

Нарушения проводимости как разрыв связи между нелинейными осцилляторами

Смокотина О.Ф. — независимый исследователь, Красноярск.

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

Аннотация

Нарушения проводимости (блокады) традиционно описываются как замедление или прерывание проведения электрического импульса. В статье предлагается динамический взгляд: сердце рассматривается как система связанных нелинейных осцилляторов, а блокады — как различные степени разрыва связи между ними. Анализируются три динамических режима: ослабленная связь (AV-блокада I степени), перемежающийся разрыв (AV-блокада II степени) и полный разрыв (AV-блокада III степени). Предложены количественные параметры для оценки степени и характера разрыва связи. Обсуждается роль кардиостимуляторов как искусственного восстановления связи между осцилляторами.

Ключевые слова: нарушения проводимости, AV-блокада, нелинейные осцилляторы, разрыв связи, синхронизация, кардиостимуляторы.

1. Введение: блокада — не пауза, а разрыв

Медицинская классификация нарушений проводимости описывает их как замедление или прерывание проведения импульса от предсердий к желудочкам. AV-блокада I степени — это удлинение интервала PQ. AV-блокада II степени — периодическое выпадение желудочковых сокращений. AV-блокада III степени — полное разобщение предсердного и желудочкового ритмов.

Эта классификация описывает электрокардиографическую картину, но не динамическую сущность явления. С точки зрения теории динамических систем, сердце — это система связанных нелинейных осцилляторов: синусовый узел (ведущий осциллятор) и желудочки (ведомый осциллятор), соединённые атриовентрикулярным проведением. Нарушение проводимости — это не просто «пауза» или «замедление», а изменение степени связи между осцилляторами. В норме связь полная и предсердия с желудочками синхронизированы. При блокаде связь ослабевает или рвётся.

Работы Гласса (Glass, Mackey, 1988 [1]) и Уинфри (Winfrey, 1987 [3]) описывают сердце как систему нелинейных осцилляторов, однако фокусируются на механизмах аритмий, а не на нарушениях проводимости. Модель AV-блокады как разрыва связи между осцилляторами с выделением трёх динамических режимов и количественных параметров связи предлагается в данной работе впервые.

Такой взгляд меняет оптику. Вопрос не в том, «какая степень блокады», а в том, «какова остаточная связь между осцилляторами и как система ведёт себя при её нарушении». Это открывает путь к количественной оценке блокад и к более физиологичным алгоритмам кардиостимуляции.

2. Сердце как система связанных осцилляторов

В норме синусовый узел генерирует импульсы с частотой 60–80 в минуту. Каждый импульс проводится через AV-узел к желудочкам, вызывая их сокращение. Связь между осцилляторами полная: предсердный и желудочковый ритмы синхронизированы с небольшой задержкой (PQ-интервал, 120–200 мс).

С точки зрения динамических систем это система с однонаправленной связью: ведущий осциллятор (синусовый узел) задаёт ритм, ведомый (желудочки) следует за ним. Задержка проведения — это параметр связи. Пока задержка стабильна и не превышает критического порога, система синхронизирована.

При патологии связь нарушается. Удлинение PQ (I степень) — ослабление связи. Периодическое выпадение сокращений (II степень) — перемежающийся разрыв. Полное разобщение (III степень) — разрыв связи, при котором каждый осциллятор работает в собственном режиме.

Динамическая классификация блокад по степени разрыва связи:

Степень блокады	Состояние связи	Динамический режим
Норма	Полная связь	Синхронизация с задержкой
AV-блокада I степени	Ослабленная связь	Синхронизация с увеличенной задержкой
AV-блокада II степени	Перемежающийся разрыв	Чередование синхронизации и выпадений
AV-блокада III степени	Полный разрыв	Два независимых осциллятора

3. Параметры связи между осцилляторами

Для количественной оценки степени и характера разрыва связи предлагаются следующие параметры. Все они являются авторскими и требуют эмпирической валидации.

Степень синхронизации (S). Отношение числа проведённых импульсов к общему числу предсердных сокращений за выбранный интервал времени. В норме $S = 1$ (каждый предсердный импульс проводится на желудочки). При AV-блокаде III степени $S = 0$ (ни один импульс не проводится). При AV-блокаде II степени S принимает промежуточные значения: 0.5 для блокады 2:1 (каждый второй импульс проводится), 0.67 для блокады 3:2 и т.д. Параметр S позволяет количественно оценить тяжесть блокады без привязки к описательным формулировкам.

Задержка проведения (Δ). Интервал между предсердным и желудочковым сокращением (PQ на ЭКГ). В норме $\Delta = 120\text{--}200$ мс. При AV-блокаде I степени $\Delta > 200$ мс. Важна не только абсолютная величина задержки, но и её стабильность: вариабельность Δ может указывать на нестабильность связи.

Паттерн разрыва (для II степени). При AV-блокаде II степени выпадения могут следовать двум основным паттернам. Тип Венкебаха (Мобитц I): прогрессирующее удлинение PQ с последующим выпадением — связь ослабевает постепенно вплоть до разрыва, затем восстанавливается. Тип Мобитц II: внезапное выпадение без предшествующего удлинения PQ — связь рвётся скачком. С точки зрения динамики это два разных типа перемежаемости: градуальная деградация связи vs. спонтанный разрыв.

Отношение частот осцилляторов (R). При полном разрыве связи (III степень) каждый осциллятор работает на собственной частоте. Отношение частоты предсердного ритма к частоте желудочкового ритма $R = f_{\text{предсерд}} / f_{\text{желуд}}$ обычно > 1 (предсердия сокращаются чаще). Стабильность R во времени указывает на устойчивость режима.

Остаточная связь (для III степени). Даже при полной AV-блокаде между осцилляторами может сохраняться слабая синхронизация высших порядков (например, $n:m$), выявляемая методами нелинейной динамики. Существование такой остаточной связи является гипотезой, требующей проверки. Её наличие указывало бы на то, что разрыв не абсолютен, и могло бы иметь значение для выбора режима кардиостимуляции.

4. Три динамических режима

4.1. Ослабленная связь (AV-блокада I степени)

При AV-блокаде I степени связь сохранена, но ослаблена. Каждый предсердный импульс проводится на желудочки, но с увеличенной задержкой ($\Delta > 200$ мс). Система остаётся синхронизированной: ведомый осциллятор следует за ведущим, но с запаздыванием.

С точки зрения динамики это состояние с одной степенью свободы: поведение желудочков полностью определяется предсердным ритмом. Задержка Δ является управляющим параметром. Пока Δ остаётся стабильным, режим устойчив. Рост Δ или увеличение его вариабельности могут указывать на приближение к переходу во II степень.

4.2. Перемежающийся разрыв (AV-блокада II степени)

AV-блокада II степени — наиболее интересный с динамической точки зрения режим. Связь между осцилляторами периодически рвётся и восстанавливается.

При типе Венкебаха (Мобитц I) наблюдается прогрессирующее удлинение PQ в течение нескольких циклов, за которым следует выпадение желудочкового сокращения. Затем цикл повторяется. С точки зрения динамики это напоминает перемежаемость I типа по классификации Pomeau-Manneville [4]: ламинарная фаза (синхронизация с нарастающей задержкой) сменяется выпадением, после чего система возвращается в ламинарную фазу. Следует подчеркнуть, что данная аналогия является гипотетической и требует эмпирической проверки на клинических данных.

При типе Мобитц II выпадения происходят внезапно, без предшествующего удлинения PQ. Связь рвётся скачком. Это напоминает перемежаемость, индуцированную внешним шумом или внутренней нестабильностью проводящей системы.

Количественное различие между двумя типами может быть проведено по наличию или отсутствию тренда Δ перед выпадением. Для типа Венкебаха характерен положительный тренд Δ в пределах цикла; для типа Мобитц — отсутствие тренда.

4.3. Полный разрыв (AV-блокада III степени)

При AV-блокаде III степени связь между осцилляторами полностью разорвана. Предсердия сокращаются в ритме синусового узла (обычно 60–80 в минуту), желудочки

— в ритме собственного водителя (обычно 30–50 в минуту). Два осциллятора работают независимо.

С точки зрения динамики система переходит от одного аттрактора (синхронизированный режим) к двум независимым аттракторам. Полного хаоса при этом не возникает: каждый из осцилляторов может быть вполне регулярным. Однако отсутствие связи означает, что желудочковый ритм не адаптируется к потребностям организма — он фиксирован на низкой частоте.

Интерес представляет возможность остаточной синхронизации. Даже при полной блокаде могут наблюдаться эпизоды $n:m$ синхронизации, когда n предсердных сокращений приходится на m желудочковых. Существование такой остаточной связи является гипотезой, требующей проверки. Её подтверждение указывало бы на то, что разрыв не абсолютен, и могло бы быть использовано при настройке кардиостимулятора.

5. Кардиостимулятор как искусственная связь

Современные кардиостимуляторы можно рассматривать как устройства, искусственно восстанавливающие связь между осцилляторами.

Однокамерный желудочковый стимулятор восстанавливает желудочковый ритм, но не синхронизацию с предсердиями. Он не восстанавливает связь — он заменяет ведомый осциллятор искусственным. Система остаётся разорванной: предсердия сокращаются в своём ритме, желудочки — в ритме стимулятора.

Двухкамерный стимулятор отслеживает предсердный ритм и с заданной задержкой (аналог PQ) стимулирует желудочки. Это искусственное восстановление связи: стимулятор берёт на себя функцию AV-узла. С точки зрения динамики система возвращается к режиму синхронизации с задержкой — нормальному режиму.

Перспектива: адаптивный стимулятор. Современный двухкамерный стимулятор использует фиксированную задержку или ограниченный набор программируемых задержек. Однако здоровый AV-узел укорачивает задержку при росте частоты синусового ритма — это физиологическая частотная зависимость. Адаптивный стимулятор мог бы воспроизводить эту зависимость: задержка Δ уменьшается с ростом частоты предсердного ритма по кривой, моделирующей поведение здорового AV-узла. Параметры кривой могут настраиваться индивидуально под конкретного пациента.

В более отдалённой перспективе стимулятор мог бы также имитировать естественную вариабельность сердечного ритма, внося управляемый шум с $1/f$ -спектром в желудочковый ритм. Это потребовало бы анализа спектра предсердного ритма в реальном времени и адаптивной подстройки спектра стимуляции.

6. Ограничения и открытые вопросы

ЭКГ — косвенный сигнал. Мы измеряем электрическую активность на поверхности тела, а не динамику осцилляторов непосредственно. Это ограничивает точность оценки параметров связи.

Структурные vs. динамические нарушения. Предложенная модель описывает динамику связи, но не различает причины её разрыва: ишемия AV-узла, фиброз, электролитные нарушения. Стыковка динамического и патофизиологического уровней — отдельная задача.

Переменяемость. Аналогия между AV-блокадой II степени типа Венкебаха и переменяемостью I типа по классификации Pomeau-Manneville является гипотетической и требует эмпирической проверки.

Остаточная синхронизация. Существование $n:m$ синхронизации при полной AV-блокаде является гипотезой, не подтверждённой экспериментально.

Валидация параметров. Предложенные параметры (S , Δ , R) являются авторскими и требуют эмпирической валидации на клинических данных.

Верификация. Количественный анализ предложенных параметров на реальных клинических данных составляет следующую фазу исследования.

7. Заключение

Нарушения проводимости — это не просто «паузы» и «замедления», а различные степени разрыва связи между нелинейными осцилляторами сердца. Динамическая классификация выделяет три режима: ослабленную связь (I степень), перемежающийся разрыв (II степень) и полный разрыв (III степень). Количественные параметры (степень синхронизации S , задержка Δ , отношение частот R) позволяют оценить тяжесть и характер блокады в динамических терминах. Кардиостимуляторы в этой модели предстают как устройства, искусственно восстанавливающие связь между осцилляторами — от простого протезирования желудочкового ритма до полноценной имитации AV-проведения с частотно-зависимой задержкой.

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. — Princeton University Press, 1987.
4. Pomeau Y., Manneville P. Intermittent Transition to Turbulence in Dissipative Dynamical Systems // *Communications in Mathematical Physics*. — 1980. — Vol. 74. — Pp. 189–197.
5. Смокотина О.Ф. Аритмии как режимы динамического хаоса: возможности классификации на основе теории динамических систем. — Препринт. — PREPRINTS.RU, 2026.
6. Смокотина О.Ф., Цыкина Д.В. Экстрасистолия как динамический выброс из аттрактора. — Препринт. — PREPRINTS.RU, 2026.

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. Princeton University Press, 1987.
4. Pomeau Y., Manneville P. Intermittent Transition to Turbulence in Dissipative Dynamical Systems. Communications in Mathematical Physics, 1980, vol. 74, pp. 189–197.
5. 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)
6. Smokotina O.F., Tsykina D.V. Ekstrasistoliya kak dinamicheskii vybros iz attraktora [Extrasystole as a Dynamic Ejection from an Attractor]. 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.