解　説

筋音図の計測と処理

渡壁　誠[1†]，伊東保志[2]
[1]北海道教育大学教育学部旭川校，[2]愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所

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導出記録した信号である．本稿「筋音図の計測と処理」では，これまでに筋音図の導出記録に使用されてきたトランスデューサを取り上げその特徴について述べた．特に，対応する物理量の明らかな加速度計やレーザー変位計を基準として行われた接触型センサやマイクロフォンによる記録の比較検討を取り上げた．こうした結果から，接触型センサやマイクロフォンが体表面の変位を反映すると考えられることを示した．次いで，筋音図の導出の基本的な要件である導出方法と処理について概説した．トランスデューサの設置方法や筋音図に基本的に施される信号処理についてまとめた．また，導出記録された筋音図の信頼性に関する知見をまとめ，筋音図導出に関わる問題点を指摘した．

キーワード：筋音図，トランスデューサ，信号導出，信頼性

1. はじめに

筋音図 (Mechanomyogram, MMG) 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．体表面から導出された筋音図のトランスデューサの特性による相違はこの生体信号の分析において基本的な問題である．本章では，この物理的な現象の導出記録と基本的な信号の取り扱いについて概説する．はじめに，これまでに筋音図の導出記録に使用されてきたトランスデューサを取り上げ，その特徴について概要を述べ，次いで，信号導出のために必要な基本的な方法と処理について，また導出された筋音図の信頼性について概説する．

2. トランスデューサ

最初に筋音図を電気信号に変換して記録したのは Gordon & Holbourn (1948) である[1)]．彼らは当時の電気蓄音機のピックアップに広く使われていたロッシェル塩クリスタルを利用した．その後電子センサ技術の発展と相まって様々な種類のトランスデューサが使われるようになった．最近使われている主要なトランスデューサはピエゾ接触型センサ，コンデンサマイク，加速度計，レーザー変位計の 4 種類である．

2.1 形状と構造

（1）ピエゾ接触型センサ

Hewlett Packard 社製 21050A 型のピエゾ接触型センサはこれまでの研究報告の約 30 ～ 40% と最も多く使用されてきた．その構造は，1) 測定対象と直接接触するチップ，2) ケースと一体化した重り，3) チップと重りをつなぐ薄い振動板から構成され，振動板にはピエゾ圧電素子が貼付してある（図 1）．圧電素子はその歪み（チップと重りの相対変位）に比例した起電力を発生する．この接触型センサは形状が大きく重量も 100g と重いために体表面を圧迫する可能性があり，上腕や大腿の大きな筋に対して使われ，指などの小さな筋には適さない．測定に際して体表面へ装着するにはゴムベルトで固定したり，リング状の硬質ゴムを利用して両面テープで貼付する．



図 1　ピエゾ接触型センサ（Hewlett Packard 社製 21050A 型）の横断面図，外観，装着状態．

（2）コンデンサマイク

コンデンサマイクは円筒形をしており，その内部には 1) 導電性の振動膜と 2) 背極が互いに絶縁した状態で薄い空隙を挟んで設置してある（図 2）．測定時にはこの両極間に直流電圧を印加する．コンデンサマイクは軽量で，皮膚を圧迫するという問題はない．しかし，通常空気室を介して皮膚振動（筋音図）を検出するために，トランスデューサ全体の構造や装着が複雑になる．

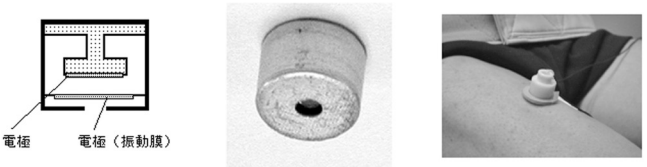


図 2　コンデンサマイクロフォンの横断面図，外観，装着状態．

2012 年 10 月 4 日受付
† 〒 070-8621 北海道旭川市北門町 9 丁目
北海道教育大学教育学部旭川校
渡壁 誠
Tel : 0166-59-1351　Fax : 0166-59-1351
E-mail : watakabe.makoto@a.hokkyodai.ac.jp

（3）加速度計

加速度計は，1) 密閉型のケース，2) その内部の重り，3) それを支える支柱から構成されている（図 3）．ケースの内壁と重りには電極が貼付されており，コンデンサを構成している．測定時にはこの一対の電極に直流電圧が印加され，加速度の変化が容量変化として検出される．加速度計の利点は小型で軽量なものが容易に入手でき，体表面への装着も両面テープで貼付するだけで簡単である．また，物理的な単位（[m/s^2] あるいは [G]）で測定できることは大きな特徴である．しかし，加速度計の欠点は体動などのアーチファクトの影響を受けやすいことである．

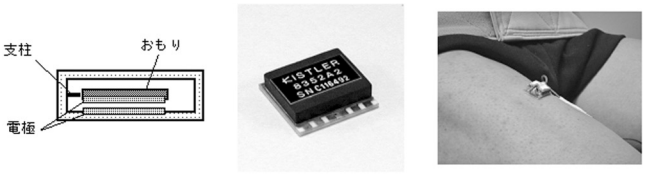


図 3　加速度計の横断面図，外観，装着状態．

（4）レーザー変位計

レーザー変位計は 1) 半導体レーザー，2) レーザー光を集光するレンズ系，3) 物体から反射された光を受け取る CCD で構成されている（図 4）．半導体レーザーから照射されたレーザー光は，非計測物の表面で反射し．CCD で受光される．照射光源からの距離の変化が反射角として CCD 上で計測される．非計測物との相対的距離を計測できるため，加速度計と同様に物理的な単位 [mm] で計測が可能である．トランスデューサの特徴から体動などのアーチファクトの影響を受けやすいが，計測条件によっては非接触型のトランスデューサとして有用であると考えられる．実際いくつかの報告がみられ始め，今後新しい知見をもたらす可能性が期待される [2-4]．

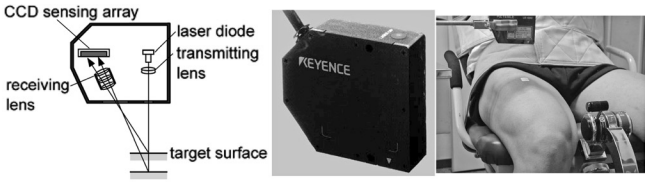


図 4　レーザー変位計の横断面図，外観，計測状態

2.2 物理特性

これらのトランスデューサは振動を検出する機構が異なっており，当然出力される物理量（変位，速度，加速度）にも違いがある．図 5 は電気刺激によって誘発した単収縮時の筋音図を 3 種類のトランスデューサで記録した波形である [5,6]．接触型センサとコンデンサマイクの波形は類似しているが，加速度計の波形は大きく異なっている．また，図 6 は随意収縮時の筋音図を 4 種類のトランスデューサで記録した波形である [4,7,8]．接触型センサ，コンデンサマイク，そしてレーザー変位計で得られた波形は加速度計の波形と周波数成分が異なる．ところが異なったタイプのトランスデューサで導出した筋音図の物理量（単位）を言及しないまま，生理学的解釈や臨床知見が同じ土俵で論じられているのが現状である．

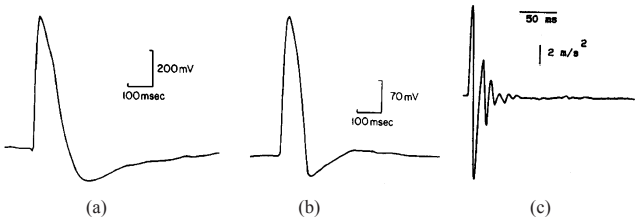


図 5　単一単収縮時の筋音図波形．(a) 接触型センサ，(b) コンデンサマイク，(c) 加速度計による記録．[5,6]

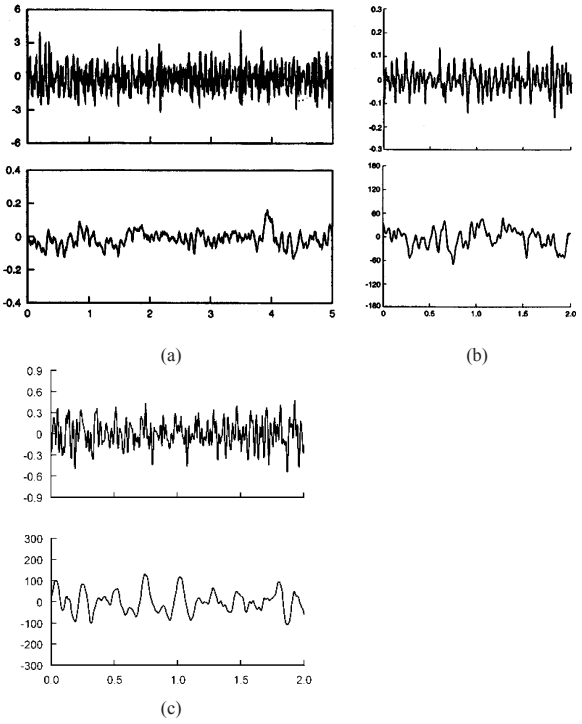


図 6　随意収縮時の筋音図波形．上段は全て加速度計による筋音図であり，下段は (a) 接触型センサ，(b) コンデンサマイク，(c) レーザー変位計による筋音図である．[4,7,8]

Watakabe et al. は，正弦波振動装置を使って 3 種類のトランスデューサの応答を機械的に調べ，接触型センサとコンデンサマイクは変位を，加速度計は加速度を指示することを確認した [7,8]．また，3 種類のトランスデューサを用いて随意収縮時の筋音図計測を行い，加速度計出力の 2 回積分の振幅スペクトルが接触型センサやコンデンサマイク出力のスペクトルと一致することを明らかにした（図 7）．さらに，伊東らはこれらのトランスデューサを一種のサイズモ系とみなし，その物理特性を理論的にも解析した [9]．こうした結果を踏まえ，接触型センサあるいはコンデンサマイクによって得た筋音図は体表面微細振動の変位を，加速度計で記録した筋音図はその加速度を反映すると結論付けることができる．

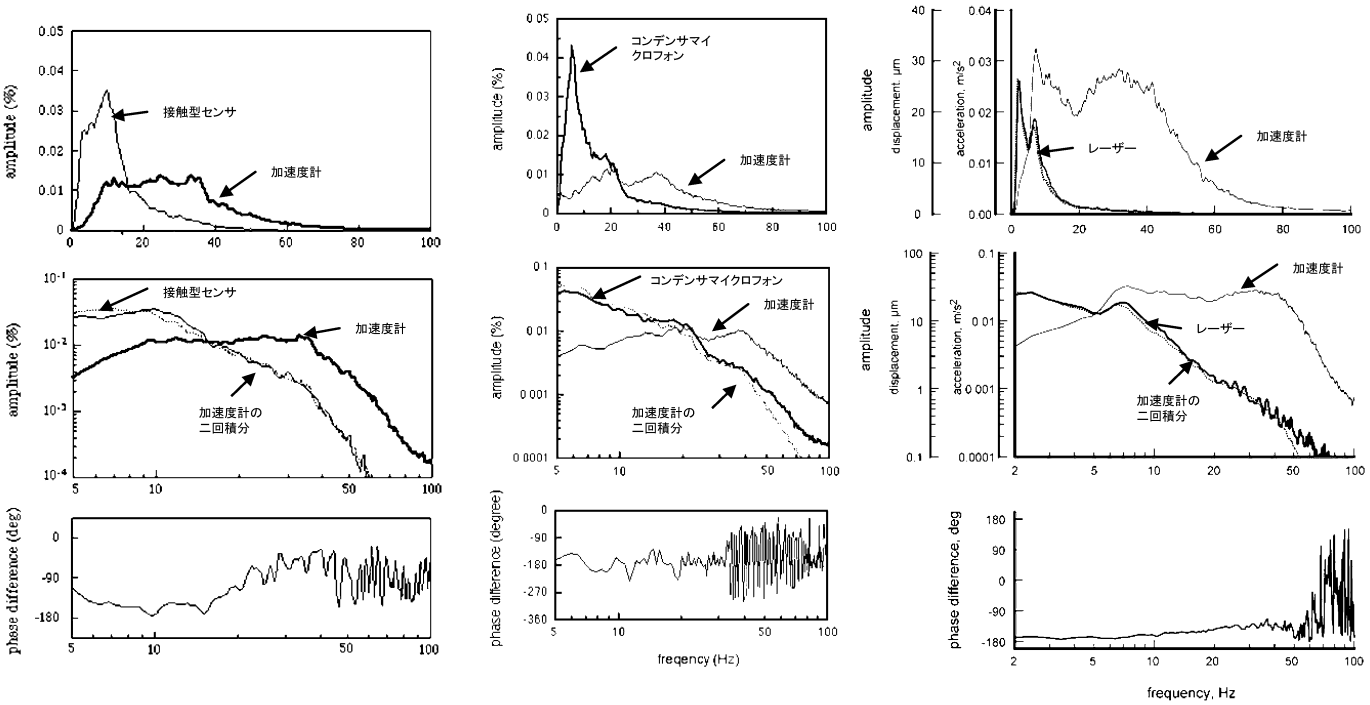


図 7　随意収縮時の筋音図の振幅スペクトル．(a) 加速度計と接触型センサの比較．(b) コンデンサマイクと加速度計の比較．(c) 加速度計とレーザー変位計の比較．上段 : リニアスケールで描いた振幅スペクトル，中段：対数スケールで描いた振幅スペクトル（加速度計出力の二回積分が重畳している），下段：加速度計に対する接触型センサあるいはコンデンサマイク信号の位相差．[4,7,8]

しかし，接触型センサは，体表面に装着する際に接触圧が小さく固定が十分でない場合には，振幅特性や物理特性に違いが生じることが報告されている[7,10]．コンデンサマイクに関しては空気室のサイズが低域の周波数特性に影響を及ぼすことが示されている[8]．空気室のサイズはある程度以上大きくする必要があり，直径 10[mm]，長さ 15[mm] 以上が提案されている（図 8）．また，ある種の振動トランスデューサは，導出した筋音図のスペクトルを観察したところ，周波数によって変位を指示したり速度や加速度を指示することを認められ信頼性に疑義がもたれた．使用するトランスデューサがいかなる物理量を反映するかを予め把握しておくことが重要である．

3. 信号導出と処理

3.1 測定様式

筋音図の測定・記録は，微細な振動を対象とすることから，環境雑音のない静かな部屋で行い，壁や床を通して伝わる低周波雑音の混入にも注意する必要がある．また，姿勢を

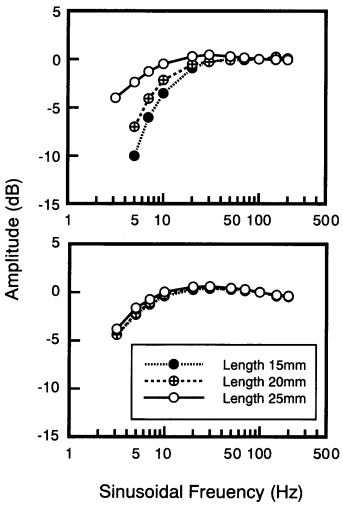


図 8　コンデンサマイクの変位－周波数特性．空気室の直径が (a) 5[mm], (b)10[mm]. 空気室の長さが 15 (●), 20 (⊕), 25[mm] (○)[8].

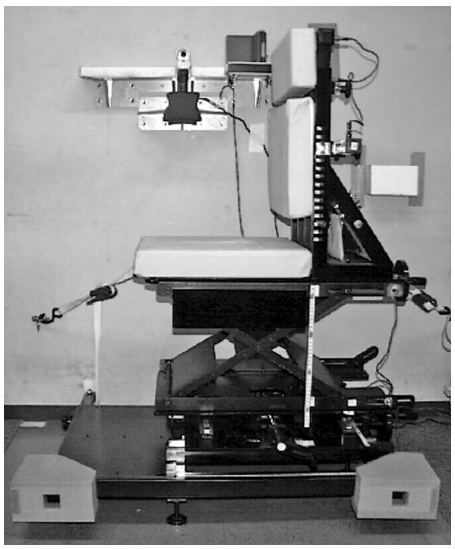


図 9　実験用椅子とトルクセンサ

規定するための椅子や四肢の固定具なども不要な振動を発生しないように強固なものを使用する．図 9 は我々が使用している上腕二頭筋の筋音図を測定するための鉄製の椅子とトルクセンサを含めた肢位の固定装置である．

トランスデューサは加速度計のような小型軽量なものであれば体表面筋腹上に両面テープで貼付する．その際に，トランスデューサのケーブルは柔らかい材質を使用し，またその固定方法にも注意を払い，皮膚振動（筋音図）を妨げないようにする．筋電図と同時記録をする場合には電極間に筋音図トランスデューサを配置するのが一般的である（図 10）．安定した筋音図を測定できる運動（筋収縮）様式は筋および周囲組織の動きが少ない等尺性収縮である．残念ながら，ダイナミックな運動時の筋音図を測定できるトランスデューサは未だ実用化されておらず，今後の重要な課題である．

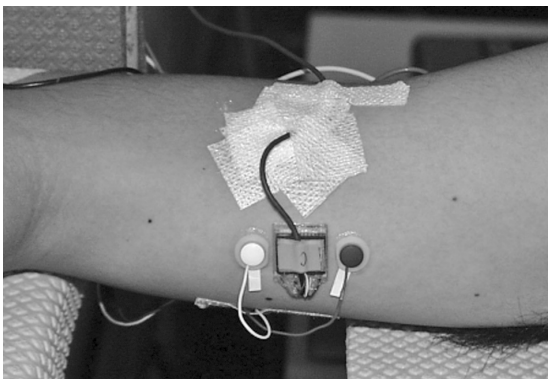


図 10　加速度計と表面筋電図用電極

3.2 フィルタリングおよび増幅

筋音図の周波数帯域はトランスデューサの周波数特性より狭いようである．そのため雑音除去のためのバンドパスフィルタの使用は不可欠である．従来の報告を調べてみると，随意収縮時の筋音図に使われているバンドパスフィルタの低域カットオフ周波数は 2 ～ 5[Hz] が多い．高域カットオフ周波数は 100 ～ 200[Hz] が使用されている．

一方，電気刺激による誘発筋音図は随意収縮の場合より周波数成分が広くなる．Bolton et al. は，低域カットオフ周波数によって筋音図の波形が変化することを示している（図 11）[5]．誘発筋音図用の低域カットオフ周波数は 1 ～ 2[Hz] 以下を選ぶ必要がある．事実，従来の研究でも大半がこの範囲の低域カットオフ周波数を使っている．高域カットオフ周波数は 100 ～ 2,000[Hz] と研究者によって差がある．Barry は，加速度計で測定した単収縮時の誘発筋音図のパワースペクトルから，20 ～ 390[Hz] の間に 90% のエネルギーが存在すると報告している [6]．従って，誘発筋音図の高域カットオフ周波数は 500 ～ 1,000[Hz] を考慮する必要がある．

筋音図の振幅は，10[%MVC] 程度の軽度の随意収縮では加速度で 10[mG] 以下であり，トランスデューサの出力電圧で数 [mV] 程度である．そこで，標準的な筋音図測定器としては，トランスデューサ出力を増幅度 10 倍程度の AC プリアンプに通して数十 [mV] 以上に増幅した後に，バンドパスフィルタによって雑音除去し，その後メインアンプによって記録装置の振幅レベルに適した大きさまで増幅するシステムが提唱される．

我々が開発した装置では，随意収縮時の筋音図の場合，バンドパスフィルタの低域カットオフ周波数を 1[Hz]，高域カットオフ周波数を 250[Hz] とし，その減衰特性を −48[dB/oct] に設定している（図 12）．誘発筋音図の場合には低域カットオフ周波数を 0.1[Hz]，高域を 1,000[Hz] にしている．

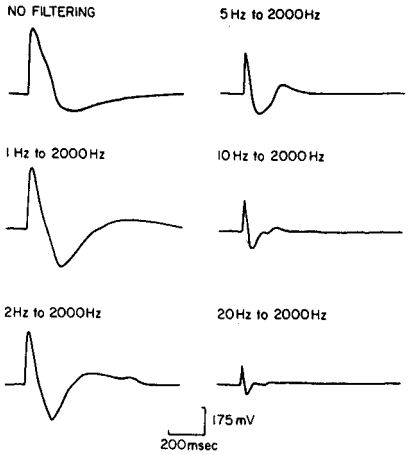


図 11　単一単収縮時の筋音図に対するハイパスフィルタの影響 [5]．

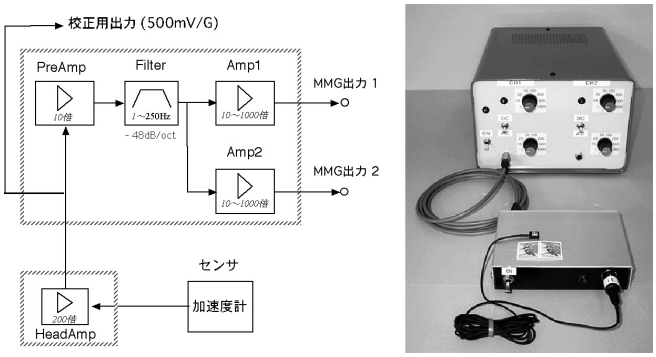


図 12　加速度検出型の筋音計の構成と試作装置

3.3 サンプリング周波数

随意収縮時の筋音図は表面筋電図と同様に不規則信号の振る舞いを示し，そこに含まれる主要な周波数成分は 100 [Hz] 以下である．そこではスペクトル解析を中心とした統計的な信号解析が想定され，信号を数値化するサンプリング周波数は 200[Hz] 以上ということになる．事実，これまでの研究報告でも 250[Hz] あるいは 500[Hz] 近傍のサンプリング周波数が用いられている．また，1,000[Hz] のサンプリング周波数も多くの報告でみられるが，これは筋電図と同時にサンプリングするためであり，筋電図に合わせたためである．

一方，誘発筋音図の場合には信号の時間的な推移が分析対象になることが多く，波形形状を詳細に把握できるように

高いサンプリング周波数が必要である．例えば電気刺激による単収縮時の筋音図の持続時間をみると，加速度計で測定した場合約 70 ～ 110[ms] であり，ピエゾ接触型センサでは 200 ～ 800[ms] というまとめが報告されている [11]．従って，サンプリング周波数は少なくとも 1,000[Hz] 以上が必要であり，従来の報告でも 1,000 ～ 5,000[Hz] が主に用いられている．

3.4 随意筋音図

（1）時間領域における解析

随意収縮時の筋音図の解析で使われるパラメータは時間領域および周波数領域ともに筋電図と類似している．時間領域パラメータつまり平均振幅値としては，RMS 値，整流平滑値，積分値が使われている．

■ RMS 値（root mean squared value）

RMS 値は信号を二乗し，その一定の区間内の平均を求めた後，平方根をとった量である．これを式で表すと，ある時刻 t の RMS 値は以下のようになる．

$$RMS(t)=\sqrt{\frac{1}{2T}\int_{-T}^{T}m^2(t+\tau)d\tau} \qquad (1)$$

$m(t)$：筋音図信号
t：時刻
$(-T,T)$：計算区間

対象とする区間を時間的に移動しながら RMS 値を計算すれば，非定常な筋音図でも RMS 値の時間変化波形が得られる．

■ 整流平滑値（rectified & filtered value）

整流平滑値は信号を全波整流（絶対値を求めること）した後に，ローパスフィルタによって平滑化したものである．ローパスフィルタのインパルス応答関数を h(t) で表すと，整流平滑値は次式で示される．

$$RFV(t)=\int_{-\infty}^{\infty}h(\tau)\left|m(t+\tau)\right|d\tau \qquad (2)$$

■ 積分値（integrated value）

信号の全波整流した後に，ある時間範囲にわたって積分した量である．ところが，整流平滑値を積分値と表現している場合もあるが，厳密には異なる．筋電図について International Society of Electrophysilogical Kinesiology で提唱されている積分値の表現方法 [12] は筋音図でも適用できるので簡単に触れる（図 13）．積分の最も簡単な形は予め規定した時刻から信号の積算を持続するものである．第 2 は一定時間毎に積分操作を初期値（ゼロ）に戻す方式である．これは整流平滑値と類似した波形を示す．第 3 は積分値が一定の閾値に達した時，積分操作をリセットして初期値（ゼロ）に戻す．閾値とリセット回数の積が積分値を与える．

（2）周波数領域における解析

■ 定常な筋音図

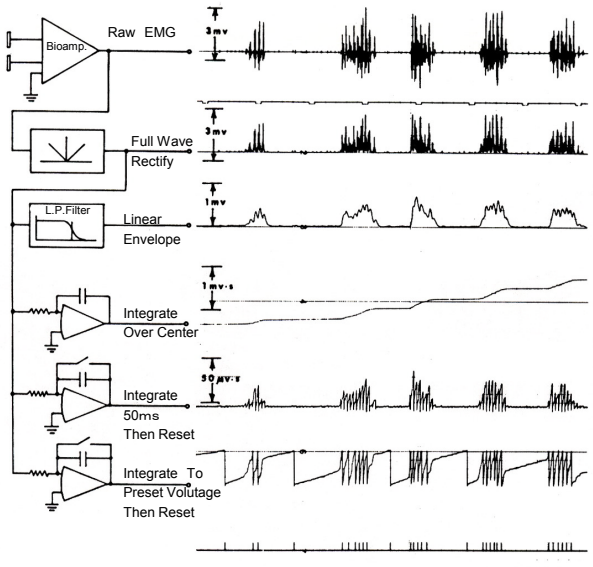


図 13　筋電図法における積分値の表現方法 [12]．

持続性収縮のような定常な筋音図の場合には，FFT 法でパワースペクトルを推定し，平均周波数（mean power frequency: MPF）やメジアン周波数あるいは中央周波数（median power frequency: MDF）が指標として使われている．これら 2 つの周波数パラメータは以下の式で表される．

$$MPF=\frac{\int_0^{\infty}fp(f)df}{\int_0^{\infty}p(f)df} \qquad (3)$$

$$\int_0^{MDF}p(f)df=\int_{MDF}^{\infty}p(f)df \qquad (4)$$

$p(f)$：パワースペクトル密度
f：周波数

平均周波数はスペクトル分布の重心になる．ここで，平均周波数というパラメータがあるにも拘わらず，メジアン周波数を使う理由は，メジアン周波数が高周波数成分に含まれるノイズの影響を受けにくいからである．

■非定常な筋音図

非定常な筋音図に対しては FFT 法のような定常信号のスペクトル推定法が利用できず，時間－周波数解析法を導入しなければならない．随意収縮時の筋音図の時間－周波数解析法としては短時間フーリエ変換（short time Fourier transform: STFT），その二乗値であるスペクトログラム（spectrogram）が使われている [13]．短時間フーリエ変換法は従来の定常信号に対するスペクトル推定法を非定常信号へ拡張したものであり，最も簡単で有用な時間 - 周波数解析法である [14]．原信号を $m(t)$ とすると，次式で表される．

$$STFT(t,\omega)=\int m(t+\tau)h(\tau)e^{-j\omega\tau}d\tau \qquad (5)$$

スペクトル推定は移動窓関数 h(τ)を用いて信号の一部に対して順次行われる．より短い窓関数は急激に変化する周波数特性を正確にとらえるが，周波数分解能は低下する．この時間分解能と周波数分解能の取引はこの方法に常に内在する．従って，解析される信号が準定常な場合にはこの時間－周波数解析法は有効である．

3.5 誘発筋音図

（1）時間領域における解析

神経や筋の電気刺激による誘発筋音図の分析は，単一刺激による単収縮の場合と繰り返し刺激による収縮の場合に分けられる．単収縮時の筋音図は接触型センサやコンデンサマイクで記録すると二相性の波形を示し，加速度計では振動波形を示す（図 5）．何れのトランスデューサによる記録についても，そこでは潜時や持続時間，ピーク振幅が分析パラメータとして使われている．これは誘発筋電図でも使われているパラメータである．一方，繰り返し刺激による収縮では，刺激頻度が速くなるにともなって筋音図の振幅が変化する [15]．そのため，刺激頻度と筋音図の振幅との関係が分析パラメータとして用いられている．

（2）周波数領域における解析

誘発筋音図の周波数領域解析では，通常のパワースペクトルのみならず，高次のバイスペクトル（bispectrum）が使われている [16]．また，誘発筋音図の周波数の時間推移を分析するために，ウィグナ分布法を始め様々な時間－周波数解析法が使われている [14,17-20]．ウィグナ分布 $W(t,\omega)$ は次式で表される．

$$W(t,\omega)=\int r(t,\tau)e^{-j\omega\tau}d\tau$$
$$r(t,\tau)=m(t+\frac{\tau}{2})m^*(t-\frac{\tau}{2}) \qquad (6)$$

この周波数解析法は時間－周波数分解能に優れているが，複数の周波数成分が存在する場合にはクロス項のパワーが表れるという欠点がある．すなわち，複数の周波数成分が存在する場合，$m(t+\tau/2)m^*(t-\tau/2)$ は予測される時間－周波数の自己項(autoterm)のみならず，2 つの項にはさまれた時間－周波数領域いわゆるクロス項(crossterm)においてもパワーが局在する．例えば，2 つの正弦波 $m(t)=e^{j\alpha t}+e^{j\beta t}$ のウィグナ分布は 3 つの時間－周波数密度をもつ：自己項 $\delta(\omega-\alpha)$ と $\delta(\omega-\beta)$，振動的なクロス項 $e^{j(\alpha-\beta)}\delta(\omega-(\alpha+\beta)/2)$．このようなクロス項は自己項に匹敵する大きさをもち，時間－周波数分布の解釈を困難にさせる．しかし，誘発筋音図は信号に含まれる周波数成分が少ないことから利用されている（随意収縮時の筋音図は多くの周波数成分を含んだ不規則信号の挙動を示すので適用外である）．

クロス項その影響を低減するために，指数分布法を始め平滑化自己相関推定量を用いた様々な方法が提案されている．指数分布 $E(t,\omega)$ は次式で表される．

$$E(t,\omega)=\int\left[\int\frac{1}{\sqrt{4\pi\tau^2/\sigma}}e^{-\frac{(u-t)^2}{4\tau^2/\sigma}}\cdot m(u+\frac{\tau}{2})m^*(u-\frac{\tau}{2})du\right]e^{-j\omega\tau}d\tau \qquad (7)$$

σ：スケールファクタ

スケールファクタ σ の大きな値は変化の速い信号に使われ，小さな値は緩やかに変化する信号に使われる．図 14 は強縮刺激によって発生した筋音図をウィグナ分布法，指数分布法（σ =100 と 10）によって時間 - 周波数解析した典型例である．ウィグナ分布法によるスペクトルにクロス項の存在がみられる．指数分布法ではクロス項の減少と分布の広がりがスケールファクタ σ によって調節できる．

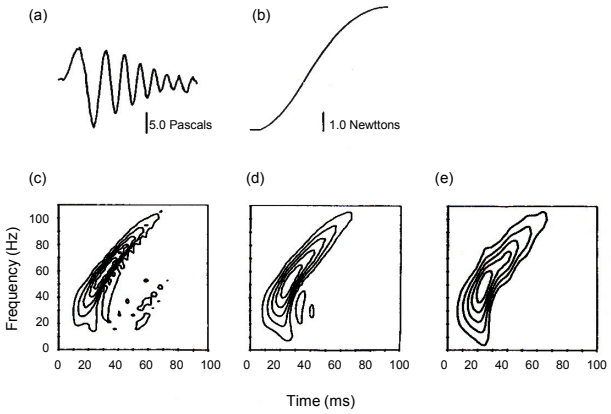


図 14　強縮時の筋音図 [17]（a）と力曲線（b）．下段は筋音図の時間－周波数分布．(c) ウィグナ分布法，(d) 指数分布法 σ =100，(e) 同法 σ =10.

4. 信頼性

4.1 再現性

筋音図の再現性（repeatability）を最初に検討したのは Stokes et al. である [21]．彼らの実験では立位にて体幹を最大レベルまで伸展させ，その後弛緩させる試行を 6 回繰り返すテストセッションを設定し，このセッションを 2 週間かけて 6 回実施している．再現性は，傍脊柱筋から記録した筋音図の振幅（整流平滑値）と力との関係を回帰曲線で近似し，その回帰係数の変動係数（coefficient of variation: CV）から評価している．なお，CV は測定値の平均値（mean）と標準偏差（SD）の比で示され，パーセントで表示される．

$$CV=\frac{SD}{mean}\times 100\quad(\%) \qquad (8)$$

同日に行われた 6 試行から求めた日内 CV（within-day CV）は 23% であり，2 週間にわたる 6 テストセッションから得られた日間 CV（between-day CV）は 39% であった．この再現性は後述する研究報告と比較すると低い（表 1）．それは測定時の姿勢が立位であったために，姿勢安定のための抗重力共同筋の参加が推察され，再現性の低下をもたらしたと思われる．

Lee et al.[22]，Lee & Stokes [23] も傍脊柱筋の積分筋音図の再現性を調べ，それぞれ日内 CV が 6%，日間 CV が 18% とい

表 1　研究報告間の筋音図と筋音図の変動係数（CV: %）の比較

著者	筋	筋音図 日内	筋音図 日間	筋電図 日内	筋電図 日間
Stokes et al. (1988)[21]	傍脊柱筋	23	39	9	21
Lee et al. (1992)[22]	傍脊柱筋	6		5	
Lee & Stokes (1992)[23]	傍脊柱筋		18		11
Akataki et al. (1999)[24]	上腕二頭筋	9	25	10	25

う改善した結果を得ている（表 1）．彼らの実験では腹臥位の状態で上半身を独力で支持した時の傍脊柱筋の筋音図を記録している．ところで，体幹の伸展力は背筋全体の力として測定されるが，傍脊柱筋単独の力を直接測定できない．従って，傍脊柱筋のみの力の増大にともなう筋音図の再現性の変化を評価することはできない．

筋音図の再現性は上腕二頭筋についても検討されており，単一の筋を対象として筋音図と力との関係をみたという意味において測定精度が高い [25]．しかし，わずか 3 名の被検者を対象とし，それぞれの 3 回の試行データから平均的な傾向が一致しているという定性的な評価に止まっている．

Akataki et al.[24,26] は，上腕二頭筋を対象に 10 ～ 90[%MVC] の間で 10[%MVC] 毎に 9 段階に力を変化させる試行を同日に 8 回繰り返すテストセッションを設定し，また，このセッションを 3 週間にわたって 8 回行っている．そこでは筋音図と筋電図が同時計測され，RMS 振幅の日内変動と日間変動が検討されている．発揮筋力に伴う筋音図の日内 CV の被検者平均は 7 ～ 11% の範囲にあり，筋電図は 9 ～ 12% であり，力に伴う有意な増減傾向はみられない（図 15）．日間の CV は日内の CV より有意に大きく，筋音図が 22 ～ 28%，筋電図が 22 ～ 29%である．力に伴う日間の CV も日内 CV と同様に有意な変化はみられない．そこで，全ての力レベルでの CV を一括した CV を求めると，筋音図，筋電図ともに日内 CV は約 10%，日間 CV は約 25% となる（表 1）．結論として，上腕二頭筋の随意収縮における筋音図の再現性はより確立された手法である筋電図と同等であると思われる．

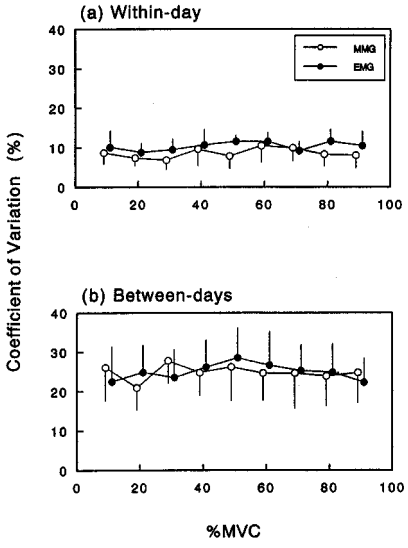


図 15　筋音図と筋電図の日内および日間変動係数 [23]．

筋音図の周波数の再現性は振幅より良好であることが示されている [26,27]．平均周波数とメジアン周波数の CV は振幅と同様に力に伴う有意な増減傾向はみられない．平均周波数およびメジアン周波数の日内 CV はそれぞれ約 6% および 7% であり，振幅の再現性の概ね 1.5 倍である．日間 CV は平均周波数が 9%，メジアン周波数が 12% であり，振幅の再現性より 2 ～ 2.5 倍良好である．筋電図の周波数の再現性と比較すると，日内 CV で 1 ～ 2%，日間 CV で数 % だけ筋音図の方が劣っている．

ところで，上記の再現性は随意収縮時を対象として検討されたものである．そこでは被検者の意欲，トランスデューサの安定性，トレモールアーチファクトなどが再現性に影響を及ぼす．こうして問題は電気刺激によって誘発される単収縮時の筋音図を利用することによって大幅に改善されることが示唆されている [6]．しかし，誘発筋音図の再現性を定量的に扱った報告はみられない．

4.2 雑音混入

（1）外部雑音

これまでの議論の中で，筋音図の主要な周波数帯域は 100[Hz] 以下であることが明らかにされてきた．筋音図のエネルギーのほとんどが，可聴範囲以下の周波数帯域にあることを示している．加えて，筋音トランスデューサは柔軟な皮膚表面に装着される．したがって，音声等の外部からの雑音のほとんどは筋音図の関心帯域外の振動であり，柔軟な体組織で十分に減衰してしまうことが予想される．

（2）他の筋からの雑音

筋音図は筋線維が発生する振動の伝搬を体表面上で記録した信号であることから，その振動は当然周辺の組織へも伝搬する．従って，複数の筋が同時に収縮すれば，それらの距離や位置関係によってはお互いに干渉を受ける可能性がある．Wee & Ashley [28] は，上腕二頭筋のみを随意収縮させた際の筋音図を上腕前面（上腕二頭筋側）と上腕後面（上腕三頭筋側）の 2 ヶ所の体表面から記録し，そのスペクトル解析を行っている．図 16 は (a) が上腕前面，(b) はその後面の筋音図の振幅スペクトルであり，典型的な 4 名の被検者の結果である．スペクトルの最大ピークは (a)，(b) ともに共通の周波数でみられ，subj. 2 では第 2 高調波の比較的小さなピークが，subj. 4 では第 3 高調波のピークがみられる．このことは 2 つの信号が同じ信号源によることを示す．振幅スペクトルの最大ピークの振幅を上腕前面と後面で比較すると，被検者平均（16 名）で 0.46 ± 0.17 と報告されている．これをパワーでみると約 0.2 になる．従って，複数の筋が同時収縮する時，一つの筋からの筋音図を他の筋からの干渉を受けることなく記録することは困難であるかもしれ

ない．より選択性の高いトランスデューサや信号の分解処理が必要である．

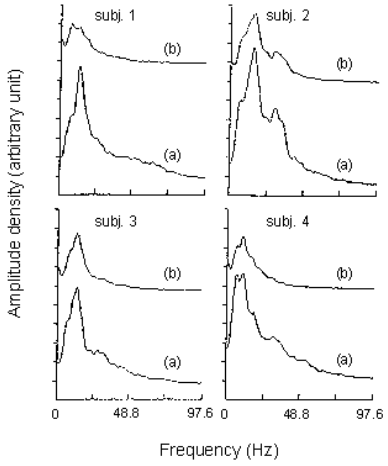


図 16　図 3-15 上腕二頭筋の随意収縮（負荷 2.3[kg]）を行った際に上腕前面 (a) および後面 (b) から記録した筋音図の振幅スペクトル．トランスデューサはピエゾ接触型センサ（HP-21050A）である [28]．

4.3 モーションアーチファクト

筋音図を利用した筋機能の分析において，エルゴメータやトレーニング機器による動的筋活動の分析は大きなテーマの一つであり，近年，筋音図による分析の報告が増えている．その一方で，筋音トランスデューサは基本的に振動を電気信号に変換するものであり，身体運動や体動を伴う筋活動の分析に適したトランスデューサは未だに開発されていない．

Watakabe et al.[8] は上腕二頭筋の等尺性収縮時に，被験者の体全体を動かすことによって，トランスデューサへのモーションアーチファクトの影響を調べた．その結果，加速度計に比べ，コンデンサマイクはモーションアーチファクトの影響を受けにくいことが確認された（図 17）．ダイナミックな運動時の筋音図トランスデューサとしての実用化が待たれる．

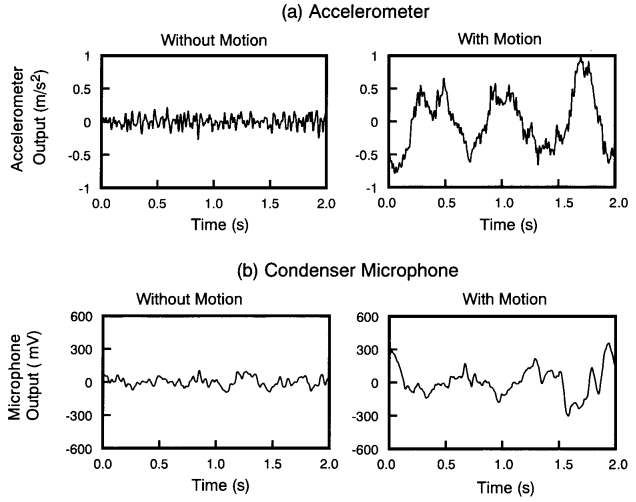


図 17　筋音図へのモーションアーチファクトの影響 [8]　上段は加速度計，下段はマイクロフォンによる筋音図，左：モーションアーチファクトなし，右：あり

参考文献

1) Gordon, G., and Holbourn, A.H.S.: The sounds from single motor units in a contracting muscle., J. Physiol.,107, 456-464, (1948).
2) Orizio, C., Baratta, R.V., Zhou, B.H., Solomonow, M. and Veicsteinas, A.: Force and surface mechanomyogram relationship in cat gastrocnemius., J. Electromyogr. Kinesiol., 9, 131-140, (1999).
3) Orizio, C., Baratta, R.V., Zhou, B.H., Solomonow, M. and Veicsteinas, A.: Force and surface mechanomyogram frequency responses in cat gastrocunemius, J. Biomech., 33, 427-433 (2000).
4) Watakabe, M., Mita, K., Akataki, K. and Ito, K.: Reliability of the mechanomyogram detected with an accelerometer during voluntary contractions., Med. Biol. Eng. Comput., 41, 198-202, (2003).
5) Bolton, C.F., Parkes, A., Thompson, T.R., et al.:Recording sound from human skeletal muscle: technical and physiological aspects, Muscle Nerve, 12,126-134, (1989).
6) Barry, D.T.: Vibrations and sounds from evoked muscle twitches., Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 32, 35-40, (1992).
7) Watakabe, M., Itoh, Y., Mita, K. and Akataki, K.:Tehcnical aspects of mechanomyography recording with piezoelectric contact sensor, Med. Biol. Eng. Comput., 36, 557-561, (1998).
8) Watakabe, M., Mita, K., Akataki, K. and Itoh, Y.: Mechanical behaviour of condenser microphone in mechanomyography, Med. Biol. Eng. Comput., 39, 195-201, (2001).
9) 伊東保志 , 渡壁 誠 , 赤滝久美 , 三田勝己 : 筋音計測に用いるトランスデューサの物理的特性 , 電子情報通信学会論文誌 , J84-D-II, 408-416, (2001).
10) Smith, T.G. and Stokes, M.J.: Technical aspects of acoustic myography (AMG) of human muscle : contact pressure and force/AMG relationship, J. Neurosci. Methods., 47, 85-92, (1993).
11) Orizio, C.: Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies, Crit. Rev. Biomed. Eng., 21, 201-243, (1993).
12) Winter, D.A.: Biomechanics and motor control of human movement, 2nd Ed., John Wiley & Sons, Inc (1990).
13) Akataki, K., Mita, K., Watakabe, M. and Itoh, K.: Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle, Eur. J. Appl. Physiol., 84,19-25, (2001).
14) Wood, J.C. and Barry, D.T.: Time-frequency analysis of skeletal muscle and cardiac vibrations, Proc. IEEE, 84, 1281-1294,

(1996).
15) Orizio, C., Solomonow, M., Baratta, R.V., et al: Influence of motor units recruitment and firing rate on the soundmyogram and EMG characteristics in cat gastrocnemius, J. Electromyograph. Kinesiol., 2, 232-241, (1993).
16) Orizio, C., Liberati, D., Locatelli, C., et al.: Surface mechanomyogram reflects muscle fibres twitches summmation, J. Biomech., 29, 475-481, (1996).
17) 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).
18) Cole, N.M. and Barry, D.T.: Muscle sound frequencies of the frog are modulated by skeletal muscle tension, Biophys. J., 66, 1104-1114, (1994).
19) Chen, D., Durand, L.G., Lee, H.C., Petitjean, M. and Bellemare F.: Time-frequency analysis of the muscle sound of the human diaphragm, Med. Biol. Eng. Comput., 35, 649-652, (1997).
20) Chen, D., Durand, L.G. and Bellemare, F.: Time and frequency domain analysis of acoustic signals from a human muscle, Muscle Nerve, 20, 991-1001, (1997).
21) Stokes, I.A.F., Moffroid, M.S., Rush, S. and Haugh, L.D.: Comparison of acoustic and electrical signals from erectores spinae muscles, Muscle Nerve, 11, 331-336, (1988).
22) Lee, D.J., Stokes, M.J., Taylor, R.J. and Cooper, R.G.: Electro and acoustic myography for noninvasive assessment of lumber paraspinal muscle function, Eur. J. Appl. Physiol., 64, 199-203, (1992).
23) Lee, D.J. and Stokes, M.J.: Repeatability of electro- and acoustic myographic activiy during a fatigue test of normal lumber paraspinal muscles, Clin. Rehabil., 6, 265-273, (1992).
24) Akataki, K., Mita, K. and Itoh, Y.: Repeatability study of mechanomyography in submaximal isometric contractions using coefficient of variation and intraclass correlation coefficient, Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 39, 161-166, (1999).
25) 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).
26) Akataki, K., Mita, K. and Itoh, Y.: Repeatability of mechanomyogram (MMG) from voluntary isometric contraction of biceps brachii muscles, Jpn. J. Fitness. Sports. Med., 47, 489-498, (1998)
27) Orizio, C., Perini, R., Diemont, B., Figini, M.M., et al.: Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii, J. Appl. Physiol., 68, 508-512, (1990).
28) Wee, A.S. and Ashley, R.A.: Transmission of acoustic or vibratory signals from a contractiong muscle to relatively distant tissues, Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 30, 303-306, (1990).



渡壁　誠（わたかべ まこと）

1983 年東京工業大学工学部生産機械工学科卒業．1985 年同大学院総合理工学研究科修士課程修了．同年旭川医科大学医学部，1996 年愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所，2004 年北海道教育大学教育学部旭川校，現在に至る．生体信号の計測・処理・解析に関する研究，技術教育に関する研究に従事．博士（工学）．

伊東 保志（いとう やすし）

1992 年愛知工業大学工学部電子工学科卒業．1994 年大同工業大学大学院修士課程修了．同年鈴鹿医療科学技術大学医用工学部，2005 年愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所，現在に至る．生体信号の計測・処理・解析に関する研究に従事．博士（工学）．