

理学療法基礎系専門領域研究部会

筋骨格コンピュータモデルとは何か*

長谷和徳**

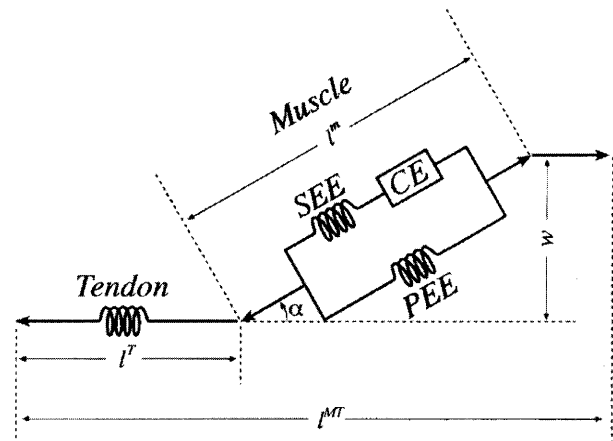
はじめに

人体の筋骨格モデルは、整形外科・リハビリテーションにおける筋骨格系の疾患の診断や、日常生活動作・スポーツ動作中の身体骨格系に作用する力学的負担の評価などへの応用を想定し、これまでも様々なものが開発されてきている。本稿では筋骨格モデルと理学療法との結びつきを念頭におき、モデルの概要と、その計算方法・利用法について紹介する。

筋骨格モデルの概要

1. 筋モデル

筋は身体運動を発生させる力の源である。筋運動の基本メカニズムはナノメートル単位のアクチンおよびミオシン生体分子フィラメントの相対すべり運動だと考えられているが、その詳細な分子生物学的原理は必ずしも明らかにはなっておらず、多くの研究が行われている。筋のモデルとしてはこのような分子レベルの動力学特性を説明するためのモデルも多く提案されている¹⁾。しかしながら、全身の身体運動を分析の対象とするならば、筋全体を一つの系としてその力学特性をモデル化したものがよく用いられる。その例を図1に示す²⁾。このようなモデルはHillタイプのモデルと呼ばれている。このモデルのCEは能動的に力を発生する要素 (contractile element), SEEは筋のCEに対して直列に接続されている弾性要素 (series elastic element), PEEは並列に接続されている弾性要素 (parallel elastic element), l^T の部分は腱要素を表す。CEなどが α 傾斜しているのは羽状筋のように筋の長さ方向に対して筋線維が傾斜している状態をモデル化しているものである。それぞれの力学要素は一般に非線形性が強く、それを簡便に表すために様々な数理モデルが提案されている。線形近似したモデルも勿論提案されているが、可動範囲を限定するなどして利用すべきであろう。CEは収縮速度に対する速度依存性が強く、CEの内部に非線形の粘性要素があるとも考えることもできる。また、CEには数十 msec 以上の時間遅れ特性が存在するため、スポーツ動作など素早い動きをモデル化したい場合には、その影響を十

図1 筋の力学モデル²⁾

分に考慮する必要があるが、モデルと解析が複雑になるため、通常の身体運動の分析ではこの時間遅れ特性を無視してしまう場合もある。

筋のモデルとしては力発生要素としての力学モデルのほか、付着位置や筋配置 (筋走行) を表現するための幾何モデルも重要である。筋は柔軟であり、また他の筋や骨との干渉や関節運動のため、その形状は複雑に変化する。このような幾何形状特性や筋組成を厳密に表現するためには有限要素法などの連続体力学的手法を用いる必要があるが、計算コストが高いため、一つの筋の分析などに用途は限られる。また、コンピュータグラフィックなどの分野では、より簡便に筋の幾何形状を表現するために、筋の表面形状を曲面関数で近似する方法も用いられる。

2. 骨モデル

骨の力学特性のモデルに対しては整形外科などの医療関係からの需要が大きく、数多くの研究がなされている。また、機械工学の観点からも、骨には形状やその材料特性に不均一性があるなどの問題点があるものの、通常材料力学で用いられる弾性解析手法が多く適応できる利点もある。そのため、骨モデルの構築と、その力学解析はバイオエンジニアリング、工学系バイオメカニクスの主要な研究領域となっている³⁾。

骨モデルに対する医学的なニーズの一つは、衝撃力などが人体に加わった際に生じる骨折のメカニズムの解明と、その予防法の確立である。このような骨折の分析は、例えば自動車の

* What is a Musculoskeletal Computer Model?

** 名古屋大学大学院工学研究科

(〒464-8603 愛知県名古屋市不老町)

Kazunori Hase, PhD: Graduate School of Engineering, Nagoya University

キーワード: コンピュータシミュレーション, 順動力学, 逆動力学

衝突のような安全工学分野との関係も深い。一方、近年では高齢化社会への移行に伴い、高齢者の転倒と、それによって引き起こされる大腿骨などの骨折の問題が注目されている。そのため、骨モデルに基づいた研究でも、このような転倒の衝撃力を対象とするものが近年多く見受けられる⁴⁾。

3. 関節モデル

関節部分には多くの筋と靭帯が付着し、力学系としては非常に複雑な閉ループ構造を構成していると考えられる。また、膝関節などの動きは単に屈伸の1自由度だけでなく、厳密には並進運動を含んだ複雑な運動をしている。整形外科などの臨床医療分野では、関節疾患治療のための基礎データを得る手段として、精密かつ簡便な関節モデルの重要性は大きい。その構造の複雑さと実際の疾患の多さから膝関節に関する研究が最も多いようであるが、近年では肩関節に関する研究も多くなっているようである。このような関節モデルとして、比較的単純な2次元のモデルなども解析の容易さから現在も利用されているが、骨の接触形状や靭帯付着位置などをより精密に3次元でモデル化し、各靭帯に作用する力などを評価する研究も行われている⁵⁾。

4. 筋骨格モデル

ここまでは筋や骨など筋骨格系の個々の構成要素のモデルを見てきたが、例えば歩行などの全身運動を分析する際には下肢全体の筋骨格系を対象とする必要があるように、より巨視的な筋骨格モデルを扱った研究も多い。このような筋骨格モデルはこれまで紹介した個々の筋・骨モデルを組み合わせることで実現可能であるが、モデルが非常に複雑化し、計算コストも高くなるため、ある程度の単純化が図られる。例えば、歩行分析に用いる下肢モデルなどでは骨は剛体とみなし、変形は無視す

る。関節自由度は必要に応じてピンジョイントなど単純な継手で表す。また、筋の幾何形状は折れ線のような線分モデルとする、などの単純化が行われる。図2に一例として歩行動作シミュレーション用の筋骨格モデルを示す⁶⁾。このモデルは歩行運動の分析を想定して構築されており、全身で合計14の体節、19の自由度と60の筋モデルを有した構造になっている。

このように筋骨格系の力学構造を単純化すれば、その運動は剛体リンク系の運動として扱うことができる。そのため、マルチボディダイナミクスなどの機械工学的手法を用いて、その運動や力学負荷の評価を行うことが可能となる。全身の粗大運動を扱う場合にはこのような剛体リンク系によるモデルで十分であるが、例えば、脊椎や腹部などは剛体リンク系としては近似しにくいなどの問題もある。そのため、より厳密な身体の形状変形などを表現したい場合は連続体モデルを利用することになる。例えば、自動車の衝突安全のシミュレーション評価技術への応用を目指した全身骨格の有限要素モデルが開発されている⁷⁾。

力学計算の流れ

このような筋骨格系の数学モデルに対してどのような計算を行うのかを考える。生体の場合、筋に対する神経刺激あるいは筋力が筋骨格系に対して与えられることによって最終的に身体運動が生成される。これと同様に、もし筋骨格モデルに対して神経刺激あるいは筋力に相当する信号を入力すれば、それに応じた身体運動の生成が期待できよう。このような計算は実際の生体の運動生成と同じ順序(順方向)の計算であり、順動力学計算とも呼ばれる。この場合の問題は、どのようにして入力信号となる神経刺激、筋力パターンを取得するか、ということである。これは一般には困難な問題であり、単純にこのような順方向の計算だけの応用例はあまりない。

一方、逆の計算の流れも考えられる。すなわち、身体運動のパターンを筋骨格モデルの入力条件とし、そこから関節に作用するモーメントや筋力、さらには筋の神経刺激パターンを出力として推定することが考えられる。これは実際の運動生成過程の逆方向の計算であり、逆動力学計算とも呼ばれる。身体運動の計測は専用の計測装置を用いれば、比較的容易に行うことができる。すなわち、このような逆向きの計算を行うことで、計測容易な身体運動パターンから計測困難(不可能)な生体内部の力学負担(関節モーメント、筋力、エネルギー消費)などを計算することが可能となる。

さらに、筋骨格系だけでなく、筋力を制御する神経系のメカニズムを数学モデルに仮定することができれば、自律的に運動パターンを生成することができる。そして、実際に測定した運動と数学モデルにより得られた運動とを比較することで、仮定した神経系などのメカニズムの妥当性をある程度評価することができる。すなわち、このような方法を用いれば、生体の運動制御のメカニズムを定量的に分析できることが期待できる。また実際の人を対象とした実験では困難な条件(例えば、転倒動作など)をモデルで実現することができれば、実験の限界を補完する役割を果たすことになる。

我々はこのような数学モデルのひとつとして、歩行シミュ

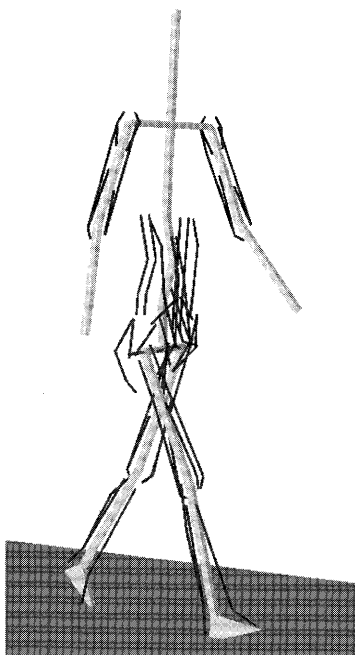


図2 歩行シミュレータ用筋骨格モデル⁶⁾

レーションモデルの開発に取り組んでいる⁶⁾。このモデルでは実際のヒトの歩行パターンによく一致した3次元歩行運動を自律的に計算可能である。現在、このモデルを応用して股義足の設計評価の問題などに取り組みつづける⁸⁾。

おわりに

本稿では筋骨格系に関するモデルの一部を紹介した。紙面に限りがあるため、ごく限られた内容になった点をご了承いただきたい。詳細は文献9-11)などを参照していただきたい。

文 献

- 1) 仲町英治：筋の分子動力学。バイオメカニクス数値シミュレーション。日本機械学会（編），コロナ社，1999，pp.159-189。
- 2) Anderson FC, Pandy MG: A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Comp Meth Biomech Biomed Eng* 2: 201-231, 1999.
- 3) 但野 茂：骨格のモデリングと臨床応用解析。バイオメカニクス数値シミュレーション。日本機械学会（編），コロナ社，1999，pp.100-129。
- 4) Keyak JH, Rossi SA, *et al.*: Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *J Biomech* 31: 125-133, 1997.
- 5) Shelburne KB, Pandy MG, *et al.*: Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *J Biomech* 37: 797-805, 2004.
- 6) Hase K, Yamazaki N: Computer simulation study of human locomotion with a three-dimensional entire-body neuro-musculo-skeletal model. I. Acquisition of normal walking. *JSME Int J C* 45: 1040-1050, 2002.
- 7) Watanabe I, Furusu K, *et al.*: Development of practical and simplified human whole body FEM model. *JSAE Rev* 22: 189-194, 2001.
- 8) 内藤 尚，長谷和徳・他：神経・筋骨格系を有する3次元股義足歩行シミュレーションモデルの開発。バイオメカニクス学会誌 29: 160-169, 2005.
- 9) 長谷和徳：歩行動作シミュレーション。総合リハ 29: 497-501, 2001.
- 10) 長谷和徳：筋骨格コンピュータモデルによる動作分析。総合リハ 30: 1037-1043, 2002.
- 11) 長谷和徳：身体機能のダイナミクスを考慮した運動生成シミュレーションとその医療福祉応用。シミュレーション 24: 15-22, 2005.