

Министерство образования Республики Беларусь  
Учреждение образования  
«Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники»

Кафедра антенн и устройств СВЧ

***МЕТОДЫ И АППАРАТНЫЕ СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ  
ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ***

Методическое пособие по курсу  
«Техника СВЧ и КВЧ в медицинских приборах»  
для студентов специальности «Медицинская электроника»  
и магистрантов специальности «Радиофизика»

Минск 2008

УДК 621.38 (075.8)  
ББК 53.61 я 73  
М 54

Авторы :

А. А. Тамело, В. В. Муравьев, Д. Ф. Молодкин, Д. Б. Владимиров

**Методы** и аппаратные средства диагностики онкологических заболеваний : метод. пособие по курсу «Техника СВЧ и КВЧ в медицинских приборах» для студ. спец. «Медицинская электроника» и магистрантов спец. «Радиофизика» / А. А. Тамело [и др.]. – Минск : БГУИР, 2008. – 47 с.  
ISBN 978-985-488-298-7

В методическом пособии рассматриваются методы диагностики онкологических заболеваний, принципы работы современных диагностических приборов и требования, предъявляемые к ним в онкологической практике.

**УДК 621.38 (075.8)**  
**ББК 53.61 я 73**

**ISBN 978-985-488-298-7**

© УО «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники», 2008

## СОДЕРЖАНИЕ

Введение.....	4
1. Диагностика онкологических заболеваний.....	5
1.1. Особенности диагностики онкологических заболеваний.....	5
1.2. Требования к диагностическим методам и приборам .....	8
2. Современные методы диагностики онкологических заболеваний .....	11
2.1. Общая характеристика современных методов диагностики онкологических заболеваний.....	11
2.2. Обзор термографических приборов.....	18
2.3. Метод волновой радиотермометрии.....	23
2.4. Характеристика фотометрических методов исследований .....	33
Заключение .....	44
Литература .....	45

## Введение

Методическое пособие посвящено рассмотрению методов и аппаратных средств диагностики онкологических заболеваний.

По сложности и важности для человечества проблема онкологических заболеваний занимает центральное место. Ежегодно в мире от злокачественных опухолей умирает более 7 млн человек.

Распространение онкологических заболеваний в последние годы связано с ухудшением климатических условий, загрязнением окружающей среды, разрушением озонового слоя, воздействием радиоактивных веществ и излучений, применением химических материалов и пестицидов в сельском хозяйстве и быту [1].

В связи с возросшей активностью Солнца увеличилось количество онкологических кожных заболеваний, которые составляют более 25 % всех раковых опухолей. Например, частота заболеваемости наиболее опасным кожным заболеванием – злокачественной меланомой возросла в 2 раза за последние 10 лет [2]. Каждый год погибает 30–40 % больных этим заболеванием.

Распространенность онкологических заболеваний и их опасность для жизни человека делает актуальным поиск новых методов диагностики и терапии.

Современные методы лечения онкологических заболеваний приносят положительные результаты при медицинском вмешательстве на ранних стадиях развития болезни, поэтому в онкологической практике ведущую роль отводят диагностике.

В первом разделе методического пособия описываются медицинские аспекты развития онкологических заболеваний и связанные с ними особенности диагностики. Дается анализ трудностей, возникающих при проведении исследований живых организмов.

Особое внимание посвящено рассмотрению требований, предъявляемых к приборам и методам диагностических исследований в онкологии. Рассматриваются различные методические и технические приемы преодоления специфических для данной области исследования ограничений.

Во втором разделе пособия дается характеристика современных методов диагностики онкологических заболеваний, получивших широкое применение на практике. В пособии рассматриваются термографические методы исследований, метод волновой радиотермометрии, фотометрический и рентгенологический методы, ультразвуковая и радиоизотопная диагностика, метод ядерно-магнитного резонанса и др. Дается сравнительный анализ различных методов и аппаратных средств.

Рассматриваются принципы работы диагностических приборов, использующих данные методы. Для наиболее распространенных методов приведены обобщенные схемы измерений и конкретные примеры технической реализации.

# 1. Диагностика онкологических заболеваний

## 1.1. Особенности диагностики онкологических заболеваний

Медицинская диагностика заболевания представляет собой комплекс методов и средств поиска и обнаружения отклонений от нормы объектов биологического происхождения.

Целью диагностики является получение своевременной и достоверной информации о наличии заболевания, его разновидности, локализации и степени тяжести для выбора правильного варианта лечения.

В медицинской практике диагностика онкологических заболеваний основывается на всестороннем изучении пациента, которое включает:

- анализ информации об истории заболевания и самочувствии больного;
- объективное исследование состояния человеческого организма;
- анализ результатов лабораторных исследований крови, выделений, тканей;
- получение информации с помощью диагностических приборов.

В диагностике онкологических заболеваний выделяют два этапа: первичная диагностика и уточненная диагностика.

Главной задачей первичной диагностики является постановка диагноза онкологического заболевания. Эта задача в основном решается медицинскими учреждениями общей лечебной сети. Если больной направляется в онкологическое учреждение с подозрением на онкологическое заболевание, его дальнейшее обследование проводят онкологи, решая задачи уточненной диагностики.

Уточненная диагностика проводится в условиях специализированной поликлиники или стационаре. На этапе уточненной диагностики решаются следующие задачи:

- 1) определение исходной локализации опухоли, анатомического типа роста, ее размеров и объема поражения органа;
- 2) выяснение характера опухоли: злокачественная или доброкачественная;
- 3) морфологическое подтверждение диагноза;
- 4) определение степени распространенности опухолевого поражения.

Если первичная диагностика онкологических заболеваний ограничивается профилактическим осмотром и анализом информации об истории заболевания, то решение задач уточненной диагностики невозможно без применения инструментальных методов обследования.

С точки зрения развития патологического процесса и возможностей клинической диагностики в развитии злокачественного новообразования условно можно выделить три периода: пребластоматозный, доклинический и период клинических проявлений опухоли. Диагностика в клинической онкологии должна начинаться с попытки выявления предопухолевых (пребластоматозных) заболеваний. При этом необходимо учитывать, что не все злокачественные опухоли имеют этот период в процессе своего развития. Активное и правильное

лечение предраковых заболеваний предотвращает возможность развития злокачественной опухоли у абсолютного большинства больных.

Доклинический период развития злокачественной опухоли охватывает промежуток от момента возникновения первых раковых клеток до появления первых клинических признаков заболевания, позволяющих установить диагноз. Продолжительность периода переменна, зависит от биологических свойств опухоли, состояния организма заболевшего, однако длительность его измеряется годами. Только опухоли, достигшие размеров 0,5–1 см, распознаются клинически. Опухоль таких размеров называют малым раком – это наименьшая опухоль (инвазивная), уверенно определяемая клиническими методами исследования. У большинства больных опухоль выявляется только после достижения ею массы в 1 г, что приблизительно соответствует диаметру 1 см. К этому моменту опухолевая клетка совершает 30 удвоений ( $10^9$  клеток), что составляет 3/4 удвоений, исчерпывающих, как правило, жизнеспособность организма заболевшего [3].

Для того чтобы определить наличие онкологического заболевания в данный период (при отсутствии видимых проявлений опухоли), используются специальные методы ранней диагностики. Они основаны на определении температуры, оптических характеристик, параметров электромагнитного излучения исследуемой области пациента для выявления отклонений от их значений в норме.

В диагностике доклинического рака особое значение приобретает активное выявление онкологической патологии при профилактических осмотрах. С целью повышения эффективности профилактических осмотров необходимо формирование групп повышенного риска, подлежащих углубленному обследованию и постоянному динамическому наблюдению. Формирование групп повышенного риска значительно повышает качество профилактических осмотров и позволяет эффективно использовать инструментальные методы, осуществлять направленный поиск патологического процесса и преемственность в диагностике и лечении больных [2].

Для диагностики онкологических заболеваний проводятся многочисленные исследования и измерения. Измерения, проводимые как при лабораторных исследованиях, так и с применением электронной аппаратуры, можно классифицировать по природе измеряемых величин.

Наиболее распространенными являются:

- теплофизические измерения: измерение температуры органов и тканей;
- электрические измерения: измерение биопотенциалов и импеданса;
- магнитные измерения: измерение индукций магнитных полей биообъекта;
- оптические измерения: определение спектральных характеристик излучения тела человека.

Наряду с непосредственной обработкой результатов выбранного метода в онкологической практике существует большое количество методик диагностики, основанных на интерпретации результатов измерений параметров биообъекта, полученных с помощью других методов обследования. Анализ результатов альтернативных методов диагностики позволяет дополнить общую картину

исследуемого объекта, оценить точность и эффективность выбранного метода и определить погрешности измерений.

Обычно при изучении нового объекта исследователь стремится рассмотреть его с различных позиций, получить полное описание его основных параметров, свойств и ответов на различные внешние воздействия. Комплексный подход позволяет построить некоторую модель исследуемого объекта, позволяющую прогнозировать его состояние и поведение в известных и заранее неизвестных ситуациях. Такая модель систематизирует в одно целое все представления и суждения об объекте. Точность прогноза поведения характеризует уровень знаний об объекте исследования. Для обобщения результатов наблюдений и измерений используются различные методы исследования и математический аппарат.

Особенностью диагностики в онкологии является сложность построения модели исследуемого объекта. Онкологические заболевания широко распространены в организме человека. Патологические процессы могут иметь место практически во всех системах, органах и тканях, поэтому для создания концептуальной модели необходимо получение полного описания всего организма, что невозможно в настоящее время ввиду сложности биологического объекта как объекта исследования. Современные биология и медицина не в состоянии предоставить важную информацию о структуре и функционировании всех биологических объектов, необходимую для создания модели. Представления о биологических объектах постоянно дополняются по мере развития новых методов и технических средств их исследования [4]. Кроме того, обобщение результатов исследований связано с преодолением значительных трудностей из-за несовершенства методов диагностики и математического аппарата, не приспособленного для изучения объектов подобной сложности.

Значительно усложняет задачу объективной оценки состояния систем биологического объекта изменчивость и индивидуальный разброс его параметров, их взаимосвязанность, нелинейность этих связей, наличие высокого уровня помех, неоднородность организма. Поэтому важной становится оценка соответствия получаемых количественных и качественных характеристик действительному состоянию. При диагностике онкологических заболеваний возрастает ответственность за объективность результатов медико-биологических измерений, так как они определяют дальнейший ход исследований, применение тех или иных терапевтических или хирургических воздействий.

Сложность диагностики онкологических заболеваний определяется также наличием в организме человека большого числа систем с подвижными связями и функциями, которые влияют на патологические процессы в исследуемом участке. При оценке информативности измеряемых параметров необходимо считаться с комплексом множества внешних случайных и систематических факторов, постоянно и активно воздействующих на биообъект. Кроме того, для разных биологических систем одного типа характерен индивидуальный разброс параметров, отражающий компенсаторные влияния физиологических систем друг на друга [5]. Их внутригрупповая изменчивость приводит к необходимо-

сти фиксировать и оговаривать разделение исследуемых пациентов по определенным критериям – вводить возрастные группы для диагностики одних и тех же патологических проявлений, а наличие большого числа механизмов регуляции и адаптации к изменяющимся условиям заставляет контролировать продолжительность эксперимента.

## **1.2. Требования к диагностическим методам и приборам**

В онкологии, как и в любой другой области медицины, предъявляются особые требования к диагностическим методам и приборам. При оценке конкретного метода исследования учитываются следующие аспекты:

- 1) степень информативности и надежности медико-биологических показателей, получаемых с помощью выбранного метода;
- 2) простота выполнения всех методических приемов по подготовке технического средства и объекта эксперимента к исследованию;
- 3) простота и доступность всех технических средств для выполнения исследования данным методом;
- 4) наличие алгоритмов расчета медико-биологических показателей по данным эксперимента и простота медико-биологических интерпретаций результатов исследований;
- 5) экологичность метода, т.е. его безвредность для пациента;
- 6) возможность сочетания данного метода с другими.

Применение приборов, аппаратов, комплексов и технических приспособлений к ним, в которых реализуются физические методы исследования различных биологических объектов (систем, органов, тканей человека) позволяет получить диагностическую информацию в виде множества медико-биологических показателей и записей физиологических процессов, на основании анализа которых строится диагностическое заключение.

При диагностике онкологического заболевания медико-биологические показатели часто представляются в виде графических зависимостей или набора значений. Процессы, протекающие в организме человека, отображаются в виде снимков (рентгенография) либо организуется динамическое наблюдение картины протекания процесса в реальном масштабе времени (например термографический метод).

Поскольку диагноз онкологического заболевания определяется результатами исследований, полученными с помощью диагностических методов и приборов, надежность и достоверность диагностических заключений в значительной мере зависит от возможностей выбранного метода.

При оценке достоверности результатов, полученных с помощью данного метода исследований, особое внимание необходимо обращать на источники погрешностей, сопровождающих эксперименты с биообъектами. Так как при исследованиях используются технические средства, точность измерений зависит от погрешностей аппаратуры. Заметное влияние на результаты оказывают методические погрешности, которые проявляются во взаимном влиянии друг на



друга объекта и технических средств, в неточности выполнения методики эксперимента, изменчивости свойств объекта в процессе исследования, в шумах внутреннего происхождения и др. Только тщательный анализ качества выполнения всех этапов схемы исследования, учет влияния данного метода на биообъект, минимизация погрешностей аппаратуры позволяет получить качественные результаты для диагностических заключений. Поэтому при выборе способа диагностики важное значение играет простота выполнения всех методических приемов по подготовке технического средства и объекта эксперимента к исследованию данным методом. Любой эксперимент с биологическим объектом даже в самых простых случаях требует внимательного отношения к последовательности и тщательности выполнения всех этапов, связанных с его проведением. Каждый этап эксперимента может включать несколько операций – либо относительно простых актов воздействия на объект (обработка кожи, дозировка радиоизотопных материалов для введения в ткань и т.п.), либо сложных процедур, требующих использования специального дополнительного оборудования (например воздействие излучениями). В особо сложных исследованиях последовательность этапов в одном эксперименте может включать большое число операций, связанных с подготовкой объекта, оборудования, выполнением целого ряда вспомогательных процедур. Последовательность этапов отражает технологическая схема медико-биологического эксперимента. Однако на сегодня далеко не все исследования имеют отработанные схемы экспериментов. Наиболее сложными являются схемы контактных способов исследований, поэтому в практике диагностики онкологических заболеваний предпочтение отдается бесконтактным методам диагностики. Кроме сложности проведения исследований измерительные датчики и электроды, используемые в контактных методах, имеют существенные недостатки:

- вызывают травмы и повреждения участков кожи, на которые они крепятся. Это может привести к прогрессированию опухоли;
- появляются помехи при измерениях, связанные с ответной реакцией кожи и поверхностных тканей на внешнее раздражение;
- вызывают дискомфорт пациента;
- способствуют появлению неблагоприятных эффектов при продолжительных измерениях.

Отсутствие подобных недостатков и простота выполнения всех методических приемов по подготовке технического средства и объекта эксперимента к исследованию обусловило широкое применение дистанционных методов диагностики онкологических заболеваний.

Известно, что при исследовании биологического объекта ни один из методов изолированно, вне связи с другими, не может дать достаточно информативных и надежных результатов при изучении многосторонних процессов, присущих организму человека с целью выявления отклонений от нормы. Разнообразие показателей, характеризующих состояние биологического объекта, и требование одновременной фиксации их значений заставляет включать в программу исследования разные по природе процедуры, использовать различные изме-

рительные датчики, способы воздействия, сочетание которых не всегда возможно и оправдано. Одновременное использование нескольких разных методов может сопровождаться взаимными влияниями и помехами, искажающими результаты измерений. Поэтому важным качеством любого метода диагностики онкологических заболеваний является его возможность беспрепятственного сочетания с другими методами исследований для получения более информативных и точных данных.

При диагностике онкологических заболеваний предъявляются требования к высокой чувствительности и помехозащищенности аппаратных средств. Сложность выполнения биомедицинских измерений в онкологии связана с необходимостью регистрации сравнительно малых значений амплитуд биологических сигналов (в некоторых случаях – единицы мкВ) при высоком уровне шумов (как за счет работы других подсистем – внутренние шумы, так и за счет наводимых из внешней среды – внешние помехи), соизмеримых с амплитудами сигналов. Сложность для регистрации представляет и взаимосвязанность биологических сигналов различных систем друг с другом. В диагностической аппаратуре для регистрации онкологических заболеваний используются специальные приемы и технические решения для выделения полезных данных из всего спектра сигналов биообъекта.

Затруднено также получение точных математических зависимостей между регистрируемыми параметрами и соответствующими им медико-биологическими показателями, так как еще не достаточно изучены сами системы человека и не разработан соответствующий математический аппарат, пригодный для их описания [6]. Поэтому для расчета полученных данных используются универсальные математические методы. В этом случае биологические сигналы должны быть преобразованы аппаратным средством в такой вид, который позволяет их дальнейшую обработку методами математического анализа.

Это требование является существенным для диагностических приборов и методов, поскольку точная математическая обработка и представление регистрируемых параметров в понятном для медицинских работников виде позволяет значительно упростить постановку диагноза.

Отмеченные особенности и требования отражаются на методиках применения и принципах работы практически всего арсенала технических средств диагностических исследований в онкологии.

## 2. Современные методы диагностики онкологических заболеваний

### 2.1. Общая характеристика современных методов диагностики онкологических заболеваний

При проведении диагностических исследований широкое распространение в онкологической практике получили следующие методы:

- индикация опухоли радиоактивным фосфором;
- тест термодифференциации;
- радиоизотопная диагностика;
- радиоиммуносцинтиграфия;
- цитологические и гистохимические исследования;
- рентгенологический метод;
- рентгеновская компьютерная томография;
- ультразвуковая диагностика;
- ядерно-магнитный резонанс;
- фотометрический метод;
- термографический метод;
- метод волновой радиотермометрии.

**Метод индикации опухоли радиоактивным фосфором** описан в [7]: при взаимодействии с кожными и тканевыми слоями радиоактивный фосфор накапливается в месте локализации ракового новообразования. Интенсивное избирательное накопление радиоактивного фосфора в ткани растущей злокачественной опухоли связано с тем, что фосфор является составной частью нуклеиновых кислот, и обмен его в опухолевой ткани повышен. Этот тест применяется в клинической практике, причем использование его может иметь не только диагностическое значение – оно позволяет также оценивать результаты проведенного лечения и тем самым в какой-то степени прогнозировать исход заболевания. При использовании этого метода возможно выявление распространения опухолевых элементов, оценка конечных результатов лечения, а также определение очагов наибольшей интенсивности развития новообразования. Однако наряду с положительной оценкой данного теста имеется ряд сообщений об относительности и недостоверности его показателей.

**Термодифференциальный тест** представляет собой биологический тест, основанный на определении разницы температур между пораженным участком (опухолью) и симметричным здоровым участком тела человека. Исследования проводятся с помощью электротермометра путем измерения температуры каждого пораженного участка в 10 точках. В случае, если средняя разница температур выше 10 °С, полученные данные расцениваются как положительные [8]. Сочетание данного исследования с индикацией фосфором при совпадении показателей обоих методов повышает возможность пра-

вильной постановки диагноза. Поэтому на практике часто применяют комбинированный метод.

Высокий уровень достоверности, низкие лучевые нагрузки на больного, неинвазивность – свойства, характеризующие **радиоизотопные методы диагностики**. Избирательное поглощение или выведение различными органами и тканями химических соединений, меченных радиоактивными изотопами, лежит в основе метода. Регистрация гамма-излучения (редко бета-излучения), испускаемого при распаде изотопа, методом сцинтиграфии позволяет получить изображение исследуемого органа или пораженных тканей пациента.

Существует несколько разновидностей данного метода:

*Статистическая сцинтиграфия* позволяет составить представление о размерах, структуре, топографоанатомических особенностях исследуемого органа. Для этого используются препараты, которые относительно длительно задерживаются и медленно перераспределяются в исследуемом органе или пораженных тканях. Оценка функционального состояния исследуемого органа или системы возможна при применении тех радиофармпрепаратов, концентрация которых в органе быстро изменяется во времени.

*Радиоизотопное сканирование* применяется как с целью решения задач первичной диагностики, так и уточненной диагностики. В случае гиперфиксации радиофармпрепарата в очаге поражения изображение расценивается как позитивное, при гипофиксации – как негативное.

Основными задачами радиоизотопного сканирования в клинической онкологии являются:

- 1) диагностика первичной опухоли;
- 2) изучение распространенности опухолевого процесса;
- 3) оценка эффективности лечения онкологического больного;
- 4) выявление рецидивов заболевания.

**Радиоиммуносцинтиграфия** – метод, основанный на иммунной реакции антиген–антитело. При этом антитела, меченные радионуклидами, вводят больному внутривенно. Эти антитела получают путем гибридного метода, они являются моноклональными и тропны к опухолеассоциированным антигенам. После инъекции радиофармпрепарат накапливается в опухоли. Регистрация гамма-излучения наружными средствами позволяет определить наличие злокачественной опухоли и отдаленных метастазов, рецидива опухоли. Идеальный антиген должен продуцироваться всеми клетками опухоли в количестве, достаточном для связывания с циркулирующими антителами, существовать в опухоли в неметаболизированном виде [8].

**Цитологический метод** нашел широкое применение в диагностике меланоме кожи. При подозрении на меланому биопсия противопоказана из-за опасности стимуляции роста опухоли, поэтому в период обследования больного цитологическое исследование является по существу единственным методом верификации клинического диагноза.

Объектами цитологического исследования при меланоме служат образцы поверхности опухоли кожи, пунктаты опухоли и лимфатических узлов, подозрительных на метастатическое поражение.

После пункции цитологические препараты немедленно фиксируют и затем используют необходимые окраски. Предпочтительным методом окраски образцов опухоли при цитологической диагностике меланом кожи считается окраска азурэозином, что позволяет более четко выявить пылевидные гранулы меланина в цитоплазме опухолевых клеток, что особенно важно для диагностики в тех случаях, когда количество меланина в опухоли невелико.

Наличие в цитоплазме опухолевых клеток пигмента меланина является весьма существенным признаком меланом. При окраске азурэозином меланин представляется в виде различной величины гранул или капель, реже – в виде пылевидной зернистости от серого до черного цвета.

Количество пигмента в клетках опухоли различно. Иногда он полностью заполняет цитоплазму клетки, в связи с чем рассмотреть ядро и другие детали строения невозможно. В других случаях меланин имеется в небольших количествах лишь в отдельных клетках или отсутствует. В обоих случаях данный метод становится малоэффективным.

В последнее время появилась тенденция более подробной цитологической характеристики меланом с выделением помимо основных клеточных типов различных их вариантов.

Определение клеточного типа меланом при цитологическом исследовании имеет определенное клиническое значение, так как различные типы меланом имеют различные тенденции к местному распространению и метастазированию, поэтому сведения о типе опухоли ориентируют хирурга при планировании оперативного вмешательства на первичном очаге.

Однако ведущее значение в определении прогноза меланом имеет глубина инвазивного роста, которая может быть определена лишь при гистологическом исследовании опухоли.

**Гистологический метод** дает наиболее полное представление о заболевании. Материал для исследования получают при биопсии и после удаления опухоли. В результате исследований устанавливают морфологический тип и вариант опухоли, степень инвазии, т.е. глубину прорастания опухоли в кожу, стадию развития онкологического заболевания и сопутствующие тканевые реакции. Использование дополнительных методов исследования (электронная микроскопия, иммуноморфологические, гистохимические методы) дает возможность углубить характеристику опухоли [3].

Несмотря на важное значение гистологических методов для выявления определенных типов опухолей, выяснения степени их распространения и формирования прогноза развития, они позволяют проводить диагностику на относительно поздних стадиях заболевания. Это значительно снижает эффективность терапии.

Ввиду этого в онкологии широкое распространение получили методы ранней диагностики с применением электронных приборов и технических

средств. К ним относятся такие методы, как термография, ультразвуковая диагностика, компьютерная томография и рентгенологический метод.

**Рентгенологическое исследование** в диагностике новообразований имеет большое значение. Оно позволяет подтвердить наличие или выявить опухолевую патологию, оценить размеры, форму, структуру и контуры новообразования, определить состояние окружающих опухоль тканей, выявить признаки метастатического поражения регионарных лимфатических узлов и метастазов в отдаленных органах. Рентгенологическое исследование позволяет сделать предположительный вывод о доброкачественном или злокачественном характере опухолевого роста. Рентгенологический метод применяется для оценки эффективности лучевого лечения или химиотерапии, для динамического наблюдения за излеченными больными. Помимо рентгеноскопии и обзорной рентгенографии в клинической практике широко применяются специальные рентгенологические методики: томография, бронхография с водорастворимыми контрастными веществами, пневмомедиастинография, ангиография, двойное контрастирование, латерография [8].

Эффективным оказалось комбинированное применение рентгенологического и эндоскопического исследований. Сочетание этих методов позволяет осуществить дифференциальную диагностику между опухолевым и неопухолевым заболеванием; определить локализацию, границы поражения, размеры, анатомический тип роста опухоли, наличие внутрисстеночных метастазов. Биопсия, выполняемая во время рентгенологических и эндоскопических исследований, позволяет подтвердить диагноз морфологически (цитологически или гистологически).

Однако помимо преимуществ в точности и универсальности рентгенологический метод характеризуется существенными недостатками: высокой стоимостью реализации и низкой экологичностью. Модернизацией рентгенологического метода является рентгеновская компьютерная томография.

**Рентгеновская компьютерная томография** – метод, в основе которого лежит получение послойного рентгенологического изображения, значительно расширила возможности диагностики новообразований. Обладая высокой разрешающей способностью, метод позволяет с высокой точностью определить размеры опухоли, распространение опухолевой инфильтрации на соседние органы, ткани или их сдавление или оттеснение опухолью, выявить увеличение лимфатических узлов и метастатическое поражение отдаленных органов, оценить состояние здоровых органов и крупных сосудов.

Рентгеновская компьютерная томография применяется для исследования всего тела. Разрешающие возможности рентгеновской компьютерной томографии значительно превосходят обычные рентгенологические методы в диагностике некоторых метастатических поражений органов и тканей.

Однако, учитывая наличие лучевой нагрузки и высокую стоимость, метод в настоящее время должен использоваться после завершения обследования (с использованием ультразвуковой диагностики) для исключения опухолей центральной нервной системы, грудной клетки, костей и почек.

**Ультразвуковая диагностика** также получила широкое внедрение в клиническую онкологию. Ее диагностические возможности в некоторых условиях превосходят возможности рентгеновской компьютерной томографии. Особенно полезен метод для дифференциальной диагностики кистозных образований и солидных опухолей внутренних органов: щитовидной железы, печени, поджелудочной железы, почек. Метод превосходит рентгеновскую компьютерную томографию в контроле чрезкожной игольной биопсии, поскольку непрерывная визуализация опухоли и подводимой к ней иглы позволяет выбрать оптимальный путь проведения иглы и снизить риск повреждения органов до минимума. Ультразвуковые исследования особенно информативны при исследовании щитовидной железы, периферических лимфатических узлов, перикарда, молочной железы, крупных кровеносных сосудов [9].

**Ядерно-магнитный резонанс** – новый метод, позволяющий получить изображение органов и опухоли. Предполагаемое широкое внедрение в практическую медицину метода ядерно-магнитного резонанса оценивают как революционное, его применение не сопровождается радиоактивным излучением. Вредные последствия применения метода не установлены.

В отличие от рентгеновской компьютерной томографии ядерно-магнитный резонанс позволяет получить изображение органов в любой проекции. В связи с тем, что в основе метода лежит изменение магнитного поля ядер клеток и связанное с ним изменение концентрации ионов водорода, ядерно-магнитный резонанс может применяться для диагностики функциональных нарушений. Это открывает новые возможности в области исследования биологии опухолевой клетки и разработки биохимических критериев, характеризующих эффективность противоопухолевого лечения при динамическом наблюдении. Предполагают, что ядерно-магнитный резонанс вытеснит компьютерную томографию, поскольку его разрешающие возможности выше.

**Термография** – метод функциональной диагностики, основанный на регистрации инфракрасного излучения человеческого тела, пропорционального его температуре.

Распределение и интенсивность теплового излучения определяются особенностью физиологических процессов, происходящих в организме, как в поверхностных, так и в глубоко расположенных тканях и органах. Различные патологические состояния характеризуются термоасимметрией и наличием температурного градиента между зоной повышенного или пониженного излучения и симметричным участком тела, что отражается на термографической картине. Этот факт имеет немаловажное диагностическое и прогностическое значение, о чем свидетельствуют многочисленные клинические исследования [10].

Известно, что теплотери с поверхности тела человека в состоянии покоя при температуре комфорта (18–20 °С) происходят за счет инфракрасного излучения – на 45 %, путем испарения – на 25 %, за счет конвекции – на 30 %. Тело человека излучает поток тепловой энергии в области инфракрасной части спектра с диапазоном длины волны от 3 до 20 мкм. Максимум излучения наблюдается при длине волны около 9 мкм. Величина излучаемого потока доста-

точно для того, чтобы его можно было обнаружить с помощью бесконтактных приемников инфракрасного излучения [11]. Таким образом, физиологической основой термографии является увеличение интенсивности инфракрасного излучения над патологическими очагами (в связи с усилением в них кровоснабжения и метаболических процессов) или его снижение в областях с уменьшенным региональным кровотоком и сопутствующими изменениями в тканях и органах. У здорового человека распределение температур симметрично относительно средней линии тела. Нарушение этой симметрии и служит основным критерием тепловизионной диагностики заболеваний. Количественным выражением термоасимметрии служит величина перепада температуры.

Однако помимо патологической существует так называемая физиологическая термоасимметрия, которая отличается от первой меньшей величиной перепада температуры для каждой отдельной части тела. Для груди, живота и спины величина перепада температуры не превышает 1,0 °С. Кожа благодаря густой сети капилляров, находящихся под контролем вегетативной нервной системы и способных значительно расширить или полностью закрыть просвет сосудов, может иметь широкий диапазон перепада температур – прекрасный теплообменный орган и регулятор температуры тела.

Температура кожи и подлежащих тканей может иметь мозаичный характер вследствие неоднородности температур внутренних органов или даже отдельных участков того или иного органа. Следует обратить внимание на высокие термоизолирующие свойства кожного покрова, который благодаря разветвленной подкожной сосудистой сети препятствует контактной передаче термических воздействий в глубь тела и в обратном направлении. Все эти общие и местные механизмы терморегуляции оказывают влияние на физические и физиологические факторы, обуславливающие, в конечном счете, особенности теплоизлучения кожи, а следовательно, и характер тепловизионной картины, получаемой при диагностике онкологических заболеваний [12].

Таким образом, колебания температуры кожи зависят от ряда факторов. К ним относятся: сосудистые реакции, скорость кровотока, наличие локальных или общих источников тепла внутри тела, регуляция теплообмена одеждой, испарением. Кроме того, возможны погрешности в измерении температуры за счет воздействия излучающих предметов окружающей среды. Пока влияние всех этих факторов не исключено или не учитывается при окончательном определении результата измерения, до тех пор невозможно объективно судить о температуре человеческого тела. Это является существенным недостатком термографических методов.

В литературе описывается несколько методов тепловизионных исследований. Выделяют два основных вида термографии:

1. Бесконтактная (дистанционная) термография.
2. Контактная термография.

Первый метод основан на преобразовании инфракрасного излучения тела человека в электрический сигнал, который визуализируется на экране тепловизора.



Контактная термография опирается на оптические свойства холестерических жидких кристаллов, которые проявляются изменением окраски в соответствующие измеряемой температуре цвета при нанесении их на термоизлучающие поверхности. По окраске кристаллов температура определяется с помощью специальных индикаторных таблиц. Нанесенные на кожу композиции жидких кристаллов, обладая термочувствительностью в пределах 0,001 °С, реагируют на тепловой поток путем перестройки молекулярной структуры. Падающий на кристаллы рассеянный дневной свет разделяется на две компоненты, у одной из которых электрический вектор поворачивается по часовой стрелке, а у другой – против [10].

После рассмотрения различных методов тепловидения встает вопрос о способах интерпретации термографического изображения. Существуют визуальный и количественный способы оценки тепловизионной картины.

Визуальная (качественная) оценка термографии позволяет определить расположение, размеры, форму и структуру очагов повышенного излучения, а также ориентировочно оценить величину инфракрасной радиации. Однако при визуальной оценке невозможно точное измерение температуры. Кроме того, сам подъем кажущейся температуры в термографе оказывается зависимым от скорости развертки и величины поля. Затруднения клинической оценки результатов термографии заключаются в том, что подъем температуры на небольшом по площади участке оказывается малозаметным. В результате небольшой по размерам патологический очаг может не обнаруживаться.

Количественный подход более перспективен. Он предполагает использование самой современной техники и может найти применение для проведения массового профилактического обследования и получения количественной информации о патологических процессах в исследуемых участках. Количественная оценка производится для определения показателей разности температур (градиентов) исследуемого участка по сравнению с симметричной зоной.

Для анализа термограмм проводят математическую обработку изображения такими методами, как алгоритм быстрого преобразования Фурье, метод автокорреляционного анализа, либо с использованием адаптированного к конкретному методу исследования программного обеспечения.

Применение термографии направлено на решение следующих задач:

- 1) дифференциальная диагностика доброкачественных и злокачественных опухолей;
- 2) определение распространенности опухолевого процесса;
- 3) диагностика рецидивов и метастазов при динамическом наблюдении за больными;
- 4) прогнозирование течения опухолевого процесса с учетом степени выраженности и площади;
- 5) контроль за эффективностью лечения.

Термография, являясь физиологичным, безвредным, неинвазивным методом диагностики, находит свое применение в онкологии для дифференциальной диагностики злокачественных опухолей, а также является одним из способов

выявления очаговых доброкачественных процессов. Термографические методы особенно эффективны при диагностике различных видов меланом. Снижение тканевого метаболизма, возникающее при меланоме, сопровождается ярко выраженными очагами гипотермии. При меланоме век иногда наблюдается феномен «пламени», когда имеется венец гипертермии с одной из сторон опухоли, указывающий на поражение путей оттока. Доказано, что меланомы, имеющие такую термографическую картину, имеют плохой прогноз. Отмечена корреляция между степенью повышения температуры и глубиной инвазии опухоли. Так, при размерах опухоли T2 и T3 (по международной классификации TNM) во всех случаях отмечается гипертермия более 3–4 °С. При меланоммах глазного аппарата увеличивается температура, измеряемая в центре роговицы [10].

Не менее важными достоинствами термографии являются интегральность и высокая информативность метода. Интегральность заключается в высокой функциональности термографической диагностики, обеспечивающей полную оценку состояния функциональной системы органа, а не только структурные характеристики. С её помощью можно исследовать поверхность всего тела всего лишь за один сеанс и получить диагностическую информацию о состоянии многих систем организма [12].

Высокая информативность термографического метода исследования объясняется тем фактом, что физиологическая система организма имеет повышенную чувствительность к нарушениям. Сигналы о нарушении регуляции в ней могут нести информацию о начальных этапах заболевания, необходимую для проведения ранней диагностики.

## 2.2. Обзор термографических приборов

В термографических приборах обеспечивается возможность наблюдения биообъектов по их собственному тепловому излучению в инфракрасной области спектра путем преобразования излучения, не видимого глазом человека, в электрический сигнал, который подвергается усилению и автоматической обработке, а затем вновь преобразуется в излучение в видимой области спектра и позволяет осуществлять визуальное обнаружение, распознавание и изучение объекта. Общая схема построения термографических приборов приведена на рис. 1.

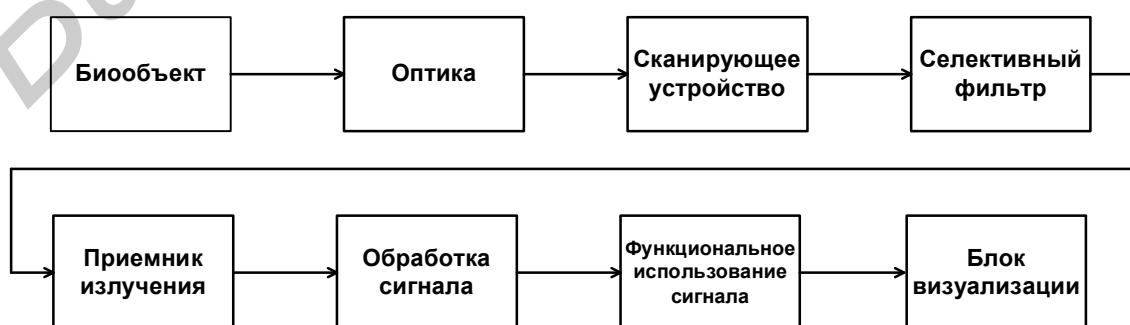


Рис. 1. Общая схема построения термографических приборов

Приборы, использующие термографический метод диагностики, представляют собой сканирующие устройства, состоящие из систем зеркал, фокусирующих инфракрасное излучение от поверхности тела на чувствительный приемник. Такой приемник требует охлаждения, которое обеспечивает высокую чувствительность.

Кроме сканирующего устройства и приемника излучения в состав термографических приборов включают оптические элементы, устройство обработки электрического сигнала, блок визуализации и устройство, осуществляющее управление сигналами и выполняющее определенные функции.

Сканирование исследуемого участка поверхности биообъекта позволяет преобразовать распределение его инфракрасной яркости в электрический сигнал с помощью приемника. После усиления сигнал поступает в блок визуализации, развертка которого синхронизирована со сканированием при анализе. При таком получении изображения видимая яркость будет пропорциональна инфракрасной энергетической яркости в каждой точке исследуемого объекта.

Сканирование в термографических системах можно осуществлять оптико-механическими устройствами и с помощью электронного сканирования.

В оптико-механических устройствах используются зеркала, призмы, преломляющие элементы, которые приводятся в механическое движение. В таких системах обычно используется одноэлементный приемник, например фотодиод или фототранзистор. Оптико-механические устройства по отношению к пучкам излучения действуют как оптические отклоняющие системы и могут работать либо в параллельных, либо в сходящихся пучках. В этих системах используется два вида сканирования: строчное и кадровое.

В системах с электронным сканированием используются видиконы, пировидиконы и приборы с переносом заряда. В данном случае используется фокусировка и отклонение луча с помощью полей.

На рис. 2 приведена структурная схема термографического прибора с оптико-механическим сканированием.

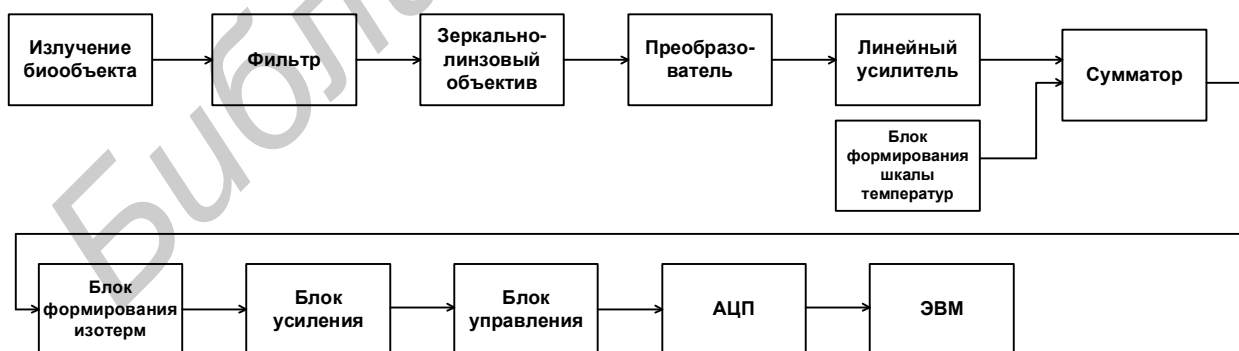


Рис. 2. Структурная схема термографического прибора

В данном приборе, представленном в [13], видимое изображение высвечивается на экране электронно-лучевой трубки поэлементно, т.е. кадр изображения формируется, как в телевидении, путем перемещения луча по горизон-

тали и вертикали. В результате на выходе преобразователя формируется видеосигнал, подобный телевизионному. Поскольку спектральный состав части излучения, которая вызывает сигнал на выходе преобразователя, определяется областью пропускания оптической системы и спектральной характеристикой преобразователя, этот прибор имеет более широкую область спектральной чувствительности, чем те, которые построены на базе электронно-оптического преобразователя.

Тепловизор позволяет визуально наблюдать за распределением тепла на поверхности тела человека. Приемником инфракрасного излучения является специальный фотогальванический элемент (фотодиод), работающий при охлаждении его до  $-196\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Сигнал с фотодиода усиливается, преобразуется в видеосигнал и передается на экран. При различной степени интенсивности излучения объекта наблюдаются изображения разного цвета (каждому уровню температуры соответствует свой цвет). Разрешающая способность прибора составляет до  $0,01\text{ }^{\circ}\text{C}$ , на площади около  $0,25\text{ мм}^2$ .

Принцип работы прибора заключается в следующем: тепловое излучение от объекта проходит через фильтр, пропускающий необходимую часть излучения и задерживающий значительную часть видимого света, на зеркально-линзовый объектив. Там с помощью системы зеркал и линз обеспечивается сканирование по горизонтали и вертикали. Далее излучение попадает на охлаждаемый преобразователь с фотогальваническим элементом.

Основное увеличение амплитуды сигнала осуществляется линейным усилителем, выходные сигналы с которого поступают на сумматор. На другой вход сумматора подается серия пилообразных импульсов от блока формирования шкалы температур. Помимо этого для получения сложных синтезированных изображений на сумматор могут подаваться сигналы и с других устройств и блоков.

Таким образом, сумматор формирует видеосигнал, обеспечивающий получение основного изображения с яркостной отметкой, где наибольшая плотность потока излучения соответствует наиболее яркому свечению экрана электронно-лучевой трубки (позитивное изображение). Результирующий сигнал, заполняющий все время кадра, с выхода сумматора поступает на блок формирования изотерм, входящий в состав балансно-усилительного блока, с помощью которого производится настройка тепловизора по температурному диапазону и по чувствительности к температуре. Помимо этого балансно-усилительный блок производит предварительное усиление видеосигнала.

Блок управления организует работу всей системы регистрации и обработки информации, обеспечивает регулировку параметров измерений и вывод информации на устройства отображения. От измерительной части прибора к блоку управления подводится видеосигнал изображения и импульсы синхронизации.

Видеосигнал термографического прибора отображается на экране электронно-лучевой трубки для визуального наблюдения тепловизионной картины, а также может быть преобразован аналого-цифровым преобразователем в циф-

ровую форму, после чего с помощью интерфейса, связывающего АЦП с персональным компьютером, данные поступят в память ЭВМ для дальнейшей обработки и анализа программным обеспечением.

Общим недостатком тепловизоров такого типа является необходимость их охлаждения до температуры жидкого азота, что обуславливает их ограниченное применение.

В [14] предложен новый тип инфракрасного тепловизора. В его основе – пленочный термоэлемент, работающий при комнатной температуре и обладающий постоянной чувствительностью в широком диапазоне длин волн.

Недостатком термоэлемента является низкая чувствительность и большая инерционность. С целью увеличения выходного сигнала и повышения чувствительности в приборе используется термобатарея, состоящая из 70–80 соединенных последовательно и сжатых в плотный пакет термоэлементов. При этом резко уменьшаются потери за счет излучения и конвекции воздуха, что в конечном счете приводит к повышению чувствительности примерно на порядок. В настоящее время данный тепловизор проходит клинические испытания.

На рис. 3 представлена структурная схема термографической системы с видеоконсом – пример термографических приборов с электронным сканированием.



Рис. 3. Термографическая система с видеоконсом

Оптическая система данного прибора представляет собой объектив, изготовленный из оптического материала, который пропускает инфракрасное излучение в спектральном диапазоне чувствительности видеокона – передающей телевизионной трубки. Важным параметром видеокона является его спектральная характеристика, которая определяется зависимостью чувствительности от длины волны излучения.

Блок видеокона состоит из самой телевизионной трубки, чувствительной к инфракрасному излучению, и фокусирующей и отклоняющей системы.

Блок кадровой и строчной развертки вырабатывает периодически изменяющееся напряжение, передаваемое в фокусирующую и отклоняющую систему для отклонения луча трубки в двух взаимно перпендикулярных направлениях.

Видеотракт состоит из видеоусилителя и ряда специализированных каскадов. На выходе видеотракта получается полный телевизионный сигнал положительной полярности.

В блоке генератора гасящих синхроимпульсов из полного телевизионного сигнала выделяются синхроимпульсы, которые подаются на блок развертки кинескопа.

Блок приемной телевизионной трубки состоит из кинескопа и фокусирующей и отклоняющей системы. Блок кадровой и строчной развертки приемной трубки вырабатывает сигналы кадровых и строчных разверток, которые в приемной трубке отклоняют луч по горизонтали и вертикали.

Синхροгенератор вырабатывает кадровые и строчные синхроимпульсы, необходимые для работы передающей и приемной трубок.

В термографической системе с электронным сканированием инфракрасное излучение исследуемого объекта проецируется с помощью оптической системы на мишень видикона, который преобразует излучение в электронное изображение и видеосигнал.

Для развертки изображения на отклоняющую систему подаются импульсы, которые вырабатываются блоком развертки.

Согласование во времени движения электронного луча по мишени передающей трубки и экрану приемной трубки осуществляется с помощью синхроимпульсов. При этом система разверток приемной и передающей трубок работает синхронно и синфазно.

Полный телевизионный сигнал, сформированный из сигнала излучения в инфракрасном диапазоне, поступая на приемную трубку, изменяет яркость свечения экрана в разных точках кинескопа за счет развертки, строго синхронизированной с разверткой передающей трубки.

Таким образом, создается изображение в видимом диапазоне, каждой точке кинескопа соответствует амплитуда сигнала в соответствующей точке мишени передающей трубки.

Несмотря на преимущества по сравнению с другими типами диагностики, метод термографии имеет существенные недостатки и ограничения. Эффективность диагностики снижается для опухолей диаметром менее 1 см, регистрируется температура кожи и поверхностных тканей, которая определяется главным образом кровотоком. Кроме того, известно, что раковые опухоли проходят  $\frac{3}{4}$  процесса своего развития в подкожных слоях, обследование которых невозможно термографическим методом.

Появление нового метода диагностики – волновой радиотермометрии позволило значительно увеличить чувствительность при выявлении минимальных раковых новообразований и преодолеть ограничения термографического метода.

### 2.3. Метод волновой радиотермометрии

Метод волновой радиотермометрии основан на измерении интенсивности собственного электромагнитного излучения внутренних тканей пациента в диапазоне сверхвысоких частот, которая пропорциональна температуре тканей.

Изменение температуры в подкожных слоях определяется не поверхностным кровотоком, а метаболизмом раковых клеток, на чем и основана ранняя диагностика рака. Так как биоткани относительно прозрачны для электромагнитных волн радиодиапазона, это позволяет измерять температуру тканей на глубине нескольких сантиметров [15].

Исследования злокачественных опухолей показали, что их электропроводность в СВЧ-диапазоне в 5–7 раз выше электропроводности окружающих тканей [16]. Таким образом, уникальная особенность метода радиотермометрии состоит в том, что интенсивность излучения тканей (измеряемая глубинная температура) пропорциональна не только температуре тканей, но и их электропроводности. В результате повышенная электропроводность опухоли по сравнению с окружающими тканями усиливает тепловые изменения в области новообразования. Этим можно объяснить высокую эффективность метода при выявлении злокачественных опухолей.

Рассмотрим физические основы метода волновой радиотермометрии. Известно, что любые тела, температура которых не равна абсолютному нулю, излучают электромагнитные волны всех длин. Интенсивность этого излучения, называемого обычно тепловым, определяется законом Планка. Для не слишком низких температур интенсивность радиоизлучения строго пропорциональна температуре тела и его излучательной способности. Поэтому если последняя известна, то, измерив интенсивность радиоизлучения тела, можно дистанционно определить его температуру.

Аналогичные методы широко применяются и в оптическом диапазоне. С их помощью измеряют высокие температуры в технике (температуру поверхности тел) и в астрофизике (температуру солнечной атмосферы и звезд). Появилась возможность определять температуру на разных глубинах в средах, пропускающих радиоволны. Таким путем выявляют распределение температуры, например, в плазменной атмосфере Солнца. Чем короче волна принимаемого солнечного радиоизлучения, тем глубже лежат слои, о температуре которых оно приносит информацию. Это свойство радиоволн было использовано также при исследовании температурного режима верхнего покрова Луны. Здесь в отличие от плазменной атмосферы Солнца с больших глубин приходят более длинные волны. Исследование радиоизлучения на разных длинах волн (от сантиметровых до метровых) показало, что по радиоизлучению Луны (характеру его спектра и т.д.) можно определить все основные физико-химические и структурные параметры вещества поверхностного слоя спутника нашей планеты (толщиной до десятка метров). Результаты дистанционного изучения верхнего покрова Луны, свойств его вещества и его теплового режима, полученные к 1967 г., в дальнейшем были подтверждены прямыми исследованиями образ-

цов лунного грунта и измерениями непосредственно на поверхности планеты. В астрофизике дистанционное изучение свойств тел по их излучению – необходимость, так как прямые измерения недоступны. Однако в последнее время дистанционные методы стали вытеснять прямые даже в случае вполне доступных земных тел.

Впечатляющий пример этого – дистанционное исследование природных образований нашей планеты и, в частности, ее ресурсов. Электромагнитное излучение несет информацию о свойствах подстилающей поверхности Земли (суши и океанов), параметрах атмосферы, состоянии сельскохозяйственных угодий. Измерив с поверхности Земли или со спутников спектр собственного радиоизлучения атмосферы, можно определить основные ее метеорологические параметры (высотное распределение температуры, давления и влажности, интегральную водность облаков и пр.). Принцип многочастотных дистанционных измерений метеопараметров тот же, что применялся при исследованиях Луны. Принимая радиоизлучение на ряде частот и анализируя его, получают значения параметров для разных высот.

Логическим развитием этого направления стало исследование теплового радиоизлучения (собственных радиосуммов) биологических объектов и в первую очередь человеческого тела, его различных систем и органов. В настоящее время таким образом дистанционно измеряется температура внутренних органов человека и животных.

Эти работы стимулировались потребностями медицины, в практике которой во все возрастающей степени используются методы охлаждения и нагрева тканей. Важно, например, контролировать температуру внутри раковой опухоли при ее термическом разрушении. Уже сейчас ясно, что методы, позволяющие измерять температуру внутренних органов дистанционно, без воздействия на живую ткань, открывают широкие перспективы перед медицинской диагностикой.

Диагностически значима и температурная реакция того или иного органа на лекарственные воздействия. Она позволяет выявить отклонения в его функционировании.

Все это объясняет тот огромный интерес, который проявляют медики, биологи, биофизики к использованию безболезненного и безвредного метода, позволяющего измерять глубинные температуры внутренних областей тела человека, исследуя их собственное естественное излучение.

В настоящее время, как уже описывалось выше, хорошо разработан метод дистанционного измерения температуры человеческого тела по его излучению в инфракрасном диапазоне длин волн. Однако эти волны, длина которых порядка 10 мкм, приходят из тонкого кожного слоя толщиной не более 0,1 мм и, следовательно, приносят сведения только о его температуре в данном месте. При этом измеряется так называемая яркостная температура кожи, которая значительно отличается от истинной. Инфракрасная термография дает «топографическое» представление о поверхностной температуре тела, которая слабо или даже совсем не связана с температурой внутренних органов.



Тепловое радиоизлучение сантиметрового и дециметрового диапазонов приходит из достаточно глубоких слоев и его интенсивность строго связана с температурой излучающих участков. Измеряя интенсивность, можно узнать температуру на некоторой глубине внутри тела. Эта глубина определяется электрическими свойствами среды – ее диэлектрической постоянной и проводимостью.

Радиоизлучение человеческого тела в сантиметровом и дециметровом диапазонах волн фиксировалось еще на заре развития радиоастрономии в конце 40-х – начале 50-х годов с помощью радиометров, разработанных Научно-исследовательским радиофизическим институтом (НИРФИ) в г. Горьком для радиоастрономических исследований. Радиометр «чувствовал», когда к его антенне (открытому концу волновода) подносилась рука. Тепловое радиоизлучение руки соответствовало ее температуре, значительно более высокой, чем у окружающей среды. Однако в то время еще не были осознаны возможности медицинского использования метода. Кроме того, достаточно точно измерить слабые радиосигналы на фоне сильных собственных шумов аппаратуры было еще технически невозможно.

Первый целенаправленный опыт, продемонстрировавший возможности определения глубинной температуры человеческого тела по радиоизлучению, был проделан в 1972 г. в Швеции. К коже над областью желудка прикладывалась антенна-зонд радиометра и записывалась интенсивность радиоизлучения на волне длиной 30 см; затем пациент пил холодную воду, что приводило к немедленному уменьшению интенсивности радиоизлучения, так как понижалась температура области, откуда оно принималось. Этот опыт наглядно доказывал, что действительно на волне, длиной 30 см, принимается радиоизлучение, идущее из глубины тела. Однако в эксперименте применялся обычный радиометр, не позволявший точно измерять абсолютное значение локальной температуры, а лишь линии, фиксировавшей ее изменение.

Первая попытка измерить глубинную температуру человеческого тела в медицинских целях была предпринята в 1976 г. в Массачусетском технологическом институте: обычным радиометром (длина волны 10 см) исследовалось радиоизлучение грудной железы женщин с целью выявления возможности ранней диагностики онкологических заболеваний. При этом контактным методом приема излучения (когда антенна приводится в соприкосновение с кожей) измерялась разница температур пары желез. Идея эксперимента основывалась на том уже упоминавшемся факте, что температура органа, пораженного раковой опухолью, возрастает. Выбор для исследования именно молочной железы не был случайным. Вследствие парности органа можно было измерять не абсолютные значения температуры, а лишь разность температур здоровой железы и пораженной болезнью. Это существенно упрощало задачу, так как точность абсолютных измерений оказалась бы недостаточной для выявления эффекта. Тем не менее искомая разность температур «тонула» в ошибках измерений, и для окончательного вывода требовалось значительное количество статистических данных.

Возникающие здесь трудности прежде всего связаны с тем, как уловить регистрирующей антенной, приложенной к коже, все излучение, подходящее изнутри к поверхности тела в данном месте. Дело в том, что при переходе границы двух сред, например тело–воздух, часть радиоизлучения отражается обратно (во вторую среду оно выходит не полностью). То же самое происходит на границе тело–антенна. Если при этом отражается всего 1 % излучения, то измерения температуры дают ошибку в 3 °С.

Уменьшить отражение позволяет настройка контактной антенны, называемая согласованием антенны со средой. Однако если разница в согласовании антенн для каждой из двух желез составит лишь 0,5 %, то получится ложная разность температур в 1,5 °С. Между тем значения температуры различных органов и частей человеческого тела лежат в интервале от 32 до 40 °С, а все эффекты ее изменения в одном месте укладываются в еще меньший интервал: 2–3 °С.

Таким образом, для успешного применения метода необходима точность измерений 0,1 °С. Эту проблему авторам упомянутого эксперимента решить не удалось.

Практически одновременно с работами в США аналогичные исследования были начаты во Франции и в СССР в НИРФИ (г. Горький) и Институте прикладной физики (ИПФ) АН СССР. В НИРФИ была решена проблема точных абсолютных измерений температуры контактным методом с погрешностью не более  $\pm 0,1$  °С и построен специальный радиометр (длина волны 32 см). В ИПФ АН СССР для измерения относительных температур использовался обычный радиометр миллиметрового диапазона, установленный в Горьковском институте травматологии и ортопедии.

В ходе разработок ученым удалось повысить точность измерений. Прежде всего, они смогли добиться идеального согласования антенны со средой (телом). Однако если даже это было сделано для какого-либо участка на теле человека, то в другом месте согласования может и не быть, так как диэлектрические свойства тканей в различных областях достаточно сильно варьируются.

Американские исследователи пробовали преодолеть эти трудности, подстраивая каждый раз антенну под локальные свойства тканей или пытаясь точно измерить и учесть в расчетах коэффициент отражения излучения на границе тело–антенна. Но такой путь не дал желаемой точности.

В 2002 г. российские ученые решили эту проблему по-другому: был создан специальный радиометр, у которого все входные элементы схемы находились в состоянии термодинамического равновесия около средней температуры человеческого тела, принятой ими равной 36 °С. Недостающая из-за неполного согласования часть сигнала возмещалась отраженными от антенны собственными шумами входа, которым соответствует примерно та же температура, что и у тела. При этом ошибки, возникающие вследствие рассогласования, не превосходят 0,2 °С.

Для абсолютной привязки измерений использовались внешние эталоны радиоизлучения (радиоизлучение нагретой до строго определенной температуры подсолонной воды). В результате были созданы приборы, работающие

на ряде длин волн и обеспечивающие высокую точность абсолютных измерений температуры.

Близкие результаты получили французские специалисты, их радиотермометрические приборы испытывались в ряде клиник Парижа.

Исследование различных тканей человека на сверхвысоких частотах, проведенное за последнее время в ряде стран, показало, что по электромагнитным свойствам ткани резко делятся на две группы: первая – с большими значениями диэлектрической постоянной (60–80) и сильным затуханием электромагнитных волн, близким к затуханию в физиологическом растворе (1 %-ный водный раствор поваренной соли); вторая – с малыми значениями диэлектрической постоянной (5–6) и с существенно меньшим затуханием волн, соответствующим затуханию в дистиллированной воде. К первой группе относятся богатые водой мышечные ткани, мозг, кровь, которые на волнах короче 70 см ведут себя как диэлектрики, а на более длинных – как полупроводники, ко второй – бедные водой жировые и костные ткани, для которых граница аналогичных свойств находится на волне длиной 150 см.

Затухание волны обычно характеризуется глубиной, с которой излучение приходит к поверхности кожи, ослабляясь в 2,73 раза. Ее называют глубиной проникания: то же самое ослабление испытывала бы волна, идущая от кожи в глубину тела. Глубина проникания может быть измерена в лаборатории с помощью внешнего генератора.

Длина волны в ткани существенно короче, чем длина волны того же излучения в воздухе (для первой группы тканей приблизительно в восемь раз). Оказалось, что глубина проникания в мышечной ткани для волн короче 30 см равна примерно половине длины волны в той же ткани, а в жировой ткани глубина проникания составляет две трети длины волны в той же ткани (для длины волны 30 см это соответственно 1,5 и 7,0 см).

Как уже отмечалось, задача состоит в том, чтобы уловить все приходящее радиоизлучение исследуемой области в измерительное устройство. Это можно сделать, например, помещая антенну под кожу, однако тот же результат можно получить и безболезненно, приложив к коже диэлектрик с таким же значением диэлектрической постоянной, что и у тела, и поместив антенну внутри диэлектрика. Это хотя и грубая, но довольно верная картина происходящего. Поскольку антенна находится в диэлектрике и должна реагировать на волну, в несколько раз более короткую, чем в воздухе, размеры антенны сокращаются во столько же раз. Следовательно, максимальная разрешающая сила по поверхности, т.е. минимально возможный линейный размер области на поверхности, которая покрывается антенной и под которой измеряется температура, составляет для рассматриваемой волны, длиной 30 см, всего 4 см (обычно антенна-зонд имеет такой же размер, как длина волны приема в мышечной ткани). Таким образом, радиометр измеряет среднюю температуру тела в объеме цилиндра с основанием, равным площади антенны, и высотой (например для измерения температуры мышечной ткани) порядка половины длины волны в ней, т.е. равной глубине проникания.

Если мы хотим увеличить глубину, на которой измеряется температура, то следует взять большую длину волны. Однако при этом быстро ухудшается разрешающая сила. По-видимому, оптимальное сочетание глубины проникания и разрешающей силы обеспечивается на волне длиной 30 см. Здесь еще невелики размеры антенны, но уже достигается глубина измерений 3–4 см в мышцах и 12–15 см в жировом слое.

Используя в радиометре сразу несколько частот, можно получать значения температуры тела на разных глубинах, начиная с его кожного покрова. Ожидается, что в недалеком будущем такие многочастотные радиометры, позволяющие регистрировать распределение температуры в некоторой области внутри тела человека, будут широко использоваться для локализации различных очагов повышенной или пониженной температуры тканей. Многочастотный радиометр сможет давать глубинную термограмму: перемещая антенну по телу, можно будет построить объемное распределение температуры всего человеческого организма.

Современное поколение приборов, использующих радиоволновой метод диагностики, представляет собой компьютеризированные диагностические комплексы. В отличие от радиометров предшествующих поколений, представляющих собой измерители внутренней температуры, компьютеризированные диагностические комплексы включают в себя измеритель внутренних температур, ИК-измеритель температуры кожи, средства визуализации, обработки и оценки полученной информации (экспертная система).

Пример такого диагностического комплекса представлен в [17]. Функциональная схема прибора приведена на рис. 4.



Рис. 4. Структурная схема радиотермометрического прибора

Данный радиотермометрический прибор предназначен для неинвазивного измерения температуры внутренних тканей пациента, а также для измерения температуры кожи.

В состав прибора входят следующие основные блоки:

- радиодатчик с антенной-аппликатором;
- датчик температуры кожи;
- блок обработки информации;
- ПЭВМ с программным обеспечением.

В приборах, использующих радиотермометрический метод диагностики, применяются специализированные устройства регистрации излучения диапазона сверхвысоких частот – антенны и приемные устройства СВЧ. Мощность шумов, принимаемых антенной, находящейся в контакте с равномерно нагретой поглощающей средой, в случае полного согласования равна

$$P = k \cdot T \cdot B,$$

где  $k$  – постоянная Больцмана ( $1,38 \cdot 10^{-23}$  Дж/К);

$B$  – полоса частот, в которой ведется прием (Гц);

$T$  – температура биологической среды, К.

Таким образом, мощность на выходе антенны пропорциональна температуре ткани. При температуре среды 309 К, т.е. 36 °С мощность принимаемых сигналов составляет величину порядка  $3 \cdot 10^{-13}$  Вт. Эта величина соотносима с уровнем собственных шумов приемного устройства, и для ее измерения применяются специальные методы приема и обработки сигналов.

Исследуемый биологический объект чаще всего представляет собой слоистую структуру (например, кожа–жировой слой–мышцы). Мощность излучения от всех участков ткани проходит через слои с различными потерями и с различными температурами, поэтому измеряемая шумовая температура на выходе антенны зависит от температуры отдельных участков тела и величины потерь в этих участках. Погрешность, возникающая при неполном согласовании антенны с измеряемым объектом, устраняется схемотехническими методами.

Рассматриваемый прибор в целом является модуляционным радиометром со следящей схемой компенсации отражений между биологическим объектом и антенной.

При измерении температуры внутренних тканей антенна приводится в контакт с кожей пациента в области проекции исследуемого органа. Радиоизлучение исследуемого органа в виде шумов дециметрового диапазона радиоволн принимается антенной и усиливается до необходимой величины в блоке радиодатчика. Прием электромагнитного излучения осуществляется на длине волны 26 см.

Усиленный в блоке радиодатчика сигнал поступает в блок обработки информации. В блоке обработки информации имеется устройство выборки–хранения, позволяющее при небольшой разнице температур между измеряемы-

ми точками ускорить процесс измерения при использовании радиоканала (т.е. при измерении внутренней температуры).

В этот же блок поступает напряжение от датчика температуры кожи, который является бесконтактным приемником теплового излучения кожи в инфракрасном диапазоне.

Переключение режимов осуществляется клавишами на передней панели блока обработки информации. Значение температуры внутренних органов или температуры кожных покровов отображается на индикаторе блока обработки в виде градусов Цельсия с дискретностью 0,1 °С и фиксированной запятой.

При работе радиотермометрического прибора в составе компьютеризированного диагностического комплекса блок обработки информации вырабатывает последовательный цифровой код для сопряжения с ПЭВМ.

Связь с ПК осуществляется через последовательный порт. Программа, входящая в состав диагностического комплекса, обеспечивает ввод и сохранение данных о пациенте, а также визуализацию результатов измерений.

Температура измеряется в 9 точках исследуемого участка, смежных областях и двух опорных точках.

Результаты измерения температуры отображаются в виде графика: по горизонтальной оси откладывается наименование точек измерения, а по вертикальной – значение измеряемых температур.

Этот способ представления данных удобен для оценки разности температур в одноименных точках парных органов, но он не позволяет наглядно отобразить изменение температуры в отдельной области. Поэтому наряду с применением термограмм используется способ визуализации поля температур, где каждое значение температуры отображается на экране монитора своим цветом. Участки с пониженной температурой передаются «холодными» цветами (синим), а с повышенной температурой – «теплыми» (розовым, красным). При использовании этого метода хорошо различаются зоны температурных аномалий, соответствующие, в частности, расположению злокачественных новообразований. Такие методы визуализации наглядны и доступны медицинскому персоналу, их проще интерпретировать, чем численные значения измеренной температуры.

Основными медико-техническими параметрами диагностического прибора являются:

- глубина обнаружения температурных аномалий не менее 4–5 см;
- точность измерения температуры внутренних тканей при коэффициенте связи антенны от 1 до 1,8 отн. ед.  $\pm 0,4$  °С;
- время измерения в одной точке – 7 с, общее время обследования пациента 15 мин;
- диаметр антенны-аппликатора – 39 мм;
- диапазон измеряемых температур – 32–38 °С.

Несомненным достоинством радиотермометрического метода является возможность его использования для контроля за ходом лечения доброкачественных новообразований. Данный метод – чувствительный инструмент, фиксирующий малейшие изменения тепловой активности тканей, сопряженные со

степенью выраженности патологических процессов. Поэтому при правильном подборе консервативной терапии отмечается снижение термальных показателей, свидетельствующих о нормализации состояния органов и тканей. Нарастание термального показателя является свидетельством неадекватности терапевтического воздействия.

Как уже упоминалось ранее, в приборах, использующих радиотермометрический метод диагностики, используются специализированные устройства регистрации излучения диапазона сверхвысоких частот – антенны и приемные устройства СВЧ.

Приемные устройства обеспечивают усиление принимаемого с поверхности тела человека высокочастотного шумового сигнала и последующее выделение из этого сигнала низкочастотной модулирующей составляющей. Приемное устройство является основной частью радиотермометрических приборов и предназначено для регистрации электромагнитного излучения биообъектов, его фильтрации, усиления и преобразования в аналоговый электрический сигнал. С помощью аналого-цифрового преобразователя полезный сигнал может быть преобразован в цифровую форму для дальнейшей обработки с помощью программного обеспечения ЭВМ.

На рис. 5 приведен пример структурной схемы приемного устройства радиотермометрического прибора. В состав прибора помимо приемника включена приемная антенна, передающая часть, АЦП и ПЭВМ.

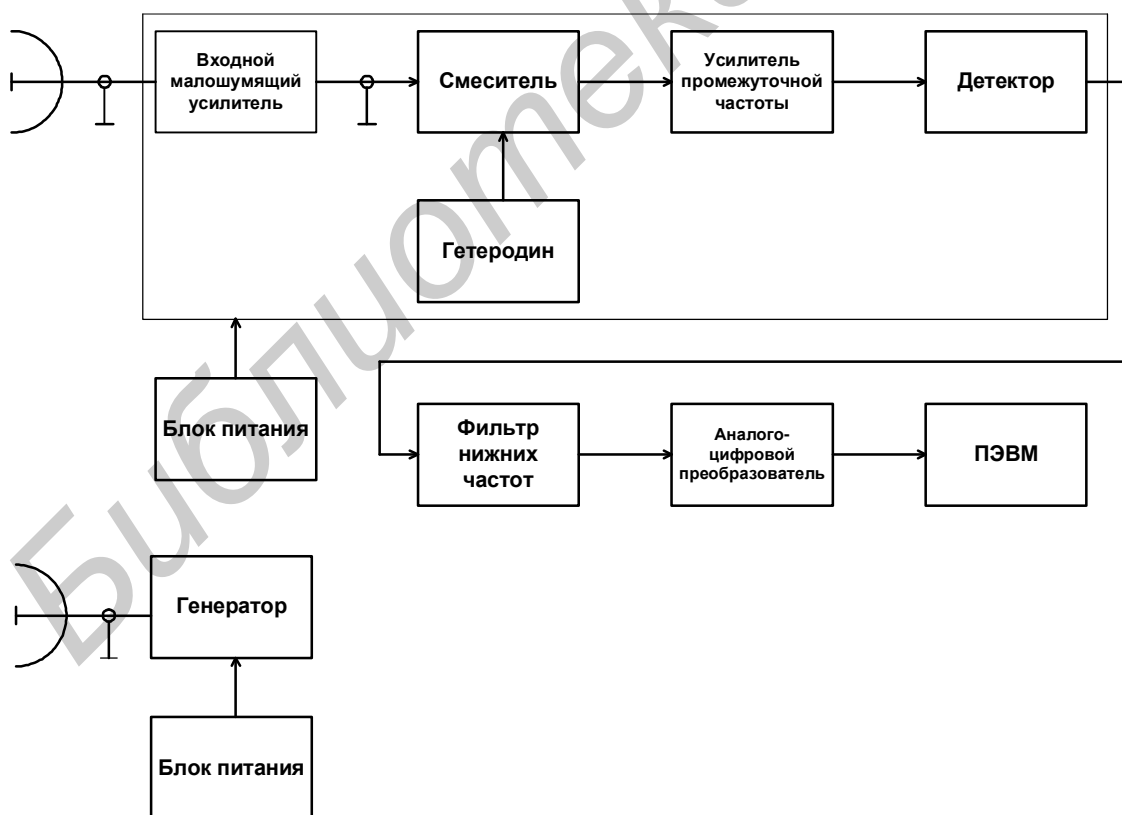


Рис. 5. Прибор с приемным устройством СВЧ-излучения

Для повышения чувствительности в приборе может использоваться дополнительное стимулирующее излучение передающей антенны. Антенна и генератор представляют собой излучатель.

В состав приемного устройства входят следующие элементы:

- входной малошумящий усилитель;
- смеситель;
- гетеродин;
- усилитель промежуточной частоты;
- детектор.

Входной малошумящий усилитель связывает выход антенно-фидерного устройства со входом 1-го каскада приёмника. При этом вход и выход цепи входного малошумящего усилителя должны быть согласованы с волновыми сопротивлениями присоединяемых к ней линий передач, чтобы в местах соединения не возникало отражений энергии.

Входной малошумящий усилитель выполняет следующие функции:

- частотная селекция принимаемых сигналов для уменьшения помех на нерабочей частоте;
- подавление шумов канала;
- усиление поступающих в приёмник сигналов.

Существенное улучшение всех показателей достигается на основе принципа преобразования частоты принимаемого сигнала – переноса его в частотную область, где он может быть обработан с наибольшей эффективностью. Эту функцию выполняет преобразователь частоты – смеситель с гетеродином. Усилительные и шумовые свойства преобразователей определяют чувствительность приемного устройства.

Диапазон частот собственного излучения человека соответствует сантиметровому диапазону длин волн. В сантиметровом диапазоне используют преобразователи частоты на биполярных транзисторах, которые обладают коэффициентом усиления 3–12 дБ и коэффициентом шума 1,7–4,6 дБ. Однако лучшие характеристики во всем СВЧ-диапазоне имеют преобразователи на полевых транзисторах, так как в более широком диапазоне 1–15 ГГц они обеспечивают усиление 8–12 дБ при коэффициенте шума 1,1–3,5 дБ (коэффициент шума характеризует чувствительность приемного устройства).

К преимуществам смесителей на полевых транзисторах можно также отнести более простые цепи смещения по постоянному току и более высокую температурную стабильность.

Основное усиление в приемнике обеспечивается усилителем промежуточной частоты. Схемотехника каскадов этого устройства разнообразна, однако заметно упростить приёмник позволяет применение в качестве усилительных элементов аналоговых интегральных микросхем (ИМС).

Основные требования, предъявляемые к усилителю промежуточной частоты, – это малый коэффициент шума и достаточно высокий коэффициент усиления. Кроме этого, усилитель должен обладать широким динамическим диапазоном, линейной ФЧХ и равномерной АЧХ в рабочем диапазоне частот, должен быть хорошо согласован и обладать высокой надёжностью.



В настоящее время в наибольшей мере этим требованиям удовлетворяют усилители промежуточной частоты на интегральных микросхемах. Усилитель с логарифмической амплитудной характеристикой (ЛАХ), который наилучшим образом выполняет усилительные функции при широком динамическом диапазоне входных сигналов, часто реализуется на ИМС.

Важно отметить, что, согласно статистике медицинских исследований, радиотермометрическая диагностика выявляет до 80 % всех рентгенонегативных раков. В свою очередь рентгенография выявляет 2/3 всех термонегативных раков. Рентгеновское исследование дает возможность находить мельчайшие структурные изменения тканей, но его эффективность снижается в случаях диагностики органов и тканей со сложными структурами, которые маскируют небольшие опухолевые образования. Метод волновой радиотермометрии выявляет тепловые изменения, которые в первую очередь зависят от скорости роста опухоли и в меньшей степени – от ее размеров. Поэтому совместное использование этих двух аппаратных методов – рентгенографии и радиотермометрии – в алгоритме комплексной диагностики позволит значительно повысить качество медицинских исследований в онкологии.

#### **2.4. Характеристика фотометрических методов исследований**

Не менее важное значение для диагностики онкологических заболеваний имеют и фотометрические методы исследований. Практически невозможно найти области и направления в науке и технике, в которых не нашли бы применения фотометрические методы. Они привлекают простотой использования, высокой точностью и воспроизводимостью измерений, быстродействием и надежностью получаемых результатов.

К фотометрическим методам исследования относят методы, в которых оценка свойств объектов осуществляется путем регистрации и последующего анализа эффектов взаимодействия этих объектов с электромагнитным излучением оптического диапазона – ультрафиолетового (с длиной волны от 1 до 400 нм), видимого (от 400 до 760 нм) и инфракрасного (от 760 нм до 1 мм) спектров.

Измерительные эффекты связаны с различными физико-химическими явлениями, происходящими в исследуемой среде и приводящими к изменениям параметров излучений (интенсивности, спектрального состава, коэффициентов отражения, поляризации и др.) после взаимодействия с исследуемыми объектами [18].

Совокупность технических средств, необходимых и достаточных для проведения требуемого измерительного эксперимента, объединяется в фотометрический прибор или систему.

Широкое поле для применения нашли фотометры в клинической практике при профилактике заболеваний и диагностике, контроле ряда важнейших функций организма человека. При этом несомненным достоинством фотометрических методов является возможность проведения исследований неконтактным способом, что

важно при определении медико-биологических показателей жизнедеятельности без нарушения целостности организма человека.

Распространение фотометрических методов объясняется также и тем, что они позволяют создавать как сложные системы для тончайшего анализа различных сред, так и простые, компактные и дешевые приборы, которые измеряют целый ряд важнейших медико-биологических показателей, характеризующих свойства, состав или концентрацию отдельных компонентов тканей и жидкостей человека.

Большой арсенал разработанных и выпускаемых серийно радиоэлектронной промышленностью различных элементов: излучателей лучистой энергии, оптических и оптико-механических устройств для направленного изменения характеристик излучений, фотоэлектрических преобразователей, микросхем для аналоговой и цифровой обработки сигналов – делает проблему разработки фотометрических приборов и систем весьма перспективной.

Однако выполнение фотометрических исследований биологических объектов имеет ряд специфических особенностей как при проведении измерений, так и при интерпретации результатов, необходимость учета которых становится особенно важной при определении оптических характеристик тканей живого организма. Можно привести некоторые из этих особенностей.

При проведении фотометрических исследований живых систем необходимо учитывать сложность биологических объектов, для которых характерна качественная морфологическая и функциональная неоднородность, разнообразие медико-биологических параметров и физиологических процессов, неоднозначно определяющих его состояние, вероятностный характер поведенческой реакции в ответ на одни и те же внешние воздействия, то есть весь комплекс свойств, описывающих этот объект как объект исследований. Все эти свойства особенно сильно проявляются при фотометрических исследованиях, определяя специфичность этого класса методов.

Фотометрические приборы и системы предназначены для определения фотометрических параметров и медицинских показателей, связанных функциональными (часто нелинейными) зависимостями с оптическими свойствами исследуемых тканей, характеризующими жизнедеятельность организма. Поэтому в этой группе методов при оценке диагностической ценности фотометрической информации приходится считаться с непрерывно изменяющимся комплексом факторов, воздействующих на исследуемый объект. Среди этих факторов особое значение имеют индивидуальный разброс фотометрических параметров, внутригрупповая изменчивость, генетические факторы, психофизиологические реакции и т.п. [19].

Сложность выполнения фотометрических исследований связана и с тем, что измеряемая диагностическая информация в общем случае заключена в различных потоках излучения – отраженном, рассеянном, поглощенном, люминесцентном и т.п., одновременная фиксация которых невозможна. Для каждого потока могут различаться спектральные диапазоны, в которых должны проводиться измерения. Диапазон изменения интенсивности регистрируемых потоков, как и диапазон возможных значений фотометрических параметров, очень широк при относительно высоком уровне шумов как за счет работы других подсистем организма, так и за

счет наводимых из внешней среды; частотный спектр выходных сигналов также достаточно широк – от области инфранизких частот до сотен герц и более.

Как уже было отмечено, фотометрические методы основаны на использовании малоинтенсивного электромагнитного излучения оптического диапазона спектра. Однако, несмотря на малые плотности энергии, электромагнитное излучение, падающее на объект, все же оказывает влияние на процессы, происходящие в нем (нагревание, фотохимические реакции и др.). Подобное влияние связано с поглощением энергии, причем такое поглощение в большинстве случаев избирательно. Поэтому при проведении исследований необходимо учитывать не только интенсивность падающего потока излучения, но и его спектральный состав, так как при разных спектрах излучения, даже при одинаковом лучистом потоке, эффект может быть разным. Особые методические приемы следует использовать при исследованиях, которым сопутствуют фотохимические и фотоэлектрические эффекты.

Эффект воздействия электромагнитного излучения на биологический объект зависит от общего потока энергии излучения, падающего на него со всех направлений. В связи с этим результат измерений зависит не только от потока, направленного на вещество, но и от рассеянного потока излучения, падающего на исследуемый объект от других источников и отражающих поверхностей, что заставляет использовать различные средства защиты от посторонней засветки.

При исследовании полидисперсных сред необходимо учитывать отличия в поглощающих свойствах разных дисперсных фаз, которые могут располагаться на пути распространения лучистого потока и изменять спектральный состав излучения, падающего на разные слои среды. Некоторые среды обладают очень слабым поглощением электромагнитного излучения в видимой области. Поэтому на практике широко используются специальные методы окрашивания, когда краситель избирательно изменяет спектры поглощения веществ, содержащихся в биотканях. Это позволяет в дальнейшем использовать визуальные методы анализа и технические средства измерений, работающие в видимом диапазоне. На результаты анализа оказывают влияние технология окрашивания, а также тип и физические характеристики красителя. Так как состав поглотителей (пигментов) и соотношение между ними изменяются в широких пределах даже для одного типа биологического вещества, то необходимо тщательно анализировать результаты и условия проведения измерений и предусматривать все возможные источники погрешностей.

При исследовании фотометрическими методами дополнительные трудности при получении объективных данных связаны с протеканием процессов жизнедеятельности в самом организме. Биологические ткани поглощают и рассеивают лучистую энергию, однако принять рассеяние диффузным можно с определенными допущениями. Для того чтобы рассмотреть динамику взаимодействия потока лучистой энергии с тканями тела, следует учитывать размеры, плотность упаковки и форму. Например, для эритроцитов (размеры эритроцитов много больше длины волны излучения), на поверхности которых в основном происходит рассеяние света, необходимо учитывать их движение, изменение коэффициента преломления как внутри самой структуры форменных элементов крови, так и коэффициент

преломления различных структур ткани и целый ряд других факторов. До настоящего времени не получены решения уравнений, описывающих распространение как направленного, так и диффузного излучения через структуры подобной сложности. Поэтому при рассмотрении распространения потока излучения через биологические объекты принимают целый ряд допущений: структуру объекта считают однородной с некоторыми усредненными оптическими характеристиками, распределение эритроцитов в тканях равномерным, форма эритроцитов принимается за круглую, поток – неполяризованным, монохроматичным или имеющим достаточно узкий спектральный состав и т.д. [20].

Фотометрические исследования биологических объектов целесообразно проводить без методических ограничений пациента. В то же время требования повышения помехозащищенности исследований, стабилизации параметров внешних излучений, ограничения посторонних засветок, методики установки измерительных преобразователей и необходимость проводной связи с фотометрами не позволяют обеспечить такие условия.

Важнейшее значение для фотометрических измерений приобретает вопрос о единицах измерения. Как известно, система световых эффективных величин построена на основании кривой видности, отражающей среднюю относительную спектральную чувствительность глаза человека. Эта кривая получена экспериментально при изучении зрительного анализатора человека и принята за эталон Международной комиссией по освещенности (МКО) [4]. Однако эффекты взаимодействия с излучением в биологических средах, как правило, имеют спектральные характеристики, существенно отличающиеся от кривой видности. Поэтому использование световых единиц нельзя считать целесообразным. Введение же особых единиц, учитывающих особенности поглощения в каждом из объектов, также не оправдано. Таким образом, наиболее удобным является использование систем лучистых (энергетических) единиц измерения.

Перечисленные особенности заставляют решать многочисленные проблемы организации фотометрических исследований как методического (при разработке практических методов и приемов исследования), так и технического характера (при разработке аппаратных средств).

Ниже сформулированы некоторые из этих проблем, касающиеся технической стороны проведения исследований:

- разработка стандартных технологических процедур подготовки объектов к исследованию;
- разработка специального оборудования, структурных схем и конструкций приборов, позволяющих выполнять измерения фотометрических параметров с высокой точностью в различных экспериментальных условиях;
- разработка миниатюрных измерительных преобразователей, которые можно устанавливать на любые участки кожных и слизистых покровов, вводить внутрь организма;
- анализ влияния различных источников погрешностей на результаты измерений и разработка инженерных методов расчета характеристик фотометрических приборов и систем [19].

Рассмотрим общую характеристику и физические основы фотометрических методов исследований.

В основу фотометрических методов исследования положены различные физические и физико-химические явления, возникающие при взаимодействии исследуемой среды с потоками электромагнитного излучения оптического диапазона. Поток лучистой энергии представляет собой электромагнитные волны, которые можно характеризовать амплитудами и пространственной ориентацией векторов напряженности электрического ( $E$ ) и магнитного ( $H$ ) полей, частотой изменения величин векторов  $E$  и  $H$  и соответствующей ей длиной волны, направлением распространения, начальной фазой колебаний. Обычно поток излучений, падающий на объект, – полихроматический, т.е. содержит набор электромагнитных волн разной интенсивности, длин и начальных фаз. Такой поток можно характеризовать как интегральными параметрами – лучистым потоком, силой излучения, излучательной способностью и т.п., так и спектральными характеристиками, например, спектральной характеристикой излучения (для излучающих объектов), отражающей интенсивность излучения для каждой длины волны, спектральной характеристикой поглощения (для поглощающих излучение объектов) и т.д. Часто используются монохроматические потоки излучения с весьма узким диапазоном длин волн. В зависимости от ориентации векторов  $E$  и  $H$  и направления распространения волн  $V$  различают неполяризованный (произвольное направление векторов  $E$ ,  $H$  и  $V$ ) и поляризованный (векторы  $E$ ,  $H$  и  $V$  взаимно перпендикулярны) потоки излучения. Находят применение также когерентные излучения – монохроматический поток лучистой энергии, излучаемый в одной фазе со всех точек поверхности излучателя [18].

При взаимодействии излучения с веществом объекта исследования в последнем возникают физические и физико-химические процессы, приводящие к изменению некоторых параметров падающего на объект потока лучистой энергии: уменьшается амплитуда волн, изменяются фаза и пространственная ориентация векторов  $E$ ,  $H$  или  $V$ , уменьшается частота колебаний. Но воздействие оптического излучения на биологические среды может вызывать и другие – вторичные физические эффекты: механический – световое давление; тепловой, выражающийся в изменении температуры среды в результате интегрального или селективного поглощения лучистой энергии; оптические – интерференция, изменения поляризации, спектральных и пространственных характеристик излучения (фотолюминесценция, дифракция, релеевское и комбинаторное рассеяние), дисперсия электромагнитных волн, нелинейные оптические явления (внутренний и внешний фотоэффекты, фотодиффузионный эффект Дембера); электрические, например, изменение диэлектрической проницаемости или электрического сопротивления под действием потока излучения и др. Многообразны вторичные химические, физико-химические и биологические эффекты: изменения агрегатного состояния, фотохимические реакции, фотоабсорбция, фотосинтез органических веществ в растительных и биологических клетках и т.п. Для разных компонентов сложных полидисперсных и гетерогенных биосубстратов эти изменения различны, что позволяет судить о наличии опреде-

ленных составляющих их концентрации путем измерения параметров потоков излучения после взаимодействия с биосубстратом. Специальные методы освещения исследуемых сред позволяют восстановить пространственное распределение дисперсных фаз, оценить параметры твердых включений, микроорганизмов и других фрагментов.

В общем случае наблюдаются все виды взаимодействия потока излучения с веществом, но на практике некоторые из преобразованных потоков не учитывают ввиду их малости. Не все из перечисленных эффектов нашли сегодня применение в медико-биологической практике, хотя существующие фотометрические приборы и системы весьма разнообразны по принципу действия. [19].

При использовании фотометрических методов физиологические процессы и медико-биологические показатели оцениваются посредством регистрации и измерения параметров потоков электромагнитных излучений оптического диапазона спектра после их взаимодействия с объектом исследования. Параметры потоков преобразуются в электрический сигнал с помощью фотоэлектрических преобразователей, содержащих чувствительные к лучистому потоку элементы. Однако результат измерений зависит не только от характеристик этих элементов, но определяется интенсивностью и спектральным составом исходного излучения от источника, параметрами оптического тракта, геометрией потока излучения и другими факторами. Поэтому специфическими для фотометрических приборов следует считать оптико-электрические измерительные преобразователи, в состав которых должен включаться и объект исследования. Оптико-электрический преобразователь формирует первичные измерительные сигналы, обработка которых позволяет получить оценки исследуемых оптических свойств в виде фотометрических параметров или медицинских показателей. Оптические свойства характеризуют жизнедеятельность биологического объекта. Медицинские показатели определяются через фотометрические параметры, которые описывают оптические свойства объекта исследования.

Таким образом, целевую функцию медицинского фотометра можно определить как преобразование оптических свойств объекта в совокупность эквивалентных выходных параметров, представляемых в форме электрических сигналов.

Структура измерительной части фотометрической системы определяется оператором преобразования фотометра. Однако выделять эту часть отдельно в виде самостоятельного узла нецелесообразно, так как известны такие структуры оптико-электрических измерительных преобразователей, которые позволяют на выходе блока фотоэлектронного преобразователя (ФЭП) получать электрические сигналы, параметры которых пропорциональны фотометрическим параметрам объекта исследования [20]. Таким образом, при разработке обобщенной структуры фотометра необходимо учитывать все этапы преобразования – от формирования исходного потока лучистой энергии до получения оценки фотометрического параметра. К этим этапам относятся:

- формирование исходного потока излучения источника;
- воздействие исходного потока на объект;

- преобразование оптических свойств объекта в параметры нового потока излучения, поступающего от объекта исследования – потока объекта;
- преобразование параметров потока объекта в электрические сигналы;
- определение фотометрических параметров потока объекта;
- расчет медицинских показателей по фотометрическим параметрам;
- отображение выходных параметров или показателей.

Полученные определения целевых функций позволяют построить обобщенные схемы соответствующих технических средств, необходимых для выполнения данных видов исследований.

Анализ различных методов выполнения фотометрических исследований показывает, что, несмотря на их разнообразие по методическим приемам подготовки объекта, анализируемым процессам, характеристикам регистрируемых сигналов и другим факторам, технические средства, необходимые для их выполнения, могут рассматриваться с общих позиций проектирования. Обобщенная схема фотометрических измерений приведена на рис. 6.

Очевидно, что в структуре технических средств фотометрической диагностики необходимыми элементами являются узлы, обеспечивающие формирование внешних по отношению к объекту потоков лучистой энергии заданной интенсивности, спектрального состава, геометрии, поляризации и т.п.

Данные потоки энергии ( $I_i$ ) формируются с помощью ряда элементов – источника излучения, задающего интенсивность потоков, и оптических систем (оптических фильтров, зеркал, диафрагм и т.п.), определяющих спектральный состав, геометрию и направленность каждого потока.

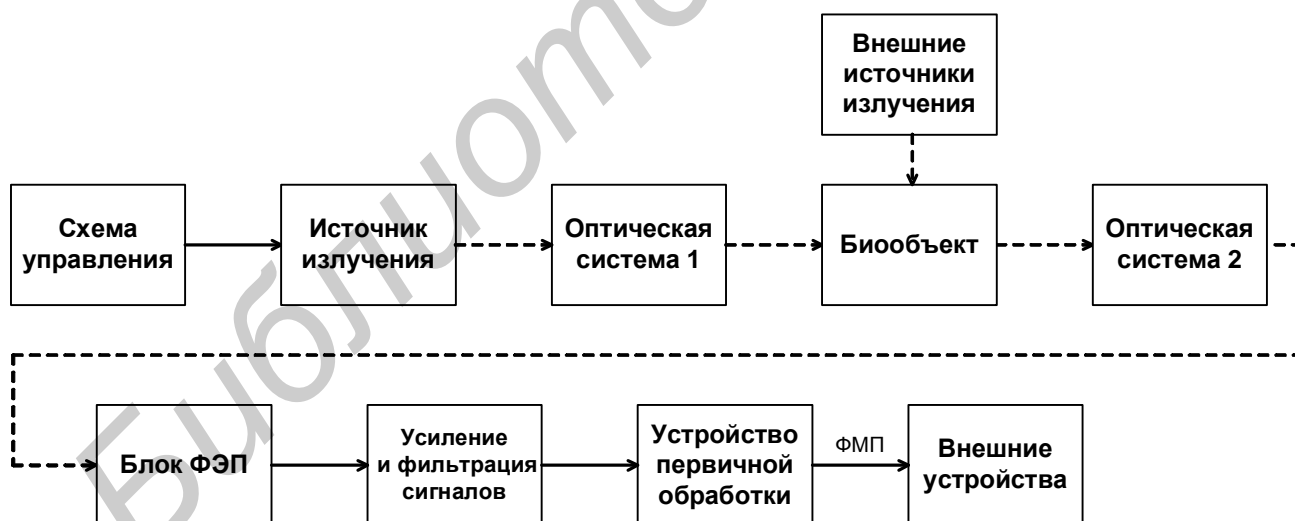


Рис. 6. Обобщенная схема фотометрических измерений

Параметры источника излучения регулирует схема управления, которая поддерживает стабильными энергетические характеристики всех потоков. Потоки  $I_i$  подводятся к объекту через внешнюю среду распространения излучения,

поэтому важно учитывать параметры этой среды, а также наличие в ней неконтролируемых внешних источников лучистой энергии.

После взаимодействия потоков  $I_i$  с объектом формируются новые потоки излучения  $I_i'$ , параметры которых уже несут информацию об оптических свойствах исследуемого объекта. Потоки  $I_i'$  преобразуются в электрические сигналы  $U_i$  в блоке фотоэлектрических преобразователей, включающем один или несколько (в зависимости от числа потоков) преобразователей. Вторая оптическая система позволяет направить потоки излучения  $I_i'$  на чувствительные элементы ФЭП.

Далее в обобщенную структуру включаются блоки первичной обработки сигналов, предназначенные для усиления и фильтрации сигналов и расчета фотометрических параметров (ФМП) или медицинских показателей.

Дальнейшая структура фотометрических систем (внешние устройства) ничем не отличается от структуры других диагностических систем и может содержать в устройствах вторичной обработки (в зависимости от потребностей пользователя) графические регистраторы изменений выходного параметра во времени, индикаторы значений этих параметров или интерфейсы для связи с внешними по отношению к фотометру устройствами (ЭВМ, принтер и т.п.).

Структуры реальных технических систем для фотометрических исследований могут отличаться от приведенной схемы; некоторые блоки могут отсутствовать, а другие представлять собой весьма сложные устройства. Однако в их структурах практически всегда содержатся измерительный преобразователь (включающий источник излучения, две оптические системы, схему управления и ФЭП), который обеспечивает сопряжение технических средств с биологическим объектом, устройство первичной обработки электрических сигналов, устройство вторичной обработки и интерфейс для подключения к внешним по отношению к измерительным узлам системам. Все блоки, связанные с формированием первичных измерительных сигналов  $U_i$  и их обработкой, являются специфическими для рассматриваемых методов исследований, а остальные узлы – общие с другими видами измерительной техники.

Примером реализации фотометрического метода исследований в онкологии может являться автоматизированное устройство диагностики, структурная схема которого приведена на рис. 7.



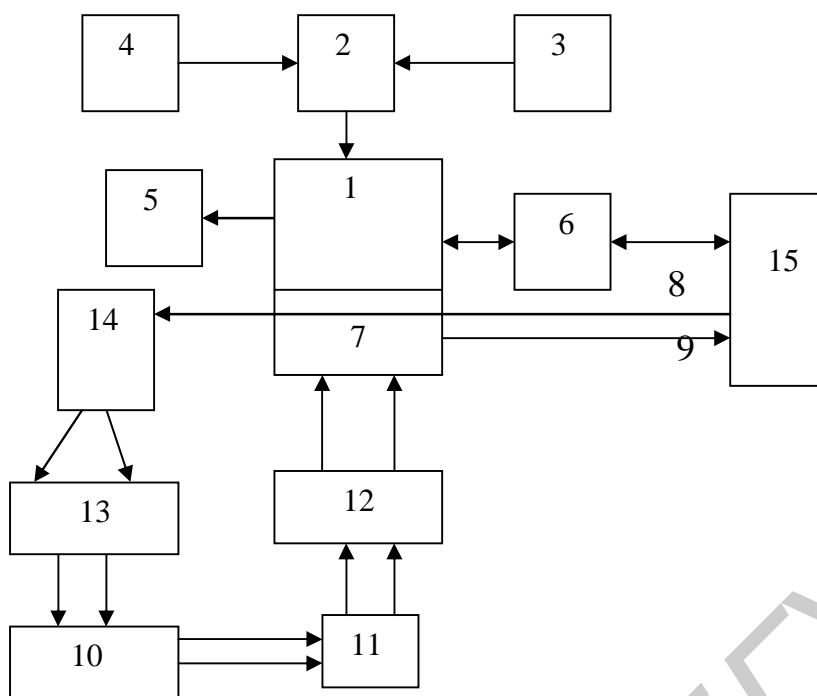


Рис. 7. Автоматизированное устройство для диагностики в онкологии

Устройство, представленное в [21], содержит канал 1 освещения эндоскопа, оптический вход которого соединен с выходом переключателя 2, входы которого соответственно оптически связаны с выходом источника 3 зондирующего ультрафиолетового излучения и источника 4 видимого света. Канал 1 освещения имеет окуляр 5, предназначенный для визуального наблюдения исследуемой поверхности через объектив 6. Канал освещения конструктивно объединен с инструментальным каналом 7. В состав устройства также входят первая 8 и вторая 9 группы оптических волокон, многоканальный аналого-цифровой преобразователь 10, выходы которого соединены соответственно с информационными входами персональной ЭВМ 11, управляющие выходы которой соединены соответственно со входами управляемых источников 12 световых воздействий, выходы которых оптически связаны со входами оптических волокон 9 второй группы, группа фотоэлектрических преобразователей 13, выходы которых подключены соответственно ко входам многоканального аналого-цифрового преобразователя 10, а входы фотоэлектронных преобразователей 13 через цветоразделительную призму 14 оптически связаны с выходами оптических волокон 8 первой группы, входы которых являются оптическими входами устройства, а выходы оптических волокон 9 второй группы являются оптическими выходами устройства. На рис. 7 под позицией 15 обозначена обследуемая поверхность.

Цветоразделительная призма 14 и каждый из фотоэлектронных преобразователей 13 предназначены для преобразования величины соответствующей спектральной составляющей сигналов флюоресцирующего свечения в полосе спектра в соответствующий аналоговый электрический сигнал.

Управляемые источники 12 световых воздействий предназначены для формирования излучения в видимом диапазоне, ультрафиолетового излучения, инфракрасного излучения или их сочетаний, а параметры излучения задаются ПЭВМ. В качестве управляемых источников могут быть использованы, например, ультрафиолетовый лазерный излучатель типа ИЛГИ-503, лазерные полупроводниковые диоды и другие управляемые серийные источники.

Устройство может работать в нескольких режимах: визуального наблюдения, диагностики, калибровки, терапевтического воздействия. В режиме визуального наблюдения видимый свет от источника 4 через переключатель 2, канал освещения 1 и объектив 6 освещает участок исследуемой поверхности. Изображение освещенного участка через объектив 6, канал освещения 1 и окуляр 5 визуально наблюдают до обнаружения подозреваемого (изъявленного) участка, требующего более точной диагностики. В режиме диагностики объектив 6 остается ориентированным на подозреваемый участок обследуемой поверхности. С помощью переключателя 2 к каналу освещения подключают источник 3 зондирующего ультрафиолетового излучения, и это излучение через переключатель 2, канал 1 и объектив 6 подают на подозреваемый участок поверхности, где возникает вторичное (флюоресцентное) свечение. Наблюдают изображение освещенного участка в флюоресцентном свете через объектив 6, канал 1 освещения и окуляр 5 и уточняют область подозреваемого участка для последующей точечной диагностики. Для проведения точечной диагностики выбранного подозреваемого участка обследуемой поверхности через инструментальный канал 7 к точкам этого участка поочередно подводят входы оптических волокон 8. В процессе точечной диагностики обследуют входами оптических волокон все подозреваемые точки участка и регистрируют флюоресцентные сигналы, возбуждаемые на поверхности. Эти сигналы под действием зондирующего УФ-излучения через оптические волокна 8 поступают на цветоразделительную призму 14, которая разлагает оптический сигнал в спектр. Фотоэлектронные преобразователи 13, расположенные в соответствующих участках спектра, преобразуют амплитуды соответствующей спектральной составляющей сигналов флюоресцентного свечения в полосу спектра вторичного свечения в электрический сигнал. Сигналы с выхода каждого фотоэлектронного преобразователя поступают на соответствующий вход АЦП 10, где преобразуются в цифровую форму и в виде цифровых кодов поступают на ПЭВМ 11.

После обработки результатов спектральным методом и установления диагноза состояния очередного локального участка облучаемой поверхности волокна 8 ориентируют на другой точечный локальный участок обследуемой поверхности. Перенацеливание контролируют визуально через окуляр 5. Диагностика очередного участка осуществляется аналогичным образом.

После обхода всех интересующих точек локального участка формируется полный диагноз состояния наблюдаемого участка. Результаты анализа выдаются на дисплей ПЭВМ и могут быть выведены на печать.

В случае недостаточной чувствительности облучаемой поверхности к УФ-излучению от источника 3 в процессе калибровки и диагностики на обсле-

дуемый участок через волокна 9 может быть дополнительно подано УФ-излучение от управляемого источника УФ-излучения, входящего в комплект источников 12, который включается от ПЭВМ.

Как видно из конструкции и описания работы устройства, в нем используется только однократная фильтрация входного оптического сигнала, осуществляется непосредственное цветовое разделение всего входного светового потока, разложение входного светового потока по спектральным составляющим осуществляется с помощью цветоразделительной призмы, а преобразование энергии спектральных составляющих осуществляется фотоэлектронными преобразователями размещенного в соответствующих участках распределенных цветовых составляющих спектра. В этом случае для преобразования в электрический сигнал используется вся энергия сигнала, соответствующая анализируемой спектральной составляющей и попадающая только на один фотоэлектронный преобразователь.

В устройстве осуществляется точное цветоразделение входного светового потока и полное использование энергетики входного сигнала, что повышает достоверность и качество анализа. Кроме того, в изобретении не используются селективные спектрометрические датчики, технологический разброс амплитудно-частотных характеристик которых существенно снижает достоверность показаний других подобных диагностических приборов.

## Заключение

Разработка методов и аппаратных средств диагностики онкологических заболеваний является одним из наиболее актуальных направлений современной медицины. Данная область исследований развивается достаточно динамично, несмотря на существование целого ряда объективных трудностей и ограничений, связанных с ее спецификой.

В онкологической практике используется большой арсенал методов диагностики заболеваний, однако далеко не все из них отличаются высокой эффективностью.

Моменты возникновения первых раковых клеток и появления первых видимых признаков заболевания разделяет большой промежуток времени, в течение которого происходит развитие опухоли. Продолжительность этого периода измеряется годами. Большинство современных методов, применяемых в онкологической практике, основано на регистрации видимых симптомов заболеваний. С помощью таких методов можно выявить опухолевые новообразования, находящиеся на поздних стадиях развития, определить тип опухоли и ее конфигурацию. Диагностические возможности в данном случае ограничены также разрешающей способностью приборов. Нерешенной остается главная задача диагностики – регистрация зарождения патологического процесса с целью профилактики его дальнейшего развития и распространения.

Решить задачу ранней диагностики позволяет применение метода волновой радиотермометрии. В его основе лежит регистрация собственного электромагнитного излучения человека в миллиметровом диапазоне.

Патологические процессы, приводящие к возникновению раковых заболеваний, вызывают изменения в структуре клеток, инициируя тем самым перестройки и вариации спектров их электромагнитных полей. Отклонение значений параметров собственного электромагнитного излучения обследуемой области тела человека от их значений в норме, обусловленное патологическими изменениями на клеточном уровне, является наиболее ранним симптомом онкологического заболевания. Таким образом, метод волновой радиотермометрии позволяет проводить диагностику заболеваний на ранних этапах их развития.

## Литература

1. Чиссов, В. И. Онкология / В. И. Чиссов, С. Л. Дарьялова. – М. : Гэотар-Медиа, 2007. – 560 с.
2. Клиническая онкология / С. З. Фрадкин [и др.]. – Минск : Беларусь, 2003. – 784 с.
3. Конова, Т. Онкология и терминальная помощь / Т. Конова, А. Морозова. – Ростов н/Д : Феникс, 2006. – 313 с.
4. Попечителей, Е. П. Методы медико-биологических исследований. Системные аспекты / Е. П. Попечителей, Н. А. Корневский. – М. : Высш. шк., 1997. – 445 с.
5. Биоэлектричество. Количественный подход / К. Плонси [и др.] ; пер. с англ. / под. ред. Л. М. Чайклахяна. – Л. : Мир, 1992. – 324 с.
6. Калакутский, Л. И. Аппаратура и методы клинического мониторинга / Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис. – Самара: СГТУ, 1999. – 421 с.
7. Давыдов, М. И. Радионуклидные исследования функции почек и уродинамики в онкологии / М. И. Давыдов, Б. И. Долгушин ; под. ред. М. И. Давыдова. – М. : Практическая медицина, 2007. – 296 с.
8. Давыдов, М. И. Экспериментальная онкология / М. И. Давыдов, А. Н. Барышников ; под. ред. М. И. Давыдова. – М. : Практическая медицина, 2003. – 522 с.
9. Шулутко, А. М. Ультразвуковые методы исследования и пункционная биопсия в диагностике узловых образований щитовидной железы / А. М. Шулутко, В. Н. Селиков, Н. А. Иванова // Хирургия. – 2005. – №7.
10. Богин, Ю. Н. Термография в дифференциальной диагностике опухолей молочных желез / Ю. Н. Богин, Е. А. Попов // Хирургия. – 2006. – №5.
11. Лерой, У. Неинвазивная термографическая диагностика / У. Лерой, Б. Боскет // Физические технологии. – 2007. – №19.
12. Зеновко, Г. И. Термография в хирургии / Г. И. Зеновко // Медицина. – 1998. – С. 129–139. – №8.
13. Сдвижков, А. М. Устройство для диагностики онкологических заболеваний / А. М. Сдвижков, С. Г. Веснин, А. Ф. Карташева // Актуальные проблемы маммологии. – 2006. – С. 28–40. – №6.
14. Бурдина, Л. М. Способ и устройство для диагностики онкологических заболеваний / Л. М. Бурдина, А. В. Вайсбалт // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2005. – №8.
15. Троицкий, В. С. Контактные радиотермометрические измерения внутренней температуры тел / В. С. Троицкий // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2001. – №7.
16. Поляков, В. М. СВЧ-термография и перспективы ее развития / В. М. Поляков, А. С. Шмаленюк // Электроника СВЧ. – 1991. – №8.

17. Пинхосевич, Е. Г. Радиотермометрия в алгоритме комплексного обследования молочных желез / Е. Г. Пинхосевич, С. Г. Веснин, Н. Н. Тихомирова // Современная онкология. – 2006. – №4.

18. Попечителей, Е. П. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника / Е. П. Попечителей, Н. А. Корневский ; под. ред. Е. П. Попечителя. – М. : Высш. шк., 2002. – 471.

19. Биотехнические системы : Теория и проектирование / В. М. Ахутин [и др.] ; под. ред. В. М. Ахутина. – Л. : ЛГУ, 1980. – 522.

20. Бакакин, Г. В. Фотометрический способ диагностики функционального состояния биотканей / Г. В. Бакакин, И. В. Наумов // Приборы и техника эксперимента. – 2007. – №4.

21. Страхов, А. Ф. Автоматизированное устройство для диагностики в онкологии : патент №2145183 / А. Ф. Страхов, В. Д. Белокрылов, О. А. Страхов – 1998.

Учебное издание

**Тамело Александр Арсеньевич**  
**Муравьев Валентин Владимирович**  
**Молодкин Дмитрий Федорович**  
**Владимиров Дмитрий Богданович**

**МЕТОДЫ И АППАРАТНЫЕ СРЕДСТВА ДИАГНОСТИКИ  
ОНКОЛОГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ**

Методическое пособие по курсу  
«Техника СВЧ и КВЧ в медицинских приборах»  
для студентов специальности «Медицинская электроника»  
и магистрантов специальности «Радиофизика»

Редактор М. В. Тезина  
Корректор Е. Н. Батурчик

---

Подписано в печать 21.04.2008.  
Гарнитура «Таймс».  
Уч.-изд. л. 2,8.

Формат 60×84 1/16.  
Печать ризографическая.  
Тираж 100 экз.

Бумага офсетная.  
Усл. печ. л. 2,91.  
Заказ 19.

---

Издатель и полиграфическое исполнение: Учреждение образования  
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»  
ЛИ №02330/0056964 от 01.04.2004. ЛП №02330/0131666 от 30.04.2004.  
220013, Минск, П. Бровки, 6