

Menu

▼ Home

自己紹介
実績
マラソン記録
リンク

▼ Welcome to my home page (English)

Career
Publication

▼ OpenSim Tutorial

▶ 入門編

▶ 中級編

▼ 上級編

1 . Point Kinematics...
グメント点の軌道) 解析

▼ 2 . Pulling Out the Stops : 綱引き筋のデザイン

2 . 1 綱引き筋のデザイン
2 . 2 Questio...
綱引き筋のデザイン

▶ 3 . Sky High : ジャンプ動作最適化のための筋調整

サイトマップ

[OpenSim Tutorial](#) > [上級編](#) >

2 . Pulling Out the Stops : 綱引き筋のデザイン

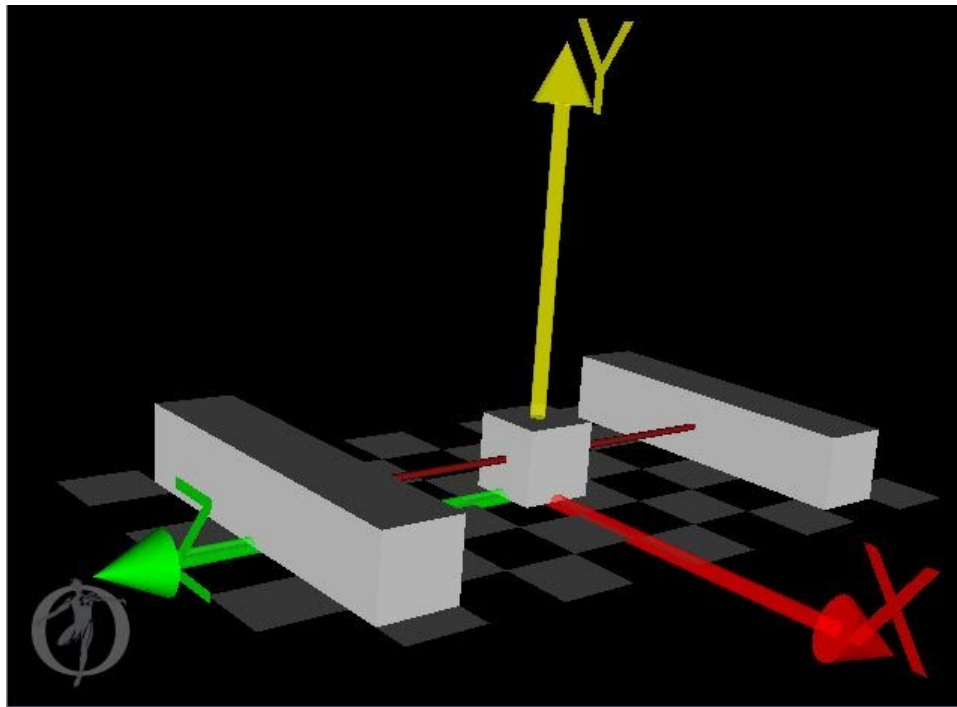
このページは [Pulling Out the Stops: Designing a Muscle for a Tug-of-War Competition](#) に対応しています。

目的

ヒトの動作は複雑な非線形要素の要素を含んだ筋の力発揮特性で制御されています (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用いられています (Zajac, 1989)。ここではHillモデルの筋を用いて、筋活動及び筋腱収縮ダイナミクスを表す数式を学びます。OpenSimを使って簡単な筋-腱モデルを作り上げ、モデルパラメータによる筋の動的変化を調べましょう。任意の筋を作り上げ、すでにある他の筋と引っ張り合うVirtual Muscle Tug-of-Warを用いて結果を検討します。2つの筋の引っ張り合いの結果、効率的な筋が勝つこととなります。以下の項目を学習します。

- 筋活動や筋腱収縮ダイナミクスを表す数式に慣れる。
- OpenSimで筋腱ダイナミクスを作成し、シミュレーションの実行方法を学ぶ。
- 筋活動と筋腱メカニズムを編集するコードに慣れる。
- モデルパラメータとシミュレーションの状態による筋の動的変化を調べます。
- virtual muscle tug-of-warを実行する筋腱アクチュエーターを作成します。

モデル



Tug_of_WarモデルはZ軸に沿って動く中央のキューブとそれを動かす2つのThelen2003筋モデルで構成されており、OpenSimインストールフォルダ内に保存されています (Models/Tug_of_War)。ここではThelen筋モデルの代わりにMillard2012筋モデルを使います。筋はキューブの両サイドから引っ張り合います。キューブの重さが20kg、長さは0.1mです。筋はキューブと反対側のブロックに固定されており、ブロック間の距離は0.7mです。よって、キューブが中心にある時は、筋の長さは0.3mです。

筋モデルの詳細

Millard 2012 筋モデル

筋腱アクチュエーターは筋の動的収縮要素、静的収縮要素、腱で構成されます。最大発揮力は長さ—張力曲線 $f^L(\bar{\ell}^M)$ で表され、長さ ℓ_o^M における最大筋力は f_o^M です (チルダは最大発揮張力, 筋の最大速度 v_{max}^M , 静止筋長 ℓ_o^M , 腱が張力を発し始める長さ ℓ_s^T でそれぞれ標準化した力、速度、筋の長さ、腱の長さです)。筋が収縮力を発揮しながら長さを変化させる場合、発揮張力は非線形な筋の速度—張力曲線 $f^V(\bar{v}^M)$ で表されます。筋が一定の長さよりも伸ばされると、静止張力を発するようになります。この静止張力は長さ—静止張力直線 $f^{PE}(\bar{\ell}^M)$ で表すことができます。上記3つの筋張力の発揮特性から、筋張力 (f^M) は次の式で表されます。

$$f^M = f_o^M \left(a f^L(\bar{\ell}^M) f^V(\bar{v}^M) + f^{PE}(\bar{\ell}^M) \right)$$

aは0~1の値を持つ筋活動です。

筋は腱を介して骨に付着します。腱の力発揮特性は非線形の長さ-張力曲線(ℓ - T)によりモデル化されており、張力を発揮し始める長さ：スラック長 (ℓ_s^T) よりも伸ばされると腱は張力を発揮します。筋線維と腱は斜めにつながることがあり、その角度は羽状角 (α) で表されます。筋質量が0として、筋腱が発する張力が同じとすると ($f^M \cos \alpha - f^T = 0$)、筋腱複合体の力発揮特性は次の式で表されます。

$$f_o^M \left(a f^L(\tilde{\ell}^M) f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{\ell}^M) \right) \cos \alpha - f_o^M f^T(\tilde{\ell}^T) = 0 \quad (1)$$

筋は生体の計測結果を元にモデル化されています (詳細はMillard et al, 2013を参照してください)。この筋出力曲線のパラメータを調節することができ、任意の筋を作成することができます。

順運動学シミュレーションではアクチュエーターによって生じる筋力は長さ(ℓ^M)、速度(v^M)、活動量(a)から計算されます。数式(1)を満たす筋長と速度の組み合わせが多数存在するため、この式からは発揮張力を数学的に計算することはできません。長さ(ℓ^M)と速度(v^M)を求める方法として、静止筋長で標準化された筋の長さ(\tilde{v}^M)を用い、微分方程式から数式(1)を解く方法があります (Zajac, 1989)。

$$\tilde{v}^M = f_{inv}^V \left(\frac{f^T(\tilde{\ell}^T) / \cos \alpha - f^{PE}(\tilde{\ell}^M)}{a f^L(\tilde{\ell}^M)} \right) \quad (2)$$

f_{inv}^V は長さ-張力曲線の逆関数です。式(1)では数値特異点数がありませんが、式(2)では4つの特異点が存在します ($\alpha \rightarrow 90^\circ$ 、 $a \rightarrow 0$ 、 $f^L(\tilde{\ell}^M) \rightarrow 0$ 、 $\partial f^V(\tilde{v}^M) / \partial \tilde{v}^M \rightarrow 0$)。特異点を持つと解が求まらないため、式(2)においてシミュレーション中に特異点を持たないように次の範囲が規定されています。 $\alpha < 90^\circ$ 、 $a > 0$ 、 $f^L(\tilde{\ell}^M) > 0$ 、 $\partial f^V(\tilde{v}^M) / \partial \tilde{v}^M > 0$

モデルの平衡式をそのまま用いると、実際にありえないほど筋は短くなり (Thelen, 2003)、シミュレーション計算ができなくなる。そこで、短くなりすぎないように、筋の長さを規定する下記式を追加しています。

$$\tilde{v}^M = \begin{cases} 0 & : \tilde{\ell}^M \leq \tilde{\ell}_{min}^M \text{ and } \tilde{v}^{M*} < 0 \\ \tilde{v}^{M*} & : \text{otherwise} \end{cases}$$

\tilde{v}^{M*} は式(2)で計算される \tilde{v}^M の代わりとして用いられています。

デザインチャレンジ

2つの筋のペアでシミュレーションを行い、効率的な一方の筋を選ぶことを行います。最小の筋活動($a = 0.01$)から開始する1秒間のジュ運動力学シミュレーションを行います。シミュレーション終了時にキューブが引っ張られていた再度の筋を勝ちとします。筋腱のパラメータと活動様式の調整を行った後、シミュレーション結果を調べます。

参考文献

1. Anderson, F.C. and 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. Hatze, H. (1976). The complete optimization of a human motion. *Mathematical Biosciences*, 28(1–2):99–135.
3. McMahon, T.A. (1984). *Muscles, Reflexes, and Locomotion*. Princeton University Press, Princeton, New Jersey.
4. Millard, M., Uchida, T., Seth, A., Delp, S.L. (2013). Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 135(2):021005.
5. Schutte, L.M. (1993). Using Musculoskeletal Models to Explore Strategies for Improving Performance in Electrical Stimulation-Induced Leg Cycle Ergometry. PhD Dissertation, Mechanical Engineering Department, Stanford University
6. Thelen, D.G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 125(1):70–77.
7. Winters, J.M. (1990). Hill-based muscle models: a systems engineering perspective, in *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, edited by Winters, J.M. and Woo, S.L., Springer-Verlag, New York.
8. Zajac, F.E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4):359–411.

Next: [網引き筋のデザイン](#)