

## 懸垂式減重量模擬状態における運動出力の測定

長友 信人 ・ 佐伯 欵\* ・ 中家 優幸\*  
荒木 哲夫 ・ 橋本 保成 ・ 中村 円生\*\*  
神谷 保羅\*\*\* ・ 熊取谷 武†

(1982年8月26日受理)

### Measurement of Kinetic Energy of Human Locomotion under Hypogravics

By

Makoto NAGATOMO, Hisashi SAIEKI, Masayuki NAKAYA  
Tetsuo ARAKI, Yasunari HASHIMOTO, Marumi NAKAMURA  
Yasura KAMIYA, Takeshi YUSHIYA

**Abstract :** Kinetic energy of human locomotion was measured when he walked under hypogravic condition. The equipments and calculating method used for this study are summarized in this report.

The hypogravic condition was simulated by pulling a man upward with constant force using special harness fitted to human body and a spring pulley device to make as constant force as possible. The pulley can move along a rail so that the subject can walk under the simulated condition. The kinetic energy was calculated for several walking speeds from the data of accelerometer mounted on the harness and stepping forces measured by two three-dimensional load cells.

---

\* 東京慈恵会医科大学

\*\* 元協同研究員

\*\*\* 元松尾研究室

† コシヤ製作所

## 概要

重力が地表の値よりも小さな条件下で歩行した時の人体の運動出力の測定を行なった。本報告はそのために用いた装置および運動出力算出法についてまとめたものである。

減少重力は、特殊なハーネスを装着した人体を一定張力で吊ることによって模擬し、この装置をレールで移動できるようにした結果、歩行状態の運動出力の測定が出来るのが特長である。これを用い、人体の重心近くに取り付けた加速度計および歩行の床反力を測定し、計算によって歩行速度に対する運動出力を得た。

## 序 論

人間が地上より小さい重力の天体上を歩行する場合のエネルギー的研究を医学的に行うために、人体を一定の力で上に吊りながら歩行し、その足に働く反力と人体の重心加速度を測定した。

この種の装置はすでに他の研究者も用いており [1] 原理的に新しいものではないが、吊った状態で歩行することと、吊り金具が運動を拘束しないことなどを考慮し、また、重力計は三軸方向に分解して力を測れるようにした点に特長がある。

なお、この装置を用いた実験はすでに完了して、発表されている [2] ので、ここでは装置の概要とデータ計算方法のみを報告する。

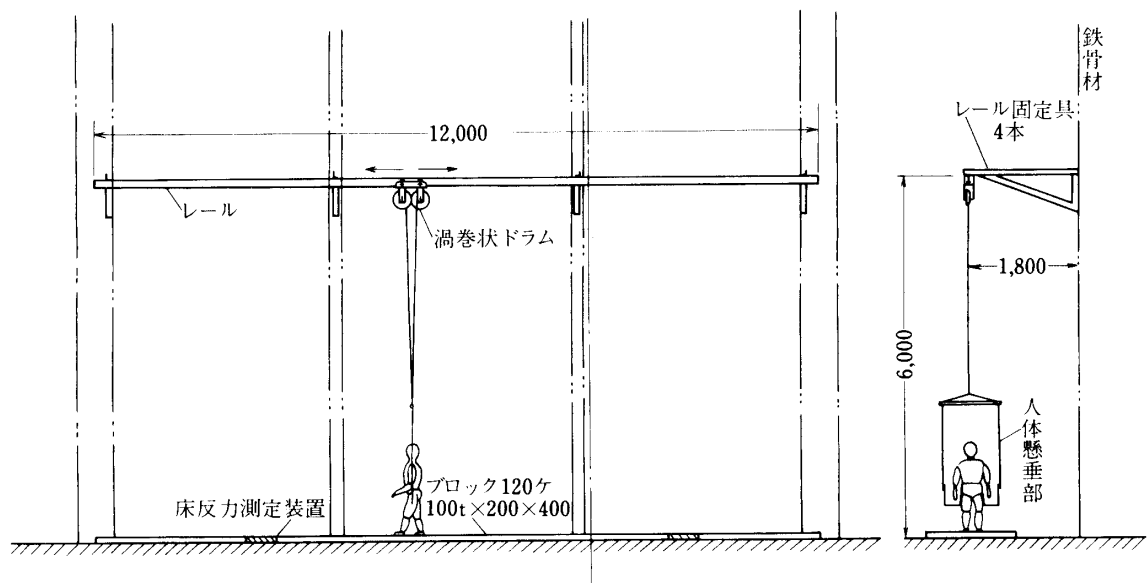


図1 減重量模擬装置 (単位: mm)

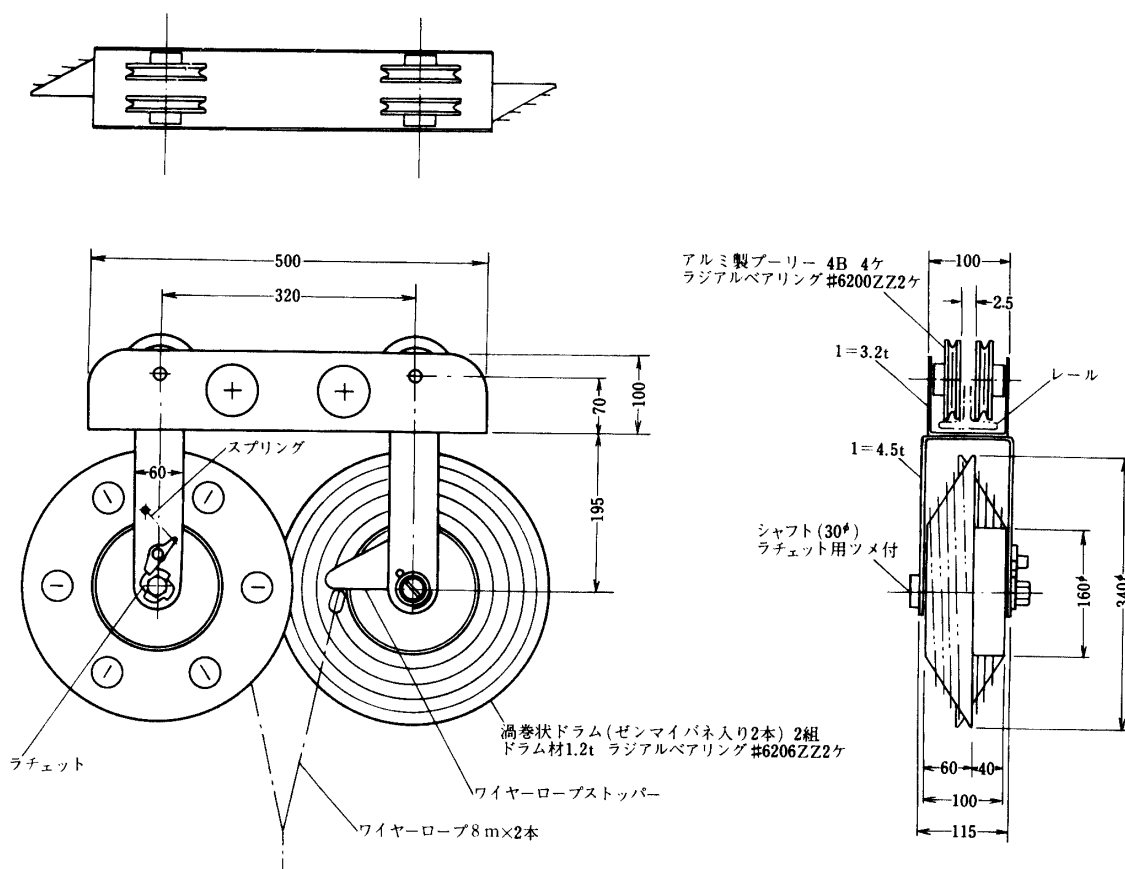


図2 渦巻状ドラム (単位: mm)

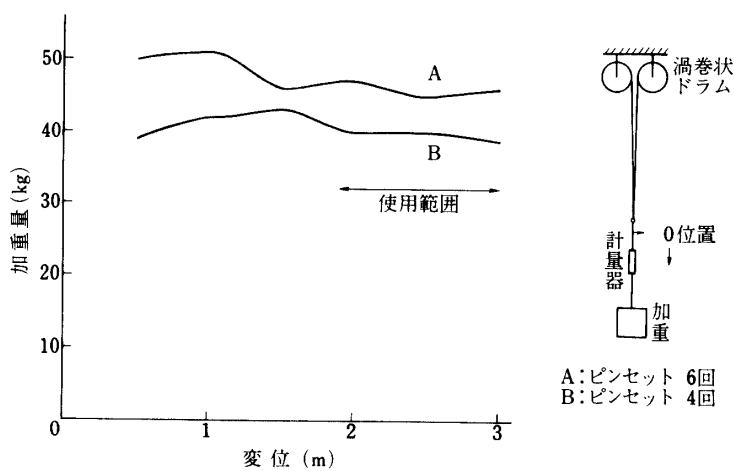


図3 校正表

## 1. 装置

### 1-1. 全体構成

被験者は、直線レール上を走行する減重量模擬装置に吊られて直線上を歩行しつつ、呼吸量と心電図を測定するようになっている。

図1に装置全体図が示されている。高さ6 mの水平なレール上を走行できる渦巻バネ式巻き上げ装置、人体懸垂部、ワイヤーロープ(3/16"), 幅1 m, 距離約12 mの歩行路(2個の床反力測定装置がセットされている)及び計測系から成る。

### 1-2. 巻き上げ装置

重力減少分を吊り上げ張力で加える場合、普通、二つの方法が用いられる。一つは、バランスウエイトをつけて滑車で人体を吊る方法、一つはゴムやバネを利用するものである。前者は、つけ加えたウエイト重量分が質量として加わるので、エネルギー計算を行なう場合、大巾な修正が必要となる。また、ゴムやバネはこの欠点は少ないが、張力が変化するので、普通これを長くにとって張力一定と見なせる範囲で実験する。ここでは後者の方法を用い、歩行に不便がある点と張力変化とを改善するため、以下のようなメカニズムを考案した。

図2は渦巻状ドラムで、内部にセットされた渦巻バネのトルクの強さの変化をテーパしたワイヤ巻取りドラムで補正して張力が一定になるようにしてある。これは、任意のピンをセットすることにより垂直方向の位置変化に関係なく、張力を40~50 kgの間に保ち、この範囲で減重量の模擬が可能である。

図3はその較正表で、試験状態における垂直方向変位が表内の使用範囲にあるように考慮されている。また、上下方向の摩擦によるヒステリシスおよびドラムの慣性による付加重量特性が存在する。測定の結果によると、レール走行部はワイヤーも含めて23.7 kg、ハーネス部は6.0 kgである。また回転部分のみの重量はワイヤーを含め、一個が8.6 kgであり、ワイヤの繰り出し長さにもよるが、ほぼこれと等しい重量(約17 kg)がワイヤーロープを介して人体に付加されると見なされる。

### 1-3. 人体懸垂部

図4と図5は人体懸垂部を示し、歩行時のモーメントの人体への作用防止のため、被試験体の重心を通る軸にベアリングによるヒンジ継手を採用した。すなわち、上部吊り上げワイヤの末端で左右の回転の自由度があり、左右ベアリングの所で前後の回転を行なうことができる。人体重心加速度は、薄肉パイプ構造のハーネス中央部に固定した。

歩行開始、及び停止時の渦巻ドラムと走行装置の慣性による過渡的な影響は被験者に助手をつけて助走区間を走ることで調整した。

### 1-4. 床反力の測定装置

床反力は上下と前後方向( $F_x$ ,  $F_z$ )を床反力測定板を用いて計測した。床反力測定装置では歩行方向をX軸、横方向をY軸、垂直方向をZ軸と規定した。床反力測定板の諸元を図6に示し、この測定板の四隅に各々図7で示されている $F_z$ ,  $F_x$ の受感部が設けられていて、この受感部にストレインゲージを貼りつけた。図8に測定板による床反力測定の概要

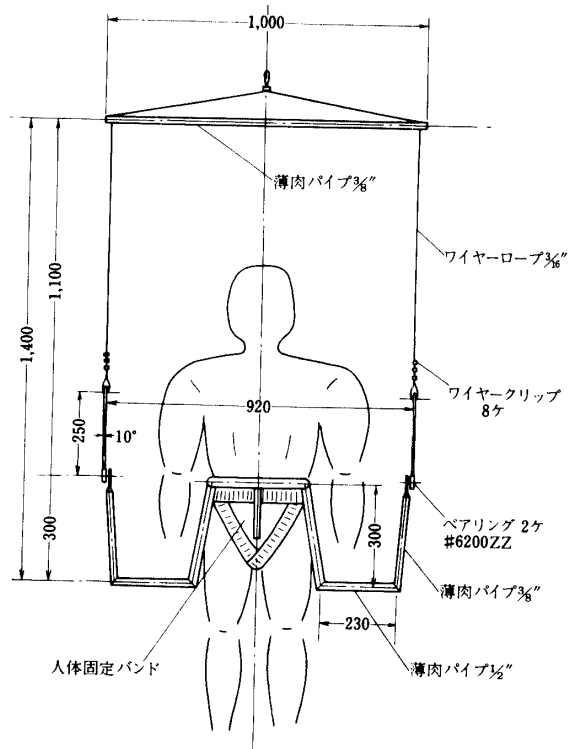


図4 人体懸垂部 (単位：特記していないものは mm)

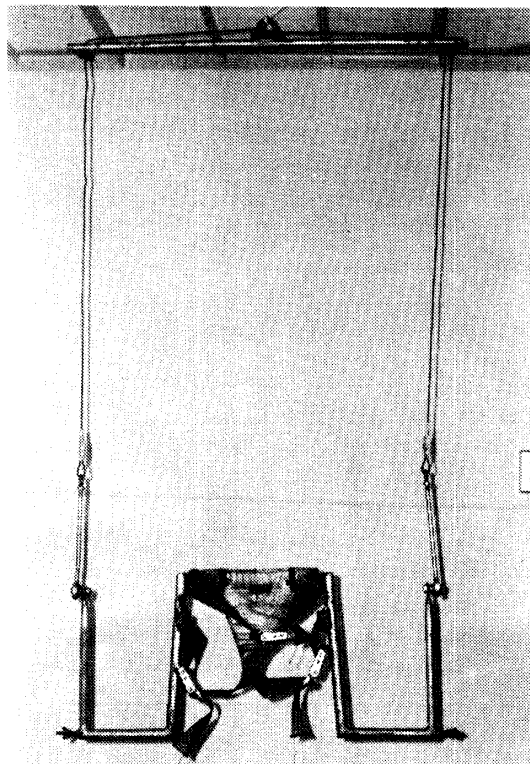


図5 人体懸垂部の写真

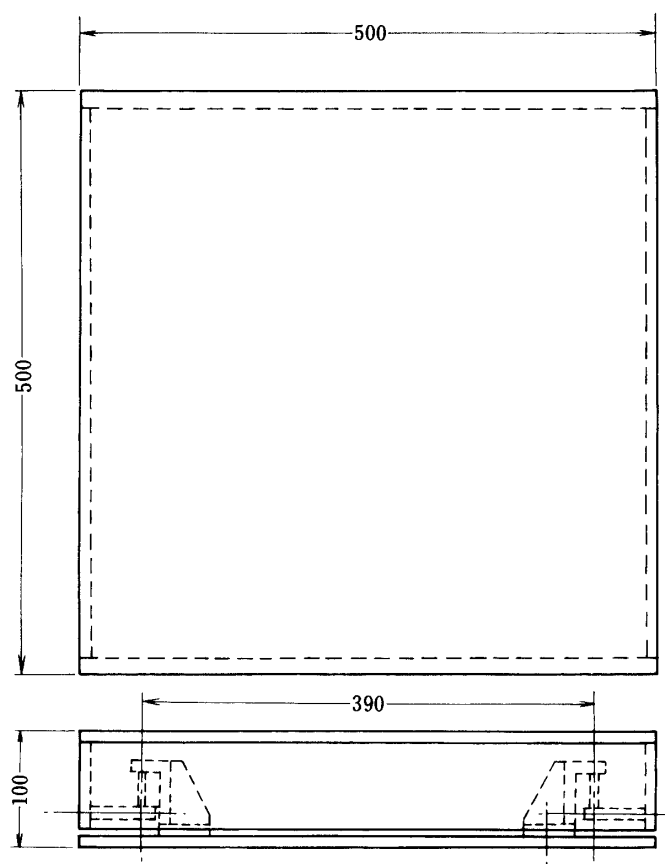


図 6 床反力測定板 (単位: mm)

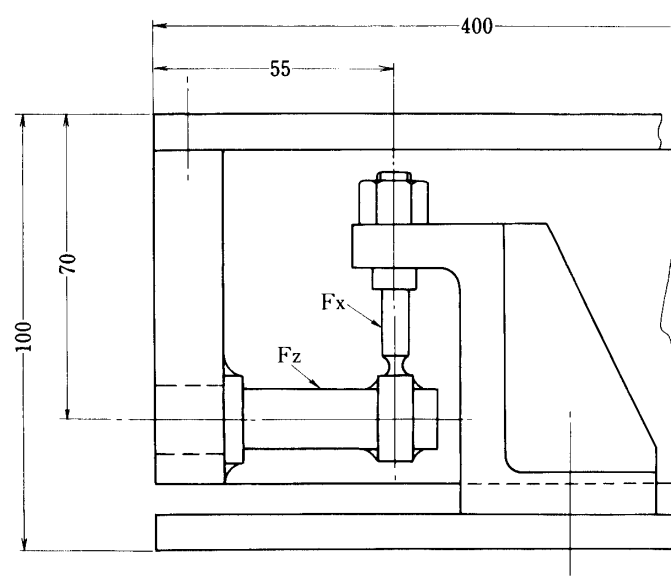


図 7 床反力の受感部 (単位: mm)

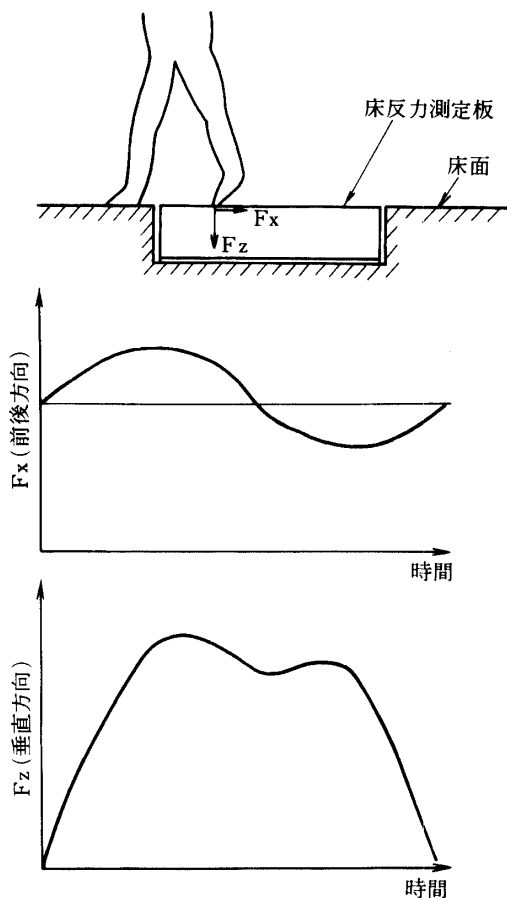


図 8 床反力測定概要図

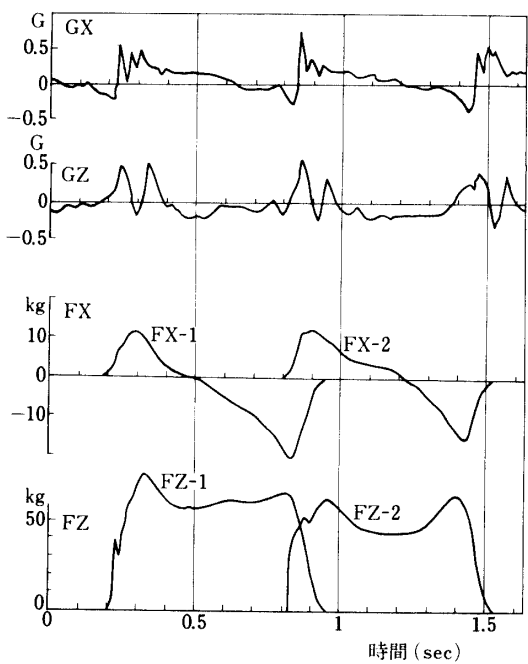


図 9-1 記録の例(1)

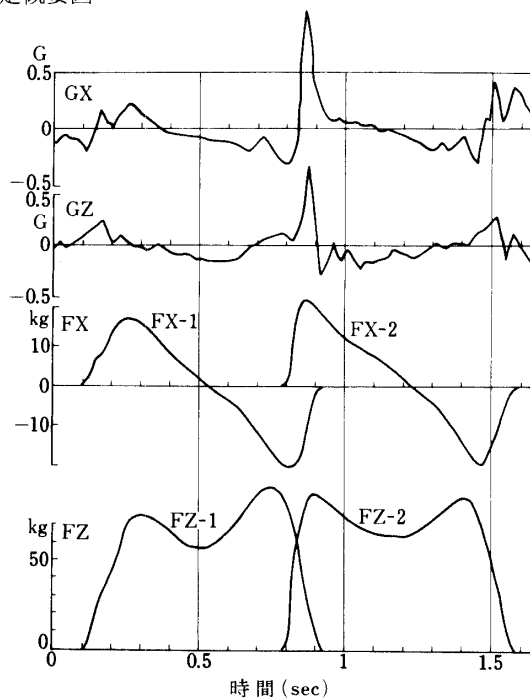


図 9-2 記録の例(2)

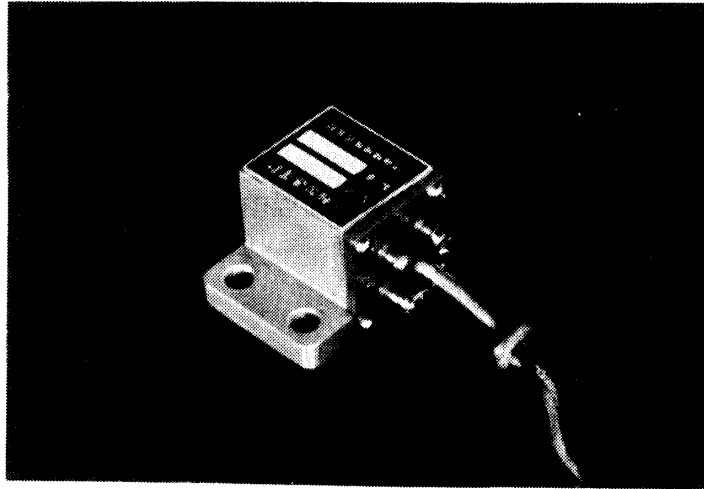


図 10 加速度ピックアップ

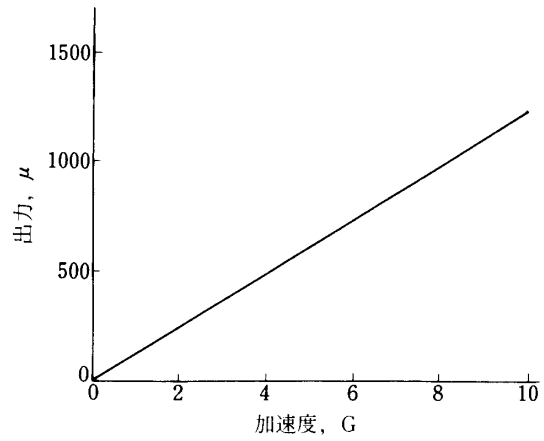


図 11 加速度ピックアップの感度特性

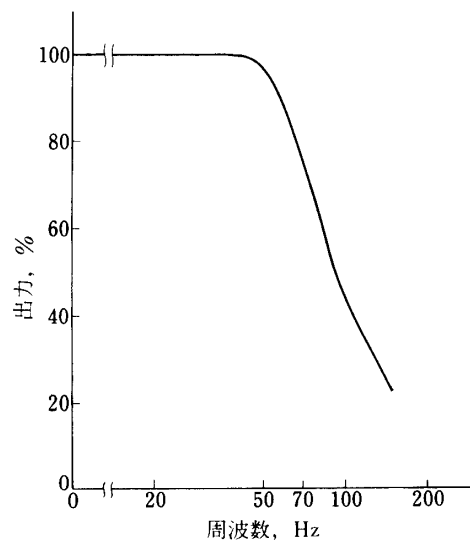


図 12 加速度ピックアップの周波数特性





第1測定板を踏み始め

第1測定板から離れる寸前

図13 走行中の写真(1/6秒間隔)その1



第2 測定板を踏む寸前



第2 測定板を踏んでいる



第2 測定板から左足が離れた直後



図 13 走行中の写真 (1/6 秒間隔) その2

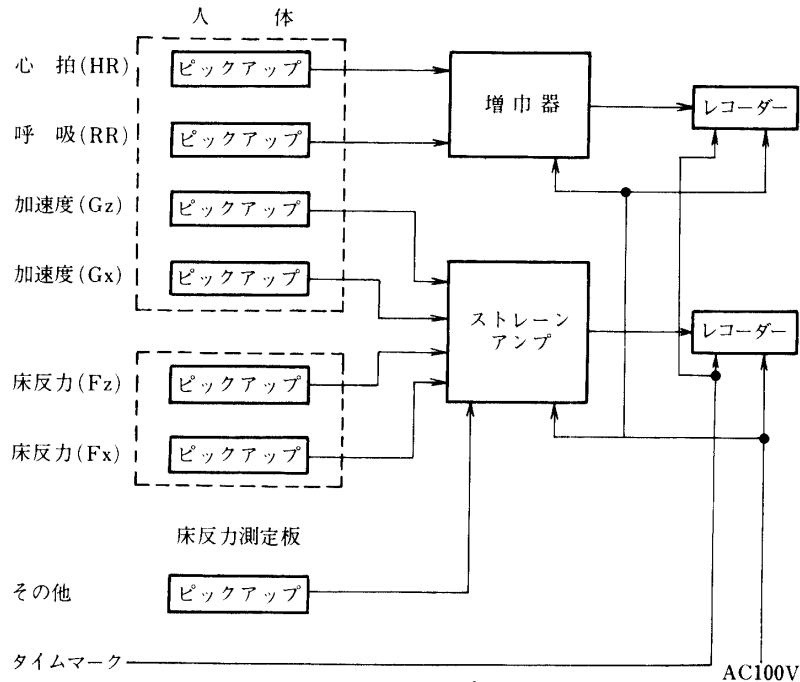


図 14 計測系のブロックダイアグラム

を示した。この実験では測定板を歩行，走行中の右または左の一步の力を測定できるように適当な間隔で2枚を配置した。加速度，及び床反力の測定記録の例を，図9に示した。

### 1-5. その他の運動の計測

先に述べた以外の運動の計測項目は次の二つである。

#### (1) 加速度ピックアップ

人体の運動による垂直方向，及び前後方向の加速度 ( $G_z$  及び  $G_x$ ) は，前述のように人体腰部のハーネスに各々1軸ピックアップを2個取付けた。このピックアップの外観を図10に，性能要目を表1に示した。図11および図12は，それぞれ，感度特性と周波数特性である。加速度ピックアップの出力信号はケーブルにより，ストレインメータに接続された。

#### (2) 重心軌跡の測定装置

歩行，及び走行中の人体重心位置は16mmフィルムに撮影記録した。この記録例は図13に示す。

## 2. 計測とデータ処理

### 2-1. 計測系

以上の装置により，人体の運動(加速度  $G_z$ ,  $G_x$ )，床反力 ( $F_z$ ,  $F_x$ ) を，また別に，心拍数 (Heart rate : HR)，呼吸数 (Respiration rate : RR) を測定した。参考として，人体懸垂張力も測定した。主要計測系のブロックダイアグラムを図14に示す。

人体の運動に関して8mmカメラにより直立時の重心位置の軌跡を求め，加速度 ( $G_z$ ,  $G_x$ ) から得られたものと比較できるようにした。

## 2-2. データ

データとして得られるものをまとめると

HR：心拍（心電図）

RR：呼吸（呼吸数および量）

$G_{X, Y, Z}$ ：加速度（前後，左右，上下）

$F_{X1, Y1, Z1, X2, Y2, Z2}$ ：床反力（同上） $1, 2$  は左右の歩数左右1歩ずつで1サイクル。

$T_{1, 2, 3}$ ：時刻 $1, 2, 3$ の添字は起点（零点），1歩目の踏み込み開始時刻，歩行測定終了時刻に対応する。

$V_{X, Y}$ ：重心マーク（直立姿勢の重心位置）の移動速度（前後，上下）

医学データについてはここでは触れない。また，他のデータのうち人体の仕事率算出に用いたものは，床反力測定装置で得られた進行方向（X）及び垂直方向（Z）成分の時間に対する値のみである。力の横方向成分（Y）は変化が小さいので無視しており，8ミリカメラによる速度データは速度の計算結果とのチェックのための参考データとして用いた。

## 2-3. データ処理と計算

本実験で求めようとするのは，人体が床の反力に対して行った仕事である。仕事は仕事率がプラスの場合もマイナスの場合も人体にはエネルギー消費となるので，仕事率の絶対値を2歩1サイクルにわたって積分したもので表わし，以下のようにしてこれを求めた。同様な検討は文献 [3] などにも用いられている。

### i) 較正係数

計測装置の特性に関する8つの較正係数 $C_{1-8}$ が用いられている。 $C_1, C_2$ はそれぞれ加速度ピックアップのX軸，Z軸の特性に関するものである。 $C_{3,4,5}$ および $C_{6,7,8}$ はそれぞれ床反力測定装置1と2の特性に関するもので，測定データ $f$ と真の反力 $F$ の間に

$$F = A \cdot f$$

$$F = \begin{pmatrix} F_x \\ F_z \end{pmatrix}, \quad f = \begin{pmatrix} f_x \\ f_z \end{pmatrix}$$

なる関係があるとき，床反力測定装置1について

$$A = \begin{pmatrix} C_3 & C_4 \\ 0 & C_5 \end{pmatrix}$$

同じく2については次のようにおいたものである。

$$A = \begin{pmatrix} C_6 & C_7 \\ 0 & C_8 \end{pmatrix}$$

### ii) Gの補正計算

Gを積分して速度と位置を求めると，誤差が蓄積されるので，測定値を積分して出し

た位置が定常状態の仮定によりゼロになるような補正をしている。これを計算上加速度の零点補正と呼んでおり、次の計算を行なう。

$$S_z(T_0) = \int_0^{T_0} dT' \int_0^{T'} G_z dT \quad T_0: 1 \text{ サイクルの時間}$$

$$Z = \int_0^{T_0} dT' \int_0^{T'} (G_z - G_{0z}) dT \equiv 0$$

ただし  $G_{0z}$  は補正值

$$Z = S_z(T_0) - \frac{1}{2} G_{0z} T_0^2 = 0$$

$$G_{0z} = \frac{2 \times S_z(T_0)}{T_0^2}$$

2 歩で 1 サイクルであるから  $T_0 = T_2 - T_1$

$Y$  についても同様にして  $G_{0y}$  を得る

iii) データ入力方法

電磁オシロで記録されたデータを曲線読み取り器で読みとり、数値を紙テープにパンチして入れた読みとりは、データ時間軸きざみで 1 mm 毎に行った。これは 1 サイクル当り、100~300 点に相当する。

iv) プログラムとフローチャート

計算プログラムのフローチャートおよび詳しい計算式は付録として添付する。

## 結 び

減重量下での人間の歩行運動効率を求めるために、一定の張力で吊った人体の歩行によってした仕事を

1. 重心運動 (加速度と速度)
2. 地面から受ける反力

の測定値から算出した。このために必要な吊り上げ式減重量模擬装置と三軸重量計を試作した。

### 謝 辞

本実験を行うにあたって場所を提供していただいた日産自動車 K.K., このために御尽力下さった同社, 戸田康明博士, 故板橋宗雄氏, また, 同社川越実験所の方々に深く感謝する.

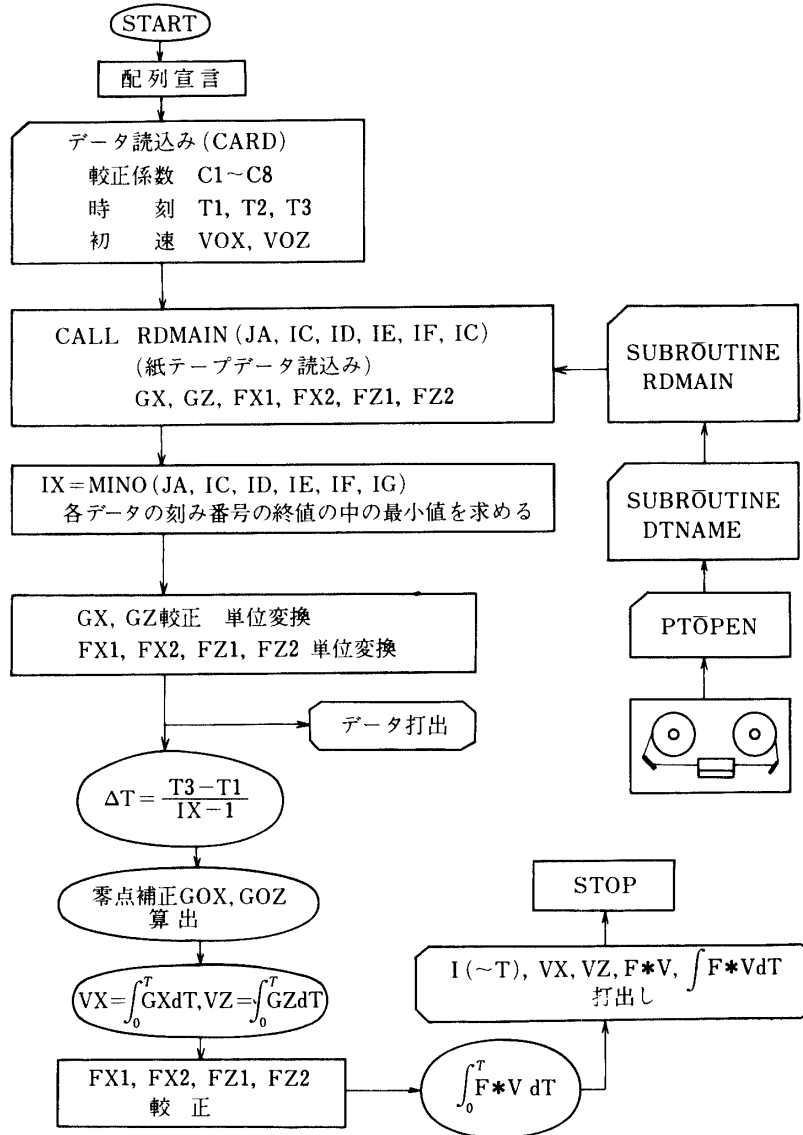
### 参 考 文 献

- [1] R. Margaria and G.A. Cavagna; Human Locomotion in Subgravity, *Aerospace Medicine*, 35(12) 1140~1146, 1964
- [2] H. Saiki, M. Nakaya, H. Mizunuma, T. Yamauchi, M. Nagatomo, T. Araki Y. Hashimoto, P. Kamiya and M. Nakamura; Bioenergetic and Kinetic Study on Human Locomotion at Simulated Hypogravics, *Proceedings of 10th ISTS*, Tokyo, 1973
- [3] G.A. Cavagna, F.P. Saibene and R. Margaria; External work in walking, *J. of Applied Physiology*, Vol. 18, No. 1 Jan. 1963

付 録

本文中に用いた計算プログラムのフローチャートと計算式を以下に示す。

プログラムフローチャート



①  $G_z(T) = C_2 \times G_z(T) \times 0.0001$

② 垂直方向加速度，零点補正

$$G_{oz} = \frac{2 \cdot S_z(T)}{2 \cdot (T_2 - T_1)}$$

ただし

$$S_z(T) = \iint_0^{1\text{cycle}} (G_z(T) - G_z(0)) dT^2$$

③  $G_x(T) = C_1 \times G_x(T) \times 0.0001$

- ④ 進行方向加速度，零点補正

$$G_{0x} = \frac{2 \cdot S_x(T)}{2 \cdot (T_2 - T_1)}$$

ただし

$$S_x(T) = \iint_0^{1\text{cycle}} (G_x(T) - G_x(0)) dT^2$$

- ⑤  $V_x(T) = V_{0x} + \int (G_x(T) - (G_x(0) + G_{0x})) dT$

$$V_z(T) = V_{0z} + \int (G_z(T) - (G_z(0) + G_{0z})) dT$$

- ⑥  $F_{x1}(T) = F_{x1}(T) \times 0.0001$

$$F_{z1}(T) = C_5 \times \{F_{z1}(T) - F_{z1}(0)\} \times 0.0001$$

$$F_{x1}(T) = C_3 \times \{F_{x1}(T) - F_{x1}(0)\} + C_4 \times F_{z1}(T)$$

- ⑦  $F_{x2}(T) = F_{x2}(T) \times 0.0001$

$$F_{z2}(T) = C_8 \times \{F_{z2}(T) - F_{z2}(0)\} \times 0.0001$$

$$F_{x2}(T) = C_6 \times \{F_{x2}(T) - F_{x2}(0)\} + C_2 \times F_{z2}(T)$$

- ⑧  $F_{z1}(T)$

- ⑨  $F_{z2}(T)$

} ⑤, ⑥による

- ⑩  $P_{x1}(T) = F_{x1}(T) \times V_{x1}(T)$

- ⑪  $P_{x2}(T) = F_{x2}(T) \times V_{x2}(T)$

- ⑫  $P_{z1}(T) = F_{z1}(T) \times V_{z1}(T)$

- ⑬  $P_{z2}(T) = F_{z2}(T) \times V_{z2}(T)$

- ⑭  $P = P_{x1} + P_{x2} + P_{z1} + P_{z2}$

- ⑮  $P_+ = \int PLAS(1, P) dT$

- ⑯  $P_- = \int PLAS(0, P) dT$

- ⑰ ここで,  $PLAS(1, P) : P \geq 0$  のとき  $PLAS(1, P) = P$

$$P < 0 \text{ のとき } PLAS(1, P) = 0$$

$$PLAS(0, P) : P \geq 0 \text{ のとき } PLAS(0, P) = 0$$

$$P < 0 \text{ のとき } PLAS(0, P) = P$$

$$P_{abs} = P_+ + P_-$$