

脳波瞬時周波数の空間的クラスタリングとその動的解析による高齢化に伴う変質の解析 Analysis of Age-Related Changes Using Spatial Clustering and Dynamic Analysis of EEG Instantaneous Frequency

信川 創^{1) 2)} 池田 尊司³⁾ 菊知 充^{3) 4)} 高橋 哲也^{3) 5) 6)}
Sou Nobukawa Takashi Ikeda Mitsuru Kikuchi Tetsuya Takahashi

1 序論

脳は階層的に構造化された領域間での神経活動の複雑な相互作用により、多様で高度な機能を実現していることが知られている [1, 2, 3, 4]. 特に、脳内の複数領域における局所的な神経情報処理が相互に影響し合う神経ネットワークのダイナミクスは、高次認知機能を支える基盤として重要な役割を果たしており、情報の伝達・受容・統合を適切に制御している. このようなネットワークのダイナミクスは、脳領域間の同期や情報流に基づく機能的結合やそのトポロジー的特徴、異なる周波数帯域間の相互作用を示す位相-振幅結合 (phase-amplitude coupling: PAC), およびネットワークの自律的・動的変化を捉える動的機能的結合など、多様な指標により特徴づけられる [5, 6, 7]. これらの知見に基づき、脳状態の特性を明らかにするには、局所的な活動のみに着目するのではなく、脳全体にわたる神経活動パターンを包括的に捉えることが必要となる [8].

こうした脳全体の神経活動に基づく動的変化の評価法として、脳波 (electroencephalography: EEG) マイクロステート解析が広く用いられている [9, 10]. マイクロステート解析は、EEG 信号における電位分布パターンを時系列的に分割・分類することで、脳状態を定量的に捉える手法であり、これまでに多くの研究で各種認知機能との関連が報告されてきた [11]. 近年では、デフォルトモードネットワークなどの大規模脳ネットワークとの関連や、統合失調症や認知症といった疾患との関連性も示されており [12, 13, 14, 15, 16], その有用性が再評価されている. また、マイクロステートと動的機能的結合との関連性も近年注目されており、マイクロステート解析が脳内ネットワーク動態の把握に貢献することが示唆されている [17, 18, 19]. さらに、動的機能的結合をもとにネットワークレベルでマイクロステートを定義する新たな手法も提案されている [20, 21].

このような背景のもと、EEG マイクロステート解析において近年注目されている神経活動の特徴量の一つが、神経活動の瞬時位相 (instantaneous phase) である. 特に、theta 波の位相情報は脳内の広範な領域間での神経活動の統合や情報伝達を担う重要な指標であることが示されており [22], PAC においても、theta 位相が各脳領域の gamma 活動を制御することで、局所・大域の統合的な調整機構を形成していることが報告されている [7]. さらに、脳領域間の alpha 帯域の律動の位相差の時系列パターンは、機能的ネットワークの瞬時的な変化を反映することが明らかとなっている [23]. これらの知見は、位相特性が脳ネットワークの動的側面を捉える上での鍵となることを示している. そのような研究動向において我々は、theta および alpha 波の瞬時位相に基づく新たなマイクロステート指標 (瞬時周波数 (instantaneous frequency: IF) マイクロステートを提案した [24]. この手法では、従来の脳波振幅のマイクロステートに類似した空間パターンを示しつつ、位相進行 (phase-leading) や位相遅延 (phase-lagging) といった新たな特徴を捉えることができる. 我々の研究では、これらの IF マイクロステートの出現頻度や状態遷移確率が、アルツハイマー型認知症に関連する認知機能低下と有意に関連していることを示した [25]. このことは、瞬時位相成分を導入することで、従来とは異なる視点から脳全体の状態を捉える可能性を示している. 一方、IF マイクロステートの同定には、電極間の IF 偏差の極大時における多電極の IF 値を k -means 法 [25] によりクラスタリングしている. しかしながら、この手法では時系列の履歴効果をクラスタリングに反映することが困難である. この履歴効果のクラスタリングへの反映は、従来のマイクロステート解析においても隠れマルコフ過程が広く用いられている.

このような中で本研究では、IF マイクロステートの同定に隠れマルコフ過程を導入し、IF マイクロステートの解析で未だ報告例のない、健常若年者と健常高齢者群から構成される加齢の EEG データセット [23] への適用を行うことで加齢における大域的なダイナミクス特性を明らかにすることを目的とする. 具体的な研究内容としては、29 人の健常若年成人と 18 名の健常高齢成人の EEG に対して、隠れマルコフ過程による IF 時系列のクラスタリング解析により、IF マイクロステートを同定する. そしてそのマイクロステート間のダイナミクス特性を状態遷移行列により解析する.

2 手法

本研究では、健常若年成人と健常高齢成人の EEG を対象に、その EEG の theta/alpha 帯域から IF の時系列を抽出する (図 4 に解析手順の概要を示す). そして、IF 時系列に対する隠れマルコフ過程の適用により、IF-マイクロステートを特定し、その動的特徴から加齢に伴う IF-マイクロステートの変質を明らかにする.

- 1) 千葉工業大学 情報変革科学部 情報工学科. Department of Computer Science, Chiba Institute of Technology, Chiba Institute of Technology
- 2) 国立精神・神経医療研究センター 精神保健研究所 児童・予防精神医学研究部. Department of Preventive Intervention for Psychiatric Disorders, National Center of Neurology and Psychiatry.
- 3) 金沢大学 子どものこころの発達研究センター. Research Center for Child Mental Development, Kanazawa University.
- 4) 金沢大学 医薬保健研究域 医学系 医薬保健研究域 医学系 精神行動科学. Department of Psychiatry and Behavioral Science, Kanazawa University.
- 5) 福井大学 学術研究院 医学系 部門. Department of Neuropsychiatry, University of Fukui.
- 6) 魚津神経サナトリウム. Uozu Shinkei Sanatorium.

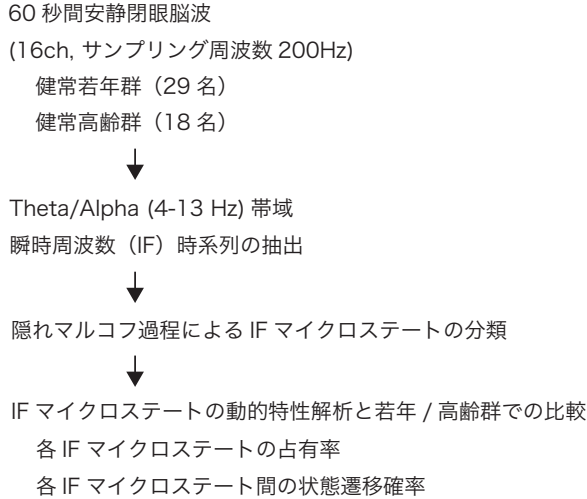


図1 本研究の解析手順の概要.

2.1 参加者

本研究では、金沢大学において、健常若年成人 29 名 (男性 14 名, 女性 15 名; 平均年齢 22.9 ± 2.7 歳, 年齢範囲 20-28 歳) および健常高齢成人 18 名 (男性 7 名, 女性 11 名; 平均年齢 57.5 ± 4.7 歳, 年齢範囲 51-67 歳) を登録した ([23]). 性別分布に有意差は認められなかった ($\chi^2 = 0.39, p = 0.52$). 全参加者は非喫煙者かつ内服薬を服用していなかった. 除外基準として、てんかん、頭部外傷、薬物依存などの重大な内科的・神経学的既往歴を有する者、および日常診療用 MRI で検出可能な脳異常を認める者を除いた. さらに、高齢成人では Mini-Mental State Examination (MMSE) スコアが 27 点未満の者を除外した. 被験者には実験手順を十分に説明し、書面によるインフォームド・コンセントを取得した. 本研究はヘルシンキ宣言に準拠し、金沢大学倫理委員会の承認を受けて実施した.

2.2 EEG 計測

EEG データは遮蔽・防音・暗室内に設置した計測室で収集した. 国際 10-20 システムに基づき、日本光電社製 EEG-4518 アンプを用いて頭皮上 16 部位 (Fp1, Fp2, F3, Fz, F4, F7, F8, C3, C4, P3, Pz, P4, T5, T6, O1, O2) に電極を配置し、耳朶連結電極をリファレンスとした. さらに、二極式眼電図 (EOG) により眼球運動を同時記録した. 信号は 200 Hz でサンプリング (時定数 0.3 s), 1.5-60 Hz の帯域通過フィルタを通して取得した. 被験者には目を閉じて安静座位を 10-15 分間保持してもらい、ビデオモニタリングにより覚醒度を確認した. 眠気や睡眠の兆候が認められたエポックは除外し、筋電アーティファクト、まばたき、眼球運動の影響を受けたセグメントを視覚的に除去した. 各被験者について、連続かつアーティファクトを含まない 60 秒間 (12000 サンプル) を 1 セグメントとして抽出し、4-13 Hz (シータ-アルファ帯域) で再度帯域通過フィルタリングを施した [25].

2.3 IF マイクロステート

2.3.1 IF の抽出

本研究では、IF の空間分布に基づいて脳状態を定義した. まず、連続脳波 (EEG) 信号に対して 4-13 Hz のバンドパスフィルタを適用し、theta 帯域 (4-8 Hz) および alpha 帯域 (8-13 Hz) の両方を抽出した. これらの周波

数帯域は、大域的な神経相互作用と関連しているとされる. フィルタ処理により生じる端部アーチファクトを低減するため、各エポックの先頭および末尾の 5 秒間を除去した.

次に、各チャンネル i に対して、バンドパスフィルタ後の信号 $x_i(t)$ のヒルベルト変換により解析信号 $a_i(t)$ を算出した. ラップされた瞬時位相は

$$\phi_i(t) = \arg(a_i(t)), \quad -\pi \leq \phi_i(t) \leq \pi \quad (1)$$

と定義される.

IF を算出するために、まず位相に対してアンラップ処理を行った:

$$\text{unwrap}[\phi_i(t)] = \phi_i(t) + 2\pi k(t) \quad (2)$$

ここで $k(t) \in \mathbb{Z}$ は不連続性を補正する整数である. 続いて、アンラップされた位相の時間微分により瞬時周波数を求めた:

$$\text{IF}_i(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d \text{unwrap}[\phi_i(t)]}{dt} \quad (3)$$

位相スリップや高周波ノイズの影響を軽減するため、 $\text{IF}_i(t)$ には 100 ミリ秒のメディアンフィルタを適用して平滑化を行った. この処理は、先行研究 [23] に基づいている.

2.3.2 IF マイクロステート推定

空間的特徴を抽出するために、各時点における $\text{IF}_i(t)$ から電極間平均を差し引き、 z スコアで正規化した. これにより得られた $d\text{IF}_i(t)$ を、16 チャンネル分連結し、各時点における 16 次元の時系列とした. このベクトル系列を、若年群および高齢群の全被験者から統合し、ユークリッド距離を用いた k - $menas$ でクラスタリングを実施し、その後、その重心を初期状態として隠れマルコフ過程による IF マイクロステートの推定を行った. ここで、各クラスタの重心は、IF 空間パターンにより特徴づけられる動的な脳状態すなわちマイクロステートを表す.

設定する IF マイクロステート数の妥当性評価には、Akaike Information Criterion (AIC) および Bayesian Information Criterion (BIC) を各候補となる IF マイクロステート数に対して算出し、これらの指標の傾きの変化点 (エルボー点) をもとに最適な状態数を決定した.

2.4 統計解析

IF マイクロステートの出現特性を評価するため、各状態について占有率を算出した. 若年群と高齢群の比較には t 検定を用い、出現確率の多重比較に対しては偽発見率 (FDR) 補正を施し ($q < 0.05$, 各マトリクスあたり 4 件の p 値), t スコアに基づき有意差を判定した. さらに、状態遷移確率の群間差についても同様に t 検定を実施し、遷移確率の多重比較 (k^2 個の p 値) に対して FDR 補正を適用した ($q < 0.05$).

3 結果

健康若年群と健康高齢群における 16 電極から得られた z -スコア化された IF の空間偏差の時系列に対して、隠れマルコフ過程により特定した IF マイクロステートの解析を行う. まず初めに、最適な IF マイクロステート数の推定を行った. 図 2 には、IF マイクロステート数に対する AIC および BIC の変化を示す. この結果から、両指標ともにマイクロステート数が 5 のときに傾きの変

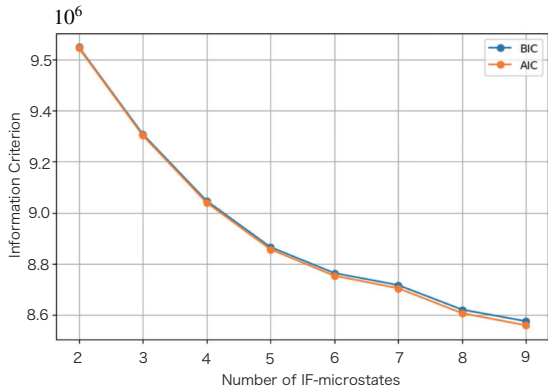


図2 Akaike Information Criterion (AIC) および Bayesian Information Criterion (BIC) の設定する IF マイクロステート数への依存性. IF マイクロステート数が5の時に、傾きの変化点(エルボー点)が現れている様子を確認できる。

化点(エルボー点)が認められ、最適な IF マイクロステート数は5近傍であることが示唆された。

IF マイクロステート数を5に設定した場合における、各 IF マイクロステートの IF 空間偏差の分布を図4(A)に示す。前頭部で IF が遅れ、後頭部で先行する、すなわち前頭部の alpha 振動のピーク周波数が後頭部のそれよりも低い(遅い)という性質を反映した IF マイクロステートのパターンが、#1, #2, #5 のマイクロステートにおいて観察された。一方で、#1, #2, #5 と比較して、明確な部位特異的な IF 空間分布を示さない#3 および#4 のマイクロステートの生起も確認された。また、異なる IF マイクロステート数の設定においても類似した空間分布を持つ IF マイクロステートを確認している(付録を参照)。

次に、IF マイクロステートの動的特性について解析を行った。図4(B)に示すように、IF マイクロステートの占有率に関して、#2 では高齢群において有意な増加が、#5 では有意な減少 ($q < 0.05$) が観察された。さらに、図4(C)には、各 IF マイクロステート間の遷移確率における健常若年群と健常高齢群の群間差に対する t 値を示す(正の t 値は高齢群における遷移確率の増加を、負の t 値は減少を意味する)。この結果から、#1 への遷移を中心に高齢群で有意な増加が、#5 への遷移を中心に有意な減少が確認された。

4 考察

本研究では、健常若年者群と健常高齢者群に対して、安静閉眼時の脳波から alpha/theta 帯域における IF 時系列を抽出し、隠れマルコフ過程によって IF マイクロステートの評価を行った。その結果、前頭の IF 遅延と後頭の IF 先行に特徴付けられる複数の IF マイクロステートとそこから乖離した IF マイクロステートが存在することが明らかとなった。さらに、IF マイクロステートの占有率と状態遷移において、加齢に伴う変質が存在することが明らかとなった。

はじめに、前頭の IF 遅延と後頭の IF 先行に特徴付けられる複数の IF マイクロステートが生起することに関して考察する。後頭の alpha 振動の周波数が前頭の領野と比較して高い性質は、“split alpha”として知られている[26, 27, 28, 29, 30]。この後頭の alpha 振動の周波数が

高い原因としては、後頭では、皮質-視床の伝搬遅延が相対的に小さいことが挙げられる[27, 28]。このような脳の構造的な不均一性に起因する後頭の IF の先行に特徴付けられる IF マイクロステートが検出されたと考えられる。

次に、加齢に伴い IF マイクロステートの占有率や遷移特性が変化することに関して考察する。alpha 振動のピークは一般に、発達期において思春期の期間まで増加し[31, 32, 33]、成人後に加齢とともに減少する[34, 35, 36, 37, 38, 39](認知症に代表される老齢性の精神疾患においては、alpha 振動のピークは健常な加齢と比較してより顕著である[36])。しかし、本研究で取り扱った IF マイクロステートは、全電極間での IF の平均値からの偏差を z-score 化したものであり、全脳的な alpha 振動周波数の低下の影響は少ないと考えられる。一方で近年、加齢に伴い変質する alpha 振動の成分として、alpha 振動の非周期成分(背景ノイズや 1/f ノイズとして扱われてきた)の存在が指摘されている。具体的には、alpha 振動の非周期成分を制御した alpha 振動においては加齢にみられる変質が観測されなかったという報告がある[40, 38]。さらに、過去の我々の研究においては、alpha 帯域における電極間の位相差のパターンにおいては、加齢に伴い特に前頭を中心とした電極間で、位相差の時系列の複雑性が増加することを報告している[23]。このような加齢における alpha 帯域の EEG の活動変化が大域的な IF の空間パターンである IF マイクロステートの動的な特性に影響を与えている可能性があり、今後このような非周期成分などの関係性を明らかにしていく必要がある。

5 結論

本研究では、IF を用いたマイクロステート解析に隠れマルコフ過程を導入し、健常若年者および健常高齢者における加齢に伴う脳のダイナミクス変化を評価した。その結果、前頭の IF 遅延と後頭の IF 先行に特徴付けられる IF マイクロステートが確認され、これらの占有率や状態遷移特性に加齢による変化が認められた。本研究は、IF マイクロステート解析が加齢に伴う脳機能変化の評価に有効であることを示しており、今後は、これらの変化が先行研究で指摘されている非周期成分や位相差パターンの加齢変化とどのように関連しているかを明らかにする必要がある。

付録

図2で示したエルボー点 $k=5$ 近傍における状態数 k での設定での IF マイクロステートの IF の偏差の空間分布を図4に示す。状態数 $k=5$ の場合と同様に前頭の IF 遅延と後頭の IF 先行に特徴付けられる複数の IF マイクロステートとその空間分布の特徴から乖離した IF マイクロステートの存在が確認できる。

謝辞

本研究は JSPS 科研費 学術変革領域研究 (A) JP25H02626 と 基盤研究 (B) JP25K03198 の助成を受けたものである。

参考文献

- [1] O. Sporns and R. F. Betzel, “Modular brain networks,” *Annual review of psychology*, vol. 67, pp. 613–640, 2016.
- [2] F. Battiston, G. Cencetti, I. Iacopini, V. Latora, M. Lucas, A. Patania, J.-G. Young, and G. Petri, “Networks beyond pairwise interactions: structure and dynamics,” *Physics Reports*, vol. 874, pp.

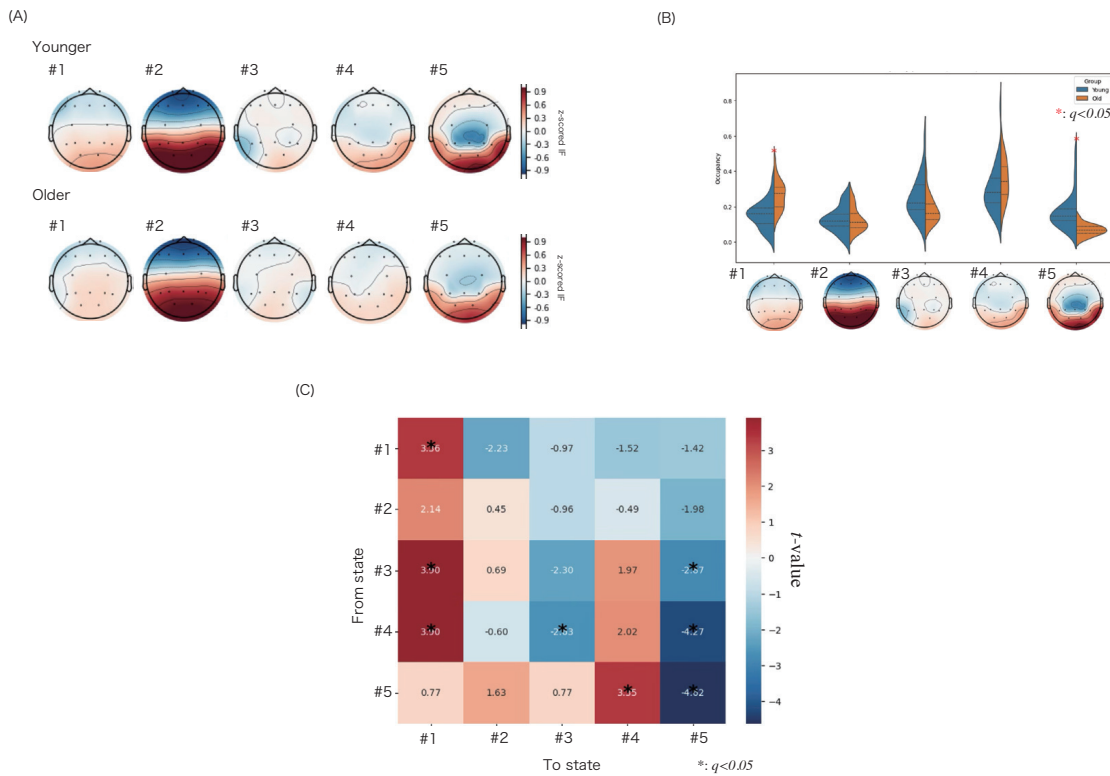


図3 (A) IF マイクロステート (#1-5) における z-score 化された IF の空間偏差の分布. (B) 健常若年群と健常高齢群における IF マイクロステートの占有率. #2 と #5 で顕著な群間差 ($q < 0.05$) が観測される. (C) IF マイクロステート間における状態遷移確率の健常若年群と健常高齢群間の t -値 (正の値 (負の値) は健常高齢者群の方が高い (低い) 遷移確率値に対応する.). 複数の状態遷移で顕著な群間差 ($q < 0.05$) が観測される.

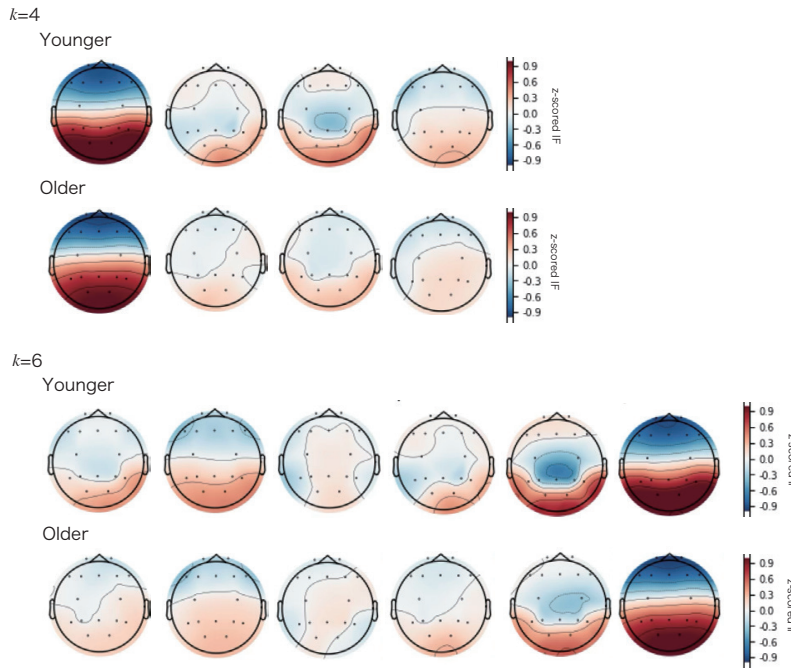


図4 状態数 $k = 4$ の場合における IF マイクロステートの z-score 化された IF の空間偏差の分布 (上段). 状態数 $k = 6$ の場合における IF マイクロステートの z-score 化された IF の空間偏差の分布 (下段). 両者の状態数の場合で, 前頭の IF が遅れ, 後頭の IF が先行する IF マイクロステートとそれ以外の空間分布の IF マイクロステートが生起.

- 1–92, 2020.
- [3] M. Thiebaut de Schotten and S. J. Forkel, “The emergent properties of the connected brain,” *Science*, vol. 378, no. 6619, pp. 505–510, 2022.
- [4] E. Nava, M. Giraud, and N. Bolognini, “The emergence of the multisensory brain: From the womb to the first steps,” *Isience*, vol. 27, no. 1, 2024.
- [5] J. Aru, J. Aru, V. Priesemann, M. Wibral, L. Lana, G. Pipa, W. Singer, and R. Vicente, “Untangling cross-frequency coupling in neuroscience,” *Current opinion in neurobiology*, vol. 31, pp. 51–61, 2015.
- [6] R. M. Hutchison, T. Womelsdorf, E. A. Allen, P. A. Bandettini, V. D. Calhoun, M. Corbetta, S. Della Penna, J. H. Duyn, G. H. Glover, J. Gonzalez-Castillo *et al.*, “Dynamic functional connectivity: promise, issues, and interpretations,” *Neuroimage*, vol. 80, pp. 360–378, 2013.
- [7] M. Esghaei, S. Treue, and T. R. Vidyasagar, “Dynamic coupling of oscillatory neural activity and its roles in visual attention,” *Trends in Neurosciences*, vol. 45, no. 4, pp. 323–335, 2022.
- [8] R. V. Raut, A. Z. Snyder, A. Mitra, D. Yellin, N. Fujii, R. Malach, and M. E. Raichle, “Global waves synchronize the brain’s functional systems with fluctuating arousal,” *Science advances*, vol. 7, no. 30, p. eabf2709, 2021.
- [9] D. Lehmann, H. Ozaki, and I. Pál, “Eeg alpha map series: brain micro-states by space-oriented adaptive segmentation,” *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 67, no. 3, pp. 271–288, 1987.
- [10] D. Lehmann, “Multichannel topography of human alpha eeg fields,” *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 31, no. 5, pp. 439–449, 1971.
- [11] C. M. Michel and T. Koenig, “Eeg microstates as a tool for studying the temporal dynamics of whole-brain neuronal networks: a review,” *Neuroimage*, vol. 180, pp. 577–593, 2018.
- [12] D. Van de Ville, J. Britz, and C. M. Michel, “Eeg microstate sequences in healthy humans at rest reveal scale-free dynamics,” *Proceedings of the National Academy of Sciences*, p. 201007841, 2010.
- [13] F. Musso, J. Brinkmeyer, A. Mobascher, T. Warbrick, and G. Winterer, “Spontaneous brain activity and eeg microstates. a novel eeg/fmri analysis approach to explore resting-state networks,” *Neuroimage*, vol. 52, no. 4, pp. 1149–1161, 2010.
- [14] A. Khanna, A. Pascual-Leone, C. M. Michel, and F. Farzan, “Microstates in resting-state eeg: current status and future directions,” *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 49, pp. 105–113, 2015.
- [15] R. Rajkumar, E. Farrher, J. Mauler, P. Sripath, C. Régio Brambilla, E. Rota Kops, J. Scheins, J. Dammers, C. Lerche, K.-J. Langen *et al.*, “Comparison of eeg microstates with resting state fmri and fdg-pet measures in the default mode network via simultaneously recorded trimodal (pet/mr/eeg) data,” *Human brain mapping*, vol. 42, pp. 4122–4133, 2021.
- [16] K. Zhang, W. Shi, C. Wang, Y. Li, Z. Liu, T. Liu, J. Li, X. Yan, Q. Wang, Z. Cao *et al.*, “Reliability of eeg microstate analysis at different electrode densities during propofol-induced transitions of brain states,” *NeuroImage*, vol. 231, p. 117861, 2021.
- [17] Z. Hao, X. Zhai, D. Cheng, Y. Pan, and W. Dou, “Eeg microstate-specific functional connectivity and stroke-related alterations in brain dynamics,” *Frontiers in Neuroscience*, vol. 16, p. 848737, 2022.
- [18] K. Guan, Z. Zhang, X. Chai, Z. Tian, T. Liu, and H. Niu, “Eeg based dynamic functional connectivity analysis in mental workload tasks with different types of information,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 30, pp. 632–642, 2022.
- [19] T. Yan, G. Wang, T. Liu, G. Li, C. Wang, S. Funahashi, D. Suo, and G. Pei, “Effects of microstate dynamic brain network disruption in different stages of schizophrenia,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2023.
- [20] S. Dimitriadis, N. Laskaris, and A. Tzelepi, “On the quantization of time-varying phase synchrony patterns into distinct functional connectivity microstates ($fc\mu$ states) in a multi-trial visual erp paradigm,” *Brain topography*, vol. 26, pp. 397–409, 2013.
- [21] S. Dimitriadis, N. Laskaris, and S. Micheloyannis, “Transition dynamics of eeg-based network microstates during mental arithmetic and resting wakefulness reflects task-related modulations and developmental changes,” *Cognitive neurodynamics*, vol. 9, pp. 371–387, 2015.
- [22] M. Tobe, S. Nobukawa, K. Mizukami, M. Kawaguchi, M. Higashima, Y. Tanaka, T. Yamanishi, and T. Takahashi, “Hub structure in functional network of eeg signals supporting high cognitive functions in older individuals,” *Frontiers in Aging Neuroscience*, vol. 15, p. 1130428, 2023.
- [23] S. Nobukawa, M. Kikuchi, and T. Takahashi, “Changes in functional connectivity dynamics with aging: a dynamical phase synchronization approach,” *Neuroimage*, vol. 188, pp. 357–368, 2019.
- [24] S. Nobukawa, T. Ikeda, M. Kikuchi, and T. Takahashi, “Dynamical characteristics of state transition defined by neural activity of phase in alzheimer’s disease,” in *International Conference on Neural Information Processing*. Springer, 2021, pp. 46–54.
- [25] —, “Atypical instantaneous spatio-temporal patterns of neural dynamics in alzheimer’s disease,” *Scientific Reports*, vol. 14, no. 1, p. 88, 2024.
- [26] P. Robinson, P. Loxley, S. O’connor, and C. Rennie, “Modal analysis of corticothalamic dynamics, electroencephalographic spectra, and evoked potentials,” *Physical Review E*, vol. 63, no. 4, p. 041909, 2001.
- [27] P. Robinson, R. Whitehouse, and C. Rennie, “Nonuniform corticothalamic continuum model of electroencephalographic spectra with application to split-alpha peaks,” *Physical Review E*, vol. 68, no. 2, p. 021922, 2003.
- [28] S. O’Connor and P. Robinson, “Spatially uniform and nonuniform analyses of electroencephalographic dynamics, with application to the topography of the alpha rhythm,” *Physical Review E—Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics*, vol. 70, no. 1, p. 011911, 2004.
- [29] R. T. Gray and P. A. Robinson, “Stability constraints on large-scale structural brain networks,” *Frontiers in Computational Neuroscience*, vol. 7, p. 31, 2013.
- [30] A. Chiang, C. Rennie, P. Robinson, S. Van Albada, and C. Kerr, “Age trends and sex differences of alpha rhythms including split alpha peaks,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 122, no. 8, pp. 1505–1517, 2011.
- [31] W. Klimesch, “Eeg alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis,” *Brain research reviews*, vol. 29, no. 2-3, pp. 169–195, 1999.
- [32] L. Cragg, N. Kovacevic, A. R. McIntosh, C. Poulsen, K. Martinu, G. Leonard, and T. Paus, “Maturation of eeg power spectra in early adolescence: a longitudinal study,” *Developmental science*, vol. 14, no. 5, pp. 935–943, 2011.
- [33] M. Tröndle, T. Popov, S. Dziemian, and N. Langer, “Decomposing the role of alpha oscillations during brain maturation,” *ELife*, vol. 11, p. e77571, 2022.
- [34] K. Mizukami and A. Katada, “Eeg frequency characteristics in healthy advanced elderly,” *Journal of Psychophysiology*, 2017.
- [35] M. G. Knyazeva, E. Barzegaran, V. Y. Vildavski, and J.-F. Demonet, “Aging of human alpha rhythm,” *Neurobiology of Aging*, vol. 69, pp. 261–273, 2018.

- [36] R. Ishii, L. Canuet, Y. Aoki, M. Hata, M. Iwase, S. Ikeda, K. Nishida, and M. Ikeda, "Healthy and pathological brain aging: from the perspective of oscillations, functional connectivity, and signal complexity," *Neuropsychobiology*, vol. 75, no. 4, pp. 151–161, 2018.
- [37] A. J. Finley, D. J. Angus, C. M. van Reekum, R. J. Davidson, and S. M. Schaefer, "Periodic and aperiodic contributions to theta-beta ratios across adulthood," *Psychophysiology*, vol. 59, no. 11, p. e14113, 2022.
- [38] E. Cesnaite, P. Steinfath, M. J. Idaji, T. Stephani, D. Kumral, S. Haufe, C. Sander, T. Hensch, U. Hegerl, S. Riedel-Heller *et al.*, "Alterations in rhythmic and non-rhythmic resting-state eeg activity and their link to cognition in older age," *NeuroImage*, vol. 268, p. 119810, 2023.
- [39] A. E. Smith, A. Chau, D. Greaves, H. A. Keage, and D. Feuerriegel, "Resting eeg power spectra across middle to late life: associations with age, cognition, apoe- ϵ 4 carriage, and cardiometabolic burden," *Neurobiology of Aging*, vol. 130, pp. 93–102, 2023.
- [40] A. Merkin, S. Sghirripa, L. Graetz, A. E. Smith, B. Hordacre, R. Harris, J. Pitcher, J. Semmler, N. C. Rogasch, and M. Goldsworthy, "Do age-related differences in aperiodic neural activity explain differences in resting eeg alpha?" *Neurobiology of Aging*, vol. 121, pp. 78–87, 2023.