

脳波情報を用いたリラクゼーションサウンド生成システムの構築†

前田 陽一郎 *1・一井 亮介 *2・高橋 泰岳 *1

本研究では、脳波情報からユーザーのリラクゼーション効果の指標を取得し、その値によってサウンドの自動チューニングを行うシステムを構築する。まず事前に、脳波情報を用いたリラクゼーション度合いを計測するための指標を構築する。はじめに θ 波、 α 波、 β 波の周波数帯域の脳波パワー含有率の変化を3次元状態図で表示して脳波特徴解析を行う。次に脳波とリラクスの関係に関する仮説に基づき3次元状態図でリラクゼーション傾向を把握し、被験者がリラクゼーション状態であることを定量的に評価できる指標を構築する。6名の被験者に対して検証実験を行った結果、被験者の脳波の変化に対するリラクスの有効性が確認された。

筆者らは、サウンド生成に同期と非同期が制御可能な大規模カオスを用いて、音高、音長、音量を決定し、サウンド生成を行うインタラクティブ・カオティック・アミューズメント・システム (ICAS) を開発してきた。ここではICASの応用研究として、生成したサウンドを人間にとってよりリラックスできるサウンドへと、自動でチューニングするシステムの構築を行う。実際に被験者にサウンド生成システムを使用してもらい、生成されたサウンドを聴いた時の6名の被験者のアンケート結果と本研究で提案するリラククス度推定結果の比較を行うことで有用性の検証を行なった。その結果、被験者のアンケート結果と本提案手法の指標に相関があることが確認された。

キーワード：リラクゼーション、脳波、サウンド生成、カオス理論

1. はじめに

近年、現代人の多くがストレスを感じているといわれ、癒しを求めるニーズが社会的にも高まっている。この問題に対して、ユーザーの生理状態を認識してそれに応じたリラクゼーション効果を与えるシステムの研究開発が盛んに行われている。一般的な研究例としては、ユーザーの生体信号などからリラクゼーションの度合いを判定し、それによってリラクゼーション効果を促すような画像またはサウンドなどの提示を行い、よりユーザーのリラクゼーション効果を得るように誘導するものが多い。

実際の研究例としては、呼吸を用いて癒しの映像・音楽を生成するというバイオフィードバックシステム [1] が開発されている。これ以外にもユーザーの精神状態を測定するために心拍 [2, 3] や発汗 [4]、脳波 [5] などの指標が用いられている。例えば、Jacobsら [6] はリラククス指標として脳波の θ 波と α 波のパワーの

増減を用いている。しかし、この手法では大まかなりリラックス傾向を掴むことは可能であるが定式化されていないため定量的な判定はできず、どの程度リラククス効果を得ているのかを明確に示す指標とは言えない。

一方、筆者らは、サウンド生成にカオス理論を用いた研究を行ってきた [7, 8]。同期性や非同期性を制御できる大規模カオスを用いることによって、音高、音長、音量を制御してサウンド生成を行うインタラクティブ・カオティック・アミューズメントシステム (ICAS) をすでに開発している。

本研究では、このICASの応用研究として、生成したサウンドを人間にとってよりリラックスできるサウンドへと自動でチューニングするシステムの構築を目指す。事前に脳波情報を用いたリラククス度を計測する指標の構築を行い、検証実験を行う [9]。まず θ 波、 α 波、 β 波の周波数帯域の脳波パワー含有率を3次元状態図で表示して脳波特徴解析を行う。脳波とリラクスの関係に関する仮説に基づき3次元状態図でリラクゼーション傾向を把握し、被験者がリラクゼーション状態であるということを定量的に評価できる指標を構築する。

次に事前実験により構築した脳波特徴解析を用いたリラククス度を計測するための指標と、ICASを組み

† Construction of Relaxation Sound Generation System Used Electroencephalogram Information

Yoichiro MAEDA, Ryosuke ICHII and Yasutake TAKAHASHI

*1 福井大学 大学院工学研究科 知能システム工学専攻
Dept. of Human and Artificial Intelligent Systems, Graduate School of Engineering, University of Fukui

*2 沖電気工業株式会社
Oki Electric Industry Co., Ltd

合わせることでリラクゼーションサウンド生成システムを構築する。このシステムは脳波情報からユーザーのリラックス度をリアルタイムに取得し、それを基にICASのパラメータの自動チューニングを行う。実際に被験者にサウンド生成システムを使用してもらい、生成されたサウンドを聴いた時の被験者のアンケート結果と本研究で提案するリラックス度推定結果の比較を行うことで有用性の検証を行う。

2. 大規模カオスをを用いたインタラクティブサウンド生成システム

本研究では、脳波情報によるリラクゼーションサウンド生成システムを構築するために、大規模カオスのパラメータを調整することにより様々なサウンドを生成することが可能なICAS(Interactive Chaotic Amusement System)を用いている[7, 8]。これはユーザーが同期と非同期を制御できる大規模カオスを用いることで、多様なサウンドを自在に生成できるシステムである。以下ではICASについて簡単な説明を行う。

2.1 ICAS

ICASは、音を生成するカオス要素を大規模カオス[10]を用いてネットワーク状に複数結合し、人間がたった2つの大規模カオスのパラメータを調整することにより、様々な特徴の異なる音を生成することが可能なインタラクティブシステムである。本研究で用いたICASでは大規模カオスの中でも大域的に制御できる大域結合写像(GCM)を用いてサウンド生成に重要な音高、音長、音量、調性の制御を行っている。

GCMは、カオス要素を多数並べ、全ての要素を相互作用させることによって状態を同期または非同期に遷移させることができるモデルである。ICASではGCMを構成するカオス要素にはロジスティック写像を用いている。また、ここで用いたGCMは式(1)のカオス要素(ロジスティック写像)を式(2)で結合している。ここではカオス要素が同期した後、非同期状態に戻れるように微小な雑音を加えている。

$$f(x_k(t)) = 1 - ax_k^2(t) \quad [k = 1, \dots, N] \quad (1)$$

$$x_k(t+1) = [1 - e]f(x_k(t)) + \frac{e}{N} \sum_{j=1}^N f(x_j(t)) + \sigma \eta_n^k \quad (2)$$

ここで、 N は全カオス要素数、 $x_k(t)$ が状態、 $f(x_k(t))$ がロジスティック写像、範囲 $[-1, 1]$ からとった一様な乱数 η_n^k が雑音を示す。GCMの制御パラメータは、個々のカオス要素の非線形性を高める a と、全要素間の結合力を高める e の2つである。 a の値が大きくな

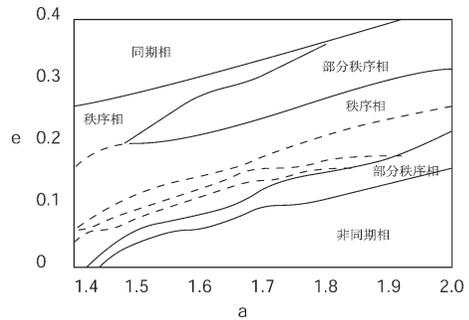


図1 カオス挙動を示すGCM相図

れば各要素の振動は無秩序の状態(非同期相)となり、 e の値が大きくなれば全ての要素は同じような軌道をとる(同期相)。図1の相図より、非同期相と同期相の間には秩序相や部分秩序相などがあり複雑な様相を示す。

2.2 GCMによるサウンドの同期制御

図2にICASにおけるGCMのサウンドの同期制御の概略図を示す。ICASでは図2のように音高、音長、音量、調性に対して、それぞれ独立にGCMを割り当て、複数のカオス要素(図2の場合4つ)に相当するサウンドを同期・非同期に制御することが可能である。生成されるサウンドは1から4まであり同時に出力される。音高、音長、音量、調性はそれぞれのカオス要素であるロジスティック写像Lh, Lt, Lv, Lsにより生成される。また、GCM1により音高はLh1からLh4まで結合されており、音高の同期制御が可能である。同様にGCM2, GCM3, GCM4により音長、音量、調性についても独立に同期制御がなされる。本システムではGCMの大域的な相互作用により、同期・非同期が制御可能な複雑なサウンドを生成できる。

またICASでは、人間にとってより心地よいサウンドを生成するために、音楽理論の一部を取り込んでい。音楽要素として、小節、休符、テンポ、エコー、音色を自在に設定できるようになっている。

	GCM1	GCM2	GCM3	GCM4
サウンド1	音高Lh1	音長Lt1	音量Lv1	調性Ls1
サウンド2	音高Lh2	音長Lt2	音量Lv2	調性Ls2
サウンド3	音高Lh3	音長Lt3	音量Lv3	調性Ls3
サウンド4	音高Lh4	音長Lt4	音量Lv4	調性Ls4

図2 ICASにおけるGCMによるサウンドの同期制御

3. 脳波特徴解析によるリラクゼーション効果推定手法

本章では本研究で提案する脳波特徴解析手法について説明する．ここでは主にリラックス度を検出するための解析手法について提案する．

3.1 脳波について

本研究では，人間のリラックス度を測定するために脳波情報を用いる．人間の脳は多数の神経細胞（ニューロン）から構成されており，それらの神経細胞が網目状のネットワークを作り上げている．通常，静止状態の神経細胞はマイナス数十[μV]の電位に保たれている．脳が刺激を受けると，1000分の1秒以下の短い時間に電位が一瞬プラスに逆転する．この電位の逆転を活動電位と呼び，個々の神経細胞に発生する電気的な変化である．脳の電気的活動にはもう一つあり，活動電位が神経を伝わって次の神経細胞に信号を受け渡すときに発生するシナプス電位がある．シナプス電位が複数集まり活動電位発生の基準値を超えると活動電位を発生させる[11]．

脳波は，多くの神経細胞で発生する活動電位やシナプス電位の総和を頭皮の上から観察したものである．脳波の大きさは数十[μV]程度の非常に微弱なものである．人間の精神活動や意識状態の変化に伴い，脳波は異なるパターンを示す．表1に本研究でも用いる様々な脳波を列挙する．

脳波は一般に δ 波， θ 波， α 波， β 波の4つに分類されるが， δ 波は主に深い睡眠時に発生する脳波であるため，睡眠ではなく覚醒時を扱う本実験では発生しないと考え， θ 波， α 波， β 波の3つに限定した．またリラックス状態では α 波が発生することはよく知られているが，リラックス時に θ 波が増加したという研究事例[6]もあるため，本研究では α 波， β 波に加えて θ 波も解析対象にすることでリラックス度の判定を行った．

表1 本研究で用いた脳波

睡眠時脳波 θ 波 [5~8Hz 付近]	入眠期に α 波の振幅、周波数、連続性が低下して現れる徐波
安静時脳波 α 波 [8~13Hz 付近]	リラックス状態や安静閉眼状態に表れる脳波
覚醒時脳波 β 波 [13~20Hz 付近]	覚醒状態である意識集中やストレスを感じているときに表れる脳波

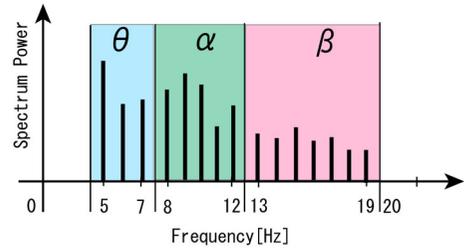


図3 脳波のパワースペクトル周波数帯域

3.2 脳波パワー含有率の算出

本研究では，まず計測した脳波に対し図3のように θ 波， α 波， β 波の各周波数帯(1 [Hz]単位)のパワースペクトルをフーリエ変換により求める．さらに，これらの帯域の全帯域中に含まれる割合を求めることで，特徴解析を行うことを考える．

脳波の原波形データは様々な周波数帯の波形を含んでおり，これを直接解析して脳波情報を得ることは困難である．そのため，脳波の原波形にパワースペクトル解析を行い， θ 波($5 [\text{Hz}] \leq f_{\theta} < 8 [\text{Hz}]$)， α 波($8 [\text{Hz}] \leq f_{\alpha} < 13 [\text{Hz}]$)， β 波($13 [\text{Hz}] \leq f_{\beta} < 20 [\text{Hz}]$)の各帯域波形を取り出し，各パワーの総和を求め，全体のパワー合計に含まれる割合(ここでは脳波パワー含有率と呼ぶ)を相対的な数値として表す．各周波数帯の幅はそれぞれ異なっているので，ある周波数帯のパワーの総計をとり，そのまま用いることは適切ではない．

そこで本手法では各周波数帯で θ 波， α 波， β 波ごとにパワーの平均値(ここではパワー平均と呼ぶ)をとることにより，この値をそれぞれの周波数帯での代表値とする． $V_f [\mu\text{V}]$ を周波数 $f [\text{Hz}]$ における脳波のパワー， P_i を i 波($i = \theta, \alpha, \beta$)のパワー平均とすると， P_i は式(3)によって求められる．

$$P_i = \sum_{f=F_{min}^i}^{F_{max}^i} V_f / (F_{max}^i - F_{min}^i + 1) \quad (3)$$

$$P_{sum} = P_{\theta} + P_{\alpha} + P_{\beta} \quad (4)$$

$$G_{\alpha} = P_{\alpha} / P_{sum} \quad (5)$$

ここで，(F_{min}^i, F_{max}^i)は i 波の最小，最大周波数を示し，本実験では整数周波数のみを扱っているため， $i = \theta$ のとき(5, 7) [Hz]， $i = \alpha$ のとき(8, 12) [Hz]， $i = \beta$ のとき(13, 19) [Hz]となる．

また各周波数帯でのパワー平均の総和 P_{sum} を式(4)により求める．パワー含有率 G_{α} は全体のパワー平均総和に対する α 波パワーの比率であり，式(5)によ

て求められる。θ波、β波の場合も同様に求められる。一般に脳波は常にθ、α、β波が活性化しているとは限らないが、リラックス状態ではα波が安静閉眼時に後頭部に現れることが知られている。またθ波も、うとうとしている状態で発生するため、これらと覚醒時の活動状態で発生しているβ波との間にどのような関係があるのかを検証するため、3種類の脳波含有率を調べて脳波全体の比率でリラックス状態を評価する手法を仮説として提案する。この仮説についての有効性は後の実験において検証する。

3.3 3次元状態図による脳波特徴解析

本研究における提案手法では脳波全体の挙動をマクロに解析するため、X軸にθ波、Y軸にα波、Z軸にβ波を対応させることにより、それぞれの脳波パワー含有率を3次元状態図(正確には3次元パブル散布図)で表現する。脳波を3次元状態図でプロットすることにより、各脳波パワー含有率や関連性を視覚的に確認できる。これにより、被験者がリラックス状態に近づいたとき脳波パワー含有率の分布が変化し、どのような特徴的な傾向が見られるかを検証する。

分布によるリラクゼーションの傾向については、身体的または精神的に安定している状態(リラックス状態)で多く観測される傾向にあるθ波、α波の割合が多く、反対にストレス傾向では、覚醒状態(非リラックス状態)で多く観測される傾向にあるβ波の割合が高くなると考えられる。これを図4のような3次元パブル散布図で表現すると、脳波がより低い位置にあ

り、三角形平面の右手前中央付近に分布するほどリラクゼーション傾向が高くなり、逆により高い位置で左奥付近に分布するほどストレス傾向が高くなると考えられる。 G_θ 、 G_α 、 G_β の座標軸先端を結ぶように描かれた三角形平面は $G_\theta + G_\alpha + G_\beta = 1$ を示しており、脳波分布は必ずこの平面上に乗る。

3.4 リラックス度Rの推定

前節の脳波パワー含有率による3次元状態図の関係より、リラクックス度Rを式(6)により推定して、このRが増加するほどリラクックス傾向が強いと仮定する。式中の k_i ($i = \theta, \alpha, \beta$)は各脳波パワー含有率の重み係数であり、事前にユーザの脳波計測実験を行い決定する。リラクックス度Rは、θ波とα波の脳波パワー含有率の重み付き和を各周波数帯の脳波パワー含有率合計で割ることにより、正規化している。

$$R = \frac{\sum_{i=\theta,\alpha} k_i G_i}{\sum_{i=\theta,\alpha,\beta} k_i G_i} \quad (6)$$

ここで、式(6)のθ波、α波、β波の各脳波パワー含有率は被験者間で大きく異なっているため、すべての被験者に同じリラクックス度の評価式を定義することは困難である。そこで本研究では、予め各被験者に対して事前実験を行い、両極端の状態であるストレス-リラックス間での脳波パワー含有率の変化の大きさを計測して、変化が大きいものほど重み係数が大きくなるように設定した。

4. リラクゼーションサウンド生成システム

本章では、これまでに紹介した大規模カオスを用いたサウンド生成システムICASと脳波特徴解析によるリラクゼーション効果推定手法を組み合わせることにより構築した、リラクゼーションサウンド生成システムについて説明する。

本システムでは脳波解析とサウンド生成が並行して処理が行われる(図5参照)。脳波解析では、ユーザの頭部に取り付けた脳波計より脳波情報を取得する。次に脳波情報の周波数解析を行い、θ波、α波、β波の脳波パワー含有率を導出する。この脳波パワー含有率を用いてユーザのリラクックス度Rを算出し、一連の処理をサウンド生成が終了するまで繰り返す。

本実験では、リラクゼーションサウンドを生成するにあたって、当研究室で開発されたICASを用いている。ICASは、同期と非同期をたった2つのパラメータ(a, e)のみで制御でき、様々で複雑なサウンドを容易に生成できる。今回のリラクゼーションサウンド生成の実験を行って、ICASの同期と非同期の制御がリ

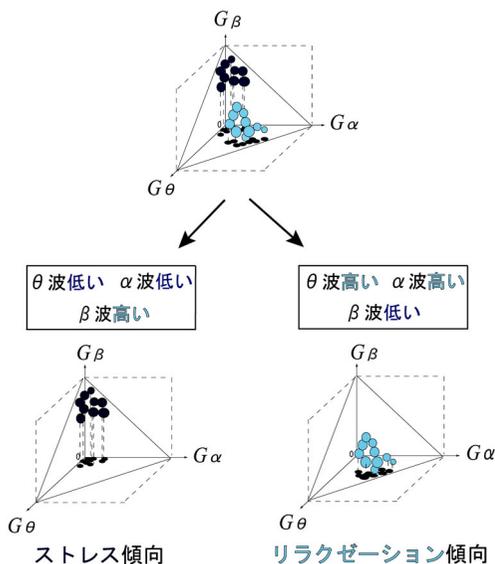


図4 パワー含有率分布による3次元状態図

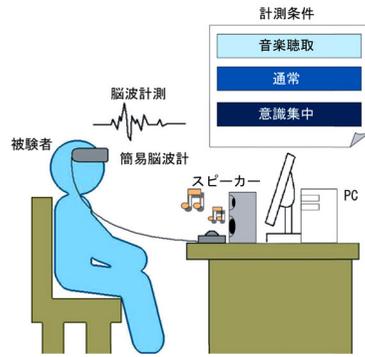
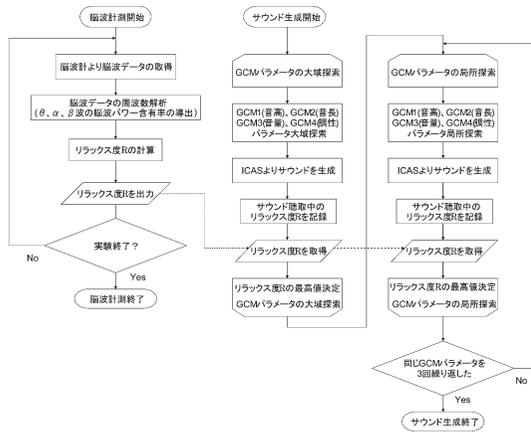


図6 実験1のシステム概観

図5 リラクゼーションサウンド生成システムの処理フロー

リラクゼーションサウンド生成に利用できるかどうかも含めて検証する。

サウンド生成では、GCMパラメータ (a, e) を脳波情報に従って一定時間ごとに変化させ、生成したサウンドを被験者に提示する。本システムは、よりリラクゼーション効果を得られるサウンドを生成するために、リラククス度 R を指標としてGCMパラメータのチューニングを自動で行なう。このとき脳波解析ソフトから得られた脳波情報により、リラクゼーション度 R を算出して、サウンド聴取中にオンラインチューニングを行う。

まずGCMパラメータをカオス相図内(図1参照)において大域探索を行う。次に大域探索で最もリラククス度 R が高くなったパラメータを基点として周辺の局所探索を行う。そしてGCMパラメータが収束するまで周辺の局所探索を繰り返す。GCMパラメータはGCM1(音高)、GCM2(音長)、GCM3(音量)、GCM4(調性)の合計4種類あり、各パラメータをチューニングすることで徐々にリラククス度が高いサウンドに調整される。

5. 脳波計測によるリラクゼーション効果検証実験(実験1)

本章では脳波情報を用いたリラクゼーション効果の測定に関する実験について報告する。本実験では異なる状態で脳波計測を行い、リラククス度 R によりリラクゼーション効果の推定を行う。

5.1 実験システム

実験1のシステム概観を図6に、システム構成を図7に示す。本実験は安静開眼状態の被験者に対して与え

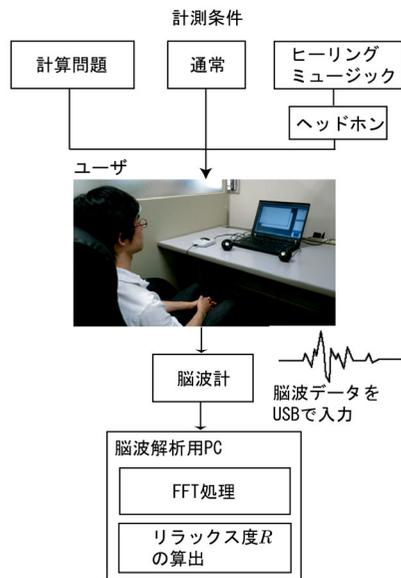


図7 実験1のシステム構成

る条件を変化させ、各状態の脳波を簡易脳波計により計測を行う。計測条件は音楽聴取、通常、意識集中の3種類とする。実験は外部からの刺激を排除するために、被験者の周辺四方を衝立で仕切った状態で行った。

さらに脳波計測実験に使用した実験装置について以下に説明する。

(1) 簡易脳波計 (脳力開発研究所製Brain Builder)

Brain Builderは耳の基準電極(零電位)と左前頭極部との電位差を脳波として捉える簡易脳波計で、脳波データ(原脳波)を高速フーリエ変換(FFT)したデータを出力することが可能である。本研究においても脳波情報をFFTによって分析したデータを用いて脳波特徴解析を行う。

(2)脳波解析用PC (lenovo 製 Thinkpad R61)

Brain Builderから得られた脳波情報より, リアルタイムに脳波波形やパワースペクトルの解析処理を行う.

5.2 実験方法

この実験は20代前半の男子学生6名(被験者A~F, 本研究室学生)に協力してもらい, 通常(安静時), 意識集中(ストレス時), 音楽聴取(リラックス時)の3種類の状態での脳波を計測した. 計測データより提案した解析手法を用いて3つの状態間のリラックス度を調べ, 被験者が音楽によりどの程度リラクゼーション効果を得ているかについての検証を行う. 本実験は以下の手順で行った.

(1)事前準備 意識集中の実験は, 被験者にはプリントに書かれた3桁同士の足し算を計算してもらった. また音楽聴取は, リラクゼーション効果を高めるため, 事前に被験者には市販されている以下のヒーリングミュージックCDの中から自身が最もリラックスを感じる曲を選んで聴いてもらった. 通常に関しては刺激を与えない安静状態での計測とした.

実験で使用したヒーリングミュージックCD

- 「~the most relaxing~feel」(EMIミュージック・ジャパン)
- 「~the most relaxing~feel2」(同上)
- 「image」(ソニーレコード)
- 「image2」(同上)

(2)脳波計装着 脳波情報を取得するために脳波計を前頭部に取り付ける. 本実験では前頭部の脳波データをFFTにより各周波数帯の強さ(パワースペクトル)を求め解析対象とした.

(3)脳波測定 被験者には椅子に座った安静開眼状態で通常時, 意識集中及び音楽聴取の脳波計測を各2回行った. 各計測は10分間の休憩を挟んで実施した. それぞれ計測時間は3分間と設定した. データ長は36であり, サンプリング周波数は100[Hz]と設定した. 尚, 本実験に先立ち, ノイズの混入を防ぐために15分間の脳波計測を行っており, この間に電極の調整等を行い, ノイズ除去を行った. また被験者には, 当日健康な状態での計測を行ってもらうため事前に体調の確認も行っているが, 実験は椅子に座って安静状態で長時間拘束して行うので, 被験者に大きな負担を強いることになる. そのため試行回数を最小限にするため, 本実験では計測は2回とし, 解析データはその平均を取る方法を採用した.

(4)実験データ解析 実験により得られた各状態の脳波データから, 提案した解析手法を用いて脳波特徴解析を行い, どの程度のリラクゼーション傾向があるか

表2 被験者ごとの脳波の重み係数

(k_α を1として正規化)

被験者	重み係数		
	k_θ	k_α	k_β
A	0.034	1	0.965
B	0.158	1	0.841
C	0.260	1	0.740
D	0.016	1	0.983
E	0.079	1	0.921
F	0.044	1	0.944

を検証した. 式(6)のリラックス度 R の重み係数 k_θ , k_α , k_β の設定方法については, まず被験者の音楽聴取(リラックス時)と意識集中(ストレス時)の脳波パワー含有率の平均値を θ , α , β 波それぞれ算出し, 式(7)のようにリラックスとストレスとの偏差をとる. この偏差の絶対値を各周波数帯の重み係数とした.

$$k_i = |\overline{G_{ir}} - \overline{G_{is}}| \quad (i = \theta, \alpha, \beta) \quad (7)$$

k_i : i 波の重み係数

$\overline{G_{ir}}$: i 波のリラックス時の脳波パワー含有率平均

$\overline{G_{is}}$: i 波のストレス時の脳波パワー含有率平均

ここではストレス状態とリラックス状態の脳波分布を比較し, 変化が大きい脳波はリラックス状態に対する影響力が大きい脳波と考える. これよりリラックスとストレスの平均脳波パワー含有率の偏差が大きいものほど重みは大きくなり, 偏差が小さいものは重みを小さく設定する. このようにして決定した被験者ごとの脳波の重み係数を表2に示す. 但し, 重み係数は k_α を1としてすべて正規化した.

(5)被験者アンケート 実験後に被験者に対して, 実際に想定した状態(リラックス/ストレス)と近い状態になったかどうかを確認するため, 実験によりどれだけリラックスできたかを7段階(1~7のうち7が最もリラックス)で評価してもらったアンケートを行った.

5.3 実験結果と考察

被験者6名の各状態でのリラックス度 R の平均値を表3に示す. 図8は被験者の通常時, 意識集中及び音楽聴取の3つの異なる状態での脳波パワー含有率の比較を3次元状態図に示した. 3次元状態図では脳波データを意識集中は紺色(濃い色), 通常時は青色, 音楽聴取は水色(薄い色)でそれぞれプロットしている.

今回の実験に先立ち, 意識集中(ストレス)や音楽聴取(リラックス)以外にも様々な状況に被験者を置き

表 3 各状態でのリラックス度の平均値

被験者	意識集中	通常	音楽聴取
A	0.624	0.738	0.837
B	0.635	0.714	0.758
C	0.663	0.745	0.801
D	0.648	0.670	0.720
E	0.600	0.662	0.703
F	0.569	0.671	0.771

表 4 通常時を基準とした脳波パワー含有率及びリラックス度の変化量

脳波	意識集中	音楽聴取
θ 波パワー含有率 G_θ	変化微小	変化微小
α 波パワー含有率 G_α	6.8%減少	5.7%増加
β 波パワー含有率 G_β	6.5%増加	5.0%減少
リラックス度 R	10.9%減少	9.3%増加

て、脳波計測の事前実験を行った。その結果、ストレスとリラックスの中間状態の場合、脳波の明確な分離が困難であることがわかったため、今回は両極端な場合の状態判定に関してのみ有効性を検証した。事前実験により、ヒーリングミュージックを聴かせた状態と計算問題に取り組んだ状態で、脳波分布が最も異なる傾向を示すことが分かったため、本実験ではリラックス状態とは対称的な状態をストレス状態と定義した。

表 4 は、図 8 の実験 1 の結果において示された θ 波、 α 波、 β 波の脳波パワー含有率の平均値、および表 3 で算出されたリラックス度 R の平均値を通常時を基準として、音楽聴取時、意識集中時ではどのように変化したかを表わしている。表 4 より各状態の脳波パワー含有率を比較すると、通常時を基準としてと音楽聴取(リラックス時)では α 波は各被験者で平均5.7%増加、 β 波は平均5.0%減少し、同じく通常時を基準として意識集中(ストレス時)では α 波は各被験者で平均6.8%減少、 β 波は平均6.5%増加する結果となった。しかし、全被験者ともに θ 波は各状態で共通して変化が小さく、本実験ではリラックス傾向との関連性は低い結果となった。脳波分布に基づいたリラックス度 R も通常時の値を基準として音楽聴取では平均で9.3%増加し、意識集中では平均10.9%減少した。よって通常時を基準としてリラックス状態またはストレス状態へと状態が変化するに伴い、 α 波と β 波の増減によるリラックス度 R を人間のリラクゼーション状態の指標として用いることができることが分かった。

表 5 より音楽聴取と意識集中のアンケート結果を有意水準 1% でマンホイットニーの U 検定を行ったところ、アンケート結果に有意差が確認できた。また表 6 より通常時を基準としたリラックス度 R の多重比較検定においても音楽聴取と意識集中で有意差があり、リラックス傾向が変化することでリラックス度 R も有意な差において増減することが分かった。

これにより今回事前実験として行った脳波によるリ

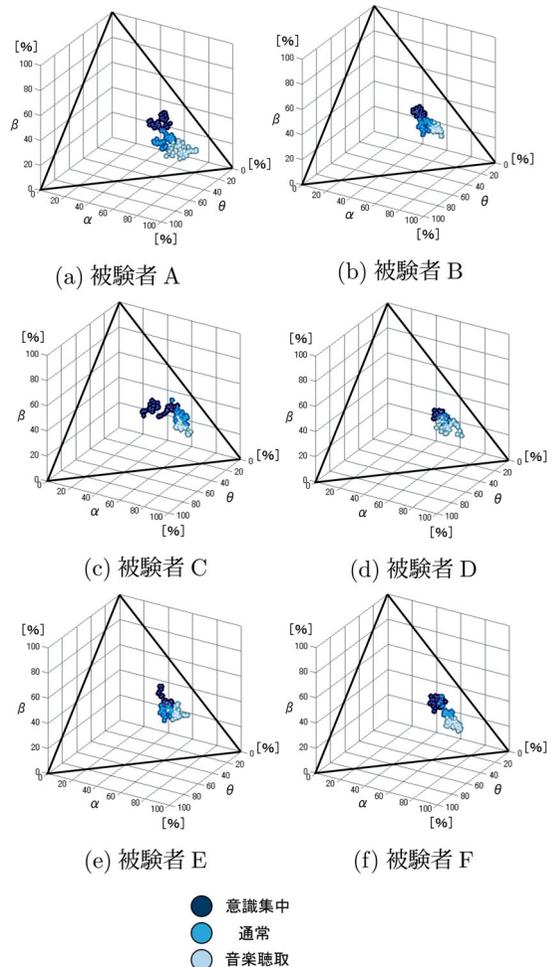


図 8 実験 1 結果 (被験者別脳波パワー含有率)

ラクゼーション効果検証実験において、リラックス状態とストレス状態で比較した場合における提案した脳波特徴解析によるリラックス度判定に関する仮説を立証する結果が得られた。

表5 アンケート評価のU検定

(a) アンケート評価値

7段階評価 (1~7のうち7が最もリラックス)

被験者	意識集中		音楽聴取	
	1セット	2セット	1セット	2セット
A	2	1	5	6
B	1	1	6	6
C	2	2	6	7
D	1	1	5	4
E	2	2	5	5
F	1	2	6	4

(b) 有意確率算出結果

検定量	意識集中 vs. 音楽聴取
検定統計量 U	0.0000000
平均 $E(U)$	72.0000000
分散 $V(U)$	286.8261
検定統計量 Z	4.251314
有意確率 P	0.0000213
検定結果	$P < 0.01$ 有意差あり

表6 リラックス度 R の多重比較検定

(a) リラックス度の平均と分散

検定量	意識集中	通常	音楽聴取
平均値 E	0.623167	0.700000	0.765000
分散 V	0.001162	0.001370	0.002486

自由度=15, 誤差分散=0.001673

(b) 有意確率算出結果

検定量	通常 vs. 意識集中	通常 vs. 音楽聴取	意識集中 vs. 音楽聴取
平均値の差	0.076833	-0.065000	-0.141833
検定統計量 U	2.72218	-2.08167	-6.00562
有意確率 P	0.0000828	0.0026118	0.0000308
検定結果	$P < 0.05$ 有意差あり	$P < 0.05$ 有意差あり	$P < 0.05$ 有意差あり

6. リラクゼーションサウンド生成システムの有用性検証実験 (実験2)

本章では本研究で構築したリラクゼーションサウンド生成システムの有用性検証実験について報告する。被験者にサウンド生成システムを使用してもらい、生成されたサウンドに対するリラクセス度 R と被験者のアンケート評価を比較することで提案手法の有用性検証を行った。

6.1 実験システム

実験2のシステム概観を図9に示す。被験者の頭部に取りつけた脳波計と脳波解析用PCおよびサウンド

生成用PCからリラクゼーションサウンド生成システムが構成されている(図10参照)。脳波解析には簡易脳波計を用いて、計測した脳波データをリアルタイムに周波数解析処理が行えるシステムを新たに開発した。また実験1と同様に外部からの刺激を除去するために、被験者の周辺四方をパーティションで仕切った状態で実験を行った。

以下では検証実験に使用した実験装置について説明する。

(1) 簡易脳波計 (脳力開発研究所製 Brain Builder)

5.1節で述べたものと同様である。

(2) 脳波解析用PC (lenovo製Thinkpad R61)

Brain Builderから得られた脳波情報からFFTを行い θ, α, β 波の脳波パワー含有率を算出し、それを基にリアルタイムにリラクセス度 R を出力する。出力された値はUDP通信にてサウンド生成用コンピュータへ送信される。

(3) サウンド生成用PC (HP製TouchSmart300)

脳波解析用コンピュータからリラクセス度 R をUDP

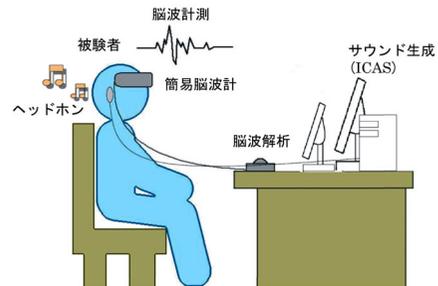


図9 実験2のシステム概観

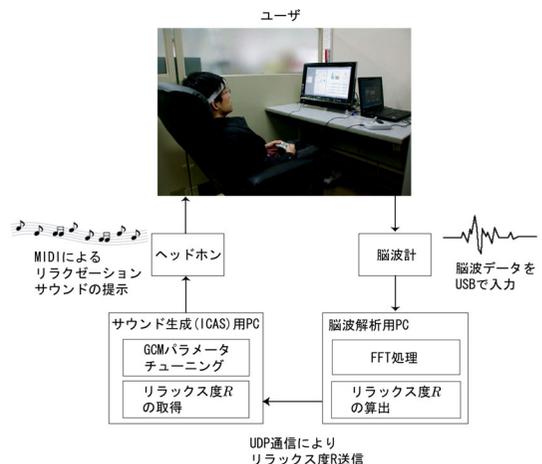


図10 実験2のシステム構成

通信にて受信し、ICASによりサウンド生成及びGCMパラメータのチューニングを行う。尚、外部からの雑音を極力排除するために生成されたサウンドはヘッドホンにより被験者に提示する。

6.2 実験方法

今回提案したシステムの有効性を検証するため、サウンド生成実験と並行して被験者にサウンド評価を行ってもらった。被験者は実験1と同じ20代前半の男子大学生6名に協力してもらい以下の手順で実験を実施した。

(1)脳波計装着 脳波情報を取得するために脳波計を前頭部に取り付ける。本実験では前頭部の脳波データのパワーを求め解析対象とした。

(2)脳波測定 実験中において被験者の姿勢はリクライニングチェアに座った状態とし、安静開眼状態にて脳波計測を行う。リラククス度 R の重み係数に関しては、実験1により導出した数値を用いた。

(3)GCMパラメータのチューニング まずチューニング時間短縮のため図11のGCM相図において予め指定した9ヵ所のGCMパラメータによるサウンドを被験者に対して番号順に提示する。次に9ヵ所のパラメータの中でリラククス度 R の平均値が最も高くなった番号のパラメータに移動する(大域探索)。移動後のパラメータを基点として周辺8近傍のパラメータでチューニングを行う。8近傍の中でリラククス度 R の平均値が最も高くなったパラメータへと移動する(局所探索)。局所探索の収束条件は a と e ともに同一のパラメータを3回繰り返した場合、そのパラメータに固定するように設定し、収束するまで局所探索を繰り返す。

大域探索におけるパラメータ探索点の設定に関しては、カオス相図上で均等に分布した9点を大域探索の基準点とした。さらにリラククス度最大値の基準点の周辺を局所探索して、よりリラククス度が高くなる点を特定している。また、事前実験により1～9の提示

順序を逆にした場合も被験者の評価および脳波の変化が大きく異なることはなく、評価が高いサウンドは同様の評価になったことを確認している。

本来ICASでは、各GCMのパラメータ a, e は独立に制御可能である。しかし本実験においてこれらのパラメータをチューニングする際に、音高・音長・音量・調性それぞれのGCMで無数のパラメータの組み合わせが存在するためチューニングを行うのに膨大な時間がかかってしまう。そこで本研究ではチューニング時間の短縮と被験者への負担軽減のため、4つのGCMのパラメータ a, e は同じ数値(同一の同期性)を用いることにした。尚、GCMパラメータのリラククス度最大値探索の処理は約50msecで行っており、実験には十分支障のない時間であることを確認している。

また各パラメータの切り替えは32秒としている。このように設定した理由は、サウンドの調性の切り替えを8秒ごとにしており、各パラメータで同じ回数において調性が変化するように考慮したためである。調性の切り替え時間に関しては、今回実験に参加した被験者6名に対してICASの調性のみを秒単位で切り替えできるように設定した事前実験を行い、被験者には自由に切り替え時間を調整してもらった。調性の変化がより自然に感じる時間間隔を回答してもらった結果、被験者6名の平均値は8秒となり、調性を変化させても被験者が違和感を感じない時間間隔として切り替え時間を設定した。

(4)被験者アンケート 実験2ではサウンド聴取中の被験者に、各GCMパラメータにより生成されたサウンドに関してリラククス評価を回答してもらうことにより、より細かな精神状態の変化を抽出した。本実験では押しボタンスイッチを用いて、押した回数(1～7回の7段階：回数が多いほどリラククス評価が高い)により評価を行ってもらった。被験者が押しボタンを手元に置き軽く指を添えている状態で計測を行ったが、ボタンを押す力は非常に弱くてすむため、被験者の負担はごく小さく、ストレスになるほど大きな負荷にはなっていないことを確認している。

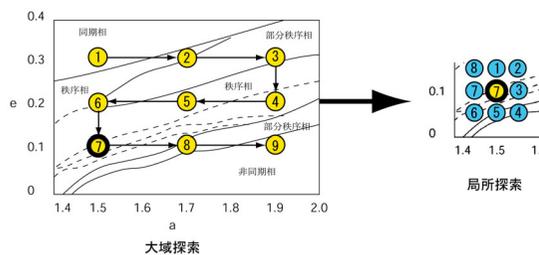


図11 GCMパラメータのチューニング方法

6.3 実験結果と考察

以下に本研究で構築したリラクゼーションサウンド生成システムを使用した6名の被験者の脳波解析結果及びアンケート結果を示し、比較による考察をする。被験者Aのアンケート評価とリラククス度 R の比較結果を図12に示す。表7に各被験者におけるアンケート評価とリラククス度 R の相関係数をまとめた。また被験者6名のチューニング後のGCMパラメータの相図上での収束結果を比較したものを図13に示す。

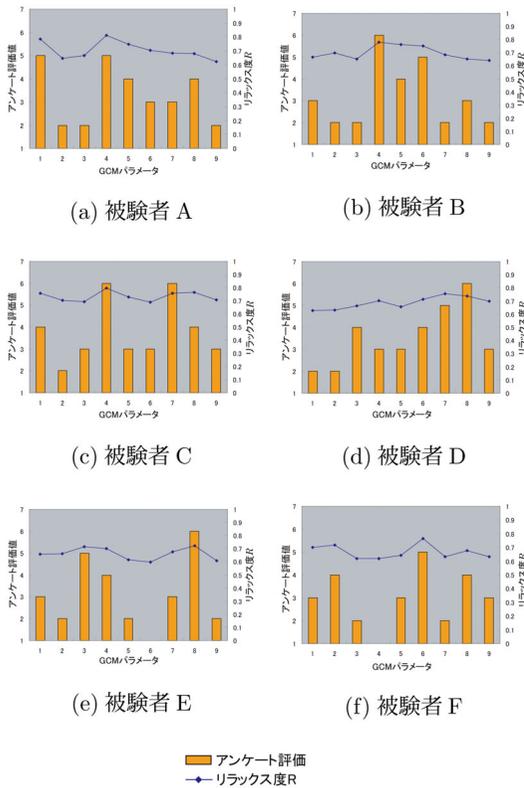


図12 実験2結果(アンケート評価とリラクセス度 R)

図12は、被験者に提示したGCM相図9ヵ所の各パラメータで生成したサウンドにおけるアンケート評価と計測したリラクセス度 R の平均値を比較したグラフである。グラフは左側Y軸がアンケート評価値であり棒グラフが対応し、右側Y軸がリラクセス度 R の平均値であり折れ線グラフが対応している。X軸はGCM相図9ヵ所のパラメータによるサウンドの提示順序である。

図12より被験者のアンケート評価と脳波解析により算出したリラクセス度 R の比較を行った結果、6名中5名の被験者でアンケート評価が最も高くなったサウンドとリラクセス度 R が最も高くなったサウンドが一致する結果となった。また表7よりアンケート評価とリラクセス度 R の相関係数を導出した結果、全被験者の平均で0.872となり全体を見ても高い相関を持っていることが確認できた。

また図13よりリラクゼーションサウンドにおけるGCMパラメータの収束結果を見ると、全員がGCM相図の秩序相、部分秩序相に分布する結果となった。これより被験者にリラクゼーション効果を与えるサウンドは完全な同期或非同期ではなく、挙動に変化を含んでおり複雑性に富む間欠性カオスのような状態で生成

表7 アンケート評価とリラクセス度 R の相関係数

被験者	相関係数
A	0.913
B	0.852
C	0.834
D	0.837
E	0.922
F	0.871
平均値	0.872

0.600~1.000：高い正の相関
 0.400~0.599：中位の正の相関
 0.200~0.399：低い正の相関
 -0.199~0.199：無相関
 -0.399~-0.200：低い負の相関
 -0.599~-0.400：中位の負の相関
 -1.000~-0.600：高い負の相関

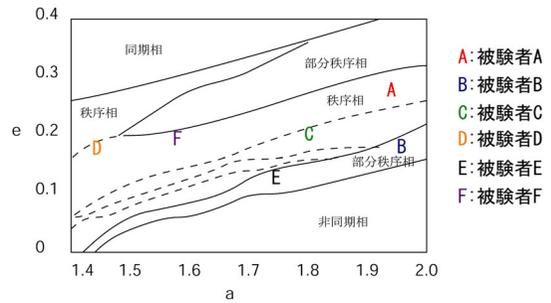


図13 各被験者のGCMパラメータ収束結果

されたサウンドであることが分かる。

またサウンド聴取中の脳波パワー含有率を観察した結果については紙面の都合上省略するが、アンケート評価が最も高いサウンドと最も低いサウンドの脳波パワー含有率を比較すると、各被験者の平均で α 波が11.8%増加、 β 波が10.9%減少することが確認できた。

この結果より本システムで生成されたサウンドにより被験者の主観評価であるアンケート評価と強い相関で脳波も変化していることが分かり、脳波によるリラクセス度評価の信頼性が確認された。

7. おわりに

本研究では脳波情報からリアルタイムに人間のリラクセス度の推定を行ない、よりリラクゼーション効果が高まるようにチューニングを行うサウンド生成システムの構築および検証実験を行った。まず始めに事前実験として異なる条件での脳波情報を基に、被験者のリラクゼーション効果を数値化したリラクセス度 R の提案および検証を行った。被験者に対して脳波特徴解析を用いて通常状態、ヒーリングミュージックを聴かせた状態および計算問題に取り組んだ状態でのリラクセス度を測定した。この結果、3次元状態図において脳波パワー含有率が本提案手法で仮定したリラクセス傾向における分布と近い傾向を示した。

リラクゼーションサウンド生成システムの有用性検証実験では、被験者にICASで生成されたサウンドを聴いてもらい、その時のアンケート評価と脳波特徴解析によるリラクセス度 R の算出結果の比較を行った。この結果、ICASによりユーザーにリラクセス効果を与えるサウンドを生成できることがわかり、アンケート評価とリラクセス度 R は高い相関関係を持っていることが確認できた。これによって本研究において構築したリラクゼーションサウンド生成システムは、被験者の脳波を計測することで算出したリラクセス度 R を用いて、自動で人間の感性に合致したサウンドを生成できたと考えられる。

今後の課題としては、被験者のアンケート結果に対するリラクセス度 R の変化が小さいため推定式の感度を向上させることなどがあげられる。そのためより正確に被験者の精神状態を把握するために、今後は脳波だけでなく心拍や血流、発汗などの複数の生体信号を用いることで推定精度が高い手法の確立を目指していきたい。また被験者に提示する刺激も多様なサウンド生成だけでなく癒し効果を与えるような映像なども取り入れ、リラクゼーションシステムへの拡張を行っていきたいと考えている。

参 考 文 献

- [1] 青山泰文, 井上裕美子, 橋本渉, 大須賀美恵子, “呼吸を介した癒しシステム“The Mind Wave”の開発と評価,” バイオフィードバック研究, Vol.31, pp.27-34 (2005)
- [2] 水野雅紀, 岩田享, 加藤昇平, 伊藤英則, 粥川裕平, 寺島正義, “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,” 情報処理学会研究報告, Vol.24, pp.67-72 (2003)
- [3] 長谷川貴之, 横山清子, “コンピュータと心拍情報との対話機能によるリラクゼーションバイオフィード

- バックシステム,” 電子情報通信学会技術研究報告, Vol.103, No.470, pp.35-38 (2003)
- [4] 辻憲志, 横山清子, 丹羽伸二, “主観評価と発汗量によるCGのリラクゼーション効果の検討,” 電子情報通信学会技術研究報告, Vol.101, No.406, pp.63-69 (2001)
- [5] 伊藤英則, “個人身体信号からの癒しの映像・音楽を生成するシステム,” 人工知能学会誌, Vol.23, pp.334-341 (2008)
- [6] G.D.Jacobs and R.Friedman, “EEG Spectral Analysis of Relaxation Techniques,” Applied Psychophysiology and Biofeedback, Vol.29, No.4, pp.245-254 (2004)
- [7] 前田陽一郎, 丹羽俊明, 山本昌幸, “大域結合写像によるインタラクティブサウンドシステム及び音楽的要素の導入,” 日本知能情報ファジィ学会誌, Vol.18, No.4, pp.507-518 (2006)
- [8] 前田陽一郎, 宮下滋, “対話型遺伝的アルゴリズムを用いたカオティック・インタラクティブ・サウンド生成システム,” 日本知能情報ファジィ学会誌, Vol.21, No.5, pp.768-781 (2009)
- [9] R.Ichii, Y.Maeda and Y.Takahashi, “Relaxation Effect Measurement Method Used Brain Wave Feature Extraction,” Joint 5th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 11th International Symposium on Advanced Intelligent Systems, pp.205-210 (2010)
- [10] 金子邦彦, “カオス, CML, 複雑系,” 科学, Vol.62, No.7, pp.427-435 (1992)
- [11] 市川忠彦, 脳波の旅への誘い(第2版), 星和書店 (2006) (2012年3月31日 受付) (2012年7月29日 採録)

[問い合わせ先]

〒910-8507 福井県福井市文京3-9-1
 福井大学 大学院工学研究科 知能システム工学専攻
 前田 陽一郎
 TEL: 0776-27-8050
 FAX: 0776-27-8050
 E-mail: maeda@ir.his.u-fukui.ac.jp

著者紹介



まえだ よういちろう
前田 陽一郎 [正会員]

1981年大阪大学基礎工学部機械工学科卒業。1983年同大学院修士課程修了。同年三菱電機(株)中央研究所入社。その後、産業システム研究所主事。1989年から3年間、国際ファジィ工学研究所へ出向。1995年より大阪電気通信大学総合情報学部情報工学科助教授。博士(工学)。1999年から1年間、カナダ・ブリティッシュコロンビア大学客員研究員。2002年福井大学工学部知能システム工学科助教授、2007年同大学院教授、現在に至る。主として、人とロボットの双方向インタラクションに関する人間共生システム研究に従事。計測自動制御学会、日本ロボット学会、人工知能学会、電子情報通信学会などの会員。



いちい りょうすけ
一井 亮介 [非会員]

2010年福井大学工学部知能システム工学科卒業。2012年同大学大学院工学研究科知能システム工学専攻博士前期課程修了。同年、沖電気工業株式会社へ入社。現在に至る。



たかほし やすたけ
高橋 泰岳 [正会員]

1994年大阪大学大学院工学研究科博士前期課程修了。2000年同大学博士後期課程中退。同年同大助手となり助教を経て、2009年から福井大学大学院工学研究科講師、2012年同大准教授となり現在に至る。博士(工学)。人工知能学会、日本ロボット学会など各会員。知能ロボットの行動獲得に関する研究に従事。

Construction of Relaxation Sound Generation System Used Electroencephalogram Information by

Yoichiro MAEDA, Ryosuke ICHII and Yasutake TAKAHASHI

Abstract :

In this research, an index of the relaxation degree for each user is obtained by the electroencephalogram information, and a system with the automatic tuning function of the sound is developed. We construct beforehand the index for measuring the relaxation degree using the electroencephalogram information. At first, the change of electroencephalogram power content ratio for θ , α , and β wave's frequency band are displayed in the three-dimensional state diagram, and we analyze the electroencephalogram feature. Based on the hypothesis about the relationship between the electroencephalogram and the relaxation, the relaxation tendency is grasped in the three-dimensional state diagram. Then, we construct an index which can be measured quantitatively that a subject is in the relaxation state. As a result of experiment for six subjects, we confirm an efficiency of the relaxation degree for the change of electroencephalogram of the subject.

We have already developed the Interactive Chaotic Amusement System (ICAS) that generates the sound deciding the musical note, duration and volume by using network of chaotic elements that is able to control a synchronous and an asynchronous behavior. We aim to construct the system to tune the parameters of ICAS automatically from the generated sounds to the relaxation sound. We make six subjects use the proposed sound generation system and compare the result of relaxation effect estimated by this system with the questionnaire result after subjects listen to the generated sounds. As a result, it is confirmed that the results of subject's questionnaire and the index of the proposed method are correlated.

Keywords : Relaxation, Electroencephalogram, Sound Generation, Chaotic Theory

Contact Address : Yoichiro MAEDA

*Dept. of Human and Artificial Intelligent Systems, Graduate School of Engineering, University of Fukui
3-9-1, Bunkyo, Fukui-shi, Fukui, 910-8507, JAPAN*

TEL : 0776-27-8050

FAX : 0776-27-8050

E-mail : maeda@ir.his.u-fukui.ac.jp