研 究

粘弾性体結合法による運動のシミュレーションモデル

江 原 義 弘*

Computer simulation model for 2D human movement
with visco-elastic bondage method

Yoshihiro EHARA*

* Kanagawa rehabilitation center

Abstract

A method to create 2D link models, which is very convenient to simulate human movements, has been developed. The distinctive features were, 1. visco-elastic body was used to connect each segment. 2. visco-elastic response was assumed when segments contact to a floor, 3. floor friction force was considered. With these features, mathematical equations were simplified. Now we could treat many segments, and we could simulate many movement even when several segments were contacting to the floor. With the method, we simulated some phenomena; a material point is falling and rebounding on a floor, one segment rigid body is sliding on a slope, four-link rigid body is standing, sitting up, and doing high jump and long jump.

1. はじめに

身体運動が発現するには筋活動が必要である。筋張力は定められた力学状態のもとで骨格系に作用を及ぼし、その結果身体運動が発現する。ある目的を遂行するための身体運動がどのように、そしてどの程度好ましいものなのか、これを分析するのが動作分析の主要な目的である。このような分析を行う手段のひとつにヒトの身体の力学状態を表現する数学モデルをつくり、それに適当な入力（筋活動に対応する）を与えることでヒトと同じ動作をコンピューター内で発現させるシミュレーションの技法がある¹⁾。従来、運動のシミュレーションの研究は産業用ロボットのマニピレーターの分野などを中心に多くの報告がある^{2)~7)}しかしこれらのマニピレーターの研究ではリンクの土台が床面に固定されている場合が多く、空間を

自由に移動する人間の運動に応用するのは困難であった。特に人体は2本脚であるため両脚接地時はいわゆるクローズド・ループになりしかも、両脚とも床に固定されていないのでその取扱い是非常に困難であった。このような状況にあって Huston ら⁸⁾ (1970) は単純な人体運動をシミュレートした。Pandy ら⁹⁾ (1988) は歩行の単脚支持期のみをシミュレートし、木村¹⁰⁾ (1990), Pandy ら¹¹⁾ (1990), 藤井¹²⁾ (1991) は垂直跳びをシミュレートした。これらの場合には系はクローズド・ループにならないので比較的アプローチしやすいといえる。一方、Hemami ら¹³⁾ (1979) は両脚支持期にもアプローチし幾何学的な束縛条件を数式化して、一般化した解法を示したが適用したモデルは非常に単純なモデルであった。Onyshko ら¹⁴⁾ (1979), Pandy¹⁵⁾ (1988) は実際のモデルに適用したが、そのモデルの取扱いはかなり煩雑であり、床との接触部分は滑らないという条件下であった。本研究では人体などのようなクローズド・ループになる非固定リンクモデルを記述するのに適した新しいリンクモデル(2次元)を提案する。本方式では両足はもちろん、手や腰など、どの部分が同時に床

平成4年1月14日受付

* 神奈川県総合リハビリテーションセンター

〒243-01 神奈川県厚木市七沢516

キーワード: コンピュータシミュレーション (computer simulation), 身体運動 (human movement), リンクモデル (link model)

に接地してもシミュレートできるため、寝た状態からの起き上がり、腕立てふせ、立ちあがり、歩行、走行、ジャンプなどあらゆる2次元動作に適用できる。また従来は床面は滑らないという仮定がおかれることが多かったが、^{14)~17)} 床面の滑りを考慮する新しい方式もあわせて提案する。

2. 方法

2.1 運動方程式

人体を有限個のリンクに分割して、その任意のひとつのリンクに着目すると、その2次元運動は進行方向をx軸、鉛直上方をz軸として、次の3つの式で記述できる。

$$\ddot{X}_{Gi} = (F_{ax_i} + F_{bx_i} + M_i \times g_x) / M_i \quad (1)$$

$$\ddot{Z}_{Gi} = (F_{az_i} + F_{bz_i} + M_i \times g_z) / M_i \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \ddot{\theta}_i = & (T_{a_i} + T_{b_i} \\ & - r_{AGi} \times \cos \theta_i \times F_{ax_i} \\ & - r_{AGi} \times \sin \theta_i \times F_{az_i} \\ & + r_{BGi} \times \cos \theta_i \times F_{bx_i} \\ & + r_{BGi} \times \sin \theta_i \times F_{bz_i}) / I_i \end{aligned} \quad (3)$$

ただしiはi番目のセグメントに関する量であることを示す添字。また

X_G, Z_G : セグメント重心位置

θ : セグメント空間角, Z軸を基準とし
反時計まわりを正

M : セグメント質量

I : セグメントの重心まわり慣性モーメント

g_x, g_z : 重力加速度の成分

r_{AG} : セグメント重心からA端までの距離

r_{BG} : セグメント重心からB端までの距離

である。重力以外の外部力は全てA端、B端を通じて作用するものとし、これらを $F_{ax}, F_{az}, F_{bx}, F_{bz}$ とした。またセグメントに作用させる関節モーメントを T_a, T_b とした(反時計まわりを正)。

2.2 床反力の計算

セグメントのA端(あるいはB端)が床面に接したとき生じる床反力の垂直成分 F_z を次のように計算した。

$$F_z = -K_z \times (J_{az} - Z_o) - D_z \times V_z$$

ただし K_z : 地面とセグメントの弾性反発係数

D_z : 地面とセグメントの粘性係数

J_{az} : A端のz位置

Z_o : 地面のz位置

V_z : A端の速度のz成分

B端でも同様に計算する。

水平方向の床反力 F_x (摩擦力)を次のように計算した。

$$F_x = -K_x \times (J_{ax} - \text{Trap}_x) - D_x \times V_x$$

ただし J_{ax} : A端のx位置

Trap_x : A端が床に接した瞬間のA端のx位置

V_x : A端の速度のx成分

ここで、地面とA端との静止摩擦係数を μ としたとき

$$\frac{|F_x|}{|F_z|} > \mu$$

であるならば

$$F_x = \pm \mu' \times |F_z|$$

と再計算し、しかも Trap_x の値を J_{ax} の値で置き換えた(これは次の時間刻み後の F_x の計算時に用いられる)。ただしここで μ' は μ より小さい正の数で動摩擦係数に対応する量である。上式の $\pm$ はもとの F_x の符号に応じて使いわけることを示す。B端でも同様に計算した。

2.3 端点間引力の計算

ある特定のふたつのセグメントの特定の端点どうしの間には引力が生じるものとした。例えばセグメントiのA端に対してセグメントjのB端から働く引力 F_{iajb} を次のように計算した。

$$F_{iajbx} = (J_{bxj} - J_{axi}) \times R + D_r \times V_x$$

$$F_{iajbz} = (J_{bzj} - J_{azi}) \times R + D_r \times V_z$$

ただし R : 端点間引力定数

D_r : 端点間粘性係数

V_x : A端から見たB端の相対速度のx成分

V_z : A端から見たB端の相対速度のz成分

2.4 運動方程式の解

上記により各セグメントの初期位置と初速度が

与えられると床反力と端点間引力が計算でき、各体節に作用する力が計算できるので(1), (2)を解くことができる。また各端点に作用させる力のモーメントを与えると(3)式が解ける。(1), (2), (3)の解法には単純なオイラー法を用いた。

3. シミュレーション例と考察

3.1 自由落下し床面で反発する質点

前述の方式の特殊例としてまず1質点の落下に適用した。質量65gの金属球を1mの高さから鋼板上に5mm厚のゴムマットをひいた上に落下させ弾性係数9800N/m, 粘性係数11.46Ns/mで計算したのが図1である。このように本方式では粘性係数を変更することで物体どうしの反発がよくシミュレートできることがわかった。

この場合、反発高さの比Hrと粘性係数との関係は次のように考えられた。粘性減衰をともなう自由振動の半周期後の振幅の比は、質量をM, 床面と質点との弾性係数をKz, 粘性係数をDzとすると

$$\frac{x_1}{x_2} = e^{-a}$$

$$a = \frac{\pi \times (Dz/2M)}{\sqrt{(Kz/M)^2 - (Dz/2M)^2}}$$

となる。よってエネルギーの比は

$$\left(\frac{x_1}{x_2}\right)^2 = e^{-2a}$$

これは1回毎の反発の高さの比Hrと等しいことから $e^{-2a} = Hr$ とおけば

$$Dz = \frac{2 \times M \times \sqrt{Kz/M} \mid \ln Hr \mid}{\sqrt{(\ln Hr)^2 + 4 \pi^2}}$$

従来、床反力の計算は、系全体の重心の加速度から求めるので、系全体の動きが求まらなないと計算できなかった。これは従来の方式ではリンクセグメント並びに床面が剛体でできていると仮定しているため、反力の計算をするのに純粋に数学的な方法によらざるを得なかったからである。本方式では基本的には物体が互いにくい込むことによ

図1 自由落下して床面でバウンドする質点のシミュレーション

って反力が生じると考える。したがって両者の位置関係（並びに相対速度）を代入すれば反力が計算できる。

セグメントと地面との弾性係数 K_z を大きくすると沈み込み量を小さくすることが可能なので、完全剛体のモデルに近づけられる。しかしその値にはある限界がある。その理由はセグメントが非常に大きな速度で床面に衝突すると理論的に許される以上に両者がくい込み（今後これを「切り込み現象」と呼ぶ）、 K_z が大きい場合には非常に大きな反発力が生じ、反発によってエネルギーが増加してしまうからである。いま質量 M の物体が高さ H から落下する場合を考えると、弾性係数を K_z とし粘性係数を無視するとくい込み量 Q は理論的に

$$Q = \sqrt{\frac{2 \times M \times g \times H}{K_z}}$$

となる。一方、衝突時の速度 V は

$$V = \sqrt{2 \times g \times H}$$

となるので積分の時間刻みを Δt とすると計算されるくい込み量 Q' は最大

$$Q' = \sqrt{2 \times g \times H} \Delta t$$

となり、これが Q を上まわるとエネルギーが増加してしまう。したがって切り込み現象が起こらないようにするためには

$$\Delta t < \sqrt{M / K_z}$$

に設定する必要がある。本方式で物体間の反発を取り扱う場合は反発が1サンプルの時間刻みで終了しないよう、少なくとも3サンプル程度、接触時間があるよう K_z と Δt を設定する必要がある。

3.2 斜面を滑り始める1セグメント剛体

質量 1 kg, 長さ 0.3 m, 慣性モーメント 0.0225 kg m^2 の棒状剛体をねかせて床面に静止させた。 K_x

$= K_z = 10000 \text{ N/m}$, $D_x = D_z = 68.8 \text{ Ns/m}$ （反発高さ比 0.1）、静止摩擦係数を 0.5、動摩擦係数に対応する μ' を 0.25 とした状態でシミュレーションを行った。床面を 0.1 度刻みで傾斜角度をゆっくりと増加させたところ、この剛体が斜面を滑り始めた角度は 22.0 であった。この結果より計算すると静止摩擦係数は 0.404 となり、床面の摩擦力を計算する方式がおおむね適切に機能していることが確認できた。またこの角度で滑走中の斜面方向の加速度は平均 1.08 m/s^2 でほぼ一定値となり、これより計算した動摩擦係数は 0.29 となった。ここで斜面上に静止する剛体を例として本方式による摩擦力がどのように生じるかを説明する。剛体は A 端、B 端をもつ棒状のものとし、床面との相互作用は A 端、B 端のみを通じて行われるものとする。ここでは A 端について説明するが、B 端についても同様である。まず A 端が床面に接触した瞬間の A 端の X 座標（斜面に平行とする）をトラップポイントと考える。このトラップポイントと A 端の現在の X 座標の差に比例する摩擦力が生じると考える（実際にはトラップポイントと A 端の相対速度を考慮する。前述の式参照）。これはちょうどトラップポイントと A 端との間にバネがあってこの保持力によって剛体が斜面を滑るのが防がれているとみなすことができる。斜面の角度が増加するとそれに応じて変位が増加し、摩擦力も増大して釣合が保たれる。これを今後トラップされた状態と呼ぶ。しかし摩擦力が静止摩擦係数から計算される値を上まわるともはや保持できなくなり、トラップポイントは解除され現在の A 端の X 座標が新しいトラップポイントになる。同時に摩擦力は垂直抗力と μ' から計算される量に飽和すると考える。このように本方式では摩擦力は斜面方向の変位によって生じると考える。本方式のシミュレーションで得られた静止摩擦係数が指定した静止摩擦係数より 20% ほど小さくなったのは A 端、B 端が微少振動するために垂直抗力が時として静止レベルより小さくなることがあるために摩擦力が減少したためと思われる。また動摩擦係数が指定した μ' より大きくなったのは一担動きはじめた物体が再びトラップされると摩擦力が時

間経過とともにのこぎり波状になり, その平均値から計算される動摩擦係数が μ' より大きくなることもあるためと考えられる。

3.3 2重振子

本方式では, リンクの一端とある固定点の間に引力が作用するものとし, その引力を適当な大きさに選ぶと空間に固定された回転軸をもつリンクモデルとはほぼ同等なモデルが実現できる。2質点の2重振子を例として, その結果を述べる。2つの振子は同一のものとし長さ0.3 mの無質量のリンクの1端に質量1 kgの質点があるものとした。慣性モーメントは半径0.02 mの球を想定して 0.00016 kg m^2 としこれを質点とみなした。質点のモデルなので本来, 式(3)は不要であるが, ここでは本方式の性能を確認するのが目的なので, あえて, 慣性モーメントに値を与え, 式(3)を用いている。固定点との間の引力は, 前章で述べた端点間引力と同じ形式とし, 引力定数 30000 N/m , 引力粘性係数 1500 Ns/m とした。端点間引力定数は 1500 N/m とした。時間刻みは 0.002 msec とした。比較のため2重振子の運動をラグランジュの運動方程式で導き出し, 微小振幅の仮定で解き, 初期角 $\theta_1(0) = 0$, $\theta_2(0) = -0.5$, 初期角速度0にて計算した。ただし新方式では振子の長さが等価的に長くなってしまうことを考慮し従来法での解を振子の

長さ0.33 mで計算して比較すると図2のようによく一致した。以上から新しく提案した方式ではリンクの結合に位置の束縛を用いないので, 精密機械等で周期を正確に計算しなくてはいけないような用途には不向きなことがわかる。またこの例のように質量や慣性モーメントが力と比較して相対的に小さいものを扱う場合には, 前述した切り込み現象と同様な現象が起きやすいために時間刻みを小さくしなくてはいけないことも欠点である。

3.4 2重剛体振子

本方式の弱点は, 端点間引力に粘性係数を導入したことに起因するエネルギーロスの発生である。2重剛体振子を例としてエネルギーロスの見積りを行った。人体の下肢を想定してリンク長各0.45 m, 0.40 m, 質量各6 kg, 3 kg, 慣性モーメント各 0.07 kg m^2 , 0.04 kg m^2 とした。適当な初期値から自由振動させ, 1秒間のエネルギー損失を計算したところ1関節につき0.08%~0.26%となった。損失は粘性の増加とともに増大し, 引力係数の増加とともに減少する傾向があった。この値は容認できる値であると考えられる。

3.5 人体4リンクモデル

人体を足部, 下腿, 大腿, 上半身の4リンクとした。左右対称の運動をシミュレートしているので, 両脚は分離せずに1本足とした。各定数は,

図2 2重振子のシミュレーション

人体を想定して付録に示す値とした。各関節の角度には自由運動領域を設け、その範囲外では角度に対して線型の粘弾性反発モーメントが生じるものとした(受動的な力のモーメントの設定)。能動的な力のモーメントを状態フィードバックとして与え、最終的な姿勢が保てるようにした。初期値と目標角を与えたところ、1秒で動きがほぼ安定し、直立状態を保持できた。

次にこれと同じモデルを用い、能動的な力のモーメントの係数と初期角、目標角のみを変更しシミュレートしたところしゃがみの姿勢から約1秒で立ち上がった。

さらに、能動的な力のモーメントの係数を大きくし、目標角を変更すると垂直跳び(図3)が実現できた。また時刻によって、これらの係数と目標角を変更することで立ち幅跳びも実現した。

図3 垂直跳びのシミュレーション

3.6 両脚をもつ人体7リンクモデル

枝分かれリンクの例として左右脚各3リンク、上半身1リンクをもつ人体7リンクモデルを作成した。足部はつま先・踵・足関節を頂点とする三角形とした。このモデルに適当な入力を入れると片脚上げや、一步踏み出しが実現できた(図4)。本方式では、両脚支持期において、左右脚の荷重の振り分け比を指定^{18),19)}する必要がないことを強調したい。また本方式ではリンクの結合にあたって位置の束縛を利用しないので連立方程式を解く必要がない。リンクの数が増加しても、式の形

式はいっさい変わらず計算量はリンクの数に比例するだけである。パソコンで充分実用になる。またリンク毎の独立性が非常に高いので並列計算にも適していると思われる。

図4 1歩踏み出しのシミュレーション

4. 結 語

人体の運動をシミュレートするのに適した2次元のリンクモデルを開発した。第1の特徴は各リンクを結合するのに位置の束縛を用いずに、粘弾性体により結合したことであり、このため数式が単純となりかつ連立方程式を解く必要がなくなったのでリンクの数を容易に増やすことができた。ただしリンクが回転軸で結合されている機構の精密なシミュレーションには適さない。第2の特徴はリンクと床面との相互作用として粘弾性力を仮定したことで、このため複数のリンクが同時に床面に接触しても容易に解が得られるようになった。このモデルを利用して、自由落下し床面で反発する質点、斜面を滑り始める剛体、2重振子の他に人体モデルの直立、しゃがみ姿勢からの立ち上がり、垂直跳び、立ち幅跳び、一步踏み出しなどの動作がシミュレートできた。

最後に御協力いただいた別府政敏氏・野村進氏・國見ゆみ子氏・池田稔氏・福岡靖介氏に感謝します。

付録1 直立する4リンクモデルに使用した定数

	質量 (kg)	長さ (m)	慣性 モーメント (kg m ²)	重心位置 ／セグ長 (下端より)
上半身	10	0.8	0.5	0.5
大腿	3	0.5	0.1	0.5
下腿	2	0.5	0.1	0.5
足部	1	0.3	0.0225	0.5

	引力定数 (N/m)	引力粘性 (Ns/m)	自由運動領域	反発弾性 (N/ラジアン)	反発粘性 (Ns/ラジアン)
股関節	1500	1500	伸展 20°～屈曲 140°	15000	200000
膝関節	1500	1500	伸展 0°～屈曲 140°	22500	300000
足関節	1500	1500	底屈 70°～背屈 35°	24000	320000

	位置ゲイン (N/ラジアン)	速度ゲイン (Ns/ラジアン)
股関節	1400(上半身)	300
膝関節	210(下腿)	
	210(大腿)	300
足関節	56(足部)	
	1008(下腿部)	300

	初期角 (ラジアン)	目標角 (ラジアン)	最終角 (ラジアン)
上半身	0.00	0.00	0.00
大腿	-0.10	-0.15	-0.19
下腿	-0.10	-0.15	-0.18
足部	1.57	1.57	1.41

- ・床面弾性係数 50000 N/m
- ・床面粘性係数 4231 Ns/m
- ・床面静止摩擦係数 1.0
- ・床面動摩擦係数 0.5
- ・時間刻み 0.1 msec

付録2 シャガみより立ち上がる4リンクモデルの定数

	位置ゲイン (N/ラジアン)	速度ゲイン (Ns/ラジアン)
股関節	15(股関節)	300
	1500(上体)	
膝関節	675(膝関節)	300
	450(下腿)	
足関節	1200(足関節)	300
	0.75(足部)	

	初期角 (ラジアン)	目標角 (ラジアン)
上体	-0.6(上体)	0
大腿	1	-0.15(股関節)
下腿		0(膝関節)
	-1.0	-0.15
足部		1.65(足関節)
	1.57	1.57

参 考 文 献

- 1) 阿江通良: スポーツバイオメカニクスにおけるコンピュータシミュレーション, J. J. Sports Sci. 8(6), 334-341 (1989)
- 2) 高瀬国克: マニピュレータの基礎理論(上), ロボット学会誌, 1(2), 51-58 (1983)
- 3) 高瀬国克: マニピュレータの基礎理論(下), ロボット学会誌, 1(3), 57-63 (1983)
- 4) 伊藤宏司, 南崎由任, 伊藤正美: 計算機による多リンク機構動的解析システム, 第6回バイオメカニズムシンポジウム予稿集, 254-265 (1979)
- 5) 増田隆広, 二川暁美, 有本卓, 宮崎文夫: アッペル法による閉ループ力学系の運動解析, ロボット学会誌, 4(1), 9-14 (1985)
- 6) 伊藤宏司, 横山尚之, 辻敏夫: 三次元運動解析システム束縛動作への応用, バイオメカニズム 10, 119-128 (1990)
- 7) 吉川恒夫, 細田耕: 仮想的な剛体リンクと受動関節を用いたフレキシブルアームのモデリング, 計測自動制御学会論文集, 27, 1389-1395 (1991)
- 8) Huston, R. L. & Passerello, C. E.: On the dynamics of a human body model, J. Biomecha. 4, 369-378 (1971)
- 9) Pandy, M. G. & Berme, N.: Synthesis of human walking: A planar model for single support, J. Biomecha. 21, 1053-1060 (1988)
- 10) 木村広: リンクセグメントモデルを用いた垂直跳びのシミュレーション, ジャンプ研究, 69-73, 日本バイオメカニクス学会編 (1990)
- 11) Pandy, M. G., Zajac, F. E., Sim, E. & Levine, W. S.: An optimal control model for maximum height human jumping, J. Biomecha. 23, 1185-1198 (1990)
- 12) 藤井範久, 森脇俊道: 垂直跳び動作と筋力特性に関する研究, 第12回バイオメカニズムシンポジウム予稿集, 347-357 (1991)
- 13) Hemami, H. & Wyman, B. F.: Modeling and control of constrained dynamic systems with application to biped locomotion in the frontal plane, IEEE Trans. on Automatic Control, AC 24, 526-535 (1979)
- 14) Onyshko, S. & Winter, D. A.: A mathematical model for the dynamics of human locomotion, J. Biomecha. 13, 361-368 (1980)
- 15) Pandy, M. G. & Berme, N.: A numerical method for simulating the dynamics of human walking, J. Biomecha. 21, 1043-1051 (1988)
- 16) 中村達也: 歩行ロボットの3次元動力学シミュレーション法, 計測自動制御学会論文集, 25, 1091-1097 (1989)
- 17) Taga, G., Yamaguchi, Y. & Simizu, H.: Selforganized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, Biol. Cybern. 65, 147-159 (1991)
- 18) 山下忠, 梶島欣弥, 谷口隆雄: 人間の平地歩行時のマクロ特性シミュレーション, バイオメカニズム 4, 193-202 (1978)
- 19) 田川善彦, 山下忠, 滝田一郎: 異常歩行のシミュレーションの一方: ゼロモーメント関節の歩容への影響, バイオメカニズム 9, 165-176 (1988)

江原義弘(えはら よしひろ)昭和45年埼玉大学理工学部電気工学科卒業。神奈川県総合リハビリテーションセンター研究研修所リハビリテーション工学研究室主任研究員。身体障害者の歩行や日常動作を科学的に分析し評価・改善する研究に従事。臨床歩行分析懇談会, 日本義肢装具学会, ISPO, 日本リハビリテーション医学会, 日本リハビリテーション工学協会, 機械学会, エルエスティ学会の会員。