筋力トレーニングの定量的評価手法の開発

Development of a Quantitative Evaluation Method for Resistance Training

服部託夢　　原　良昭　　橋詰　努
HATTORI Takumu, HARA Yoshiaki, HASHIZUME Tsutomu

キーワード：
筋音図、筋電図、筋力トレーニング
Keywords:
Mechanomyogram (MMG), Electromyogram (EMG), Resistance training

Abstract:
Independent living is considered to be maintained it is important to intensify the strength training muscle function. Especially in patients with short hospital stay, it is important that the training is done in the early and efficient resistance training.

The aim of this study is a development of a bloodless evaluation technique for resistance training by surface EMG and MMG. It is fundamental to resistance training for self-supporting life at hospitals and welfare facilities.

In this year, we developed a high-density surface electrodes, compact EMG amp, and micro MMG sensor with electric capacitor microphone.

1　はじめに

病気や怪我により活動性が低下し筋の萎縮が生じる。また、高齢化によって筋萎縮が生じて活動性の低下が生じる。活動性が低下することによりさらに筋の萎縮が生じ病気や怪我の原因となる。介護・医療現場では日常生活における活動性向上という観点から、自立した生活を営むには筋力トレーニングによって筋機能を維持・増強させることが重要であるといえる。

筋機能には、「疲労しやすい速筋線維」と「疲労しにくい遅筋線維」があり、入院時における理想的な筋力トレーニングにおいては「疲労しやすい速筋線維」よりも「疲労しにくい遅筋線維」による筋力増強が必要とされる。特に入院期間の短い患者において、トレーニング初期に目的にあった筋力トレーニングが行えているかが重要となる。

筋力トレーニングによる筋力向上の過程は、まず神経系の適応が２－３週間程度で起こり、その後筋肥大などの筋系の適応が起こる。しかし、疲労しにくい筋線維は、筋肥大しにくく見た目に筋力トレーニングの効果が現れているのかを確認することが困難である。

筋線維の種類を特定する方法に、観血的手法の筋生検がある。これは、筋組織を採取して染色して調べる手法であり、手術が必要であることから被験者への負担が著しい。そこで非観血的手法として、筋音図と表面筋電図があげられる。筋収縮を筋電図や筋音図で計測した場合、筋電図では収縮のための入力である電気信号、筋音図ではその出力である筋収縮の振動信号を捉える事ができる。表面筋電図を多点計測することで非侵襲的に神経毎の活動を調べられ、これを筋音図と同時計測することにより「筋線維の種類」を特定できる可能性がある。

本研究では、介護・医療従事者が実施する効率的なトレーニングプランの作成を支援するために、筋力トレーニングにより増強された「筋線維の種類」を表面筋電図や筋音図などを用いて非観血かつ定量的に評価する手法を開発する。本年度は、計測の為のシステム開発を行ったので報告する。

２　表面筋電図および筋音図計測システムの構築

表面筋電図から、神経毎の筋機能を調べるために電極を格子状に高密度に配置して得られた信号を用いる方法がある[1)]。この手法は、50ch以上の信号から時空間的に筋電図を処理して単一の神経由来の信号に分離する手法である。筋音図計測には、加速度計を用いた場合、多点の筋電センサと同時計測が困

難となる。そこで、まず多点の表面筋電図を計測する電極を開発し、その後、極小のコンデンサマイクを用いて、多点の筋電用電極に組み込める筋音センサの開発を行う。

2.1　皮膚形状に合わせて電極部分が伸縮する高密度型の能動多点表面電極の開発

多点で表面筋電図を計測する電極の問題点として、皮膚から電極が離れないように、電極配置は皮膚形状を考慮する必要がある。そのため、ある程度の曲率を保たせる必要があるが、筋の発揮張力を上げると筋膨隆が生じ、それに伴いノイズが発生する。

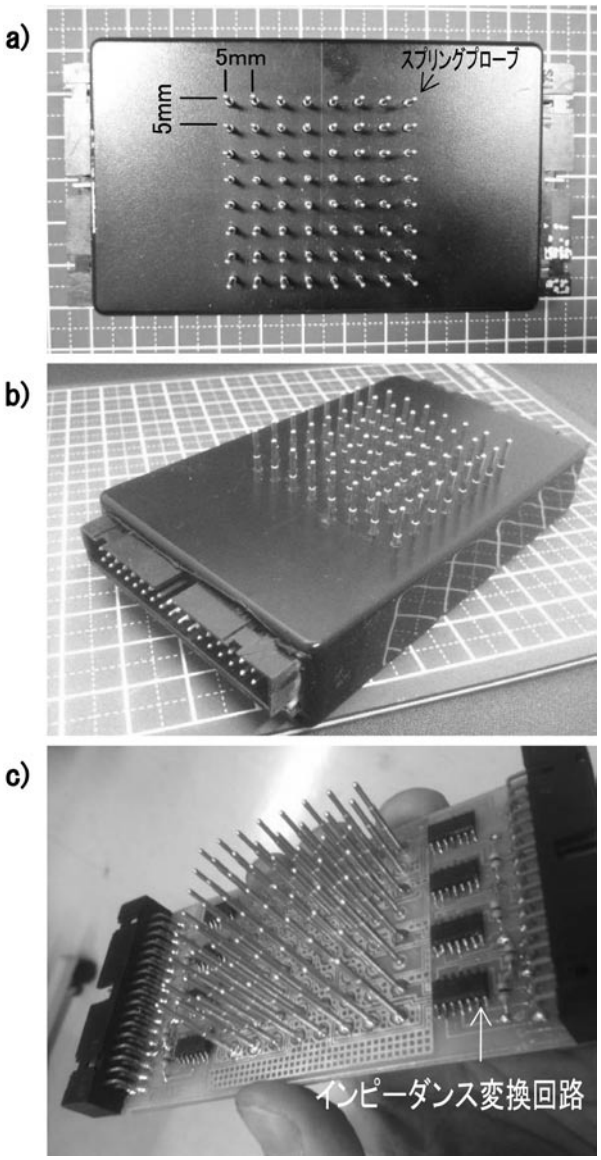

図１　開発した表面多点電極　a）正面図　b）鳥瞰図　c）電極内部
Fig.1　Multi-channel surface electrodes

そこで、本研究では、皮膚形状に合わせて電極部分が伸縮する高密度型の能動多点表面電極を開発した。

図１に示すように、８×８の格子状に、５㎜間隔で電極を配置した。電極には、スプリングプローブを用いた。このスプリングプローブは、直径1.02㎜で先端がR0.5の曲率をもち、ロジウムメッキされている。さらに、先端が4.3㎜可動し、３分の２ストローク時では110ｇの圧力となる。これより、力を入れた場合に生じる筋膨隆などの皮膚形状の変化にも対応することができる。また、皮膚と電極との接触インピーダンスの影響を低減させるために、図１ｃ）に示すようにインピーダンス変換回路を実装した。

2.2　省スペースに配置でき他のシステムにも応用できる小型筋電アンプの設計開発

筋電図などを計測する為の生体用アンプには電極の他に、図２に示すような回路が必要となる。つまり、２つの電極から得られた信号を双極誘導する差導増幅回路、直流信号及び低周波域の信号をカットするハイパスフィルタ回路。高周波ノイズカットとA/D変換の為のアンチエイリアシングフィルタとして、ローパスフィルタ回路が必要となる。最後に、A/D変換時に量子化する際の精度として、最大３－５V程度になるように増幅する必要がある。

今回開発した生体用アンプは初段の差導増幅回路に３アンプ型インスツルメンテーションアンプ、ハイパスフィルタ回路に１次CRフィルタ、ローパスフィルタ回路に２次サレンキー型LPフィルタを用いた。この生体用アンプを、30Hz-700Hzの通過帯域で60dB増幅したときの周波数特性をシミュレーションした結果を図３に示す。

シミュレーション結果を基に、図２に示す生体用アンプを一つのモジュールとして16×15㎜の大きさの基板を設計した。設計基板を製造し、パーツを実装したものを図４に示す。基板は両面であり、図４a）は差導増幅回路面、b）はローパスフィルタ面である。

ハイパスフィルタとローパスフィルタの値は、抵抗とコンデンサの値で決める事ができるため、任意の周波数帯域に設定できる。そのため、筋電図以外の生体信号にも汎用的に使用できる。

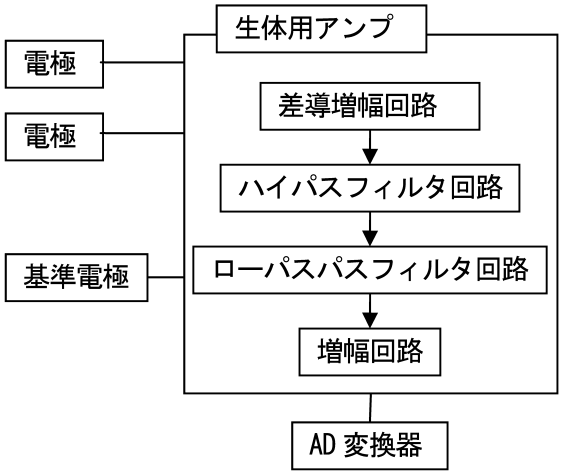

図２　生体用アンプ概要図
Fig.2　Outline of Bio amp

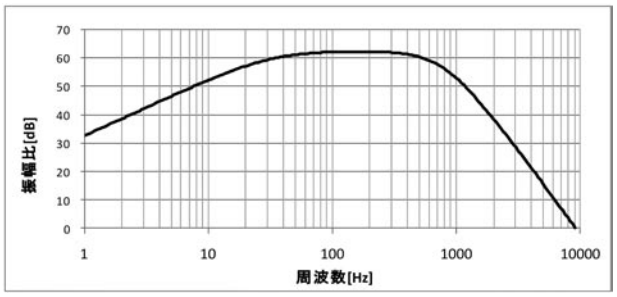

図３　生体アンプの周波数特性シミュレーション結果
Fig.3　simulation results of the frequency response of bio amp

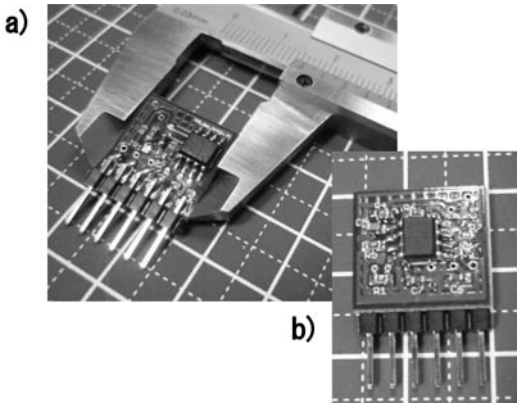

図４　小型筋電アンプ　a）差導増幅回路面
b）ローパスフィルタ回路面
Fig.4　compact EMG amp

2.3　筋電計と組み合わせ可能な、極小のコンデンサマイクを用いた新しい筋音センサの開発

一般的に筋音図を計測する為の加速度計の大きさは、10×10㎜程度である。また、加速度計は独立して貼り付ける必要があり、他の加速度計と接触しないようにする必要がある。しかし、多点の表面筋電図で計測する場合その面積は４㎝四方となり、電極間隔は５㎜以下となる。そのため、加速度計との同時計測が困難となる。そこで、極小のコンデンサマイクを用いて、多点の筋電用電極に組み込める筋音センサを開発した。

開発した､筋音センサを図５に示す。本センサは、直径４㎜のコンデンサマイクに内径2.5㎜のチューブを取り付けて振動を伝える空気室を設けている。この空気室にシリコンを充填し、皮膚との密着性を高め、マイクへの音の伝導を上げている。この筋音センサを用いて､筋音図が取得できるかを確認した。このとき、2.2で開発した生体アンプを用いた。そのときの結果を図６に示す。図６では、初めは脱力し徐々に力を入れたときの波形を示している。これより、本センサを用いて筋音図が計測出来ていると考えられる。今後、本センサと加速度計と同時に計測し、その特性を調べる予定である。

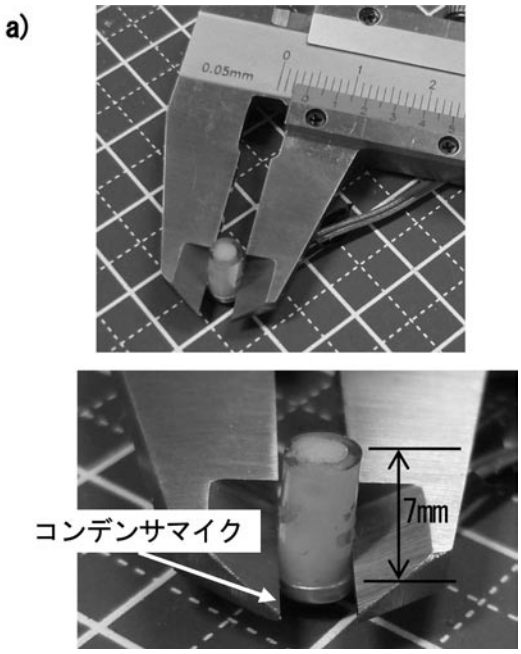

図５　コンデンサマイクを用いた筋音センサ
a）センサ鳥瞰図　b）センサ拡大図
Fig .5　MMG sensor with electric capacitor microphone

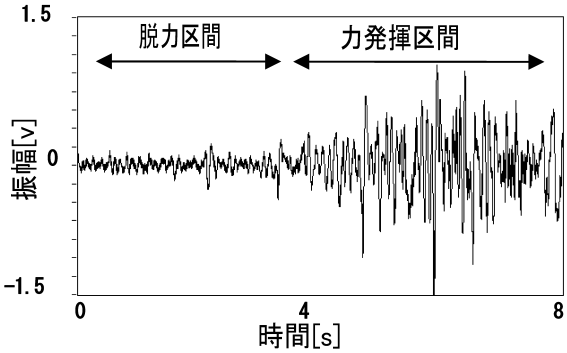

図６　筋音センサの出力一例
Fig.6　example of MMG signal

３　まとめ

本研究では、筋力トレーニングにより増強された「筋線維の種類」を表面筋電図や筋音図などを用いて非観血かつ定量的に評価する手法の開発を目的としている。本年度ではまず、多点の表面筋電図と筋音図を同時計測システムの構築を目指し、50ch以上の多チャンネルで計測するための筋電図用電極及びアンプ回路の設計及び試作と、筋音図計測用センサの開発として以下の事を行った。

(1)　皮膚形状に合わせて電極部分が伸縮する高密度型の能動多点表面電極として、５㎜間隔に８×８の格子状にスプリングプローブを配置し、皮膚インピーダンスへの影響を低減せるために各電極にインピーダンス変換回路を実装した電極を開発した。

(2)　省スペースに配置でき他のシステムにも応用できる小型筋電アンプの設計開発として、約150×100㎜の大きさの筋電アンプモジュールを設計し、回路基板を製造した。

(3)　筋電計と組み合わせ可能な、極小のコンデンサマイクを用いた新しい筋音センサの開発として、直径４㎜のコンデンサマイクに振動を伝える空気室とする内径2.5㎜のチューブを取り付けて、空気室にシリコンを充填した筋音センサを開発した。筋音センサを、開発した生体アンプにて､筋音図波形が得られることを確認した。

参考文献

１）服部託夢、佐藤哲夫、湊小太郎、中村英夫、吉田正樹､:「格子状多点誘導表面筋電図に対する３次元テンプレート適用運動単位同定法」、日本生体医工学会、Vol.46、No.2、 pp.268-274、 Apr2008