

親子間社会的相互作用の神経ダイナミクス計測のための MEG ハイパースキャンニングシステム

池田尊司^{†1} 平田雅之^{†1} 菊知充^{†2} 木村友哉^{†3} 平石博敏^{†2} 吉村優子^{†2} 浅田稔^{†1}

親子間相互作用の役割は様々な臨床的・心理学的な観点より研究がなされてきたが、これらは行動観察が主体であり、神経ダイナミクスに基づく定量化は未だ行われていない。本研究では、同一シールド室内に MEG (脳磁図) を 2 台設置して同期させることによって、二者間の脳機能を同時に計測することができるハイパースキャンニングシステムを構築した。本システムの特徴は、2 台のうち 1 台を乳幼児計測にも使用できる装置とすることで親子の脳機能計測を可能にした点にある。時間・空間解像度に優れた MEG によってリアルタイム脳機能計測を行い、視聴覚を通じた二者間の同調やターンテイキングの神経基盤を探ることが可能となった。

Hyperscanning MEG for understanding neural dynamics during parent-child interaction

TAKASHI IKEDA^{†1} MASAYUKI HIRATA^{†1} MITSURU KIKUCHI^{†2}
TOMOYA KIMURA^{†3} HIROTOSHI HIRAIISHI^{†2} YUKO YOSHIMURA^{†2}
MINORU ASADA^{†1}

We introduced a magneto-encephalographic (MEG) hyperscanning system to examine brain-to-brain interactions. We used two whole-head MEG systems placed in the same magnetically-shielded room. One is a 160-channel gradiometer system for an adult and the other is a 151-channel gradiometer system for a child. Moreover, we developed an audio-visual presentation system. From the result of assessment of delay in presentation, a parent-child interaction can be measured by this system in real time.

1. はじめに

子どもは親との社会的相互作用によって影響を受け、社会性を身につけていく。社会的相互作用における最もシンプルな相互作用の例である模倣においては、新生児の段階では単純な動作や表情の模倣が行われるのみであるが、知覚と運動との協応、さらには記憶や推論といった認知機能の発達に伴って、相手の意図を汲んだ目標志向的な模倣が出現するようになる[1]。

生後 2 ヶ月ごろからは社会的随伴性がみられるようになり、母親が相互作用を中止して無表情になると子どもが異変を検出するようになる (still-face paradigm) [2][3]。9 ヶ月ごろには第三者の関係も含めた共同注意 (joint attention) が発達し、他者との注意の共有が可能となる[4]。また、子どもが言語を獲得する過程では、親が子どもに高い声でゆっくりと語りかける行動がみられ、これは対乳児音声 (infant-directed speech) と呼ばれる親側の行動変容の例として知られている[5]。言語的・非言語的コミュニケーションにおいては、相手の反応を見てからこちらの反応を返すというターンテイキングが求められ、相手の意図を読む能力 (theory of mind: 心の理論) が備わっていることが前提

となる。能力の発達に伴ってより複雑なコミュニケーション場面への適応、そして親以外の他者との相互作用へという道筋を描くことができる。これらの相互作用は主に行動面から研究が進められているが、その神経基盤には不明な点はまだ多く残っている。相互作用中の神経ダイナミクスをリアルタイム計測する手法と、子どもの脳機能を計測する手法が未整備であることがその理由である。

近年では相互作用の神経基盤を検討するためにハイパースキャンニング (Hyperscanning) [6] という手法が用いられ始めている。これは、Montague ら[7]によって提唱された、二者またはそれ以上の複数人で同時に脳活動を計測する手法である。同時計測に用いられる脳機能計測装置には、EEG (electroencephalograph: 脳波)・fMRI (functional magnetic resonance imaging: 機能的磁気共鳴画像法)・NIRS (near-infrared spectroscopy: 近赤外光分光法)・MEG (magnetoencephalograph: 脳磁図) がある。それぞれの装置には利点と欠点があり、実験の目的に応じて用いられる装置が選択される。まずは脳からの信号を計測するにあたり、信号源の違いを考慮しておく必要がある。EEG はニューロン集団の電気的な活動が頭皮上に到達したものを計測し、MEG は電気的な活動によって引き起こされる磁場の変化を計測している。そのため活動の生起から計測までの時間遅れはほぼ無視できる程度であり、高い時間分解能を持っているといえる。fMRI・NIRS はニューロンの活動に伴って引き起こされる血流変化を手がかりとしているため、

^{†1} 大阪大学
Osaka University

^{†2} 金沢大学
Kanazawa University

^{†3} 横河電機株式会社
Yokogawa Electric Corporation

活動の生起から十分に信号値が上昇するまでに数秒の時間遅れが発生する。次に空間解像度に着目すると、fMRIは脳の深部構造に至るまで2~3mmの細かさで撮像を行うことが可能であるが、他の手法を用いた場合には脳表からの信号が主に取得され、信号源の推定精度向上のためには多数のセンサを配置しなくてはならない。また装置の性質上fMRI・MEGではスキヤナを含めて大がかりな設備が必要であり、通常1つの部屋には1台のスキヤナが設置されるのみであり、複数名の相互作用を検討するためには遠隔地を結ぶなどの実験設定上の工夫が求められる。近年では1台のMRIスキヤナ中に2名が入り、同時計測が可能となった装置も開発されている[8]。これに対してEEG・NIRSではセンサをつけたままで対面する状況が容易に設定できるため、より通常のコミュニケーション場面に近い実験状況を作り出すことができる[9][10]。

子どもを対象とした脳機能計測では、実施のために装置の工夫が不可欠である。fMRIは高い空間解像度を持ち、脳機能のマッピングには適しているが、計測時に発生する大きな騒音と、装置内の閉塞感が問題となる。EEG・NIRSは頭皮上に電極およびプローブを装着するために負担が大きく、かつ空間解像度が低いという欠点がある。本研究で用いたMEGは、静かで閉塞感が少なく、装置内に頭を置くだけで計測が可能で、頭皮上に多数の電極およびプローブを装着する必要がない。また、高い時間解像度に加え、空間解像度の改善のためのビームフォーミング法の発展により電流源の推定精度の向上がみられている[11]。脳の深部構造からの信号取得は難しいものの、子どもの脳機能を調べるためには適した手法であるといえるだろう。

MEGによるハイパースキヤニングの装置開発については1例が報告されている[12]。しかしこれは遠隔地に別個に設置されたMEGを接続したシステムであり、電話回線によってなされる聴覚情報の共有に特化した装置である。視覚を通じた社会的相互作用を研究対象とできる装置は未だ実現されておらず、遠隔地に設置されていることで親子を分離させてしまうことが問題となる。我々のグループではビデオカメラを通して親子の社会的随伴性を調べた行動実験[13]の手法を参考に、視覚を通じた相互作用も可能となるMEGを用いた親子の脳機能を同時に計測する装置を開発した[14]。本装置の特徴は、子どもの脳機能計測に特化したMEGを含む2台のMEGを単一のシールド室内に設置し、視覚・聴覚を通じた相互作用の計測が可能となった点にある。

2. 方法

本研究では、1つのシールド室内に2台のMEGを併置して同時に2名の脳活動を計測できる装置を構築した。MEGは160chの成人用（横河電機株式会社製MEG vision NEO）と、151chの小児用（横河電機株式会社製PQ1151R）であ

り、小児用MEGは、頭の小さな子どもに合わせて、デューワーのヘルメットサイズの小さいものを用いている。そのため、ヘルメットの裏側に設置されている磁場センサと脳との距離を近づけることができ、子どもの脳活動を全脳にわたって効率よく取得することが可能である。これらのMEGに共通のトリガ信号を入力し、計測の同時性を保った。

また、表情を通じたコミュニケーション実験を可能とするため、CCDカメラとプロジェクタを用いた視覚刺激呈示システムを構築し、計測中に互いの表情をリアルタイムに観察することを可能にした（図1）。まず表情の撮影には、サンプリングレート30Hzで撮像するCCDカメラ（ミルズ・システムズ社製AS-808SP）を用いた。成人用・小児用それぞれのハーフミラーの裏側に取り付けられた2台のカメラは1台の画像処理用ワークステーションへ接続され、Visual Basic 2010（Microsoft社製）で作成されたソフトウェアでカメラからの画像を左右に併置して統合した。この映像をプロジェクタ（リコー社製IPSiO PJWX6170N）を用いて各スクリーンへ投影する際に、鏡で統合画像を左右に分離して各スクリーンへ画像が到達する仕組みとなっている。このように1台のプロジェクタの画像を分割することで、フレーム単位での各画像のずれが起こらないようにした。図1は同時計測中の親子の様子を示しており、左列にはそれぞれ相手に投影されている画像を、右列には代表的な5チャンネルを抜き出して波形を表示したものである。

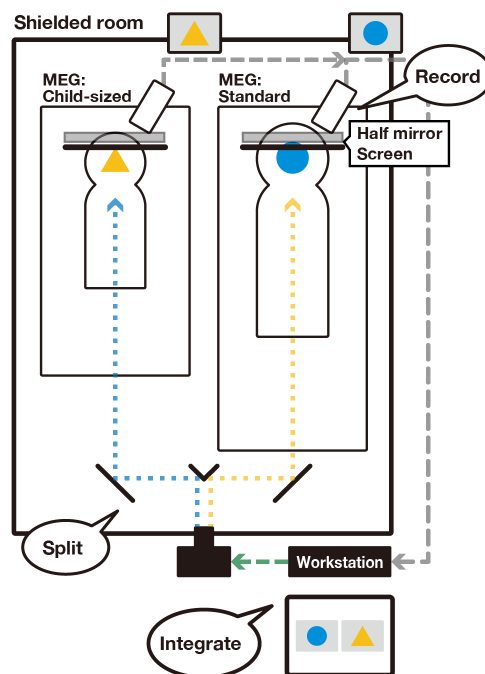


図1 視覚刺激呈示システムの概要

聴覚刺激呈示装置としてはシールド室内に設置されたスピーカ、またはチューブ式のイヤホン（Etymotic Research社製ER-30）が使用可能である。スピーカはオペレーション室とシールド室内との連絡にも用いられる。イヤホンは

インナーイヤード式で、周囲の課題無関連な音を遮断することも可能であり、親子に個別の聴覚刺激を呈示できる。また、押しボタンによる反応取得のためにレスポンスボックス (cedrus 社製 Lumina LU400-PAIR) を設置した。シールド室内に設置するこれらの機器は、計測に際してノイズ源とならないことを事前に確認している。

子どもの脳機能計測において重要となる点は、装置内でいかに安静に課題に取り組んでもらえるかどうかである。頭や体が動くと脳から発せられるよりも大きな磁場が生じてアーチファクトとなることと、特定の脳部位とセンサの位置が大きすぎてしまい補正が困難になることが問題点として挙げられる。これらを回避するためには可能な限り集中して取り組める実験課題の設定に加えて、モチベーションを保つ工夫が必要である。実験者は会話や遊びを通じて親子との良好な関係を築き、脳機能計測実験に際して 1 名はシールド室内に同行する。また、実験参加者が興味を持つ動画を事前に選定してもらい、シールド室内での鑑賞を許可した。

まず初めに予備実験を行い、同時に計測を行うことで生じるノイズなどが無いことを確認した。実験参加者は母親と子どもで、実験前に子どもが選んだ動画を 2 人で見る期間が 10 秒、お互いの表情を見合う期間が 15 秒設定され、これを繰り返し呈示した。

次に、画像呈示システムの遅延評価実験を行い、CCD カメラ・画像処理用コンピュータ・プロジェクタを経由することで、どのくらいの遅延が生じるかを検証した。2 台の CCD カメラにフラッシュ光を同時に入力したとき、画像処理用コンピュータの液晶モニタおよび成人用・小児用スク

リーンに光が到達する時間を、それぞれの画面上に設置された光センサで取得した。加算平均回数は 100 回であった。

3. 結果

予備実験の結果は図 2 に示した。図の左側はスクリーンに投影された画像を示しており、右側は代表的な 5 チャンネル分の波形を描いたパネルである。上段には小児用、下段には成人用のスクリーンと MEG の結果を示した。

遅延評価実験の結果は図 3 に示した。フラッシュ光の入力からそれぞれの画面到達までの平均遅延時間は、画像処理用ワークステーションでは 72.9 ms ($SD = 10.9$ ms), 小児用スクリーンでは 144.7 ms ($SD = 11.0$ ms), 成人用スクリーンでは 140.8 ms ($SD = 12.6$ ms) であった。

4. 考察

4.1 視覚刺激呈示システムの遅れ時間評価

本研究で構築したシステムを介してコミュニケーションを行う場合、映像はおよそ 140 ms 遅延することがわかった。装置は同一室内にあるため、音声の遅延は存在せず映像がやや遅れて呈示されることとなる。視聴覚のずれがどの程度まで許容されるかを成人と幼児で調べた実験からは、映像が 150 ms 遅れる条件では約 7 割の試行で同時に呈示されたように感じ、同時と感じる時間窓は成人より幼児のほうが広いことが示されている[15]。そのため、本研究の装置はほぼリアルタイムでのコミュニケーションを達成しているといえるであろう。また、画像処理用コンピュータからプロジェクタによる呈示までおよそ 70 ms の時間を要しているため、画像処理プログラムの改良によって更なる高速化が可能になると考えられる。

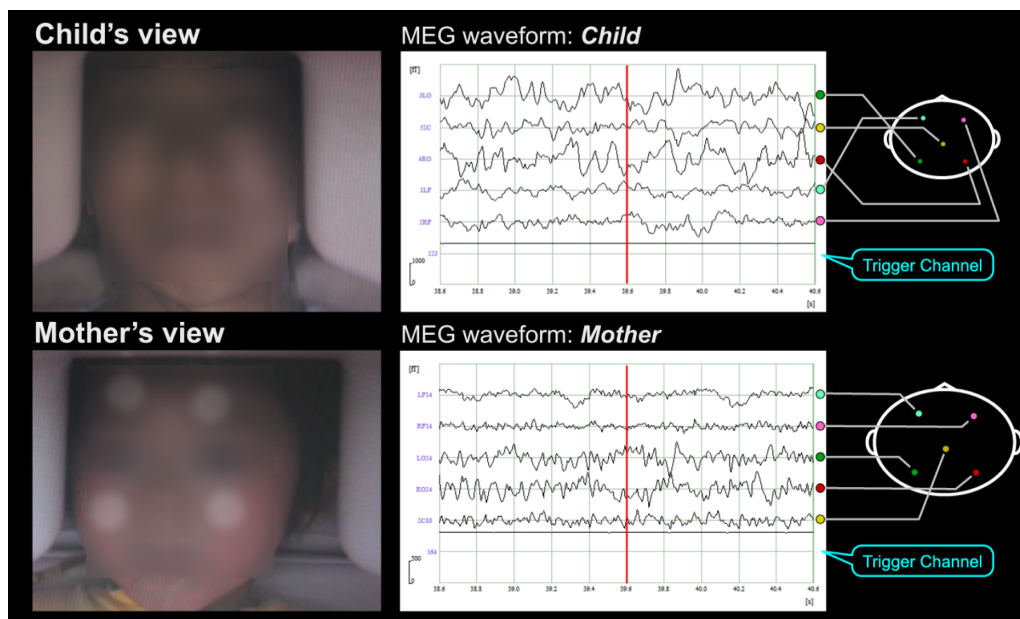


図 2 親子同時計測時のスクリーン画像 (左) と MEG 波形 (右)
 上段: 小児用・下段: 成人用

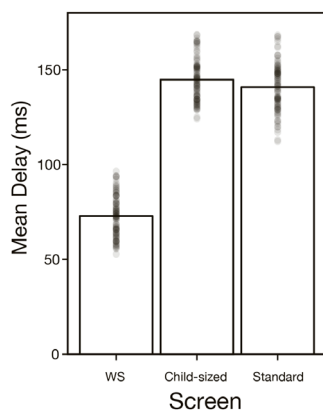


図 3 CCD カメラに入力した光刺激が各スクリーンに到達するまでの平均遅延時間 (WS: ワークステーション)

4.2 ハイパースキャニングで得られたデータの解析法

ハイパースキャニングによって得られたデータの解析には、2通りの方法が考えられる。これらは各個体内 (intra-brain) で起こっている脳活動の変化と、個体間 (inter-brain) の脳活動の同期や因果的な機能的結合である。また、解析に際しては信号の発生源ごとに分類して考える必要がある。fMRI や NIRS は血流変化に由来するゆっくりとした信号を対象としており、EEG や本研究で用いた MEG は脳の電気的活動に由来する速い信号が対象である。

MEG を用いたハイパースキャニングに関する実験データおよび解析法はまだ報告されていないが、同じくニューロンの電気的な活動から得られるデータである EEG ではいくつかの報告がなされている。各個体内の変動に着目した研究では、両者の行動の同期と 10 Hz 前後の α 帯域における ERD (event-related desynchronization: 事象関連脱同期) が相関することが報告されている[16][17]。これらはいずれも身体の同期という運動成分が関わっており、脳の半球と反対側での運動や、運動イメージの生成によって引き起こされるミューリズム (mu rhythm) [18] の減少との関連が指摘されている。

個体間における同期や機能的結合の解析には、周波数帯域別にみたコヒーレンス・PDC (partial directed coherence: 偏有向コヒーレンス) を用いた解析 [19] や、PLV (phase-locking value) に代表される位相同期解析 [20] が行われている。また、CCorr (Circular correlation) [21] による解析が提案されており、PDC や PLV を用いた解析において指摘されていた第 I 種の過誤、つまり偽相関を見出してしまう危険性を適切にコントロールできるとされている [22]。行動データと脳機能データを適切に参照し、解釈を誤ることなく社会的相互作用の神経基盤を探ることが重要である。

謝辞 本研究は JSPS 科研費 24000012 の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) Jones, S.S.: The Development of Imitation in Infancy, *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B Biol. Sci.*, Vol. 364, No. 1528, pp.2325-2335, (2009).
- 2) Tronick, E. et al.: Infants Response to Entrapment between Contradictory Messages in Face-to-Face Interaction, *J. Am. Acad. Child Adolesc. Psychiatry*, Vol. 17, No. 1, pp.1-13, (1978).
- 3) Rochat, P. et al.: Differential Effects of Happy, Neutral, and Sad Still-Faces on 2-, 4- and 6-Month-Old Infants, *Infant and Child Development*, Vol. 11, No. 4, pp.289-303, (2002).
- 4) Baron-Cohen, S.: *Mindblindness: An Essay on Autism and Theory of Mind*, MIT Press, Cambridge, (1995).
- 5) Fernald, A. et al.: A Cross-Language Study of Prosodic Modifications in Mothers and Fathers Speech to Preverbal Infants, *J. Child Lang.*, Vol. 16, No. 3, pp.477-501, (1989).
- 6) Babiloni, F. and Astolfi, L.: *Social Neuroscience and Hyperscanning Techniques: Past, Present and Future*, *Neurosci. Biobehav. Rev.*, Vol. 44, pp.76-93, (2014).
- 7) Montague, P.R. et al.: Hyperscanning: Simultaneous fMRI During Linked Social Interactions, *Neuroimage*, Vol. 16, No. 4, pp.1159-1164, (2002).
- 8) Lee, R.F. et al.: Decoupled Circular-Polarized Dual-Head Volume Coil Pair for Studying Two Interacting Human Brains with Dyadic fMRI, *Magn. Reson. Med.*, Vol. 68, No. 4, pp.1087-1096, (2012).
- 9) Dumas, G. et al.: Inter-Brain Synchronization During Social Interaction, *PLoS One*, Vol. 5, No. 8, pp.e12166, (2010).
- 10) Cui, X. et al.: NIRS-Based Hyperscanning Reveals Increased Interpersonal Coherence in Superior Frontal Cortex During Cooperation, *Neuroimage*, Vol. 59, No. 3, pp.2430-2437, (2012).
- 11) Sekihara, K. et al.: Reconstructing Spatio-Temporal Activities of Neural Sources Using an MEG Vector Beamformer Technique, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 48, No. 7, pp.760-771, (2001).
- 12) Baess, P. et al.: MEG Dual Scanning: A Procedure to Study Real-Time Auditory Interaction between Two Persons, *Front. Hum. Neurosci.*, Vol. 6, pp.83, (2012).
- 13) Nadel, J. et al.: Expectancies for Social Contingency in 2-Month-Olds, *Dev. Sci.*, Vol. 2, No. 2, pp.164-173, (1999).
- 14) Hirata, M. et al.: Hyperscanning Meg for Understanding Mother-Child Cerebral Interactions, *Front. Hum. Neurosci.*, Vol. 8, pp.118, (2014).
- 15) Hillock-Dunn, A. and Wallace, M.T.: Developmental Changes in the Multisensory Temporal Binding Window Persist into Adolescence, *Dev. Sci.*, Vol. 15, No. 5, pp.688-696, (2012).
- 16) Tognoli, E. et al.: The Phi Complex as a Neuromarker of Human Social Coordination, *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, Vol. 104, No. 19, pp.8190-8195, (2007).
- 17) Konvalinka, I. et al.: Frontal Alpha Oscillations Distinguish Leaders from Followers: Multivariate Decoding of Mutually Interacting Brains, *Neuroimage*, Vol. 94, pp.79-88, (2014).
- 18) Gastaut, H.: *Electrocorticographic Study of the Reactivity of Rolandic Rhythm*, *Rev. Neurol. (Paris)*, Vol. 87, No. 2, pp.176-182, (1952).
- 19) Babiloni, F. et al.: Hypermethods for EEG Hyperscanning, *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Vol. 1, pp.3666-3669, (2006).
- 20) Lindenberger, U. et al.: Brains Swinging in Concert: Cortical Phase Synchronization While Playing Guitar, *BMC Neurosci.*, Vol. 10, pp.22, (2009).
- 21) Berens, P.: *CircStat: A MATLAB Toolbox for Circular Statistics*, *J. Stat. Softw.*, Vol. 31, No. 10, pp.1-21, (2009).
- 22) Burgess, A.P.: On the Interpretation of Synchronization in EEG Hyperscanning Studies: A Cautionary Note, *Front. Hum. Neurosci.*, Vol. 7, pp.881, (2013).