

## 立体写真法による人間歩行の解析 Ⅱ

加藤 厚生 村田 正美

## An Analysis of Human Gait by Stereo Photograph Ⅱ

Atuo KATO Masami MURATA\*

人間の歩行を三次元計測する一手法としての「45°方式立体写真法」についてはすでに報告した<sup>1),2)</sup>。これまでの報告では、測定精度が低いこと、被測定点位置と関節中心位置との相関関係が小さいことなど、未解決な部分があった。

その後、一連の実験によって測定精度は、ほぼ理論的な精度に達した。また被測定点位置と関節中心位置の相関関係を高める方法を開発した。

## 序 文

人間のように、柔構造、多関節リンク機構からなる物体の運動を、正確に三次計測することは非常に困難である。

物体の運動を計測するためには、位置、速度、加速度のいずれか一つを、それぞれ初期条件を含めて測定すれば良く、写真法、ドブラー法、加速度計法など衆知の測定法がある。

しかしながら、人間の歩行のように、比較的広い空間中を移動する多重リンク機構を測定対象とする場合には、いずれの方法も被験者の非拘束性、広い測定範囲、精度、同時に測定できる被測定点数、測定の容易さ、コスト、測定の実時間性などからみて現状では満足すべき方法がない。

筆者らは、人間の歩行を測定するうえで、

1. 三次元計測をすること、2. 関節により結合される各身体部をすべて測定すること、3. 測定精度を高めること、4. 少くとも歩行の一周期（一步）を完全に測定すること、の4点に目標を絞り「45°方式立体写真法」を採用して、この方法の原理と、計測結果から歩行時の体重心移重を三次元解析した結果について既に報告した<sup>1),2)</sup>。

今回、この小論のなかで、前掲論文<sup>2)</sup>では未報告であった誤差の理論値について述べ、さらに注意深い実験と適切な補正によって測定誤差を理論値のオーダーに追い込み得ること、および、被測定点と関節位置との相関関係を高める方法について述べ、これらの方法による測定

結果を報告する。

## 45°方式立体写真法

図1の原理において

$u_r$  は、右カメラのフィルム面中心から、被測定点Pのフィルム面上の像 $P_r$ までのX方向長さ。

$u_l$  は、左カメラのフィルム面中心から、被測定点Pのフィルム面上の像 $P_l$ までのY方向長さ。

$v_r$  は、右カメラのフィルム面中心から $P_r$ までのZ方向長さ。

$v_l$  は、左カメラのフィルム面中心から $P_l$ までのZ方向長さ。

$h$  は、左右カメラのレンズ中心の高さ。

$L$  は、 $x, y, z$  座標原点から左右のカメラレンズ中心までの距離の  $x-y$  面内成分。

$l$  は、左右カメラのレンズ中心からフィルム面中心までの長さ。

とすると、 $x, y, z$  座標内でP点の各座標は次のように表わされる。

$$x = \frac{l L (u_l - u_r)}{\sqrt{2} (l^2 - u_r u_l)}$$

$$y = \frac{2L u_r u_l - l L (u_r + u_l)}{\sqrt{2} (l^2 - u_r u_l)}$$

$$z = \frac{L \{v_r u_l + v_l u_r\} - (v_r l + v_l l)}{2 (l^2 - u_r u_l)} + h$$

\* 村田正美：電子工学科研究生

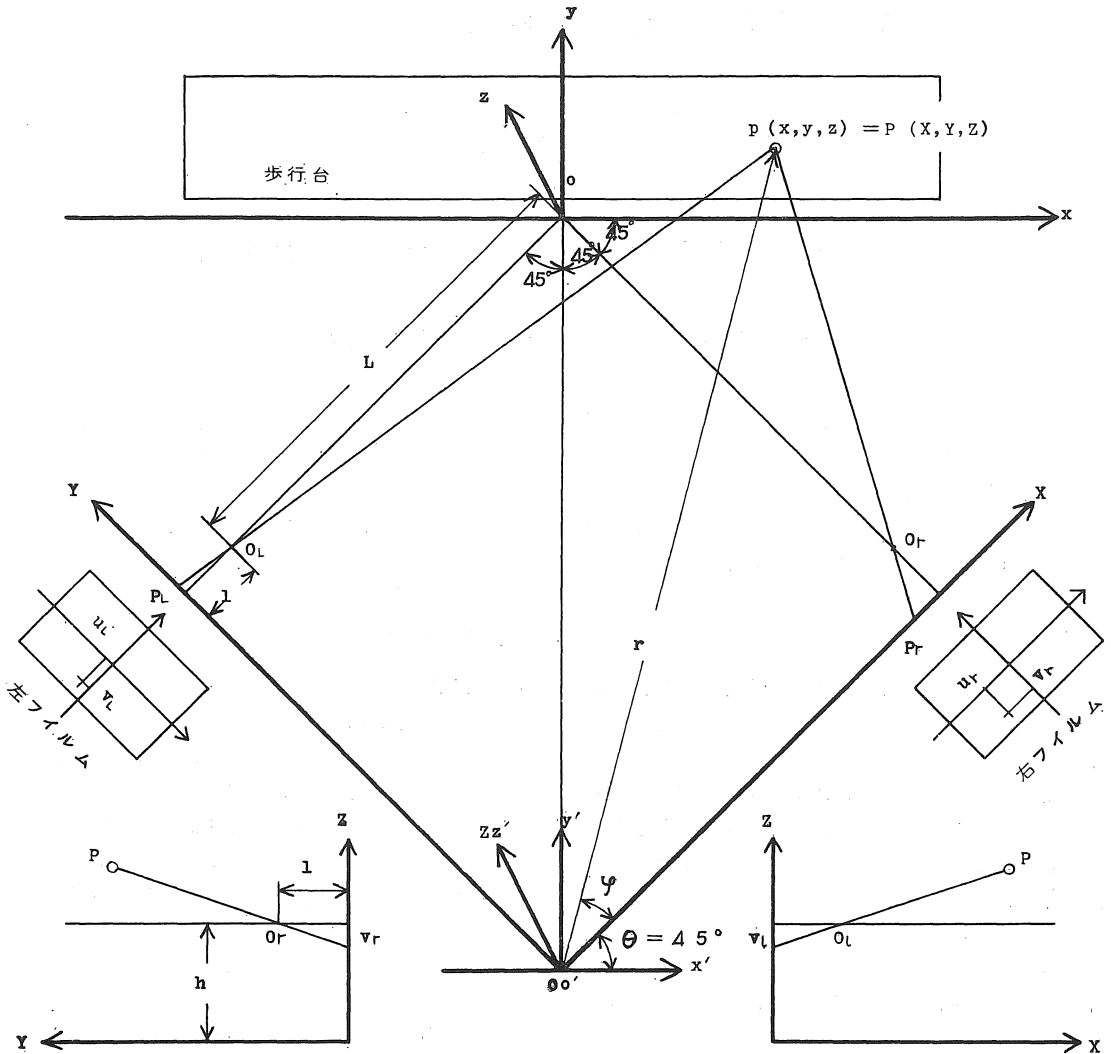


図1 45°方式立体写真法の原理図

読み取りによる誤差の理論値

$$\begin{aligned} x &= f_1(u_r, u_l, L, l) \\ y &= f_2(u_r, u_l, L, l) \\ z &= f_3(u_r, u_l, v_r, v_l, L, l, h) \end{aligned}$$

であるから、x, y, zの計算値に含まれる誤差dx, dy, dzは次のようになる。

$$\begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial u_r}, \frac{\partial f_1}{\partial u_l}, 0, 0, \frac{\partial f_1}{\partial L}, \frac{\partial f_1}{\partial l}, 0 \\ \frac{\partial f_2}{\partial u_r}, \frac{\partial f_2}{\partial u_l}, 0, 0, \frac{\partial f_2}{\partial L}, \frac{\partial f_2}{\partial l}, 0 \\ \frac{\partial f_3}{\partial u_r}, \frac{\partial f_3}{\partial u_l}, \frac{\partial f_3}{\partial v_r}, \frac{\partial f_3}{\partial v_l}, \frac{\partial f_3}{\partial L}, \frac{\partial f_3}{\partial l}, \frac{\partial f_3}{\partial h} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} du_r \\ du_l \\ dv_r \\ dv_l \\ dL \\ dl \\ dh \end{pmatrix}$$

これらの誤差のうちフィルムの読み取り誤差  $du_r, du_l,$

$dv_r, dv_l$ に起因するものは次のようになる。

$$\begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial u_r}, \frac{\partial f_1}{\partial u_l}, 0, 0 \\ \frac{\partial f_2}{\partial u_r}, \frac{\partial f_2}{\partial u_l}, 0, 0 \\ \frac{\partial f_3}{\partial u_r}, \frac{\partial f_3}{\partial u_l}, \frac{\partial f_3}{\partial v_r}, \frac{\partial f_3}{\partial v_l} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} du_r \\ du_l \\ dv_r \\ dv_l \end{pmatrix}$$

ここに

$$\frac{\partial f_1}{\partial u_r} = \frac{-1 L (1^2 - u_l^2)}{\sqrt{2} (1^2 - u_r u_l)^2}$$

$$\frac{\partial f_1}{\partial u_l} = \frac{1 L (1^2 - u_r^2)}{\sqrt{2} (1^2 - u_r u_l)^2}$$

$$\frac{\partial f_2}{\partial u_r} = \frac{1 L (2u_l - u_l^2 - 1^2)}{\sqrt{2} (1^2 - u_r u_l)^2}$$

$$\frac{\partial f_2}{\partial u_1} = \frac{1}{\sqrt{2}} \frac{L(2u_r - u_r^2 - 1^2)}{(1^2 - u_r u_1)^2}$$

$$\frac{\partial f_3}{\partial u_r} = \frac{1}{2} \frac{L(v_r l - v_r u_1) + L u_1 (v_r u_1 - v_1 l)}{(1^2 - u_r u_1)^2}$$

$$\frac{\partial f_3}{\partial u_1} = \frac{1}{2} \frac{L(v_r l - v_r u_r) + L u_r (v_1 u_r - v_1 l)}{(1^2 - u_r u_1)^2}$$

$$\frac{\partial f_3}{\partial v_r} = \frac{-L(u_1 + 1)}{2(1^2 - u_r u_1)}$$

$$\frac{\partial f_3}{\partial v_1} = \frac{L(u_r - 1)}{2(1^2 - u_r u_1)}$$

読取誤差の理論値は、x, y, z 座標内で

x = -800から+800ミリメートルまで

y = 0から+800ミリメートルまで

z = +200から+1800ミリメートルまでの領域でそれぞれ

200ミリメートル毎に計算した。この領域は、後述す

表1 読取による誤差の理論値の数値例  
(読取誤差1mmに対する値)

x	y	z		$\partial f/\partial u_r$	$\partial f/\partial u_1$	$\partial f/\partial v_r$	$\partial f/\partial v_1$
0	0	200	dx dy dz	26.9 26.9 -3.66	26.9 -26.9 3.66	0 0 -19.0	0 0 -19.0
0	400	1000	dx dy dz	27.0 31.0 0.26	27.0 -31.0 0.26	0 0 -19.0	0 0 -19.0
800	400	1000	dx dy dz	26.9 26.9 0.19	24.7 -44.8 -0.39	0 0 -19.0	0 0 -24.6

単位: mm

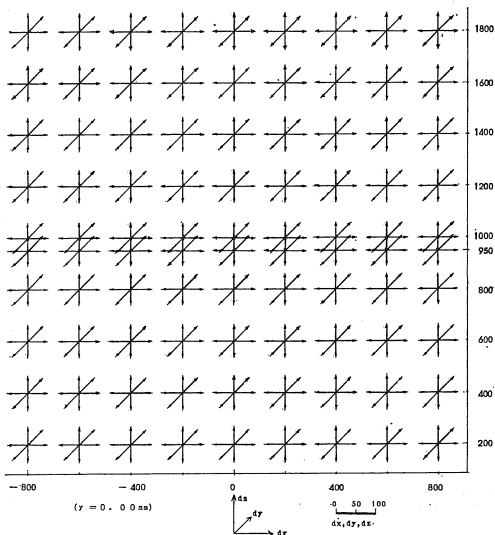


図2 読取による誤差の理論値の範囲  
(読取誤差1mmに対する値)

る撮影領域を完全にカバーしている。

読取りによる誤差の理論値の数値例を表1に、図式表示を図2、に示す。

これらの結果から、読取誤差に起因して計算結果に含まれる誤差をおおむね土1mm以内に抑えるためには、フィルム上の被測点位置は、すくなくとも50分の1mm以上の精度で読取らねばならないこととなる。

その他の誤差について

フィルム読取誤差以外の誤差は、カメラの設定誤差および、較正用基準被写体の設定誤差である。

この内、カメラの設定誤差にかかわる量としては、計算式に直接現われるL, l, hと間接的に現われる $1/\sqrt{2}$ とがあり、計算式には全く表現されていないカメラのあおり角や、左右カメラの設定差もある。

較正用基準被写体にかかる誤差としては、基準被写体作製上の誤差と、設定誤差および基準被写体の構造上除くことのできない左右からの視差がある。

これらの内、Lとl, 以外は1mm程度の誤差を許すならば比較的容易に設定可能である。

lはレンズの焦点距離であるが、複合レンズ系でわかりにくく、しかもピント合わせによって変化するから、撮影後z軸上の基準被写体長さから計算により導出することにし、 $l+L=一定$ 、として設定した。

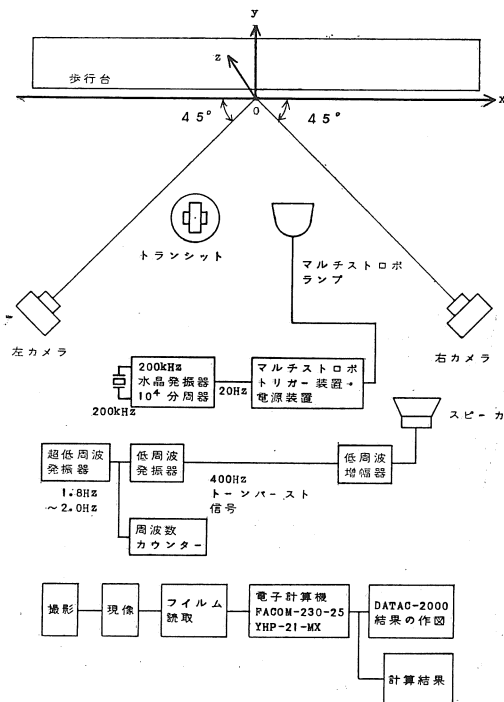


図3 測定系の構成

## 測定系の全構成とカメラおよび基準被写体の設定

測定系の全構成図を図3に示す。

図4は撮影装置の全景である。

撮影にさきだって、カメラおよび較正用基準被写体を設定する。これらの設定にはトランシット(測機舎製 BT-20A)を用い正確を期した。較正用基準被写体は、 $x-z$ 面に平行に設定し、その時  $y = 0, 200, 400, 600, 800, \text{mm}$  とした。

基準被写体の撮影後、カメラ等の設定条件を同一に保ちながら、被験者を撮影する。

被験者は  $200 \text{mm}$  間隔の方眼目盛を描かれた歩行台上

を、カメラから見て左から右へ歩き、被験者の各関節付近に付けた蛍光標点に、マルチストロボフラッシュ光を照射して反射光を撮影する。

マルチストロボは、水晶原発振による  $20\text{Hz}$  で発光させた。

カメラは、 $f=100\text{mm}$  のレンズを装置したマミヤプレスを用い、焦点は、歩行台の中央付近に合わせた。このときの焦点距離は、撮影後、計算により導出した。

フィルムは、イーストマン・コダック、Tri-X Pan Professional ASA 320 を用い、約2倍に増感現象し

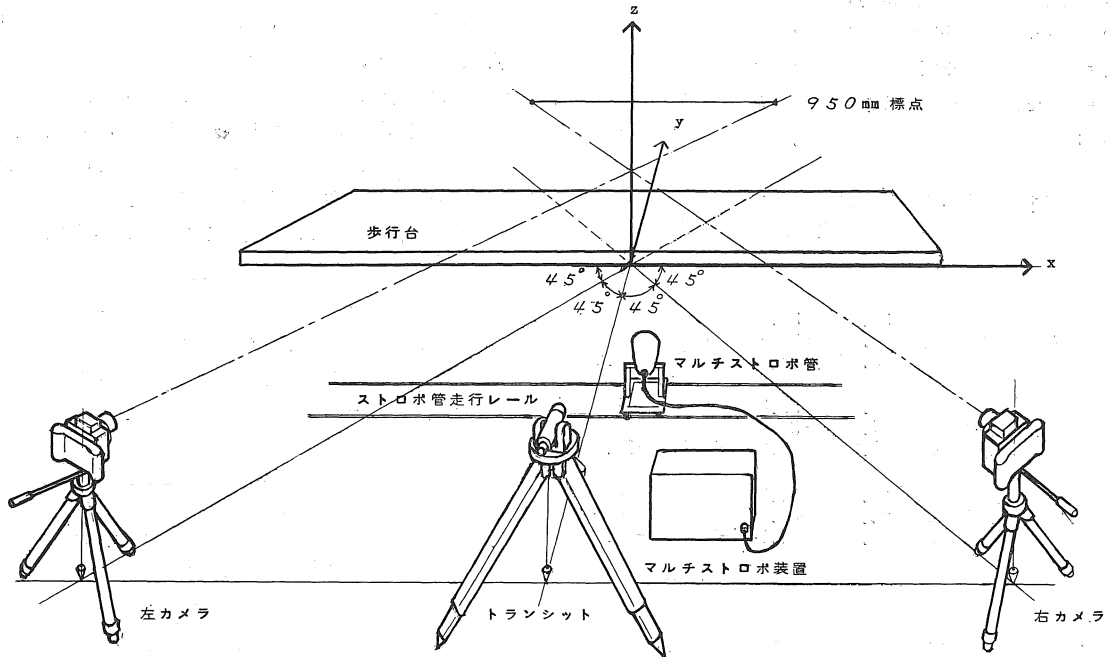
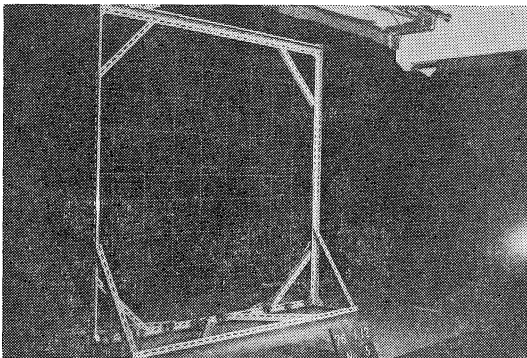
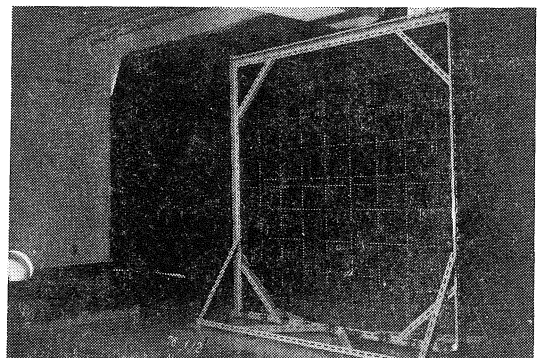


図4 撮影装置の設定



左カメラによる



右カメラによる

写真1 較正用基準被写体(網目)

た。

歩調を制御する目的で 2Hz 付近で周期を変えられる 400Hz トーンバースト音源を用意した。

撮影例を写真1に示す。

写真1は、y = 0 として x-z 面に置いた較正用基準被写体である。

誤差とその補正

撮影したフィルムは、フィルムそのままガラス板にはさんで日本光学製微動載物台 O型に固定し、顕微鏡により被測点を確認しながら位置を読取る。

この微動載物台は 0.001mm まで読取可能であるが、フィルムの伸縮や被測点のぼけ等を勘案して、0.05mm を読取の目安にした。

基準被写体網目の各交点における実測位置と、フィル

表2 基準被写体(網目)の交点の実測位置と計算位置との差(未修正)

x	y	z	実測値と計算値との差	x	y	z	実測値と計算値との差
0	0	200	dx 4.93 dy -3.43 dz -4.41	800	0	200	dx 0.46 dy -0.75 dz 0.66
0	0	1000	dx 4.58 dy -0.82 dz 0.41	800	0	1000	dx 0.83 dy -0.57 dz -0.01
0	0	1800	dx 4.26 dy 2.86 dz 7.35	800	0	1800	dx 0.67 dy -0.01 dz 0.37
0	400	200	dx 4.79 dy 3.00 dz -5.34	800	400	200	dx 0.66 dy -1.19 dz 0.18
0	400	1000	dx 5.48 dy 2.88 dz 0.46	800	400	1000	dx 0.68 dy -0.40 dz 0.39
0	400	1800	dx 6.11 dy 1.56 dz 7.70	800	400	1800	dx 0.03 dy -0.30 dz 0.83

単位: mm

表3 基準被写体(網目)の交点の実測位置と計算位置との差(修正済)

x	y	z	実測値と計算値との差	x	y	z	実測値と計算値との差
0	0	200	dx 0.14 dy -2.70 dz 0.08	800	0	200	dx 0.51 dy -0.33 dz 0.56
0	0	1000	dx -0.21 dy -0.11 dz 0.11	800	0	1000	dx 0.88 dy -0.15 dz -0.01
0	0	1800	dx -0.53 dy 3.55 dz 2.25	800	0	1800	dx 0.71 dy 0.40 dz 0.48
0	400	200	dx -0.08 dy 1.03 dz -0.49	800	400	200	dx 0.70 dy -0.77 dz 0.10
0	400	1000	dx 0.62 dy 0.91 dz 0.14	800	400	1000	dx 0.72 dy 0.01 dz 0.39
0	400	1800	dx 1.24 dy -0.41 dz 2.19	800	400	1800	dx 0.08 dy 0.10 dz 0.92

単位: mm

ム読取値から計算した位置との誤差の一例を表2に示す。この計算に用いた l は、z軸上の2点間距離とこれに対応するフィルム上の読取値とから算出した値であるが、この l の値の適、不適によって上記各交点での誤差が大きく変わることから

$$S = \sum_k (x_k - x_{mk})^2 + \sum_k (y_k - y_{mk})^2 + \sum_k (z_k - z_{mk})^2$$

ただし  $x_k, y_k, z_k$ ; 交点実測値の x, y, z 座標

$x_{mk}, y_{mk}, z_{mk}$ ; 交点計算値の x, y, z 座標

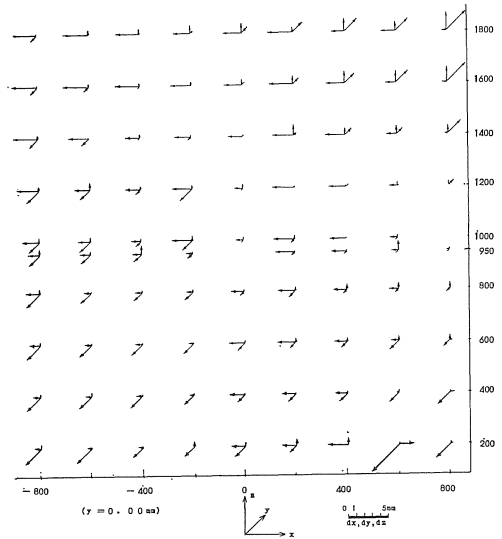


図5 a. 基準被写体(網目)の交点の実測位置と計算位置との差(修正後)(単位mm)

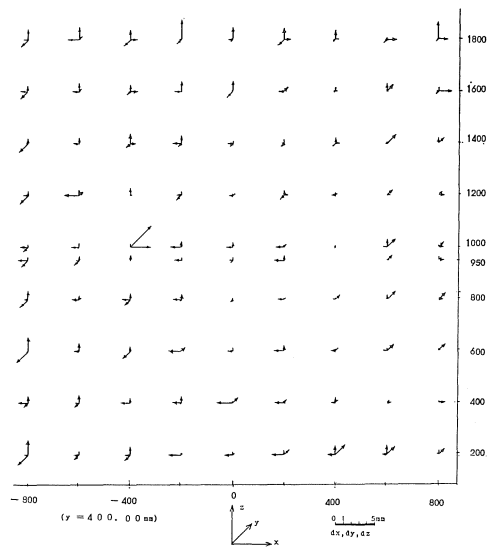


図5 b.

なる  $S$  を最少にする  $l$  を修正値として求め、以後の計算に用いた。

修正後の  $l$  と誤差の数値例を表 3 に、図式表示を図 5 に示す、

関節の仮想回転中心の推定法

人間の身体各部の関節には、一軸性の屈伸中心をもつ蝶番関節（例、腕尺関節）、一軸性の回施中心をもつ車軸関節（例、撓尺関節）、二軸性の屈伸中心をもつ楕円関節（例、撓骨手根関節）、顆状関節（例、中手指節関節）、多軸性の屈伸、回施中心をもつ球関節（例、肩関節）、臼状関節（例、股関節）等の種類があり<sup>3)</sup>、その形状に従って関節運動の測定法も適正に選択すべきである。

これまで、運動解析において関節の運動中心を推定する方法としては、目視により上皮の一点を決定する方法、骨の特定の一部を選びその附近の上皮を決定する方法、スティックピクチャーのように二直線の交点として決定する方法等が用いられている。これらの方法は、一軸性の屈伸測定を主目的とする二次元計測の場合は充分実用的であるが、回施や回内、回外も測定し得る三次元計測の場合には適当でない。

今回の実験で採用した方法は、三次元計測法を生かして、屈曲、伸展はもちろん、回施、回内、回外をも測定する目的で採用した。

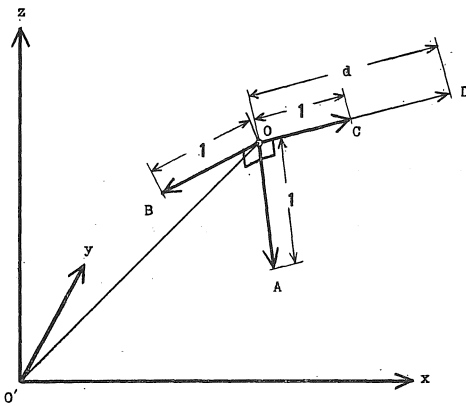


図 6 仮想関節中心計測法の原理

図 6 に原理図を示す。図 6 において、直角座標系  $(x, y, z)$  内にある点  $O (O_x, O_y, O_z)$  ,  $A (A_x, A_y, A_z)$  ,  $B (B_x, B_y, B_z)$  ,  $C (C_x, C_y, C_z)$  について  $\vec{OA}$  ,  $\vec{OB}$  ,  $\vec{OC}$  をそれぞれ  $O$  から出発する単位ベクトル  $A$  ,  $B$  ,  $C$  とする。  $A$  ,  $B$  ,  $C$  は互に直交するものとする。

また、  $i$  ,  $j$  ,  $k$  をそれぞれ  $x$  ,  $y$  ,  $z$  方向の基本ベクトルとすると衆知のように、

$$C = A \times B = \begin{vmatrix} i & j & k \\ A_{x0} & A_{y0} & A_{z0} \\ B_{x0} & B_{y0} & B_{z0} \end{vmatrix} = iC_{x0} + jC_{y0} + kC_{z0}$$

から  $C_{x0} = A_{y0} B_{z0} - A_{z0} B_{y0}$

$C_{y0} = A_{z0} B_{x0} - A_{x0} B_{z0}$

$C_{z0} = A_{x0} B_{y0} - A_{y0} B_{x0}$

ただし、添字  $x_0, y_0, z_0$  は  $0$  から出発する各ベクトルの  $x, y, z$  方向成分。

したがって、

$C_x = O_x + C_{x0}$

$C_y = O_y + C_{y0}$

$C_z = O_z + C_{z0}$

点  $O$  から  $C$  と同一方向に点  $D$  をとって  $|OD| = d$  とすると点  $D$  の  $x, y, z$  座標、  $D_x, D_y, D_z$  は

$D_x = d \cdot C_x$

$D_y = d \cdot C_y$

$D_z = d \cdot C_z$  となる。

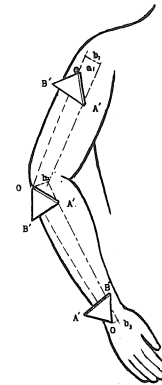


図 7 仮想関節中心の三次元測定法

関節仮想中心の測定法を図 7 に示す。

二辺が  $30mm$  の直角二等辺三角形  $O A' B'$  において、辺  $A' B'$  が相隣る二つの関節の仮想中心  $b_n, b_m$  を結ぶ直線  $b_m, b_n$  および、  $O$  と  $b_m$  を結ぶ直線  $O d_m$  に互に直角となる様に  $O_2 A' B'_2$  を関節から離れた前腕部位に固定する。

$b_m$  は  $OD$  方向での体部位横断長の  $2$  分の  $1$  に上皮から  $O$  までの長さを加えた長さとする。

$O' A' B'$  を三次元計測することにより原理から  $b_m$  点（仮想関節中心）を三次元計測できる。

また  $A' B'$  から前腕のひねりを知ることができる。他の節関についても同様である。

肩関節のように三角形  $O A' B'$  を上腕に固定する部位がひじ側に接近せざるを得ない場合には図 6 に示すように  $\vec{b}_1$  に  $\vec{a}_1$  を加える。写真 2 に、被験者の様子

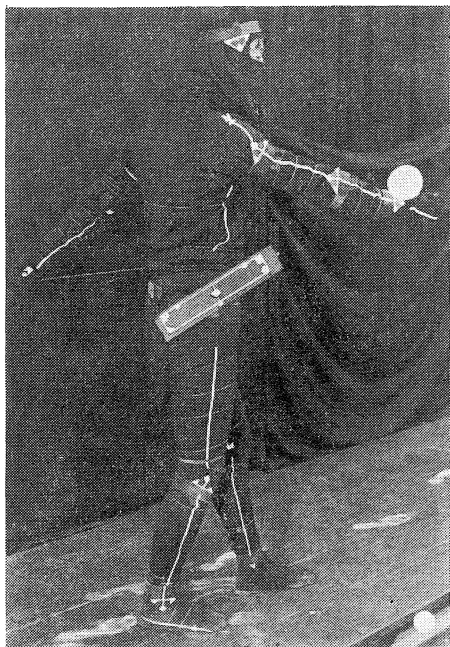


写真2 被験者に被測点を貼付した様子

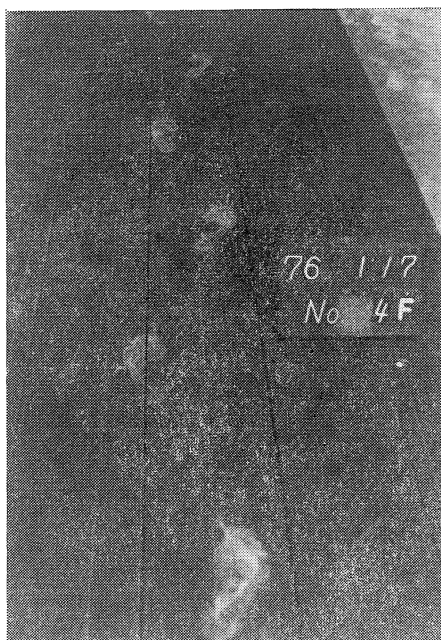
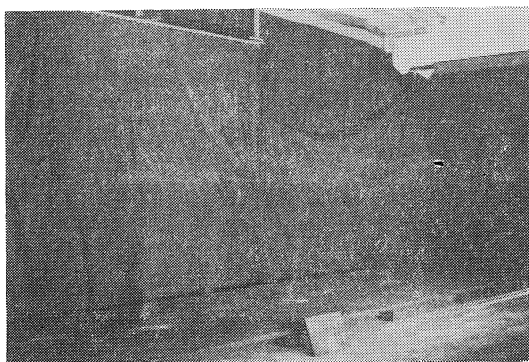
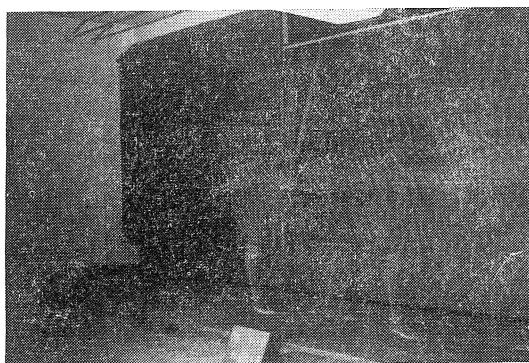


写真4 足跡例



左カメラによる



右カメラによる

写真3 歩行撮影例

を、写真3に歩行撮影例写真4に比較用足跡例を示す。

#### 体重心の計算結果

上記方法を用いて、各仮想関節中心等を三次元計測したのち、前報<sup>2)</sup>の計算方法により歩行中の身体各部の重心移動を算出した結果を図8、図9、図10に示す。

この例は、2.0Hz周期トーンバースト音に歩調を合わせた正常歩行である。

図11に、同じ例についての総合体重心軌跡を示す。

#### むすび

45°方式立体写真法において、測定精度を高める手法と、簡単な誤差の修正法を示した。

この方法によれば、誤差は、ほぼ1mm台におさまるようになる。

さらに仮想関節中心を推定する方法について原理をのべ、歩行解析に用いた例を示した、現段階ではまだ、この方法についての詳細な評価は出来ないているが、この方法を応用して歩行中の股関節位置測定（手のかけになり読取れない場合がある）が可能となったから、前報<sup>2)</sup>

と比較のために示した体重心軌跡は、いっそう正較となっている。

おわりにあたり、本実験に精力的に取り組み秀れたデータを提供してくれた本学電子工学科、生体工学研究室卒業生中山之義、丹羽博司、丹羽正義三君に感謝する。

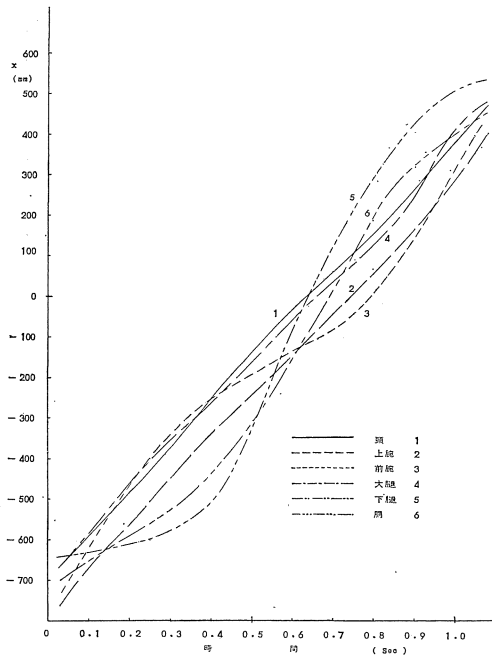


図8 歩行時の身体各部重心軌跡 (x-t)

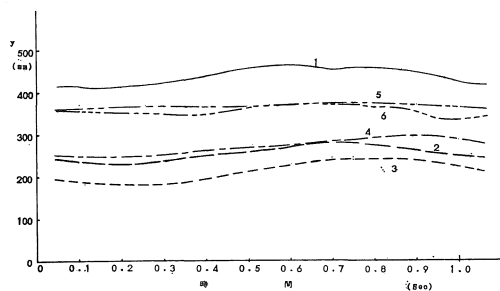


図9 歩行時の身体各部重心軌跡 (y-t)

参考文献

- 1) 村田正美, 加藤厚生 立体写真法による歩行解析計測自動制御学会第14回学術講演会予稿集 (1975)
- 2) 加藤厚生 立体写真法による人間歩行の解析愛知工業大学研究報告 No.10 (1975)
- 3) 森於菟他 解剖学 1 金原出版 (昭和51年1月10日受付)

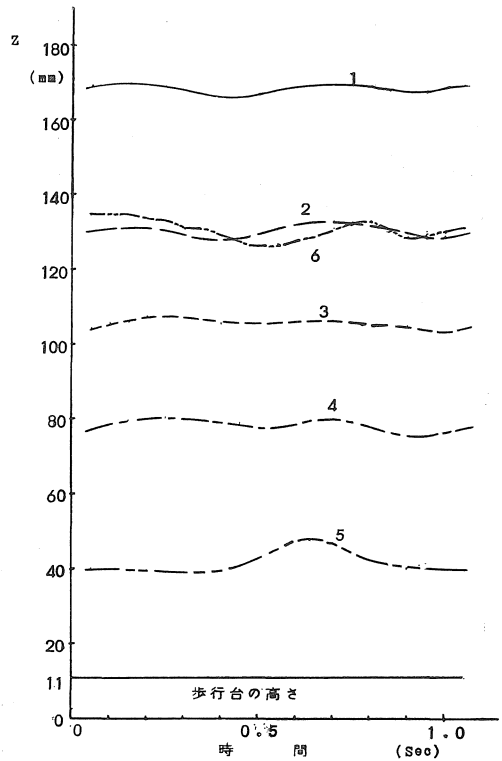


図10 歩行時の身体各部重心軌跡 (z-t)

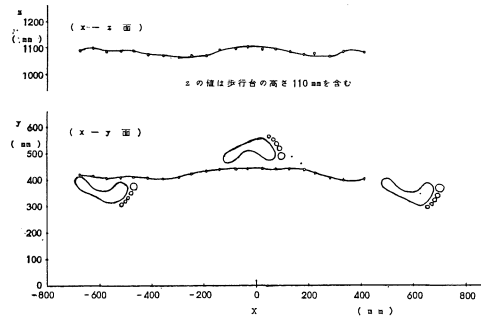


図11 歩行時の総合体重心軌跡