

Обратные задачи в лазерной диагностике и спектроскопии

М. М. Кугейко

Белорусский государственный университет, Минск, Беларусь,
e-mail: kugeiko@bsu.by

Рассмотрен новый подход в решении обратных задач оптики рассеивающих сред – на основе установления регрессионных соотношений между измеряемыми оптическими параметрами и определяемыми микрофизическими характеристиками аэродисперсных и газовых сред, форменных элементов крови, структурно–морфологическими параметрами кожи и слизистых человека, а также на основе аппроксимационных функций для потоков многократного рассеяния излучения кровью, биотканями. Оценена эффективность методов и систем оптико-физической диагностики неоднородных рассеивающих сред на основе данного подхода.

Ключевые слова: обратные задачи оптики рассеивающих сред, аэродисперсные и газовые среды, биобъекты, форменные элементы крови, оптические характеристики, регрессионный метод решения обратных задач.

Inverse problems in laser diagnostics and spectroscopy

М. М. Kugeiko

Belarusian State University, Minsk, Belarus, e-mail: kugeiko@bsu.by

A new approach to solving inverse problems of optics of scattering media is considered – based on the establishment of regression relations between measured optical parameters and determined microphysical characteristics of aerodisperse and gas media, structural and morphological parameters of human skin and mucous membranes, as well as approximation functions for multiple scattering radiation fluxes of blood and biotissues. The efficiency of methods and systems of optical-physical diagnostics of inhomogeneous scattering media based on this approach is evaluated.

Keywords: inverse problems of optics of scattering media, aerodisperse and gaseous media, biobjects, blood form elements, optical characteristics, regression method for solving inverse problems.

Введение

Практически все оптико-физические измерения относятся к классу косвенных, состоящих в определении искомого значения физической величины на основании результатов прямых измерений других физических величин, функционально связанных с искомой величиной. Во всех случаях задача интерпретации получаемой косвенной информации является многопараметрической и часто некорректной обратной задачей. Для решения таких задач требуется использование априорной информации об объекте исследования. Практически всегда, особенно для локационных систем, такая информации не известна, а получение ее требует проведения дополнительных измерений (в диагностике, например, атмосферы, биообъектов и т. п. это трудно осуществимо). Некорректность здесь проявляется также в чрезвычайно сильной зависимости решения от погрешности измерений, что требует решения

проблемы проведения калибровочных измерений с высокой точностью. Для многих случаев это является более сложным, чем создание самой измерительной системы.

Количество требуемой априорной информации существенно уменьшается при использовании регуляризирующих алгоритмов А. Н. Тихонова. В то же время, при этом требуется подбор параметров регуляризации, от которых зависит точность восстановления определяемых параметров. Методы регуляризации, к тому же, теряют устойчивость при неточном подборе параметров регуляризации.

Необходимость использования априорной информации, допущений об исследуемом объекте в настоящее время, например, не позволила метрологически аттестовать лазерно-локационные системы в создаваемых глобальных сетях (мировой, европейской, СНГ, РБ) мониторинга загрязнений окружающей среды (из-за невозможности знания состояния атмосферы вследствие ее неустойчивости), систем неинвазивной оптической диагностики биофизических параметров биообъектов и т. д.

Задача количественной оценки определяемых параметров объектов обычно реализуется в два этапа. На первом этапе определяются оптические параметры объекта из получаемой измерительной информации (обычно путём сравнения экспериментальной и расчетной, в рамках модели переноса и взаимодействия света). Для обеспечения необходимой для практики точности требуется использование методов теории переноса излучения не использующих различные приближения о доминирующем процессе взаимодействия, что, в свою очередь, требует больших вычислительных затрат и, поэтому, исключает возможность интерпретации экспериментальных данных в режиме реального времени (например, при использовании наиболее точного метода Монте–Карло (МК)).

В связи с вышеизложенным, для оптико-физических измерений необходима разработка методов и систем в рамках концепции «безаприорности», сущность которой – максимальное исключение априорной информации или допущения об исследуемом объекте, решение проблемы калибровки (максимальное исключение влияния аппаратных параметров, среды на результаты измерений), а также нового подхода в решении обратных задач, получение информации в режиме реального времени.

1. Сущность регрессионного подхода к решению обратных задач оптики рассеивающих сред

Рассматривается разработанный регрессионный подход к решению обратных задач оптического зондирования рассеивающих сред (атмосферы, биологических объектов), заключающийся в извлечении из регистрируемых оптических сигналов линейно-независимых компонент, как проекций сигналов на пространство из собственных векторов их ковариационной матрицы, и определении искомых параметров среды на основе их устойчивых регрессионных связей с линейно-независимыми компонентами сигналов (см. рисунок) [1–3].

Использование в регрессиях линейно-независимых величин соответствует извлечению из исходных (образаемых) данных «полезного сигнала» и отбрасыванию «шума», что позволяет строить решения обратных задач, устойчивые к случайным «возмущениям» этих данных. Вышеотмеченные собственные векторы и

регрессионные решения обратных задач получают путем статистического моделирования оптических сигналов при максимальной вариативности параметров среды, влияющих на процесс переноса в ней излучения. В последующем это позволяет выполнять оперативную обработку измеряемых оптических сигналов без решения уравнения переноса излучения, доопределения и регуляризации обратной задачи.



Функциональная схема регрессионного подхода

Оптимальная размерность собственного базиса ковариационной матрицы обрабатываемых данных, используемого для их разложения на линейно-независимые компоненты, определяется на основе замкнутых численных экспериментов по восстановлению параметров среды из характеристик ее светорассеяния. Для этого первоначально на основе смоделированного ансамбля реализаций вектора измерений \mathbf{r} формируется «тестовый» ансамбль, в котором каждая реализация \mathbf{r} получена путем наложения на компоненты исходного вектора \mathbf{r} случайных отклонений в пределах погрешности измерений $\delta\mathbf{r}$. Далее перебираются все реализации «тестового» ансамбля и для каждой из них осуществляется решение обратной задачи по формулам регрессии между модельными параметрами \mathbf{x} и линейно-независимыми величинами, составленными из компонентов \mathbf{r} . Получаемые в итоге значения модельных параметров \mathbf{x}^* сравниваются с их фактическими значениями \mathbf{x} , и рассчитываются погрешности их восстановления. В соответствии с этим выбирается количество линейно-независимых компонентов обрабатываемых данных при заданной погрешности измерений и характеристики светорассеяния среды, по которым можно наиболее точно определять конкретные параметры среды в условиях априорной неопределенности всех других. Это также позволяет оценить информативность измеряемых данных, получить представление о теоретически достижимой точности восстановления из них параметров среды, исследовать влияние количества и точности оптических измерений на точность решения обратной задачи.

2. Возможности регрессионного подхода

В монографиях [1–3] продемонстрированы возможности регрессионного подхода к планированию экспериментов по оптическому зондированию рассеивающих сред, включающие анализ информативности спектральных коэффициентов ослабления и направленного светорассеяния разбавленной крови, форменных элементов крови, аэрозолей естественного и антропогенного происхождения, газовых компонент в условиях перекрытия их спектральных линий, выбраны длины волн оптического зондирования и углы приема рассеянного излучения, оптимальные для определения микрофизических параметров эритроцитов и аэрозолей (показателя преломления, счетной и объемной концентраций, характеристик распределения частиц по размерам), получены соответствующие множественные регрессии, позволяющие определять искомые микрофизические параметры в широких пределах их вариаций без решения некорректных обратных задач.

Установлены оптико–микроструктурные регрессионные соотношения для аэрозолей естественного и антропогенного происхождения, представляющие большой интерес для практического применения при лазерно-локационном и спутниковом мониторинге окружающей среды и контроле технологических процессов [1, 3]. На этой основе разработаны методы, использующие предварительно полученные аналитические выражения, связывающие определяемые параметры среды или объекта с их спектрально–пространственными характеристиками. Методы являются основой для создания нового поколения лазерно–локационных систем, использующих минимальное количество априорной информации, дополнительных измерений, калибровочных процедур.

Разработан способ определения концентраций компонентного состава газовых смесей в условиях перекрытия их линий поглощения на основе измерения спектральных значений коэффициентов поглощения светового излучения. Оценена эффективность и показано, что точностные характеристики способа на основе регрессионного подхода решения обратных задач в условиях перекрытия спектральных линий газовый компонент исследуемой среды [3] составляют единицы процентов.

На основе оптических моделей кожи и слизистых оболочек человека, а также метода Монте-Карло (МК) для решения уравнения переноса в них излучения получены устойчивые регрессионные решения обратных задач спектроскопии биотканей с пространственным разрешением, позволяющие определять оптические (коэффициент поглощения, транспортный коэффициент рассеяния, фактор анизотропии индикатрисы рассеяния) и структурно-морфологические (концентрации меланина, общего гемоглобина и билирубина в ткани; степень оксигенации крови; средний диаметр кровеносных сосудов; концентрация и размер рассеивателей) параметры тканей напрямую из сигналов их обратного рассеяния (ОР), регистрируемых на основе волоконно-оптической техники с пространственным разнесением каналов послышки и приема излучения [2, 3].

Оценены погрешности восстановления параметров биотканей, вызванные статистическим разбросом самих параметров и погрешностями оптических измерений. Совместная обработка спектральных и пространственных характеристик ОР ткани с

использованием полученных регрессий позволяет в 2–3 раза уменьшить погрешность восстановления оптических параметров (ОП) ткани по сравнению результатами их восстановления только из спектральных или только из пространственных характеристик ОР.

Предложено решение обратной задачи реконструкции двумерных распределений структурно-морфологических параметров (СМП) тканей человека по их мультиспектральным изображениям [2, 3]. Для устранения влияния неравномерной освещенности и геометрии съемки ткани на результаты восстановления ее параметрических карт используются изображения ткани, нормированные на один из своих спектральных слоев. Обратная задача состоит в восстановлении СМП ткани из спектральных значений каждого пиксела нормированного изображения. Для ее решения используются регрессионные соотношения, предварительно полученные на основе репрезентативной выборки спектра диффузного отражения (ДО) среды, моделирующей исследуемую ткань.

Разработаны методы определения микрофизических параметров (МФП) популяций нативных эритроцитов на основе установления устойчивых регрессионных соотношений между определяемыми МФП и измеряемыми оптическими характеристиками [3]. Следует отметить, что расчет оптических характеристик для установления регрессионных соотношений устанавливался для математической модели эритроцитов в виде двояковогнутого диска и использование модифицированного метода дискретных диполей (МДД).

Отмеченный выше регрессионный подход к количественному анализу характеристик светорассеяния биологических тканей позволит с успехом решать широкий круг практических задач, и обладает рядом важных достоинств [2, 3]. Во-первых, он позволяет в реальном масштабе времени обрабатывать экспериментальные данные и вести непрерывный мониторинг параметров исследуемого объекта, например, во время хирургических операций, терапевтических процедур или в ходе проведения эндоскопического обследования. Во-вторых, регрессионный метод дает возможность определять искомые параметры ткани в тех случаях, когда объем экспериментальных данных не достаточен для использования строгих математических методов решения некорректных обратных задач. И наконец, интерпретация экспериментальных данных на основе предварительно построенных регрессионных соотношений не требует привлечения сложных алгоритмов и компьютерных кодов, а также больших затрат вычислительных ресурсов, что позволяет в реальном времени обрабатывать большие объемы экспериментальных данных.

В то же время, регрессионный метод не позволяет выполнять тонкий анализ характеристик светорассеяния ткани, например, выявлять в них особенности, обусловленные малыми вариациями компонентного состава крови. В частности, это относится к содержанию дисгемоглобинов в крови (карбокси-, мет- и сульфгемоглобина), спектры поглощения которых существенно перекрываются с аналогичными спектрами основных форм гемоглобина (окси- и деоксигемоглобина). Малые вариации спектра ОР ткани, обусловленные вариациями гемоглобинного состава, в значительной степени усредняются по статистическому материалу, используемому для получения регрессий, что делает регрессионный метод слабо чувствительным к

концентрации каждой конкретной формы гемоглобина в условиях их общей вариативности. В этих условиях значительно более высокая точность оценки искомых параметров может быть достигнута путем измерений спектра ОР ткани с высоким спектральным разрешением и последующего решения обратной задачи, заключающейся в моделировании теоретического спектра по отношению к экспериментальному путем подбора модельных параметров [2, 3]. Высокое спектральное разрешение исходных данных обеспечивает устойчивость обратной задачи к погрешностям оптических измерений и устраняет неоднозначность ее решения в рамках используемой модели биоткани. Сложность здесь заключается в адекватном теоретическом расчете характеристик ОР ткани.

Расчет оптических сигналов, измеряемых при помощи волоконно-оптических датчиков, осуществляется с использованием диффузионного приближения (ДП) теории переноса излучения, Монте–Карло (МК) или заранее построенных «look-up» таблиц (расчетных или эмпирических). ДП далеко не всегда обеспечивает требуемую точность и накладывает ряд ограничений на геометрию схемы измерений рассеянного тканью излучения и используемый спектральный диапазон. Метод МК не имеет подобных ограничений и позволяет рассчитывать пространственные характеристики световых полей в среде с учетом ее многослойного строения, конечного размера падающего пучка и отражения света от границ среды. Однако при всех неоспоримых достоинствах метода МК он требует больших затрат машинного времени, что существенно затрудняет его практическое использование. Сокращение времени расчетов может быть достигнуто путем установления связей (аналитических или аппроксимационных) между оптическими параметрами среды и регистрируемыми сигналами.

Получены аппроксимационные выражения для расчета спектра диффузного пропускания кюветы с цельной кровью в зависимости от биохимического состава крови и морфологических параметров эритроцитов, а также для расчета спектрально-пространственных характеристик ДО и ОР кожи, слизистых оболочек в зависимости от их оптических и структурных параметров, проведен анализ эффективности использования полученных выражений для решения обратных задач оптики биотканей [2]. Особо следует отметить разработанные аппроксимационные аналоги метода МК для быстрых расчетов характеристик переноса излучения в однородной и двухслойной многократно рассеивающих средах с погрешностью в единицы процентов.

Библиографические ссылки

1. Кугейко М. М., Лысенко С. А. Лазерная спектрофелометрия аэродисперсных сред. – Минск: БГУ, 2012. 208 с.
2. Лысенко С. А. Методы оптической диагностики биологических объектов. – Минск: БГУ, 2014. 232 с.
3. Кугейко М. М. Обратные задачи оптики рассеивающих сред. – Минск: БГУ, 2024. 304 с.