

琉球大学学術リポジトリ

[原著] 脳波のコンピューター解析

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 琉球大学医学部 公開日: 2010-06-30 キーワード (Ja): キーワード (En): Fourier analysis, direct EEG, amplitude spectral pattern, 1/f and Lorentzian fluctuation, cross-correlation 作成者: 中田, 宗朝, 寺田, 幸平, Nakata, Munetomo, Terada, Yukitoshi メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/20.500.12000/0002015728

脳波のコンピューター解析

中田 宗朝 寺田 幸平

琉球大学医学部脳神経外科

はじめに

脳波を確率的な現象として分析する試みは古くからあり、1929年 Berger による脳波の発見後数年以内にその試みがなされ^{1,2)}、ことに脳波のコンピューター解析に関する最初のカンファランスは1967年 Walter と Brazier が中心になって開かれた³⁾。他方フーリエ解析をはじめとする波に関する分析理論は脳波の発見より約1世紀以前に確立されていた。わが国でもこの方面に関する研究は古くからなされ、1964年には日本脳波学会・日本ME学会の共同提案として臨床用標準脳波分析器規格が作成された。

私どもが、この研究を行った目的は「脳波の上限は奈辺か」という疑問の解明である。これまで、増幅・分析・記録器を種々選びながら、解析システムの構成に注意してその結果を検討してきた⁴⁻⁸⁾が、最近20KHz以下の周波数帯域において-3dB以内というすぐれた周波数特性を有するシステムを用いて脳波のコンピューター解析を行うことが可能となったのでその結果を報告する。

方法 I : 実験動物の set up

体重2.3~4.0 kgの成熟ネコ37匹を雌雄の別なく用いた。エーテル麻酔後気管切開を行い、筋弛緩剤(Succinylcholine chloride)により非動化し、室内空気で人工呼吸を行い東大脳研式脳定位固定装置に頭部を固定し、以下の実験操作を行った。

脳波測定時の頭蓋内環境ならびに全身状態を掌握するため以下のモニターを設置した。

全例に大腿動脈ならびに静脈にカテーテルを挿入し、動脈ラインを利用して、圧力トランスデューサー(P231D, Gould)を介してポリグ

ラフ(363, 日本電気三栄)に接続し動脈圧波形を描出し、また適時動脈血を採取してガス分析(ABL2, Radiometer)を行った。静脈ラインを利用して生理的食塩水ならびに必要な場合にメイロンの注入を行った。実験中はホットパックと脳波測定時をさけ、保温ランプを用いて直腸温を一定範囲(37~38℃)とした。

20例に脳血流の測定を行った。左前頭頭頂部に直径約10mmの骨窓を設け硬膜を小切開し、その下に制御差温式組織血流計TFモニター(UMW 101, Unique medical)のプロープを皮質面に平行に接触するように設置した。この方法⁹⁾は脳血流の経時的変化をみるためには簡便ですぐれた方法であるが、絶対値(ml/100 g/min.)としての評価が不可能なため、水素クリアランス法¹⁰⁾を併用した。白金黒電極(UHE 100, Unique medical)をTFモニターのプロープ近傍の皮質内に刺入し銀塩化銀不関電極(UHE001, Unique medical)は後頭部皮下に設置した。プロープはその周辺に加温生理的食塩水に浸した綿をしき、その上から歯科用セメントで動かぬように固めた。制御差温式組織血流計による脳血流はポリグラフに入力して経時的に観察し、水素クリアランス法による局所脳血流はUHメーター(MHG-D1, Unique medical)で数回測定した。

28例に頭蓋内圧を測定した。頭頂後頭部に長径7mmの楕円形の骨窓を設け、硬膜外頭蓋内圧測定用センサー(ICT/b, Good Man)を挿入し、ポリグラフに接続した。

目的とした脳波測定部位は、海馬、扁桃核、視床腹外側核、中脳網様体、大脳皮質運動領、脳梁、小脳皮質、脊髄(C1 dorsal column)である。前4者の記録用針電極はSnider and Niemerのアトラス¹¹⁾に従って定位的に刺入し歯科用セメントで頭蓋骨に固定した。後4者の電極は電

極支持板に固定したまま、手術顕微鏡下にコントロールしながら刺入した。これら針電極 (UB-12007, Unique medical) は外径0.8 mmのステンレス・スチールパイプとその中に挿入された絶縁鋼からなる同心型双極電極であり、電極間距離は1 mmで組織内抵抗は50~80 k Ω であった。

脳波の基礎活動を測定した後、レスピレーターを停止して、瞳孔散大・心停止となった直後の平坦脳波を入力し、ホワイトノイズとした。

実験終了後とり出した脳は7日から10日間10%ホルマリンで固定した後、Hematoxyline-Eosin(HE)もしくはHE-LFB(Luxol Fast Blue)で染色し、電極先端部の位置を確認した (Fig. 6, 7, 9, 10 right)。

方法II：脳波分析法

脳内各部位から直接導出した脳波をプレアンプ (MEDELEC AA6MKII, A Vickers Healthcare Company, England) に入力し、オンラインでシグナルプロセッサ (7T08, 日本電気三栄) に接続するとともに、プレアンプから並

列にポリグラフにも入力し通常のパラメーター (time constant: 0.3sec., hi-cut: 30Hz) で描出した。

プレアンプからシグナルプロセッサに入力した信号は、サンプリング時間間隔20 μ sec, 長さ1024点でAD変換・高速フーリエ解析し、65回の単純平均加算を行った。この際ウィンドウは用いなかった。演算結果をパワーの平方根であるルートで表示し、パーソナルコンピュータ (PC 9801, NEC) を用いて両対数グラフにプロットした。アドレス番号0 (0~48.8Hz) のスペクトラム値はプロットしなかった。各部位の抽出例 (n) は大脳皮質運動領 (14), 海馬 (10), 扁桃核 (11), 脊髄 (6), 視床腹外側核 (12), 中脳網様体 (11) で、基礎活動とホワイトノイズの両者の平均と標準誤差を求め、50 μ Vサイン波を入力して得られたcal値で割り、両対数グラフ上に図示した。小脳と脳梁については例数が少いため図示しなかった。これら両スペクトラムの交点を周波数限界Fmaxとした。

以上の方法をシェーマにして図示したのが Fig. 1 である。

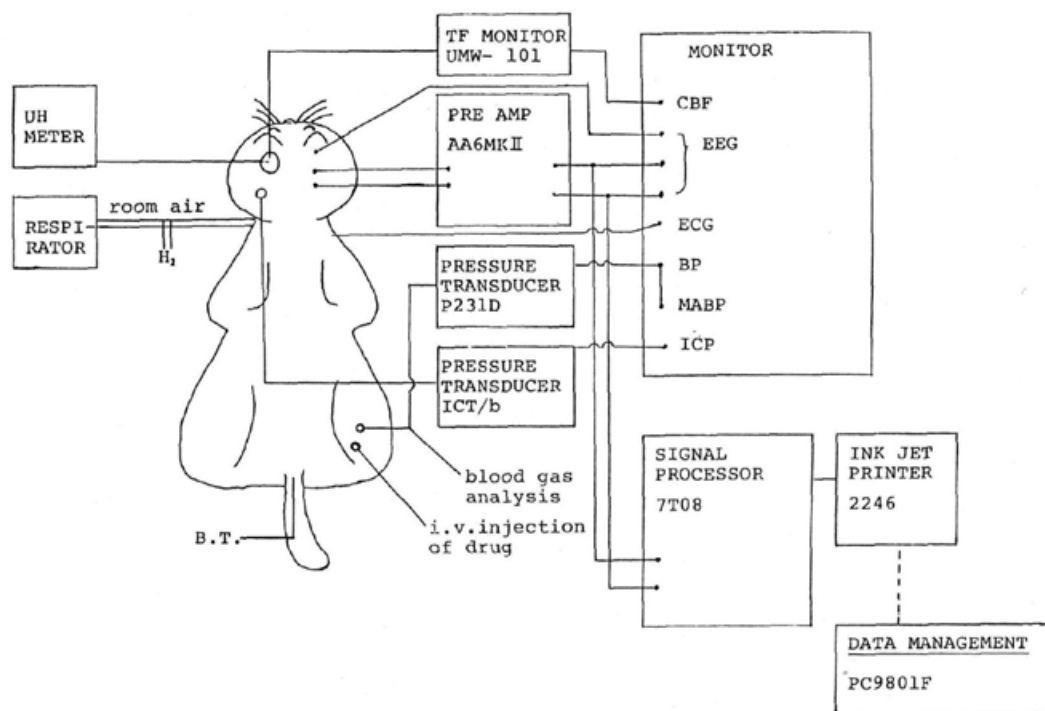


Fig. 1 Schematic diagram of experimental set up

結 果

1. 脳波記録時の頭蓋内環境と全身状態

脳波記録時は、無麻酔、筋弛緩剤による非動
化、人工呼吸のもとでできる限り定常的・生理

的な条件を維持しながら記録した。血圧、脈
拍、血液ガス(全例)、脳血流(20例)、頭蓋内圧
(28例)を Table 1 にまとめた。またモニター
として通常のパラメーターで記録した脳内各部位
の脳波を血圧、心電図とともに図示した (Fig. 2).

Table 1. Bio-physiological parameters during experiment

	MABP (mmHg)	H. R. (/min)	PO ₂ (mmHg)	PCO ₂ (mmHg)	PH	Hb (g/dl)	CBF (ml/100g/min)	ICP (mmHg)
mean	120	197	103.8	32.1	7.340	14.0	80	7.3
S.D.	15	35	12.7	5.7	0.062	2.0	11	4.2
(n)	37	37	37	37	37	37	20	28

S.D.: standard deviation (n): number of experiment

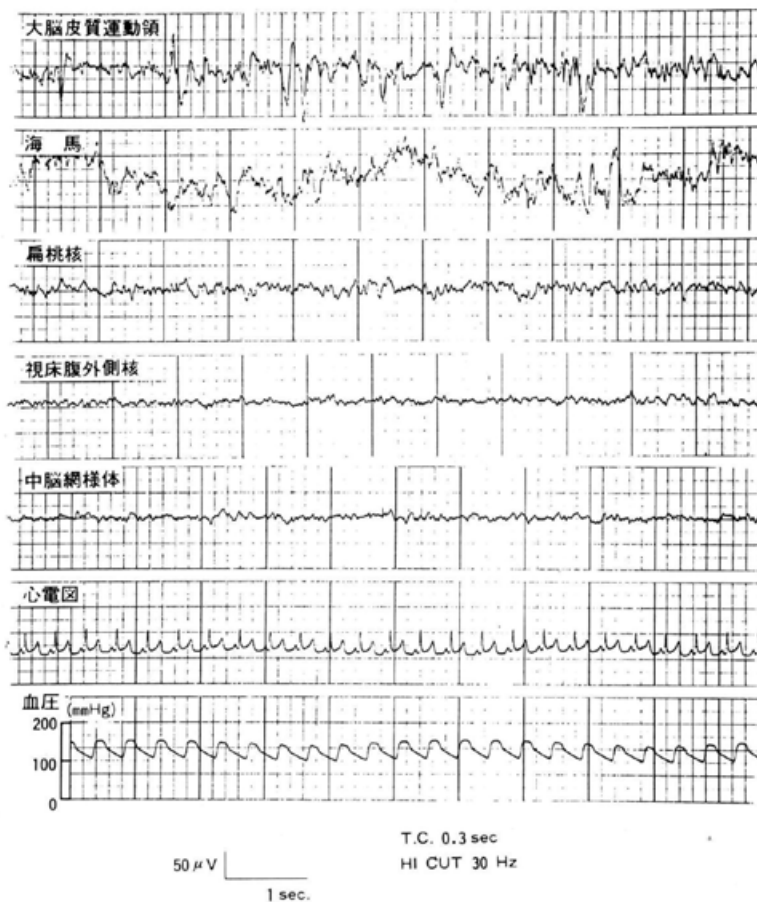


Fig. 2 Direct recordings of EEG at different points with blood pressure and electrocardiography

2. 増幅・解析システムの周波数特性

プリアンプとシグナルプロセッサによって構成されたシステムの周波数特性は、 $50\mu\text{V}$ サイン波を入力し、最高信号強度を100としたときの各周波数帯域の増幅強度をdBならびに%で表示して求めた (Fig. 3). 20 KHz 以下の周波数帯域において -3 dB 以内、25KHz で -4.4 dB であった。

3. 脳波の振幅スペクトラムと周波数限界

両対数グラフ上に表示された振幅スペクトラムを、 $1/f$ あるいはLorentzのゆらぎ (fluctuation)^{13~18)}の理論に基づいて、次の3つのパターンに分類した。すなわち直線的に下降するf型、平坦の後下降するL型、これら2者の合成(和)である $f+L$ 型である¹²⁾ (Fig. 4).

(メデレックAA6MKII+シグナルプロセッサ7TO8)

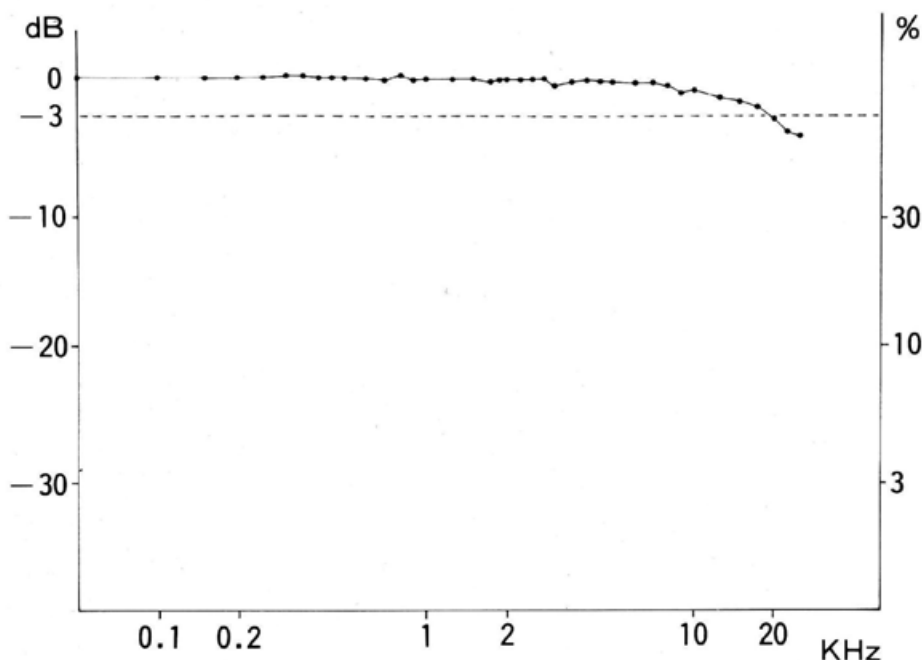


Fig. 3 Frequency characteristics of our system. Abscissa, frequency of test signal. Ordinate, signal attenuation expressed in dB (left) and as percentage (right) of the unattenuated portion of graph. The dotted horizontal line indicates an attenuation of -3 dB or 30 % below maximum.

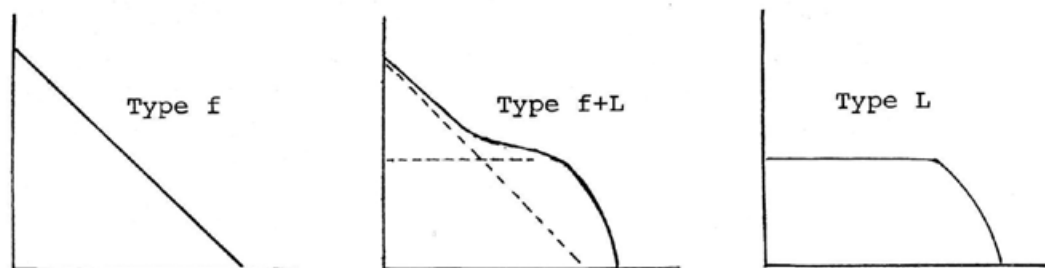


Fig. 4 Three different amplitude spectral patterns on bi-logarithmic graph

A. *f* 型

大脳皮質運動領, 海馬, 扁桃核は *f* 型であった (Fig. 5, 6, 7). さらに 2 例で検討した脳梁も *f* 型であった (未発表).

大脳皮質運動領 (gyrus sigmoideus anterior) に関し 14 例で調べた (Fig. 5). 周波数限界は 6.9 ± 0.8 KHz (平均値 \pm 標準誤差) であった.

海馬に関しては 10 例で検討した. 電極刺入直後の injury discharge をポリグラフで観察し電極先端の位置が適切であることを確認する¹⁹⁾とともに実験後組織学的にも検討した (Fig. 6). 海馬における振幅スペクトラムは大脳皮質運動領より高いにもかかわらず, ホワイトノイズも高いので, その交点の周波数限界は 4.1 ± 0.3 KHz と低かった.

扁桃核に関しては 11 例で検討した (Fig. 7). 周波数限界は低く, 2.9 ± 0.5 KHz であった.

B. *L* 型

脊髄に関しては 6 例で検討し, *L* 型であった (Fig. 8). 3 例で検討した小脳も *L* 型であった

(未発表). 脊髄における周波数限界は 8.9 ± 1.3 KHz であった.

C. *f* + *L* 型

視床腹外側核に関し 12 例で検討した (Fig. 9). *f* 型が関与する周波数帯域が広いために中脳網様体のごとく平坦部は認めない. また, 皮質構造における *f* 型と異なり, 傾斜はなだらかである. 周波数限界は 9.3 ± 0.6 KHz であった.

中脳網様体に関しては 11 例で検討した (Fig. 10). *f* 型が関与する周波数帯域はおよそ 500 Hz 以下と狭く, *L* 型の平坦部分が明瞭である. 周波数限界は 9.9 ± 0.5 KHz であった.

このように正中構造として脳幹を形成するこれら視床腹外側核ならびに中脳網様体は, 大脳皮質構造と比較して周波数限界が高かった.

分類された 3 型の振幅スペクトラムパターンの脳内解剖学的分布を模式的に図示したものが Fig. 11 であり, 脊髄・小脳は *L* 型, その中枢側の脳幹は *f* + *L* 型, その外側に張り出した皮質構造は *f* 型と興味ある分布を示す.

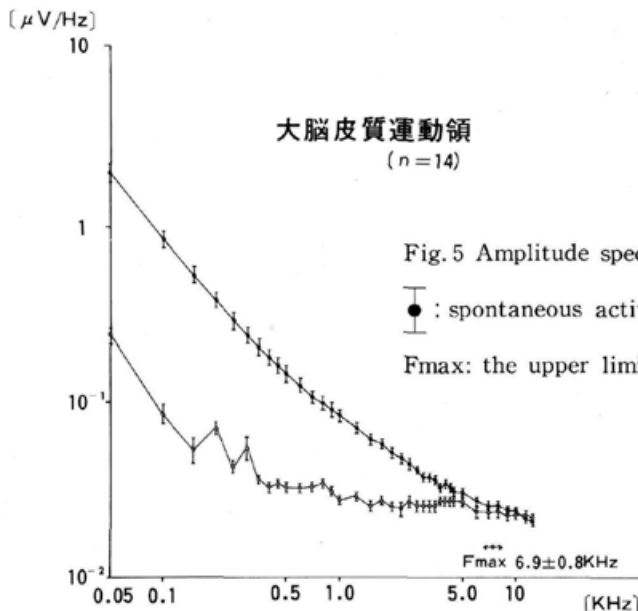


Fig. 5 Amplitude spectra of the motor cortex

● : spontaneous activity, ○ : white noise (mean \pm S. E. M.)

Fmax: the upper limit of spontaneous activity

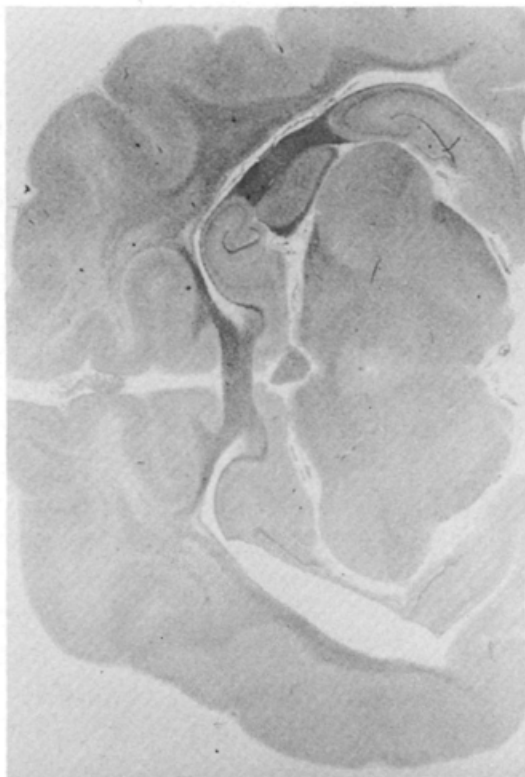
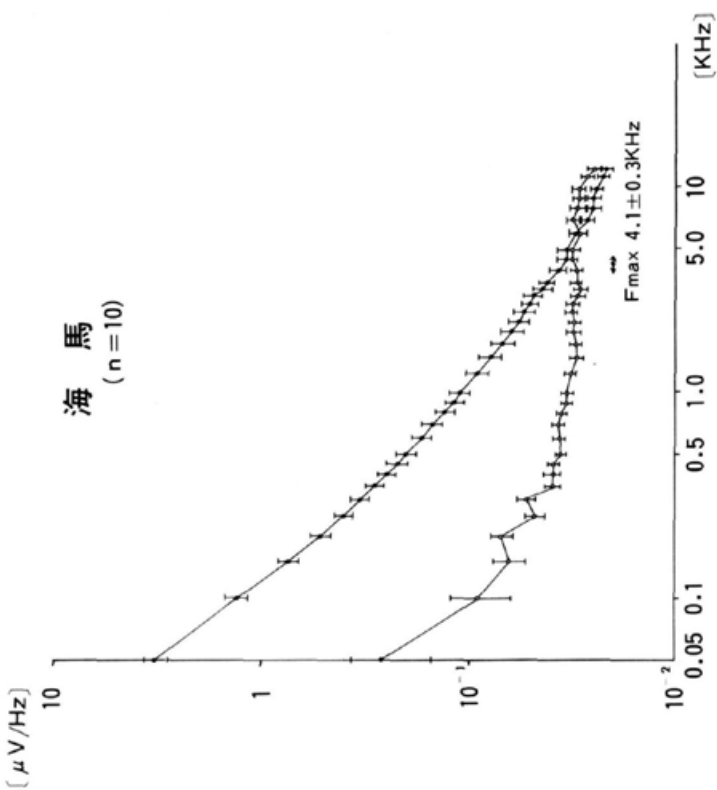


Fig. 6 Left: Amplitude spectra of hippocampus, Right :
Histological examination of the electrode tip [H & E /
LFB]

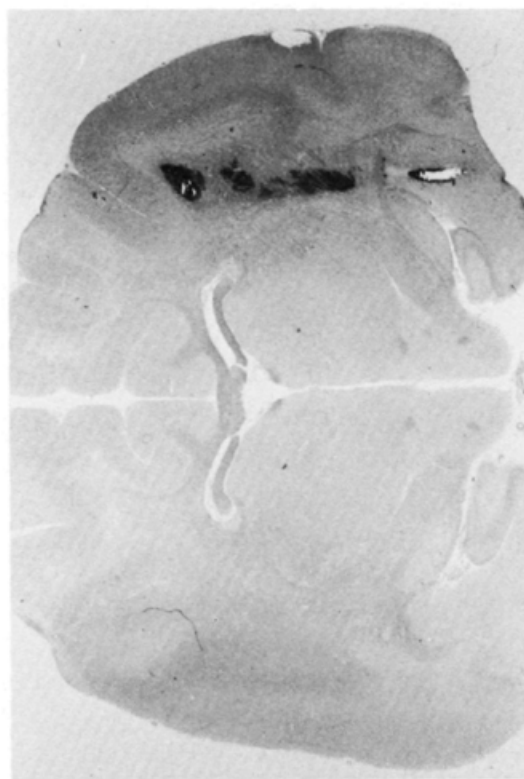
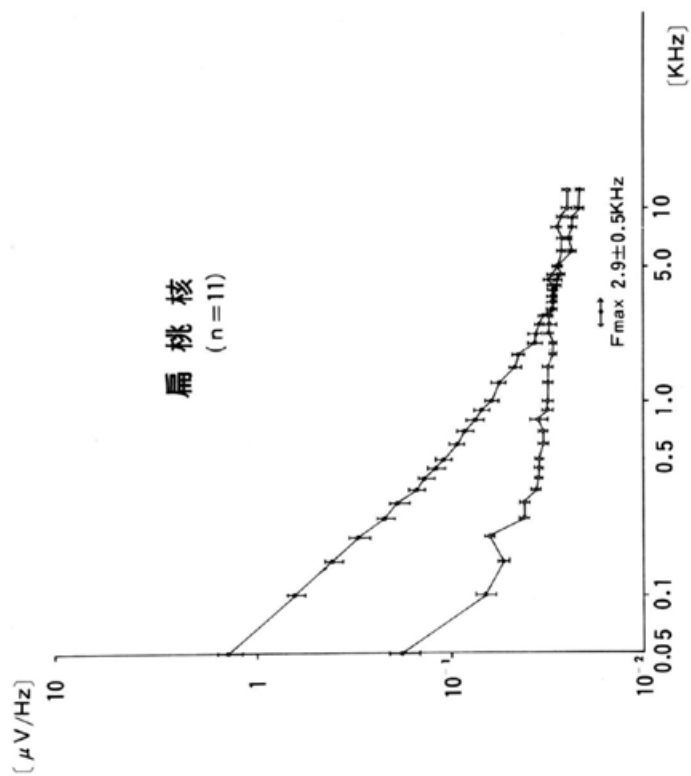


Fig. 7 Left: Amplitude spectra of amygdala, Right: Histological examination of the electrode tip [H & E / LFB]



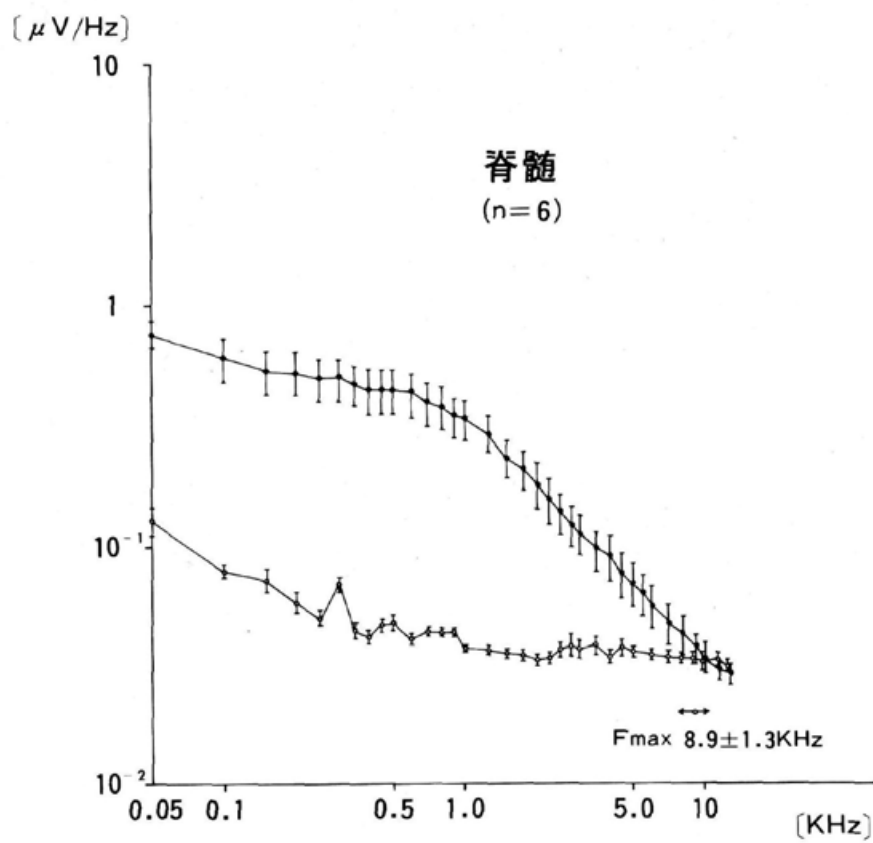


Fig.8 Amplitude spectra of the spinal cord(C1 dorsal column)

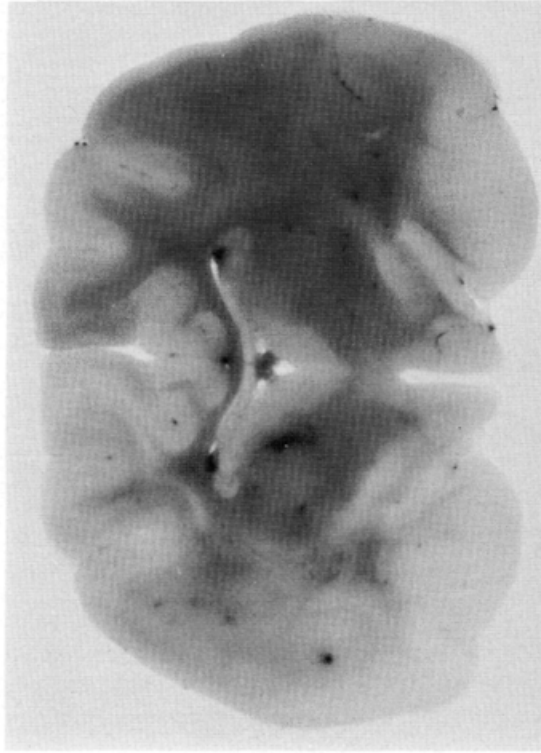
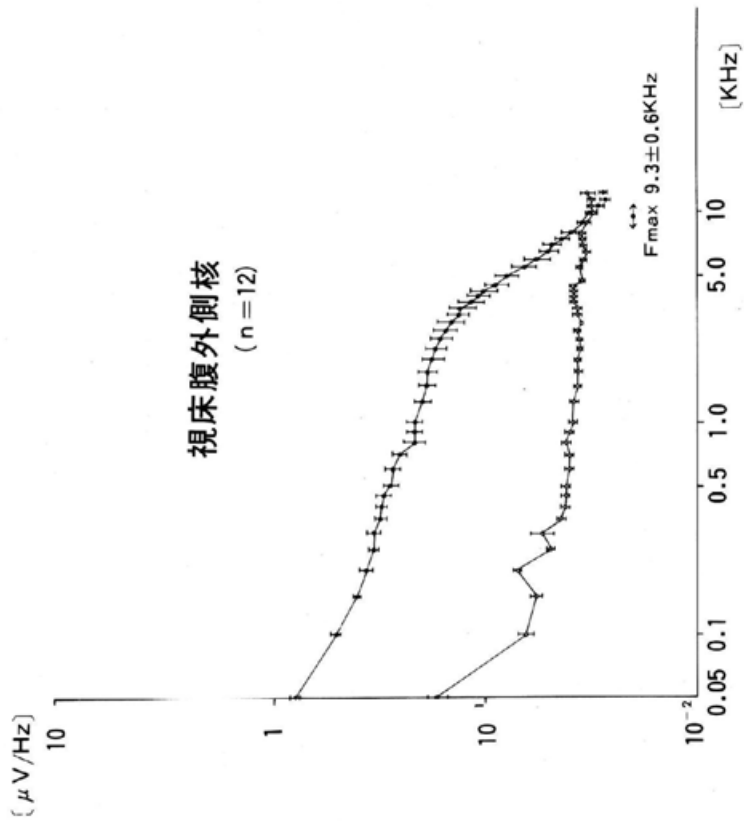


Fig. 9 Left: Amplitude spectra of ventro-lateral nucleus of the thalamus(VL) Right: 2mm thick slice of the brain at the level of VL.

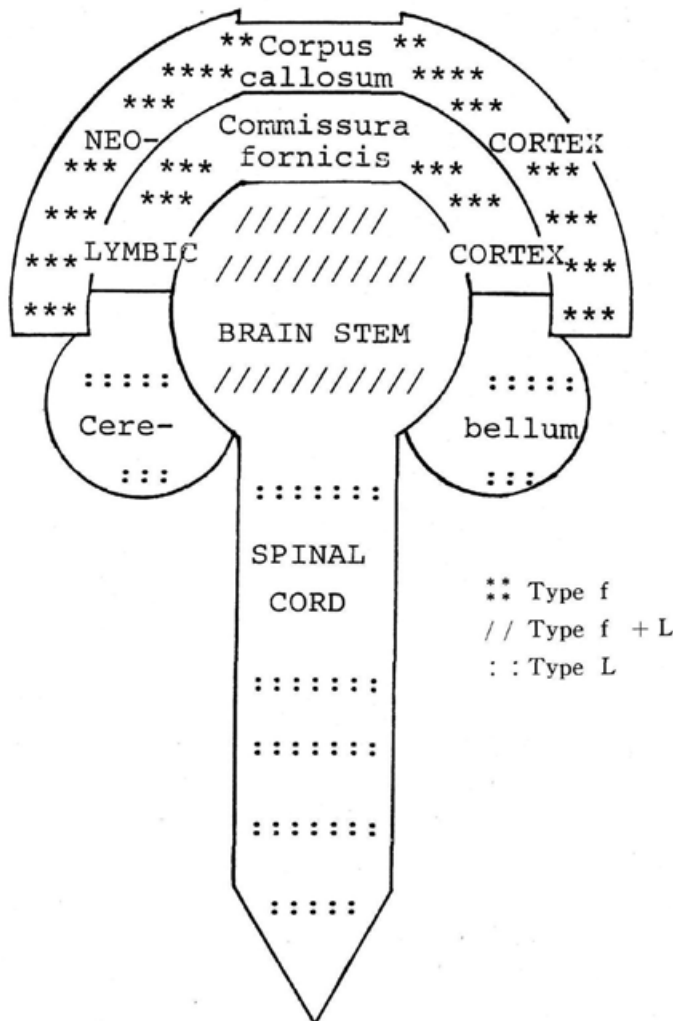


Fig. 11 The distribution of three different amplitude spectral patterns by schematic illustration

考 察

私どもは脳波分析法として次の3点に注意した。

1. 高周波数帯域 (25KHz) におよぶフーリエ解析である。
2. 脳内各部位に刺入された双極針電極から直接導出された脳波である。
3. 振幅スペクトラムを両対数グラフ上に表示し、そのパターンを3型 (f , $f+L$, L) に分類した。

一般に脳波といえは50~60Hz以下の、私どもの対象と比較すると極めて限られた低周波数帯域の活動電位である。これまでの脳波のコンピューター解析もこのような経験上の制約に甘んじてきた^{2,3)}。最近の電子工学の発展にもかかわらず、脳波学者すら脳波の本質ともいべき周波数限界とパワーを等閑視してきた結果、Berger以来依然として脳波は視察の領域を越えていない。

私どもは脳波の周波数限界を求めるべく、20 KHz以下の帯域で-3 dB以内というすぐれた

周波数特性を有するシステムを用いて解析した。その結果、周波数限界を決定し得たことに加えて、Fig. 11 に示すようにこの広周波数帯域の振幅スペクトラムパターンを分類することによって解剖学的に興味ある分布が得られた。その生理解剖学的意義の考察はすでに報告した²⁰⁾ごとくであり、このようなパターンの相違として表現できる脳波の質と、振幅もしくはパワーの高低として表現できる量のそれぞれの比較・変動が虚血侵襲後の脳機能評価法として妥当であることを証明し報告した²¹⁾。

ここで振幅スペクトラムパターンのもつ電気生理学的意義を考察する。

まず *f* 型について、これは $1/f$ ゆらぎの理論に基づいて命名した。 $1/f$ ゆらぎとは、両対数グラフ上で縦軸をパワー、横軸を周波数としたときに傾き -1 で減衰するものをいう。同様に傾き 0 なら $1/f^0$ 、 -2 なら $1/f^2$ ゆらぎという²²⁾。振幅スペクトラムを $|X(j\omega)|$ とすると、パワースペクトラムは $|X(j\omega)|^2$ である¹⁾から、両対数グラフ上ではパワーが振幅の 2 倍となる。従って大脳皮質運動領、海馬、扁桃核 (Fig. 5, 6, 7) は $1/f^2$ ゆらぎということになる。 $1/f^0$ は秩序のないいわゆる雑音である。死後平坦脳波すなわち私どもがホワイトノイズと表現したものは低周波数部分を除いて $1/f^0$ ゆらぎである (Fig. 5~10)。ゆらぎは現象の秩序もしくは確率的背景を教えてくれる。

海馬や扁桃核といった辺縁系皮質は新皮質と同じゆらぎの性質をもっている。脳梁は左右大脳半球間を連合する線維によって構成され電気活動は発信源(generator source) に従属すると考えられるから、発信源としての神経細胞とそれに従属する線維を含めて、*f* 型構造は機能生理学的には情報に基づいて執行・発令をする役目を担っている構造であろうと考えたい。

次に *L* 型について、Lorentz ゆらぎの理論からこのように命名した。Lorentz ゆらぎとは両

対数グラフ上で平坦の後 -2 の傾きで減衰するものをいう。脊髄と小脳がこの型に属する (Fig. 8)。

異質のパターンであるこれら *f* 型と *L* 型はどこかで統合されなければならない。中間に介在する脳幹の視床腹外側核と中脳網様体は *f+L* 型であった (Fig. 9, 10)。例えば視床腹外側核は輸入路からの情報 (主に小脳と淡蒼球) を modulate して *f* 型である皮質運動領に伝達すると考えると、*f+L* 型はこの変調機能を担っていると考えられる。

以上のように、高周波数帯域脳波フーリエ解析によって、私どもが分類したスペクトラムパターンの分布は、解剖学的構造ならびに機能分布とよく一致することは興味深い。

しかし私どもの分析法には次のような欠点がある。

その第 1 は、情報が伝達されてゆく時間的経過がわからないことである。Fig. 12 にネコの短潜時体性知覚誘発電位を示したが、最初の下方向への振れとして示された near field potential が、上位に伝達されるにつれ潜時が変化してゆく様子がわかる。この欠点を解決するためには、相互相関 (cross-correlation) を追求すればよい¹⁾。これが可能になれば脳内の複雑な線維連絡を電気生理学的に解明しうる可能性が出てくるのである。

その第 2 は、このような広周波数帯域の分析は臨床的には多くの制約をうけるであろう。現時点では夢物語であっても、深部からの誘導ではなく頭皮上電極を介して脳内深部の微小な電気活動をとらえることは全く不可能であるとは思えないし、またこれを越えない限り高次機能の解明もあり得ないと考ええる。

脳波の最高周波数限界を求めて、脳波活動の全貌を掌握することは、脳機能の判定に新分野を開くものと信じる。

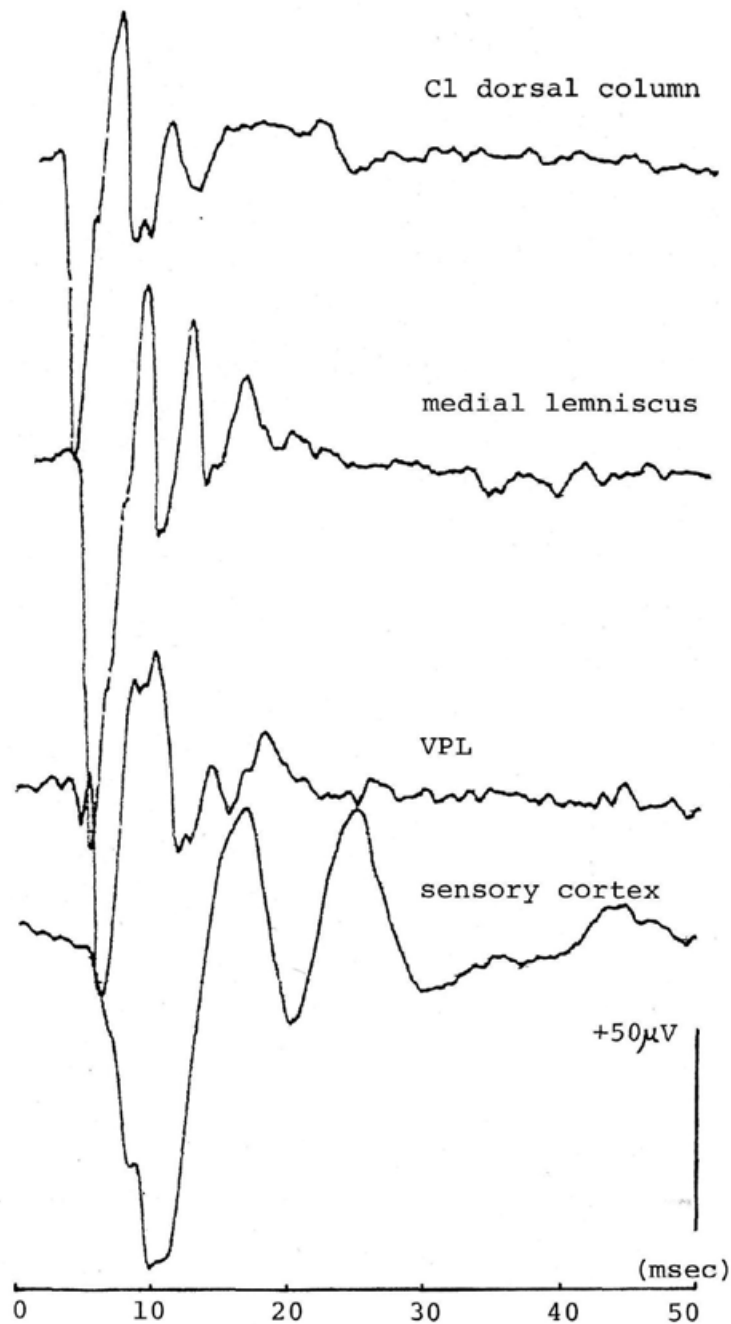


Fig.12 Somatosensory evoked potentials (SEP's) recorded at the different points of the sensory pathway after median nerve stimulation in the normal cat. Stimulation is given at time zero, and the SEP's are recorded over a 50 msec interval. Initial downward deflection indicates the near field potential of each point. These latencies are 3.8 msec, 5.6 msec, 6.2 msec, and 10.4 msec at Cl dorsal column, medial lemniscus, nucleus ventralis posterolateralis (VPL), and the sensory cortex, respectively.

ま と め

1. 広周波数帯域の脳波フーリエ解析を行った。周波数限界は大脳皮質運動領で 6.9 ± 0.8 KHz, 海馬で 4.1 ± 0.3 KHz, 扁桃核で 2.9 ± 0.5 KHz, 視床腹外側核で 9.3 ± 0.6 KHz, 中脳網様体で 9.9 ± 0.5 KHz, 脊髄で 8.9 ± 1.3 KHzであった。

2. ゆらぎの理論に基づいて, 振幅スペクトラムパターンをf型(皮質型), f+L型(脳幹型), L型(脊髄型)の3つに分類した。

3. これらスペクトラムパターンの分布は, 解剖学的構造ならびに機能分布とよく一致した。

4. 他のコンピュータ分析法, 特に相互相関(cross-correlation)を応用することにより脳内線維連絡を電気生理学的に解明しうる可能性を示唆した。

稿を終えるにあたり終始御懇篤なる御指導ならびに御校閲を頂いた恩師六川二郎教授に深甚なる謝意を表します。

また, 組織プレパラート作製に御協力頂いた大城朝光氏, データ整理を手伝って頂いた比屋根留美子嬢に感謝いたします。

文 献

- 1) 壽原健吉, 鈴木宏哉: 脳波の自己・相互相関とスペクトル, 神経進歩19: 1047-1060, 1975.
- 2) 松浦雅人, 山本紘世, 福沢等, 島蘭安雄, 佐藤謙助: 脳波の各種コンピュータ分析法の比較—波形認識法, 高速フーリエ変換法, 自己回帰法について, 臨床脳波25: 195-201, 1983.
- 3) Kellaway, P., Petersén I: Automation of clinical electroencephalography, Raven Press, New York, 1973.
- 4) 六川二郎, 井奥匡彦, 岩田吉一: 脳梗塞の治療効果に関する基礎的臨床的研究, 昭和54年度医療研究・特別研究成果要約(厚生省): 112-114, 1980.
- 5) 六川二郎, 井奥匡彦, 岩田吉一: 脳梗塞の治療効果に関する基礎的臨床的研究, 昭和55年度医療研究・特別研究成果要約(厚生省): 33-34, 1981.
- 6) 六川二郎, 岩田吉一: 脳梗塞の治療効果に関する基礎的臨床的研究, 昭和56年度医療研究・特別研究成果要約(厚生省): 38-40, 1982.
- 7) 中田宗朝, 六川二郎: 脳梗塞の治療効果に関する基礎的臨床的研究, 昭和57年度医療研究・特別研究成果要約(厚生省): 110-112, 1983.
- 8) 中田宗朝, 六川二郎: 脳梗塞の治療効果に関する基礎的臨床的研究, 昭和58年度医療研究・特別研究成果要約(厚生省): 60-61, 1984.
- 9) Cusic JF, Myklebust J: Continuous quantitative local cerebral blood flow measurement. Stroke 11: 661-664, 1980.
- 10) Kety SS, Schmidt CF: The nitrous oxide method for the quantitative determination of cerebral blood flow in man: theory, procedure and normal values. J Clin Invest 27: 476-483, 1948.
- 11) Snider RS, Niemer WT: A stereotaxic atlas of the cat brain. The university of Chicago Press, Chicago, 1961.
- 12) 武者利光: 私信.
- 13) 武者利光: $1/f$ ゆらぎ, 応用物理46: 1144-1155, 1977.
- 14) Hooge FN: $1/f$ noise. Physica 83(b): 14-23, 1976.
- 15) Radeka V: $1/f$ noise in physical measurements. IEEE Trans Nucl Sci 16(5): 17-35, 1969.
- 16) Dorset DL, Fishman HM: Excess electric noise during current flow through porous membranes separating ionic solutions. J. Membrane Biol. 21: 291-309, 1975.
- 17) Fishman HM, Dorset DL: Comments on "electrical fluctuations associated with active transport". Biophysical Journal 13: 1339-1342, 1973.
- 18) Bird JF: Neural $1/f$ noise and membrane models. Biophysical Journal 14: 563-565, 1974.
- 19) 時実利彦, 大熊輝雄: 中枢神経実験法 生理学編 医学書院, 東京, 1967.

- 20) 中田宗朝, 六川二郎: 広周波数帯域脳波のフーリエ解析—ゆらぎの概念から解釈して, 脳波と筋電図 vol14 No4 (掲載予定).
- 21) 中田宗朝, 六川二郎, 宮城航一, 高良英一, 寺田幸平: 全脳虚血モデルにおける血流再開後脳機能評価法—広周波数帯域脳波フーリエ解析法の意義, 第11回日本脳卒中学会総会プログラム抄録 (福岡) 1986.
- 22) 高倉公朋: 経皮的電気刺激による除痛法— $1/f$ 変動の生理学的意義, 脳神経外科10:349—357, 1982.
- 23) 武者利光: ゆらぎの世界, 講談社, 東京, 1980.

尚, 脱稿後本論文の要旨は第40回アメリカてんかん脳波学会 (1986. 11. 19 シアトル) にて発表することが決定されたことを付記する。

Computerized EEG-analysis

Munetomo Nakata and Yukitoshi Terada

Department of Neurosurgery, University of the Ryukyus, Okinawa, Japan

Key words : Fourier analysis, direct EEG, amplitude spectral pattern, $1/f$ and Lorentzian "fluctuation", cross-correlation

Abstract

Computerized analysis of the EEG has been done since a few years after Berger reported "Die Electroenzephalographie". Almost all investigators analyzed it in narrow frequency band such as below 50-60Hz and thought their results would present whole neuronal activity. Keeping the idea that the essentials of EEG are power and frequency spectrum, we did the following experiment to analyze the EEG up to the upper limit of frequency.

Thirtyseven adult cats were utilized by means of our own EEG analytical system, which is composed of high fidelity pre-amplifier (MEDELEC AA6MKII, A Vickers Healthcare Company) and signal processor (7T08, NEC-Sanei). Systematic frequency characteristics are less than - 3 dB within 20KHz in frequency.

The upper limits of frequency in different structures were varied: $6.9 \pm 0.8\text{KHz}$ (\pm S. E. M.) in the motor cortex, $4.1 \pm 0.3\text{KHz}$ in the hippocampus, $2.9 \pm 0.5\text{KHz}$ in the amygdala, $9.3 \pm 0.6\text{KHz}$ in the ventrolateral nucleus of the thalamus, $9.9 \pm 0.5\text{KHz}$ in the midbrain reticular formation and $8.9 \pm 1.3\text{KHz}$ in the spinal cord. Those of the brain stem structures are higher than the cortical structures. There were three patterns of amplitude spectrum in bi-logarithmic graphs, which were named type f, f+L and L based on the theory of $1/f$ and Lorentzian fluctuation. The distribution of these patterns in the central nervous system well corresponds with physio-anatomical system.

We discussed, in addition, on the application of other analytical method (cross-correlation) in order to make clear of electric signal transportation in the central nervous system.