

## Аритмии как режимы динамического хаоса: возможности классификации на основе теории динамических систем

### Аннотация

Существующие медицинские классификации аритмий носят описательный характер и группируют нарушения ритма по локализации или частоте, а не по типу динамики. В статье предлагается альтернативный подход: сердце рассматривается как нелинейная динамическая система, а аритмии — как различные режимы её поведения. Нормальный синусовый ритм соответствует квазипериодическому аттрактору с вариабельностью, фибрилляция предсердий — странному аттрактору низкой размерности, желудочковая фибрилляция — хаосу высокой размерности. Обсуждаются математические показатели для различения режимов (показатели Ляпунова, корреляционная размерность, энтропия) и перспективы применения классификации в диагностике и терапии, включая концепцию динамического кардиостимулятора, основанного на методе подавления хаоса.

Ключевые слова: аритмии, динамический хаос, странный аттрактор, показатели Ляпунова, кардиостимуляторы, классификация, бифуркация.

---

### 1. Введение: две классификации — медицинская и динамическая

Сердце — это нелинейная динамическая система. Его ритм не является строго периодическим даже в норме: дыхательная аритмия, вариабельность сердечного ритма — это естественные проявления здорового сердца. Однако когда речь заходит о патологии, медицинская классификация аритмий опирается на описательные критерии: локализацию (предсердные, желудочковые), частоту (тахикардия, брадикардия), предполагаемый механизм (*re-entry*, эктопическая активность). Эти критерии полезны для первичной диагностики, но не описывают динамическую природу процесса.

Альтернативный подход состоит в том, чтобы рассматривать аритмии не как нозологические единицы, а как различные режимы поведения нелинейной динамической системы. Норма — это один тип аттрактора. Тахикардия — другой. Фибрилляция — третий. Каждый из них может быть охарактеризован математически: показателями Ляпунова, корреляционной размерностью, энтропией.

Идея не нова. Леон Гласс (Glass, Mackey, 1988 [1]) изучал синхронизацию сердечного ритма с внешними стимулами и показал, что сердце ведёт себя как нелинейный осциллятор. Ари Голдбергер (Goldberger et al., 1990 [2]) показал, что здоровая вариабельность сердечного ритма имеет фрактальную структуру и спектр вида  $1/f$ , где  $f$  — частота, а мощность сигнала обратно пропорциональна частоте. Потеря этой вариабельности предшествует сердечным катастрофам. Артур Уинфри (Winfree, 1987 [3]) описал фибрилляцию как вихревой хаос в возбудимой среде.

Современные исследования продолжили эту линию. Мультифрактальный анализ сердечного ритма (Ivanov et al., 1999 [10]) показал, что вариабельность здорового сердца имеет сложную многоуровневую структуру, а её нарушение коррелирует с патологией. Multiscale entropy (Costa et al., 2002 [11]) позволила количественно оценить сложность

ритма на разных временных масштабах. Динамические механизмы аритмий, включая обратную связь между электрофизиологией и механическими свойствами миокарда, активно исследуются (Qu et al., 2014 [12]).

Однако эти работы, при всём их значении, не породили новой классификации аритмий. Медицинская практика осталась при описательных критериях.

Настоящая статья предлагает проект такой классификации — не вместо медицинской, а в дополнение к ней. Цель — показать, что динамическая классификация возможна, и наметить её контуры.

## 2. Сердце как динамическая система

Синусовый узел — естественный водитель ритма — представляет собой нелинейный осциллятор. В норме он генерирует ритм, который не является строго периодическим. Это квазипериодический аттрактор с вариабельностью: интервалы между сокращениями флуктуируют, но остаются в определённой области. Спектр такого ритма имеет характер  $1/f$ , где  $f$  — частота, а мощность сигнала обратно пропорциональна частоте (Goldberger et al., 1990 [2]). Это свидетельствует о фрактальной организации процесса.

При изменении параметров системы — ишемия, электролитный дисбаланс, структурные изменения миокарда — аттрактор может менять свой тип. Этот переход называется бифуркацией. Система может перейти от квазипериодического режима к периодическому (потеря вариабельности), к странному аттрактору (детерминированный хаос) или к хаосу высокой размерности. Каждый из этих переходов имеет клиническое проявление как аритмия.

Динамическая классификация связывает клинические типы аритмий с типами аттракторов:

- Нормальный синусовый ритм — квазипериодический аттрактор с выраженной вариабельностью и  $1/f$ -спектром.
- Желудочковая тахикардия — периодический аттрактор с жёстким ритмом и потерей вариабельности.
- Фибрилляция предсердий — странный аттрактор низкой размерности ( $D_2 = 3-5$ ), детерминированный хаос с сохраняющейся структурой.
- Желудочковая фибрилляция — хаос высокой размерности ( $D_2 > 10$ ) с быстрым затуханием корреляций и практически случайным поведением.
- Пароксизмальные аритмии — перемежаемость, чередование нормального и патологического аттракторов.
- AV-блокада — не смена аттрактора, а структурное нарушение проведения; система ведёт себя как два несвязанных осциллятора.

## 3. Типология динамических режимов сердца

Норма: квазипериодический аттрактор с шумом. Синусовый ритм здорового сердца вариабелен. Интервалы RR флуктуируют, спектр имеет характер  $1/f$ . Это не недостаток, а признак здоровья: система способна гибко реагировать на внешние воздействия. Потеря вариабельности — прогностически неблагоприятный признак.

Периодический режим. При некоторых патологиях ритм становится жёстко периодическим. Примеры: желудочковая тахикардия, ритм, навязанный кардиостимулятором. Вариабельность исчезает, спектр становится линейчатым. Система теряет адаптивность.

Регулярный хаос: странный аттрактор низкой размерности. Фибрилляция предсердий — наиболее распространённая устойчивая аритмия — демонстрирует признаки детерминированного хаоса. Корреляционная размерность  $D_2$  такого режима оценивается в 3–5 (Govindan et al., 2001 [8]), что указывает на относительно небольшое число степеней свободы. Это хаос, но структурированный.

Хаос высокой размерности. Желудочковая фибрилляция — угрожающее жизни состояние — представляет собой хаос с высокой размерностью. Корреляции между сигналами быстро затухают, система ведёт себя практически случайно. В отличие от фибрилляции предсердий, где хаос сохраняет некоторую структуру, здесь динамика становится существенно более сложной и непредсказуемой.

Переменяемость: переключение между аттракторами. Пароксизмальные аритмии — это не постоянный режим, а чередование режимов. Система проводит большую часть времени в нормальном аттракторе, но время от времени переключается в патологический. Модель переменяемости (Pomeau, Manneville, 1980 [9]), первоначально разработанная для гидродинамики, может служить концептуальной аналогией для этого типа динамики; её применимость к сердечному ритму является гипотезой, не подтверждённой экспериментально.

Блокады проведения: вынужденный режим. AV-блокада не является сменой аттрактора в строгом смысле. Это структурное нарушение проведения импульса. Предсердия и желудочки сокращаются в разных ритмах, система ведёт себя как два несвязанных осциллятора. Этот случай стоит особняком и требует отдельного анализа.

#### 4. Математические показатели для различения режимов

Показатели Ляпунова ( $\lambda_1$ ). Старший показатель Ляпунова  $\lambda_1$  позволяет отличить хаос от периодического режима. Положительное значение  $\lambda_1$  — хаос. Нулевое или отрицательное — периодический или квазипериодический режим. Для медицинской диагностики важно, что  $\lambda_1$  может быть вычислен по стандартной ЭКГ в реальном времени.

Корреляционная размерность ( $D_2$ ). Алгоритм Грассбергера-Прокаччи (Grassberger, Procaccia, 1983 [4]) позволяет оценить число степеней свободы системы по временному ряду. Для синусового ритма  $D_2$  относительно высока. Для фибрилляции предсердий  $D_2$  составляет 3–5. Для желудочковой фибрилляции  $D_2$  значительно выше. Размерность может служить количественным критерием для различения типов аритмий.

Энтропия. Приближённая энтропия (Pincus, 1991 [5]) и выборочная энтропия (Richman, Moorman, 2000 [6]) количественно оценивают непредсказуемость сигнала. Низкая энтропия — регулярный ритм. Высокая энтропия — хаос. Промежуточные значения — норма. Multiscale entropy (Costa et al., 2002 [11]) позволяет оценить сложность ритма на разных временных масштабах, что особенно важно для различения патологического хаоса от здоровой вариабельности.

Рекуррентные карты. Рекуррентный анализ (Marwan et al., 2007 [7]) позволяет визуализировать динамику системы. Нормальный ритм даёт разреженную структуру рекуррентной карты. Периодический ритм — диагональные линии. Хаос — сложную, но не случайную картину. Переменяемость — чередование паттернов.

Спектральный анализ.  $1/f$ -спектр характерен для нормы. Линейчатый спектр — для периодического режима. Плоский спектр — для хаоса высокой размерности. Спектр странного аттрактора занимает промежуточное положение: он не линеен, но и не плоский.

Дополнительные методы. Мультифрактальный анализ (Ivanov et al., 1999 [10]) позволяет оценить многоуровневую структуру variability сердечного ритма и выявить нарушения, не видимые при стандартном спектральном анализе. Он может служить дополнительным инструментом для различения нормы и патологии.

## 5. Сравнение с существующими подходами

Предложенная классификация отличается от предшествующих работ по применению теории динамических систем в кардиологии.

Работы Гласса (Glass, Mackey, 1988 [1]) и Уинфри (Winfrey, 1987 [3]) были сосредоточены на биомеханизмах аритмий — синхронизации осцилляторов, вихревом хаосе в возбудимой среде — и не предлагали систематической классификации клинических типов аритмий по динамическим режимам.

Работы Голдбергера (Goldberger et al., 1990 [2]) и его последователей (Ivanov et al., 1999 [10]; Costa et al., 2002 [11]) были сосредоточены на анализе variability сердечного ритма как маркера здоровья, но не классифицировали патологические режимы.

Современные обзоры по динамическим механизмам аритмий (Qu et al., 2014 [12]) охватывают широкий спектр нелинейных явлений, но не предлагают компактной классификации, которая могла бы использоваться в диагностике.

Предложенная классификация отличается от этих подходов тремя чертами. Во-первых, она систематична: каждому клиническому типу аритмии ставится в соответствие определённый тип аттрактора. Во-вторых, она операциональна: каждый режим характеризуется количественными показателями ( $\lambda_1$ ,  $D_2$ , энтропия), которые могут быть вычислены по стандартной ЭКГ. В-третьих, она имеет прямой выход в диагностику и терапию — от дифференциальной диагностики по динамическим показателям до концепции динамического кардиостимулятора.

## 6. Диагностические перспективы

Динамическая классификация открывает путь к количественной диагностике. Вместо описательного «фибрилляция предсердий» — «странный аттрактор,  $D_2 \approx 4$ , энтропия 0.7,  $\lambda_1 > 0$ ». Это позволяет отслеживать динамику: увеличивается ли размерность со временем? Приближается ли система к бифуркации?

Прогнозирование перехода в аритмию — одна из ключевых возможностей подхода. Бифуркация не происходит мгновенно. Ей предшествуют изменения динамических

показателей: критическое замедление (critical slowing down), рост дисперсии, изменение показателя Ляпунова. Если эти изменения можно отслеживать, переход в аритмию можно предсказать до того, как он произошёл клинически.

Мониторинг терапии также выигрывает от количественных критериев. После аблации — вернулась ли система к норме или осталась в пограничном режиме? Эффективна ли антиаритмическая терапия? Динамические показатели могут дать ответ раньше, чем клинические наблюдения.

## 7. Терапевтические перспективы: динамический кардиостимулятор

Современный кардиостимулятор навязывает сердцу жёсткий ритм — периодический аттрактор. Это лучше, чем отсутствие ритма, но физиологически неестественно. Здоровое сердце не метроном — оно вариабельно.

Концепция динамического кардиостимулятора предполагает иной подход. Вместо того чтобы навязывать ритм, стимулятор должен:

1. Распознавать текущий динамический режим сердца (норма, хаос, перемежаемость) в реальном времени.
2. При приближении к бифуркации — мягко возвращать систему в область нормального аттрактора, используя методы управления хаосом.
3. Имитировать естественную вариабельность: генерировать не строго периодический сигнал, а сигнал с  $1/f$ -спектром.

Один из возможных механизмов управления хаосом — метод Отта-Гребогги-Йорка (Ott, Grebogi, Yorke, 1990 [13]), при котором малое периодическое возмущение возвращает систему из хаотического режима в периодический. Важно отметить, что OGY-метод разработан для хаоса низкой размерности, где существует чёткая структура аттрактора. Его применимость к желудочковой фибрилляции (хаос высокой размерности) остаётся под вопросом и требует отдельных исследований. Для фибрилляции предсердий, которая демонстрирует низкоразмерный хаос, теоретическая возможность управления хаосом более обоснована.

Это не инженерная разработка, а концепция для будущих исследований. Однако математический аппарат для неё уже существует — это аппарат теории динамических систем и управления хаосом.

## 8. Ограничения и открытые вопросы

ЭКГ — косвенный сигнал. Мы измеряем не динамику синусового узла непосредственно, а электрическую активность на поверхности тела. Это проекция, которая может исказить истинную динамику.

Длина записи. Для вычисления корреляционной размерности  $D_2$  и показателей Ляпунова  $\lambda_1$  требуются длинные записи (тысячи сокращений). Короткие эпизоды аритмий могут быть недостаточны для надёжного анализа.

Не все аритмии — смена аттрактора. Блокады проведения — это структурное, а не динамическое нарушение. Они требуют отдельного подхода.

Количественная верификация. Предложенная типология остаётся гипотезой, пока не будет проверена на больших массивах клинических данных. Для большинства режимов количественные показатели ( $D_2$ ,  $\lambda_1$ , энтропия) не вычислены систематически. Это задача будущих исследований.

Экстрасистолия. Этот феномен не укладывается в простую модель смены аттрактора и заслуживает отдельного анализа — возможно, как динамический выброс из текущего режима.

Переменяемость. Применимость модели Pomeau-Manneville (1980 [9]) к сердечному ритму является гипотезой, не подтверждённой экспериментально.

Внедрение. Для клинического применения динамической классификации необходимо сотрудничество с кардиологами, валидация на клинических данных и интеграция в диагностические протоколы.

## 9. Заключение

Динамическая классификация аритмий не отменяет медицинскую, а дополняет её. Она предлагает количественные критерии там, где сейчас используются описательные. Она открывает путь к прогнозированию переходов и к новым принципам терапии — в частности, к концепции динамического кардиостимулятора, основанного на методах управления хаосом.

Математический аппарат для такого подхода уже разработан в теории динамических систем. Следующий шаг — проверка гипотезы на реальных клинических данных. Если гипотеза подтвердится, диагностика аритмий может перейти от описаний к количественным критериям, а терапия — от жёсткого навязывания ритма к мягкому управлению динамической системой сердца.

## Литература

1. Glass L., Mackey M.C. From Clocks to Chaos: The Rhythms of Life. — Princeton University Press, 1988.
2. Goldberger A.L., Rigney D.R., West B.J. Chaos and Fractals in Human Physiology // *Scientific American*. — 1990. — Vol. 262. — Pp. 42–49.
3. Winfree A.T. When Time Breaks Down: The Three-Dimensional Dynamics of Electrochemical Waves and Cardiac Arrhythmias. — Princeton University Press, 1987.
4. Grassberger P., Procaccia I. Measuring the Strangeness of Strange Attractors // *Physica D*. — 1983. — Vol. 9. — Pp. 189–208.
5. Pincus S.M. Approximate Entropy as a Measure of System Complexity // *Proceedings of the National Academy of Sciences*. — 1991. — Vol. 88. — Pp. 2297–2301.
6. Richman J.S., Moorman J.R. Physiological Time-Series Analysis Using Approximate Entropy and Sample Entropy // *American Journal of Physiology*. — 2000. — Vol. 278. — Pp. H2039–H2049.
7. Marwan N., Romano M.C., Thiel M., Kurths J. Recurrence Plots for the Analysis of Complex Systems // *Physics Reports*. — 2007. — Vol. 438. — Pp. 237–329.

8. Govindan R.B., Narayanan K., Gopinathan M.S. On the Evidence of Deterministic Chaos in ECG: Surrogate and Predictability Analysis // *Chaos*. — 2001. — Vol. 11. — No. 3. — Pp. 587–594.
9. Pomeau Y., Manneville P. Intermittent Transition to Turbulence in Dissipative Dynamical Systems // *Communications in Mathematical Physics*. — 1980. — Vol. 74. — Pp. 189–197.
10. Ivanov P.Ch., Amaral L.A.N., Goldberger A.L. et al. Multifractality in Human Heartbeat Dynamics // *Nature*. — 1999. — Vol. 399. — Pp. 461–465.
11. Costa M., Goldberger A.L., Peng C.-K. Multiscale Entropy Analysis of Complex Physiologic Time Series // *Physical Review Letters*. — 2002. — Vol. 89. — No. 6. — 068102.
12. Qu Z., Hu G., Garfinkel A., Weiss J.N. Nonlinear and Stochastic Dynamics in the Heart // *Physics Reports*. — 2014. — Vol. 543. — No. 2. — Pp. 61–162.
13. Ott E., Grebogi C., Yorke J.A. Controlling Chaos // *Physical Review Letters*. — 1990. — Vol. 64. — No. 11. — Pp. 1196–1199.

## References

1. Glass L., Mackey M.C. *From Clocks to Chaos: The Rhythms of Life*. Princeton University Press, 1988.
2. Goldberger A.L., Rigney D.R., West B.J. Chaos and Fractals in Human Physiology. *Scientific American*, 1990, vol. 262, pp. 42–49.
3. Winfree A.T. *When Time Breaks Down: The Three-Dimensional Dynamics of Electrochemical Waves and Cardiac Arrhythmias*. Princeton University Press, 1987.
4. Grassberger P., Procaccia I. Measuring the Strangeness of Strange Attractors. *Physica D*, 1983, vol. 9, pp. 189–208.
5. Pincus S.M. Approximate Entropy as a Measure of System Complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 1991, vol. 88, pp. 2297–2301.
6. Richman J.S., Moorman J.R. Physiological Time-Series Analysis Using Approximate Entropy and Sample Entropy. *American Journal of Physiology*, 2000, vol. 278, pp. H2039–H2049.
7. Marwan N., Romano M.C., Thiel M., Kurths J. Recurrence Plots for the Analysis of Complex Systems. *Physics Reports*, 2007, vol. 438, pp. 237–329.
8. Govindan R.B., Narayanan K., Gopinathan M.S. On the Evidence of Deterministic Chaos in ECG: Surrogate and Predictability Analysis. *Chaos*, 2001, vol. 11, no. 3, pp. 587–594.
9. Pomeau Y., Manneville P. Intermittent Transition to Turbulence in Dissipative Dynamical Systems. *Communications in Mathematical Physics*, 1980, vol. 74, pp. 189–197.
10. Ivanov P.Ch., Amaral L.A.N., Goldberger A.L. et al. Multifractality in Human Heartbeat Dynamics. *Nature*, 1999, vol. 399, pp. 461–465.
11. Costa M., Goldberger A.L., Peng C.-K. Multiscale Entropy Analysis of Complex Physiologic Time Series. *Physical Review Letters*, 2002, vol. 89, no. 6, 068102.
12. Qu Z., Hu G., Garfinkel A., Weiss J.N. Nonlinear and Stochastic Dynamics in the Heart. *Physics Reports*, 2014, vol. 543, no. 2, pp. 61–162.
13. Ott E., Grebogi C., Yorke J.A. Controlling Chaos. *Physical Review Letters*, 1990, vol. 64, no. 11, pp. 1196–1199.

Сведения об авторе:

Смокотина О.Ф. — независимый исследователь, Красноярск. Сфера научных интересов: теория динамических систем, гносеология, математическое моделирование в кардиологии. Автор концепции сверхлогики.