

Кардиостимулятор как искусственная динамическая связь: от жёсткого ритма к управлению хаосом

Смокотина О.Ф. — независимый исследователь, Красноярск.

Цыкина Д.В. — Сибирский федеральный университет, Красноярск.

Аннотация

Современные кардиостимуляторы навязывают сердцу жёсткий периодический ритм, физиологически неестественный для здорового сердца с его выраженной вариабельностью. В статье предлагается динамический взгляд на кардиостимуляцию: стимулятор рассматривается как устройство, искусственно восстанавливающее или модифицирующее связь между нелинейными осцилляторами сердца. Прослежена эволюция кардиостимуляторов: от асинхронного протезирования ритма к синхронизации с предсердиями и к концепции адаптивного стимулятора с частотно-зависимой задержкой. Обсуждаются клиническая значимость восстановления естественной вариабельности сердечного ритма, перспективы управления хаосом (OGY-метод) и бифуркационного мониторинга как основы для кардиостимуляторов следующего поколения.

Ключевые слова: кардиостимулятор, динамическая система, управление хаосом, OGY-метод, частотно-зависимая задержка, вариабельность сердечного ритма, бифуркация.

1. Введение: кардиостимулятор как динамическое устройство

Первый имплантируемый кардиостимулятор был установлен в 1958 году. С тех пор технология прошла путь от простых асинхронных устройств, генерирующих фиксированную частоту, до двухкамерных стимуляторов, отслеживающих предсердный ритм, и до современных устройств с частотной адаптацией. При этом каждый из исторически возникших типов стимуляторов сохраняет свою нишу в клинической практике. Однако с точки зрения динамики большинство существующих стимуляторов делают одно и то же: они навязывают сердцу периодический ритм.

Здоровое сердце — не метроном. Его ритм вариабелен, спектр имеет характер $1/f$, система работает в режиме квазипериодического аттрактора (Goldberger et al., 1990 [1]). Жёсткая стимуляция заменяет этот естественный режим искусственным периодическим аттрактором. Это лучше, чем отсутствие ритма при полной блокаде или остановке синусового узла, но физиологически неестественно.

Настоящая статья предлагает динамический взгляд на кардиостимуляцию. Стимулятор — это не просто генератор импульсов, а устройство, искусственно восстанавливающее или модифицирующее связь между нелинейными осцилляторами сердца. В рамках этого взгляда эволюция кардиостимуляторов рассматривается как эволюция понимания динамики, а следующий шаг — переход от навязывания ритма к управлению хаосом и адаптивной синхронизации.

2. Три уровня восстановления связи

С точки зрения динамики можно выделить три уровня кардиостимуляции. Они не вытесняют друг друга — каждый из них продолжает применяться в определённых клинических ситуациях, для которых он оптимален.

Уровень 1: Протезирование ритма (асинхронный и однокамерный стимулятор). Первые кардиостимуляторы работали в асинхронном режиме (VOO): устройство генерирует импульсы с фиксированной частотой, не отслеживая собственную активность сердца. С динамической точки зрения это замена отсутствующего или несостоятельного осциллятора искусственным периодическим источником. Связь с предсердиями отсутствует полностью. Система принудительно переводится в периодический режим.

Современные однокамерные стимуляторы (VVI, VVIR) являются более совершенной версией этого уровня: они отслеживают собственную желудочковую активность и не конкурируют с ней, а в режиме VVIR добавляется частотная адаптация по датчику движения. Однако связь с предсердиями по-прежнему отсутствует.

Однокамерный стимулятор сохраняет свою нишу в клинической практике. При постоянной форме фибрилляции предсердий с брадисистолией предсердия не сокращаются координированно, и отслеживать их ритм бессмысленно — двухкамерный стимулятор здесь не даёт преимуществ. У пожилых маломобильных пациентов клиническая разница между одно- и двухкамерной стимуляцией минимальна, а установка однокамерного устройства проще и несёт меньше рисков. В некоторых системах здравоохранения экономические соображения также делают однокамерный стимулятор предпочтительным для определённых групп пациентов.

Уровень 2: Восстановление синхронизации (двухкамерный стимулятор). Двухкамерные стимуляторы в режиме DDD работают следующим образом: электрод в правом предсердии регистрирует электрическую активность (зубец P), затем стимулятор выжидает программируемую AV-задержку (аналог PQ) и, если собственный желудочковый комплекс не регистрируется, подаёт импульс на желудочковый электрод. С динамической точки зрения это искусственное восстановление связи между осцилляторами: стимулятор берёт на себя функцию AV-узла.

Современные двухкамерные стимуляторы уже имеют элементы адаптивности: частотную адаптацию (rate response), автоматическую оптимизацию AV-задержки, алгоритмы подавления предсердных тахикардий. Однако эти функции не воспроизводят физиологическую динамику в полном объёме. AV-задержка программируется врачом и остаётся постоянной или меняется по упрощённому алгоритму. Здоровый AV-узел, напротив, динамически подстраивает задержку: при росте частоты синусового ритма задержка укорачивается. Эта физиологическая частотная зависимость в современных стимуляторах реализована лишь частично.

Синхронизация с предсердиями важна для активных пациентов — она повышает толерантность к нагрузке и снижает риск «синдрома кардиостимулятора» (состояния, при котором предсердия сокращаются на закрытые атриовентрикулярные клапаны, вызывая слабость и головокружение). Однако для пожилого пациента с постоянной фибрилляцией предсердий эти преимущества нивелируются.

Уровень 3: Адаптивная связь (перспективный стимулятор). Стимулятор следующего поколения мог бы не просто восстанавливать связь с фиксированными параметрами, а адаптировать их в реальном времени. Два ключевых направления:

- Частотно-зависимая задержка. Воспроизведение естественной физиологической зависимости $\Delta(f)$: при росте частоты предсердного ритма AV-задержка уменьшается по кривой, моделирующей поведение здорового AV-узла. Параметры кривой настраиваются индивидуально.
- Управляемая вариабельность. Вместо генерации строго периодического сигнала стимулятор вносит управляемый шум с $1/f$ -спектром, имитируя естественную вариабельность здорового сердца. Это требует анализа спектра предсердного ритма в реальном времени и адаптивной подстройки спектра стимуляции.

3. Вариабельность сердечного ритма: зачем её сохранять?

Вариабельность сердечного ритма — не случайный шум, а физиологически значимый показатель. Она отражает баланс симпатической и парасимпатической регуляции, состояние барорефлекса и адаптационные резервы организма.

Снижение вариабельности сердечного ритма является независимым предиктором смертности после инфаркта миокарда. Потеря $1/f$ -спектра коррелирует с плохим прогнозом при сердечной недостаточности. У здоровых людей высокая вариабельность ассоциирована с лучшей толерантностью к нагрузке и меньшим риском аритмий.

Жёсткий периодический ритм кардиостимулятора лишает сердце этой регуляторной гибкости. Теоретически, восстановление вариабельности должно улучшать адаптацию к нагрузке и, возможно, прогноз. Однако прямых исследований, сравнивающих стимуляцию с управляемой вариабельностью и стандартную периодическую стимуляцию, не проводилось. Неясно также, какой именно спектр вариабельности оптимален для конкретного пациента. Количественная оценка влияния стимуляции на вариабельность и прогноз остаётся задачей будущих исследований.

Добавление управляемой вариабельности усложняет алгоритм стимуляции, требует вычислительных ресурсов и увеличивает энергопотребление. Клинические преимущества не доказаны в рандомизированных исследованиях, а регуляторные органы требуют доказательств эффективности и безопасности, которых пока нет. Эти барьеры объясняют, почему управляемая вариабельность остаётся теоретической концепцией, несмотря на её физиологическую обоснованность.

4. Частотно-зависимая задержка как простейший адаптивный механизм

Наиболее прямой путь к более физиологичной стимуляции — внедрение частотно-зависимой AV-задержки. В здоровом сердце при увеличении частоты синусового ритма интервал PQ укорачивается. Это обеспечивает оптимальное наполнение желудочков при разных частотах. Современные стимуляторы либо не воспроизводят эту зависимость, либо делают это по упрощённому алгоритму.

Адаптивный стимулятор мог бы использовать параметрическую кривую $\Delta(f)$, где Δ — AV-задержка, f — текущая частота предсердного ритма. Параметры кривой (минимальная и

максимальная задержка, крутизна зависимости) могли бы настраиваться индивидуально под конкретного пациента на основе предоперационного мониторинга.

Клиническая проверка эффективности такой адаптации потребовала бы сравнения с фиксированной задержкой в рамках рандомизированного исследования. Конечными точками могли бы служить толерантность к нагрузке, уровень мозгового натрийуретического пептида (маркер сердечной недостаточности) и качество жизни.

5. Управление хаосом: теоретическая перспектива

Более отдалённая, но концептуально важная перспектива — применение методов управления хаосом к сердечному ритму.

Метод OGY (Ott, Grebogi, Yorke, 1990 [2]) позволяет малым периодическим возмущением возвращать систему из хаотического режима в периодический. Он основан на свойстве чувствительности хаотических систем к начальным условиям: вблизи странного аттрактора всегда существует направление, вдоль которого малое воздействие производит большой эффект. Если стимулятор способен определить текущее положение системы в фазовом пространстве аттрактора, он может подать импульс в нужный момент, возвращая систему к периодическому режиму с минимальным энергетическим вмешательством.

Применение OGY-метода к сердцу имеет фундаментальные ограничения. Во-первых, метод разработан для хаоса низкой размерности (D_2 порядка 3–5), где существует чёткая структура аттрактора. Фибрилляция предсердий, имеющая $D_2 = 3–5$ (Govindan et al., 2001 [3]), потенциально подходит для такого подхода. Желудочковая фибрилляция с высокой размерностью ($D_2 > 10$) — нет: в ней нет низкоразмерной структуры, которой можно было бы управлять малым возмущением. Во-вторых, OGY-метод предполагает, что система является относительно автономной; сердечный ритм постоянно подвержен внешним воздействиям (дыхание, движение, эмоциональное состояние), что затрудняет идентификацию аттрактора и вычисление оптимального возмущения в реальном времени.

Техническая реализация OGY-подхода в имплантируемом устройстве на сегодняшний день невозможна из-за вычислительных ограничений (анализ аттрактора в реальном времени требует процессора, недоступного в батарейном импланте) и из-за отсутствия клинической валидации метода на сердечном ритме.

6. Бифуркационный мониторинг: стимулятор как диагностическое устройство

Даже без активного управления хаосом стимулятор может выполнять функцию мониторинга динамических показателей. Современные устройства уже регистрируют вариабельность сердечного ритма, эпизоды аритмий и передают данные. Добавление вычисления нелинейных динамических показателей (λ_1 , D_2 , SampEn) на борту устройства стало бы следующим шагом.

Бифуркационный мониторинг позволил бы:

- Отслеживать тренды динамических показателей во времени.

- Обнаруживать приближение к бифуркации (critical slowing down) до того, как она произойдёт клинически.
- Адаптировать режим стимуляции профилактически, а не реактивно.

Например, если у пациента с фибрилляцией предсердий D_2 начинает расти, это может указывать на увеличение размерности хаоса и приближение к переходу в более опасный режим. Стимулятор мог бы в ответ изменить параметры стимуляции, пытаясь стабилизировать аттрактор.

7. Ограничения и открытые вопросы

Энергопотребление. Имплантируемый стимулятор должен работать годами от батареи. Алгоритмы вычисления динамических показателей в реальном времени энергоёмки. Их внедрение потребует либо повышения ёмкости батарей, либо оптимизации вычислений.

Вычислительная сложность. Расчёт D_2 и λ_1 требует длинных временных рядов и нетривиальных алгоритмов. Возможный компромисс — вычисления не на борту, а на внешнем устройстве при периодической синхронизации.

OGY в реальном времени. Идентификация структуры аттрактора и вычисление оптимального возмущения должны происходить за доли секунды. Существующие процессоры стимуляторов для этого не приспособлены. Дополнительное ограничение — зашумлённость сердечного ритма внешними воздействиями (дыхание, движение, эмоции), которая делает идентификацию аттрактора в реальном времени ещё более сложной задачей.

Клиническая валидация. Путь от концепции до имплантируемого устройства включает доклинические испытания *in vitro* (культуры кардиомиоцитов на микроэлектродных матрицах), эксперименты на животных моделях (собаки, свиньи с индуцированной фибрилляцией или AV-блокадой) и три фазы клинических исследований. Этот путь занимает 10–15 лет и требует значительных финансовых ресурсов.

Регуляторный барьер. Внедрение адаптивных алгоритмов в медицинские устройства требует одобрения регулирующих органов, что предполагает доказательство безопасности и эффективности в крупных рандомизированных исследованиях.

Неопределённость оптимальной вариабельности. Даже если технически возможно добавить управляемую вариабельность в ритм стимулятора, остаётся открытым вопрос: какой именно спектр вариабельности ($1/f$, $1/f^2$, белый шум) является оптимальным для конкретного пациента и как его индивидуально настраивать.

8. Заключение

Эволюция кардиостимуляторов — это эволюция от простого протезирования ритма к восстановлению естественной динамики сердца. При этом каждый из уровней стимуляции продолжает применяться в клинической практике, поскольку для разных групп пациентов оптимальными являются разные решения. Следующий шаг в этой эволюции — переход от навязывания жёсткого ритма к адаптивной синхронизации и, в перспективе, к мягкому управлению хаосом.

Ближайшая реалистичная цель — внедрение частотно-зависимой AV-задержки, воспроизводящей физиологическую функцию здорового AV-узла. Более отдалённая — бифуркационный мониторинг, использующий стимулятор как постоянный анализатор динамической стабильности сердечного ритма. Наиболее спекулятивная, но и наиболее многообещающая — концепция управления хаосом, при которой стимулятор не навязывает ритм, а помогает сердцу вернуться к собственному устойчивому режиму.

Литература

1. Goldberger A.L., Rigney D.R., West B.J. Chaos and Fractals in Human Physiology // *Scientific American*. — 1990. — Vol. 262. — Pp. 42–49.
2. Ott E., Grebogi C., Yorke J.A. Controlling Chaos // *Physical Review Letters*. — 1990. — Vol. 64. — No. 11. — Pp. 1196–1199.
3. 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.
4. Glikson M., Nielsen J.C., Kronborg M.B. et al. 2021 ESC Guidelines on Cardiac Pacing and Cardiac Resynchronization Therapy // *European Heart Journal*. — 2021. — Vol. 42. — No. 35. — Pp. 3427–3520.
5. Glass L., Mackey M.C. *From Clocks to Chaos: The Rhythms of Life*. — Princeton University Press, 1988.
6. Смокотина О.Ф. Аритмии как режимы динамического хаоса: возможности классификации на основе теории динамических систем. — Препринт. — PREPRINTS.RU, 2026.
7. Смокотина О.Ф., Цыкина Д.В. Нарушения проводимости как разрыв связи между нелинейными осцилляторами. — Препринт. — PREPRINTS.RU, 2026.

References

1. Goldberger A.L., Rigney D.R., West B.J. Chaos and Fractals in Human Physiology. *Scientific American*, 1990, vol. 262, pp. 42–49.
2. Ott E., Grebogi C., Yorke J.A. Controlling Chaos. *Physical Review Letters*, 1990, vol. 64, no. 11, pp. 1196–1199.
3. 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.
4. Glikson M., Nielsen J.C., Kronborg M.B. et al. 2021 ESC Guidelines on Cardiac Pacing and Cardiac Resynchronization Therapy. *European Heart Journal*, 2021, vol. 42, no. 35, pp. 3427–3520.
5. Glass L., Mackey M.C. *From Clocks to Chaos: The Rhythms of Life*. Princeton University Press, 1988.
6. Smokotina O.F. Aritmii kak rezhimy dinamicheskogo khaosa: vozmozhnosti klassifikatsii na osnove teorii dinamicheskikh sistem [Arrhythmias as Regimes of Dynamic Chaos: Classification Potential Based on Dynamical Systems Theory]. Preprint. PREPRINTS.RU, 2026. (In Russian)
7. Smokotina O.F., Tsykina D.V. Narusheniya provodimosti kak razryv svyazi mezhdu nelineinymi ostsillyatorami [Conduction Disorders as a Breakdown of Coupling Between Nonlinear Oscillators]. Preprint. PREPRINTS.RU, 2026. (In Russian)

Сведения об авторах:

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

Цыкина Д.В. — Сибирский федеральный университет, Красноярск. Сфера научных интересов: прикладная математика, анализ временных рядов, динамические системы.