

5-2 生体磁気計測技術開発

5-2 *Technical development for Biomagnetic Measurement*

大塚 明香 西本 博則 野界 武史 西山大輔 上口 貴志

OTSUKA Asuka, NISHIMOTO Hironori, NOGAI Takeshi, NISHIYAMA Daisuke, and UEGUCHI Takashi

本稿では、高度な研究環境整備の一環として進めている、脳磁界計測装置を用いた脳磁界信号と生体磁気雑音及び環境磁気雑音の計測に関する技術開発について報告する。雑音成分に埋もれている微弱な脳磁界信号を抽出するためには、信号対雑音比の向上が必須である。雑音源の同定と特性の定量化は、雑音除去法・低減法の最適化における有効な対処法であると同時に、雑音として除去されている生体磁気信号の活用にもつながることが期待される。

We report on the technical development for measuring magnetic fields deriving from the electrical activity of the cortical neurons, and biophysiological and environmental noise, using magnetoencephalography (MEG). To extract weak signals buried in noise components, it is essential to improve the signal-to-noise ratio. Identification of noise sources and quantification of their characteristics would be effective for optimizing noise reduction methods, as well as for utilising biomagnetic signal components that are being removed as noise.

1 まえがき

本稿では、情報通信研究機構 (NICT) の未来 ICT 研究所脳情報通信融合研究センター (Center for Information and Neural Networks: CiNet) に導入された脳磁界計測装置 (Magnetoencephalography: MEG) (図 1) に係る研究環境整備の一環として進めている、MEG 信号の品質向上を目的とする技術開発について報告する。MEG 装置で計測される信号には、脳神経細胞群の電氣的活動に伴い発生する脳磁界信号に加えて、感覚器、臓器、筋肉等の生体組織の電氣的活動や

動きに由来する生体磁気雑音、刺激呈示装置などの周辺電子機器が発する磁気雑音、電車、自動車や送配電系に起因する環境磁気雑音、センサ自体の熱雑音などが重畳している。雑音成分に埋もれている微弱な脳磁界信号を正確に抽出するためには、雑音源の同定と除去法・低減法の最適化が必須である。これまでのハード・ソフト両側面からの検討により、現状の計測環境として白色雑音域 (数 Hz 以上の周波数帯域) で $0.1 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ オーダの低フロアレベルを実現している。これは、一般的な脳磁界信号強度 (数 $10 \sim 1000 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ オーダ) に対し、十分な SN (Signal-to-Noise) 比が保た



図 1 NICT CiNet の MEG 室と MEG 装置

れていることを示す。現在は、生体の生理学的機序に基づく雑音モデルの開発を通して、生体磁気雑音に関する対処法を検討している。また、個人脳の基礎的な知覚情報処理特性の定量的評価法を開発することで、被験者に呈示する刺激特性の最適化による脳磁界信号の増強など、脳磁界信号(S)と磁気雑音(N)の両側面からSN比の向上を目指している。

2 MEG 概略

2.1 脳磁界信号の発生機序

人間の^{すいたい}大脳皮質には約 160 億個の神経細胞があり、その約 8 割が錐体細胞に分類される。錐体細胞は、主に III、V、VI 層に位置する細胞体と、樹状突起、軸索により構成される(図 2 A 左下)。樹状突起の興奮性シナプス受容体に神経伝達物質が結合すると、細胞膜のイオン透過性が変化することで、細胞膜を横切る膜電流が発生する。これに伴い、細胞内外のイオン濃度勾配に従って、細胞の内側に向かう一次電流と、細胞外に体積電流が生じる(図 2 A 右)。ここで、電流のまわりにはビオ・サバルの法則により磁場が発生する。錐体細胞は皮質表面に対して垂直に配列しているため、数万の細胞群による一次電流に由来する磁場成分が時空間的に加算される。また、生体組織の比透磁率はほぼ 1 であるため、磁場は頭の外まで歪むことなく到達する。これを直上に設置される複数のセンサにより検出したものが脳磁界信号である(図 2 B)。一方で、体積電流に由来する磁場成分に関しては諸説あるが、脳がほぼ球状の導体であることから、脳磁界信号の解析

ではおおむね無視できると考えられている。なお、一次電流の総和が細胞体において閾値を超えると、細胞核が発火して活動電位が発生する。活動電位に付随して軸索を走行する電流は、脱分極側と再分極側に対となる 2 個の電流双極子から成る四重極子で表現される大きな成分であるが、持続時間が短く同期的加重が起こりにくいため、脳磁界信号には寄与しない。

2.2 計測

MEG 装置のセンサエレクトロニクスは、液体ヘリウムによって 4.2 K で冷却されて超伝導状態で動作するフラックス・トランスフォーマ、超伝導量子干渉素子(Superconducting Quantum Interference Device : SQUID)及び変調コイル(室温部に配置されるフィードバック駆動回路に接続される)の 3 つの部分から構成される(図 3)。フラックス・トランスフォーマの検出コイルには、磁束密度 $B = (B_x, B_y, B_z)$ に対して、コイルの面方向成分 B_z を計測するマグネトメータと、これに直交する x 及び y 方向の空間微分 $(\partial B_z / \partial x, \partial B_z / \partial y)$ を計測する平面型グラジオメータなどいくつかの種類がある。磁束が検出コイルを通過すると、マイスナー効果により遮蔽電流が誘起される。検出コイルと SQUID に結合する入力コイルは超伝導ループを成しているため、遮蔽電流は低周波であっても減衰せずに入力コイルを流れ、SQUID に磁場が伝達される。SQUID の基本構造は、Josephson 接合と呼ばれる 2 箇所を超伝導弱結合部を持つ超伝導リングである。SQUID に臨界電流値(超伝導体に電圧を生じさせない最大の電流値)をわずかに超えるバイアス電流を流し

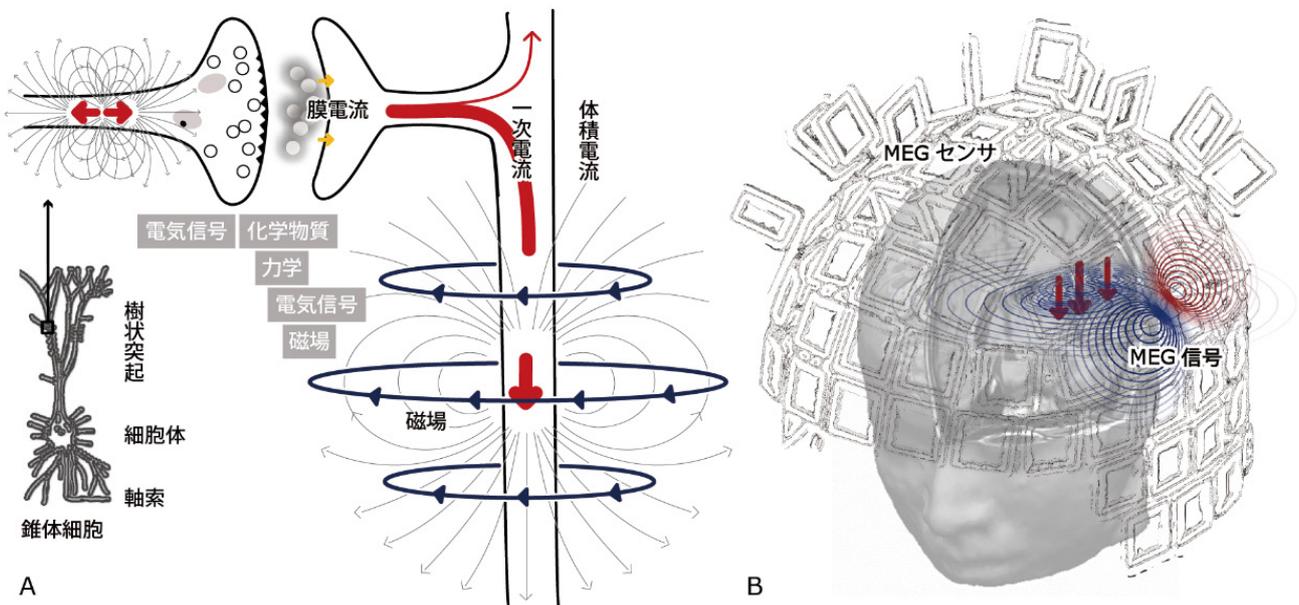


図 2 脳磁界信号の発生機序 (A) と検出 (B)

ながら、検出コイルで検知された磁束を鎖交させる。磁束が変化すると、超伝導の量子干渉効果のため、Josephson接合の電圧が磁束量子 Φ_0 周期で正弦波的に変化する。この周期性を打ち消す(線形化する)ために、変調コイルにフィードバック電流を流して、磁束-電圧変換特性の最大傾斜点を動作点とするような磁場を鎖交させる。そして、変調コイルで生じさせた磁場を

積分することで、検出コイルが捉えた磁場を信号として計測することができる。

2.3 解析

計測されたMEG信号は、時間領域、周波数領域、空間領域の多次元で解析される。まず、信号処理により雑音成分を低減し、脳磁界成分を抽出した後、チャン

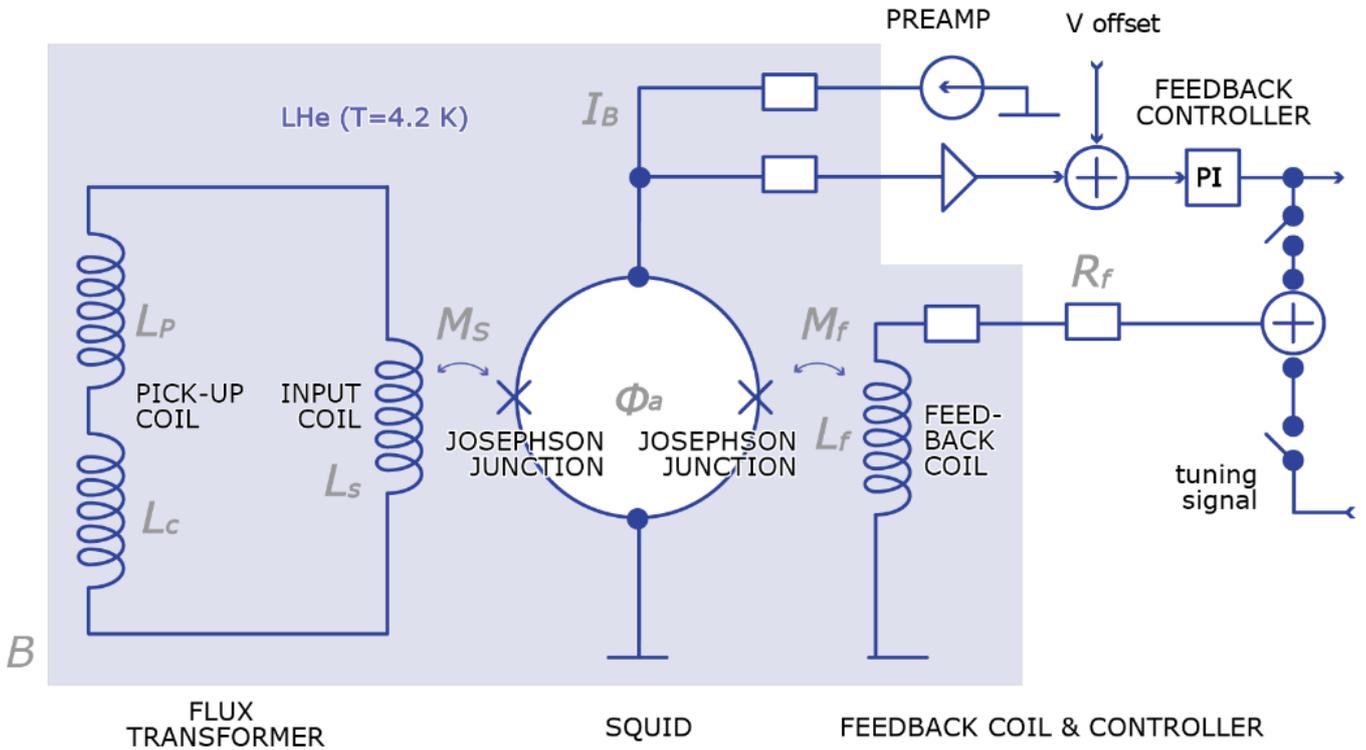


図3 MEG装置のセンサエレクトロニクス略図

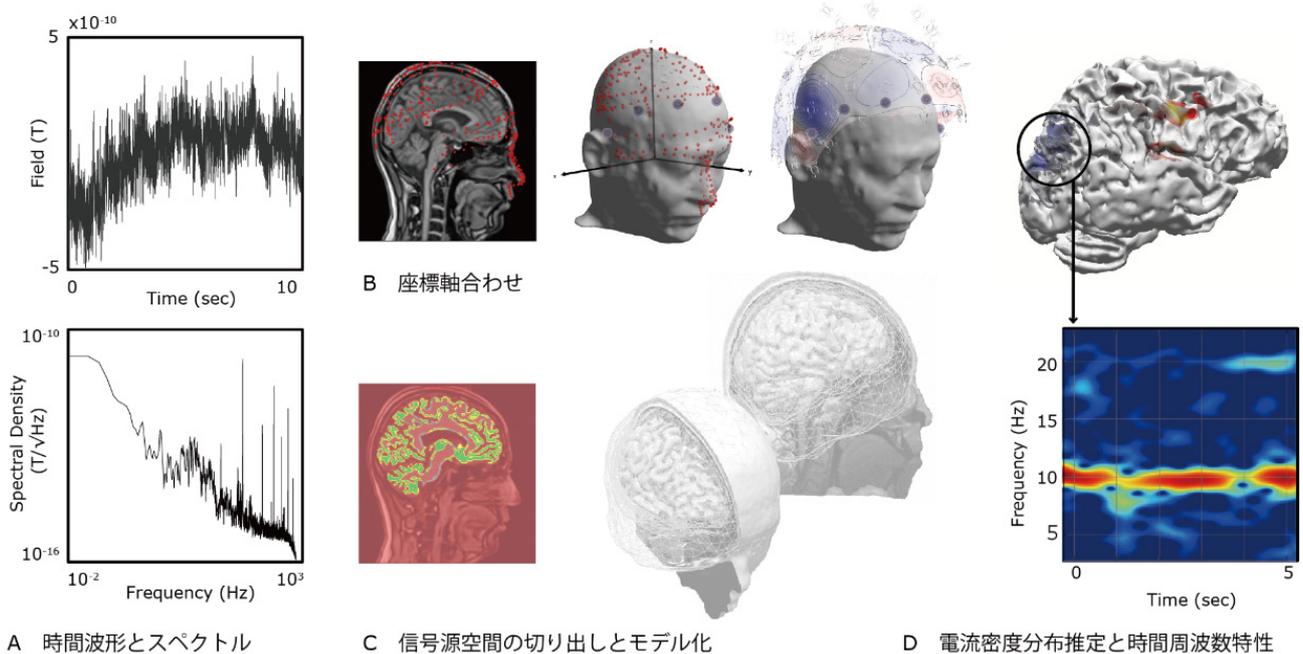


図4 解析イメージ

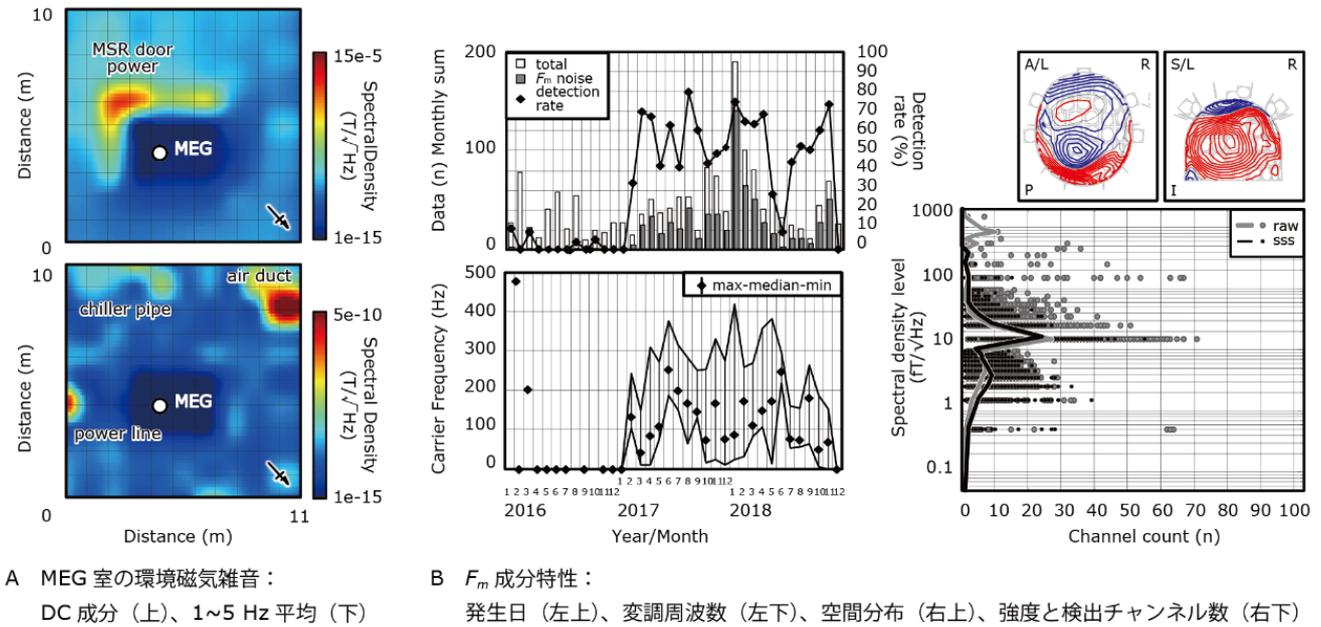


図5 環境磁気計測

ネルごとの磁場の強さの時間変化を示す波形やスペクトル密度、時間サンプルごとの全チャンネルによる磁場強度の空間分布 (等磁界線図) などとして表示する (図 4 A 及び 4 B 右端)。また、磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging: MRI) により撮像される頭部構造画像の座標系、3D デジタイザにより取得される頭部座標系、MEG センサ座標系の座標軸合わせや (図 4 B)、頭皮、頭蓋、脳脊髄液、灰白質、白質の領域分離と各区画に対する導電率の設定、さらに、信号源空間のモデル化 (図 4 C) などを経て、逆問題解法により信号源を推定し、神経細胞群の活動部位における時空間・周波数特性を定量的に評価する (図 4 D)。推定法に関しては、神経活動を少数の等価電流双極子 (ダイポール) により近似して、位置、強さ、向きを探索するか、または、脳内全域を等間隔に分割し、全格子点上にダイポールがあると仮定して電流密度分布を推定する手法などがあるが、数学的に不良設定問題 (解が一意ではない) となるため、計測値に対する理論 (近似) 値の適合係数 (goodness-of-fit) や信頼限界値 (confidence volume) などの評価関数、または、ダイポールのノルムを最小化するなどの束縛条件を設定して最適解を求める。理論値との誤差を減らすためには、脳磁界信号が明瞭に観察できるような実験系の工夫と、雑音の低減が有効である。

3 環境磁気雑音

環境磁気雑音は、地磁気、電車や自動車、送配電設備、電子機器などに加え、建屋の壁、天井、床などの

振動にも関連して発生する。我々は、常温の磁気センサである fluxgate 磁束計及び加速度センサを用いて、MEG 計測室全体 (10 × 11 m² の部屋に対し、1 m 間隔、床上 1 m 地点の計 110 計測点) の環境磁気・振動計測を定期的に行うことで、MEG 計測環境を監視している (図 5 A)。空調及びチラーの配管や電気設備近傍に強い磁場が常時発生しているが、MEG 装置が設置されている中央の磁気シールドルーム (Magnetically Shielded Room: MSR) 内では環境磁気雑音が最大 78 dB 低減されており、計測環境は守られている。

ここで、過去に発生した問題について報告する [1]。2017 ~ 2018 年に CiNet で計測された MEG データに、周波数が連続的に上昇・下降を繰り返す雑音 (以下、 F_m 成分) が観察された。前年を含めた当該期間の empty-room データ (n=2318) から F_m 成分の特徴を定量化した結果、発生率は月ごとの平均として 53.84 (SD=16.93) % であり、搬送周波数は平均 139 (SD=96) Hz、数 Hz 幅/秒、あるいは数十 Hz 幅/日で変調し、10 ~ 100 fT/√Hz の強さで、座位では後頭部、仰臥位では前頭及び後頭部付近の平均 30 (最大 70) チャンネルに多く検出されることが分かった (図 5 B)。60 Hz 以下の低周波数帯域に発生した場合は被験者の自発律動成分との分離が困難であり、また、標準的な信号処理手法による低減・除去効果が著しく不十分であったため、根本的な問題解消を目指して調査と対策を行った。

まず、MEG 装置本体を含むすべての機器が、建屋のアースに対して M Ω オーダで絶縁されていることを確認した。次に、MSR 内外の環境、振動、周辺機器に関連するあらゆる成分を MEG、fluxgate 磁束計、加

速度センサを用いて計測し、 F_m 成分の周波数や空間的な特徴に一致する外因性の要因を探したが、特定されなかった。一方で、 F_m 成分の発生時刻はランダムであり、広い周波数帯域にかけて連続的に変調し、振幅が大きい時は分調波や高調波成分が派生していた。これらの特徴は電源系の干渉成分に類似することから [2]、建屋及び MEG のアースまわりの接続を検討した。MEG 系と周辺機器系はそれぞれ 14 mm² のケーブルで単独 A 種 (接地抵抗 10 Ω 以下、実測値 3 Ω) と単独 D 種 (100 Ω 以下、実測値 10 Ω) のアースに接続されていたが、これらを 70 mm² のケーブルに変更し、共に単独 A 種アースのみに接続した所、 F_m 成分は消滅した。これらのことから、 F_m 成分は電源系統間のグラウンドループの問題であったことが示唆されたが、干渉箇所 (物理的な接触または電磁誘導による) は同定できておらず、明確な原因はいまだ不明である。 F_m 成分問題は、発覚から解消までに 2 年を要している。計測環境を注意深く観察し維持することが最大の予防策である。

4 信号処理手法：雑音低減効果の検証

CiNet に導入されている MEG 装置 (Elekta Neuromag[®]360, MEGIN Oy, Helsinki) は、MEGIN 社の TRIUX モデルをベースとして、標準仕様である 306 センサ (マグネトメータ 102-ch、平面型グラジオメータ 204-ch) に加えて、接続方向の磁場成分を検出する 54 センサ (縦型マグネトメータ 18-ch、縦型・平面型グラジオメータ 36-ch) を追加装備した特注品である [3]。また、この MEG 装置には IAS (Internal Active Shielding System) が搭載されている [4]。これは、空間的に分散して配置された 18 個のマグネトメータが検出した MEG 信号から、 $B_x, B_y, B_z, \partial B_x/\partial x, \partial B_y/\partial y, \partial B_z/\partial z$ の均一な磁場成分及び磁場勾配を計算し、その逆位相信号を磁気シールドルームの壁に埋め込まれたコイルから出力することで、MEG 計測時のオフセット点を動的に調整し、ダイナミックレンジを確保しながら信号を計測する手法である。本項では、これらのハードウェアと信号処理手法の相乗効果としての雑音低減率に関して行った検証について報告する [5]。なお、本検証結果を基に作成した信号処理スクリプトは、CiNet の MEG 利用者に提供している。

検証対象とした MEG データ (n=210) は、表 1 に示す各計測条件 (system、device、subject noise) において座位・仰臥位の計測位置と、IAS 駆動・非駆動の両状態を設け、すべて同じパラメータ (計測時間 =60 秒、サンプリング周波数 =1 kHz、周波数通過帯域 =DC ~ 330 Hz) を用いて計測した。表 2 に、計測データ (raw³⁶⁰) に適応した信号処理手法の組み合わせを示す。

Oversampled Temporal Projection (OTP) 法は、時間領域における cross-validation を基に、高周波帯域の非相関成分を低減させる手法である [6]。XSCAN 法は、センサ固有の非相関成分を検出し、後述の SSS の信号再構築処理時に除外するチャンネルを決定するツールである。Signal Space Separation (SSS) 法は、計測された信号に対し、ラプラス方程式の解である球面調和関数で信号ベクトルを展開することで、センサアレイ内外に由来する成分 (b_{in}, b_{out}) を空間的に分離し、 b_{out} を除去する空間フィルタである [7]。また、tSSS は、時間ブロックごと (数秒単位) に計測値 $b(t)$ から SSS による理論値 $b_{in}(t) + b_{out}(t)$ を差し引いた残差 $b_s(t)$ と、理論値 $b_{in}(t)$ のそれぞれに対して特異値分解を行い、相関の高い成分はセンサ近傍空間に由来する雑音であると見なして除去する時空間フィルタである [8]。なお、すべてのデータは 360 チャンネルとして計測されたが、縦型センサの効果を検証するために、360 チャンネル間の cross-talk 補正後 (CTC³⁶⁰)、306 チャンネル用に最適化された fine-calibration パラメータを用いて SSS または tSSS 法を適応することで 306 チャンネルデータを生成した。出力データ名は、OTP 適応 =o、xscan 適応 =x、SSS 適応 =SSS、tSSS 適応 =tSSS とし、

表 1 計測条件

system noise MEG 装置の電源のみ投入した時のデータ
device noise MSR 内に設置されている カメラ、マイク、パネルスピーカー、 反応ボタン、photodiode、 MSR 外に設置されている プロジェクタ等の常設周辺機器の 電源を投入した時のデータ
subject noise 被験者の開眼安静状態のデータ

表 2 信号処理手法の組み合わせ一覧

• raw ³⁶⁰			
• raw ³⁶⁰ → OTP ³⁶⁰			
• raw ³⁶⁰ →	CTC ³⁶⁰ → x →	xSSS ³⁰⁶	
• raw ³⁶⁰ →	CTC ³⁶⁰ → x →	xtSSS ³⁰⁶	
• raw ³⁶⁰ →	x →	xSSS ³⁶⁰	
• raw ³⁶⁰ →	x →	xtSSS ³⁶⁰	
• raw ³⁶⁰ → OTP ³⁶⁰ →	CTC ³⁶⁰ → x →	oxSSS ³⁰⁶	
• raw ³⁶⁰ → OTP ³⁶⁰ →	CTC ³⁶⁰ → x →	oxxtSSS ³⁰⁶	
• raw ³⁶⁰ → OTP ³⁶⁰ →	x →	oxSSS ³⁶⁰	
• raw ³⁶⁰ → OTP ³⁶⁰ →	x →	oxxtSSS ³⁶⁰	

5 脳機能計測の最先端を進むための計測技術の研究開発

各処理において扱ったチャンネル数を上付き数字で示す^(306, 360)。各出力データに対してスペクトル密度を計算し (FFT サンプル長 = 16384 点、ハニング窓、重複時間点 = 8192、加算回数 = 7)、センサの種類、また、周波数帯域ごと (DC-0.97、 δ : 1-3、 θ : 4-7、 α : 8-13、 β : 14-29、 γ : 60 \pm 12 を除く 30-79、high frequency oscillation : 120 \pm 6 と 240 \pm 3 を除く 80-200 Hz) に雑音低減率 (Shielding Factor : SF) を $20 \cdot \log_{10} (B_{prc}/B_{raw})$ として計算した。 B_{prc} は信号処理後の出力値、 B_{raw} は計測値である。

図 6 に、IAS 非駆動時の system noise データのマグネトメータ (n=102) による平均スペクトル (A) と周波数帯域ごとの最大値及び平均値 (B) を例示する。最大の雑音低減率として、oxtSSS³⁶⁰ による SF=4.5 dB が実現しており、 δ 以上の周波数帯域の平均スペクトル密度は 3.29 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ から 0.556 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ まで低減した。こ

れは、MEG 信号のフロアレベルとしては非常に優秀な結果である。また、各信号処理手法の特性を反映する主な効果として、OTP は高周波数帯域 (主にセンサの熱雑音)、SSS 及び tSSS は低周波数帯域 (主に環境磁気雑音)、また、縦型センサは全体的なフロアレベル (信号対雑音空間の分離精度向上) の低減に有効であることが観察された。一方で、SSS 及び tSSS の適応により、フロアレベルの最大値または平均値が (かえって) 上昇するという問題が生じた (xSSS³⁰⁶、xtSSS³⁰⁶)。SSS の信号再構築によるアーチファクト (特に、時間的に急峻な変化を持つ雑音成分) の空間的拡散やゆがみは既知の問題であるが、subject noise を除く system noise と device noise データでは、OTP 及び縦型センサの相乗効果により回避できることが分かった (oxSSS³⁶⁰、oxtSSS³⁶⁰)。IAS に関しては、大きな外来雑音成分がない計測環境であるため、明確な効果は観察

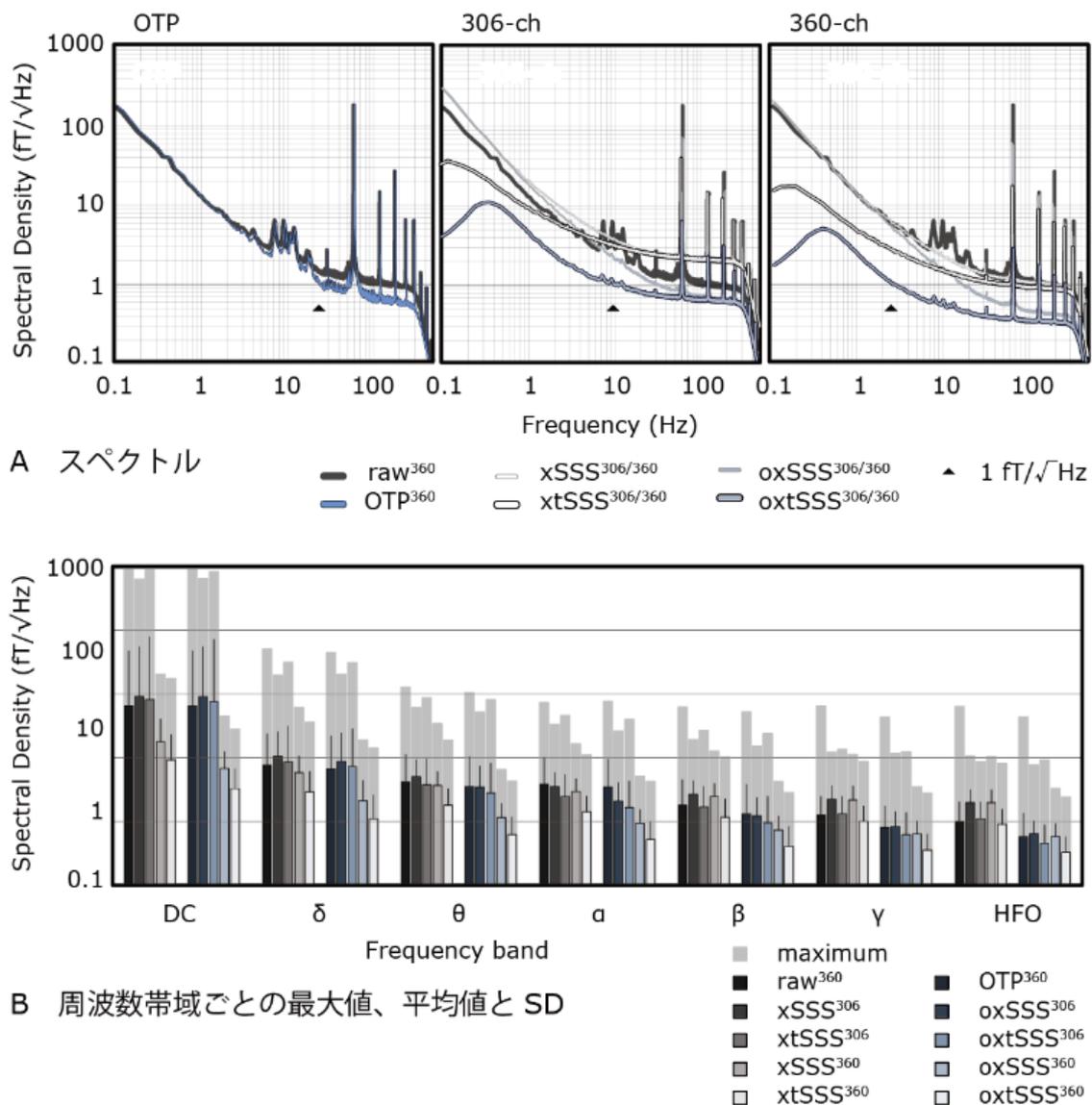


図 6 信号処理手法の検証

されなかった。以上のことから、本検証で用いた信号処理手法の組み合わせにより、センサ熱雑音と環境磁気雑音は十分に低減できるが、生体磁気雑音に関しては更なる検討の余地があることが示された。

5 生体磁気雑音：MEG と MRA による心磁界雑音モデルの開発

MEG 信号には、脳神経細胞の電気的活動を起源とする脳磁界信号に加えて、他の身体組織や動きに由来する生体磁気雑音が含まれる。通常、生体磁気雑音は Signal Space Projection (SSP) 法や Principle/Independent Component Analysis (PCA/ICA) 法などの信号処理手法により除去されるが [9]、その精度や確度、また、生理学的基盤に関してはいまだ不明な点が多い。例えば、心磁界雑音は心筋の活動に関連することが報告されているが [10]、空間フィルタ [7] によりセンサアレイ外に由来する磁場成分を除去しても残差成分が存在することから、理論的には頭部に由来する成分が重畳している可能性がある。雑音除去法の最適化のためには、心磁界雑音の生理学的機序を明らかにし、かつ、時空間特性を定量化して、より正確な雑音モデルを開発する必要がある。そこで本研究では、CiNet に設置されている MRI 装置 (MAGNETOM Prisma fit, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen) を組み合わせて利用することで、心磁界雑音の精密評価を行った [11]。

まず、MEG センサを被験者の頭部、頸部、胸部に近付けた時の MEG 信号を計測した (図 7 C)。また、雑

音事象の時間基準として、心電図を同時計測した。次に、MRI 装置により頭部、頸部、胸部の構造画像と血管画像 (Magnetic Resonance Angiography : MRA) を撮像し (7 A₁)、各部位の皮膚表面、脳、心臓及び動静脈の実形状モデルを作成した (7 A₂₋₃) (Curry 9, Compumedics Ltd, Victoria)。各モデルで定義した信号源空間に対して均一の導電率を設定し (7 B)、Minimum L2 Norm Estimation 法 [12] により心磁界雑音の電流密度分布を推定した。

心磁界雑音のピーク潜時は心電図の R 波に同期しており (7 D、心電図加算平均波形 (上)、心磁界雑音加算平均波形 (下))、最大電流密度は心室中隔及び左右心室の心筋付近に推定された。また、頭蓋内の残差成分は、椎骨動脈と中大脳動脈に局在した (7 E 右下)。これらの結果から、心磁界雑音には心筋細胞の膜電位変化に伴う心室収縮に由来する磁界成分と、脳血管の脈動に関連する磁界成分が重畳している事が示唆された。一方で、DC 成分の最大電流密度は上矢状洞に推定された (7 E 右上)。これは、動脈血の反磁性に対し、静脈血の常磁性、あるいは、その周辺組織の動きに関連する可能性がある。

現在、推定された各血管部位における電流密度値と瞬時血流量や血流速等の相関の検証を進めている。本研究の結果は、MEG 信号処理手法の開発に留まらず、循環器系の非侵襲・非接触な定量的評価法の開発など、MEG 技術の活用分野の新規開拓にもつながることが期待される。

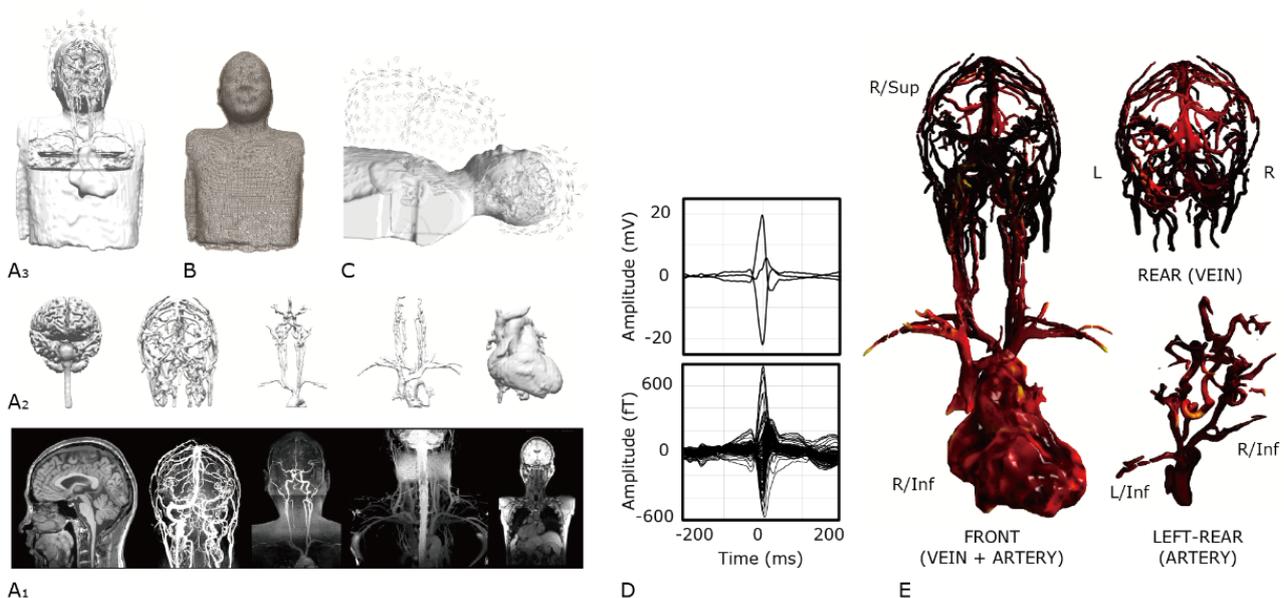


図 7 心磁界雑音の精密評価:MR 画像 (撮像シーケンス名:MPRAGE、Phase Contrast MR Venography (PC MRV)、Time of Flight MR Arteriography (TOF-MRA)、脈波同期 3 D-IR-TSE-T2WI、3 D-GRE-T1W1) (A₁)、実形状モデル (A₂₋₃)、導電率モデル (B)、MEG 計測位置 (C)、心電図加算平均波形 (上) と心磁界雑音加算平均波形 (下) (D)、電流密度分布推定結果の重ね合わせ (左)、脳静脈 (右上) と脳動脈 (右下) の推定結果 (E)

6 脳磁界信号：
基本周波数特性の定量的評価法の開発

脳磁界信号の周波数は、局所的な脳神経細胞群の膜電位水準に依存する過分極～脱分極の周期性を反映する。安静時に計測される自発律動成分の平均的な中心周波数は、 $\delta = 2.5$ Hz、 $\theta = 5$ Hz、 $\alpha = 10$ Hz、 $\beta = 20$ Hz、 $\gamma = 40$ Hzである。また、外部入力に対する情報処理活動として誘起される視覚性定常反応 (Visual steady-state responses: VSSR) は後頭 α 帯域、聴覚性定常反応 (Auditory steady-state response: ASSR) は側頭 γ 帯域に最大の神経感度 (最大振幅) を示し、分調波 (β) 及び高調波 (high γ) の周波数帯域においても若干増大する [13]。一方で、自発律動の周波数は心拍 (1.25 Hz) の高調波、また、胃筋電活動 (0.6 Hz)、呼吸 (0.15 Hz)、血流変化 (0.03 Hz 以下) は分調波帯域に相当する [14]。これらの周波数値は倍数周波数 (帯域) 比の関係にあり、さらに、心拍の周波数は身体的特徴 (体重と身長から算出される Body Mass Index: BMI) に相関があることから、脳を含む生体の活動は、身体構造の制約に基づく共通の連続性により「調和的」に階層構造化されているというモデルが提唱されている [15]。そこで本研究では、本モデルの検証を目的として、MEG による脳を含む生体の基本周波数特性の同定法の開発を行っている [16]。安静時の自発律動 (δ 、 θ 、 α 、 β 、 γ 成分)、情報処理活動時の視聴覚性定常反応

(VSSR、ASSR 成分)、また、呼吸や心拍/脈拍等の生理律動に関連する生体磁気雑音を MEG により一元的に計測し、これまでに開発を進めてきた MRA を用いた雑音モデルも活用して各成分を分離・抽出することで、成分間の周波数比の定量的評価を進めている (図 8)。

脳を含む生体の基本周波数特性の同定及びその計測手法の開発は、脳情報の実用化につながる。例えば、本実験では搬送周波数及び振幅変調周波数を連続的に変化させた刺激を呈示し、VSSR や ASSR が最大振幅を示す、すなわち脳が最も同期しやすい周波数を同定している。この手法は、ASSR 成分を利用した広周波数帯域の精密聴覚検査法 [17] や、VSSR 成分による色覚検査法として臨床応用が可能であり、検査の精度や客観性、検査時間、労力において、標準的な検査法の質を上回る脳情報の実用化が実現できる。また、イヤフォンのイコライジングや補聴器出力の調整、モニタの色彩輝度やリフレッシュレートの調整など、個人脳の基礎特性に基づく視聴覚環境の最適化による作業効率の向上、あるいは、実験における最適な刺激周波数の決定に利用することにより、脳磁界信号強度の増幅と、それに伴う SN 比の向上も期待できる。さらに、近年の視覚刺激装置のリフレッシュレートの倍増に関連して、脳神経系の周波数感度の評価は安全性の観点からも必要な検証である。

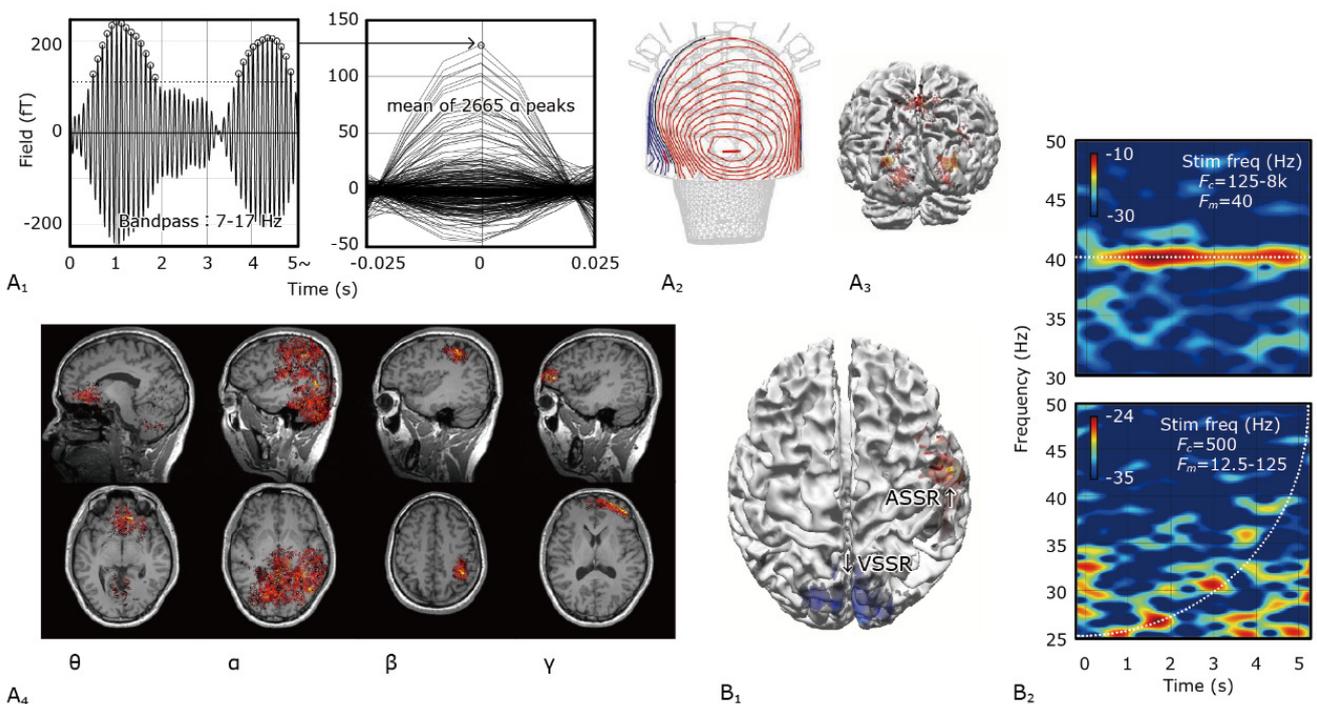


図 8 脳磁界信号の周波数特性: α 成分のピーク検出と加算平均 (A_1)、 α 成分の等磁界線図 (A_2)、 α 成分の電流密度分布 (皮質表面) (A_3)、自発律動 (θ 、 α 、 β 、 γ 成分) の電流密度分布 (MR 構造画像) (A_4)、視聴覚性定常反応の電流密度分布 (皮質表面) (B_1)、聴覚性定常反応 (ASSR 成分) の信号源 (聴覚野) における神経活動の時間周波数特性 (B_2)

7 今後の展望

MEG 信号の計測値は、個人脳のダイナミックレンジに依存する相対値である。例えば、MEG 信号の振幅値が小さくても認知機能が実現する場合があります、その逆もある。また、同じ振幅値でも、脳が全力で情報処理を行った場合と余力を残していた場合では、振幅値が示唆する本質的な意味は異なる。MEG 信号の計測値の意味を理解するためには、個人ベースの脳稼働率や脳内エネルギーの分配機序を含む包括的な評価法の開発を進める必要があると考えている。

謝辞

本稿でご報告致しました研究技術開発に関しまして、北海道大学の栗城眞也先生、横澤宏一先生、産業技術総合研究所(AIST)の岩木直先生、千葉大学の中川誠司先生、大阪大学の吉岡芳親先生、情報通信研究機構(NICT)の藤巻則夫特別研究員にご指導とご助言を頂きました。ここに深く感謝の意を表します。本研究は日本学術振興会科研費(21 K12639 及び一部 JP19 K08244)の助成を受けたものです。

【参考文献】

- 1 大塚 明香, 林 昇, 西本 博則, 野界 武史, 藤巻 則夫, “周波数変調ノイズの調査と対策,” 日本生体磁気学会誌 (第 34 回大会抄録集), 32 :1, pp.168-169, 2019.
- 2 B. Whitlock, “Understanding, finding and eliminating ground loops,” CEDIA Class EST016, pp.1-43, 2008.
- 3 J. Nurminen, S. Taulu, J. Nenonen, L. Helle, J. Simola, and A. Ahonen, “Improving MEG performance with additional tangential sensor,s” IEEE Trans Biomed Eng. vol.60, no.9, pp2559-2566, Sept. 2013.
- 4 Elekta Neuromag, “NM23367A: Internal active shielding user’s manual,” 2008.
- 5 大塚 明香, 林 昇, 西本 博則, 野界 武史, 藤巻 則夫, “MEG 信号の雑音低減手法の検証,” 日本生体磁気学会誌 (第 35 回大会抄録集), 33 :1, pp.86-88, 2020.
- 6 E. Larson and S. Taulu, “Reducing sensor noise in MEG and EEG recordings using oversampled temporal projection,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.65, no.5, pp.1002-1013,2017.
- 7 S. Taulu, J. Simola, and M. Kajola, “Applications of the signal space separation method,” IEEE transactions on signal processing, vol.53, no.9, pp.3359-3372, 2005.
- 8 S. Taulu and J. Simola, “Spatiotemporal signal space separation method for rejecting nearby interference in MEG measurements,” Physics in Medicine & Biology, vol.51, no.7, pp.1759-1768,2006.
- 9 N. T. Haumann, L. Parkkonen, M. Kliuchko, P. Vuust, and E. Brattico, “Comparing the performance of popular MEG/EEG artifact correction methods in an evoked-response study,” Computational Intelligence and Neuroscience, 2016:7489108, pp.1-10, 2016.
- 10 V. Jousmäki and R. Hari, “Cardiac artifacts in magnetoencephalogram,” Journal of Clinical Neurophysiology, vol.12, no.2, pp.172-176, 1996.
- 11 A. Otsuka, H. Nishimoto, D. Nishiyama, T. Ueguchi, K. Yokosawa, and S. Kuriki, “Physiological evaluation of magnetocardiac signals by magnetoencephalography and magnetic resonance angiography,” Proceedings of 44th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2022. (in print)
- 12 M. S. Hämmäläinen and R. J. Ilmoniemi, “Interpreting magnetic fields of the brain: minimum norm estimates,” Medical & biological engineering & computing, vol.32, no.1, pp.35-42, 1994.

- 13 B. Roß, C. Borgmann, R. Draganova, L. E. Roberts, and C. Pantev, “A high-precision magnetoencephalographic study of human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones,” The Journal of the Acoustical Society of America, 108(2), pp.679-691,2000.
- 14 W. Klimesch, “The frequency architecture of brain and brain body oscillations: an analysis,” European Journal of Neuroscience, 48(7), pp.2431-2453, 2018.
- 15 W. Klimesch, “An algorithm for the EEG frequency architecture of consciousness and brain body coupling,” Frontiers in Human Neuroscience, 7:766, 1-4, 2013.
- 16 A. Otsuka, H. Nishimoto, K. Yokosawa, and S. Kuriki, “Frequency characteristics of biomagnetic signals: verification by MEG measurements,” 日本生体磁気学会誌 (第 36 回大会抄録集), 34 :1, pp.132-134, 2021.
- 17 A. Otsuka, M. Yumoto, S. Kuriki, T. Hotehama, and S. Nakagawa, “Frequency characteristics of neuromagnetic auditory steady-state response to sinusoidally amplitude modulated sweep tones,” Clinical Neurophysiology, 127, pp.790-802, 2016.

大塚 明香 (おおつか あすか)

未来 ICT 研究所
脳情報通信融合研究センター
脳機能解析研究室
有期研究技術員
博士 (情報科学)
生体磁気計測、聴覚

【受賞歴】

- 2008 年 第 23 回日本生体磁気学会 U35 研究奨励賞
2007 年 第 22 回日本生体磁気学会 U35 研究奨励賞
2005 年 Mariani Foundation, Research Award (The Neurosciences and Music)

西本 博則 (にしもと ひろのり)

未来 ICT 研究所
脳情報通信融合研究センター
脳機能解析研究室
有期研究技術員
博士 (情報科学)
生体磁気計測、MRI、音声、信号処理

野界 武史 (のいがい たけし)

未来 ICT 研究所
脳情報通信融合研究センター
脳機能解析研究室
有期研究技術員
博士 (工学)
生体磁気計測

西山 大輔 (にしやま だいすけ)

未来 ICT 研究所
脳情報通信融合研究センター
脳機能解析研究室
有期研究技術員
放射線技術学

【受賞歴】

- 2021 年 第 77 回日本放射線技術学会総会学術大会 Bronze Award

上口 貴志 (うえぐち たかし)

未来 ICT 研究所
脳情報通信融合研究センター
脳機能解析研究室
主任研究技術員
博士 (保健学)
医学物理学、磁気共鳴医学

【受賞歴】

2022 年 日本医学物理学会・日本放射線技術
学会 Outstanding Reviewer Award
2022 年 日本放射線技術学会 最優秀賞
2015 年 日本医学物理学会 学術大会長賞