

個人生体信号からのマイサウンド生成システムについて

水野 雅紀[†] 岩田 享[†] 加藤 昇平[†]
伊藤 英則[†] 粥川 裕平^{††} 寺島 正義^{†††}

本論文では、人間の身体から発生している生体信号を測定し、生体信号に含まれているカオス特性をサウンド系列に変換することにより、個人固有のサウンド（マイサウンド）を生成するシステムを提案する。生体信号として指尖容積脈波を採用し、本システムで生成されたマイサウンドを傾聴させ、傾聴者の脳波を測定・解析した。本論文では、癒しとの関連があると考えられる α 波の活動を評価することにより、マイサウンドの効果について考察する。

Individual Sound Generation from Biological Signals

MASAKI MIZUNO,[†] SUSUMU IWATA,[†] SHOHEI KATO,[†]
HIDENORI ITOH,[†] YUHEI KAYUKAWA^{††} and MASAYOSI TERASHIMA^{†††}

In this paper, we propose a sound generation system, which generates an individual sound (called *my-sound*) peculiar to a personal from his biological signals. In our system, the chaotic characteristics of biological signals are transformed into several sound sequences. *My-sound* is composed of the several sound sequences. In an experiment, we adopt a finger plethysmogram (pulse-wave) as the biological signal, and have measured the brain-waves of *my-sound* listeners. In this paper, we also report the investigation of α wave, which is considered to be relative to relaxation, and then discuss the effectiveness of *my-sound* for healing.

1. はじめに

ストレスの多い現代社会の中で、ストレスリダクション（ストレスを解放する方法）の重要性が広く認識されている。近年では、ストレスリダクションの一手法として、音楽療法が注目を浴びている^{1),2)}。欧米では、大学に音楽療法科が設立され、既に多くの音楽療法士が活躍の場を持っている。音楽療法では、主にクラシック音楽が扱われているが、リラクゼーションやヒーリングの為にはその傾聴者の健康状態や心理・精神状態を考慮した音楽が必要と考えられる。そこで本研究では、傾聴者の健康、心理ならびに精神状態を反映するものとして、生体信号を考え、個人の生体信号を基に個人固有の情報を抽出し、個人に適したヒーリングサウンドを生成するシステムを開発した。本論

文では、生体情報に含まれるカオス特性を解析・抽出することにより、生体のリズムとカオス特性からサウンドを生成する規則を考案し、サウンド生成システムを提案する。なお、ここでは、生体信号として指尖容積脈波を採用する。指尖脈波にはカオス特性が存在することが確認されている^{3)~5)}。

本システムにより生成されたサウンド（以下、マイサウンド）の有効性を確認するために、サウンド傾聴時の脳波測定を行い、 α 波の変動を解析し評価した。脳波における α 波の変化はリラクゼーションと関連があるといわれている^{6)~9)}。

2. マイサウンド生成

2.1 システムの概要

図1にマイサウンド生成処理の概要を示す。本システムは「生体信号測定」「カオス特性解析」「サウンド生成」の3つから構成される。

生体信号測定部では、個人の生体情報として、指尖容積脈波を測定する。カオス特性解析部では、まず、

[†] 名古屋工業大学 知能情報システム学科
Department of Intelligence and Computer Science
Nagoya Institute of Technology

^{††} 名古屋工業大学 保険管理センター
Health Administration Center
Nagoya Institute of Technology

^{†††} 名古屋家庭裁判所
Nagoya Family Court

特許出願中「サウンド生成方法、及び、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体」

脈波の時系列からカオストラクタを算出しカオス特性を視覚的に表現する。次に、カオストラクタを任意の平面により切断し、ポアンカレ切断面を構成する。そして、切断面上にサウンド生成のための基準点を設定する。サウンド生成部では、アトラクタの軌道と切断面からサウンドを生成する。サウンドの時刻は軌道が切断面を通過する時刻とし、サウンドの内容は軌道と切断面の交点と基準点の関係に対して与えられた規則によって決定される。

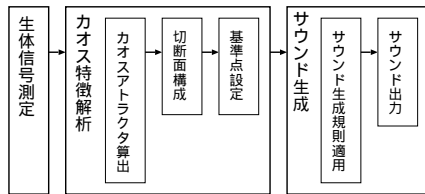


図1 システムの概要

Fig.1 The outline of our system

2.2 カオストラクタ算出

複雑な時系列を決定論的カオスの側面から解析する際には、その時系列に対して非線形力学系としての特徴を捉えることが必要となる。不規則な時系列を決定論的非線形力学系の観点から解析しようとするとき、まず始めに、力学系のアトラクタを再構成することが必要となる。アトラクタの再構成とは、観測された時系列から、時系列を生み出したと考えられる非線形力学系の軌道そのものを知ることは出来ないが、それと位相幾何学的に等価な軌道を得る操作である¹⁰⁾。

測定された生体信号を N 個の 1 次元離散時系列とみなし $x(t)$ と表現する。生体信号の例として、指尖容積脈波を図 2 に示す。

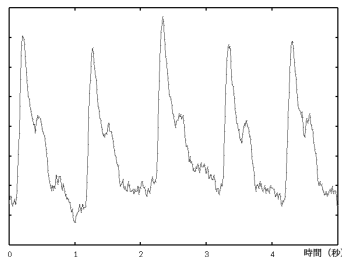


図2 生体信号 (指尖容積脈波)

Fig.2 Biological Signal (Finger Plethysmogram)

アトラクタの再構成の方法として、遅延座標系がある。遅延座標系とは、時系列 $x(t)$ に対して遅延時間 τ

を伴った m 個の状態変数を成分とするベクトルを用いて m 次元力学系のアトラクタ軌道を再構成する方法である。時刻 t におけるアトラクタの軌道 $v(t)$ は以下の式で決定される。

$$v(t) = \{x(t), x(t+\tau), \dots, x(t+(m-1)\tau)\} \quad (1)$$

観測時系列から遅延座標系への変換が埋め込みであることは、Takens の埋め込み定理により保証される¹¹⁾。図 3 に図 2 の脈波時系列に対して $m = 3, \tau = 100$ (0.1 sec に相当) で求めたカオストラクタを示す。

測定により得られた生体信号のカオス特徴を決定する指標としては、最大リアプノフ指数が正であればよい。リアプノフ指数を求める方法を以下に述べる。まず、アトラクタの軌道 $v(t)$ に対して以下の性質を満たす m 次元非線形写像 f を考える。

$$v(t+1) = f(v(t)) \quad (2)$$

ここで、 $v(t)$ に対する微小変位を $\Delta v(t)$ とすると、下式が成り立つ。

$$v(t+1) + \Delta v(t+1) = f(v(t) + \Delta v(t)) \quad (3)$$

したがって、Taylor 展開して線形近似することにより、 $v(t)$ における微小変位 $\Delta v(t)$ に関する写像を得る。

$$\Delta x(t+1) = J_t \Delta x(t) \quad (4)$$

ここで、 J_t は、点 $v(t)$ における f のヤコビ行列である。そこで、ヤコビ行列の M 回積 ($M = N - (m-1)\tau$, N は $x(t)$ のデータ長) の行列を計算し $G(x(0), M)$ と表現する。

$$G(x(0), M) = \prod_{t=0}^{M-1} J_t \quad (5)$$

更に、行列 $G(x(0), M)$ から下式で正定値行列 Γ を定義する。ここで A^t は行列 A の転置行列を意味する。

$$\Gamma = [G(x(0), M)^t G(x(0), M)]^{\frac{1}{2M}} \quad (6)$$

ここで、行列 Γ は正定値行列なので、その固有値は正の定数である。そこで、この固有値を $\sigma_i(M)$ とおくと、リアプノフスペクトラムは下式で定義される。

$$\lambda_i = \lim_{M \rightarrow \infty} \frac{1}{M} \log_2 |\sigma_i(M)| \quad (1 \leq i \leq m) \quad (7)$$

以上の計算手順により推定されたリアプノフスペクトラムにより、最大リアプノフ指数 λ_1 を求めることが出来る。

2.3 切断面構成

次にポアンカレ写像を用いてカオス周期の微小なズレを計算する。計算方法としては、アトラクタ軌道を任意の面にて切断し、その切断面上にプロットされる $(m-1)$ 次元の点 $p(i) (i = 0, \dots, n)$ を求める。切断面上の点 $p(i)$ から再び切断面上に戻ってくるまでの時間を $\gamma(p(i))$ とすれば、ポアンカレ写像 ϕ で次式で表現

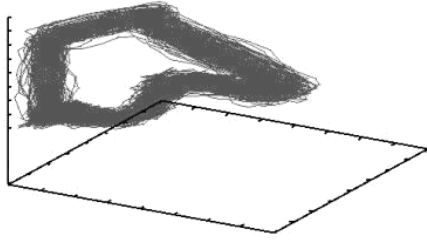


図3 カオスアトラクタ
Fig. 3 Chaos Attractor

される。

$$p(i+1) = \phi(p(i), \gamma(p(i))) \quad (8)$$

2.4 基準点設定

ポアンカレ切断面上には、脈波時系列のカオス周期における微小なズレが、点列 $p(i)$ として構成される。ここで、切断面上に任意に基準点 O を設定し、点列 $p(i)$ の位置ベクトル $\vec{p}(i)$ と基準点 O の位置ベクトル \vec{O} の差 $\vec{P}(i)$ を算出しておく。

$$\vec{P}(i) = \vec{p}(i) - \vec{O} \quad (9)$$

図4に $\vec{P}(i)$ のイメージを示す。

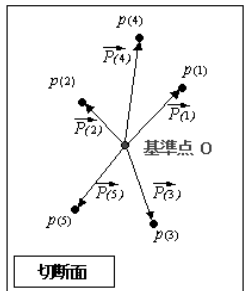


図4 切断面上の基準点
Fig. 4 Base Point on the Cutting Plane

2.5 サウンド生成規則適用

サウンドを生成するにあたり必要な規則は、GUI (Graphical User Interface) を持つソフトウェアにより、音の数、使用楽器、音高の範囲、音強の範囲、音階等を設定することが可能であり、個人それぞれの好みに合わせてサウンド生成規則を決定することが可能である。

サウンド生成において、サウンドの最小構成単位を音素と呼ぶ。音素は、高さ n 、長さ s 、強さ v から構成され、チャンネル k の音素を S_k とすると、以下の式で

音素生成アルゴリズム

```

1 begin
2  t := 0;
3  i := 0;
4  repeat
5    if カオスアトラクタが切断面を通過 then
6      begin
7        for k := 0 to m
8          begin
9            P := P_k(i) を音高範囲内へ折畳み†;
10           b := P mod r;
11           a := (P - b)/r;
12           n := m_b^a;
13           s := γ(p(i-1));
14           v := |P_k(i)| を音強範囲に正規化;
15           S_k := (n, s, v) として音素生成;
16         end
17       i := i + 1;
18     end
19   t := t + 1;
20 until (t > N)
21 end.

```

† 折畳みとは、カオス写像の1つであるパイこね変換を用いる。

図5 音素生成アルゴリズム
Fig. 5 Sound generation algorithm

表現出来る。

$$S_k = (n, s, v) \quad (10)$$

図5にポアンカレ切断面上に用意した $(m-1)$ 次元のベクトル $\vec{P}(i)$ から音素を生成するアルゴリズムを示す。図5中 m_b^a は音階要素を表しており、 a 、 b はそれぞれオクターブ高、12平均率音階番号を意味する。また、 r はオクターブ幅を表す。

3. 評価実験

本システムの有用性を検証するための実験として、サウンドを聴いたときの脳波測定を行い脳波における波成分と波成分を抽出し、特に波成分に着目して評価する。

脳波は時系列信号とみなせるので、 $f x_i(t)$ と定義する。 i は電極部位を表す。すると、フーリエ変換により周波数特性 $\hat{x}_i(f)$ を求めると式(11)のようになる。

$$\hat{x}_i(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x_i(t) e^{-j\omega t} dt \quad (11)$$

α 波周波数帯は(7.5~13Hz)であり、 β 波周波数帯は(13~30Hz)であるので波および波のパワースペクトル値はそれぞれ式(12)、式(13)で算出できる。

$$W_\alpha(i) = \int_{7.5}^{13} |\hat{x}_i(f)|^2 df \quad (12)$$



図6 被験者Aのマイサウンド
Fig. 6 Subject A's My-Sound

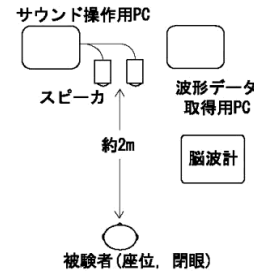
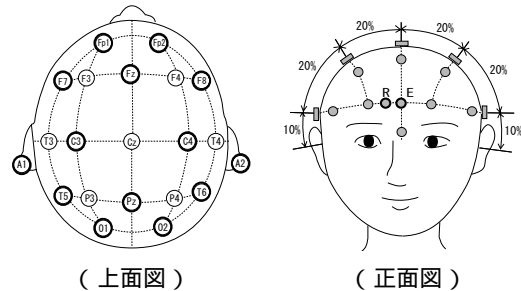


図7 脳波測定環境

Fig. 7 Brain-Waves measurement environment



(上面図) (正面図)

図8 電極配置図

Fig. 8 The electrode arrangement

$$W_{\beta}(i) = \int_{13}^{30} |\hat{x}_i(f)|^2 df \quad (13)$$

被験者毎の脳波の評価尺度として、波含有率を用いる。理由としては被験者毎の脳波のパワースペクトル値の範囲が異なるので、被験者間の関係について比較検討するためである。波含有率 $C_{\alpha}(i)$ は以下の式で定義される。

$$C_{\alpha}(i) = \frac{W_{\alpha}(i)}{W_{\alpha}(i) + W_{\beta}(i)} \quad (14)$$

サウンド生成

22~25歳の健康な男女計9人(被験者A~I)から評価実験の直前に生体信号を測定し、マイサウンドを生成する。生体信号には指尖容積脈波を用いる。測定条件は、安静状態の指尖容積脈波をサンプリング周波数100Hzで180秒間測定することにする。

サウンドの生成において、カオス特性解析におけるパラメータは $N = 18000, m = 3, \tau = 10$ に固定する。音階は {ド, レ, ♭ミ, ファ, ソ, ♭ラ, ♭シ} で構成されるナチュラルマイナーを用いる。図6に被験者のマイサウンドの一部を示す。

サウンド傾聴時の脳波測定

上記9名の被験者に対して本システムで生成したサウ

ンドを傾聴させた場合における脳波の活動を測定する。図7に本実験の脳波測定環境を示す。脳波計はNECメディカルシステムズ株式会社製SYNAFIT2514を用いる。脳波測定の手法は、国際脳波学会標準法(国際10/20法)に準拠する。測定に用いる電極としては(Fp1, Fp2, F7, F8, Fz, C3, C4, Pz, T5, T6, O1, O2)の計12箇所を採用する。その他、測定時には、指尖脈波、眼球運動、及び、心電図も測定する。図8に国際脳波学会標準法(国際10/20法)による電極位置の配置図を示す。脳波解析では、コンテック社製A/D変換ボードAD12-16(PCI)Eを用いてサンプリング周波数500Hz, 時間分解能1秒, 周波数分解能512で脳波データをコンピュータに取り込み、分析を行う。

実験1 マイサウンド傾聴による脳波の活動

マイサウンドを傾聴している間(マイサウンド呈示中)と閉眼安静時(ベースライン)の脳波における波含有率の変化を比較する。被験者A~Gについては、呈示前無音6分, 呈示時間6分, 呈示後無音2分の計14分を一区切りとする。被験者H,Iについては、呈示前無音3分, 呈示時間3分, 呈示後無音2分の計8分を一区切りとする。

実験2 自己-他人間のマイサウンドクロステスト

マイサウンドを傾聴している間(マイサウンド呈示中)と、他人のマイサウンドを傾聴している間(他人

本来マイサウンドには楽譜の概念が無い。本稿では紙面に表示するためマイサウンドのMIDIデータを楽譜化した。本楽譜を再生してもマイサウンドと同一なサウンドは再現されないことに注意されたい。

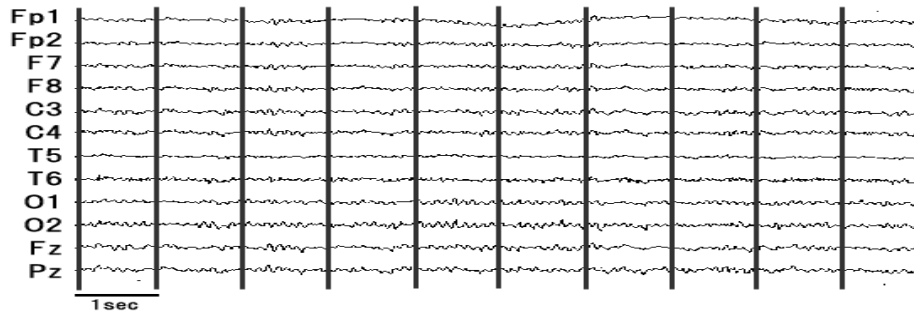


図9 脳波
Fig. 9 Brain-Waves

表1 脳波解析結果(実験1)
Table 1 brain-waves analysis (exp-1)

被験者	F8		ML
	MS	NS	
A	49.7.7	56.5	0.57
B	72.1	64.2	0.58
C	64.9	51.9	0.67
D	44.9	45.0	0.21
E	70.4	65.8	0.58
F	49.7	50.3	0.60
G	43.1	60.0	0.27
H	91.3	71.2	0.41
I	64.5	44.5	0.59

MS:マイサウンド, NS:無音時,
ML:最大リアブノフ指数

サウンド表示中の脳波における波含有率の変化をそれぞれ比較する。被験者H,Iについては、表示前無音3分、表示時間3分、表示後無音2分の計8分を一区切りとする。

4. 実験結果

実験1

図9にマイサウンド傾聴時の被験者から測定された脳波の一部を示す。音楽傾聴時における脳の活動部位としての電極位置F8が注目されているため^{12),13)}、本実験においても、表示時間中におけるF8の脳波に着目し、各被験者毎の波含有率の平均値を調べた。結果を表1に示す。また、測定により得られた脈波の最大リアブノフ指数の値も同時に示す。表1の結果から、約半数の被験者からはマイサウンド表示中において、ベースラインよりもα波の活性化が確認された。図10、図11に被験者Aのマイサウンド傾聴、および、ベースライン時のF8部位におけるα波活動の変化を示す。同図において、横軸は時間の経過(秒)を表し縦軸はα波含有率を表す。また、両図とも、25秒間の移動平均値による近似曲線を図示した。図10から、被

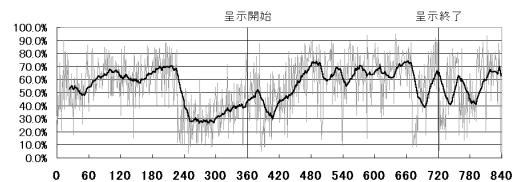


図10 波含有率の推移(マイサウンド表示時:被験者A, F8)
Fig. 10 Transition of α-wave (%) (My-Sound: Subject A, F8)

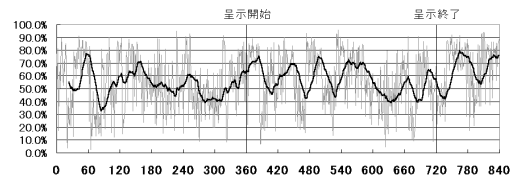


図11 波含有率の推移(ベースライン:被験者A, F8)
Fig. 11 Transition of α-wave (%) (baseline: Subject A, F8)

表2 脳波解析結果(実験2)
Table 2 Brain-Waves analysis (exp. 2)

被験者	F8	
	MS	OS
H	91.3	71.2
I	64.5	57.8

MS:マイサウンド, OS:他人サウンド

験者Aにおいては、マイサウンド傾聴によるα波活性の上昇が認められる。一方で、閉眼安静時の脳波活動には、特徴的な変動は見られなかった。

実験2

表2に被験者H,Iに対するサウンド表示時間中におけるF8部位の脳波の波含有率の平均値を示す。同表から、両者とも、マイサウンドの傾聴時のα波の活性が、他人サウンドの傾聴時に比較して高くなっていることがわかる。図12、図13に被験者Hのマイサウンド傾聴、および、他人サウンド傾聴時のF8部位に

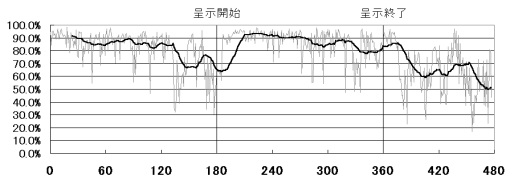


図12 波含有率の推移 (マイサウンド: 被験者H, F8)

Fig. 12 Transition of α -wave (%) (My-Sound: Subject H, F8)

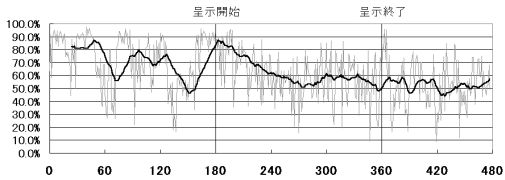


図13 波含有率の推移 (他人サウンド: 被験者H, F8)

Fig. 13 Transition of α -wave (%) (other's-Sound: Subject H, F8)

おける α 波活動の変化を示す。また、実験2と同様に、両図とも、25秒間の移動平均値による近似曲線を図示した。図12から、被験者Hにおいては、マイサウンド傾聴による安定した α 波の活性が認められる。一方で、他人サウンドである被験者Iのマイサウンドを傾聴した時には、 α 波の活性は減少する傾向が見られた。

5. おわりに

本論文では、サウンドによるストレスリダクションを目的として、生体情報に含まれるカオス特性を解析・抽出することにより、生体のリズムとカオス特性からサウンドを生成する「生体信号からのマイサウンド生成システム」を提案した。本システムは、傾聴者の健康、心理ならびに精神状態を反映するものとして、生体信号を考え、個人の生体信号を基に個人固有の情報を抽出し、個人に適したヒーリングサウンドを生成するものである。実験では、本システムで生成されたサウンド傾聴時の脳波を測定・解析し、リラクゼーションと関連があるといわれる、 α 波の活動を調べた。約半数の被験者に対してマイサウンドは無音時より高い波含有率を与えることを確認した。

今後の課題としては、より多くの被験者に対してマイサウンド傾聴時の脳波を測定・分析すること、およびサウンド生成規則の改良、特に、生成規則におけるバイオフィードバックの導入などがあげられる。なお、今回は特に、生体信号に内在するカオス特性に着目してサウンド生成システムを提案したため、生成したサウンドには、音楽の理論や芸術性は一切考慮がされて

いない。そこで、今後は、それらの工夫を組み込む予定である。現段階では、 $1/f$ ゆらぎやフラクタル性を考えている。また、評価実験に関しては、より詳細な脳波解析手法を用いることにより、サウンド傾聴時の入眠への効果を測定することや、サウンド呈示前後の傾聴者に対する心理評価についても取り組んでゆきたい。

参考文献

- 1) 佐治量哉, 佐治順子: "脳波のフラクタル次元ゆらぎ解析を用いた音楽療法効果の客観的評価について", 日本バイオミュージック学会, Vol.18, No.2 (2000).
- 2) 岩永誠: "音楽の特徴と好み感情に及ぼす影響", 日本バイオミュージック学会, '99 Vol.17 No.1, pp104-109 (1999).
- 3) 伊藤憲一: "サロゲート法による指尖脈波の非線形性の検定", 電子情報通信学会論文誌, Vol.J81-A, No.3, pp.448-451 (1998).
- 4) 田原孝, 津田一郎, 岩永浩明: "指尖脈波が示すカオスの心身情報", 第6回生体・生理工学シンポジウム講演論文集, pp.385-390 (1991).
- 5) 五百旗頭正, 栗原三奈子, 馬庭芳朗, 太田祥一, 内田一郎, 天田実志, 山本基: "加速度脈波による定量的健康度評価および病態推定" 第18回ファジシステムシンポジウム講演論文集, (2002).
- 6) 下村依子, 保志場香世, 森際孝司, 松本和雄: "音楽刺激による生体反応のポリグラフ研究", 日本バイオミュージック学会, '97 Vol.15, No.2 (1997).
- 7) 辻陽一: "音楽刺激による波周波数と振幅ゆらぎの変化", 臨床脳波, Vol33, No.9, pp.629-632 (1991).
- 8) 緒方茂樹, 谷口あずさ, 古閑永之助: "音楽鑑賞と脳波", 臨床脳波, Vol28, No.8, pp548-553 (1986).
- 9) 緒方茂樹: "音楽鑑賞時の脳波変動", 脳波と筋電図, 17(1), pp.20-28 (1989).
- 10) 合原一幸: "カオス学入門", 日本放送出版協会 (2001).
- 11) F.Takens, "Detecting Strange Attractors in Turbulence", in Dynamical Systems and Turbulence, Warwick, 1980, eds. D. A. Rand and L. S. Young pp.366 (Springer, Berlin, 1981).
- 12) Tatsuya Iwaki, Mitsuo Hayashi and Tadao Hori: "Changes in Alpha Band EEG Activity in the Frontal Area after Stimulation with Music of Different Affective Content", Perceptual and Motor Skills, 84, pp.515-526. (1997)
- 13) 柏原恵龍: "閉眼安静時アルファ波の左右差の検討", 脳波と筋電図, 14(4), pp.287-293 (1986).