# fMRI を用いたヒト脳聴覚野からの和音における特定音検出

#### システム工学群

ヒューマンメカトロダイナミクス研究室 1200071 新家 潤

## たあと、構造画像への重ね合わせ(Coregistration)をして、 脳画像の空間的標準化(Normalization)、および、空間的平 滑化(Smoothing)の処理を行う.このデータを基に個人解析 では、同刺激のデータをランダムに複数選択し、統計解析を 行う.関心領域(Region of Interest: ROI)を側頭葉の上側頭 回と横側頭回に位置する1次聴覚野(Broadman map 41&42) に設定し1次聴覚野のみのt統計量を取得する.t統計量は1 コントラスト毎に取得し、各コントラスト内で0.0~1.0の連 続値に正規化した数値を CSV 形式で出力し、位置情報をも とに深層学習で用いる H100xW48 の入力データに変換する.

#### 3. 特定音検出手法

本研究では、前章で作成したデータから特定音を検出する 技法として既報<sup>(3)</sup>の SSIS を用いる. SSIS は深層学習の手法 として、画像認識に特化した学習手法である CNN を用いて、 学習と評価を行う. CNN の構造は、畳み込み層とプーリン グ層を交互に配置し、畳み込みとプーリングを行う.畳み込 みとプーリングによって得られた特徴から出力を得るため に、CNN の出力層直前に全結合層 1 層を配置している.出 力層との結合は NN (Neural Network)で設計、クラス分類を 目的とし、目的のクラス数と同数のノードを配置し、活性関 数にソフトマックス関数 (Softmax function)を用いて出力を 確率値に変換し分類する.

#### 4. 実験

#### 4.1 実験方法

本実験は、既報<sup>(3)</sup>の実験モデルを参考にした.fMRI 撮像 音の影響を低減する Active Noise Control 方式薄型ヘッドフ オン OptoACTIVE<sup>(5)</sup>で聴覚刺激の呈示を行い、fMRI の動作音 の影響を抑えた.OptoACTIVE のノイズを低減する機能 ANC (Active Noise Control)を有効に使うには 40 秒程度の時間が かかるため、実験開始 1 分間を ANC の較正時間とし、実験 開始 1 分後の刺激から脳機能画像を取得する.fMRI の機能 画像撮像パラメータを表 1 に示す.刺激音は fMRI 撮像音の 影響が少なく、可聴領域かつ聴力検査の範囲内である音 C7 を基準に 1 オクターブ選択した.聴覚刺激に用いる刺激音は C7, D7 (2349Hz), E7 (2637Hz), F7 (2793Hz), G7 (3135Hz), A7 (3520Hz), B7 (3951Hz)の7音で,7音の中からランダ ムに3音選択した和音を聴覚刺激として呈示し、そのときの 脳機能画像を取得する.

 Table 1
 Imaging parameters of structural images

Echo time(TE)	48[ms]
Reptition time(TR)	3000[ms]
Field of view(FOV)	192×192[mm]
Filip angle	90[°]
Matrix size	2.0×2.0×3.0[mm]
Slice thickness	3.0[mm]
SIlice gap	0.75[mm]
Slice	36[slices]
Slice acpuisition order	Asending

### 1. 緒言

近年, fMRI (functional Magnetic Resonance Imaging)の発達 により脳情報デコーディング技術の研究が進められている. fMRI は脳機能画像解析法の代表格であり,脳活動を定量的 に測定することが可能である.脳情報デコーディング技術の なかでも,視覚野の分野においては,被験者が見た物体だけ でなく,夢で見た脳内イメージもデコーディング可能なデコ ーダアルゴリズムが開発されている<sup>(1)</sup>.しかし,脳科学にお ける聴覚野の研究分野では,MRI 撮像音が非常に大きいため, 聴覚野の脳活動メカニズムも脳情報デコーディング技術も 研究が遅れている.

そこで、本研究グループでは、fMRIの脳活動情報を解析し、 被験者が聴いた音を推定する音階デコードシステムの開発 を目的としている. Langer らの先行研究(2)では, 15 度差間隔 4音(B2(125Hz), B4(500Hz), B6(2kHz), B8(8kHz)) を聴覚刺激として呈示した際の聴覚野の脳活動において,高 い音階では聴覚野後方,低い音階で聴覚野前方が強く反応し ことが確認され、聴覚野における周波数局在性が認められ たこ た. 既報(3)では、周波数解像度を上げることを目的に、音階 デコードシステムのデコーダアルゴリズムとして CNN (Convolution Neural Network)  $\geq$  DBN (Deep Belief Network) を用いて,1音階差(C7(2097Hz),C#7(2217Hz))の音 の推定実験を行った. 20 代男性 3 名を対象に推定実験を行 ったところ, CNN のアルゴリズムを用いることで最大識別 率 75.00%, 平均 69.44%が得られ, 単音であれば検出可能で ある見通しが得られた.この実験結果を受けて、本研究では 既報<sup>(3)</sup>の音階識別システム SSIS (Sound Scale Identification System) を応用することで日常生活にある様々な音階の混ざ った複雑な音を CNN を用いて脳画像から推定できると考え,

和音を対象とし和音の中に含まれる音の検出を目的とする (図 1).本報では第一段階として,三和音からの特定の1 音 C7の検出を行う.



Fig. 1 Sound scale decode system flow

### 2. 脳機能画像撮像手法·解析手法

本研究では、既報<sup>3)</sup>の脳機能画像撮像手法と解析手法を用 いる.fMRI (SIEMENS MAGNETOM Prisma3T)を使用し、 聴覚刺激に対する脳機能画像と脳の構造画像を撮像し、 DICOM 形式で保存する.脳機能画像と構造画像のデータを NIfTI-1 形式に変換した後、画像解析に SPM12<sup>(4)</sup> (Statistical Parametric Mapping)を用いて前処理および個人解析を行う. 前処理では、撮像中の頭部の動きを補正し(Realignment), 脳スライス間の時間ズレを補正(Slice Timing Correction)し 聴覚刺激の呈示は、聴覚刺激と安静を繰り返すブロックデ ザインで行う(図2).本研究で用いる聴覚刺激は、Chord 1 (C7を含む和音)と Chord 2(C7を含まない和音)の2条件 で行う.刺激は9秒間呈示し、刺激と刺激の間には9秒間の 安静時間を設ける.被験者の実験時間増加の負荷を考慮し各 条件 60 回ずつの刺激呈示を 1Session あたり 20 回として 3Session 行う.それぞれ刺激 60 回分の脳活動データをラン ダムに評価データ(12データ)、学習データ(48 データ)に 分ける.



Fig. 2 fMRI experiment design

fMRIで取得した脳機能画像を、2章で述べたように SPM12 を用いて前処理および個人解析を行う. 学習用のデータ(48 データ)から session 毎に 4scan の組み合わせを 4 セット用 意し、4scan×4set×3session=48 コントラスト作成する. 評価 用のデータ(12 データ)は、1 scan×1set×3session=12 コント ラスト作成する. このデータを用いて 3 章で述べたように CNN を用いて学習および評価を行う. CNN の学習条件を表 2に示す. 学習誤差が 0.1以下になった場合に学習を終了し、 評価へ移行する. このデータをもとに C7 が含まれた和音か 否かを識別し、C7 を聴いたときの脳活動を検出できたかど うか判断する.

Table 2CNN learning conditions

		Set value			
Condition	Number of Cl	NN layers			
	Convolution stride		1		
	Peoling	filter size	2		
	Fooling	stride	2		
	Learning rate	)	0.0001		
	Dro	o out	0.7		
	Erro	' tate	0.1		
	Termination	condition	erro tate		
Hyper	Convolution	Filter size	2~64(exponent of 1)		
parameter	Convolution	Channels	2~64(exponent of 2)		

あらかじめ本実験で用いる 7 音を聞かせて異常がみられ なかった 20 代日本人健常男性 6 名の被験者が実験に参加し た.実験は、本学倫理委員会の承認を得た上で、被験者に内 容を説明し同意を得て実施した.

### 4.2 実験結果と考察

被験者毎にハイパーパラメータ値を試行錯誤で設定し複数回試行した.被験者毎に最も高い識別率を得たときのハイパーパラメータの設定値と識別率を表3に,最も低い識別率 を得たときのハイパーパラメータの設定値と識別率を表4に 示す.表3より,最高識別率を得たときのパイパーパラメー

Table 3Maximum identification result

Subject ID	Hyper parameter					Results			
	Filter size	Number of channel			07 ( /12)	0#7 ( /12)	Total ( /24)	Total	
	T INTEL SIZE	1st Layer	2nd Layer	3rd Layer	4th Layer	67 (712)	0#1 (712)	10001 (724)	TOta
A	16	32	32	32	32	7	10	17	70.83%
В	8	4	4	4	4	6	7	13	54.17%
С	8	4	4	4	4	8	6	14	58.33%
D	2	4	4	4	4	5	10	15	62.50%
E	8	2	2	2	2	5	10	15	62.50%
F	8	8	8	8	8	7	7	14	58.83%

タの設定値は、被験者によって異なった.また、同じハイパ ーパラメータの設定値であっても、表3より被験者Aでは 最高識別率、表4より被験者Fでは最小識別率であったよう に、ハイパーパラメータの適値は被験者によって異なった. 加えて、表3と表4より、どの被験者においても、識別率の 最高値と最低値の差が20%前後あり、ハイパーパラメータの 設定値によって識別率が大きく変動した.

また,表3より,被験者Aでは最大の70.83%の識別率が 得られた.本報で参考としたSSISの単音における識別結果 の最大75.00%,平均69.44%の識別率と比較すると,被験者 Aでは平均識別率を上回っており,C7の特徴を検出できて いるといえる.よって,fMRIの撮像音の影響の少ない音で あれば,3音の中からC7を特定音として検出できる見通し が得られた.しかしながら,被験者A以外の識別率は既報<sup>(3)</sup> の平均識別率を大きく下回っている.

識別率が低い原因として、学習データ数が少ないことがあ げられ、被験者に負担の少ない実験データ取得の方法を今後 新たに提案したい.また、前述したように、ハイパーパラメ ータの設定値が大きく識別率に影響を与えたことが考えら れる.今回、どの被験者の識別実験においても複数回試行錯 誤でハイパーパラメータの適値を探索したが、試行した範囲 外に最適値が存在する可能性は否めない.したがって、識別 率の向上には、最適なハイパーパラメータの設定と学習デー タの数を増やすことが考えられる.

#### 5. 結言

本研究では、fMRI を用いて三和音を聴覚刺激として呈示 した際の脳活動から特定音 C7 の検出を行った結果、全体と しては識別率が低かったものの被験者 A においては最大識 別率 70.83%という結果が得られた. 被験者 A も含めさらな る識別率向上が必要であるが、実験結果より、本提案法によ って C7 以外の音であっても識別可能である見通しが得られ た. 今後は、実験データ取得方法の模索とハイパーパラメー タの最適化によりさらなる識別率向上を考えたい.

### 文献

- Horikawa T, Tamaki M, Miyawaki Y, Kamitani Y, "Neural decoding of visual imagery during sleep", Science, 340(6132), (2013), pp.639-642.
- (2) Dave R.M.Langer, Walter H.Backes, and Pim van Dijk: "Representation of lateralization and tonotopy in primary versus secondary human auditory cortex", Neuro Image34, (2007), pp264-273.
- (3) Narumi Shigemoto, Hironobu Stoh, Kyoko Shibata, and Yoshio Inoue, "Study of Deep Learning for Sound Scale Decoding Technology from Human Brain Auditory Cortex", 2019 IEEE 1st Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech), (2019), pp212-213.
- SPM https://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/software/spm12/ (2019/01/17).

### (5) OptoACTIVE

http://www.optoacoustics.com/medical/optoactive/features (2019/01/17).

Table 4Minimum identification result

Subject ID	Hyper parameter				Results				
	Filter size	Number of channel			07 (712)	C#7 ( /12)	Total ( /24)	Total	
	111001-0120	1st Layer	2nd Layer	3rd Layer	4th Layer	01 (712)	O#1 (71L)	10001 (724)	1000
A	32	32	32	32	32	2	11	13	54.17%
В	2	2	2	2	2	5	4	9	37.50%
С	2	2	2	2	2	5	4	9	37.50%
D	4	4	4	4	4	4	5	9	37.50%
E	16	16	16	16	16	6	2	8	33.33%
F	16	32	32	32	32	3	5	8	33.33%