

USING SCATTERED LIGHT FOR DIAGNOSTICS AND MONITORING

Ismayilova K.Sh. (Republic of Azerbaijan)

Email: Ismayilova59@scientifictext.ru

*Ismayilova Kamala Shirin – PhD in Technical Sciences, Associate Professor,
INSTRUMENTATION ENGINEERING DEPARTMENT, FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGIES AND
MANAGEMENT,
AZERBAIJAN STATE OIL AND INDUSTRY UNIVERSITY, BAKU, REPUBLIC OF AZERBAIJAN*

Abstract: for sensory and diagnostic applications including absorption, scattering, luminescence and polarimetry in optical approaches is considered the most common. When passing through the medium in which the light dependent on the wavelength or polarization of light changes, is for all these approaches the primary variables. As a variable, we can use the phase or life time. The intensity can vary non-linearly for high concentrations and linearly for moderate concentrations during absorption and luminescence.

Keywords: light scattering, absorption, luminescence, polarimetry, intensity.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РАССЕЯННОГО СВЕТА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ И МОНИТОРИНГА

Исмайылова К.Ш. (Азербайджанская Республика)

*Исмайылова Камала Ширин кызы - кандидат технических наук, доцент,
кафедра приборостроительной инженерии,*

Азербайджанский государственный университет нефти и промышленности, г. Баку, Азербайджанская Республика

Аннотация: сенсорные и диагностические приложения, включающие поглощение, рассеяние, люминесценцию и поляризацию в оптических подходах, считаются наиболее распространенными. Прохождение через среду, в которой изменяется зависимость от длины волны или поляризации света, является для всех этих подходов первичным переменным. В качестве переменного мы можем использовать фазу или же время жизни. Интенсивность может изменяться нелинейно для высоких концентраций и линейно для умеренных концентраций во время поглощения и люминесценции.

Ключевые слова: рассеяния света, поглощение, люминесценция, поляриметрия, интенсивность.

Существуют принципиально два типа оптического рассеяния для диагностики и мониторинга: эластичные и неупругие. Эластичное рассеяние можно описать с помощью теории Ми (Mie) (или Рэлея (Rayleigh) рассеяние для частиц, которые малы по сравнению с длиной волны), в которых интенсивность рассеянного излучения может быть связана с концентрацией, размером и формой рассеивающих частиц [1, 2]. Неупругое рассеяние, при котором поляризация частицы не является постоянной, может быть описана как комбинационное рассеяние. Обратите внимание, что флуоресценция, хотя и процесс поглощения, также неупругое. При использовании явления рассеяния света для восприятия обычно рассматривается интенсивность отраженного света. Однако отражение света можно разделить на две формы. Зеркальное отражение или зеркальный тип отражения происходит на границе раздела среды. Возвращенный свет дает мало информации о материале, отличном от его шероховатости, поскольку он никогда не проникает в среду. Таким образом, для приложений, отличных от шероховатости поверхности, зеркально отраженный свет обычно минимизируется или устраняется конструкцией оптического датчика. Диффузное отражение, однако, происходит, когда свет проникает в среду, поглощается и размножается, и возвращается к поверхности среды. Модель, описывающая роль диффузного рассеяния в ткани, основана на теории переноса излучения. Эта же теория применяется и для восприятия. Было предложено использовать эластично рассеянный свет как для диагностических процедур, таких как обнаружение рака, так и для мониторинга аналитов, таких как глюкоза, неинвазивно для диабетиков. Для использования в качестве мониторинга химических изменений, таких как глюкоза, исследователи использовали частотно-модулированный частотный домен NIR-спектрометра, способный разделять приведенные коэффициенты рассеяния и поглощения для обнаружения изменений в приведенном коэффициенте рассеяния, показывающих корреляцию с глюкозой в мышцах человека [3]. Этот подход был перспективным сначала как относительная мера с течением времени, поскольку, очевидно, увеличение глюкозы концентрация в физиологическом диапазоне уменьшает общее количество рассеяния ткани. Однако недостатки подхода легкого упругого рассеяния для мониторинга аналита все еще остаются довольно устрашающе. Специфика подхода упругого рассеяния представляет

наибольшую озабоченность этим методом, поскольку другие физиологические эффекты, не связанные с концентрацией глюкозы, могут приводить к аналогичным изменениям приведенного коэффициента рассеяния со временем, и в отличие от подхода поглощения, упругое рассеяние света в зависимости от молекулы почти длина волны независимый.

Точность измерения приведенного коэффициента рассеяния и разделения рассеяния и изменения поглощения - еще одна проблема с этим подходом. Трудно измерить такие небольшие изменения и нечувствительны к некоторым более крупным изменениям поглощения в ткани, особенно гемоглобина. Этот подход также должен учитывать различные показатели преломления ткани. Тканевое рассеяние вызвано различными веществами и органеллами (мембраны, митохондрии, ядра и т. д.), и все они имеют разную преломляющие индексы. Влияние концентрации глюкозы в крови и ее распределения на клеточном уровне является сложной проблемой, которую необходимо исследовать до того, как этот подход можно считать жизнеспособным. Прибор такого типа потребует калибровки против золотого стандарта, так как приведенный коэффициент рассеяния зависит от дополнительных факторов, таких как плотность клеток на живом организме. Наконец, необходимо учитывать факторы, которые могут изменять уменьшенное рассеяние коэффициент, такой как изменения температуры, концентрация эритроцитов, электролит уровней и движений внеклеточной и внутриклеточной воды. В качестве диагностического инструмента для выявления рака, измерения рассеяния в тонких тканях или клетки могут обещать. Многие из изменений в ткани из-за рака являются морфологическими а не химическими и, следовательно, происходят с изменением размера и формы клеточные и субклеточные компоненты (мембраны, митохондрии, ядра и т. д.). Таким образом изменения упругого рассеяния света должны быть больше с различиями в морфологической ткани.

Если длина волны упругого рассеяния света тщательно выбирается так, чтобы она находилась вне основной области поглощения из-за воды и гемоглобина, и если рассеянный свет измеренный как функция угла падения, существует потенциал для такого подхода для помощи в патологических заболеваниях [4]. Неэластичное рамановское спектроскопическое рассеяние использовалось за последние несколько десятилетий сначала физиками и химиками. Рамановская спектроскопия стала мощным инструментом для изучения различных биологических молекул, включая белки, ферменты и иммуноглобулины, нуклеиновые кислоты, нуклеопротеины, липиды и биологические мембраны и углеводы, но с появлением более мощных лазерных источников и более чувствительных детекторов, он также становится полезным в качестве диагностического и чувствительного инструмента. Явление комбинационного рассеяния наблюдаемый при падении монохроматического (одноволнового) излучения на среду. Помимо упругого рассеяния проходящего света часть излучения неупруго рассеян. Таким образом, некоторые из падающего света частоты ω_0 имеют частотные сдвиги $\pm\omega_0$, что связано с переходами между вращательными, колебательными и электронными которые специфичны для конкретного интересующего анализита. В большинстве исследований используется тип Стокса полос рассеяния, которые соответствуют рассеянию $\omega_0 - \omega_m$. Поэтому полосы комбинационного рассеяния обычно используются те, которые сдвинуты путем взаимодействия с анализитом с более длинными волнами относительно длины волны возбуждения. Как и в случае инфракрасных спектроскопических методов, спектры комбинационного рассеяния могут быть использованы для идентификации молекулы, поскольку эти спектры характерны для вариаций молекулярной поляризуемости и дипольные моменты. Рамановскую спектроскопию можно рассматривать как дополнение к поглощению спектроскопии, поскольку ни одна из этих методик не может разрешить все энергетические состояния молекулы. Фактически, для некоторых молекул некоторые энергетические уровни не могут быть разрешены ни по одной из техник. Из-за модели ангармонического осциллятора для диполей существуют обертоновые частоты в дополнение к основным колебаниям. Преимуществом рамановской спектроскопии является то, что обертоны намного слабее фундаментальных тонов, тем самым способствуя более простым спектрам по сравнению с абсорбционной спектроскопией. Одно из преимуществ использования рамановской спектроскопии в биологических исследованиях состоит в том, что Рамановский спектр воды слабее и поэтому, в отличие от инфракрасной спектроскопии, минимально препятствует спектру растворенного вещества. Таким образом, спектр может быть получен из водных растворов с разумной длиной пути. Однако сигнал комбинационного рассеяния также слаб, и только недавно, с заменой медленных фотоумножителей с более быстрой ПЗС массивов, а также для производства высокоэнергетических инфракрасных лазерных диодов, технологии становятся доступными, чтобы позволить исследователям рассмотреть возможность различия на нормальные и аномальные типы тканей, а также количественное определение химикатов крови в ближайшем реальном времени. Кроме того, исследователи применяли статистические методы, такие как частичные наименьшие квадраты, чтобы помочь в оценке биохимических концентраций из спектров комбинационного рассеяния. Как и при упругом рассеянии, спектроскопия комбинационного рассеяния использовалась как для диагностики, так и для мониторинга. Диагностические подходы ищут наличия

различных спектральных пиков / или разности интенсивностей в пиках из-за различных химических веществ, присутствующих, например, в раковых тканях. Для количественного мониторинга исследуются только различия интенсивности. В ткани одной проблемы является высокий фоновый сигнал флуоресценции в результате аутофлуоресценция, возникающая в сильно васкуляризированной ткани из-за высокой концентрации белков и других флуоресцентных компонентов. Инструментарий для возбуждения в ближний инфракрасный, если длина волны упругого рассеяния света тщательно выбирается так, чтобы быть вне основной области поглощения из-за воды и гемоглобина, и если рассеянный свет измеренный как функция угла падения, существует то потенциал для такого подхода для помощи в патологической диагностике заболевания. Неэластичное рамановское спектроскопическое рассеяние использовалось за последние несколько десятилетий сначала физиками и химиками. Рамановская спектроскопия стала мощным инструментом для изучения различных биологических молекул, включая белки, ферменты и иммуноглобулины, нуклеиновые кислоты, нуклеопротеины, липиды и биологические мембраны и углеводы, но с появлением более мощных лазерных источников и более чувствительных детекторов, он также становится полезными в качестве диагностического и чувствительного инструмента. Явление комбинационного рассеяния наблюдаемый при падении монохроматического (одноволнового) излучения на среду. Помимо упругого рассеяния проходящего света часть излучения неупруго рассеяния.

Возбуждение в области ближний инфракрасный предлагает дополнительное преимущество более длинных волн, которые проходят через более крупные образцы ткани с более низким поглощением и рассеиванием, чем в других спектральных областях, таких как видимый или ультрафиолетовый. Однако в дополнение к флуоресценции, падающей с длиной волны, сигнал комбинационного рассеяния также падает до четвертой мощности по мере увеличения длины волны. Таким образом, существует компромисс между минимизацией флуоресценции и поддержанием сигнала комбинационного рассеяния. Глаз был предложен в качестве сайта для измерения концентрации аналита с использованием спектроскопии, чтобы свести к минимуму аутофлуоресценцию, но недостаток использования глаз для комбинационной спектроскопии заключается в том, что мощности лазерного возбуждения должны быть низкими для предотвращения травм, и это значительно снижает отношение сигнала/шум. Наконец, как инфракрасное и поглощение ближний инфракрасный, к количеству определяют по своей природе низкие концентрации аналитов в естественных условиях, наличие из разных химических веществ должны учитываться, такие спектры комбинационного рассеяния, которые перекрываются.

Список литературы / References

1. *Tuchin V.* Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers Press, Bellingham, Washington, 2000. 988 p.
2. *Katzir A.* Lasers and Optical Fibers in Medicine. Academic Press Inc., San Diego. CA, 1993. Pp. 15–58.
3. *Lakowicz J.* Principles of Fluorescence Spectroscopy. Springer 3rd ed., 2006, XXVI, 954 p.
4. *Pedrotti F.L., Pedrotti L.S.* Introduction to Optics. Second ed., Prentice Hall, Upper Saddle River. NJ, 1993. 389 p.