

歩行中の歩幅の測定

加藤 厚生・鈴木 効 宇

A Measurement of Stride During Human Gait

Atsuo KATO and Kou SUZUKI

This paper describes a measurement of stride during gait.

A measurement equipment is made with CMOS IC, and its weight is about 650g. This equipment has a timing pulse generator, two ultrasonic transmitter driver, two received ultrasonic signal reformer, one 8-bit counter and one 8-bit foot switches circuit.

The collected data both in a 8-bit counter and a 8-bit foot switches circuit are translated alternately to form serial signals and are transmitted by a transfer circuit in this equipment.

A formed serial signals are transported through a plastic photo fiber about 30m long to a desk top type microcomputer to calculate the distance between an ultrasonic transmitter and a receiver.

The ultrasonic transmitters are set into the left and right toe of a shoes and the ultrasonic receivers are set into the heel.

A subject wear a pair of this shoes during walking.

All of the lost data are interpolated by a spline function.

These calculated distance values are added together a length of the shoes to get stride, and are drew a graph of the stride and velocity during gait.

1. まえがき

歩幅を記述するために必要な量の一部として、足裏と床面との相互関係を、床反力¹⁾や足圧痕²⁾や有限状態量³⁾として測定する方法がある。

筆者らは、これらの諸量が、歩行の繰り返し周期と歩幅によって変化する可能性があると考えている。そのためには歩行周期と歩幅を考慮した測定値の処理が必要である。

このうち、歩行周期は上記した測定が経時的に行われることから容易に導出できるが、これはむしろ歩行条件を規定するために被験者に指示すべき量であり、「速く」「普通に」「ゆっくり」などと大まかで被験者の主観にまかせる指示もできるし、音響を使った正確な周期の指示もできる。

一方、歩幅は実験条件として被験者に指示するとしても、「大股」「小股」「普通」程度に大まかな指示しか出来ないし、細かく指示するために床面に着床点を描いたりすれば、被験者の歩行を著しく不自然なものになってしまう。したがって、歩幅は大まかな指示をしたうえでも、結局のところ測定をしなければならない量となる。

従来、歩幅は歩行台上に足跡を残してこれを写真に記録したり⁴⁾、連続した足圧痕⁵⁾から導出されたりしている。

また、広川⁶⁾らは長い歩行路の上に裸電線をマトリクス状に設置し、歩幅も測定できるシステムを作っている。

筆者は、超音波を用いて歩行中の歩幅を連続的に測定するシステムを開発した⁷⁾。

測定原理は簡単で、超音波の伝播時間から距離を算出している。

測定装置は、CMOS IC を使って構成し、電源の電池を含めた全備重量約650グラムの携帯形にまとめている。内部構成は、基準タイミングパルス発生部、超音波発音器駆動部、受信波整形部、計時用8ビットカウンタ、左右足底各4部位の接床離床を測定するフットスイッチ部、およびデータをマイコンへ転送する転送部からなる。

これらのIC回路の電源はすべて、装置に組み込んだニッケルカドミウム電池から供給し、連続4時間の使用を可能としている。

超音波発音器と受音器は、靴の爪先とかかかとに埋め込み、被験者はこの靴を履いて歩行する。他に、J. Hogan⁸⁾ にならって足首の動きを測定する目的で、マジックテープ付きベルトに装着したセットも作製した。

実験は、正常男子10名について50メートルの直線路を歩行させて行った。実験データはフィールドで携帯形マイコンへ一旦収録し、実験終了後に実験室の据置形マイコンへ転送して計算および作図を行った。

2. 測定装置

2.1 歩幅測定部

空気中の2点間を音波がt秒を要して伝播したとき、その2点間の距離Lは

$$L = 331.00t \sqrt{1 + 0.00366T} \quad (m)$$

(ただし、Tは気温(°C))

で表される周知の関係がある。

このシステムでは、伝播所用時間tを測定して距離Lを算出している。伝播所用時間は超音波発音器から発射された音波が受信器に到達するまでの時間として8ビット

のカウンタで計測している。これをマイコンへ転送して距離Lと速度を計算し作図する。

図1に測定装置の全体構成を示す。タイミングパルス発生回路は1200kHzをはじめとした各種の周波数の方形波を出力している。超音波発音器ドライブ増幅器では、タイミングパルス発生回路から得た100kHz方形波に同調して毎秒100個のパルスを作り、左足用、右足用発音器を交互に駆動している。超音波整形用の帯域増幅回路では、超音波マイク出力信号を帯域増幅したのち波形整形している。この信号はカウンタのカウンストップパルスとして用いる。カウンタは、超音波発射に同期して120

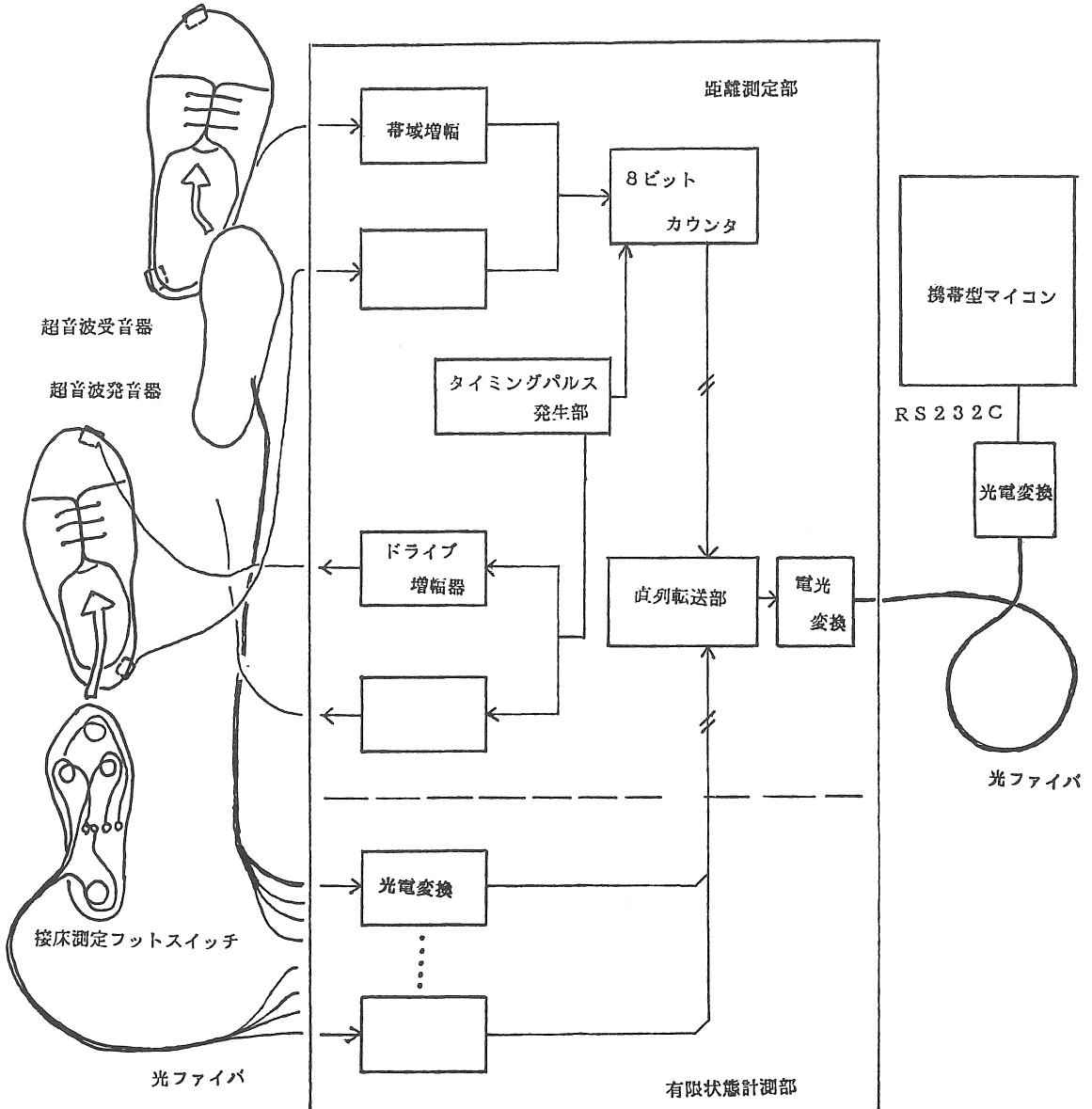


図1 測定装置の全体構成

kHzのクロックパルスのカウントを開始し、超音波受信と同時にカウントを停止する。

クロックパルスの周期

$$1/(120 \times 10^3) (\text{sec}) = 0.0083 (\text{msec})$$

の間に音波が進行する距離は、常温で約2.8 (mm) となるから、このシステムの理論的な誤差は±1.4 (mm) である。

また、8ビットのカウンタを用いている事により、最大カウント値は $2^8 - 1 = 255$ であり、従って最大測定可能距離は

$$2.8 \times 255 = 714 (\text{mm})$$

となる。

このシステムでは、超音波発音器を左右の靴の爪先に受音器をかかるとに埋設した。

足首用のベルトにも発音器と受音器を付設した。

2.2 足底の接床部位の測定装置⁹⁾

足底から片足につき4部位(母指球、第一中足骨々頭部、第4/第5中足骨々頭部、かかと部)を選び、これらの各部位毎に接床している時1、離床している時0を出力する。

両足では合計8ビットを出力する。

接床を検出する荷重センサ(フットスイッチセンサ)としてプラスチック光ファイバを用いる。光ファイバを通過する光量はファイバの屈伸により増減するので、荷重をかけると屈曲するように光ファイバを構成し、靴の中敷きに配置する。このとき用いる光ファイバは、繰り返し曲げ応力に耐えるプラスチックファイバとする。

図1の下半部に接床部位測定装置の構成を示す。光ファイバの光源として赤色発光ダイオードを用い、通過光量はフォトランジスタで検出している。フォトランジスタ出力は荷重に応じて連続的に変化する量であるため、これをアナログコンパレータに通して1と0の二値化して出力している。

測定回数は毎秒100回とした。

2.3 転送部

転送部は、それぞれ毎秒100個ずつ得られる8ビットの距離データと接床データを、200分の1秒毎に交互にマイコンへ転送する。

データは、一旦、光パルスに変換し光ファイバを用いてマイコンの近くまで転送したのち、再び電気信号に変換してマイコンへ渡している。この時、RS232C(直列非同期通信)に準拠したプロトコルを用い、市販されている殆ど全てのマイコンへデータ転送出来るようにした。光ファイバはここでも、フットスイッチセンサと同じプラスチック製を用いた。プラスチック光ファイバは、通過光量の減衰が約200dB/kmと大きいので、伝送距離は

たかだか30mにとどまるが、ファイバ径は約2mmと細くかつ軽量で柔軟性に富み安価であり、また周囲の電界や磁界の影響も受けないため、電気ケーブルに比べこれを使うメリットは大きい。

写真1に試作した計測装置の内部を示す。

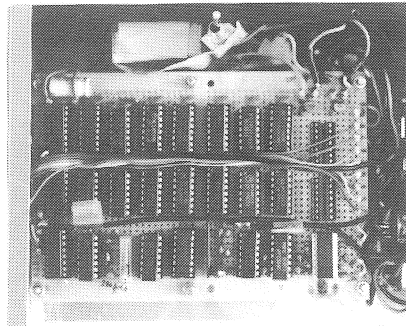


写真1 測定装置の内部

2.4 センサ靴とセンサベルト

図2と写真2に、超音波発音器と受音器を埋設した靴(センサ靴と呼ぶ)を示す。

図2には、両者を付設したベルト(センサベルトと呼ぶ)を足首に装着した様子も示してある。

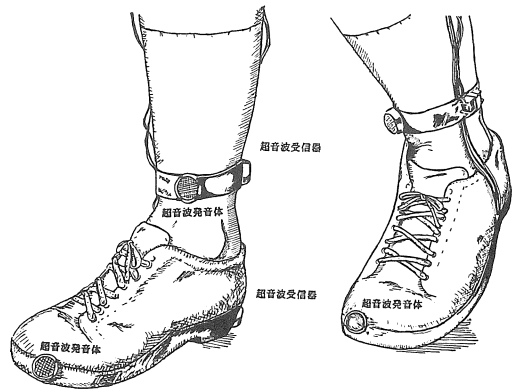


図2 超音波発音器と受音器を埋設した靴と同じく足首用センサベルト

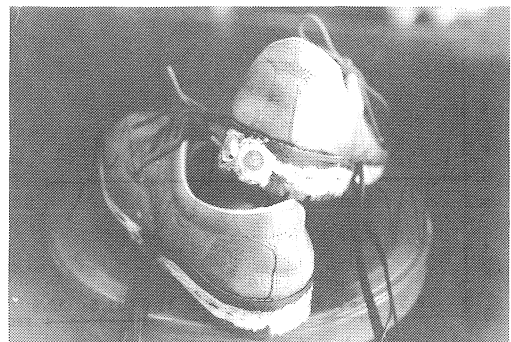


写真2 センサを埋め込んだ靴

何れの場合も超音波は、被験者の進行方向前方に対し、やや内向きに放射されるようにセットしてある。被験者はこの靴を履き、または超音波センサベルトを足首に装着して歩行する。(写真3参照)

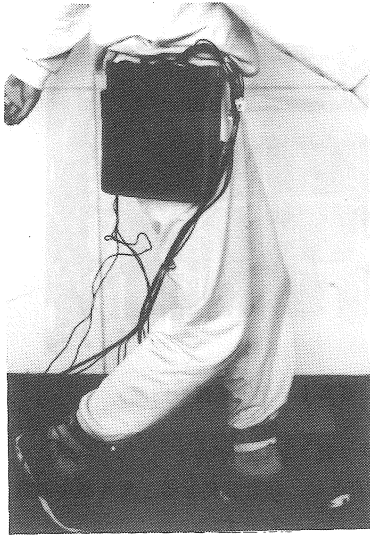


写真3 測定状況

3. 測定法

この実験では、被験者は平坦な直線路を、自己の判断による、ゆっくり、普通、速いの三通りの速さで歩行している。

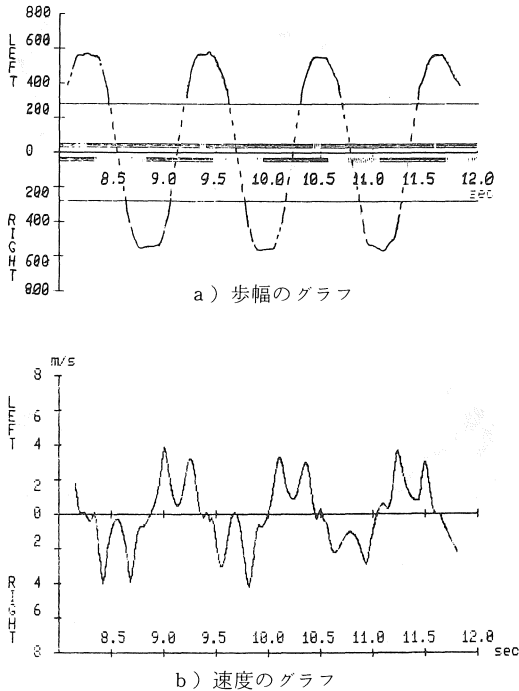


図3 歩幅と速度の表現

測定して得たデータは、測定現場で一旦携帯形マイコンへ収集し、研究室へ持ち帰って据置形マイコンへ転送して距離を計算したのち、フロッピーディスクに収録する。このとき、測定データが欠落している測定点は3次のPスプライン法を使って補間した。

得られたデータは図3に示す形で表現した。

図3 a) では横軸に時間をとり、縦軸には正の方向へ、左足が前方へ踏み出している時の歩幅を、負の方向へ、右足が前方へ踏み出している時の歩幅を描いている。縦座標の $\pm 26\text{cm}$ に引いた横線は、靴の長さ(センサ間距離)である。 -26cm から $+26\text{cm}$ の間は、左右の靴に装着した超音波発音器と受信器とが対向していない測定不能域である。グラフの点線部は、測定不能であった期間を示している。

時間軸に近く、上下に引いた太い不連続な線は、接床状態検出器出力である。正の側に左足、負の側に右足の接床期を示し、いずれも、前述した片足四部位の内少なくとも一つの部位が接床していることを示している。

図3 b) に、算出した距離を微分して得た速度のグラフを示す。

ここまで使ってきた「歩幅」という言葉は、厳密には図4に示す二つの距離、すなわち、互いに対向している発音器と受信器間の距離と、靴に埋設した両者間距離をスカラ的に加算した長さで、いわば足間距離である。また、「速度」はこの長さを微分した値であり、いわば両足間相対速度である。

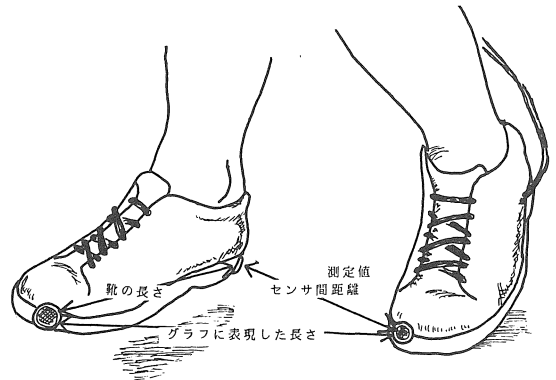
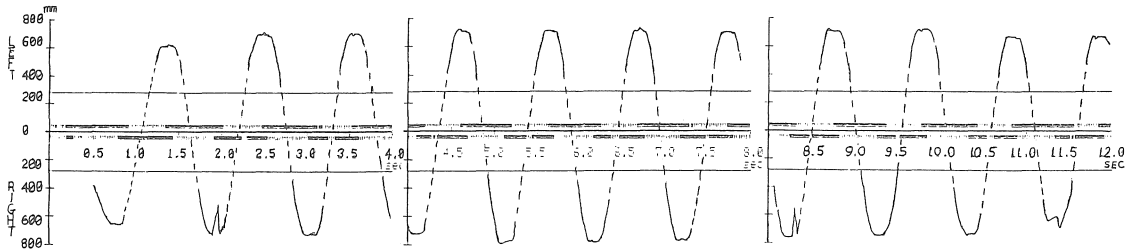


図4 測定値とグラフに表現した「歩幅」の関係

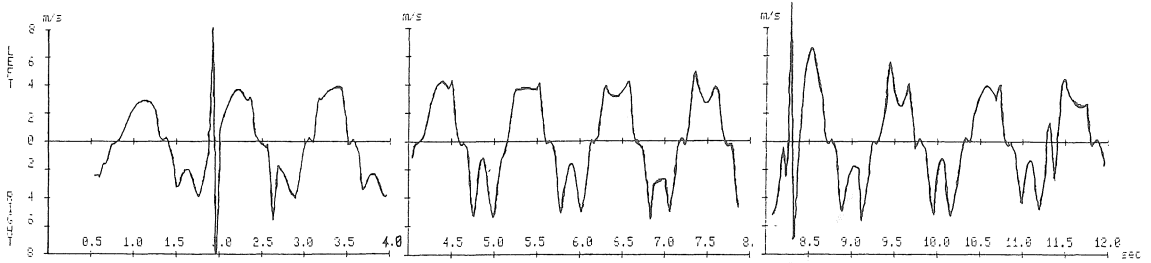
4. 結果と考察

図5に一人の被験者についての結果の一例を示す。図5 a) は歩幅を示している。

この例では、合図とともに歩きだし、指示された50mを歩いたのち停止しているが、記録は歩き出しの12秒間しかとれていない。



(a) 歩幅の測定例



(b) 速度の計算例

図5(a), (b) 一人の被験者について「速く」歩いた場合の記録

歩幅は歩きだしでは小さく、次第に増大して3歩目で定常歩幅になっている。2秒付近と8.5秒付近、11.5秒付近にある鋭い谷は測定ミスである。

この例では、周期約1秒の速い歩行をしているので、両脚支持期間は約0.1秒と短くなっている。両脚支持期では本来、歩幅の変化は無い筈であるが、測定値では小さく変化している。さらに、この期間を挟んで前後に、歩幅変化の小さい期間がある。

図5(b)に同じデータを微分した速度グラフを示す。歩き出しでは速度が小さく、次第に増加して3歩目から定常速度になり、やがて停止に向かって減速していることがわかる。

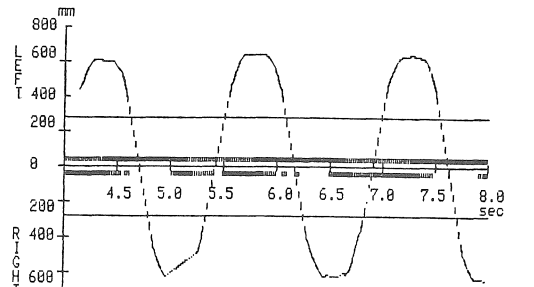
定常状態と考えられる一歩行サイクルについて見ると、両脚支持期では速度は零となり、蹴り出した後急速に増加して、極限に達する。

その後多くの場合速度は一旦減少傾向を示し、やがて再び増加して着地前のピークを示す。

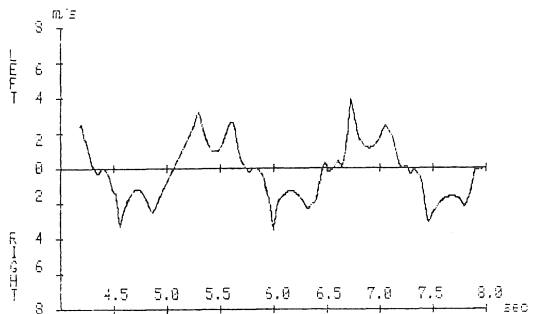
このピークの後、速度は急速に減少して両脚支持期の零にもどり、一歩行サイクルの半分を終了する。

上に述べたように、二つのピークの間速度が一旦減少して谷を作る傾向がある。この部分は、丁度左右の足が交差するあたりで、発音器と受信器は対向していないから測定値も得られていない。従って、3次スプライン補間をした結果がそのままここに表れている。

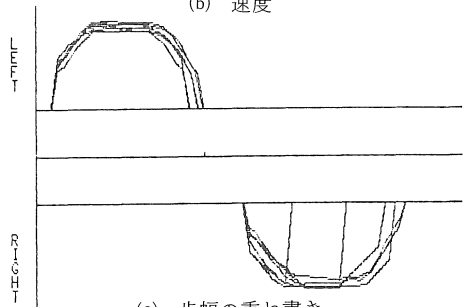
図6(a)に、同じ被験者がゆっくり歩いた場合の歩幅を、図6(b)にその速度を、図6(c)に中間6歩行サイクルについて歩幅を重ねがきした結果を示す。



(a) 歩幅



(b) 速度



(c) 歩幅の重ね書き

図6 図5と同一被験者がゆっくり歩いた場合

この例では、一歩行サイクル期間が約1.5秒となっている。フットスイッチセンサの作動が良好でないため断定は出来ないが、両脚支持期間はサイクル期間に対応して増加しているように見える。

図7に、同じ被験者が普通に歩く速度で歩いた場合の歩幅を重ねがきした結果を示す。

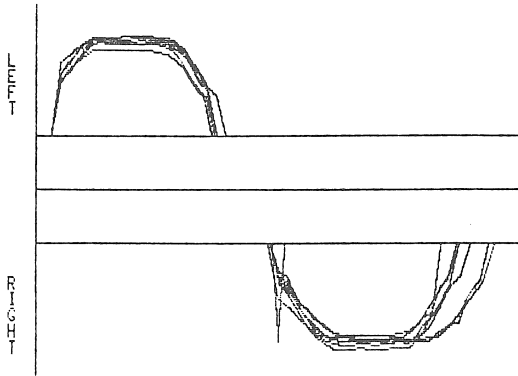


図7 図5と同一被験者が普通に歩いた場合の歩幅を重ね書きした図

この被験者では左足を踏み出す時のほうが、歩幅、時間ともばらつきが少ないことがわかる。

図8 a), b), c) に足首に超音波センサベルトを装着した場合について、歩幅と、速度と、歩幅を重ねがきした結果を示す。

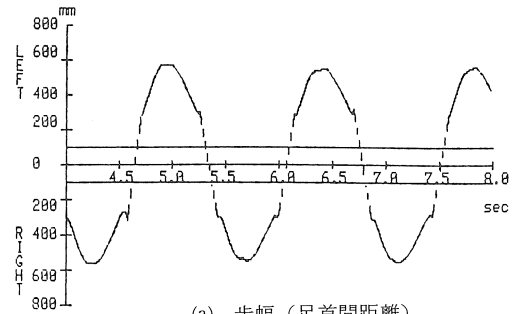
靴装着の場合と比べて歩幅のピークが鋭く、足首は殆ど停止する事なく常に相対運動をしている事が分かる。発音器と受音器が対向しているデータ収集可能期間の両端に小さなピークが観測されるが理由は不明である。このピークのため、速度グラフに大きな動揺が表れている。

歩幅を重ねがきしたグラフを比較すると、足首で測定するほうが靴で測定するよりも測定値のバラつきが少ない。その理由は、足首装着の場合、足首の近く少し膝より超音波センサベルトを装着するため足首の持つ自由度を排除できることによる。

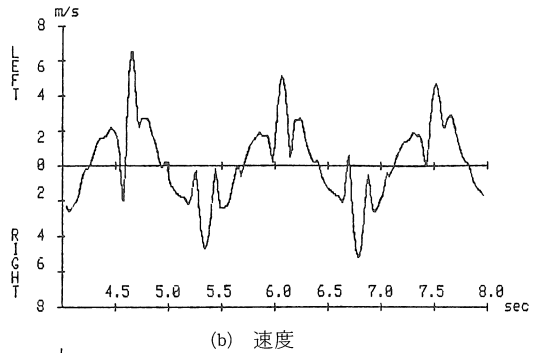
5. 結論

超音波を使って歩幅を測定し、速度を算出してグラフに表現した。その結果、歩行についての常識的なイメージと大きくは相違しない結果が得られた。これまでのところ、グラフから歩幅、歩行周期、歩行速度とともに歩き方の安定性、左右のバランスが観測出来る事が分かった。

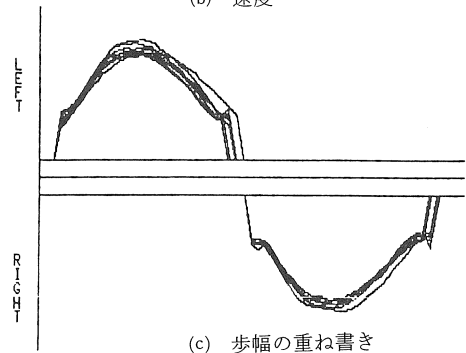
超音波センサを足首に装着すると、靴に装着するよりもデータのバラつきが少なくなり、脚の運動をよく観測できる。靴に装着すると足首の動きも含めて観測するこ



(a) 歩幅 (足首間距離)



(b) 速度



(c) 歩幅の重ね書き

図8 足首での測定結果

とになり、その分データのバラつきも大きくなるが、両脚支持期(両脚で体重をささえている期間)をふくめその前後の足部の動きはよく表現できる。従って出来れば両者を併せて測定すると良い。

光ファイバフットスイッチセンサを使って足底の接床状態を測定した。フットスイッチセンサは靴の中に設置されることが多く、その過酷な条件のため、電気-機械的スイッチでは接触不良や断線を起こし易い。ここで採用した光ファイバは圧力検出器としても充分実用に耐えることが確認できた。しかし、この実験では靴を一サイズしか用意しなかったため、被験者によっては足のサイズと合わず良好なデータが得られないことがあった。

参考文献

- 1) 山下, 加藤, 谷田部: 直立及び歩行時での移動パターン, バイオメカニズム 2, 313-320, (1973), 東大出版会
- 2) 土屋, 青山, 榛葉, 松尾: 歩行の解析システムについて, バイオメカニズム, 235-242, (1972). 東大出版会
- 3) 加藤, 伊藤, 土屋: 二足歩行運動の有限状態表現, 第7回バイオメカニズムシンポジウム予稿集, 363-371, (1981), バイオメカニズム学会
- 4) 加藤, 村田: 立体写真法による人間の歩行の解析, バイオメカニズム 4, 168-176, (1978), 東大出版会
- 5) 山下, 石田, 井上: 低速平地歩行時の鉛直床反力特性, バイオメカニズム 3, 236-242, (1975), 東大出版会
- 6) 広川, 江崎: 足底接地状態測定のための歩行路システム, 第3回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 9-12, (1982), バイオメカニズム学会
- 7) 加藤: 超音波による歩幅の測定システム, バイオメカニズム 7, 226-232, (1984), 東大出版会
- 8) Brian J. Hogan: Ultrasonic transceivers analyze gait at its source, Design News/7. 18. 83 (100-101)
- 9) 加藤: 光ファイバを用いたフットスイッチセンサ, 第4回バイオメカニズム学術講演会論文集, 193-194, (1983), バイオメカニズム学会

(受理 昭和61年1月25)