

計器監視におけるインタフェースの差異と難易度の関連性解析： 機能的 MRI を用いた脳機能計測研究

三浦 直樹^{*1,2} 高橋 信^{*3} 川島 隆太^{*2} 北村 正晴^{*4} 若林 利男^{*3}

A Relationship between Task Difficulty and Interface Design during Meter Inspection: A functional Magnetic Resonance Imaging Study

Naoki Miura^{*1,2}, Makoto Takahashi^{*3}, Ryuta Kawashima^{*2}, Masaharu Kitamura^{*4} Toshio
Wakabayashi^{*3}

Abstract – Our long-term research objective is to analyze the cognitive process of a subject facing different kind of human-machine interface by applying a procedure of neuroimaging study. In the present study, we investigated brain activity during digital and analog meter inspection tasks with two-difficulty levels using functional magnetic resonance imaging. Twenty-five healthy volunteers participated in this study. The subjects were instructed to inspect the three meters, and to press the appropriate button corresponding to the meter if value of the one of three meters exceeded the upper or lower limit. The different task difficulty was devised by controlling the rate of change for the value to be displayed. The results showed that the activation of the right occipitotemporal junction and the left cerebellar posterior lobule increased due to the task difficulty in the case of analog meter inspection. By contrast, there was no significant difference by the task difficulty in the case of digital meter inspection. Therefore, our results suggested that the effect of a interface design and task difficulty, and its interrelationships for cognitive processes could be evaluated from neuroimaging data.

Keywords: functional MRI, Interface evaluation, Interface design, task difficulty and visual attention

1. はじめに

ヒューマンマシンインタフェース (HMI) の設計・評価に関しては、様々な手法や方法論を用いて広く研究がおこなわれている。しかしながら、HMI の研究そのものが機械と人間の間の相互作用に関係しており、比較的評価が容易な機械システムだけでなく、評価の対象としては遙かに未知の部分が多い人間そのものを扱う必要があるという意味で、大きな困難を内包している。このような困難さのために、「良いインタフェース」の客観的な評価を行う手法も十分に確立されているとは言えない状況である。インタフェースの持つ様々な属性がどのように利用者のユーザビリティに影響するかについて客観的に評価するかについても、人間の持つ主観性、学習能力、適応性等による結果の解釈の難しさから、従来の質問紙等による主観的評価手法、生理指標やパフォーマンス評価による数値評価のみでは不十分である事が指摘されてきている。

本研究グループでは、このような従来のインタフェー

ス評価に対する補完的手法として、近年急速に発展してきている脳機能計測の手法を利用することを提唱している。本手法では、HMI に対峙した人間の認知的挙動の特性を脳機能解析の手法に基づき推定し、その結果に基づき HMI の客観的評価を行うことを目指している。本研究グループではそのための基礎的研究として、HMI の視覚的特徴の差異が計器監視課題における脳活動に及ぼす影響について機能的 MRI による脳機能計測実験を行い、同一の課題を被験者に与えていても、視覚的な HMI の差異によって脳内の活性領域が変化する事を明らかにした [1]。この結果は、インタフェースに関する形態的な属性の違いが異なる脳活動を発現させていることを明らかにしたという意味で、提案手法の基本的な有効性をしめすものであるが、情報の表現形態というインタフェースの属性の一部を対象としていたに過ぎず、更に別の観点からも手法の有効性を示す必要がある。

本論文では、先行研究と同じ監視課題を対象にするが、インタフェースにおける重要な属性である異常発見の難易度に焦点を当て、HMI の特徴が課題難易度に与える影響、およびその認知活動との関係について、機能的 MRI を用いて脳機能計測実験を行った結果について報告する。

2. 対象となるインタフェース

現在、グラフィカルユーザインタフェースの普及に伴い、様々な形態の HMI が利用されている。本報告では、

*1: 高知工科大学知能機械システム工学科

*2: 東北大学加齢医学研究所

*3: 東北大学大学院工学研究科

*4: 東北大学未来科学技術共同研究センター

*1: Department of Intelligent Mechanical Systems Engineering, Kochi University of Technology.

*2: Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku University.

*3: Graduate School of Engineering, Tohoku University.

*4: New Industry Creation Hatchery Center, Tohoku University

先行研究の結果を受けて、デジタル計器とアナログ計器を評価対象とし、監視課題の難易度を変化させた際にHMIの差異が脳活動の変化に影響を及ぼすかについて評価する事とした。

この2種類の表示装置は、どちらもシステムの数値的な状態を示すHMIであるにもかかわらず、デジタル計器は表示された数字の変化によって状態の変化を表現し、アナログ計器においては空間的に配置された指示表示の位置によって状態の変化を表現するという特徴の差異がある。従って、監視者はデジタル計器においては数字、アナログ計器においては空間的情報と異なる視覚的特徴を持つ情報を読み取る事となり、脳内で行われる視覚情報の認知処理は異なってくる。

先行研究[1]においては、デジタル計器監視においては文字の読み取りに関与する腹側視覚経路、アナログ計器監視においては空間的な情報の認知に関与する視覚情報処理の背側経路の活動が各々の条件で増加する事が観測され、脳機能計測に基づくHMI評価の可能性について基礎的な知見を得ている。

更に先行研究においては、注意の維持[2]や作業記憶[3,4]等の認知機能とも関連する右側中前頭回の活性状態が、被験者の主観的な難易度と関連して変化する事が示唆された。しかしながら、先行研究においては主観的な難易度の解析においても異なるHMI環境下で監視課題を行った際の脳活動を比較しており、難易度と関連する認知活動を評価するにあたり、HMIの差異に起因する視覚刺激の差異の影響と難易度の影響とが相互に影響している可能性を除外する事が出来なかった。

そこで本報告では、監視作業の難易度とHMIの視覚的特徴の関係を明らかにするために、デジタル計器とアナログ計器を用いた2種類の計器監視課題に対し、高難易度・低難易度の2種類の条件を設定し、監視作業によって引き起こされる脳活動の変化を機能的MRIによって測定した。そして、同一HMI環境下で異なる難易度条件での脳活動を比較する事によって、計器監視課題の難易度が脳活動の変化に与える影響とHMIの視覚的特徴との関連性について解析を行った。

3. 方法

3.1 被験者

本研究では、25名の健康成人(男性:15名、女性:10名、平均年齢:20歳)が被験者として参加した。全ての被験者は、Edinburghの利き手テスト[5]により右利き(平均ラテラリティ係数(LQ) = 96)と判定された。また実験への参加に際して、全ての被験者に対し口頭及び書面にて実験に関する説明を行い、実験参加に対する同意書を得た。本研究は、東北大学21世紀COEプログラム言語・認知総合科学戦略研究教育拠点MRI運営

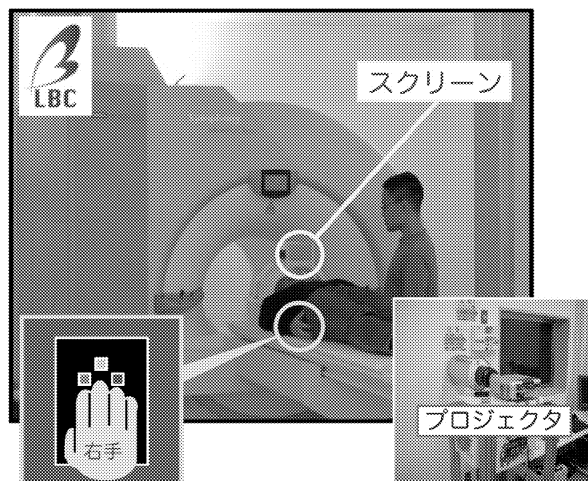


図1 fMRI 実験環境
Fig.1 fMRI experimental environment.

委員会の許可を得て行われた。

3.2 実験環境

本研究では、東北大学21世紀COEプログラム言語・認知総合科学戦略研究教育拠点の設備であるMRI撮像装置(Siemens社製 Magnetom Symphony 1.5テスラMRIスキャナ)を用いて脳機能計測実験を行った。

脳機能計測実験の風景を図1に示す。実験の際には、被験者は仰臥位でMRIスキャナ内に横たわり、計測用ヘッドコイルによって頭部が固定された。被験者の視野の中心に位置するようヘッドコイル上に反射型のスクリーンが配置され、視覚刺激はMRI撮影室外に設置されたプロジェクタから、眼前のスクリーンに投影する事で被験者に提示された。さらに、被験者からの課題に対する反応を記録するために、3ボタン反応装置を被験者が右手の人差し指・中指・薬指で適切に操作出来る位置に配置した。

3.3 実験課題

本研究では、デジタル計器監視・アナログ計器監視・記号監視の3種類の監視課題を用いて課題遂行中の脳活動を測定した。図2に各課題で被験者の眼前のスクリーンに提示した視覚刺激及び実験中の課題の流れを示す。なお2種類の計器監視課題については、高負荷・低負荷の2条件を設定した。各課題の継続時間は42秒で、その前後に30秒間の安静状態を挿入した(図2(d))。安静状態時には、固視点のみが表示された画面を提示し、被験者には固視点を注視するよう教示した。

各課題2回の繰返しを1セッションとし、各被験者に対し2セッションの測定を行った。また、課題の順番は被験者・セッション間で組み替えを行い、順序効果の統制を行った。セッション間には被験者に約30分の休憩をとらせ、疲労が実験結果に影響しないよう配慮した。

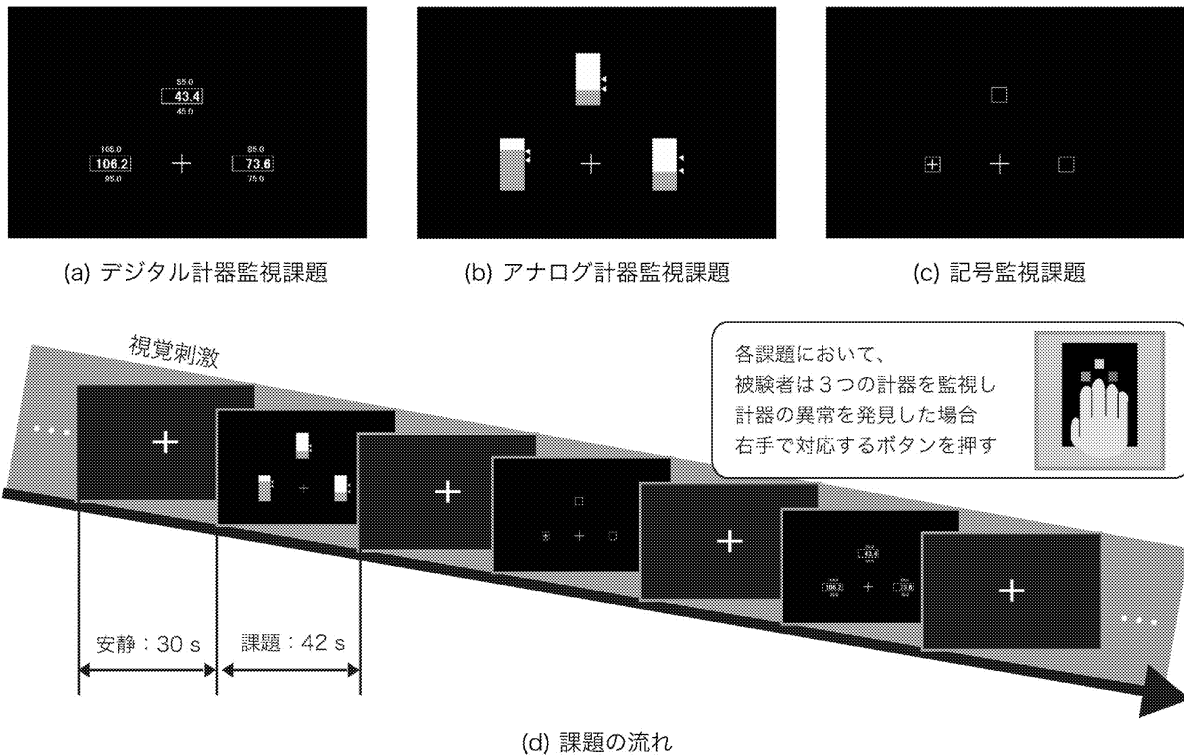


図2 fMRI 実験用刺激と実験プロトコル
Fig. 2 fMRI experimental stimuli and protocol.

3.3.1 デジタル計器監視課題

デジタル計器監視課題において、被験者には眼前のスクリーンに、図2 (a) に示す視覚刺激を用いた。3つのデジタル式数字表示器を画面に配置し、各計器の上下部に各計器の許容範囲の上・下限値を示す数値の表示を行った。また画面中央の十字は、課題中被験者に視野の中心を意識させるための固視点である。

被験者には、課題中眼球運動の統制のため3つの計器を時計回りに監視し、数値が許容範囲から逸脱した場合、右手で各計器に対応するボタンを押すよう指示を行った。また課題中は、時計回りに各計器を監視するのに必要な範囲の外側に視線を移動させないよう指示した。

測定時には計器が異常を示してから正しいボタンが押されるまでの時間を反応時間として記録した。なお、数値が許容範囲から逸脱している場合に、被験者が正しいボタンを押した場合、対応する計器の数値が許容範囲内の正常な数値に戻る事とし、それ以外の操作を行った場合、被験者の反応は記録されるが画面上には被験者の操作が反映されない事とした。

3.3.2 アナログ計器監視課題

アナログ計器監視課題において、被験者には図1 (b) に示す視覚刺激を用いた。なおアナログ計器には、水位計や温度計で多用される垂直方向のバーチャート型表示を採用した。計器の右横には2つの三角形を配置し、三

角形で示される範囲の内側を各計器の許容範囲に設定した。被験者への指示内容はデジタル計器の場合と同様に、3つの計器を時計回りに監視し、数値が許容範囲から逸脱した場合、右手で各計器に対応するボタンを押すよう指示を行った。

3.3.3 記号監視課題

記号監視課題は、ボタン押しや視覚刺激に関する脳活動を統制するための課題として用いた。記号監視課題において、被験者には図1 (c) に示すような画面を提示した。左下の四角形の内側に提示されている“+”は、時計回りに3個の四角形の内側を移動し、時折“+”の代わりに“*”が出現する事とした。被験者には、3個の四角形を監視し、“*”が出現した場合はその四角形の状態が異常であるとして、右手で対応するボタンを押すよう指示した。

3.3.4 課題難易度の設定

本研究では、課題の難易度は計器の異常への気づきやすさに影響を受けると仮定した。つまり、異常状態へと遷移する変化に気づきにくい場合は難易度が高いと考えた。この要因を課題に反映させるために、本研究では各計器の数値が定常状態から異常状態へと遷移する際の変化速度によって、監視課題の難易度を設定する事とした。すなわち、異常状態へと遷移する場合に定常状態の変動

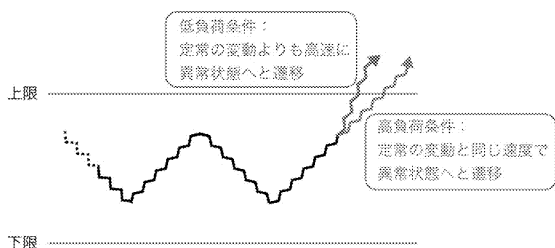


図3 監視課題の難易度の設定
Fig. 3 Setting of task difficulty.

速度よりも高速に異常状態へと遷移する場合、観察者が負荷が低く異常および許容範囲への近接を検知しやすくなると考えた。そこで低負荷条件では異常状態への遷移速度を高速にし、高負荷条件では低負荷条件と比較して低速に設定する事とした。

実際の実験課題において、定常状態での各計器の数値は、図3に示すように三角波に乱数ノイズが付加された波形に従い許容範囲内で変動するよう数値変動の設定を行い、ある時間頻度で許容範囲を超えて数値が変動する様設計を行った。

その際に低負荷条件においては、図3に示すように定常時の変化速度より高速に異常状態に変動し、高負荷条件では定常状態の変動速度と等速で異常状態に変動する事とした。また、計器の数値が許容範囲を超える回数は1回の課題あたり合計5回とした。

本研究では設定した負荷の潜在的な効果や被験者の自発的な気づきを評価するために、実験前には以上の難易度設定が存在する事を被験者に教示せず、各課題において被験者とするべき応答についてのみ教示を行った。なお実験前には、被験者が課題内容を十分に理解し操作に熟練するために、測定時と同様の課題を用いて練習を行わせた。また、課題の主観的難易度を評価するために、実験後被験者に対して(1)3種の課題の難易度に順位付けを行う、(2)高負荷・低負荷の数値変化の違いを認識したか否か、の2種類のアンケートを行った。

3.4 fMRI データ計測

fMRI データは、Gradient-Echo Echo-Planner Imaging 法により脳全体を撮像領域に含むように32スライスの横断面画像として撮像された。本実験で用いた撮像パラメータは以下の通りである：繰り返し時間 (repetition time: TR) = 3000 ms ; エコー時間 (echo time: TE) = 50 ms ; フリップ角 (flip angle: FA) = 90° ; 撮像範囲 (field of view: FOV) = 192 × 192 mm² ; 撮像マトリクス = 64 × 64、スライス厚 = 3 mm ; スライス間ギャップ = 1 mm ; ボクセルサイズ = 3 × 3 × 4 mm³。1セッションの撮像時間は12分30秒であり、1セッションあたり250スキンのfMRI画像が撮像された。なお、撮像開始直後の10スキンは、MRI信号安定化のためのダミースキンのとして

解析から除外した。

fMRI 計測と併せて、各被験者の頭部の解剖学的形態情報を得るために、下記のパラメータを用いた矢状断 T1 強調画像を撮像した：160 スライス ; TR = 1900 ms ; TE = 3.22 ms ; FA = 15° ; FOV = 250 × 250 mm ; 撮像マトリクス = 256 × 256 ; スライス厚 = 1.25 mm。

3.5 統計解析

データの画像処理および統計解析には、Statistical Parametric Mapping 2 (SPM2, Wellcome Department of Cognitive Neurology, London, UK)を用いた。

撮像によって得られた fMRI データを統計解析に用いるためには、全被験者の画像中の同じ位置が同じ解剖学的位置を示している必要がある。画像の解剖学的位置を標準化するための処理として、撮像中の体動や撮像タイミングの補正、被験者間での頭部の形状差を吸収するための空間的標準化、および平滑化の各画像処理を各画像に施した。なお本研究の画像処理及び統計解析は、全て Montreal Neurological Institute (MNI)座標系上で行った。

データの統計解析は、変量効果モデルを用いて個人解析とグループ解析の2段階に分けて行われた。個人解析では、計器の異常に気づいた際の認知活動の変化を抽出するために、デジタル計器監視課題 (高負荷条件: DIG_h、低負荷条件: DIG_l)、アナログ計器監視課題 (高負荷条件: ANA_h、低負荷条件: ANA_l)、及び記号監視課題 (SYM) の各課題において、異常に気づいて正しくボタンを押した際に上記認知活動が起こると仮定して、一般線形モデル理論[9]に基づき血流変化モデルを設計し、fMRI データとの重回帰分析を行った。またその際に、前処理で行った体動補正処理における補正量を説明変数としてモデルに組み入れ、脳血流変化パラメータに対する体動の影響を除外する事とした。

次に課題間の血流変化の差を比較するために、各課題におけるボクセル毎の血流変化状態を示す偏回帰係数同士の差分 (コントラスト) を作成した。統制課題である記号監視課題と比較して、各計器監視課題でどれだけ血流が変化したかを評価するために、各課題と記号監視課題とのコントラスト: DIG_h - SYM、DIG_l - SYM、ANA_h - SYM、ANA_l - SYM を作成した。さらに、課題の難易度が高い場合に脳血流が増加する領域を特定するために、各計器における高負荷条件と低負荷条件とのコントラスト: DIG_h - DIG_l、ANA_h - ANA_l を作成した。

グループ解析では、全被験者の各コントラストをそれぞれ対象群として1標本 t-検定する事によって、被験者間で共通して統計的に有意に活性化する領域を検定し、脳の活性化状態図を作成した。グループ解析における活性化の有意水準は、Family-Wise Error (FWE) による多重比較補正を行った上で $p < 0.05$ とした。ここで、DIG_h - DIG_l 及び ANA_h - ANA_l の検定を行う際に、差分によって

生じる疑陽性の活性領域を検定結果から排除するために、DIG_h-DIG_l では DIG_h-SYM、ANA_h-ANA_l では ANA_h-SYM の各コントラストで有意な活性化が認められる領域をマスクとして利用し、マスク領域内のみで検定を行う事とした。マスク領域判定のための有意水準は、DIG-SYM 及び ANA-SYM において多重比較補正無しで $p < 0.05$ の有意水準で得られる領域に設定した。

4. 結果

4.1 行動データ

表 1 に、各課題における被験者の反応時間の平均および標準偏差、各課題中に誤ってボタンを押した回数の平均及び標準偏差を示す。デジタル・アナログの両計器監視課題において、高負荷条件の場合に低負荷条件と比較して統計的に有意な ($p < 0.05$) 反応時間の遅れが認められた。しかしながら、誤ってボタンを押した回数については、高負荷条件と低負荷条件との間に統計的に有意な差は認められなかった。

実験後アンケートに関して、設問 (1) では全被験者でデジタル計器監視がアナログ計器監視よりも難易度が高いという回答が得られ、記号監視課題については 1 名のみアナログ計器監視と同程度の難易度であった回答したが、他の 24 名については最も難易度が低いという回答が得られた。また、設問 (2) についてはデジタル計器監視では 8 名、アナログ計器監視では 16 名の被験者が数値変化速度の差異に気づいたと回答した。

4.2 脳活動解析結果

4.2.1 統制 (SYM) 課題との比較

図 4 に各課題条件における脳活動と SYM 課題時の脳活動との比較コントラストでの有意な脳活動領域を、標準座標系に 3 次元投影した図を示す。各投影図において、

表 1 平均反応時間

Table 1 Average reaction time.

課題	平均±標準偏差 [s]
DIG_h	2.19±0.65
DIG_l	1.97±0.51
ANA_h	1.47±0.29
ANA_l	1.01±0.23
SYM	0.53±0.07

表 2 課題中に間違えたボタンを押した平均回数。

Table 2 the average number of times by which the subject pressed the wrong button

課題	平均±標準偏差 [回]
DIG_h	1.48±1.23
DIG_l	1.40±1.12
ANA_h	1.24±1.30
ANA_l	1.36±1.11
SYM	0.40±0.65

左上が脳活動領域を右側面から投影した図、右上が後方から投影した図、左下が上方より投影した図となっており、黒色領域が有意な脳活動を示した領域を示している。

また、各コントラストにおける有意な活性領域のピーク位置の解剖学名称・座標・T 値および活性領域のサイズを表 3・4 に示す。ここでサイズの欄に“*”が付記されているピーク位置は、複数のピーク位置を持つ活性領域中に含まれている事を意味している。

デジタル計器監視課題においては、外側後頭領域から側頭葉との境界領域および側頭葉下部の紡錘状回にかかる領域について有意な脳活動が認められた。さらに右側の中前頭回および上頭頂小葉にも有意な活性化が共通して認められた。

一方で、アナログ計器監視課題においては、外側後頭領域から上頭頂小葉にかけての領域において高負荷・低負荷条件に共通して有意な脳活動が認められた。

4.2.2 同一 HMI 条件下での難易度の影響の比較

表 5 に、デジタル計器・アナログ計器監視の各課題において高負荷条件と低負荷条件との間のコントラストにおける有意な脳活性領域を示す。デジタル計器監視課題においては、課題の難易度の増加に伴う有意な脳活動の増加は認められなかった。

一方で、アナログ計器監視課題においては、高負荷条件で右側後頭側頭領域および左側小脳後葉に有意な脳活動の増加が認められた。アナログ計器監視課題において、高負荷条件で脳活動が増加した領域のピーク位置を図 5 に示す。図 5 はピーク位置を z 座標の高さで切り出した横断面画像で、上方向が前方となっている。

5. 考察

5.1 HMI の差異と難易度・脳活動との関係

アナログ計器監視課題においては、高負荷条件において有意な反応時間の増加とともに、有意な脳活動の増加が認められた領域として、右側後頭側頭領域および左側小脳後葉の活動が観察された。さらに実験後アンケートにおいて、16 名の被験者が負荷条件間における変化速度の差異に気づいたと回答していた。過去の脳機能計測研究より、後頭側頭領域は視覚情報処理の中でも、特に物体の動きの検知に関与する領域である事が示唆されている [7]。実験課題においてアナログ計器では数値変動が計器の棒の長さとして表示されるため、状態の監視を行うためには棒の絶対的な長さではなく、相対的な棒の長さの変動に注意を向けなければならないため、視覚情報の動きの検知に関連する後頭側頭領域の活性化が相対的に増加したものと考えられる。

小脳後葉は、運動の計画等に関与することが知られており、Sakai et al. [8] の研究では本研究で得られた活性化領域と類似した領域において、運動の手続き学習課題に

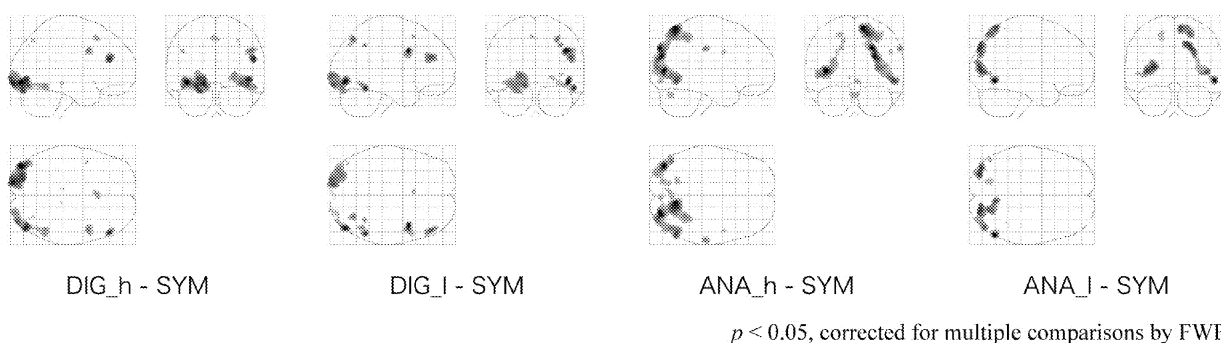


図3 各計器監視課題における脳活性状態図

Fig. 3 Cortical activation in the each task condition compared with SYM task..

表3 脳活性領域 (1)

Table 3 Brain activation area (1)

領域	座標(mm)			T値	サイズ (voxels)
	x	y	z		
DIG_h - SYM (多重比較補正, $P < 0.05$)					
左半球					
中前頭回	-46	4	34	6.94	8
外側後頭領域	-40	-86	-10	9.75	* 1136
	-16	-96	-12	9.21	* 1136
	-26	-84	-14	8.88	* 1136
中脳	-8	-28	-12	6.71	4
右半球					
中前頭回	52	36	22	9.28	77
	48	8	34	7.93	85
内側前頭前野	0	20	50	7.31	44
上頭頂小葉	30	-70	48	6.49	6
	32	-74	42	6.34	1
外側後頭領域	24	-94	0	7.57	* 648
	36	-90	-12	8.43	* 648
紡錘状回	48	-52	-14	7.60	* 648
後頭側頭領域	44	-78	-6	9.15	* 648
中脳	10	-30	-16	6.31	1

表4 脳活性領域 (2)

Table 4 Brain activation area (2)

領域	座標(mm)			T値	サイズ (voxels)
	x	y	z		
ANA_h - SYM (多重比較補正, $P < 0.05$)					
左半球					
上頭頂小葉	-16	-74	48	7.23	* 66
	-20	-62	56	7.16	34
外側後頭領域	-30	-90	20	8.16	* 650
	-18	-82	38	7.56	* 66
舌状回	-8	-76	-4	6.83	5
後頭側頭領域	-40	-80	6	11.90	* 650
	-46	-70	0	9.06	* 650
右半球					
中前頭回	50	2	32	7.04	9
中心後回	62	-24	36	8.68	51
/縁上回					
上頭頂小葉	10	-64	64	11.85	* 2080
外側後頭領域	24	-86	38	11.82	* 2080
舌状回	4	-84	-8	7.40	24
後頭側頭領域	40	-80	0	7.67	* 2080
小脳後葉	2	-70	-28	7.46	53

DIG_l - SYM (多重比較補正, $P < 0.05$)

左半球					
内側前頭前野	-6	16	52	7.01	9
外側後頭領域	-20	-98	0	8.29	* 809
	-14	-96	-14	8.50	* 809
紡錘状回	-44	-76	-20	6.58	3
右半球					
中前頭回	42	8	34	9.64	184
	48	40	26	8.57	120
上頭頂小葉	30	-68	50	8.15	63
	34	-52	40	7.80	16
外側後頭領域	20	-100	2	6.92	* 173
	36	-90	2	6.67	6
紡錘状回	44	-56	-12	7.61	* 88
後頭側頭領域	46	-78	-8	9.34	* 173
下側頭回	54	-52	-18	9.01	* 88

ANA_l - SYM (多重比較補正, $P < 0.05$)

左半球					
上頭頂小葉	-16	-72	58	6.58	* 45
	-18	-76	48	6.53	* 45
外側後頭領域	-30	-86	10	9.16	* 321
	-38	-82	0	9.04	* 321
後頭側頭領域	-48	-70	2	6.84	16
右半球					
上頭頂小葉	8	-64	64	8.83	* 284
	20	-74	58	8.52	* 284
	38	-50	64	6.20	1
外側後頭領域	20	-80	2	9.19	* 422
	44	-78	4	8.67	* 422
後頭側頭領域	56	-66	-8	10.13	103

表5 脳活性化領域 (3)

Table 5 Brain activation area (3)

領域	座標(mm)			T値	サイズ (voxels)
	x	y	z		
DIG_h - DIG_1 (多重比較補正, $P < 0.05$)					
有意な活性化領域無し					
ANA_h - ANA_1 (多重比較補正, $P < 0.05$)					
左半球					
小脳後葉	-48	-58	-24	6.12	10
右半球					
後頭側頭領域	40	-62	-4	5.92	2
右側後頭側頭領域 [40, -62, -4]			左側小脳後葉 [-48, -58, -34]		

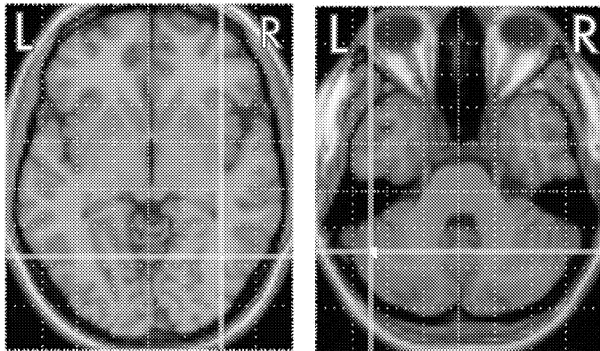


図5 ANA_h-ANA_1 コントラストにおける活性化領域のピーク位置

Fig. 5 Peak location of activated regions in the ANA_h-ANA_1 contrast.

における外的刺激に基づく運動のタイミング調節に関係することが示唆された。実験において、被験者には異常を発見したらボタン押しで回答するよう教示を行っていたため、いつ生じるか分からない異常に備え監視とボタン押しの為の運動準備をしていたものと考えられる。そして、異常が検知しにくくなればなるほど課題を遂行するための認知的な負荷が増加するものと推測されるので、小脳後葉の活性化は課題を行う上での運動タイミングの調節を反映しており、課題の難易度と関連して脳活動が増加したものと考えられる。

一方で、デジタル計器監視課題においては、高負荷条件において統計的有意な反応時間の遅れが認められたにも関わらず、統計的有意な活性化の増加は認められなかった。また、実験後アンケートにおいても、17名の被験者がデジタル計器の場合は難易度に差がある事や、条件間で数値変動の速度に差がある事に気づかなかつたと回答していた。従って、今回の計測では脳活動の観点からは両条件間に有意な差異が無かつた事が示され、反応時間の増加は認知負荷の増加ではなく、他の原因によって生じた可能性が示唆される。その原因として、異常状態の発見そのものが低負荷条件と比較して有意に遅れて

いた可能性が考えられる。デジタル計器においては、表示されている数字の変動によってシステムの状態変化を提示する事になるため、現在の表示値が許容範囲内に入っているか否かを許容値との間で演算処理を行った上で判断を行う事になる。ゆえに、今回の実験条件でのデジタル計器においては、数値変動の速度が異常発見のための有益な情報とはならず、被験者の異常状態への気づきの遅れが認知的な負荷の増加を伴わない反応時間の増加の原因になったと推測する事が出来る。また本実験で定義した難易度指標は、パフォーマンス評価の指標として利用される反応時間の増加に対して有意な影響を及ぼすものの、デジタル計器監視において被験者が主観的に感じる難易度に対しては、影響の少ない特徴量であった事が推測される。そこで、画面の色合いや表示サイズ等デジタル計器の監視において主観的難易度に影響すると考えられる他の特徴量を利用し、脳機能計測に基づく評価可能性を検証してゆく事が今後の課題となる。

従って、本報告の結果より、HMIに対峙した人間の認知活動から、課題の難易度によってどのような認知活動の負荷が変化したかを脳機能計測によって計測可能である事を示された。それに加えて、反応時間を計測するだけでは評価する事が出来なかつた、HMIと課題難易度の原因となる因子がどのように相互作用し合い、人間の行動に影響を及ぼすかについて評価出来る可能性が示されたと結論づける事が出来る。

5.2 計器監視課題時の脳活動

統制課題との比較におけるデジタル・アナログ計器監視課題時の脳活性化領域については、我々の先行研究で得られた知見と一致した活性化の傾向が見られた。各条件に共通して、後頭葉から頭頂葉及び側頭葉後下部にかけての広範囲な領域に活性化が見られた。更に、ANA_1を除いた各条件において、右側中前頭回に有意な活性化が認められた。これらの頭頂葉-前頭葉間で構成されるネットワークは視覚刺激に対する注意のネットワークである事が、過去の脳機能計測研究 [9-11] より良く知られており、画面上に空間的に配置された3つの計器を同時に監視する本実験課題の遂行に関連して、有意な活性化が生じたものと推測される。

また、デジタル計器監視課題については側頭葉後下部の活性化が優位、アナログ計器監視課題においては後頭側葉から上頭頂小葉に至る領域の活性化が優位な傾向が認められた。側頭葉後下部は視覚情報処理の腹側経路に属しており、視覚刺激の形状認知と深く関わっている事がこれまでの研究で報告されている [12]。デジタル計器監視課題においては、時々刻々と変化する計器の数値を正確に読み取る事に集中しなければならないため、側頭葉後下部の活性化が増加したものと考えられる。

一方、上頭頂小葉は視覚情報処理の背側経路に属して

おり、空間的な注意の処理に対する特異的な関与が報告されている [13]。また、外側後頭領域の上側に位置する頭頂葉との境界領域については、視覚情報の中でも対象の運動に対して特に反応する事 [14] や、瞬目 [15] や眼球運動 [16] と関わる視覚情報の調整に関与する事が報告されている。アナログ計器監視課題においては、表示器の示す許容範囲と棒の高さとの関係や相対的な変動を読み取らなければならないため、特に表示された情報の中でも空間的な情報に意識を向けなければならない。従って、空間的な情報および動きの検知に関わる脳内の情報処理負荷が増加したものと考えられる。

本実験では、アナログ表示器に先行研究 [1] で用いた指針による表示器ではなく、垂直方向のバーチャート型表示を採用した。理由として先行研究の表示器は文字情報も含んでいる事から、本実験では文字情報を除外するために表示器の変更を行った。しかしながら脳機能計測の結果として、ほぼ同様の脳活動が観測された事からアナログ計器を監視するという課題の認知活動として一致した知見が得られたと述べる事が出来る。

6. 結論

本報告では、HMI の視覚的な特徴と課題難易度との関連性、およびそれらを認知する脳内メカニズムの解明を目指し、脳機能計測実験を行った。実験結果から、アナログ計器監視課題では実験で設定した難易度の高低に関連して、運動の認知や課題の遂行に伴う運動の調整に関与する領域の活性化が増加した。一方、デジタル計器監視課題では有意な反応時間の遅れがあるにも関わらず脳活動に増加が認められず、異常への気づきが遅れている可能性が示唆された。従って本報告により、HMI に対峙した人間の脳活動と行動データの比較から、課題に対する認知的な負荷が人間の活動にどのような影響を与えているかについて、より詳細に評価出来る可能性が示されたと結論づけられる。

今後は、より現実的な一般社会でも利用されている HMI を対象とし、人間が HMI を通して行う行動とその際の認知活動との関係に HMI の差異がどれだけ影響を及ぼすかについて、脳機能解析の視点からより詳細に研究を続けていく予定である。

謝辞

本研究は文部科学省 21 世紀 COE プログラム (人文科学) 言語・脳・認知総合科学戦略研究教育拠点、科学技術振興機構 CREST・RISTEX および科学研究費補助金基盤研究(B) (18300039) の助成を受けて行われた。

また本研究を進めるにあたり、東北大学大学院国際文化研究科堀江薫先生・佐藤滋先生、国立精神・神経セン

ター中村克樹先生、早稲田大学高等研究所渡邊丈夫先生、および東北大学加齢医学研究所脳機能開発研究分野の諸氏のご協力をいただきました。ここに謝意を表します。

参考文献

- [1] 三浦, 渡邊, 高橋, 川島, 北村: 機能的磁気共鳴画像法を用いた計器監視作業時の脳活動解析; ヒューマンインタフェース学会論文誌, **Vol. 7**, No.2, pp.21-28 (2005).
- [2] Mazoyer P, Wicker B, Fonolupt P: A neural network elicited by parametric manipulation of the attention load; *NeuroReport*, **Vol. 13**, No. 17, pp.2331-2334 (2002).
- [3] Manoach DS, White NS, Lindgren KA, et al.: Hemispheric specialization of the lateral prefrontal cortex for strategic processing during spatial and shape working memory; *NeuroImage*, **Vol. 21**, No. 3, pp.894-903 (2004).
- [4] Fockett JW, Rees G, Frith CD, Lavie N: The role of working memory in visual selective attention; *Science*, **Vol. 191**, pp.1803-1806 (2001).
- [5] Oldfield R: The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory; *Neuropsychologia*, **Vol. 9**, pp.813-815 (1971).
- [6] Nichols TE, Hayasaka S: Controlling the Familywise Error Rate in Functional Neuroimaging: A Comparative Review; *Statistical Methods in Medical Research*, **Vol. 12**, pp.419-446 (2003).
- [7] Watson JD, Myers R, Frackowiak RS, et al.: Area V5 of the human brain: evidence from a combined study using positron emission tomography and magnetic resonance imaging; *Cerebral Cortex*. **Vol. 3**, No. 2, pp. 79-94 (1993).
- [8] Sakai K, Takino R, Hikosaka O, et al.: Separate cerebellar areas for motor control; *NeuroReport*. **Vol. 9**, No., 13, pp.2359-2363.
- [9] Cabeza R, Nyberg L: Imaging cognition II: an empirical review of 275 PET and fMRI studies; *J. Cogn. Neurosci.*, **12**, 1, 1-47, (2000).
- [10] Kanwisher N, Wojciulik E: Visual attention: insights from brain imaging. *Nat Neurosci*; **1**, 91-100, (2000).
- [11] Behrmann M, Geng JJ, Shomstein S: Parietal cortex and attention; *Curr Opin Neurobiol*. **14**, 212-217, (2004).
- [12] Grill-Spector K: The neural basis of object perception. *Curr Opin Neurobiol*; **13**, 1-8, (2003).
- [13] Coull JT, Frith CD: Differential activation of right superior parietal cortex and intraparietal sulcus by spatial and nonspatial attention; *Neuroimage*, **8**,

176-187, (1997).

- [14] Tootell RBH, Mendola JD, Hadjikhani NK, et al.: Functional Analysis of V3A and Related Areas in Human Visual Cortex, **Vol. 17**, No. 18, pp.7060-7078 (1997).
- [15] Hari R, Salmelin R, Tissari SO, Kajola M, Virsu V: Visual stability during eye blinks; *Nature*, **367**, 121-122, (1994).
- [16] Tikhonov A, Haarmeier T, Their P, Braun C, Lutzenberger W: Neuromagnetic activity in medial parietooccipital cortex reflects the perception of visual motion during eye movements; *Neuroimage*. 21, 593-600, (2003).

(2008年10月30日受付, 2009年2月6日再受付)

著者紹介

三浦直樹



平成 17 年東北大学大学院工学研究科量子エネルギー工学専攻修了、博士(工学)。平成 17 年科学技術振興機構研究員。平成 19 年東北大学加齢医学研究所助手。平成 19 年高知工科大学知能機械システム工学科講師、現在に至る。脳機能計測のヒューマンインタフェース分野への応用に関する研究に従事。

高橋信



平成 3 年東北大学工学研究科原子核工学専攻博士課程修了。平成 4 年京都大学原子エネルギー研究所助手。平成 8 年東北大学大学院工学研究科量子エネルギー工学専攻助手、平成 12 年同助教授、平成 13 年 4 月東北大学大学院工学研究科技術社会システム専攻助教授、平成 18 年 4 月より准教授、現在に至る。原子力プラントにおける知識情報処理、大規模機械システムのヒューマンインタフェース設計と評価に関する研究に従事。平成 7 年計測自動制御学会賞論文賞受賞。ヒューマンインタフェース学会、計測自動制御学会、日本原子力学会、人工知能学会、日本人間工学会正会員。工学博士。

川島隆太



平成元年東北大学大学院医学系研究科修了、医学博士。平成 3 年カロリンスカ研究所(スウェーデン王国)客員研究員。平成 5 年東北大学加齢医学研究所助手。平成 8 年同講師。平成 13 年東北大学未来科学技術共同研究センター教授。平成 18 年東北大学加齢医学研究所教授(脳機能開発研究分野)。平成 20 年同(認知機能発達寄附研究部門)兼任、現在に至る。脳機能マッピング、脳機能開発に関する研究に従事。

北村正晴



2005 年 3 月まで東北大学工学研究科教授、現在は東北大学名誉教授かつ客員教授。専門は原子力安全工学、計測工学、ヒューマンファクタ、リスク評価・管理学。研究テーマとしては、原子力発電所や大型航空機に代表される大規模な人間・機械系を対象とした、監視、診断、運転支援技術の開発や、ヒューマンインタフェースの設計・評価技法、安全評価技法の研究に従事。近年は科学技術コミュニケーションの実践的研究を推進。著作:「安全の探求」(監修、共著)ERC出版,2001、「技術者のための実践リスクマネジメント」(共著)コロナ社,2008、他。

若林利男



1973 年東北大学工学研究科原子核工学専攻修士課程修了。同年動力炉・核燃料開発事業団入社。2005 年東北大学大学院工学研究科教授、現在に至る。リスク評価・管理、原子力の安全性等に関する研究に従事。機械学会、原子力学会等の会員。

