LEDs を利用した写真測量による人の動きの解析

Photogrammetric Analysis of Human Movement using LEDs

鶴岡 政子*, 村井 俊治*

森 英二**, 小井土今朝巳***

Masako TSURUOKA, Shunji MURAI

Eiji MORI, Kesami KOIDO

Abstract: The analysis of human movement has its origin in the age of Aristotle; Hippocrates used it in prescribing physical exercise for cure of patients impairments and disabilities.

Now, functional anatomy, neurology and physiology of human movement are highly developed in rehabilitation science, and information given by 3D digital stereo photogrammetry, kinesiology and especially biomechanics (application of principles of dynamics to analyze human movement) is expected to become more important.

This paper describes a new approach to analyze human movement using the simple 3D photogrammetric analyzer system "BIRDMAN" and the trajectories of flickering LEDs, (light-emitting diodes) attached to measurement points on major joints. All are controlled by an IC clock, (turned on and off once each 0.1 second, with two non-metric synchronized cameras.

This study increased the sampling rate by 2.5 times over that using the inter-barometer (frequency 0.25 second) used in our previous study. Thus, the details of human movement for each second are better presented.

The test data are obtained from the walking movement of a person who has been well trained for dancing for four years and that of another person who has not been trained. Using 3D photogrammetrically analyzed digital data, the displacement and change of metabolic energy and torque of the person's major joints are presented as biomechanical analysis of human walking.

The results are as follows:

1. the displacements of the trained person's elbows, shoulders and hips are comparatively smoother and more rhythmic, in the 3D space, than those of the untrained person.
2. the change of metabolic energy of the hip (estimated from the hip displacement) of the trained person is comparatively smaller and more efficient than that of the untrained person.
3. the change of torque around shoulder joints of the trained person is comparatively smaller and more efficient than that of the untrained person.

As a result of this study it can be said that the 3D photogrammetric algorithm and analysis using LEDs, as developed in this study, are useful for biomechanical and physiological analysis of human movement.

1. ま え が き

医学, 工学, 数理学等多分野に於て, 複雑で連続した人間の運動を解析する研究に寄せられる期待は近

年, 大きく重要なものとなってきた。人間の動的な生体现象を観察し, 記録し, 理解を深めてきた Kinesiology (運動学) の歴史¹⁾を振り返ると, その中に知見の方向性と重要性, そして新しい課題を探ることができる。運動学はひとつの独立した学問ではなく, 多分野を統合した学問体系となっている。Aristotle (384-322 B.C.) はすでに Biomechanics (生体力学) の原理に触れており, 複雑な歩行の幾何学的分析を試み, 運動力学の法則の応用も行っている。医学では

* 東京大学生産技術研究所

** 慶応大学医学部

*** 建設省国土地理院

「写真測量とリモートセンシング」Vol. 32, No. 2, 1993

Hippocrates (460-377 B.C.) が筋力強化、疾病回復の目的で運動を治療に用いた記録がある。Galileo Galilei (1564-1642 A.D.), Isaac Newton (1643-1727) によって運動力学の基本原理が確立されると17世紀中ごろ Alfonso Borelli (1608-1679) は生命現象の理解に物理学を応用し人間の筋肉系も力学法則で支配され、骨格はてこであり、各筋肉の付着部は運動の中心と一致すると考えた。Orthopedic Surgery (整形外科) の語源はギリシャ語“orthos”(まっすぐ、なおす) と“paideia”(子どもの養育) にさかのぼることができる。John Hunter (1728-1793) は筋肉機能は生体観察から知ることの重要性を説き、疾病、外傷の回復に早期運動の重要性を認めている。運動の神経生理学的理解においては Charles Scott Sherrington (1857-1952) の反射機能の定量化があげられる。

John Hughlings Jackson (1834-1911) は脳の運動制御において貢献し、Charles Robert Darwin (1809-1882) は人間の形態、運動行動も遺伝により決定されていると説き、Marcel Mauss は学習されたものと考えた。近年にいたっては呼吸、循環、代謝などの運動生理学、筋肉、神経系の神経生理学が発達するに至っている。

一方、写真技術の進歩が Kinesiology を支えてきた功績も大きい。天文学者 Pierre Jules Cesar Janssen (1824-1907) が金星の連続写真を用いて、人間の運動研究に応用、Etienne Jules Marey (1831-1904) は足底に加わる力を測定、1枚の写真に運動の変化に伴うクロノフォトグラフを作成した。

さらには、写真測量技術がアナログ情報から2台のカメラを使用したステレオ撮影による3次元デジタル情報をもたらした結果、立体空間での人の動きを解析することが可能となった。現在は各種計測機械、高速度カメラとコンピュータ等ハード面での開発と測量技術、A/D変換、画像解析技術等ソフト面での開発とが連結されリアルタイムで運動の解析ができるようになり技術は高度化してきている。

以上の研究傾向から、著者らは、“高価で特別な解析装置や専門知識、技術を必要としなくとも、容易で時間もかからず誰でもが利用できるよう写真測量技術とパーソナルコンピュータを使いしかも、医学等臨床面での新しい要求に応用ができる運動の解析”を課題とし、本報告では新しい試みとして、次のa), b), c), d) の組み合わせによる人の動きのステレオ撮影を行

い、e), f) の解析を行った。

a) 一般(非測定用)カメラ2台にそれぞれモータドライブをつけ、1台のインターバロメータでシンクロナイズさせる。

b) 身体計測点にはIC(時計内臓)でコントロールされている点灯点滅LEDs(light emitting diode)を固定させる。

c) フィルム1枚の中に連続した運動を記録し、LEDsの軌跡(左右カメラの記録で2枚1組となる)の写真像から3次元digital値を得る。

d) 簡易写真解析3次元測量システムの利用。

○パーソナルコンピュータ○ステレオディジタイザ
○解析プログラム BIRDMAN (self calibration 付き Bundle 法)

結果、前回の報告より鮮明な動きの写真画像が得られ、かつサンプリング率の増加による写真解析3次元測量ができた。得られたdigital値を使って、運動(ダンス)の訓練をしている人と特別していない人の動き(歩行)を対象として、医学分野等臨床面で関心が高まっているphysical fitnessに応用可能な新しい解析を行った。

e) バイオメカニクス解析 (Biomechanical Analysis)

身体の主要関節の空間でのdisplacement(変位)、角度変化、torque(トルク)変化の比較。

f) 運動生理学解析 (Physiological Analysis)
腰の動きの代謝エネルギー変化の比較。

写真1 歩行中の運動歴ある人

写真2 歩行中の運動歴ない人

2. 写真撮影方法と精度, 外部標定結果

1) LEDs 回路の利用 (図1)

前回の報告³⁾ではインターバロメータを利用して2台のカメラの各フィルムの自動巻上げ装置モータドライブをシンクロナイズさせシャッターを切るには0.25秒間隔が一般カメラでは限界であった。しかし写真測量解析結果から人の動きは秒以下の単位で歩行においても変化があることが分かった。そこで人の動きの1秒間の時系列データを増加させ、動きをより詳細で鮮明な像のサンプリング効率を改良する工夫をすることに重点を置き、カメラ側ではなく、被写体の光源の検討により解決を試みた。

麦球は光が散乱し、点滅時に残像を残してしまうので必要とする箇所の座標点を把握することは困難であり、電源を必要としない蛍光、蓄光テープは便利で円形にカットし身体に張り付けるだけでよいが光の軌跡像が鮮明でなくまた点滅しないため時系列データを得ることができなかった。

図1 LED IC

LEDs (light emitting diodes) では鮮明な光の軌跡像を得られたので直径1mmのものを使用, 各LEDsをハンダで導線に固定させて人が動いてもはずれてしまわないようにし, 並列回路接続とした。IC (時計内臓)を回路に接続することで0.1秒間隔で点灯点滅を継続する光源を作成することができた。画像のサンプリング率は, インターバロメータを利用した前回報告³⁾の場合の2.5倍である。回路に電流が流れすぎて撮影時間中にLEDsが消耗して光の照度の低下や停止が無く継続して安定した照度を得るために抵抗を入れて電流の調節をした。

さらに人体に導線で接続されたLEDsを固定させるため導線で発生する熱 (Joule 熱)を防ぐ必要がある。

抵抗Rの導線に電流Iが流れるとき電圧をVとすると $V=RI$ である。

I値を小さくするためにはR値を大きくすればよい。導線の長さをl, 直断面積をS, 材料の抵抗率をrとすると $R=rl/S$ である。

従って, LEDsをつなぐ導線は直径の小さいものを使用するとよく, ビニル管の中を通して露出をさけ, レオタード着衣の上から人体の主要計測点に固定した。

2) 基準点の配置設定 (図2, 表1)

G.C.P.は4本のポールに取り付け立体空間に配置した (表1に各G.C.P.の座標値を示した)。カメラの外部標定要素 (x, y, z, ω , ψ , κ)を求めるための撮影をした後で撮影空間より除いた。動きの撮影が終り, また新たな動きを撮影する時は, 床のポール配置位置に印をつけておいた所にポールを戻し, 設定した

図2 基準点ポール配置

表1 G.C.P.の座標値

No.	X	Y	Z
1	0	0	0
2	0	0.542	0
3	0	1.236	0
4	0	1.806	0
5	1.908	0	0
6	1.901	0.500	0
7	1.892	1.226	0
8	1.885	1.744	0
9	0	0	-1.047
10	0	0.537	-1.058
11	0	1.224	-1.064
12	0	1.773	-1.061
13	1.916	0	-1.040
14	1.880	0.568	-1.040
15	1.936	1.285	-1.045
16	1.798	1.753	-1.046

単位：m

基準点間隔と等距離になるように巻尺で測定，確認した。

3) 撮影基線長と被写体までの距離の関係⁴⁾(図3)と精度

2台のカメラは平行光軸となるように配置し，また

図3 左右カメラと基準点ポール配置関係

基準点ポールまでの距離 H を5.5m，2台のカメラの基線長 B を1.5m と設定し配置した。

基線比 B/H は次のようになる。

$$B/H = 1.5/5.5 = 0.27$$

またカメラの焦点距離 $f = 50\text{mm}$ と座標測定精度 $\sigma_p = 0.025\text{mm}$ を代入して平面位置精度 σ_{xy} ，奥行き精度 σ_z を求めると次のようになる。

$$\sigma_{xy} = H/f \cdot \sigma_p = 2.75\text{mm}$$

$$\sigma_z = H/f \cdot H/B \cdot \sigma_p = 10.06\text{mm}$$

4) Bundle 法 (self calibration 付) による標定計算結果 (表2，表3)

表2 G.C.P.の写真上残差 dx, dy と S.D.

No. (l=left, r=right)	dx	dy
1l	0.000216	-0.024279
1r	-0.000312	-0.024613
3l	-0.000100	0.010023
3r	-0.000125	0.010122
6l	-0.011671	-0.027077
6r	-0.018060	-0.004772
7l	0.000277	0.017544
7r	-0.000209	0.017448
10l	0.000728	-0.039284
10r	-0.000752	-0.039830
11l	-0.000370	-0.037157
11r	0.000465	0.037449
14l	0.004131	-0.023833
14r	0.009645	-0.032513
15l	0.019006	0.006313
15r	-0.018006	0.006271
S.D.	0.009849	0.045903

単位：mm

表3 標定結果 (左右のカメラの外部標定要素)

位置	X	Y	Z
left camera	0.227586	0.857099	5.077640
right camera	1.701809	0.842891	5.103712

単位：m

角度	ω	ψ	χ
left camera	-0.2601580	0.0272593	0.0001661
right camera	-0.0016394	-0.0130165	-0.0046937

単位：degree

6 個の未知数の外部標定要素 ($x, y, z, \omega, \psi, \kappa$) を求めるためにはステレオ撮影では基本的に基準点は 6 個必要だが、本報告では一般カメラを使用しているので測定精度を向上させる calibration の実施と人の動きの計測に必要な立体空間範囲を考慮して正確な解析値を得るために 8 個の No.1, 3, 6, 7, 10, 11, 14, 15 の基準点を選び基準点の地上座標値と左右の写真座標値から標定計算を行った。

self calibration model は次式⁵⁾を使用している。カメラの焦点距離を c 写真座標値に対する補正量を $\Delta x, \Delta y$ とすれば、

$$\Delta x = x_0 + \bar{x}(k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6) + (p_1 \bar{x} + p_2 \bar{y} + p_3 \bar{x}\bar{y} + p_4 \bar{y}^2)$$

$$\Delta x = x_0 + \bar{x}(k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6) + (p_1 \bar{x} + p_2 \bar{y} + p_3 \bar{x}\bar{y} + p_4 \bar{y}^2)$$

$$\Delta y = y_0 + \bar{y}(k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6) + (p_5 \bar{x}\bar{y} + p_6 \bar{x}^2)$$

$$\bar{x} = x - x_0$$

$$\bar{y} = y - y_0$$

$$r^2 = \bar{x}^2 + \bar{y}^2 / c^2$$

ここで (x_0, y_0) は主点位置のずれ, k_1, k_2, k_3 はレンズ歪曲の関数を示す係数, $p_1, p_2, p_3, p_4, p_5, p_6$ はフィルムわん曲の関数を示す係数である。self calibration の実施は次に述べるように step1, step2, step3 と精度を上げることが可能である。各 step の写真上平均二乗誤差と収束残差を検討しながら主点位置のずれとレンズ歪曲までを考慮し結果は次のようであった。

step 1) 外部標定要素のみを考慮

写真上平均二乗誤差 38.590 μ m

step 2) 外部標定要素+主点のずれを考慮

写真上平均二乗誤差 38.530 μ m

step 3) 外部標定要素+主点のずれ+レンズ歪曲を考慮

step 3 での G.C.P. の写真上残差 dx, dy と S.D. は表 2 のようになりカメラの外部標定結果は表 3 のようになった。

以上の結果は人の動きの計測、解析を可能にすると判断し撮影を行った。

5) カメラ設定

一般カメラ (Nikon F3 35mm $f=5$ mm) を使用し、カメラの B (バルブ) を使用せずインターバルメータで撮影時間を設定 (4.4 秒間) して 2 台のカメラの画角からオーバーラップする範囲の歩行に限り、点滅する

光の軌跡の範囲を決めた。

6) 動きと身体計測点の設定 (図 4, 図 5, 写真 1, 写真)

動きの設定は physical fitness への応用を考えて、人間の日常生活の動きの中で最も基本的で重要な自然直線歩行を選んび、日常継続して運動をしている人と特別していな人の歩行の比較を試みた。

被験者には、運動の訓練をしている人としてダンスの訓練を 4 hrs/day, 4 年間継続しているインストラクタ 1 名と、運動歴のない大学 4 年生 1 名を選んだ。2 人の共通因子は年齢は 20 代前半、性別は女性、身長 157cm, 体重 47kgw で同じ値である。レオタードを着用し、その上から LEDs の導線は運動の妨げにならない程度に余裕を持たせてサポータで固定しさらにもう 1 枚のレオタードを重ねて着用し LEDs の発光部分のみの撮影ができるようにレオタードに小さな穴を開けて LEDs の発光部分を外に露出させた。

図 4 歩行中の human model (運動歴ある人)

図 5 歩行中の human model (運動歴ない人)

身体計測点は Martin の身体計測点⁶⁾を参考とし、身体の主要関節の肩 S、肘 L、腰 H、膝 K、足首 A (図 4、図 5 ●印) を選んだ。

3. 人の動きの解析

適度な運動を日常継続していると physical fitness (身体運動適正、体力良好)を向上させることになり疾病を予防し、健康増進をはかることができる。呼吸、循環器系機能を向上させ、代謝を促進し、さらに筋肉の瞬発力、持久力、身体各部位の運動が柔軟で強調的、平衡機能能力が良好な状態へ高めることができることが知られている。その適正レベルを計測するには種々の運動負荷試験があるが(酸素摂取量、心拍数増加量の測定、筋力測定等)、写真測量から計測可能な解析として次の A)、B) 2 項目を本報告では試みた。

A) バイオメカニクス解析^{1),7),8)} (Biomechanical Analysis) による歩行の比較。

科学が複雑な自然現象を扱う場合、対象物が持っている要素全体から注目したい特徴を抽出しモデル解析¹⁾をおこなう。ここでは身体を適当な segment に分解し(頭、体幹、上腕、前腕、手、大腿、下腿、足など)力が加わっても変形を考えなくてよい剛体とみなし、関節で連結されている Human Model^{1),7),8)}(図 4、図 5)を考えると mechanics 力学原理(Newton の運動の法則：慣性の法則、作用作用反作用の法則、物体に作用する力は加速度と質量の大きさに比例する)を利用して生体の運動の Simulation^{9),8),9),10)}ができ、理解し易くなる。このような生体力学解析を Biomechanical Analysis バイオメカニクス解析と呼んでいる。身体の主要関節の空間での displacement(変位)、角度変化、torque (トルク) 変化の比較を行った。

座標軸は水平方向を X 軸、鉛直方向を Y 軸、奥行き方向を Z 軸とした。

a) displacement of the lt. elbow 左肘の変位(図 4、図 5 の E 点。図 6 運動歴ある人、図 7 運動歴ある人、図 8 運動歴ない人)

共通した特徴点は同じパターンが繰り返されており、安定したカーブとなっている。データ変位の密と粗の出現が同じ配置になっている。粗の部分は速度の速い変位であり、身体の後方から前方へ腕を振りあげている部分である。密の部分は速度の遅い部分であり、身体の後方へ腕の振りがある部分で、肩が後方への肘

図 6 歩行中の左肘の変位 (運動歴ある人)

図 7 歩行中の左肘の変位 (運動歴ない人)

の振りを制限している(作用)ことを考慮すると反作用が動き前方へ速い速度で振り上げが自然に生ずる結果となる。特徴的な相違としては運動歴ない人は特定変位地点でループを描き進行方向に逆行しているが運動歴ある人は0.3秒間留まり、進行している。歩行平均速度が運動歴ある人より幾分速いため同じ時間内の歩行距離は0.4m長くなっている。上肢を大きく振ることは速い歩行への条件となっている。上肢を振らずに滑らかで、速い歩行はできない。上肢の滑らかで、自然な振りは下肢の動きを滑らかにする。運動歴ない人も遅い速度で歩行すればループは描かないが、鉛直方向の振動は運動歴ある人と比較して、円滑ではない。

b) displacement of the lt. shoulder 左肩の変位(図 8 運動歴ある人、図 9 運動歴ない人)

鉛直方向の左肩の動きの範囲を比較すると次のようであった。

運動歴ある人の鉛直方向の動きの範囲

$$0.9509\text{m} < Y < 1.0058\text{m}$$

運動歴ない人の鉛直方向の動きの範囲

図8 歩行中の左肩の変位（運動歴ある人）

図10 歩行中の左腰の変位（運動歴ある人）

図9 歩行中の左肩の変位（運動歴ない人）

図11 歩行中の左腰の変位（運動歴ない人）

$$0.9649\text{m} < Y < 1.0621\text{m}$$

運動歴ない人の方が比較的動きの範囲も広く、且つ変位の図からカーブの凹凸も大きく、鉛直方向の揺れが大きいことが示される。左右の振れは各データの間隔から知ることができる。運動歴ない人の方が大きく、また変化にも富んでいる。従って、肩を上下、左右に大きく振りながらの歩行であることが分かる。

c) displacement of the lt. hip 左腰の変位（H点。図10運動歴ある人，図11運動歴ない人）

歩行は左右の下肢が交互に支点となって移動するため下肢の動きが加えられて、腰は鉛直方向の上下振動や水平方向の左右の振動が起こる。また体重心の位置でもあるため、腰の動きは身体全体の力の集中してくる場所なので、身体の動きの代表でもある。振動の範囲を比較すると次のようであった。

運動歴ある人の鉛直方向の動きの範囲

$$0.6201\text{m} < Y < 0.6587\text{m}$$

運動歴ない人の鉛直方向の動きの範囲

$$0.6240\text{m} < Y < 0.6918\text{m}$$

運動歴ない人の腰の変位のカーブは左肩のカーブと同様に凹凸が比較的大きく、鉛直方向の揺れが大きいが、また、凹凸のパターンが一樣な繰り返しとなっていない。ここで、立体空間での動きを見るため、奥行き方向の変位（鉛直軸を軸としての回旋運動）をみると運動歴ある人は凹凸も小さく比較的滑らかなパターンを繰り返している。この凹凸は内旋、外旋といい、進行方向に直接関与しないが動きの重心の鉛直方向の振動をコントロールする役割があるため、結果的には歩行進行に関与してくる。運動歴ない人が比較的大きな変位を見せるのは、下肢、上肢の動きの影響を受けていると思われる。

d) change of the lt. knee joint angle θ 左膝角度の変化（図12）

歩行時（その場での歩行）の左膝 θ の角度変化（図4図5のA, K, H点で作る角度）は下肢の主要関節である足首A点、膝K点、腰H点の座標値をそれぞれ（Xa, Ya）,（Xb, Yb）,（Xc, Yc）とすると左膝 θ の角度は次式で求まる。

K 点と A 点を作る角度 α は次式でも求め

$$\tan \alpha = (Y_k - Y_a) / (X_a - X_k)$$

H 点と K 点を作る角度 β は次式で求めると

$$\tan \beta = (Y_h - Y_k) / (X_k - X_h)$$

足首、膝、腰の関節が動くことによってできる膝関節角 θ は次式で求まることになる。

$$\theta = \arctan \alpha - \arctan \beta$$

左膝関節角度の比較をすると運動歴ある人のカーブの方の振幅が小さい。効率の点から見ると疲労の少ない歩行で持続歩行にむいているといえる。

e) change of torque of the lt shoulder 左肩のトルク変化¹⁰⁾ (図13)

関節を作る角度変化とさらにその関節にかかる力を考慮した場合を考えてみると、剛体に力を加えたとき、その物体全体がある軸の回りを回転する。回転させる力の働きを力のトルク¹¹⁾という。

図5の左肩 S 点のトルク T は力の大きさ F と点 S から力 F の作用線 (垂線) までの距離 r (鎖骨の長さ) との積で表せるまた肩と上腕が垂直である位置から θ だけ回転するとトルクは $T' = F'r = F \cos \theta r$ へ変化する。加速度を α とすれば $T' = (m\alpha) \cos \theta r$ に置き換えられる。ここで m は上腕の質量 (全体重 $\times 0.051$) である。

図13から運動歴ある人のトルクは運動歴ない人に比

べて変化の起伏幅は比較的大きな変化をしていることが分かる。

トルクは野球投手の技術の程度⁹⁾を示したり、反対に投手の肩の負傷を起こした原因を示したり、あるいはリハビリテーションを受けている患者の回復の程度¹²⁾を示したりする際の指標となっているためピークトルクが問題となるが、ここでは自然歩行での比較であるのでトルクが大きい変化を示すことは疲労を生む指標となる。

正立時の姿勢 (図15, 図16) を比較すると運動歴ない人の方が骨盤傾斜、腰椎前湾が比較強い。傾斜があると回転トルクが生じ、バランス保持のために筋肉に負担がかかり緊張し、疲労しやすい。傾斜が少なく、姿勢の前後方向、左右方向のバランスがよいと骨格、筋肉は協調的に作用し、安定した疲労の少ない歩行が可能である¹³⁾。

B) 運動生理学解析¹⁾ (Physiological Analysis)

力学で扱うエネルギーは potential energy, kinetic energy であるが、身体運動においては摂取された栄養物をエネルギー源とし呼吸により取り入れた酸素と反応して代謝 (metabolism, 組織内で起こる化学変化全体) が進み次式のように高分子から低分子へと分解されて発生する化学エネルギーを尺度にしている。

図12 歩行中 (同じ位置) の左膝の関節角度変化

図13 歩行中の左肩のトルク変化の比較

図14 歩行中の代謝エネルギーの変化比較

各栄養素の代謝エネルギーは次のとおりである。

糖質 4.10 kcal/g

脂質 9.45 kcal/g

タンパク質 5.65 kcal/g

歩行時の代謝エネルギー量 $E_{\text{kcal/min}}$ は体重を W_{kg} 平地歩行速度を $V_{\text{miles/h}}$ ($1\text{mile}=1.60931\text{km}$) とすると次式が成立する。

$$E = W(0.003 + 0.0035V)$$

速度が120-130m/min 以上では歩行が走行よりエネル

ギー消費量は多くなる。一般には80-90m/min 速度が経済効率のよい歩行とされている。

ここでは体重 (47kgw) と、腰の速度変化 (鉛直方向) を W , V に代入し E を比較をした。

a) change of metabolic energy of the lt. hip 左腰の動きの代謝エネルギー変化の比較 (図4と図5のE点, 図14)

結果, 運動歴ある人の変化は運動歴ない人よりもカーブの凹凸が少なく安定した変化となっている。腰が鉛

図15 正立時の human model 側面図 (運動歴ある人)

図16 正立時の human model (運動歴ない人)

直方向下から上に移動する際消費量が大きくなっているがこれは脚を降り出す時に一致している。従い運動歴ない人の脚の振り出しが大きく腰の動きに影響を与えていることが伺える。

4. ま と め

LEDsを使用した写真測量により前回報告より2.5倍／秒の速度で3D解析値を得ることができた。従って人の動きの観察がより実際に近づくことができた。新しく学習して身につけたスポーツ技能と違い、歩行は誰でもが持つ人の最も高度にシステムプログラム化された動きの1つであり、人体の各segmentのalignmentが乱れることなく、一定の規則性を持ち、且つ滑らかに連続し、stable, movable, coordinativeな動きを行う筋、骨格、神経系の総合科学ともいえる。

しかしながらこれらの生体現象は写真測量から直接観測できない体の内部で生じていることがらであり、

得られたデータは非接触にて身体の表面からの観察である。現象は内部で起きている変化を表現した明確なる結果であると理解し、モデル解析の導入により新しい試みである Biomechanics Analysis と Physiological Analysis から運動の訓練をしている人と特別していない人の歩行比較解析を行うことができ、動きの解析に有効な科学情報を得る結果となったことは意義深い。

工学、医学、数理学の各部門が融合して協力研究することにより運動解析における互いの要求と必要性を知り、どの部門にも片寄らず目的を広げ、内容を深めることになると思われる。

5. 謝 辞

東京大学生産技術研究所試作工場室より LEDs 連続点滅装置の制作協力を頂きましたことを感謝致します。

参 考 文 献

- 1) 中村隆一, 斉藤 宏: 基礎運動学 3版, 医歯薬出版, 1987.
- 2) G.Neuhauser, R.Funke: Motographische Analyse bei der Motodiagnostik von Bewegungsstörungen im Kindesalter, Motografie Symposium, pp.179~187, 1986.
- 3) 鶴岡政子, 村井俊治, 和田孝雄, 小井土今朝巳: 人の動きの写真測量解析, 写真測量とリモートセンシング vol.31, No.1, pp.40~49, 1992.
- 4) 日本写真測量学会: 写真による三次元測定, pp.58~94, pp.171~178, 1983.
- 5) 小井土今朝巳: 解析図化ソフトウェアの研究とパソコンへの移植について, 1989.
- 6) 中尾喜保: 生体の観察, メヂカルフレンド社, pp.447~455, 1988.
- 7) Kathryn Luttgens, Katharine F.Wells; Kinesiology, 9th edition, Luttgen&Wells, pp.261~381, 1982.
- 8) P.M. Galley, A.L. Forstser; Human Movement, Churchill Livingstone, pp.25~28, pp.58~59, 1987.
- 9) 川島敏生: スポーツ選手に対する運動療法と装具, 理学療法学, vol.19, No.3, pp.282~284, 1990.
- 10) Rolf Wirhed; Athletic Ability & the Anatomy of Motion, Wolfe Medical Publications, pp.95~108, 1988.
- 11) 戸田盛和: ベクトル解析, pp.2~25, pp.168~169, 岩波書店, 1989.
- 12) J.U. Baumann, G. Meier, A.R. Schaer, D.B. Sheffer; Photogrammetry in Medical Gait Analysis, Vol. XXIX, ISPRS Commission V, pp.464~467, 1992.
- 13) 石田 肇・森 健躬: カードつき運動力療法, 医学書院, pp.2~4, 1977.