

琉球大学学術リポジトリ

リンク機構による2足歩行模型の研究（機構を中心に）

メタデータ	言語: 出版者: 琉球大学教育学部 公開日: 2007-10-25 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 新里, 祐宏 メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/20.500.12000/2125

リンク機構による2足歩行模型の研究 (機構を中心に)

新里 祐 宏

A Study on Bipedal Locomotion Model by Link Work (on Mechanisms)

Sukehiro SHINZATO*

(Received July 10, 1979)

1. 緒 言

中学校技術科の機械領域、とりわけ第2学年「機械1」の機構の分野において、その導入として生徒に興味ある教具を用いることが重要なことは言うまでもない。

そこで、機構の基本であるリンク機構を用いて、模型としてもっとも興味を示すと考えられる人間の歩行模型を製作、提示することは教育効果の面で高いものが期待できる。

これまでの2足歩行模型は大腿部だけの動きを取り入れたものであったが、ここでは下腿部の動きを加えたより人間的な動きをする模型について、その機構を中心に報告する。歩行動作の解析は、ストロボスコープを使って撮影した多重露出画から、大腿部、下腿部の屈曲角の時間的変化を測って得られた歩行特性曲線をもとに行なった。なお足部については、本研究で用いた方法では十分に解析できないので、ここではふれない。

2. 2足歩行動作の解析

2.1 ストロボスコープによる多重露出画

2足歩行に対する統一された評価の方法はまだ確立されていない。したがって歩行解析の方法にも、運動学的解析(映画、多重露出画、パソグラフ)や運動力学的解析(床反力板、足圧痕、E.M.G.)があり、種々の観点から歩行動作が解析されている¹⁾。

一方、システムとしての人間の歩行動作はサブシステムとしての頭部、体幹、上肢、下肢の微妙なバランスによって行なわれているが、ここでは下肢だけの動きに着目し、解析方法としてはストロボスコープによる多重露出画法を採用した。

被験者(男子)に黒のストッキングを2枚着用させ、左足の股関節、膝関節、踝関節に直径2cmの白紙を貼

りつけ(図1)、開放シャッターのカメラの前を右から左へ歩行させる。ここで採用されたストロボスコープの点滅周波数は、 6Hz 、 8Hz 、 10Hz 、 12Hz 、 14Hz 、 18Hz 、 20Hz であった。

歩行の重要な要素として、その形態と速度を考慮することができるが、ストロボスコープが点滅照明のため、その周波数が行進曲と同様の作用をしたり、低周波の時には足元が暗くて歩きにくいといった被験者の感想が裏付

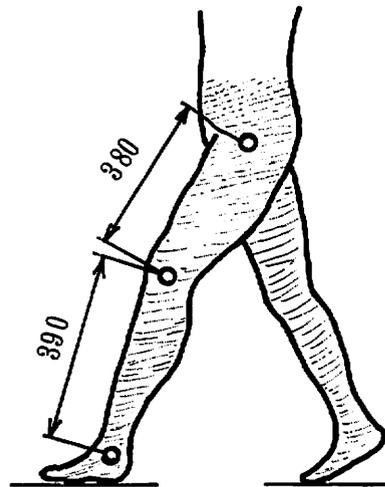


図1 被験者の関節間の寸法

けるように、実験結果も周波数が高くなるにつれて速さが増す傾向があった。しかし、歩行形態への影響は一つの傾向としては表われていない。

6Hz の時の多重露出画の例を図2に示す。

* Tech. Educ., Coll. of Educ., Univ. of the Ryukyus

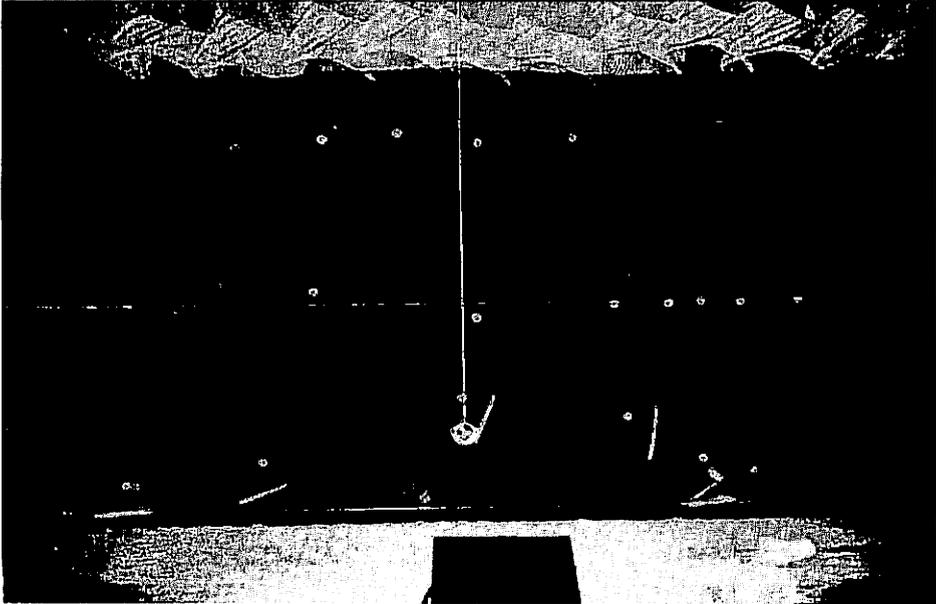


図 2 多重露出画の例 (6Hz)

2.2 歩行動作の解析

下肢の各関節の自由度は、足先部の関節で 1、踝関節で 2、膝関節で 1、股関節で 3 と全体で 14 となるが⁹⁾、ここでは、足先部の関節については自由度 0 (足部は一体) とし、他のすべての関節で自由度 1 として考えている。すなわち、歩行時の左右への体の傾きについては考慮しないことになる。また重心の移動についても解析の対象外においた。

図 3 は下肢のリンクモデルである。 θ_1 は大腿部の鉛直軸からの振れ角で、 θ_2 は大腿部に対する下腿部の振れ角を示している。本研究ではこの θ_1 と θ_2 の時間的変化をもって歩行動作を解析した。なお、 θ_1 は鉛直軸より前方をプラス、後方をマイナスと定義する。 θ_2 は被験者の場合 174° を越すことはなかった。先に記した理由で、踝関節以下の足部については解析していない。

各周波数における θ_1 、 θ_2 の変化を写真から測定し、横軸を時間として表現すると、振幅は大差ないものの、周期 (歩行速度) は 6Hz で 1.2 sec、 20Hz で 1.05 sec と差があったので、各図を重ね合わせて図式的な平均化を試みた。結果は 14Hz の振幅、周期とよく一致したので 14Hz の曲線をもって「この研究における被験者の歩行特性曲線」とした。ここでことさら「この研究における

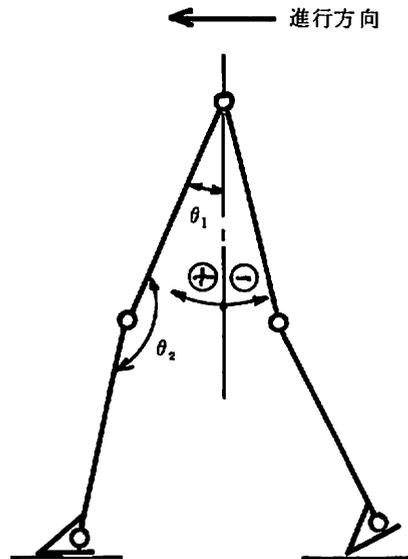


図 3 下肢のリンクモデル

被験者の”とことわったのは、歩行動作が人により、時により容易に変わり得るからである。しかし、その場合でもやはり通常的人間的な歩き方をしていないには違いない

ので、この歩行特性曲線は本研究の目的からして十分に意味をもつものである。

図4にその結果を示す。時間の基準はどこにとってもよい。大腿部は前方に 90° 、後方に 14° 振られている。また、前方へ持ち上げられるときは早く、後方へ下げるときは遅いことがわかる。下腿部は踵の接地の少し前に最大角 174° で、前へ送り出すためいっばいに曲げた状

態で最小の 105° となっている。接地の直前から、足先を蹴り上げるまでほとんど変化がない。すなわち、大腿部と下腿部がほぼ直線になった状態で歩行が行なわれていることがわかる。

一方、両脚に白点をつけた写真から、両脚の位相のずれは 180° であることが確認された。

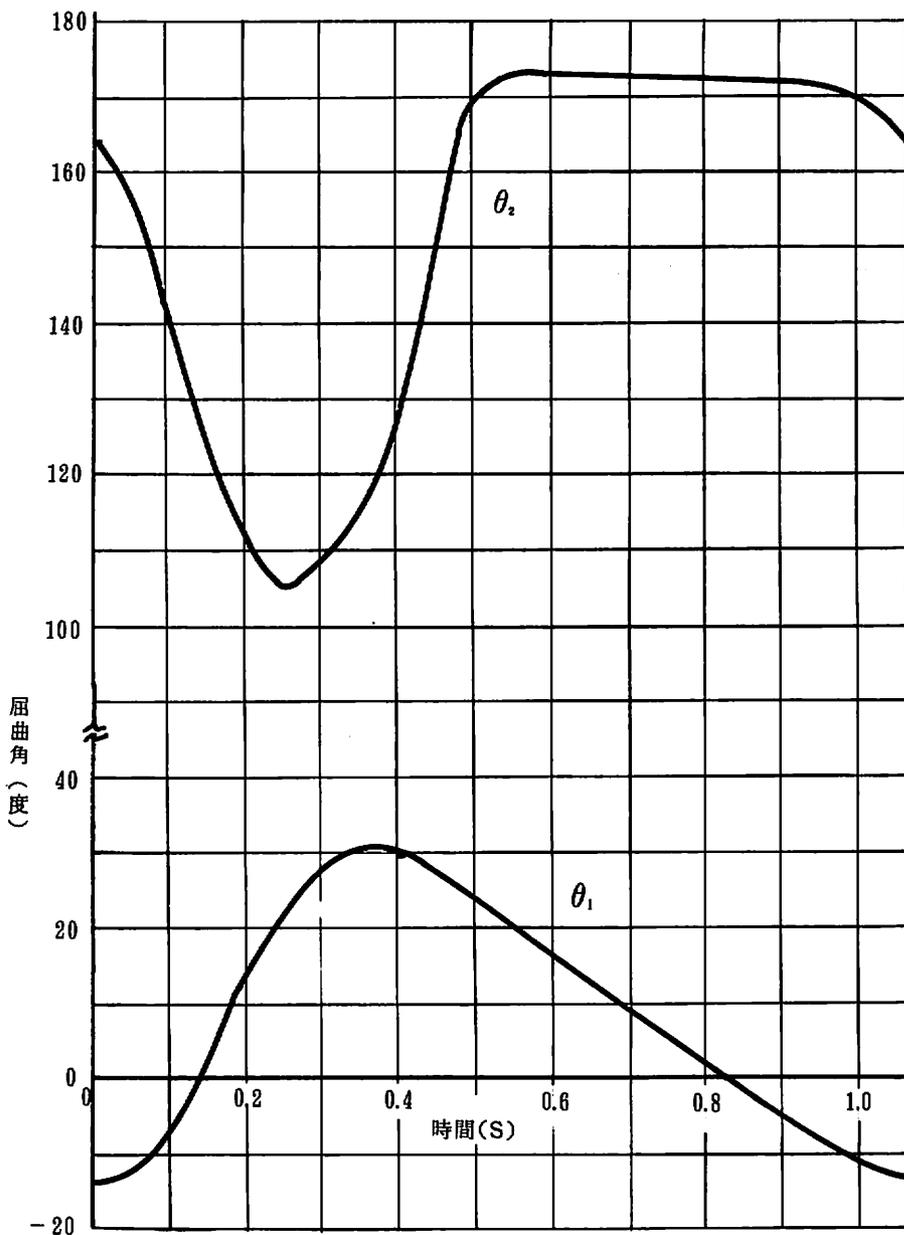


図4 歩行特性曲線

3. リンク機構による2足歩行の実現

先に示したように、本研究では、左右への体の傾き、重心の移動は考慮していないので、完全にバランスのとれた2足歩行の実現は不可能である。したがって、ここでは2輪者を押して歩く構造にすることにより3点支持の状態を作り立姿勢を維持した。

3.1 大腿部の機構

図4の特性曲線で θ_1 は最小値から最大値までが1/3周期、最大値から最小値までが2/3周期であることに着目すると、揺動スライダクランク機構（早戻り機構）の利用が考えられる。

図5の機構において、クランク a を反時計方向に回転させると、揺動節であるリンク d が右行に要する角度 β と左行に要する角度 α の比を $\alpha : \beta = 1 : 2 = 120^\circ : 240^\circ$ とすれば、 θ_1 の周期に関しては満足することになる。一方 θ_1 の振幅は図4から 44° であるから、 $\phi_1 = \phi_2 = 22^\circ$ になるように各リンクの長さを決定すればよい。実際には θ_1 は正側に 31° 、負側に 13° 振れているので、 $N-N$ 軸を鉛直軸 $N'-N'$ に対して 9° 正側に傾ける。

しかし、図の幾何学的関係から明らかのように、 $\phi_1 = 22^\circ$ とすると、 $\alpha_1 = \alpha/2 = 68^\circ$ となり、 $\alpha = 2\alpha_1 = 120^\circ$ の条件を満たさなくなる。一方、 $\alpha = 120^\circ$ とすると、 $\phi_1 = 30^\circ$ となり大腿部の振り上げ角が実際より大きくなる。したがって、ここでは $\phi_1 = 22^\circ$ 、 $\alpha_1 = \alpha/2 = 68^\circ$ を採用した。クランク a とフレーム b の関係は $a = b \sin 22^\circ = 0.375b$ より、 a か b のどちらかを決定すれば他が自動的に決まる。 $a = 6.5$ 、 $b = 17$ としたときの揺動節 d の動作曲線と θ_1 を比較したのが図6に示してある。最大、最小で 0.03sec 、クランクの回転角

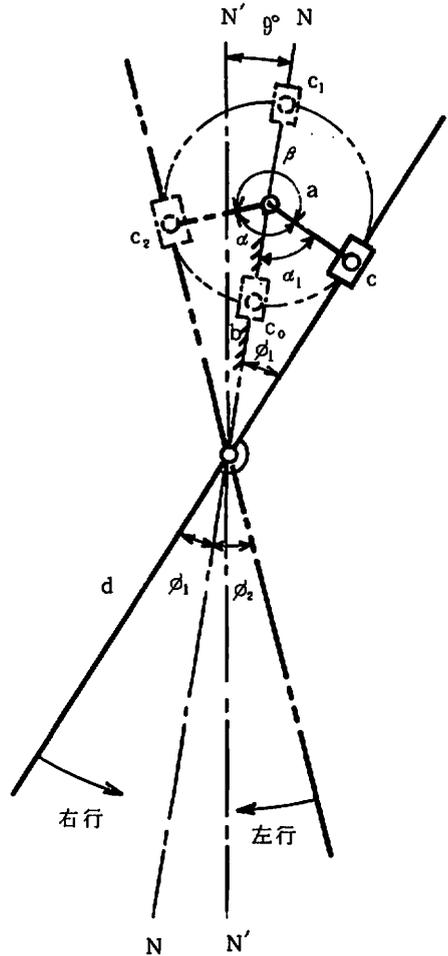


図5 揺動スライダクランク機構

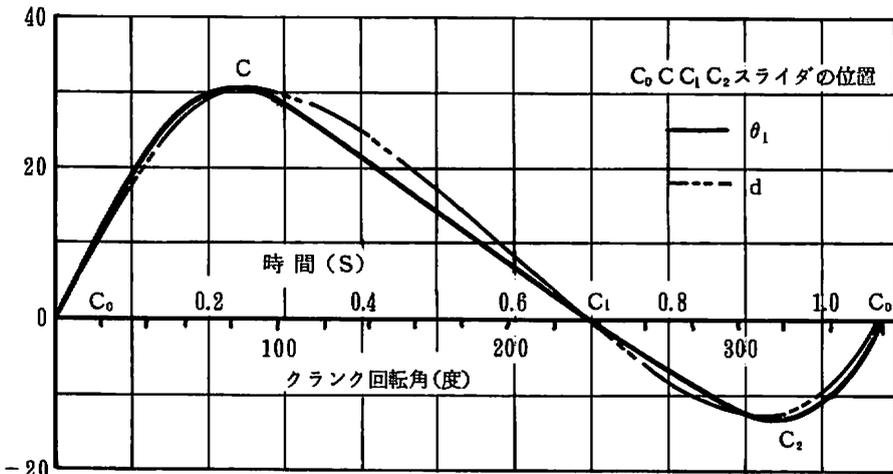


図6 上腿部の特性曲線 (θ_1) と動作曲線 (d)

で 10° のずれがあるが、この揺動スライダクランク機構で大腿部の動きをほぼ実現できる。

3.2 下腿部の機構

図7(a)に示すてこクランク機構において、 θ に対

して ϕ は図7(b)の $X_1 \rightarrow X_2 \rightarrow X'_1 \rightarrow X_3 \rightarrow X'_1$ のように変化する。そこで何らかの方法で $X'_1 \rightarrow X_3 \rightarrow X'_1$ の部分の動きを吸収して、 $X_1 \rightarrow X_2 \rightarrow X'_1 \rightarrow X'_1$ のように運動させれば特性曲線の θ_2 の曲線によく似た曲線になることがわかる。

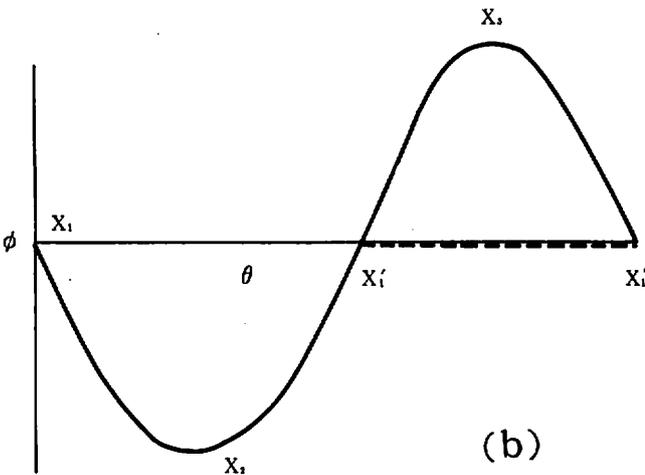
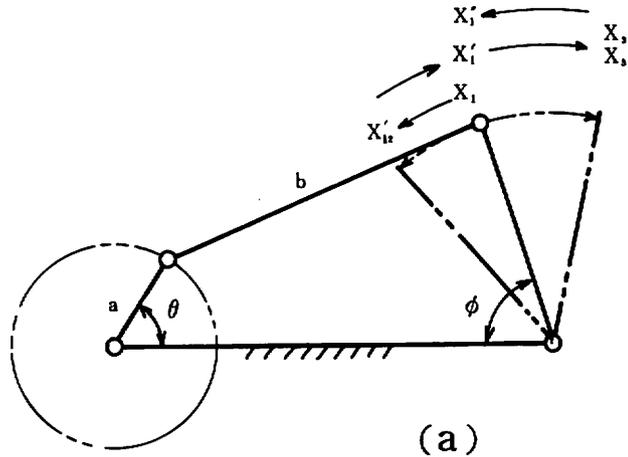


図7 てこクランク機構と動作曲線の概要

図8にその具体的方法を示す。dは大腿部に相当するリンクで、いまフレームとして扱う。gの揺動運動はhとスライダpによって、下腿部に相当するkに伝えられる。gが X_1 の位置にあるとき、pはkのストップ S_1 の位置にあるので、gが $X_1 \rightarrow X_2 \rightarrow X_1$ への運動中、kはgと同じように回転することになり、これが下腿部の運

動を与える。gが $X_1 \rightarrow X_3 \rightarrow X_1$ への運動中、kはストップ S_2 によって拘束されているから $\theta_2 = 174^\circ$ を保ったまま、スライダpがk上を逃げていく。パネは、 $X_2 \rightarrow X_1$ 間でkのもどり用として、 $X_1 \rightarrow X_3 \rightarrow X_1$ 間では、 S_2 との作用で θ_2 を一定に保ったり、模型本体を支えるために必要な力源となっている。

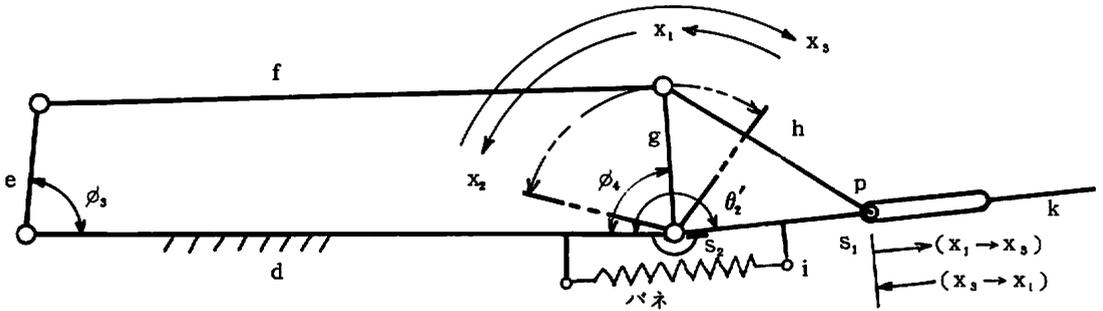
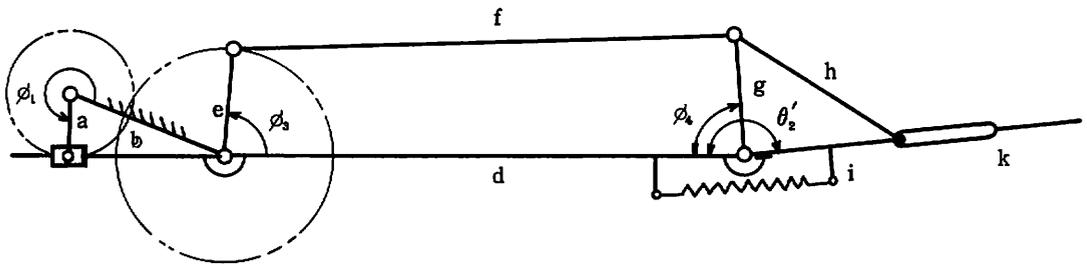


図8 下腿部のリンク機構



$e = 11$	$a = 6.5$
$d = 52.8$	$b = 17$
$f = 51.5$	$i = 16$
$g = 13.2$	$h = 20$

図9 上腿部リンクと下腿部リンクの組合せ

これまで、図8のリンクdは固定して考えてきたが、実際には大腿部として運動するので、図9のように図5と図8を組合せた機構を考える。各部の寸法を図9のようにとり、 $\phi_1 = 292^\circ$ 、 $\phi_3 = 85^\circ$ でpがS₁に接し始める様にセットする。クランクaとクランクeは同一方向同一角速度で回転する。

図10は ϕ_3 に対する(ϕ_3 の基準は $\phi_1 = 292^\circ$ のときのリンクd) ϕ_4 および θ_2' の曲線である。①はdを固定し

て考えたときの ϕ_4 、②はdを固定して考えた時の θ_2' 、③はdの動きを考慮し、 ϕ_3 の实质回転角に対して② θ_2' の値を修正したもので、この機構の出力である。歩行特性曲線の θ_2 と比較すると、 θ_2 の最大変化量が約2°大きく、途中約12°の誤差があり、しかも、下腿部を曲げ始める部分と伸ばし切る部分でのスムーズさにかけるけれども、本研究の目的からして満足できるものである。

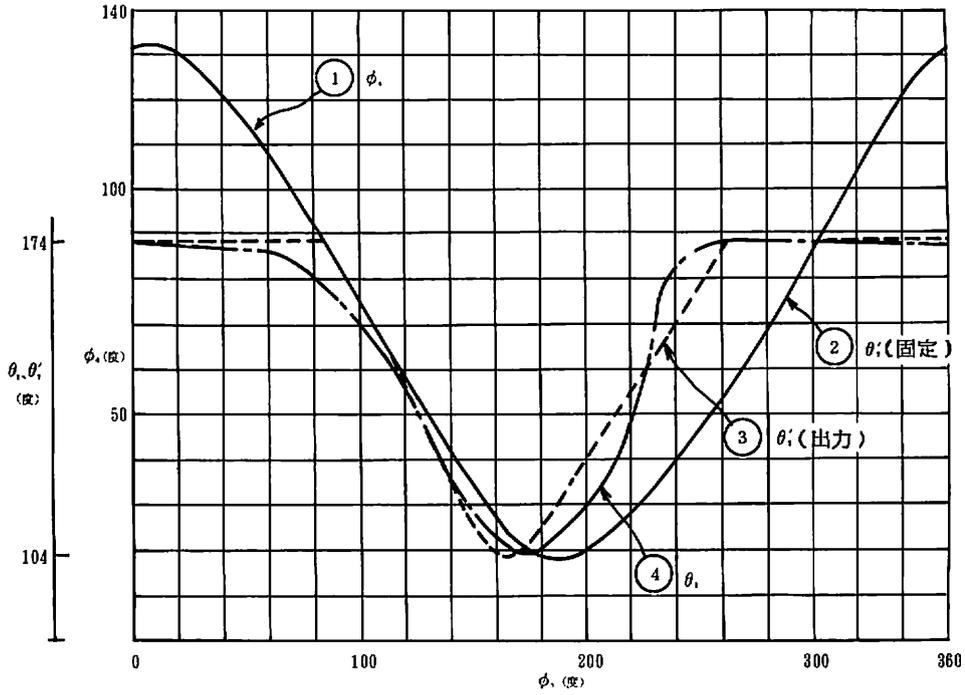


図 10 下腿部の特性曲線と動作曲線

4. 歩行模型の概要

図 11 (a) (b) (c) (d) は模型の写真である。大腿部と下腿部の寸法は被験者の寸法に比例させたが(縮

尺 1/7.2)、腰の幅は動力系の握え付けのためこの縮尺にはよらなかった。

動力は市販の「マブチ RE-380s」を利用し、これに

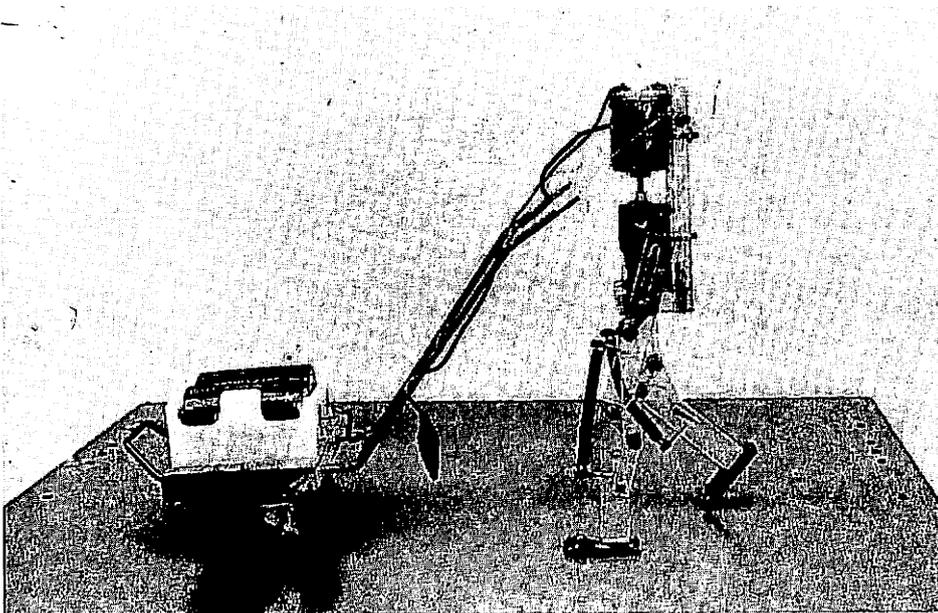


図 11
模型の写真
(a)

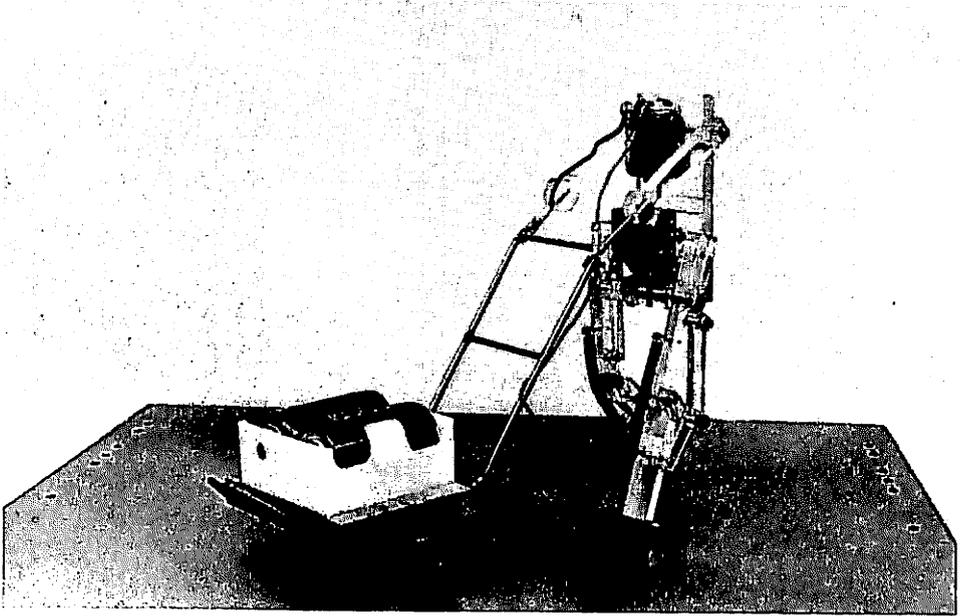


图 11 (b)

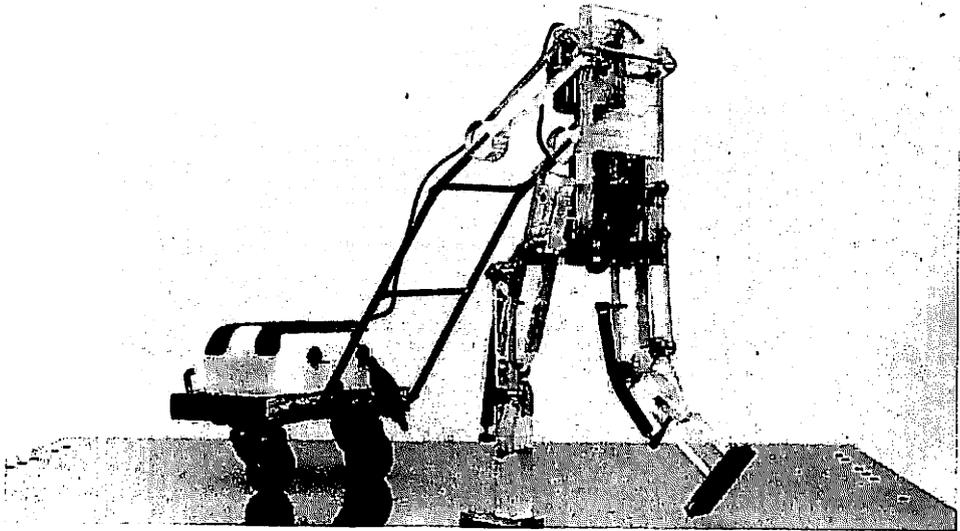


图 11 (c)

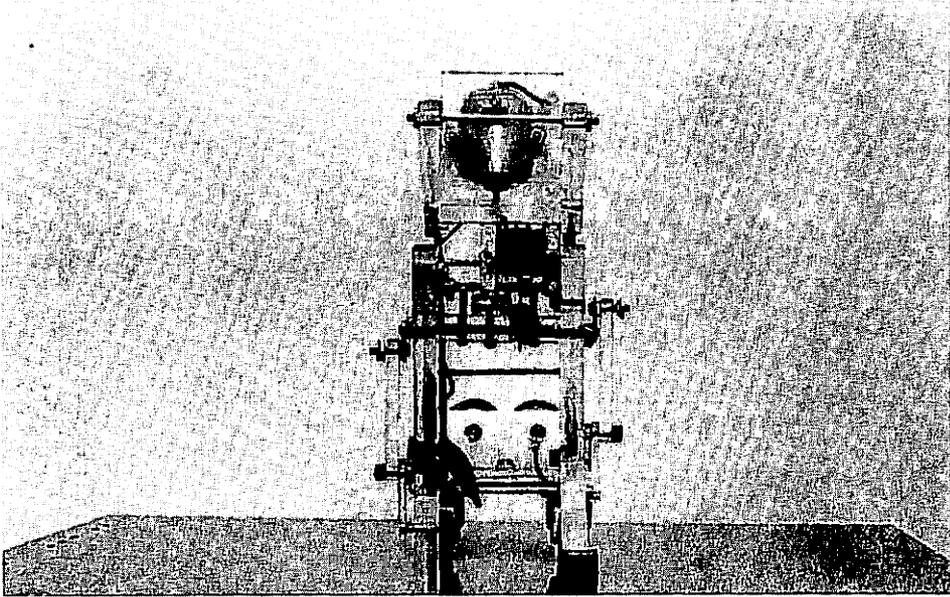


図 11 (d)

田宮製「強力ギャボックス」(中速)を組み合わせて使用し、電源は単一電池2個で9Vとした。模型本体の重さは250gである。本体の製作には主に10mm厚さのアルミ板を使用した。

5. まとめ

人間の歩行に対する基礎的な分析をもとに、より人間的な歩行動作を示す模型の製作を行なった。大腿部には揺動スライダリンク機構が利用された。下腿部についてはこのリンク機構を基本とする機構を提案した。この機構は任意の歩行動作を十分な精度で表現するものではないが、リンク機構の融通性に対する本質的弱さや、本研究の目的を考えると有効な機構と考える。ここでは

機構を中心に報告したが、別の機会に設計、製作を中心にした報告を行なう予定である。

終りにあたり、実験、製作に協力された当時筑大学生安里謙氏、園原実氏およびストロボ装置を心よく借していただいた本学教育学部理科の山口喜七郎氏に深く謝意を表します。

参考文献

- 1) 土屋 外 4 歩行の解析システムについて バイオメカニズム—人工の手足の研究 235—238 (1972)
- 2) 佐藤 晟 2足歩行機械の研究 バイオメカニズム 4 271 (1978)