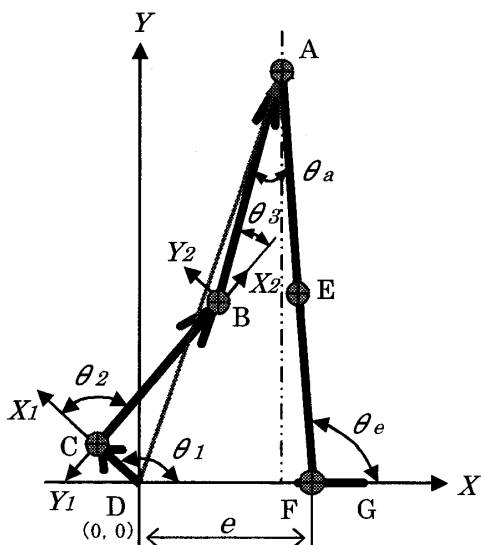


Fig. 3 Start walking Analysis

θ_a を加えた四つの角度のうち二つが決まれば A 点の座標も定まることになる．

また，左脚の前傾角度 θ_e は，

$$\theta_e = \frac{\pi}{2} + \tan^{-1} \left(\frac{e - X_a}{Y_a} \right) \dots\dots\dots (7)$$

で求められる．

したがって遊脚を支えようとする左脚がつくる前傾角度 θ_e は， $\theta_a, \theta_b, \theta_c, \theta_d$ のいずれか二つの角度によって決まる．これは，これらいずれか二つの角度を制御することで体重心の移動が可能であることを示している．

歩行動作について巖見ら⁽⁹⁾ は，歩行を体重心の移動としてモデル化し，歩行中に体重心に作用する外力の床反力(足が床をける力の反作用)と重力の合力が歩行のための推進力となることを示したが，本研究における膝関節角および足関節角は，足が床をける力を付与する働きをしている．

2.2 表面筋電位の計測

上記の解析結果から，人が歩行を始動するためには，下肢では股関節角度と膝関節角度および足関節角度が重要な役割を果たしていることが確認できた．股関節を動かすためには主として腸腰筋および大殿筋が，膝関節を動かすには大腿直筋，外側広筋および大腿二頭筋(長頭・短頭)⁽¹⁰⁾ が主として働いており，足関節については腓腹筋およびヒラメ筋および前けい骨筋が主として働くことが知られている⁽¹¹⁾．これらの筋肉を図4に示す．以下に，各関節を動かす筋肉の働きを明らかにするため，表面筋電位を計測した結果を示す．

2.2.1 筋電位について

筋力を生み出す要因は筋収縮にあり⁽¹²⁾，その際に微弱な活動電位を発生する．筋力発生過程で生じてくる筋電図を用いることは，筋肉の働くタイミングを見る上でも妥当である．

①	Iliopsoas
②	Gluteus maximus
③	Rectus femoris
④	Vastus lateralis
⑤	Biceps femoris
⑥	Gastrocnemius
⑦	Soleus
⑧	Tibialis anterior

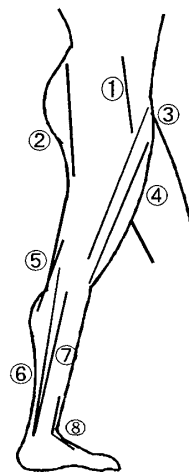


Fig. 4 Main muscles for Start walking

筋電位は、用いる電極によって針筋電位と表面筋電位に分けられる。表面筋電位は医療関係者以外でも扱えるため、本研究ではこの表面筋電位を計測した。

2・2・2 表面筋電図の解析 図4および図5に示すように、被験者の右下肢8箇所(筋)の筋肉表面に双極導出法⁽¹²⁾により電極を取付けて表面筋電位を記録した。測定は三次元動作解析と同時にを行い、開脚状態における歩行始動から定常歩行へ移る間で行った。測定は5回行い、図6にその一例(右遊脚側の表面筋電図)を示す。また、図6から各筋肉が働くタイミングおよび強弱をまとめたものを図7に示す。

開脚状態からの歩行始動では、図1の動作分析で明らかかなように、歩行始動の初期(位置番号1~4)は身体の移動が少ない。しかし、図6の筋電図においては、番号1から4の間で大殿筋が働いていることがわかる。その後、4から5において脚の後側の大殿筋、大腿二頭筋、腓腹筋、ヒラメ筋が働く、位置番号5~7については、右脚が遊脚となって床面を離れて空中を移動する状態であり、このときの筋電図では、腸腰筋、大腿二頭筋、外側広筋、前けい骨筋が働いている。位置番号7以降から定常歩行に移るが、このことはこれ以降の筋電図において各筋がシーケンシャルに繰返し働いていることから確認できた。

また、筋電位は実際に筋が収縮し始める前に発生することが知られているが⁽¹³⁾、本研究においても、関節角度の変化を示す図2と表面筋電図(図6)を比較すると、腓腹筋(図6-⑥)とヒラメ筋(図6-⑦)が働き始めてから約0.2秒後に床との角度 θ_d (図2の位置番号4)が変化しており、そのことが確認できた。

表面筋電位の測定により、歩行時の下肢の筋肉が働くタイミングを確認できた。開脚からの歩行始動においては、まず脚の裏側の大殿筋が働き、次に脛脛(ふくらはぎ)の腓腹筋、ヒラメ筋が働くことが特徴である。

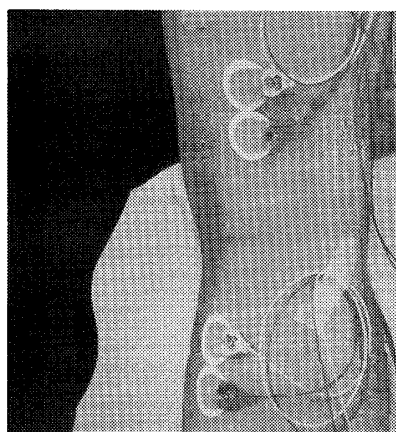


Fig. 5 Photograph of Surface EMG Sensor

特に平常歩行に移行したときに比べ、歩行始動期においては大殿筋、腓腹筋、ヒラメ筋の役割が大きい。

3. 筋力補助の検討

3・1 下肢模型の試作 本研究では、装着形の歩行補助装置開発を目的とし、その基礎的研究として、人間の下肢模型を製作して歩行始動の検討を行った。被験者(身長173 cm、体重78 kg)の脚部と同サイズで股関節、膝関節、足関節を有する身体片脚部の下肢模型を製作した。製作した模型の機構を図8に示す。こ

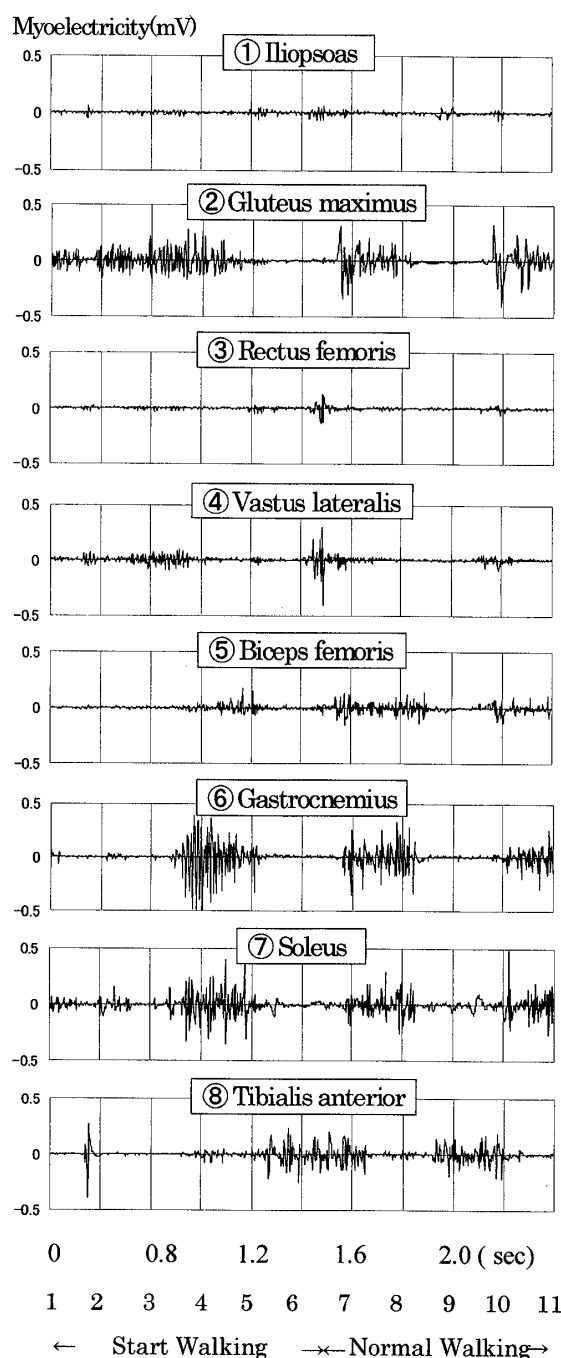


Fig. 6 Surface EMG at Start walking

ここで、足関節部の床面からの高さは85 mm、下腿部(足関節～膝関節間)および上腿部(膝関節～股関節間)の長さは380 mmである。なお、歩行始動期において下肢の立脚側は支点を中心として回転するのみで長さの変化はほとんどないため、また、常に上体を直立に保ち、かつ実験において上体を十分支えることができる構造とするために、この下肢模型の左脚をアルミ角パイプ材(66 mm×74 mm)2本による四節回転機構(平行リンク長さ760 mm)とした。また、右脚は板厚15 mmの亚克力樹脂を用いて、股関節、膝関節、足関節を設けた。

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、また、力の制御が容易なエアシリンダ(コガネイ製ロッドシリンダ、φ25、ストローク75

mm)を用いた。エアシリンダは人の歩行に關与する筋肉と同じ働きをする位置に取付けた。図8に示すように、股関節の筋肉にあたる部分にシリンダAを、膝関節の筋肉にあたる部分にシリンダBを、足関節の筋肉にあたる部分にシリンダCを取付けて実験を行った。製作した下肢模型の総質量は20 kgである。

3.2 エアシリンダと筋力補助

人の筋力を生み出す要因は筋収縮にある。エアシリンダは押出しと引張りの両方に動作するため、拮抗筋と同じ働きが可能であり、下肢の拮抗筋群に対して3個のシリンダを当てはめた。表1にシリンダとこれに対応する筋の名称を示す。

Joint	Muscle	Committing time
Hip joint	①	—————
	②	————— ———— ————
Knee joint	③	—————
	④	————— ————
	⑤	————— ———— ————
Ankle joint	⑥	————— ———— ————
	⑦	————— ———— ————
	⑧	————— ———— ————
Walking position		1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11
		← Starting walking Normal walking →

Fig. 7 Muscle timing of Start walking

Table 1 Relation of Muscle and Air cylinder

Cylinder	Push/Pull	Muscle
A	Push(+)	② Gluteus maximus
	Pull(-)	① Iliopsoas
B1	Push(+)	⑤ Biceps femoris (Long head)
	Pull(-)	③ Rectus femoris
B2	Push(+)	⑤ Biceps femoris (Short head)
	Pull(-)	④ Vastus lateralis
C1	Push(+)	—————
	Pull(-)	⑥ Gastrocnemius
C2	Push(+)	⑧ Tibialis anterior
	Pull(-)	⑦ Soleus

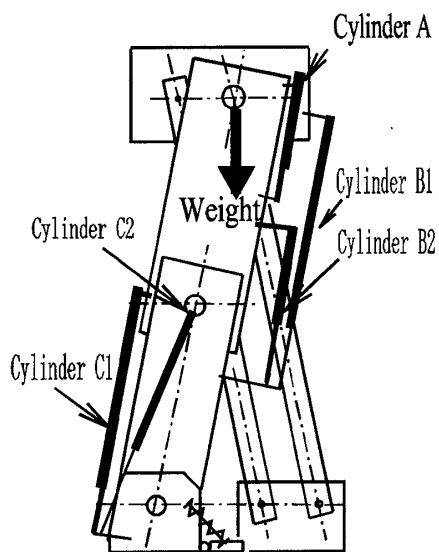


Fig. 8 Structure of Leg model

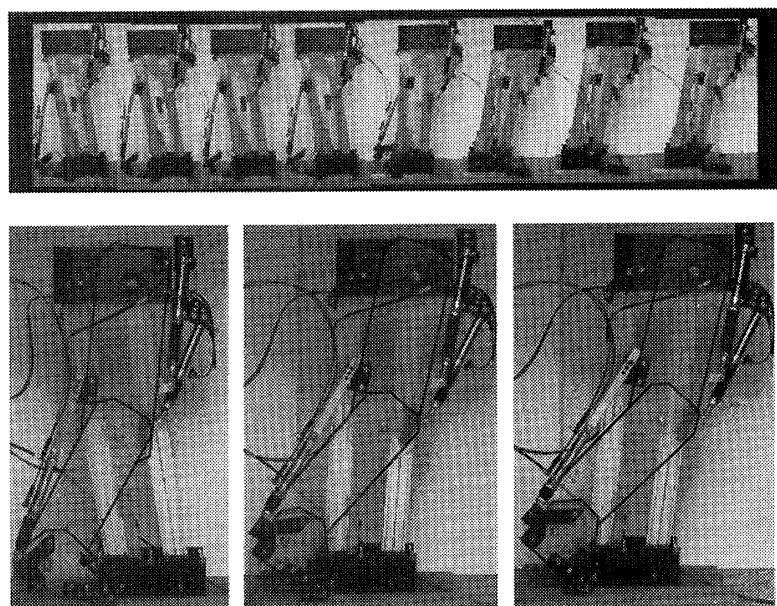
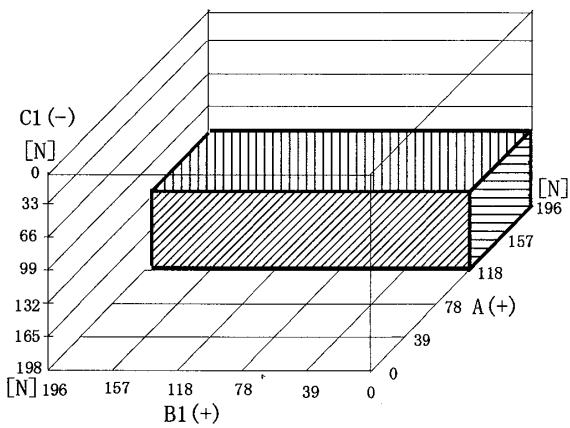


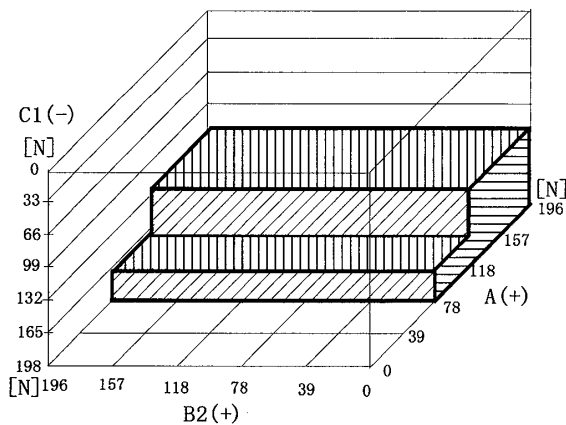
Fig. 9 Start walking photograph of Leg model

4. アクチュエータ動作試験

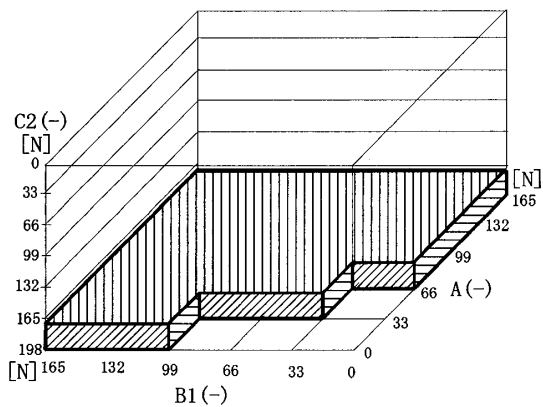
三つのシリンダに加える圧力および動作のタイミングを変え、また、B、Cの二つのシリンダ取付位置も変えながら、下肢模型が開脚状態から歩行始動動作をする組合せを実験的に求めた。3267とおりに及ぶ動作試験の結果、223と通りの組合せ動作において図9に



(a) Air cylinder A(+) \cdot B1(+) \cdot C1(-)



(b) Air cylinder A(+) \cdot B2(+) \cdot C1(-)



(c) Air cylinder A(-) \cdot B1(-) \cdot C2(-)

Fig. 10 Combination of Cylinder thrust

示すような歩行始動が確認できた。

図10に歩行始動が可能であったシリンダ推力の組合せを示す。図10の斜線部内の推力で動作させることにより歩行始動が行えた。またこれは、シリンダをシーケンシャルに動作させることにより可能になった

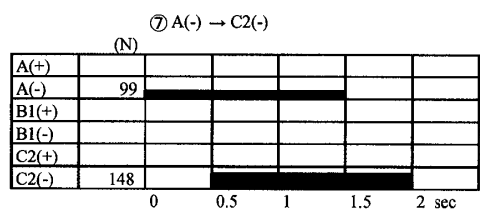
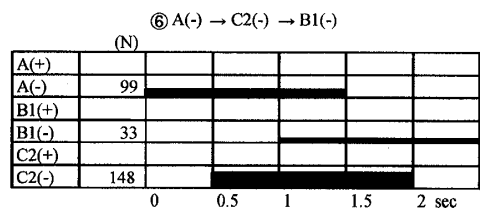
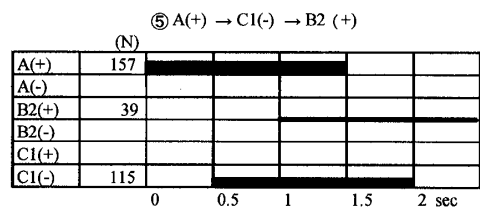
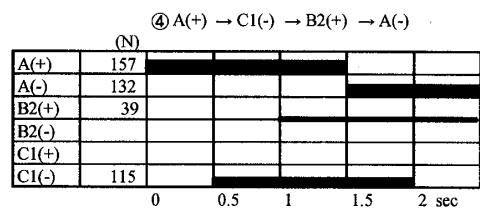
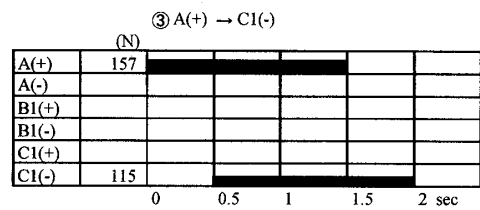
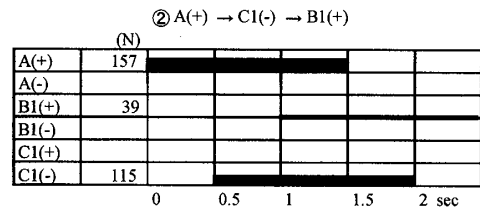
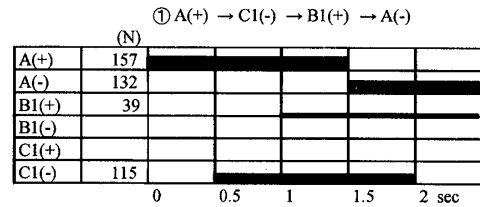


Fig. 11 Example of Start walking

もので、図 11 に代表的な動作事例①～⑦を示す。なお、図 11 に示す横バーはシリンダの作動状態を示し、バーの太さはシリンダ推力の大きさを表す。細線は 50 N 未満、太線は 50～99 N、極太線は 100 N 以上の力を示す。なお、シリンダ効率は 80% (コガネイ駆動機器総合カタログ Ver. 2) として計算した。

ここで歩行始動を行うために A, B, C の三つのシリンダを動作させたが、図 10 に示されるようにシリンダ B が働かない場合(③と⑦)でも歩行始動が行えることがわかる。これは、人の歩行に必要な筋肉の中でも大殿筋と腓腹筋、または腸腰筋とヒラメ筋の二つの筋部にアシストを加えることで、人の歩行を始動させることが可能であることを示している。また、これは表面筋電位の測定結果(2章)と一致する。

5. 負荷試験

製作した模型は下肢部のみであるが、実際にはここ

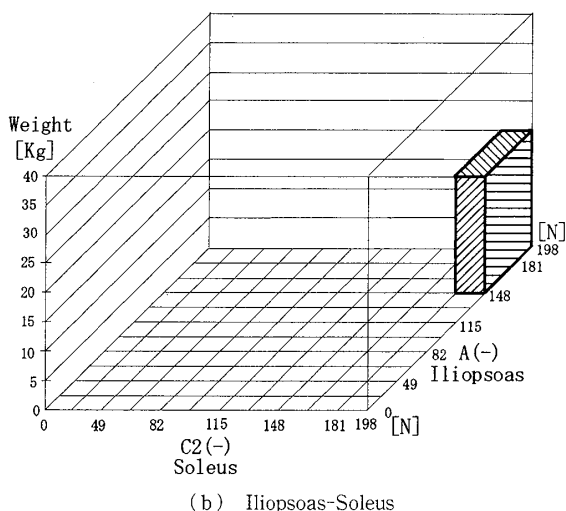
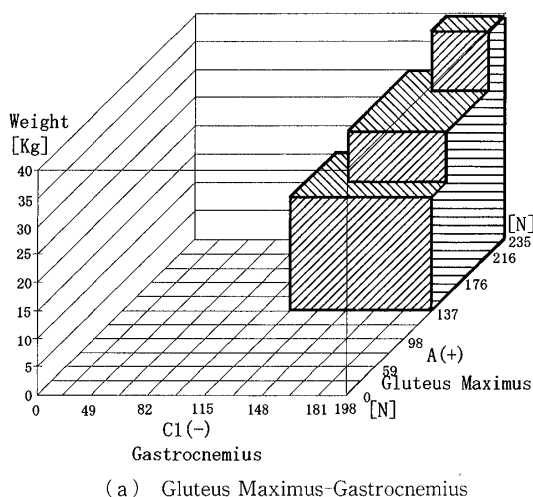


Fig. 12 Weight Test

に人の上部部の荷重が加わることになる。そこで、下肢模型上部に質量 20 kg, 30 kg, 40 kg の重りを付加した場合の歩行始動実験を行った。実験は、シリンダ A と C の二つのシリンダの組合せについて行った。大殿筋部と腓腹筋部をアシストするシリンダの組合せ動作 [A(+)-C1(-)] において、下肢模型に付加した荷重に対し、図 12(a) に示すシリンダ推力を加えることにより歩行始動が確認できた。一方、腸腰筋部とヒラメ筋部をアシストして歩行始動を行う場合 [A(-)-C2(-)] には、下肢模型に付加した荷重に対して、図 12(b) に示すシリンダ推力が必要であった。

これより、大殿筋部と腓腹筋部をアシストするほうが、腸腰筋部とヒラメ筋部をアシストするより少ないサポート力で歩行始動が可能であることがわかる。これは、腓腹筋部とヒラメ筋部ではシリンダ C の足部側の取付位置が異なるため、その違いによって足関節に働くトルクが腓腹筋部をアシストしたほうが大きくなるためと考えられる。以上の実験結果から、全質量 60 kg の下肢模型を歩行始動させるための条件として、大殿筋部と腓腹筋部に取付けた最少 2 個のアクチュエータを、大殿筋部→腓腹筋部の順に動作させることにより歩行始動が行えることを確認した。

6. 結 言

加齢や下肢損傷等により歩行が困難となった人が、自らの力で歩き、早期の ADL の自立を行うには、なによりも本人の強い意志が必要である。人体装着形の歩行補助装置を開発する上においても、必要最小限のサポートで使用者の残存能力を高めることが肝要であり、本研究によってその一步を踏み出すことができたものとする。

本研究の結果をまとめると次のようである。

(1) 歩行動作解析により、開脚状態からの歩行始動に必要な関節とその働きを明らかにした。ここで、二つの関節角度が定まることが歩行始動において必要であることがわかった。

(2) 人体の表面筋電位測定により、歩行始動に必要な筋肉を確認した。歩行始動には、大殿筋、腸腰筋、腓腹筋、ヒラメ筋等が主として働いており、それらがシークエンシャルに働くことで歩行始動が行われていることを確認した。

(3) 人の下肢サイズの実験用模型を製作し、股関節、膝関節、足関節部に人の筋肉の代替となるアクチュエータを取付け、アクチュエータとその出力の組合せを適切にコントロールすることによって、歩行始動動作を実験的に再現させることができた。また、この

動作タイミングは表面筋電図における筋肉の働きと一致することを確認した。

(4) 負荷試験から、大殿筋部と腓腹筋部に取り付けた最少2個のアクチュエータを、大殿筋部→腓腹筋部の順に動作させることにより歩行始動が行えることを確認した。

文 献

- (1) 内閣府政策統括官, 平成14年版高齢社会白書, (2002).
- (2) 大川弥生, 目的指向的介護の理論と実際, (2000), 4-42, 中央法規出版.
- (3) 武田行生・樋口勝・竹内由貴夫・丸山剛生, 装着形歩行アシストシステムに関する研究, 日本機械学会 [No. 02-34] 第2回福祉工学シンポジウム講演論文集, (2002-11), 225-228.
- (4) 山本圭治郎・兵頭和人・石井峰雄・松尾崇, 介護用パワーアシストスーツの開発, 機論, **67**-657, C (2001), 1499-1506.
- (5) 田中博志・國生政義・近藤誠人・岡村純平・山海嘉之, 歩行機能障害者のためのHASと運動制御, 日本機械学会 [No. 99-3] 第11回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, (1999-3), 140-141.
- (6) 川村貞夫, ウェアラブル・ロボットのアクチュエータとシステム, 日本ロボット学会誌, **20**-8 (2002), 783-786.
- (7) 大西和夫・瀬和信吾, 高分子アクチュエータ材料とその応用, 生体材料, **20**-2 (2002), 85-90.
- (8) 西嶋隆・山本晃生・樋口俊郎・稲葉昭夫, 柔軟な構造を有する静電フィルムアクチュエータの開発, 精密工学会誌, **69**-3 (2003), 443-447.
- (9) 巖見武裕・宮脇和人・大日方五郎, FES歩行のための下肢冗長筋の運動学的機能解析, 機論, **65**-636, C (1999), 3302-3308.
- (10) 高浜逸郎・藤田昌大, 歩行時の下肢の筋肉の作動時期と筋力についての実験的解析, バイオメカニズム7, (1984), 265-277, 東京大学出版会.
- (11) Kingston, B. (足立和隆訳), よくわかる筋の機能解剖, (2000), メディカル・サイエンス・インターナショナル.
- (12) 才藤栄一・金田嘉清・岡田誠・高橋修, 表面筋電図による筋力推定, 総合リハビリテーション, **24**-5 (1996), 423-430.
- (13) 小金沢綱一・加藤一郎, 義肢制御を目的とした新しい筋電位処理方式と筋電位を用いた歩行周期予測の試み, 医用電子と生体工学, **21**-6 (1983), 452-457.