

# CPR 投資実験における被験者の脳波特性について

鷲田 豊明\*

2010 年 7 月 20 日

## 1 はじめに

本研究は、この複雑な投資行動と脳の働きを関係を解明するための一つの試みである。この目的のために CPR 実験を行い、その実験過程で被験者らの脳波を測定する。各投資決定の段階における脳波をフーリエ解析によって周波数成分スペクトルを導きだし、それとそのステージの投資水準との関係を分析した。

共有資源 (CPR) 実験は、投資収益率が他者の投資水準に依存するために、被験者の投資行動は単純なものとはならず、それぞれの個性的な判断に依存する。他者の行動の予想とともに、自らの投資が他者に正あるいは負の影響も与えることを考慮する。そのうえで、積極的に投資するのか、抑制するのか、これもまた誰にも明らかな方向性がある訳ではない。このような緊張感のもとでの投資行動が、脳波の出現と、より明確な関係性を示すのではないかと仮説のもとで研究を進めた。

結果として、1 回ごとの投資の変動をフォローするようなダイナミックな脳波の変化との関係をとらえることはできなかったが、被験者の静的な脳波の特性が被験者の全体的な投資行動と強い関係があることを示すことができた。具体的には、波、波、波、波のなかで、波の割合の増加は、積極的な投資行動を促し、逆に 波の増大は、抑制的な投資行動と関係する。そのことの意味は、たとえば、事前に投資前の被験者の脳波特性をとらえておくことによって、投資段階での平均的な行動を事前に予測できる可能性がある、と言い表すこともできる。

## 2 共有資源実験の枠組み

共有資源実験の枠組みは、基本的に Ostrom, Gardner and Walker [3] や Keser et al [2] と同じものである<sup>1</sup>。被験者は 16 人であり、無作為に二つのグループに分けられる。グループはそれぞれ独立していて、それぞれのグループの投資収益率はグループの総投資に依存する。被験者は、実験の各ステージで、はじめに 12 ポイントが与えられ、共有資源への投資額を決定する。単位投資の収益率  $\pi$  は、次のような簡単なグループ総投資  $G$  の線形関数になっている。

$$\pi = 23 - 0.25G$$

また、投資されなかったポイントには、1 ポイントあたり 5 単位の確定的収益が与えられる。グループ収益の最大は、総投資 36 ポイント (一人当たり 4.5 ポイント) によって得られ、一方、対称ナッシュ均衡はグループ総投資が 64 ポイント (一人当たり 8 ポイント) となっている。

\*上智大学大学院地球環境学研究所 <http://eco.genv.sophia.ac.jp>

<sup>1</sup>鷲田 [4] でも用いている。



図 1: 脳波測定器の装着

実験の 1 ラウンドは 15 回の投資（ステージ）から構成され、実験は 2 ラウンド行われた。第 2 ラウンドの特徴は、各ステージの結果としてのすべてのグループメンバーの投資水準が匿名で、被験者に知らされることである。実験の最後に、被験者に 700 円の参加料と、実験の収益単位数を 0.2 倍した報酬が与えられた。報酬率は実験前にすべての被験者に予告されている。

被験者には、グループの投資水準と収益の関係が表としてコンピュータ上に与えられた。

### 3 脳波の測定とデータ処理

脳波は、被験者 16 人それぞれについて、すべてのステージにわたって、各ステージが開始された時点から、そのステージの投資額を決定するボタンが押されるまでを測定した。実験全体は、筆者の開発した Jslex という実験管理システムを用いた。Jslex は、slex という JAVA や C 言語に似たスクリプト言語にしたがって、実験の自動的な進行を管理するものだが、これに脳波測定機の挙動を管理・モニタリングする機能を組み込んでいる<sup>2</sup>。

脳波測定機としては、NeuroSky 社の MindSet を用いた（図 1）。

MindSet は、ヘッドセットに組み込まれた電極によって、額と耳の間の電位差のみを測定するものである。これを Bluetooth の電波で、被験者のパソコンに脳波データを送る仕組みになっている。脳波は、毎秒 512 個サンプリングされる。各被験者の、回答時間が異なるので、ステージあたりのサンプリング数も被験者に応じて異なる<sup>3</sup>。さらに、脳波データは、サーバーに送られ、管理者はすべての被験者の脳波データの波形をモニターできる。これによって、装着具合が適切ではない被験者になどに対応することができる。

脳波のデータは、各被験者について、15 ステージの実験 2 ラウンド分が得られた（図 2）。被験者は、40 秒以内に投資することが推奨されたが、最初は多くの時間がかかる被験者があり、ステージスタートからこの投資額決定までの時間はバラバラであり、得られたデータの長さも異なっている。仮に回答まで 20 秒かかったとすると、この被験者のこのステージの状況から 10240

<sup>2</sup>Jslex は、希望があれば無料で配布する。サーバーも、クライアントも JAVA で書かれているので、MAC、Windows、Linu のいずれのコンピュータ OS でも動かすことができる。

<sup>3</sup>被験者の脳波データを保存するプログラムは、この実験のために筆者によって作成されたもので、Bluetooth のシリアルポートからデータを受け取るエンジンは、C 言語で書かれている。したがって、このエンジン部分はコンピュータ OS に依存する。各 OS 用のものを無償提供可能である。



図 2: 実験風景 (上智大会議室)

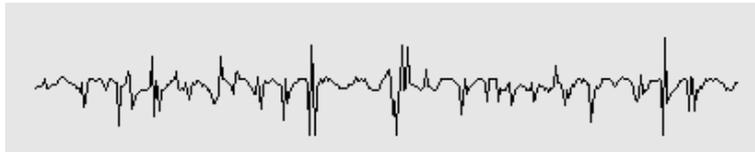


図 3: モニタリングされる脳波の例 (被験者 1 ステージ 1 : 部分)

個のデータが得られ、逆に例えば 4 秒で答えれば、2048 個のデータしかえられない<sup>4</sup>。

以上のように得られた各被験者の各ステージの脳波データに対して、離散型の (高速) フーリエ変換を適用し、通常用いられている脳波に属するスペクトル値の平均を用いた<sup>5</sup>。ただし、こうした脳波スペクトルは、各脳波の出現頻度をみている訳ではなく、それぞれの脳波の平均振幅をみていることに注意が必要である。各脳波の周波数帯は表 1 のように設定した<sup>6</sup>。

フーリエ変換の原理は、対象データが無限に継続していることを想定しているが、現実的な離散型フーリエ変換では、データをどこかで区切らなければならない。データを長くすると、各ステージのデータが限られているところから、得られる周波数データが少なくなり、逆に短いと、区切ることによる周波数スペクトルが表れるために望ましくない。この点および、高速フーリエ変換が 2 のべき乗のサンプリング数が必要であることを考慮し、1024 個 (2 秒) および 2048 個 (4 秒) の

<sup>4</sup>この点は改善されるべきである。被験者に、ステージ開始から、たとえば 20 秒後以降、40 秒以内に回答することを求めるというのも一つの方策である。これによって、各ステージでまとまった脳波データが得られるようになる。

<sup>5</sup>例えば、 $\delta$  波に属するスペクトル周波数が 0.5Hz, 0.75, Hz, ..., 3.75Hz ならば、これらの周波数に関するスペクトル値を合計し、合計した周波数値の数で割ったものを用いたということである。これを平均化せずにスペクトル値の単純合計を用いることもあり得るが、結果に影響はないと予想できる。なぜなら、問題になるのはスペクトル値の絶対水準ではなく変化分だからである。また、脳波データには、さまざまなノイズが含まれているが、全体的に有効な波形が支配的ならば、結果に本質的な影響を与えないと考えている。

<sup>6</sup>Mindset の付属ソフトにも、脳波状況を示すものがあるが、計算経過が不明であり、保存などに関する操作が柔軟に行えないため、ここではその結果は用いていない。

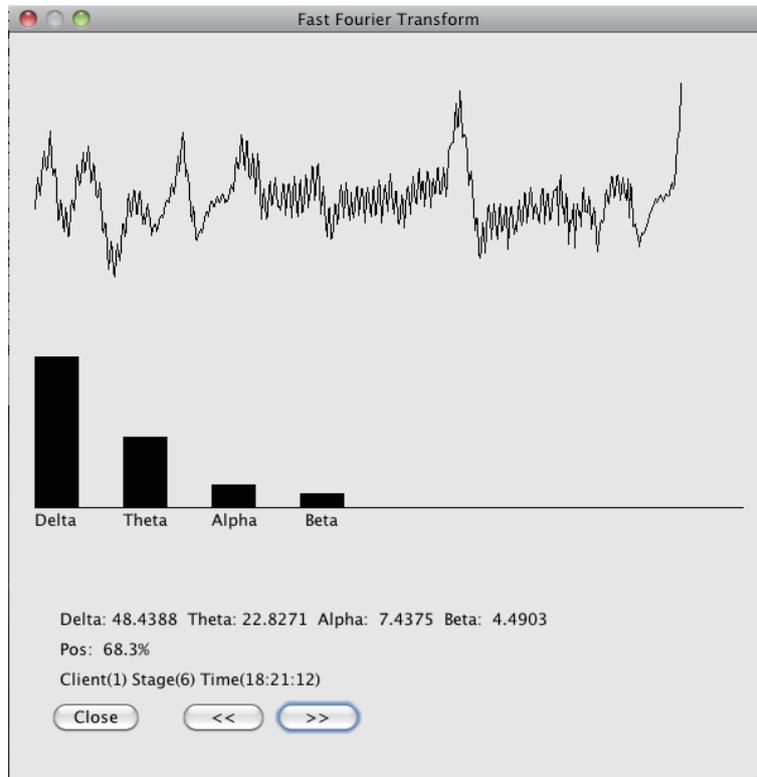


図 4: 脳波分析ダイアログの例

	Low	High
$\delta$	0.5	4.0
$\theta$	4.0	8.0
$\alpha$	8.0	13.0
$\beta$	13.0	30.0

表 1: 脳波の周波数帯 (Hz)

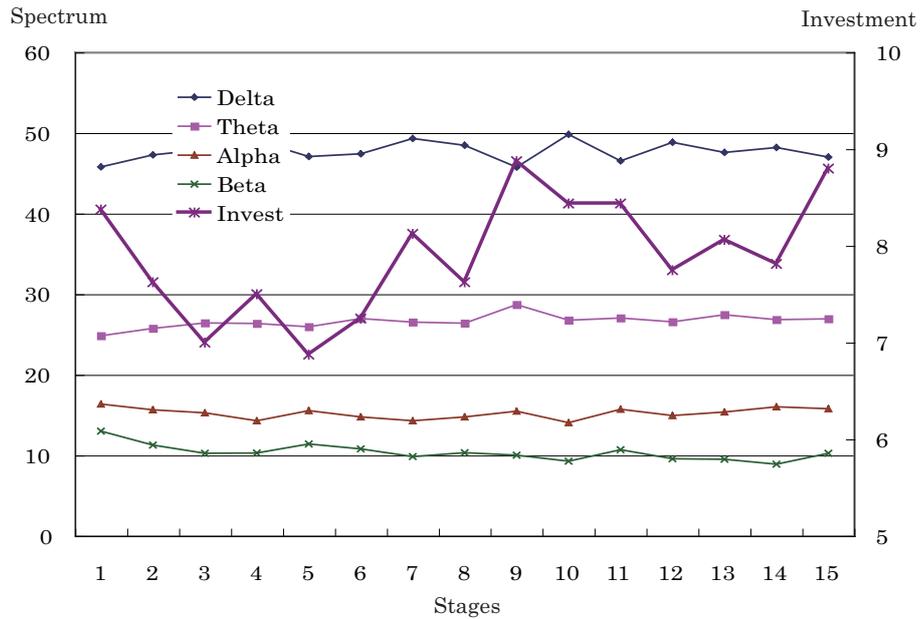


図 5: 投資と脳波のステージ動態

サンプリングデータで変換を試みた<sup>7</sup>。1024 個の場合は、最長周期の周波数が 0.5Hz になり、デルタ波の開始周波数と一致してしまうので、誤差の生ずる危険性を持っている。ただ、以下の分析では、両サンプリングで結果が大きく異なることはなかったため、基本的に 2048 サンプリングによるフーリエ変換結果を用いる。

また、スペクトルの絶対水準には特別意味を持たせられないので、各脳波水準の合計値が 100 になるように正規化した。

## 4 結果の分析

### 4.1 投資と脳波の動態

以下の解析は、基本的に第 1 ラウンドと第 2 ラウンドの両方について試みられたが、結果として、第 1 ラウンドのデータからは、投資と脳波について統計的に有意な関係をほとんど得られることができなかった。これは、第 1 ラウンドでは、被験者が実験そのものに戸惑っていて、投資に明確な意志を持つことができなかったためと考えられる。ただし、この戸惑いは、投資の動きそのものからは明確に確認できず、平均投資の動きも大きくは変わっていない。

第 2 ラウンドにおける投資と脳波がステージごとにどのように変化しているのかをみよう。まず、各ステージにおける被験者の投資と脳波を平均化した系列を図 5 に示そう。

第 2 ラウンドは、ある程度実験そのものについて理解が進んでいる状況である。初期の投資の高い理由は、投資額が少ない間により積極的な投資を仕様という傾向が現れているとも考えられる。

<sup>7</sup>4096 サンプリング (8 秒) の場合のフーリエ変換も行ったが、この場合、8 秒間の脳波データの取得が必要になり、ステージ開始から間もなく回答している被験者のデータは扱えなくなり、データ数がかなり減少したので実験には用いなかった。しかし、こちらの方が低周波の脳波を正しく変換している可能性があり、今後の課題である。

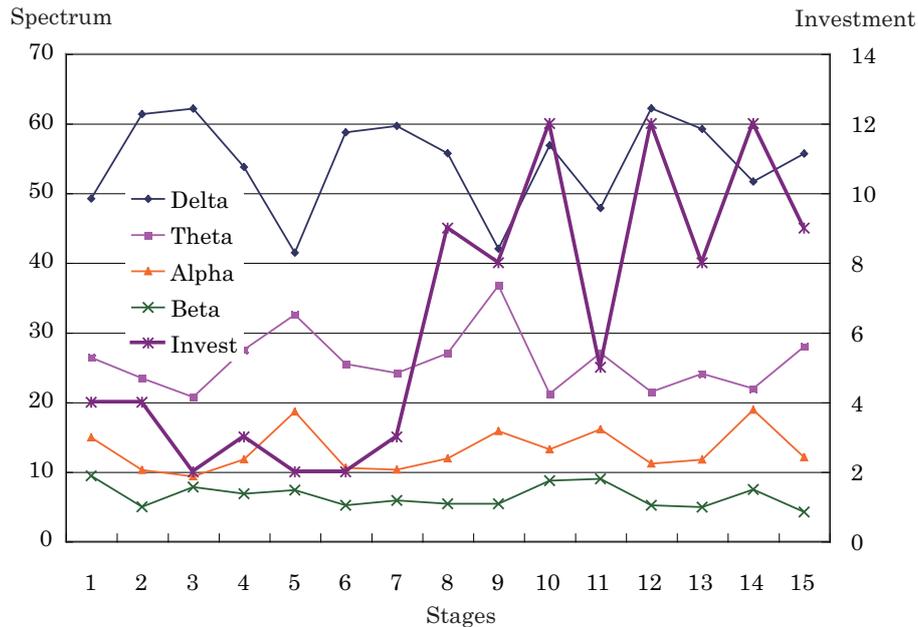


図 6: 被験者 1 の投資と脳波のステージ動態

後半にかけて投資が増大しているのは、CPR 実験で一般にみられる。ここには示されていないが、各ステージで平均 4.87 人の被験者が 12 ポイントすべてを投資している。

脳波についての特徴として第 1 に低周波の脳は成分が大きいことが示されている。これは、フーリエ変換のサンプリング区間の狭さを反映している可能性はある。しかし、4096 サンプリング (8 秒区間、最低周波数 0.125Hz) の場合も調べているが、低周波の脳波のスペクトルが大きくなっている状況に決定的な違いは見られなかった。あるいは、測定位置や測定電極の特徴など、様々な要因の結果であるとも考えられる。

第 2 に、ステージごとに投資は有意な変化を示している一方、各脳波スペクトルはかなり強い安定性を示しているように見える。しかし、これはあくまで被験者の平均である。各被験者ごとに見ると状況は大きく異なっている。図 6、図 7 に、それぞれ被験者 1、11 の投資の実際を示した。

被験者 1 (図 6) は、後半にかけて投資を増加させている。各脳波の水準は、図 5 にある全体の平均とよく似ているが、平均のように安定してはいず、変動している。図を見る限り、脳波の変動と投資水準の変動に何らかの関係があることを読み取ることはできない。被験者 11 (図 7) の主要な特徴は、15 ステージのうち、14 ステージで全額 (12 ポイント) 投資を行っていることである。脳波の動きとしては、低周波帯 ( $\delta$  波、 $\theta$  波) と高周波帯 ( $\alpha$  波、 $\beta$  波) に開きがあることである。一見、これが高額投資の特徴ではないかと疑うことができるが、同じように 14 ステージで 12 ポイント投資を行い、他の 1 回が 0 ポイント投資である第 9 被験者には、このような特徴はみられなかった。

## 4.2 被験者ごとの平均値

被験者ごとの脳波スペクトルと投資水準を平均したものをグラフ化すると図 8 のようになる。先には、横軸は、ステージ番号になっていたが、ここでの横軸は被験者番号になっていることに注意

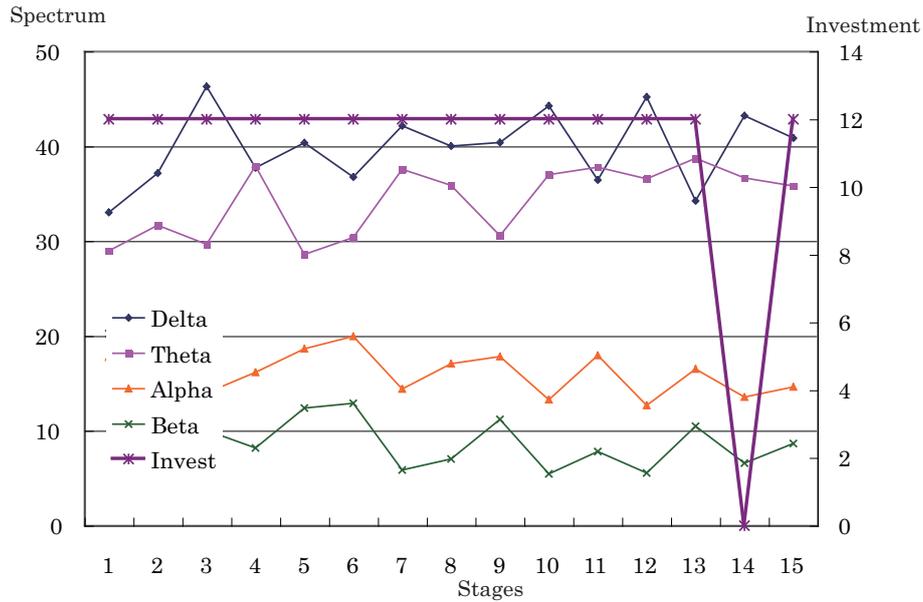


図 7: 被験者 11 の投資と脳波のステージ動態

する必要がある。すなわち、ここではステージごとの変動要因はすべて消え、平均化されている。

図で、たとえば被験者 6、被験者 10、被験者 13 では、低周波帯の動きと投資水準が連動しているように見える。一方、被験者 15 では、その逆の動きが存在するように見える。ただし、図だけでは明確な関係を見て取ることができない。

### 4.3 モデルと回帰分析

いま、第  $i$  クライアントの第  $j$  ステージの投資水準を、 $V_{ij}$  であらわそう。また、第  $i$  クライアントの第  $j$  ステージにおける  $\delta$  波、 $\theta$  波、 $\alpha$  波、 $\beta$  波のそれぞれのスペクトル値をそれぞれ  $W_{ij}^\delta$ 、 $W_{ij}^\theta$ 、 $W_{ij}^\alpha$ 、 $W_{ij}^\beta$  とあらわそう。このとき、脳波スペクトル値は、先に述べたように合計が 100 になるように正規化されているので、次の式が成立している。

$$W_{ij}^\delta + W_{ij}^\theta + W_{ij}^\alpha + W_{ij}^\beta = 100$$

われわれが知ろうとするのは、

$$V_{ij} = f(W_{ij}^\delta, W_{ij}^\theta, W_{ij}^\alpha, W_{ij}^\beta)$$

という関数的対応関係である。

そこで、関数について線形モデルを想定し回帰分析を行おう<sup>8</sup>。ただし、上記のように正規化したために、すべての変数の係数を直接推計すると、完全な多重共線性が発生してしまう。そのため、 $W_{ij}^\delta$  を説明変数から落とし、さしあたって次のようなモデルを考える。

$$V_{ij} = c_0 + c_\theta W_{ij}^\theta + c_\alpha W_{ij}^\alpha + c_\beta W_{ij}^\beta + \varepsilon_{ij} \quad i = 1, 2, \dots, 16, \quad j = 1, 2, \dots, 15 \quad (1)$$

<sup>8</sup>変数をとった弾力性を計測する非線形モデルでも計測したが結果に大きな違いはなかった。

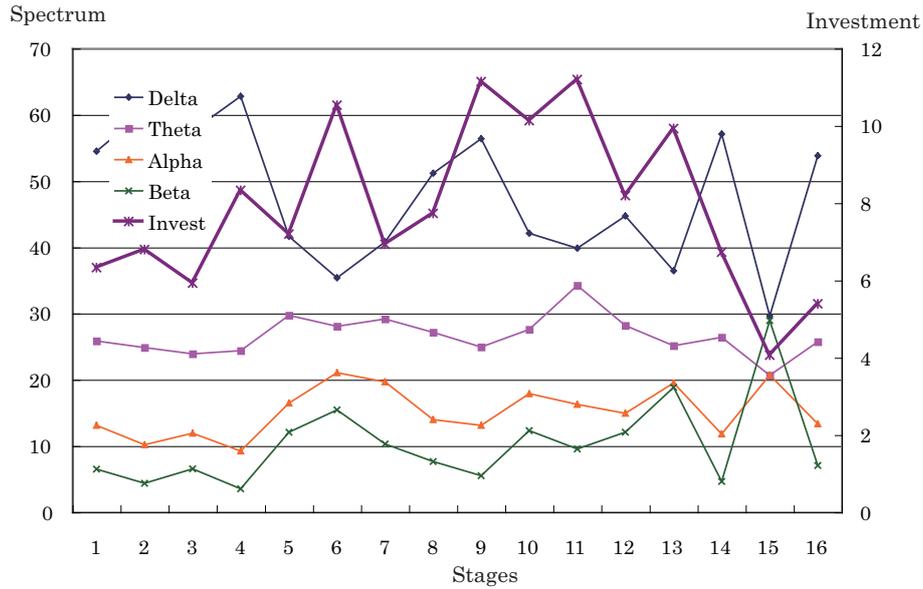


図 8: 被験者ごとの脳波スペクトルと投資水準

	$c_0$	$c_\theta$	$c_\alpha$	$c_\beta$	$\bar{R}^2$	F-val	AIC
model 1	3.6635*	0.0795	0.2146*	-0.1108*	0.0500	5.177	592.00
p-value	(0.0160)	(0.1850)	(0.0118)	(0.0374)		(0.0018)	
model 2	5.3049***		0.2692***	-0.1450**	0.0469	6.86	591.79
p-value	(0.0000)		(0.0003)	(0.0020)		(0.0013)	
model 3	3.8575*	0.1533**		-0.0041	0.0281	4.44	596.47
p-value	(0.0121)	(0.0041)		(0.8998)		(0.0128)	
model 4	3.0310*	0.1403**	0.0742		0.0364	5.497	594.42
p-value	(0.0431)	(0.0082)	(0.1532)			(0.0046)	

表 2: 2048 サンプルングデータによる計測結果

ここで、 $c_\theta$  は、被験者の  $\theta$  波の水準が 1 単位増加し、その結果として  $\delta$  波の水準が 1 だけ減少したとき、この被験者が投資ポイントを増加させる量である。若干の誤差を覚悟すれば、これは被験者の脳波の中における  $\theta$  波の割合が 1% 増加したときの投資水準の増加量ということも可能である。 $c_\alpha$  および  $c_\beta$  についても同じことが言える。また、この結果から、たとえば、他は同じで、 $\alpha$  波の割合が 1 単位増加し、 $\beta$  波が 1 単位減少した場合の投資数の変化も求めることができ、それは、

$$c_\alpha - c_\beta$$

となる。

式 (1) を 2048 サンプルングデータで回帰分析した結果を表 2 に示した。データ数はどのモデルの場合も 239 である<sup>9</sup>。

表で、model1 が定式化した基本モデルで、その他のモデルが、基本モデルからそれぞれ 1 つだけ変数を減らしたモデルになっている。まず、全体に共通する特徴として、モデルとしてのパフォー

<sup>9</sup>被験者 9 の 15 ステージのデータが短すぎてフーリエ変換できなかった。

マンズは、説明力の点で、自由度修正済みの  $R^2$  にみられるように十分ではない。しかし、係数ではっきりとした優位性を示しているものが過半数を占めている。これは言い換えれば、脳波を説明変数としたモデルが、投資の変動を説明している割合は小さいが、その小さな部分を確実に説明変数が変化を追っているということである。

どのモデルが、望ましいかについては、自由度修正済みの  $R^2$  では、model1 が model2 よりもわずかに高いが、その他、係数のパラメータの有意性、F 検定、さらには AIC 基準でも、model2 が優れている。この model2 では、 $c_\alpha$ 、 $c_\beta$  の推計値はともに 1% を大きく上回っている<sup>10</sup>。

この推計結果から次のような結論を下すことができる。

- ( 1 )  $\alpha$  波の割合が 1% 増加すると、投資水準は約 0.27 増加する可能性がある。
- ( 2 )  $\beta$  波の割合が 1% 増加すると、投資水準は約 0.15 減少する可能性がある。

この結果について、次の二点を再確認しておく。第 1 に、このような関係がステージごとのダイナミックな変動の一部を説明するものではなく、被験者の脳波水準の個性的な状況と投資水準の関係性を示している可能性があること、第 2 に、説明力がきわめて小さいので、これは、いわばかろうじて確認された関係であること、いいかえれば、投資水準の目に見える変化と脳波が関係があることを示した訳ではないという点である。

## 5 まとめ

本研究は、脳波と経済行動の関係を捉える一つの試みとして行われた。結果として、微弱ではあっても統計的にみて確実性の高い関係性を把握できた。今後は、この関係性がさらに検証されるべきであり、また、さらに脳波の他のパターンとの関係性も検証されていくべきである。

経済学においては、人は合理的に行動するという仮説のもとに理論が展開されている。ここで取り上げた投資も、人々の合理的判断の結果だとみることにはできる。しかし、何を合理的と考えるか、あるいは合理性の枠組みは、個々人にとって異なっている場合が少なからずある。そのような合理性の個性と脳波の個性的なパターンは強く関係しているはずである。

実験は、人々の経済行動を管理された環境の中で再現できる。また、脳波の測定は、MRI などによる脳の活性部位の測定ほどに高度な施設を要せずにとらえることができる。この両者を接合することによって、経済行動を規定する脳波と個性のパターンをより広く多様に把握できれば、人の経済行動に関わる合理性や非合理性についてのより深い理解につながっていくはずである。

## 参考文献

- [1] Simon, Olga, 1981, 『臨床脳波アトラス』, 太田龍朗訳 ( 原題 : Das Elektroenzephalogramm, Einführung und Atlas ), 星和書店.
- [2] Keser, C., and Gardner, R., 1999, "Strategic behavior of experienced subjects in a common pool resource game," *International Journal of Game Theory*, 28:241-252.

<sup>10</sup>  $c_\theta$  と  $c_\alpha$  の相関係数は 0.19、 $c_\theta$  と  $c_\beta$  は、-0.19、 $c_\alpha$  の  $c_\beta$  の相関係数は、0.73 となっている。最後の相関係数は相対的に高いが、全体としての説明力が高くないところから、多重共線性をそれほど深刻なものと考えなくても良い。

- [3] Ostrom,E., Gardner, R., and Walker,J., 1994, *Rules, Games, and Common-Pool Resources*, The University of Mishigan Press.
- [4] 鷲田豊明, 2010, 『環境ゲーム論』, 上智大学出版.