

平成 22 年 5 月 14 日現在

研究種目：若手研究 (B)

研究期間：2008～2009

課題番号：20791413

研究課題名 (和文) デジタル信号処理を応用した顎筋機能評価に関する筋電図学的検討

研究課題名 (英文) Electromyographic study for evaluation of jaw muscle function using digital signal processing technology

研究代表者 埜 総司 (HANAWA SOSHI)

東北大学・病院・助教

研究者番号：90431585

研究成果の概要 (和文)：本研究の目的は、信号処理を応用して表面筋電図がどの程度顎口腔機能の評価することが可能であるのかを検討することである。針電極と多チャンネルアレイ電極で筋活動を記録および加算平均処理することにより、針電極波形に同期した表面電極波形を算出することができた。この波形は筋内の局所的活動が表面筋電図上に如何なる形で反映されているかを示した。これは、表面筋電図から筋内部の活動様相を把握することの可能性を示し、筋電図検査の発展に繋がる。

研究成果の概要 (英文)：The aim of this study was to examine surface electromyography for evaluating stomatognathic function by using signal processing technology. The muscle activity was recorded simultaneously with the needle electrode and the multi channel array surface electrode. With the signal-averaging technique, the surface electromyogram (EMG) signals that synchronized with the needle EMG signals were calculated. These signals indicated whether the regional activity inside the muscle was reflected on the surface EMG. It is suggested that the activity inside muscle would be speculated from the surface EMG processed by the digital signal processing technology. These results may contribute the development of the surface EMG inspection.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2008 年度	1,700,000	510,000	2,210,000
2009 年度	1,400,000	420,000	1,820,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,100,000	930,000	4,030,000

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：歯学・補綴系歯学

キーワード：筋電図, フィルタ, 顎筋, アレイ電極, 針電極,

1. 研究開始当初の背景

顎口腔機能の評価方法の一つとして、顎筋活動時の活動電位を筋電計により導出・記録し、分析する筋電図法がある。筋電図の記録方法には目的に応じていくつかの方法があるが、皮膚表面に貼付した表面電極にて集合活動電位を記録する表面筋電図法は、被験筋活動を定量的に簡便に把握しうる方法として顎口腔機能の研究、臨床に広く用いられている。

しかしながら咬筋、側頭筋などの顎筋は、その内部が腱、筋膜により複数に分画された層状構造をなす多羽状筋であり、それぞれの分画が機能分化していることが知られている。すなわち同一筋内でも部位によって異なった局所的活動を行っている。

一方、表面筋電図は、筋内部で発生した筋活動電位を、筋、皮下組織、皮膚などの生体組織を介し記録されたものであり、容積伝導体としての生体組織は高周波成分を遮断する傾向にある。また記録される電位の大きさは、電位発生源から記録部位までの距離におおよそ反比例する。すなわち咬筋、側頭筋の表面筋電図は、筋内部に存在する多数の運動単位の活動電位が電極からの距離等に応じ時空間的に積算されたものである。そのため表面筋電図の単なる振幅、積分値等の分析では、内部が機能分化したこれらの筋の機能を十分に把握することは困難である。このことは、下顎位あるいは顎口腔筋機能の筋電図学的検査・診断が未だ広く臨床応用されない一因ともなっている。頬筋は深部に位置し、また頬筋に近接して多数の筋が存在するため、表面筋電図では周囲筋の電位が混入し筋活動の導出が困難であったためワイヤー電極を用いられてきた。

2. 研究の目的

筋内の異なった部位の局所的活動が如何なる形で表面筋電図上に反映されていることを知り得れば、表面筋電図から筋内部の活動様相を把握することが可能となり、筋電図検査の発展に繋がる。筋内部の活動電位はその深度に応じて周波数の低域シフトと振幅の減衰を受けて表面筋電図波形に反映されていると考えられる。

筋内部から針電極によって導出した局所的筋活動にデジタル信号処理を応用することにより生体内と同様に再現可能であるものと推察される。デジタル信号処理はデジタル的手段（コンピュータ、プロセッサ、プログラム等）によって信号を分析・加工・変形する技術である。

本研究の目的は、顎筋から同時記録した表面筋電図および針電極による筋電図を信号処理し、比較・検討することにより、表面筋電図信号から筋深部の筋活動を同定することとした。

3. 研究の方法

(1) 被験者および被験筋

被験者は顎口腔系に機能異常とその既往を認めず、実験の趣旨を理解し、インフォームドコンセントの得られた健康な成人男性5名、被験筋は右側咬筋とした。

(2) 電極と電極設置位置

①表面電極：多チャンネルアレイ電極を用いた。直径1mm、長さ10mmの12本の銀線を5mm間隔でシリコンラバー上に平行に固定し、12極の多チャンネルアレイ電極とした。電極の貼付には、咬筋の位置をあらかじめ触診にて確認した後、電極ベースの長軸を筋線維の斜走に平行に沿わせ、アレイ電極の中心部が咬筋の中心部に位置するところで固定した。皮膚の表面処理としてアルコールワッテで貼付部位を徹底的に清拭し、電極の貼付に際して薄めた電極ジェルを使用した。不関電極は表面電極（RedDot™, 3M）を後頸部に設置した。

②針電極：直径0.36mm、長さ37.0mmのテフロン被覆ステンレス鋼製針電極

(902-DMF37, TECA)を用いた。実験に先立ち、咬筋内部構造の把握および運動単位導出部位の同定のため、MRI造影性マーカ付電極ガイド装置を装着し、咬筋部のMRI撮影を行った。筋電図記録の際は再度電極ガイド装置を装着し、針電極の刺入位置（多チャンネルアレイ電極における6番目と7番目の電極間にあけた穴）・深さ（筋膜表面より0, 3, 6mmの3段階）を規定し筋活動導出部位を同定した。

(3) 筋活動の記録

被験タスクは、クレンチング運動（等尺性の随意収縮）とし、モニターに波形を映し出し視覚的にフィードバックした。針筋電図が弱収縮波形を示すように被験者に指示し、波形が安定した時の多チャンネル同時記録を行った。筋活動は生体アンプ（AB-621G, 日本光電）を用いて増幅し、表面筋電図は5~3k Hz、針筋電図は100~3k Hzで帯域濾過し、A/D変換（AD INSTRUMENTS PowerLab 16/30）後、software(AD INSTRUMENTS LabChart7)に記録した。

(4) 信号処理・分析

得られたデータ（表面筋電図 1ch～11ch, 針筋電図 12ch）の針電極波形の正のピークを加算平均処理のトリガーに設定し、表面電極波形 1ch～11ch とともに多チャンネル同時に加算平均処理をした。設定したトリガーから前後 10ms を加算範囲とし、加算回数は 559 回～809 回とした。信号処理されたデータから各チャンネルの波形にそれぞれ時間および振幅におけるパラメータを設定した。分析は針筋電図と表面筋電図のパラメータごとの比較を行い、時間は波形のピーク間の比較、振幅は大きさの比較とした。

4. 研究成果

筋膜表面より 0mm, 3mm, 6mm に刺入した針電極から分離した運動単位活動電位と信号処理により算出した運動単位の表面電極における様相が観察された。(図 1)

(1) 針電極波形に同期した表面電極波形が観察された。針電極は鋭い波形であることに對し、表面電極は鈍な波形を示した。

(2) 表面電極波形の正のピークは針電極波形のピークに比べよりも遅延し、頬骨弓側がより遅延した。(図 2)

(3) 針筋電波形の振幅はおおよそ 1.63mV から 2.26mV, 表面電極波形の振幅はおおよそ 1.6 μ V から 111.7 μ V であった。(図 3) また、刺入深度が深いほど振幅減衰率が大きい傾向がみられた。(図 4)

以上の結果は先の文献で報告されている内容と近似した傾向を示した。本研究で行った多点同時記録および加算平均処理により、表面筋電図上に筋内部の局所的筋活動を表現することができた。運動単位を個別に分離するため弱収縮させ、テンプレートマッチング方式を応用することで同一であろう運動単位を同定し、それらの筋活動を複数個発生させ、波形のピークに時間をそろえ加算平均すると、同定した運動単位に関連した電位変化のみ観察できる。背景活動電位は同定した運動単位活動電位とは無関係にランダムに発生していると考えられるため複数回平均することで打ち消しあうことを利用した。

咬筋、側頭筋などの顎筋は、その内部が腱、筋膜により複数に分画された層状構造をなす多羽状筋であり、それぞれの分画が機能分化していることが知られており、同一筋内でも部位によって異なった局所的活動を行っている。本研究で応用した多点同時記録および加算平均処理は、そのような複雑な筋活動の解析・分析の一助となるであろう。今後の展望として、本研究結果を利用して被験者数を増加させてさらなる詳細な分析を行い、新たな表面筋電図装置または筋電図測定法

を開発する必要がある。

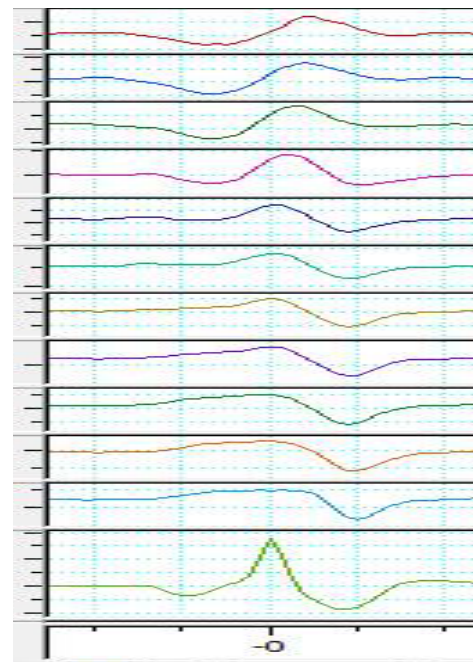


図 1 加算平均処理した多チャンネル波形
一番上の波形が 1ch, 一番下の波形が 12ch。
1ch (頬骨側) から 11ch (下顎角側) が表面電極, 12ch は針電極。針筋電図 (12ch) の波形と同期した波形が表面筋電図 (1ch～11ch) に表現されていることがわかる。

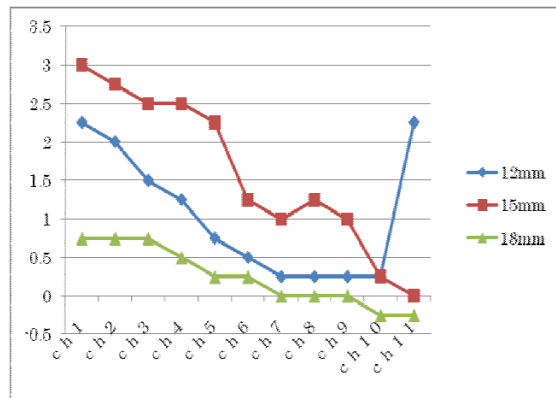


図 2 刺入深度によるピークの遅延
針筋電図に対する表面筋電図の波形のピークの時間差を示す。縦軸が時間 (ms), 横軸がチャンネル。

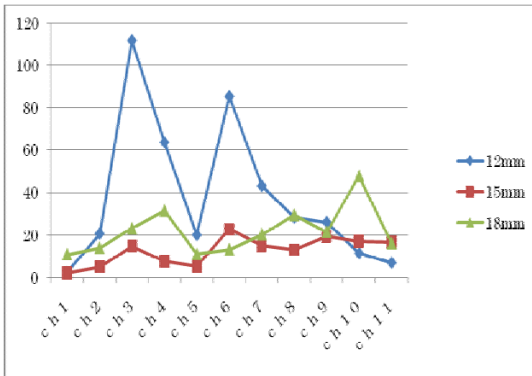


図3 表面筋電図の各チャンネルの振幅
縦軸が振幅 (μV)、横軸がチャンネル

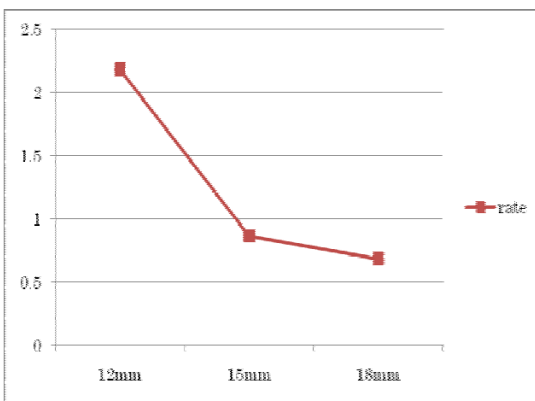


図4 刺入深度による振幅減衰率
刺入深度に対する振幅の減衰率 %
(5ch,6ch,7ch の振幅の平均値 / 12ch の振幅 $\times 100$)

筋膜表面付近 (刺入深度 12mm) の運動単位活動電位は皮膚表面で観察されると振幅が 2%強ほどになるが、筋膜から 6mm 深い位置 (刺入深度 18mm) の運動単位活動電位は皮膚表面では 1%弱程度になった。

5. 主な発表論文等

(研究代表者, 研究分担者及び連携研究者には下線)

研究代表者, 研究分担者及び連携研究者には下線)

6. 研究組織

(1) 研究代表者

埴 総司 (HANAWA SOSHI)
東北大学・病院・助教
研究者番号: 90431585

(2) 研究協力者

関根 直輝 (SEKINE NAOKI)
東北大学・大学院歯学研究科・大学院生