

обнаружены в разнообразных культурах клеток животных, продуцирующих оксид азота.

Вопрос о функциональной роли этих комплексов остается открытым. Есть основание полагать, что в организме животных и человека наряду с S-нитрозотиолами они могут действовать как депо и транспортная форма NO.

Синтезированные химическим путем эти комплексы при введении в организм животных (как доноры NO) оказывают различное физиологическое действие — ослабляют агрегацию тромбоцитов, снижают кровяное давление, вызывают расслабление сосудов, т.е. могут быть использованы как основа для создания нового класса сердечно-сосудистых лекарств. Интересным свойством этих комплексов является их способность индуцировать синтез стрессорных белков, так называемых белков теплового шока, защищающих организм от различных стрессорных воздействий.

Таким образом, в настоящее время создано новое биологическое направление — биология NO — новый материк в биологической науке. Его исследование даст и даст в будущем новые фундаментальные сведения, которые могут быть использованы в медицине. Это потребует усилий не только биологов, биохимиков, физиологов, биофизиков, но и химиков и физиков.

PACS numbers: 42.62.Bc, 87.80.+s, 87.90.+y

## Лазерная ортомолекулярная медицинская диагностика

Е.В. Степанов, В.А. Миляев, Ю.Г. Селиванов

Одной из перспективных областей применения лазерной молекулярной спектроскопии высокого разрешения является высокочувствительный анализ газообмена биологических объектов. Применительно к человеку речь идет о детектировании микроконцентраций достаточно легких газообразных молекул, образующихся в организме в процессе его жизнедеятельности (так называемых эндогенных) и использовании получаемых данных для целей определения состояния здоровья и выявления заболеваний. Данный способ исследования организма в медицине принято называть ортомолекулярной диагностикой.

По ряду причин одним из наиболее привлекательных способов реализации ортомолекулярной диагностики является микроанализ состава выдыхаемого воздуха. За счет респираторного дыхания происходит наиболее интенсивный газообмен человека с окружающей средой. Благодаря большой площади диффузионной мембраны легких (более 100 м<sup>2</sup>), последние являются чрезвычайно эффективной системой газообмена, которая обеспечивает потребление кислорода из воздуха и выделение в окружающую среду конечных продуктов метаболизма. Помимо CO<sub>2</sub>, основного метаболита, в выдыхаемом воздухе содержится около 600 других летучих соединений, образующихся в ходе многочисленных биохимических реакций и подлежащих выведению из организма. Механизмы и закономерности образования и транспорта некоторых из них обладают высокой специфичностью, и потому такие молекулярные соединения могут

быть использованы как естественные биомаркеры процессов, происходящих в организме. Кроме того, непрерывность и цикличность процесса дыхания позволяет проводить непрерывный и долговременный мониторинг исследуемых процессов в режиме близком к детектированию в реальном времени. Наконец, для медицинских применений в реальных клинических условиях важна неинвазивность данного диагностического подхода, т.е. возможность исследования без вторжения в организм.

Развитие методов ортомолекулярной диагностики непосредственно связано с применением современных физических методов обнаружения следов веществ как в жидкой, так и в газообразной среде. При исследовании микрогазообмена в процессе дыхания желательнее, чтобы применяемые методы анализа удовлетворяли ряду требований. Они должны обеспечивать возможность детектирования следовых концентраций эндогенных веществ в диапазоне 10<sup>-6</sup>–10<sup>-8</sup> объемных процентов (об.%) при постоянной времени анализа 1–5 с, сравнимой со временем между последовательными выдохами. Предпочтительно прямое детектирование веществ в пробе выдыхаемого воздуха без его предварительного концентрирования или обогащения, которые могут стать источниками методических погрешностей и не позволяют реализовать режим непрерывного мониторинга. Метод должен обладать высокой селективностью и быть нечувствительным к содержанию в анализируемой пробе доминирующих атмосферных компонентов типа H<sub>2</sub>O, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub> и CO<sub>2</sub>. Желательно, чтобы используемый физический подход был достаточно универсален и применим для детектирования различных молекулярных соединений.

Для высокочувствительного анализа газового состава выдыхаемого воздуха могут использоваться различные физические методы, среди которых можно выделить масс-спектрометрию, газовую хроматографию и оптические методы, включая спектральные. Применение каждого из них оптимально и целесообразно для решения определенного круга аналитических задач. Масс-спектрометрия и газовая хроматография используются, как правило, для анализа качественного состава выдыхаемого воздуха и позволяют детектировать и идентифицировать в выдохе следы летучих молекулярных соединений средней и высокой массы (50–300 а.е.м.). Однако скорость анализа невелика (от долей до десятков минут) и зачастую требуется обогащение пробы или предварительное концентрирование. Оптические же методы обладают высокими концентрационной чувствительностью, селективностью и быстродействием применительно к детектированию достаточно легких молекул. Среди оптических методов газоанализа лидируют лазерные методы, в частности, основанные на молекулярной спектроскопии высокого разрешения с применением перестраиваемых диодных (полупроводниковых) лазеров (ПДЛ).

Высокие аналитические характеристики ПДЛ вне зависимости от области их применения обусловлены целым рядом факторов. ПДЛ характеризуются широким спектральным диапазоном, перекрываемым за счет вариации химического состава полупроводниковых лазерных структур и простирающимся от ближнего УФ до дальнего ИК (0,3–40 мкм). За счет вариации ширины запрещенной зоны полупроводника и длины резонатора осуществляется плавная температурная перестройка

частоты генерации ПДЛ лазеров, позволяющая за счет изменения температуры образца на 40–50 К перекрыть спектральный диапазон 150–200 см<sup>-1</sup>. Кроме того, используется электронная перестройка частоты ПДЛ током, происходящая за счет джоулева разогрева лазерного кристалла и изменения плотности носителей в его активной зоне.

Спектральные и шумовые характеристики ПДЛ определяются несколькими факторами, среди которых квантовые шумы, релаксационные колебания, флуктуации подвижности носителей и конкуренция мод. Квантовая составляющая определяется величиной генерируемой оптической мощности и добротностью резонатора. Вследствие специфичной для полупроводниковых лазеров взаимосвязи плотности носителей и коэффициента преломления активной среды ширина линии генерации ПДЛ, обусловленная квантовыми шумами, несколько превышает значение, определяемое соотношением Шавлова–Таунса, и для лазеров мощностью 0,5 мВт может составлять от 1 до 30 МГц при лоренцевом контуре линии. Наличие фликкер-шумов ( $1/f$ ), связываемых обычно с флуктуациями подвижности носителей и техническими шумами, может приводить к дополнительному уширению и изменению формы линии генерации. Амплитудные шумы имеют "белую" квантовую составляющую, интенсивность плотности которой пропорциональна кубу мощности и находится в диапазоне 10<sup>-8</sup>–10<sup>-12</sup> Гц<sup>-1</sup>, и фликкер-составляющую, доминирующую на частотах до 1 МГц. Такие шумовые характеристики позволяют регистрировать изменение оптической плотности со спектральным разрешением порядка 3 × 10<sup>-4</sup> см<sup>-1</sup> и чувствительностью вплоть до 10<sup>-7</sup> при времени интегрирования около 1 минуты. Специально следует отметить малую инерционность участвующей в генерации оптического излучения электронной системы в полупроводнике, что позволяет использовать высокие скорости управления частотой излучения ПДЛ. Частота модуляции последней может достигать до нескольких сотен МГц.

Перечисленные выше свойства ПДЛ обуславливают их уникальные спектроскопические и аналитические характеристики и возможности. Они применимы для исследования большого числа молекул, имеющих спектры во всем диапазоне, доступном для лазеров данного типа. Это позволяет для конкретной исследуемой молекулы и аналитической задачи подобрать оптимальный спектральный диапазон регистрации с учетом окон прозрачности атмосферы и интерференции со спектрами поглощения других мешающих газов. В настоящее время наибольшая концентрационная чувствительность реализуется в среднем ИК диапазоне, где располагаются фундаментальные колебательно-вращательные полосы поглощения. Использование изолированных линий поглощения с интегральной интенсивностью порядка 10<sup>-18</sup> см мол<sup>-1</sup> позволяет детектировать концентрации порядка 10<sup>-9</sup> об.% (одна частица на 10<sup>11</sup>). Освоение ПДЛ УФ диапазона позволит увеличить чувствительность за счет использования электронных переходов. Узкая линия генерации ПДЛ позволяет использовать тонкую колебательно-вращательную структуру спектров поглощения молекул, что обеспечивает повышение чувствительности, точности и селективности анализа. В связи с этим предпочтительным является применение ПДЛ для детектирования достаточно легких

газообразных молекул, спектры которых обладают ярко выраженной резонансной структурой. За счет применения электронного управления параметрами излучения ПДЛ реализуется высокое быстродействие детектирования, а высокие аналитические характеристики достигаются при использовании достаточно простых функциональных схем приборов. В частности, за счет подбора спектрального диапазона в ряде случаев возможна одновременная регистрация нескольких газов с помощью одного лазера. Кроме того, миниатюрность ПДЛ позволяет интегрировать их в многокомпонентные аналитические системы, в том числе с применением волоконной оптики

Перечисленные выше аналитические возможности ПДЛ определяют круг задач ортомолекулярной диагностики, основанной на анализе выдыхаемого воздуха, для решения которых перспективно их применение. Во-первых, это детектирование в выдыхаемом воздухе легких газообразных молекул типа CO, CO<sub>2</sub>, NO, NO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O, NH<sub>3</sub>, H<sub>2</sub>O, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, C<sub>2</sub>H<sub>4</sub>, C<sub>2</sub>H<sub>6</sub>, CH<sub>2</sub>O, CH<sub>4</sub>, CH<sub>3</sub>OH, C<sub>2</sub>H<sub>5</sub>OH, CS<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>S, C<sub>5</sub>H<sub>12</sub>, C<sub>2</sub>H<sub>6</sub>, CH<sub>2</sub>OH и других с чувствительностью лучше 10<sup>-7</sup> об.% (1 ppb). Во-вторых, высокоточная регистрация в выдыхаемом воздухе изотопических модификаций молекул-метаболитов, обогащенных D, <sup>13</sup>C, <sup>18</sup>O, <sup>15</sup>N и <sup>35</sup>S. В-третьих, долговременный мониторинг содержания вышеперечисленных соединений в выдыхаемом воздухе, включая многокомпонентный, или регистрация вариаций некоторых из них в процессе одного дыхательного цикла в режиме реального времени. При этом исключается необходимость накопления или обогащения анализируемой газовой смеси.

Методы лазерной ортомолекулярной диагностики развиваются в течение последних 10 лет в ходе совместных исследований Института общей физики РАН (ИОФАН), Физического института им. П.Н. Лебедева РАН (ФИАН) и ряда медицинских научных учреждений. Для этой цели используются ПДЛ среднего ИК диапазона на основе солей свинца типа PbSnTe, PbSSe и PbEuSeTe, разрабатываемые в ФИАНе. До недавнего времени активно применялись диффузионные лазерные гомоструктуры, которые в импульсном режиме работали, в основном, при температурах ниже 80 К. Пять лет назад была освоена технология изготовления лазеров на основе двойных гетероструктур (ДГС), базирующаяся на применении методов молекулярной лучевой эпитаксии. Такие ДГС-лазеры генерируют в непрерывном режиме при температурах вплоть до 140 К и отличаются низкими рабочими токами до 1 А. Мощность их излучения составляет 300–500 мкВт, а зона непрерывной перестройки частоты в одномодовом режиме достигает до 6–8 см<sup>-1</sup>. В настоящее время с помощью таких ДГС-лазеров можно перекрыть спектральный диапазон от 4 до 12 мкм.

Разработка аналитических методов с использованием лазеров, описанных выше, проводится в ИОФАН на основе исследований в области молекулярной спектроскопии и спектрального газового анализа. Они включают измерения молекулярных спектров высокого разрешения с помощью ПДЛ и определение параметров отдельных линий поглощения; моделирование колебательно-вращательных спектров молекул на основе баз спектральных молекулярных данных; выбор и оптимизацию спектральных диапазонов для решения конкрет-

ных аналитических задач; создание лабораторных макетов лазерных газоанализаторов на основе ПДЛ, включающее разработку специализированных оптико-механических узлов, электроники, управляющей параметрами лазерного излучения и процессом сбора и накопления спектральных данных, и программного обеспечения.

Лазерный анализатор содержания газообразных микрокомпонентов в выдыхаемом воздухе представляет собой по сути высокочувствительный ИК спектрометр, настроенный на регистрацию с высоким разрешением спектров пропускания исследуемой газовой среды в выбранном спектральном диапазоне. В нашем случае для детектирования спектров применяется импульсно-периодический режим токовой накачки ПДЛ. Типичная длительность используемых прямоугольных или косугольных токовых импульсов составляет 3–10 мс, а частота их повторения — от 50 до 200 Гц. В таком режиме в каждом лазерном импульсе происходит сканирование частоты генерации вдоль всего исследуемого спектрального участка (протяженностью, как правило, 10–30  $\text{см}^{-1}$ ), что обусловлено периодически повторяющимся нестационарным разогревом лазерного кристалла в течение токового импульса. Высокая воспроизводимость процесса перестройки лазерной частоты от импульса к импульсу обеспечивается точной (лучше 0,001 К) стабилизацией температуры хладопровода, на котором смонтирован лазер, и высокой воспроизводимостью параметров токовых импульсов. Это позволяет накапливать регистрируемый сигнал для улучшения отношения сигнал/шум. Спектральное разрешение анализатора, определяемое шириной линии генерации и стабильностью перестроечной кривой, составляет порядка  $3 \times 10^{-4} \text{ см}^{-1}$ .

Лазерное излучение пропускается через аналитическую кювету, содержащую исследуемую газовую смесь, и далее собирается на быстродействующий ИК фотоприемник (CdHgTe или InSb). Для регистрации спектров пропускания используются быстродействующие 8–12-битные АЦП, позволяющие оцифровывать сигнал, содержащий исследуемый спектр, с временным разрешением 50 нс. Динамический диапазон цифровой регистрации сигнала может быть увеличен до 12–16 бит за счет добавления контролируемой свипируемой подставки. Типичный вид регистрируемых спектров пропускания показан на рис. 1.

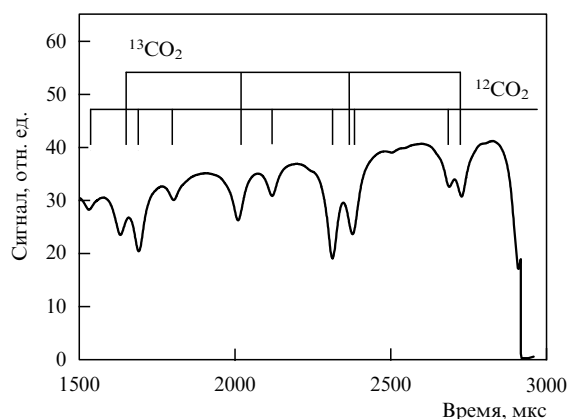


Рис. 1. Спектр пропускания  $\text{CO}_2$  в районе  $2300 \text{ см}^{-1}$ , регистрируемый с помощью ПДЛ.

Концентрация исследуемого вещества определяется по величине резонансного поглощения в аналитической линии в соответствии с законом Бугера–Ламберта и с учетом параметров ее контура, определяемых вкладом столкновительного и доплеровского уширения. Для измерения очень малых величин поглощения, менее 0,1 %, используется аналоговое дифференцирование сигнала. Скорость измерения концентрации исследуемого газа ограничена сверху временем сканирования аналитической линии поглощения. Скорость перестройки частоты ПДЛ в импульсе может составлять  $10^4$ – $10^2 \text{ см}^{-1} \text{ с}^{-1}$ , поэтому время регистрации линии поглощения при атмосферном давлении может быть от десятков микросекунд до нескольких миллисекунд. При накоплении сигнала в импульсно-периодическом режиме генерации ПДЛ скорость измерения концентрации зависит также от частоты повторения импульсов. Быстродействие может быть повышено на несколько порядков при использовании непрерывного режима генерации ПДЛ и быстрого свипирования оптической частоты. Однако в этом случае приходится жертвовать частью спектроскопической информации, что может снизить точность и селективность измерений.

Описанные выше лазерные методы были использованы нами в системах, предназначенных для исследования содержания различных эндогенно-образующихся веществ в выдыхаемом человеком воздухе. В частности, были разработаны методы и системы для детектирования в выдохе таких молекул, как  $\text{CO}$ ,  $\text{NH}_3$ ,  $\text{CH}_4$ ,  $\text{C}_2\text{H}_4$ ,  $\text{NO}$ ,  $\text{N}_2\text{O}$  и изотопических модификаций  $\text{CO}_2$ . Эти соединения, как биомаркеры процессов, происходящих в организме, имеют различную диагностическую специфику и значимость. Разработка методов медицинской диагностики, основанных на их детектировании в выдохе и направленных, например, на выявление каких-либо заболеваний, является предметом самостоятельных и тщательных исследований, которые обычно проводятся в сотрудничестве с медицинскими исследовательскими организациями. Ниже представлены некоторые наиболее значимые результаты таких исследований, полученные с применением лазерной диагностики в сотрудничестве с ГНЦ Институтом медико-биологических проблем Министерства здравоохранения РФ, Московской медицинской академии им. М.И. Сеченова, Институтом пульмонологии РАМН и другими организациями.

Одним из биомаркеров является эндогенная моноокись углерода ( $\text{CO}$ ), образующаяся в организме в результате ферментативно-управляемого распада гемосодержащих структур. Она буферизуется и транспортируется из мест образования в легкие за счет обратимого соединения с миоглобином и гемоглобином, конкурируя при этом с  $\text{O}_2$ . Скорость выделения эндогенной  $\text{CO}$  с выдыхаемым воздухом зависит как от темпа ее продукции, так и от эффективности связывания буферными системами, которая зависит от pH среды, насыщения тканей кислородом и содержания некоторых веществ. В результате проведенного цикла исследований были выявлены основные закономерности выделения эндогенной  $\text{CO}$  из организма человека с дыханием. Для этой цели использовался лазерный анализатор  $\text{CO}$ , обладающий чувствительностью порядка 5 ppb и быстродействием 5 с. Была исследована динамика выделения  $\text{CO}$  для ряда физиологических тестов таких, как физическая нагрузка

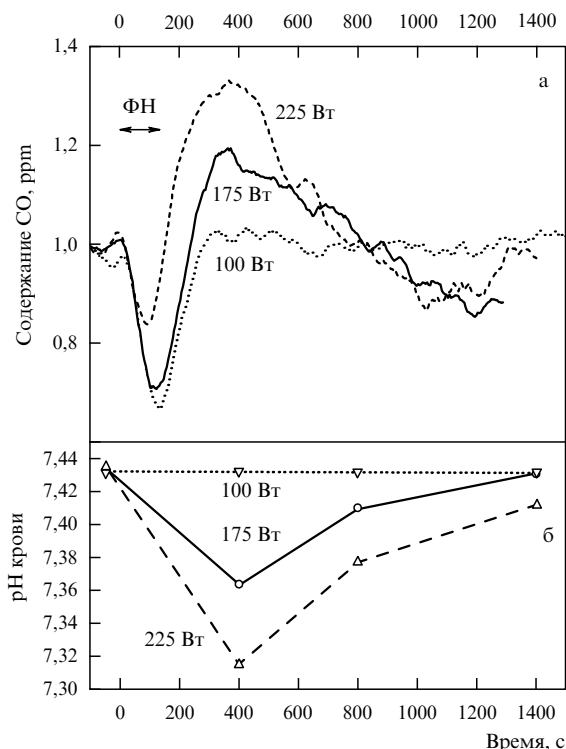


Рис. 2. Динамика изменений содержания эндогенного CO (а) и кислотно-щелочного состояния (pH) среды (б) после выполнения физической нагрузки (ФН) различной мощности 100, 175 и 225 Вт.

(рис. 2), гипервентиляция, дыхание воздухом с измененным содержанием O<sub>2</sub> (гипоксия и гипероксия) и CO<sub>2</sub> (гиперкапния), задержка дыхания. Было исследовано влияние некоторых препаратов и диеты, а также уровня CO в атмосферном воздухе и курения. Были обнаружены циркадные ритмы выделения эндогенного CO. Клинические исследования показали, что уровень эндогенной CO в выдыхаемом воздухе существенно изменяется при некоторых заболеваниях (гипербилирубинемия, поражения печени и костного мозга, ряд патологий респираторной системы и радиационное поражение), что может быть использовано для их диагностики и терапии. Мониторинг выделения CO может служить методом исследования эффективности транспорта кислорода к тканям.

Еще одна область применения лазерной диагностики связана с детектированием эндогенной окиси азота (NO), которая играет важную роль в целом ряде биохимических процессов, происходящих в организме. Эта молекула участвует в передаче нервных импульсов и регуляции тонуса кровеносных сосудов, она сопровождает воспалительные процессы и играет бактериостатическую роль, являясь мощным оксидантом. Лазерный анализ NO может оказаться полезным для диагностики и терапии ряда заболеваний, сопровождающихся воспалительными процессами. Например, детектирование содержания NO в выдыхаемом воздухе актуально при исследовании заболеваний дыхательных путей (бронхиальная астма, бронхиты), а определение концентрации этого соединения в газовом пузыре желудка — при заболеваниях органов пищеварения (гастритах). Концентрация NO в этих случаях может варьироваться в диапазоне 1–1000 ppb и, как было показано, может

определяться в условиях высокого содержания воды и CO<sub>2</sub> с помощью анализатора на основе ПДЛ. Простота и неинвазивность данного метода диагностики обуславливают перспективность его использования как для оперативного определения тяжести заболевания, так и для сопровождения терапии, в частности, точного подбора медикаментозных средств.

Перспективным является применение лазерного анализа для высокоточного определения изотопического отношения углерода в выдыхаемой CO<sub>2</sub> при проведении дыхательных тестов в гастроэнтерологии, основанных на использовании препаратов, меченых нерадиоактивным изотопом углерода <sup>13</sup>C. В тестах данного типа в организм вводится меченый углеродом <sup>13</sup>C препарат, метаболизирующий в исследуемом органе с выделением <sup>13</sup>CO<sub>2</sub>, которая сначала попадает в кровь, а затем и в выдыхаемый воздух. Детектируя изменения отношения изотопов <sup>13</sup>CO<sub>2</sub>/<sup>12</sup>CO<sub>2</sub> в выдохе, обусловленные данным нагрузочным тестом, можно судить об эффективности исследуемого метаболического процесса и выявлять патологические отклонения. Лазерная спектроскопия высокого разрешения позволяет достаточно просто различать спектры поглощения различных изотопических модификаций CO<sub>2</sub> и измерять с высокой точностью (порядка 0,3 %) изменения относительной концентрации <sup>13</sup>CO<sub>2</sub>. Разработанный нами лазерный анализатор был апробирован в применении для диагностики хронического гастрита и язвенной болезни желудка, ассоциированных с инфицированностью бактерией *Helicobacter pylori*, с использованием так называемого <sup>13</sup>C-уреазного дыхательного теста, а также для функциональных исследований печени с помощью <sup>13</sup>C-метацитинового теста. Характерные изменения изотопического углерода в выдыхаемом CO<sub>2</sub> в ходе данных тестов представлены на рис. 3 и рис. 4. В перспективе диагностика на основе дыхательных тестов применима в терапии заболеваний ряда органов пищеварения таких, как желудок, двенадцатиперстная кишка, тонкий кишечник, печень и поджелудочная железа.

Дальнейшее развитие данного диагностического подхода связано с увеличением чувствительности и скорости детектирования микроконцентраций легких молекул,

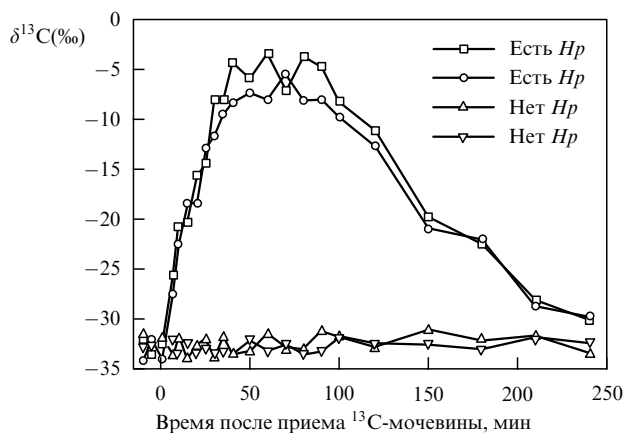


Рис. 3. Динамика изменений изотопического отношения углерода в выдыхаемом CO<sub>2</sub> после приема 100 мл водного раствора <sup>13</sup>C-мочевины для испытуемых, инфицированных (□, ○ — верхние кривые) и неинфицированных (△, ▽ — нижние кривые) бактерией *Helicobacter pylori*.

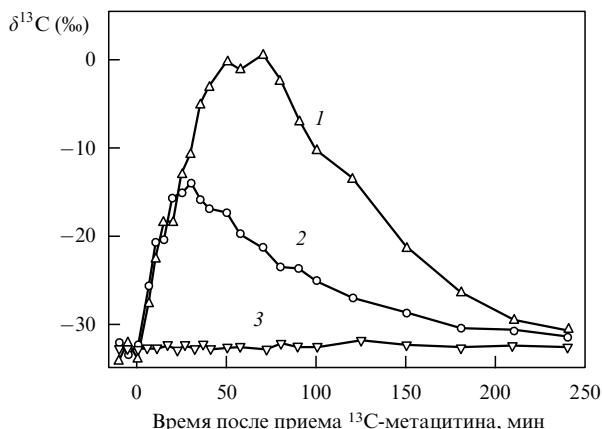


Рис. 4. Динамика изменений изотопического отношения углерода в выдыхаемом  $\text{CO}_2$  при выполнении  $^{13}\text{C}$ -метацитинового теста в отсутствии патологии печени (1), при недостаточности печени средней тяжести (2) и при развитом циррозе печени (3).

разработкой методов регистрации других эндогенно-образующихся газообразных объектов ( $\text{H}_2\text{O}_2$ ,  $\text{CS}_2$ ,  $\text{CH}_2\text{O}$ ,  $\text{CH}_3\text{OH}$ ,  $\text{C}_2\text{H}_6$ ,  $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$  и др.), созданием многокомпонентных аналитических систем и расширением круга медицинских проблем, для решения которых могут быть применены предлагаемые методы.

PACS numbers: 42.50.Rh, 42.65.-k, 42.65.Pc, 42.65.Vh

## Диссипативные оптические солитоны

Н.Н. Розанов

Пространственные и временные оптические солитоны, т.е. световые пучки или импульсы, для которых вызванное дифракцией или дисперсией линейное расширение компенсируется нелинейной фокусировкой, служат ярким примером самоорганизации когерентного излучения и формирования частицеподобных структур поля. Не менее важен их потенциал для оптической обработки информации, поскольку солитоны представляют собой естественные единицы информации. Более полно изучены консервативные солитоны [1, 2], реализующиеся в прозрачных (с пренебрежимо малой диссипацией энергии) нелинейно-оптических средах. Существенно, что консервативные солитоны обладают сплошным спектром основных характеристик (например, максимальной интенсивности), так что под действием флуктуаций имеет место дрейф этих характеристик. Другой тип солитонов — автосолитоны, или диссипативные оптические солитоны (ДОС) — предсказан первоначально для широкоапертурных нелинейных интерферометров, возбуждаемых внешним излучением [3, 4], и для лазеров с насыщающимся поглощением [5, 6]. ДОС существенно отличаются от консервативных солитонов, прежде всего дискретностью спектра основных характеристик (энергетический баланс ДОС удовлетворяется только для дискретных значений максимальной интенсивности). Тем самым подавляется дрейф параметров солитонов под действием флуктуаций и достигается их особая устойчивость, что перспективно для ряда приложений. ДОС формируются жестким (пороговым) обра-

зом, для их существования не обязательна потеря устойчивости однородного распределения поля. По сравнению с неоптическими системами, в которых механизм пространственной связи определяется диффузией [7], в оптических схемах обычно доминирует дифракционный механизм поперечной связи с характерными дифракционными осцилляциями поля, что резко расширяет набор типов ДОС. Последовавшие за [3–6] теоретические и экспериментальные исследования расширили число систем, в которых могут реализовываться ДОС, и выявили их новые виды и свойства. В данном сообщении обобщаются полученные в этой области результаты (см. также обзор [8] и монографию [9]).

Для схем с безынерционной нелинейностью основным служит уравнение для медленно меняющейся огибающей поля  $E$  (используются безразмерные переменные):

$$\frac{\partial E}{\partial \zeta} = (\delta + i)\Delta_d E + f(|E|^2)E + E_i. \quad (1)$$

Эволюционная переменная  $\zeta$  имеет смысл времени  $t$  для резонаторных и продольной координаты  $z$  для безрезонаторных схем,  $\delta$  — эффективный коэффициент диффузии (приближение быстрой релаксации среды), оператор Лапласа  $\Delta$  описывает дифракцию и дисперсию и в пространстве "поперечных координат"  $r$  обладает размерностью  $d = 1, 2, 3$  (последний вариант реализуется для сплошной нелинейной среды с частотной дисперсией),  $f$  — комплексная функция интенсивности  $I = |E|^2$ , характеризующая нелинейность среды, включая усиление и поглощение, и  $E_i$  — амплитуда внешнего излучения.

**Нелинейные интерферометры ( $d = 1, 2$ ).** Примером служит широкоапертурный интерферометр Фабри–Перо, заполненный нелинейной средой и возбуждаемый внешним излучением ( $E_i \neq 0$ ). Форма поля ДОС находится аналитически для нелинейности порогового типа и численно для других типов нелинейности. ДОС характеризуются локальным выбросом интенсивности (в сторону больших или меньших значений для, соответственно, "светлых" и "темных" ДОС) на фоне постоянной интенсивности, отвечающей поперечно-однородному распределению. Внешнее излучение определяет частоту и фазу излучения в форме ДОС. ДОС могут существовать и в отсутствие бистабильности поперечно-однородных состояний [10]. Однако наиболее богат набор ДОС в условиях бистабильности. Тогда ДОС можно представить как сосуществование режима, отвечающего одной из ветвей однородных состояний и возбужденного на ограниченной части апертуры интерферометра, и режима, соответствующего другому состоянию, реализующемуся на остальной части апертуры (рис. 1). Конструктивна также интерпретация ДОС как связанного состояния волн переключения [10]. Из нее следует дискретность спектра одиночных ДОС, причем ДОС различаются шириной выброса интенсивности и числом осцилляций интенсивности (аналог квантового числа) в центральной области (рис. 1в). Аналогично, существуют комбинированные — "двух"- и "многочастичные" — ДОС с дискретным набором равновесных расстояний между составляющими одиночными ДОС. Симметричные комбинированные ДОС неподвижны, а асимметричные движутся в поперечном направлении.