解　説

筋音図の概要

三田勝己[1†]
[1]星城大学大学院

要旨：筋音図は筋収縮にともなって体表面上に発生する微細振動を記録した信号である．この信号は筋の電気的な活動を示す筋電図と割符の関係にあり，筋の機械的活動を反映する．本稿「筋音図の概要」ではまず本特集の全体の流れを紹介し，次に，Grimaldi による筋音図の発見とその後の研究小史，筋音図に関する用語の歴史的変遷と現在の用語「筋音図，Mechanomyogram (MMG)」，筋音図の発生機序に関する 2 説について紹介した．また，筋音図を理解するうえで最も重要な基本特性である運動単位の動員数，タイプ，発火頻度と筋音図との関わりを解説した．

キーワード：筋音図，研究史，用語，発生機序，運動単位活動様式

1. はじめに

筋線維（筋細胞）は運動神経からの刺激を受けて活動電位を発生し，これをトリガーに収縮し張力を発生する．この電気的活動から機械的活動への一連の連鎖反応は興奮収縮連関と呼ばれる．多数の筋線維によって生じた張力は一つに統合され，身体活動を遂行する駆動源いわゆる筋力となる．体表面上から導出した筋電図（Electromyogram, EMG）は多数の筋線維の活動が重畳した波形であり，筋の電気的活動を反映することは周知のところである．一方，筋音図（Mechanomyogram, MMG）と呼ばれ，筋の機械的活動と関連した体表面の微細振動が 25 年程前から注目されるようになってきた．すなわち，筋線維は収縮すると長軸方向に短縮し，同時に側方へ膨大したり揺れを生じる．これが一種の圧波を発生させ，体表面へ伝搬して微細な振動を起こす．この微細振動を加速度計やマイクロフォンを貼付して記録した信号が筋音図である．本特集では筋音図の基礎と応用に関する話題を下記の 7 編に大別し，各話題の先端研究者たちが解説する．特に本稿では，筋音図の発見の経緯，用語の変遷，発生機序について概説し，次に，筋音図を理解するうえで最も重要な基本特性を解説する．

Ⅰ．筋音図の概要
Ⅱ．筋音図の計測と処理
Ⅲ．随意収縮時の筋音図特性
Ⅳ．誘発収縮時の筋音図特性
Ⅴ．筋疲労評価への筋音図の応用
Ⅵ．臨床医学への筋音図の応用
Ⅶ．体力科学への筋音図の応用

なお，著者らはこれまでにも筋音図に関する以下の総説・解説を発表してきたが，本特集でもこれらの一部を引用・改変した．

赤滝久美，三田勝己：筋音による筋収縮過程の推定，BME, 8(11), 30-38, (1994)
三田勝己：筋音図，宮村実晴 (編)：新運動生理学 (上巻), 109-119, 真興交易 , (2001)
三田勝己：筋音図法の基礎と応用 (1) 概要と計測・解析，臨床脳波 , 44(8), 532-542, (2002)
三田勝己：筋音図法の基礎と応用 (2) 誘発筋音図と筋の機械的特性，臨床脳波 , 44(9), 595-607, (2002)
三田勝己：筋音図法の基礎と応用 (3-1) 随意収縮における筋音図，臨床脳波 , 44(10), 669-674, (2002)
三田勝己：筋音図法の基礎と応用 (3-2) 随意収縮における筋音図，臨床脳波 , 44(11), 729-736, (2002)
三田勝己：筋音図法の基礎と応用 (4) 臨床医学への応用，臨床脳波 , 44(12), 795-804, (2002)
三田勝己：筋音図の計測と解析の基礎，運動・物理療法，13(2), 80-97, (2002）
三田勝己：筋音図法の概要 - リハビリテーション医学における新しい筋機能評価の可能性，リハビリテーション医学 , 40, 750-756, (2003)
三田勝己：筋音図法による神経筋疾患の新しい診断・評価，リハビリテーション医学，41, 628-636, (2004)
赤滝久美，三田勝己：筋音図法の基礎，臨床脳波 , 50(11), 649-656 (2008)

2. 筋音図の発見

人差指を耳に入れて栓をし，コブシを握ると，低い小さな轟き音が聞こえる．この音は地鳴りのような，あるいは，遠くで雷が鳴るような音である．周りが静かな環境であったり，両耳をそのようにすると，よりはっきりと聞くことができる．この現象は 1665 年イタリア・ボローニアの修道士で科学者でもあった Grimaldi によって報告された[1)]（図 1）．彼は自身の遺稿集「光と色と虹の物理学（Physico-mathesis de lumine, coloribus et iride）」の中で，この轟き音を

2012 年 10 月 4 日受付
† 〒 476-8588 愛知県東海市富貴ノ台 2-172
星城大学大学院
三田 勝己
E-mail : mita@seijoh-u.ac.jp

身体運動にともなって動物精気が体内を駆け巡るためと解釈した．後年になって，この音の起源は筋が収縮する際に発生する微小な振動によることが明らかにされた[2]．周知のごとく，筋が力を発揮しようとすると，その強さに応じた数の筋線維が活動し，長軸方向に収縮したり弛緩したり，また，側方向にも膨らんだり緩んだりする．こうした筋線維の変形が周りの組織に伝わり，体表面にも小さな振動を発生させる．本節の冒頭に述べたように，指で耳栓をすると筋から発生した振動が指を伝って聞こえたのである．これが筋音図発見の経緯であり，最初の記述といわれている．

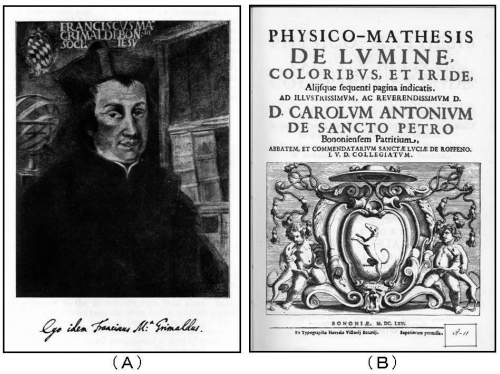


図 1　(A) Francesco Maria Grimaldi (1618 〜 1663) の肖像（Mach, E. (English translated by Anderson, J.S. and Young, A.F.A.): The Principles of Physical Optics (1926) より引用）. (B) Physico-mathesis de Lumine, Coloribus, et Iride (1665) の原本内表紙.

筋音図は Grimaldi の没後 1 世紀半の間全く顧みられることはなかったが，19 世紀に入り Wollaston[2] によって再び陽の目をみた．彼は筋音図の周波数を推定するためにユニークな比較実験を行っている．その実験は馬車をロンドンの石畳の通りで走らせ，その轟きが筋音の音色と一致するまで様々な速度で走らせるというものであった．その後，Herroun and Yoe[3] や Schafer et al.[4] の報告がみられるが，19 世紀の筋音図研究は散発的であった．また当時は信号を記録するトランスデューサや計測・解析技術が十分でなかったため，現在からすれば筋音図に関する知見には不完全なものもみられる．

筋音図の本格的な研究が始まるのは，Grimaldi の時代から 300 年後の 20 世紀後半，特に 1985 年以降であり，今もって神経筋の専門家の間でもその用語すらあまり知られていないのが現状である．これ程までに筋音図の発展が遅れた理由はトランスデューサを含めた標準的な計測システムが国内外ともになかったこと，また，この信号を処理・解析する固有の数理解析法やソフトウエアが整備されていなかったことである．そのため筋音図を利用できるのは技術的な知識をもち，自分自身で装置をセットアップできる少数の研究者に限られてきた．我々はこれまで蓄積してきた技術的なノウハウをもとに標準筋音計の仕様を決定し，医用電子機器メーカと協力して開発を行ってきた[5]．現在，この装置は一般に入手できる状況にあり，詳細は†1（株）メディセンスから得られる．

3. 筋音図に関する用語

筋音・筋音図に関する用語は，当初指や聴診器を使って耳できいたり，マイクロフォンを使って導出したことから「音」としての意味合いが深い．つまり，

acoustic myogram (AMG)
phonomyogram (PMG)
soundmyogram (SMG)
muscle sound
muscular sound (MS)

などの用語が使われている．また，筋の振動という機械的な現象であることを表すために，

accelerometermyogram (AMG)
vibromyogram (VMG)
muscle vibration

といった用語も使われてきた．また，Orizio et al.[6]，Barry and Cole[7]，Stokes and Dalton[8] はこの現象を muscle sound と呼び，これを記録したものを sound myogram や acoustic myogram として区別して扱っている．このように研究者間で使われる用語はまちまちであった．

1990 年代に入り，用語を統一しようとする動きが起きた．そこでは Orizio[9] が以下のような提案を行った．すなわち，この振動現象の主要な周波数成分がヒトの可聴域以下に存在することを考えた時，acoustic myogram，phonomyogram，soundmyogram など「音」と関連した用語は適当でないとした．また，accelerometermyogram という表現はトランスデューサを強調しすぎる．vibromyogram は筋の振動を表現する意味で有力な候補となったが，筋紡錘の活動と関連した緊張性振動反射 (tonic vibration reflex) による信号と混乱を生じる可能性がある．こうした背景を踏まえ，また筋の機械的な活動を反映する信号という意味を込めて，mechanomyogram (MMG) が提唱されるに至った．現時点で MMG という用語は何れの学会においても正式な用語として承認されていないが，1997 年以降の論文や学会発表のほとんどが MMG という用語を使っている．

一方，日本語の用語として，我々が 1994 年日本 ME 学会誌の総説[10] の中で，筋収縮に起因する微細振動現象を「筋音」，その記録を「筋音図」と呼ぶことを提案し，この用語が一般に使われている．当時は国際的にも mechanomyogram という用語やその背景がまだ浸透しておらず，結果として上述の用語となってしまった．しかし，mechanomyogram を直訳すれば「筋機図」となるが，そのような信号の特性を反映した用語に改定すべきかもしれない．

4. 発生機序

筋音図の発生メカニズムとして主要な 2 つの説が提唱されている．第 1 の説[11,12] は，筋線維が収縮する際に長軸

†1（株）メディセンス（http://www.medisens.co.jp/）

方向に短縮すると共に，その径が側方へ拡大変形（lateral expansion）し，その結果発生する一種の圧波（pressure wave）に起源をもつ（図 2(A)）．多数の筋線維の圧波が時空間的に集合した波形を体表面上で記録したものが筋音図である．第 2 の説 [13,14] は，リンゲル液中の摘出筋を単収縮させた時に，互いに反対側に置いた 2 つのトランスデューサ（水中マイク）出力から 180[度] の位相差をもつ振動信号が得られたことに基盤をおく（図 2(B)）．つまり，筋音図は筋の中心部位の粗大な横方向の動き（gross lateral movement of muscle）によって発生するという説である．これら 2 つの説のいずれもが筋音図の発生に関与すると示唆されているが，未だ確たるメカニズムは明らかでない [12]．いずれにしても，筋音図は筋の電気的活動に対応した機械的活動（mechanical counterpart of myoelectrical activity）を反映し，筋電図とともに筋収縮に関する機能情報を筋線維レベルで提供しうる重要な信号である．

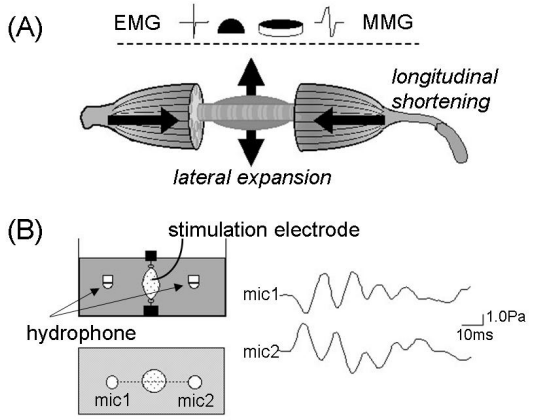


図 2　筋音図の発生機序．(A) 筋線維の側方への拡大変形説と，(B) 筋の粗大な横方向への動き説．(Barry 1987 より引用，改変) [13].

5. 基本特性

筋音図の基本特性を理解するために，まず運動単位の活動様式を考える．筋収縮の最少機能単位は運動単位であり，それは脊髄の運動神経細胞とこれに支配される複数の筋線維群から構成される．筋が発揮する力は，運動単位の (1) 動員数，(2) タイプ，(3) 発火頻度の 3 つの要因によって規定される．力発揮時のこれら 3 つの要因の関わり合いは運動単位活動様式（motor unit activation strategy）と呼ばれている．筋音図の基本特性は，運動単位の活動様式と関連して，以下の 3 つをあげることができる．

(1) 運動単位の動員数（筋線維の活動数）に伴って，筋音図は大きくなる．
(2) 速筋線維が発生する筋音図は遅筋線維よりも大きい．
(3) 運動単位の発火頻度（筋線維の収縮頻度）が高くなるに伴って，筋音図は小さくなる．

5.1 特性 1：運動単位の動員数

運動単位の動員数と筋音図の関係が三極カフ電極を使ったネコの内側腓腹筋の電気刺激実験によって明らかにされている [15]（図 3(A)）．方法の詳細は割愛するが，この電気刺激法は運動単位の動員数と発火頻度を独立に調節できる．図 3(B) は発火頻度をパラメータとして運動単位の動員に伴う筋音図と筋電図の振幅変化を示している．横軸は刺激時間を示しており，そこでは運動単位が順次動員されている（厳密にはその数が直線的に増えているのではない）．動員される運動単位の数が増えると発揮される力は増大し，筋音図および筋電図も大きくなることが示されている．

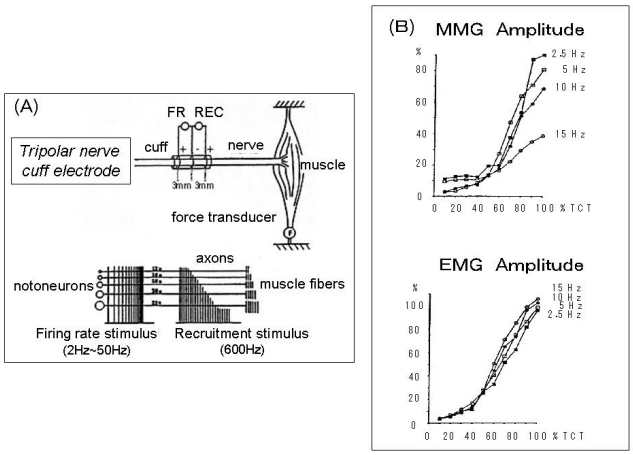


図 3　(A) 三極化カフ電極による運動単位の動員数と発火頻度を独立に制御できる電気刺激法．(B) 猫の内側腓腹筋を対象に，運動単位の動員にともなう筋電図と筋音図の振幅変化．(Orizio et al. 1993 より引用，改変) [15]

5.2 特性 2：運動単位のタイプ

運動単位のタイプは支配される筋線維の種類（遅筋線維あるいは速筋線維）によって遅筋型運動単位と速筋型運動単位に大別される．速筋線維は遅筋線維に比べて発生張力もサイズも大きいことから，速筋型運動単位に起因する筋音図のほうが大きな振幅を示す [16,17]（図 3）．さらに，速筋線維は筋の表層に，遅筋線維は深層により分布するので，体表面までの信号の減衰を考えると，遅筋線維による筋音図のほうがその影響をより受けると思われる．また，速筋線維が発生する筋音図の時間変化は遅筋線維と比べて速く，収縮時間，弛緩時間ともに短時間であることが特徴である（図 4）．従って，速筋線維の筋音図の周波数帯域は遅筋線維よりも広く，より高周波数域に及ぶ．

5.3 特性 3：運動単位の発火頻度

運動単位の発火頻度については，その上昇にともなって力と筋電図は増大するが，筋音図は急激に減少する．このことは筋収縮の融合過程から理解できる（図 5）．すなわち，筋線維に一つの神経パルスが到達するとこれに対応して筋活動電位が発生し，一過性に収縮して力を発生する（単収縮）．神経パルスが連続して加わると単収縮の加重が起こり，単一単収縮力より大きな力を発生する．力はそれぞれの単収縮の間に不完全な弛緩をともなって融合しており，変動

がみられる（不完全強縮）．さらに発火頻度が増大すると個々の収縮が十分融合し，ほとんど変動のない連続した力となる（完全強縮）．筋線維は収縮にともなって側方にも膨大する．運動単位の発火頻度が上昇して収縮が融合するようになると，膨大の変化分は小さくなる．その結果，体表面にむかう圧波の変動分は小さくなり，体表面上で発生する微細振動も小さくなる．筋音図はこの微細振動を記録したものであり，筋線維の側方膨大の変動分を反映する．従って，筋音図は運動単位の発火頻度が高まるにともなって減少するというユニークな性質をもつ[18,19]．この特性は長軸成分である力の変動分とも類似している．一方，筋電図は運動単位の発火頻度が上昇しても融合することはなく，振幅は一定であり，パワーは増大する．この相反的な特性が筋音図と筋電図の最も大きな違いである．

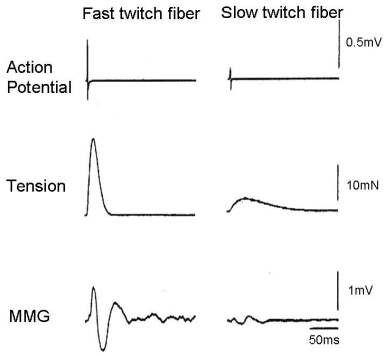


図 4　ラット坐骨神経刺激による単収縮記録．各タイプの単一 MU で記録された誘発活動電位，張力と筋音図．(Bichler 2000 より引用，改変)[17]

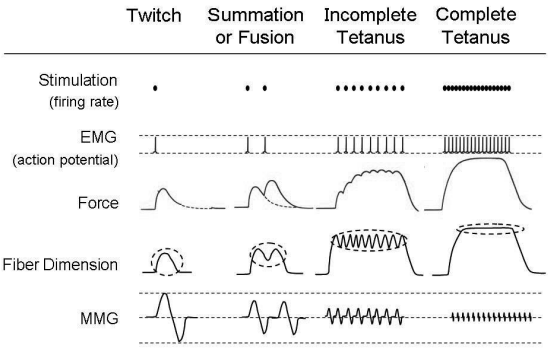


図 5　筋線維収縮の融合過程における筋電図，力，筋線維の形状，筋音図の変化の模式的表現．（赤滝，三田 2008 より引用）[19]

参考文献

1) Grimaldi, F.M.: Physico-mathesis de Lumine, Coloribus et Iride, 338, (1665).
2) Wollaston, W.H.: The Croonian Lecture. Part 1. On the duration of muscular action, Philos. Trans. R. Soc. London, 100, 2-5, (1810).
3) Herroun, E.F. and Yeo, G.F.: Note on the sound accompanying the single contraction of skeletal muscle, J. Physiol., 6, 287-292, (1885).
4) Schafer, E.A., Canney, H.E.L. and Tunstall, J.O.: On the rhythm of muscular response to volitional impulses in man. J. Physiol. 7: 111-117, (1886).
5) 三田勝己 : 筋音図法の基礎と応用 (1) 概要と計測・解析 , 臨床脳波 , 44, 532-542, (2002).
6) Orizio, C., Perini, R. and Veicsteinas, A.: Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man, Eur. J. Appl. Physiol., 58, 528-533, (1989).
7) Barry, D.T. and Cole, N.M.: Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of skeletal muscle, IEEE Trans. Biomed. Eng., 37, 525-531, (1990).
8) Stokes, M.J. and Dalton, P.A.: Acoustic myography for investigating human skeletal muscle fatigue, J. Appl. Physiol., 71, 1422-1426, (1991).
9) Orizio, C.: Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies, Crit. Rev. Biomed. Eng., 21, 201-243, (1993).
10) 赤滝久美 , 三田勝己 : 筋音による筋収縮過程の推定 , 医用電子と生体工学 , BME, 8, 30-38, (1994).
11) Gordon, G. and Holbourn. A.H.S.: The sounds from single motor units in a contracting muscle, J. Physiol., 107, 456-464, (1948).
12) Brozovich, F.V. and Pollack, G.H.: Muscle contraction generates discrete sound bursts, Biophys. J., 41, 35-40, (1983).
13) Barry, D.T.: Acoustic signals from frog skeletal muscle, Biophys. J., 51, 769-773, (1987).
14) Frangioni, J.V., Kwan-Gett, T.S., Dobrunz, L.E. and McMahon, T.A.: The mechanism of low frequency sound production in muscle, Biophys. J., 51, 775-783, (1987).
15) Orizio, C., Solomonow, M., Baratta, R.V. and Veicsteinas, A.: Influence of motor unit recruitment and firing rate on the soundmyogram and EMG characteristics in cat gastrocnemius, J. Electromyograph. Kinesiol., 2, 232-241, (1993).
16) Marchetti, M., Felici, F., Bernardi, M., Minasi, P. and Di Filippo, L.: Can evoked phonomyography be used to recognize fast and slow muscle in man?, Int. J. Sports. Med., 13, 65-68, (1992).
17) Bichler, E.: Mechanomyograms recorded during evoked contractions of single motor units in the rat medial gastrocnemius muscle, Eur. J. Appl. Physiol., 83, 310-319, (2000).
18) Stokes, M.J. and Cooper, R.G.: Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle, J. Appl. Physiol., 72, 1908-1913, (1992).
19) 赤滝久美 , 三田勝己 : 筋音図法の基礎 , 臨床脳波 , 50(11), 649-656, (2008).

三田 勝己（みた かつみ）

1967 年岐阜大学工学部電気工学科卒業．1969 年名古屋大学

医学部生理学教室，1970 年日本電気㈱，1974 年愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所，2004 年川崎医療福祉大学医療情報学科，2008 年星城大学大学院健康支援学研究科，現在に至る．(1) 筋音図の計測技・解析法の開発と筋収縮機構の生理学研究，(2) 障害児・者の在宅ケアを支える ICT システムの開発と情報ネットワーク基盤の構築，(3) 重症心身障害児施設入所者の疾病，障害，生活機能に関する疫学研究などに従事．工学博士．