小指外転筋の筋電と筋音を用いたシステム同定

○内山孝憲　加藤崇弘　（慶應義塾大学）

System Identification of Abductor Digiti Minimi Muscle using Electromyogram and Mechanomyogram

∗T. Uchiyama and T. Kato (Keio University)

Abstract− The purpose of this study is to propose a method to estimated muscle stiffness using electromyogram (EMG) and mechanomyogram (MMG). The participant was instructed to generate twitch like abduction force of the digiti minimi muscle. The EMG was measured with disposabel Ag-AgCl surface electrodes and the MMG was measured with a capacitor microphone. The envelope of the EMG (hEMG) was extracted using Hilbert transformation. The transfer function from the hEMG to the MMG was identified. The natural frequency of the transfer function, as an index of the muscle stiffness, was calculated. The natural frequency were close to that estimated from the evoked MMG.

Key Words: system identification, mechanomyogram, electromyogram

1　はじめに

ヒトは滑らかで巧みな運動を行うことができる．これは，筋が単に力を発生するだけではなく，粘弾性を有しているからである．筋の粘弾性を調べるために，手や足の筋を対象として，ランダムな摂動を加える [1]，あるいはランプ状の伸展を加える [2] などの様々な計測がおこなわれてきた．我々は，筋に電気刺激を与えて誘発される筋音（筋が収縮するときに皮膚表面で観測される振動; MMG）を計測し，電気刺激を入力とし筋音を出力とするシステムを同定して，伝達関数の極から固有周波数を推定してきた [3, 4, 5]．固有周波数は，筋をバネ・マス・ダンパで構成される 2 次遅れ系とみなすとき，バネ定数（スティフネス）の平方根に比例する．したがって，固有周波数を筋のスティフネスの指標にすることができる．ところで，従来の方法 [3, 4, 5, 6] では，電気刺激を用いるので電気刺激装置を必要とする．電気刺激装置を用いる代わりに，対象者自身が随意運動を行い，そのときの筋電（EMG）を入力としてシステム同定を行うことができれば，電気刺激装置が不要であり，様々な運動を行っているときの筋の粘弾性の推定に応用することが期待できる．そこで本研究では，単収縮様に力を発生するときの筋電と筋音から，筋のスティフネスを推定する方法を提案する．

2　方法

2.1　計測

小指外転筋を単収縮様に収縮させたときの EMG と MMG を計測した．対象者を 8 名の健常男性（22–24 歳）とした．計測システムの写真を Fig. 1 に示す．EMG の計測には，銀・塩化銀表面電極（ビトロード F-150S, 日本光電）を用いた．電極を，小指外転筋の筋腹付近で，小指外転筋が強く収縮する位置に貼付した．EMG を筋電アンプ（EMG-250，原田電子工業）で帯域 10–1,000 Hz で 500 倍に増幅した．MMG の計測には，空気室付きのコンデンサマイクロフォン（MX5072D，プリモ）を用いた．コンデンサマイクフォロンで計測される MMG は，皮膚表面の変位であることが報告 [7] されている．コンデンサマイクロフォンの空気室は内径が 5 mm で高さが 6 mm である．本研究で使用したコンデンサマイクロフォンは，0.5–3,000 Hz でフラットな特性を有する．コンデンサマイクロフォンで計測した信号を，通過帯域 0.16–100 Hz のバンドパスフィルタに通し，増幅した（ゲイン 3 倍）．空気室をリング状の両面テープで小指外転筋の皮膚に固定した．EMG と MMG をサンプリング周波数 10 kHz で AD 変換（cRIO-9215, ナショナルインスツルメンツ）した．

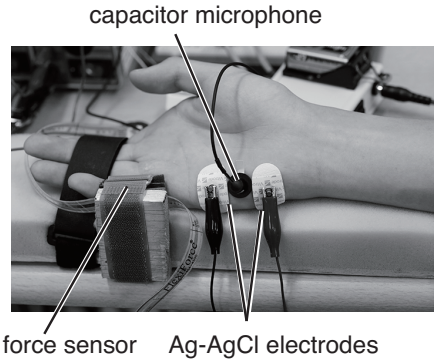

Fig. 1: Experimental setup

対象者は，10 s の計測時間中に，対象者の任意のタイミングで単収縮様に力を 1 回発揮した．対象者には，PC の画面に表示されている目標値に合わせるように単収縮様に力を発揮するように指示した．目標値は，最大随意収縮力（Maximum Voluntary Contraction; MVC）の 10，30，50 および 70%とした．目標値を変化させることは，運動単位の動員を変化させることに対応する．

また，従来のように電気刺激によって誘発された MMG を計測した．電気刺激は単極性矩形波パルスとし，パルス幅 500 μs で刺激強度を最大上とした．電気刺激の回数は 30 回とした．

2.2　解析

1 個の活動電位が筋線維を伝わるとき，筋線維は単収縮する．本研究では，EMG を双極誘導で計測したので，1 個の活動電位が二相性あるいは三相性の信号として計測される．EMG は，筋線維を伝わる多数の活動電位を計測したものであるから，EMG の包絡線を抽出した．包絡線の抽出には，Hilbert 変換を用いた．

EMG の包絡線を入力とし，MMG を出力とするシステムを，部分空間法（subspace-based state space

17PR0002/0000-0845 © 2017 SICE

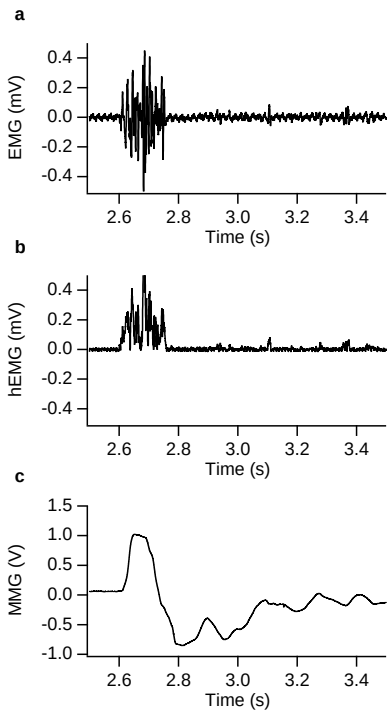

Fig. 2: Typical examples of EMG and MMG (70%MVC). a: raw EMG, b: envelope of EMG (hEMG), c: MMG

model identitication method）を用いて 3 次系の伝達関数として同定した．計算には，MALTAB（Math Works Inc.）の system identification toolbox を用いた．

電気刺激によって誘発された MMG のシステム同定には，誘発された MMG をインパルス応答とみなして，特異値分解法を用いた．このとき，30 個の誘発 MMG を電気刺激をトリガとして同期加算平均したものを用いた．

同定したシステムの伝達関数を，計測系の伝達関数である 1 次系と，バネ・マス・ダンパモデルで近似される筋の伝達関数である 2 次系の積に分解して，2 次系の伝達関数の固有周波数を求めた．固有周波数の収縮レベル依存性を調べた．

3 結果

3.1 EMG と MMG

EMG と MMG の一例を Fig. 2 に示す．これらの信号は，収縮レベルの目標値が 70% MVC のときのものである．上図 **a** は，計測された EMG である．単収縮様に力を発揮するように指示したので，バースト状の EMG が計測された．中図 **b** は，上図 **a** の EMG の包絡線である．以降，hEMG と記す．下図 **c** は，このときに計測された MMG である．本研究では，MMG の計測にコンデンサマイクロフォンを用いたので，MMG を電圧で示す．第 1 陽性ピークに続いて，ゆっくりと変化する第 1 陰性ピークが計測された．この波形は，電気刺激を用いて単収縮を行わせたときに変位で計測される MMG に観測される特徴に類似していた．しかし，陰性ピークには高い周波数の振動が重畳した．

EMG は，収縮レベルが高くなるにつれて振幅が増加した．しかし，MMG は収縮レベルが高くなっても，必ずしも振幅は増加しなかった．

3.2 システム同定

hEMG を入力とし，MMG を出力するシステムを同定し，そのシステムに hEMG を入力して得られた MMG の近似値の一例を Fig. 3 に示す．上図 **a** から **d** の順に，収縮レベルの目標値を 10% MVC, 30% MVC, 50% MVC および 70% MVC にしたときの計測値と，同定したシステムの出力（近似値）である．計測値と同定したシステムの出力の間には，多少の差はあるものの (特に **a** では差が大きい)，いずれの収縮レベルでも概ね同定したシステムの出力（実線）で計測した MMG（点線）を近似できた．

従来の電気刺激を用いる方法で計測した MMG についてシステム同定して得られた MMG の近似値を Fig. 3 **e** に示す．電気刺激を用いると，同期加算平均によって SN 比を向上させることができるため，陰性ピークが滑らかである．SN 比が高いため，単収縮様の随意収縮より，同定したシステムの出力で計測値を良好に近似できる．また，電気刺激によって，運動単位が活動するタイミングをそろえて動員されるため，第 1 陽性ピークは随意収縮に比べてピークの幅が狭く鋭い．

3.3 収縮レベルと固有周波数

単収縮様の収縮力を 10，30，50 および 70%に変化させたときの固有周波数（8 名の被験者の平均値と標準偏差）を Fig. 4 に示す．実線は，回帰直線（R^2=0.91）である．収縮レベルの増加にともなって固有周波数が高くなった．このことは，サイズの原理にしたがって運動単位が動員されるとき，筋のスティフネスが高くなることを示す．しかし，全ての被験者が収縮レベルの増加にともなう固有周波数の増加を一様には示しておらず，また標準偏差が平均値に対して大きかった．

従来の電気刺激を用いる方法で計測した誘発 MMG についてシステム同定したときの固有周波数は，4.4±1.4 Hz であった．固有周波数の平均は，単収縮様の随意収縮と同程度で，標準偏差は小さかった．

4 考察

4.1 EMG と MMG

収縮レベルの増加に伴い，EMG の振幅は増加したが，MMG の振幅は必ずしも増加しなかった．EMG は，筋の活動レベルを反映する信号であり，その振幅は収縮力に対して比例的に変化することが知られている．一方，MMG では，ランプ状に力を増加させる場合には，ある収縮レベルを超えると，振幅が増加しなくなり，やがて収縮レベルが高くなると振幅が減少することが報告 [8] されている．これは，高い収縮レベルでは，個々の筋線維の収縮による MMG が融合し，また筋の内圧の増加やスティフネスの増加によって，振幅が小さくなる [8] と考えられている．本研究で用いた単収縮様の収縮では，ランプ状の力発揮に比べると短時間ではあるものの，電気刺激を用いる収縮と比較すると， Fig. 2 に示したようにバースト状の EMG が計測されており，筋の活動は長く続く．ランプ状の力発揮と同様に，MMG の融合と，内圧およびスティフネスの増加によって振幅が大きくならなかったものと考えられる．

4.2 システム同定

電気刺激を用いない本研究では，Fig. 2 **c** に示したように MMG は第 1 陰性ピークから定常値へ戻る過程

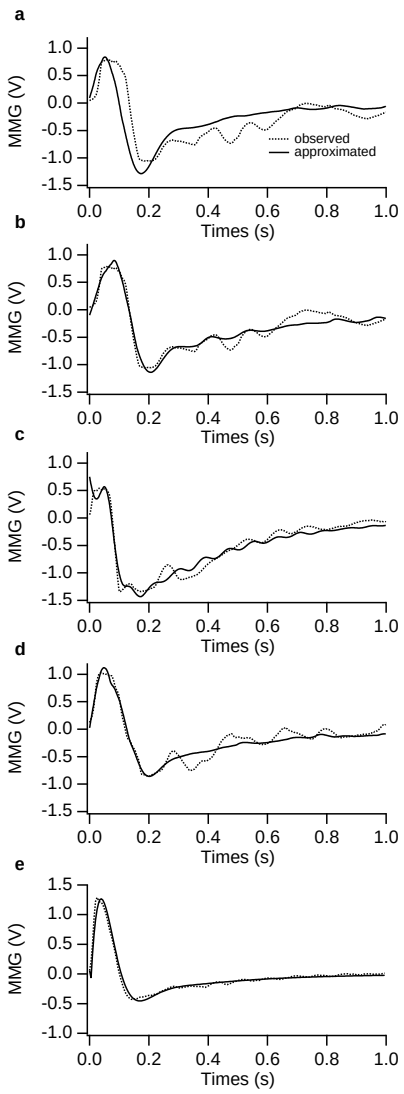

Fig. 3: Observed and approximated MMGs at various contraction levels. a: 10% MVC, b: 30% MVC, c: 50% MVC, d: 70% MVC, e: evoked MMG. Dotted and solid lines denote observed and approximated MMGs, respectively.

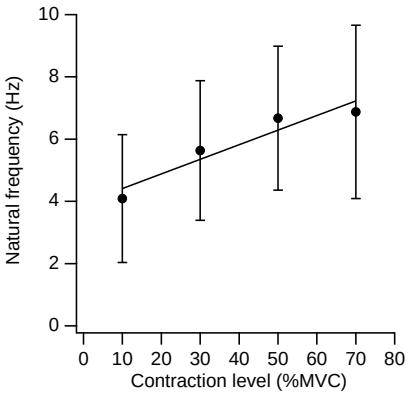

Fig. 4: Relationship between contraction level and natural frequency. Average and standard deviation of the eight participants. The solid line denotes the regression line.

が振動的であった．また，電気刺激を用いる誘発 MMG (Fig. 3 **e**) と比較すると，Fig. 3 **a**–**d** に示したように計測した MMG と同定した伝達関数の出力値の差が大きかった．これらは，従来の電気刺激を用いる方法では電気刺激をトリガとして同期加算平均を行って SN 比を高くしてシステム同定を行うことができたことに対し，電気刺激を用いない本研究では，同期加算平均を用いることができず，1 回の試行の計測値に対してシステム同定を行ったことによると考えられる．電気刺激による誘発筋音をシステム同定の出力に用いる場合には，自転車漕ぎ運動中のように筋が固定されていない場合でも，MMG は滑らかに変化し，計測値を同定した伝達関数の出力値で良好に近似できる [4]．

本研究では，単収縮様の随意収縮を対象とした．これは，従来の電気刺激を用いる方法では電気刺激による単収縮時の筋音を計測していると考えることができるからである．しかし，単収縮様の随意収縮では，電気刺激を用いる場合に比べて MMG の SN 比が低く，システム同定法を適用して求めた固有周波数のばらつきが大きくなった．SN 比を向上させるためには，単収縮様の収縮ではなく，筋の性質が変化しない条件下で，長い時系列データを取得する必要がある．

4.3 収縮レベルと固有周波数

本研究では，筋のスティフネスの指標として固有周波数を用いた．固有周波数は，Fig. 4 に示したように，収縮レベルの増加とともに増加した．このことは，サイズの原理に従って運動単位が動員される随意収縮において，収縮レベルの増加とともにスティフネスが増加することを示す．従来の電気刺激を用いる方法では，電気刺激が加わりやすい運動単位から活動するため，刺激の強度を変えてもサイズの原理に従う運動単位の動員を行うことができなかった．これは，電気刺激を用いる場合には，刺激電極に近く，電流が流れやすい，大きな運動単位から動員されやすいからである．

固有周波数の標準偏差が大きいことについては，前節で述べた様に，計測条件を検討する必要があると考えられる．

5 まとめ

単収縮様の随意収縮を対象として，EMG を入力とし MMG を出力とするシステムを同定し，筋のスティフネスの指標である固有周波数を推定した．単収縮様の随意収縮でも，従来の電気刺激を用いる方法と同程度の固有周波数を推定できた．また，収縮レベルと固有周波数の関係を調べた．固有周波数は，収縮レベルの増加とともに増加した．このことは，サイズの原理に従って運動単位が動員されるとき，スティフネスが増加することを示す．随意収縮を対象とする場合，電気刺激を用いる方法と異なり，システム同定に用いる信号の SN 比を同期加算平均によって向上させることができない．対象者が再現性よく行うことができ，しかも筋の力学的性質が変化しないと考えらえる条件で取得したデータを用いてシステム同定を行う必要がある．このことは今後の課題である．

参考文献

1) A. Ishida, T. Masuda, H. Inaoka, Y. Fukuoka: Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances, Medical and Biological Engineering and Computing, **46**-3, 231/221 (2008)

2) V. S. Gurfinkel, Y. P. Ivanenko, Y. S. Levik: Muscle resistance to slow ramp weakly depends on activation level, Neuroscience, **80**-1, 299/306 (1997)

3) T. Uchiyama, T. Tamura, System identification of mechanomyogram at various levels of motor unit recruitment, SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration, **7**-6, 321/326 (2014)

4) T. Uchiyama, K. Saito, K. Shinjo, Muscle stiffness estimation using a system identification technique applied to evoked mechanomyogram during cycling exercise, Journal of Electromyography and Kinesiology, **25**-6, 847/852 (2015)

5) T. Fukawa, T. Uchiyama, System identification of evoked mechanomyogram to clarify lower limb muscle stiffness in treadmill walking, Advanced Biomedical Engineering, **5**, 1/6 (2016)

6) C. Orizio, M. Solomonow, B. Diemont, M. Gobbo M, Muscle-joint unit transfer function derived from torque and surface mechanomyogram in humans using different stimulation protocols, Journal of Neuroscience Method **173**-1, 59/66 (2008)

7) M. Watakabe, K. Mita, K. Akataki, K. Itoh, Mechanical behavior of condenser microphone in mechanomyography Medical and Biological Engineering and Computing, **39**-2, 195/201 (2001)

8) K. Akataki, K. Mita, M. Watakabe, K. Itoh, Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle, European Journal of Applied Physiology **84**-1-2 19/25 (2001)