

第 18 回
臨床神経生理研究会

プログラム・抄録集

第 18 回 臨床神経生理研究会プログラム

開催日：平成 18 年 8 月 19 日(土)13 時 ~ 20 日(日)15 時まで

受付：(土) 12:00~17:00, (日) 9:00~

会場：ホテルパーレンス小野屋 会議室 (両日)

福岡県朝倉市杷木久喜宮 1841-1 Tel 0946-62-1120 Fax 0946-62-2738

8月19日(土)

13:00 ~ 13:45

I. ヒトの運動・感覚情報処理機構 座長： 重藤 寛史 先生

① 「電気刺激に対する網膜神経節細胞の細胞内電位応答」

熊本大学大学院 自然科学研究科 林田 祐樹 先生 他

② 「視覚情報が F 波に及ぼす影響」

熊本大学大学院 自然科学研究科/熊本機能病院 片山 雅史 先生 他

③ 「脳-筋コヒーレンスへの視覚刺激の影響」

熊本大学大学院 自然科学研究科 村山 伸樹 先生 他

13:45 ~ 14:15

II. てんかんの基礎と臨床 座長： 音成 龍司 先生

① 「ラット新皮質局所電気刺激によるてんかん性放電の誘発；刺激周波数の影響」

九州大学大学院医学研究院 神経内科 重藤 寛史 先生 他

② 「Unusual presentation of epileptic seizures」

産業医科大学 神経内科 赤松 直樹 先生 他

14:15 ~ 15:00

III. 神経疾患の病態生理 座長： 有村 公良 先生

① 「MuSK-MG 発症機序の電気生理学的検討」

長崎神経医療センター 福留 隆泰 先生 他

② 「Functional MRI を用いた連続磁気刺激の影響の検討」

産業医科大学 神経内科 吉永 光一郎 先生 他

③ 「痙性斜頸に対する経頭蓋磁気刺激療法の治療効果」

島本脳神経外科医院 島本 宝哲 先生 他

15 : 00 ~ 15 : 25

IV. チュートリアル

座長： 鶴 紀子 先生

「脳波判読、Q & A」

音成神経内科クリニック

音成 龍司 先生

15 : 25 ~ 15 : 40

コーヒーブレイク

15 : 40 ~ 16 : 25

V. 教育講演 1

座長： 飛松 省三 先生

「脳波所見の記載法」

東京医科歯科大学大学院 保健衛生学研究科

松浦 雅人 先生

16 : 25 ~ 16 : 40

コーヒーブレイク

16 : 40 ~ 17 : 40

VI. 特別講演

座長： 辻 貞俊 先生

「Clinical Application of Late Responses」

アイオワ大学医学部神経内科

木村 淳 先生

18 : 30 ~ 20 : 30

懇親会

20 : 50 ~

二次会（鵜飼い、別室での懇談会等）

8月20日(日)

9:00 ~ 9:45

Ⅶ. 臨床神経生理学的応用

座長: 鶴田 和仁 先生

① 「複数微小電極同時記録による視床下核刺激部位の同定」

九州大学大学院医学研究院 デジタルメディシン・インテイク・脳神経外科

宮城 靖 先生 他

② 「1チャンネル小型脳波計を用いた意思伝達システムの開発とその試用」

熊本大学大学院 自然科学研究科

伊賀崎 伴彦 先生 他

③ 「機能画像を使った自律訓練法における脳内機序の検討」

産業医科大学 神経内科 (心療内科部門)

兒玉 直樹 先生 他

9:45 ~ 10:30

Ⅷ. 教育講演 2

座長: 中西 亮二 先生

「運動単位からみた筋電図」

神戸市立中央市民病院 神経内科

幸原 伸夫 先生

10:30 ~ 11:00

Ⅸ. 先端ME機器セミナー

座長: 村山 伸樹 先生

「誘発・筋電図計の基礎と進歩」

日本光電工業株式会社 脳神経機器部

佐竹 弘行 先生

11:00 ~

ビジネスミーティング・アンケート

事務局: 後藤 純信

昼食/解散 (ハンズオン・セミナーに参加されない方)

12:30 ~ 14:30

Ⅹ. ハンズオン・セミナー

オーガナイザー

神経伝導・筋電図

木村 淳 先生

幸原 伸夫 先生

松永 薫 先生

誘発電位

飛松 省三 先生

緒方 勝也 先生

* 今回のハンズオン・セミナーは4つの小グループに分かれ、神経伝導・筋電図と誘発電位を1時間ずつ受講していただくことにしております。

抄録集

I. ヒトの運動・感覚情報処理機構

電気刺激に対する網膜神経節細胞の細胞内電位応答

林田祐樹、本村珠美、森永悠司、村山伸樹

熊本大学大学院自然科学研究科

要旨：網膜色素変性や加齢黄斑変性により失明した患者に対する人工網膜移植に関する研究では、動物実験においても電気刺激に対する細胞応答の細胞外記録のみが行われてきた。そこで本研究では穿孔パッチ記録法により電気刺激に対する細胞内電位応答を計測した。その結果、僅かな過剰電流刺激が細胞に生理学的範囲外への過分極を誘発し、これが細胞に致命的ダメージを与えることが示され、臨床試験で現在用いられている電気刺激にも危険性があることが示唆された。

視覚情報が F 波に及ぼす影響

片山 雅史¹⁾²⁾、岩永 書朋²⁾、松永 薫³⁾、中西 亮二³⁾、
村山 伸樹¹⁾

熊本大学大学院 自然科学研究科¹⁾、
熊本機能病院 神経生理センター²⁾、神経内科³⁾

視覚情報を変化させたときの F 波を記録し、脊髓前角細胞の興奮性を観察した。【方法】開閉眼、単色画像および International Affective Picture System (以下 IAPS) 画像呈示中の F 波出現様式をそれぞれ比較した。

【結果】閉眼時に比し、薄暗い室内での開眼や単色画面の注視では F 波振幅は低下した。IAPS のスコアにおいて、より不快でかつ刺激の強い画像の呈示により高振幅の F 波が観察された。【結論】情動を変化させる画像の呈示によって脊髓運動ニューロンの興奮性が高まる可能性が示唆された。

脳-筋コヒーレンスへの視覚刺激の影響

村山伸樹、Norlaili Mat Safri、伊賀崎伴彦、林田祐樹

熊本大学大学院自然科学研究科

等尺性筋収縮時に脳と筋の間には β 波帯域の周波数でもって有意なコヒーレンスがあることが分かっている。本研究では、右手による等尺性筋収縮時に視覚刺激を与えて脳-筋コヒーレンスの変化を調べた。その結果、視覚刺激を無視する課題を与えた際の脳-筋コヒーレンスは刺激がない時と比較して有意に増大した。この時、筋電図のパワーは各周波数とも変化がなく、脳波の α 波帯域のパワーが有意に増大していた。このことは視覚情報による攪乱を防止するために脳と筋が強く同期化することが示唆された。

II. てんかんの基礎と臨床

ラット新皮質局所電気刺激によるてんかん性放電の誘発； 刺激周波数の影響

重藤 寛史¹⁾²⁾、イマド・ナジム²⁾、ハンス・リューダース²⁾、吉良潤一¹⁾

九州大学大学院医学研究院 神経内科¹⁾

クリーブランドクリニック 神経内科²⁾

[目的]難治性てんかんの治療として、視床下核高頻度電気刺激(130Hz)や皮質低頻度電気刺激(0.9Hz)を用いる試みはあるが刺激周波数や刺激規則性のはたす役割は不明である。そこで、てんかん性電気活動の誘発における刺激周波数・刺激規則性の影響を検討した。[方法]新皮質を矩形波で5秒間電気刺激(最大15mA)することで局所後放電を生じるラットモデルを作成。実験1)50Hz, 矩形波幅0.3ms刺激を基準に矩形波幅を変えて刺激電気量を固定。刺激周波数は10, 25, 50, 100, 200, 800Hzを使用。6匹で後放電を生じる刺激閾値を分散分析にて比較した。実験2)規則的刺激として、一定間隔の5秒間250回(50Hz)の刺激, 不規則刺激として、ランダム間隔で1秒間に50回の刺激を生じる刺激パターンを5秒間250回与えた。SDラット5匹に対し後放電を生じる刺激閾値を分散分析にて比較した。[結果]実験1)後放電を誘発する閾値は10, 25, 50, 100, 200Hzで各 2.8 ± 1.0 , 2.3 ± 0.8 , 2.0 ± 0.4 , 3.1 ± 0.9 , 5.3 ± 2.5 mA。800Hzでは15mA以下では誘発されなかった。200Hz以上の高周波数で有意の上昇がみられた。実験2)後放電を生ずる閾値は規則的刺激 2.48 ± 0.88 mA, 不規則刺激 2.51 ± 0.85 mAで差がなかった($p = 0.732$)。[結論]後放電を誘発する刺激閾値は刺激周波数に依存すると考えられたが、刺激の規則性には依存しなかった。

Unusual presentation of epileptic seizures

赤松直樹、山野光彦、辻貞俊

産業医科大学医学部 神経内科

てんかん発作は多彩な発作症候を呈し、時にはてんかん発作とは思えないような発作症状をきたすことがある。長時間連続ビデオ脳波モニタ検査によって、てんかん発作時の症候を詳細に観察したてんかん発作としては稀な症状の4症例を提示する。笑い発作、同語反復 (palilalia) 発作、心拍停止・失神発作、食事発作である。これらのてんかん発作型の病態機序について考察する。

III. 神経疾患の病態生理

MuSK-MG 発症機序の電気生理学的検討

福留隆泰

長崎神経医療センター

抗 MuSK 抗体陽性重症筋無力症患者 (MuSK-MG) の IgG をマウスに静注することで、抗 AChR 抗体陽性 MG 患者の IgG を静注した場合と類似した神経筋伝達障害を生じることが微小電極法で証明されている。

本研究では MuSK 蛋白を合成し次の実験を行った。

1. MuSK 蛋白により抗 MuSK 抗体を吸収した患者 IgG をマウスに静注し、微小電極記録を行う。
2. ラットに MuSK 蛋白を能動免疫し、微小電極記録を行う。

結果

コントロールマウス : MEPP 振幅=1.4±0.06、quantal content (m) =36±2.9

MuSK 抗体陽性 IgG 静注マウス : MEPP 振幅=0.88±0.04、 m =41±1.7

MuSK 抗体吸収 IgG 静注マウス : MEPP 振幅=0.86±0.05、 m =47±3.5

コントロールラット : MEPP 振幅=0.51±0.03、 m =43±4.0

MuSK 免疫ラット : MEPP 振幅=0.52±0.02、 m =42±3.9

結論

神経筋伝達障害は抗 MuSK 抗体の直接的な作用ではない可能性が示唆された。

Functional MRIを用いた連続磁気刺激の影響の検討

吉永 光一郎、武智 詩子、魚住 武則、辻 貞俊

産業医科大学 神経内科

現在パーキンソン病患者に対する補足運動野連続磁気刺激の多施設研究が行われている。今回我々は、TMSとfMRIの組み合わせによりTMSの脳活動変化を画像化する技術を用いて、健常成人に対し補足運動野に対する連続磁気刺激と同時に3.0T-MRIによるfMRIの撮影を行った。現在まで施行した結果について過去の連続磁気刺激とfMRIに関する文献により考察を加え報告する。

痙性斜頸に対する経頭蓋磁気刺激療法の治療効果

島本宝哲、山本孝史

島本脳神経外科医院

痙性斜頸症例に対して経頭蓋磁気刺激療法（rTMS）を施行し、その治療法としての可能性の有無について検討を行った。

対象症例は10症例である。rTMSはマグスティム社製M200を使用し、両側前頭部の刺激治療を週1，2回の割りで繰り返し行った。治療期間は平均15.7ヶ月間、観察期間は平均23.9ヶ月間である。臨床評価はmodified Tsui's score および表面筋電図所見を使用した。

rTMS 治療前後の Modified Tsui's score の評価は excellent4例、good3例、fair2例および no change1例であった。

rTMS 療法は本症例の頸部筋異常収縮に著明な抑制持続効果を示し治療方法としての有用性が示唆された。

IV. チュートリアル

脳波 Q & A

音成龍司

音成神経内科クリニック

近年の飛躍的な医療の進歩があっても、脳の機能を時系列で簡便に評価できる一般脳波に勝るものは、出現していない。しかるに、脳波を正確に判読できる医療関係者が少なくなっていることを憂いる。

脳波の基本はG1 - G2である。単極導出でG1のみ記載し、ReferenceのG2を記載していない脳波（恐らく同側耳朶）をよく見る。正確な部位診断が必要なときは、耳朶基準、平均基準、平衡型頭部外胸骨脊椎基準、Cz基準などを駆使するし、それによって記録される脳波はかなり異なってくるため、Referenceは脳波判読に不可欠だからである。

本日は、1枚の脳波から年齢、モンタージュ、所見を述べてもらい（unknown EEG）、さらに、いくつかの生の脳波を提示し、問題に答えてもらう。

V. 教育講演 1

脳波所見の記載法

松浦雅人

東京医科歯科大学大学院・生命機能情報解析学分野

一般に広く認知されている脳波用語集がないため、臨床脳波所見の記載法は標準化されていない。また脳波判定法についても、正常と異常の境界にある脳波所見の解釈が統一されておらず、診断基準が標準化されているとは言えない。したがって、臨床脳波の記載法や判定基準に地域差が生じ、方言ともいえるべき独特の記載法も生じることになる。ここでは東京医科歯科大学の神経生理グループが伝統的に用いており、現在も初心者教育に用いている臨床脳波所見の記載法と判定基準を紹介し、討論の資料を提供したい。

脳波所見は、1) 基礎活動（主律動と混在波）、2) 突発活動、3) 賦活による変化（開閉眼、閃光刺激、過呼吸、睡眠賦活）、4) 判定、5) 注釈の順に記載する。すなわち、1) 基礎活動の主律動と混在波のそれぞれについて、振幅、周波数、優勢部位、出現量の4項目を記載する。電位勾配が緩やかな徐波は、双極導出では見えにくくなるため、徐波の出現量は基準電極導出で評価する。2) 突発活動については、振幅、周波数、出現部位、出現頻度とともに、出現様式についても記載する。3) 閃光刺激で棘徐波複合が賦活された場合には、4つの光突発反応(PPR)のいずれか記載する。臨床的に意味のある光過敏性は、光突発反応第4型、いわゆる光けいれん反応(PCR)と考える。過呼吸賦活については、単にビルドアップとせずに、徐波の振幅、周波数、出現量、優勢部位、出現様式、過呼吸終了後の回復時間を記載する。

正常脳波の判定基準には、理想型基準と統計的基準がある。初心者には理想型基準により判定することから始め、経験とともに統計的基準によって修正させるようにしている。4) 脳波判定は、正常、境界、異常の3段階を基本とする。異常の場合は、てんかん性異常か徐波異常か、また広範性異常か局在性異常かを判定する。異常脳波の軽度、中等度、高度の3段階分けの信頼性は高くない。境界脳波の判定は臨床的意義の明らかでない波形について用いる。徐波が混在しているが、自信をもって異常と判定できないときは、境界と判定せずに正常の疑い、または徐波異常の疑いと

する。脳波判読の目的は病巣部位の同定ではなく、脳機能状態の判定であると考える。

5) 正常の疑いや異常の疑いと判定した場合には注釈をつける。「徐波が少量混在するが、年齢を考慮すれば正常範囲か?」、「徐波の混在はねむけの影響か?」などである。覚醒時脳波だけで正常や境界と判定した場合には、「次回、睡眠脳波記録を推奨する」と注釈する。不穏状態でアーチファクトの混入が多く、判定困難な場合に「unsteady EEG」として判定を保留し、再検査を指示するのが良い。

VI. 特別講演

CLINICAL APPLICATION OF LATE RESPONSES

Jun Kimura, MD

University of Iowa, Iowa City, IA

1) Introduction

In nerve conduction studies, short distances magnify focal abnormalities despite increased measurement error, and long distances, although insensitive to focal lesions, provide better yields for a diffuse or multisegmental process (Kimura, 2001). A longer path has an advantage in accumulating all the segmental abnormalities, which individually might not show a clear deviation from the normal range. Thus, in general, longer the segment under study, the more evident the conduction delay for a diffuse process. A number of neurophysiological methods supplement the conventional techniques for the assessments of longer pathways. The selection of such techniques necessarily reflects the special orientation of each laboratory. Those of general interest include the F wave and the H reflex.

2) Variability and Reliability of F-wave Latencies

We conducted a multicenter analysis on intertrial variability of nerve conduction studies in preparation for future drug assessments in diabetic polyneuropathy (Kohara, Kimura, Kaji, et al, 1997). All measurements were repeated twice at a time interval of 1-4 weeks by the same examiners, who underwent a hands-on workshop to standardize the method. In all, 32 centers participated in the study of 132 healthy subjects (63 men) and 65 centers in the evaluation of 172 patients with diabetic polyneuropathy (99 men). The protocol consisted of 1) motor nerve conduction studies of the left median and tibial nerves for measurement of amplitude, terminal latency, and minimal F-wave latency, and calculation of motor conduction velocity and F-wave conduction velocity and 2) antidromic sensory nerve conduction studies of the left median and sural nerves for recording of amplitude and distal latency, and calculation of sensory conduction velocities.

In both the healthy subjects and patients with diabetic neuropathy, amplitude varied most, followed by the terminal latency, and motor and sensory conduction velocities. The minimal F-wave latency showed the least change, with the range of variability of only 10 percent for the median nerve and 11 percent for the tibial nerve in normals. The corresponding values were 12 percent and 14 percent respectively in patients with diabetic polyneuropathy. These results support the hypothesis that the minimal F-wave latency serves as the most reliable measure of nerve conduction for a sequential study in the same subjects. When evaluating individual patients against a normal range established in a group of subjects, however, F-wave conduction velocity (FWCV) suits better because it minimizes the effect of limb length. Alternatively, some prefer the use of a nomogram plotting the latency against the height as a simple, albeit indirect, measure of limb length

3) Height Nomogram to Adjust for Different Limb Length

To further characterize various aspects of F wave in a healthy population and establish normative data for future clinical use, we have studied a total of 100 healthy volunteers (Nobrega, Pinheiro, Manzano, et al, 2004). They underwent sensory and motor nerve conduction studies of the ulnar and tibial nerves, including F waves elicited by 32 stimuli. The F-wave measurements (mean±SD for ulnar vs tibial nerve) consisted of persistence (83±19% vs 97±5%), minimum, mean and maximum latencies (26.5±2.1, 28.1±2.2 ms, and 30.4±2.3 vs 47.0±4.1, 49.6±4.4, and 52.5±4.4 ms), minimum, mean and maximum FWCV (55.0±2.7, 60.0±2.3, and 64.0±3.0 m/s vs 49.0±2.9, 52.2±3.1, and 55.5±3.4 m/s), chronodispersion (3.9±0.9ms vs 5.5±1.4ms), mean amplitude (347±152μV vs 384±148μV) and mean duration (8.6±2.9 ms vs 13.0±4.5 ms). Additional measures, registered by electronic averaging, included latency (27.4±2.3 ms vs 48.6±4.7 ms), duration (9.6±2.2ms vs 16.4±4.2 ms), and amplitude (299±156μV vs 208±116μV). The use of a height nomogram served well as

an acceptable means to adjust F-wave latencies for the limb length. In addition to the commonly used minimal latency, maximal FWCV and persistence, other clinically relevant measures with a narrow variability included mean and maximal latencies, chronodispersion, and mean duration. In particular, mean latency obtained with 10 stimuli gave accurate results either for group or individual analysis.

4) Effect of Volitional Muscle Relaxation on H reflex

To test the effect of volitional inactivity and subsequent voluntary muscle contraction on the excitability of the anterior horn cells in the lower limb, we studied the time course of H reflex recorded from the soleus muscle after stimulation of the tibial nerve at the popliteal fossa in 11 healthy subjects after one and two hour rest (Yanagisawa, Kimura, Azuma et al, 2006). Studies comprised recording of 30 responses each for five consecutive sessions (mean \pm SD): a) baseline at the beginning of each experiment (7.1 ± 2.8 mV and 6.6 ± 2.4 mV for one and two hour rests), b) after volitional inactivity of calf muscles (5.7 ± 2.5 mV and 5.0 ± 2.3 mV), c) following a standardized plantar flexion exercise (5.7 ± 2.4 mV and 5.1 ± 2.1 mV), and after standing for d) 10 (6.4 ± 2.4 mV and 6.4 ± 2.5 mV) and e) 20 minutes (6.8 ± 2.8 and 6.5 ± 2.5 mV). Statistical analyses showed that the amplitude reduced ($p<0.05$) after rest, remained the same after standardized exercise, and recovered after standing showing a slight but significant difference between one-hour and two-hour rest. A repeat study in 7 subjects verified the reproducibility of the results. We conclude that the excitability of the spinal motor neurons tested by H reflex undergoes a substantial diminution after a relatively brief cessation of volitional motor drive, recovering quickly upon resumption of normal muscle activity.

5) Effect of Volitional Muscle Relaxation on F Wave vs MEP

Additionally, the F wave may provide a means to clarify the role of central drive on the excitability of the anterior horn cells. We studied the effect of sustained rest lasting from 1 to 12 hours on the F wave and transcranial motor evoked potentials (MEP) (Okada, Kimura, Yamada, et al, 2004). F wave and MEP recorded from the abductor pollicis brevis in 10 and 6 healthy subjects showed a progressive suppression after volitional muscle relaxation and a quick recovery upon a brief, standardized voluntary muscle contraction. F-waves vs MEP amplitude for 1, 3, 6 and 12 hour experiments consisted of baseline (0.32, 0.34, 0.35 and 0.34 mV vs 1.55, 1.72, 1.89 and 2.09 mV), values after sustained relaxation (0.25, 0.20, 0.12 and 0.12 mV vs 1.50, 1.39, 1.15, and 0.91 mV) and those upon a brief contraction (0.32, 0.32, 0.26 and 0.25 mV vs 1.62, 2.24, 1.78 and 1.41 mV). F-wave persistence also showed a very similar time course from control (68, 71, 73 and 72%) to suppression (53, 43, 32, and 29%)

and recovery (69, 65, 61, and 56%). These findings indicate 1) MEP amplitude commonly used as a measure of cortical excitability reflects, at least in part, a reversible change at the level of the anterior horn cell and 2) the absence of F wave, usually taken as a sign of conduction block of the peripheral motor axons, may also result from inexcitability of spinal motor neurons after volitional immobilization

6) Effect of Mental Simulation of .Movement without Muscle Contraction

We studied the effect of volitional muscle immobilization on the excitability of the anterior horn cells and its modulation by mental simulation of movement in 10 healthy subjects (Taniguchi, Kimura, Ichikawa et al, 2006). In experiment (1), we recorded 100 F waves from abductor pollicis brevis after stimulation of the median nerve at the wrist for three consecutive sessions: baseline at the beginning, after volitional relaxation of the muscle for 3 hours, and following a standardized exercise of thumb abduction. In experiment (2), we repeated the same sequence but instructed the subject to periodically simulate muscle contraction without actual movement during the 3-hour relaxation period. In experiment (1), both F-wave persistence and amplitude (mean \pm SD%) declined ($P < 0.05$) from the baseline value of ($64.0 \pm 18.0\%$ and $204.2 \pm 82.3 \mu V$) to ($45.5 \pm 21.9\%$ and $160.2 \pm 90.8 \mu V$) after volitional muscle inactivity. In experiment (2), the corresponding sequence consisted of ($69.6 \pm 19.9\%$ and $200.0 \pm 69.3 \mu V$) and ($68.3 \pm 21.1\%$ and $194.2 \pm 80.4 \mu V$), showing no difference ($P > 0.05$) between the consecutive measures. Thus, motor imagery without muscle contraction during the rest period effectively counters the suppression, eliminating the expected changes. We conclude mental simulation without overt motor output suffices to maintain subliminal excitability of the spinal motor neurons.

7) Summary

Minimal F-wave latencies are more reliable than the ordinary conduction studies, especially for a sequential evaluation of the same subjects. The use of a height nomogram serves well in adjusting F-wave latencies for different limb length. In particular, a mean latency obtained with 10 stimuli gives accurate results either for group or individual analysis. H-reflex amplitude shows a significant reduction after voluntary immobilization of calf muscles for 1-2 hrs and a quick recovery following muscle contraction. Similarly, sustained volitional muscle relaxation for 1 to 12 hrs causes a reduction of F-wave persistence in

proportion to the rest period. Mental simulation of movement without actual muscle contraction, however, suffices to block the effect of volitional relaxation. A reversible change at the level of the anterior horn cells can alter the MEP amplitude, commonly used as a measure of cortical excitability. Additionally, reduced amplitude of H reflex and the absence or low persistence of F wave, ordinarily taken as a sign of conduction block, may result from inexcitability of the spinal motor neurons rather than a peripheral nerve involvement.

References

1. Kimura J: Long and Short of Nerve Conduction Measures: Reproducibility for Sequential Assessments (Editorial). *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2001;71:427-430.
2. Kohara N, Kimura J, Kaji R, Goto Y and Ischii J: Multicenter analysis on intertrial variability of nerve conduction studies: healthy subjects and patients with diabetic polyneuropathy. In Kimura J, Shibasaki H (eds): *Recent Advances in Clinical Neurophysiology*. Oxford, Elsevier Science BV, 1996, pp 809-815.
3. Nobrega JAM, Pinheiro DS, Manzano GM, and Kimura J: Various aspects of F-wave values in a healthy population. *Clinical Neurophysiology* 2004;115: 2336-2342.
4. Okada F, Kimura J, Yamada T, Shinohara M and Ueno H: Effect of sustained volitional muscle relaxation on the excitability of the anterior horn cell comparison between F wave and transcranial motor evoked potential (MEP). *Japanese Journal of Clinical Neurophysiology*, 2004;32:213-219.
5. Taniguchi S, Kimura J, Ichikawa H, Hara M, Fujisawa R and Yamada T: The effect of volitional immobilization of the muscle and mental simulation of movement on the excitability of anterior horn cells: International Congress of Clinical Neurophysiology, Edinburgh, September 12-17, 2006
6. Yangisawa T, Kimura J, Azuma Y, Ogushi M and Taniguchi S: Excitability of the anterior horn cells after volitional inactivity of Soleus muscles: H-reflex study *Japanese Journal of Clinical Neurophysiology*, 2006;34:89-96

VII. 臨床神経生理学的応用

複数微小電極電極同時記録による視床下核刺の同定

吉田史章、橋口公章、宮城 靖、森岡隆人、佐々木富男

九州大学大学院医学研究院脳神経外科

【はじめに】視床下核(STN)刺激電極植込み術において、欧米では微小電極を複数用いたmulti-track microelectrode recording(MER)が多いが、本邦ではsingle trackもしくは一本の電極で繰り返し記録するMERが根強い。【方法】倍量Gd造影剤で頭蓋内血管を強調したMRIを術前計画に用いた。仰臥位でburr holeを開け、目的座標に向かう中心電極と、前または後方、内または外側に2mmずつ離れた計3本の微小電極で同時にmulti-track MERを行ない、STNの発火を最も顕著に幅広く認めるtractを選び、リードを挿入した。【結果】5例(男性1例, 女性4例)に計10側のsimultaneous multi-track MERを行なった。10側中5側では中心, 2側では内側, 2側では外側、1側では後方のtractがリード挿入に選ばれた。出血性合併症は全くなく、全例で運動症状の日内変動は著明に減少した。【考察】Multi-track MERでは、STNの範囲が効率よく詳細にわかり、より刺激に適したtractが選ばれた。またbrain shiftが少ないため、結果として良好な刺激効果が得られると考えられた。しかし出血性合併症予防のためには、今後もよりいっそう脳血管に注意してtractを計画する必要がある。

1 チャンネル小型脳波計を用いた意思伝達システムの開発と その試用

伊賀崎伴彦¹, 田之上和也¹, 村山伸樹¹, 林田祐樹¹, 音成龍司², 野口ゆかり²

¹熊本大学大学院自然科学研究科, ²音成神経内科・内科クリニック

ALS や筋ジスのような運動失調症患者が意思を伝達する手段として, 脳波を利用する研究が広く行われている. われわれは, Pz から得られる脳波の 2-5Hz 帯域パワーを抽出することで, 被験者 (健常者) が 4 種類から選択した 1 種の画像を 95%以上の精度で推定可能なことを報告した. 本研究では, 1 チャンネル小型脳波計を用いた意思伝達システムを開発し, それを 5 名の ALS 患者に試用してもらった. その結果, 2 名で推定精度 100%を得たので報告する.

機能画像を使った自律訓練法における脳内機序の検討

兒玉直樹^{*1} 守口善也^{*2} 石川俊男^{*3} 岡孝和^{*1} 大西隆^{*4} 辻貞俊^{*5}

*1 産業医科大学神経内科（心療内科部門） *2 国立精神保健研究所心身医学研究部
*3 国立精神神経センター国府台病院心療内科 *4 国立精神神経センター武蔵病院放射線診療部 *5 産業医科大学神経内科

自律訓練法は、簡便で応用範囲の広いリラクゼーション法として、広く普及している。臨床場面では、ストレスに関連した疾患の治療法の一つとして有用性が多く報告され、また、自律訓練法はその生理学的効果について、多くの検討が報告されている。しかしながら、中枢での機序についての検討は少ない。今回我々は、自律訓練法の引き起こす中枢での変化を、 $H_2^{15}OPET$ を用いて検討を行った。

方法：自律訓練法を習得している5名の男性成人（ 34 ± 7.4 歳）を対象として検討を行った。自律訓練法は標準練習第2公式までを用いた。また、自律訓練法の教示を中性的で身体に注意が向かないものに変更し、これをコントロール課題として用いた。脳血流の測定は、 $H_2^{15}OPET$ を用いた。また、実験中は経過時的に末梢皮膚温などの生理指標を同時に測定した。

結果：自律訓練法とコントロール課題との比較では、帯状回の血流上昇がみられた。（ $p < 0.0005$ uncontrolled）。また、末梢皮膚温の上昇と前帯状回、前頭前野眼窩部の血流増加が相関した（ $p < 0.0005$ uncontrolled）。

結語：今回の検討から、自律訓練法は情動のコントロールと関連する部位での血流増加を引き起こすことが示唆された。

VIII. 教育講演 2

運動単位からみた筋電図

幸原 伸夫

神戸市立中央市民病院 神経内科

すべての運動は最終的には運動単位によって実行される。随意的に徐々に力を入れてゆく場合を考えてみると、単に運動単位が増える（動員 recruitment される）だけでなく、同時に運動単位の発火頻度も上昇し、また運動単位相互の発火パターンも変化する。力が入らない原因を運動単位から見た場合、1) 運動単位の絶対数が減っている（前角ニューロンや末梢神経の障害）、2) 個々の運動単位の生み出す力が落ちている（ミオパチーや神経筋接合部の障害）、3) 運動単位の解剖学的構築には問題はないが必要な運動単位を随意的に興奮することができない（上位運動ニューロンの器質的または機能的障害）、のいずれかに帰着する。また逆に必要のない運動単位が興奮すると不随意運動やジストニーなどを生じ、この場合も結果的に目的とする運動がうまく遂行できない。

臨床の場で筋電図をみていると運動単位電位の持続時間は 10 msec 程度なので、たとえば 20 Hz で発火する運動単位はあたかも間歇的に収縮しているように見える。これは誤解である。筋電図では筋膜の電気的な興奮を見ているだけであり、実際の筋収縮は電気的な膜の興奮に次いで生じる筋線維の物理化学的な収縮（興奮収縮連関）によって生じる。これに腱や関節の弾性などの機械的な部分加わり、一回の運動単位の収縮による「力」の持続は数 10ms に及ぶ。したがって 20 Hz で発火した場合には、最終的な出力である「力」から見た場合には前の収縮の上に次の収縮が重なり、次々と重なりあってゆき、累積して大きな力を生むことになる。これが一つの運動単位だけでなく複数の運動単位で生じるために、筋というシステム全体として大きく安定した力を維持できることになる。

運動単位には、比較的低閾値で発火し、疲労しにくいもの（S）と高閾値で疲労しやすいもの（FF）、およびその中間のもの（FR）があり、腓腹筋のように持続性を要求される筋では S が多い。支配する筋線維から見た場合、S は I 型、FR は II a、FF は II b に対応する。FF は S に比べ神経支配比（その運動単位が有する筋線維の数）が大

大きく、瞬時に強い力を出すときに有用と考えられる。また脊髄運動ニューロンから見た場合、S に比べ FF は細胞体が大きく、軸索も太く伝導速度は速い。ゆっくりと力を増大する場合には通常小さなニューロンから大きいニューロンへと順次興奮が進んでゆく。これを Henneman の size principle という。大きいニューロンでは神経支配比も大きいことを考えると、この原則により力のグラデーションが合理的に統制されていることがわかる。病的な状態でこれらの運動単位の構築や動態がどのように変化してゆくかは、これからの課題である。

臨床で神経伝導検査や針筋電図などの筋電図検査を行う場合に、このような力の問題を意識して検査することは病態を深く理解するうえで大切だと思う。今回の講演では「力」を理解するために必要な運動単位に関する知識や落とし穴についてお話したい。

IX. 先端 ME 機器セミナー

誘発・筋電図計の基礎と進歩

佐竹 弘行

日本光電工業株式会社 脳神経機器部

以下の内容を解説する。

1. 誘発・筋電計の歴史
 - ・ハード面から、第一～第四世代に分類
 - ・各世代の製品紹介
2. 誘発・筋電計の仕組み
 - ・最近の誘発筋電計のブロック図
 - ・各ブロックの進歩
3. 最近の誘発・筋電計
 - ・最近の誘発筋電計の機能
 - ・ニューロパックの便利機能
4. 誘発・筋電計の今後