

3 . Sky High : ジャンプ動作最適化のための筋調整

このページは [SkyHigh: Coordinating Muscles for Optimal Jump Performance](#) に対応しています。

目的

人の動きを対象とする研究ではセグメントの動き、床反力、筋電図 (EMG) を測定するのが一般的です。これらの動きの測定値はデータ解析に必須ですが、モデル解析における筋出力の解析などにおいてはデータが十分そろっているとは言えません。例えば、体は関節自由度の数よりも筋の数が多いため、計測した結果それだけでは筋出力を正確に求めることができません。歩行中に骨に生じるストレスや動作における筋の役割を調べるには筋出力データが必要です。運動をシミュレーションする筋骨格システムの動的モデルを用いることで、筋出力の計算方法や筋骨格システムと生成される運動との関連性を調べることができます。

このチュートリアルでは筋骨格モデルを構成する要素を説明し、この要素がどのように関連し動的シミュレーションを作り出すかを示します。高く飛び上がることができる筋骨格モデルを作成することを目標として、下肢筋の筋興奮度を変えながらシミュレーションの結果を確認して作業を進めます。目的とする結果 (高く飛び上がる) がはっきりとしており、かつ歩行に比べると筋活動はシンプルであるため、対象とする動作をジャンプ動作としました。

ここでは最も高く飛び上がる筋興奮パターンをOpenSimGUIにて調べます。

- 単一の筋の活動および複数の筋活動パターンを変えた時の筋機能を調べる。
- 股関節の関節間力の大きさを調べる。
- シミュレーションでの床反力と先行研究で報告されている床反力を比較する。
- ジャンプ中の発揮筋出力と最大等尺性筋力を比較する。

モデル

Gait2393とGait2354は23関節の自由度を持つ3次元の筋骨格モデルです。このモデルはDarryl Thelen, Ajay Seth, Frank C. Anderson, Scott L. Delpによって作成されました。下肢関節の定義はDelp (1990)、腰部はAndersonとPandy (1999)、膝はYamaguchiとZajac (1989)の文献を元としています。

Gait2392モデルは下肢と体幹に76筋 (筋1つの筋を複数の線維に分けると92筋) を持つモデルです。Gait2354はAndersonらが筋の数を減らしたモデルであり、解析速度を高めたデモンストレーション用のモデルです。運動制約を避けるため膝蓋骨を取っています。このため、大腿四頭筋の停止部は脛骨フレーム上で動くモデルにしています。

デフォルトでは身長1.8m体重75.16kgとしています。

モデルの詳細を調べるには [MusculoskeletalModels](#) セクションの [2392and 2354 Models](#) ページを参照してください。

背景

筋骨格モデルは4つの要素で作られています。

1. 身体動作の計算式
2. 筋骨格系システム構造モデル
3. 筋腱力発揮モデル
4. 筋活動動的モデル

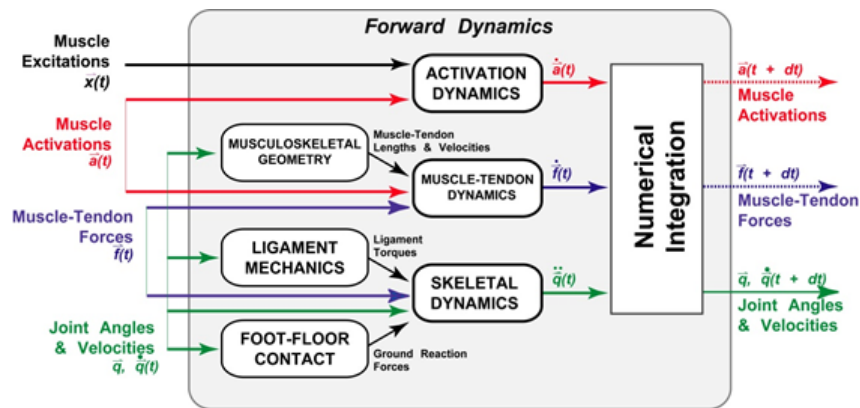


図1. 順動力学シミュレーション

図1は順動力学シミュレーションで上記要素がどのように関連するかを表しています。筋活動量 $\bar{a}(t)$ 、筋出力 $\bar{f}(t)$ 、動作速度 $\dot{\bar{q}}(t)$ 、関節角度 $\bar{q}(t)$ の初期状態を元に、微分方程式を用いて時間によって変化する状態を計算します。シミュレーション中の各時間ステップにおいて、次の身体状態を計算するために微分方程式の結果を最終的に積分します。新たな身体状態を関数の計算によって求めるプロセスをシミュレーションが終了するまで繰り返します。シミュレーションでは可変ステップサイズの積分計算を用いています。

セグメントのダイナミクス

運動の計算式は力やトルクが加えられた際の身体加速度を計算するために用います。計算式は以下に示す通りです。

$$\ddot{\bar{q}} = I(\bar{q})^{-1} \left(C(\bar{q}, \dot{\bar{q}}^2) + G(\bar{q}) + R(\bar{q}) \bar{f}_M + E(\bar{q}) \bar{f}_E \right) \quad (1)$$

式(1)はリンクシステムの動きを表すニュートンの第2法則に準じ、加速度の計算を可能にしています ($\bar{a} = M(\bar{q}, \dot{\bar{q}})^{-1} \bar{f}_M$)。一般座標系でのベクトル \bar{q} は身体セグメントの場所と姿勢を表します。また $\dot{\bar{q}}$ や $\ddot{\bar{q}}$ はセグメントの速度と加速度を表します。

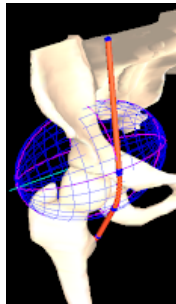
\bar{q} はラボラトリーフレームで表すとセグメントの傾斜角度となり、ローカルフレームに変換すると関節角度を表すことになります。関節における一般座標系の選択は関節ごとに異なります。股関節を例に挙げると3自由度(屈曲-伸展 q_1 、外転-内転 q_2 、外旋-内旋 q_3)のボールソケット関節が用いられています。

質量行列 $I(\vec{q})$ は身体の慣性要素（質量、関節モーメント）に関与します。式1の残りの項は体に生じる力やトルクです。 $C(\vec{q}, \dot{\vec{q}}^2)$ はセグメントの角速度によって生じる向心力であり、 $G(\vec{q})$ は重力要素、 $R(\vec{q}) \vec{f}_M$ は筋によって関節に生じるモーメント、 $E(\vec{q}) \vec{f}_E$ は床反力などの身体に生じる外力を意味しています。 $R(\vec{q})$ は筋が発揮する力 \vec{f}_M からトルクに変換したモーメントの行列です。 $E(\vec{q})$ も同様に外力から \vec{f}_E モーメントに変換された行列です。

単純なモデルであれば動作の方程式を手計算で解くことができますが、複雑なモデルになると計算が難しくなります（計算ミスも増えます）。この場合コンピュータを使って計算する方がいいでしょう。ここで用いるジャンプモデル（Anderson, 1999）は23の関節自由度があり、ソフトウェア OpenSim（Delp, 2007）を使って計算します。

筋骨格モデル要素

筋骨格システムのモデル化において、筋の起始と停止そしてその走行をモデル内で正確に再現することが求められます。起始から停止を単純に直線で結んだストレートラインモデルで表現される筋もありますが、走行変換点で走行を途中で変えて適切な走行を表現する筋もあります（Delp, 2007）。3次元の筋走行をモデリングする際に、骨や筋の上を覆うようにラッピングサーフィスを持つ筋もあります。円筒、球、楕円がラッピングサーフィスに用いられています（Van der Helm, 1992; Garner, 2000; Arnold, 2000、下記図参照）。



筋腱メカニクス

筋の力発揮特性は複雑な非線形の特徴を持ちます（McMahon, 1984）。筋の力発揮特性を少数のパラメータで表現するランプパラメータモデルが動的シミュレーションで多く用いられています（Zajac, 1989）。筋骨格要素を詳細に再現するモデルは50以上のHillモデル筋腱複合体で生成されています。

Thelen2003MuscleモデルはHillモデル筋をベースとした筋モデルです。筋腱複合体は収縮要素（CE）、並列要素（PE）、直列要素（SE）の3つの要素を持ちます。筋出力は活動度（a）、筋の長さ、筋長の速度の3つで規定されます。筋の長さによって変化する出力の特性は、収縮要素の持つ動的な長さ曲線（AL）と並列要素が持つ静的な長さ曲線（PL）によって決まります。

各筋は最大筋出力、至適筋長、腱のスラック長、最大収縮速度、羽状角のパラメータを持ちます。筋腱のパラメータはAnderson and Pandy (1999)を元としています。順動シミュレーションの際に筋出力は活動度と筋長の2つの状態から計算します。

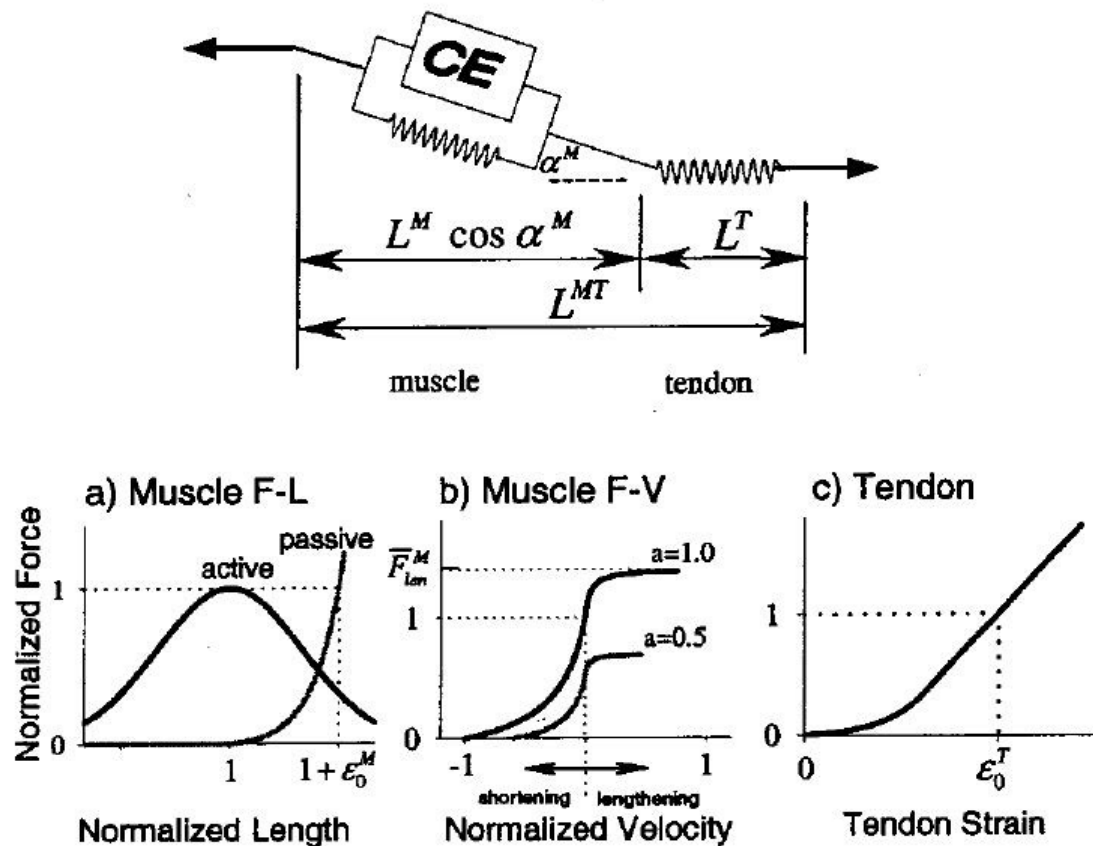


図2 Thelen (2003).より

筋活動ダイナミクス

筋は力発揮や弛緩には時間が必要で即座に状態を変えることができません。発揮する力が増加するには、運動単位の発火、筋原細胞アクチン-ミオシン架橋結合などの一連の流れが必要です。筋が脱分極する際に筋線維で活動電位が生じて筋小胞体からカルシウムイオンが放出されます。カルシウムイオン濃度の増加によりアクチン-ミオシン線維の間で架橋結合が起こります (Guyton, 1986)。実験的には、運動単位の活動電位の発生と筋出力の増加の時間差は目の筋で最も短く5msec、遅筋の割合が多い筋で40-50msecです。筋小胞体のカルシウムイオンの取り込みにより筋は弛緩します。このカルシウムイオンの取り込みは放出よりも遅く、活動電位の減少と筋の弛緩の時間差は活動電位増加と筋出力発揮時間差よりも長いとされています。

順動シミュレーションにおける筋活動ダイナミクスは、運動単位が発火 (excitation) してカルシウムイオンが放出される (activation) 過程を一次の微分方程式で表すことができます。

$$\dot{a} = \frac{x^2 - xa}{\tau_{\text{rise}}} + \frac{x - a}{\tau_{\text{fall}}} \quad (2)$$

aは筋活動度、xは筋興奮度、 T_{rise} と T_{fall} は活動の増加および減少の時間定数を表します。活動度は0~1までを連続的に変化します。筋興奮度は活動単位の動員数と発火頻度の両方の要素を持ちます。筋の興奮-活動において運動単位の動員数と発火頻度を別々にモデル化している研究もありますが(Hatze, 1976)、複雑な動的シミュレーションをコンピュータ上で行うのに問題が生じることもあります。

床との接触ダイナミクス

モデルの体と床面の接触ダイナミクスはHunt and Crossley (1975)が報告している非線形の以下のコンタクトモデルを用いています。

$$f_{hc} = -\lambda \dot{x}x^n - kx^n$$

(3)

XとX'は接触面での干渉と干渉割合、 λ は振動(ダンピング)定数、kはばね定数、nはパワー一定数を表します。足部と床面の接触面は踵骨、つま先に位置する5つの球でモデリングされています。

参考文献

1. Anderson, F.C., Pandy, M.G. (1999). A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2(3):201–231.
2. Arnold, A.S., Salinas, S., Asakawa, D.J., Delp, S.L. (2000). Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity. *Computer Aided Surgery*, 5(2):108–119.
3. Atkinson, L.V., Harley, P.J., Hudson, J.D. (1989). *Numerical Methods with FORTRAN 77: A Practical Introduction*. Addison–Wesley Publishing Company, Menlo Park.
4. Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(8):757–767.
5. Garner, B.A., Pandy, M.G. (2000). The obstacle-set method for representing muscle paths in musculoskeletal models. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 3(1):1–30.
6. Guyton, A.C. (1986). *Textbook of Medical Physiology*, 7th ed. W. B. Saunders Company, Philadelphia.
7. Hatze, H. (1976). The complete optimization of a human motion. *Mathematical Biosciences*, 28(1–2):99–135.
8. McMahon, T.A. (1984). *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press, Princeton.
9. Symbolic Dynamics, Inc. (1996). *SD/FAST User's Manual, Version B.2*. Mountain View.
10. Van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., Pronk, G.M., Van der Woude, L.H.V., Rozendal, R.H. (1992). Geometry parameters for musculoskeletal modeling of the shoulder system. *Journal of Biomechanics*, 2:129–144.
11. Zajac, F.E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering* (Edited by JR Bourne), 17(4):359–411.
12. Hunt, K.H., Crossley, F.R.E. (1975). Coefficient of restitution interpreted as damping in vibroimpact. *Journal of Applied Mechanics*, 42(2):440–445.

Next: ジャンプ動作最適化のための筋調整

