

ОПТИЧЕСКАЯ КОГЕРЕНТНАЯ ТОМОГРАФИЯ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
г. Минск, Республика Беларусь*

Гебремариа О. Д.

Лукашевич М. М. – к.т.н., доцент

Технология оптической когерентной томографии разработана с целью получения изображения поперечного сечения биологических систем неинвазивными методами. Данная технология позволяет получать изображения с высоким разрешением.

Метод ОКТ аналогичен методу ультразвуковой визуализации. Различие заключается в использовании света вместо звука.

ОКТ позволяет получать поперечные изображения структуры ткани на микронной шкале в реальном времени.

Использование оптической когерентной томографии в сочетании с катетерами и эндоскопами позволяет осуществлять внутрипросветную визуализацию систем органов высокого разрешения.

ОКТ может применяться как разновидность оптической биопсии. Данный метод является мощной технологией визуализации с целью медицинской диагностики, поскольку в отличие от традиционной гистопатологии, которая требует удаления образца ткани и обработки для микроскопического исследования, ОКТ может обеспечивать отображение информации в реальном времени.

ОКТ может использоваться, когда стандартная эксцизионная биопсия является опасной или невозможной. С целью уменьшения ошибок выборки, связанных с предварительной биопсией. Для предотвращения процедуры вмешательства.

Снимки оптической когерентной томографии представляют собой двумерные наборы данных, которые представляют оптическое обратное рассеивание в плоскости поперечного сечения ткани.

Разрешение изображения от 1 до 15 мкм может быть достигнуто на один-два порядка выше обычного ультразвука.

Уникальные особенности данной технологии обеспечивают широкий спектр исследований и клинических применений.

Оптическая когерентная томография, отображающая внутреннюю поперечную микроструктуру тканей с использованием измерений оптического обратного рассеивания, впервые был продемонстрирован в 1991 году. ОКТ-визуализация проводилась на примере сетчатки человеческого глаза, а также в атеросклеротической бляшке в качестве примеров изображений в прозрачных слабо рассеивающих средах, и непрозрачных средах с высокой степенью рассеивания.

ОКТ изначально применялся для визуализации глаза, и на сегодняшний день оказал наибольшее клиническое влияние на офтальмологию.

ОКТ обеспечивает бесконтактное неинвазивное изображение переднего глаза, а также визуализацию морфологических особенностей сетчатки, включая фовею и оптический диск.

Недавние исследования в области технологии оптической когерентной томографии позволили отобразить непрозрачные ткани, что позволило применять ОКТ в широком спектре медицинских специальностей.

Глубина изображения ограничена оптическим затуханием от рассеяния и поглощения ткани.

Тем не менее, большинство тканей позволяет получать изображения на глубине до 2-3 мм. Это соизмеримо с биопсией и гистологией.

Хотя глубина изображения ОКТ не достигает столь высоких значений, как при ультразвуке, тем не менее, разрешение более чем в 10-100 раз опережает стандартной клиническое ультразвуковое исследование.

В целом, существует три типа клинических сценариев, при которых ОКТ может найти наиболее оправданное применение:

В случаях, когда обычная биопсия является опасной или невозможной

Когда биопсия имеет неприемлемо высокую ложную отрицательную скорость из-за ошибок выборки

Для предотвращения хирургического вмешательства

Изображения ОКТ несколько похоже на визуализацию в режиме УЗИ, за исключением того, что вместо звука используется свет.

Рассмотрим факторы, которые влияют на визуализацию ОКТ по сравнению с ультразвуковой визуализацией.

Для выполнения поперечного или томографического изображения сначала необходимо измерить внутреннюю структуру материалов или тканей вдоль одного осевого или продольного размера.

В оптической когерентной томографии первым шагом при построении томографического изображения

является измерение информации об осевом расстоянии или дальности в материале или ткани.

Существует несколько различных вариантов осуществления оптической когерентной томографии, но по существу ОКТ выполняет визуализацию путем измерения задержки времени эха и интенсивности обратного рассеянного или обратного отражения света от внутренней микроструктуры в материалах или тканях.

Изображения ОКТ представляют собой двумерный или трехмерный набор данных, которые представляют различия в оптическом обратном рассеивании или обратном отражении в плоскости или объеме поперечного сечения.

Ультразвуковая визуализация – это хорошо зарекомендовавший себя метод клинической визуализации. Он имеет широкий спектр применений, начиная от визуализации внутренних систем органов, транслюминальной эндоскопической визуализации и внутрисосудистой визуализации на катетере.

При ультразвуковом методе исследования используется высокочастотная звуковая волна с использованием ультразвукового зондового преобразователя. Звуковая волна перемещается в материал или ткань и отражается или обратно рассеивается из внутренних структур, имеющих разные акустические свойства. Частота звуковой волны определяет разрешение изображения на УЗИ, причем более высокие частоты дают более высокие разрешения.

В оптической когерентной томографии измерения расстояния и микроструктуры выполняются обратным отражением и обратным рассеиванием световых волн от различных микроструктурных признаков в материале и ткани.

В целях иллюстрации можно визуализировать работу оптической когерентной томографии, считая световой пучок состоящим из коротких оптических импульсов.

Важно также отметить, что хотя оптическая когерентная томография может быть выполнена с использованием короткого импульсного света, большинство ОКТ систем работают с использованием света короткой длины когерентности с непрерывной волной.

Кроме того, был продемонстрирован широкий диапазон альтернативных подходов к оптической когерентной томографии, которые измеряют спектральные свойства низкокогерентного света.

Когда световой или звуковой луч направлен на ткань, происходит его обратное рассеивание из структур, которые имеют разные акустические или оптические свойства, а также от границ между структурами. Размеры различных структур можно определить, измеряя время эха, требуемого для отражения звука или света от различных структур при различных осевых и продольных расстояниях.

При ультразвуковом исследовании осевое измерение расстояния или диапазона называется сканированием в режиме А.

Основное различие между ультразвуковым и оптическим изображениями заключается в том, что скорость распространения света приблизительно в миллион раз превышает скорость звука. Поскольку расстояния в материале или ткани определяются путем измерения эховой временной задержки отраженных назад или обратно рассеянных световых волн, это означает, что измерение расстояния с использованием света требует сверхбыстрого временного разрешения.

Существует два наиболее важных параметра для характеристики производительности изображения:

Разрешение изображения

Глубина изображения

Разрешение ультразвукового изображения напрямую зависит от частоты или длины волны звуковых волн, которые используются.

Для типичных клинических ультразвуковых систем частоты звуковых волн находятся в районе 10 МГц и дают пространственные разрешения до 150 мкм.

Ультразвуковое изображение имеет то преимущество, что звуковые волны на данной частоте легко передаются в большинство биологических тканей, поэтому можно получить изображения структур глубиной до нескольких десятков сантиметров внутри тела.

Частота звука является важным параметром в ультразвуковом изображении, так как позволяет оптимизировать разрешение изображения для данного приложения, балансируя с глубиной проникновения изображения.

Высокочастотное ультразвуковое исследование было разработано и всеобъемлюще исследовано в лабораторных приложениях, а также в некоторых клинических применениях.

Разрешения от 15 до 20 мкм были достигнуты с частотой 100 МГц и выше. Однако высокочастотное ультразвуковое исследование значительно ослабляется в биологических тканях, а затухание усиливается примерно пропорционально частоте.

Таким образом, высокочастотное ультразвуковое изображение ограничено глубиной всего в несколько миллиметров.

Также важно отметить, что поперечное разрешение ультразвука определяется способностью фокусировки звуковых волн, а в звуковом сигнале проблематичнее производить фокусировку, чем в световом, поэтому поперечные разрешения для ультразвука ниже, чем для ОКТ.

Современные технологии визуализации ОКТ имеют разрешения от 1 до 15 мкм. По своей сути высокое разрешение ОКТ позволяет визуализировать такие функции, как морфология структуры тканей.

Основным недостатком оптической визуализации является то, что свет сильно рассеивается большинством биологических тканей.

В большинстве тканей, отличных от глаза, оптическое рассеивание ограничивает глубину проникновения изображения до 2-3 мм.

Было бы полезно отметить, что оптическая когерентная томография, ультразвук и микроскопия имеют различные механизмы контрастирования изображений.

Ультразвуковые изображения используют для этого различия акустического импеданса ультразвукового рассеяния между различными тканями. Это порождает различия в интенсивности отраженных или обратно рассеянных звуковых волн.

ОКТ-изображение использует свет и чувствительно к различиям в показателе преломления оптического рассеивания между различными тканями.

Наконец, в микроскопии изображения генерируются различиями в оптическом отражении или передаче через тонкие секции.

В гистопатологии для селективного усиления контраста между различными структурами можно использовать большое количество пятен.

Таким образом, внешний вид изображений ОКТ, как правило, отличается от ультразвука или гистопатологии, и необходимы исследования для определения методов интерпретации изображений ОКТ с точки зрения клинически значимой патологии.

Поскольку скорость света чрезвычайно высока, временная задержка эхо не может быть измерена непосредственно с помощью электротехники, как при ультразвуковом исследовании.

Скорость звука в воде составляет около 1500 м/с, тогда как скорость света составляет $3 \cdot 10^8$ м/с. Расстояние или пространственная информация может определяться по временной задержке отраженных эхо сигналов по формуле $\Delta T = z / v$, где ΔT - задержка эха, z - расстояние, на которое проходит эхо, v - скорость звуковой волны или света волна.

Измерение расстояний или размеров с разрешением на 100-микронной шкале, которое было бы типичным для ультразвука, соответствует временному разрешению около 100 нс ($100 \cdot 10^{-9}$ с).

Задержки времени эха, связанные со светом, чрезвычайно быстрые. Например, измерение структуры с разрешением на 10-микронном масштабе, которое типично для ОКТ, соответствует временному разрешению около $3 \cdot 10^{-15}$ с. Прямое электронное обнаружение невозможно в таком масштабе времени. Вместо этого необходимо использовать методы корреляции или интерферометрии.

Одним из методов измерения времени задержки эха света является использование низкокогерентной интерферометрии.

Низкокогерентная интерферометрия была впервые разработана для измерения отражений в волоконной оптике и оптоэлектронных устройствах.

Первые применения низкокогерентной интерферометрии в биомедицине были в офтальмологии для выполнения точных измерений осевой длины глаз и толщины роговицы.

Низкокогерентная интерферометрия измеряет время задержки эхо сигнала и интенсивности рассеивания. Измерения выполняются с использованием интерферометра типа Майкельсона.

Свет от источника направляется на расщепитель луча, и один из лучей падает на образец, который должен быть отображен, тогда как второй луч перемещается по эталонному пути с переменной длиной и временной задержкой.

Обратное рассеивание света от источника помехи света, отраженного от опорного плеча и детектировал с фотоприемником на выходе интерферометра.

Если источник света является когерентным, то интерференционные полосы будут наблюдаться по мере изменения относительной длины пути.

Однако в случае использования низкокогерентного или короткого импульсного света, интерференция света, отраженного от образца и эталонного пути, может происходить только тогда, когда две длины пути совпадают с длиной когерентности света.

Эхо-задержка по времени и интенсивности рассеянного от объектов света может быть измерена путем обнаружения и демодуляции выходного сигнала помех интерферометра при сканировании длины опорного контура.

Следующие особенности оптической когерентной томографии позволяют предположить, что данная технология станет важной для биомедицинской визуализации.

ОКТ позволяет получать изображения с осевыми разрешениями 1-15 мкм, на 1-2 порядка выше обычного ультразвука.

В отличие от ультразвука, визуализация может осуществляться непосредственно через воздух, не требуя прямого контакта с тканью или трансдуцирующей средой.

Изображения могут выполняться в реальном времени, без необходимости обработки образца, как при обычной биопсии и гистопатологии. Это позволяет контролировать патологию на экране и сохранять на видеозаписи с высоким разрешением.

В режиме реального времени визуализация может произвести диагностику в режиме реального времени и связывать эту информацию с операцией, что позволяет руководить процессом хирургического

вмешательства.

ОКТ является оптоволоконной технологией и может быть сопряжена с широким спектром инструментов, включая катетеры, эндоскопы, лапароскопы и хирургические зонды. Это позволит визуализировать системы органов внутри тела.

Устройство оптической когерентной томографии является компактным и портативным, что является важным критерием для клинического устройства.

Список использованных источников:

[1] Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA, Fujimoto JG. Optical coherence tomography. Science. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4638169/>

[2] Fercher AF, Hitzinger CK, Drexler W, Kamp G, Sattmann H. In vivo optical coherence tomography. Am J Ophthalmol. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8328536>

[3] Swanson EA, Izatt JA, Hee MR, Huang D, Lin CP, Schuman JS, Puliafito CA, Fujimoto JG. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography. Opt Lett. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19829430>

Библиотека БГУИР