スポーツにおけるバイオメカニクス的モデルの発展と展望

小林一敏*

An Advance and Prospects of Biomechanical Model in Sports

Kazutoshi KOBAYASHI

1、はじめに

本日のお話しのほとんどは、私が中京大学に来てから行った研究の数々です。中京大学へは7年前にまいりました。当初は、何もないセメントの箱のような感じがいたしましたが、だんだん道具も揃い、学生さんも増え、今ではこの大学の門をくぐるのが大変楽しみになりました。4時起きして、新幹線に乗ってまいりますが、それが全然苦ではなく、楽しくて楽しくて仕方がありません。そのなかで、いろいろと勉強し研究させていただいた内容をお話しします。

「スポーツにおけるバイオメカニクス的モデル」というテーマですが、「モデルって何だろう」というその前にまず、まだ授業を受けていない人もおられるでしょうから、「バイオメカニクスって何だろう」ということからお話しします。

バイオメカニクスとは何だろう。これには、いろいろな説明があります。例えば、血管の中を流れている血液の流れや昆虫や蛇がどう動いているかも、力学の対象になります。ところで、人間や生物には神経や筋肉や骨格があったり、運動の制御には判断力が介入します。そこで、そうしたものも条件に入れながら、生体の運動を力学的に扱う。これがバイオメカニクスです。

それでは「モデル」とは何か説明しましょう。

身体の運動を研究しようとしたとき、何か知りたい目的がある筈です。そのためには目的と関係のある重要なことがらをを選んで、そこに着目する必要があります。例えば速く走るにはどうするか知りたいと考えたとき、普通は脚の動きが気になります。そこで思い切った簡略をして、腰を回転軸とする大腿部の振り子の下に膝を回転軸にした下腿の振り子が連結していると見なして走運動を調べようとします。このような見方を「脚の二重振子モデル」というのです。このモデルからは実に多くの問題が解明されるのですが、こんな簡単なモデルでも力学的に研究するには相当高度な知識が必要になります。走るには脚だけでなく腕の動きも気になります。そこで腕の二重振子も考えたら、全く手がつけられなくなります。逆に最も簡単なモデルは身体を「点」とみなして考える「点」モデルです。勝手な点を選べば、何もわかりません。脚や手の動き、身体の中の心臓の動きの影響でも厳密に関係をもっているのが重心という一点の動きです。しかし身体の重心は、どこかに目標をつけておくようなわけにはいかない見えな

*教授

い点なのです。形を変えると身体の中を移動しますし、「くの字」のような形では身体の外に出てしまうのです。したがって、重心の動きから身体の動きが目的に対しどのような効果があるかを探ろうとするには、運動状態における重心の動きを精密に測定し、それから重心の変位、速度、加速度を求め、これらの量の変化の間の関係を力学的に説明できるすじみちを表現するもの、つまり「モデル」が必要になります。今日の最終講義では、重心のモデルからみたスポーツバイオメカニクスの諸問題を考えてみることにします。

2、走高跳のモデル(1)

これからしばらくは、走り高跳びの話しをします。

ある高さからものを落として頭に当たった場合、その高さが10cm ぐらいなら大したことはない。それが1mとか5mの高さから落ちてくるとなると、死んでしまうかもしれません。つまり、高さがあると、落ちてきた時に威力を示すということです。落ちた時に示す威力が潜在的なエネルギーです。それを「位置エネルギー」あるいは「ポテンシャルエネルギー」と呼びますが、これは高さに関係します。それは、落ちるにつれて、だんだんスピードを増します。スピードが増すと、やはり威力も増します。それを「運動エネルギー」と言います。

踏切動作をすると勢いがついて、上方向への最大スピードのところで地面から離れます。一度跳び上がってしまうと、スピードは増えないので、あとはだんだんスピードが遅くなります。スピードが遅くなった分だけ高さが増えていきます。つまり、これは運動エネルギーが、位置エネルギーに代わったということです。前述のように、ものが落ちる時は、位置エネルギーが運動エネルギーに代わるわけですから、高さとスピードは相互に入れ替わる性質があるということがわかります。

そこで、そのような観点で走り高跳びを見ると、助走で勢いをつけておいて、高さに変換するわけです。つまり、踏み切りというのは変換装置で、理想的には完全に変換できるのが最高の技術ということになります。実際の跳躍高と完全変換の跳躍高の比をとって、これを技術評価の指標としようとする考え方も実際に昔ありました。

ここで測ることは、体重は何kgか、何m上がったか、助走のスピードは毎秒何mだったか、ということです。助走によってついた運動エネルギーと高さが増すことによって増加した位置エネルギーは、仕事量〔＝力×距離〕という物差しで測ることができます。ジュールという単位で表すことができます。

そこでまず、運動の方です。Mkg の人が Vm/s で走っている時の運動エネルギーは、（1／2）MV^2ということで、これは高等学校で習います。一方、高さがＨｍ上がったときに増加する位置エネルギーはMGHで、Gというのは地球上に物体が落ちてくる加速度です。普通9.8m/s^2という値で表します。そこで助走で得た運動エネルギーが完全に高さの位置エネルギーに転換されたとします。これは、踏切のときの重心位置が実際に上がった距離だけをいうので、立位の重心高としておおよそ1ｍぐらい加えれば普通にいわれる跳躍高になります。そうすると、3 m/s だと、重心が46cm 上がります。実際には、1.46 m高いところに重心が上がることになります。そのようにしていくと、5 m/s の助走速度で重心の跳躍高は2.28mですから、世界のレベルです。6 m/s 助走では、2.84mも跳び上がってしまうというとんでもない話です。実際には7 m/s、8 m/s 前後で踏み切っています。ところが、この助走速度で踏み切ったものを完全に転換すると、重心の跳躍高は3.5mとか4.3m跳び上がらなければならない。では、なぜ跳び上がれないのか、ということになります。これは踏切中に速度を水平から鉛直に変えるような急カーブをすることを意味します。直角の方向転換では、足にガツンと力がきて、骨がおかしくなったり筋肉がおかしくなってししまいますから、方向転換の角度を少し小さくして、重心の急カーブをゆるくした斜め上方に上昇しているのです。

だから、キックしている時の力を考えなければいけないのです。

3、走高跳のモデル(2)

数学者の小野勝治先生の著書「陸上競技の力学（1957）」で用いられた走り高跳びのモデルを考えてみよう。

図１のように移動する重心の位置を、だいたい腰のあたりと思っていて下さい。重心移動のコースがＡからＢにいたるまでにＬｍという長さとします。

もう一つは、踏切に入ってくる時の助走スピードが踏切中ずっと一定になっている。しかも、これが半径ｒｍの円を描く一部になっているとする。その際、助走スピードＶではいってきた時に、跳躍角θは普通60度ぐらいですが、これは跳び上がる時の角度なので、だいたい一定になっています。ところが、この小野先生は、踏込角βということを考えました。ここが、このモデルの面白いところです。踏切中の方向変化の角度は、実は跳び上がる60度と、ここの踏込角βを加算したものになります。それで、この角度と重心速度から計算をすると、求心力というものがでてきます。これは何かというと、例えばハンマー投げを考えて下さい。ハンマー投げでぐるぐる回っている、その中心に人間がいます。ワイヤーにかかった力、つまり中心に引っ張らないとぐるぐる回ってくれません。これが求心力です。ハンマー投げなら、中心にいるからハンマーを引っ張ることができますが、走高跳びは、外の足がハンマーの力にはたらくのと同じ力で円の中心に向かって押し上げます。そうすると、重心のコースが曲がるのです。このように、ハンマー投げの引っ張っている力を逆に考えようというのが、踏切の力です。このような踏切のときのキック力はどれくらいの力がでるだろうか、走高跳の選手の体重の影響があってわかりにくいので、体重の何倍かかるかということで、体重で力を割った体重倍率を考えるとわかりやすい。このモデルで、体重倍率を計算するには速度の２乗を半径で割ればいいのです。その半径は、この重心コースの長さＬを角度（$\theta+\beta$）で割れば出てくる、ということがわかります。

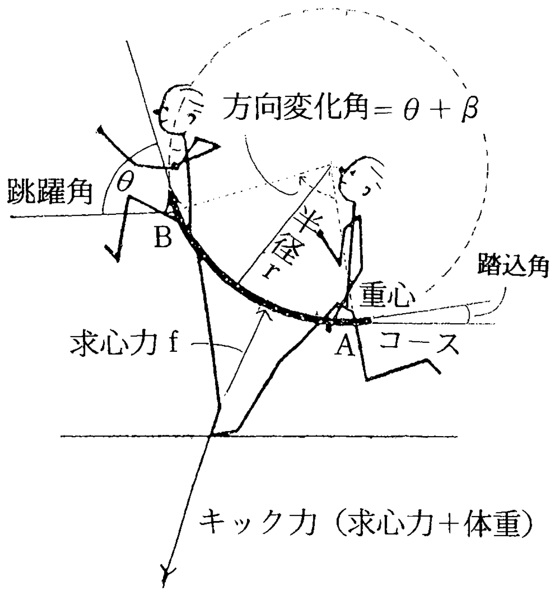


図１　走り高跳の踏切モデル(2)
（重心の方向を変えるために必要な力＝踏切の力）
重心移動長さＬ（Ａ→Ｂ）、重心平均スピードｖ
求心力の体重倍率 $f/m = v^2/r = v^2(\theta+\beta)/L$

一つの例題の計算をしてみます。ある人の重心の移動距離が１ｍで、跳び上がる角度は60度だとします。助走のスピードは毎秒６ｍで入ってきます。その時に斜め上の方から下に向かって踏込角10°で入ってきて踏み切ると、足にどのぐらいの力がかかるか。計算すると、体重の4.5倍かかります。小野先生の計算では、普通の陸上競技の選手権にでてくるような人は、だいたい体重の５倍かかる、とされています。この4.5に体重の１倍をくわえると5.5になります。だから、そのくらいの見当になります。とにかく、コースを上方向に曲げるために体重の4.5倍が必要です。この時の円の半径は0.82ｍと計算されます。そこで今度は、同じスピードの条件ですが、踏切に水平に入ってくるとします。上から飛び込まないように入ってくると、踏切中に重心が曲がる円の半径が0.95ｍと大きくなります。カーブがゆるくなって、その力は体重の3.8倍に減ります。同じジャンプをして、同じ

スピードで、同じ角度で跳び上がりながら、片方は4.5倍かかるのに、片方は3.8倍の力ですむのです。逆にいえば、助走スピードを上げることができることになります。

そこで、最後に踏み込む一歩はなるべく跳び込まないように踏み切りに入らなければいけないということです。そこで、この先生が提言された「踏み切りの最後の２歩は駆け上れ」ということが、当時跳躍ををやっている人の間ではよく聞かれたものです。

このモデルは、複雑に変化する重心速度とキック力について、それぞれの平均値を用いて踏み切り動作の平均的性質を考察しようとしたものである。しかし、平均値が同じでも、個人によりピーク値の大きさと時間的な変化波形は異なると考えられる。個人の特性を見るためにはもう少し詳しいデータが必要だということになり、順天堂大学に勤務していたころですが、私の部屋で研究が始まります。

４、走高跳のモデル(3)

図２に示すように実際にフォースプレートで足に加わる力 Fs を測ってみると、初めにかかとが着くときの衝突で高く鋭い波形が生じ、それ

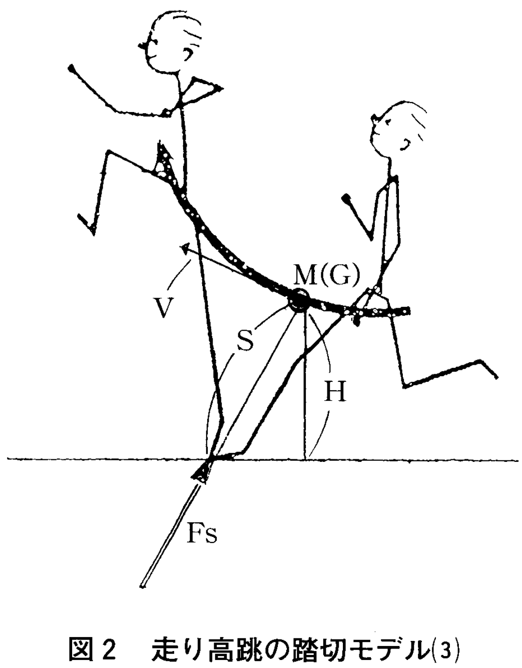


図２　走り高跳の踏切モデル(3)

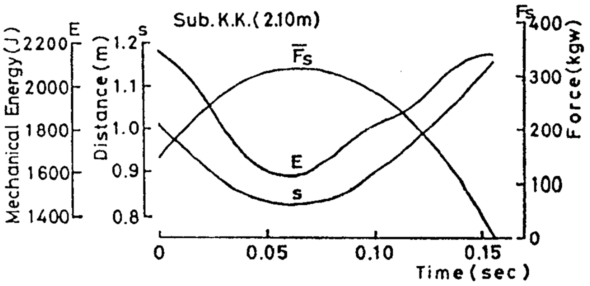


図３　力学エネルギー（E）、s、Fs の関係

に続いてゆるい山型の高さ250～400kg$_f$の波形が生じ、２つの山が出てきます。ここでは、後述のモデルの関係で、この２山波形を最小二乗法を用いて２次放物線に平滑近似した曲線（図３、Fs）を用います。また重心 M (G) の位置と速度 V を測定しました。それから、重心と足との距離 s の変化（図２、s）も測ってみました。

そこで、踏切り中の重心の高さ H から位置エネルギーの変化と、スピードの変化から運動エネルギーを求め、両者を合計して、力学的エネルギー E を出したのです。そうすると、これは予想しなかったことですが、踏み切りに入ってきて跳躍動作が進むと、途中で力学的エネルギーが減少してしまうのです（図３、E 曲線）。そして、どこから出てくるのかわかりませんが、跳び上がる少し前にまた E がひょんと出てきます。こうしたことが、全部の選手に出てきました。このエネルギーはなぜ減るのだろう。減ってしまったものがなぜ出てくるのだろう。そこでいろいろ考えて、足と重心の距離 s にある仕組みがある、ということを想定しました。

どういうことか。足と重心の間の距離 s は着地後0.06秒まで短く縮みます。普通は腰の付近に重心を固定して考えると足が曲がることになります。曲がって最後はずっと伸びます。しかし重心ですから、腰はそれほど動かなくても、手や脚を振り上げたり振り下ろしたりすると重心が上下します。それにより重心の位置が高くあがってくる。そして、足と重心の距離は（図３、s）のように変化するということです。つまり、脚はほとんどまっすぐに突っ張った状態で強いキック力を発揮しながら重心は伸び縮みす

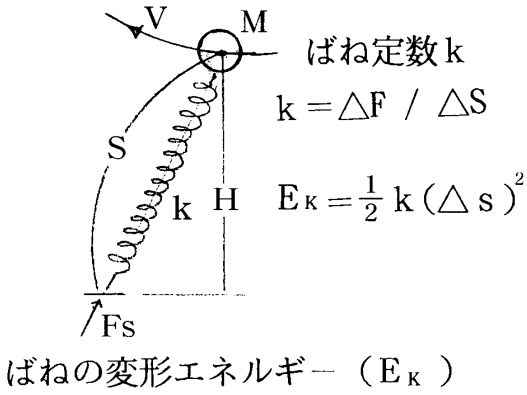


図4

ることが可能になります。

そこで、いままでは距離sだけを測っていましたが、図4のようにこの重心と足の間にバネを入れてみました。そうすると、バネが圧縮されてsが短くなるには、これは強い力で押さなければいけません。だから、地面反力のフォースプレートにかかる力Fsが増えてくる、ということがよくわかります。では、無くなったエネルギーはどうなるのか。無くなつたエネルギーはバネを変形させると、実はこの中に変形エネルギーとして蓄えられます。だから、バネをゆるめると、またピョンと出てくる。一回無くなってしまったエネルギーは、バネの中の変形エネルギーに蓄えられて、バネが戻ることによって再び放出されたと考えると、この説明も付くわけです。

このようにして、重心と足の間にたった1本のバネを入れるだけで、すべてのデータの関係が力学的に説明されてくるのです。これは重心の質量とバネを使っているので、「走高跳の質量ーバネモデル」となります。

ここで、走高跳の跳躍高と最も関係ある力学量は何かということに関する研究を調べてみます。

(1)　踏み切り時間と跳躍高

①J. F. Lance（1935）は「初心者の場合は跳躍高が大きい程踏切時間が短くなる」という。踏切動作で動く距離が決まっているので、速いスピードを得るには、踏み切り時間が短くなるはずであるという説明である。②同じ考えは、J. G. Hay（1973）にもみられ、記録が1.45～1.88mの男子学生について、高さが大きくなると0.26秒から0.21秒に減ったと述べている。③一方、V. M. Dyatchkov（1968）は当時の世界ベスト3を含む4人の選手について0.15～0.22秒の間の種々の値を報告している。④松井秀治たち（1974）は、日本選手権における試合を分析して3回以上試技のある選手3名について高さと踏切時間の相関は非常に小さかったと述べている。

(2)　バネ定数と跳躍高

バネ質量モデルを提案した本研究（金子敬二・小林一敏、1978）においても踏切時間との規則性はみられなかった。図4で示したバネの強さを表すバネ定数kは、8.4～11.6kgf/cm の値にあったが、跳躍高との相関はやはりほとんど認められなかった。

(3)　固有周期と跳躍高

この研究をさらに追究した研究（小林一敏、1979）では、踏切動作における固有周期を求めることを試みた。これは、バネの下におもりを付けておき、手で引っ張っておいて放すと、上下に振動が生じるが、同じ位置に戻るまでの一定時間を固有周期と呼んでいる。固有周期τは0.47～0.57秒の値を得られたが、跳躍高との間の相関は認められなかった。

(4)　力積と跳躍高

踏切のときの力の強さと力の作用している時間の積（力積）と跳躍高との相関はほとんど認

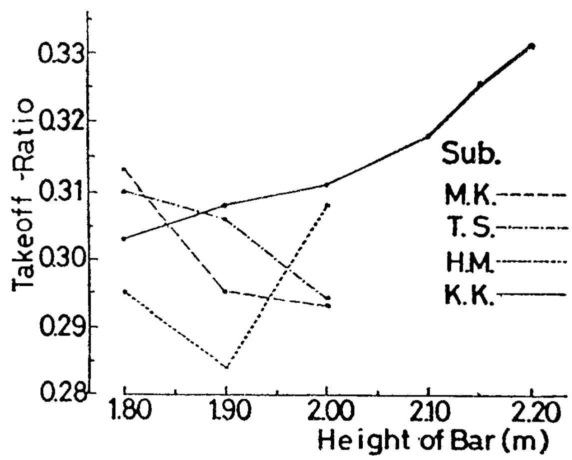


図5　跳躍高と踏切比の関係

められなかった。

(5)　固有周期に対する踏切時間の比

速い動作では動作時間は短くても、動作範囲は大きい場合もあり得る。したがってある目的のために、身体各部の動作が十分に行われたかどうかを動作時間を用いて分析しようとするときには、同時に動作の速さを表す指標を考える必要がある。ここでは、踏切動作の速さの指標としてバネ質量系の固有周期Tをとり、動作時間としては踏切時間τをとることにする。いま$C=\tau／T$なるCを考えると、Cは一巡動作時間の中で踏切動作の動的規模（dynamic scale)、いわゆる動きの大きさを示す指標と考えられる。ここではCを踏切比とよびます。図5は各被験者の試行について踏切比を求めたものです。跳躍高と踏切比についての相関分析を行うと、M. K.（$\alpha=0.23$)、TS.（$\alpha=0.20$)、K. K（$\alpha=0.002$)で有意な相関が認められH. Mには有意な相関は認められませんでした。

5、粘弾性モデルの導入

走高跳をバネ質量系モデルを用いて分析するためには、ばねの長さが最小に圧縮される時刻と、圧縮力としての地面反力が最大になる時刻が一致する必要がありました。しかし、実際の値では両者の時刻に少しずれがありましたので、走高跳モデル(3)の研究では、データの修正を行いました。このずれは、ランニングや、歩行など、ほとんどの運動に生じます。データを修正しないで分析するためには、データに適合したモデルを導入する必要があるのです。それはバネの要素と共に粘性の要素を一緒に考えていくことが必要になります。

弾性と粘性の両者で構成されるモデルを粘弾性モデルと呼びます。自動車のショックアブソーバーですが、自動車の下にはもちろんバネが付いています。ところが、バネだけならば1回ドスンとへこみに入ると、バタンバタンと減衰しません。そこで、バタンと落ちたら、すっ

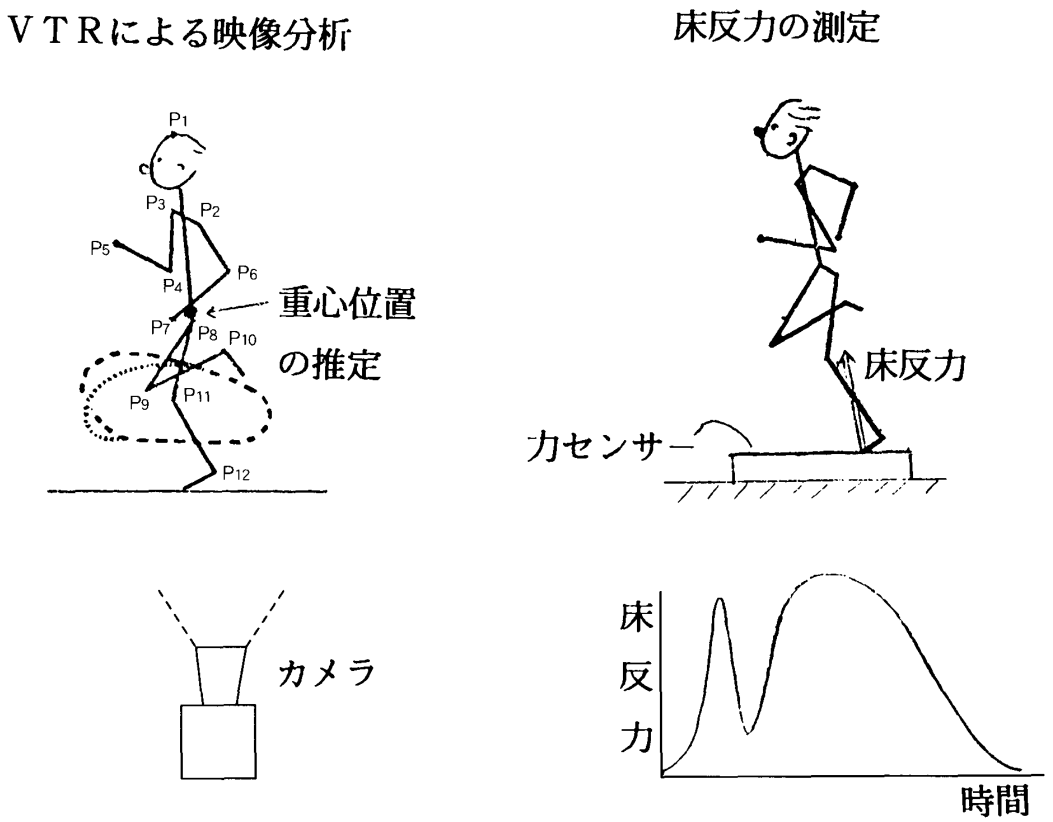


図6　一般的な動作の分析法

と減衰させるのがダンパー、粘性です。人間の体も、そのようにバネの性質と粘性とを使ってうまくコントロールしているのです。粘性が入ってくると、力と変形のピークがずれても理論的な説明が付きます。

6、一般的な運動の分析法

普通、運動を分析するときには、どのような分析をするのか。図6のようにまずはVTRで写します。身体各部の動きはみんな映画を使って見ます。また、フォースプレートには力を測るセンサーが入っていて、走行の着地でドンと力を加えると一般に2つの山のある波形が出てくる。そのときに身体の重心がどうなっているかは、一般に映画を使って求めます。映画を使ってどのようなことをするか。手の先や肘や肩や頭のてっぺんなど各部位にいくつもマークを付けます。マークを付けた、各部位間の長さ、関節角度がわかります。前腕部の重さは体重の何%あり、前腕部の重心は肘から手に向かって何%の位置にある、という身体の慣性データを使って全体の重心を計算していきます。ところが、実際には人間の腕を切り取って何gかを測ることはできません。昔は、実際に死んだ人を凍らせて、関節を外したり鋸で切って重さや重心を測りました。生きている人にこんなことはできません。現在、日本では、松井秀治先生の研究になる「松井のデータ」が多く用いられています。女性4名・男性4名の大学生について、X線で撮ったり、超音波で測ったりして骨の体積や筋肉の厚みを測っています。骨の体積を推定して骨の比重を掛けて、重さを推定し、筋肉の厚さから体積を推定して筋肉の比重を掛けて重さを出す。これは、かなりの手間がかかり、誤差も多く含まれることになります。

また世界的にもいろいろなデータがありますが、それぞれに問題があります。

7、地面反力から重心の運動を推定する方法の発見

そこで、当人のフォースプレートのデータを用いて当人の重心の運動を推定する方法はないか、と考えました。これは、私が考えた方法ですが、すべての運動で適用はできませんが、周期性の仮定を使うのです。周期性の仮定による積分を使うと何がわかるか。まずフォースプレート上で運動しているときの信号を用います。この信号は、完全に人間の重心と一致した動きをしています。だから、フォースプレートの信号は、身体のどこにあるかわからないけれど、どこかにある重心の動きと完全に一致していま

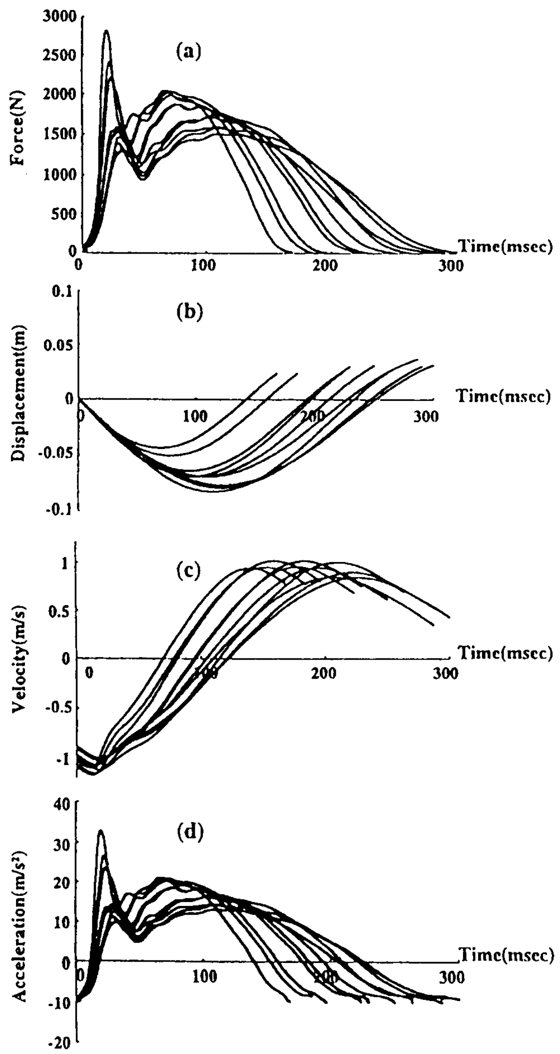


図7　周期性の仮定による定積分の初期条件の推定

す。これは、ニュートンの運動法則（力＝質量×加速度)、という原理を用います。何に一致するかというと、重心の加速度です。だから、この方法を使うと、フォースプレートの信号を使って重心の加速度が出てきます。そこで、その人にとって完全に一致している重心加速度から速度を算出します。次に、その速度から変位が出てきます。この計算法を積分といいます。ところが、積分するときには、初期条件がわからないと積分ができません。加速度が地面反力から出ることは物理の本に書いてあるのでわかっているのですが、初期条件がわからないために速度が出せませんでした。それで、私が用いた周期性の仮定ということは、ランニングの場合、着地とか離地とかで前回と同じ局面の運動状態になれば、加速度も力も速度も変位もみな前回と同じものが現れる、という仮定をするのです。そんなに無理な仮定ではありません。1歩踏んだときの速度や高さ、あるいは力が、次の1歩のときにもう1度現れる。たったそれだけのことです。その仮定をうまく使うと、数学でいうところの積分定数が出てきます。それで、このフォースプレートのデータから、欲しくて欲しくて仕方がない重心の速度データと位置のデータが出てきます。これで走速度をいろいろ変えて実験をしたものから算出してのが、図7です。(a)が地面反力で(d)が加速度です。どこが違うかというと、ゼロの起点が違って、また目盛りの単位が違うだけです。このようにして力の波形が重心の加速度波形に変換されました。これを利用して、着地のときに仮定した速度データが次の着地のときにも同じように現れるように、同一の加速度波形を再び重ね周期波形をつくるためのシフト間隔を調節して積分を繰り返します。このようにして、一歩一歩の速度が出てきます。シフト調節のコンピュータソフトを作って働かせば短時間で自動的に出るようにできます。求めた速度波形の初期条件を移動させては積分を試みて、目的とする変位の周期性が現れるように速度の初期条件を変えながら同じ試行を繰り返して最適な速度の初期条件を探索します。つまり、加速度波形の最適時間間隔の探索と速度の最適初期条件の探索という二つのプロセスを用いることになります。これにより本人の重心変動のデータが得られます。このおかげで、私たちの研究は、極めて精度が高いものになりました。

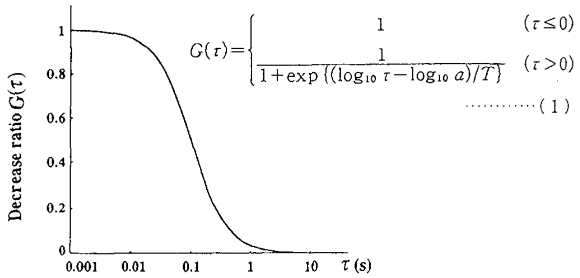


図8　受動的筋張力の時間的減少特性（変形シングモイド関数）

8、受動的筋張力の時間的減少特性の数式表現

ここまでの話しは、粘弾性モデルにおける、バネといっても、普通のつるまきバネのようなバネのことを考えていました。しかし、筋肉のバネは全然違います。だから、バネのところに筋肉特性を入れてやらなければなりません。そうしないと人間の性質が出ないだろう、ということです。そのために「平滑筋の受動的張力の時間的減少特性」という筋肉の研究文献を参考にしました。普通の力学の理論では、バネは1度引っ張ったら1時間後でも離せば同じ反力が戻ってくる。ところが、筋のバネを使うときは引っ張った直後は同じ強さのバネですが、時間がたつとどんどん強さが下がってしまう。そのようなバネです。そのようすを調べた実験がモルモットの盲腸ヒモでの実験（Price, J, M, Patitueci, P, J. and Fung, Y. C., 1979）です。概要を述べますと、静止張力が0のときのある長さLの筋を、一定の長さだけ急に伸展してやると、筋には一瞬受動的な張力が生じるが、筋をそのままの状態に保と、この張力は緩やかに減少していく。この際伸展してからの時間τ秒における張力と伸展直後の張力の比G(τ)は、1秒ぐら

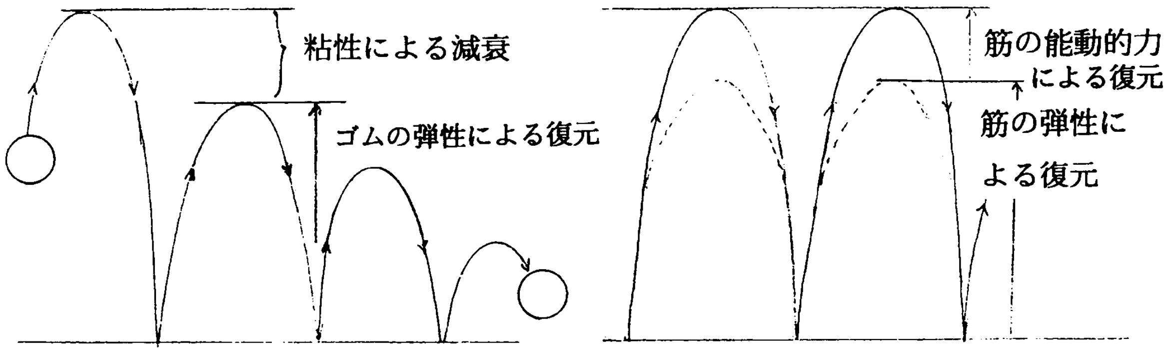


図９　運動の非線形粘弾性モデル
（運動中に発揮される能動的力（Actuating force）の考え方）

いの間はほぼ対数関数的に減少している。この反応は、急に伸展する長さをＬの５、10、15、20%と変えても一定であることが報告されています。そしてτ＜0.01秒ではＧ(τ)＝１，Ｇ(0.1)＝0.5、Ｇ(１)＝0.05となりました。この実験データから、伸展してから時間τ秒たったときの張力減少比Ｇ(τ)を図８に示すような変形シグモイド型関数で表現しました。この関数を導入して、各種の運動についての筋肉特性をを考慮した非線形粘弾性モデルを構成しました。

９、能動的力（actuating force）の導入

図９のようにゴムボールを落としてみます。ドンと落とすとドン、ドンとはね返る高さを減じながら弾みます。このように落下のときに床からボールに与えられた力によりボールが変形し、バネの変形のエネルギーとして一旦蓄えられ、変形が戻るときに床を押す力として放出されるのです。したがってはずむ時には新たなエネルギーの補給はいらないのです。ボールは粘性もありますので変形により熱が生じエネルギーが消費されるので、その分だけ反発高が減少するわけです。ところが、人間のランニングを見ると、図９のように同じ高さまで戻ってきます。そうすると、もしも人間の中にバネがあって、このような反発の中でバネの変形の復元による力のはたらきで戻っていたとすれば、この高さまではエネルギーの補給は必要ないのです。

この不足した高さだけが粘性により消散されたエネルギーなので、残った高さを補うために、この部分で発揮されている力のことを、能動的力（actuating force）とよぶことにしました。ところが、身体の中のバネの部分が正確には取り出せません。しかし、身体の重心の質量－粘弾性タイプの運動方程式では、地面反力は弾性要素による反力と粘性要素による反力の和として表現されますから弾性要素による力は①「地面反力を越えることはない」という制限と、②

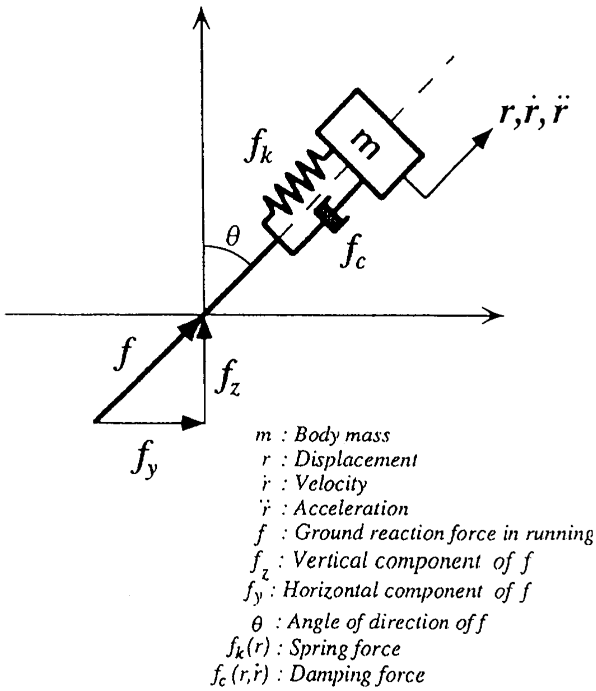


図10　走行の力学モデル

「圧縮変位に関して単調増加関数である」という一般的仮定を考慮することによって、圧縮過程(実際には拮抗筋の伸長過程)における弾性要素による反力の最大限界曲線を求めることが可能となります。そして、変形の復元過程により弾性要素に蓄えられた変形エネルギーが力として放出される過程で、先に述べた受動的張力の時間的減少特性 G (τ) の作用を受けたバネ力として発現されることになると考えることができます。

10、走行の力学モデルによる能動的力（Actuating force）の推定

先に図７に地面反力のを測定地から算出した重心の変位、速度、加速度の算出例を示しました。これを用いて走行における能動的力（actuating force）を推定してみましょう。

走行の力学モデルを図10に示します。接地点に作用する、地面反力fの作用線上にある質量mの重心の変位ベクトルrについて、接地の瞬間を基準にとり大きさ零とします。fの作用線が鉛直線となす角をθとし、fの作用線上の重心の速度を$\dot{r}$、加速度を$\ddot{r}$とする。またfはバネ力f_kと減衰力f_cの和からなっていると考えて、このモデルを次式のように表す。

$$m\ddot{r}=\begin{cases}-f-mg\cos\theta & (\ddot{r}\cos\theta\leq -g)\\ -mg & (\ddot{r}\cos\theta > -g)\end{cases} \quad \cdots\cdots(2)$$

g：重力加速度

$$f=f_k+f_c \quad \cdots\cdots(3)$$

$$f_k=(-\mathrm{sign}\,r)k|r|^{\alpha}G(\tau)$$

$$G(\tau)=\begin{cases}1 & (\dot{r}\leq 0)\\ 0\sim 1 & (\dot{r}>0)\end{cases} \quad \cdots\cdots(4)$$

α, k：定数

$$f_c=\sum_{j=1}^{s}c_j\dot{r}^j+\sum_{p=1}^{\mu}\sum_{q=1}^{\nu}a_{pq}r^p\dot{r}^q \quad \cdots\cdots(5)$$

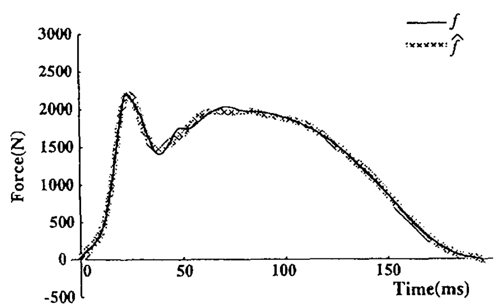
c_j, a_{pq}：定数

式(2)は足が接地している状態（$\ddot{r}\cos\theta \leqq -$ g）と離地している状態（$\ddot{r}\cos\theta >$ g）を区別しています。

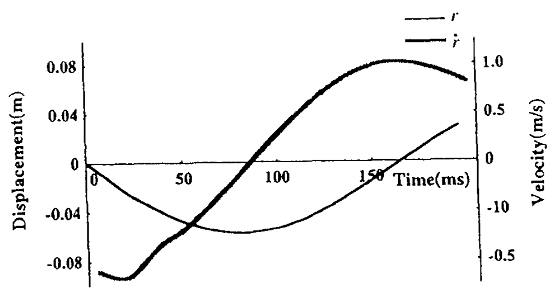
①バネ力要素f_kの同定

式(4)は接地の瞬間（一般に踵で接地）を$r=0$としているので、圧縮期（$\dot{r}\leqq 0$）では$r<0$となるが、復元期（$\dot{r}>0$）の離地近くでは足の先端で離地するために$\dot{r}>0$となり、モデル上$f_k<0$となることを考慮している。

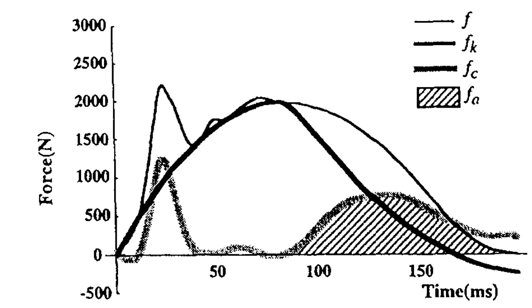
式(5)は非線形減衰力からf_cにr、$\dot{r}$の正負に伴って連続変化非対称特性を定係数のままで与える方法で、多項式の奇数べきを含む項がr、$\dot{r}$の正負によって符号を変えることを利用しています。圧縮期（$\dot{r}\leqq 0$）にf_kがfになるべく内接するようにα、kを定める。図７(a)、(b)、(c)から、ある試技における$\dot{r}=0$ ($f_c=0$) のときの時間 t = t_0を求める。$f_o=f$ (t_0)、$r_o=r$



(a)　Experimental force f and estimated force $\hat{f}$



(b)　Displacement r and Velocity $\dot{r}$



(c)　Experimental force f, spring force f_k, damping force f_c and actuating force f_a

図11　走行の実験による力波形とモデルから推定された力波形（V＝4.55m/s）

(t_0) とする。$k = f_0 / (-\mathrm{sign}\, r)|r|\alpha$ であるから、適当な α を選んで f のはじめのピークの後に f_k が f に内接しながら近づくように α と k を定めます。

②減衰力要素 f_c の同定 k

図７の各走速度の競技における同じ時刻の f、r、$\dot{r}$ の集合 $(f, r, \dot{r})$ と式(3)～(5)により s、μ、υ を１から大きくしながら、それらのすべての組合わせについて最小二乗法で求めた c_j、s、μ、υ を用いて f の推定値 $\hat{f}$ の相対標準誤差を求めたところ、最小となる組合わせは s＝８、μ＝４、υ＝４の範囲にあった。全体の試技についての平均相対標準誤差を検討した結果、s＝７、μ＝３、υ＝３に決定しました。

③力学モデルの同定結果と能動的力の推定

能動的力の推定例として、10試技の中から走行速度Ｖが、中速度Ｖ＝4.55m/s の場合を（図11）に示します。

(a)は地面反力の実測値 f とモデルによる推定値 $\hat{f}$ を示す。両者はほとんど重なって一致しており、非常に高い同定精度をもっていると考えられます。(b)は r と $\dot{r}$ の時間的変化を示す。(c)は f と f_k と f_c の関係を示す。(b)との関連でみると $\dot{r} < 0$ のとき $f_c > 0$ で、速度と逆向きに作用する一般的な減衰力の特性である。これに対し、$\dot{r} > 0$ のときには $f_c > 0$ で、速度の方向に力が作用することになり、筋肉の活動筋力の発生を意味している。これは、復元期のバネの復元力 f_k より地面反力 f が大きい部分を活動筋力で補う能動的力 f_a として考えることができる。離地に近づいて $r > 0$ のところでは $f_k < 0$ となり、f_c を打ち消す作用が生じるので、このときには能動的力 f_a は $f_a = f$ になり、(c)の図の斜線で塗られた部分となります。

11、走行における外的仕事の推定

①運動の外的仕事と内的仕事

身体運動において重心移動の仕事を外的仕事、身体重心を移動させない仕事の全てを内的仕事と呼ばれています。内的仕事は(1)筋の等尺性収縮、(2)筋や関節の摩擦、(3)身体重心を移動させないような対称運動などのためになされた仕事である。このうち一般には(3)だけが肢部の変位や加速度からの分析で計算できる。身体運動の生理学的強度は酸素消費量から推定される消費エネルギーにより測定され、実現された機械的エネルギーの比により、(走行効率＝機械的エネルギー／消費エネルギー）が論ぜられる。ここでは外的仕事について述べよう。

走行の周期性を継続させるのに必要な復元期の能動的力 f_a による１ストライド時間（T_s 秒）における１分間あたりの外的仕事 $\widetilde{W}_{fa}$ は

$$\widetilde{W}_{fa} = \int_0^{T_s} |f_a \cdot \dot{r}| dt$$

として求められる。1分間あたりの仕事 $W_{fa} = \widetilde{W}_{fa}\,(60 / T_s)$ になる。

従来から運動生理学の分野で用いられてきた筋にバネ要素がないという仮定のもとでの地面反力による１分間あたりの外的仕事 W_f は

$$W_f = \int_0^{T_s} |f \cdot \dot{r}| dt \quad (60 / T_s)$$

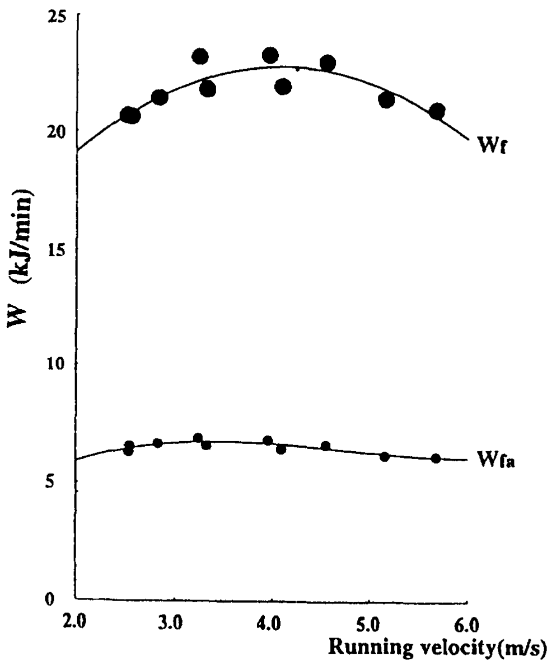


図12　走速度を変えた時の外的仕事の変化
W_f：筋にバネがないと仮定した毎秒のエネルギー
W_{fa}：能動的力を発揮した場合の毎秒のエネルギー

図７のデータを用いて、図10のモデルにより求めた１分あたりのW_{fa}とW_fの値を図12に示す。またこの被験者の体重は65kg である。

図12の筋肉にバネ要素がないとして求めたW_fの値は$V=4$ m/s の場合を例にとると約22KJ/min である。これを体重１kg 当たりのcal/min に換算すると22／4.2／65＝80（cal/kg/min）となる。一方 Cvagna（1969）の求めた走行の外的仕事（cal/kg/min）の４m/s（＝18km/h）における回帰直線上の値は約78（cal/kg/1min）で図12とよく一致している。このことは、Cavagna（1969）の研究法、および Cavagna and Kaneko の研究法の説明とわれわれの研究のW_fの定義とが数値的にみてもほぼ一致していると考えられます。

これに対して、われわれの主張する能動的な力（actuating force）による外的仕事W_{fa}は図12から$V=4$ m/s において$W_{fa}=7$ KJ/min であり、W_fの約１／３の値となります。生理学的に人間の機械効率を段階登行や自転車作業により求めた Dickinson, S.（1929）や Lupton, H.（1923）の研究における効率（0.20−0.25）に比べ、上述の Cavagna & Kaneko（1977）の走行による効率(0.45−0.70)が前代未聞の高値であったことから、この研究は多くの批判を受けることになってしまいました。これはこの研究が走行における筋のバネ要素を無視したため外的仕事が非常に大きく見積もられた結果、酸素消費量からみた消費エネルギーにたいする割合が大きくなったと考えられます。この効率に比べると、上述の生理学的な人間の機械効率がおおよそ１／３になっていることと、W_fの約１／３がW_{fa}になっていることがよく一致しているのは非常に興味があることと考えられます。

表１　各被験者の１歩および１分間あたりの能動的力に仕事（上段、中段）と実験時の60mハードル走の最高記録（下段）

	Ys	Ad	Cb	Yg
E_{fa}	50.725	61.343	82.329	95.912
W_{fa}	6074.9	6655.7	9130.8	9770.3
best time	7.87	8.11	8.25	8.68

上段（J）、中段（J/min）、下段（s）

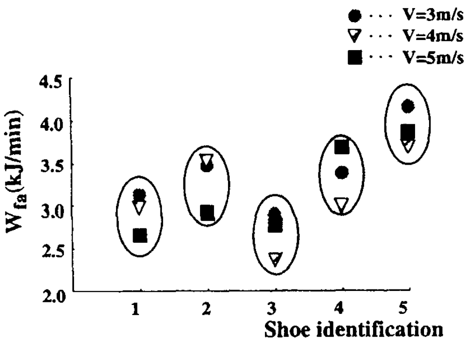


図13　受動筋張力特性を持つランニングの粘弾性モデルを用いたランナーとシューズの総合最適設計

12、能動的筋力による外的仕事からみた運動技能や運動用具の研究

①ハードル踏切における外的仕事と競技記録

スポーツ競技における力の使い方の効率を能動的力（actuating fore）の面からみようとした研究（東　洋功、小林一敏、内藤耕三、梅垣浩二、1999）では、身体重心と足との間に非線形粘弾性要素をもつ運動方程式を構成し、能動的力による外的仕事W_{fa}と競技記録の関係を考察した。その結果、表１に示すように競技記録が高い選手は、W_{fa}が小さくてすむ（動作筋の消費エネルギーが小さい）動作をしていることが示されました。これは、研究に慣れてくると、着地波形の形をみるだけで、技能水準の評価ができる可能性を示唆しており、現場における科学的コーチングに応用できると考えられます。

②個人の運動特性に合ったシューズの選択

軽やかなシューズ、その人に合ったシューズとは、目方の軽さよりもシューズを履いた状態での運動継続のためのエネルギー消費の小さいことが重要となります。このために、５種類の特性の異なるシューズを用い、ランニング速度を３段階に変えて能動的力による外的仕事を測定しました。その結果が図13です。スピードを変えても、シューズによる特性の違いがよくまとまってある範囲におさまっています。被験者を

変えると外的仕事が最小となる靴が違っており、いわゆる相性が現れていると考えられます。

13、おわりに

はじめの方は、私自身の頭の中も簡単でしたから、モデルも簡単になり話もわかりやすかったと思います。しかし、物体の運動力学だけでなく、骨格の構造からくる動く範囲の制限や、筋力の限界など生体的特性を含めてくるとモデルも複雑になってきました。運動の解析技術の進歩から、実験値の曲線とモデルから推定される曲線がほとんど重なるほどに精度を高められるような研究対象もできて、現在、生理学の分野の論争点になぅっている筋のバネ要素による弾性エネルギーの再利用説の問題にも、能動的力（actuating force）という新しい概念を導入することにより手がかりが付き始めたように思えます。

スポーツの技術分析や用具の適合性等、従来アンケートや統計的手法により研究されることが多かった分野に、生体特性を考慮した力学モデルを導入する試みも少し紹介しました。バイオメカニクスの研究には良いセンサが必要です。現在開発中の腕や脚のあちこちに簡単にとめられる小型センサは、2軸方向の角加速度、角速度、衝撃加速度を電気的に測定できるものです。3軸のものも計画しています。これを用いて運動中の身体各部の動きや、VTRでは測定が難しい水中の運動の測定等を新年度から始める予定です。身体不自由者の運動特性やリハビリティション、問題の多い要介護度の科学的評価を目的とするバイオメカニクス的モデルの開発も重要なテーマです。この他にもわれわれの研究室で進行中のテーマがいくつかあります。幸いにも専任を定年後も非常勤勤務で、当分の間研究指導や授業を続けられる予定なので、新しい年を楽しみにしています。本日は長い時間おつきあい下さいましてどうもありがとうございました。

参考文献

小野勝次（1956），陸上競技の力学，同文書院，東京

R. マルガリア著，金子公宥訳（1978），身体運動のエネルギー，ベースボールマガジン社，東京

金子公宥（1997），歩・走運動のエナ・ジェティクス，体育学研究42：298-305

小林一敏（1979），走高跳の踏切についての力学的研究，体育学研究24：1，79-86

小林一敏，湯川治敏，内藤耕三（1998），筋肉特性を考慮した粘弾性モデルによるランニングにおける能動的力の推定，日本機械学会論文集（C），64，623，114-118

小林一敏，湯川治敏，内藤耕三，永田恵理（1997），受動筋張力特性を持つランニングの粘弾性モデルを用いたランナーとシューズの統合最適設計，日本機械学会，スポーツ工学シンポジュウム講演論文53-57

東　洋功，小林一敏，内藤耕三．梅垣浩二（1999），非線形粘弾性モデルからみたハードル踏切における地面反力の能動的成分の推定，バイオメカニクス研究概論361-365