

## 1 . 研究課題名 :

ヒト一次視覚野における視覚誘発電位と BOLD 信号応答との関係

## 2 . 研究機関 :

秋田県立脳血管研究センター

## 3 . 研究者名と所属 :

柏倉健一 ( 科学技術振興事業団秋田研究室 )

## 4 , 研究協力者名と所属 :

山本誠一 ( 神戸市立工業高等専門学校電気科 )

Xiaojing Zhang ( 科学技術振興事業団秋田研究室 )

Jeff Kershaw ( 科学技術振興事業団秋田研究室 )

菅野巖 ( 秋田県立脳血管研究センター )

## 5 . 研究期間 :

1996 年 2000 年

## 6 . 要約

ヒト一次視覚野における視覚誘発電位及び BOLD 信号応答の関係について検討を行った。これまでは刺激頻度、刺激時間を変えた場合、対応して神経活動も変化すると仮定していたが、本章ではこれを実験的に確認した。この結果、steady-state 状態で神経活動量 ( VEP 振幅 ) と hemodynamic 変化量 ( BOLD 信号応答量 ) はよく相関していた。さらに、神経活動量を刺激開始直後のごく短時間変化させ、ダイナミック測定を行ったところ、対応する BOLD 信号応答量に大きな違いが観察された。前々章の結果と合わせ、この神経活動量の変化に対応した BOLD 信号応答量の違いが BOLD 信号応答特性における非線形性の原因と考えられた。

## 7 . 研究目的

PET 及び fMRI は、局所脳神経活動の変化が局所脳血流量及び局所血中酸素化レベルの変化を引き起こすという前提のもとで脳賦活検査に用いられている [1]。ただし、PET の時間分解能はおおよそ 30~60 秒であり、fMRI の約 2~3 秒と比べるとかなり長い。従って、刺激に対する賦活領域の時間応答特性を検討する目的に関し fMRI がより重要な役割を果たすと考えられる。

本章では、刺激後の神経活動量の増加と BOLD 信号応答量の変化との関係について検討することを目的とした。すなわち、神経活動量が増加した時、これに伴って、BOLD 信号応答が変化するかどうかを検討し、さらに、両者の時間的關係について検討した。なお、神経活動量の測定には視覚誘発電位 ( visual-evoked potential, VEP ) を用い、BOLD 信号応答の測定にはブロック・パラダイム、及び、事象関連パラダイムの双方を用いた。

具体的には、VEP 応答に関しては、VEP が刺激開始後に一過性の信号上昇を示すかどうか、また、異なるコントロール・パターンを用いたとき異なる VEP 振幅が得られるかどうか、を確認した。対応する BOLD 信号応答に関しては、ブロック・パラダイムで、VEP 振幅の大きさが変わったことに対応して BOLD 信号の“initial-overshoot”の大きさが変化するかどうか、事象関連パラダイムでは、VEP 振幅の大きさが事象関連 fMRI 応答の信号変化率と賦活面積に対応しているかどうかを検討した。

刺激には、同一白黒反転チェッカーボード・パターンを 2 種類のコントロール・パターンと組み合わせて用いた。白黒反転チェッカーボードと白色コントロールの組み合わせで構成したパラダイムを便宜上 white-chk と呼び、白黒反転チェッカーボードと白黒非反転チェッカーボード・パターンの組み合わせによるパラダイムを chk-chk と呼ぶことにした。

## 8 . 材料と方法

### 1) 対象

22 歳から 43 歳までの成人男性 6 名を被験者に用いた。実験は秋田県立脳血管研究センター倫理委員会の承認を受け、十分な説明を行った後、同意書を得て実施した。

### 2) 実験パラダイム

同一被験者における VEP と fMRI 検査は同日に施行した。3 名の被験者は VEP より検査を開始し、残りの 3 名は fMRI より開始した。前述のように、各検査で 2 種類の視覚刺激パターン (chk-chk、white-chk) を用いた。VEP では chk-chk 及び white-chk で各 1 回ずつのデータ収集を行い、fMRI に関しては、ブロック及び事象関連パラダイムと組み合わせ、合計 4 回のデータ収集とした。ただし、刺激時間に関しては、fMRI 検査では、ブロック・パラダイムで 20 秒刺激 20 秒コントロールを 1 周期とし、これを 6 周期繰り返した。事象関連パラダイムでは、1.5 秒刺激 18.5 秒コントロールを 1 周期とし、これを 11 周期繰り返した。いずれも最初の 1 周期を除外した後に解析を行った。刺激として周波数 8 Hz の白黒反転チェッカーボード・パターン刺激(視野角 =  $13.7^{\circ} \times 18.9^{\circ}$ 、各マトリクス・サイズ =  $2.5^{\circ} \times 2.5^{\circ}$ )を用いた。刺激及びコントロール・パターンの中央には黒色の固視点を設けた。被験者には開眼し、固視点を注視するように求めた (第 1 章参照)。

### 3) VEP 収集及び解析

VEP 収集は電極帽を用いて行った。19 点国際標準法を用いて測定した。また、耳朶をレファレンスに用いた。被験者のボタン押しによって収集が開始され、250 msec コントロール、1500ms 刺激、750ms コントロールの順に収集した。各パラダイムでこれを 150 回繰り返した。信号は 0.3~30 Hz の帯域通過フィルターを用

いて増幅を行った後、100 Hz でデジタル化し、PC コンピュータ(Gateway Inc.、Gateway GP7-500、San Diego、USA)に保存した。まばたき、及び眼球運動の補正を手動で行った後、加算平均を行った。また、刺激開始前に収集した 250ms のコントロール・データを用いてベースライン補正を行った。O1 及び O2 電極より収集したデータは各被験者において加算平均し、その上で被験者間の加算平均を行った。各波形のピーク値に関して paired t-test を用いて、違いを検討した。

#### 4) fMRI データ収集

標準ヘッドコイルを装着したシーメンス Magnetom Vision 1.5T を用いた。シングルショット・EPI 撮影法で撮像を行ったが、撮影条件は次の通りである。TR = 2 sec、TE = 60 msec、フリップ角 = 70°、マトリクス・サイズ = 64 × 64、FOV = 260 mm × 260 mm、AC-PC ラインに平行に 5 mm 厚、ギャップ 1 mm 厚で 16 スライス撮影し、全脳をカバーした。

視覚刺激パターンの作成とコントロールは PC コンピュータ上の Visual Basic で作成した自家製ソフトウェアを用いて行った。これらの刺激パターンは MRI のスキャンに同期させた。カラー液晶プロジェクターを用いて被験者足部に設置した半透明スクリーン上に刺激パターン（視角 = 13.7° × 18.9°、各四角のサイズ = 3.4° × 3.4°）を投影した（第 2 章参照）。パターン中心には固視点を設けた。被験者は検査台の上で仰向けになり、ヘッドコイル上に固定された鏡を通して刺激パターンを見た。また、撮影中の頭部の動きを押さえるために頭部固定パッドとテープを使用した。ヘッドフォンはスキャナー音を低減させるために用いた。また、検査室及びガントリ内の照明は用いなかった。

#### 5) fMRI データ解析

##### ブロック・パラダイム

ブロック・パラダイムのデータ解析にはミネソタ大学の STIMULATE [2]を用いた。“box-car”関数を参照関数とし、cross-correlation を用いて統計解析を行った[3]。相関係数 0.3 以上を示したピクセルを賦活ピクセルと見なした。参照関数の hemodynamic 遅延は 6 秒に設定した。解析に先立ち、ソフトウェアに含まれる“center of mass”オプションを用いて頭部の動きを評価した。この結果、0.15 ピクセル以上の動きを示したデータは除外した。さらに、2 ピクセル以下の連続する賦活領域はノイズと見なし、賦活ピクセルから除外した。空間及び時間スムージングは行わなかった。賦活領域をオリジナルの T2\*強調画像に重ね合わせて賦活画像を作成し、一次視覚野に対し関心領域を設定した。各被験者のタイムコースは関心領域中の全賦活ピクセルの平均時間応答曲線を用いた。これらのタイムコースはさらに被験者間で加算平均化した後、paired t-test で検定を行った。

## 事象関連パラダイム

事象関連パラダイムによって収集されたデータはSPM99bを用いて解析を行った。前処理として頭部の動き補正、空間的標準化、スムージングを行った。頭部の動き補正の後、スライスごとに全平均画像を計算した。この後、この平均画像をもとに標準EPI テンプレートを用いて標準脳への空間的変換を行った。この後  $8 \times 8 \times 12\text{mm}$  の Gaussian 関数 (FWHM) を用いてスムージングを行った。賦活部位とタイムコースを得るため general linear model [4] 及びフーリエ級数 (5 harmonics) [5] を用いて解析を行った。データに含まれる極端な低周波数成分及び高周波数成分を除外するためハイパス・フィルター (カットオフ周波数 = 0.025 Hz) 及びローパス・フィルター (Gaussian FWHM=4sec) の両方を用いた。6 人分の収集データはタイムコースを得るために個別に解析を行うとともに賦活画像を得るためにグループ解析を行った。個々のパラダイムに対する BOLD 信号応答を得るため有意水準 0.001 未満のピクセルを賦活領域として抽出し、この中で最大 Z 値を示したピクセルのタイムコースを一次視覚野の BOLD 信号応答と見なした。パラダイムごとに得られたタイムコースをもとに信号変化率を計算し、これを被験者間で加算平均して平均信号変化率を求めた。多重検定比較にはランダム・フィールド理論 ( $p < 0.05$ ) [6] を用いた。賦活画像は賦活領域を SPM99b に含まれる標準 T1 強調像に重ね合わせて表示した。解析には Sun Ultra1 ワークステーションを使用した。

## 9 . 結果

図 1 は VEP の平均タイムコースを示したものである ( $n=6$ )。チェッカーボード刺激開始後の 1500 msec の間に 27 のピーク (正 = 14、負 = 13) が観察され、この時間信号変化はすべての被験者において同一であった。また、すべての被験者において最初の 3 ピーク ( $< 200$  msec) の振幅は、その後のピーク (200-1500 msec) の振幅よりも大きかった。我々はこれらの早期ピークを順に P1 (50-70 msec)、N1 (120-130 msec)、P2 (170-180 msec) と名付けた。P1、N1、P2 は各々 60 msec、120 msec、180 msec にピーク値を持つ正、負、正の電位である。平均電位は white-chk に関して  $5.9 \pm 2.6$ 、 $-0.8 \pm 2.7$ 、 $7.6 \pm 5.7 \mu\text{V}$  であり、chk-chk に関して  $5.1 \pm 2.3$ 、 $-0.1 \pm 3.1$ 、 $6.5 \pm 4.1 \mu\text{V}$  であった。また、検定の結果 P1~N1 間で有意な電位の違いが観察された (paired t-test、 $p < 0.05$ 、 $n=6$ )。

図 2 はブロック・パラダイムにおける BOLD 信号の平均タイムコースを示す ( $n=6$ )。ここで、“Initial-overshoot” とは刺激開始 8 秒後における信号強度を最初のフレームにおける信号強度で基準化した値である。“Initial-overshoot” における信号変化率は、chk-chk パラダイムで  $1.3 \pm 0.4\%$  であったのに対し、white-chk パラダイムでは  $2.1 \pm 0.4\%$  であった。しかし、タイムコースの残りの部分は両者ともほぼ同等であった。

図 3 はブロック・パラダイムにおける chk-chk (A) 及び、white-chk (B) の典型例を示す。賦活領域は主として鳥距溝 (V1) 及び、下側頭回後部 (V5) で観察さ

れた。また、平均賦活ピクセル数は white-chk において  $71 \pm 21$  pixels、chk-chk において  $50 \pm 13$  pixels となり、前者がやや高値を示した。

図 4 は事象関連パラダイムで得られた BOLD 信号応答を示す。最大信号変化率は white-chk ( $n=6$ ) で  $0.78 \pm 0.25$  % となり、chk-chk ( $n=4$ ) では  $0.43 \pm 0.17$  % となった。被験者のうち 2 人は chk-chk データに関して賦活領域を示さず、従って、信号変化率の加算対象から除外した。

図 5 は事象関連パラダイムで得られた賦活領域を示す。グループ解析の結果得られた賦活領域を white-chk (a) 及び chk-chk (b) に示す。共に賦活領域は V1 付近に観察された。また、賦活領域は chk-chk が white-chk よりも小さいことがわかった。SPM99b による解析の結果 Talairach coordinate による最大 Z 値、賦活位置、賦活ピクセル数は white-chk において、それぞれ  $>12$ 、 $(-10, -90, -10)$ 、2301 (V2 の一部を含む) となり、chk-chk では 7.6、 $(20, -80, -16)$ 、854 となった。

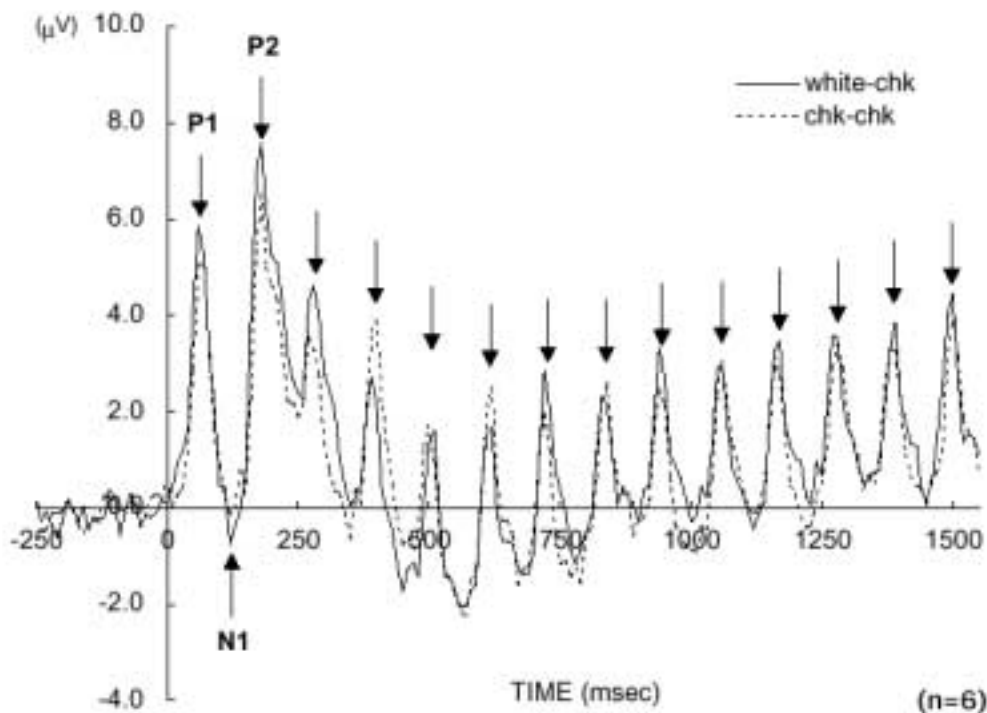


図 1 : VEP の平均タイムコース (n=6)

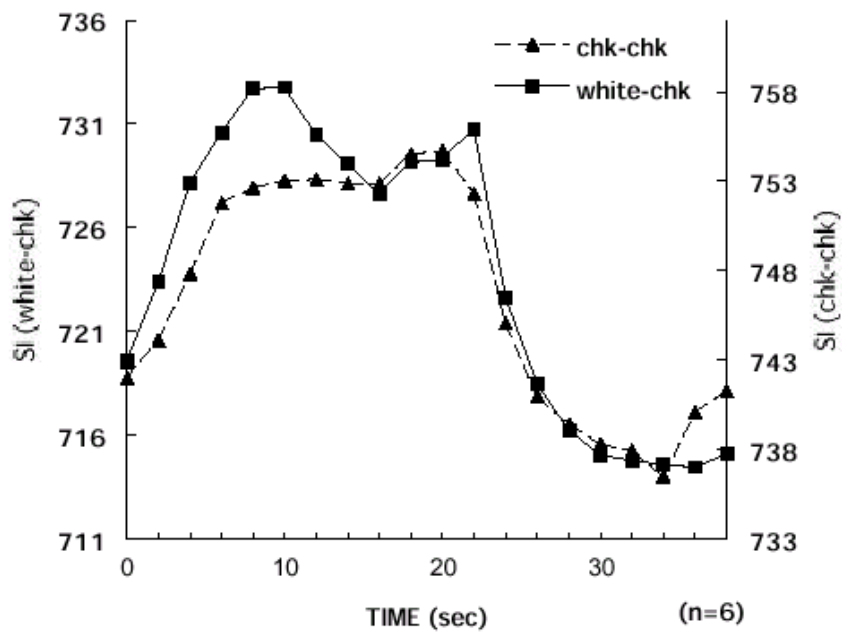


図2：ブロック・パラダイムにおける平均タイムコース (n=6)

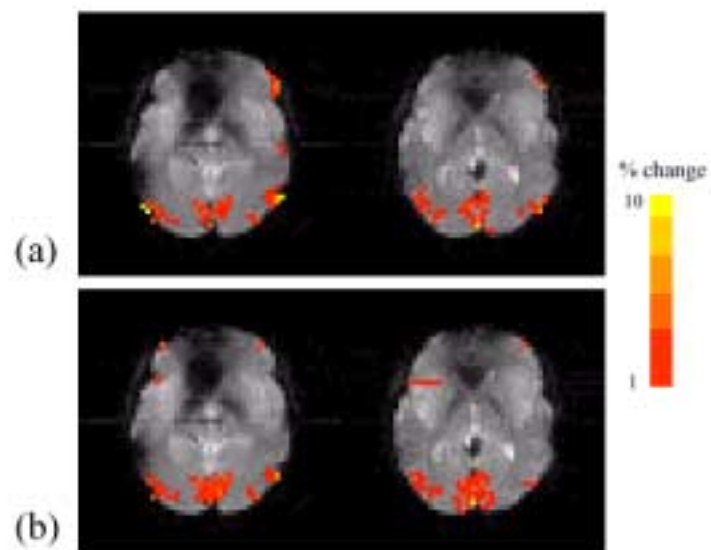


図3：ブロック・パラダイムにおける賦活画像例

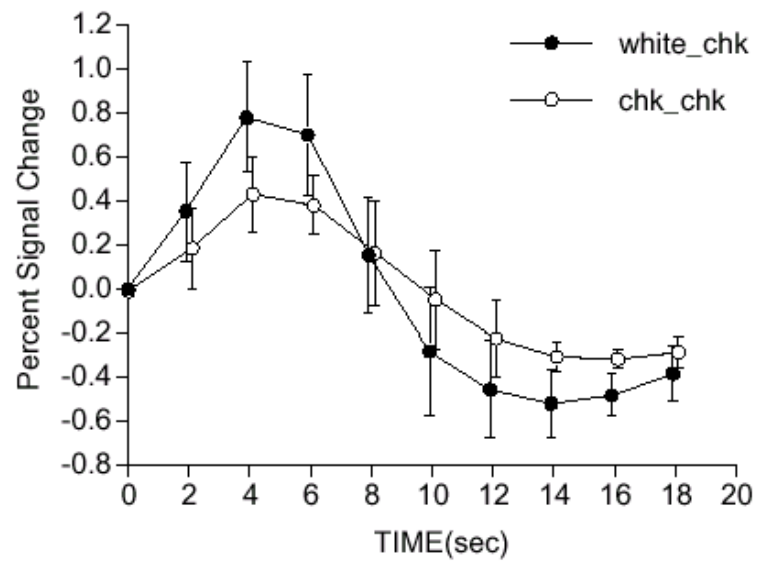


図 4 : 事象関連パラダイムにおける平均タイムコース (n=6)

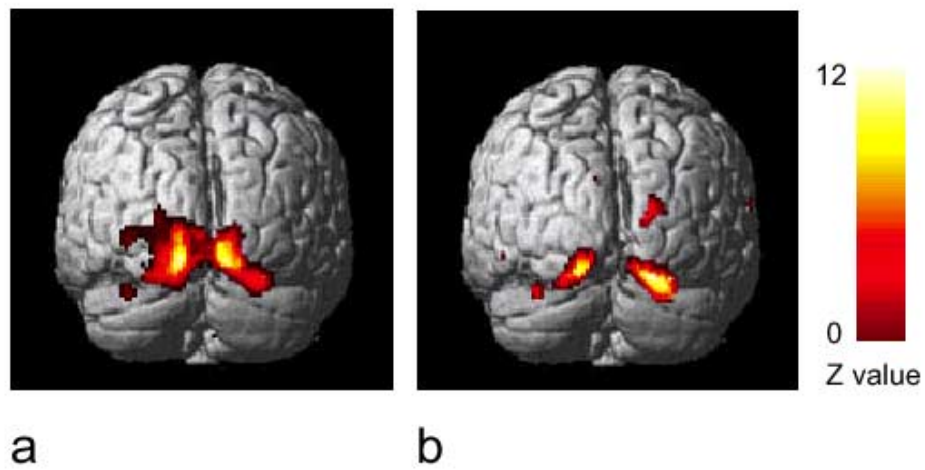


図 5 : 事象関連パラダイムにおける賦活画像 (n=6)

## 10. 考察

本検討の結果、異なるコントロール・パターンを用いた場合、コントロールから刺激に移行した直後に異なる VEP 振幅 (P1~N1 components) が観察され、これに対応して、white-chk が chk-chk より大きな BOLD 信号の振幅と賦活領域を示した。

### VEP 応答の検出と評価

脳誘発電位は特定の神経細胞群における神経活動の変化を数ミリ秒の単位でとらえることが可能な手技である[7]。我々は、fMRI 解析において右脳と左脳を区別していない。従って本実験でも VEP での左右視覚野に対応する O1 と O2 を区別せず、被験者内で加算平均した。白黒反転チェッカーボード刺激の間 VEP 応答は 27 のピーク (14 正及び 13 負) を示した。正・負の順序とピーク間時間 ( $\approx 120$  msec) はすべての被験者間で同等であった。一方、最初の 3 ピーク ( $< 200$  msec) は、その後のピークと比べ明らかに大きかった。これに対し、続いて観察された小さなピークはほぼ同等な振幅を示した。両パラダイムにおけるピーク振幅の違いは P1~N1 の間にのみ確認され、white-chk による誘発電位は chk-chk よりも大きかった。以上より、P1-N1-P2 電位は、刺激パターンの突然の出現による一過性の神経興奮によって引き起こされた電位であること、これ以降の小さなピーク群は白黒反転チェッカーボード刺激によってもたらされた電位であること、が示唆された。さらに、P1~N1 電位間で観察された振幅の違いはコントロール・パターンの違い (平均輝度あるいは空間コントラスト) によって引き起こされたものと考えられた。

### ブロック収集 BOLD 信号の時間応答

ブロック・パラダイムにおける BOLD 信号応答は通常次のような時間変化を示す。賦活による急激な信号の上昇とこれに続く信号の低下 (“initial-overshoot”)、さらに、刺激終了後の急激な信号の低下と、それに続く緩やかなベースラインへの回復 (“post-stimulus undershoot”) [8]である。また、光計測の報告[9]に呼応し、刺激開始直後に小さな負の信号変化 (“initial-dip”) を検出したという報告[10, 11]もある。これらの時間的な特性は BOLD 信号応答と脳血流量、脳血液量、脳酸素代謝量との関係を検討する上できわめて重要である。

現在、このような一過性の BOLD 信号変化を解釈するに当たり 2 つのモデルが提唱されている。一つは脳血流量の増加と減少に対して時間的遅延を持つ脳酸素代謝量の増加と減少が原因とする説であり。他は、同様に時間的遅延を持つ脳血液量の増加と減少が原因と考えている。前モデルは元々 Fox ら[12, 13]によって考案されたもので、PET 実験の結果、脳血流量が 50 % 増加したにもかかわらず、脳酸素代謝量が 5 % しか増加しなかったことを合理的に解釈するために提唱された。すなわち、賦活時の嫌気性糖代謝という概念を導入することにより脳血流量と脳酸素代謝量の乖離を説



明した(第2章参照)。この後、Frahmら[14]はこの仮説をグルコース及び乳酸濃度、及びBOLD信号変化と結びつけることによりダイナミックモデルとして発展させた。すなわち、刺激開始直後の嫌気性糖代謝は数分間の時間的推移とともに酸化的リン酸化反応に置き換わっていくとする説である。一方、後者はBuxtonら[15]によって導入された。遅延した血液量の変化及び血流量のヒステリシスが“initial peak”を生み、その後の平衡状態をもたらす。同様に刺激中止後の“post-stimulus undershoot”を引き起こすとする説である。最近、“post-stimulus undershoot”に関する部分は、Mandevilleら[16]により実験的にも確認された。

しかし、我々は、これらの一過性の信号増加現象は必ずしも脳酸素代謝量や脳血液量の遅延効果によらなくても説明可能と考える。すなわち、“initial-overshoot”は単純に神経活動の大小に起因する脳血流量変化の反映とも考えられる。この考えはKrügerら[17]により実験的にも示唆された。すなわち、白黒反転チェッカーボードを用いて脳血流量とBOLD信号を同時測定した結果、両信号ともに“initial-overshoot”を観察したとするものである。Hogeら[8]も黄・青円形チェッカーボード刺激を用いて同様な結果を示している。これらの結果は、“initial-overshoot”の生成に関して、脳酸素代謝量や脳血液量の遅延以外の原因が関与していることを意味している。

BOLD信号の“initial-overshoot”の大きさが視覚誘発電位のP1~N1振幅の大きさと関係しているという我々の実験結果はこの仮説を直接支持したものと考える。神経活動量の大小が脳血流量の増減を引き起こし、それが“initial-overshoot”として観察されるBOLD信号の増加・減少をもたらすというメカニズムである。もちろん、我々はBOLD信号応答の“initial-overshoot”の信号減少部分に関して脳血液量及び脳酸素代謝量の遅延効果が含まれていることを否定するものではない。しかし、本章の結果は視覚刺激による神経活動量とBOLD信号応答における“initial-overshoot”の大きさとが関連していることを実験的に示した初めての検討と考える。

#### 事象関連 BOLD 信号応答の検出と評価

一方、事象関連パラダイムにおいてグループ解析された賦活領域はwhite-chk及びchk-chk間で非常に異なる賦活ピクセル数を示した。また、解析の結果2人の被験者はchk-chkで何の賦活も示さなかった。被験者間で加算平均化された最大信号変化率はwhite-chkにおいて0.78% (n=6)であったがchk-chkにおいては0.43% (n=4)であった。最大Z値はwhite-chkよりもchk-chkの方が小さかった。以上の結果は、賦活領域の信号変化率及び面積の両方に関して、異なるコントロール・パターンが異なる事象関連fMRI応答を生成したことを意味する。

#### 短時間刺激と事象関連 BOLD 信号応答間の非線形性

fMRIにおける近年のテーマの一つに、短時間刺激(<10 sec)に対するBOLD信号応答が線形システムに合致しているかどうか議論されている(第2章参照)。fMRI

領域における線形性の検討は Boynton らによって最初に行われた。彼らは BOLD 信号応答がある一定時間の局所神経活動の平均であると仮定した上で、実験的に線形性の検討を行い、この結果得られたデータは線形モデルに合致すると結論した。しかし、同時に短時間刺激においてわずかではあるが明らかな乖離も見いだした。この非線形性に関する発見はその後他の研究者によってヒト一次視覚野[18]、一次聴覚野[19]、一次感覚運動野[20]において確認された（第2章参照）。

本章での検討は事象関連 BOLD 応答が特定のコントラストを含んでいることを示唆した。また、このコントラストは以下のような性質を持つことがわかった。VEP の P1~N1 電位に対応している。コントロール・パターンから刺激パターンへの交代に対応して出現する。強い信号変化率及び賦活面積を生成する。かつ、刺激時間（1~6 秒）とは独立している。従って、BOLD 信号応答における非線形性は刺激直後の一過性の電位に起因して BOLD 信号応答内に作り出されるコントラストが原因である可能性が示された。

## 12 . 参考文献

- [1] Raichle ME (1998) Behind the scenes of functional brain imaging: a historical and physiological perspective. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **95**, 765-772
- [2] Strupp JP (1996) Stimulate: A GUI based fMRI analysis software package. *Neuroimage* **3**, abstract p607
- [3] Bandettini PA, Jesmanowicz A, Wong EC and Hyde JS (1993) Processing strategies for time-course data sets in functional MRI of the human brain. *Magn. Reson. Med.* **30**, 161-173
- [4] Holmes A, Poline JB and Friston KJ. (1997) Characterising brain images with the general linear model. *Human Brain Function*, pp 59-84, edited by Frackowiak RSJ, Friston KJ, Frith CD, Dolan RJ, Mazziotta JC, Academic Press.
- [5] Josephs O, Turner R and Friston KJ (1997) Event-related fMRI. *Hum. Brain Mapp.* **5**, 243-248
- [6] Poline JB, Holmes A, Worsley K and Friston KJ. (1997) Making statistical inferences. *Human Brain Function*, pp 85-106, edited by Frackowiak RSJ, Friston KJ, Frith CD, Dolan RJ, Mazziotta JC, Academic Press.
- [7] Hillyard SA and Anllo-Vento L (1998) Event-related brain potentials in the study of visual selective attention. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **95**, 781-787
- [8] Hoge RD, Atkinson J, Gill B, Crelier GR, Marrett S and Pike GB (1999) Stimulus-dependent BOLD and perfusion dynamics in human V1. *Neuroimage* **9**, 573-585
- [9] Malonek D and Grinvald A (1996) Interactions between electrical activity and

- cortical microcirculation revealed by imaging spectroscopy: implications for functional brain mapping. *Science* **272**, 551-554
- [10] Menon RS, Ogawa S, Hu X, Strupp JP, Anderson P and Ugurbil K (1995) BOLD based functional MRI at 4 Tesla includes a capillary bed contribution: echo-planar imaging correlates with previous optical imaging using intrinsic signals. *Magn. Reson. Med.* **33**, 453-459
- [11] Hu X, Le TH and Ugurbil K. (1997) Evaluation of the early response in fMRI in individual subjects using short stimulus duration. *Magn. Reson. Med.* **37**, 877-884
- [12] Fox PT and Raichle ME (1986) Focal physiological uncoupling of cerebral blood flow and oxidative metabolism during somatosensory stimulation in human subjects. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **83**, 1140-1144
- [13] Fox PT, Raichle ME, Mintun MA and Dence C (1988) Nonoxidative glucose consumption during focal physiologic neural activity. *Science* **241**, 462-464
- [14] Frahm J, Kruger G, Merboldt K-D and Kleinschmidt A (1996) Dynamic uncoupling and recoupling of perfusion and oxidative metabolism during focal brain activation in man. *Magn. Reson. Med.* **35**, 143-148
- [15] Buxton RB, Wong EC and Frank LR (1998) Dynamics of blood flow and oxygenation changes during brain activation: the balloon model. *Magn. Reson. Med.* **39**, 855-864
- [16] Mandeville JB, Marota JJ, Ayata C, Moskowitz MA, Weisskoff RM and Rosen BR (1999) MRI measurement of the temporal evolution of relative CMRO(2) during rat forepaw stimulation. *Magn Reson Med* **42**, 944-951
- [17] Krüger G, Kastrup A, Takahashi A and Glover GH (1999) Simultaneous monitoring of dynamic changes in cerebral blood flow and oxygenation during sustained activation of the human visual cortex. *Neuroreport* **10** 2939-2943
- [18] Vazquez AL and Noll DC (1998) Nonlinear aspects of the BOLD response in functional MRI. *Neuroimage* **7**, 108-118
- [19] Robson MD, Dorosz JL and Gore JC (1998) Measurements of the temporal fMRI response of the human auditory cortex to trains of tones. *Neuroimage* **7**, 185-198
- [20] Glover GH (1999) Deconvolution of impulse response in event-related BOLD fMRI. *Neuroimage* **9**, 416-429

## 13 . 研究業績

### 13-1 . 原著論文 : なし

## 13-2 . 総説など : なし

## 13-3 . 国際学会発表 :

- [1] K. Kashikura, S. Yamamoto, X. Zhang, J. Kershaw, K. Yoshida, I. Kanno: Temporal Characteristics of VEPs and BOLD Responses to Checkerboard Stimulation of Human V1: Comparison between Different Control Features. 6th Annual Meeting of the ORGANIZATION FOR HUMAN BRAIN MAPPING, Conference on Functional Mapping of the Human Brain, June 12-16, 2000 San Antonio, Texas USA
- [2] K. Kashikura, S. Yamamoto, X. Zhang, J. Kershaw, I. Kanno: Comparison of Temporal Characteristics of Visual-Evoked Potentials (VEPs) and BOLD Response to Checkerboard Stimulation of Human V1. International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Eighth Scientific Meeting, Colorado Convention Center, Denver, Colorado, USA, April 1-7, 2000

## 13-4 . 国内学会発表 :

- [1] 柏倉健一、山本誠一、張曉京、Jeff Kershaw、吉田希望、菅野巖 : 「異なるチェッカーボード刺激に対する VEP 及び BOLD 信号の時間応答」、第 2 回ヒト脳機能マッピング研究会学術集会、2000 年 3 月 16-18 日、東京

14 . The relationship between visual-evoked potentials and BOLD signal response in human V1

15 . Akita Research Institute of Brain and Blood Vessels

16 . Kenichi Kashikura (JST Akita)

17 . Seiichi Yamamoto (Kobe City College of Technology)

Xiaojing Zhang (JST Akita)

Jeff Kershaw (JST Akita)

Akemi Kashikura (JST Akita)

Iwao Kanno (Akita Research Institute of Brain and Blood Vessels)

18 . 1998-2000

## 19 . Abstract

The temporal characteristics of visual-evoked potentials (VEPs) and BOLD response to checkerboard stimulation of human V1 were compared using two different types of control features. The study aimed to investigate: 1) whether different control features produce VEPs of different amplitude, and if so, 2) does this correspond to responses of different magnitude in event-related fMRI (ER-fMRI) and block-design fMRI (Block-fMRI).

The results suggested that: 1) different control features (mean luminance and/or spatial contrast) produced VEPs of different amplitude for a short time after switching from control to reversing checkerboard (P1-N1 components), 2) the difference of magnitude in ER-fMRI response under different controls might correspond to the difference of P1-N1 components in VEPs, indicating an additional factor that is independent of stimulus duration in ER-fMRI response, and 3) the initial-overshoot observed in the Block-fMRI response might also correspond to P1-N1 components. These results may be taken as evidence that there is a direct link between early fMRI response to stimulation and neural activities.