**БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАТИКИ И РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ**

**кафедра ЭТТ**

**РЕФЕРАТ на тему:**

**«Классификация методов диагностики. Системы фокусировки СВЧ- энергии»**

**МИНСК, 2008**

Классификация методов диагностики

Интроскопия — внутривидение (intro — внутри, лат., skopeo— смотрю, наблюдаю, греч.) — визуальное наблюдение объектов, явлений и процессов в оптически непрозрачных телах и средах, а также в условиях плохой видимости.

Современная медицинская интроскопия имеет в своем арсенале сотни разнообразных приборов, использующих рентгеновское излучение с энергиями от 10 до 100 кэВ (рентгеновская диагностика), гамма-излучение искусственных радиоактивных изотопов с энергиями 10—300 кэВ (изотопная диагностика), инфракрасное излучение человеческого тела (тепловидение), оптический диапазон излучений (эндоскопия). Ведутся исследования по регистрации излучения человеческим телом радиочастотного диапазона (СВЧ-интроскопия). Используются источники СВЧ для получения изображений внутренних структур организма на основе ядерного магнитного резонанса (ЯМР-интроскопия).

Но одного только электромагнитного излучения уже недостаточно для современной медицинской диагностики. Делаются попытки использовать для целей визуализации внутренних структур организма корпускулярное излучение: электроны, нейтроны, протоны.

Чрезвычайно эффективным оказалось применение для задач медицинской интроскопии высокочастотных звуковых колебаний (ультразвуковая диагностика).

И все-таки самые поразительные результаты принесло в последние годы медицинской интроскопии освоение необъятных возможностей ЭВМ и микропроцессорной техники. Впервые вычислительная машина была использована в радиологии едва ли более 30 лет назад для обработки информации, получаемой коллимированным гамма-счетчиком, сканирующим участок человеческого тела, куда введен радиоактивный изотоп. ЭВМ резко ускорила процесс обработки радиометрической информации, существенно сократив радиологу время постановки диагноза.

В настоящее время в клиниках и больницах мира функционируют десятки тысяч ЭВМ различного уровня для решения самых разнообразных задач, от расчета и распределения потоков пациентов по рентгенодиагностическим отделениям крупного диагностического центра до автоматической постановки предварительного диагноза при профилактическом осмотре. Микропроцессоры становятся неотъемлемой деталью схем управления современных интегралов.

Задачи, решаемые ЭВМ, в медицинской интроскопии можно разделить на три основных типа. Первый — обработка информации, включая и непосредственную обработку изображений. Второй — восстановление двух и трехмерных изображений по серии разноракурсных одномерных сигналов детекторов, чувствительных к применяемому для исследования виду излучения. Третий — автоматический анализ медицинских изображений.

Особенности этих трех аспектов применения ЭВМ в медицинской интроскопии рассмотрим далее в приведенном выше порядке.

Не останавливаясь подробно на достаточно сложных механизмах взаимодействия используемого для интроскопии излучения с объектом исследования, отметим только, что при всем разнообразии методов по принципу регистрации их можно разделить на четыре группы (рис. 1).

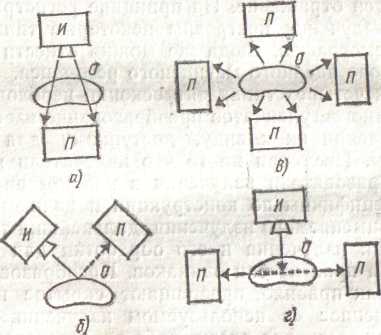


Рис. 1.

1. Регистрация излучения, прошедшего через исследуемый объект (рис. 1, а). Источник излучения И и приемник П располагаются на противоположных сторонах от объекта О. Естественно, такой метод применим только при использовании сильного «проникающего» излучения: рентгеновского, иногда ультразвуковых волн, потока нейтронов.

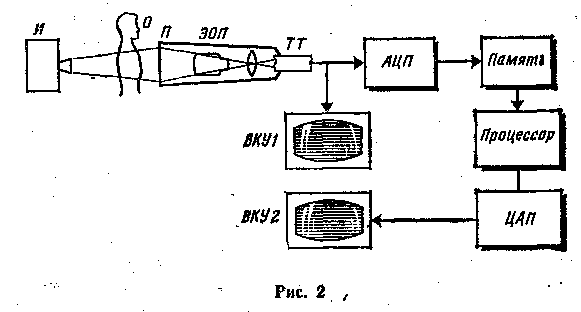
2. Регистрация отраженного излучения (рис. 1, б). Приемник при этом может располагаться там же, где и источник, либо рядом с ним в зависимости от того, какой отраженный сигнал требуется зарегистрировать. Иногда источник совмещается с приемником. Подобным образом работают оптические внутриполостные эндоскопы и ультразвуковые сканеры. Регистрация собственного излучения объекта. Живые организмы излучают ИК-излучение и электромагнитное излучение радиочастотного диапазона. Если в исследуемый орган введен радиоактивный изотоп, то регистрируется распределение его активности (изотопная диагностика, рис. 1, в).

Регистрация рассеянного излучения (рис. 1, г). Взаимодействуя с тканями организма, проникающее излучение частично поглощается, частично проходит через объект без изменений, а существенная доля излучения видоизменяется: меняет направление и энергию — рассеивается во все стороны. Частным случаем рассеяния является отражение. На принципе регистрации рассеянного излучения построены некоторые типы рентгеновских томографов. Сюда же можно отнести томографы на основе ядерного магнитного резонанса.

Во всех четырех типах интроскопии необходимо производить многоступенчатое преобразование изображений для приведения их к виду, доступному для анализа оператором. Несмотря на то, что излучатели и первичные преобразователи излучения в каждом виде интроскопии специфичны по конструкции и целиком зависят от вида применяемого излучения, дальнейший тракт преобразования излучения и его обработки для большинства систем практически одинаков. Преобразователи излучения, как правило, превращают скрытое изображение, полученное «в используемом излучении», либо в оптическое, доступное глазу, либо в последовательность электрических сигналов. Оптическое изображение может быть усилено с помощью электронно-оптических методов усиления и превращено в последовательность электрических сигналов с помощью, например, телевизионных систем либо подано для изучения оператором.

Последовательность электрических сигналов представляет собой наиболее удобную форму для последующей обработки изображения. Обработка может осуществляться как электронными аналоговыми, так и цифровыми методами. Для целей цифровой обработки аналоговые сигналы превращаются в дискретную форму с помощью аналого-цифровых преобразователей АЦП и в таком виде поступают в ЭВМ.

На рис. 2 в качестве примера представлен тракт преобразования изображения при рентгеновском исследовании с помощью ЭВМ. Полученное на флюороскопическом экране П световое изображение усиливается электронно-оптическим преобразователем (ЭОП) и поступает через оптическую систему на вход телевизионной трубки ТТ, превращаясь в последовательность электрических сигналов. С помощью АЦП производится дискретизация и квантование, а далее запись в оперативную цифровую память — ОЗУ и обработка сигналов изображения по заданным программам в ЭВМ. Преобразованное изображение вновь превращается в аналоговую форму с помощью цифро-аналогового преобразователя ЦАП и выводится на экран видеоконтрольного устройства ВКУ полутонового дисплея. Для сравнения на другом ВКУ может регистрироваться первичное изображение непосредственно с телевизионной трубки ТТ.



Вместо электрического сигнала от телевизионной трубки в некоторых видах интроскопии могут использоваться сигналы сканирующих датчиков излучения (термография, УЗ-диагностика), сигналы матрицы фотоэлектронных умножителей (радиоизотопная диагностика), но последующий тракт преобразования во всех системах, работающих «он лайн» (в одной линии с ЭВМ), практически одинаков.

В варианте «офлайн» (когда ЭВМ отделена от интроскопа) оптическое изображение регистрируется на фотопленке, которая затем переносится на ЭВМ, где предварительно изображение считывается теми же электронными, в частности телевизионными, методами и обрабатывается аналогичным образом.

Такая общность систем преобразования интроскопических изображений, а также методов и средств их обработки позволяет рассмотреть особенности применения ЭВМ в медицинской интроскопии без разделения по видам исследований. Там, где это оказывается необходимым для понимания особенностей работы ЭВМ, мы кратко изложим принципы того или иного вида интроскопии, но основное внимание будет сосредоточено на общих вопросах обработки, восстановления и анализа медицинских изображений.

И последнее соображение, прежде чем будет подведен итог нашему затянувшемуся введению. Общность методов и средств обработки иитроскопических изображений уже сейчас позволяет ставить вопрос о создании единой цифровой системы для работы с медицинскими изображениями и об организации единых диагностических отделений на основе широкого применения ЭВМ в клинической практике. Помимо значительного экономического эффекта за счет многократного уменьшения расхода серебросодержащих фотоматериалов и повышения производительности труда врача-диагноста, такая система позволит резко расширить диагностические возможности современной интроскопии и поднимет на новый уровень качество медицинского обслуживания населения нашей страны.

Системы фокусировки СВЧ- энергии и перспективы их применения

Для решения задач обнаружения объектов в оптически непрозрачных средах в последнее время стало перспективным использование ближнезонных фокусирующих систем СВЧ-диапазона. Среди известных способов концентрации СВЧ-излучения лучшие результаты (достижение высокой точности фокусировки, разрешающей способности, достаточной плотности потока мощности, помехоустойчивости) дает применение РТС на базе адаптивных антенных решеток с использованием в качестве антенной системы фазированной антенной решетки (ФАР). В этом слу­чае связанное с антенной решеткой устройство обработки сигнаов определяет основные характеристики системы в соответствии с инфор­мацией, извлекаемой при обработке принимаемых сигналов, содержит вычислительное устройство, цепи самонастройки, блок формирования амплитудно-фазовых распределений на раскрыве антенной системы.

Рассмотрим применение малапараметрической фокусировки СВЧ-энергии для решения информационных задач в ближней зоне антенной системы.

Пространственная фокусировка на прием и на излучение осуществляется благодаря большому раскрыву антенной системы (АС), обеспечивающему пространственно-временное когерентное сложение либо принятых колебаний со всего раскрыва некоторой АС - непрерывной или дискретной (разреженной), либо излученных той же АС колебаний, создавая пространственную плотность потока энергии в зоне фокусировки - большую, чем на раскрыве АС с площадью раскрыва Sа= La┴\*La



т.е. на расстояниях r0 Sά/λ , удовлетворяющих условию зоны Френеля.



Существует некоторая точка пространства с координатами ά0, β0, r0 соответствующая максимуму диаграммы фокусировки, которая характеризует фокусирующие свойства АС. Впервые введя новую сущность - диаграмму фокусировки, которая в равной мере относится как к режиму приема, так и к режиму излучения, под ней следует понимать зависимость результирующей амплитуды когерентно-сложенных колебаний от трех координат некоторых точек пространства G(,г), из которых осуществляется излучение и производится фокусировка на прием принятых АС колебаний. В отличие от диаграммы направленности АС, которая является функцией только двух угловых координат, диаграмма фокусировки является функцией трех координат - двух угловых и дальности. Однако существует некоторая область пространства в окрестности указанной точки, в которой относительный уровень сфокусированного СВЧ сигнала оказывается не ниже заданного. Эту область пространства следует называть зоной фокусировки.



Что касается временной концентрации СВЧ энергии, то она осуществляется благодаря широкому спектру излучаемого (принимаемого) сигнала, обеспечивающему временное сжатие сигнала, пропорционально его базе, т.е. произведению длительности на ширину спектра, в силу чего мощность (временная плотность энергии) увеличивается в то же число раз.

Ограничимся рассмотрением только пространственной фокусировки СВЧ энергии, считая временную структуру принимаемых или излучаемых колебаний соответствующей монохроматическому сигналу. В зоне Френеля -фронт такой волны характеризуется наклоном в двух плоскостях 0 и 0 по отношению к раскрыву АС и кривизной 0= 1/rо.



Когерентное сложение сигналов

Mkl=E0 . eikθ. eilθ ei(k2+l2)θ

с элементов ФАР под номером k1, где k- строка, а l- столбец элементов двумерной ФАР, расположенных эквидистантно с шагом Δ1, предполагает коррекцию их поканальных набегов фазы Δθ1,Δθ2,Δθ3, обусловленных наклоном и кривизной волнового фронта (ВФ):

Δθ1 = Ώc1 Δ1 = 2π/λ sin ά0 . Δ1

Δθ2 = Ώc2 Δ1 = 2π/λ sin β0 . Δ1

Δθ3 = 2π/λ γ0/2. (Δ1)2

а также юстировку начального фазового распределения, обусловленного

совокупностью причин инструментального характера

S =



G



Заменяя ограниченный раскрыв АС L=N . Δ1 с равномерным амплитудным распределением бесконечным раскрывом с гауссовым амплитудным распределением, находим диаграмму фокусировки.-



,



где Δά=ά0-άk, Δβ0=β0-βk,Δr=r0-rk -рассогласования в плоскостях и по дальности соответственно, Эффективные размеры зоны фокусировки:



Сомножитель G(0,0,0)=Eо.L1.L2/(Δl)2= E0. N1 . N2 отражает амплитуду результирующего колебания, как результата когерентного сложения колебаний от N=N1.N2 элементов ФАР.

Априорная неопределенность относительно расположения зоны фокуси­ровки и элементов ФАР требует использования принципов самонастройки (адаптации) в системе фокусировки СВЧ энергии. Адаптивное управление амплитудно-фазовым распределением системы фокусировки СВЧ энергии может быть организовано на разных принципах. Если обеспечивать синфазное (когерентное) сложение колебаний от всех элементов ФАР с колебанием какого-то одного опорного элемента, то такая система самонастройки будет многопараметрической, которая в сравнении с малопараметрической не требует предварительной юстировки начального фазового распределения.

Проведенный синтез дискриминаторов наклона и кривизны ВФ показал, что формирование сигнала ошибки наклона ВФ должно осуществляться путем формирования двух каналов, взаимно расстроенных по пространственной частоте относительно единого фазового центра АС, суммарно-разностной обработки и скалярного перемножения (метод АМС), либо путем формирования двух каналов со взаимно рассовмещенными фазовыми центрами на расстоянии, не превышающее раскрыва около каждого фазового центра, суммарно-разностной обработкой и перемножением с предварительным сдвигом по фазе на п/2 радиан одного из сомножителей (метод ФМС). Формирование сигнала ошибки кривизны ВФ должно осуществляться путем формирования трех каналов, взаимно расстроенных по пространственной частоте относительно единого фазового центра АС, двойной суммарно-разностной обработки и перемножения со сдвигом по фазе одного из сомножителей на п/2 радиан (метод АМС), либо путем формирования трех каналов со взаимно рассовмещенными фазовыми центрами, двойной суммарно-разностной обработкой и перемножением со сдвигом по фазе одного из сомножителей на п/2 радиан (метод ФМО). Дискриминационные характеристики дискриминаторов наклона и кривизны ВФ (при L1 = L2= L) могут быть описаны выражениями вида:



где Gо и Δrэф - коэффициент направленного действия АС и эффективная протяженность зоны фокусировки по дальности соответственно. Откуда крутизна дискриминационных характеристик:

[ В/рад],



Определены спектральные плотности возмущающих воздействий дискриминаторов наклона и кривизны ВФ:



где Δэф - разрешающая способность системы фокусировки по некоторому обобщенному параметру (наклону, кривизне), μ - отношение сигнал шум, ΔFoбp- полоса пропускания фильтра обработки сигнала. Полагая сигнал сильным, дисперсия флуктуационной ошибки самонастройки по измеряемому обобщенному параметру равна:, где ρa- эквивалентное отношение сигнал/шум по мощности в цепи самонастройки. Чтобы ошибка адаптации не приводила к заметному снижению эффективности фокусиров­ки, необходимо выполнение условия:. для чего необходимо, чтобы . Это означает, что энергия сигнала, накопленного в цепи самонастройки, должна быть, по крайней мере, на порядок больше спек­тральной плотности шумов. Если ориентироваться только на источник внутренних шумов с коэффициентом шума кш=250, который нетрудно обес­печить, то



Продолжительность переходных процессов (время адаптации) в цепях самонастройки при неблагоприятном исходном положении цепей самонастройки в области неустойчивого равновесия с очень низким коэффициентом положительной обратной связи на порядок может превышать время памяти замкнутой цепи самонастройки в установившемся режиме: Tадапт.= 10.Tа= 10/Δfa поэтому, желая иметь быстродействующую систему фокусировки СВЧ энергии с временем адаптации порядка 10 мкс, необходимо обеспечить полосу пропускания замкнутой цепи самонастройки в установившемся режиме порядка I МГц.

Оценив размеры - элемента разрешения можно с такой точностью осуществлять программный просмотр пространс­тва. Слово «программный» подразумевает программное управление как самим амплитудно-фазовым распределением на раскрыве антенной сис­темы, так и управление РТС в целом. Обзор осуществляется занесением дискретных распределений для последовательной фокуси­ровки. Иными словами происходит, установка максимума диаграммы направленности в заранее выбранные узловые точки просмотра пространства ближней зоны. Часто целесообразно получить картину распределения объектов в некоторой плоскости. В этом случае задача просмотра упрощается и сводится к сканирования с постоянной дальностью просмотра.

Если в области пространства обнаружения, куда в данный момент была установлена зона фокусировки, находится некий отражающий объ­ект, то в силу принципа Гюйгенса-Френеля он станет источником вто­ричного электромагнитного излучения. Оно будет принято приемным блоком системы до загрузки очередного распределения на ФАР. При превы­шении этим сигналом уровня порога срабатывания автоматически при­нимается решение о наличии объекта в данном элементе разрешения с присвоением априорно известных координат узловой точки фокусировки. На этом оканчивается первый этап - обнаружение объекта и грубое, с точностью до элемента разрешения, определение его координат, (возможен рис. просмотра в картинной плоскости)

Для улучшения точностных характеристик измерения координат предлагается на втором этапе перейти в режим программного адаптивного поиска объекта в пределах выделенного объема элемента пространства обнаружения. Это совершенно не влечет за собой каких-либо структурных перестроек макета, а лишь заключается в автоматическом (при желании оператора) переводе системы на новый режим функционирования. Главное отличие нового этапа - в необходимости расчета амплитудно-фазовых распределений для фокусировки в промежуточные точки адаптивного поиска. Их координаты определяются непосредственно в процессе работы и заранее не известны, что не позволяет априорно иметь готовые распределения. Таким образом, на втором этапе возрастают временные затраты, но они могут компенсироваться использованием быстродействующих вычислителей и оптимальных алгоритмов поиска. Можно отказаться от расчетов АФР, а хранить их в памяти вычислителя, но это требует ее значительных объемов и приводит к ограничению точности обнаружения. Так, для увеличения точности определения координат на порядок требуемый объем памяти возрастает на три порядка (при объемном сканировании).

Точность измерения координат определяется выбором порога адаптации, а скорость адаптации (число итераций) - выбором оптимальных коэффициентов передачи каналов самонастройки по параметрам волнового фронта.

Предлагаемая система сочетает в себе достоинства грубого обнаружения при сканировании по узловым точкам (с использованием готовых АФР) и точное адаптивное измерение координат (с вычислением промежуточных АФР). Главное достоинство системы - определение трех координат, как активных так и пассивных целей в ближней зона антенной системы при простоте структурного построения (монохроматический сигнал, единая приемная и передающая антенная система, малопараметрическая фокусировка СВЧ). Существенным недостатком является плохое разрешение объектов по дальности в силу значительной протяженности зоны фокусировки по этой координате.

**ЛИТЕРАТУРА**

1. Охрименко А.Е. Основы извлечения, обработки и передачи информации. (В 6 частях). Минск, БГУИР, 2004.
2. Девятков Н.Д., Голант М.Б., Реброва Т.Б.. Радиоэлектроника и медицина. –Мн. – Радиоэлектроника, 2002.
3. Медицинская техника, М., Медицина 1996-2000 г.
4. Сиверс А.П. Проектирование радиоприемных устройств, М., Радио и связь, 2006.
5. Чердынцев В.В. Радиотехнические системы. – Мн.: Высшая школа, 2002.
6. Радиотехника и электроника. Межведоств. темат. научн. сборник. Вып. 22, Минск, БГУИР, 2004.