

F波波形の多様性を反映させた新たな波形分析方法の
検討 -
加算平均法とヒストグラムの併用による健常者の波
形種類について -

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 公開日: 2022-11-07 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 東藤 真理奈, TODO Marina メールアドレス: 所属: 金沢大学, 金沢大学, 金沢大学
URL	http://hdl.handle.net/2297/00067809

This work is licensed under a Creative Commons
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0
International License.



博士論文

タイトル：F波波形の多様性を反映させた新たな波形分析方法の検討
—加算平均法とヒストグラムの併用による健常者の波形種類について—

金沢大学大学院医薬保健学総合研究科
保健学専攻 リハビリテーション領域 障害解析学分野

学 籍 番 号 1929022019
氏 名 東藤真理奈
主任指導教員 浅井 仁
提出年月日 2022年 1月 21日

目次

1. 要旨	4 頁
2. 諸言	6 頁
2-1. F 波について	7 頁
2-2. 本研究の位置づけ	8 頁
2-3. 本研究の目的と概要	10 頁
2-4. 倫理的配慮、説明と同意	10 頁
3. 正中神経における加算平均処理と平均値処理での F 波振幅値の比較	
3-1. 目的	10 頁
3-2. 研究の対象と方法	
3-2-1. 対象	11 頁
3-2-2. F 波の計測方法	11 頁
3-2-3. 波形分析方法	12 頁
3-2-4. 統計学的検討	13 頁
3-3. 結果	13 頁
3-4. 考察	
3-4-1. 加算平均処理による振幅値の低下に及ぼす波形の出現パターン	14 頁
3-4-2. 出現頻度および頂点潜時の密集度が与える加算平均処理時の振幅値への影響	16 頁
4. 尺骨神経における加算平均処理による振幅値に与える影響因子の検討	
4-1. 目的	20 頁
4-2. 研究の対象と方法	
4-2-1. サンプルサイズ	20 頁
4-2-2. 対象	20 頁
4-2-3. F 波の計測方法	20 頁
4-2-3. 波形分析方法	21 頁
4-2-4. 統計学的検討	23 頁
4-3. 結果	

4-3-1. 加算平均データと平均値データの比較結果.....	23 頁
4-3-2. 頂点密集度と加算平均処理による振幅 F/M 比の変化量	23 頁
4-3-3. 健常者における波形の Type 分類	24 頁
4-4. 考察	27 頁
5. 結語.....	28 頁
6. 謝辞.....	29 頁
7. 参考文献	29 頁
8. 研究業績	33 頁

1.要旨

厚生労働省（2017年調べ）によると、医療を継続して受けている脳血管障害患者の人数は約111万人と報告されている。脳血管障害の特有な症状の一つに痙縮があり、この痙縮から見られる筋緊張異常により内反尖足や握りこぶし状変形によって歩行や把握動作が困難となるケースを経験する。この痙縮の評価方法として Modified Ashworth Scale(変法)（以下、MAS）や腱反射が一般的に広く用いられている。脳卒中理学療法のガイドラインによると、誘発筋電図のH波やF波も腱反射やMASと同等の信頼性と妥当性を有しているにも関わらず、理学療法の場面では身体の評価として用いられることは少ない。特に、痙縮によるF波の特性については多くの研究報告が存在する。このF波は運動神経から発生した活動電位が逆行性に伝導し脊髄前角細胞が発火した結果、支配筋で記録できる波形で運動神経のみを反映した指標である。健常者の場合には、様々な運動単位が発火できることが正常でありその時のF波は多様な波形が記録できる。しかし、脊髄前角細胞に病変をもつ筋萎縮性側索硬化症や脳血管障害などの痙縮を伴う疾患の場合、振幅や波形の形、立ち上がり潜時が同一である Repeater F という波形が出現することが報告されている。さらに、この Repeater F は、痙縮の程度が高度になるにつれて出現率は高くなるが、随意性の改善と共に波形の種類が増えると言われている。このように、F波の波形を分析することは、F波を構成する脊髄前角細胞の状態を知る手掛かりになることに加えて、痙縮や随意性の評価として利用できる可能性があり、波形を評価する意義を述べる研究者は多い。しかし、波形の振幅値や潜時、形の変化（以後：多様性）が複雑であるため現在まで定量化することは難しいとされてきた。

本研究の最終到達目標は、F波の多様性を反映させた新たなパラメータを確立することである。我々は、F波の波形の多様性の定量化を試みる目的で過去に分析の簡略化のために用いられていた加算平均法に着目した。波形が多様性に出現していれば、加算平均処理を施すと波形同士で相殺され振幅値が低下する。この振幅値の低下量が波形の多様性を反映するのではないかと仮説を立てた。まず初めに、“加算平均法”による波形同士の相殺には、どのような影響因子に依存するのかを検討する。F波を導出する部位は、脳血管障害罹患患者においても機能的障害が残存しやすいとされる「手」に着目した。今回、上肢でF波計測時の被神経とされる正中神経と尺骨神経に電気刺激をし、それぞれの神経の支配筋から導出されたF波を分析した。各被神経

から導出された F 波は、先行研究で述べられている加算平均処理による振幅値の低下量を立証した上で、加算平均処理時の振幅値への影響因子を F 波の出現頻度や頂点潜時の分散度から検討し、最後にはヒストグラムを用いて健常者における波形の Type を分類した。

まず正中神経刺激によって短母指外転筋から導出された F 波を対象に、加算平均処理による振幅値の低下量を算出した。すると、振幅値の影響因子として F 波出現頻度と頂点潜時の分散の 2 つが影響していた。この 2 つの影響因子のうち、F 波の波形の多様性を定量化するためには、頂点潜時の分散と加算平均処理による振幅値の低下量との関係性を明確にする必要があると考えた。そこで、次の研究として F 波の出現頻度が 80~100% である尺骨神経を対象にして出現頻度による影響因子を除いた検討をした。このとき、頂点潜時の分散に対して「頂点密集度」という指標を設定し、加算平均処理による振幅値の低下量との関係を相関係数にて算出したが、統計学的に有意な関係は認められなかった。しかし、個々の波形の特徴を観察すると多様性を示す波形の中にも 5 つの Type が存在していることが明らかとなった。F 波の発生機序から考えると、導出する筋の特性や支配する神経の運動単位の割合によって波形の特性が異なることが予想される。よって、尺骨神経から確認された 5 つの Type が全ての被神経に適応するとは考えにくい。また、各被神経特有の多様性が存在している可能性もあり、今後 F 波を波形分析する上で各被神経の特性を把握しておくことは重要である。

F 波の多様性を分析するパラメーターの確立は、脳血管障害によって随意性が低下している場合や、運動単位の動員欠如などによる筋力低下を有する場合の客観的評価になると考えている。本研究の限界としては、あくまで上肢でかつ手内在筋から得られた F 波を対象に頂点潜時の多様性を密集度として示した指標であり、波形の形や振幅値を加味した指標ではない。さらに、今回得られた波形の多様性の Type が上肢特有のものなのか疑問が残る。今後、それぞれの被神経特有の波形の形や振幅値を反映させた指標を検討したいと考えている。

2. 諸言

脳血管障害患者は厚生労働省（2017年調べ）によると、医療を継続して受けている人数は約111万人という報告がある。脳血管障害の特有な症状の一つとして痙縮があり、この痙縮から見られる筋緊張異常により内反尖足や握りこぶし状変形によって歩行や把握動作が困難となるケースを経験する。そもそも痙縮とは「伸張反射の亢進の結果生じた筋伸長速度に依存した受動運動に対する抵抗の増大を主とするものである」と定義されている¹⁾。この痙縮の評価方法には Modified Ashworth Scale(変法)（以下、MAS）や腱反射が一般的に広く用いられている。MASは、評価する筋を他動的に動かしたときの抵抗感によって6段階で分類される。筋伸長速度に依存する痙縮では、他動運動時のスピードを速くすると抵抗感が強くなることで確認できる。しかし、関節を動かした際にはその他の筋も同時に伸張され、単独筋としての評価は難しい。一方、腱反射では伸張反射を利用した評価法であり、評価したい筋の腱を叩くため単独筋の評価は可能であり、腱反射の結果は痙縮の程度を反映すると言われている。しかし、検査が可能な筋は限定されているために、全ての筋には対応していない。また、静止時筋緊張検査によって筋緊張亢進から痙縮の可能性は推定できるものの、筋短縮や皮膚の張りなどが混在することで痙縮だけを評価しているとは言い難い。

そこで、単独筋の痙縮の客観的な評価として用いられるのは誘発筋電図のH波やF波といった臨床神経生理学的評価法である。この評価法は、日本理学療法士協会が定める「理学療法ガイドライン」においてグレードB²⁾であり、一般的な痙縮の評価として用いているMASや腱反射と同等の信頼性と妥当性を有しているにも関わらず、理学療法の場面では理学療法評価の一つとして用いられることは少ない。H波もF波も脊髄神経機能の評価であるが、大きな違いは各電位の発生機序および計測部位にある。H波は感覚神経から発生した活動電位が脊髄前角にてシナプスを介して順行性に伝導した結果、支配筋で記録される波形であり主に下肢から計測が可能である。一方F波は、運動神経から発生した活動電位が逆行性に伝導し脊髄前角細胞が発火した結果、支配筋で記録できる波形である。さらにF波は、今回対象としている手指からの計測が可能であるため、本研究では脊髄神経機能の評価としてF波を活用した指標を検討する。

2-1. F波について

F波は末梢運動神経に最大上電気刺激を与えることによって生じるインパルスが求心性に脊髄前角細胞に伝わり、脊髄前角細胞で再発火した電位が再び筋まで伝導して誘発される誘発筋活動電位（CMAP; compound muscle action potential）の1つである³⁾（図1）。ただし、この再発火は刺激毎に脊髄前角細胞の全てのニューロンで生じるわけではない。同一ニューロンは、10～100回に1回程度しか再発火は生じない。なぜならば通常では、軸索から細胞内に侵入する際のインピーダンス不適合のためブロックされることで脊髄前角細胞は再発火しないからである。しかし、一部の電位が何かしらの要因によって細胞内に侵入した場合のみ、樹状突起にて Soma-Dendritic spike（SD spike）を発生させる。この SD spike は、順行性に伝導していく際に軸索小丘の不応期 1msec 以内に当たれば電位は消失する。また、脊髄前角細胞の興奮性の抑制にはたらく Renshaw 抑制が生じるのに約 2msec を要する。そのため F 波は、軸索小丘の不応期の期間が終わる 1msec 以降で、且つ Renshaw 抑制が生じる 2msec より前の time window にて発生する波形ともいえる。このような発生機序を有する F 波は、脊髄前角の motor neuron pool において再発火する α 運動ニューロンのサイズや再発火するタイミングによって合成され様々な形を有することが特徴とされる。例えば振幅の大きな F 波が出現した場合、大きなサイズの運動単位が再発火したか、あるいはいくつかの細胞が同期して再発火した可能性が考えられる。また、再発火する細胞のサイズが異なれば軸索の太さから伝導する速度も異なり多様な波形が出現する。このような多様な波形を示す F 波は、健常者から計測した場合に認められる（図2）。

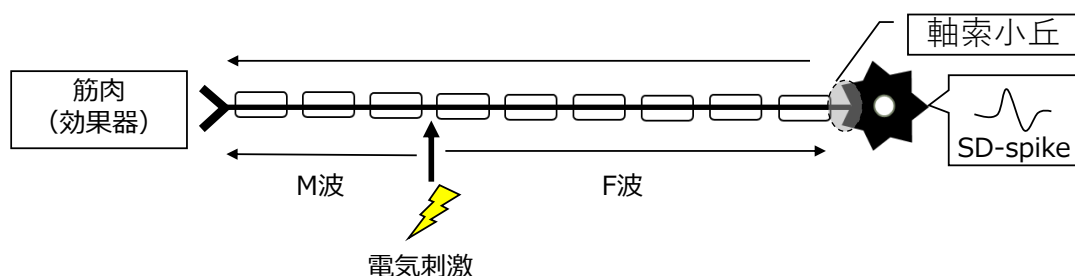


図1. F波の発生機序

F波は運動神経から発生した活動電位が逆行性に伝導し脊髄前角細胞が発火した結果、支配筋で記録できる波形で運動神経のみを反映した指標である。健常者の場合には、様々な運動単位が発火できることが正常でありその時のF波は多様な波形が記録できる。

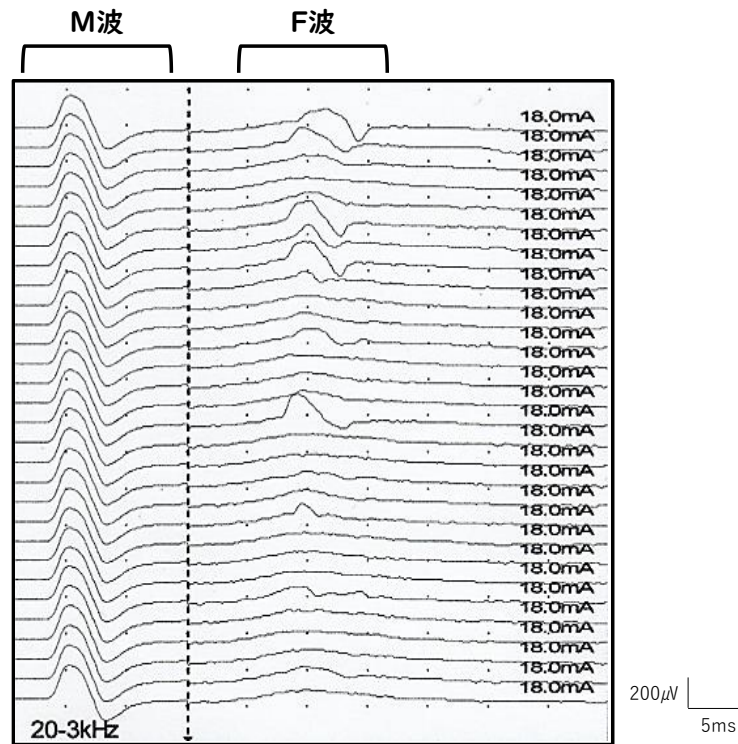


図2. 正中神経から導出した健常者のF波

M波の後に出現するのはF波である。F波は、脊髓前角の motor neuron pool において再発火する α 運動ニューロンのサイズやタイミングによって合成され様々な形を有することが特徴とされる。このような多様な波形を示すF波は、健常者から計測した場合に認められる。

2-2. 本研究の位置づけ

脊髓前角の motor neuron pool にて様々な細胞が発火することで、多様な波形を有するF波であるが、脊髓前角細胞の細胞数が減少する筋萎縮性側索硬化症⁴⁻⁶⁾や、上位運動ニューロンの機能低下などによって痙縮を有する脳卒中の場合には、振幅や波形の形、潜時が同一の Repeater F と呼ばれる波形が出現することが報告されている⁷⁻⁸⁾。疾患別にF波の波形に着目した研究は、急性灰白髄炎（ポリオ）¹⁰⁾や手根管症候群^{6,11,12)}、錐体路障害による痙縮を有する患者¹³⁻¹⁶⁾を対象に検討されている。これらの研究では、疾患別に Repeater F の出現率が分析されていた。その中で Suzuki らは、F波の波形と痙縮の関係について検討した結果、筋緊張および痙縮の程度が高度になるにつれてF波は同一の形を示し¹⁵⁾、筋緊張や随意性の改善と共に、様々な波形が観察されたと報告している¹⁶⁾。さらに、随意性の改善と共に波形に変

化が生じた理由として電気刺激を与えたときに再発火できる状態となった脊髄前角細胞の数が増えた可能性があると考えしている。我々理学療法士は、運動療法を介して筋や関節の機能を改善させ日常生活の質を向上させる職種である。これまでのF波は疾患の診断補助として活用されてきたが、このSuzukiら^{15,16)}の報告より、F波の波形を分析することで動作を阻害している痙縮筋に対する脊髄神経機能の興奮性の状態把握に加えて、随意性の変化を神経生理学的に評価できる可能性が考えられた。このように考える研究者は多く、波形を評価する意義を述べる報告も散見される。しかし、F波の波形の多様性は、過去から指摘されていた特徴であるにも拘わらず、現在まで分析方法についての検討はされていない。その背景には、同一波形の判断に経験値や時間を要すること、分析方法が定まっていないことが考えられる。今回、F波の多様性を加味した新たな波形分析方法が確立できれば、痙縮の単独筋における評価が可能になることのみならず脊髄前角細胞の発火パターンや、随意性や筋力低下を運動単位レベルで神経生理学的に評価することができる可能性を秘めている。

F波の波形の“多様性を分析する“ということは、言い換えると“同一波形(Repeater F)が出現しない“ということになる。この同一波形は、電気刺激を与えてから波形が立ち上がるまでの時間を表す「立ち上がり潜時」、「頂点間振幅値」、そして「波形の形状」の3つが一致することが定義とされている¹⁷⁾。しかし、これらの一致要因を反映させた妥当性のある分析方法は未だ確立していない。これまで、同一波形の判断方法にはPeioglou-Harmoussi¹⁸⁾らによる波形同士を重ね合わせて目視にて確認する方法から始まり、近年では相関係数を用いた方法¹⁹⁻²²⁾、そして独自に解析ソフトを開発した報告¹⁷⁾があるが、汎用性は低く解決すべき検討事項は多く残っているのが現状である。

本研究では、F波の多様性を客観的に評価するために“加算平均法”という分析方法に着目した。加算平均法をF波に適応すれば、多様性に出現した場合には波形同士で相殺され、振幅値は低値となる。一方でRepeater Fのような同一波形の出現率が高くなると加算平均処理後の波形にはRepeater Fを反映した波形が残存するのではないかと考えた。つまり、加算平均処理による振幅値の低下量が波形の多様性を反映させるのではないかと仮説を立てた。この“加算平均法”は1980年代にF波への適応が検討されてきた²³⁻³⁰⁾が、当時は波形の多様性を反映させる意図はなく、各パラメーター分析の簡

略化を目的としたものであった。故に、加算平均処理による振幅値の低下は波形の相殺によって生じていると考察されている程度であり、振幅値に与える要因を客観的に検討した報告はない。

2-3. 本研究の目的と概要

本研究の最終到達目標は、F波の多様性を反映させた新たなパラメーターを確立することである。まず初めに、“加算平均法”という分析方法をF波に適応させた場合に生じる波形同士の相殺は、どのような因子に影響されるのかを検討する。なお今回は、同一波形が出現する脳血管障害罹患者から導出されたF波と比較する際の基準値を設定するために、健常者を対象にF波の多様性を検討する目的がある。F波を導出する部位は、脳血管障害罹患者においても機能的障害が残存しやすい³¹⁾とされる「手」に着目した。我々が脳血管罹患者に理学療法を施す際に、手指機能の低下によってADLに支障をきたす場面を経験する。また、日本人は食事において箸文化であり手は複雑かつ微細な力のコントロールが必要となり、手指機能は日常生活には必要不可欠である。そこで今回、上肢で被神経とされる正中神経と尺骨神経に電気刺激をし、それぞれの神経の支配筋から導出されたF波を分析する。各被神経から導出されたF波は、先行研究で述べられている加算平均処理による振幅値の低下量を立証した上で、加算平均処理時の振幅値へ影響する因子をF波の出現頻度や頂点潜時の分散の程度から検討し、最後にはヒストグラムを用いて健常者における波形のTypeを分類する。

2-4. 倫理的配慮、説明と同意

本研究の対象者には、ヘルシンキ宣言に基づいて、本研究の意義・目的を十分に説明し文書で同意を得た。また、金沢大学医学倫理審査委員会(承認番号；956-1)と、関西医療大学大学院研究倫理審査委員会(承認番号；19-24)の承認を得ておこなった。

3. 正中神経における加算平均処理と平均値処理でのF波振幅値の比較

3-1. 目的

F波を加算平均処理した後に現れる波形は、立ち上がり潜時から陰性頂点と陽性頂点を経て基線に戻るまでの時間を表す波形持続時間(以後：Duration)のみ有用なパラメーターとされている^{24,29)}。過去の報告では、脛骨神経

刺激による母趾外転筋から導出した F 波を対象に加算平均法を実施したものが多く²⁷⁻³⁰⁾、正中神経や尺骨神経を対象にした報告は少ない^{25,27)}。また、これらの少ない報告の中でも加算平均をしたことによって波形が消失し分析が困難となったケース²⁵⁾や、分析可能であったケース²⁷⁾があり上肢に関しては一貫した結果が得られていない。そこで、今回上肢の被神経の中でも正中神経を刺激した際の短母指外転筋から得られる F 波を対象に、加算平均処理した際の振幅値の変化量を統計学的に立証した上で、振幅値に影響する因子を検討する。

3-2. 研究の対象と方法

3-2-1. 対象

本研究に同意が得られた若年健常者 25 名（男性 10 名，女性 15 名）、平均年齢 22.1±2.1 歳の非利き手上肢を対象とした。なお、非利き手検査として Edinburgh Handedness inventory を用いて判断したところ、対象者は全員右利きであったため左上肢 25 肢であった。

3-2-2. F 波の計測方法

F 波の計測方法は、以下の通りとした。被検者は 25°C に設定された室内にて背臥位にて十分な休息をとった後、解剖学的基本肢位にて非利き手側の正中神経に電気刺激をし、支配筋である短母指外転筋より F 波を導出した。F 波の計測には、筋電計 Viking Quest Ver.9.0. を使用した。帯域周波数は 20Hz～3kHz、サンプリング周波数は 10 kHz とした。刺激条件は、頻度 1 Hz、刺激時間 0.2 msec、強度は最大上刺激（M 波の最大振幅が得られた強度の 1.2 倍）の矩形波で、刺激回数は 30 回とした。記録条件は、刺激電極は双極電極であり、記録電極は直径 1 cm の Ag / AgCl 電極を使用した(図 3)。得られた F 波より刺激回数に対する出現した F 波の割合を示す F 波出現頻度と、振幅値を 2 つの方法（加算平均法、平均値算出法）で算出した結果を比較検討した。



図 3. F 波計測機器および電極貼付位置

F 波の計測には、筋電計 Viking Quest Ver.9.0.を使用した。帯域周波数は 20Hz～3kHz、サンプリング周波数は 10 kHz とした。刺激条件は、頻度 1 Hz、刺激時間 0.2 msec、強度は最大上刺激 (M 波の最大振幅が得られた強度の 1.2 倍) の矩形波で、刺激回数は 30 回とした。刺激電極は双極電極であり手首の正中神経を刺激するよう配置する。記録電極は直径 1 cm の Ag / AgCl 電極を用いて、基準電極は母指基節骨、探查電極は短母指外転筋筋腹上に貼付した。接地電極は前腕中央部に貼付した。

3-2-3. 波形分析方法

導出された F 波を加算平均法および、平均値算出法それぞれの分析方法にて振幅値を算出した。まず加算平均法では、多用途解析ソフト BIMUTAS II (KISSEICOMTEC 製) を用いて、電気刺激をした 30 回分に加算平均法処理を行い、振幅値を算出した (以降：加算平均データ)。この時、F 波が出現していない刺激も含めて処理を行った。次に平均値算出法で、計測機器 Viking Quest 上にてオシロスコープ上に出現する F 波を 200 μ V/Division の感度にて目視で確認し、刺激毎に F 波の振幅値を peak-to-peak で読み取った。最小振幅値の基準については 25 μ V 以上¹⁷⁾ や 35 μ V 以上¹³⁾ と様々な報告があるが、これらの先行研究を踏まえ本研究では、30 μ V 以上と設定し振幅値が 30 μ V 未満を示した波形については、出現しなかった刺激と同様に “0 μ V” に置き換えて出現頻度を反映した場合の振幅値の平均値を算出した (以降：平均値データ) (図 4)。

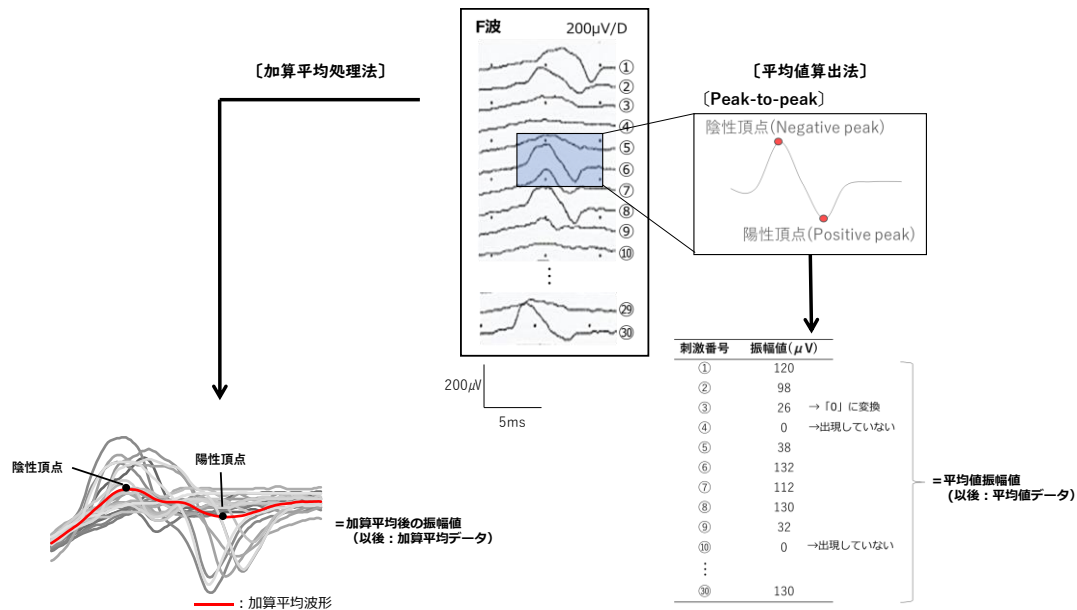


図 4. 波形分析方法

計測した F 波を加算平均法および、平均値算出法それぞれの分析方法にて振幅値を算出した。F 波の判断基準は最低振幅値 30 μV 以上とし、この判断基準を下回った波形は出現していないと判断し、0 μV とした。加算平均法では、全波形を対象に加算平均処理を行った後の波形から頂点間振幅を算出し、平均値算出法では、各刺激における頂点間振幅値の平均値を算出して 2 つの値を比較した。

3-2-4. 統計学的検討

F 波の振幅値において、加算平均データと平均値データとの一致性を検討すべく、それぞれの分析項目において Shapiro-Wilk 検定を行った結果、正規性が棄却されたためノンパラメトリックの Wilcoxon 符号順位検定を用いて比較した。また、有意水準はいずれも 5%とし、統計学的解析ソフト SPSSver.19 を用いた。

3-3. 結果

加算平均法処理を行い、目視にて振幅の判断が分析困難となった者は 1 名認められた。よって、この 1 名を除いた 24 名で統計処理を行った (n=24)。加算平均法で得られた F 波振幅値は、平均値データと比較して有意に低下していた (図 5-a)。また個人における振幅値の変化では、大半の対象者が加算平均処理により振幅値は低値を示したが、変化が小さかったケースが 2 名認められた (図 5-b)。

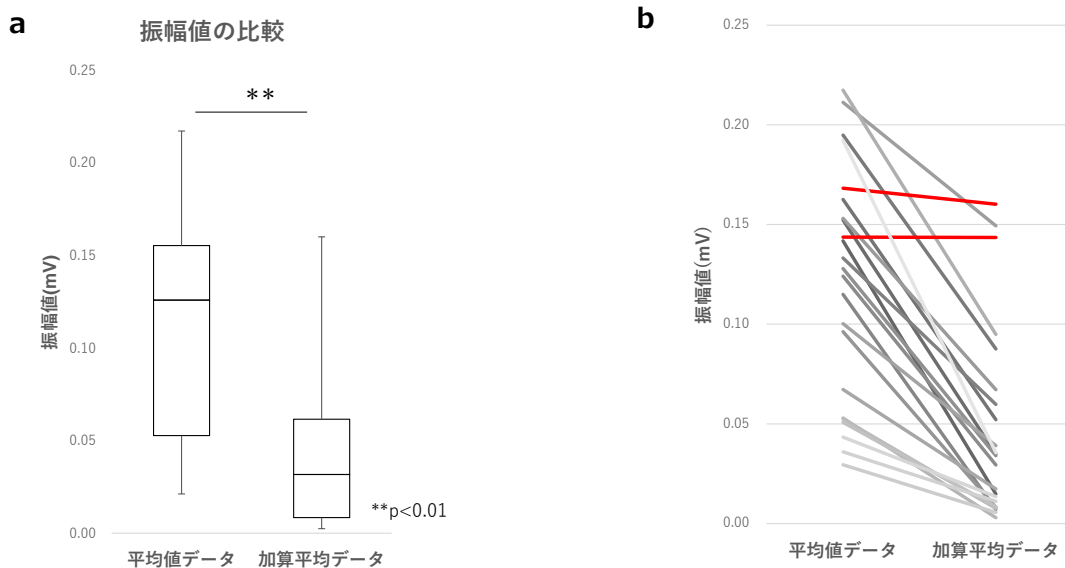


図 5-a：加算へ近データと平均値データの比較結果

加算平均法で得られた F 波振幅値は、平均値データと比較して有意に低下していた ($p < 0.01$)。

図 5-b：加算平均処理による振幅値の個々の変化

個人における振幅値の変化では、大半の対象者が加算平均処理により振幅値は低値を示したが、変化が小さかったケースが 2 名認められた。

3-4. 考察

3-4-1. 加算平均処理による振幅値の低下に及ぼす波形の出現パターン

本研究の結果より、加算平均処理によって振幅値は平均値データより有意に低値を示し、これまでの先行研究を支持する内容であった。しかし、対象者の中には 2 つの振幅値に差がないケースも存在したため、加算平均処理による振幅値へ影響する因子を個々の波形パターンに着目しながら客観的数値を用いて考察していく。

1 つ目は、これまでの先行研究で述べられてきたように加算平均法処理では異なる潜時で陰性頂点が出現する別々の波形を加算平均した場合には波形同士で相殺され、振幅値が小さくなる可能性がある。しかしこのとき、陰性頂点を迎えた波形群が陽性頂点へ向かう途中で異なる陰性方向へ向かう波形群が重なった場合に 2 つの波形の間に谷が構成される (図 6)。この谷を加算平均後の波形では陽性頂点と判断するため振幅値が小さくなったパターンが認められた。2 つ目は、陽性頂点の潜時が異なることによって振幅値が小さ

くなる出現パターンである（図7）。この波形では陽性頂点が2ヶ所に密集している。図7に示したIの潜時に陽性頂点が出現した波形とIIの潜時に出現した波形の2種類が混在している。平均値データでは、IIの潜時に出現した波形によって振幅値は大きくなる。しかし、加算平均処理を行うと、Iにて陽性頂点が出現した波形群はIIの潜時には既に基線に近い形となっている。よって加算平均処理時にはIIの潜時に出現した陽性頂点は打ち消され、振幅値が小さくなったと考えられる。

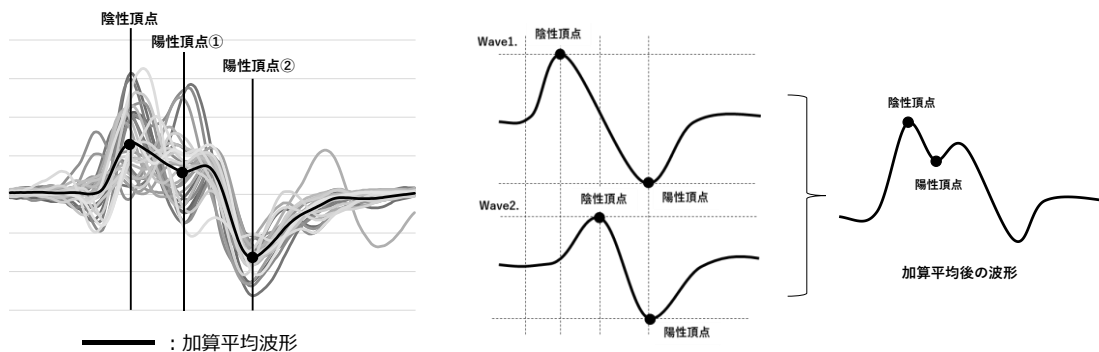


図6. 陰性頂点潜時の違いが及ぼす加算平均データの振幅値への影響

陰性頂点の出現する潜時が2か所に集まることで、加算平均後の波形では谷が形成される。F波の陽性頂点は最初の陽性波を反映させるため、加算平均後に振幅値は小さくなる。

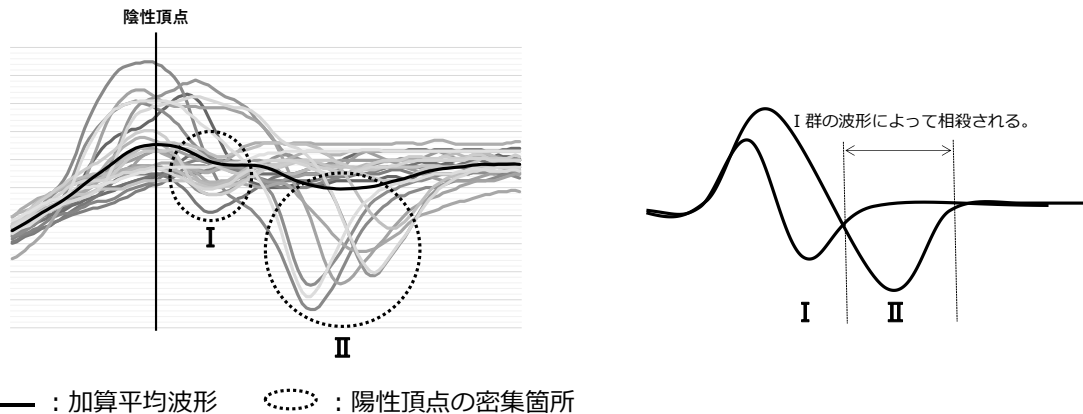


図7. 陽性頂点の潜時の違いが及ぼす加算平均データの振幅値への影響

このケースでは波形では陽性頂点が2ヶ所に密集している。平均値データではIIの潜時に出現した波形では振幅値は大きくなる。しかし、加算平均処理を行うと、Iにて陽性頂点が出現した波形群はIIの潜時には既に基線に近い形となっている。よって加算平均処理時にはIIの潜時に出現した陽性頂点は打ち消され、振幅値が小さくなる。

3-4-2. 出現頻度および頂点潜時の密集度が与える加算平均処理時の振幅値への影響

今回加算平均処理をすることによって振幅値が大幅に低下する要因として、F波の出現頻度およびF波の出現する潜時の分散の程度が影響していると考えられた。まず、同一被検者内で加算平均処理することで振幅値の低下量が大きくなった原因として以下の3つが考えられる。F波が出現する潜時が分散しており波形が相殺される場合やF波出現頻度が高い場合、そして限局的に大きな波形が出現したことで、平均値データが高値になった場合が考えられる。後者2つに関しては、F波出現頻度が高く大きな波形が出現することで、平均値データの値は高値となる。そのため加算平均処理によって振幅値が低下する量は大きくなる。一方で加算平均処理をしても振幅値の低下量が小さい要因については、逆のことが考えられる。F波の出現する潜時の分散が小さく一定の潜時区間に頂点が集まることで波形同士の相殺の影響が小さくなる場合や、F波の出現頻度が低いもしくは小さな波形しか出現せず平均値データの振幅値自体が低値となった場合である。つまり、振幅値の低下の程度はF波出現頻度の影響およびF波の出現する潜時の分散の程度に影響される可能性が考えられた。そこでF波出現頻度と両データ間の振幅差の関係性を確認した結果、 $r = 0.75$ の相関関係が認められた。F波の出現頻度が

高くなるに従い、加算平均処理によって振幅値の低下の程度は大きい傾向が確認できた（図8）。

次に、頂点潜時の分散の程度に関する検討では類似した出現頻度および平均値データを有した対象者3名の比較を行った。このうち2名の、出現頻度は70%と77%、平均値データでは振幅値が0.192mVと0.195mVと大きな差はないにも関わらず、加算平均処理後の振幅値の低下量が-0.156mVと-0.107mVと異なった2名である。残り1名は、出現頻度97%とAとBとは異なるものの加算平均データと平均値データがほぼ同値を示した例との比較を行った。なお、前者の2名をAとB、後者をCとする。それぞれの陰性頂点と陽性頂点の潜時と頂点間振幅値をプロットした（図9）。また、頂点潜時の分散に関しては小森らの研究²³⁾において頂点潜時の1msec以内は誤差として再現性を検討していたことから、本研究においてもこの基準に準じて加算平均後のそれぞれの頂点潜時から前後0.5msec以内は誤差範囲とした。そしてこの誤差範囲内に出現した波形の数を出現した全波形数で除した（以降：密集度）。この値は、100%に近いほど密集しており、0%に近いほど分散しているという指標である。結果、両者ともに陽性頂点の密集度は39.1%と同値であったが、陰性頂点における密集度は加算平均処理にて振幅値の低

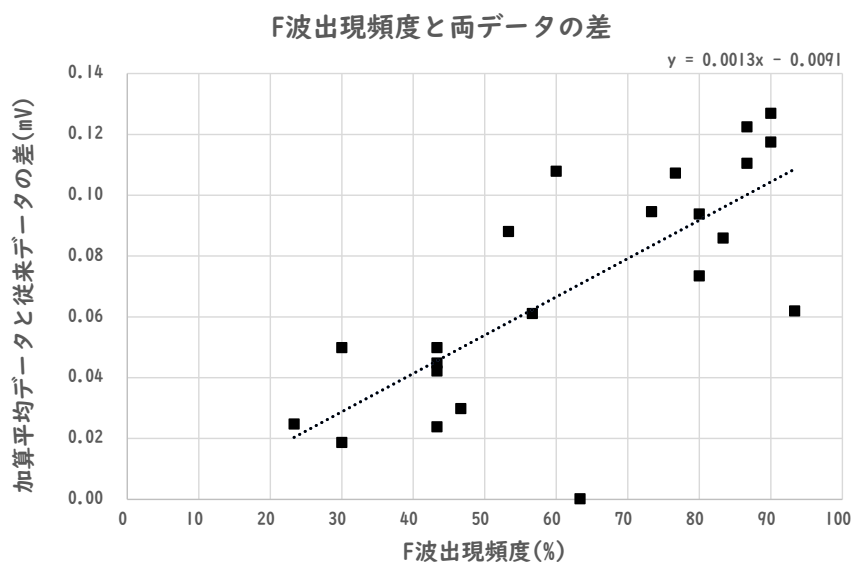


図8. F波の出現頻度が与える加算平均データの振幅値への影響

F波出現頻度と両データ間の振幅差には、 $r=0.75$ の相関関係が認められた。出現頻度が高くなるに従い、加算平均処理によって振幅値の低下の程度は大きい傾向が確認できた。

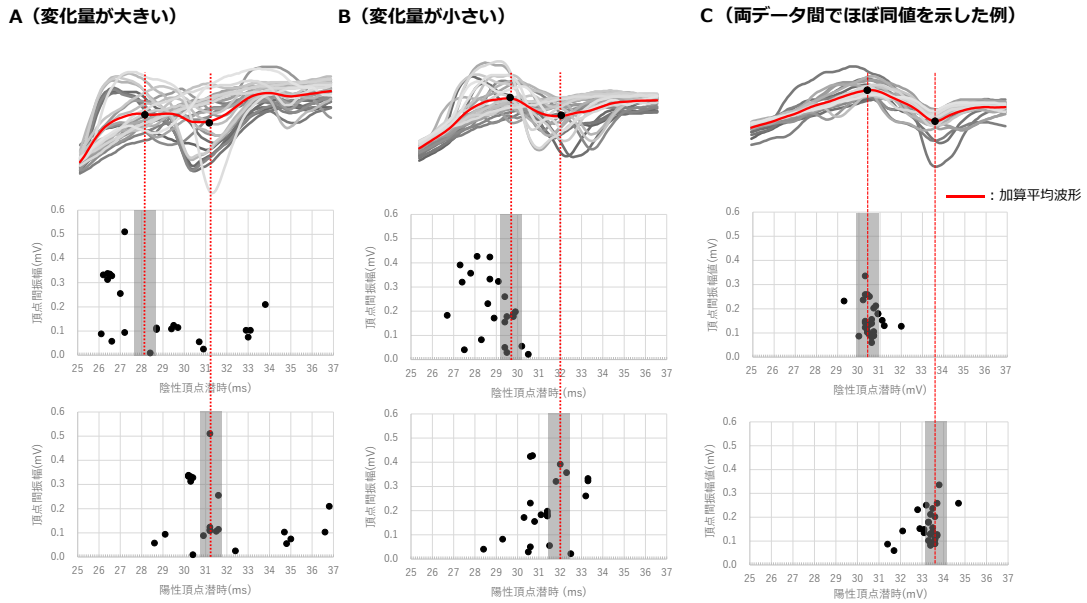


図9. 出現波形における頂点潜時の密集度

出現頻度および平均値データが類似したA・Bと、加算平均データと平均値データが同値であったCの陰性頂点と陽性頂点の密集度を散布図で示す。AからCにかけて、一定区間の潜時に頂点が密集していることが確認できる。

下量が小さかったBがAよりも高い43.5%を示した。次にCでは、出現頻度は97%とAとBとは異なるものの陰性頂点における密集度は86.2%、陽性頂点における密集度は79.3%と高値を示し、それぞれの頂点が密集していることが認められた(表1)。以上のことから、F波出現頻度および潜時の多様性が加算平均処理による振幅値へ影響要因であることがわかった。しかし、この研究では頂点潜時の分散の程度を数値化したのは3ケースのみであり、波形の頂点潜時の分散が加算平均処理による振幅値に有意な影響を及ぼすまでは明らかにできなかった。

表 1. 低下量の異なるケースの各パラメーター一覧

	A 低下量大きい	B 低下量小さい	C 両データ間でほぼ同値
従来データ	0.192mV	0.195mV	0.168mV
加算平均データ	0.036mV	0.088mV	0.160mV
(従来データとの差)	(-0.156mV)	(-0.107mV)	(-0.008mV)
出現頻度	70%	77%	97%
〔加算平均後〕			
陰性頂点潜時	27.4ms	29.1ms	30.4ms
陰性頂点前後0.5ms範囲に出現する波形の割合	13.0%	43.5%	86.2%
陽性頂点潜時	30.8ms	31.6ms	33.6ms
陽性頂点前後0.5ms範囲に出現する波形の割合	39.1%	39.1%	79.3%

4. 尺骨神経における加算平均処理による振幅値に与える影響因子の検討

4-1. 目的

本研究では加算平均処理の振幅値への影響因子を各頂点の出現する潜時の分散に焦点を当てて検討を行うこととする。今回、出現頻度の正常値が80%~100%とされている尺骨神経を対象に検討することで、出現頻度に依存することなく、加算平均処理による振幅値の影響を検討することができると思う。本研究の仮説は、従来通り、加算平均処理を施すことによって振幅値は各刺激にて得られた振幅値の平均値より低下することが予想される。このとき、各頂点の分散が高いケースほど加算平均処理による振幅値の相殺の影響が大きくなると予想している。

4-2. 研究の対象と方法

4-2-1. サンプルサイズ

実験前に G*power を用いて、2つの検定についてサンプルサイズを推定した。各パラメーターの設定は、有意水準 $\alpha=0.05$ 、検出力 $1-\beta=0.2$ 、効果量 $d=0.8$ とした。その結果、サンプルサイズは26となったため、本研究では26名を対象に実施した。

4-2-2. 対象

本研究に同意が得られた対象者は、感覚障害や神経疾患を有さない健常者27（男性：15名、女性12名）名であり、平均年齢 24.2 ± 5.6 歳であった。また、全被検者の上肢長は 52.8 ± 1.6 cm であった。なお、F波の計測上肢は、導出筋の使用頻度や発達状況による個人差を除くために非利き手とした。なお、非利き手検査として Edinburgh Handedness inventory を用いて判断した。

4-2-3. F波の計測方法

F波の計測方法は、以下の通りとした。被検者は 25°C に設定された室内にて背臥位にて十分な休息をとった後、解剖学的基本肢位にて非利き手側の尺骨神経に電気刺激をし、支配筋である小指外転筋よりF波を導出した。その他の使用機器および刺激条件などは正中神経計測時と同様である。また、得られたF波より刺激回数に対する出現したF波の割合を示すF波出現頻度と、振幅値を2つの方法（加算平均法、平均値算出法）で算出した結果を比較検討した。そして、2種類の振幅値算出法から得られた振幅値の変化量と先行研究³²⁾にて用いた頂点の密集度を算出し、回帰曲線から相関係数を算出した。

4-2-3. 波形分析方法

まず、対象者より計測した F 波において、計測機器である Viking Quest のモニター上に $200 \mu\text{V} / \text{Division}$ の感度にて出現した F 波を目視にて確認し、刺激毎に出現した F 波の peak-to-peak の振幅値を算出した。その後、最大刺激にて得られる M 波（以後：最大 M 波）にて除した振幅 F/M 比を波形毎に算出した。平均値算出法では、 $30 \mu\text{V}$ 以上を示した波形のみを対象に刺激毎に算出された振幅 F/M 比の平均値を算出した（以後：平均値データ）。加算平均処理についても、最小振幅値以上の振幅値を示した波形のみに対して加算平均処理を行ない BIMUTAS II（KISSEICOMTEC 製）を用いて、平均値データ同様に最大 M 波で除した振幅 F/M 比（以後：加算平均データ）を算出した。また潜時の閾値は、立ち上がり潜時の平均値 $\pm 2\text{SD}$ の範囲に Nobrega J. A. M³³⁾ が報告している尺骨神経の Duration を加えた潜時内に出現した波形を F 波と判断した。

分析の流れを以下に記す。まず、①加算平均処理による振幅値の変化量を算出する。方法は、まず加算平均データと平均値データから得られた振幅 F/M 比を比較し、加算平均処理による振幅 F/M 比の変化量を算出する。次に、②各被検者から得られた F 波の陰性頂点および陽性頂点の潜時を全波形分求める。そして、加算平均処理にて得られた波 1 つの波形から陰性頂点と陽性頂点の潜時を算出する。頂点潜時の密集度を算出するための潜時の区間 1msec 内と設定し、この区間に出現する波形の割合を算出した。つまり、加算平均処理から得られた頂点の潜時前後 0.5msec 内にどれだけの波形の頂点が密集しているかを陰性頂点と陽性頂点毎に割合で算出する（以後：頂点密集度）。頂点が一定潜時内に出現していれば加算平均処理によって相殺される影響も少なく、結果として①で求める振幅 F/M 比の変化量も小さくなると予想する。

今回、加算平均処理が及ぼす振幅値への影響を平均値データと比較し検討する。次に、加算平均処理の過程で頂点潜時の多様性によって相殺される影響を検討するために、頂点密集度と加算平均処理による振幅 F/M 比の変化量を比較する（図 10）。加えて、個々の波形の特性を把握するために、ヒストグラムを用いて陰性頂点および陽性頂点の潜時の度数分布を目視で確認することで健常者の波形 Type を分類する。なお、ヒストグラムのデータ区間は 0.5ms 刻みとして、度数は各区間に出現した波形数を出現した総波形数で除した相対度数とした（図 11）。

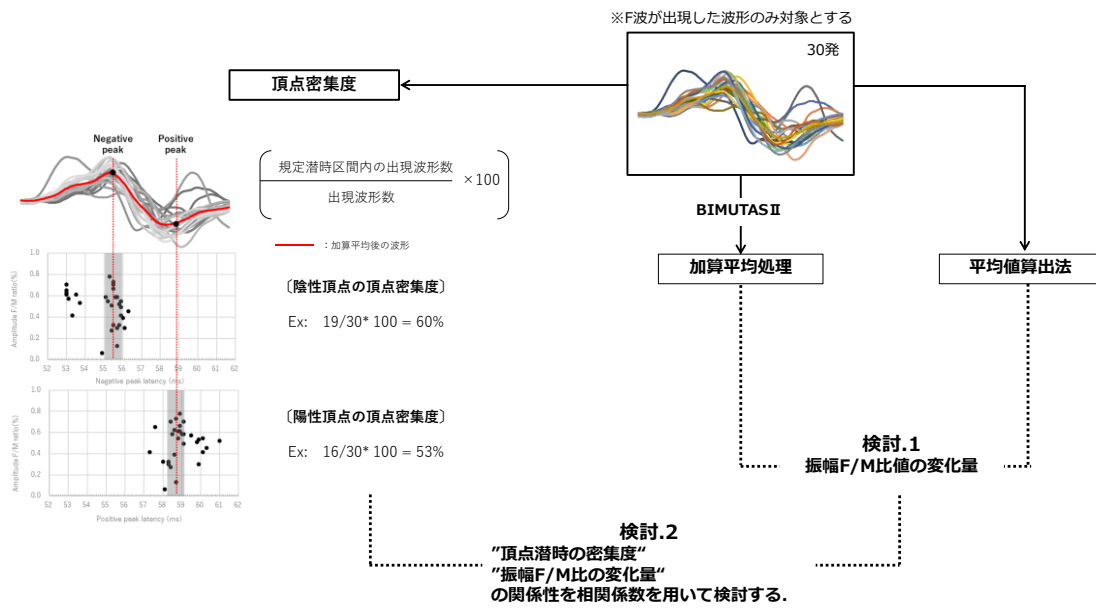


図 10. 尺骨神経の分析方法および流れ

まず、加算平均処理による振幅値の変化量を算出する。次に、各被検者から得られた F 波の陰性頂点および陽性頂点の潜時を全波形分求める。そして、加算平均処理にて得られた波 1 つの波形から陰性頂点と陽性頂点の潜時の区間 1msec を設定し、この区間に出現する波形の割合を算出した。最初に求めて加算平均処理による振幅値の低下量と頂点集中度の関係性を相関係数にて分析する。

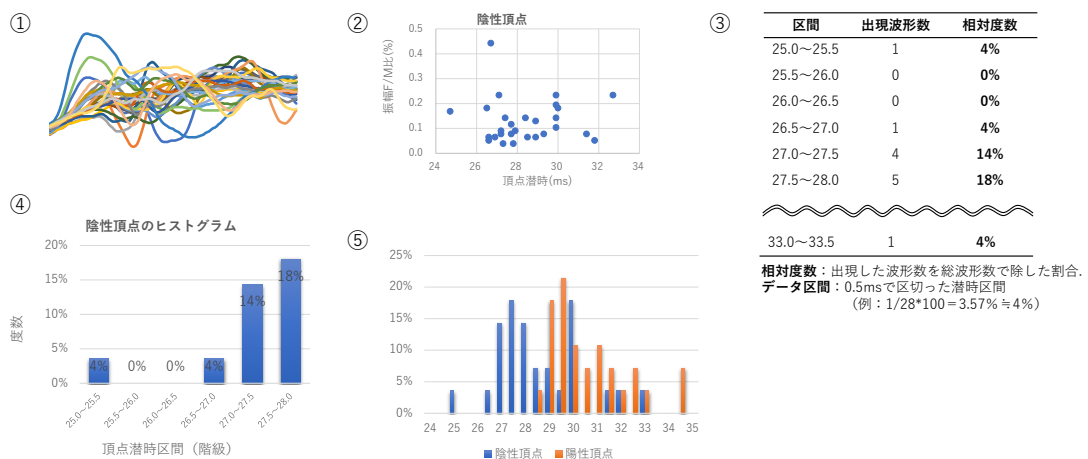


図 11. ヒストグラム作成までの流れ

計測した F 波の各頂点潜時からヒストグラムを作成した。ヒストグラムのデータ区間は 0.5ms 刻みとして、度数は各区間に出現した波形数を出現した総波形数で除した相対度数とした。さらに、ヒストグラムから陰性頂点と陽性頂点の特性から Type を分類した。

4-2-4. 統計学的検討方法

〔加算平均処理データと平均値データの比較〕

尺骨神経の加算平均データと平均値データとの振幅値 F/M 比の正規性を検討するために Shapiro-Wilk 検定を行った結果、正規性が棄却されたためノンパラメトリック検定の Wilcoxon 符号順位検定を用いて比較した。

〔頂点密集度と加算平均処理による振幅 F/M 比の変化量の比較〕

加算平均データと平均値データから算出した振幅 F/M 比の変化量と、陰性頂点および陽性頂点の頂点密集度の関係をスピアマンの順位相関係数にて求めた後、無相関検定を用いて比較した。

両検討とも有意水準はいずれも 5%未満とし、統計学的解析ソフト SPSSver.19 を用いた。

4-3. 結果

今回 27 名の対象者の内、1 名の波形出現頻度は 40%と最も低く、しかも出現した波形自体も小さく加算平均処理により振幅値は 0 に近くなった。そのため頂点の分析が困難となったので、この 1 名を除いた 26 名で統計処理をした。また、F 波出現頻度の平均値は $78.9 \pm 17.7\%$ であり、正常値範囲であった。

4-3-1. 加算平均データと平均値データの比較結果

加算平均データと平均値データとの振幅 F/M 比では、加算平均データが平均値データより有意に低下した ($p=0.000$, $r=0.91$) (図 12-a)。

4-3-2. 頂点密集度と加算平均処理による振幅 F/M 比の変化量の比較結果

加算平均処理により振幅値を減少させる因子のピーク密度への依存性を調べた結果を示す。頂点密集度の平均値では陰性頂点は $40.8 \pm 13.2\%$ 、陽性頂点は $24.5 \pm 15.7\%$ であった。また、振幅 F/M 比の変化量と各頂点密集度との相関は、陰性頂点が $r_s = -0.30$ ($p = 0.149$)、陽性頂点が $r_s = -0.11$ ($p = 0.603$) であり、それぞれ有意な相関は認められなかった (図 12-b)。

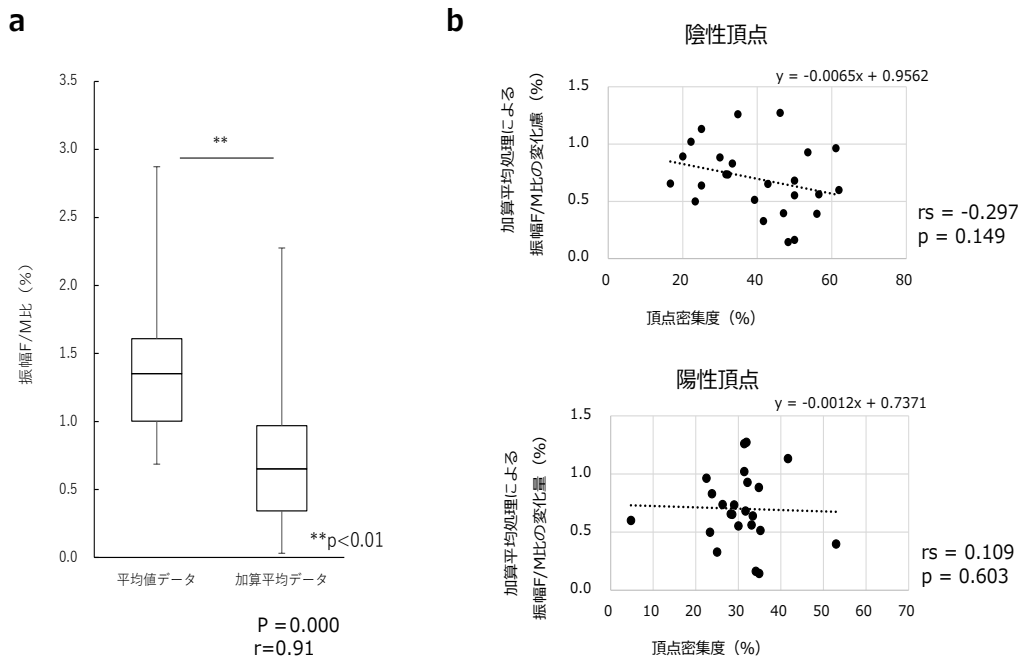


図 12-a : 加算平均データと平均値データの比較結果

加算平均データと平均値データとの振幅 F/M 比では、加算平均データが平均値データより有意に低下した ($p=0.000$, $r=0.91$)

図 12-b : 振幅 F/M 比の変化量と頂点密集度の散布図

頂点密集度の平均値では陰性頂点は 40.8 ± 13.2 %、陽性頂点は 24.5 ± 15.7 %であった。また、振幅 F/M 比の変化量と各頂点密集度との相関は、陰性頂点が $r_s = -0.30$ ($p = 0.149$)、陽性頂点が $r_s = -0.11$ ($p = 0.603$) であり、それぞれ有意な相関は認められなかった。

4-3-3. 健常者における波形 Type 分類結果

次に、ヒストグラムを用いて個々の波形の特性を分析した。その結果、陰性頂点と陽性頂点の出現する潜時において得られた波形を 3 つの Type に分類することができた (図 13)。まず、Type.1 では、陰性頂点および陽性頂点の出現する潜時が混在しており、波形同士で振幅が相殺され振幅 F/M 比の大きな変化を示したもので、これには 9 名が該当した。Type.2 は、陰性頂点と陽性頂点が変わることなく、加算平均処理による波形同士の相殺の影響が小さかったものであり 1 名が該当した。Type.3 は、陰性頂点と陽性頂点の出現する潜時がわずかに重なったもので、16 名が該当した。また、Type.3 に分類された 16 名のうち、振幅の特徴からさらに 3 つに分類するこ

とができた。Type.3-1 は、大きな波形が限局して出現し、加算平均処理後の波形の頂点潜時は、巨大波形の頂点潜時に影響する傾向を示したもので、9 名が該当した。Type.3-2 は、3 相性の波形が出現するもので、3 名が該当した。これは 1 相目の陰性頂点の後、2 相目の陽性頂点を迎える波形が多い中で、4 相性を示す波形の陰性頂点が出現することで波形が相殺され、加算平均後の波形では陽性頂点が基線側に引き上げられることとなる。結果、今回 peak-to-peak にて振幅値を算出していることから振幅 F/M 比は低値となった。Type3-3 は、陰性頂点と陽性頂点の潜時の重なりが Type.3 の中でも少なく、それぞれの頂点が分散して出現している特徴を有していたもので 4 名が該当した。

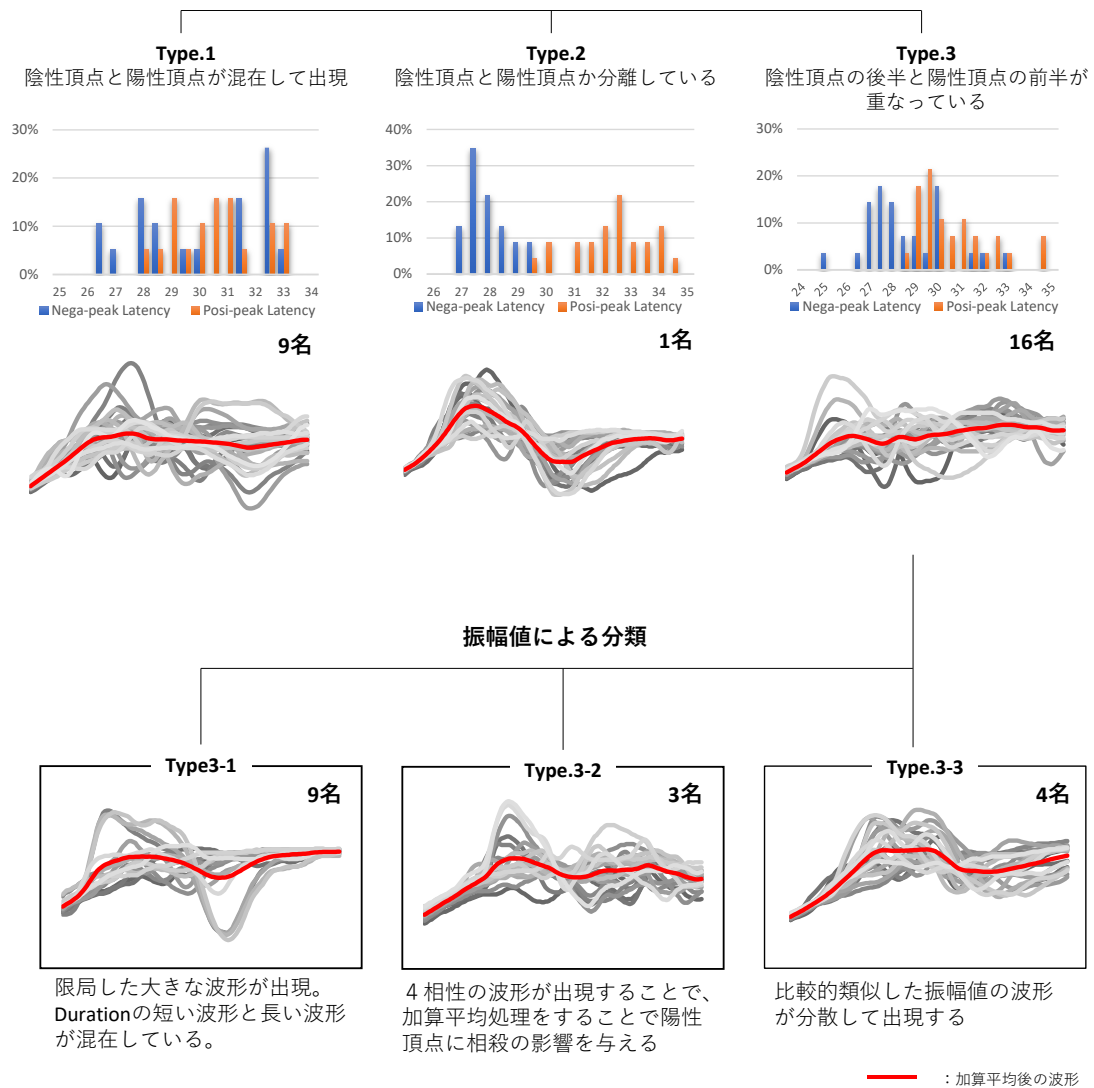


図 13. 尺骨神経から得られた F 波の 5 つの出現 Type

ヒストグラムの特徴より上段の Type1~3 に分類できた。Type3 では、振幅値の特徴から、さらに 3 つに分類することができた。健常者の尺骨神経から導出された F 波の多様性には 5 つの Type が存在していることが確認できた。

4-4. 考察

加算平均処理による振幅値への影響因子である頂点潜時の多様性について神経生理学的観点から正中神経と比較しながら尺骨神経の波形の特性について考察する。

頂点潜時が多様性に出現した要因として、F波の導出筋となる小指外転筋の運動単位に着目した。Neuwirthら³³⁾によると、運動単位推定法の中でも随意収縮を用いた方法であるMUNIX (Motor unit number index) の場合、運動単位数は小指外転筋で 162.6 ± 47.0 、正中神経刺激によってF波が導出される同じ手内在筋の短母指外転筋は 145.7 ± 54.4 であり、運動単位数はわずかに小指外転筋の方が多いたことがわかる。さらに、それぞれの導出筋の筋線維数は小指外転筋で69,656本、短母指外転筋で59,164本であり、筋線維の平均の太さは小指外転筋が短母指外転筋より太く、筋線維の太さの分布でも小指外転筋に太い線維が含まれていることが報告されている^{34,35)}。小指外転筋において多数の運動単位がF波の波形構成に関与しているということは、電気刺激によって逆行性に伝導した電位の影響を受ける細胞数が多くなり、運動単位数が少ない筋に比べて、再発火が可能な細胞が多くなると考えられる。最終的には、再発火した細胞の数やサイズの組み合わせによってF波が構成されるが、その細胞の組み合わせが多くなるため、短母指外転筋よりも多様性を有する波形が記録できる可能性がある。小指外転筋の方が多様性を示すということは、言い換えると振幅や形、潜時が同一のRepeater Fの出現率が低いことが考えられる。実際に、このRepeater Fの出現率に関する報告では、正中神経が10~28%であるのに比べて尺骨神経では5~14%と低いと報告している¹⁷⁾。しかし、正中神経と尺骨神経の多様性の比較は、正中神経の頂点密集度を2ケースしか算出していなかったため、今後の検討課題である。

次に、F波の構成に関する運動単位の大きさについてGuiloff³⁶⁾らは、より高速に伝導する軸索をもつ大きな運動単位がF波を優先的に生成すると報告している一方で、全ての運動単位はサイズに依存せず同じ確率でF波を生成する³⁷⁻³⁹⁾という報告もある。さらに、近年の研究では低閾値の小さい運動単位から発火する⁴⁰⁾というように、F波を構成する際に優先的に関与する運動単位については一定の見解が得られていない。今回、ヒストグラムを用いて頂点潜時の特性からType分けを試みた結果、頂点潜時の特性からは3つ、さらに振幅値の特性によって分類されたTypeを加えると5つのType

に分けることができた。このように5つのタイプに分けられた理由には、普段の手内在筋の活用頻度や、手の機能レベルによって発火しやすい運動単位があったのかもしれない。脳血管障害罹患患者ではあるが、手指の随意性が向上するにつれてF波の波形は次第に多様性を示したと報告¹⁶⁾しているように、手指の機能と波形の特性には何かしらの関係性がある可能性もある。F波の波形と手指機能についても、さらに追及していきたい。

今回、加算平均処理による振幅値への影響因子を頂点の出現する潜時の多様性に絞り、頂点密集度という客観的指標を用いて、振幅値の変化量との関係性を検討した。その結果、振幅F/M比の変化量と頂点密集度の間に関係性は認められず、我々の仮説は棄却されたが、一部の被検者には適応していることが認められた。さらに、健常者の波形の特性を確認した結果、多様性には5つの出現Typeの存在が確認できた。

5. 結語

本研究の目的は、同一波形が出現する脳血管障害罹患患者から導出されたF波と比較する際の基準値を健常者のF波の多様性を分析して設定することであった。そこで、被神経の中でも手に関わる正中神経と尺骨神経を対象に健常者よりF波を導出し、加算平均法による振幅値へ影響する因子を分析した。正中神経を対象にした際には、加算平均処理による振幅値への影響には出現頻度が影響することが示唆されたが、頂点潜時の分散の影響は明らかにすることはできなかった。次に、尺骨神経を対象に頂点潜時の分散の影響を検討した結果、統計学的な結果を示唆することはできなかったが、ヒストグラムを用いて各頂点の出現する潜時の特徴から5つのTypeに分類することができた。これは、尺骨神経を対象にした際のF波の多様性の一つの基準となる。さらにこのType分類は、今後発展するであろうF波の波形分析方法の一助になると考えている。F波の多様性を分析するパラメーターの確立は、脳血管障害によって随意性が低下している場合や、運動単位の動員欠如などによる筋力低下を有する場合の客観的評価になると考えている。本研究の限界としては、あくまで上肢でかつ手内在筋から得られたF波を対象に頂点潜時の多様性を密集度として示した指標であり、波形の形や振幅値を加味した指標ではない。さらに、今回得られた波形の多様性のTypeが上肢特有のものなのか疑問が残る。今後、それぞれの被神経特有の波形の形や振幅値を反映させた指標を検討したいと考えている。

6. 謝辞

本論文の作成にあたり、金沢大学大学院 医薬保健研究保健学系リハビリテーション科学領域の浅井仁教授をはじめ、関西医療大学大学院 臨床理学療法学教室 鈴木俊明教授、信州大学大学院 医学系研究科 e-ヘルスサイエンス講座 花岡正明教授には、格段たるご指導とご鞭撻を賜りましたことを心より感謝申し上げます。

7. 参考文献

- 1) Lance JW: Symposium synopsis. In Spasticity: disordered motor control. Miami: Symposia Specialists, 487-489, 1980.
- 2) 社団法人日本理学療法士協会：理学療法診療ガイドラン，第1版. p389, 2011.
- 3) 木村淳，幸原信夫：神経伝導検査と筋電図を学ぶ人のために，第2版. 医学書院，東京，pp. 90-91, 2018.
- 4) Akrsu E M, Sirin N G, Orhan E K, et al.: Repeater F-waves in amyotrophic lateral sclerosis: Electrophysiologic indicators of upper or lower motor neuron involvement? Clin Neurophysiol 131(1), 96-105, 2020.
- 5) Fang J, Cui L, Liu M, et al.: Differences in Dysfunction of Thenar and Hypothenar Motoneurons in Amyotrophic Lateral Sclerosis. Front Hum Neurosci 10, 99, 2016.
- 6) Elizabeth C et al.: Usefulness of assessing repeater F-waves in routine studies. Muscle Nerve 45(4), 477-485, 2012.
- 7) Veltsista D, Papapavlou C, Chroni E: F wave analyzer, a system for repeater F-waves detection: Application in patients with amyotrophic lateral sclerosis. Clin Neurophysiol, 30(10), 1954-1961, 2019.
- 8) Andreas A, Karanasios P, Makridou A, et al.: F-wave characteristics as surrogate markers of spasticity in patients with secondary progressive multiple sclerosis. J Clin Neurophysiol, 27(2), 120-125, 2010.
- 9) Suzuki T, Saitoh E, Tani M et al.: Characteristic appearances of the H-reflex and F-wave with increased stimulus intensity in patients with cerebrovascular disease. Electromyogr. clin Neurophysiol 42, 67-70, 2002.
- 10) Hchisuka A, Komori T, Abe T et al.: Repeater F-waves are signs of motor

- unit pathology in polio survivors. *Muscle Nerve* 15(5), 680-685, 2015.
- 11) Macleod WN: Repeater F waves: a comparison of sensitivity with sensory antidromic wrist-to-palm latency and distal motor latency in the diagnosis of carpal tunnel syndrome. *Neurology* 37(5), 773-738, 1987.
 - 12) Fisher M A, Hoffen B: F-wave analysis in patients with carpal tunnel syndrome. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 37(1), 27-31, 1997.
 - 13) Eisen A, Odusote K: Amplitude of the F wave: a potential means of documenting spasticity. *Neurology* 29, 1306-1309, 1979.
 - 14) 小森哲夫, 成田祥耕: 痙性脊髄麻痺患者における F 波の性質. *臨床神経学* 21, 517-521, 1981.
 - 15) Suzuki T, Saitoh E, Tani M et al.: Characteristic appearances of the H-reflex and F-wave with increased stimulus intensity in patients with cerebrovascular disease. *Electromyogr. clin Neurophysiol* 42, 67-70, 2002.
 - 16) Suzuki T, Bunno Y, Tani M, et al.: F-wave waveform values based on the correlation coefficient of each waveform increased following improved voluntary movements in a patient with cerebrovascular disease: a case study with long-term follow-up. *Int J Neurorehabilitation* 3(2), 1000206, 2016.
 - 17) Elisabeth C, Dimitra V, Chris P, et al.: Generation of Repeater F wave in healthy subject. *J Clin Neurophysiol* 34(3), 236-242, 2017.
 - 18) Peioglou-Harmoussi S, Fawcett P, Howe D, et al.: F-responses: a study of frequency, sharp and amplitude characteristics in healthy control subjects. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 48, 1159-1164, 1985.
 - 19) Suzuki T, Bunno Y, Tani M, et al.: A New analysis method of F-wave to obtain "F-wave waveform values". *SM J Neurol Neurosci* 2(1), 1005, 2016.
 - 20) 小松菜生子, 武尻沙, 高森絵斗 他: 健常者における異なる筋収縮強度での随意運動時の F 波. *関西理学* 16, 69-77, 2016.
 - 21) Todo M, Suzuki T, Fukumoto Y, et al.: Application of F-waveform for the effect of physical therapy relationship between the correlation coefficient of the f-wave waveforms and waveform identification by investigators. *Int. J Neurorehabilitation* 4(4), 1000287, 2017.
 - 22) Todo M, Fukumoto Y, Tani M, et al.: Mismatch between Correlation

- Coefficient and Visually Evaluation for Similarity of F-wave WaveformInt
J Neurorehabilitation 6(3), 1000350, 2019.
- 23) 小森哲夫, 高橋良輔, 広瀬和彦ら : F 波の波形成分に関する検討－陰性頂点について－. 脳波と筋電図 17(3), 255-262, 1989.
 - 24) 小森哲夫, 高橋良輔, 廣瀬和彦ら : F 波の波形成分に関する研究－加算波形の有用性－. 脳波と筋電図 18(3), 293-301, 1990.
 - 25) 平塚弘, 河合尚志, 河合正行ら : 脳卒中片麻痺上肢の F 波と H 波. 整形外科と災害外科 35(1), 237-239, 1986.
 - 26) 坂巻周二, 高須俊明 : F 波持続時間の高度延長例の臨床的、電気生理学的検討. 臨床脳波 30(1), 7-11, 1988.
 - 27) 安部治郎, 岡本伸彦, 大谷和正 他 : 正常小児の F 波伝導速度の検討, 臨床脳波 30(8), 530-534, 1988.
 - 28) 田中正一, 蜂須賀研二, 緒方甫 : 脳卒中後片麻痺患者の痙性評価-脛骨神経 F 波平均加算法の有用性-. 日本災害医学会会誌 43(11), 739-743, 1995.
 - 29) Andrew E, Kayode O: Amplitude of the F wave A potential means of documenting spasticity. Neurology 29(9), 1306-1309, 1979.
 - 30) 高田俊和, 馬場洋, 飛田俊幸 他 : F 波の刺激条件と波形の再現性の検討. 臨床脳波 35(5) , 302-309, 1993.
 - 31) Yavuzer G, Selles R, Sezer N, Sütbeyaz S, Bussmann JB, Köseoğlu F, Atay MB, Stam HJ: Mirror therapy improves hand function in subacute stroke, A randomized controlled trial, Arch Phys Med Rehabil 89, 393-398, 2008.
 - 32) 東藤真理奈, 鈴木俊明, 浅井仁 : 加算平均処理と平均値処理での F 波振幅値の比較. 理学療法科学 36(3), 1-7, 2021.
 - 33) Neuwirth C, Nandedkar S, Stalberg E et al.: Motor unit number index (MUNIX): A novel neurophysiological marker for neuromuscular disorders; test-retest reliability in healthy volunteers. Clin Neurophysiol 122(9), 1867-1872, 2011.
 - 34) 阿尻貞三 : ヒトとサルの手筋筋線維構成の比較研究. 昭医誌 41(6), 693-706, 1981.
 - 35) 中西弘 : ヒト足筋の筋線維構成に関する研究. 昭医誌 41(6), 707-716, 1981.
 - 36) Guiloff RG, Modarres-Sedeghi H: Preferential generation of recurrent

- responses by groups of motor neurons in man. Conventional and single unit F wave studies. *Brain* 114, 1771-1801, 1991.
- 37) Dengler R, Kossev A, Wohlfahrt K, et al.: F waves and motor unit size. *Muscle Nerve* 15, 1138-1142, 1992.
- 38) Thomas CK, Johansson RS, Bigland-Ritchie B: Incidence of F waves in single human thenar motor units. *Muscle Nerve* 25, 77-82, 2002.
- 39) Lydia P. Kudina, Regina E. Andreeva: F-wave of single firing motor units: correct or misleading criterion of motoneuron excitability in humans?. *Neurol Sci* 38, 465-472, 2017.
- 40) Fisher MA, Hoffen B, Hultman C: Normative F wave values and the number F waves. *Muscle Nerve* 17, 1185-1189, 1994.

9. 研究業績

1. 運動イメージの具体的方法の個人差に関する一考察
東藤真理奈、文野住文、米田浩久、鈴木俊明
理学療法科学 30 : 405-407, 2015
2. 随意運動能力の回復にともない F 波波形の変化も改善する
鈴木俊明、文野住文、谷万喜子、鬼形周恵子、米田浩久、東藤真理奈、
浦上さゆり、若山育郎、吉田宗平
脊髄機能診断学 36 : 59-62, 2015.
3. 運動イメージの具体的方法の個人差に関する一考察
東藤真理奈、文野住文、米田浩久、鈴木俊明
理学療法科学 30 : 405-407, 2015.
4. 運動イメージ方法の違いによる脊髄神経機能の興奮性変化-複合イメージ
と単独イメージによる比較—
東藤真理奈、文野住文、鈴木俊明
関西理学療法 15 : 75-78, 2015.
5. F-Wave Waveform Values Based On the Correlation Coefficient of Each
Waveform Increased Following Improved Voluntary Movements in a
Patient with Cerebrovascular Disease: A Case Study with Long-Term
Follow-Up.
Suzuki T, Bunno Y, Tani M, Onigata C, Fukumoto Y, Todo M, Uragami
S, Wakayama I, Yoshida S
Int J Neurorehabilitation Eng 3(2): 2016.
DOI: 10.4172/2376-0281.1000206
6. Excitability of Spinal Neural Function by Motor Imagery with Isometric
Opponens Pollicis Activity: Influence of Difference Methods Motor
Imagery.
Todo M, Bunno Y, Suzuki T
Int J Neurorehabilitation Eng 3(6): 2016.
DOI: 10.4172/2376-0281.1000232
7. A New Analysis Method of F-Waves to Obtain “F-wave Waveform
Values”
Suzuki T, Bunno Y, Tani M, Onigata C, Fukumoto Y, Todo M,
Watanabe H, Ohnuma T, Komatsu N

- SM J Neurol Neurosci 2: 1005, 2016.
8. 運動イメージ効果を認めなかった F 波の波形の種類は増加することがある
鈴木俊明、文野住文、谷万喜子、鬼形周恵子、東藤真理奈、福本悠樹、浦上さゆり、吉田宗平
脊髄機能診断学 37 : 39-42, 2016.
 9. 10%収縮強度運動イメージが脊髄運動神経の興奮性に与える影響－運動イメージ時の自覚的筋収縮強度を考慮して－
文野住文、鬼形周恵子、東藤真理奈、福本悠樹、鈴木俊明
物理療法科学 23 : 15-19, 2016.
 10. F-Wave during a One-Minute Period of Relaxation Imagery in Patients with Cerebrovascular Disease
Suzuki T, Tani M, Ueda S, Fukumoto Y, Todo M, Wakayama I, Yoshida S
Austin J Neurol Epilepsy 4(2): 1037, 2017.
 11. Application of F-wave Waveform for Effect of Physical Therapy-Relationship between the Correlation Coefficient of the F-wave. Waveforms and Waveform Identification by Investigators.
Todo M, Suzuki T, Fukumoto Y, Tani M, Bunno Y, and H Yoneda.
Int J Neurorehabilitation Eng4(4): 2017.
DOI: 10.4172/2376-0281.1000287
 12. 運動イメージにおけるグレーディングの脊髄神経機能
鈴木俊明、谷万喜子、文野住文、東藤真理奈、福本悠樹、米田浩久
体育の科学 67 : 836-841, 2017.
 13. Mismatch between Correlation Coefficient and Visually Evaluation for Similarity of F-wave Waveform.
Todo M, Fukumoto Y, Tani M, Suzuki T.
Int J Neurorehabilitation Eng 6(3): 1000350, 2019.
DOI: 10.4172/2376-0281.1000350
 14. 実運動と同時に起こる運動イメージが脊髄運動 神経機能の興奮性と運動の正確性に与える影響-Scale 4 of the Kinesthetic and Visual Imagery Questionnaire (KVIQ4) の検討-
鶴田菜月、福本悠樹、東藤真理奈、谷万喜子、鈴木俊明

- 関西理学 19 : 84-91, 2019.
15. 正中神経の走行上に存在するゲキ門への経穴刺激理学療法抑制手技が橋外転筋に対応した脊髄運動神経機能に与える影響
前田翔梧、松下可南子、安井柚夏、島地陽登、伊藤夢基、福本悠樹、東藤真理奈、谷万喜子、鈴木俊明
関西理学 20 : 73-79, 2020.
16. F 波波形分析に関する一考察 出現頻度、振幅、振幅 F/M 比
鈴木俊明、東藤真理奈、福本悠樹、谷万喜子
脊髄機能診断学 40(1) : 39-41, 2020.
17. Precision pinch force control via brain and spinal motor neuron excitability during motor imagery
Fukumoto Y, Todo M, Bizen H, Kimura D, Suzuki T.
Neuroscience Letters 754: 135843-135843, 2021.
DOI: 10.1016/j.neulet.2021.135843.
18. 実運動と同時に行う運動イメージが脊髄神経機能と運動の正確性に与える影響
鶴田菜月、福本悠樹、東藤真理奈、谷万喜子、鈴木俊明
臨床神経生理学 49(2) : 45-53, 2021.
19. 加算平均処理と平均値処理での F 波振幅値の比較
東藤真理奈、鈴木俊明、浅井仁
理学療法科学 36(3) : 317-323, 2021.
20. A New Waveform Analysis Method Reflecting the Diversity of F-wave Waveforms. -Waveform Types in healthy subjects based on the combined use of the additive averaging method and histograms-
Marina T, Suzuki T, Hanaoka M, Asai H. J Neurosci Methods (inpress)