スポーツ工学において人間をどう扱うか

Models of Human Factors in Sport Engineering

小林 一敏

Kazutoshi KOBAYASHI

- 1930年9月生まれ
- 東京高等師範学校・理二・物理科卒業、立教大学数学科卒業、スポーツ・バイオメカニクス、スポーツ用緩衝材の研究に従事、筑波大学教授
- 正員、筑波大学 体育科学系（〒305 つくば市天王台1-1-1）

1. はじめに

スポーツの成果として、日常的には心身の健康の維持や増進など正の効果と障害などの負の効果が考えられる。この面については、体力科学やスポーツ医学などの分野の研究が進んでいるが、工学的設計の基礎資料として直ちに利用できるものは少ない。逆にいえば工学の方も接近する手段を余り持っていないことになる。

スポーツの競技力の重要性が高まると、スポーツ施設や用具の特性と人間の特性の整合が問題になる。たとえば陸上競技のグラウンドが良い記録が出やすいという評判がたつと、すぐれた選手が積極的に競技会に参加を申し込んでくるが、逆の場合には、水準の高い競技会の企画が困難になるという話を聞いたことがある。良いグラウンドをつくるには、グラウンドの特性と、競技力とが、工学的に接続できるような評価概念にもとづいて測定できることが望まれる。

スポーツの競技力としての運動能力は、体形、筋力等を含めた体力的要素とともに心理的要素が大きな影響をもつ。運動の目標値や制御結果は、力学的特性そのものではなくて、感覚やイメージなどの心理的特性として認識されているので、運動用具の力学的特性も、使用者にとっては心理的

特性として主観的に感じられている。

さらに、人間の学習能力は、練習により運動を変革させると同時に、運動の急所のとらえ方というような心理的認識の仕方も変革させるので、使用感についての心理的表現から、用具の力学的特性や個人との力学的整合性を見出だすのは容易でない。

以上のように、スポーツの場合における人間に適合した施設・用具の開発には、広い範囲の分野にまたがった領域について、統合的視点に立つ研究方法の開拓が必要となる、ここにスポーツ工学の存在意義があると考えられる。

ここでは、主として機械学会主催のスポーツ工学関係の講演を参考にしながら、与えられたテーマである「人間の特性の扱い方」の現状について述べさせていただく。

2. 身体のどこに着目して運動を記述するか

人間の身体は柔らかくて各部位が複雑に変形しながら運動をする。したがって運動を記述する場合に、どこに着目し、何を、どのように計ったらよいかを決めなければならない。

人間の重心に着目して分析する方法は最も広く用いられている。スキーのターンに関する研究は、スキーヤーの重心とスキー板の重心の位置関係から構成されるスキーヤー・スキー系の力学モデルによるものが多い。

変形する物体の重心は、物体の一定部位に固定しているものではなく、物体の外に出た空間に位置することもある。運動している身体の重心は、撮影された全身の映像を分析する方法によっても

とめられる。一般に映像分析では身体各関節の座標などが計測される。そこで、身体各部位の運動まで記述する必要があるときには、手、ひじ、肩、等の関節により分割された各部位を剛体と見なし、それらが関節で連結されて身体が構成されていると考えるリンク・セグメント・モデルを用いる。

3. 同じ運動でも多方面から眺めてみる

ランニングにおける下肢の運動のバイオメカニクス的研究として、筋の活動機序を筋電図からみる方法、脚の運動をカメラにより計測する方法、着地の際に生じる地面反力を計測する方法等いろいろな視点がある。

3.1 筋電図による分析 スピード増大に伴う下肢の働きと筋活動を考察した研究⁽¹⁾⁽²⁾によると、

(1) 大腿二頭筋は加速されるにしたがって、放電量の増加がみられ全速区間の接地期では、股関節の伸展に働いているものと解せられる。

(2) 膝関節と股関節にまたがる大腿直筋は、優秀な選手では低速ランニング中、一般人では速度にかかわらず、接地期の活動が空中期のそれよりも大であった。走速度が増大するに伴い、空中期の屈曲中の活動が位相を前に移動しながら顕著に増大し、全力疾走中では、空中期の屈曲中の活動が接地期の活動を大きく上まわった。

以上のような筋電図を中心とした研究は、筋の

図1 裸足着地の粘弾性モデル

活動状態を観察できるが、その結果として生じる運動のための力や力のモーメントを測定できない。

3.2 映像による分析 競技中の運動の計測には映像記録による方法以外にない場合が多い。映像から読み取った各関節の座標値と関節により区分された部位の質量、重心、慣性モーメントの推定値をもとに、前述のリンク・セグメント・モデルを構成し、各関節の発揮しているトルクを算出することができる。この方法により以下の結果が得られた⁽³⁾。

(1) 走速度の増加に伴い、大腿の振動する振幅が増し、振動の中心が前方に、つまり、ももが上がるようになった。これと共に股関節の発揮するトルクも増大した。

(2) 走速度の増大に伴い、股関節トルクの増加率の方が膝関節トルクの増加率より大きくなった。この結果は、走速度が増加するに従い、股関節トルクの下肢運動への影響は、膝関節トルクよりも大きくなることを意味している。

ここで述べた方法は映像解析を用いているので、分析に時間がかかる。また剛体リンクモデルは、衝撃力が作用する状態においては、関節に極めて大きな力が発生することになり、実状にあわなくなるといった問題点がある。

3.3 衝撃力による分析 ランニングの着地では、一般にまず足のかかとの部分が床と衝突して生じる衝撃が現われ、その後に身体全体の質量による床反力が生じるので、二つのピークが複合した波形が生じる。そこで図1のように、身体を足の部位の質量 M_2 と、他の部位の質量 M_1 に分け、これらと5個の粘弾性要素から構成される着

図2 裸足着地の実測値とシミュレーション

地衝撃の粘弾性モデルを導入した⁽⁴⁾。

図2は、実験による衝撃波形と、それに良く近似されるように図1のモデルの係数を求めて得たシミュレーション波形である。異なる走速度における着地衝撃波形の分析から次のことが得られた。

(1) M_1 , M_2 についてみると、走速度が増すと、走り慣れた被験者ほど M_2 の増加の割合が大きくなる。これは速度が増すと筋電図による分析で、大腿部を動かす筋群の活動が増すという結果に対応しており、映像分析からは、膝関節トルクよりも股関節トルクが著しく増加するという結果に対応していると考えられる。

(2) K_1 は走速度が増すと大きくなる。走り慣れた者はこのとき M_1 が減少する傾向が大きいことから、 M_1 , K_1 に関する固有振動周期が短くなる。これは、ランニングのピッチが速くなることを意味している。

以上のように、フォースプレート上を走り抜けたときの一瞬の衝撃波形の中にも、筋電図や映像解析と密接に関連した情報が含まれていることがわかる。人間の運動の中には多くの要素がこん然一体となって働いているので、いろいろの方向から分析し、また逆にそれらを統合して、真の姿をとらえる努力が必要と考えられる。

4. 人間は何時も無意識的調節動作をしている

ランニングの時の着地衝撃の強さは、舗装材の硬さに密接な関係があると普通は考えるであろう。重錘落下衝撃試験を行って10倍の衝撃力の差のある舗装の上を被験者に走らせ、そのとき足に生じる衝撃力を測定した実験で、舗装材による差を認められなかったという報告がある⁽⁵⁾。

靴底の硬さの異なるシューズを履いてランニングしたときの着地衝撃の大きさにも差は認められず、逆に軟らかい靴底の方が強い衝撃の現れることもある。

このことから、人間はシューズや走路にあわせて身体の緩衝特性を変化させていると考えられる。運動の努力目標に対応した衝撃の水準を目標値として、走路やシューズの緩衝特性が変化しても、実現される衝撃の期待値が努力目標に近づく

ように、ランニング動作を最適制御しているとしたら、被験者の示す地面反力の大きさを測定しても、走路やシューズの適合性の評価をするのは難しいといえる。

4.1 相関関数による適合性の評価⁽⁶⁾⁽⁷⁾ 人間が無意識的に最適制御に努めている状態において、用具の適切な選択や運動技術の評価を客観的に行うために、ここでは、運動検出器から出力される不規則データを直接に分析するのではなく、不規則データの中に埋没されている規則性を抽出した相関関数を分析の対象にする。

人間が用具に合わせて最適制御に努めている場合に、用具の適合の度合いが高くなるほど人間は運動の制御が容易になるが、反対に適合の度合いが低くなるほど運動の制御が難しくなる。制御が難しくなると制御目標値に対する制御結果のばらつきが大きくなるので、運動検出器の出力は不規則性が増大すると考えられる。

一般に相関関数の値はラグタイムの増加に伴い減少の傾向を示すが、その傾向はデータの不規則性が増すほど大きくなる。この性質を応用して、用具選択の適否により生じる運動の制御性の変化を分析し、用具の適切な選択を行おうとするのである。一般に運動の習熟が進むに従い、技術の要点となる部分の動作パターンに安定した規則性が見られるようになり、また身体各部の動作パターンに規則性が現れる時間的順序にも特有の性質が見られるようになる。この規則性を相関関数により検出して分析することにより、運動技術の評価を行うことができる。

4.2 シューズの適合性の評価 ここでは簡単な例により考え方を説明したい。図3(a)は歩きやすいシューズによる歩行時の下腿の角速度波形1であり、図3(b)は歩きにくいシューズによる歩行時の下腿の角速度波形2である。この波形からでは、どちらが歩きやすいかの判断は困難である。そこでこのデータの自己相関関数を算出する。図4(a)において、角速度波形1の自己相関関数3を示す。これをデータ処理部に入力してデータ処理した例がデータ処理部の出力5である。同様に、図4(b)は角速度波形2の自己相関関数4と、データ処理部の出力6を示す。出力5に比べて出力6の減衰が大きいので、角速度波形

図3 歩行したときの運動検出データの例

図4 運動検出データから求めた自己相関関数を分析する例

1に比べ角速度波形2の方が不規則性が大きいことを示しており、歩きにくいシューズであることが判定される。

一般に官能検査や感性の評価は、人間の感覚やフィーリングを言語に変換して処理する手法を用いているが、この方法の限界もある。

筆者の方法は、運動しているときに感じる感覚や感性の違いは、その情報に対応して生体が行っている最適制御の行動を通して物理的に観測される情報として外部に発現していると仮定し、その部位と情報の特性を発見することにより、微弱な不適合性の信号や言語に変換するのが困難な信号を検出しようという発想にもとづいている。

5. おわりに

運動は「物理的に分析し、心理的に覚えよ」といわれている。スポーツ技術やその指導技術は目

的の動作に対する生理学的合理性と力学的合理性が同時に成立するような制御入力を、心理的イメージとして与えられるように構成される必要があり、スポーツ用具はそのための適切な情報源としての特性をもつことが望まれる⁽⁸⁾。

文 献

- (1) 松本・ほか4名, 体育学研究, **19**-3 (1974), 147.
- (2) 鈴木・ほか3名, 第7回日本バイオメカニクス学会大会論集, (1988), 55.
- (3) 山田・小林・関岡, 体育学研究, **31**-1, (1986), 67.
- (4) 牛山・小林・宮地, 第9回バイオメカニクス学会大会論集, (1988), 327.
- (5) Nigg, B.M. and Yeadon, M.R., *Biomechanical Aspect of Sport Surface*, (1987), Univ. of Cagliari.
- (6) 小林・太田・湯川, スポーツ工学シンポジウム1991, 機講論, No. 910-67 (1991), 109.
- (7) 小林, 計測と制御, **31**-3 (1992), 420.
- (8) 小林, スポーツとヒューマン・ダイナミックス, 機講論, No. 920-55(1), (1992), 1.

(原稿受付 1992年8月14日)