

博士論文

横隔膜の収縮機能を評価する筋音図
の計測と解析に関する研究

武貞 征孝

2012年3月16日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
博士（工学）授与の要件として提出した博士論文である。

審査委員：

湊 小太郎 教授（主指導教員）

小笠原 司 教授（副指導教員）

杉浦 忠男 准教授（副指導教員）

佐藤 哲大 助教（副指導教員）

赤滝 久美 教授（大阪電気通信大学）

横隔膜の収縮機能を評価する筋音図

の計測と解析に関する研究*

武貞 征孝

内容梗概

呼吸運動の主働筋である横隔膜の機能低下は、呼吸不全に直結する因子である。このため、横隔膜の収縮機能を測定・評価し、疾病の早期発見や適切な治療を行うことは健康管理や生命維持の観点からも重要である。しかし、胸郭内にある横隔膜の収縮力を測定することは容易ではない。本学位論文は、横隔膜の機能を非侵襲に計測・評価するために、筋音図

(mechanomyogram: MMG) の再現性、最適導出部位、トランスデューサを含めた計測法の確立を目指した。

本論文ではまず、MMG の臨床応用の実現を目指し、級内相関係数 (intraclass correlation coefficient: ICC) を手がかりに横隔膜 MMG の再現性を明らかにした。また、MMG の導出部位についても検討を加え、特に、大きな振幅記録が可能であった第 9 肋間縁矢状線上の第 8、第 9 肋間を最適導出部位として推奨した。こうした知見は横隔膜の MMG が胸郭上から再現性をもって適切に導出できることを示唆するものであった。次に、MMG による横隔膜機能の臨床診断の可能性について神経筋疾患患者 (筋ジストロフィーと重症心身障害者) の参加を得て臨床実験的な研究を行った。その結果、横隔膜 MMG 振幅、筋電図 (EMG) に対する MMG の振幅比率、および、MMG 潜時は、各疾患の病態特性を反映した。このことから横隔膜の機能評価および、疾病の特徴や程度、経過を判断する臨床診断に対する MMG の有効性が示された。

なお、上記の個別研究では MMG を記録するトランスデューサとして加速度計を用いてきた。加速度計は小型で絶対値 (加速度) で測定できるという利点があるが、体動が混入しやすい。そこで、本論文では、体動の混入を避けることができる空気伝導型 MMG センサの開発に焦点を置いた。空気伝導型 MMG センサはコンデンサマイクロフォンと空気室から構成される。こ

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報生命科学専攻 学位論文, NAIST-IS-DD0961014, 2012 年 3 月 16 日.

ここではMMG信号に対する空気室の影響を理論解析とモデル実験によって分析した。その結果、空気室の形状を長さ15 mm以上で直径20 mm以上にすることが望ましいことが明らかになった。また、二重加振装置を使ったモデル実験では、空気伝導型MMGセンサが体動の混入を防ぐことを確認できた。

さらに、空気伝導型および加速度計 MMG センサによって横隔膜 MMG を同時記録し、両信号の物理量比較を行った。加速度計による MMG 信号は二階積分され、その後、空気伝導型センサによる MMG 信号とパワースペクトル上で比較された。その結果、両信号の主要なスペクトルピークが概ね一致し、空気伝導型センサが加速度計と同一起源の筋振動を指示することが示唆された。

しかし、加速度計による MMG 信号が加速度を絶対量で提示しているのに対して、空気伝導型 MMG センサによる MMG 信号は筋振動の変位を相対量で示している。従って、異なった空気伝導型 MMG センサで記録された MMG 信号は互いに直接比較することができない。確かに空気伝導型 MMG センサは体動の混入に対して有効であるが、こうした課題を克服するために、更なる研究と開発が要請される。

以上を概括すると、本学位論文は、MMG が横隔膜の機能を評価するうえで、再現性があり、簡便で、有用であることを明らかにした。また、横隔膜の MMG は呼吸器疾患のスクリーニング、人工呼吸器の導入、呼吸療法の効果判定等、臨床での利用に幅広く貢献できること、さらに、本研究で設計した空気伝導型センサはモーションアーチファクトの混入を防ぎ、動的な活動や運動時の MMG をも測定できる可能性が示唆された。

キーワード

筋音図, 横隔膜機能評価, 非侵襲計測, コンデンサマイクروفオン, モーションアーチファクト, 呼吸運動

Measurement and Analysis of Mechanomyogram for Assessing Contraction Function of Diaphragm*

Masataka Takesada

Abstract

Dysfunction in the diaphragm is considered to be a determinant factor resulting in respiratory failure. Early detection and appropriate disease treatment based on measurement and assessment of contraction force of diaphragm is important not only for health care but also for surviving. However it is difficult to measure contraction force of the internal muscle positioned between the thoracic and abdominal cavity. The present thesis aimed and challenged to establish the mechanomyography involving reliability, detection point and transducer of the mechanomyogram (MMG) for non-invasive measurement and assessment of diaphragm function and to provide useful MMG information for promoting clinical diagnosis of diaphragm function.

At first, reliability of the diaphragmatic MMG was clarified using the intraclass correlation coefficient (ICC) for promoting clinical application of the MMG. In addition, appropriate recording area in measuring the MMG from diaphragm was examined. Thus, significantly greater MMG amplitude was observed on body surface at the intersection of the 8th or 9th intercostal space and the sagittal line on the 9th rib margin. The findings suggest that the diaphragmatic MMG can be derived most reliably and appropriately from these surface areas of thorax. Then, applicability of the MMG to clinical diagnosis of the diaphragm function was investigated in patients with neuromuscular diseases. Two types of patients who have muscular dystrophy or severe intellectual and motor disabilities participated in this study. The MMG amplitude, the ratio of the MMG amplitude to the electromyogram (EMG) amplitude, and the MMG latency reflected distinctive deteriorated diaphragm function in each disorder. These findings facilitate clinical application of the MMG to assessment of the diaphragm function.

The above specific investigations were performed using accelerometer as the MMG transducer, which was useful in small size and measurement in absolute quantity (acceleration) but was contaminated with motion artifact. Therefore, air-coupling MMG sensor to avoid contamination of motion artifact was proposed. An air-coupling MMG sensor consists of a condenser microphone and an air chamber. The influence of the air chamber on the MMG signal was examined by both

*Doctoral Dissertation, Department of Bioinformatics and Genomics, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-DD0961014, March 16, 2012.

theoretical analysis and model experiment. The results recommended the air chamber shape with length of larger than 15 mm and diameter of larger than 20 mm. The model experiment using a double vibration system demonstrated that air-coupling MMG sensor could significantly prevent contamination with motion artifact.

Additionally, the physical quantity of the MMG signal recorded with air-coupling MMG sensor was compared with that with the accelerometer. The diaphragmatic MMG was recorded simultaneously. The MMG signal from accelerometer was double-integrated and then the power spectrum was compared with that from air-coupling MMG sensor. The major spectral peaks of both signals were mostly consistent each other. The results suggest that the MMG signal with air-coupling MMG sensor indicates muscle vibration with same origin to that with accelerometer. However the MMG signal from air-coupling MMG sensor reflects relative displacement of the muscle vibration while the MMG signal from accelerometer provides absolute value of acceleration. Thus the MMG signals from different air-coupling MMG sensors are unable to compare directly their magnitude each other. Although air-coupling MMG sensor is effective in contamination of motion artifact, further investigation and development is needed to overcome this problem.

In conclusion, the present thesis clarified that the MMG was reliable, convenient and useful for assessment of diaphragm function. The results suggest that the diaphragmatic MMG contributes widely to different clinical diagnosis involving screening of respiratory diseases, introduction of artificial respiration apparatus and outcome of respiratory therapy. In addition, air-coupling MMG sensor designed in this study may enable to measure the MMG without contamination of motion artifact even during dynamic activity and exercise.

Keywords:

mechanomyogram, assessment of diaphragm function, non-invasive measurement, condenser microphone, motion artifact, respiratory movement

目次

第1章	序論	1
1.1	はじめに	1
1.2	横隔膜と呼吸運動	2
1.3	筋音図と横隔膜の収縮機能	3
1.4	本論文の目的	3
1.5	論文の構成	4
	参考文献	5
第2章	呼吸器の構造と呼吸運動	7
2.1	はじめに	7
2.2	呼吸器の構造	7
2.3	呼吸運動	10
2.4	横隔膜の機能とその評価法	10
2.4.1	横隔膜の構造と機能	10
2.4.2	横隔膜筋電図法	11
2.4.3	最大口腔内圧法	12
2.4.4	バルーンカテーテル法	12
	参考文献	14
第3章	骨格筋と筋音図	17
3.1	はじめに	17
3.2	骨格筋の構造と機能	17
3.2.1	骨格筋の構造	17
3.2.2	活動電位と収縮機序	18
3.2.2.1	活動電位と伝導	18
3.2.2.2	神経-筋接合部の興奮伝達	21
3.2.2.3	興奮-収縮連関	21
3.3	筋音図	22
3.3.1	研究小史	22
3.3.2	発生機序	22
3.3.3	筋音図の測定と記録	24
3.3.4	筋音図トランスデューサとその特性	24

3.3.5	筋音図信号と筋線維タイプ.....	25
3.3.6	筋音図信号と運動単位の動員.....	26
3.3.7	筋音図信号の融合.....	27
	参考文献.....	29
第4章	横隔膜筋音図信号の再現性評価と最適導出位置の分析.....	31
4.1	はじめに.....	31
4.2	方法.....	32
4.2.1	被験者.....	32
4.2.2	電気刺激.....	33
4.2.3	測定.....	33
4.2.4	実験手順.....	34
4.2.5	統計分析.....	34
4.3	結果.....	35
4.3.1	級内相関係数.....	35
4.3.2	各導出位置での振幅比較.....	35
4.4	考察.....	38
4.4.1	再現性の評価.....	38
4.4.2	最適導出位置の検討.....	38
4.4.2.1	EMG.....	39
4.4.2.2	MMG.....	39
4.5	まとめ.....	40
	参考文献.....	41
第5章	筋音図を用いた横隔膜収縮機能評価の有効性.....	43
5.1	はじめに.....	43
5.2	方法.....	44
5.2.1	被験者.....	44
5.2.2	電気刺激.....	44
5.2.3	測定.....	46
5.3	結果.....	46
5.3.1	EMG と MMG 信号振幅.....	47
5.3.2	EMG 振幅に対する MMG 振幅比（電気—機械変換効率）.....	52
5.3.3	EMG Latency と MMG Latency.....	52

5.4	考察.....	52
5.4.1	EMG 振幅.....	52
5.4.2	MMG 振幅と変換効率.....	53
5.4.3	信号 Latency.....	54
5.5	まとめ.....	55
	参考文献.....	56
第6章	空気伝導型筋音図センサの提案.....	57
6.1	はじめに.....	57
6.2	空気伝導型筋音図センサの理論的特性.....	58
6.2.1	コンデンサマイクロフォン.....	58
6.2.2	静電形変換方式.....	59
6.2.3	空気室の特性.....	61
6.2.4	空気伝導型筋音図センサの特性.....	63
6.3	実験方法.....	64
6.3.1	加振システムによるモデル実験.....	64
6.3.2	二重加振システムによるモデル実験.....	66
6.4	結果.....	68
6.4.1	入出力および周波数特性への空気室のサイズの影響.....	68
6.4.2	モーションアーチファクトの混入問題.....	71
6.5	考察.....	72
6.6	まとめ.....	74
	参考文献.....	75
第7章	横隔膜収縮機能評価における空気伝導型筋音図センサの有効性の検討.....	77
7.1	はじめに.....	77
7.2	方法.....	77
7.2.1	被験者.....	77
7.2.2	実験手順.....	78
7.2.3	電気刺激.....	78
7.2.4	信号の計測と処理.....	78
7.3	結果.....	79
7.4	考察.....	84
7.5	まとめ.....	85

参考文献.....	87
第8章 総括.....	89
謝辞.....	93
研究業績.....	95

目次

図 2.1	呼吸器の構造.....	7
図 2.2	呼吸運動における胸郭と横隔膜の働き.....	8
図 2.3	肋間筋の働き.....	9
図 2.4	横隔膜の働き.....	10
図 2.5	横隔膜筋電図法.....	11
図 2.6	バルーンカテーテル法.....	13
図 3.1	骨格筋の構造.....	18
図 3.2	筋線維微細構造.....	19
図 3.3	筋線維の活動電位.....	20
図 3.4	興奮収縮連関.....	21
図 3.5	単収縮時および随意収縮時の MMG および EMG の典型例.....	23
図 3.6	主要な MMG トランスデューサの概観と構造.....	25
図 3.7	単一運動単位の活動電位, 張力, MMG 典型波形.....	26
図 3.8	運動単位の動員に伴う MMG 振幅の変化.....	27
図 3.9	筋線維収縮の融合過程における EMG, 張力, MMG.....	29
図 4.1	電極配置の模式図.....	33
図 4.2	MMG および EMG 信号の典型波形.....	35
図 4.3	MMG および EMG 振幅の導出位置間での比較.....	37
図 5.1	信号貼付位置.....	45
図 5.2	EMG および MMG の典型波形.....	46
図 5.3	信号振幅および Latency の規定.....	47
図 5.4	EMG および MMG 振幅の被験者間の比較.....	49
図 5.5	EMG 振幅に対する MMG 振幅比.....	50
図 5.6	EMG Latency と MMG Latency の被験者間の比較.....	51
図 6.1	コンデンサマイクロフォンの構造と導出回路.....	59
図 6.2	空気伝導型筋音図センサの構造.....	61
図 6.3	加振システムの概略図.....	65
図 6.4	加振システムの外観図.....	65

図 6.5	二重加振システムの概略図.....	67
図 6.6	二重加振システムおよび下部加振システムの外観図.....	67
図 6.7	前段に空気室を持つコンデンサマイクロフォンの入出力特性.....	68
図 6.8	前段に空気室を持つコンデンサマイクロフォンの周波数特性.....	70
図 6.9	二重加振システムを用いたモデル実験におけるコンデンサマイクロフォン および加速度計の生波形とパワースペクトルの典型例.....	72
図 7.1	空気伝導型筋音図センサの外観図.....	79
図 7.2	電極配置の模式図.....	79
図 7.3	Cmic MMG および Acc MMG の典型波形.....	80
図 7.4	Cmic MMG および Acc MMG の最大振幅の被験者間の相対的差異.....	82
図 7.5	Cmic MMG および Acc MMG のパワースペクトル.....	83

表目次

表 4.1	被験者の身体的特性と肺機能.....	32
表 4.2	各セッションの信号導出位置.....	34
表 4.3	MMG および EMG 振幅.....	36
表 4.4	MMG および EMG 振幅の級内相関係数 (ICC(1,1))	37
表 5.1	身体特性.....	45
表 5.2	EMG 振幅および MMG 振幅.....	48
表 5.3	EMG Latency および MMG Latency.....	48
表 5.4	EMG 振幅に対する MMG 振幅の割合.....	50
表 6.1	回帰直線の傾き.....	69
表 6.2	2 Hz と 5 Hz におけるゲインの比較.....	71
表 7.1	被験者の身体的特性と肺機能.....	78
表 7.2	Cmic MMG および Acc MMG の最大振幅.....	81

第1章 序論

1.1 はじめに

2009年度厚生労働省発表の生命表によると、我が国の平均寿命は男性79.6歳、女性86.4歳であり、世界有数の長寿国である[1]。また、1965年度と比較すると、現在の平均寿命は、約半世紀で10歳以上高くなっており、今後も長命化の進行が予測される。ここに示された長命化は「長く生きる」という指標であり、その生活が終焉まで健康で豊かな人生であるかどうかの保証は無い。つまり、「疾病や障害を抱え介護を必要とする者」と「心身に障害のない自立した生活を過ごす者」ではその生活の質（Quality of life: QOL）は大きく異なる。

自立生活の実現には健康な身体機能を維持することが肝要であり、疾患や障害を発生させない「疾患・障害の予防」と「疾患の早期発見と治療」が重要となる。そのためには、身体の各種機能を正確に計測し、正常からの逸脱をより迅速に評価すべきである。ところが生体を自然な状態で、かつ、正確に計測することは容易ではない。生体は日々成長・増殖を繰り返し、時間とともに刻々と変化し続けている[2]。また、体外から与えられる外乱に強く反応して平静時の状態を保つことが困難である。さらに、形状や性質における個体毎のばらつき（個体差）も大きく、時間的、空間的にも再現性が乏しいという特徴を持つ。したがって、生体機能の計測は、いかに生体情報を歪みなく、しかも精度よく検出するかが課題となる[3]。しかし一方では、対象者(被験者)への負担が少ない非侵襲的な計測が望まれ[4]、記録信号はおのずと微弱で、一般にSN比の小さな信号となる。そのため生体機能の計測では、高度なセンシング技術と信号処理技術の開発が必要となる。

さて、2011年度の厚生労働省の報告によると、死亡原因は悪性新生物、心疾患、脳血管疾患が上位3位を占める[1]。ところが年齢別死亡原因をみると10歳未満の小児と、60歳以上の高齢者では呼吸器疾患の占める割合が多くなり、心疾患、脳血管疾患を越えることが報告されている。このことは、小児や高齢者という、いわゆる、低体力者の特徴であると考えられる。つまり、疾患そのものが直接的な原因ではなく、治療に要する安静臥床が呼吸筋の廃用を発生させ、これが換気能力を低下させ強いては死亡原因となる呼吸不全へと至らしめている。同じような状況は重度の肢体不自由者にもみられる。重度の肢体不自由がもたらす不動は四肢体幹筋のみならず、呼吸筋にも廃用を誘発させ、これに起因した呼吸不全が発症する。この様に、直接的な呼吸器疾患のみならず、あらゆる疾病、障害に対して呼吸の管理は必須事項である。そして、呼吸機能を正確に計測・評価し、その機能低下を早期に捉え、適切に対処することは健康管理や生命維持の観点からも非常に重要な意味をもつ。

そこで、本論文では臨床現場での汎用が可能な呼吸機能の非侵襲計測・評価法の開発に焦点をあてることとした。

1.2 横隔膜と呼吸運動

呼吸とは、外界から体内に酸素を取り入れ、細胞へ運び、細胞がその酸素を消費して代謝を行い、その結果生じた二酸化炭素を体外へ排出する全過程のことをいう。そのうち、気道を通して肺への空気の出し入れを行うことを「換気」といい、換気を繰り返し行うのが「呼吸運動」である。

呼吸運動には、空気を吸い込む吸息運動と、肺内の空気を排出する呼息運動の二局面がある。前者に働く筋が吸息筋、後者に働く筋が呼息筋である。吸息運動は、胸郭を前方へ引き上げる外肋間筋と、下方へ引き下げる横隔膜の収縮が主要な運動となる。その結果、胸腔内容積は増大し、内圧が低下するために肺が拡張して外界より空気が肺に流入する。通常、安静時の呼息はこれら吸息筋の弛緩のみで行われ、呼息筋は関与しない。つまり横隔膜は腹圧によって挙上し、胸郭はその重みによって下がるためである。なお、努力性の呼吸時には内肋間筋や腹壁筋が、努力性吸息では斜角筋や胸鎖乳突筋、大胸筋等が補助呼吸筋として働く。しかし、呼吸運動において重要な筋は吸息筋であり、中でも横隔膜は一回換気量の約 8 割を担う主働筋となる。したがって、横隔膜の収縮機能の低下は直接的に換気量を減少させ、呼吸機能に多大な影響を及ぼす。このため、横隔膜の機能を計測・評価することは呼吸機能を評価するうえで重要な意味を持つ。

これまで、横隔膜の機能評価には、筋電図法が広く用いられてきた。筋電図 (Electromyogram : EMG) とは、筋線維で発生する活動電位を記録したものであり、筋の電氣的活動を反映する。特に、表面 EMG 法は体表面から導出が可能のため、電氣的活動の分析法として横隔膜でも盛んに利用され、数多くの成果が報告されてきた[5]~[11]。しかし、EMG はあくまで筋線維活動電位の記録、すなわち電氣的活動の指標であり、横隔膜が実際に収縮、つまり機械的活動を起こしたか否かを評価することはできない。ところが、横隔膜の収縮機能 (機械的活動) に関する報告は非常に少ない。これは、横隔膜が胸腔と腹腔を隔てる膜であり、四肢筋のように直接的な収縮筋力の計測が困難なことが原因である。現存する横隔膜収縮機能評価法としては、経横隔膜圧法が報告されている[12]~[15]。経横隔膜圧法とは、胃と食道に圧センサを装備したバルーンカテーテルを留置し、これを用いて計測した胃と食道の内圧差から横隔膜の収縮機能を評価する手法である。当然のことながら、胃や食道にバルーンを留置する本手法は被験者に多大な苦痛を与え、汎用化できる手法ではない。また、非侵襲的手法としては努力性呼吸時の口腔内圧を指標とすることも試みられている。しかしながら、努力性呼吸は呼吸補助筋の活動が大きく関与することに加え、被験者の理解やモチベーションが計測結果を大きく左右する。このため、主要な評価対象である高齢者や低年齢者、肢体不自由児者への応用は困難である。

以上のことから、横隔膜の収縮機能を非侵襲に、かつ、正確に測定評価できる手法の確立が切望されてきた。

1.3 筋音図と横隔膜の収縮機能

本論文の主題である筋音図 (Mechanomyogram : MMG) とは、筋線維収縮時にその径が側方向へ拡大・変形するために発生する微細振動を起源とする信号である[16],[17]. つまり、体表面上より記録された MMG は、各筋線維で発生した収縮振動の時空間的な総和である. 加えて、MMG は筋活動電位を記録した EMG と割符の関係にあり、筋力と同様に筋の機械的活動を反映する[18],[19]. 特に、体表面より導出される MMG は関節を介さない筋も計測が可能であり、これまで機械的活動の評価が不可能であった種々な筋への応用が期待されている.

MMG は体表面に貼付した小型加速度計などのセンサによって導出が可能であり、EMG と同様に肋間から横隔膜の収縮活動を捉え得る. そこで、本論文では横隔膜の収縮機能を非侵襲に分析するために MMG を導入することとした. しかしながら、MMG に関するこれまでの報告は四肢筋を主としており、胸壁を介して記録される横隔膜 MMG の研究は筆者の知る限り数例である[20]~[22]. このため、横隔膜収縮機能評価法として、臨床で実用されるレベルには至っていない.

横隔膜 MMG に限らず全ての生体信号の臨床応用に際しては、まず、臨床使用に耐えうる再現性を有する信号か否かの検討や、対象機能の情報を引き出すために最適な導出位置の検討が不可欠である. 併せて、計測信号の精度を上げるため、計測時に混入する雑音信号を極力減少させ得るセンサの設計にも取り組む必要がある. 一方、記録された生体信号については、その信号が対象機能の生理的活動を十分に反映し、機能評価に対して有益な情報を提供し得ることを証明することも重要である. さらに臨床での実用を鑑みると、疾病の特徴や程度、経過状態を判断するいわゆる「臨床診断」に対する有効性を定量的に分析することも肝要である.

1.4 本論文の目的

本論文では横隔膜 MMG の臨床利用の実現を目的とし、上述した課題に取り組むこととした. すなわち、横隔膜の収縮機能を非侵襲に計測・評価するために、横隔膜 MMG の再現性の分析と最適導出位置の確定、雑音混入に対応した MMG センサの設計・開発を含めた計測法の確立を目指した. 加えて、横隔膜 MMG による横隔膜の機能評価や臨床診断に対する有効性について明らかにすることとした.

横隔膜の収縮機能評価に対する MMG の導入は、臨床での簡便な機能評価を実現させることに加え、電氣的活動である EMG との併用で、より詳細な横隔膜機能の分析を可能とする. このことは横隔膜の機能低下の原因解明へとつながる. そして、呼吸管理としての利用のみならず、呼吸器疾患のスクリーニング、人工呼吸器の導入、呼吸療法の効果判定等、臨床での幅広い利用が予測される. さらに、容易かつ非侵襲的な計測は一般検診などへの汎用も期待され、予防医学への貢献の可能性も期待される.

1.5 論文の構成

本論文は、横隔膜 MMG の臨床利用を目指し、MMG による横隔膜収縮機能の非侵襲計測法の確立と、その有用性について検討することを目的としている。本論文は以下の 8 章で構成される。

第 1 章では、本論文の背景および目的について述べ、第 2 章と第 3 章は、本論文を理解するうえで必要な基礎知識として、それぞれ、呼吸器の生理学および骨格筋と筋音図の基礎的知見について記した。

第 4 章では、横隔膜 MMG について臨床での実利用に対する基礎的課題に取り組んだ。すなわち、横隔膜 MMG 信号の再現性を定量的に評価し、臨床応用への妥当性について示した。併せて、複数箇所より記録した横隔膜 MMG から最適導出位置を検索し、臨床現場における信号導出の標準化に努めた。

第 5 章では、横隔膜 MMG の臨床利用の有用性について検討した。本章では横隔膜の収縮機能に障害を有する筋ジストロフィー患者や重症心身障害者を対象に、個々の病態と横隔膜 MMG との関連性について分析した。そのうえで MMG を用いた横隔膜の機能評価の妥当性について検討するとともに、これを用いた臨床診断の可能性について議論した。

第 6 章と第 7 章は、MMG を用いた臨床での幅広い計測対象や計測条件に対応するため、筋音図センサについて検討した。具体的には、第 6 章においてコンデンサマイクロフォンを応用した空気伝導型筋音図センサの開発を行い、モデル実験を用いて従来のセンサで問題とされた体動等の雑音信号の除去に対する効果を分析・評価した。次いで第 7 章では、作成した空気伝導型筋音図センサを生体計測に応用し、センサの有用性と問題点について検証した。

最後に本論文の総括を第 8 章にて行った。

参考文献

1. 厚生労働省（監）：厚生労働白書（平成 23 年版）．行政，東京，2011．
2. 橋本成広：生体計測工学入門．第 1 版，コロナ社，東京，2000．
3. 小野哲章（編）：臨床工学技士標準テキスト．第 1 版，金原出版，東京，2004．
4. （社）日本エム・イー学会 ME 技術教育委員会（監）：ME の基礎知識と安全管理．改訂第 4 版，南江堂，東京，2004．
5. Davis JN: Phrenic nerve conduction in man. *J Neurol Neurosurg Psychiat.* 30 : 420 - 426, 1967.
6. 柳本真市，真野行生，高柳哲也：筋ジストロフィーの呼吸機能の電気生理学的検討．*臨床脳波*．30(12) : 805 - 810, 1988.
7. 名取徳彦，佐藤元：PMD における横隔神経伝導時間．*臨床脳波*．26(4) : 269 - 271, 1984.
8. Wolf E, Shochina M, Ferber I, Gonen B: Phrenic nerve and diaphragmatic involvement in progressive muscular dystrophy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 21 : 35 - 53, 1981.
9. 柳本真市，真野行生，榊原敏正，高柳哲也：筋萎縮性側索硬化症における呼吸機能の電気生理学的検討．*臨床脳波*．26 : 51 - 54, 1986.
10. Gourie-Devi M, Ganapathy GR: Phrenic nerve conduction time in Guillain-Barre syndrome. *J Neurol Neurosurg Psychiat.* 48 : 245 - 249, 1985.
11. 石井重利，角南真一，佐藤晁，竹村喜弘：糖尿病性ニューロパチーにおける横隔神経伝導時間．*神経内科*．25 : 298 - 300, 1986.
12. Agostoni E, Rahn H: Abdominal and thoracic pressures at different lung volumes. *J Appl Physiol.* 15(6) : 1087 - 1092, 1960.
13. Milic-Emili J, Mead J, Turner JM: Improved technique for estimating pleural pressure from esophageal balloons. *J Appl Physiol.* 19(2) : 207 - 211, 1964.
14. Mier A, Moxham J, Green M: Twitch pressures in the assessment of diaphragm weakness. *Thorax.* 44 : 990 - 996, 1989.
15. Bellemare F, Bigland-Ritchie B: Assessment of human diaphragm strength and activation using phrenic nerve stimulation. *Respiration Physiology.* 58 : 263 - 277, 1984.
16. Gordon G, Holbourn AHS: The sounds from single motor units in a contracting muscle. *J Physiol.* 107 : 456 - 464, 1948.
17. Orizio C, Perini R, Veicsteinas A: Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. *Eur J Appl Physiol.* 58 : 528 - 533, 1989.
18. Stokes MJ, Cooper RG: Muscle sounds during voluntary and stimulated contraction of the human adductor pollicis muscle. *J Appl Phys.* 72(5) : 1908 - 1913, 1992.
19. Orizio C: Muscle sound bases for the introduction of a mechanomyographic signal in

- muscle studies. *Crit Rev Biomed Eng.* 21(3) : 201 - 243, 1993.
20. Petitjean M, Bellemare F: Phonomyogram of the diaphragm during unilateral and bilateral phrenic nerve stimulation and changes with fatigue. *Muscle Nerve.* 17 : 1201 - 1209, 1994.
 21. Petitjean M, Ripart J, Couture J, Bellemare F: Effects of lung volume and fatigue on evoked diaphragmatic phonomyogram in normal subjects. *Thorax.* 51 : 705 - 710, 1996.
 22. Petitjean M, Ripart J, Couture J, Bellemare F: Diaphragmatic fatigue investigated by phonomyography. *Am J Respir Crit Care Med.* 155 : 1162 - 1166, 1997.

第2章 呼吸器の構造と呼吸運動

2.1 はじめに

呼吸とは、外界から体内の細胞に酸素を供給し、細胞がその酸素を消費して代謝で起こった結果生じる二酸化炭素を体外へ排出する全過程のことである。呼吸には、外界と細胞間の酸素と二酸化炭素のガス交換の過程である外呼吸と、細胞内で酸素を消費して行う代謝の過程である内呼吸に大別される。本節では外呼吸に焦点を当て、呼吸運動とそれを行う呼吸筋の働きについて記すとともに、呼吸運動の主役である横隔膜の機能とその評価様式について概説する。

2.2 呼吸器の構造[1]

外界の空気は、鼻腔、咽頭、喉頭を経て気管に入る。気管は二本に分岐して気管支となり、それらが肺の中に入ってさらに 20 回以上の分岐を繰り返して、細い呼吸細気管支となる(図 2.1)。その先は半球状の肺胞が集まってできた肺胞囊で終わる。この肺胞とそれに接する血管との間で酸素と二酸化炭素が交換、すなわちガス交換が行われる。

鼻腔から呼吸細気管支に至る導管系は空気が運ぶ通路で気道と呼ばれる。肺は、気管支が繰り返し分岐してできる細い気道と、その末端にあって 3 億に及ぶ肺胞、その肺胞がガス交換のため

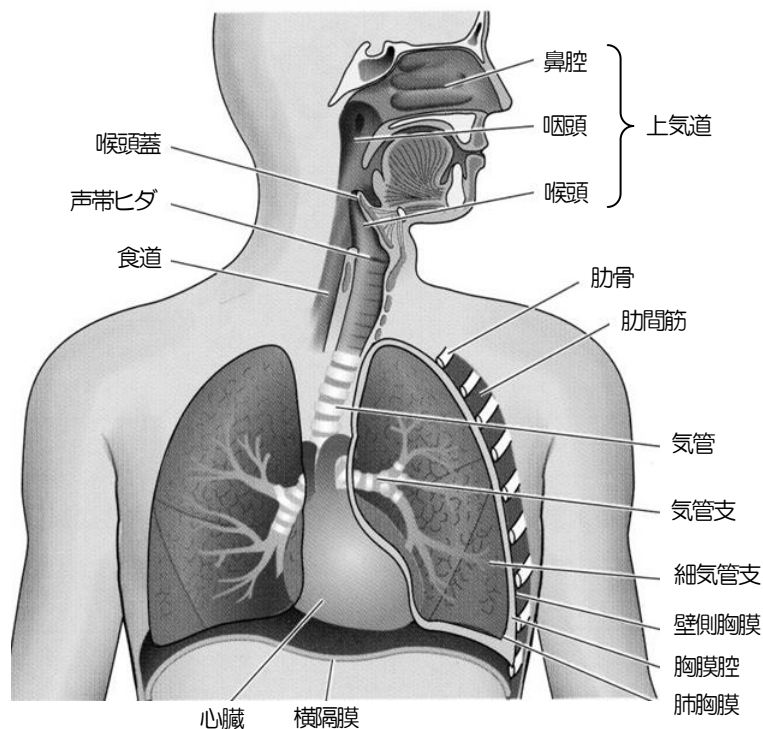


図 2.1 呼吸器の構造²⁾を改変

に取り囲む血管，結合組織，肺の組織に影響を与えるための血管や肺全体の被膜（肺胸膜）などからなる。肺は，気管支が出入りしているところは肺門という。肺を覆う肺胸膜はこの肺門で折り返し壁側胸膜となり，胸郭の内面や横隔膜の表面を覆っている。肺胸膜と壁側胸膜の間の空間は胸膜腔と呼ばれ，真空である。肺が膨らんだり，縮んだりすることにより，空気は肺の中に入り出すのであるが，肺自身には自ら運動する機能がない。肺の伸縮は，肺を包んでいる胸郭とその底面にある横隔膜の運動によって達成している（図 2.2）。つまり，胸郭を構成する筋や横隔膜の収縮運動によって胸郭の容積が増減し，それに伴い肺の容積も変化し空気の肺内外への動きが起こる。この空気ポンプの働きをする胸郭や横隔膜も呼吸器の重要な一部である。

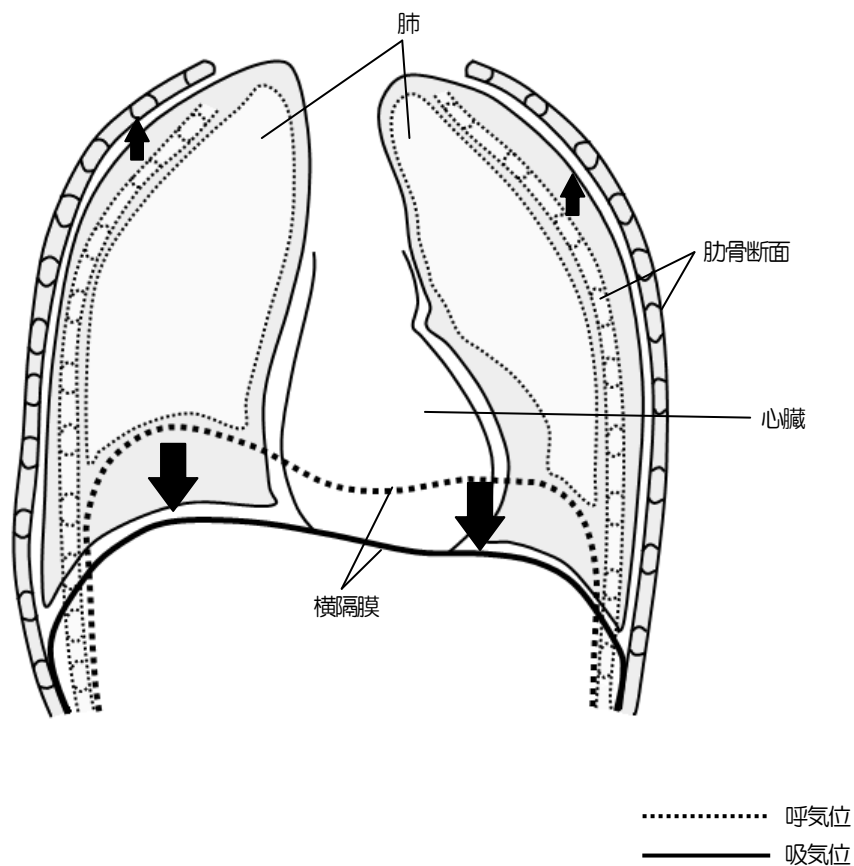
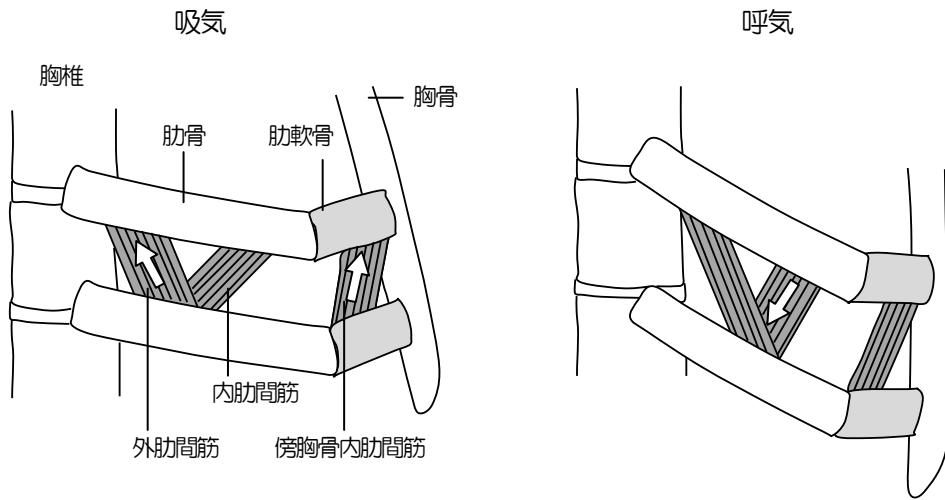


図 2.2 呼吸運動における胸郭と横隔膜の働き 図を改変

(a) 肋間筋収縮による肋骨の動き^[5]を改変



(b) 肋間筋収縮による肋骨全体の動き^[6]を改変

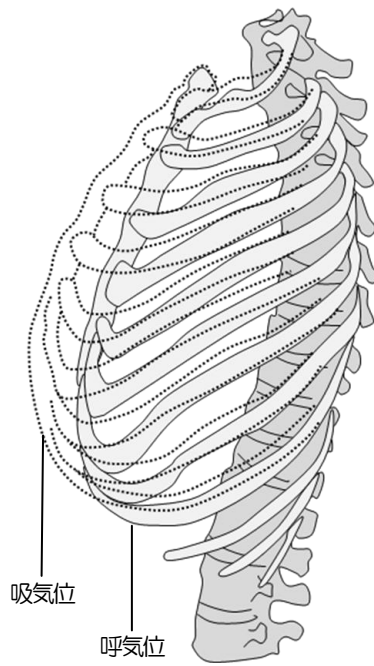


図 2.3 肋間筋の働き^{[5],[6]}

(a) 吸気

(b) 呼気

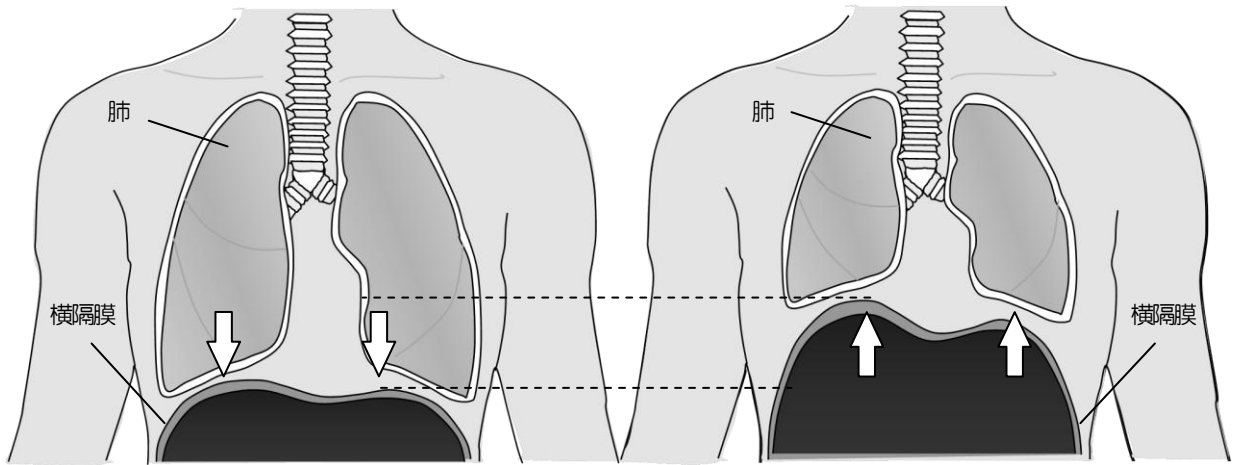


図 2.4 横隔膜の働き

2.3 呼吸運動[4]

肺胞内のガス交換は、肺と外界との間の空気の出し入れ、すなわち換気によって達成し、この運動を繰り返すことを呼吸運動という。

呼吸運動に貢献する呼吸筋には、空気が外界から肺に流入される際（吸息）に活動する吸息筋と、空気が肺から外界へ流出される際（呼息）に活動する呼息筋がある。吸息すなわち胸郭の拡大では、前後左右の径を増大させる肋骨呼吸運動に関与する外肋間筋および傍胸骨内肋間筋（図 2.3）と、上下の径を増大させる横隔膜の吸息筋の運動によって行われる（図 2.4）。その運動により、胸郭の内腔である胸腔の内圧を陰圧にし、外界から肺に空気が流入する。また努力性呼吸では、これらの筋に加えて、斜角筋、胸鎖乳突筋、大胸筋、小胸筋や鋸筋などの補助吸息筋が肋骨をより上方に引き上げ、胸郭の拡大を促進する。

一方、呼息すなわち胸郭の縮小では、安静時には吸息筋の弛緩に伴って受動的に行われるために、呼息筋は貢献しない。つまり、吸息筋が弛緩することで拡大した胸郭が元に戻り、また肺自身の弾性で縮むことで、肺の空気を外界に流出している。しかしながら、速く大きい呼息が必要な運動中には、内肋間筋、腹直筋、腹斜筋、腹横筋等が直接あるいは間接的に胸郭の縮小を助ける。

2.4 横隔膜の機能とその評価法

2.4.1 横隔膜の構造と機能[7]

横隔膜は胸腔側に膨らんだドーム状の膜状筋であり，胸腔と腹腔を分けている．横隔膜が収縮すると，膨らんだドームは平坦化し，胸腔内圧は陰圧となるため肺に空気が入る（図 2.4）．

横隔膜は，筋の起こる位置によって，胸骨部，肋骨部，腰椎部の三部に分けられる．胸骨部は剣状突起の後部から，肋骨部は第 7~12 肋骨の内面および肋軟骨の内面から，腰椎部は第 1~3 腰椎から，それぞれ起こっており，いずれも中央に向かって走行している．横隔膜の中央部は腱膜をつくり，中心腱と呼ばれ，骨には付着していない．安静立位の状態では，横隔膜の外側部，中腋窩線部にあたるところに，通常 6~7 cm に亘って胸郭に付着している (zone of apposition) [8],[9]．横隔膜が収縮すると，筋線維は短くなり，腱中心は引き下げられ，胸腔が広がる．この結果，胸腔内圧は陰圧になるため，吸息運動が生じる．特に，安静呼吸運動において横隔膜は約 8 割に関与する[7]．このため，横隔膜は呼吸運動において極めて重要であり．横隔膜の収縮力の変化が換気能力に与える影響は大きい．以下に，これまで横隔膜機能評価に用いられてきた評価について概説する．

2.4.2 横隔膜筋電図法

筋電図 (Electromyogram : EMG) とは，筋細胞膜上に生じる活動電位を記録したものである．特に，体表面上より導出された EMG (表面 EMG) は，各筋線維で発生した活動電位の時空間的総和信号を計測した手法であり，非侵襲計測が可能であることから盛んに利用され，数多くの成果が報告されている．横隔膜においても 1967 年 Davis[10]が報告して以来，この表面 EMG が横隔膜の電氣的活動の評価に応用されている（以下，横隔膜 EMG と略す）．

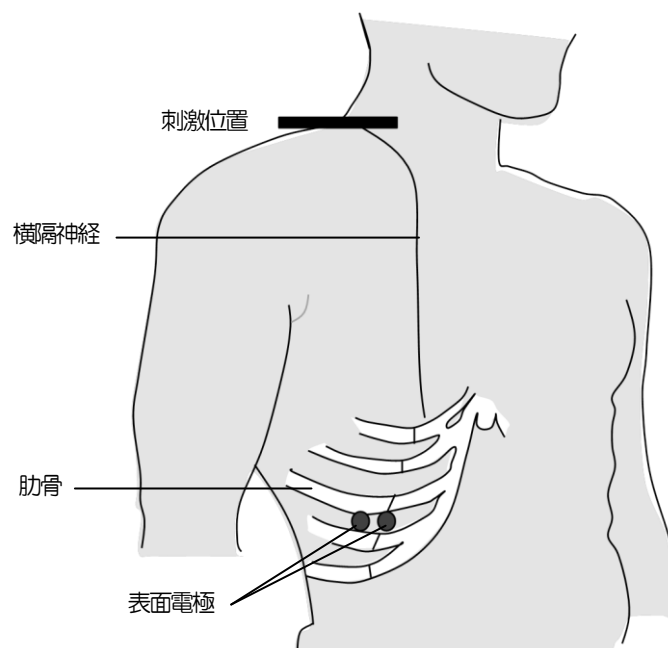


図 2.5 横隔膜筋電図法

横隔膜 EMG 法は主として誘発筋収縮が用いられてきた。そこでは、頸部横隔神経を経皮的に電気刺激し、第 7~9 肋間の体表面上に表面電極を貼付することで、横隔膜の活動電位を導出する(図 2.5)。電気刺激は、呼息終末時(横隔膜弛緩時)に付加することで、周囲の筋の EMG 混入を最小化できる。したがって、ここで記録される EMG は、横隔膜を構成する筋線維が発生させた活動電位の総和であり、横隔膜のみの電氣的活動を評価する事が可能である。また、被験者の随意努力を必要とせず、大きな苦痛を伴わない事から簡便に記録する事ができる。このため、これまで臨床現場では、この手法を用いて進行性筋ジストロフィー症[11]~[13]、筋萎縮性側索硬化症[14]、ギランバレー症[15]、糖尿病[16]等、様々な疾患患者の横隔神経伝導時間(潜時)[10]~[16]、EMG 振幅[11],[14],[15]から神経筋接合部興奮伝導機構や筋興奮伝導機構等の横隔神経および横隔膜筋線維の機能評価に広く使用されてきた。このように、EMG 法は横隔膜の電氣的活動を評価する上で最も一般的な評価手法である。しかしながら、EMG 法はあくまで筋の電氣的活動を評価したものであり、筋収縮という機械的活動を評価したのではない。

2.4.3 最大口腔内圧法[17]

多くの慢性呼吸器疾患や神経筋疾患では、胸郭の変形、低栄養、呼吸筋の疲労などにより呼吸筋の筋力低下が生じているため、横隔膜をはじめとする呼吸筋の筋力評価は非常に重要である。しかしながら、横隔膜の収縮に伴って発揮される筋力は、四肢筋と違って容易に計測できるものではない。したがって、間接的に口腔内圧を用いて横隔膜をはじめとする吸息筋全体の筋力を測定する(最大口腔内圧法)。本法は、被験者にマウスピースをくわえさせ、機能的残気量すなわち安静呼息位で口腔を閉鎖し、最大吸息努力をさせた際に発生する口腔内圧(最大吸息圧:PI_{max})を測定し、横隔膜の筋収縮力の指標として用いる。しかしながら、本法は、最大努力下で口腔内圧を測定するため、測定機器や測定方法に対する適応性、協調性、動機づけなどが必要とされるため、計測毎に 20%以上の誤差が生じることが報告されている[18]。このため、子供等の横隔膜の筋収縮力の臨床評価に有用的でない。

2.4.4 バルーンカテーテル法[19]~[22]

バルーンカテーテル法(経横隔膜圧法)とは、横隔膜の機械的活動を評価する方法である。この方法はバルーンカテーテルを、横隔膜を挟む食道と胃に留置する。留置したそれぞれのバルーンカテーテルを圧トランスデューサに接続し、胃圧(gastric pressure: P_{ga})と食道圧(oesophageal pressure: P_{es})を測定する(図 2.6)。測定した P_{ga} と P_{es} の差圧を経横隔膜圧(transdiaphragmatic pressure: P_{di}=P_{ga}-P_{es})という。この P_{di} から、横隔膜の機械的活動を直接的に評価する事が可能である。しかしながら、本手法はカテーテルの挿入が不可欠であり、被験者に多大な苦痛を強いる。このため、一般的な検査法として、臨床で使用することは困難である。このことから横隔膜の収縮、すなわち、機械的活動を非侵襲に評価する方法が切望されてき

た.

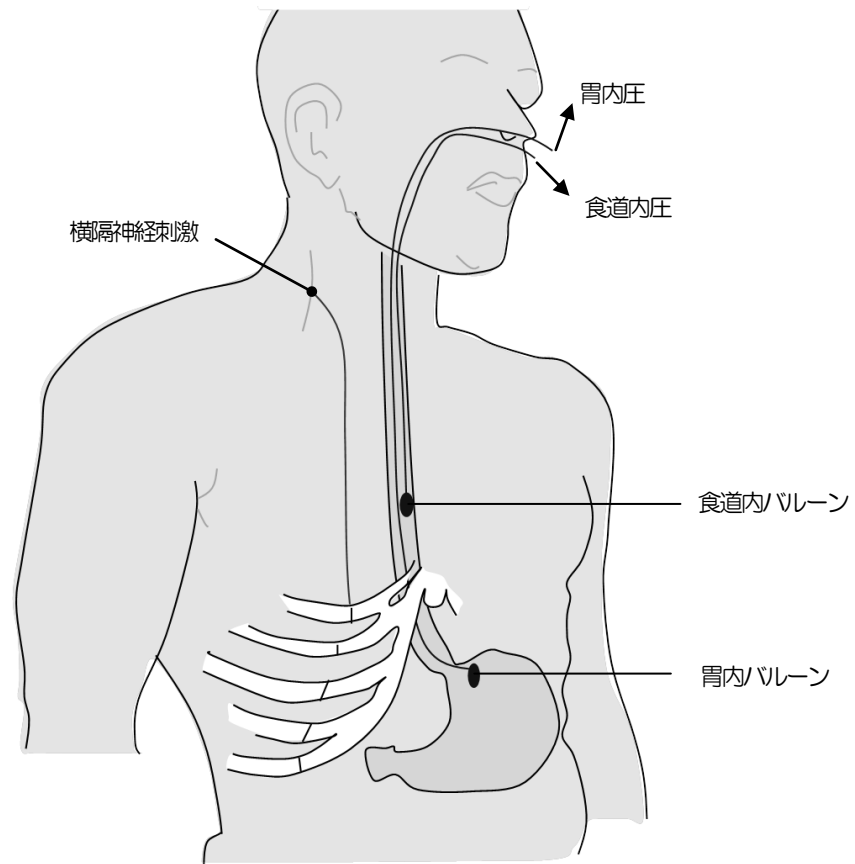


図 2.6 バルーンカテーテル法^[23]

参考文献

1. 貴邑富久子, 根来英雄: シンプル生理学. 第4版, 南江堂, 東京, 2002.
2. 高橋仁美, 佐藤一洋: フィジカルアセスメント 徹底ガイド 呼吸. 初版, 中山書店, 東京, 2009.
3. 森本武利, 彼末一之: やさしい生理学. 第5版, 南江堂, 東京, 2005.
4. 宮村実晴, 古賀俊策, 安田好文: 呼吸-運動に対する応答とトレーニング効果-. 第1版, ナップ, 東京, 1998.
5. 本間生夫: 呼吸運動療法の理論と技術. 第1版, メディカルレビュー, 東京, 2005.
6. アガメムノン・デスポプロス, ステファン・シルバーナグル (監訳 佐久間康夫): カラー図解よくわかる 生理学の基礎. 第1版, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 東京, 2005.
7. 小澤澗司, 福田康一郎: 標準生理学. 第7版, 医学書院, 東京, 2009.
8. 宮川哲夫: 呼吸筋トレーニング. 理学療法学. 15(2): 208 - 216, 1988.
9. De Troyer A: Respiratory muscle function. McGraw-Hill, New York, 1999.
10. Davis JN: Phrenic nerve conduction in man. J Neurol Neurosurg Psychiat. 30: 420 - 426, 1967.
11. 柳本真市, 真野行生, 高柳哲也: 筋ジストロフィーの呼吸機能の電気生理学的検討. 臨床脳波. 30(12): 805 - 810, 1988.
12. 名取徳彦, 佐藤元: PMDにおける横隔神経伝導時間. 臨床脳波. 26(4): 269 - 271, 1984.
13. Wolf E, Shochina M, Ferber I, Gonen B: Phrenic nerve and diaphragmatic involvement in progressive muscular dystrophy. Electromyogr Clin Neurophysiol. 21: 35 - 53, 1981.
14. 柳本真市, 真野行生, 榊原敏正, 高柳哲也: 筋萎縮性側索硬化症における呼吸機能の電気生理学的検討. 臨床脳波. 26: 51 - 54, 1986.
15. Gourie-Devi M, Ganapathy GR: Phrenic nerve conduction time in Guillain-Barre syndrome. J Neurol Neurosurg Psychiat. 48: 245 - 249, 1985.
16. 石井重利, 角南真一, 佐藤晁, 竹村喜弘: 糖尿病性ニューロパチーにおける横隔神経伝導時間. 神経内科. 25: 298 - 300, 1986.
17. 兵庫医科大学 呼吸リハビリテーション研究会 (編): 最新包括的呼吸リハビリテーション. 第1版, メディカ出版, 大阪, 2003.
18. 水野公輔, 上出直人, 平賀よしみ, 高相晶士, 福田倫也: Duchenne 型筋ジストロフィーにおける Sniff Nasal Inspiratory Pressure(SNIP)の再現性及び妥当性の検討. 理学療法学. 37(1): 41 - 46, 2010.
19. Agostoni E, Rahn H: Abdominal and thoracic pressures at different lung volumes. J Appl

- Physiol. 15(6) : 1087 - 1092, 1960.
20. Milic-Emili J, Mead J, Turner JM: Improved technique for estimating pleural pressure from esophageal balloons. *J Appl Physiol.* 19(2) : 207 - 211, 1964.
 21. Mier A, Moxham J, Green M: Twitch pressures in the assessment of diaphragm weakness. *Thorax.* 44 : 990 - 996, 1989.
 22. Bellemare F, Bigland-Ritchie B: Assessment of human diaphragm strength and activation using phrenic nerve stimulation. *Respiration Physiology.* 58 : 263 - 277, 1984.
 23. Moxham J, Morris AJR, Spiro SG, Edwards RHT, Green M: Contractile properties and fatigue of the diaphragm in man. *Thorax.* 36 : 164 - 168, 1981.

第3章 骨格筋と筋音図

3.1 はじめに

筋は骨格に付着している骨格筋と、血管や内臓の壁を構成する平滑筋、心臓を構成する心筋の3種類がある。骨格筋と心筋は細胞内の筋原線維の配列が規則正しく明瞭な横紋構造が認められることから横紋筋とも呼ばれる。一方、平滑筋にはこのような横紋構造がみられない。骨格筋の支配神経は体性神経であり、随意制御が可能な随意筋に分類される。これに対して心筋と平滑筋は自律神経に支配されるため、随意に働かすことができない不随意筋に分類される。なお、本論文で対象とする横隔膜は骨格筋に分類される。

さて、骨格筋は電氣的な興奮を引き金に収縮という機械的活動を発生させる。したがって、骨格筋の機能を評価するためには電氣的活動と機械的活動の双方を分析する必要がある。電氣的活動の評価には骨格筋の活動電位を記録する筋電図 (EMG) が広く使用されている。一方、機械的活動に関しては筋収縮力で代表されてきたが、近年、筋音図 (MMG) が新たな指標として注目を集めている。本論文では近年話題となっている MMG を横隔膜に応用するものである。

本章では、横隔膜の特徴を理解するとともに、これを計測する MMG の仕組みを知るために、骨格筋の構造と機能、および、MMG の基礎的知見について概説する。

3.2 骨格筋の構造と機能

3.2.1 骨格筋の構造 [1]~[5]

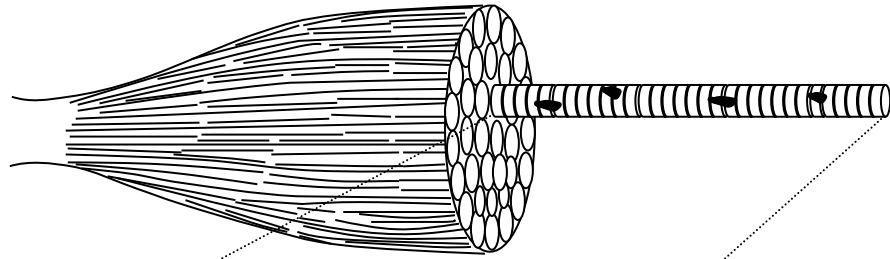
骨格筋は筋細胞が多数集まって構成される (図 3.1(a))。骨格筋細胞は、直径が約 $10\sim 150\ \mu\text{m}$ 、長さが数 mm から数十 cm におよぶ細長い細胞であり、筋線維とも呼ばれる (図 3.1(b))。筋線維は複数の核を持つ多核細胞であり、細胞質を筋形質、筋線維を覆う膜 (細胞膜) は筋鞘とも呼ぶ。

筋線維内にはさらに細い線維状の構造物があり、これを筋原線維と呼ぶ (図 3.1(c))。筋原線維は顕微鏡で観察した場合の濃淡の差によって、A 帯 (暗調)、I 帯 (明調) が交互にならび横紋を示す (図 3.1(d))。さらに詳細にみると、A 帯の中央部に明線があり、これを H 帯という。

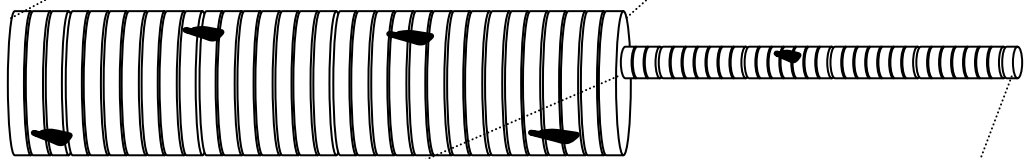
また、I 帯の中央部には暗線があり、Z 膜という。Z 膜-Z 膜間は筋節と呼ばれ、筋線維の長さに関わらずおよそ $2\sim 3\ \mu\text{m}$ である。筋の収縮はこの筋節の短縮によってもたらされる。筋節内にはミオシンフィラメントとアクチンフィラメントが存在し、ミオシンフィラメントは A 帯に位置し、アクチンフィラメントは Z 膜から伸び、アクチンフィラメントの間に入り込んでいる (図 3.1(d))。ミオシンフィラメントとアクチンフィラメントは全ての筋節において規則正しく配置され、その重なりが光の濃淡を生み、横紋を構成する。

筋細胞膜は、Z 膜の部位で垂直に陥入しており、これを横行小管と呼ぶ (図 3.2)。筋細胞の滑面小胞体は筋小胞体と呼ばれ、筋原線維の上でアクチンフィラメントやミオシンフィラメントの

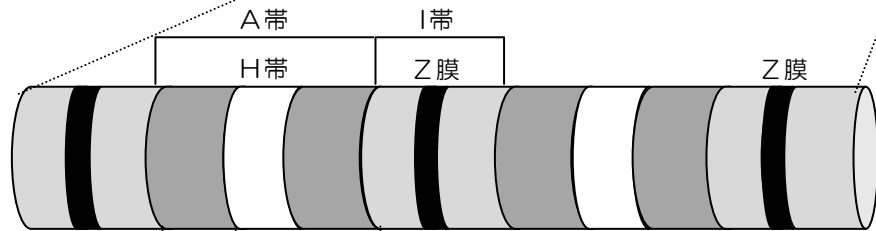
(a) 全筋



(b) 筋線維



(c) 筋原線維



(d) 筋フィラメント

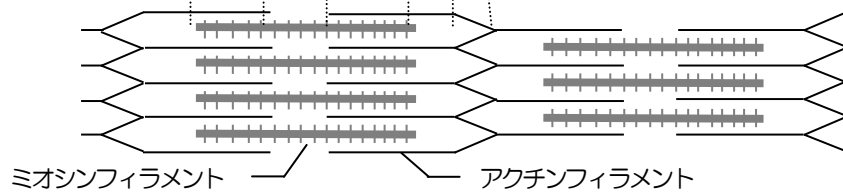


図 3.1 骨格筋の構造[6]を改変

走行と平衡して配列する.

3.2.2 活動電位と収縮機序

3.2.2.1 活動電位と伝導[7]

筋線維のみならず, 全ての細胞で同様に, 細胞膜の内外にはイオン組成と濃度の差が存在する. つまり, 細胞内にはカリウムイオン (K^+) が多く存在するのに対して, 細胞外はナトリウムイオン (Na^+) が多く含まれる. このイオン組成の違いは細胞内外に電位差を発生させる (図 3.3).

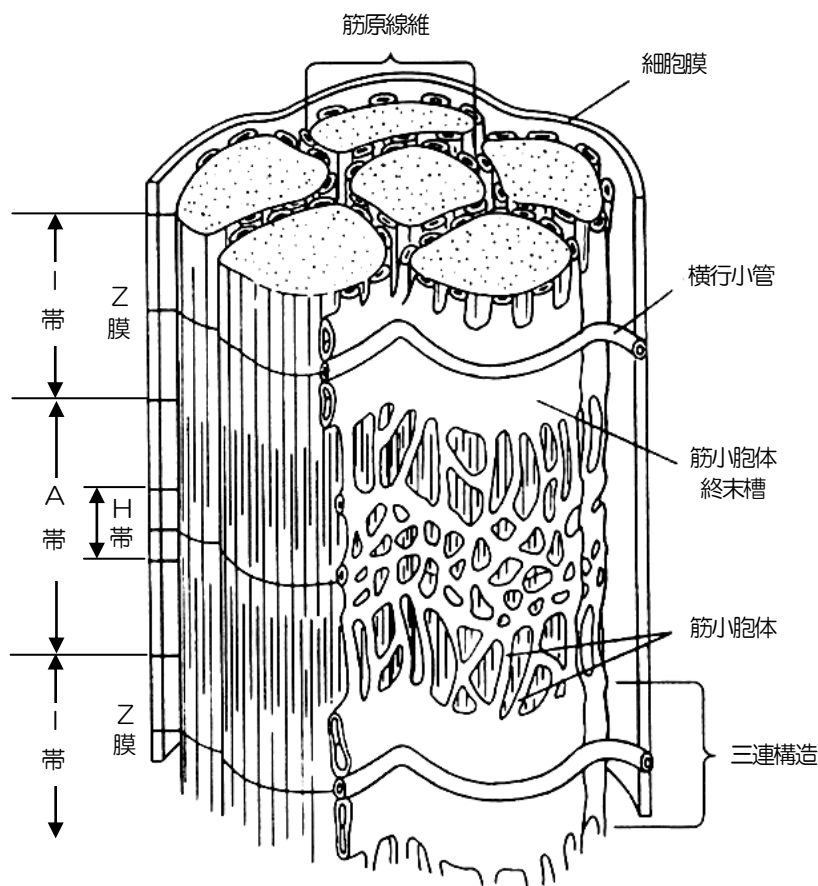


図 3.2 筋線維微細構造⁸⁾

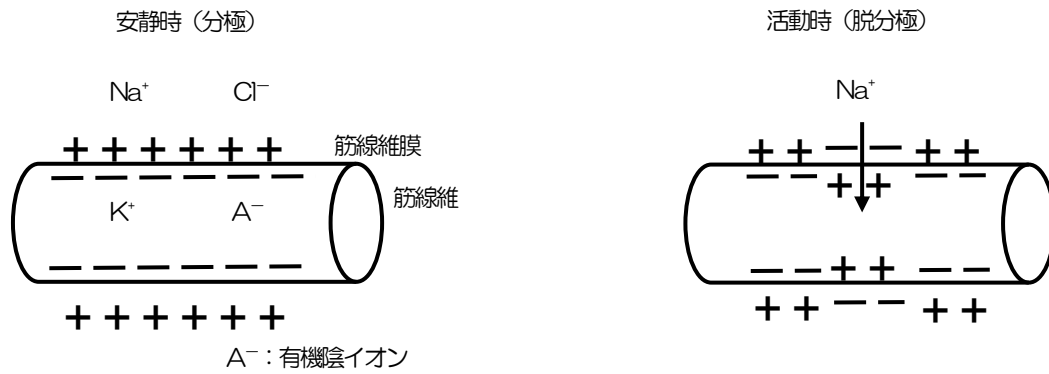
安静状態の骨格筋線維（筋細胞）内は細胞外に対して $-70\sim-90\text{ mV}$ の電位差を持つ（静止膜電位）。これら細胞内が細胞外に対してマイナスの電位にある状態を分極と呼ぶ。

神経終末槽より放出されるアセチルコリンは、筋細胞膜終板に存在するアセチルコリン受容体に結合し、この部分の細胞膜のイオン透過性を変化させ、 Na^+ の細胞内流入を可能とし静止膜電位を上昇させる（脱分極）。脱分極がある一定の値（閾値）に達すると、 Na^+ の膜透過性が急速に増加し、細胞内外の濃度勾配に沿って Na^+ が細胞内に流入し、細胞内は一気にプラス電位に転じる（活動電位の発生）。

発生した活動電位は、細胞内を通過して隣接する静止部に流れ込む。その結果、隣接部の細胞膜は脱分極されて活動電位を生じる。このように次々と隣接部を興奮させて活動電位を発生させ、興奮が細胞全体に伝導する。一本の骨格筋線維に発生した活動電位は、細胞内を両側性に伝導する。しかしながら、この活動電位は隣接する他の筋線維に伝達されることはない。

その後、細胞内がプラス電位になるにつれて K^+ の膜透過性は増大し、 K^+ が細胞外へ流出するた

(a) 活動電位発生時のイオンの動き



(b) 活動電位発生時の時間経過

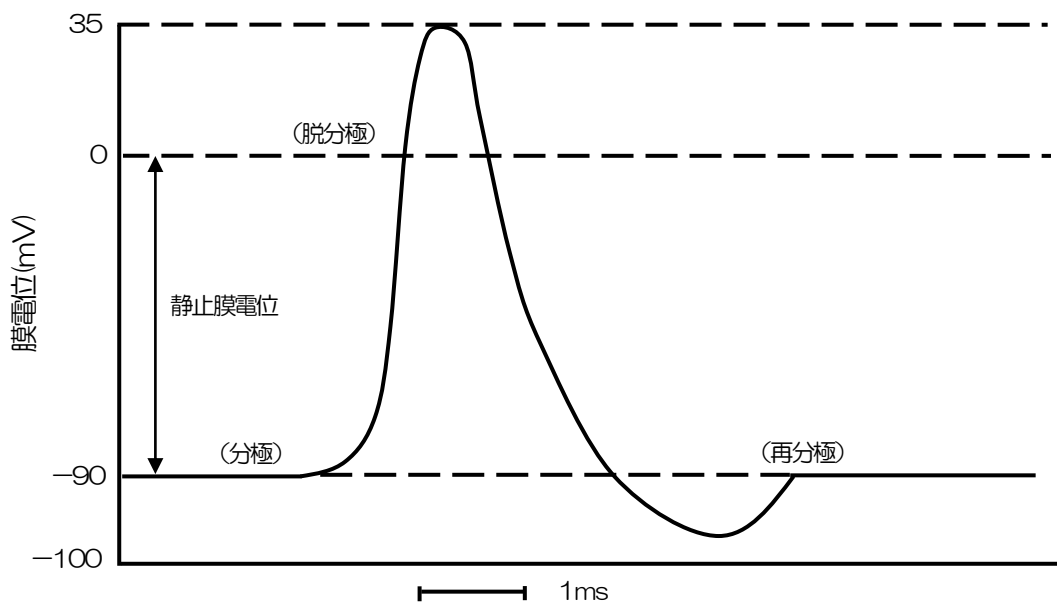


図 3.3 筋線維の活動電位¹⁾を改変

めに活動電位は頂点に達した後、急速に低下して再びマイナス電位に戻る（再分極）。すなわち、活動電位発生中に移動した Na^+ と K^+ は細胞膜上に存在するナトリウムポンプによって能動的に元の状態へと戻される。

活動電位は閾値以上の刺激であれば、刺激強度の大小に関係なく一定の大きさに発生する。活動電位のこのような性質を全か無の法則という。また、活動電位の脱分極と再分極相の間は、細胞が新たに興奮することはできず、この時期を絶対不応期と呼ぶ。なお、活動電位発生メカニズムは神経細胞も同様である。

3.2.2.2 神経－筋接合部の興奮伝達[2]

筋収縮の最初の引き金になるのは筋線維膜（細胞膜）の電氣的興奮，すなわち，活動電位の発生である．骨格筋は運動神経によって支配されており，運動神経の刺激で興奮する．運動神経の終末と筋細胞膜が隣接する部位は神経－筋接合部と呼ばれている．

筋細胞膜と接する運動神経終末にはアセチルコリンを含む小胞がある．運動神経の興奮が神経終末槽に達すると，小胞内のアセチルコリンが神経終末と筋細胞膜との間隙に放出される．神経終末下の筋細胞膜（終板）にはアセチルコリン受容体が存在し，これにアセチルコリンが結合することで筋細胞膜の終板部位に活動電位が発生する．この活動電位は筋細胞膜上を伝導し，横行小管を介して筋小胞体へと伝えられて筋収縮の引き金となる．

3.2.2.3 興奮－収縮連関[3]

筋原線維を取り巻く筋小胞体にはカルシウムイオン（ Ca^{2+} ）が蓄えられている．筋細胞膜の陥入した横行小管は，筋細胞膜の興奮（活動電位）を筋小胞体に伝える役目を担っている．筋小胞体は興奮の到達を合図に，そこに蓄えられている Ca^{2+} を筋細胞の細胞質へ放出し，アクチンフィラメントのトロポニンに結合する（図 3.4）．

アクチンフィラメントにはトロポニン，トロポミオシンという 2 つの調節タンパクが含まれて

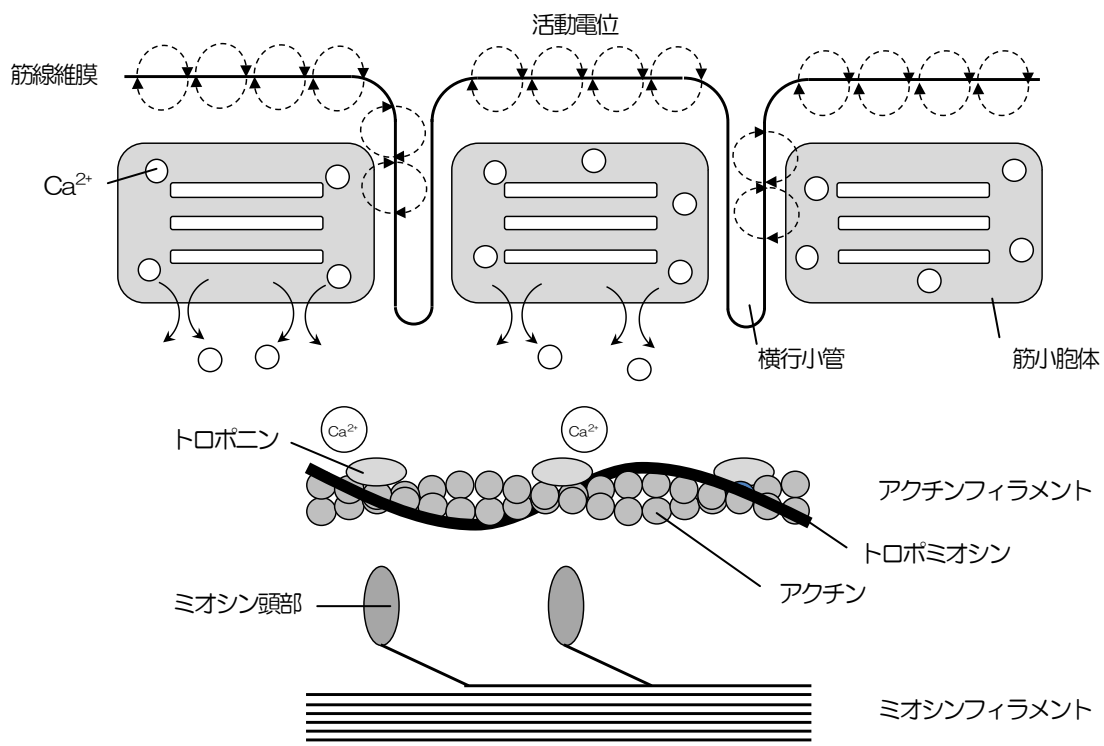


図 3.4 興奮収縮連関

おり、これらのタンパクがミオシンフィラメント頭部とアクチンフィラメントとの結合を抑制している。このため、安静状態の筋線維ではミオシンフィラメントとアクチンフィラメントは解離した状態にある。

ところがトロポニンには Ca^{2+} の結合部位があり、筋小胞体から放出された Ca^{2+} が結合すると、トロポニンとトロポミオシンの抑制作用がはずれ、ミオシンフィラメント頭部とアクチンフィラメントの結合が可能となる。ここに、エネルギーである ATP の作用が働くと、ミオシンフィラメント頭部の運動が開始し、筋収縮が実現する。これら筋細胞膜の興奮から収縮までの一連の過程を、興奮-収縮連関 (E-C coupling) という。

さらに、筋小胞体には、横行小管より興奮が伝わらない時には Ca^{2+} を回収する性質があり、トロポニンに結合した Ca^{2+} が筋小胞体に回収されると、トロポニンの抑制作用が回復し、筋は弛緩する。

3.3 筋音図

3.3.1 研究小史[9]

筋音図 (Mechanomyogram : MMG) は筋収縮時に発生する微細な側方振動を捉えた信号である。筋収縮に伴う微細な振動の発見は、1665年のGrimaldi[10]によって記載されたのが最初である。それは、親指を耳に当ててこぶしをかたく握った際に聞こえる音について解説したものであり、彼はその現象の起源を動物精气 (animal spirits) に帰着させた。その後、19世紀になり、Wollaston[11], Helmholtz[12], HerrounとYeo[13]によって体表面上の微細振動が科学的に研究され、筋の収縮特性と関連をもつことを報告した。しかしながら、当時信号を記録するための良好なトランスデューサがなく、計測・解析技術が十分でなかったため、ごく散発的に研究が行われるのみであった。

1948年、GordonとHolbourn[14]は、はじめてロッシェル塩クリスタルを利用したトランスデューサを使用し、体表面上の微細振動を電気信号に変換して記録した。そして、この振動が筋力に対応して変化することを報告した。さらに、1980年以降トランスデューサの開発や時間・周波数領域におけるコンピュータ化された信号処理技術の進歩によってMMG信号の研究が盛んに行われるようになった。しかしながら、MMGに関する研究数は現時点 (2011年現在) において原著論文数は300編余に過ぎず、未だ発展途上の信号ともいえる。

これまでMMG信号は多種様々な名称で記載されていたが、1993年にOrizio[15]はこの信号が機械的活動を反映することから「Mechanomyogram (MMG)」と呼ぶことを推奨した。また日本語の用語としては、「筋音図」が一般的に用いられている。

3.3.2 発生機序

筋線維は長軸方向に短縮するが、この際、その径の拡大・変形を引き起こす。筋線維径の拡大・変形は筋線維側方向に向けて一種の圧力波を発生させる。この圧力波が筋内を伝導し、体表面上に微細な振動を発生させる。MMGとはこの微細振動を捉えた信号であり、筋の機械的活動を反映する信号である[14][15]。

図3.5に電気刺激で誘発された単収縮時、および随意収縮時の加速度計で計測したMMG信号と、活動電位を捉えた表面EMG信号の典型波形を示した。体表面上で導出されるMMGは、多数の活動筋線維の圧波が時空間的に集合した波形として記録される。すなわち、EMGと同様に、電気刺激で誘発されるMMG信号は、刺激に同期して収縮する筋線維単収縮活動の加算波形として得られる。また随意収縮時には、不同期に活動する各筋線維の収縮活動の重畳により不規則信号の振る舞いを呈する。

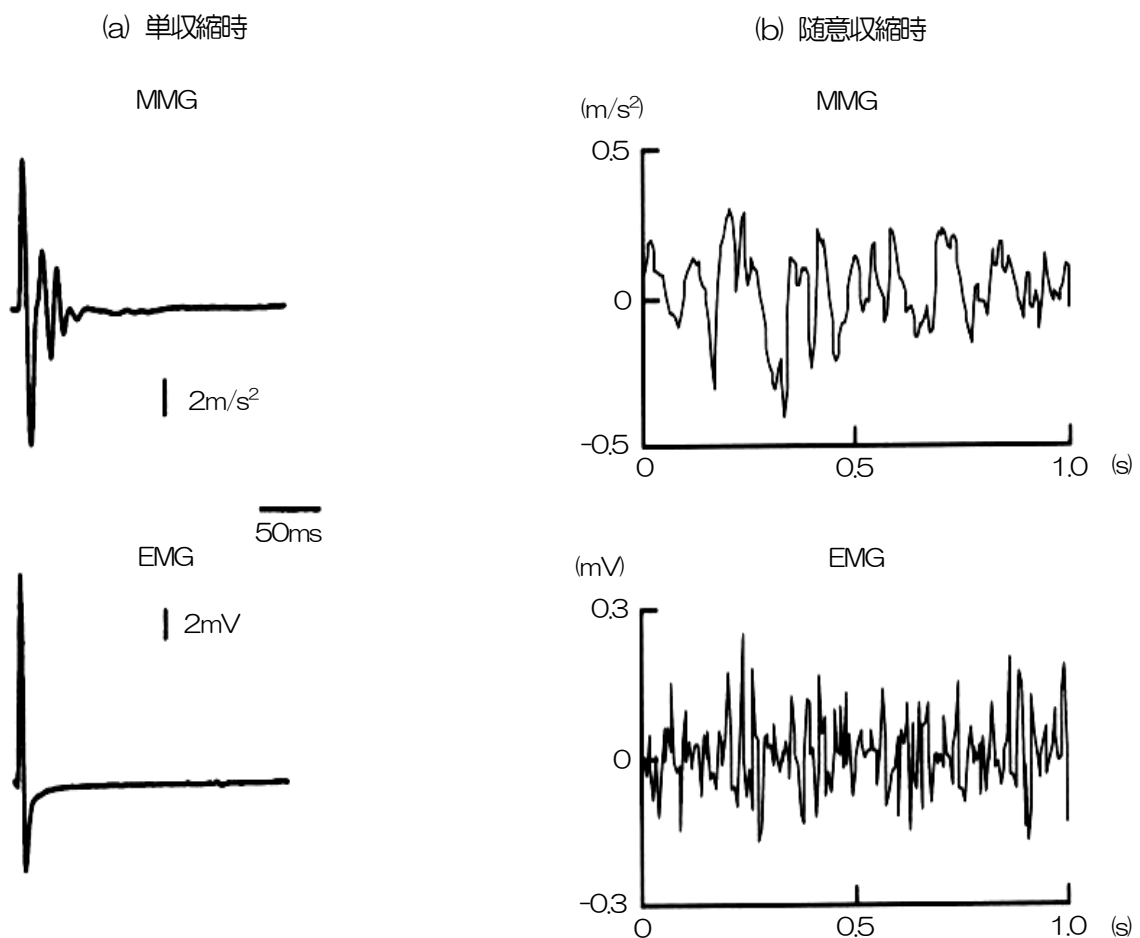


図 3.5 単収縮時および随意収縮時の MMG および EMG の典型例⁹⁾

3.3.3 筋音図の測定と記録[9]

MMG は微細振動を導出するため、外部の雑音振動を導出しやすい。そのため、四肢の体動をなるべく少なくし、体表面上に MMG トランスデューサをしっかりと固定しなければならない。さらに貼付位置は皮膚下に腱が存在しない筋腹上に配置する。現時点において、安定した MMG 信号を導出できる筋収縮様式は、筋や周囲組織の動きが少ない等尺性収縮であり、これまでの報告の多くがこの様式である。実際に計測された MMG は、EMG と同様に不規則な連続信号を導出する。MMG の周波数帯域は非常に狭く、雑音除去のためバンドパスフィルタの使用が不可欠である。随意収縮時においてバンドパスフィルタは低域カットオフ周波数が 2~5 Hz, 高域カットオフ周波数が 100~200 Hz で使用されることが多い。一方、誘発収縮時ではそれより周波数帯域が広がる。誘発収縮時には低域カットオフ周波数が 0.1~2 Hz, 高域カットオフ周波数が 100~1000 Hz と従来の報告では研究者によって大きく異なる。Barry[16]は加速度計で測定した単収縮時の誘発 MMG 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。したがって、誘発収縮時におけるサンプリング周波数は、約 1000 Hz の周波数が妥当であり、従来の報告でも 1000~5000 Hz が用いられている。

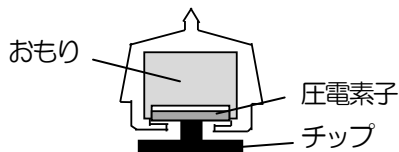
3.3.4 筋音図トランスデューサとその特性[9]

現在用いられている MMG 信号を計測するための主要なトランスデューサはピエゾ接触型センサ、コンデンサマイクロフォン（空気結合型）、加速度計の3種類である（図3.6）。

ピエゾ接触型センサの代表的なものとしては、心音マイクとして開発された Hewlett Packard 社製 21050A 型が多く使用されてきた（図3.6(a)）。この接触型センサは形状が大きく四肢などの大きな筋に対してのみ使用が可能である。また、重量も 100 g と重いため体表面を圧迫する可能性があることから信号の信頼性に疑問が残る。コンデンサマイクロフォンは軽量で、皮膚を圧迫するという問題はない（図3.6(b)）。しかし、通常空気室を介して MMG 信号を検出するために、トランスデューサ全体の構造や装着が複雑になる。さらに、空気室の形状やサイズに依存して周波数特性が変化する危険性を有する。一方、加速度計は小型で軽量のものが容易に入手可能であり、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（図3.6(c)）。また、加速度計の大きな利点は MMG 信号を物理的な単位（ m/s^2 あるいはG）で測定できることである。

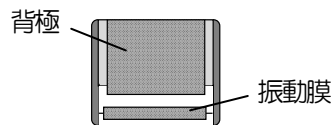
これらのトランスデューサは振動を検出する機構が異なっており、当然出力される物理量（変位・速度・加速度）にも違いがある。当然のことながら、記録される MMG 信号は使用したトランスデューサによって波形が異なる。ところが、異なるトランスデューサで導出した MMG 信号の物理特性を言及しないまま、その生理学的解釈や臨床知見が同じ土俵で論じられているのが現状であった。そこで、Watakabeら[17]は正弦波振動装置を用いて3種類のトランスデューサの応答を機械的に調べた。その結果、ピエゾ接触型センサとコンデンサマイクは体表面微細振動の変位を、加速度計は加速度を指示することを確認した。また、随意収縮時の MMG 信号の計測の結果から、

(a) ピエゾ接触型センサ
(Hewlett Packard 21050A)



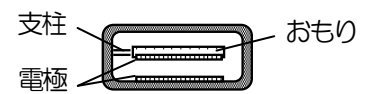
形状： 円筒状
寸法： 21.0φ×15.0 mm
重量： 100.0 g

(b) コンデンサマイクロフォン
(Panasonic WM034)



円筒状
12.7φ×100.0 mm
0.9 g

(c) 加速度計
(Kistler 8352A2)



板状
16.6×16.6×4.0 mm
2.1 g

図3.6 主要なMMGトランスデューサの概観と構造^{図を改変}

加速度計出力の二階積分の振幅スペクトルが接触型振動センサやコンデンサマイクロフォン出力のスペクトルと一致することを明らかにした[18]. このことから、ピエゾ接触型センサやコンデンサマイクロフォンによって導出したMMG信号は体表面微細振動の変位を、加速度計の記録はその加速度を反映すると結論づけた. しかし、ピエゾ接触型センサは固定法の如何によっては導出された信号が変位を指示することや、速度や加速度を指示することがあり、信頼性が疑わしい. また、コンデンサマイクロフォンは体動などのアーチファクトの影響を受けにくいという利点があるものの、空気室を介して信号を導出するため、空気室の容積によって出力信号が左右されてしまう問題が挙げられる[18]. 一方、加速度計は装着の簡便さ、小型軽量という利点を持つが、外乱振動等の影響を受けやすい問題が挙げられる. このため、加速度計は、静的収縮のみで使用が可能である. 今後、外部振動など雑音信号混入時にMMG信号を計測するには、現存のトランスデューサを改良あるいは、新たなトランスデューサを開発する必要がある.

3.3.5 筋音図信号と筋線維タイプ

筋線維は脊髄前角に細胞体を有する運動神経によって支配されている. 一つの運動神経の軸索(神経枝)は枝分かれして複数の筋線維に接合し、これを支配する. これら一つの運動神経細胞

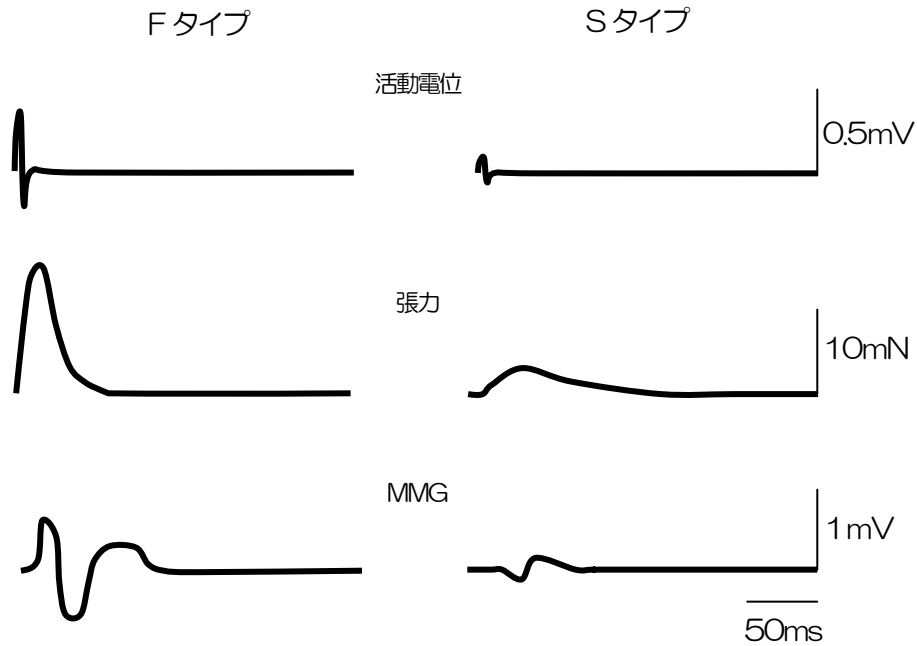


図3.7 単一運動単位の活動電位，張力，MMG典型波形^{[19]を改変}

と，それに支配される筋線維群を運動単位という．筋の解剖学的単位が個々の筋線維であるのに対して，筋収縮の機能的最小単位は運動単位であり，一つの運動神経細胞に支配される筋線維は全て同期して収縮する．

運動単位のタイプは，それを構成する筋線維収縮特性によって速筋型（Fタイプ）と遅筋型（Sタイプ）に大別される．速筋型のタイプII線維は，タイプI線維（Sタイプ）と比較して筋線維径も発生張力も大きい．このため，速筋型運動単位におけるMMGは，遅筋型と比較して大きな振幅を有する^[19]（図3.7）．さらに，タイプI線維は，比較的筋の深層に分布する^[20]．このため，体表面上までの信号の減衰を考えると，タイプI線維のMMGがよりその影響を受け易い．つまり，体表面上に導出されるMMG信号には，タイプII線維の特性がより強調されると考えられる．

3.3.6 筋音図信号と運動単位の動員

Orizioら^[21]は，運動単位の動員数とMMGの関係を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している．この電気刺激法は運動単位を「サイズの原理」に従って順次動員させることができる．その結果，MMG振幅は発火頻度をパラメータとして運動単位動員数が増えるにしたがって増大した（図3.8）．すなわち，筋線維の活動数に従ってMMG振幅が増大することを意味する．

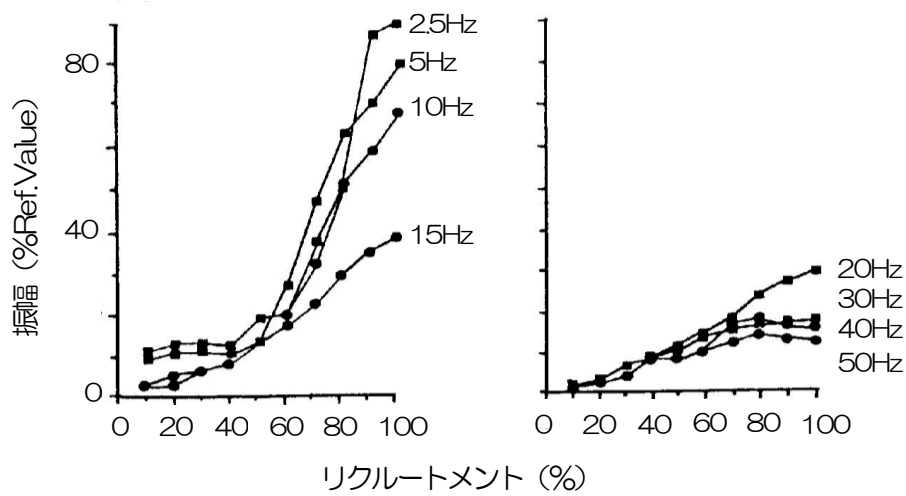


図3.8 運動単位の動員に伴うMMG振幅の変化^{[21]を改変}

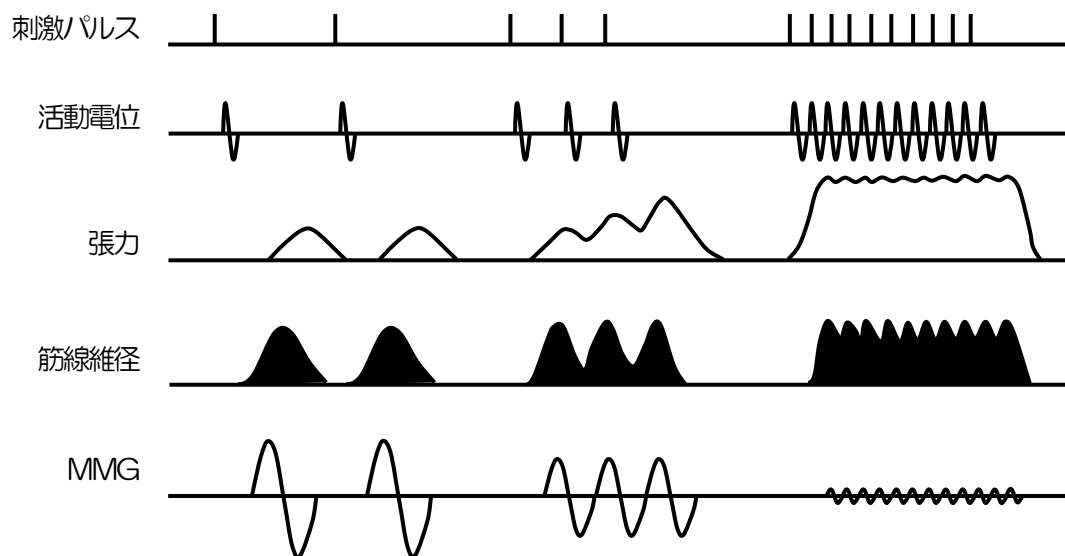


図3.9 筋線維収縮の融合過程におけるEMG, 張力, MMG^{[22]を改変}

3.3.7 筋音図信号の融合

MMGは、張力と同じように「融合」という特性を持つ。図3.9は、刺激パルスに対する活動電位、張力、MMG変化の模式図である。

まず、筋線維の活動電位が十分な間隔で発生する場合、筋線維張力は活動電位のタイミングに

合わせて収縮と弛緩を繰り返す（単収縮）。活動電位の間隔が短くなると、張力は安静状態に戻らず、単収縮が融合して張力の加重が発生する。それぞれの単収縮の間に不完全な弛緩を伴って融合している場合を「不完全強縮」と呼び、個々の収縮が完全に融合した状態を「完全強縮」と呼ぶ。張力は融合の程度が高い程大きくなる。

MMGは、筋線維収縮時の側方変形による微細振動が起源である。筋線維の側方変形は、筋線維が強縮に向かうにつれて融合し、その振動成分も著しく小さくなる。このため、MMGは活動電位の発生頻度やこれに伴う筋線維収縮頻度の上昇に伴って、振幅を減衰させる。一方、絶対不応期を持つ筋活動電位は、刺激頻度が上昇しても決して融合することはない。

参考文献

1. Guyton AC, Hall JE (監訳 早川弘一) : ガイトン臨床生理学. 第 11 版, 医学書院, 東京, 1999.
2. 二宮石雄, 安藤啓司, 彼末一之, 松川寛二(編) : スタンダード生理学. 第 4 版, 文光堂, 東京, 2004.
3. 石澤光郎, 富永淳 : 標準理学療法学・作業療法学 専門基礎分野 生理学. 第 2 版, 医学書院, 東京, 2004.
4. Ganong WF (監訳 岡田泰伸) : 医科 生理学展望. 原著 20 版, 丸善, 東京, 2002.
5. 真島英信 : 生理学. 改訂第 18 版, 文光堂, 東京, 2006.
6. 真島英信 : MINOR TEXTBOOK 生理学. 第 6 版, 金芳堂, 京都, 2001.
7. 廣瀬和彦 : 筋電図判読テキスト. 第 1 版, 文光堂, 東京, 1992.
8. Peachey LD: The sarcoplasmic reticulum and transverse tubules of the frog's Sartorius. *J Cell Biol.* 25 : 209 - 231, 1965.
9. 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.
10. Grimaldi FM: Physico-mathesis de Lumine. Coloribus et Iride. 338, 1665.
11. Wollaston WH: On the duration of muscular action. *Philos Trans R Soc London.* 100 : 1 - 15, 1810.
12. Helmholtz HLF: Ueber den muskeltone. *Monatsber Akad Wiss Berlin.* 5 : 307 - 310, 1864.
13. Herroun EF, Yeo GF: Note on the sound accompanying the single contraction of skeletal muscle. *J Physiol.* 6 : 287 - 292, 1885.
14. Gordon G, Holbourn AHS: The sounds from single motor units in a contracting muscle. *J Physiol.* 107 : 456 - 464, 1948.
15. Orizio C: Muscle sound bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit Rev Biomed Eng.* 21(3) : 201 - 243, 1993.
16. Barry DT: Vibrations and sounds from evoked muscle twitches. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 32 : 35 - 40, 1992.
17. Watakabe M, Itoh Y, Mita K, Akataki K: Technical aspects of mechanomyography recording with piezoelectric contact sensor. *Med Biol Eng Comput.* 39 : 557 - 561, 1998.
18. Watakabe M, Mita K, Akataki K, Itoh Y: Mechanical behavior of condenser microphone in mechanomyography. *Med Biol Eng Comput.* 39 : 557 - 561, 2001.
19. Bichler E: Mechanomyograms recording evoked contractions of single motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. *Eur J Appl Physiol.* 83 : 310 - 319, 2000.
20. Lieber RL, Ljung BO, Friden J: Intraoperative sarcomere length measurements reveal differential design of human wrist extensor muscle. *J Exp Biol.* 200 : 19 - 25, 1997.

21. Orizio C, Solomonow M, Baratta R, Veicsteinas A: Influence of motor units recruitment and firing rate on the soundmyogram and EMG characteristics in cat gastrocnemius. *J Electromyogr Kinesiol.* 2 : 232 - 241, 1993.
22. 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 : 595 - 607, 2002.

第4章 横隔膜筋音図信号の再現性評価と最適導出位置の分析

4.1 はじめに

横隔膜は安静呼吸運動の約 8 割を担う重要な器官であり、これの機能低下は呼吸不全に直結すると言っても過言ではない。このため、横隔膜の機能を計測・評価することは生命維持の観点からも重要であり古くから取り組まれてきた。骨格筋である横隔膜の機能評価に際しては、その電氣的活動と機械的活動の双方を分析する必要がある[1],[2]。しかしながら、胸腔と腹腔を隔てる横隔膜の機能を非侵襲に捉えることは、胸部を介してのアプローチとなるために容易ではない。

その中、横隔膜の電氣的活動に関しては、体表面より活動電位を導出する表面筋電図 (EMG) 法が広く用いられてきた。特に、横隔神経刺激を用いた誘発 EMG 法は、共同筋の影響を受けずに横隔膜の電氣的活動を記録し得る画期的な手法として 1967 年の Davis の報告以来、広く臨床現場で用いられてきた[3]~[9]。一方、四肢筋のように直接収縮力を計測することが困難な横隔膜については、その機械的活動 (収縮機能) に関する報告は非常に少ない。唯一、横隔膜の機械的活動の評価指標として挙げられるのは、侵襲的な経横隔膜圧法である。本法は食道と胃にバルーンカテーテルを留置し、胸腔内圧と腹腔内圧差より横隔膜収縮機能を評価するものである[10]~[12]。しかしながら、被験者への負担が大きい本手法は広く利用される手法ではない。

そこで本研究では筋音図 (MMG) を導入することとした。MMG は収縮筋線維の拡大変形を起源とする信号であり、筋の機械的活動を反映する[13],[14]。MMG は体表面より導出が可能なことから筋力の計測が困難な様々な筋への応用が期待されている。横隔膜に対しても Petitjean らによって MMG の応用が試みられている[15]~[17]。彼らは、誘発 EMG と同様に、横隔神経刺激によって横隔膜の単収縮を誘発させ、その際の MMG 振幅と、胃・食道内圧差との間に高い相関関係が存在することを報告した[15]。横隔膜の収縮機能評価に対する MMG の応用は、呼吸筋に支障をきたす神経筋疾患や拘束性肺疾患の病態や病状を判定する臨床的診断や、呼吸リハビリテーションの効果判定など、臨床での幅広い利用が期待される。しかしながら、横隔膜に対する MMG の応用はその可能性を見出した範疇であり、Petitjean ら以降、横隔膜 MMG に関する研究報告は見当たらない。このため、臨床での実用的な利用を実現するための基礎的課題は未だ解決されていない。

そこで、本研究では、まず、横隔膜 MMG の再現性について評価することとした。横隔膜 MMG に限らず全ての生体信号の臨床応用に際しては、その信号の再現性を把握することは重要である。つまり、信号の変化が機能変化によるものか否かの判断は、診断基準を左右することに繋がる。このため計測される信号の再現性の程度を明確にしておくことは必須である。

加えて、本研究では横隔膜 MMG の最適導出位置についても検討することとした。横隔膜は胸部下口から第 5 肋間レベルまでの広範囲に位置する。それにもかかわらず、最も高感度で MMG を記録し得る部位についてシステマティックに比較検討した報告は見られない。高感度記録を目

指す最適導出位置の規定は、信号の SN 比を上げるのみならず、臨床現場における信号導出の標準化にも繋がる。

以上のことから、本章では横隔膜 MMG の臨床実用を目指し、その基礎的研究として横隔膜 MMG 信号の再現性と最適導出位置について検討することを目的とした。

4.2 方法

4.2.1 被験者

被験者は呼吸器系および筋・神経系に疾患履歴を持たない健常成人男性 9 名とした。各被験者の身体的特性および一般的な肺機能を表 4.1 に示す。実験に先立ち、被験者は研究目的・実験内容について十分な説明を受け、研究参加の同意書に署名した。なお、本研究は星城大学研究専門倫理委員会の審査および承認を得た（承認番号：2008C0013）。

表 4.1 被験者の身体的特性と肺機能

被験者	年齢	身長 (cm)	体重 (kg)	%肺活量	1 秒率
A	25	165.0	56.0	100.4	96.7
B	21	175.0	75.0	100.7	95.8
C	23	171.5	60.0	98.2	94.3
D	22	173.0	67.0	115.6	110.6
E	21	167.0	64.6	107.5	100.8
F	21	173.7	67.6	104.4	103.9
G	21	169.8	55.0	104.7	102.5
H	21	175.9	66.0	95.2	96.7
I	21	169.5	57.8	95.1	93.4
平均	21.8	171.2	63.2	102.4	99.4
標準偏差	1.4	3.7	6.5	6.5	5.6

4.2.2 電気刺激

横隔膜の収縮は経皮的電気刺激を用いて誘発させた。刺激は右頸部の横隔神経に対して表面刺激電極（日本光電，NM-420S）を用いて加えた。電気刺激には誘発電位・筋電図検査装置（日本光電，Neuropack μ ）を使用した。刺激電流は持続時間 0.2 ms 幅の矩形波，刺激強度は最大上とし，右横隔膜の単収縮を誘発させた。

4.2.3 測定

MMG は小型加速度計（メディセンス，MP110-10-101，W9×L9×H5 mm，0.75 g）を用いて導出した。加速度計の周波数特性は DC~1 kHz で平坦な特性が保証されている。記録された MMG 信号は 0.1~1 kHz のバンドパスフィルタを介して増幅した（メディセンス，MPS110）。加速度計の貼付位置は，第 7，第 8，第 9 肋間を対象に第 9 肋間縁矢状線（a 線）上と，中腋窩線と a 線との中線（b 線）上の計 6 箇所（図 4.1）に貼付した。以後，a 線上の導出位置をそれぞれ 7a，8a，9a とし，b 線上の導出位置をそれぞれ 7b，8b，9b と表す。なお，導出位置は超音波画像より，貼付箇所直下に横隔膜が存在していることを事前に確認している。

EMG は Ag-AgCl 表面皿電極（日本光電，NM-312S，直径 1 cm）を用いて導出した。電極間距離は先行報告[3]と同様に 3 cm とし，陽極を加速度計の体側位置に貼付した。陽極電極の貼付に際しては，加速度計に出来る限り隣接して貼付した。このため，陽極電極中心と加速度計中心間の距離は概ね 2 cm 以内となった。記録された EMG 信号は 5~1 kHz のバンドパスフィルタを介して増幅した（日本光電，Neuropack μ ）。増幅された MMG および EMG 信号は 4 kHz で A/D 変換し（AD Instruments，ML880 Powerlab 16/30），パーソナルコンピュータに取り込んだ。

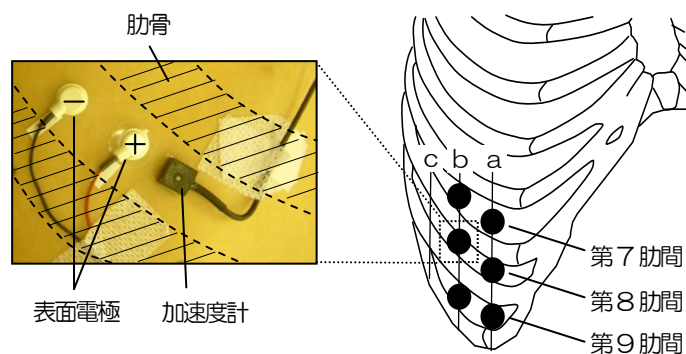


図 4.1 電極配置の模式図。a：第 9 肋間縁矢状線，b：a-c 線の中線，c：中腋窩線

表 4.2 各セッションの信号導出位置

導出位置	セッション 1	セッション 2	セッション 3
7a	●		
7b			●
8a	●	●	●
8b		●	
9a	●		
9b			●

4.2.4 実験手順

実験は 3 つのセッションに区分して行った。各セッションの信号導出位置を表 4.2 に示す。ここで、導出位置 8a は基準導出位置とし、全セッションを通して記録された。

被験者の姿勢は安静仰臥位とし、安静呼気終末に刺激を挿入した。なお、安静呼気終末は、被験者の胸・腹部が呼吸周期内で最も沈む位相と規定し、これを視察で確認した。刺激の挿入は 1 セッションにつき 8 回とした。また、前セッションの影響を回避するため、セッション間には 5 分以上の休息期間を設けた。

4.2.5 統計分析

信号再現性の評価は級内相関係数 (Intraclass correlation coefficient : ICC) を使用した[18]。本研究では Shrout ら[19]の分類の ICC(1,1)(式(1))を用いて被験者内の再現性を評価し、ICC(2,1)(式(2))を用いてセッション間の再現性を評価した。

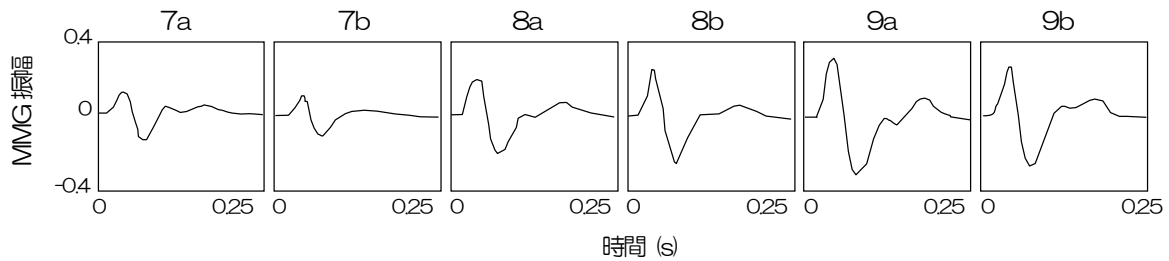
$$ICC(1,1) = \frac{BMS - WMS}{BMS + (k-1)WMS} \quad (1)$$

$$ICC(2,1) = \frac{BMS - EMS}{BMS + (k-1)EMS + k(SMS - EMS)/n} \quad (2)$$

ここで、k は計測回数、n は被験者数を示す。また、BMS (between-subjects mean square) は被験者間分散、WMS (within-subject mean square) は被験者内の分散、SMS (between-sessions mean square) はセッション間分散であり、EMS (error mean square) は被験者とセッション間の交互作用の分散を示す。

各値の有意差検定は Tukey HSD 法を用いて多重比較を行った。統計学的有意水準は危険率 5% 未満を有意、10 %未満を有意傾向ありとした。

(a) MMG (G)



(b) EMG (mV)

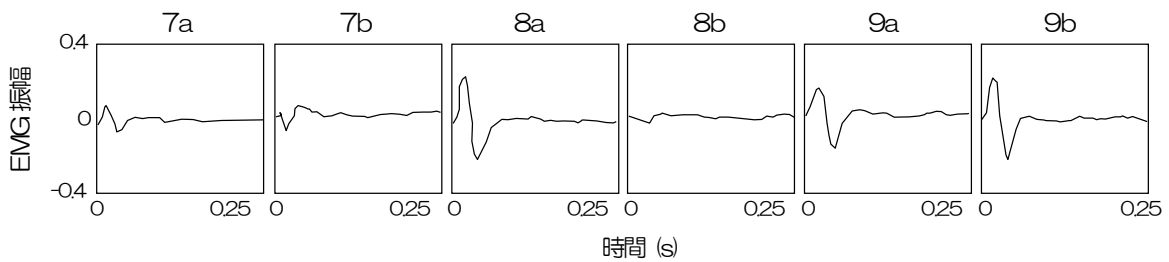


図 4.2 MMG および EMG 信号の典型波形

4.3 結果

各導出位置で記録された MMG と EMG の典型波形を図 4.2 に示した. MMG, EMG 信号はともに導出位置において振幅の大きな違いが観察された. そこで, 各波形の最大振幅 (peak to peak 振幅) を算出し, 再現性と最適導出位置を確認することとした. 表 4.3 に各被験者の MMG と EMG 信号の最大振幅を示した.

4.3.1 級内相関係数

表 4.4 は各信号の ICC(1,1)の結果である. すなわち, 各導出位置で 8 回計測された信号振幅について, 被験者を因子として ICC(1,1)を求めた. その結果, MMG の ICC は 7b が最も低い 0.851 を示し, その他の導出位置では 0.950 以上の値となった. また, EMG も 7b のみが 0.946 と他導出位置より低く, これ以外の導出位置は 0.980 以上となった.

次いで, 全セッションを通して計測された 8a について, MMG と EMG の ICC(2,1)を算出した. ここでは被験者とセッションの両方を因子とした. その結果, MMG は 0.940, EMG は 0.948 を示した.

4.3.2 各導出位置での振幅比較

図 4.3 は, 各導出位置で記録された MMG と EMG 振幅の被験者平均を振幅順に並べている. なお, 8a はセッション区分を取り除き, 24 回分のデータの平均値を各被験者の代表値として使

表 4.3 MMG および EMG 振幅

(a) MMG (G)

被験者	セッション 1 導出位置			セッション 2 導出位置		セッション 3 導出位置		
	7a	8a	9a	8a	8b	7b	8a	9b
A	0.628 ±0.057	0.903 ±0.048	0.489 ±0.022	1.064 ±0.052	1.278 ±0.081	0.464 ±0.026	0.845 ±0.027	0.835 ±0.030
B	0.374 ±0.036	0.458 ±0.041	0.765 ±0.040	0.498 ±0.010	0.329 ±0.016	0.239 ±0.017	0.450 ±0.024	0.677 ±0.030
C	0.327 ±0.015	0.449 ±0.011	0.685 ±0.012	0.443 ±0.011	0.304 ±0.013	0.206 ±0.018	0.466 ±0.024	0.589 ±0.024
D	0.420 ±0.024	0.591 ±0.027	0.756 ±0.030	0.626 ±0.015	0.557 ±0.024	0.162 ±0.010	0.635 ±0.019	0.768 ±0.024
E	0.299 ±0.006	0.454 ±0.011	0.740 ±0.015	0.562 ±0.014	0.540 ±0.016	0.211 ±0.011	0.437 ±0.014	0.546 ±0.021
F	0.243 ±0.013	0.529 ±0.014	0.781 ±0.053	0.577 ±0.025	0.807 ±0.037	0.291 ±0.074	0.559 ±0.014	0.807 ±0.037
G	0.600 ±0.018	0.887 ±0.013	0.895 ±0.014	0.942 ±0.023	0.867 ±0.025	0.406 ±0.084	0.917 ±0.017	0.867 ±0.032
H	0.543 ±0.027	0.843 ±0.017	0.937 ±0.025	0.797 ±0.024	0.434 ±0.015	0.293 ±0.013	0.796 ±0.022	0.723 ±0.025
I	0.139 ±0.033	0.501 ±0.023	0.653 ±0.022	0.549 ±0.024	0.450 ±0.025	0.253 ±0.022	0.532 ±0.021	0.519 ±0.018
平均 ±標準偏差	0.397 ±0.167	0.624 ±0.196	0.745 ±0.132	0.673 ±0.213	0.619 ±0.314	0.281 ±0.098	0.626 ±0.183	0.704 ±0.128

(b) EMG (mV)

被験者	セッション 1 導出位置			セッション 2 導出位置		セッション 3 導出位置		
	7a	8a	9a	8a	8b	7b	8a	9b
A	0.384 ±0.034	0.426 ±0.023	0.334 ±0.026	0.490 ±0.009	0.168 ±0.011	0.158 ±0.003	0.386 ±0.007	0.398 ±0.016
B	0.092 ±0.009	0.262 ±0.007	0.301 ±0.020	0.277 ±0.008	0.133 ±0.006	0.099 ±0.005	0.285 ±0.008	0.219 ±0.013
C	0.069 ±0.009	0.326 ±0.012	0.291 ±0.006	0.323 ±0.009	0.151 ±0.005	0.110 ±0.005	0.352 ±0.015	0.187 ±0.015
D	0.209 ±0.005	0.446 ±0.011	0.542 ±0.010	0.383 ±0.012	0.207 ±0.011	0.109 ±0.003	0.399 ±0.005	0.094 ±0.020
E	0.149 ±0.006	0.454 ±0.005	0.328 ±0.006	0.536 ±0.017	0.052 ±0.010	0.157 ±0.009	0.574 ±0.024	0.491 ±0.025
F	0.100 ±0.008	0.336 ±0.012	0.405 ±0.016	0.389 ±0.009	0.144 ±0.011	0.207 ±0.050	0.397 ±0.011	0.083 ±0.015
G	0.802 ±0.007	0.744 ±0.008	0.511 ±0.006	0.765 ±0.018	0.566 ±0.019	0.378 ±0.019	0.828 ±0.028	0.800 ±0.013
H	0.111 ±0.009	0.592 ±0.017	0.498 ±0.022	0.581 ±0.017	0.259 ±0.019	0.240 ±0.022	0.608 ±0.029	0.057 ±0.011
I	0.301 ±0.018	0.306 ±0.005	0.635 ±0.023	0.367 ±0.009	0.102 ±0.009	0.234 ±0.024	0.338 ±0.012	0.083 ±0.012
平均 ±標準偏差	0.246 ±0.233	0.433 ±0.154	0.427 ±0.123	0.457 ±0.153	0.198 ±0.150	0.188 ±0.089	0.463 ±0.174	0.268 ±0.251

表 4.4 MMG および EMG 振幅の級内相関係数 (ICC (1,1))

	セッション 1 導出位置			セッション 2 導出位置		セッション 3 導出位置		
	7a	8a	9a	8a	8b	7b	8a	9b
MMG	0.970	0.983	0.954	0.986	0.988	0.851	0.987	0.957
EMG	0.996	0.993	0.982	0.993	0.994	0.946	0.989	0.996

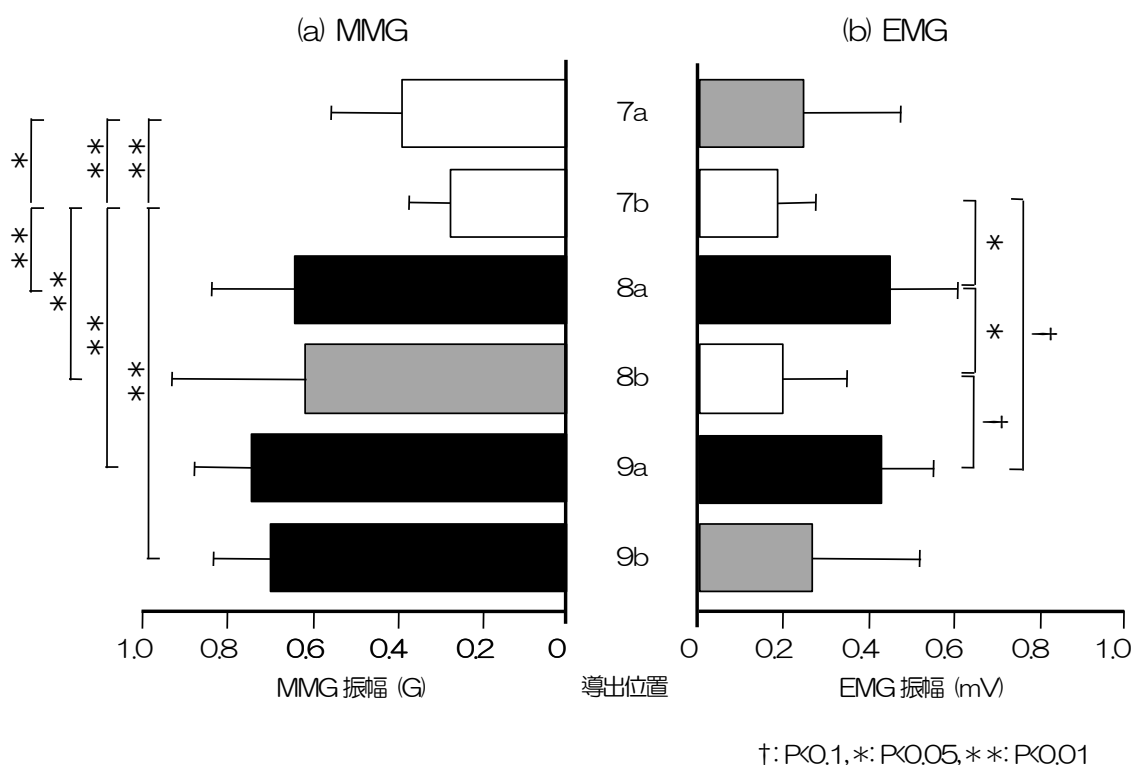


図 4.3 MMG および EMG 振幅の導出位置間での比較

用した (8a MMG: 0.641 ± 0.195 G, 8a EMG: 0.451 ± 0.158 mV).

まず, MMG は第 9 肋間 (9a, 9b) → 第 8 肋間 (8a, 8b) → 第 7 肋間 (7a, 7b) の順に信号振幅が小さくなった (図 4.3(a)). 有意差検定の結果, 9a, 9b, 8a の MMG 振幅は, 第 7 肋間 (7a, 7b) と比較して有意に大きいことが示された ($p < 0.05$). そこで, 9a, 9b, 8a を High と分類し, 7a と 7b を Low に分類した. 一方, 8b は最も振幅が小さい 7b に対してのみ有意差 ($p < 0.01$) が認められたことから, これを Middle に分類した.

EMG 振幅についてみると, 8a と 9a が 8b および 7b に対してそれぞれ有意 (8a : $p < 0.05$) ま

たは有意傾向 (9a : $p < 0.1$) を有して大きかった (図 4.3(b)). このため, 8a と 9a を High とし, 8b と 7b を Low に分類した. これに対して振幅の大きさが中位である 9b と 7a は, 何れの導出位置に対しても有意差を示さなかった. そこで 9b と 7a を Middle に分類した. これら各導出位置における両信号の振幅を比較した結果, MMG, EMG とともに High に分類される導出位置は 8a と 9a であった.

4.4 考察

横隔神経刺激を用いた横隔膜の誘発 EMG は, Davis[3]を始めとする諸家によって臨床的応用がなされてきた[4]~[9]. 一方, 横隔膜に対する MMG の適用は始まったばかりであり, 臨床応用に向けた測定方法の検討が必須課題である. そこで本研究では, 複数箇所より導出した横隔膜 MMG 信号の再現性と最適導出位置について, すでに広く用いられてきた横隔膜 EMG と比較検討することとした.

4.4.1 再現性の評価

信号の再現性は, 横隔神経刺激による誘発 MMG および EMG 振幅を級内相関係数 (Intraclass correlation coefficient : ICC) を用いて評価した. ICC は測定対象 (object of measurements) の分散が全分散に占める割合と定義される[20]. 本研究では各導出位置で記録された信号振幅の再現性を Shrout の分類で示される ICC(1,1)で評価した[19]. その結果, MMG の ICC は 7b が最も低い 0.851 となり, その他の導出位置では 0.950 以上の高い値が得られた. 同時に計測された EMG 振幅も 7b のみが 0.946 と低く, その他の導出位置は 0.980 を超える高値であった. Bartko[18] は, ICC による再現性の評価として, ICC 0.81~1.00 を excellent, 0.61~0.80 を good, 0.60 以下を poor と分類している. これに従えば, 本研究の横隔膜 MMG は EMG と同様に, 何れの導出位置においてもその再現性は excellent に分類され, 臨床応用に耐えうる高い再現性を示した.

次いで 3 セッションを通して計測された 8a を対象に, ICC(2,1)を用いたセッション間の再現性を評価した. その結果, 8a の ICC(2,1)は MMG も EMG も共に 0.940 以上の高値となり, excellent に分類される高い再現性を有した. このことは, 実験施行が 3 セッション間でほぼ一様に遂行されたことを示唆し, 全ての結果を一律に取り扱うことの妥当性を示す. そこで, 後述する最適導出位置の検討では, セッション区分を取り除き, 全データを一律に比較することとした.

4.4.2 最適導出位置の検討

先行する横隔膜 MMG の研究報告によれば, その導出位置は第 8 肋間のみに限られてきた[15]~[17]. このことは, 臨床で使用されている横隔膜 EMG の記録法に基づいて行われているようである. しかし, 横隔神経刺激による横隔膜 EMG の記録においても, その最適導出位置に関しては未だ統一した見解は得られていない. すなわち, 先行報告における横隔膜 EMG の記録は,

①鎖骨中線上または、前腋窩線と剣状突起との中線上の第7~第9肋間[7],[9],[21], ②前腋窩線上の第7~第8肋間[3],[4]~[6],[8],[22],[23]からの記録に大別される。そこで、本研究では、鎖骨中線上または前腋窩線と剣状突起との中線に相当する第9肋間縁矢状線上(a線)と、前腋窩線近傍として中腋窩線とa線の中線上(b線)を対象に、第7~第9肋間の6箇所よりEMGとMMG信号を導出し、その振幅より最適導出位置を検討することとした。

4.4.2.1 EMG

Glerantら[21]は、前腋窩線から剣状突起間の第6~第8肋間上に貼付した12対のマルチ電極を用いて横隔膜EMGを記録し、その最適導出位置を検討した。その結果、横隔膜EMGの最適導出位置は被験者毎に異なることを結論づけた。しかしながら、彼らの結果は5名中3名の被験者が鎖骨中線近傍で最大振幅を示していた。本研究結果でも、EMG振幅は8a, 9a (High) →7a, 9b (Middle) →7b, 8b (Low)の順に大きく、第9肋間縁矢状線上(a線上)が前腋窩線近傍(b線上)よりもEMG振幅が大きくなることを示した。このことから、横隔膜EMGの導出は、前腋窩線近傍と比較して、より内側にある第9肋間縁矢状線上(a線上)での記録が推奨された。

次いで肋間レベルについてみると、8a →9a →7aの順に振幅が大きかった。これら3導出位置間に統計的有意差は認められなかったが、8a, 9aと比較して7aは振幅が小さい傾向にあった(7a: 0.246 ± 0.233 mV, 8a: 0.451 ± 0.158 mV, 9a: 0.427 ± 0.123 mV)。加えて、被験者9名中8名が8aまたは9aにおいて最大振幅を示していた(表4.3)。以上のことから、横隔膜EMGの最適導出位置は第9肋間縁矢状線上の第8および第9肋間と規定することが妥当であると考えた。

4.4.2.2 MMG

MMG振幅はaおよびb線上よりも肋間レベルでの振幅差が顕著であった。つまり、第7肋間(7a,7b)のMMG振幅は、第8(8a,8b)、第9肋間(9a,9b)と比較して統計学的にも有意に小さいことが示された。このことは、横隔膜の解剖学的、運動学的機構に依存することが考えられる。横隔膜は下位肋間部で胸郭内部と接する“zone of apposition (ZA)”を形成する。ZA部は横隔膜が最も体表面近くに存在するとともに[24]~[27]、横隔膜収縮時に最も大きく形状が変化する部位である[26]。すなわち、ZA部は横隔膜内でMMGが最も感度高く導出され得る部位と考えられる。安静呼気終末時(刺激挿入時)のZA部は下位肋骨起始部から第8肋間までに形成される[27]。そして、第8肋間以上の横隔膜は胸郭内膜から離れ、体表面から遠ざかる[28]。このことから、横隔膜MMGは、最も動きの大きいZA部が形成される第8、第9肋間にて高感度の記録が可能であり、最適導出位置として至当と考えた。

なお、誘発MMGの記録に際しては、刺激入力量を確認する上で、EMGを同時記録することが重要である。本研究の結果を総括すると、横隔膜EMGの最適導出位置は第9肋間縁上の第8、第9肋間であり、MMGはZA部が形成される第8、第9肋間であった。従って、横隔膜MMG

と EMG の同時記録に際しては、第 9 肋間縁矢状線上の第 8 肋間または第 9 肋間が最適であると結論付けた。

4.5 まとめ

横隔膜の電氣的活動を反映する EMG と機械的活動を反映する MMG の同時計測は横隔膜の機能評価により多くの情報を提供する。すなわち、従来用いられてきた誘発 EMG は横隔神経の興奮伝導や、神経・筋接合部の刺激伝達機構、横隔膜筋線維の興奮発生様式など神経・筋の電氣的活動の機能評価を可能とする。これに加えて MMG 信号を記録することで、横隔膜の電気 - 機械効率や収縮特性など、多岐にわたる横隔膜機能の分析が期待される。本研究では、横隔膜 MMG の臨床実用を目指し、その基礎的研究として級内相関係数を用いた MMG 信号の再現性の評価と横隔膜 MMG 信号計測の最適導出位置について検討した。実験では、横隔神経刺激による横隔膜単収縮時に、第 7 から第 9 肋間の計 6 箇所より MMG と EMG を記録した。その結果、MMG は EMG と同様に何れの導出位置においても優れた再現性を示し、臨床応用に耐え得る信号であることが示された。また、MMG 振幅を各導出位置で比較した結果、第 8 および 9 肋間でより高い振幅を示すことが明らかにされた。EMG の最適導出位置を含めて考えると、同時計測に際しては第 9 肋間矢状線上の第 8 あるいは 9 肋間で導出することが推奨された。

参考文献

1. 橋本成広：生体計測工学入門. 第1版, コロナ社, 東京, 2000.
2. 内山靖, 小林武, 間瀬教史 (編)：計測法入門－計り方, 計る意味－. 第1版, 協同医書出版, 東京, 2001.
3. Davis JN: Phrenic nerve conduction in man. *J Neurol Neurosurg Psychiat.* 30 : 420 - 426, 1967.
4. Wolf E, Shochina M, Ferber I, Gonen B: Phrenic nerve and diaphragmatic involvement in progressive muscular dystrophy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 21 : 35 - 53, 1981.
5. 名取徳彦, 佐藤元：PMDにおける横隔神経伝導時間. *臨床脳波.* 26(4) : 269 - 271, 1984.
6. Gourie-Devi M, Ganapathy GR : Phrenic nerve conduction time in Guillain-Barre syndrome. *J Neurol Neurosurg Psychiat.* 48 : 245 - 249, 1985.
7. 柳本真市, 真野行生, 榊原敏正, 高柳哲也：筋萎縮性側索硬化症における呼吸機能の電気生理学的検討. *臨床脳波.* 26 : 51 - 54, 1986.
8. 石井重利, 角南真一, 佐藤晁, 竹村喜弘：糖尿病性ニューロパチーにおける横隔神経伝導時間. *神経内科.* 25 : 298 - 300, 1986.
9. 柳本真市, 真野行生, 高柳哲也：筋ジストロフィーの呼吸機能の電気生理学的検討. *臨床脳波.* 30(12) : 805 - 810, 1988.
10. Agostoni E, Rahn H: Abdominal and thoracic pressures at different lung volumes. *J Appl Physiol.* 15(6) : 1087 - 1092, 1960.
11. Milic-Emili J, Mead J, Turner J M: Improved technique for estimating pleural pressure from esophageal balloons. *J Appl Physiol.* 19(2) : 207 - 211, 1964.
12. Bellemare F, Bigland-Ritchie B: Assessment of human diaphragm strength and activation using phrenic nerve stimulation. *Respiration Physiology.* 58 : 263 - 277, 1984.
13. Gordon G, Holbourn AHS: The sounds from single motor units in a contracting muscle. *J Physiol.* 107 : 456 - 464, 1948.
14. Orizio C: Muscle sound bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit Rev Biomed Eng.* 21(3) : 201 - 243, 1993.
15. Petitjean M, Bellemare F: Phonomyogram of the diaphragm during unilateral and bilateral phrenic nerve stimulation and changes with fatigue. *Muscle Nerve.* 17 : 1201 - 1209, 1994.
16. Petitjean M, Ripart J, Couture J, Bellemare F: Effects of lung volume and fatigue on evoked diaphragmatic phonomyogram in normal subjects. *Thorax.* 51 : 705 - 710, 1996.
17. Petitjean M, Ripart J, Couture J, Bellemare F: Diaphragmatic fatigue investigated by phonomyography. *Am J Respir Crit Care Med.* 155 : 1162 - 1166, 1997.

18. Bartko JJ: The intraclass correlation coefficient as a measure of reliability. *Psychological Reports*. 19 : 3 - 11, 1966.
19. Shrout PE, Fleiss JL: Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*. 86(2) : 420 - 428, 1979.
20. 桑原洋一, 斉藤俊弘, 稲垣義明 : 検者内および検者間の Reliability (再現性, 信頼性) の検討. 呼と循. 41(10) : 945 - 951, 1993.
21. Glerant JC, Mustfa N, Man WD, Luo YM, Rafferty G, Polkey MI, Moxham J: Diaphragm electromyograms recorded from multiple surface electrodes following magnetic stimulation. *Eur Respir J*. 27 : 334 - 342, 2006.
22. 岩月宏泰: 椅座位と仰臥位における横隔膜誘発電位の比較. *理学療法学*. 19(1) : 25 - 29, 1992.
23. Luo YM, Johnson LC, Polkey MI, Harris ML, Lyall RA, Green M, Moxham J: Diaphragm electromyogram measured with unilateral magnetic stimulation. *Eur Respir J*. 13 : 385 - 390, 1999.
24. Mead J: Functional significance of the area of apposition of diaphragm to rib cage. *Am Rev Respir Dis*. 119 : 31 - 32, 1971.
25. 宮川哲夫 : 呼吸筋トレーニング. *理学療法学*. 15(2) : 208 - 216, 1988.
26. 宮川哲夫 : 呼吸筋の運動学・生理学とその臨床応用. *理学療法学*. 21(8) : 553 - 558, 1994.
27. 吉野克樹 : 呼吸筋力の測定. *呼吸*. 7(5) : 596 - 600, 1988.
28. Philippe C, Thomas S, Carl C, Marc Z, Jean-Philippe D, Philippe AG: Diaphragm and chest wall: Assessment of the inspiratory pump with MR imaging – preliminary observations. *Radiology*. 215 : 574 - 583, 2000.

第5章 筋音図を用いた横隔膜収縮機能評価の有効性

5.1 はじめに

体内外への空気の出し入れ（呼吸運動）は、呼吸筋の収縮によって実現する。中でも横隔膜の収縮は呼吸運動の重要な因子であり、その機能低下は呼吸不全の病態形成に多大な影響を及ぼす。横隔膜の機能低下は呼吸器疾患のみならず、神経・筋疾患患者、小児や高齢者にみられる低体力者など、多岐にわたる対象者で誘発する危険性をもつ。したがって、横隔膜の機能を正確に計測・評価し、その機能低下を早期に捉えて適切に対処することは、健康管理や生命維持の観点からも非常に意義が高い。

横隔膜は、胸腔と腹腔を隔てる膜状の骨格筋組織である。骨格筋細胞（筋線維）は運動神経からの刺激を受けて電氣的に興奮し、これを引き金に機械的活動である収縮を引き起こす。この電氣的興奮（活動電位）の発生から収縮に至るまでの過程は、興奮-収縮連関（E-C coupling）と呼ばれるシステムを形成する。このため、横隔膜に限らず筋の機能を評価するためには、電氣的活動と機械的活動の両方を評価することが重要となる。つまりそれは、筋への刺激入力と出力の評価であり、強いては入力と出力を結ぶシステム、すなわち、筋機能の同定を可能にする。

ところで、横隔膜の電氣的活動は、肋間体表面上から活動電位の記録として筋電図（EMG）より導出が可能である。一方、機械的活動の記録は、これまで著しく困難であり簡便な手法が切望されてきた。そこで、本論文では体表面上より筋の機械的活動を捉え得る筋音図（MMG）の応用を提案した。MMGは収縮筋線維の径の拡大・変形で発生する圧力波を起源とする信号である。本信号は、体表面上に貼付した加速度計などのトランスデューサで非侵襲に導出することが可能である。また、MMGは収縮力と強い相関があり、特に単収縮力とMMG振幅との間には直線関係が報告されている[1]。そこで、横隔膜単収縮を誘発させた際のMMGからその収縮機能を捉えることが可能になる。しかしながら、横隔膜へのMMGの応用は僅かである。そこで、前章において信号の再現性の確認と最適導出位置の確定を行い、臨床応用への基盤を構築した。さらに、本章では記録されたMMGによる横隔膜収縮機能評価の有効性について検討することとした。

ここでは、横隔膜に機能障害を有する筋ジストロフィー（Muscular dystrophy: MD）症と、重症心身障害児・者（Persons with severe motor and intellectual disabilities: SMID）を対象とし、横隔神経刺激による横隔膜単収縮時のMMGを導出することとした。MDは骨格筋の変性・壊死を主病変とする進行性の筋萎縮と筋力低下を呈する障害である。当然のことながら骨格筋で構成される横隔膜にもその障害は発生し、呼吸不全が死亡原因の約60%にのぼる[2]。一方、SMIDは重度の知的障害と重度の肢体不自由を併せ持つ障害児・者である。SMIDに至る原因は脳障害であるがその原疾患は多岐にわたる。しかしながら、SMIDの脳障害がもたらす肢体不自由は重篤であり大半の者は自立座位姿勢すら困難な寝たきりの状態にある。このため、身体の変形や筋緊張の異常、これに伴う筋の廃用・過用・誤用に起因した骨格筋全般にわたる機能低下を有してい

る。中でも呼吸筋の機能低下は深刻であり、SMIDの死亡原因の約50%が呼吸不全である[3],[4]。このようにMDもSMIDも呼吸不全に繋がる重篤な横隔膜機能の低下を有しているが、機能低下の背景、すなわち、病態特性は全く異なる。これら個々の病態特性と横隔膜MMGの関連性を分析することは、単なる横隔膜機能評価に対する有効性を確認するのみならず、横隔膜MMGを用いた病態特性の抽出および病状の程度や経過を判断する臨床診断指標としての有効性や、その利用限界の明瞭化につながる。そして、横隔膜MMGが個々の病態像を捉え得るとするならば、呼吸器疾患のスクリーニング、疾患の進行度の把握や予後予測、人工呼吸器への切替のタイミングの判定、呼吸機能改善を目的とする呼吸理学療法の効果判定など、臨床での幅広い応用が期待される。

そこで本章では、横隔膜の誘発MMGをMDおよびSMID患者に適用し、個々の病態特性と横隔膜MMGの関連性を分析し、横隔膜収縮機能の評価指標としての有効性について検討することとした。

5.2 方法

5.2.1 被験者

被験者は筋ジストロフィー(MD)患者8名(MD群)と、重症心身障害者(SMID)6名(SMID群)とした。また、対照群として健常成人男性17名(健常者群)を被験者とした。各被験者の身体的特性を表5.1に示す。SMID群の身体特性は年齢のみ明らかであったが、全員が大島の分類1,2度に分類される超重症者であった。

実験に先立ち、被験者または被験者の家族に研究目的と実験内容についての十分な説明を行い、研究参加に対する同意書に署名を得た。なお、MDおよびSMIDを対象とした計測は、担当医師が立合いの元で行われた。

本研究は星城大学研究専門倫理委員会の審査および承認を得た(承認番号:2008C0013)。

5.2.2 電気刺激

横隔膜の収縮は経皮的電気刺激を用いて誘発させた。電気刺激は誘発電位・筋電図検査装置(日本光電, Neuropack μ)を使用し、表面刺激電極(日本光電, NM-420S)より経皮的に刺激した。被験者の姿勢は安静仰臥位とし、右頸部の横隔神経より安静呼気終末時に刺激を挿入した。なお、安静呼気終末は、被験者の胸・腹部が呼吸周期内で最も沈む位相と規定し、これを視察で確認した。刺激は持続時間0.2ms幅の矩形波を使用し、筋電図(EMG)のM波が最大となる刺激電流を上回る最大上とした。実験では2から3呼吸毎に右横隔膜の単収縮を誘発させ、安定した8回の単収縮時のデータを処理対象とした。

表 5.1 身体特性

健常者 群				MD 群				SMID 群			
被験者	年齢	身長 (cm)	体重 (kg)	被験者	年齢	身長 (cm)	体重 (kg)	被験者	年齢	身長 (cm)	体重 (kg)
1	25	165.0	56.0	1	15	148.0	33.4	1	25	—	—
2	21	175.0	75.0	2	20	166.0	25.7	2	45	—	—
3	23	171.5	60.0	3	28	146.0	48.0	3	60	—	—
4	22	173.0	67.0	4	23	151.0	45.0	4	56	—	—
5	21	167.0	64.6	5	59	—	—	5	51	—	—
6	21	173.7	67.6	6	12	143.0	45.0	6	21	—	—
7	21	169.8	55.0	7	13	148.0	23.0				
8	21	175.9	66.0	8	46	—	—				
9	21	169.5	57.8								
10	24	174.0	78.0								
11	24	166.0	55.0								
12	24	173.0	72.0								
13	22	183.0	72.0								
14	28	167.5	65.0								
15	23	176.0	62.0								
16	22	167.0	53.0								
17	30	167.0	75.0								
平均	23.1	171.4	64.8	平均	27.0	150.3	36.7	平均	43.0	—	—
標準偏差	2.6	4.7	7.9	標準偏差	17.0	8.1	10.8	標準偏差	16.3	—	—

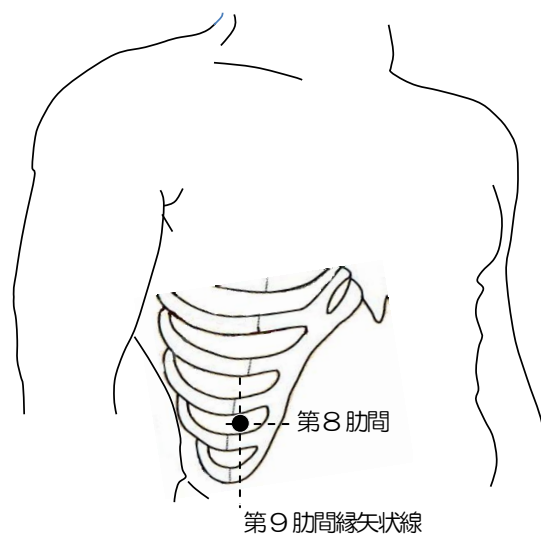


図 5.1 信号貼付位置

5.2.3 測定

MMG は小型加速度計（メディセンス，MP110-10-101，W9×L9×H5 mm，0.75 g）を用いて導出した．加速度計の周波数特性は DC~1 kHz で平坦な特性が保証されている．記録された MMG 信号は 0.1~1 kHz のバンドパスフィルタを介して増幅した（メディセンス，MPS110）．加速度計の貼付位置は，第 9 肋間縁矢状線上の第 8 肋間に貼付した（図 5.1）．なお，SMID 群で体幹の変性が著しい者に対しては胸部 X 線写真より ZA 部を確認した上で加速度計を貼付した．

EMG は Ag-AgCl 表面皿電極（日本光電，NM-312S，直径 1 cm）を用いて導出し，5~1 kHz のバンドパスフィルタを介して増幅した（日本光電，Neuropack μ ）．EMG 電極の電極間距離は 3 cm とし，陽極を加速度計の体側位置に貼付した．陽極電極の貼付に際しては，加速度計に出来る限り隣接して貼付した．このため，陽極電極中心と加速度計中心間の距離は約 2 cm となった．

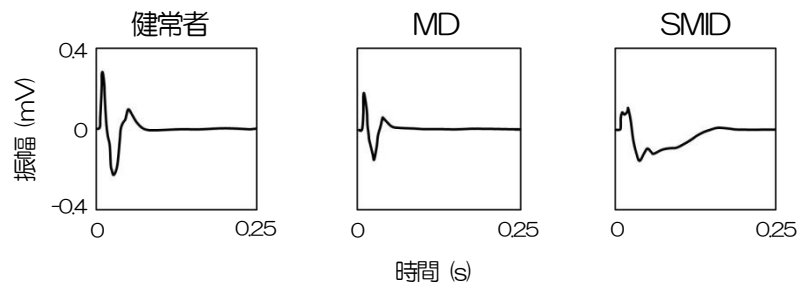
導出された MMG および EMG 信号は 4 kHz で A/D 変換し（AD Instruments, ML880 Powerlab 16/30），パーソナルコンピュータに取り込んだ．

MMG 信号および EMG 信号の各群間の相違は，分散分析を用いて検定し，有意水準 5 %をもって統計的に有意と判断した．

5.3 結果

各群で記録された EMG と MMG の典型波形を図 5.2 に示した．典型波形が示すように，MD

(a) EMG



(b) MMG

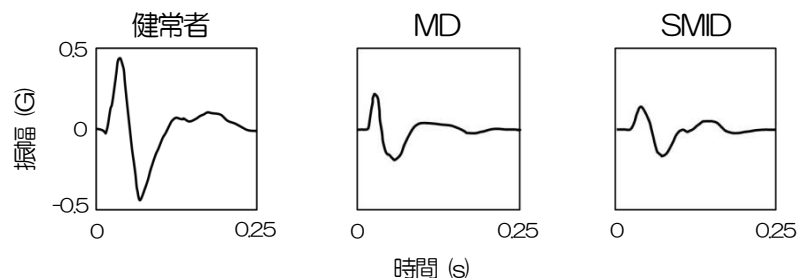


図 5.2 EMG および MMG の典型波形（健常者群，筋ジストロフィー(MD)群，重症心身障害者(SMID)群）

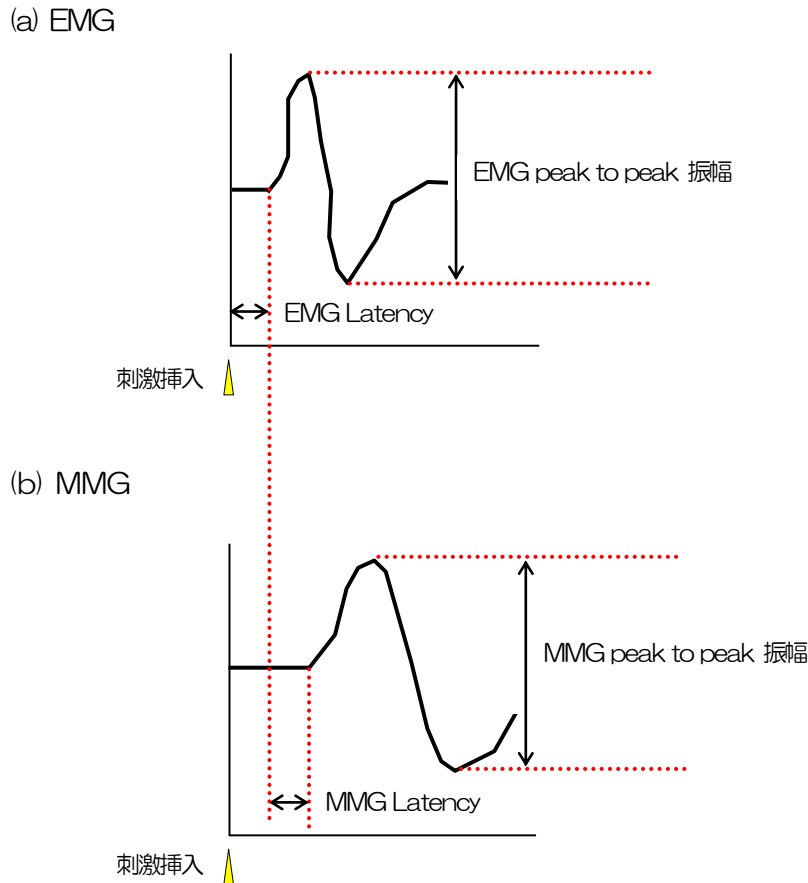


図 5.3 信号振幅および Latency の規定

と SMID 群では, EMG も MMG も健常者群と比較して信号振幅が小さい傾向がみられた. また, 各信号の潜時 (Latency) についても健常者と患者では異なる傾向がみられた. このため, 信号振幅と潜時について分析することとした. すなわち, 信号振幅は最大振幅 (peak to peak 振幅) を計測し, 潜時は EMG が刺激から EMG 信号の立ち上がりまでを EMG Latency とし, MMG は EMG 信号の立ち上がりから MMG 信号の立ち上がりまでを MMG Latency として評価した(図 5.3). 各被験者の最大振幅値は表 5.2 に示し, 信号 Latency については表 5.3 に示した.

5.3.1 EMG と MMG 信号振幅

図 5.4 は EMG と MMG 振幅の群間比較である. まず, EMG 振幅は健常者群が 0.489 ± 0.044 mV であるのに対し, MD 群は 0.272 ± 0.108 mV で健常者群の約 50%程度であった. さらに SMID 群は健常者群の約 15%と著しく EMG 振幅が小さかった (0.075 ± 0.001 mV). これら EMG 振幅の群間比較における有意差検定では, 健常者群に対する MD および SMID 群の差はそれぞれ 0.1% 水準で有意であることが示された. また, MD 群と SMID 群との間にも 5%水準の有意差が認め

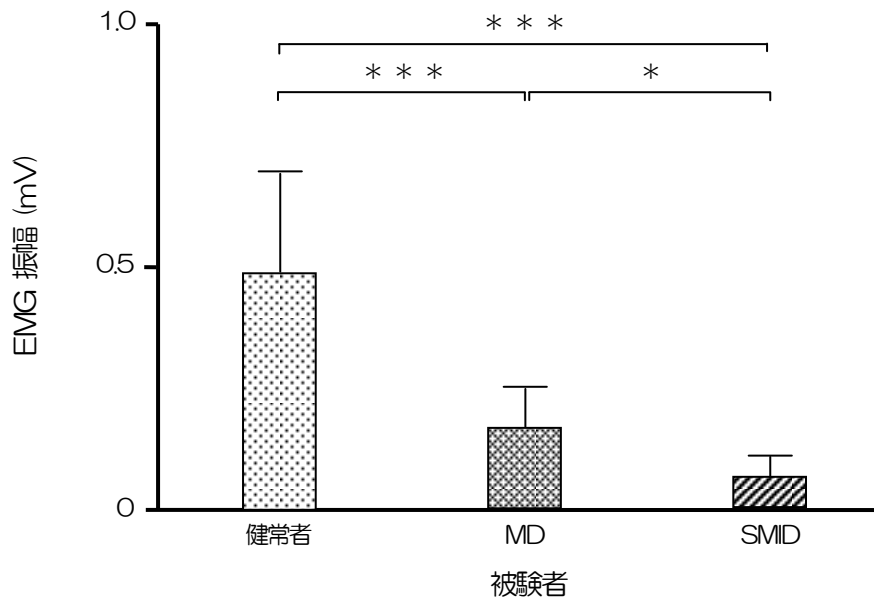
表 5.2 EMG 振幅およびMMG 振幅

健常者群			MD群			SMD群		
被験者	EMG 振幅 (mV)	MMG 振幅 (G)	被験者	EMG 振幅 (mV)	MMG 振幅 (G)	被験者	EMG 振幅 (mV)	MMG 振幅 (G)
1	0.434±0.046	0.937±0.103	1	0.328±0.042	0.197±0.033	1	0.060±0.005	0.332±0.035
2	0.275±0.012	0.469±0.034	2	0.228±0.024	0.054±0.008	2	0.125±0.004	0.312±0.070
3	0.334±0.018	0.453±0.018	3	0.138±0.011	0.031±0.005	3	0.047±0.008	0.079±0.026
4	0.409±0.029	0.617±0.027	4	0.119±0.008	0.036±0.003	4	0.073±0.015	0.077±0.028
5	0.522±0.054	0.484±0.058	5	0.050±0.005	0.342±0.036	5	0.112±0.015	0.062±0.017
6	0.374±0.029	0.555±0.027	6	0.222±0.018	0.151±0.020	6	0.034±0.009	0.037±0.010
7	0.779±0.041	0.915±0.029	7	0.126±0.011	0.075±0.012			
8	0.594±0.024	0.812±0.030	8	0.116±0.016	0.151±0.026			
9	0.337±0.027	0.527±0.030						
10	0.591±0.031	0.982±0.057						
11	0.426±0.029	0.952±0.037						
12	0.129±0.005	0.658±0.036						
13	0.881±0.020	0.551±0.065						
14	0.236±0.026	0.954±0.071						
15	0.554±0.026	0.854±0.097						
16	0.825±0.068	0.553±0.073						
17	0.609±0.036	0.691±0.042						
平均±標準偏差	0.489±0.234	0.704±0.252	平均±標準偏差	0.166±0.088	0.130±0.105	平均±標準偏差	0.075±0.036	0.150±0.134

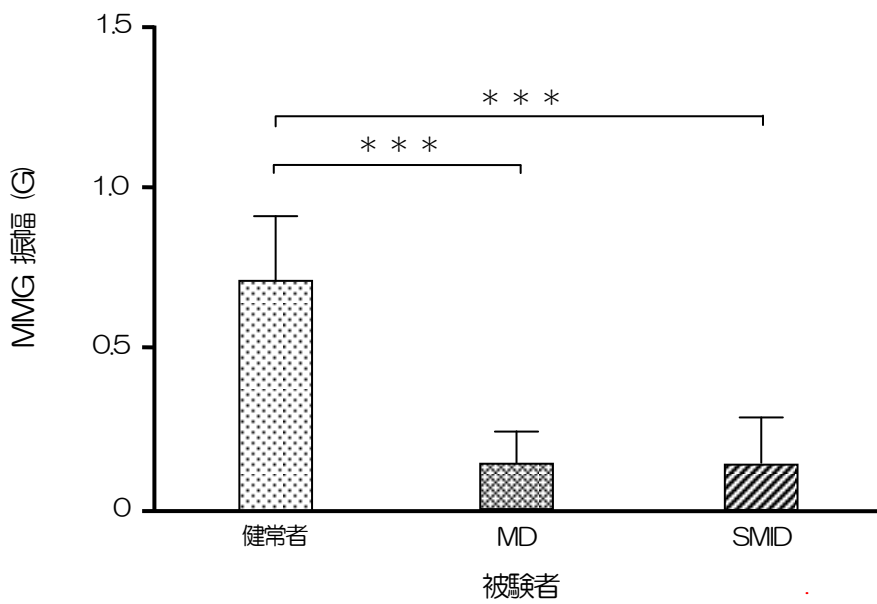
表 5.3 EMG Latency およびMMG Latency

健常者群			MD群			SMD群		
被験者	EMG Latency (ms)	MMG Latency (ms)	被験者	EMG Latency (ms)	MMG Latency (ms)	被験者	EMG Latency (ms)	MMG Latency (ms)
1	7.19±0.35	10.35±1.18	1	5.91±0.54	6.17±0.92	1	6.30±0.24	5.42±0.61
2	8.00±0.37	6.59±1.07	2	8.63±0.32	6.27±3.79	2	5.38±1.22	5.60±1.27
3	6.38±0.66	5.00±1.12	3	6.26±0.57	8.93±1.38	3	7.55±0.33	7.69±1.46
4	5.92±0.54	7.65±1.22	4	5.31±0.91	7.19±0.81	4	6.15±0.45	8.90±1.27
5	6.14±0.56	6.29±0.86	5	6.02±0.45	14.95±0.96	5	4.75±0.00	5.25±1.17
6	5.79±0.47	5.99±0.81	6	5.46±0.40	9.07±0.36	6	6.50±0.22	9.13±2.08
7	5.53±0.73	6.95±0.78	7	6.28±0.69	7.50±0.48			
8	6.41±0.23	4.81±0.74	8	7.33±1.40	8.58±1.48			
9	6.67±0.55	4.60±0.69						
10	6.81±0.36	8.31±1.45						
11	5.56±0.38	6.39±1.59						
12	4.09±0.38	5.54±1.30						
13	6.61±0.31	4.51±1.13						
14	2.64±0.16	9.99±0.71						
15	5.89±0.31	5.08±0.96						
16	6.03±0.44	6.87±1.03						
17	4.89±0.55	7.37±0.95						
平均±標準偏差	5.91±1.83	6.61±2.30	平均±標準偏差	6.40±1.09	8.58±2.81	平均±標準偏差	6.10±0.96	7.00±1.80

(a) EMG



(b) MMG

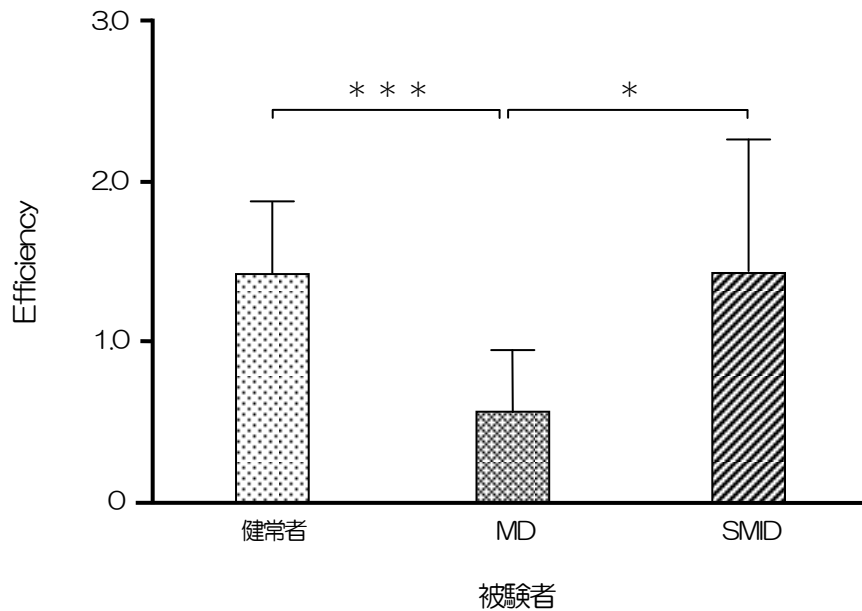


* : $p < 0.05$, *** : $p < 0.001$

図 5.4 EMG および MMG 振幅の被験者間の比較

表 5.4 EMG 振幅に対する MMG 振幅の割合

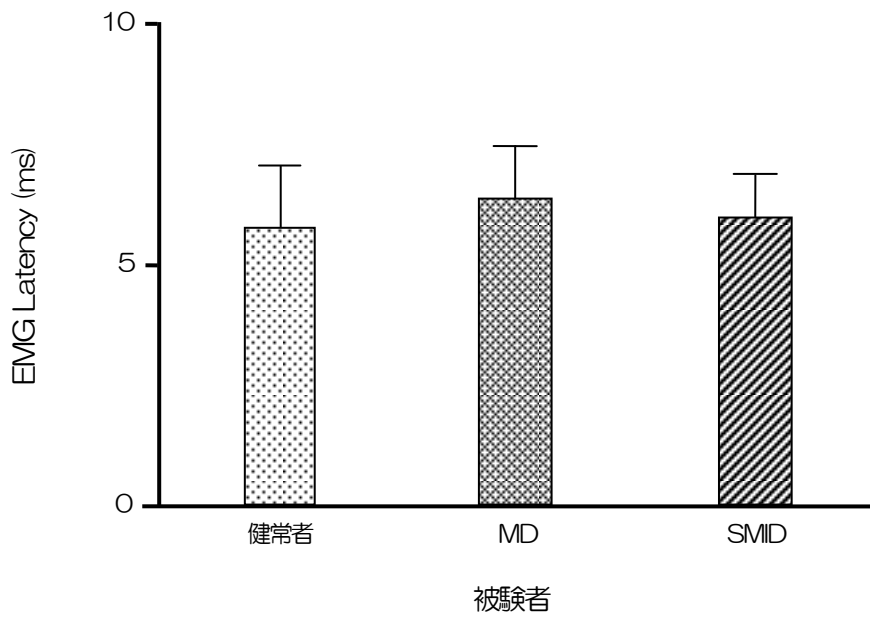
健常者群		MD 群		SMID 群	
被験者	Efficiency	被験者	Efficiency	被験者	Efficiency
1	2.16±0.12	1	0.61±0.11	1	2.73±0.51
2	1.71±0.13	2	0.24±0.05	2	1.70±0.70
3	1.36±0.08	3	0.22±0.03	3	1.07±0.39
4	1.52±0.15	4	0.31±0.03	4	0.55±0.10
5	0.94±0.13	5	0.68±0.09	5	1.19±0.61
6	1.49±0.09	6	0.60±0.11		
7	1.17±0.06	7	1.32±0.23		
8	1.37±0.07				
9	1.57±0.09				
10	1.67±0.12				
11	2.24±0.18				
12	0.63±0.08				
13	1.54±0.16				
14	0.68±0.12				
15	1.14±0.11				
平均±標準偏差	1.41±0.46	平均±標準偏差	0.57±0.38	平均±標準偏差	1.45±0.82



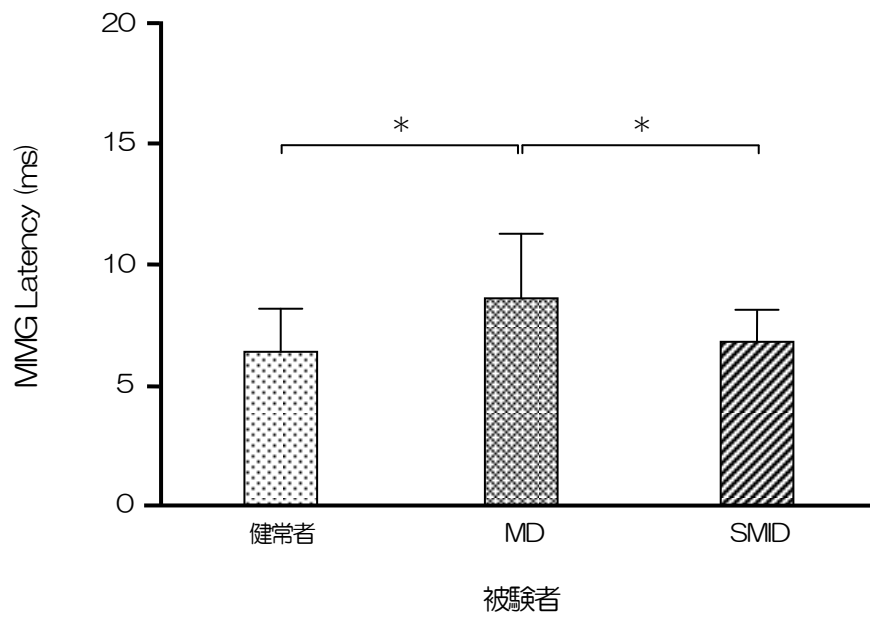
* : p<0.05, *** : p<0.001

図 5.5 EMG 振幅に対する MMG 振幅比

(a) EMG



(b) MMG



* : $p < 0.05$

図 5.6 EMG Latency と MMG Latency の被験者間の比較

られ、SMID 群の EMG 振幅が他の 2 群と比して有意に小さいことが示された。

次いで、MMG 振幅についてみると、健常者群の MMG 振幅が 0.704 ± 0.038 G であったのに対して、MD 群が 0.173 ± 0.027 G、SMID 群は 0.133 ± 0.017 G と小さく、健常者群と患者群の間には統計学的にも 0.1 %水準の有意差がみられた。一方、患者間 (MD 群と SMID 群) の比較では、2 群間に統計学的な有意差は認められなかった。

5.3.2 EMG 振幅に対する MMG 振幅比 (電気—機械変換効率)

表 5.4 と図 5.5 は EMG 振幅に対する MMG 振幅の比率、すなわち、筋の電氣的活動に対する機械的活動への変換効率 (電気—機械変換効率) を表す。

変換効率は、健常者群と SMID 群間に有意差がみられず、MD 群のみが他群と比較して有意に低くなった (健常者群 : 1.41 ± 0.46 , MD 群 : 0.57 ± 0.38 , SMID 群 : 1.45 ± 0.82)。

5.3.3 EMG Latency と MMG Latency

図 5.6 は各群の EMG および MMG Latency を示している。

まず EMG Latency は、健常者群が 5.91 ± 1.83 ms、MD 群と SMID 群が、それぞれ 6.40 ± 1.09 ms、 6.10 ± 0.96 ms となり、患者で若干 Latency が延長傾向にあった。しかしながら、統計検定において 3 群間に有意な差は認められなかった。

MMG Latency は、健常者群の 6.61 ± 2.30 ms および SMID 群の 7.00 ± 1.80 ms と比較して MD 群の Latency は 0.5 %水準で有意に長かった (MD 群 : 8.58 ± 2.81 ms)。一方、健常者群と SMID 群間に有意差は認められなかった。

5.4 考察

本章では誘発 MMG 信号による横隔膜の機械的活動評価の有効性について検討するため、疾患の進行に伴い横隔膜に機能低下を併発する筋ジストロフィー (MD) 患者や重症心身障害者 (SMID) を対象に、MMG を用いた横隔膜の収縮機能評価の有効性を検討することとした。ここでは、各疾患の病態と MMG 信号との関係を明瞭化するため、電氣的活動の指標である EMG 信号との関係も合わせて議論することとした。

5.4.1 EMG 振幅

EMG は筋線維が α 運動神経からの刺激を受けて発生させる活動電位の記録である。横隔神経刺激で記録された本研究の EMG 信号は、それに支配される横隔膜筋線維が同時に発生させた活動電位の複合波形である。つまり、最大上の刺激強度とは刺激神経内に含まれる α 運動神経の全てを興奮させることを意味しており、誘発される EMG 信号の振幅はそれらが支配する筋線維数に比例する [5]。

本研究における健常者群の EMG 振幅は約 0.5 mV であり、本実験と同様の測定方法で計測された岩月や名取ら[6],[7]の結果 (0.3~0.5 mV) とほぼ一致した。また、進行性筋ジストロフィー患者の横隔膜誘発 EMG の先行研究[7],[8]では、MD 患者の EMG 振幅が 0.3 mV 未満であることを報告し、疾患の進行に伴う骨格筋の萎縮・壊死による活動筋線維数の減少に起因することを結論づけている。本研究でも MD 群の EMG 振幅は約 0.27 mV と低く、先行研究結果と同様に横隔膜筋線維数の減少を反映した。

一方、重症心身障害者 (SMID) を対象とした横隔膜 EMG の報告は著者の知る限りにおいて報告されていない。しかしながら、SMID 群の EMG 振幅は、健常者群や MD 群と比較して著しく低く、活動筋線維数が顕著に少ないことを推察させた。本研究で対象とした SMID 群は、寝返りや背這い移動すら不可能な超重度に分類される完全な寝たきり患者である。SMID の身体活動量を心拍数変動の分析より定量評価した赤滝らの報告[9]では、完全寝たきりの SMID の心拍数変動は殆ど見られず、著しく低い身体活動量を示した。すなわち、出生より長期にわたる低身体活動量が継続している SMID 群では横隔膜の活動量も低く、筋線維の発育不全や著しい廃用性萎縮が存在することは容易に推測される[10]。また、異常姿勢や変形に伴う横隔膜の運動性の低減も SMID 群の横隔膜筋線維変性を発生させる原因として考えられ得る。以上のことから、SMID 群で観察された著しく低い EMG 振幅は、横隔膜筋線維数の減少を推察させるとともに、それが 3 群内で最も進行していることを推察させた。

5.4.2 MMG 振幅と変換効率

MD 群の MMG 振幅は健常者群の約 25 %、SMID 群は約 20 %程度となり、患者群は両群ともに、健常者と比較して統計的に有意に小さい MMG 振幅を示した。

単収縮時の MMG 振幅は、活動筋線維の機械的活動の総和を反映し、活動筋線維数と筋線維収縮特性によって決定される[1],[5]。前節の EMG 振幅で議論したように、患者群では活動筋線維数の減少が推察されたことから、これが有意に小さい MMG 振幅の原因であることは容易に予測される。ところが、MD 群の MMG 振幅は、EMG 振幅から期待される大きさをはるかに下回り、SMID 群と同程度の大きさとなった。この結果は、MD 群の MMG 振幅の低下を単に活動筋線維数の減少のみで説明することを困難にした。

そこで、EMG 振幅に対する MMG 振幅の比率 (電気-機械活動変換効率) を分析した。その結果、SMID 群は健常者群とほぼ同程度の電気-機械活動変換効率を示したのに対し、MD 群は他群と比較して有意に低かった。このことは MD と SMID の筋特性に起因すると考えた。

MD は、疾患の進行に伴って骨格筋線維が萎縮・壊死する疾患である。そのため MD 患者の骨格筋生検では多くの未分化線維が観察されるのが特徴である。未分化な骨格筋線維は、細胞内横行小管や筋小胞体の発達が不十分であり、筋線維の興奮収縮連関 (E-C coupling) の支障を伴う[11]。つまり、横行小管の未分化は細胞膜上の電氣的興奮を細胞内に伝達を困難にし、また、未

発達な筋小胞体はフィラメントの相互作用に必要な Ca^{2+} の放出に支障をきすことになり、その結果として、十分な筋収縮が不可能となる[12]. このため、MD 群では、記録される電氣的活動(EMG) に対して、それより期待される機械的活動(MMG) を十分に発生させることができず、著しく低い変換効率となったことが推察された。

一方、SMID 群は、EMG も MMG も健常者群と比較して著しく小さかった。しかしながら、EMG-MMG 比において健常者群との間に有意差は存在しなかった。このことは、SMID 群の横隔膜を構成する筋線維は、健常者群と比較して活動筋線維数の著しい減少が存在するものの、残存する筋線維の収縮機能は健常閾を逸脱していないことを推察させた。

5.4.3 信号 Latency

運動神経に対して加えた刺激から、EMG 信号が発生するまでに要する時間 (EMG Latency) には、神経伝導速度、神経筋接合部における興奮伝達時間が含まれる。加えて MMG 信号の発生には筋線維の興奮収縮連関(E-C coupling)に要する時間が加算される。つまり、これらの時間情報から興奮伝導機能を分析することが可能である。

横隔膜 EMG Latency を記録した名取ら[6]~[8]の先行研究において、健常者の EMG Latency は、6.00~8.00 ms、MD 患者は、6.50~8.00 ms であり[8]、両群間に有意差が無いことを報告した。本結果においても、健常者群、MD 群、SMID 群間で EMG Latency に有意な差は認めず、名取らの報告と同様の結果が得られた (図 5.6(a))。EMG Latency の本計測結果は、今回対象とした患者群が神経興奮伝導・伝達系に障害を有せず、ほぼ正常(健常閾)であること推察させた。なお、重度のデュシェンヌ型 MD においては、筋崩壊後の再生時に神経筋接合部の改変が伝導遅延や筋内刺激伝導時間の遅延、つまり EMG Latency の延長させることが報告されている[13],[14]。このことから、MD 群においては障害の進行度に応じて EMG Latency を慎重に評価する必要があると考えられる。

次いで、EMG 信号の立ち上がりから MMG 信号の立ち上がりまでの時間 (MMG Latency) について 3 群を比較した。MMG Latency は E-C coupling の時間を反映する。つまり、横行小管周辺部における筋興奮伝導時間、筋小胞体からの Ca^{2+} 放出など筋収縮過程に関連する時間が含まれる。

本研究の健常者群の MMG Latency は約 6.6 ms であり、N.Davis[15]の報告とほぼ一致した。これに対して、MD 群の MMG Latency は約 8.7 ms で、健常者群と比較して有意な延長が認められた (図 5.6(b))。MD 群は、疾患の進行によって筋内膜興奮伝導の障害、筋線維の変性、萎縮、消失や筋原線維の走行異常などが発生する[8]。このため、横行小管部から筋小胞体への興奮伝達の異常や、筋小胞体から Ca^{2+} 放出の遅延、すなわち、E-C coupling が延長される。MD 群の他群より長い MMG Latency は、これら E-C coupling の延長を反映したものと推察した。一方、SMID 群の MMG Latency は健常者群とほぼ同程度であった。このことから、SMID 群の横隔膜は、

活動筋線維数の著しい減少を来しているものの、残存する活動筋線維の機能は、ほぼ健常閾を逸脱していないことが示された。

5.5 まとめ

MMG による横隔膜機能評価の有効性を検討するために、横隔膜収縮機能低下を有する筋ジストロフィー患者 (MD) と重症心身障害者 (SMID) の横隔膜 MMG を計測し解析した。

横隔神経刺激による横隔膜単収縮を用いた実験結果から、MD 群および SMID 群の MMG 振幅は健常者群と比較して有意に小さいことが示された。このことは、同時に計測された小さな EMG 信号振幅とあわせて、活動筋線維数の減少を推察させ、その減少が SMID 群で有意に進行していることを示した。一方、MD 群は EMG - MMG 比率が他群と比較して有意に低く、活動筋線維の電気-機械変換効率に支障をきたす MD の病態特性を反映した。加えて MMG Latency も MD 群のみが健常者群と比較して有意に延長しており、MD に発生する興奮収縮連関の時間的遅れを反映した。

以上、横隔膜 MMG の分析結果は各疾患の病態特性と一致し、横隔膜の機能評価のみならず、臨床診断の指標としての有効性が提示された。特に、EMG と併用することで、より詳細な機能分析が可能となることが示された。

参考文献

1. Bichler E: Mechanomyograms recording evoked contractions of single motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. *Eur J Appl Physiol.* 83 : 310 - 319, 2000.
2. Inkley SR, Oldenburg FC, et al: Pulmonary function in Duchenne muscular dystrophy related to stage of disease. *Am J Med.* 56 : 297-306, 1997.
3. 北住映二：慢性疾患の管理－脳性麻痺．小児内科．18：1499 - 1504, 1986.
4. 三上史哲，三田勝己，花岡知之，平元東，岡田喜篤，末光茂，江草安彦：公法人立重症心身障害児施設入所児（者）の実態調査の分析－施設入所児（者）の死亡－．日本重症心身障害学会．34(1)：171 - 180, 2009.
5. Orizio C, Solomonow M, Baratta R, Veicsteinas A: Influence of motor units recruitment and firing rate on the soundmyogram and EMG characteristics in cat gastrocnemius. *J Electromyogr Kinesiol.* 2 : 232 - 241, 1993.
6. 岩月宏泰: 椅座位と仰臥位における横隔膜誘発電位の比較. *理学療法学.* 19(1) : 25 - 29, 1992.
7. 名取徳彦，佐藤元：PMDにおける横隔神経伝導時間．*臨床脳波.* 26(4) : 269 - 271, 1984.
8. 柳本真市，真野行生，高柳哲也：筋ジストロフィーの呼吸機能の電気生理学的検討．*臨床脳波.* 30(12) : 805 - 810, 1988.
9. 赤滝久美，三田勝己，宮側敏明，小山憲路，石田直章：重症心身障害者の24時間心拍数による身体活動水準の解析．*体力科学.* 36(5) : 260 - 269, 1987.
10. Mita K, Akataki K, Miyagawa T, Koyama K, Ishida N: Statistical approach for the estimation of daily physical activity levels using the probability density function of heart rate. *J Biomed Eng.* 11 : 315 - 319, 1989.
11. 山田茂，福永哲夫：骨格筋-運動による機能と形態の変化．第1版，ナッパ，東京，1997.
12. 山田茂，福永哲夫：生化学・生理学からみた骨格筋に対するトレーニング効果．第1版，ナッパ，東京，1997.
13. 若山吉弘：筋ジストロフィー症における筋の再生について．*神経シンポ.* 113 : 729, 1980.
14. Hilfiker P, Meyer M: Normal and myopathic propagation of surface motor unit action potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology.* 57 : 21, 1984.
15. Davis JN: Phrenic nerve conduction in man. *J Neurol Neurosurg Psychiat.* 30 : 420 - 426, 1967.

第6章 空気伝導型筋音図センサの提案

6.1 はじめに

筋音図 (MMG) は、筋の収縮活動に伴って発生する体表面の微細振動を記録した信号である。MMGの発見は古く、1965年のGrimaldi[1]の著書『Physico-mathesis de Lumine, Colorbus et Iride (光, 色彩, および虹の物理・数学)』の中に、その記述をみることができる。しかし、その研究の歴史は浅く、1980年代になって漸く多くの報告がみられるようになった[2]。MMGの発見後、研究が進まなかった背景には、微細な振動現象を記録する良好なトランスデューサがなかったことが挙げられる。一方、1980年代以降の研究においては、 piezo型接触センサ[3]~[6]、加速度計[7]~[10]、コンデンサマイクロフォン[11]~[13]をはじめ、振動の検出機構はもちろん、検出する物理量も異なる種々様々なトランスデューサが使用された。そして、現在においても、未だ使用すべきトランスデューサは確定していないのが実状である。つまり、MMG計測における課題の一つとしてトランスデューサの選定があり、本章ではこれについて言及し、一つの筋音図センサを提案する。

これまでの研究報告をみると、piezo型接触センサの使用が全体の約40%を占める[14]。しかしながら、piezo型接触センサは形状が大きく重量も100gと重いため、指などの小さな筋には使用できない。また、装着時に体表面を圧迫することで微細振動現象そのものに影響を与える可能性があることが指摘されており[10],[15]、現在ではほとんど使われていない。一方、加速度計は、小型で軽量なものが入手しやすく、装着も簡便であることから、現在、多くの研究者が使用している[16]。また、装着状態による検出信号への影響がなく、体表面微細振動の加速度を安定して計測できることも利点として挙げられる。しかしながらその構造上、ダイナミックな動作が存在する場面においては、筋収縮に伴う体表面微細振動だけではなく、動作に伴う加速度も同時に検出する。このことは、体表面微細振動、すなわちMMGの検出を著しく困難にさせる。それゆえ、加速度計によるMMG計測はダイナミックな動作を伴わない、静的な筋収縮のみに制限される。コンデンサマイクロフォンは、空気の振動を音圧として検出するトランスデューサであり、MMGのように微細な振動現象を対象とする場合、密閉された空気室をその前段に設置することが効果的である。コンデンサマイクロフォン本体は、小型で軽量なものが入手しやすく、piezo型接触センサのように自重による体表面の圧迫の問題はない。また、その構造上、加速度計で発生したダイナミックな動作によるモーションアーチファクトの混入は殆ど無いと予想され[17]、MMG計測に対する有用性が期待される。ところが、コンデンサマイクロフォンの前段に設置した空気室の大きさや形状、それが出力信号に与える影響や装着方法など、実際に利用するために解決すべき課題が存在する。

本論文の第4章、第5章の個別研究では、臨床応用に際して装着が簡便であるという利点を考慮し、小型加速度計を用いてきた。静的な筋収縮を対象としたために、前章までの横隔膜機能評価

に際しては、概ねモーションアーチファクトの影響はみられず、十分に収縮機能を評価することが可能であった。しかしながら、痙性麻痺や不随意運動が激しい疾患の場合にはモーションアーチファクトが加速度計による計測を困難にすることが予測される。

そこで、本章では、構造上、モーションアーチファクトが混入し難いと予想されるコンデンサマイクロフォンに注目し、新たにそれを用いた空気伝導型筋音図センサを提案することとした。ここでは、MMG信号に対する空気室の影響を理論解析とモデル実験によって分析し、最適な空気室の形状とモーションアーチファクトの混入問題について検証した。

6.2 空気伝導型筋音図センサの理論的特性

本章で提案する空気伝導型筋音図センサは、円筒形状の空気室の奥にコンデンサマイクロフォンを組み込んだ構造をしている。ここでは、コンデンサマイクロフォンと空気室に分け、それぞれの特性の理論解析を行う。

6.2.1 コンデンサマイクロフォン

一般に、コンデンサマイクロフォンの外形は円筒形であり、その内部には導電性の振動膜と背極が互いに絶縁された状態で薄い空隙を挟んで設置されている。

コンデンサマイクロフォンは音響電気変換器の一種であり、その方式は静電形変換方式である[18]。すなわち、平行して配置された振動膜と背極がコンデンサを形成する。音圧によって振動膜が振動すると、その振動に応じて電極板間距離が変化するため、音圧変化に比例した静電容量の変化が生じる。振動膜と背極の間に 100~200 V 程度の安定した高い直流電圧を印加すると、静電容量の変化が、それに比例した電圧変化として取り出される。なお、振動膜は、印加された直流電圧によって背極に吸着しないように一定の張力をかけ、保持されている。そのため、コンデンサマイクロフォンの振動系は高域に共振周波数を持つ[18]。

本研究で使用するコンデンサマイクロフォンは、プリモ社製の EM156S5A である。その特徴は、一般的なコンデンサマイクロフォンが可聴域 (20 Hz~20k Hz) で音圧感度一定を示しているのに対し、それよりも低い 2 Hz から音圧感度が一定であることである。つまり、5~100 Hz に主要な周波数成分を持つ筋音図を計測するトランスデューサとして、十分な特性を持っている。また、このコンデンサマイクロフォンは、背極に、エレクトレット素子を用いた、所謂、エレクトレットコンデンサマイクロフォンであり、成極のために高い直流電圧をかける必要がなく、動作電圧 V_{DD} として数 V 程度の直流電圧の印加で十分である[18]。さらに、振動膜の共振周波数は、3k Hz 以上になるよう設計されている。以下に、仕様の詳細を示す。

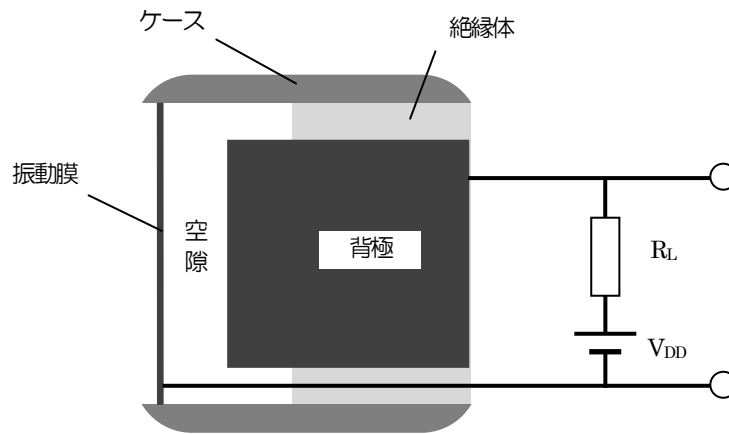


図 6.1 コンデンサマイクロフォンの構造と導出回路

<コンデンサマイクロフォン>

- 型式 : EM156S5A
- 形状 : 直径 10.0 mm, 高さ 5.4 mm
- 重量 : 1g
- 感度 : -41 dB±3dB at 1k Hz (0dB=1V/Pa)
R_L= 1k Ω, V_{DD}=3 V
- インピーダンス : 0.8k Ω±30% at 1k Hz (R_L= 1k Ω)
- 動作電圧範囲 : 3 V (2 V~9 V)
- 動作電流 : 800 μ A max (V_{DD}= 3 V)

6.2.2 静電形変換方式

一般に、静電形の電気系動作の基本式は、次のように表される[18].

$$I = Y_c E + F_i V \quad (6.1)$$

ここで、 V 、 E および I は、それぞれ、角周波数 ω で正弦的に変化する振動膜の振動速度、それによって生じる電圧変化、およびコンデンサに流れ込む電流の複素実効値である。また、 Y_c はアドミタンス、 F_i は力係数であり、次式のように定義される。

$$Y_c = j\omega C, \quad F_i = \frac{\varepsilon_0 S}{g_0} E_0 \quad (6.2)$$

ただし,

$$C = \frac{\varepsilon_0 S}{g_0} \quad (6.3)$$

である. ここで, C は振動膜が変位する前のコンデンサの静電容量, ε_0 は空隙の媒質の誘電率, g_0 は空隙の長さ, S はコンデンサの電極の面積, E_0 はコンデンサの成極電圧である.

このコンデンサマイクロフォンに負荷抵抗 R_0 をつないだ場合, その出力は, $E = -IR_0$ であり, 式 (6.1) は,

$$-\frac{E}{R_0} = j\omega CE + F_i V \quad (6.4)$$

となる.

コンデンサマイクロフォンの振動膜に加わる音圧を P , 振動膜の有効面積を S_e , 振動膜に働く駆動力を F , 振動部の機械インピーダンスを Z_m とすれば, 振動膜の速度 V は,

$$V = \frac{F}{Z_m} = \frac{S_e}{Z_m} P \quad (6.5)$$

である. 式 (6.4) と式 (6.5) より, コンデンサマイクロフォンの振動膜に加わる音圧 P と出力電圧 E との関係は, 次式のように表される.

$$\frac{E}{P} = -\frac{F_i R_0 S_e}{Z_m} \cdot \frac{1}{1 + j\omega CR_0} \quad (6.6)$$

すなわち, $\omega \ll 1/CR_0$ とすれば, E/P の周波数特性は一定値 $F_i R_0 S_e / Z_m$ となる. なお, 本研究では, $1/2\pi CR_0 = 20\text{k Hz}$ となるように負荷抵抗の値を設定した.

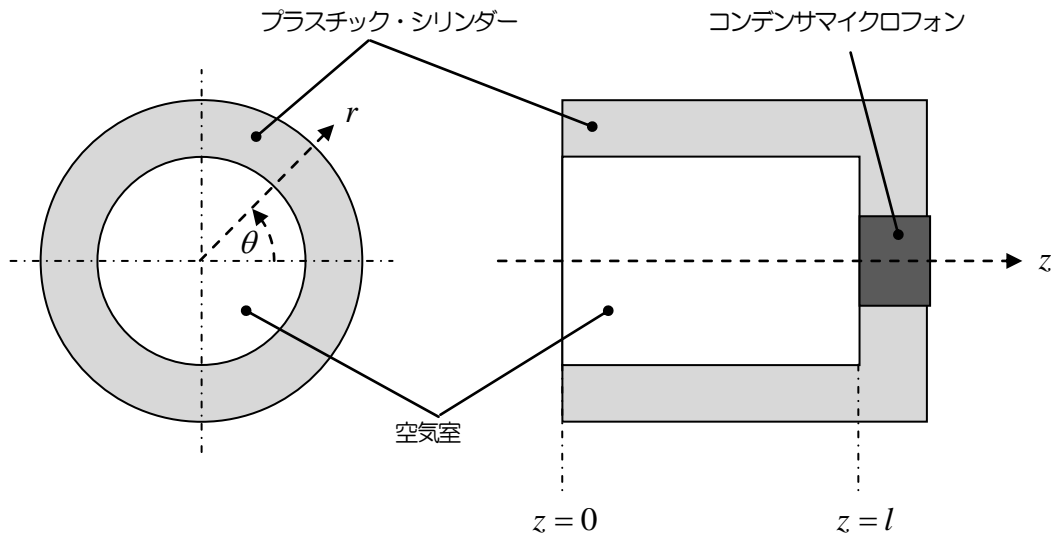


図 6.2 空気伝導型筋音図センサの構造

6.2.3 空気室の特性

本研究で使用する空気室は円筒形である (図 6.2). そこで, 空気室内の音波の振る舞いは, 次式のように, 円筒座標系 (r, θ, z) の波動方程式で記述される[18].

$$\frac{\partial^2 \Phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial \Phi}{\partial r} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial z^2} + k^2 \Phi = 0 \quad (6.7)$$

ここで Φ は, 角周波数 ω で正弦的に変化する速度ポテンシャルの複素実効値である. また, k は波数で,

$$k = \frac{\omega}{c} \quad (6.8)$$

で表される. ただし, c は音速である.

音波が円筒形の空気室の中を軸方向に進むとき, 空気室の半径 a が音波の波長 λ よりも十分に短い, すなわち, $a \leq \lambda/4$ であれば, その波動は平面波とみなすことができる[18]. 本論文で計測の対象としている MMG は, 5~100 Hz にその主成分を持つ信号である[16]. 乾燥した 20°C の空気中の音速が約 340 m/s であることを考えれば, MMG 信号の最も短い波長は, 100 Hz の成分の場合で, 約 3400 mm である. つまり, 使用する空気室の半径が 850 mm 以下であれば, 空気室内の MMG の波動は平面波とみなすことができ, この場合, 式 (6.7) は,

$$\frac{\partial^2 \Phi}{\partial z^2} + k^2 \Phi = 0 \quad (6.9)$$

となる.

ここで, 式 (6.9) で表される微分方程式の一般解を,

$$\Phi = A \exp(-jkz) + B \exp(jkz) \quad (A, B \text{ は積分定数}) \quad (6.10)$$

とすれば, 空気室内のある点の音圧 P_z と粒子速度 V_z は, 定義より

$$P_z = \rho \frac{\partial \Phi}{\partial t} = jk\rho c (A \exp(-jkz) + B \exp(jkz)) \quad (6.11)$$

$$V_z = -\frac{\partial \Phi}{\partial z} = jk (A \exp(-jkz) - B \exp(jkz)) \quad (6.12)$$

と表される.

空気室の駆動点 ($z=0$) での粒子速度 V_0 とし, 空気室の終端 ($z=l$) における音響インピーダンス密度を Z_s とすると,

$$V_0 = jk(A - B) \quad (6.13)$$

$$Z_s = \rho c \frac{A \exp(-jkl) + B \exp(jkl)}{A \exp(-jkl) - B \exp(jkl)} \quad (6.14)$$

であり, これらを利用すれば, 式 (6.11) と式 (6.12) は,

$$P_z = \frac{Z_s \cos k(l-z) + j\rho c \sin k(l-z)}{\rho c \cos kl + jZ_s \sin kl} \rho c V_0 \quad (6.15)$$

$$V_z = \frac{\rho c \cos k(l-z) + jZ_s \sin k(l-z)}{\rho c \cos kl + jZ_s \sin kl} V_0 \quad (6.16)$$

と書きなおされる。

ここで、空気室の駆動点 ($z=0$) における粒子速度 V_0 と終端 ($z=l$) における音圧 P_l との関係を求めると、式 (6.15) と式 (6.16) から、

$$\frac{P_l}{V_0} = \frac{\rho c Z_s}{\rho c \cos kl + j Z_s \sin kl} \quad (6.17)$$

を得る。一般に、空気室の長さ l が、音波の波長 λ に比べて十分短く、 $l \leq \lambda/20$ であるならば、 $\cos kl \approx 1$ 、かつ $\sin kl \approx kl$ とみなすことができ[18]、この場合、式 (6.17) は

$$\frac{P_l}{V_0} = \frac{\rho c Z_s}{\rho c + j k l Z_s} \quad (6.18)$$

となる。また、式 (6.8) から式 (6.18) は、

$$\frac{P_l}{V_0} = \frac{\rho c^2 Z_s}{\rho c^2 + j \omega Z_s} \quad (6.19)$$

と書きなおすことができる。

ここで、空気室内の粒子速度 V_z と変位 D_z の関係が、 $V_z = j\omega D_z$ であることを利用し、式 (6.19) に、駆動点 ($z=0$) における粒子速度 V_0 と変位 D_0 の関係、 $V_0 = j\omega D_0$ を代入すると、

$$\frac{P_l}{D_0} = \frac{\rho c^2}{l} \cdot \frac{1}{1 + \frac{\rho c^2}{j \omega Z_s l}} \quad (6.20)$$

となる。すなわち、空気室が、カットオフ周波数 $\omega_c = \rho c^2 / Z_s l$ の高域通過フィルタとして振る舞うことを示しており、 $\omega \gg \rho c^2 / Z_s l$ とすれば、 P_l / D_0 の周波数特性は一定値 $\rho c^2 / l$ となる。

6.2.3 空気伝導型筋音図センサの特性

円筒形の空気室の奥にコンデンサマイクロフォンを設置した空気伝導型筋音図センサの特性は、空気室内の終端 ($z=l$) における音圧 P_l と振動膜に加わる音圧 P の比を $\gamma (= P / P_l)$ とすれば、式 (6.6) と式 (6.20) より、

$$\frac{E}{D_0} = \frac{P_l}{D_0} \cdot \frac{P}{P_l} \cdot \frac{E}{P} = -\frac{\gamma F_i R_0 S_e \rho c^2}{Z_m l} \cdot \frac{1}{1 + j\omega CR_0} \cdot \frac{1}{1 + \frac{\rho c^2}{j\omega Z_s l}} \quad (6.21)$$

となる．なお，本研究では，コンデンサマイクロフォンの外部電気回路の負荷抵抗を， $1/2\pi CR_0 = 20\text{k Hz}$ となるように設定したことから，筋音図の成分が存在する 100 Hz 以下については，

$$\frac{E}{D_0} = -\frac{\gamma F_i R_0 S_e \rho c^2}{Z_m l} \cdot \frac{1}{1 + \frac{\rho c^2}{j\omega Z_s l}} \quad (6.22)$$

と書き表すことができる．すなわち， $\omega \gg \rho c^2 / Z_s l$ においては， E_l / D_0 の周波数特性は一定値 $\gamma F_i R_0 S_e \rho c^2 / Z_m l$ であり，感度が空気室の長さの逆数に比例することを示している．また，カットオフ周波数 ω_c は，

$$\omega_c = \frac{\rho c^2}{Z_s} \cdot \frac{1}{l} \quad (6.23)$$

であり，空気室の長さの逆数に比例し，長さ l の増加に伴って低下することを示している．

6.3 実験方法

本研究で提案する空気伝導型筋音図センサについて，その入出力・周波数特性への空気室のサイズの影響を検討するため，加振システムを利用したモデル実験を行った．さらに，空気伝導型筋音図センサによって導出された信号へのモーションアーチファクトの混入問題について，加速度計と比較検討するため，二重加振システムを利用したモデル実験を行った．ここでは，それらの実験方法を述べる．

6.3.1 加振システムによるモデル実験

図 6.3 と図 6.4 は，本実験で用いた加振システムの概略図と外観図をそれぞれ示している．コンデンサマイクロフォン（プリモ，EM156S5A）は，空気室を設けるためのアクリル製シリンダーの一端に取り付けられ，そのシリンダーとともに櫓を用いて，加振器（アカシ，MEE-035）の振動板とは別に固定された．シリンダーのもう一方の端にはピストンが取り付けられており，

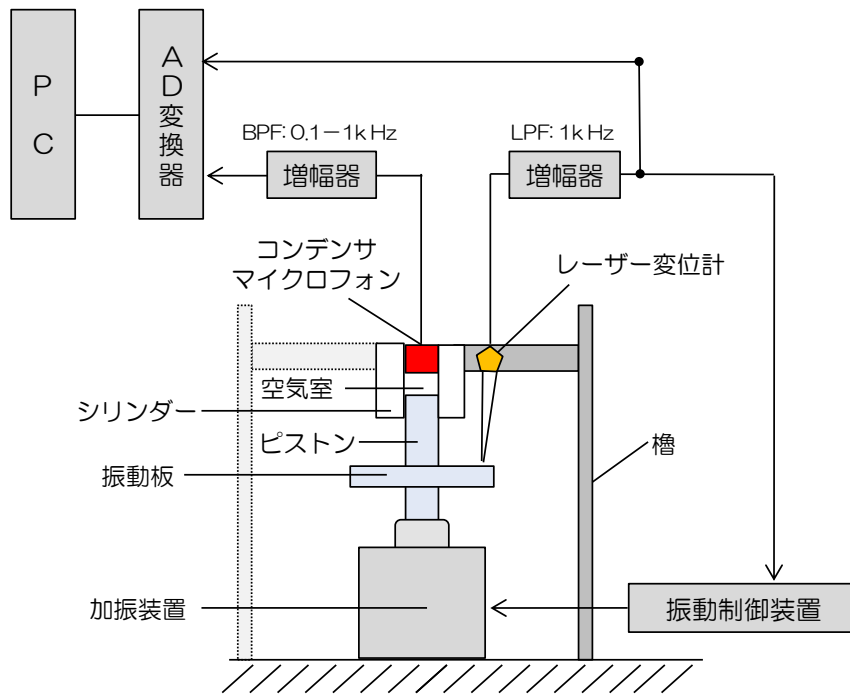


図 6.3 加振システムの概略図

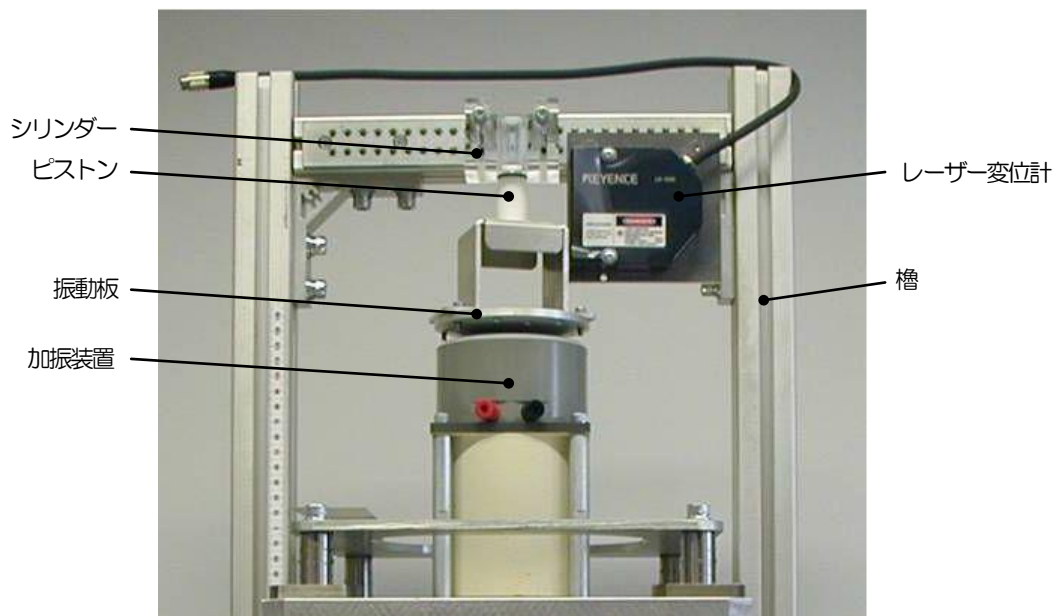


図 6.4 加振システムの外観図

そのピストンは加振器の振動板と一体化して振動する。振動板の振動は、専用の振動制御装置（アカシ，7000）を用いて、フィードバック制御されており、任意の振幅と周波数の正弦波振動を発生することができる。

実験では、振動板、すなわち、ピストンを最大変位一定で正弦波振動させ、その際のコンデンサマイクロフォンの応答を観察した。ピストンの正弦波振動については、入出力特性を調べるために、周波数を 30 Hz で一定とし、最大変位を 0.001~0.05 mm の範囲で順次変化させた。また、周波数特性を調べるために、最大変位を 0.01 mm で一定とし、周波数を 2~100 Hz の範囲で順次変化させた。本実験で準備したシリンダーは、15, 20, 25 mm の異なる内径を持つ 3 種類であった。また、各シリンダーを用いてコンデンサマイクロフォンとピストンの間に設けられた空気室の長さは、10, 15, 20 mm の 3 種類であった。すなわち、本実験では、直径と長さの異なる 9 種類の空気室について調べた。

コンデンサマイクロフォンの出力は増幅器（メディセンス，MPS110，BPF：0.1~1k Hz）を介して増幅し、コンピュータに取り込んだ。同時に、加振器の振動板の変位は、槽に取り付けられたレーザー変位計（キーエンス，LK-G30）によって検出し、増幅器（キーエンス，LK-G3000V，LPF：1 k Hz）を介して増幅してコンピュータに取り込むとともに、加振器の振動制御のためのフィードバック信号として振動制御装置へ入力した。なお、各信号は、コンピュータに取り込む際、サンプリング周波数 10k Hz で AD 変換を行った。

実験終了後、記録された信号からは、任意の 10 箇所を選定し、各信号の最大振幅値、および振動板の変位とコンデンサマイクロフォンの出力の振幅の比を算定した。

6.3.2 二重加振システムによるモデル実験

本実験で用いた二重加振システムの概略図と外観図は、図 6.5 と図 6.6 に示した。すなわち、図 6.3 で示した槽と加振器を一つの台に固定し、その下にモーターとクランクで構成された下部加振システムを設置した。

実験では、この下部加振システムにより、モーションアーチファクトを模擬した既知の正弦波振動（周波数：0.5 Hz，最大振幅：7 mm）を、空気室（直径：20 mm，長さ：15 mm）を前段に設置されたコンデンサマイクロフォンに加えた。また、比較対象として、前章までに使用してきた加速度計（メディセンス，MP110-10-101）を加振器の振動板に貼付し、同時計測を行った。コンデンサマイクロフォンおよび加速度計の出力は、それぞれ、増幅器（メディセンス，MPS110，BPF：0.1~1k Hz）を介して増幅した。同時に、モーションアーチファクトに相当する槽と加振器を固定した台の振動は、レーザー変位計（キーエンス，LK-G150）と加速度計（キスラー，8630C5）によって検出し、それぞれ増幅器（レーザー変位計については、キーエンス，LK-G3000V，LPF：1 k Hz，加速度計については、キスラー，5134，LPF：1k Hz）を介して増幅した。すべての信号が、サンプリング周波数 4k Hz で AD 変換を行った後、コンピュータに取り込まれた。

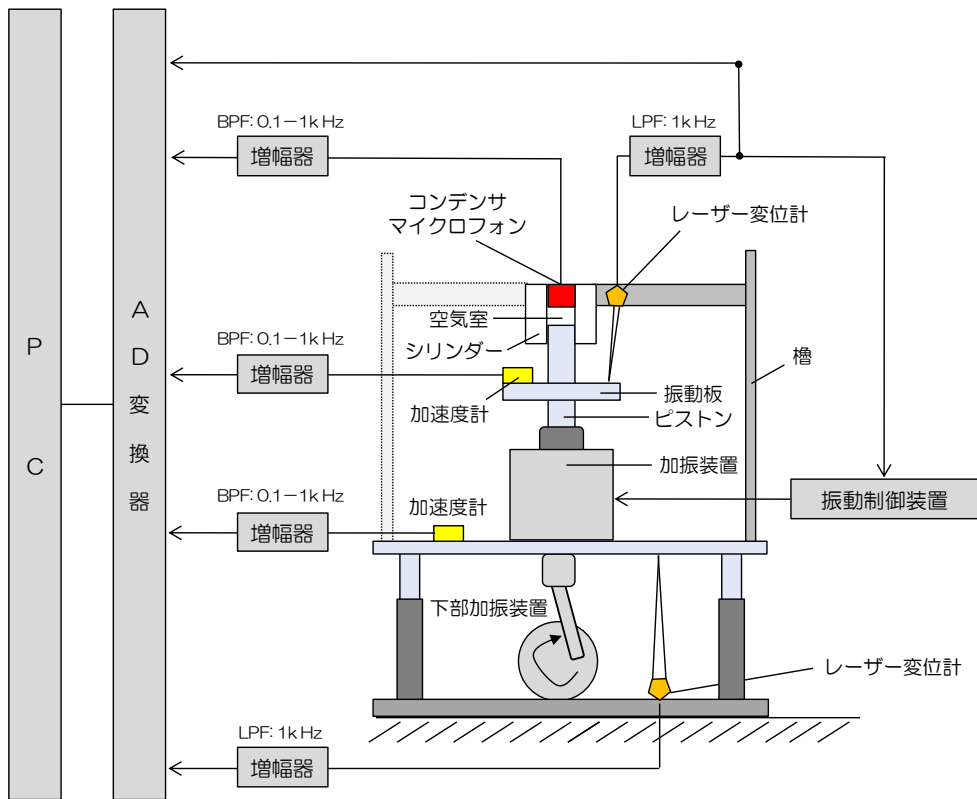


図 6.5 二重加振システムの概略図

(a) 二重加振システム

(b) 下部防振システム

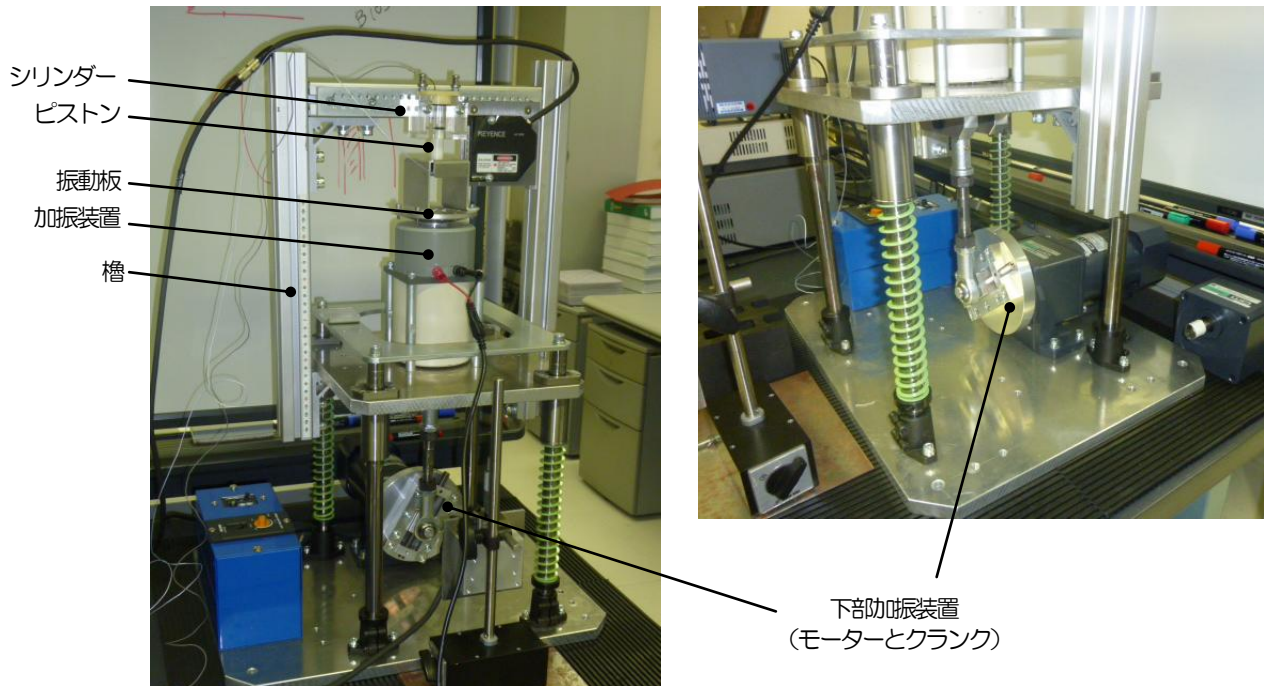


図 6.6 二重加振システムおよび下部加振システムの外観図

実験終了後、記録した信号から、任意の 10 箇所、それぞれ 4.096 秒のデータ（データ長：16384 点）を抽出し、FFT 法によってパワースペクトルを算出し、後に、10 箇所のパワースペクトルの平均を求めた（周波数分解能：0.2 Hz）。

6.4 結果

6.4.1 入出力および周波数特性への空気室のサイズの影響

図 6.7 は、前段に空気室を持つコンデンサマイクロフォンの入出力特性を示している。図中、横軸はピストンの変位であり、縦軸はコンデンサマイクロフォンの出力電圧である。図 6.7(a)は、空気室の長さが 10 mm の場合を示している。なお、図中、赤色で示したのは直径 15 mm の場合、青色は 20 mm、緑色は 25 mm の場合を示している。図 6.7(b)および(c)は、それぞれ、空気室の

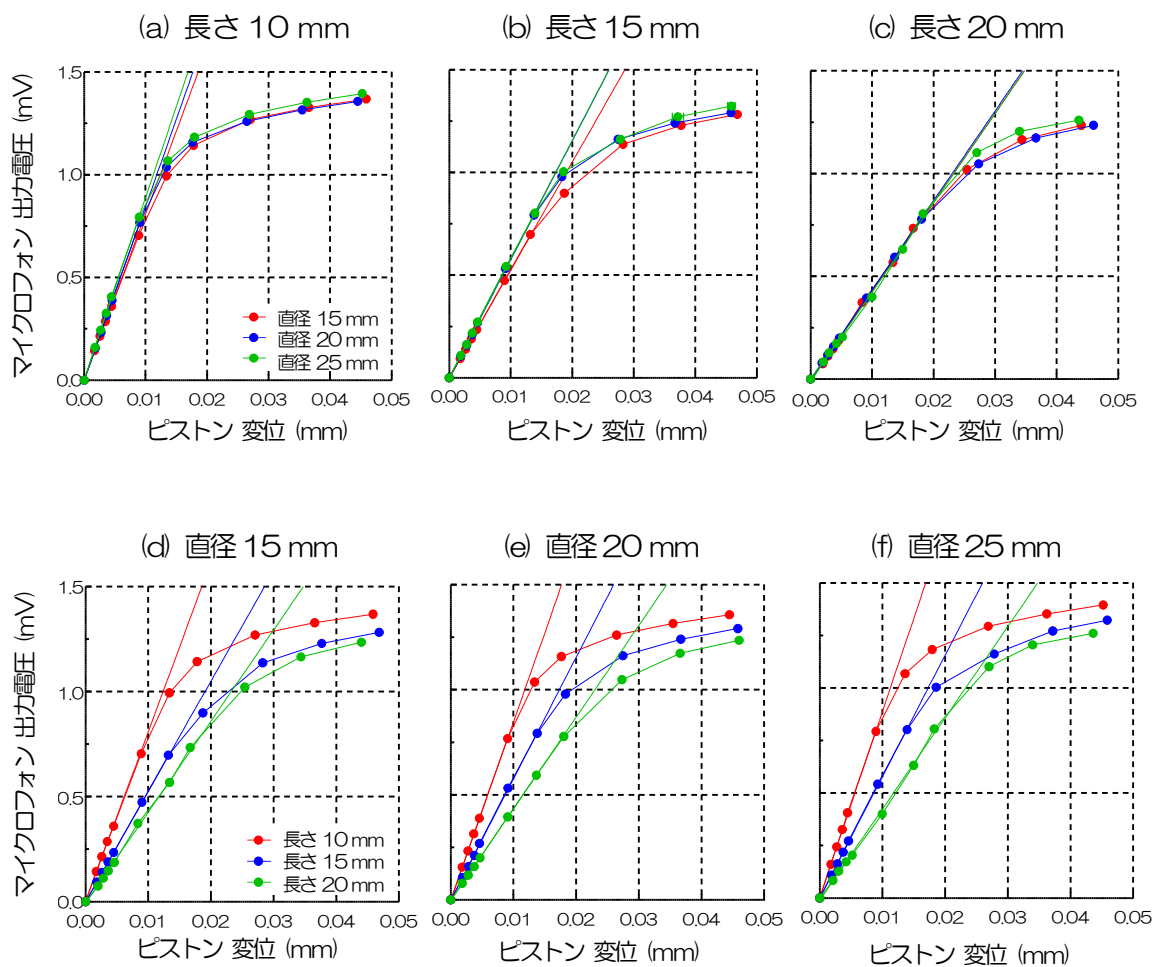


図 6.7 前段に空気室を持つコンデンサマイクロフォンの入出力特性

表 6.1 回帰直線の傾き

空気室の長さ	空気室の直径		
	15 mm	20 mm	25 mm
10 mm	80.69±1.44	84.76±1.87	88.53±0.89
15 mm	52.60±0.17	57.82±0.39	57.74±0.38
20 mm	43.36±0.86	43.09±1.45	43.47±0.85

単位：V/ μ m

長さが 15, 20 mm の場合であり、図 6.7(a)と同様に、3 種類の直径の場合について示している。一方、図 6.7(d)~(f)は、それぞれ、空気室の直径が 15, 20, 25 mm の場合を示している。なお、各図中、赤色は長さ 10 mm、青色は 15 mm、緑色は 20 mm の場合を示している。図より、すべての空気室のサイズで、コンデンサマイクロフォンの出力は、それが約 1.0 V 以下の範囲で、ピストンの変位に対して直線的に増加することがわかる。一方、それ以上では、傾斜が緩やかに減少し、概ね 1.2 V で一定になる傾向が示された。また、直線的な増加を示したコンデンサマイクロフォン出力が 1.0 V 以下の範囲で回帰直線を求めたところ、すべての空気室のサイズで、その相関係数は 0.99 以上であった。表 6.1 は、各サイズにおける回帰直線の傾きをまとめたものである。図 6.7(a)~(c)および表 6.1 からわかるように、空気室の直径による回帰直線の傾きの変化はみられなかった。一方、空気室の長さが増加するとともにその傾きは減少した(図 6.7(d)~(f)参照)。さらに、表 6.1 より、傾きの変化率を求めると、それは空気室の長さの逆数の比に概ね一致した。特に、直径 25 mm の場合では、長さ 20 mm に対し、長さ 15 mm と 10 mm は、それぞれ、約 1.33 倍と約 2.03 倍であり、長さの逆数の比 ($20/15=1.33\dots$, $20/10=2.00$) と一致した。

図 6.8 は、ピストンの変位に対するコンデンサマイクロフォンの周波数応答特性を示している。図 6.8(a)~(c)は、それぞれ、空気室の長さが 10, 15, 20 mm の場合について示しており、図中の赤色は直径 15 mm、青色は 20 mm、緑色は 25 mm の場合を示している。一方、図 6.8(d)~(f)は、それぞれ、空気室の直径が 15, 20, 25 mm の場合について示しており、図中の赤色は長さ 10 mm、青色は 15 mm、緑色は 20 mm の場合を示している。なお、縦軸のゲインは、それぞれ、50 Hz で 0 dB となるように正規化した値を示している。図より、空気室がいずれのサイズの場合でも、5~100 Hz の範囲では、概ね変位感度は一定であることがみてとれる。一方、2 Hz では、明らかにゲインが減衰している。表 6.2 は、各サイズにおける 2 Hz と 5 Hz のゲインについて、t 検定を用いて統計的有意差を調べた結果をまとめたものである。表より、空気室がいずれのサイズの場合でも、2 Hz でのゲインは、5 Hz に比べて有意に減少していることがわかる ($p<0.01$)。

また、2 Hz でのゲインについて、空気室の長さの変化による差異を調べたところ、空気室の長さが長いほど、その平均値が大きくなる傾向がみられた。特に、直径が 15 mm と 20 mm の場合では、長さ 10 mm と 15 mm の間で統計的に有意な差が確認された ($p < 0.10$)。さらに、詳細にみれば、2 Hz でのゲインは、統計的有意差は示されなかったが、空気室の直径の増加に伴って増加する傾向がみられた (図 6.8(a)~(c)参照)。しかしながら、空気室の直径が 25 mm の場合で、長さが 15 mm と 20 mm の間では、周波数特性にほとんど変化はみられなかった。同様に、長さが 20 mm の場合で、直径が 20 mm と 25 mm の間では、周波数特性にほとんど変化はみられなかった。

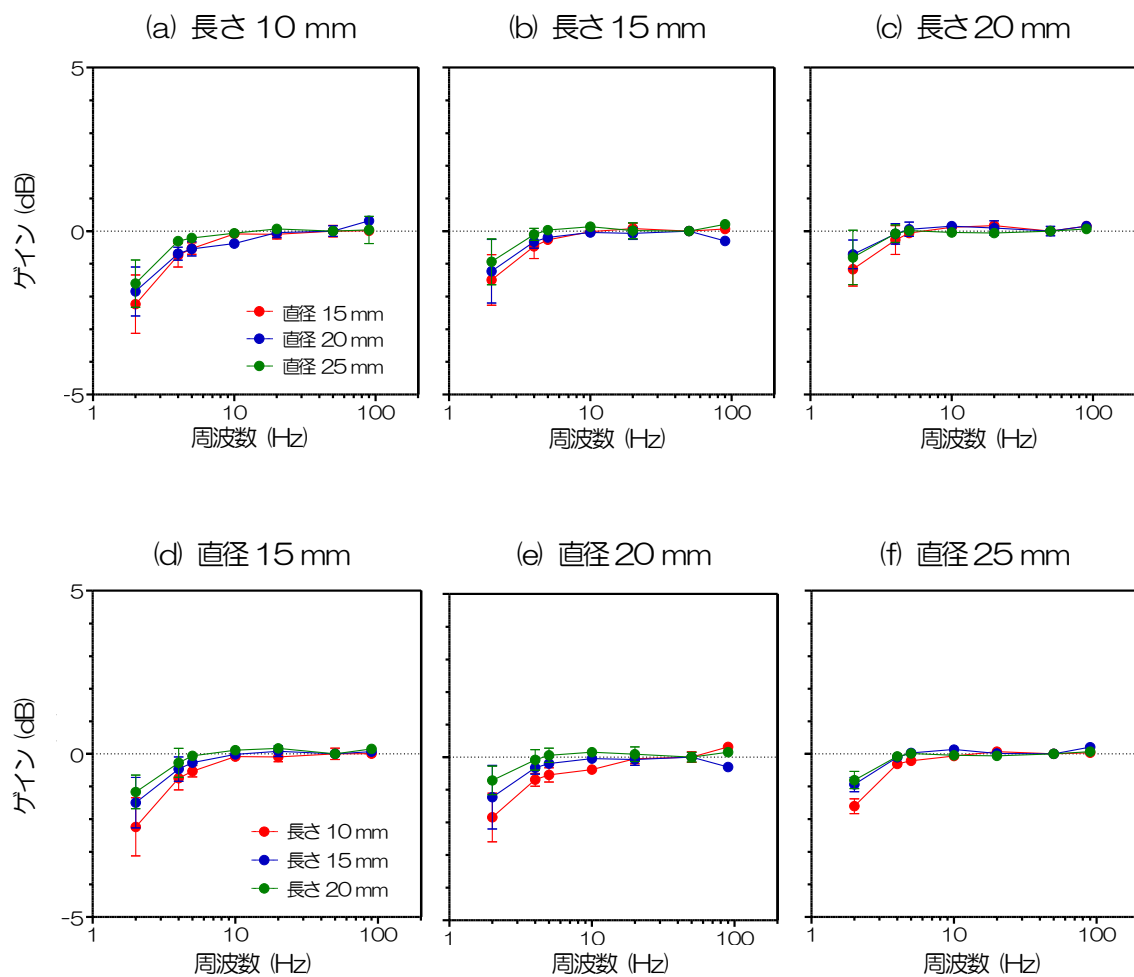


図 6.8 前段に空気室を持つコンデンサマイクロフォンの周波数特性

表 6.2 2 Hz と 5 Hz におけるゲインの比較

長さ	直径 15 mm		直径 20 mm		直径 25 mm	
	2 Hz	5 Hz	2 Hz	5 Hz	2 Hz	5 Hz
10 mm	-2.24 (0.89)	-0.53 (0.18)	-1.85 (0.75)	-0.55 (0.22)	-1.31 (0.72)	-0.21 (0.10)
	* †		*		*	
15 mm	-1.50 (0.77)	-0.27 (0.13)	-1.13 (0.97)	-0.10 (0.10)	-0.94 (0.70)	0.03 (0.14)
	*		*		*	
20 mm	-1.17 (0.52)	-0.06 (0.11)	-0.71 (0.44)	0.05 (0.22)	-0.80 (0.83)	0.01 (0.12)
	*		*		*	

平均値 (標準偏差), * : $p < 0.01$, † : $p < 0.10$

6.4.2 モーションアーチファクトの混入問題

図 6.9 は、二重加振システムを用いて行われたモデル実験の結果を示したものである。図 6.9 (a) は、コンデンサマイクロフォンの出力（赤線）とレーザー変位計で記録した台の振動の変位（青線）の生波形である。なお、コンデンサマイクロフォンの出力は、図 6.7 の結果からピストンの変位を反映していると推察されたため、同図から得られた回帰直線の傾きから、図 6.9 では、その単位を変位量に換算して示している。図より、コンデンサマイクロフォンの出力には、台の振動の変位に相当する成分がほとんど存在しないことがわかる。図 6.9(b)は、加速度計の出力（赤線）と台の振動の加速度（青線）の生波形である。図より、両信号の振幅および位相が、ほとんど一致していることがみてとれる。図 6.9(c)は、コンデンサマイクロフォンの出力（赤線）とレーザー変位計で記録した台の振動の変位（青線）のパワースペクトルを示している。台の振動のスペクトルをみると、0.5 Hz で鋭いピークがみられた。そこでそのピーク値に対するコンデンサマイクロフォン出力のスペクトルの 0.5 Hz にみられたピーク値の割合を求めたところ、 2.12×10^{-10} であった。一方、図 6.9(d)は、加速度計出力と台の振動の加速度のパワースペクトルを示したものであり、同様に、0.5 Hz にあるピーク値の比を求めたところ、0.86 であった。

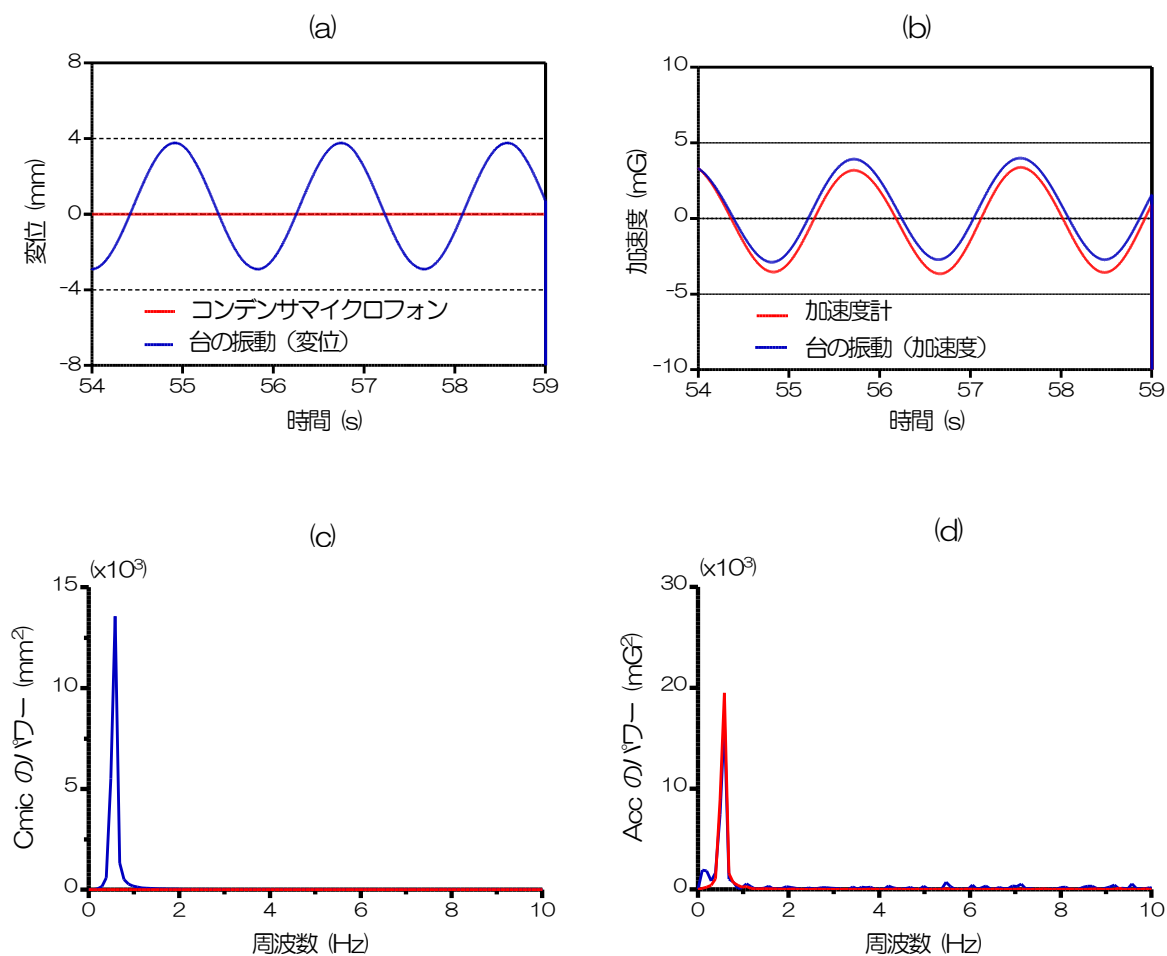


図 6.9 二重加振システムを用いたモデル実験における
コンデンサマイクロフォンおよび加速度計の生波形とパワースペクトルの典型例

6.5 考察

本章では、コンデンサマイクロフォンを用いた空気伝導型筋音図センサを提案するにあたり、まず、入出力および周波数特性への空気室のサイズの影響について検討した。

入出力特性への影響についてみてみると、加振システムを用いたモデル実験の結果、本実験で採用したすべてのサイズ（円筒形、直径：15~25 mm、長さ：10~20 mm）において、振動の変位に比例して、コンデンサマイクロフォンの出力電圧が直線的に増加することを示した（図 6.7 参照）。すなわち、空気伝導型筋音図センサの出力は、振動の変位を反映することが明らかとなった。また、その増加率、すなわち、図 6.7 で示された回帰直線の傾きは、空気室の直径に伴う変化を示さず、一方、長さの増加に伴って減少することが明らかになった。さらに、長さの変化に伴う傾きの減少率は、長さの逆数に比例することが明らかとなった（表 6.1 参照）。本研究で対象としている筋音図の主要な成分は、5~100 Hz に存在するといわれている[16]。したがって、筋音

図が持つ最も短い波長は、100 Hz の場合の 3400 mm (乾燥した 20 °C の空気中の音速は、約 340 m/s) である。一方、本実験で採用した空気室の内、最も大きな半径を持つものでもその値は 17.5 mm である。つまり、空気室の半径は、音波の波長の 1/4 以下である。また、本実験で採用した空気室の長さは、最大で 20 mm であり、これは音波の 1/20 以下である。すなわち、本実験で採用した空気室は「6.2.3 空気室の特性」で述べた条件を満たしており、その特性は理論的には式 (6.20) に従い、引いては、空気伝導型筋音図センサは、式 (6.22) に従うことが予想される。式 (6.22) によれば、空気伝導型筋音図センサは高域通過フィルタ様の特性を持ち、そのカットオフ周波数以上の帯域では、変位感度が一定である。また、その変位感度は、空気室の長さの逆数にのみ比例することが示されている。つまり、本実験の結果は、理論的に予想された空気伝導型筋音図センサの入出力特性と一致するものであった。

周波数特性への影響をみてみると、モデル実験の結果は、本実験で採用したすべてのサイズにおいて、概ね 5 Hz 付近から周波数の低下に伴ってゲインが減衰する高域通過フィルタの特性を示した (図 6.8 参照)。また、2 Hz でのゲインの減衰は空気室の長さが長いほど緩やかであり、このことは、空気室の長さの増加に伴い高域通過フィルタのカットオフ周波数が低下することを示唆している。さらに、統計的に有意な傾向ではないが、2 Hz でのゲインの減衰は、空気室の直径が長くなるほど緩やかになる傾向も示された。つまり、空気伝導型筋音図センサの周波数特性は、空気室の長さ、ならびに直径の影響を受けることが示された。ここで、理論的に予測された空気伝導型筋音図センサの周波数特性をみてみると、式 (6.22) より、式 (6.23) で記述されるカットオフ周波数を持つ高域通過フィルタとして機能することが予測される。また、式 (6.23) より、カットオフ周波数は、空気室の長さの増加に伴って低下することが予測される。すなわち、本実験の結果は、理論的に予想された空気伝導型筋音図センサの周波数特性と概ね一致するものであった。さらに、図 6.8 および表 6.2 の結果を詳細にみると、空気室の直径が 25 mm のとき、長さが 15 mm 以上であれば周波数特性に変化はなく、また、空気室の長さが 20 mm のとき、直径が 20 mm 以上であれば、同様に周波数特性に変化はみられなかった。つまり、これらの条件下でみられた 2 Hz でのゲインの減衰は、空気室のサイズの影響ではなく、コンデンサマイクロフォン本体の特性を反映したものと考えられる。言い換えれば、2 Hz 付近で周波数特性に変化が現れる空気室のサイズは、直径が 20 mm 未満、長さが 15 mm 未満の場合である。したがって、5~100 Hz に主要な成分を持つ MMG を計測する空気伝導型センサは、少なくとも直径が 20 mm 以上で、長さが 15 mm 以上の空気室を持つ必要がある。

次に、本章では、モーションアーチファクトの影響について空気伝導型筋音図センサと加速度計の場合で比較検討した。なお、空気伝導型筋音図センサの空気室は、前述の結果を反映し、直径 20 mm、長さ 15 mm の円筒形状のものを使用した。

実験に用いた二重加振システムは、ピストンの振動が体表面微細振動を模擬しており、台の振動が体動を模擬している。実験では、ピストンは振動させておらず、台のみを 0.5 Hz の周波数と

7 mm の最大振幅で正弦波振動させた。すなわち、体表面微細振動がなく、体動のみが存在する状況を模擬した実験を行い、ダイナミックな体動に伴うモーションアーチファクトが、空気伝導型筋音図センサと加速度計の出力にどのように影響するかを比較検討した。なお、空気伝導型筋音図センサの出力が反映する振動の物理量は変位であるため、モーションアーチファクトの混入量については、コンデンサマイクロフォンの信号を、レーザー変位計で記録した台の振動の変位と比較した。また、加速度計については、台の振動の加速度と比較した。その結果、前段に空気室を持つコンデンサマイクロフォンのパワースペクトルに存在する 0.5 Hz の成分は、台の振動の変位の 10 億分の 1 以下であり、モーションアーチファクトがほとんど混入していないことが示された。一方、加速度計は、生波形およびパワースペクトルにおいて、台の振動の加速度とほぼ一致し、モーションアーチファクトが大きく混入することが示された。すなわち、本章で提案するコンデンサマイクロフォンを用いた空気伝導型筋音図センサは、加速度計と比較して、モーションアーチファクトが混入し難いことが明らかとなった。

6.6 まとめ

本章では、モーションアーチファクトが混入し難いと予想されるコンデンサマイクロフォンに注目し、新たにコンデンサマイクロフォンを用いた空気伝導型筋音図センサを提案することとした。ここでは、理論解析およびモデル実験よりコンデンサマイクロフォンの前段に設置された空気室のサイズが、出力信号に及ぼす影響を分析した。その結果、提案する空気伝導型筋音図センサは、その空気室が振動の変位に対して高域通過フィルタとして機能し、カットオフ周波数以上の帯域で振動の変位を反映することが明らかとなった。加えて、出力感度およびカットオフ周波数は、空気室の長さや直径の影響を受けることが明らかとなった。このことから、空気室のサイズは、5~100 Hz に成分を持つ MMG を計測対象とする場合、最も小さな空気室でも、長さ 15 mm 以上、直径 20 mm 以上とする必要があることが示唆された。さらに、二重加振システムを用いたモデル実験によって本センサは、加速度計に比べて、モーションアーチファクトが混入し難いことが示された。

参考文献

1. Grimaldi FM: Physico-mathesis de Lumine. Coloribus et Iride. 338, 1665.
2. Orizio C: Muscle sound bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit Rev Biomed Eng.* 21(3) : 201 - 243, 1993.
3. Stoke IAF, Moffroid MS, Rush S, Hauph LD: Comparison of acoustic and electrical signals from erector spinae muscles. *Muscle Nerve.* 11 : 331 - 336, 1988.
4. Barry DT: Muscle sounds from evoked twitches in the hand. *Arch Phys Med Rehabil.* 72 : 573 - 575, 1991.
5. Orizio C, Esposito F, Veicsteinas A: Effect of acclimatization to high altitude (5.050m) on motor unit activation pattern and muscle performance. *J Appl Physiol.* 77 : 2840 - 2844, 1994.
6. Smith DB, Housh TJ, Stout JR, Johnson GO, Evetovich TK, Ebersole KT: Mechanomyographic responses to maximal eccentric isokinetic muscle actions. *J Appl Physiol.* 82 : 1003 - 1007, 1997.
7. Keidel M, Keidel WD: The computer-vibromyography as a biometric progress in studying muscle function. *Biomed Tech.* 34 : 107 - 116, 1989.
8. Vaz MA, Zhang Y, Herzog W, Guimaraes ACS, Macintosh BR: The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an electromyographic and vibromyographic study. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 36 : 221 - 230, 1996.
9. Gallasch E, Kenner T: Characterisation of arm microvibration recorded on an accelerometer. *Eur J Appl Physiol.* 75 : 226 - 232, 1997.
10. Bolton CF, Parkes A, Thompson MR, Clark MR, Sterne CJ: Recording sound from human skeletal muscle: technical and physiological aspects. *Muscle Nerve.* 12(2) : 126 - 134, 1989.
11. Goldenberg MS, Yack HJ, Cerny FJ, Burton HW: Acoustic myography as an indicator of force during sustained contractions of a small hand muscle. *J Appl Physiol.* 70 : 87 - 91, 1991.
12. Petitjean M, Maton B: Phonomyogram from single motor units during voluntary isometric contraction. *Eur J Appl Physiol.* 71 : 215 - 222, 1995.
13. Chen D, Durand LG, Bellemare F: Time and frequency domain analysis of acoustic signals from a human muscle. *Muscle Nerve.* 20 : 991 - 1001, 1997.
14. 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.
15. Orizio C, Perini R, Veicsteinas: Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. *Eur J Appl Physiol.* 58(5) : 528 - 533, 1989.

16. Barry DT: Vibrations and sounds from evoked muscle twitches. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 32 : 35 - 40, 1992.
17. Watakabe M, Mita K, Akataki K, Itoh Y: Mechanical behavior of condenser microphone in mechanomyography. *Med Biol Eng Comput.* 39 : 195 - 201, 2001.
18. 西山静男, 池谷和夫, 山口善司, 奥島基良 : 音響振動工学. 第 21 版, コロナ社, 東京, 2003.

第7章 横隔膜収縮機能評価における空気伝導型筋音図センサの有効性の検討

7.1 はじめに

筋音図 (MMG) は、収縮する筋線維の幾何学的な変化、すなわち、筋線維径の側方向への拡大・変形に起因する振動が筋組織や皮膚組織を伝わり、体表面の微細な振動となって現れたものである。現在、MMG 計測に最も多用される加速度計は、少なくとも、ここで関心のある生体現象、つまり、筋線維の収縮活動に起因する体表面微細振動を反映することが報告されている [1],[2]。しかし、それは静的な筋収縮時に限られる。つまり、加速度計ではその構造上からダイナミックな運動を伴う際にはモーションアーチファクトの混入は避けられない。また、MMG の主要な成分は概ね 5~100 Hz にあり [3]~[5]、一方、モーションアーチファクトの周波数帯域は 30 Hz 以下 [6]であることから、フィルタや信号処理などによって両信号を分離することは困難である。このため、動的な運動時や、例えば不随意運動を有する患者など計測時に動作静止を要求することが困難な場合、加速度計による MMG 計測は不可能となる。つまり、加速度計に代わり、モーションアーチファクトの影響を受け難いトランスデューサが必要となる。

本論文では第6章において、モーションアーチファクトに対応した新たな空気伝導型筋音図センサを提案した。本センサはプラスチック・シリンダーの奥にコンデンサマイクロフォンを組み込んでおり、直径20 mm、長さ15 mmの円筒形空気室を介して計測対象（皮膚）の振動をコンデンサマイクロフォンで検出する仕組みになっている。前章の理論解析とモデル実験において、本空気伝導型筋音図センサは、概ね5~100 Hzの帯域の振動変位を検知することが可能であること、また、モーションアーチファクトが殆ど混入しないことが検証された。

そこで、本章では、MMGを用いた横隔膜の収縮機能評価に対する本空気伝導型筋音図センサの有効性を確認するために、横隔膜MMGを加速度計と同時記録し、両信号の物理量を比較・検討することとした。

7.2 方法

7.2.1 被験者

被験者は呼吸器系および筋・神経系に疾患履歴を持たない健常成人男性 3 名とした。被験者の身体特性および肺機能は、表 7.1 に示した。被験者は研究目的・実験内容について十分な説明を受け、研究参加の同意書に署名した。なお、本研究は星城大学研究専門倫理委員会の審査および承認を得た（承認番号：2008C0013）。

表 7.1 被験者の身体的特性と肺機能

被験者	年齢	身長 (cm)	体重 (kg)	%肺活量	1 秒率
A	21	166.6	65.0	111.5	80.5
B	21	165.0	62.0	91.3	94.7
C	21	170.0	65.0	105.9	90.3
平均	21	167.2	64.0	102.9	88.5
標準偏差	0	2.6	1.7	10.4	7.3

7.2.2 実験手順

実験における被験者の姿勢は安静仰臥位とし、被験者の安静呼気終末時に、右頸部の横隔神経に対して経皮的電気刺激を加え、右横隔膜の単収縮を誘発した。なお、安静呼気終末は、被験者の胸・腹部が呼吸周期内で最も沈む位相と規定し、これを視察で確認した。また、実験では、すべての被験者に 10 回ずつ電気刺激を行い、それによって誘発される右横隔膜単収縮時に生じる MMG を観察した。

7.2.3 電気刺激

右頸部の横隔神経に対する電気刺激は、表面刺激電極（日本光電，NM-420S）を用いて行った。刺激信号は、誘発電位・筋電図検査装置（日本光電，Neuropack μ ）によって発生させた持続時間 0.2 ms の矩形波とし、その強度は最大上とした。

7.2.4 信号の計測と処理

MMG は、コンデンサマイクロフォン（プリモ，EM156S5A）を用いた空気伝導型筋音図センサ（図 7.1）と小型加速度計（メディセンス，MP110-10-101）を用いて、同時計測を行った。空気伝導型筋音図センサ、および加速度計によって導出された信号（Cmic MMG、および Acc MMG）は、それぞれ、増幅器（メディセンス，MPS110，BPF：0.1~1k Hz）を介して増幅された。空気伝導型筋音図センサの貼付位置は、第 9 肋間縁上の第 8 肋間とし、両面テープで体表面に固定した。加速度計は、空気伝導型筋音図センサに出来る限り隣接して貼付した（図 7.2）。

増幅された Cmic MMG と Acc MMG は、電気刺激用の信号とともに、AD 変換器（AD Instruments，ML880 Powerlab 16/30）を介してパーソナルコンピュータのハードディスクに

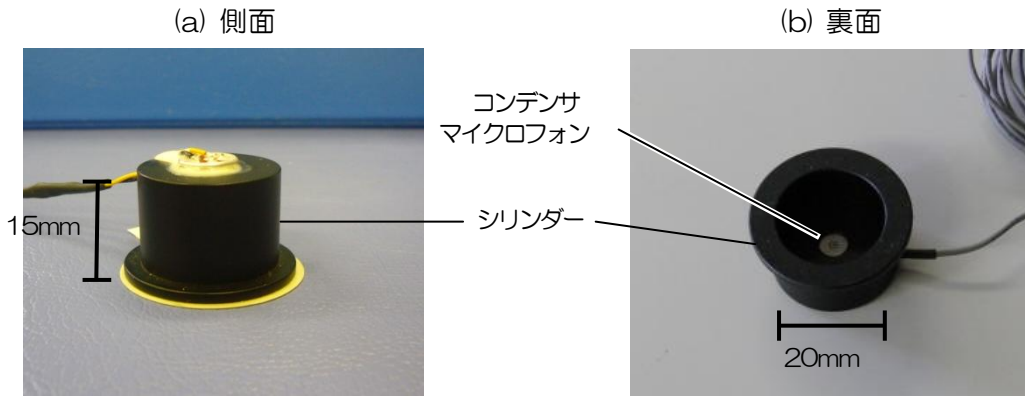


図 7.1 空気伝導型筋音図センサの外観図

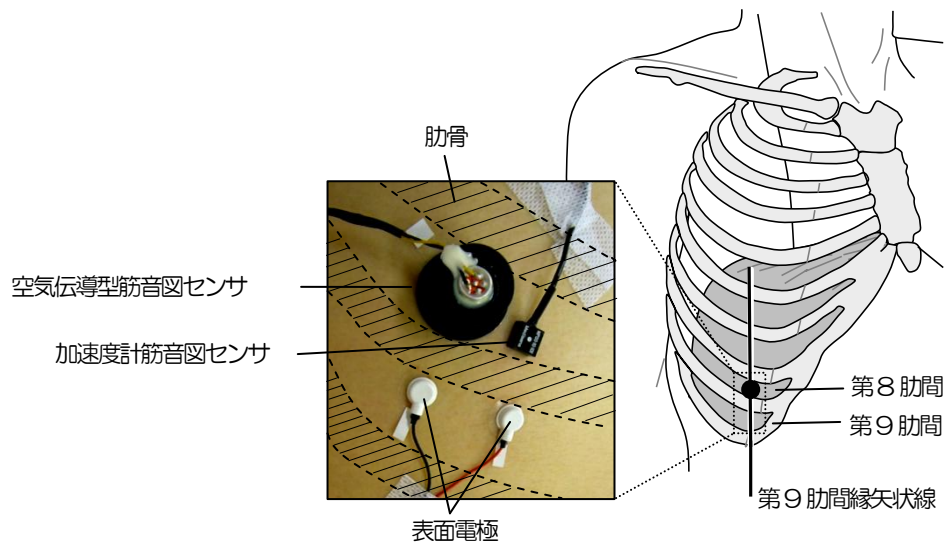


図 7.2 電極配置の模式図

蓄積・保存され、その後の処理に備えた。なお、AD 変換時のサンプリング周波数は 4k Hz とした。

実験終了後、保存された Cmic MMG と Acc MMG は、それぞれ、電気刺激挿入時から 2.048 秒間のデータ（データ長：8192 点）が抽出され、FFT 法によってパワースペクトルを算出した。さらに、得られたパワースペクトルを計測回数で平均化し、Cmic MMG および Acc MMG の平均パワースペクトルを求めた。

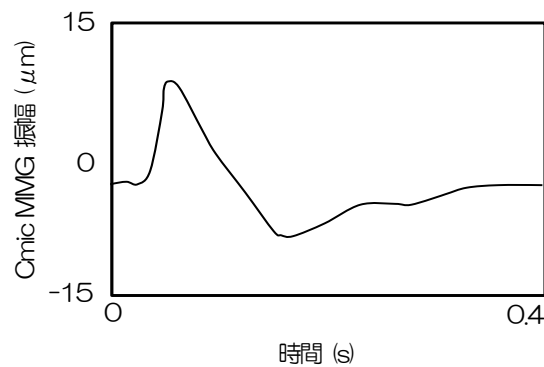
7.3 結果

図 7.3 は、記録された Cmic MMG と Acc MMG の典型波形を示している。図より、空気伝導型筋音図センサと小型加速度計によって導出した MMG の波形は、波相およびピークの位置に明らかな差異があることがみてとれる。

表 7.2 は、各被験者について、Cmic MMG と Acc MMG の最大振幅 (peak to peak 振幅) をまとめたものである。Cmic MMG の振幅は、被験者 A が最も大きく、 $20.54 \pm 0.23 \mu\text{m}$ であった。次いで、被験者 B の $19.54 \pm 0.37 \mu\text{m}$ であり、被験者 C が最も小さく、 $14.23 \pm 1.05 \mu\text{m}$ であった。また Acc MMG 振幅は、被験者 A, B, C でそれぞれ 0.76 ± 0.03 , 0.71 ± 0.05 , $0.48 \pm 0.01 \text{ G}$ であり、その大きさの順位は Cmic MMG と同じであった。

図 7.4 は、Cmic MMG と Acc MMG の両信号で最も大きな値を示した被験者 A の振幅を基準とし、被験者 B と C の相対的な振幅を示したものである。図 7.4(a)より、Cmic MMG の振幅の相対値は、被験者 A, B, C の順で低下することがみてとれる。なお、相対値は、被験者 A, B,

(a) Cmic MMG



(b) Acc MMG

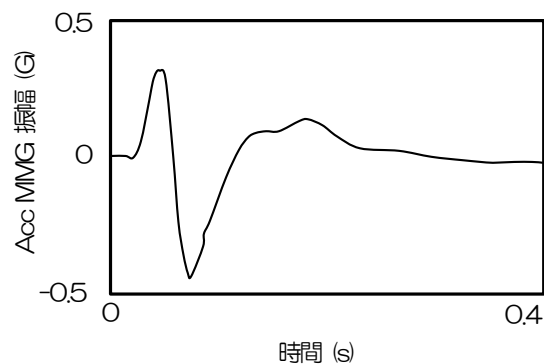
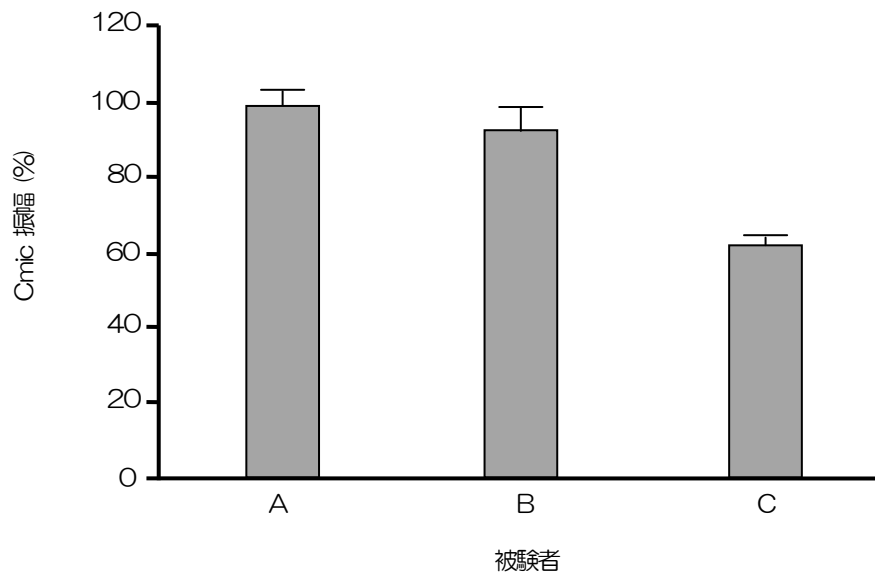


図 7.3 Cmic MMG および Acc MMG の典型波形

表 7.2 Cmic MMG および Acc MMG の最大振幅

刺激回数	被験者					
	A		B		C	
	MMG		MMG		MMG	
	Cmic (μm)	Acc (G)	Cmic (μm)	Acc (G)	Cmic (μm)	Acc (G)
1	20.19	0.74	19.88	0.72	12.84	0.49
2	20.35	0.72	19.99	0.68	13.99	0.49
3	20.35	0.72	19.84	0.74	14.38	0.46
4	20.26	0.76	19.48	0.74	15.80	0.48
5	20.65	0.77	19.41	0.75	14.01	0.50
6	20.61	0.77	18.83	0.66	14.99	0.48
7	20.74	0.78	19.03	0.62	13.47	0.49
8	20.91	0.83	19.51	0.64	13.21	0.48
9	20.68	0.75	19.71	0.75	13.66	0.48
10	20.64	0.79	19.72	0.76	15.95	0.49
平均	20.54	0.76	19.54	0.71	14.23	0.48
標準偏差	0.23	0.03	0.37	0.05	1.05	0.01
変動係数	1.14	4.48	1.91	7.22	7.41	2.49
%平均	100.0	100.0	95.1	92.7	69.3	63.5

(a) Cmic MMG



(b) Acc MMG

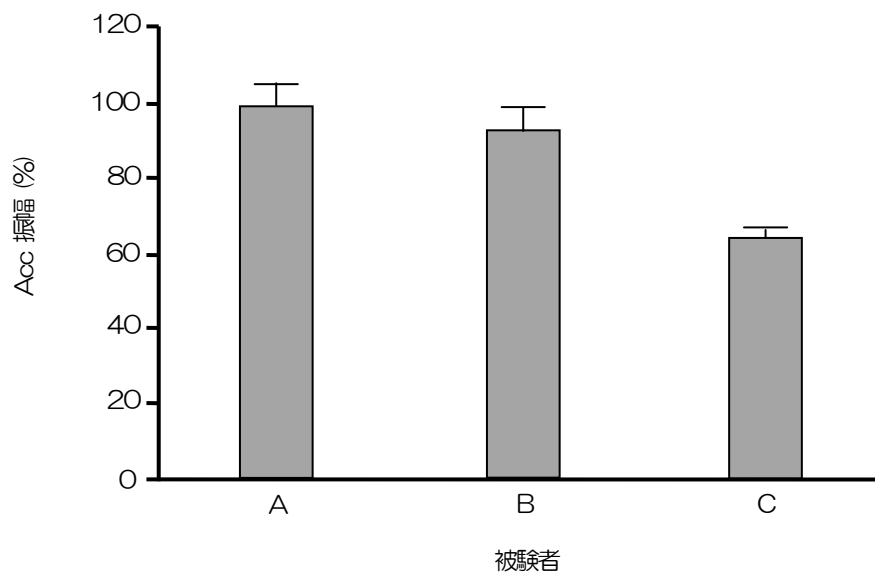


図 7.4 Cmic MMG および Acc MMG の最大振幅の被験者間の相対的差異

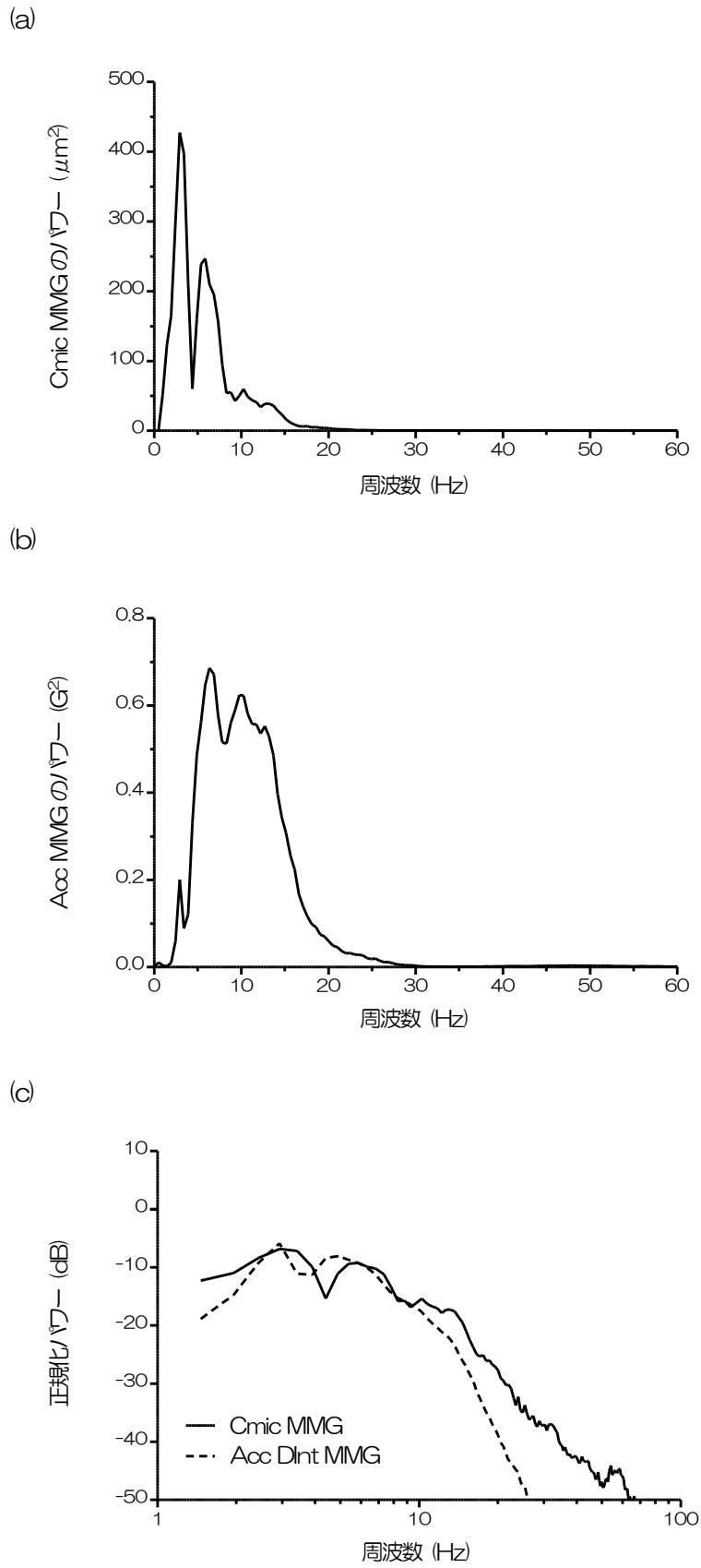


図 7.5 Cmic MMG および Acc MMG のパワースペクトル

Cで、それぞれ 100 ± 1.1 , 95.1 ± 1.8 , 69.3 ± 5.1 %であった。Acc MMG の振幅の相対関係を示した図 7.4(b)においても同様の傾向がみられ、相対値は、被験者 A が 100 ± 4.5 %であるのに対し、被験者 B と C は、それぞれ 92.7 ± 6.7 , 63.5 ± 1.6 %であった。

図 7.5(a)と(b)は、それぞれ、Cmic MMG と Acc MMG の平均パワースペクトルを示している。図より、両信号のパワースペクトルには大きな差異が認められる。すなわち、Cmic MMG の場合、ほとんどの成分が 15 Hz 以下の帯域に広がっているのに対し、Acc MMG の場合はより高い 30 Hz 付近まで広がっていることが示された。図 7.5(c)の実線は、Cmic MMG のパワースペクトルを全パワーで正規化したスペクトルを示したものである。また、同図中の破線は、Acc MMG を二階積分した信号（以後、Acc DInt MMG と表記する）のパワースペクトルを、その全パワーで正規化したものである。図 7.5(c)より、Cmic MMG と Acc DInt MMG のスペクトルの形状は、20 Hz 以下の帯域においては類似していることがわかる。そこで、この類似性を定量化するために、正規化された両パワースペクトルの周波数毎の差の自乗和の平方根を算出した[7]。そして、それが全パワーに占める割合を類似性の指標値として求めたところ、類似性の指標値は約 5.3 %であった。なお、20 Hz 以上の帯域では両者に大きな差がみられたものの、その差が全パワーに占める割合は約 0.3 %であった。

7.4 考察

本章は、第 6 章で提案したコンデンサマイクロフォンを用いた空気伝導型筋音図センサについて、横隔膜の収縮機能評価における有効性を検討することとした。また、検討にあたっては、空気伝導型筋音図センサの信号（Cmic MMG）と、同時に記録された加速度計の信号（Acc MMG）を比較することとした。すなわち、モーションアーチファクトの混入量が少なく、横隔膜収縮機能評価が十分可能であった Acc MMG を基準とし、Cmic MMG と Acc MMG の振幅、およびパワースペクトルに注目し、その特性の差異を分析した。

まず、振幅についてみたところ、Acc MMG は、被験者 A, B, C でそれぞれ 0.76 ± 0.03 , 0.71 ± 0.05 , および 0.48 ± 0.01 G を示した。ここで、被験者 A の振幅を 100 %として正規化すると、被験者 B, C の相対振幅値は、それぞれ 92.7 ± 6.7 , 63.5 ± 1.6 %であった。つまり、被験者 A に対して被験者 B, C では、それぞれ振幅が 7.3 %, 26.5 %と低下することが示された。第 5 章で示したように、Acc MMG の振幅の大きさは、横隔膜収縮機能評価の指標となり得る。そこで、Cmic MMG についてみたところ、振幅は、被験者 A, B, C でそれぞれ $20.54 \pm 0.23 \mu\text{m}$, $19.54 \pm 0.37 \mu\text{m}$, $14.23 \pm 1.05 \mu\text{m}$ を示した。Acc MMG と同様に被験者 A で正規化してみると、被験者 B, C の相対振幅値はそれぞれ 95.1 ± 1.8 %, 69.3 ± 5.1 %となり、被験者 A に対して被験者 B, C の振幅はそれぞれ 4.9 %, 30.7 %と低下することが示された。すなわち、被験者 A, B, C の間にみられた Cmic MMG の振幅の変化傾向は、Acc MMG の場合と一致するものであり、また、被験者 A に対する被験者 B, C の振幅低下率も概ね一致していた。この結果は、空気伝導型筋音図センサを用いて計測した

MMG (Cmic MMG) が, Acc MMG と同様に, 横隔膜収縮機能評価の指標に成り得ることを示唆するものである.

次に, パワースペクトルについてみると, 両信号の周波数帯域に大きな違いがみられた. すなわち, Cmic MMG の場合, パワーは 15 Hz 以下に集中し, それ以上の帯域にほとんど存在しなかった (図 7.5(a)参照). 一方, Acc MMG の場合は, パワーは 30 Hz まで広がっており, その内の主要な成分は 20 Hz までに存在した (図 7.5(c)参照). この違いは, Cmic MMG と Acc MMG が反映する物理量の違いに起因すると考えられる. すなわち, 第 6 章で述べたように, Cmic MMG は振動の変位を反映し, 一方, Acc MMG は振動の加速度を反映する [8],[9]. 一般に, 加速度を表す信号を二階積分すると, 変位を表す信号を得ることができる. そこで, Acc MMG を二階積分し, その信号 (Acc DInt MMG) のパワースペクトルを求め, Cmic MMG と比較することとした. その結果, Cmic MMG と Acc DInt MMG のパワースペクトルは, 20 Hz 以下で類似する傾向を示した (図 7.5(c)). 一方, 20 Hz 以上でみられた両信号の差は, 全体に対して非常に小さく, ほとんどないといえる. したがって, コンデンサマイクロフォンを用いた空気伝導型筋音図センサは, 加速度計と同様に横隔膜収縮時の体表面微細振動を反映しており, 横隔膜収縮機能評価において有効なトランスデューサと考えられる.

7.5 まとめ

加速度計は, 生体への装着が容易で, 反映する物理量が明確であることから, MMG トランスデューサとして, 現在, 広く利用されている. しかしながら, 加速度計は, その構造上, 導出した信号に, ダイナミックな体動などによるモーションアーチファクトが混入し易く, その影響が大きければ, MMG による筋の収縮機能評価の信頼性を損なう可能性がある. そこで, 本章では, 前章で提案した MMG トランスデューサ, すなわち, 加速度計よりモーションアーチファクトが混入し難い, コンデンサマイクロフォンを用いた空気伝導型筋音図センサを用いて, 電氣的に誘発された横隔膜収縮時の MMG の計測を行い, その有効性を検討した.

実験では, 横隔神経刺激による横隔膜単収縮時に, 第 9 肋間縁矢状線上の第 8 肋間に空気伝導型筋音図センサと加速度計を貼付し, それぞれの信号 (Cmic MMG, および Acc MMG) を導出した. 導出された両信号の振幅をそれぞれ算出し, 比較した結果, 3 名の被験者から得られた Cmic MMG の振幅は, Acc MMG の振幅と一致した振る舞いを示すことが明らかとなった. すなわち, Acc MMG の振幅は, 第 4 章において横隔膜収縮機能評価の指標として有効性が確認されており, この結果は, Cmic MMG の振幅も同様に有効であることを示す. さらに, Cmic MMG のパワースペクトルを Acc DInt MMG と比較したところ, 主要な成分において, 両スペクトルの波形が概ね一致した. すなわち, Cmic MMG は, 反映する物理量こそ異なるものの, Acc MMG と同じ振動現象を捉えていることが明らかとなった. そして, これらのことから, MMG を用いた横隔膜収縮機能の評価をするに際し, 空気伝導型筋音図センサが加速度計と同様に有効であることが示

唆された。

ところで、加速度計が広く MMG 計測に使用されている理由の一つは、非常に小型なものが利用でき、母指外転筋のような小さな筋をも計測の対象とできることである。一方、コンデンサマイクロフォンを用いた空気伝導型筋音図センサは、前章で述べたように、その空気室のサイズの影響から小型化に制限があり、少なくとも 20 mm 以上の直径を持つことになる。前述のように、本実験で対象とした健常な成人においては、20 mm の直径を持つ空気伝導型筋音図センサの有効性が示された。しかしながら、第 5 章で対象とした筋ジストロフィー患者や重症心身障害者は、一般に、健常成人より体格が小さく、センサの貼付位置である第 9 肋間縁矢状線上の第 8 肋間の間隔も狭い。つまり、横隔膜収縮機能評価における本空気伝導型筋音図センサの有効性が、彼らにおいても保たれるかどうかはさらなる検討が必要であろう。

参考文献

1. Gordon G, Holbourn AHS: The sounds from single motor units in a contracting muscle. *J Physiol.* 107 : 456 - 464, 1948.
2. Orizio C: Muscle sound bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit Rev Biomed Eng.* 21(3) : 201 - 243, 1993.
3. Barry DT: Vibrations and sounds from evoked muscle twitches. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 32 : 35 - 40, 1992.
4. Bolton CF, Parkes A, Thompson MR, Clark MR, Sterne CJ: Recording sound from human skeletal muscle: technical and physiological aspects. *Muscle Nerve.* 12(2) : 126 - 134, 1989.
5. Marchetti M, Felici F, Bernardi M, Minasi P, Di Filippo L: Can evoked phonomyography be used to recognize fast and slow muscle in man ? *Int J Sports Med.* 13 : 65 - 68, 1992.
6. 内山靖, 小林武, 間瀬教史: 計測法入門. 第1版, 協同医書出版社, 東京, 2001.
7. 伊東保志, 渡壁誠, 赤滝久美, 三田勝己: 筋音図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. J84-D-II (2) : 408 - 416, 2001.
8. 伊藤晋彦, 渡壁誠, 赤滝久美, 三田勝己: 筋音図 (Mechanomyogram) の導出と記録. 電子情報通信学会. 147 : 61 - 66, 2002.
9. Watakabe M, Mita K, Akataki K, Itoh Y: Mechanical behavior of condenser microphone in mechanomyography. *Med Biol Eng Comput.* 39 : 557 - 561, 2001.

第8章 総括

横隔膜は胸腔と腹腔を隔てる膜状の骨格筋組織であり、呼吸運動の主働筋である。実に、安静時換気量の大半（80%）は横隔膜の収縮に依存し、横隔膜の機能低下は呼吸不全に直結する重要な因子となる。このため、横隔膜機能の測定や評価を手掛かりに疾病を早期に発見し、適切な治療を行うことは、健康管理や生命維持の観点からも重要な意味を持つ。

横隔膜の機能評価には、これまで筋電図法を用いることが一般的であり、多くの成果が報告されてきた。横隔膜を構成する骨格筋は、運動神経からの刺激を受けて電氣的に興奮し（活動電位の発生）、これを引き金にして機械的活動（収縮）を発生する。つまり、筋電図（Electromyogram : EMG）法は活動電位の記録であり、横隔膜への神経系からの入力を評価することになる。これに対して出力、すなわち、収縮機能に関する報告は僅かである。このことは、横隔膜が胸腔と腹腔を隔てる膜であり、四肢筋のように直接的な収縮力の計測が困難なことに起因する。そこで、間接的な計測法として、バルーンカテーテルを用いた胸腔-腹腔内圧差（バルーンカテーテル法）や、努力性呼吸時の口腔内圧による横隔膜収縮力（口腔内圧法）の評価法が開発されてきた。ところがバルーンカテーテル法や口腔内圧法は、侵襲性であることや被験者のモチベーションで計測結果が左右されるという難点をもつことから、これに代わる計測法の確立が切望されてきた。

一方、本研究の主題である筋音図（Mechanomyogram : MMG）は、筋収縮時に体表面上で生じる微細振動を記録したものである。筋線維は長軸方向に短縮するとともに、その径を側方向へ拡大変形させる。筋線維径の拡大変形は筋内に一種の圧力波を生じさせ、これが体表面上に伝播して微細な振動を発生させる。つまり、MMGは各筋線維が発生させた振動の時空間的総和であり、筋の機械的活動を反映し、筋収縮力と強い相関関係を有する。特に、MMGは体表面上より導出されることから、筋収縮力よりも適用範囲が数段拡大され、横隔膜のように収縮力の直接計測が困難な筋への応用が期待される。

そこで、本論文ではMMGを導入し、横隔膜の収縮機能の非侵襲計測・評価法を確立し、その有効性について検討することを目的とした。論文では臨床での実利用を念頭に、まず、横隔膜MMGの再現性と最適導出位置について検討した。また、患者を対象にMMGによる横隔膜の機能評価を行い、病態の特徴抽出や病状の程度や経過を判定する「臨床診断」の指標としての有効性について検討することとした。併せて、容易で正確な計測を実現するために雑音信号の混入が少ないMMGセンサを設計し、様々な計測対象や計測条件に対応できるセンサの開発に取り組んだ。

具体的には、本論文の背景と目的を第1章で述べ、第2章では本論文の理解を深めるために、横隔膜と呼吸運動の解剖学および生理学的な基礎的事項について記載した。また、第3章では、本論文の主題であるMMGの研究小史と、MMGの発生機序や基本特性について概説した。

第4章では、横隔膜MMGの臨床応用を促すことを目指し、級内相関係数(Intraclass correlation coefficient: ICC)を手掛かりに横隔膜MMG信号の再現性を明らかにした。実験では、横隔神経に電気刺激を付加して横隔膜の単収縮を誘発させ、第7から第9肋間上の各肋間2箇所、合計6箇所よりMMGを記録した。その結果、ICCは全ての導出部位においても平均0.973を示し、MMGが優れた再現性を有することを明らかにした。また、MMGの導出部位についても検討を加えた。すなわち、第9肋間矢状線上の第8、第9肋間において有意に大きな振幅が記録され、これらを最適導出位置として推奨した。こうした知見は横隔膜MMGが高い再現性をもって適切に導出できることを示唆するものであった。

次いで、第5章では、臨床診断に対する横隔膜MMGの可能性を検証するため、神経筋疾患患者(筋ジストロフィーと重症心身障害者)の参加協力を得て、臨床実験的な研究を行った。筋ジストロフィー(MD)群や重症心身障害者(SMID)群も、横隔膜MMGは健常者群と比較して著しく小さく、横隔膜収縮機能の低下が明示された。また、同時に計測された筋電図(EMG)信号とMMG信号の相互関係は、各疾患の病態特性を反映した。すなわち、筋の電気-機械変換効率に支障をきたすMD群では、EMG-MMG振幅比率が健常者群、SMID群と比較して有意に低いこと、また、EMG信号発生からMMG信号発生までの潜時(MMG Latency)も有意に長く、MDで発生する興奮収縮連関の時間的遅れを反映した。一方、SMID群はMMG振幅およびEMG振幅ともに著しく振幅が低かったが、EMG-MMG比率やMMG Latencyは健常者群と同程度であった。このことはSMID群の横隔膜では活動筋線維数に減少をきたしているものの、残存する筋線維の機能はほぼ健常閾を逸脱していないことを示した。こうした病態特性と一致したMMGの結果は、単なる機能評価には止まらず臨床診断指標としての有効性を提示したものと考えられた。

なお、第4章、第5章の個別研究ではMMGの記録に際して加速度計を用いてきた。加速度計は小型で絶対値(加速度)測定が可能という利点があるが、その反面、モーションアーチファクトの影響が避けられない。特に重症心身障害患者など痙性麻痺や不随意運動を有する者に対してはモーションアーチファクトの混入が頻繁に観察される。そこで、第6章では、モーションアーチファクトの影響を受けにくいコンデンサマイクロフォンを内蔵した空気伝導型センサの開発を試みた。ここでは、コンデンサマイクロフンの前段に設置された空気室のサイズが出力に及ぼす影響について、理論解析とモデル実験によって分析した。その結果、提案する空気伝導型筋音図センサは、空気室が振動の変位に対して高域通過フィルタとして機能し、カットオフ周波数以上の帯域で振動の変位を反映することが明らかとなった。また、信号の感度およびカットオフ周波数は、空気室の長さや直径の影響を受けることが示された。そして、計測対象をMMGの周波数帯域(5~100 Hz)とした場合、その空気室は、長さ15 mm以上、直径20 mm以上の大きさを必要とすることが明示された。さらに、二重加振システムを用いたモデル実験では、空気伝導型筋音図センサがモーションアーチファクトの混入を防ぎ得ることを確認させた。

さらに第7章では、空気伝導型筋音図センサ(Cmic MMG)の有効性を確認するために、加

速度計筋音図 (Acc MMG) 信号との比較分析を行った。そのため、横隔神経刺激による横隔膜単収縮時の MMG を両センサによって同時に記録した。その結果、Cmic MMG の振幅は、Acc MMG と一致した振る舞いを示すことが明らかとなり、Cmic MMG 振幅も横隔膜機能の有効な評価指標となり得ることが示唆された。さらに信号のパワースペクトルを比較したところ、Cmic MMG と、Acc MMG の二階積分信号のスペクトルは、主要スペクトルのピークが概ね一致し、両者が同一の振動現象を捉えていることが明らかにされた。以上の結果から、空気伝導型筋音図センサが加速度計と同様に筋機能を評価し得ることが示唆された。

しかしながら、センサの大きさが空気室の大きさに依存する空気伝導型筋音図センサの小型化は困難であり、肋間が狭い小児を対象とした場合、あるいは、指などの小さな筋を対象とする場合、現状の大きさでは MMG を計測することは難しい。また、加速度計による MMG が加速度を絶対量で提示するのに対し、空気伝導型筋音図センサは筋振動の変位を相対値で示している。したがって、異なった空気伝導型センサで記録された MMG 信号を互いに評価することができない。確かに空気伝導型筋音図センサはモーションアーチファクトの混入に対しては有効であるが、こうした課題を克服するためには、更なる研究と開発が要請される。

以上を概括すると、本学位論文は MMG がこれまで困難とされてきた横隔膜収縮機能を簡便に捉えることができる有用な信号であることを明示した。そして、横隔膜 MMG の臨床への導入は呼吸器疾患のスクリーニング、疾患の進行度の把握や予後予測、人工呼吸器の導入判定、呼吸療法の効果判定など、幅広い臨床応用を期待させる。さらに、本論文で提案したモーションアーチファクトの混入を避け得る空気伝導型筋音図センサの開発は、運動時など動的な活動時における MMG 計測の可能性を示唆させ、計測対象と計測条件をより拡大した MMG 計測の実現に貢献するものとする。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、研究に対する姿勢や工学的視点に基づいた助言など、あらゆる面においてご指導、ご教示賜りました主指導教官である奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 生命機能計測学研究室 湊小太郎教授に謹んで深謝致します。多くの発表の機会をいただくとともに、多方面の方々との交流により多岐にわたる分野への見識を広げることができ、多くの貴重な経験をさせていただきました。心より御礼申し上げます。

本論文の執筆に対して御論評ならびに御指導賜りました奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 ロボティクス研究室 小笠原司教授および 生命機能計測学研究室 杉浦忠男准教授に感謝の意を表します。また、論文執筆の御指導に加えて日々の研究活動やミーティングにおきまして、有益な助言や激励をいただきました奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 生命機能計測学研究室 佐藤哲大助教に感謝の意を表します。

本研究の遂行において、御懇篤なる御指導、御助言賜りました星城大学大学院 健康支援学研究科 三田勝己教授、愛知県心身障害者コロニー発達障害研究所 機能発達学部 伊東保志研究員に謹んで謝意を表します。

学部在籍時から七年間、研究活動や私生活を含め、あらゆる面で終始懇切なるご指導を頂きました大阪電気通信大学 医療福祉工学部 赤滝久美教授に謹んで御礼申し上げます。赤滝教授のご助力なしでは、本研究の遂行はできませんでした。私がここまで至ることができたことも赤滝教授のおかげであります。この場をお借りして心より感謝申し上げます。

また、研究に御協力頂いた大阪電気通信大学 医療福祉工学部 理学療法学科 身体機能解析学研究室 1~5 期生諸子ならびに被験者諸氏に心より御礼申し上げます。

最後に、日々の学生生活を温かく見守って下さり、ここまで育ててくれた両親、姉兄に深く感謝致します。

研究業績

査読付学術論文

1. 武貞征孝, 赤滝久美, 伊東保志, 三田勝己, 佐藤哲大, 湊小太郎: 級内相関係数を用いた横隔膜筋音図信号の再現性の評価と最適導出位置の検討. 日本生体医工学会, 49(1), P17-24, 2011. (第4章, 第5章)
2. 武貞征孝, 赤滝久美, 伊東保志, 三田勝己, 佐藤哲大, 湊小太郎: 筋長に対する誘発筋音図応答の変化. 日本生体医工学会, 47(5), P444-449, 2009. (第3章)

査読付国際会議発表

1. M. Takesada, K. Akataki, Y. Itoh, K. Mita, T. Sato, K. Minato: Effect of muscle length on mechanomyographic activities during single twitch contraction of quadriceps femoris muscles. The XVII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, P483, 2010. (第3章)
2. M. Takesada, K. Akataki, Y. Itoh, K. Mita, T. Sato, K. Minato: Relationship between mechanomyographic activity and muscle length during single twitch contraction. 29th International Congress of Clinical Neurophysiology, 121(1), S181, 2010. (第3章)

国内発表

1. 武貞征孝, 赤滝久美, 伊東保志, 三田勝己, 佐藤哲大, 湊小太郎: 級内相関係数を用いた横隔膜筋音図の再現性評価と最適導出位置の検討. 生体医工学シンポジウム, 2-4-6, 2010. (第4章)
2. 山陰繁恵, 赤滝久美, 武貞征孝, 伊東保志, 三田勝己: 筋音図を用いた横隔膜機能の分析. 第66回日本体力医学会大会, 60(6), P862, 2011. (第4章, 第5章)
3. 武貞征孝, 赤滝久美, 伊東保志, 三田勝己, 佐藤哲大, 湊小太郎: Determination of appropriate recording area of mechanomyogram in diaphragm and its reliability. 第26回生体・生理工学シンポジウム, P26, 2011. (第4章, 第5章)
4. 伊東保志, 武貞征孝, 赤滝久美, 渡壁誠, 三田勝己: Effects of air chamber dimensions on condenser microphone output during mechanomyographic measurements. 第26回生体・生理工学シンポジウム, P26, 2011. (第6章, 第7章)
5. 伊東保志, 赤滝久美, 武貞征孝, 三田勝己: 筋音図法を用いた横隔膜評価に関する研究. 第24回生体・生理工学シンポジウム, P245, 2009. (第4章, 第5章)