

研究テーマ FES 刺激データの自動生成のための筋骨格系のモデル化

研究員 星宮 望 東北大学大学院工学研究科 客員研究員
 巖 光文 財団法人みやぎ産業振興機構 派遣研究員

1 フェーズ

(1) 研究の概要

インテリジェント FES / TES システムの実現を目指して、計算機上で筋・骨格モデルを用いて刺激データを自動生成する機能を実現することを目的とした。まず、特定患者を表現可能な筋・骨格系のモデルについて、これまでのモデルに関する研究を調査し、本研究に適したモデル構造を検討した。その結果から、筋とモーメントアームを一体型とする構造を採用することとした。また、この筋・骨格モデルで特定の患者を表現可能にするために、非侵襲的で、患者の負担(時間的・心理的・身体的)が最小限になるパラメータの同定手法を考案した。そして、膝関節を対象とする 1 関節 1 筋の筋骨格モデルを構築して、同定手法の適用を健常被験者で検討し、本手法の有効性を確認した。

次に、筋の時変的な性質の一つである強化現象 (potentiation) について、それを筋・骨格モデルに導入するための検討を行った。より適切な刺激パターンを自動生成するためには、神経・筋・骨格系の非線形、時変特性を正確にモデル化する必要がある。そこで、健常被験者での基礎的な実験を通して強化現象に関する知見の収集を行った。その結果、これまでも報告されている低周波数刺激の場合に加え、刺激周波数を増加させた場合にも強化現象が観察された。刺激周波数が高い場合には強化現象の程度は小さくなるが、FES の臨床応用で利用されている刺激周波数(20Hz)においても強化現象は観察された。また、同じ刺激を 2 回繰り返した場合には、1 回目に対して 2 回目はほとんど強化現象が見られないが、最初から大きな筋張力を示し、刺激履歴に依存することが明らかになった。

(2) 研究目標

本テーマの最終目標は、計算機上に筋・骨格モデルを構築し、それを利用して刺激データを自動生成する機能を実現することである。そのために、対麻痺者の起立を対象動作とし、下肢の筋・骨格系を対象として、特定の患者を表現できるモデルを構築すること、そのモデルを用いた場合の非侵襲的で被験者の負担(時間的・心理的・身体的)が最小限になる同定手法を開発することを本年度の研究目標とした。また、筋の時変的な性質の一つである筋の強化現象 (potentiation) が既存のモデルに反映されていないために起こるモデルの予測誤差を低減するために、この現象について実験的検討を行い、モデル化するための知見を得ることを目標に含めた。

(3) 実施内容

計算機上で刺激データを自動生成する機能を実現するために、随意運動の筋・骨格モデル及び電気刺激を入力とする筋・骨格モデルに関する過去の研究を調べた。しかし、従来の筋モデル及びモーメントアームアームモデルはその同定が難しく、現状では本研究での目的に適した実用的なモデルがないことから、筋とモーメントアームを一体型としてトルク発生器としてモデル化し、筋骨格モデルを開発して FES 動作の予測に応用することとした。また、筋と骨格に存在する受動的要素をまとめて骨格の受動要素とし、パラメータの同定を容易にすることを試みた。

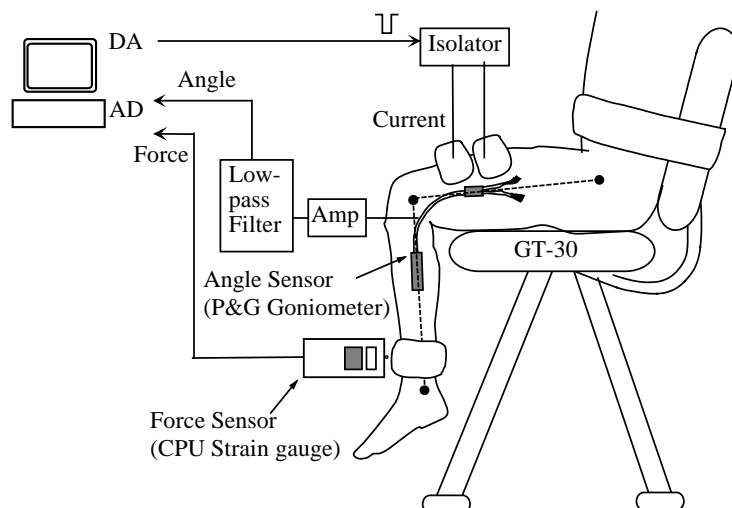


図1 実験系 .

次に、上記のモデルのパラメータを同定する方法について、同定すべきパラメータ、実験方法を整理し、特定の患者を表現できるようにモデルパラメータの決定方法を提案した。そして、一例として、外側広筋と膝関節から構成される1関節1筋の筋・骨格系を対象としたモデルを試作し、同定手法の評価を健常被験者で行った。実験は、被験者を計測用椅子 (GT-30、OG 技研) に固定し、等尺性条件及び非等尺性条件下での電気刺激による応答の計測、非等尺性条件下での受動的な運動の計測を行った (図1)。電気刺激は、周波数 20Hz、パルス幅 0.3ms の負性パルス列を振幅変調したものである。刺激パルス列の振幅の包絡線は、準ステップ及びランプを用いた。等尺性条件下での発生トルクは、足関節近位側でセンサ (CPU ゲージ 9520、アイコーエンジニアリング) により計測した。膝関節角度は、ゴニオメータ (M180、Penny & Giles) を用いて計測した。また、同定されたモデルの評価を行った。このとき、電気刺激は、振幅が正弦波状、三角波状、鋸歯状波に変化するものを用いて、モデルによる予測と実験結果との比較を行った。

筋の強化現象 (potentiation) については、健常被験者 (男性3名) で実験的調査を行った。実験は、図1と同様の実験系で、外側広筋および内側広筋を電気刺激したときの発生筋張力を等尺性条件下で計測した。刺激パルス幅は 0.3ms で、振幅は準ステップ状の包絡線のものを用いた。まず、刺激周波数を 2.5Hz ~ 25Hz の範囲で変化させた場合の準ステップ状刺激による応答を計測し、強化現象への刺激周波数依存性について調べた。次に、刺激周波数 14.3Hz の準ステップ刺激を 50s 間隔で2回連続して行った場合、刺激周波数 50Hz の刺激を極短時間行った後に 20Hz の準ステップ状刺激を行った場合について計測し、強化現象の刺激履歴依存性を調べた。

(4) 結果

筋・骨格系の非線形的な性質を考慮することはモデルの性能を向上させるが、モデルの複雑化と実用性の低下をもたらす場合がある。したがって、実用的な同定の妨げにならない範囲内でそれらの非線形性を含めることが望ましい。文献を調査した結果、過去の筋モデルのほとんどは筋張力を出力としており、そのようなモデルの場合、関節運動に伴う筋腱の長さ及び収縮速度を求める必要がある。しかし、筋長及び収縮速度は非侵襲的な計測が困難であるので、臨床的な利用が難しい。また、このような筋モデルを用いた場合、筋張力とモーメントアームとの積により関節トルクが求

められ、骨格の運動方程式の入力となる。しかし、モーメントアームも関節角度に依存しており、現状ではモーメントアームの非侵襲的な計測が困難である。以上のように、従来の筋及びモーメントアームが分離されているモデルはその非侵襲的なパラメータ同定が困難であるので、特定患者を表現可能な筋・骨格系のモデルを構築する際には適していないと考えられた。

一方、J.M.Winters らは、筋及びモーメントアームを一つにまとめた「トルク発生器」としてモデル化を行っている。このようなモデル化により、筋トルクが関節角度及び角速度の関数となるので、筋長、筋の収縮速度、モーメントアームといったものを計測する必要がなくなる。この面で、J.M.Winters らのモデルは本研究の目的に適していると考えられたが、特定患者を表現するためのモデルパラメータの同定が容易なモデルにはなっていない。特に、文献に基づいた筋線維の組成と解剖学的な知識などにより筋の属性を決定することや、経験的及び応答特性から一部のパラメータを決定することは、筋・骨格パラメータを特定患者ごとに容易に推定する必要がある本研究にとっては解決すべき課題である。また、共同筋を一つの筋群と考え、そのパラメータを決定することも、本研究の目指す FES においては、各々の筋を個別に刺激するような場合には問題になる。

骨格モデルに関しては、Franken らが最小二乗法を用いて電気刺激中の膝関節のダイナミクスを同定できるモデルを提案している。しかし、彼らの方法では長時間の刺激実験が必要であり、高価な実験装置を必要とする。個々の筋が FES により個別に刺激される本研究では、もっと短い時間で手軽な方法で同定が可能なモデルが必要になる。

以上の調査結果から、本研究では、個々の筋及びモーメントアームをトルク発生器として表現し、筋と骨格に存在する受動的要素をまとめて骨格の受動要素とする新たな筋・骨格モデルを構築することとした。その時に、モデルのパラメータの非侵襲的同定を容易にできるように、モデルの構造及びパラメータの数を工夫した。その構造の概略を図2に示す。我々の考案したモデルは、その構造が既存のものより単純化されているが、筋・骨格システムの重要な非線形性を反映しているので、電気刺激による筋骨格系の応答の予測精度が既存のモデルより劣らないと思われる。また、骨格の受動要素が、対象としている関節に関与するすべての筋の受動的な要素を含めているので、さらなる筋の追加が容易である。このモデルを用いることにより、実験によるシステムの同定が可能になると思われる。

次に、筋骨格モデルのパラメータを同定する手法を検討した。ここでは、電気刺激による筋のリクルートメント特性、発生トルクの角度依存性及び角速度依存性、非線形性を 含めた直列弾性要素や受動要素、その他の骨格系のパラメータを、電気刺激の有無、等尺性条件及び非等尺性条件での実験から同定する方法を考案した。上述した筋骨格モデルで、ここでのパラメータ同定方法を検証するために、外側広筋と膝関節から構成される筋・骨格系を対象としたモデルを構築した。このモデルのパラメータを健常被験者で決定した結果を図3に示す。

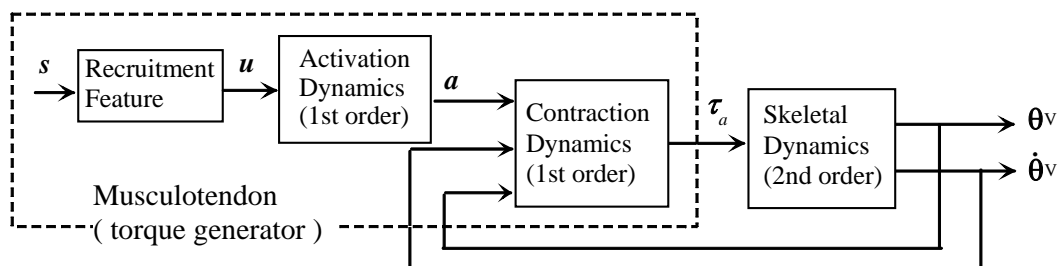


図2 筋骨格モデルの概略 .

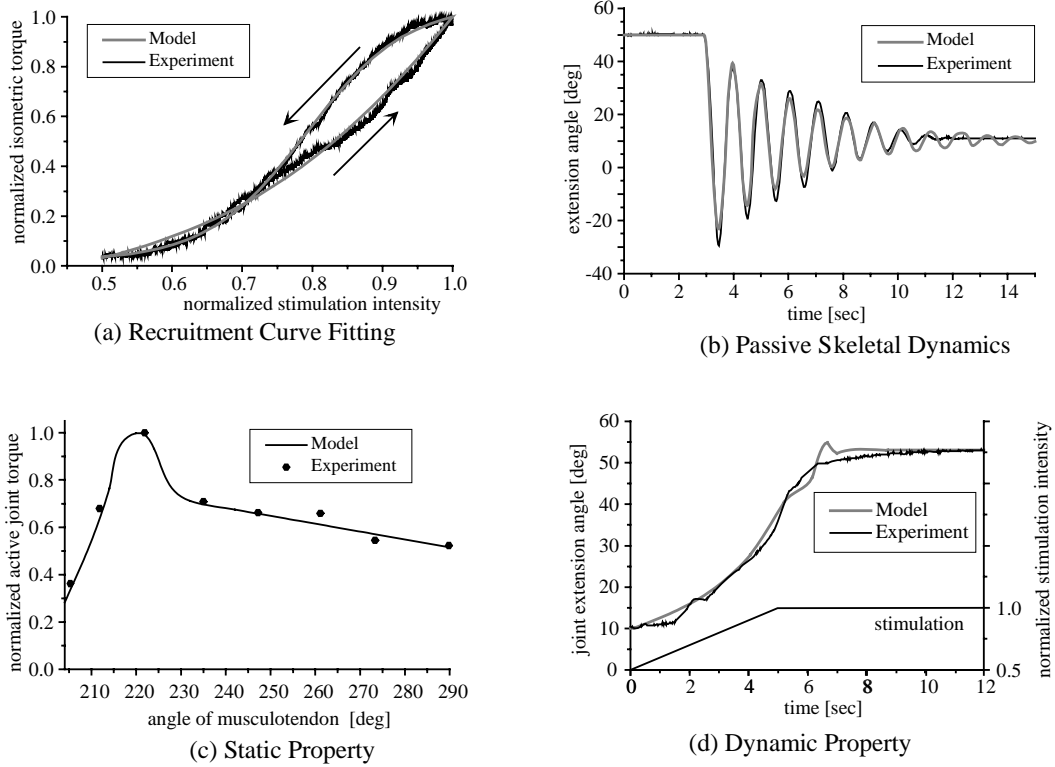


図3 筋骨格モデルの同定結果。

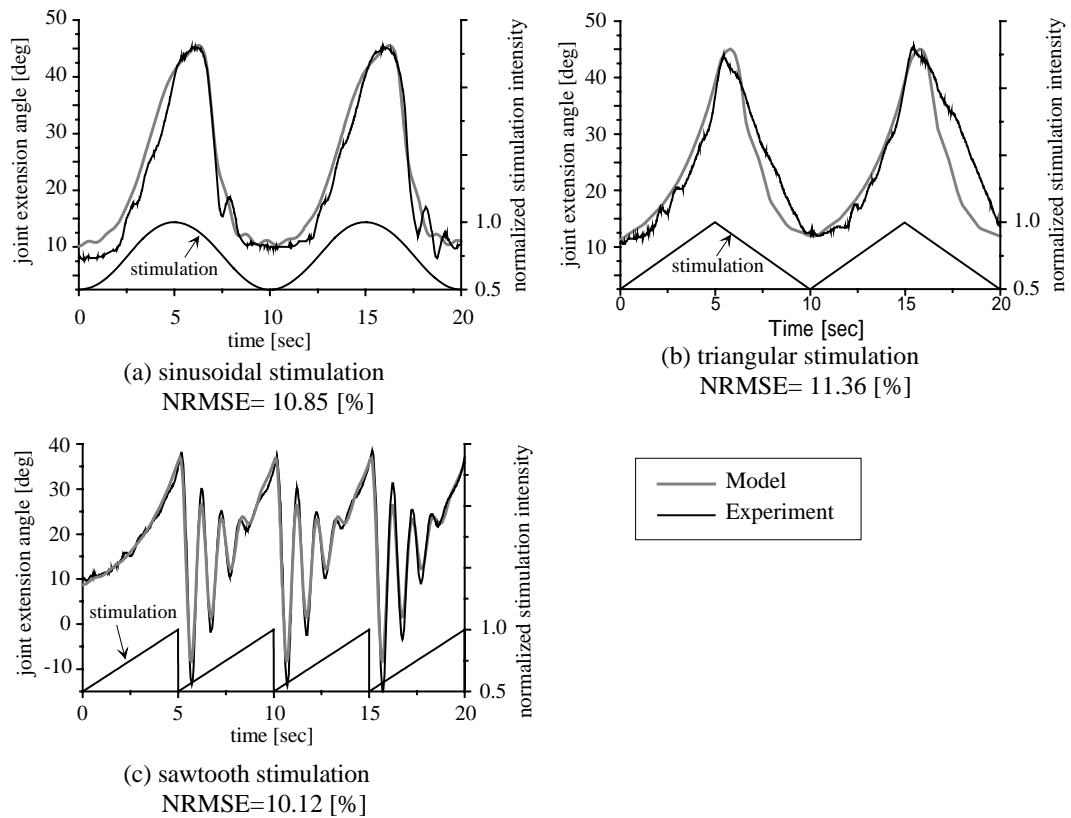


図4 筋骨格モデルの電気刺激応答と健常被験者での実験結果の比較。

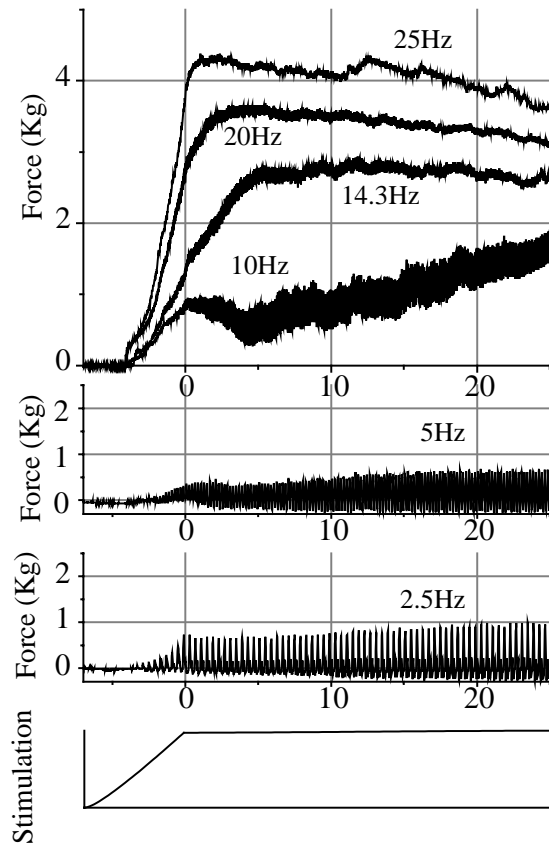


図5 筋の強化現象の周波数依存性 .

ここでは、リクルートメント特性を決定する際には非線形最小二乗法を用い、他のパラメータについては広域的最適化のもっとも単純な方法であるランダム探索法を用いて求めた。この結果から、モデル同定における最適化手法としてランダム探索法が利用可能であることが明らかになった。次に、このモデルによる電気刺激応答の予測と、先の健常被験者での電気刺激実験での応答の比較を行った結果を図4に示す。図中に、次式で求めた規格化平均二乗平方根誤差 (NRMSE) も示した。

$$NRMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\theta_i^{\text{exp}} - \theta_i^{\text{mod}})^2}{\sum_{i=1}^N \theta_i^{\text{exp}}}} \times 100 [\%]$$

以上の結果から、比較的容易にモデルパラメータを決定することができ、電気刺激による応答の予測も良好に行えることから、本モデルおよび提案した同定手法が有効であるといえる。本研究で提案したモデル同定手法を下肢のすべての筋に適用するためには、実験装置や多関節筋の問題を解決する必要があるが、基本的には拡張可能である。したがって、モデルシミュレーションを用いて刺激データを作成する方法を個々の患者の刺激データ作成へ拡張できることが示唆される。

筋の強化現象に関する実験結果を、外側広筋を例に図5に示す。まず、低周波数刺激のときには、一定刺激中も筋張力が増加する強化現象が観察された。しかし、刺激周波数を高くするにしたがって

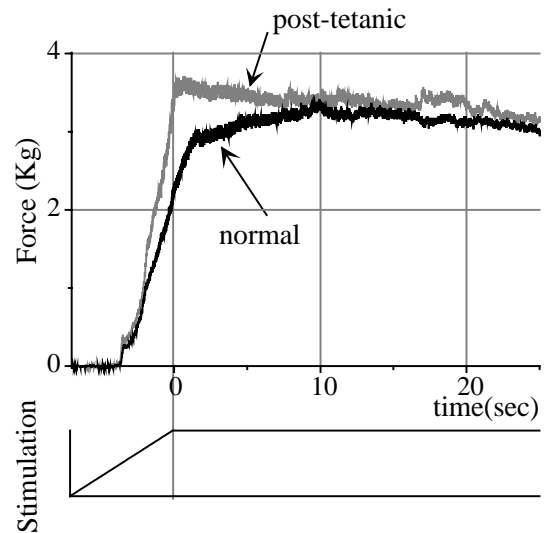


図6 筋の強化現象への強縮刺激の影響 .

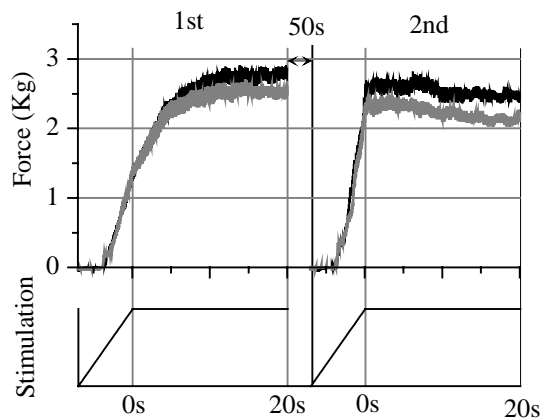


図7 筋の強化現象への連続刺激の影響 .

強化現象の程度が小さくなり、筋張力が最大に達するまでの到達時間も短くなることが確認され、強化現象が周波数依存性を有することが明らかになった。また、臨床で使われている刺激周波数である20Hzの場合、強化現象の程度は15～16%で、最大筋張力までの到達時間も5～7secであった。これは健常被験者での結果であるが、臨床でもこのような強化現象が生じている可能性が高いと思われる。したがって、強化現象を良く理解すること、さらにそのモデルによる予測を立てることは非常に重要であると思われた。

刺激履歴依存性に関する実験結果を図6、7に示す。図6は、50Hzの強縮刺激の前(normal)と後(post-tetanic)の発生張力を示す。この結果から、強縮刺激後は、筋の強化現象が観察されないことが明らかになった。また、図7は、50sの間隔で2回の刺激を行った場合であり、同一の実験を2回繰り返した結果を示している。1回目の張力強化(1st)に対して2回目(2nd)はほとんど強化現象が見られず、最初から大きな筋張力を示すことが明らかとなった。これらのことから、強化現象は刺激の履歴に大きく依存し、一度強化された筋はその状態をしばらく維持すること、また、その間は強化現象が起こらないことが推察された。これらの結果は、FESへの利用を目的とする筋モデルが強化現象を再現できる必要があることを示す。

2 フェーズ以降

派遣研究員である巖 光文氏の退職に伴い、「-a(1) インテリジェント FES/ TES システムの構築」に統合して研究開発を進める。FES/ TES システムのインテリジェント化との関連から、刺激データの自動生成ならびに患者毎の最終調整の方法について研究を進めるとともに、フィードバック制御の目標動作軌跡の生成などにおいても筋・骨格モデルを利用することを検討する予定である。この場合、特定の患者を表現するモデルも重要であるが、より多くの動作を再建できるように、これまでのFESの臨床応用で利用されてきた標準刺激データを作成するという観点での研究にも着目する。そのためには、簡略化した筋・骨格モデルの利用可能性と全身のモデルの構築、さらには、標準となる刺激データや目標動作軌跡を自動で生成する際に利用する最適化手法、あるいは最適化のための評価や拘束条件などを検討する必要がある。