

14

Определение типа перемежаемости при анализе веретен сигма-ритма в электроэнцефалограмме ночной активности головного мозга человека

© М.О. Журавлёв^{1,2}, А.С. Акимова¹, А.О. Сельский¹, А.Р. Киселев²

¹ Национальный исследовательский Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия

² Национальный медицинский исследовательский центр терапии и профилактической медицины Минздрава России,

Москва, Россия

E-mail: selskii@o@gmail.com

Поступило в Редакцию 14 октября 2025 г.

В окончательной редакции 3 декабря 2025 г.

Принято к публикации 14 января 2026 г.

На основе автоматической детекции веретен сигма-ритма в ночных ЭЭГ-записях человека с использованием непрерывного вейвлет-преобразования продемонстрирована перемежающаяся динамика веретен сигма-ритма. Численный анализ распределений длительности ламинарных и турбулентных фаз позволяет детектировать тип перемежающейся динамики, отличный от наблюдаемого при детектировании сонных веретен и абсанс-состояний у животных моделей.

Ключевые слова: перемежаемость, вейвлет-преобразование, сигма-ритм, полисомнография.

DOI: 10.61011/PJTF.2026.09.62702.20526

Методы нелинейной динамики и радиофизики активно используются в междисциплинарных исследованиях [1], что обусловлено успешной реализацией прикладных решений [2] и адекватным моделированием динамики сложных систем в рамках их цифровых образов в широком диапазоне управляющих параметров [3]. В частности, широко наблюдаемым эффектом, моделируемым в рамках подходов нелинейной динамики, является перемежаемость [4], присутствующая как в математическом моделировании [5], так и в разнообразных физических явлениях, включая нелинейное поведение жидкостей [6]. Однако перемежаемость также обнаружена при исследовании живых систем в медицине [7], нейронауке [8], генетике [9] и пр.

Первоначально при классификации хаотической перемежаемости выделялись лишь три различных типа: I, II и III [4], но позднее были выявлены и другие типы перемежаемости, такие как on-off [10], игольное ушко [11], кольцо [12], X, V [13] и, наконец, перемежаемость перемежаемостей [14]. Несмотря на сходство (наличие во временном ряду двух режимов динамики, чередующихся друг с другом), причины, приводящие к возникновению перемежающегося поведения каждого типа, различны. Каждому из типов перемежаемости свойственны свои статистические характеристики: зависимость средней длительности ламинарных фаз от управляющих параметров системы и распределение длительностей ламинарных фаз при фиксированных значениях управляющих параметров.

В представленной работе изучены статистические особенности хаотической перемежаемости в фазе медленного (NREM) сна человека. Полисомнография (ПСГ) ночного сна позволяет собрать длительные записи ак-

тивности головного мозга в относительно стационарном режиме с минимальным влиянием внешних факторов и сенсорных систем. Для сонных веретен и абсанс-состояний животных моделей уже продемонстрировано наличие перемежаемости типа on-off [15]. Также показана связь статистических характеристик перемежаемости во время сна с уровнем гипертонической болезни пациентов [16]. В целом сегодня изучение сна ведется не только с фундаментальных позиций исследования особенностей этого физиологического явления, но и в рамках прикладного поиска значимых симптомов и даже предикторов заболеваний, например раннего выявления нейродегенеративных состояний [17].

В рамках исследования были использованы ЭЭГ-записи, регистрируемые у участников клинического исследования ($n = 10$, м/ж 5/5, средний возраст 28.3 ± 4.6 лет) во время ночной ПСГ с использованием сертифицированного экспертного полисомнографа производства ООО НПКФ „Медиком МТД“ (Таганрог, Россия). Исследование ночного сна включало регистрацию 19 каналов ЭЭГ согласно стандартной международной расстановке 10–20 с использованием ушных референсов (рис. 1, а), ЭКГ, ФПГ (фотоплетизмограмма), сигнала дыхания, ЭМГ (электромиография) подбородка и конечностей, а также ЭОГ (электроокулография). Сигналы ЭЭГ, ЭКГ и функции дыхания фильтровались с полосой пропускания 0.1–40 Hz и оцифровывались с частотой 250 Hz. Спротивление электродов поддерживалось ниже 10 кΩ. Для всех записей ПСГ было проведено стадирование сна сертифицированным врачом-сомнологом. Все сигналы электроэнцефалографии перед началом их цифровой обработки проходили стадии предобработки, а именно фильтрации на основе метода Грамма–Шмидта для уда-

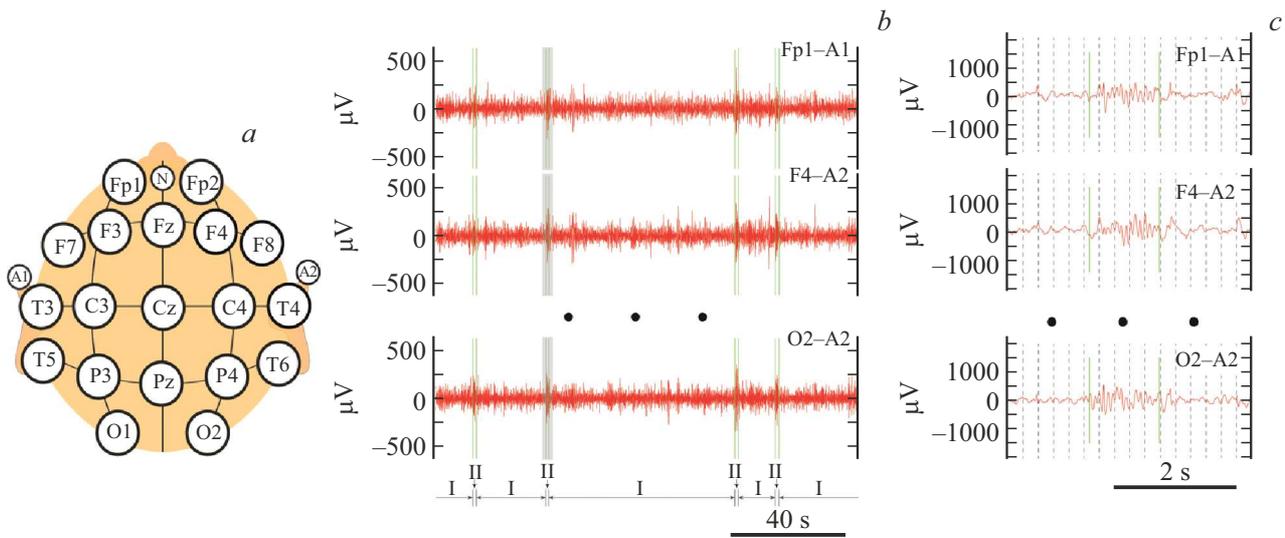


Рис. 1. *a* — схема регистрации электрической активности головного мозга во время проведения ПСГ с использованием ЭЭГ-датчиков, расположенных по стандарту 10–20. *b* — характерный вид электрической активности головного мозга в некоторых отведениях ЭЭГ во время NREM-сна. Вертикальными линиями и римскими цифрами II выделены моменты детектированных веретен сигма-ритма (турбулентные фазы), римской цифрой I обозначены участки ламинарных фаз ЭЭГ между детектированными веретенами сигма-ритма. *c* — характерный вид электрической активности головного мозга в некоторых отведениях ЭЭГ при детектировании веретена сигма-ритма.

ления глазодвигательных артефактов с дополнительным применением ЭОГ [18], а также фильтрации на базе разложения на основные эмпирические моды для удаления искусственных шумов и мышечных артефактов [19].

Детектирование веретен сигма-ритма осуществлялось на основе численного анализа активности, регистрируемой в 19 каналах ЭЭГ согласно схеме, приведенной на рис. 1, *a*. Метод детекции веретен сигма-ритма основан на использовании частотно-временных подходов [20], дополненных оценкой индивидуальных особенностей и учитывающих многоканальность ЭЭГ. Оценка частотно-временной структуры ЭЭГ выполнена на основе непрерывного вейвлет-преобразования (НВП) [21]:

$$W(f, t_0) = \int_{t_0-4/f}^{t_0+4/f} x(t)\psi_{f,t_0}^*(t)dt, \quad (1)$$

где звездочкой обозначено комплексное сопряжение, $\psi_{f,t_0}^*(t)$ — материнский вейвлет Морле. Величина энергии НВП $E(f, t_0) = |W(f, t_0)|^2$ характеризует мощность соответствующей частоты f в момент времени t_0 . Для каждого i -канала ЭЭГ в каждый момент времени t рассчитывается суммарная мгновенная энергия НВП $E_{all}^i(t)$, приходящаяся на частотный диапазон от 1 до 20 Hz. Значение $E_{all}^i(t)$ используется для нормирования мгновенных мощностей каждого частотного диапазона, что снижает влияние индивидуальных особенностей испытуемых, мышечных и иных артефактов записи. В частотных диапазонах $\Delta f_1 \in [1; 4]$ Hz, $\Delta f_2 \in [8; 12]$ Hz, $\Delta f_3 \in [11; 15]$ Hz и $\Delta f_4 \in [15; 20]$ Hz рассчитаны нормированные значения энергии НВП для

каждого канала ЭЭГ

$$\xi_{1...4}^i(t) = \frac{\sum_{f \in \Delta f_i} E_i(f, t)}{E_{all}^i(t)}. \quad (2)$$

Выбор частотных диапазонов обусловлен характером колебательной активности сонных сигма-веретен. В каждый момент времени t для каждого канала ЭЭГ проводится оценка трех относительных коэффициентов:

$$\kappa_1^i(t) = \frac{\xi_3^i(t)}{\xi_1^i(t)}, \quad \kappa_2^i(t) = \frac{\xi_3^i(t)}{\xi_2^i(t)}, \quad \kappa_3^i(t) = \frac{\xi_3^i(t)}{\xi_4^i(t)}. \quad (3)$$

На основе значений κ_1^i , κ_2^i и κ_3^i (3) вводится условие существования веретена сигма-ритма в определенный момент времени t для i -канала ЭЭГ

$$\mu^i(t) = \begin{cases} 1, & \text{если } \kappa_1^i(t) > 1, \text{ и } \kappa_2^i(t) > 1, \text{ и } \kappa_3^i(t) > 1, \\ 0, & \text{если } \kappa_1^i(t) \leq 1, \text{ или } \kappa_2^i(t) \leq 1, \text{ или } \kappa_3^i(t) \leq 1. \end{cases} \quad (4)$$

Если значение $\mu^i(t)$ (4) равно единице и момент времени t принадлежит к стадии NREM-сна, то в i -канале детектируется веретено сигма-ритма. Для каждого момента t оценивается суммарный коэффициент

$$\tau(t) = \sum_{i=1}^{19} \mu^i(t), \quad (5)$$

позволяющий детектировать существование веретена сигма-ритма в интегральной электрической активности головного мозга

$$\tau(t_1) \geq 15, \quad \tau(t_2) < 5, \quad (6)$$

где t_1 определяет момент начала веретена сигма-ритма, а t_2 — завершения данного веретена.

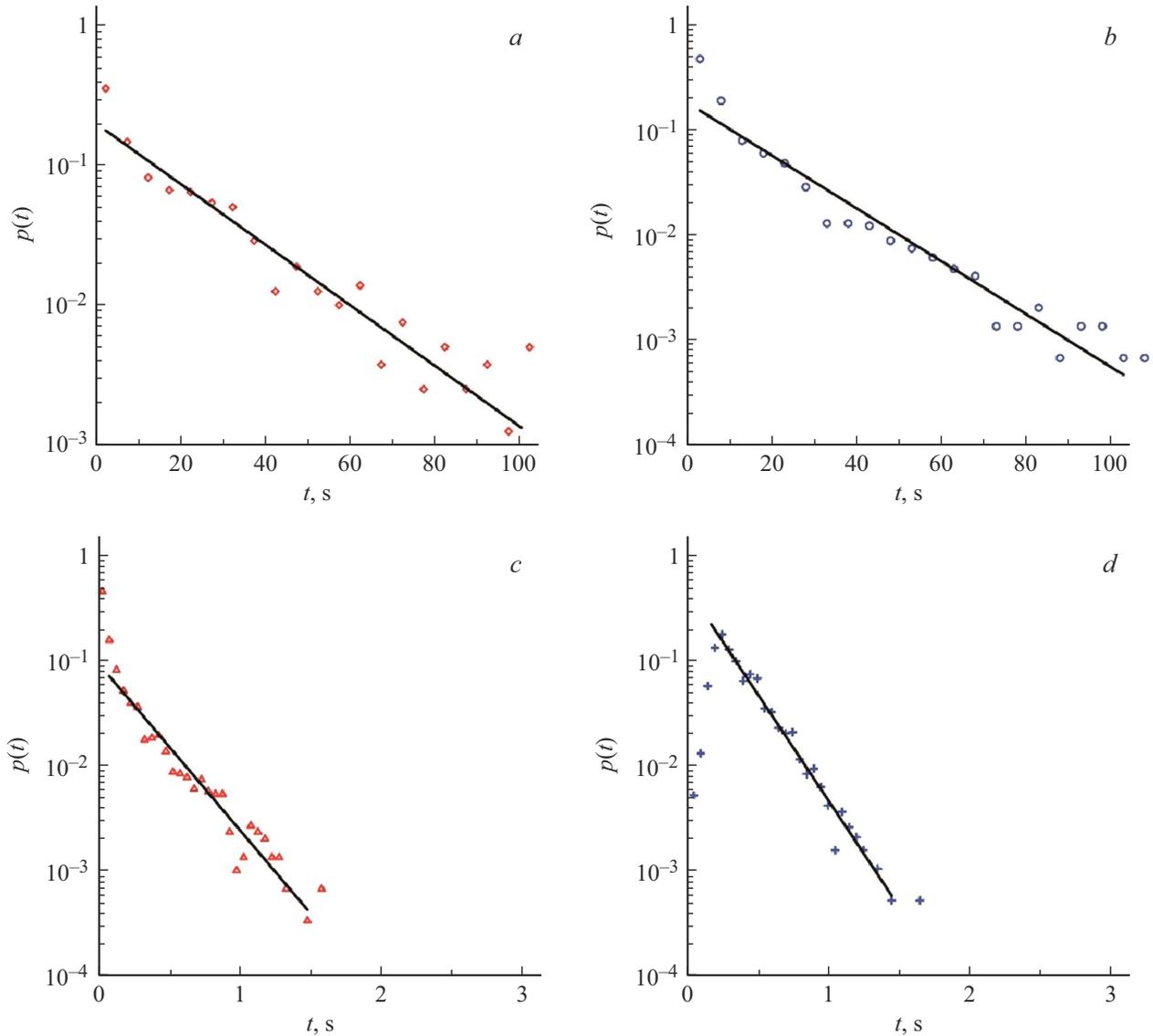


Рис. 2. *a* и *c* — распределения длительностей ламинарных и турбулентных фаз для добровольца 4; *b* и *d* — аналогичные распределения для добровольца 6. Экспериментальные данные представлены в виде точек, аппроксимация (7) показана линией.

Для всего массива ночных ЭЭГ выполнена детекция веретен сигма-ритма. На массиве из четырех ПСГ-записей было проведено сравнение результатов автоматической оценки и экспертной разметки сомнолога-невролога. Оценка результатов работы автоматического выделения сонных веретен продемонстрировала следующие параметры: точность 85.5 %, $F1$ -score (гармоническое среднее точности и полноты метода) 87.6 % [22], чувствительность 76 %, специфичность 97 % [23], коэффициенты ложной детекции $FP(\text{proportion}) \approx FP(\text{amount}) \approx 0.24$ [24,25], ошибка определения начала и завершения сонных веретен составила 0.16 ± 0.06 и 0.12 ± 0.1 s соответственно. Высокий показатель специфичности, а также совпадение ошибок ложной детекции связаны с искусственным сокращением анализируемых участков ПСГ только для стадий медленного сна N2.

Среднее время продолжительности сонного веретена составило 2 s, а среднее время между веретенами — 20–40 s, что хорошо согласуется с результатами [26] и проиллюстрировано на рис. 1, *b*, *c*.

Таким образом, длительность временных интервалов между последовательными веретенами сигма-ритма существенно превышает продолжительность самих веретен, что позволяет описать динамику электрической активности головного мозга с позиций хаотической перемежаемости — последовательности чередующихся регулярных (ламинарных) фаз и нерегулярных всплесков (или турбулентных фаз), т. е. сонных веретен.

Интерес вызывает определение типа перемежаемости в ночных записях ЭЭГ, поскольку, как показано ранее, для доклинических животных моделей наблюдается тип on-off. В среднем количество веретен сигма-ритма у испытуемых превышает 400 событий за ночную запись, что

позволяет провести стандартный анализ статистических характеристик данной перемежаемости, т. е. оценить распределения длительности ламинарных и турбулентных фаз, а затем сравнить их с законами, описанными для ее различных типов. Типичные примеры построений распределений длительностей ламинарных и турбулентных фаз представлены на рис. 2. Численная оценка законов распределений продемонстрировала близость к экспоненциальному закону, что является характерным для двух типов перемежаемости, а именно кольца [12]:

$$p(t) \sim A \exp(kt), \quad (7)$$

игольного ушка [18]:

$$p(t) = T^{-1} \exp(-t/T). \quad (8)$$

Выполненная аппроксимация распределения длительности ламинарных фаз продемонстрировала наилучшие результаты при использовании (7), параметры аппроксимации для участников исследования представлены в таблице. Вариабельность изучаемых параметров аппроксимации для турбулентных фаз ($k = -3.52 \pm 1.05$, $A = 0.27 \pm 0.16$) существенно превышает таковую для ламинарных ($k = -0.06 \pm 0.01$, $A = 0.21 \pm 0.06$). Значения параметра k достоверно различаются для ламинарных и турбулентных фаз ($p < 0.001$).

Как правило, обоснование вывода о существовании конкретного типа перемежаемости требует дополнительных оценок, а именно построения зависимости средней длительности ламинарных фаз от параметра надкритичности [14] или анализа фазовой траектории на вращающейся плоскости в момент возникновения турбулентной фазы [14,16]. Однако в реальной биологической системе и варьирование параметра надкритичности, и косвенная оценка поведения фазовой траектории невозможны, что делает проблематичным дальнейшее уточнение типа перемежаемости в ночных ЭЭГ-записях.

Тем не менее полученные результаты интересны, поскольку описанные типы перемежаемости (кольцо/игольное ушко) характерны для модельных систем односторонне связанных осцилляторов, где один из

Значения коэффициентов k и A из соотношения (7), которые использовались при аппроксимации распределения длительности ламинарных и турбулентных фаз для всех добровольцев

Доброволец	k_{lam}	A_{lam}	k_{turb}	A_{turb}
1	-0.065	0.213	-3.235	0.160
2	-0.072	0.085	-1.569	0.113
3	-0.079	0.186	-2.631	0.204
4	-0.052	0.208	-3.518	0.089
5	-0.094	0.324	-4.683	0.474
6	-0.064	0.221	-4.709	0.475
7	-0.063	0.179	-3.580	0.265
8	-0.062	0.245	-3.524	0.280
9	-0.053	0.179	-3.411	0.284
10	-0.086	0.243	-5.131	0.527

осцилляторов является ведущим, а другой — ведомым. Данный факт существенно отличает выявленный механизм возникновения перемежаемости в электрической активности головного мозга спящих пациентов от описаний перемежаемости типа on-off, полученных для доклинических исследований на животных моделях [15]. Принципиальные различия в динамической структуре колебательной активности ЭЭГ могут быть как связаны с различным характером сна (полифазным у грызунов и монофазным у человека), так и обусловлены патологическими изменениями в активности головного мозга при абсанс-эпилепсии, наблюдаемой у животных моделей.

Дальнейшее исследование особенностей перемежающегося появления веретен сигма-ритма будет направлено на ассоциацию параметров аппроксимации ламинарных фаз с состоянием испытуемых и построение математической модели перемежаемости в ЭЭГ активности головного мозга человека во время NREM-сна.

Финансирование работы

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 22-72-10061-П.

Соблюдение этических стандартов

Все процедуры, выполненные в исследовании с участием людей, соответствуют этическим стандартам институционального и национального комитета по исследовательской этике и Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующим изменениям или сопоставимым нормам этики. От каждого из включенных в исследование участников было получено информированное добровольное согласие.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] *Interdisciplinary approaches to nonlinear complex systems*, ed. by H. Haken, A. Mikhailov (Springer Science & Business Media, 2012), vol. 62.
- [2] Э.В. Кальянов, Письма в ЖТФ, **35** (6), 56 (2009). [E.V. Kal'yanov, Tech. Phys. Lett., **35** (3), 275 (2009). DOI: 10.1134/S1063785009030237].
- [3] N.M. Egorov, I.V. Sysoev, V.I. Ponomarenko, M.V. Sysoeva, Chaos Soliton. Fract., **160**, 112171 (2022). DOI: 10.1016/j.chaos.2022.112171
- [4] П. Берже, И. Помо, К. Видаль, *Порядок в хаосе. О детерминистском подходе к турбулентности* (Мир, М., 1991).
- [5] P. Manneville, Y. Pomeau, Phys. Lett. A, **75** (1-2), 1 (1979). DOI: 10.1016/0375-9601(79)90255-X

- [6] В.М. Молочников, Н.Д. Пашкова, А.А. Паерелий, Письма в ЖТФ, **51** (15), 41 (2025). DOI: 10.61011/PJTF.2025.15.60811.20299 [V.M. Molochnikov, N.D. Pashkova, A.A. Paereliy, Tech. Phys. Lett., **51** (8), 37 (2025). DOI: 10.61011/TPL.2025.08.61541.20299].
- [7] J.J. Żebrowski, R. Baranowski, Physica A, **336** (1-2), 74 (2004). DOI: 10.1016/j.physa.2004.01.012
- [8] P. Paradisi, P. Allegrini, A. Gemignani, M. Laurino, D. Menicucci, A. Piarulli, AIP Conf. Proc., **1510** (1), 151 (2013). DOI: 10.1063/1.4776519
- [9] Y. Suzuki, M. Lu, E. Ben-Jacob, J.N. Onuchic, Sci. Rep., **6** (1), 21037 (2016). DOI: 10.1038/srep21037
- [10] J.F. Heagy, N. Platt, S.M. Hammel, Phys. Rev. E, **49** (2), 1140 (1994). DOI: 10.1103/PhysRevE.49.1140
- [11] A.S. Pikovsky, G.V. Osipov, M.G. Rosenblum, M. Zaks, J. Kurths, Phys. Rev. Lett., **79** (1), 47 (1997). DOI: 10.1103/PhysRevLett.79.47
- [12] A.E. Hramov, A.A. Koronovskii, M.K. Kurovskaya, S. Boccaletti, Phys. Rev. Lett., **97**, 114101 (2006). DOI: 10.1103/PhysRevLett.97.114101
- [13] T.J. Price, T. Mullin, Physica D, **48** (1), 29 (1991). DOI: 10.1016/0167-2789(91)90050-J
- [14] O. Moskalenko, A. Koronovskii, A. Hramov, M. Zhuravlev, Y. Levin, Chaos Soliton. Fract., **68**, 58 (2014). DOI: 10.1016/j.chaos.2014.07.014
- [15] E.Yu. Sitnikova, A.E. Hramov, V.V. Grubov, A.A. Ovchinnikov, A.A. Koronovskii, Brain Res., **1436**, 147 (2012). DOI: 10.1016/j.brainres.2011.12.006
- [16] M. Zhuravlev, E. Egorov, O. Moskalenko, Yu. Zhuravleva, N. Akimova, A. Kiselev, O. Drapkina, A. Runnova, Chaos, **34** (8), 081105 (2024). DOI: 10.1063/5.0227179
- [17] A. Ibrahim, B. Högl, A. Stefani, Clin. Translat. Neurosci., **8** (1), 11 (2024). DOI: 10.3390/ctn8010011
- [18] А.Е. Руннова, М.О. Журавлев, Е.Ю. Ситникова, А.А. Короновский, А.Е. Храмов, Информационно-управляющие системы, **90** (5), 105 (2017). DOI: 10.15217/issn1684-8853.2017.5.105
- [19] В.В. Грубов, А.Е. Руннова, А.Е. Храмов, ЖТФ, **88** (5), 782 (2018). DOI: 10.21883/JTF.2018.05.45908.2304 [V.V. Grubov, A.E. Runnova, A.E. Hramov, Tech. Phys., **63** (5), 759 (2018). DOI: 10.1134/S1063784218050110].
- [20] K. Lacourse, J. Delfrate, J. Beaudry, P. Peppard, S.C. Warby, J. Neurosci. Meth., **316**, 3 (2019). DOI: 10.1016/j.jneumeth.2018.08.014
- [21] B. Torresani, *Continuous wavelet transform* (Savoire, Paris, 1995).
- [22] W. Ahmed, P. Toivanen, K. Haataja, IEEE Access, **13**, 182821 (2025). DOI: 10.1109/ACCESS.2025.3622316
- [23] S. Devuyst, T. Dutoit, P. Stenuit, M. Kerkhofs, in *2011 Annu. Int. Conf. of the IEEE engineering in medicine and biology society* (IEEE, 2011), p. 1713–1716. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090491
- [24] N. Acir, C. Güzelis, Expert Syst. Appl., **27** (3), 451 (2004). DOI: 10.1016/j.eswa.2004.05.007
- [25] E. Huupponen, G. Gómez-Herrero, A. Saastamoinen, A. Värri, J. Hasan, S.L. Himanen, Artific. Intell. Med., **40** (3), 157 (2007). DOI: 10.1016/j.artmed.2007.04.003
- [26] S. Chen, M. He, R.E. Brown, U.T. Eden, M.J. Prerau, Proc. Nat. Acad. Sci., **122** (2), e2405276121 (2025). DOI: 10.1073/pnas.2405276121