

ワイヤー電極の作成方法と運動学的研究への応用

Application to kinematic and research how to create a fine wire electrode

山田道廣¹⁾ 深堀辰彦²⁾

MICHIHIRO YAMADA¹⁾, TATSUHIKO FUKAHORI²⁾

要旨：体表面から深部にある筋肉の筋活動を測定するには、ワイヤー電極はなくてはならない。しかし、ワイヤー電極をどこで入手し、どのように作成すれば良いか分からなくて、躊躇している研究者が多いのではないだろうか。そこで、我々がこれまで作成してきたワイヤー電極の作成の仕方や、チェックの仕方を分かりやすく解説した。ワイヤー電極は、表面電極では分からない筋活動を直接測定できることから、運動学的研究への応用が可能となり、今後の展望が開けてくる。また、深層筋と表在筋との役割分担や、より効率の良い体の動かし方など新しい発見につながる可能性もあり、運動学的研究の第一歩になると思われる。一人でも多くの研究者がワイヤー電極を利用し、優れた研究を行って頂ければ幸いである。

キーワード：ワイヤー電極，運動学的研究，作成方法

Abstract: To measure the muscle activity of the muscles in the deep from the body surface, the wire electrode is indispensable. However, it seems that researchers where to get the wire electrode, are hesitant and do not know how may be created is in a lot of. Therefore, it was clearly explained and how to create a wire electrode that we have created so far, how to check. It is believed that the ability to directly measure the muscle activity that do not know the surface electrode, and its application to kinesiological research becomes possible, and future prospects will come open. It is believed that there is also likely to lead to new discoveries, such as how to move the body more efficient, and the division of roles and superficial muscle and deep muscle, to become the first step of the kinesiological research. It is blessed by many researchers using a wire electrode even one person, if it is possible to conduct outstanding research.

Key words: wire electrode, kinesiological research, how to create

受付日：平成26年9月2日，採択日：平成26年9月22日

1) 西九州大学 リハビリテーション学部

Faculty of Rehabilitation Sciences, Nishikyushu University

2) 高良台リハビリテーション病院

Department of Physical Therapy, Kouradai Rehabilitation Hospital

表1 ワイヤー電極の使用状況

著者	発表年	直径(μm)	単極・双極	材質	コーティング	メーカー名	消毒法
1) Inman, Saunders & Abbott	1944	150	Unipolar	記載なし	記載なし	記載なし	記載なし
2) Inman et al	1953	150	Unipolar	記載なし	記載なし	記載なし	記載なし
3) Close & Todd	1959	150	記載なし	Copper wire	記載なし	記載なし	記載なし
4) Sutherland et al	1960	125	記載なし	記載なし	enamel	記載なし	記載なし
5) MacFarland, Krusen & Weathersby	1962	37	記載なし	Karma wire	Nylon-coated wire	記載なし	記載なし
6) Basmajian & stecko	1962	25	Bipolar	90% platinum, 10% Iridium	Nylon-coated wire	Driver Harris Corp., Harrison, New Jersey	130℃60分 オートクレーブ15lb, 30min
7) Mann & Inman	1964	125	記載なし	stainless steel	Enamel	記載なし	記載なし
8) Long et al	1960 - 1964	27	Unipolar	Karma wire	Nylon-coated wire	記載なし	記載なし
9) Forrest & Basmajian	1965	25	記載なし	Karma wire	Nylon-coated wire	記載なし	記載なし
10) Strong & Perry	1966	50	記載なし	Karma wire	Nylon-coated wire	記載なし	記載なし
11) Ebskov & Long	1967	27	Bipolar	Karma wire	Nylon-coated wire	Driver Harris Corp., Harrison, New York	25 年, オートクレーブ20分
12) 伊藤忠厚・吉田恒丸・他	1967	70	記載なし	銅線	Polyurethane coating	記載なし	記載なし
13) 柴野紘一	1967	70	記載なし	銅線	Polyurethane coating	記載なし	記載なし
14) Jonsson & Bagge	1968	25	Bipolar	Nickel chromium karma wire	Polyurethane coating	Driver Harris Co, New York	記載なし
15) 伊東 元, 徳田哲男・他	1974	30	Bipolar	90% platinum, 10% Iridium, Karma fine wire	Nylon-coated wire	(株)徳力本店・工業品部	130℃60分オートクレーブ
16) Prochazka, Westerman & Ziccone	1976	17	記載なし	Insurated Karma alloy wire	Epoxylyte coating	Driver Harris Ltd, Stockport, Cheshire, England	150℃30分オートクレーブ
17) Perry J	1981	50	Bipolar	Nickel alloy wire	Nylon-coated wire	記載なし	記載なし
18) Gielen et al	1985	25	Bipolar	Karma wire	Nylon-coated wire	California fine wire Co, Grover Beach, CA	記載なし
19) Denier, Gon, Romeny & Zuylen	1985	25	Bipolar	Karma wire	記載なし	California fine wire Co, Grover Beach, CA	記載なし
20) Wallinga-De Jonge, et al	1985	50	記載なし	Platinum-Iridium wire	Trimel coated wire	記載なし	記載なし
21) Gielen, Remaekers & Zuylen	1988	25	Bipolar	Karma fine-wire electrode	Nylon-coated wire	Karma, California Fine wire Company	記載なし
22) Krakow & Huffman	1993	25	Bipolar	Conventional needle or hooked-wire electrode	Nylon-coated wire	Drive Harris corp., Harrison, New Jersey	130℃60分 オートクレーブ15lb, 30min
23) Flament, Goldsmith, et al	1993	75	Bipolar	Stainless steel wire	Teflon coated	Microwire electrode: Karma wire California fine wire Co.	記載なし
24) McCann et al	1993	50	記載なし	Karma wire	記載なし	記載なし	記載なし
25) Sheth, Yu, Laskowski & An	1997	n.s.	Bipolar	Fine-wire electrodes	記載なし	記載なし	記載なし
26) Casey, Melvin & Thomas	1997	50	n.s.	80% Nickel, 20% Chromium, Karma wire	Poly nylon insulated wire	California wire Co. Grover Beach, CA	ガス滅菌
27) 大西秀明・八木 了・他	1999	75	Bipolar	Stainless steel wire	Teflon coated wire	A-M system, USA	記載なし
28) 金子文成・他	2003	50	Bipolar	Stainless steel wire	Urethan coating wire	記載なし	記載なし
29) 渡邊昌宏	2008	25	Bipolar	Stainless steel wire	Urethan coating wire	ユニークメディカル製	132℃10分間・ 2 気圧オートクレーブ
30) 橋内基純	2011	25	Bipolar	Stainless steel wire (soft wire)	Urethan coating wire	ユニークメディカル特注品	オートクレーブ
31) 大関純平・深堀辰彦・他	2012	50	Bipolar	Stainless steel wire (soft wire)	Urethan coating wire	ユニークメディカル製	ガス滅菌
32) 高原信二・青柳孝彦・他	2014	50	Bipolar	Stainless steel wire (soft wire)	Urethan coating wire	ユニークメディカル製	ガス滅菌
33) 安彦鉄平・島村亮太・他	2014	記載なし	記載なし	記載なし	記載なし	ユニークメディカル製	過酸化水素低温プラズマ滅菌 システム(ステラッドNX)

はじめに

筋電計を使って運動学的な研究をする際、体表から深い筋活動を測定する場合には、どうしてもワイヤー電極が必要になる。表面電極では深部の筋活動を測定する際に、表面に近い筋肉からのクロストークが問題となる。したがって、深層の筋肉の活動電位を探るには、必ずワイヤー電極が必要になる。さらに、浅層筋と深層筋の運動学的な機能分担はどのように分化するのか、効率的な身体の動かし方はどのように行われているのか、などの興味は尽きない。しかし、これまでワイヤー電極の作成方法を詳述した文献は、皆無に等しいのが現状である。そこで今回、深層筋の筋電図を測定したい研究者のために、我々が作成してきた方法を紹介する。これから取り組みたい研究者に役に立つのではないかと考え、出来るだけ具体的に方法論的な記述を多く心がけた。

古くは Inman ら (1944) によって $150\mu\text{m}$ の単極ワイヤーで試みられた。1960年代に Basmajian と Stecko ら (1962) が、白金とイリジウム合金の $25\mu\text{m}$ の Karma wire を使い、双極誘導で臨床にて実用化された。それ以降、これまで多くの研究者がワイヤー電極を利用するようになった。現在は、研究や臨床で使用されるようになってきている。わが国でワイヤー電極を入手したい場合は、取り扱っている業者が限られているので、どこで入手できるのかも紹介したい。

我々は、1974年頃より理学療法領域でいち早く、ワイヤー電極を作成し、パイオニア的な苦勞を重ねながら運動学的研究を実施してきた経緯があり、この研究を行うにあたり、Bent Ebskov 医師との共同研究がその推進力となった。試行錯誤を繰り返し、 $25\mu\text{m}$ の白金・イリジウム合金を入手することから開始した。

準備するもの

1. ワイヤー電極入手方法

ワイヤー電極を入手する手段としては、国内ではユニークメディカルが取り扱っている。以前は東京千代田区にある貴金属商の(株)徳力本店で特注品として作製していたが、現在は貴金属性のワイヤー(白金・イリジウム・ニッケル・クロニウム等)のみを生産しており、これらの製品はユニークメディカルからも入手可能である。ワイヤー素材としては、ステンレス(硬線・軟線)、白金・イリジウム合金(90%・10%)、銅線、銀線、白金線、金線、タングステン線、などがある。ワイヤー線にはそれぞれコーティング無しと、ポリウレタンコーティングやエポキシコーティングなどの絶縁処理されたものがある。それぞれのワイヤーには特徴があり、生体内で変形や断線のしやすさなどの特性を持っている。白金は抜くときに断線しやすく、体内に残りやすい。またステンレス線は、切れることは少ないが、感覚神経に当たると強い筋収縮により先端のフックが絡み、引きぬくことが困難になる。体内に残った場合、白金より痛みの原因になることが多く、問題を抱えることが見込まれる。

ワイヤーの材質にあった特性を見極め、適材適所に使用することが必要と思われる。

表1にワイヤー電極の使用状況を一部ではあるが、まとめてみたので参考にさせていただきたい。さらに、入手方法も一覧表にしているので、参考までに掲載しておく(表2)。

2. ワイヤー電極作成方法

まずはワイヤー電極に必要な長さにカットするが、通常は表皮から深層筋までの距離を考慮し、さらに皮膚上で筋肉内に引き込まれる長さを考慮して、余裕をもって長さを決定する必要がある。また、我々は Basmajian ら (1974) が考案したプリアンプを改良したも

表2 Fine wire electrode 購入先

Wire 材質	SIZE (μ)	メーカー名	国名
Karma wire	18 ~ 220	JNL Alloy industry Co., LTD	中国上海
Karma alloy wire	25	Driber Harris Co.	NJ, USA, 英国
Karma wire		Johnson Matthey Metals, Ltd,	London, 英国
Karma alloy wire		Changzhou Shenhui electrical material Co., LTD	中国
Nickel wire	25	Shenyang tianzhong alloy Co., LTD.	中国
Full alloy wire		California fine wire company	USA
Karma wire	25 ~ 30		中国上海
Karma fine wire	受注生産	(株)徳力本店・工業品部	東京・千代田
Steinless steel wire		ユニークメディカル	東京・福岡
Karma fine wire	30 ~ 100	ユニークメディカル	東京・福岡



図1 試作したプリアンプ

スプリングコネクタでワイヤーを挟むように接続するが、写真は表面電極用のプリアンプである。



図2 ワイヤー電極のコーティングを取る作業

あまり強い火で焼くと、ワイヤーそのものが焼失するので慎重に行う焼き方のコツとしては炎の下のほうで焼くようにすると燃えなくてすむ。

のを独自で作成し、動作時のアーチファクト除去を目的に使用し、良好なアーチファクト除去の結果を得た。このプリアンプの詳しい作成方法は、田中ら（1979）の論文に詳しく記載しているので、参考にして頂きたい（図1）。使用方法としては、底面に両面テープを貼り、皮膚上に固定する。さらに、プリアンプとワイヤーの接続には、スプリングコネクタで接続した。最近の筋電計には、インプットボックスに組み込まれた差動増幅器が、動作中のアーチファクト除去に有効で、比較的美しい波形がとれる。

1) ワイヤーの細さ

太すぎると、動作時に疼痛を出現しやすい。細すぎると、返し（釣り針）が弱くなるため筋肉中に留めることが難しく、抜けてきたり切れやすくなる。そのためワイヤーの選択段階も重要となる。

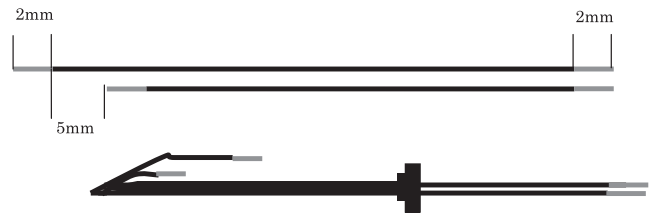


図3 ワイヤーの返し

先端2mmをライターで焼いて注射針先端で折り返し、釣り針状に曲げる。

他方の先端2mmをさらに焼いて、折り曲げて5mmの間隔を保つように作成する。

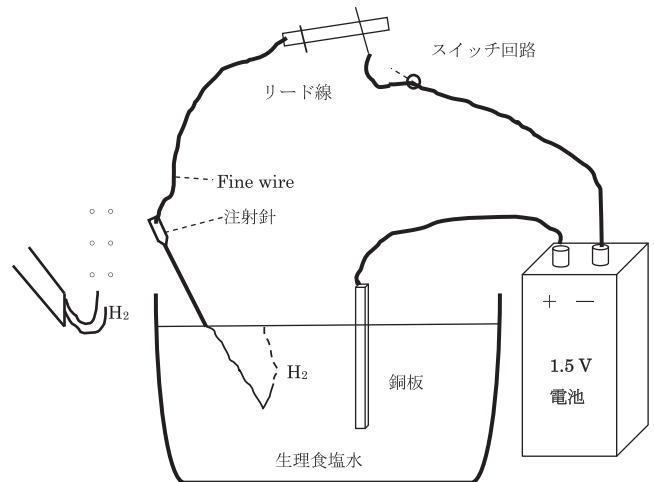


図4 ワイヤー電極の通電確認法（現在、著者らが行っている方法）

電極のチェック法：直流電流を流すことによってフック部の被膜を除去した部分から気泡が出てくることによって通電しているかを確認する。なお、これによって電極のインピーダンスを下げる働きもある。

（B.Ebskov（1975）：上肢の運動学・医学書院・東京・p15より改変）

上肢の運動学（Ebskov 1975）ではワイヤー選択条件としては、①ワイヤーそのものが細く、被験者が関節を動かしたり、筋収縮を繰り返す運動をするとき、挿入していること自体が自覚症状として感じられないこと、②実験中に切れないこと、の2つであると記載している。Ebskov 医師の経験からは、直径30 μ mのワイヤーがそれらの妥協点として最適であると述べている。

2) ワイヤーのコーティングを取る作業

末端3mm程度をライターで焼き、コーティングを剥がしていたがワイヤーが細いため、ワイヤーごと燃えてしまうことが多くみられた。逆にコーティングが取れていないと、電極としての精度が低くなるため、適切な状態にするのにかなりの技術と時間を要した（図2）。

3) ワイヤーの返しを取る作業 (図3)

論文に従い、5 mmと2 mmの返し(釣り針状)を作成したが、細かい調整であることから、慣れるのに時間が必要である。これは指で外套から出てきたワイヤーを押し、釣り針状にフックを作る作業である。フックが弱ければ、動作中に筋肉から外れて抜けてくることになり、ある程度強く返しを作り、筋肉内で強固に引っかかるフックを作ることが重要である。

4) 電極としての精度 (図4)

生理食塩水の中に電気を通したワイヤー電極を入れ、通電を確認した。これには電極そのものの入力インピーダンスを下げる役割と、断線がないことの確認作業としても有効である。この場合、2つのことをチェックし、尖端が非絶縁体になっていることと、途中で絶縁体部が不完全であるかどうかをみている。ワイヤーが細いため、確認作業に時間を要し、実際に筋肉内に挿入してから使用中に、通電状態が良好でないこともあり、再挿入を余儀なくされる場面もみられた。

5) 電極作製記録ノート

電極を作成した際に、ロット番号を付け作成時の状態を記録し、「電極作製記録ノート」を作っておくことを勧めている。もし、事故がおきた場合(感染等)、その記録をもとに原因を調べられるので、さかのぼって理由を特定できる。Ebscov 医師は、この種の研究に成功をおさめたいと思われるなら、第1に、このような非常に厳格な規則にすべて従うことと、詳細に注意を払い几帳面すぎるくらい丁寧に扱うことが必要であると強調している。

6) 台紙貼り付け

作成したワイヤー電極は、そのままでは滅菌ができないので、厚紙台紙に注射針外套に通したワイヤー電極を、サージカルテープで固定する。その際、ワイヤー電極を固定する場合、多少の緩みをもって固定する。これは外套とワイヤーをテープから外す際に、外套から抜け落ちる事故を予防できるメリットがある。

筋電図測定上の条件

全体のシステムで次に注意すべきは、増幅システム(amplifier system)である。筋電計に入力する前に、第1段階として差動増幅器が用いられる。

1. **差動増幅器 differential amplifier の使用**: これは雑音分除去 noise rejection という機能である。電極から雑音が入ると、それは活動電位より大きい(数 mV)ため、筋電信号と雑音ともに同じ比率で増

幅され、活動電位が雑音で消えてしまう現象が起こる。したがって“雑音成分除去”の特性をもつ差動増幅器が必要となり、筋電信号のみを増幅し、雑音成分は増幅されない特性を持つ。

次に必要なのは増幅器の周波数応答で、EMG 測定では2.3~10,000Hz程度の幅があり、この周波数に対応したものでなければならない。入力信号を忠実に再現するには、活動電位に含まれる周波数成分が、同じ利得 gain で増幅されないといけないことになる。

さらに、S/N比(信号と雑音の比)を良くするため、増幅器の入力インピーダンスを大きくすることと、電極部分の入力インピーダンスを小さくすることが必要である。また、電極と増幅器の間のリード線を短くすることも必要であり、長いリード線は線そのものの揺れにより基線が動揺し、雑音成分が入ることがしばしば観察される。

2. **前置増幅器の分離 pre-amplifier**: 前置増幅器は筋電計増幅システム本体と分離して使用することである。被験者自身、あるいはその近くに置くと、入力インピーダンスが十分に大きく、出力インピーダンスが増幅器本体とマッチングしていると、増幅システム全体を被験者に近づけたのと同じ効果が得られ、前置増幅器と筋電計本体との距離があっても、あまり影響を受けないことになる。

3. **校正信号での調整 adjustment of the calibration signal**: このようにして外部雑音のみでなく、内部雑音をも最小限にでき、満足できる増幅システムが完成する。しかし、実際の臨床での使用には、利得の選択・増幅レベルの調整が出来なければならない。したがって、信号入力部より入力可能な校正信号が必要となる。これにより、システム全体の利得を量的に測定できることになる。

4. **モニター装置 monitor device**: これにはスピーカーとオシロスコープが必要である。以上、増幅システムについてまとめると、以下のようである。

- 1) 増幅器の種類(差動増幅器と分離型前置増幅器)
- 2) 周波数範囲(2.3~10,000Hz)
- 3) 入力インピーダンス(50MΩ以上)
- 4) 内部雑音レベル(peak-to-peakで5μV以下)
- 5) Calibrationが可能
- 6) スピーカーシステムとオシロスコープ
- 7) データレコーダー

これらの装置が最低限必要となる。

ちなみに、我々が使用している筋電計のセットアッ

プの条件は、以下の通りである。日本光電製 MEB 9204 を使用し、筋電計の設定は増幅感度を106dBとし、サンプリング周波数10kHz、バンドパスフィルターを20 Hz ~ 10kHzに設定した。時定数 300 msec で、フィルター使用による減衰率は、ローカットで - 6 dB、ハイカットで - 12dBである。A/D コンバータは16bit、デフォルト変換は100 ~ 500kHzで設定している。

5. **テレメータ方式** telemetry system : 運動学的研究を行う場合に、被験者が必要な機器をすべて身に付けて実験を行うのは、生体の自然な動きに制限や限界が生じてしまう。これを解決する方法として、テレメータ方式が多用されているが、これの注意点としては、ワイヤー電極で筋電を測定しても、周波数を大幅にカットしたテレメータを使うことで、原波形をゆがめてしまう危険性があることを承知する必要がある。この点を詳しく述べた Licht (1971) の著書が参考になる。

6. **記録計** recorder : 記録計にはペン書き式記録計、脳波計、紫外線記録装置 (photocorder) などがあり、ワイヤー電極使用時には紫外線記録装置でないと、高周波成分が記録されないので注意が必要である。周波数帯域は DC ~ 20kHzの範囲で記録ができるが、この記録紙は紫外線があたると感光してしまうデメリットがある。

滅菌法

滅菌法にはオートクレーブやガス滅菌法などがあるが、最近では過酸化水素ガスプラズマ滅菌法がある。滅菌の定義としては、「病原体・非病原体を問わず、すべての微生物を死滅または除去すること」で、消毒とは「病原性微生物を死滅、または除去させ感染の危険をなくすこと」と定義されている。さらに、殺菌とは「菌の生活力を奪うことをいうが、広い意味で使われ芽胞・カビなど多くの種類の微生物を不活化することをいう」である。

ワイヤー電極には、滅菌を行うのが一般的である。我々は、EOG ガス滅菌法を用いているが、近年 EOG ガス残留による生体への有害性が考えられ、炭酸ガスによる滅菌が検討されている。

オートクレーブによる滅菌では、圧力と飽和水蒸気の温度と作用時間で決まる。高圧蒸気法では、圧力1.73 kgf/cm²・1.7bar、温度115.2℃で30分、2.14kgf/cm²、2.1 bar、121.8℃で15分、2.45kgf/cm²、2.4bar、126.1℃で10分、3.06kgf/cm²、3.0bar、133.5℃で5 ~ 10分、

3.16kgf/cm²、3.1bar、134.7℃で3分が目安となる。さらに乾熱法とは、乾熱空气中で加熱する方法で、160 ~ 170℃で120分、170 ~ 180℃で60分、180 ~ 190℃で30分が主な滅菌条件と言われている。

使用準備

測定する筋肉に合わせた肢位を選択し、ワイヤー電極をすぐに使用できるようにするため、滅菌した袋から取り出しておく。そして手には滅菌済みの手袋をはめ、ワイヤー電極を挿入する部位に術布をかけ、挿入位置に合わせて被験者の皮膚表面をイソジンで消毒する。最近では使い捨てのイソジンを含んだ綿棒が市販されている。また、電極の位置を確認するために、近年では超音波診断装置を利用すると針先が確認でき、安心して針先を進めることができる。確実に筋肉内に到達すれば、低周波刺激装置などを使い、目的筋が確実に筋収縮しているか、超音波装置で確認するとよい。被験者に筋収縮を促し、筋活動電位をモニターで確認をする。

その際、痛みの程度や不快感(知覚神経に当たる)を聴取する。大きい筋肉なら場所を移動することも可能であるが、小さい筋肉では難しい。一度挿入した外套を何度も筋肉内に入れたり出したりすると、電極のフックが取れ筋肉内から抜けてくる。電極の挿入位置の決定には、Delagi(1974)やPerott(1980)、Goodgold(1974)らの著書を参考にすると挿入しやすい。

さらにワイヤー電極を挿入した際に、時々出血することがあるが血腫が出来るとワイヤーに絡みつき筋収縮時にワイヤー先端のフックが外れ、抜けてくることがあるので血液はこまめに綿花で拭き取るようにする配慮が必要である。

また、筋収縮を抑制するとき、神経筋接合部への局所麻酔により、神経ブロックを実施するが、このmotor pointを探る方法には現在数種類の装置が市販されている。以前、我々はOG技研から販売されていたクロナキシメータを使用した。これは低周波により筋肉を収縮させ、最小の電流量で最大の筋収縮が得られる場所を探す。その他には、(株)トッパからニュートレーサー NT 11が販売されている。四肢の神経筋に電気刺激を行い、その応答の有無から神経刺激点を探査する装置で、神経ブロックなどに使用されていた。また、最近では(株)ユニークメディカルからボトックス治療に使用される、アクナス CHB 401やチェックボックス CHB 101を使って標的とする筋を確認することが可

能である。

局所麻酔による筋収縮抑制状態で、筋活動を測定し麻痺状態を再現できる可能性がある。麻痺筋が非麻痺筋へどのように影響するのか、どのような機能的対応をするか測定する場合に参考となるが、生体への侵襲を伴うことから必ず医師へ依頼する必要がある。

いずれにしても、ワイヤー電極を挿入し雑音のない筋電図が測定できていれば、時間をかけずに測定動作を実施する。時間が長くと電極が抜け、2本のワイヤーのコーティングが剥がれた状態で両方の電極尖端が接触すると、筋電図が突然出現しなくなる現象がみられる。これをショートニングと呼び、電気的にはサイレントの状態になる。このときは、一本のワイヤーのみを少しだけ引き抜いてみると、再度筋活動が見られることがある。しかし、これは何度も試行すると抜けやすくなり、ワイヤー電極は異物であることから、生体側の反応としては、体外に排出するような働きがみられる。

生体内での変形・ショートニング

EMGにおけるワイヤー電極の移動・変形・折れについては、Jonsson と Bagge (1968) の論文で詳しく述べられている。彼らは筋肉の状態を外から観察し、次のような結論を見出している。

1. ワイヤー電極が筋肉内で移動するかどうかについては、移動すると結論付けている。

では、どれくらい移動するかについては、20分間の歩行後に平均14.6mmであったと述べている。この移動は、筋収縮に伴って移動し、1回目が最も大きい。

2. 次に筋収縮でどのように変形するかについては、ねじれ等の変形を起こす。

3. ワイヤーが破断し、その折片が体内に残るかについては、残ることがあると述べている。また、ワイヤーの破断はその直径により異なるかについては、25 μ mの方が50 μ mよりも破断しやすい。その破断片は被験者に不快感を与えるかについては、痛み・腫れは少なく、1カ月後にはほとんど問題はなかったと述べている。

Jonsson と Reichmann (1969) は、EMGにおけるワイヤー電極の移動・変形についての論文で、EMGにおけるワイヤー電極の移動・変形についてX線を用いて観察している。

1. 筋運動をするとワイヤー電極はいつ・どこで変

形するかについては、筋腹の遠位でより変形すると述べている。

2. ペアになっているワイヤー電極は、筋収縮によりそれぞれ移動するか否かについては、離れることがあると述べている。

3. ワイヤー電極の筋肉での移動は、筋収縮との関係で生じるか否かについては筋収縮の回数と関係があることを述べている。

ワイヤー電極と表面電極により得られたEMGの再現性について、Komi と Buskirk (1970) が報告している。

1. 10分間のインターバルで、表面電極は相関係数0.88で、一方ワイヤー電極は0.62と低かった。さらに3日間のインターバルでは、表面電極0.69、ワイヤー電極0.22とワイヤー電極での再現性は低いことが示された。

2. EMG (積分EMG) と負荷 (isometric tension) との関係では、表面電極では3日のインターバルでも変化が少ないことを報告している。しかし、ワイヤー電極では変化が大きく、EMG と負荷との関係が同じではないと述べている。

このように、生体内ではワイヤー電極は変形もするし、筋肉内での移動も大きいことを認識しなければならない。さらに再現性や負荷との関係においても、その特性を把握しておく必要がある。

運動学的研究の実際

大関ら (2012) との共同研究で、腹横筋が体幹深層筋として下肢動作に伴い、体幹安定化に寄与していることを見出した。この内容はヘルスプロモーション理学療法研究2巻1号に掲載しているので、参考にして頂きたい。腹式呼吸に伴って腹横筋の筋活動が認められ、中でも最大の筋活動が認められたのは、風船膨らまし動作で100%の筋活動が得られた。

これまで、超音波エコーを使った研究が多くみられるが、直接腹横筋の筋活動を観察できた貴重な体験である。解剖学的には腹膜に近い場所で、厚さが1cm以内という過酷な状況で、10回以上のワイヤー電極挿入の体験を経て測定できたことは、表面電極からは想像できない結果をもたらせた。本来は片麻痺患者で、体幹深層筋がどのように働き、経過とともにどう変化していくのかを測定したいと考えていたが、生体への侵襲が強いことから断念せざるを得なかった。今後、優秀な研究者が、この問題に取り組んでいただけたら幸

いである。

おわりに

生体を持つ不思議な身体の動かし方，予想しない筋活動の大きさは，その場面に立ち会ったことがなければ，想像することは難しい。なめらかに動く身体の不思議さや，浅層筋と深層筋の役割分担など，kinesiologyからの興味は尽きない。これまで先人が苦労して実用化された方法は，我々に多くの示唆を与えてくれる。脈々と受け継いで，理学療法で笑顔になれる患者が増えることを願っている。

運動学的研究の楽しさを，一人でも多くの若手研究者に伝えられたら，この上ない喜びである。

引用文献

- Basmajian JV & Stecko GA (1962) A new bipolar indwelling electrode for electromyography. *J Appl Physiol* 17: 849.
- Basmajian JV (1974) *Muscles alive*, Williams & Wilkins Co, Baltimore, USA, 3945.
- Close JR et al (1960) Motor-unit action-potential counts. Their significance in isometric and isotonic contractions. *J Bone and Joint Surg* 42-A: 1207-1222.
- Delagi EF et al (1975) *Anatomic guide for the electromyographer-the limbs-2nd ed.*, Charles C Thomas.
- Denier JJ et al (1985) Behaviour of motor units of human arm muscles: Differences between slow isometric contraction and relaxation. *J Physiol* 359: 107-118.
- Ebskov B (1975) 上肢の運動学. 医学書院, 東京: 13-20.
- Ebskov B & Long C (1967) A method of electromyographic kinesiology of the thumb. *Arch Phys Med* 48: 78-93.
- Flament D et al (1993) Task dependence of responses in first dorsal interosseous muscle to magnetic brain stimulation in man. *J Phys* 464: 361-378.
- Forrest WJ & Basmajian JV (1965) Function of human thenar and hypothenar muscles: an electromyographic study of twenty-five hands. *J Bone & Joint Surg* 47-A: 1585-1594.
- Gielen CC et al (1988) Long-latency stretch reflexes as co-ordinated functional responses in man. *J Physiol* 407: 275-292.
- Gielen CC et al (1985) Relation between EMG activation patterns and kinematic properties of aimed arm movements. *J Motor Behavior* 17: 421-442.
- Goodgold J (1974) *Anatomical correlates of clinical electromyography*. Williams & Wilkins Co Baltimore.
- Inman VT et al (1944) Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone & Joint Surg* 26: 1-30.
- Inman VT (1953) Pattern of muscular activity in the lower extremity during walking: Presentation of summarized data, National research council, Advisory committee on artificial limbs, Prosthetic devices research project, Institute of engineering research, University of California, Berkeley, 18, 21, 87, 89, 91.
- 伊藤忠厚・他 (1967) 筋電図学的立場からみた腰痛疾患と Kinesiology. 第2編腰痛患者の起立姿勢維持に関する筋電図学的考察. *日大医誌* 34: 70-75.
- 伊東元・他 (1975) Wire 電極を活用した EMG 測定及び運動学への応用. 第10回日本理学療法士学会誌, 46-48.
- Jonsson B & Bagge UE (1968) Displacement, deformation and fracture of wire electrodes for electromyography. *Electromyography* 8: 329-347.
- Jonsson B & Reichmann S (1969) Displacement and deformation of wire electrodes in electromyography. *Electromyography* 9: 201-211.
- 金子文成・他 (2003) 急速な運動の動作分析を目的としたワイヤー電極による筋電図記録方法の改良. *理学療法学* 30: 280-287.
- Kerrigan D et al (1997) A modified technique for preparing disposable fine-wire electrodes. *Am J Phys Med* 76: 107-108.
- Komi PV & Buskirk ER (1970) Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. *Electromyography* Nr 4: 357-367.
- Krakow RA & Huffman MK (1993) Instruments and techniques for investigating nasalization and velopharyngeal function in the laboratory: An introduction. *Phonetics & Phonology* 5: 3-59.
- Licht S (1971) *Electrodiagnosis & electromyography* 3rd ed., Chapter 2.
- Long C et al (1960) An electromyographic study of the extrinsic-intrinsic kinesiology of the hand: preliminary report. *Arch Phys Med*, 41: 175-181.
- Long C et al (1962) Electromyographic kinesiology of the hand: Part III. Lumbricalis and flexor digitorum profundus to the long finger. *Arch Phys Med* 43: 450-460.
- Long C. et al (1964) Electromyographic kinesiology of the hand: muscles moving the long finger. *J Bone & Joint Surg* 46-A: 1683-1706.
- Mann R & Inman VT (1964) Phasic activity of intrinsic muscles of the foot. *J Bone & Joint Surg* 66-A: 469-481.
- McCann PD et al (1992) A kinematic and electromyographic study of shoulder rehabilitation exercises. *Clin Orthop Rel Res* 288: 179-188.
- McFarland GB et al (1962) Kinesiology of selected muscles acting on the wrist; EMG study. *Arch Phys Med Rehab* 43: 165-171.
- 大関純平・他 (2012) 下肢動作に伴う体幹深層筋群の筋活動性の分析. - fine wire 電極を用いた腹横筋の分析. *ヘルスプロモーション理学療法研究* 2: 27-32.
- Perotto AO (1980) *Anatomical guide for the electromyographer - The limbs and trunk-*, Charles C Thomas, USA.
- Perry J et al (1981) Surface versus intramuscular electrodes for electromyography of superficial and deep muscles. *Phys Ther*. 61: 7-15.
- Prochazka A et al (1976) Discharges of single hindlimb afferents in the freely moving cat. *Electroencephalog Clin Neurophysiol* 39: 1090-1104.
- Sheth P et al (1997) Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sports Med* 25: 538-544.
- Strong CL & Perry J (1966) Function of the carpometacarpal joint of the thumb. *J. Anat* 89: 362.
- Sutherland DH et al (1960) Electromyographic study of transplanted muscles about the knee in poliomyelitic patterns. *J Bone and*

Joint Surg 42-A: 919-939.

柴野紘一 (1967) 脊柱運動時における背筋、殿筋ならびに腹筋の筋電図学的研究. 日大医誌 34: 465-475.

田中 繁ら (1979) 小型 EMG プリアンプの製作とそのアーチファクト抑制効果. バイオメカニズム学会誌 3: 17-21.

渡邊昌宏 (2008) 物体挙上動作時の質量予測不一致による体幹筋収縮反応. 早稲田大学リサーチペーパー, 1-25.

Wallinga-De Jonge et al (1985) The different intracellular action potentials of fast and slow muscle fibres. Electroenceph & Clin Neurophys 60: 539-547.

安彦鉄平・他 (2014) 上肢の運動方向が腰部多裂筋深層線維の反応時間に及ぼす影響. - ワイヤ筋電図を用いた検討 -. 第49回日本理学療法学会大会抄録集, 演題番号0003.