

原 著

筋電図用表面電極の小型化に関する実験的研究

三浦 廣行 中野 廣一 亀谷 哲也
石川 富士郎

岩手医科大学歯学部歯科矯正学講座* (主任：石川富士郎教授)

[受付：1981年9月29日]

抄録：本論文は顎・顔面領域の咀嚼筋群の活動をより明確に捉えることを目的として、電極の小型化を考案し、それに伴う筋電図上の変化を検討したものである。

その結果

1) 電極を小型化しても十分な電気的特性が得られた。電極の小型化は、4 mmφのもので有効であると考えられた。また、電極は電気的安定性を高めるため、間接浮動電極とすることが望ましいと考えられた。

2) 筋電図の誘導法については、上記の電極を用いることで、単極誘導法においても十分精度の高い筋電図が得られることがわかった。

はじめに

顎・顔面における形態と機能との関連について、Moss¹⁾ が functional matrix 理論の中で、軟組織が骨組織に対して優位性をもっていると述べているように、筋機能が骨格系の成長におよぼす影響は大きい。主に発達期の咬合治療を受けもつ歯科矯正学の分野では、顎・顔面頭蓋の成長発育は治療の基盤ともなるもので、形態におよぼす筋機能の面からもその適確な把握は重要な課題であると考えられる。

顎運動時の筋の活動様式を生体から直接誘導し、客観的に捉える方法のひとつとして筋電図法がある。筋電図の採得には、針電極と表面電極とが使い分けられるが、前者は筋活動を unitary response (single unit) として、後者は mass response として捉えるのに適し

ている。一般に、歯科臨床の領域では、筋活動を動作学的な立場から定量的に検索する目的で、表面電極が用いられている。しかしながら、咀嚼筋群は顎運動という人体で最も複雑な運動を制御しているため、筋活動も複雑で、その活動を適確に把握するためには、従来用いられている表面電極(8~10mmφ)では、操作性あるいは安定性という面で問題となる点も多い。

本研究はこの点に着目し、顎・顔面領域の咀嚼筋群の筋活動をより明確に捉えることを目的として電極の小型化を考案し、それに伴う筋電図上の変化を検討したものである。

実験材料と実験方法

1. 実験材料

1) 電極

6 mmφ, 4 mmφ, 2 mmφの銀塩化銀の表面電

Experimental study on miniaturization of surface electrode for use in measurements of EMG.

Hiroyuki MIURA, Hirokazu NAKANO, Tetsuya KAMEGAI and Fujiro ISHIKAWA

(Department of Orthodontics, School of Dentistry, Iwate Medical University, Morioka, 020)

*岩手県盛岡市中央通1丁目3-27 (〒020)

Dent. J. Iwate Med. Univ. 6 : 130-135, 1981

極（東京ユニークメディカル社製）を試作し用いた。対照には一般に用いられている10mmφの銀塩化銀の表面電極を用いた。なお、誘導法のちがいにに関する検討に際しては、電極の電気的安定性を高めるため、皮膚と電極との距離とペーストの量を一定に保つよう設計した感作面積4mmφの電極（図1、間接浮動電極）を用いた。

2) 実験に用いた装置

筋電図の採録と分析には、ブロックダイアグラムに示す装置を用いた（図2）。

2. 実験方法

1) 電極の雑音について

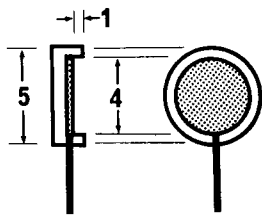


図1 試作した間接浮動電極

■部が電極板になる（単位mm）

雑音の測定は通常使用しているペースト（日本光電製脳波用電極ペースト：P-10E）中で、5×5cmの銀塩化銀板と4種類の大きさ

の電極（10mm, 6mm, 4mm, 2mmφ）との距離をそれぞれ一定に保つよう固定し、オシロスコープ（岩通S S-5510）の最大入力感度である1mV/cmレンジで行った。

2) 電極の周波数特性について

周波数特性の測定は前項同様にペースト中で、発振器（菊水418A）からのsign waveを5×5cm銀塩化銀板を通して一定の距離において固定した4種の電極で拾い、リサーチ法で行った。

3) チューインガム法による咬筋筋電図の導出

i) 被験者

歯列咬合とくに異常を認めない20歳の男子1名を被験者にした。被験者の歯列は、上下顎左右側とも中切歯から第3大臼歯まで全て健全歯で、顎運動あるいは他の口腔機能についてもとくに異常な所見は認められなかった。

筋電図採録時の被験者の頭位は、上体を垂直にして椅子に座らせ、Frankfort平面が水平になるように設定した。

ii) 電極の大きさによる差について

差の測定は10mmφ（A）、6mmφ（B）、4mmφ（C）、2mmφ（D）の各銀塩化銀電極を2.5×2.5cmのアセテートフィルム上に

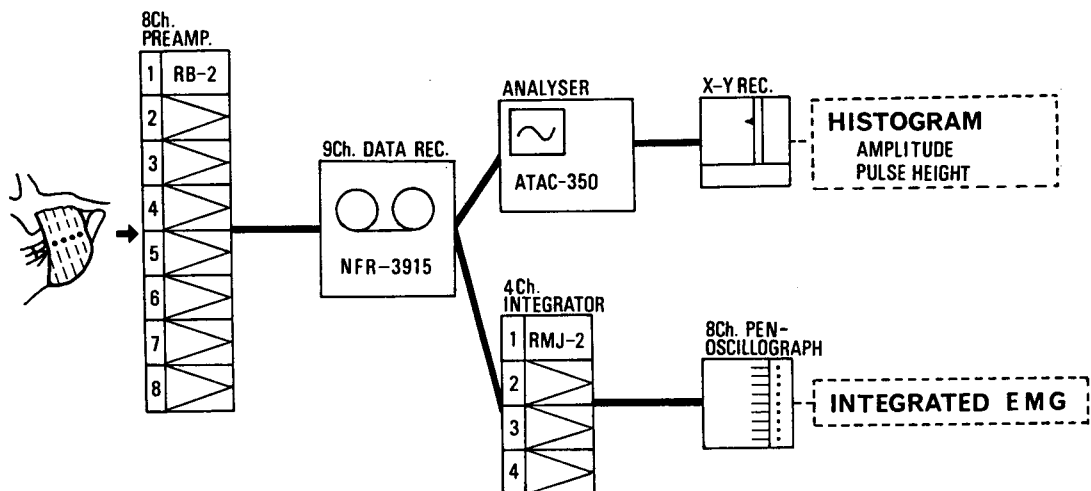


図2 咬筋筋電図波形分析のブロックダイアグラム

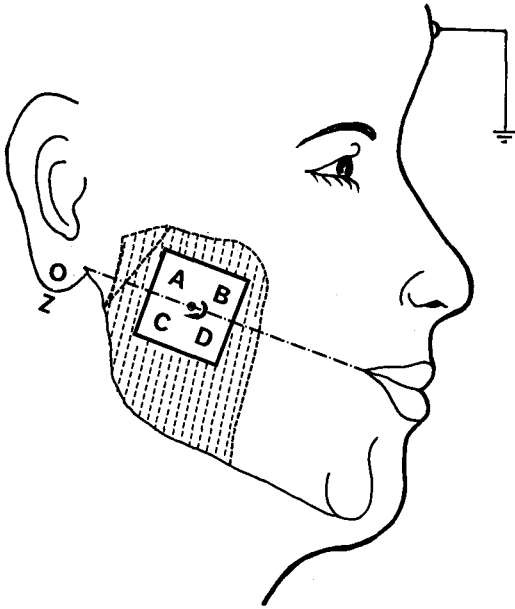


図3 電極の大きさ(直径)の違いによる検討
A: 10mm B: 6mm C: 4mm D: 2mm
A, B, C, Dの4電極は、矢印の方向に部位を変えて貼布し、それぞれから単極誘導で導出した。

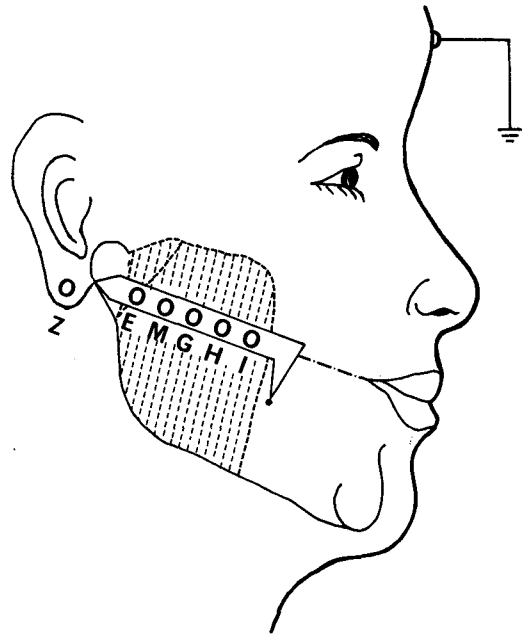


図4 誘導法の違いによる検討
単極誘導は E-Z, M-Z, G-Z, H-Z, I-Z
で
双極誘導は E-M, M-G, H-Iでそれぞれ行
なった。

等間隔に接着し、耳朶に不関電極をおく単極誘導で導出して行った(図3)。

誘導は咬筋筋腹の中央で、それぞれの電極の位置を交互に4回変えて、チューインガムを20回噛んだ時の筋電図を採録した。なお、body earthは前額部とし、電極と皮膚間の抵抗値は10K Ω 以下になるよう注意した。

iii) 誘導法のちがいと経日変化について

測定は4mm ϕ の間接浮動電極5個をアセテートフィルムに等間隔に接着し、これを口角と耳珠を結んだ線上に一定に保つように通法に従い貼布して行った。

単極誘導は耳朶に不関電極をおき、双極誘導は5個の電極間で組み合わせて行った(図4)。

筋電図は前記の被験者について、前歯部と電極を貼布した側の臼歯部でそれぞれチューインガムを20回噛んだときのものを、日をかえて3回採録した。

3. 分析方法

得られた咬筋筋電図は、データレコーダに一

旦収録の後、定性的検討のために最大波高値を、定量的検討のために積分値を求めた。

最大波高値は、ATAC-350(日本光電製)を用い、clock time 100 μ secで波高値のヒストグラムを作成して求めた。

積分値は、同じ筋電図をtime constant 0.2 sec, paper speed 2 cm/secで平均化波形とし、20ストロークをプラニメーター(内田洋行製)を用いて面積を測定して求めた。

電極の大きさの違いについては、波高値および積分値それぞれについての平均値を求め、t検定と二元配置分散分析²⁾を行った。また、誘導法のちがいと経日変化については二元配置分散分析を行なった。

結 果

1. 電極の雑音について

10mm ϕ , 6mm ϕ , 4mm ϕ , 2mm ϕ の各電極とも雑音はオシロスコープの1mV/cmレンジでは検出できなかった。

2. 電極の周波数特性について

10mmφ, 6mmφ, 4mmφの電極については, 2KHzまでフラットな特性を示した。2mmφの電極では1.5KHzまでフラットであった。

3. 電極の大きさによる差について (表1, 2, 7)

得られた筋電図についての波高値と積分値を表1, 2に示す。10mmφの電極を基準として, 6mmφ, 4mmφ, 2mmφの各電極における波高値と積分値についてt検定を行った結果, 波高値については有意の差は認められなかった。積分値については2mmφの電極が10mmφの電極より5%の危険率で有意に大きかったが, 他の6mmφ, 4mmφの電極については, 10mmφの電極との間に差は認められなかった。

一方, 二元配置分散分析の結果から, 誘導部位の違いによる差は認められなかった (表7)。

表1 電極の大きさの違いによる波高値(μV)

| 電極の大きさ (mmφ) | 測定回数 | | | | x | S. D. |
|--------------|------|-----|-----|-----|-------|-------|
| | 1回目 | 2回目 | 3回目 | 4回目 | | |
| 10 | 562 | 570 | 564 | 564 | 565.0 | 3.46 |
| 6 | 572 | 562 | 540 | 574 | 562.0 | 15.58 |
| 4 | 600 | 560 | 564 | 568 | 573.0 | 18.29 |
| 2 | 600 | 572 | 560 | 580 | 578.0 | 16.81 |

表2 電極の大きさの違いによる積分値(cm²)

*印は5%の危険率で有意 (t-test)

| 電極の大きさ (mmφ) | 測定回数 | | | | x | S. D. |
|--------------|------|------|------|------|-------|-------|
| | 1回目 | 2回目 | 3回目 | 4回目 | | |
| 10 | 18.5 | 17.6 | 18.2 | 20.0 | 18.6 | 1.02 |
| 6 | 14.6 | 17.2 | 20.9 | 20.0 | 18.2 | 2.86 |
| 4 | 18.9 | 20.6 | 15.0 | 19.9 | 18.6 | 2.50 |
| 2 | 19.6 | 22.8 | 24.0 | 18.3 | 21.2* | 2.67 |

表3 誘導法の違いによる波高値(μV) (前歯部で噛んだとき)

| 測定回数 | 単極誘導 | | | | | 双極誘導 | | |
|------|------|-----|-----|-----|-----|------|-----|-----|
| | E-Z | M-Z | G-Z | H-Z | I-Z | E-M | M-G | H-I |
| 1回目 | 486 | 424 | 509 | 475 | 486 | 437 | 433 | 462 |
| 2回目 | 513 | 458 | 530 | 504 | 515 | 334 | 361 | 475 |
| 3回目 | 754 | 460 | 570 | 528 | 496 | 540 | 448 | 534 |

4. 誘導法のちがいと経日変化について (表3, 4, 5, 6, 7)

波高値については前歯部および臼歯部で噛んだときいずれも経日の差, あるいは部位による

表4 誘導法の違いによる積分値 (cm²) (前歯部で噛んだとき)

| 測定回数 | 単極誘導 | | | | | 双極誘導 | | |
|------|------|------|------|------|------|------|-----|------|
| | E-Z | M-Z | G-Z | H-Z | I-Z | E-M | M-G | H-I |
| 1回目 | 7.5 | 10.5 | 13.8 | 12.7 | 14.7 | 4.7 | 7.4 | 9.2 |
| 2回目 | 10.7 | 11.6 | 15.6 | 15.2 | 12.4 | 4.1 | 3.6 | 11.3 |
| 3回目 | 13.3 | 14.9 | 16.6 | 14.8 | 14.8 | 4.7 | 5.3 | 9.9 |

表5 誘導法の違いによる波高値(μV) (臼歯部で噛んだとき)

| 測定回数 | 単極誘導 | | | | | 双極誘導 | | |
|------|------|-----|-----|-----|-----|------|-----|-----|
| | E-Z | M-Z | G-Z | H-Z | I-Z | E-M | M-G | H-I |
| 1回目 | 560 | 490 | 564 | 540 | 566 | 490 | 542 | 548 |
| 2回目 | 519 | 437 | 536 | 513 | 542 | 515 | 524 | 511 |
| 3回目 | 580 | 486 | 580 | 540 | 500 | 544 | 520 | 544 |

表6 誘導法の違いによる積分値 (cm²) (臼歯部で噛んだとき)

| 測定回数 | 単極誘導 | | | | | 双極誘導 | | |
|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| | E-Z | M-Z | G-Z | H-Z | I-Z | E-M | M-G | H-I |
| 1回目 | 19.6 | 22.2 | 23.9 | 23.9 | 23.9 | 12.1 | 17.7 | 29.2 |
| 2回目 | 20.6 | 23.6 | 28.2 | 28.5 | 20.5 | 11.5 | 20.0 | 24.3 |
| 3回目 | 23.2 | 23.7 | 27.4 | 26.5 | 21.9 | 11.5 | 17.3 | 30.5 |

表7 2元配置分散分析によるF値

*: 5%の危険率で有意, **: 1%の危険率で有意

| | 波高値 | 積分値 |
|----------------------|------|---------|
| 電極の大きさの違い | 1.69 | 3.87 |
| 誘導部位の違い | 0.96 | 0.30 |
| 経日変化 (前歯部で噛んだとき) | 3.53 | 0.69 |
| 誘導法による違い (前歯部で噛んだとき) | 4.66 | 21.12** |
| 経日変化 (臼歯部で噛んだとき) | 5.80 | 2.46 |
| 誘導法による違い (臼歯部で噛んだとき) | 3.94 | 19.03* |

差は認められなかった。

積分値については単極誘導法が双極誘導法に比べて明らかに大きな値を示すが、双極誘導法では電極間距離が増加すると積分値も大きくなる傾向がみられた。しかし、それぞれの誘導法とも経日の差、部位による差に関してはとくに差は認められなかった。

考 察

1. 電極の電気的特性について

筋電図法による生体電気現象の観測にあたって、電極の適正な選択は生体信号をひずみなく記録する上で大切なことといえる。

一般に、筋電図用電極の要件として次のことがらがあげられる³⁾⁴⁾⁵⁾。①良好な導体で接触抵抗が低いこと、②電極オフセット電位が十分低いこと、③雑音が少ないこと、④アーチファクトが出にくいこと、⑤化学的に安定しており、かつ丈夫であること、⑥被験者への接着が容易で、洗浄や消毒も容易であることである。

今回検討を行った電極について、これらの要件から考察を加えてみる。まず、用いた電極はすべて銀塩化銀製であることから、導通性、化学的安定性、強度についてとくに問題はない。また、銀塩化銀電極では表面に塩化銀の薄層が存在することで電極二重層の形成が妨げられるため、低インピーダンス、低オフセット電位となる。新しい電極については使用前に数時間0.9%食塩水に浸してショートしておき、電極をDC結合増幅器に接続することで、この電極間にできる電池の放電を早めることになり、電極オフセット電位は減ずることができる⁶⁾ (aging)。

次に、雑音電圧が発生する原因としては、電極二重層が不安定になる場合の他に、電極表面の損傷による微小電池の形成、さらに、ペーストの温度や濃度、電極と皮膚との密着の状態があげられる。これらに関しては、電極と皮膚との間に電解質のペーストを介在させ、間接浮動電極とすることや、前述の aging を行うこと、さらには電極表面を傷つけないように注意

することで解決できる問題である³⁾⁴⁾。

アーチファクトについては、シールドルーム内で、body earth をとることで一応防ぐことができるが、間接浮動電極とすることやリード線をできるだけ短かくすることもアーチファクトの減少の効果を高める。

一方、電極の周波数特性について、表面電極では針電極に比べて高周波成分が消失するとされ⁷⁾、表面電極による power spectrum 分析から咬筋の周波数帯域は5~700Hz以下であることが報告されている⁷⁾⁸⁾。また、生体用前置増幅器の周波数について Basmajian⁹⁾ は、0~1 KHz で十分であるとし、また、本邦における筋電計および生体現象増幅器は、0~2 KHz (-3 dB down) の周波数特性をもつよう規格化されている⁹⁾ ことから、今回用いた4 mmφ以上の電極のもつ周波数特性は十分であると考えられる。

さらに、電極の操作性については、とくに側頭筋からの誘導を考えた場合、毛髪の密な部分からの誘導という点で、電極はできるだけ小さいことが望まれるので従来の10 mmφの電極に対して2 mm間隔のものを試作した。その結果、2 mmφのものを除いて電極の大きさの違いによる波高値、積分値あるいは周波数特性にはとくに差は認められず、実用的には4 mmφのもので有効と考えられた。

2. 誘導法について

電氣的に比較的不活性である耳朶に不関電極をおく単極誘導法では、活性極に隣接する筋や外部からのアーチファクトの影響を受けやすいため、S/N比 (signal noise ratio) が低下することも考えられるが¹⁰⁾、電極の感作面積をできるだけ小さくすることで、筋の限られた部分からの情報を得ることができ、隣接する筋からの筋電図の混入を防ぐことができるものと考えられる。

今回の実験結果からは、単極誘導法、双極誘導法とも、経日の差は認められず、安定した筋電図が得られた。しかし一般に、双極誘導法では2つの電極間距離の違いで、得られる筋電図

に差が出るほか、咀嚼筋筋電図の採得に際しては、狭い部分に二つの電極を同じ条件で接着する必要があり、同時に多くの筋で筋機能の経時的变化を捉えるために、日時を変えて測定する際には、その再現性に多少難があると考えられる。

以上のことから、単極誘導法においても、電極を小型化することで、十分S/N比の高い筋電図が得られ、また経日的にも安定しており、咀嚼筋活動という複雑な筋活動を限られた部位で捉えようとする場合でも、この方法が十分有効な手段であると考えられた。

結 論

電極の小型化に伴う筋電図上の変化について

Abstract : This paper investigated on changes of the surface EMG according to miniaturization of the electrodes (6 mm ϕ , 4 mm ϕ , 2 mm ϕ) and the difference between monopolar and bipolar derivation of EMG during the mastication using these small size electrodes.

The findings were as follows :

1. 4 mm ϕ size electrode was proper to get balanced EMG.
2. In order to achieve these ends as effectively, the electrode was improved an indirect floating type (Fig. 1) .
3. There is no change in accurately at monopolar derivation compared with bipolar derivation.

文 献

- 1) Moss, M. L. and Salentijn, L. : The primary role of functional matrices in facial growth, *Amer. J. Orthodont.*, 55 : 566-677, 1969.
- 2) 石川栄助 : 実務家のための新統計学, 棋書店, 東京, 221-233, 248-274, 1980.
- 3) 清水加代子 : 心電図電極の問題, 第12回脳波筋電図技術講習会テキスト (東京) : 62-64ページ, 1975.
- 4) 吉田 徹 : 医用計測技術 コロナ社 (東京) 153-167, 1979.
- 5) Basmajian, J. V. : *Muscle Alive*, Williams Wilkins Co., Baltimore, pp26-57, 1974.
- 6) Goodgold, J. and Eberstein, A. : 臨床筋電図, 神経筋疾患の電気診断法, 医歯薬出版, 東京, 49-71ページ, 1975.
- 7) 東京医科歯科大学歯学部顎口腔総合研究施設編 : 顎運動とそのメカニズム, 日本歯科評論社, 東京, 251-255ページ, 1976.
- 8) Duxbury, A. J., Hughes, D. F. and Clark, D. E. : Power spectrum distribution of the masseter electromyogram from surface electrode, *J. Oral Rehabil.*, 3 : 333-339, 1976.
- 9) 須田 勇, 畠山一平, 南雲仁一, 印東太郎 : 生理学研究法, 医学書院, 東京, 887, 893ページ, 1975.
- 10) 六車寿男 : 咀嚼筋筋電図の補綴学的分析に関する研究, 歯科医学, 28 : 615-650, 1965.

種々検討を行った結果、次の結論を得た。

1. 電極の小型化は、4 mm ϕ のもので有効であると考えられた。また、電極は電氣的安定性を高めるため、皮膚と電極との距離と、ペーストの量を一定に保つよう設計した間接浮動電極とすることが望ましいと考えられた。

2. 誘導法については、単極誘導法においても、十分精度の高い筋電図がえられた。

本論文の要旨は、昭和52年11月14日、第7回日本脳波筋電図学会大会 (仙台) において発表した。