

Научно–исследовательский радиофизический институт
Министерства общего и профессионального образования
Российской Федерации

П р е п р и н т N 441

**КОМПЛЕКСНАЯ ИК–СВЧ МЕДИЦИНСКАЯ
РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ**
(учебное пособие)

В. С. Лебедев,
А. А. Лисов,
И. Я. Орлов,
С. Д. Снегирев

Нижний Новгород, 1998

Лебедев В. С., Лисов А. А., Орлов И. Я., Снегирев С. Д.
КОМПЛЕКСНАЯ ИК–СВЧ МЕДИЦИНСКАЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ
(учебное пособие).

Препринт N 441. — Нижний Новгород: НИРФИ, 1998. 76 с.

УДК 621.396.66

В препринте даны некоторые сведения по физическим основам медицинской радиотермометрии, приводится структура одностотного медицинского радиотермометра, формулируются основные требования к каскадам СВЧ и ИК радиотермометров. Анализируются особенности контактного радиотермометрического измерения температуры слоистых сплошных сред. Обосновывается многочастотная радиотермометрия как способ восстановления глубинного профиля температуры сплошных сред. Синтезирована структура многочастотного медицинского радиотермометра. Препринт выполнен в соответствии с программой "Интеграция" совместно с кафедрой радиотехники ННГУ и предназначен в качестве пособия для студентов по курсу "Радиофизические методы измерений в медицине и биологии".

ВВЕДЕНИЕ.

Широко применяемые в настоящее время методы рентгеновской и ультразвуковой диагностики используют активное воздействие излучения на тело человека. Известно, что рентгеновское излучение увеличивает вероятность возникновения рака, а диагностика ультразвуковыми волнами предусматривает хорошо развитые в акустическом смысле граничные слои внутри тканей, обусловленные анатомическими изменениями. В то же время различные устойчивые изменения температурного профиля человека часто предшествуют клиническим проявлениям патологического процесса и, следовательно, являются показателями для ранней диагностики.

Измерение собственного теплового радиоизлучения на различных частотах позволяет получить распределение температуры по глубине. Перемещая антенну радиометра, можно сканировать по площади и таким образом получать трехмерную картину распределения температуры в организме человека.

Этот метод не является аналогом рентгеновской компьютерной томографии, ибо она дает лишь очертания органов и очага заболевания только тогда, когда в тканях уже произошли изменения. Радиометрический метод позволяет осуществить диагностику патологических процессов и до возникновения изменений в тканях.

В диагностическом плане наиболее перспективным является

применение радиотермометрии в целях раннего выявления онкологических, воспалительных и сосудистых заболеваний.

Объектом диагностики могут быть заболевания, приводящие к локальному повышению температуры в глубине тканей. Ценность таких неинвазивных, пассивных методов измерений определяется в первую очередь трудностями прямых измерений, связанных с введением датчиков в тело человека. Важным достоинством радиометрических методов является возможность получения данных оперативно и непрерывно, в реальном масштабе времени. Одно из возможных конкретных применений метода, имеющее большое практическое значение — контроль температуры при лечении опухолей методом СВЧ гипертермии, т.е. нагревом мощным СВЧ излучением. Для правильной дозировки излучения контроль за глубинным распределением температуры очень важен, поскольку перегрев вызывает поражение здоровых тканей, а недостаточный нагрев не оказывает положительного эффекта.

Начавшееся использование радиометрических методов при медикобиологических исследованиях показывает также их перспективность для использования в эргономике, диспансеризации и профосмотрах населения, при оценке эффективности и выборе тактики лечения и определения сроков выздоровления.

Однако необходимо отметить, что толщина слоя, в котором формируется измеряемое тепловое излучение, зависит от длины волны, изменяясь от микронов до дециметров. Как следствие этого, возникает необходимость измерения теплового излучения на нескольких длинах волн.

В препринте сделана попытка в форме, доступной для студентов 4-го курса радиофизического факультета, пояснить принципы СВЧ и ИК радиотермометрии, особенности измерения теплового излучения слоистых сред контактным датчиком и сформулировать требования к медицинским СВЧ и ИК радиометрам.

1. НЕКОТОРЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ РАДИОТЕРМОМЕТРИЧЕСКОГО МЕТОДА МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

1.1. Температура как фактор функционального состояния организма

Одним из основных показателей функционального состояния человеческого организма в клинической медицине принято считать температуру глубинных зон человека. Организм здорового человека обладает свойством гомойотермности. В 1972 г. Комиссия по термобфизиологии Международного союза физиологов определила гомойотермию как способность организма сохранять температуру постоянной в пределах $\pm 2^{\circ}\text{C}$ независимо от изменений температуры внешней среды.

Температура здорового человека образуется за счет реакции обмена веществ. Количество этой метаболической теплоты значительно колеблется, в основном, в зависимости от разных уровней мышечной деятельности. При сидячей работе эта теплота генерируется в количестве около 100 ккал/г, в тяжелой промышленности 300 ккал/г [1] .

Температурным гомеостазом обладает только ядро организма, т.е. мозг и внутренние органы. Температура ядра равна $37,5 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$, а температура оболочки (поверхностных тканей и тканей конечностей) ниже $32,0 \pm 1,0^{\circ}\text{C}$ и весьма изменчива в зависимости от температуры окружающей среды.

Дело в том, что теплота, образующаяся в ходе реакции обмена, либо сохраняется в теле, либо передается к поверхности кожи за счет теплопроводности костей, тканей, жира и кожи и путем конвекции, сопровождающей циркуляцию крови. Теплопередача происходит также между большими артериями и венами и тканями вследствие разности температур. Таким образом, тепло, переносимое в элемент тела из других частей тела, также рассеивается. Через кожу тепло рассеива-

ется четырьмя способами: конвекцией, излучением, испарением и путем теплопроводности.

Если теплота, образующаяся при реакциях обмена, не уравновешивается теплотой, переносимой с поверхности кожи в окружающую среду, температура тела будет подниматься или снижаться. У здорового человека физиологический механизм терморегуляции поддерживает внутреннюю температуру органов постоянной путем сужения или расширения кровеносных сосудов в зависимости от терморегуляторных сигналов.

Многие заболевания сопровождаются местным изменением температуры внутренних органов, что является защитной реакцией организма. Повышение температуры вызывает много различных физиологических реакций как из-за прямого воздействия тепла на клетки ткани, так и в результате влияния теплопродукции на местные нервные рецепторы [2]. Одна из реакций заключается в увеличении кровотока благодаря расширению сосудов, которое сопровождается повышением капиллярного давления, проницаемости клеточных мембран и интенсивности обмена веществ. Перечисленные реакции могут ускорить процесс заживления больной или поврежденной ткани вследствие увеличения переноса метаболитов через клеточные мембраны, повышения концентрации лейкоцитов и антител и увеличения скорости оттока токсинов от пораженных областей. В целом увеличение общей интенсивности обмена веществ сопровождается повышением температуры. Поэтому термометрия глубинных органов человеческого тела делает возможной диагностику и наблюдение за эффективностью лечения многих заболеваний (см. [3] и приведенную там библиографию). Среди них расстройство периферического кровообращения, доброкачественные и злокачественные опухоли, острые заболевания брюшной полости и многие другие.

Так, при воспалительных процессах повышение локальной температуры обусловлены как повышением уровня метаболизма, так и увеличением уровня кровотока. Наблюдающийся при остром локальном воспалении уровень кровотока может быть в три - четыре раза выше нормы. Однако основной вклад в гипертермическую реакцию (до 70%) дает увеличение теплопродукции [4] .

При переходе от состояния покоя к нервно-психическому напряжению в условиях экстремальных ситуаций происходят сдвиги в функционировании многих систем организма, в первую очередь, психомоторной, сосудистой, пищеварительной, выделительной, сопровождающиеся изменением энергетического обмена в этих системах. Так как показателем энергетических процессов, т.е. интенсивности теплопродукции и теплопоглощения, служит температура, в условиях нервно-психического напряжения система терморегуляции (кора головного мозга и морфофункциональные образования промежуточного мозга) регулярно воздействует на те органы и системы, в которых происходят наиболее интенсивные обменные процессы. При этом следует ожидать изменений температурных характеристик человеческого тела.

В случае рефлекторной реакции определяющим фактором будет кровоток поверхностных тканей и связанная с ним температурная реакция составляет $1-2^{\circ}\text{C}$ [5] .

Теплообмен между кровью и тканью ограничен прикапиллярной частью сосудистой системы. В капиллярной части достигается полное тепловое равновесие между тканью и кровью.

1.2. Физические основы медицинской радиотермометрии

Жизненную температуру внутренних органов человека можно контролировать путем измерения радиоакростной температуры, т.е. темпе-

ратуры, соответствующей мощности электромагнитного излучения тела человека. Дело в том, что все физические тела, имеющие температуру выше абсолютного нуля (-273°C), согласно закону Планка, излучают электромагнитные волны всех длин. Физическая сущность теплового радиоизлучения заключается в преобразовании внутренней тепловой энергии излучающего тела в энергию электромагнитного поля, распространяющегося за пределы излучающего тела. Это преобразование выполняется множеством элементарных осцилляторов, возбуждаемых тепловым движением микроскопических частиц вещества. В зависимости от химического состава и физического состояния вещества такими осцилляторами могут быть атомы, заряженные частицы - электроны и ионы, а также молекулы, обладающие свойствами электрической или магнитной поляризуемости. Находящиеся в хаотическом тепловом движении микрочастицы вещества передают часть своей кинетической энергии элементарным осцилляторам. Изменение энергии атомов и частиц, обладающих зарядом или электрическим (магнитным) моментом, как известно, сопровождается электромагнитным излучением. Интенсивность всех этих процессов, в основном, определяется температурой излучающего тела и его излучательной способностью, поэтому от температуры зависит и средняя мощность излучения.

Излучательная способность абсолютно черного тела (АЧТ), как функция частоты, достаточно велика в широком диапазоне частот. Максимум излучения при температуре АЧТ 300 К лежит в инфракрасной области спектра (см. рис. 1.1).

Реальные биологические объекты имеют излучательные свойства, отличающиеся от свойств АЧТ, но физические законы, описывающие процессы излучения, остаются теми же, что и позволяет по измерению интенсивности электромагнитного излучения оценивать температуру тела.

Излучательная способность АЧТ

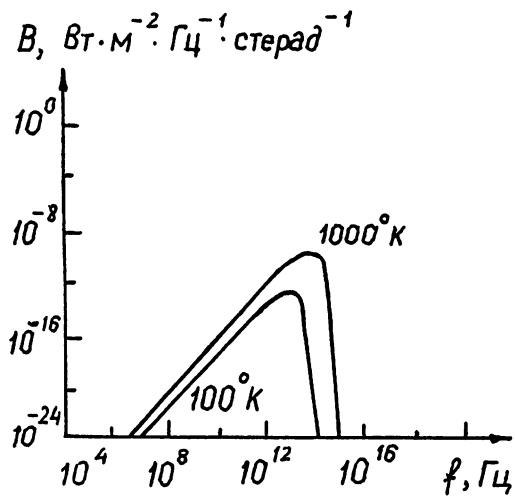


Рис. I.I

Тепловидение, основанное на измерении теплового инфракрасного излучения тела, дает истинную температуру только самого верхнего слоя кожи толщиной в доли миллиметра. Однако оно слабо отражает подповерхностную и глубинную температуру живого организма.

В СВЧ диапазоне излучательная способность подчиняется закону Рэлея-Джинса $B(f) = 2f^2 kT\beta/c^2$,

где T - абсолютная температура,

f - частота принимаемого излучения,

β - коэффициент излучения (степень черноты) лежит между нулем и единицей и в общем случае зависит от температуры, ориентации, состава и состояния поверхности тела и частоты,

k - постоянная Больцмана,

c - скорость света.

Из I.I видно, что для любого "серого" тела с абсолютной температурой $T > 0K$ характерен непрерывный радиочастотный спектр излучения, спектральное распределение энергии которого пропорционально квадрату частоты.

Интенсивность теплового излучения тела человека на СВЧ на несколько порядков меньше чем в ИК диапазоне (на частоте 3 ГГц в 10^8 раз).

Регистрация и измерение теплового излучения на радиочастотах требует разработки специальных методов, отличных от тех, которые широко используются для регистрации радиосигналов с относительно высоким уровнем энергии. Уровень энергии тепловых сигналов порядка 10^{-20} вт, (см. рис. 1.1), поэтому для их регистрации требуется приемник с высокой чувствительностью и стабильностью.

Однако измерение на СВЧ имеет то преимущество, что глубина проникновения СВЧ излучения гораздо больше. Это позволяет изме-

рять СВЧ излучение, исходящее из внутренних структур человеческого тела.

Интенсивность теплового излучения тела человека, принимаемая радиометром, пропорциональна температуре слоев, из которых это излучение исходит. Толщина излучающего слоя определяется глубиной проникновения, т.е. длиной волны принимаемого излучения.

Глубина, на которой измеряется температура, эквивалентна глубине проникновения волны, определяемой как расстояние от поверхности до слоя, в котором интенсивность излучения уменьшается в 2,73 раза.

Глубина проникновения радиоизлучения прямо пропорциональна длине волны λ и зависит от биологических особенностей и электрических свойств биологических тканей. Длина волны радиоизлучения в биологических тканях меньше, чем в свободном пространстве и зависит от диэлектрической проницаемости тканей [2] :

$$\lambda = \frac{\lambda_0}{\sqrt{|\epsilon^*|}} , \quad (1.2)$$

где λ_0 - длина волны в вакууме,

$$|\epsilon^*| = |\epsilon + j\epsilon'| = \epsilon \sqrt{1 + \text{tg}^2 \delta} ,$$

ϵ^* - относительная диэлектрическая проницаемость ткани,

ϵ' - коэффициент, характеризующий потери,

$\text{tg} \delta = \frac{\epsilon'}{\epsilon}$ - тангенс угла потерь.

Электрофизические свойства неживых биологических тканей в СВЧ диапазоне исследованы подробно в работах [2,6], где представлены результаты измерений значений ϵ, δ и рассчитанные по ним значения длин волн λ и глубины проникновения ρ .

(см. таблица I [2]).

Таблица I

Электрические свойства тканей человеческого организма

Частота (МГц)	Длина волны в воздухе λ_0	М Н Ш Ц Н				Ж И Р				
		ϵ	σ	ρ	λ	ϵ	σ	ρ	λ	
915	32,8	51	1,6	3,04	4,46	5,6	147	17,7	13,7	
1500	20	49	1,77	2,42	2,81	5,6	70,8	171	13,9	8,41
2450	12,2	47	2,21	1,7	1,76	5,5	96,4	213	11,2	5,21

Известно, что гибель и распад биологических тканей очень сильно изменяют их диэлектрические свойства. Связь таких изменений с разрушением клеточной структуры и нарушением функций клеточных мембран была установлена еще в 1922 году. Перераспределение внутри- и внеклеточных ионов также приводит к изменениям диэлектрических свойств. Однако высокочастотные диэлектрические характеристики тканей определяются содержанием воды и протеинов в клетках, а их изменение после экстирпации ткани протекает сравнительно медленно и не столь интенсивно.

Значение диэлектрической проницаемости ϵ и удельной проводимости σ биологических тканей зависят от частоты, т.е. обладают дисперсией [6] (см. таблица 2 из [5]).

На сверхвысоких частотах в диапазоне от 1 до 20 ГГц удельная проводимость тканей, ввиду переориентации дипольных молекул тканевой воды, возрастает пропорционально квадрату частоты, а диэлектрическая проницаемость медленно убывает с частотой.

Таблица 2

Диэлектрическая проницаемость ϵ и удельная проводимость σ различных тканей при 37°C

Тип ткани	Частота (МГц)	700	1000	3000	8500
	мышцы	ϵ	52 - 53	49 - 52	45 - 48
σ		12,7-13,7	12,7-13,3	21,7-23,3	83,3
жир	ϵ		5,3-7,5	3,9- 7,2	3,5 - 4,5
	σ		0,83-1,49	1,11-2,27	2,7- 4,17
кость	ϵ		4,3-7,3	4,2 -5,8	4,4 - 5,4
	σ		0,43-1	1,16-2,25	1,67 - 4,76

К тканям с большим содержанием воды относятся кожа, мышцы, печень, сердце и др. Малое содержание воды в жире, костном мозге, костной ткани. Как видно из таблицы 2, ткани с малым содержанием воды обладают на порядок более низким значением диэлектрической проницаемости ϵ и проводимости σ .

Необходимо отметить, что в соответствии с формулой (1.1) учитывается только механизм радиационной передачи тепла, тогда как для живого организма необходимо учитывать и другие механизмы передачи тепла: с кровотоком, вследствие теплопроводности тканей и др.

Кровоток и теплопроводность могут сильно влиять на подкожное распределение температуры, приводя к десятикратному увеличению кажущейся глубины проникновения [2]. Авторы считают, что биологическая передача тепла может объяснить высокую долю обнаружения

опухолей с помощью термографии на сантиметровых, миллиметровых и инфракрасных волнах. Так, например; при протекании воспалительного процесса в каком-либо органе брюшной полости или наличии там опухоли благодаря теплопроводности передней стенки живота возникает "тепловая проекция" очага воспаления или опухоли [7] .

Разрешающая способность по поверхности определяется размерами контактной антенны, оптимальный диаметр которой порядка длины волны в среде, т.е. $D \approx \lambda_0 / \sqrt{\epsilon}$. Зона Френеля такой антенны в тканях составляет $2D^2 \sqrt{\epsilon} / \lambda \approx 2\lambda_0 / \sqrt{\epsilon}$, т.е. равна удвоенной глубине проникновения волны [8] .

Установление компромисса между желаемой глубиной проникновения излучения и требуемым разрешением в изображении представляется наиболее важным моментом при выборе диапазона рабочих частот радиометрических измерений.

1.3. Применение СВЧ радиотермометрии в целях медицинской диагностики

Использование радиотермометрии, как возможного метода медицинской диагностики, началось с работы Баррета и Майерса в 1975 г. [9] в которой была продемонстрирована возможность определения глубинной температуры по собственному радиоизлучению. В зависимости от области применения диагностики, измерения в дальнейшем проводились в различных диапазонах длин волн.

Первые работы по применению радиометрической диагностики рака молочной железы [9,10] проводились в частотном диапазоне 1,3 - 3,3 ГГц и 1,7 ГГц. В качестве критерия оценки температурной аномалии использовалась асимметрия радиояростной температуры при сравнении в асимметричных точках. При наличии злокачественного новообразования было выявлено повышение температуры до 1,5°C. Результаты

клинических испытаний радиометрического метода диагностики опухолей пока противоречивы [3]. В работе [9], в частности, получено, что рентгеновские методы по истинно положительному и истинно отрицательному критериям анализа превосходят СВЧ и ИК методы. В числовом отношении истинно положительных результатов для СВЧ, ИК и рентгеновских методов составляют соответственно 0,73; 0,77 и 0,89, а для истинно отрицательных результатов - 0,73; 0,68 и 0,92. Однако комплексное применение радиотермометрии и тепловидения позволило повысить качество диагностики до рентгеноконтрастного метода (т.е. до 90%) [11, 12, 13]. Было показано [14], что возможности радиотермометрии возрастают после обучения опухоли электромагнитными волнами СВЧ диапазона, так как опухолевые ткани под воздействием СВЧ нагреваются сильнее, чем окружающие ткани. К настоящему времени методы СВЧ радиотермометрии показали свою информативность также в диагностике опухолей головного мозга [15, 16, 17]. Так, при опухолях головного мозга и травматических оболочечных гематомах СВЧ радиотермометрия ($\lambda = 17$ см) выявила температурные асимметрии в пределах 0,5 - 1,2°C, в основном коррелировавшие с топикой патологии. Были выявлены (в диапазоне $\lambda = 30$ см [19]) зависимости характера изменения термогенеза в области опухоли головного мозга от ее морфологии, локализации и глубины расположения.

Выявление воспалительных процессов различной локализации, основанное на факте повышения глубинной температуры в области патологического процесса, помогает в диагностике ряда хирургических заболеваний. Так, радиотермометрирование в целях диагностики острых хирургических заболеваний брюшной полости проводилось в диапазоне длин волн $\lambda = 500$ МГц [20]. Была показана возможность в этом диапазоне длин волн проводить на основе радиоконтрастов по

повышению температуры в проекции печени на $0,4 - 0,7^{\circ}\text{C}$ диагностику острого холецистита.

При радиометрической ($\lambda = 32$ см) диагностике таких заболеваний органов пищеварения, как хроническая язва, хронический воспалительный процесс в печени и желче-выводящих путях обнаружена неадекватность глубинной температурной реакции на холодную и горячую воду [24].

Диагностика гинекологических заболеваний методом радиоcontrastов на длине волны $\lambda = 20$ см [12] показала, что глубинные воспалительные процессы дают приращения температуры в области патологии до 2°C .

В области травматологии выявлено, что заболевание остеохондрозом приводит к снижению глубинной температуры пораженного отдела позвоночника в пределах до 1°C , в отличие от радикулита, при котором наблюдается повышение температуры [18, 22].

Измерение температуры тела является одним из самых старых и показательных методов исследования больных с облитерирующими заболеваниями сосудов. При облитерирующих заболеваниях важно состояние мышечной системы, ибо в мышцах, в основном, обеспечивается и магистральный и коллатеральный кровоток. Радиотермометрия в диапазоне $\lambda = 500$ МГц показала, что у больных с частичной проходимостью аорты и магистральных артерий термоасимметрия составляет $4-5^{\circ}\text{C}$ [23]. Установлена возможность использования радиотермометрии и при диагностике некоторых сосудистых заболеваний головного мозга. Так, было зафиксировано снижение температуры головного мозга при инсультах [18].

Большие перспективы открывает использование радиотермометрии в задачах медицинского контроля медикаментозного ($\lambda = 10$ см),

хирургического ($\lambda = 10$ см) и физиотерапевтического ($\lambda = 30$ см) лечения [24, 25, 26, 27]. Контроль осуществляется по фиксации динамики местного физиологического действия лечения, проявляющегося в изменении во времени температурных радиоcontrastов здоровых и больных областей.

Радиотермометрический метод может быть использован и при аллергических заболеваниях [28], что основано на факте появления аллергологического воспаления.

Весьма перспективна радиотермометрия при диагностике офтальмологических заболеваний. Дело в том, что известные методы диагностики новообразований органа зрения не всегда позволяют дифференцировать характер патологического процесса, особенно при помутнении преломляющих сред глаза и малых размеров новообразования. Радиотермометрический метод позволил проводить дифференциальную диагностику новообразований глазного яблока [29, 30] по проявлению гипертермии в области опухоли от $0,5^{\circ}\text{C}$ до $1,8^{\circ}\text{C}$.

Учитывая неинвазивность и безвредность метода, наиболее интересен анализ его возможностей в педиатрии. Важность этой возможности обусловлена трудностями диагностики, поскольку дети не умеют четко локализовать и характеризовать болевые ощущения. У детей с ревматоидным артритом в активной фазе выявлено повышение радиояростной глубинной температуры (на длине волны $\lambda = 30$ см) в пораженных суставах на $1,3 - 2,7^{\circ}\text{C}$ [31]. Аналогичные результаты получены при диагностике у детей острого гематогенного остеомиелита при радиотермометрировании на длине волны $\lambda = 10$ см [32]. В педиатрической практике метод радиотермометрии позволяет провести дифференциальный диагноз между острым аппендицитом, холециститом, мезаденитом и панкреатитом даже у детей раннего возраста, имеющих

скудный анамнез и стертые местные клинические проявления [33] .

Первые оценки возможностей радиотермометрии в диагностике ожоговых патологий позволяют надеяться на широкую применимость этого метода. В работе [34] приводятся результаты применения радиотермометрии при диагностике глубины термического повреждения тканей и предлагается [35] радиометрический способ определения степени ожогового повреждения тканей. Способ позволяет осуществить дифференциальную диагностику III А, III Б и IV степени по измеренным радиоконтрастам (от 2° до 5°С в зависимости от степени поражения).

Широкий цикл исследований по радиометрической диагностике некоторых заболеваний нервной системы (таких, как сосудистые заболевания головного мозга, опухоли головного мозга и заболевания периферической нервной системы) отражен в работе [36] .

Проведенные выше примеры показывают достаточно высокую информативность СВЧ радиотермометрического метода диагностики в различных областях медицины. Однако применимость метода для диагностики той или иной патологии зависит от многих факторов как методического, так и технического характера.

Необходимо отметить, что выше нами показаны некоторые диагностические возможности СВЧ радиотермометрии. Однако более отработана методика ИК радиотермометрии (см., например, [37, 38]). В этих работах на примере многих исследований показана диагностическая эффективность измерения собственного теплового излучения в ИК диапазоне. Регистрация ИК излучения осуществляется серийно выпускаемыми тепловизорами (ТВ-03, АГА и др.), а также несерийными образцами ИК радиометров. Не проводя их подробного сравнения, отметим только более высокую чувствительность и разрешающую способность ИК радиометров (при гораздо меньшей стоимости). Еще раз

напомним, что ИК излучения является излучением с поверхности кожи человека.

Проведение сравнительных исследований показало применимость того или иного метода радиотермометрии (ИК или СВЧ); значение используемой длины волны во многом определяется глубиной залегания очага патологии. Так, заболевания кожного покрова бесполезно исследовать СВЧ радиотермометром на длину волны $\lambda = 30$ см, а необходимо применить ИК радиотермометрию. Диагностика злокачественных новообразований глазного яблока наиболее эффективна в СВЧ радиотермометрии ($\lambda = 10$ см). Эта особенность связана с глубиной проникновения излучения и вызывает необходимость оптимизации выбора центральной частоты радиометра в зависимости от области применения радиотермометра. Одним из вариантов расширения диагностических возможностей радиотермометрии является создание многочастотной системы (радиотермографа).

2. ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ МНОГОЧАСТОТНОГО РАДИОМЕТРИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

2.1. Структура одночастотного медицинского радиотермометра

2.1.1. Методы измерения радиояркостной температуры

Так как тепловое электромагнитное излучение биологического объекта носит шумовой характер, то для измерения радиояркостной температуры необходимо применение известных методов измерения слабых шумовых излучений [41, 42]. Наиболее разработана техника измерения слабых шумовых излучений в радиоастрономии [41, 42]. Известно, что оптимальным по чувствительности является компенсационный радиометр. Однако его реальная чувствительность значительно снижается вследствие аномальных флуктуаций, появляющихся в результате временных нестабильностей до-детекторных параметров радиометра. При этом аномальные флуктуации, спектральная плотность которых быстро понижается с ростом частоты, наиболее сильно искажают низкочастотную часть спектра сигнальной функции.

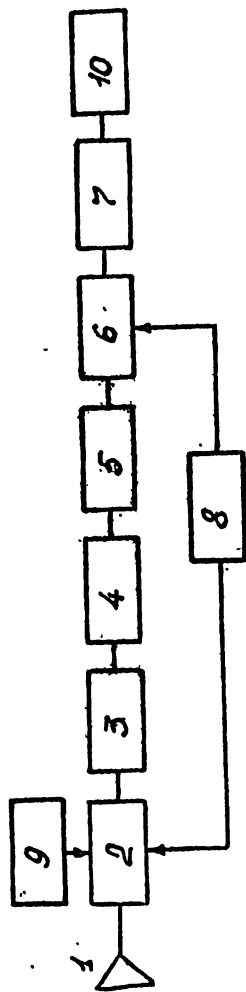
Методами уменьшения аномальных флуктуаций является использование модуляционного и корреляционного принципа обработки входного сигнала [41, 42]. Не останавливаясь на принципах построения двухтактного модуляционного радиометра Грахама и корреляционного приемника, отметим, что их использование эквивалентно применению двух полностью идентичных одноканальных радиометров. Это резко увеличивает технологическую сложность, размеры и стоимость комплекса. Учитывая это, рассмотрим вкратце принцип работы одноканального модуляционного радиометра как достаточно чувствительного и технологически разработанного в целях применения его в медико-биологических исследованиях. Модуляционный метод уменьшения дей-

ствия аномальных флуктуаций заключается в переносе сигнальной функции в область более высоких частот путем дополнительной временной модуляции сигнала. Во избежание переноса в эту же область и самих аномальных флуктуаций операция сдвига сигнальной функции по частоте должна производиться до источников аномальных флуктуаций т.е. перед высокочастотным трактом радиометра.

Сдвиг сигнальной функции производят с помощью амплитудного модулятора (рис. 2.1). Для выделения сигнальной функции на выходе радиометра в первоначальном виде, выделяемое на выходе детектора промодулированное напряжение сигнала подвергают синхронной демодуляции. На выходе синхронного детектора восстанавливается сигнальная функция, а для сглаживания используется интегратор (НЧ фильтр). Выбор частоты модуляции F_M из условия $F_M \gg \Delta F_\alpha$ (где ΔF_α - эффективная полоса спектра аномальных флуктуаций) гарантирует от проникновения шумов, возникающих при детектировании немодулированной части шума, но часть шума, обусловленная флуктуациями коэффициента усиления, проникает на выход радиометра за счет ее переноса модулированной шумовой составляющей.

Минимальная величина проигрыша в соотношении сигнал/шум модуляционного радиометра по сравнению с оптимальным (компенсационным) достигается при прямоугольной модуляции и равна 4. Это объясняется тем, что идеальная прямоугольная модуляция эквивалентна уменьшению мощности входного сигнала в два раза. Приведем для сравнения величины радиометрического выигрыша радиометров, характеризующие их чувствительность (см. таблицу 2.1). Напомним, что чувствительность или минимально обнаружимый радиометром сигнал равен сигналу с шумовой температурой ΔT_{min} , создающему на выходе постоянное напряжение, мощность которого равна мощности низкочастотного шума

Структурная схема модуляционного радиометра



1 - Антенна, 2 - модулятор, 3 - УВЧ, 4 - кв.детектор, 5 - видеоусилитель,
 6 - синхронный детектор, 7 - интегратор (ФНЧ),
 8 - генератор опорного напряжения (ГОН),
 9 - генератор эталонного сигнала, 10 - регистрирующее устройство.

Рис. 2:1

радиометра.

Постоянная чувствительность K_S радиометров определяется из условия минимально обнаружимой температуры

$$\Delta T_{\min} = K_S \frac{T_{\text{ш}}}{S \sqrt{\Delta f_{\text{ВЧ}} \cdot \tau_{\text{ИЗ}}}},$$

где $T_{\text{ш}}$ - шумовая температура системы, $\Delta f_{\text{ВЧ}}$ - эквивалентная полоса высокочастотной части приемника, $\tau_{\text{ИЗ}}$ - постоянная интегрирования.

2.1.2. Требования к каскадам СВЧ радиометров

Остановимся на некоторых известных из литературы требованиях к отдельным каскадам модуляционного радиометра.

а) Требования к УВЧ.

При усилении сигнала в тракте радиометра к нему добавляются шумы, источником которых являются активные элементы приемного тракта. В результате этого соотношение сигнал/шум на выходе усилительных каскадов уменьшается по сравнению со входным. Чувствительность приемного устройства можно охарактеризовать шумовой температурой $T_{\text{ш}}$ теплового излучения, подача которого на вход приводит к удвоению мощности шумов на выходе. В случае многокаскадного входного усилительного устройства шумовая температура определяется выражением [43]

$$T_{\text{ш}} = T_1 + \frac{T_2}{K_{\rho 1}} + \frac{T_3}{K_{\rho 2}} + \dots, \quad (2,2)$$

где T_1, T_2, T_3 - шумовые температуры соответствующих каскадов; $K_{\rho 1}, K_{\rho 2}, K_{\rho 3}$ - усиление по мощности соответствующих каскадов.

Из этого выражения следует, что если первый каскад обладает достаточно большим усилением $K_{\rho 1} \gg 1$, то коэффициент шума много-

каскадного тракта определяется шумами первого (входного) каскада. Это выражение справедливо при условии равенства полос пропускания каскадов усилителя, причем все они считаются согласованными по входу и выходу.

Таблица 2.1

Постоянные чувствительности (радиометрический выигрыш) радиометров

Тип приемника	!	K_s
Компенсационный радиометр	!	1
Модуляционный радиометр с прямоугольной модуляцией и широкополосным видеоусилителем	!	2
Модуляционный радиометр с прямоугольной модуляцией и узкополосным видеоусилителем	!	$\frac{2}{\sqrt{2}} = 2,22$
Модуляционный радиометр с синусоидальной модуляцией и узкополосным видеоусилителем	!	$2\sqrt{2} = 2,83$
Двухканальный радиометр ГрахАма с прямоугольной модуляцией	!	$\sqrt{2} = 1,41$
Корреляционный радиометр	!	$\sqrt{2} = 1,41$

С целью улучшения согласования и предотвращения распространения собственных шумов радиометра к антенне в диапазоне СВЧ между антенной и входом радиометра включают невзаимные четырехполосники с обратными потерями не менее 25 дБ (ферритовые вентили, СВЧ циркуляторы в вентильном включении).

Отметим, далее, что учитывая выражение 2.1, чем шире полоса пропускания высокочастотного тракта, тем выше чувствительность радиометра. Это связано с тем, что мощность радиотеплового сигнала в полосе частот приема $\Delta f_{\text{ПЧ}}$ равна

$$D = k T_a 4f_{\text{гг}} ,$$

где T_a - температура антенны, зависящая от яркостной температуры, размеров излучающего объекта, эффективности антенного устройства и взаимного расположения антенны и излучающего объекта.

$k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ дм К⁻¹ - постоянная Больцмана.

Таким образом, требования к высокочастотному тракту заключаются в малом коэффициенте шумов первого усилителя ($K_m \leq 7 \text{ дБн}$), широкой полосе пропускания ($4f_{\text{гг}} \geq 0,2f_0$), хорошем согласовании в.ч каскадов по входу и выходу ($KCB \leq 1,2$), в достаточно высоком среднем коэффициент усиления ($\sim 12 \text{ дБм}$).

б) Требования к квадратичному детектору.

Квадратичный детектор предназначен для выделения мощности радиотеплового излучения, принимаемого попеременно от антенны и от эталонной нагрузки, т.к. в квадратичном режиме напряжение на выходе детектора пропорционально мощности на его входе. С целью повышения точности измерений к степени квадратичности предъявляются высокие требования. Напряжение на выходе квадратичного детектора соответствует огибающей высокочастотного напряжения и имеет дискретно-сплошной спектр, поскольку является периодической функцией с периодом T_M .

Учитывая, что измерениям при медико-биологических исследованиях подвергаются температуры в диапазоне $35 \pm 40^\circ\text{C}$, достаточно квадратичность характеристики детектора в пределах изменения температур $20 \pm 30^\circ\text{C}$ радиометра ($\sim 0,1$ в).

в) Последетекторный видеосузитель предназначен для усиления промодулированного меандром сигнала. Для неискаженной передачи модулирующего сигнала полоса пропускания последетекторного видео-

усилителя должна составлять более 5 ± 10 частот опорного колебания (100 ± 10000 Гц). Уменьшение полосы пропускания видеосуслителя приведет к уменьшению чувствительности радиометра. Так, применение узкополосного видеосуслителя, настроенного на первую гармонику частоты опорного колебания, уменьшает чувствительность в $\pi\sqrt{2}/4$ раза, т.к. эффективное значение первой гармоники составляет $4/\pi\sqrt{2}$ эффективного значения прямоугольно модулированного сигнала. Т.е. уменьшение чувствительности в этом случае составляет около 10%. Если входная мощность модулируется сигналом не прямоугольной, а синусоидальной формы, то чувствительность при этом уменьшается еще в $4/\pi$ раза. Выбор того или иного типа видеосуслителя диктуется требованиями к чувствительности, условиями самовозбуждения и требуемым динамическим диапазоном.

в) Синхронный детектор может быть выполнен как в аналоговом, так и в цифровом варианте [44, 45, 46]. Аналоговый синхронный детектор, построенный на принципе синхронной демодуляции и последующего синхронного интегрирования [47], обладает достаточно хорошим быстродействием и позволяет осуществить детектирование в широком диапазоне частот опорного колебания (десятки – сотни килогерц). Он обеспечивает линейность амплитудной характеристики не хуже 1%.

г) Генератор опорного напряжения может быть выполнен по любой аналоговой или цифровой схеме генератора прямоугольных импульсов со скважностью $Q = 2$ [47].

Частота переключения должна быть достаточно высокой, чтобы коэффициент усиления не мог измениться в течение одного периода. На практике при модуляции меандром эта частота и ее 5 – 10 гармоник должны находиться на равномерном участке частотной характеристик

тики последетекторного видеоусилителя.

$$F_M \in 100 \pm 1000 \text{ Гц} .$$

д) В интегрирующем звене происходит усреднение измеряемой мощности сигнала в течение определенного промежутка времени τ . При малых значениях τ на выходе радиометра велики флуктуации выходного сигнала (ширина "дорожки"), при слишком больших τ излишнее сглаживание приводит к потере информации и увеличивает время измерения. Обычное время интегрирования $0,5 \pm 4$ с. Интегратор может быть выполнен в виде фильтра нижних частот или операционного усилителя с емкостной обратной связью [48] .

е) СВЧ модулятор, предназначенный для обеспечения модуляционного принципа измерений, выполняется обычно на $p-i-n$ диодах с барьером Шоттки [49] . Для нормальной работы радиометра желательно, чтобы прямые потери модулятора не превышали $0,2 \pm 0,3$ дБм, обратные потери были не меньше 20 ± 40 дБм, быстродействие - 20 ± 100 нс, постоянный диапазон управления 100 ± 10000 Гц.

Приведенные выше соображения являются достаточно общими и носят обзорный характер. Выбор же той или иной структуры радиометра определяется назначением радиометра, а также тем, какая элементная база имеется в этом частотном диапазоне. Так, при требуемой в медико-биологических исследованиях минимально обнаружимой температуре $\Delta T = 0,05$ К подбор требуемых параметров каскадов радиометра осуществляется путем выбора величин $T_{ш}$, $\Delta f_{г}$ и $\tau_{гч}$ (см. 2.1).

В медико-биологических исследованиях, по-видимому, целесообразно использовать на данном этапе разработки радиометра прямого усиления. Дело в том, что при современных параметрах широкополос-

ных СВЧ усилителей они могут дать достаточное для наших задач усиление. Отсутствие же преобразования частоты и УПЧ не только упрощает схему, но и устраняет возможность переноса шумов гетеродина на промежуточную частоту [50, 51]. Немаловажным преимуществом приемника прямого усиления для медицинской практики является отсутствие в нем узлов, излучающих мощные электромагнитные колебания (гетеродин).

Осуществление высокоточных измерений требует очень высокую стабильность суммарного коэффициента усиления радиометра. Свободной от влияния нестабильности суммарного коэффициента усиления на точность измерения является схема нулевого радиометра .

2.1.3. Требования к каскадам ИК радиометров

а) Приемные элементы.

По принципу работы фотоприемники, применяемые в ИК радиометрах, можно разделить на две группы [52, 53].

- Тепловые приемники излучения, у которых чувствительный элемент нагревается, вследствие чего изменяются его физические свойства, позволяющие судить об интенсивности подающего излучения.

Чувствительность этих приемников постоянна по спектру, однако постоянная времени велика (до нескольких секунд). Они могут работать без охлаждения, при нормальных условиях окружающей среды. К этой группе относятся плёночные термопары, терморезисторы, пироэлектрические и оптико-акустические приемники излучения [53, 54].

- Квантовые (фотонные) приемники излучения, у которых под действием ИК излучения возникает внутренний фотоэффект. Это селективные приемники с чувствительностью, изменяющейся в диапазоне длин волн и с малой постоянной времени (несколько микросекунд или наносекунд), требующие охлаждения до 77 К (жидкий азот) и ниже.

К этой группе относятся фотоспротивления, фотодиоды, фототранзисторы и фокальные решетки [55]. Перспективными фотоприемниками ИК излучения являются, на наш взгляд, пироэлектрические приемники, основанные на пироэлектрическом эффекте [56]. Эти приемники излучения обладают широкой и достаточно равномерной частотной характеристикой (2 ± 22 мкм), малой инерционностью по сравнению с тепловыми, (постоянная времени 10^{-7} с), обладают высокой вольтовой чувствительностью (порядка 100 ± 1000 в/вт) и не требуют охлаждения [56].

б) Модуляция излучения.

Типичное оптическое приемное устройство инфракрасного радиометра включает два оптических канала: измерительный, принимающий излучение объекта, и опорный, принимающий излучение опорного излучателя. Оба канала попеременно облучают чувствительный элемент, что осуществляется с помощью модулятора. В результате на вход чувствительного элемента поступает периодическая последовательность импульсов потока от источника и опорного излучателя. Модулятор может быть выполнен в виде диска с двумя секторными вырезами. Поверхность обращенная к фотодиоду зеркальная с коэффициентом отражения 0,99. На выходе фотодиода возникает переменный сигнал, частота которого равна частоте прерывания теплового потока диском модулятора, а амплитуда пропорциональна разности двух тепловых потоков. Опорный канал обеспечивает начало отсчета абсолютных значений температуры и позволяет уменьшить влияние внутреннего фона в корпусе ИК радиометра на выходной сигнал (Рис. 2.2).

Напряжение на выходе чувствительного элемента соответствует огибающей входного высокочастотного ИК излучения и имеет дискретно сплошной спектр, поскольку является периодической функцией с

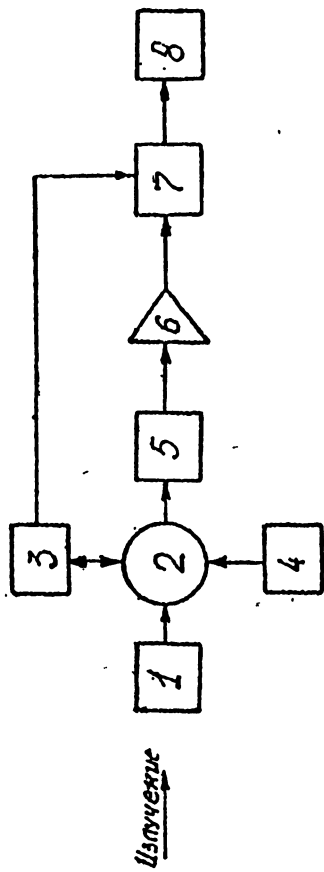


Рис. 2.2

1 - Входная оптика, 2 - модулятор, 3 - генератор опорного напряжения,
 4 - опорный излучатель, 5 - приемный элемент,
 6 - предварительный усилитель, 7 - синхронный детектор,
 8 - интегратор.

периодом T_m .

Для неискаженной передачи модулирующего сигнала и его предварительного усиления необходимо использовать последетекторные видеоусилители с полосой пропускания более 5–10 частот опорного колебания F_M . Уменьшение полосы пропускания видеоусилителя приведет к уменьшению чувствительности радиометра. Так, применение узкополосного видеоусилителя, настроенного на первую гармонику удвоенной частоты опорного, уменьшает чувствительность в $4/\sqrt{2\pi}$ раз, т.е. почти на 10%.

в) Синхронное накопление.

Применение предварительной модуляции теплового потока позволяет применить методы оптимального выделения сигналов на фоне собственных шумов [41]. Одним из таких методов является синхронное детектирование. В качестве опорного колебания синхронного детектора используется напряжение опорного напряжения генератора. Синхронное детектирование является оптимальным при приеме на фоне шума и имеет ряд существенных преимуществ перед нелинейным детектированием, а именно:

а) Имеет большой динамический диапазон и высокую линейность амплитудной характеристики.

б) Позволяет выделить знак разности радиоярких температур источника излучения и опорного излучателя.

В качестве накапливающего элемента после синхронного детектора используются интегрирующие цепи, с последующим измерением постоянного напряжения, пропорционального разности $\Delta T = T_x - T_g$ с помощью стрелочного или цифрового прибора.

2.2. Особенности контактного радиометрического измерения температуры сплошных сред

2.2.1. Интерференционные эффекты на границе антенна - среда

В радиоастрономических исследованиях антенна в процессе измерений практически не подвергается каким-либо воздействию, меняющим ее параметры. При измерении радиоизлучения источника производится сравнение излучения при направлении антенны на источник и в опорную область пространства, сдвинутую на ширину диаграммы. Поэтому даже плохо согласованная с пространством антенна не дает ложных сигналов.

Совсем иное положение, существенно более тяжелое, мы имеем при измерении глубинной температуры сплошных сред с разными электрофизическими параметрами. При этом каждый контакт антенны-зонда с телом дает свое значение коэффициента отражения антенны, что приводит, с одной стороны, к изменению ложного сигнала, а с другой, - к изменению коэффициента передачи сигнала антенной.

Как показано в работах [2,6] и отмечено в разделе 1.2, ткани с высоким содержанием воды, такие как кожа, мышцы, внутренние органы и кровь, отличаются примерно на порядок величины диэлектрической постоянной от тканей с низким содержанием воды, таких как жир и кости. Следовательно, естественные вариации состава периферической ткани в пределах области приема антенны между разными частями тела или между разными пациентами ведут к естественному разбросу величины волнового импеданса у поверхности тела. Тепловое возбуждение микрочастиц вещества излучающего среды приводит к появлению в толще вещества электромагнитных волн, которые достигают поверхности излучающей среды и далее переходят во внешнюю

среду. Если диэлектрическая и магнитная проницаемости внешней среды отличаются от диэлектрической и магнитной проницаемости излучающей среды, то часть энергии излучения отражается от поверхности излучающей среды и вновь уходит в его толщину, поглощаясь и снова преобразуясь в тепло. Отсюда ясно, что условие максимальной эффективности излучения эквивалентно условию минимального отражения волн при переходе границы раздела двух сред.

Для лучшего понимания влияния неидеальности излучательной способности на точность измерений полезно проанализировать поток излучения на границе антенна/поглощающая среда (рис. 2.3) [57, 58, 59]. Только часть общего теплового излучения T_x объекта, пропорциональная излучательной способности E , попадает в приемник $E T_x$, остальная $R T_x$ отражается от границы раздела обратно в среду. Точно так же тепловое излучение приемника, соответствующее физической температуре T_{np} и распространяющееся через антенну в поглощающую среду, частично поглощается $E T_{np}$ средой, а частично отражается обратно в приемник $R T_{np}$. Поскольку отраженная часть излучения $R T_x$ сплошной среды замещается отраженной частью излучения приемника $R T_{np}$, то ошибка измерения определяется произведением отражательной способности R и разности $\Delta T = T_x - T_{np}$ физических температур среды и приемника.

Температура антенны, измеряемая радиометром,

$$T_a = E T_x + R T_{np}. \quad (2.3)$$

Отсюда ошибка измерения, т.к. $E = 1 - R$ равна

$$\Delta T = T_x - T_a = R(T_x - T_{np}). \quad (2.4)$$

Как видно из выражения 2.4 измеряемый сигнал поступает на вход измерителя с ошибкой, определяемой разностью фи-

Потоки излучения на границе раздела
антенна/ поглощающая среда

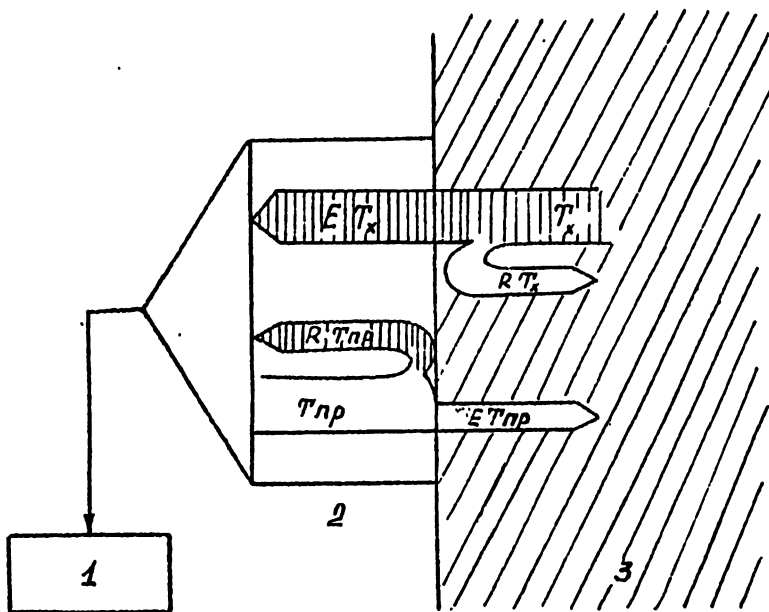


Рис. 2.3

- 1 - радиометр,
- 2 - антенна,
- 3 - поглощающая среда (объект).

зических температур сплошной среды и приемника. Особенно большая неопределенность заключена в зависимости коэффициента отражение R от места приложения антенны к телу и плотности этого контакта.

Величина ошибки ΔT может превышать разницу температуры, обусловленной патологическими процессами. Так, изменение коэффициента отражения на 30% при разнице температур в 12°C приводит к ошибке в $3,6^{\circ}\text{C}$ [58]. Это более чем на порядок превышает требуемую точность измерений.

Приведенные выше выражения дают качественную и приближенную количественную оценки погрешности измерения контактным методом, так как имеют место и другие источники погрешностей. Наиболее подробно погрешности этого метода исследованы в работе [60].

Таким образом, применение СВЧ радиотермометров для измерения температуры сплошной среды требует компенсации неидеального согласования электрофизических параметров (импедансов) среды и антенны-зонда.

2.2.2. Метод компенсации интерференционных эффектов

Исключить ошибку ΔT , как видно из соотношения 2.4, можно двумя методами: добившись хорошего ("идеального" - $R = 0$) согласования антенны и сплошной среды и установив термодинамическое равновесие системы "среда - приемник" $T_x = T_{np}$.

Для создания термодинамического равновесия необходимо подогреть антенну, кабель и входные элементы приемника до температуры, близкой к средней температуре тела, обеспечивая тем самым приближенное тепловое равновесие объекта и входных цепей радиометра [57]. При точном термодинамическом равновесии ошибки из-за несогласования полностью исключаются. При отклонении температуры измеряемого объекта от средней T_{cp} равновесие нарушается и возможны

ошибки порядка $\Delta T = (T_x - T_{cp})R$, где R - коэффициент отражения контактной антенны по мощности. Обычно отклонение температуры тела человека от средней составляет $T_x - T_{cp} = \pm 5^\circ\text{C}$, тогда при $R = 0,1$ на краях диапазона температур ошибка $\sim 0,5^\circ$.

В поддержание точного термодинамического равновесия необходимо не только термостатировать антенну, циркулятор, но и регулировать температуру шумов входа (ВЧ усилителя, делая ее равной абсолютной температуре указанных выше элементов. С этой целью было предложено вводить так называемое "подшумливание", т.е. вводить от управляемого генератора шума некую избыточную шумовую мощность, эквивалентную повышению температуры приемного устройства.

В простейшем варианте реализация метода подшумливания изображена на рис. 2.4

Регулирующая обратная связь (см. рис. 2.4) автоматически устанавливает T_{np} равной T_x . Таким образом, устраняется ошибка, возникающая вследствие неопределенного рассогласования измеряемого объекта и контактной антенны. Теоретически ошибка такого радиотермометра рассмотрена в работах [57, 59] и показано, что для определения температуры T_x необходимо знать достаточно точно либо величину температуры генератора подшумливания $T_{rш}$, либо какую-либо величину, пропорциональную $T_{rш}$. С этой целью необходимо термостатировать генератор подшумливания с поддержанием температуры не хуже чем $0,1^\circ\text{C}$ и стабилизировать его питание.

Рассмотрим наиболее вероятные источники возможных ошибок измерения физической температуры [57, 60].

I. Потери СВЧ тракта антенна-радиометр:

- а) потери в антенне;
- б) потери в соединительном кабеле антенна-модулятор;

Радиометр с "подшумливанием"

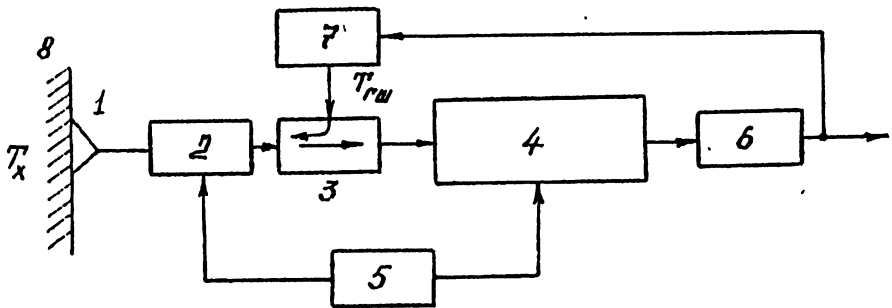


Рис. 2.4

- 1 - Контактная антенна, 2 - модулятор,
- 3 - направленный ответвитель (циркулятор),
- 4 - радиометр, 5 - генератор опорного напряжения,
- 6 - интегратор, 7 - генератор "подшумливания",
- 8 - объект:

в) потери в модуляторе.

2. Многократные отражения между антенной и модулятором.

3. Наложение на входе радиометра отражений от открытого модулятора и от антенны.

4. Асимметричная работа модулятора в открытом и закрытом его состоянии. В открытом состоянии коэффициент передачи $\rho < 1$, при закрытом состоянии коэффициент отражения $R < 1$.

5. Собственное излучение пассивных элементов (циркулятор, ответвитель, аттенуатор, соединительные кабели). Эта ошибка исключается, когда все элементы имеют одну и ту же физическую температуру.

6. Собственное излучение $\rho-i-n$ модулятора ввиду следующих обстоятельств:

а) температура диодов увеличивается при возрастании тока через них. Эта ошибка не возникает, если входы модулятора нагружены симметрично. При несимметричной работе модулятора его собственное излучение зависит от коэффициента отражения R антенны;

б) имеет место собственное излучение диодов, обусловленное СВЧ спектром диодного тока. Это излучение можно устранить путем поочередного и разнесенного возбуждения двух $\rho-i-n$ диодов модулятора управляющими токами одинаковой полярности.

Уменьшение некоторых из этих погрешностей возможно путем симметризации измерений антенной и эталонной температур, термостатированием СВЧ каскадов, включая модулятор и контактный датчик, понижением потерь в тракте "контактный датчик - модулятор".

Устранение погрешностей, связанных^с возможной нестабильностью таких параметров радиотермометра как коэффициент усиления, согласования и т.д. устраняются путем периодической калибровки радио-

метра с помощью термостатированных эталонов.

2.3. Контактные антенны для медико-биологических исследований

Рассмотренные ранее в разделе 2.2 особенности измерения температуры сплошных сред не учитывают такие свойства контактных антенн, как их диаграммы направленности и адаптивность к характеристикам тканей. Поскольку в медицине контактные антенны используются в различных областях: онкологии, офтальмологии, педиатрии и т.д., то к антеннам предъявляются различные, зачастую противоречивые требования. Действительно, ведь поверхность тела человека и поверхность открытого мозга, глаза и черепа существенно отличаются друг от друга, поэтому и требования к конструкции антенн естественно отличаются. Кроме обычных требований к антеннам (хорошее согласование в достаточно широкой полосе КСВ $\approx 1,5$ в полосе 20%, коэффициент рассеяния вне измеряемого объекта не выше 0,2% и т.д.) для получения высокой точности измерений необходимо выполнить еще целый ряд условий специфического характера. Эти требования зависят от электрофизических свойств тканей, от конфигурации отдельных частей тела, от условий эксплуатации (стерилизуемость, компактность и т.д.). Поэтому невозможно сформулировать и тем более выполнить все требования, предъявляемые к антенне, которая была бы пригодна для решения всех возможных задач измерения температуры. Остановимся на описании некоторых антенн, разработанных в НИРФИ [39,40].

2.3.1. Вибраторные антенны

Вибраторная антенна-аппликатор представляет собой систему из пересекающихся в области возбуждения симметричных вибраторов. Число вибраторов для разных применений меняется от 2-х до 10-ти,

а угол φ от π до $\pi/2$ так, что вибраторная антенна превращается в некоторую самодополнительную систему. Плечи вибраторов выполняются из пружинной проволоки, диаметр которой меняется от 0,3 мм до 1,0 мм. Длина вибратора удовлетворяет соотношению

$$2L = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\epsilon}},$$

где λ_0 - длина волны,

ϵ - диэлектрическая проницаемость среды.

Для того, чтобы исключить возможность нанесения травм, концы вибраторов попарно соединены. При длине плеча вибратора $L = \frac{\lambda_0}{2\sqrt{\epsilon}}$ при контакте с поглощающей средой типа биоткани соединение практически не влияет на электрические характеристики антенны, поскольку ток на концах вибраторов пренебрежимо мал.

Входное сопротивление антенны меняется от 50 Ом до 30 Ом при изменении числа вибраторов от 2-х до 10-и. Возбуждение антенны осуществляется с помощью симметрирующего устройства. Использовались различные типы симметрирующих устройств. В последнее время используется симметрирующее устройство с компенсацией тока на внешней жиле коаксиала. Симметрирующее устройство выполнено из коаксиального кабеля РК-50-2-22 и помещено в стакан, заполненный тефлоном, что приводит к сокращению продольных размеров симметрирующего устройства.

Важным параметром антенны-аппликатора является коэффициент рассеяния вне области тела, находящейся в контакте с аппликатором. Расчеты и экспериментальные исследования показали, что коэффициент рассеяния вибраторных антенн-аппликаторов не превышает

$\sim 0,2\%$, т.е. практически не ухудшает точность измерений. Вибраторные антенны обладают рядом положительных свойств, которые важны

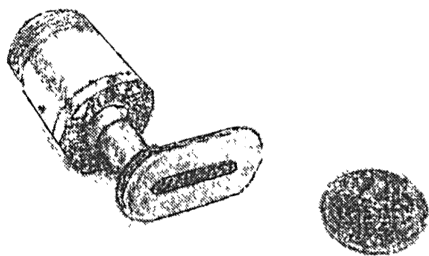


Рис. 2.5

как с точки зрения получения высокой точности измерений, так и с эксплуатационной.

Первое - выполнение вибраторов из пружинной проволоки обеспечивает плотное прилегание (адаптацию) антенны практически к любой части поверхности тела человека при легком нажиме; второе - антенна обладает еще и тепловой адаптацией, т.е. сравнительно быстро, практически мгновенно, принимает температуру того участка тела, к которому она приложена. Это очень важно, при тепловом равновесии со средой, КПД антенны или его изменения не влияют на точность измерений. Наконец, вибраторная антенна мало влияет на теплообмен тела с окружающей средой, поскольку экранирующее действие ее не превышает $\sim 10\%$, что особенно важно при изучении динамики процессов. Необходимо еще отметить то, что конструкция антенны позволяет производить измерение температуры головы без удаления волосяного покрова. У вибраторных антенн-аппликаторов есть и недостатки, которые ограничивают область их применения. Они вообще непригодны для измерения в полостях тела человека, их нельзя укрепить, например, на поясе в случае измерения температуры при работе оператора в экстремальных условиях и т.п.

2.3.2. Полосковая антенна-аппликатор

Описанные конструкции антенн по тем или иным причинам были непригодны для измерения температуры открытого мозга. Поэтому была разработана специальная конструкция аппликатора. По существу, она представляет собой 50-омный коаксиально-полосковый переход. Соединение коаксиала с полосковой линией осуществлено под углом 90° . Для полосковой линии применен фольгированный диэлектрик марки ФЛАН-5 толщиной 2 мм. Длина полоски равна λ (λ - длина волны в среде). Общий вид аппликатора приведен на рис. 2.5. Плоская

форма аппликатора позволила производить измерения распределения температуры по поверхности мозга примерно в два раза большей, чем размеры отверстия в кости черепа. Это расширяет возможности при определении местоположения локальных источников теплового радиоизлучения, расположенных в глубине мозга.

Антенна достаточно хорошо согласована, в полосе частот около 20% квн менее 1,5. Важно отметить, что аппликатор принимает тепловое радиоизлучение мозга всей поверхностью, находящейся в контакте с поверхностью мозга. Это приводит к тому, что при восстановлении распределения температуры в глубину можно использовать приближение плоской волны.

2.3.3. Магнитный вибратор и кольцевая антенна

Поскольку размеры глаза относительно невелики, то при разработке антенны-аппликатора нужно было, во-первых, выбрать минимально возможную длину рабочей волны λ_0 и, во-вторых, разработать антенну минимальных размеров, чтобы иметь возможность измерять распределение температуры по главному яблоку, и, используя вращение глаза, попытаться решать задачи томографии. Очевидно, минимально возможную длину волны можно приближенно определить из условия

$$D/2 \leq h \leq D,$$

где D - диаметр глазного яблока,

$$h = \frac{\lambda_0}{\pi \sqrt{\epsilon} \tan \delta} - \text{глубина проникновения электромагнитной волны в материал глаза,}$$

ϵ - диэлектрическая постоянная материала глаза,

$\tan \delta$ - тангенс угла потерь.

Если принять $D \approx 1,5$ см; $\epsilon \approx 50$; $\tan \delta \approx 0,6$, то оптимальная дли-

на волны будет лежать в интервале $10 \text{ см} \leq \lambda_0 \leq 20 \text{ см}$. Из этого условия была выбрана длина волны $\lambda = 10 \text{ см}$.

Минимальные размеры аппликатора получаются, если в качестве аппликатора выбрать полуволновой вибратор. Длину его при контакте с биосредой можно определить из соотношения $2l = \lambda_0 / 2\sqrt{\epsilon}$. В нашем случае ($\lambda = 10 \text{ см}$) $2l = 0,7 \text{ см}$. Однако полуволновой вибратор не является оптимальным с точки зрения получения максимальной глубины проникновения электромагнитной волны в биоткань. Лучшие результаты получаются в случае применения магнитного вибратора. Поэтому в окончательной конструкции аппликатора были применены аналоги магнитного вибратора – проволочные рамки с длиной провода, равной длине волны в среде. Антенна состоит из двух таких вибраторов, разнесенных на четверть длины волны в среде. Возбуждение их осуществляется с помощью одного симметрирующего устройства с компенсацией тока на наружной оболочке коаксиальной линии.

Разработана кольцевая антенна, периметр которой составляет длину волны в среде. Возбуждение антенны осуществляется целевым симметрирующим трансформатором. Кольцо выполнено из провода диаметром $\phi = 0,3 \text{ мм}$, диаметр кольца 4 см .

2.4. О возможной структуре многочастотного радиометра

Так как толщина слоя биологической ткани, в которой формируется тепловое радиоизлучение, зависит от принимаемой длины волны, изменяясь от долей миллиметра до десятка сантиметров, то, в принципе, по измерениям спектра принимаемого радиоизлучения можно восстановить распределение температуры вглубь до нескольких сантиметров. Однако восстановление распределения температуры в глубине биологических тканей затруднено, что связано с многослойностью структуры, которая вызывает переотражение излучения между

слоями и интерференциальным эффектом [12], а также сильным поглощением в тканях.

При определении глубинной температуры уравнение закона Рэлея-Джинса должно быть дополнено уравнением переноса излучения [61], рассматривающим перенос излучения в неоднородных средах и средах с потерями. Плотность интенсивности излучения, переносимая через слой биологической ткани, уменьшается вследствие потерь и увеличивается из-за переизлучения тканей, в соответствии с законом Кирхгофа, вдоль того же пути.

Реальное строение биологических тканей довольно сложно как в геометрическом, так и в структурном смысле. Так как состояние подкожного слоя является одной из наиболее важных особенностей для медицинского диагноза, то в первом приближении модель ткани можно взять в виде стратифицированной плоскими слоями среды.

2.4.1. Физическое обоснование многочастотного принципа измерений

В настоящее время получены некоторые результаты по анализу теплового излучения полупространства с многослойной диэлектрической структурой (см., например, [62, 63]). Наиболее точно эта задача может быть решена методами классической электродинамики [64]. Приведем некоторые, основанные на теории переноса излучения, теоретические оценки, служащие для определения потенциальных возможностей радиометрических методов исследования тепловых полей биологических объектов [65].

Уравнение переноса для эффективной (яркостной) температуры излучения ($T_{\text{эфф}}$) поглощающей среды имеет следующий вид [41]:

$$-\cos \Omega \frac{dT_{\text{эфф}}}{d\tau} = T - T_{\text{эфф}}, \quad (2.5)$$

где $d\tau$ - элемент длины поглощающей среды;

τ - оптическая толщина вдоль луча;

T - физическая температура среды.

Из этого уравнения видно, что особенности равновесной среды (характер неоднородностей, распределение источников излучения) сказываются на форме луча, величине телесного угла Ω , в котором распространяется излучение, распределении физической $T(\ell)$, температуре вдоль луча и на связи оптической толщины τ с координатой ℓ вдоль луча.

В результате решения уравнения (2.5) методом вариации переменной получено [66], что эффективная температура $T_{\text{эфф}}$ в точке вдоль луча равна:

$$T_{\text{эфф}}(\ell) = e^{-\tau} T_{\text{эфф}}(\ell_0) + e^{-\tau} \int_0^{\tau} T(x) e^x dx. \quad (2.6)$$

Здесь $T_{\text{эфф}}(\ell_0)$ - эффективная температура термической неоднородности в точке ℓ_0 траектории;

τ - оптическая толщина отрезка луча от ℓ_0 до ℓ ;

$T(x) = T(\ell)$, причем

$$\tau = \int_{\ell_0}^{\ell} \alpha(x) dx,$$

где $\alpha(\ell)$ - коэффициент (степень) поглощения электрических параметров среды, зависящий от ℓ .

Первый член равенства (2.6) описывает излучение от термической неоднородности (находящейся в точке ℓ_0), прошедшее через слой ткани длиной $\Delta\ell = \ell - \ell_0$ и ослабленное этим слоем в e^{τ} раз.

Второй член этого равенства учитывает энергию, накапливаемую вдоль луча распространения излучения в точке ℓ , из-за поглощения и последующего испускания в пределах бесконечно малых участ-

ков на участке Δl .

Выражение (2.6) можно представить в ином виде, если вместо текущего значения оптической толщины, отсчитываемой от точки l_0 , ввести новую переменную y , т.е. оптическую толщину, отсчитываемую от точки l :

$$T_{эфф}(l) = \int_0^{\tau} T(l) e^{-y} dy + e^{-\tau} T_{эфф}(l_0). \quad (2.7)$$

Если слой ткани толщиной Δl термически однородный ($T = const$), то

$$T_{эфф}(l) = T(1 - e^{-\tau}) + e^{-\tau} T_{эфф}(l_0)$$

при $\tau \gg 1$, $T_{эфф} \approx T$, при $\tau \ll 1$, $T_{эфф} \approx T\tau + T_{эфф}(l_0)(1 - \tau)$.

Т.е. для оптической толстой среды измеряемая температура совпадает с температурой поверхности (поглощающей среды). Если среда оптически тонка, то в измеряемую температуру дает вклад и термическая неоднородность (второй слой). Если распределение температуры $T(l)$ неоднородно, то величина $T_{эфф}$ для излучения, выходящего за пределы оптически толстой (поглощающей) среды, описывается формулой [41]

$$T_{эфф}(l) = \int_0^{\tau} T(l) e^{-y} dy. \quad (2.8)$$

Для сантиметровых волн такими средами являются ткани биологических объектов, где оптическая толщина τ лежит в пределах нескольких сантиметров и является функцией электрических параметров и глубины,

т.е. $y = \tau_\omega = \int_{l_0}^l \alpha(x) dx$, а функция поглощения $\alpha(l) = \alpha(\omega, \epsilon, \mu, l)$.

Для фиксированной частоты ω , τ_ω - есть функция глубины

ℓ , но не исключена возможность того, что эти параметры у биологического объекта меняются во времени. Если же среда однородна (ϵ, μ, σ - константы), то τ_ω имеет вид

$$\tau_\omega = \alpha(\omega) \ell,$$

т.е. каждой фиксированной частоте соответствует свой коэффициент поглощения α излучения ($\omega_0 \rightarrow \alpha_0, \omega_1 \rightarrow \alpha_1$ и т.д.). Измерения эффективной температуры $T_{\text{эфф}}$ излучения, выходящего за пределы биологического объекта (б.о.), как видно из (2.8), позволяют обнаруживать области с повышенной (пониженной) внутренней температурой тканей б.о. и судить о распределении физической температуры $T(\ell)$ от поверхности в глубину. Хотя в последнем случае для этого необходимо знание функции коэффициента поглощения $\alpha_\omega(\ell)$. Если она известна, то задача определения физической температуры T как функции ℓ может быть решена путем аппроксимации распределения физической температуры $T(\ell)$ в виде функции и нескольких параметров i, j, \dots, ℓ и решением соответствующей системы уравнений для определения конкретного значения физической температуры в точках траектории.

Рассмотрим два примера:

а) Пусть на частоте измерения ω_0 оптическая толщина $\tau_0 = \alpha_0 \ell$.

Предположим, что аппроксимирующая функция $T(\ell)$ линейна (рис.

2.5) $T(\ell) = T_n k \ell$, где T_n - температура поверхности.

Такая модель эквивалентна линейному росту физической температуры в глубине тканей. Подставив значения τ_0 и $T(\ell)$ в уравнение (2.8), имеем

$$T_{\text{эфф}0} = \int_0^{\tau_0} T_n k \ell e^{-\tau} d\tau = \frac{T_n k}{\alpha_0} \int_0^{\tau_0} \tau e^{-\tau} d\tau.$$

Из этого выражения видно, что для измерения градиента темпе-

Аппроксимация распределения глубинной температуры поглощающей среды

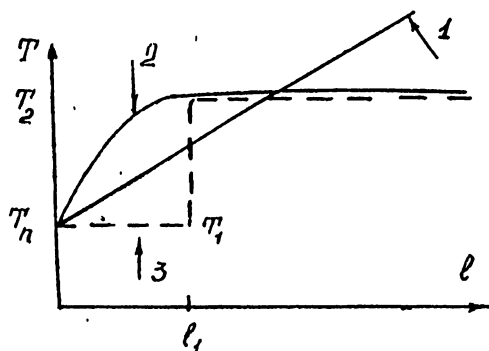


Рис. 2.6

ратуры (в данном случае коэффициент K аппроксимирующей функции $T(\ell)$) необходимо, кроме знания величины коэффициента поглощения α , измерение поверхностной температуры T_{Π} и эффективной температуры $T_{\text{эфф}}$ на одной частоте ω_0 . Однако и в этом случае реальное температурное распределение будет тем ближе к измеренному, чем ближе и правильнее выбрана аппроксимирующая функция $T(\ell)$.

б) Предположим, что аппроксимирующая функция распределения физической температуры в глубину носит экспоненциальный характер (рис. 2.5):

$$T(\ell) = (T_2 - T_{\Pi})(1 - e^{-\gamma \ell}) + T_{\Pi}. \quad (2.9)$$

Здесь: T_2 - температура глубинного изотермического слоя,
 γ - показатель функции аппроксимации.

Это уравнение имеет три неизвестных параметра: поверхностную температуру T_{Π} , глубинную изотермическую температуру T_2 и показатель γ .

При известной поверхностной температуре T_{Π} для определения профиля глубинной физической температуры при данной аппроксимации (2.9) необходимо измерение на двух частотах (ω_0 и ω_1):

$$\begin{aligned} T_{\text{эфф},0} &= (T_2 - T_{\Pi}) \int_0^{\tau_0} (1 - e^{-\gamma \tau / \tau_0}) e^{-\tau} d\tau, \\ T_{\text{эфф},1} &= (T_2 - T_{\Pi}) \int_0^{\tau_1} (1 - e^{-\gamma \tau / \tau_1}) e^{-\tau} d\tau, \end{aligned} \quad (2.10)$$

где $\tau_i = \alpha_i \ell$ - оптическая толщина однородной среды на частоте ω_i ,
 α - коэффициент поглощения среды на частоте ω_i .

Решение этой системы уравнений позволит найти температуру T_2 и показатель аппроксимирующей функции \mathcal{J} , что обеспечит определение профиля глубинной температуры.

Приведенные примеры показывают, что для восстановления профиля глубинной температуры даже при однородной биологической ткани необходимо многочастотное (в простейшем случае двухчастотное) радиометрическое измерение эффективной температуры. Необходимое для восстановления термопрофиля число частотных каналов определяется сложностью термопрофиля (см. примеры в разд. 2.4.2), оптической толщиной биологических тканей и величиной перепада физических температур по глубине.

При выборе значений частот этих каналов необходимо исходить из поставленной задачи (область диагностики и лечения), требований по глубинному и поверхностному разрешению.

2.4.2. Локализация термической неоднородности радиометрическим методом

Приведенные выше результаты получены при весьма большой оптической толщине излучающей области Δl . Представляет интерес оценка влияния на величину радиояростной температуры размеров и местоположения излучающей области.

Модель ткани можно достаточно точно описать через понятие линии передач [66]. При этом область термических отклонений принимается за генератор излучения. Возникая внутри тканей, энергия должна пройти через более или менее проницаемые ткани и принимается антенной. Смоделируем наиболее простой случай термической неоднородности в виде слоя конечной толщины со ступенчатым распределением температуры от поверхности в глубину (рис. 2.7). Будем также считать, что электродинамические параметры среды α ,

Зависимость относительного приращения радиояростной температуры, обусловленного термической неоднородностью

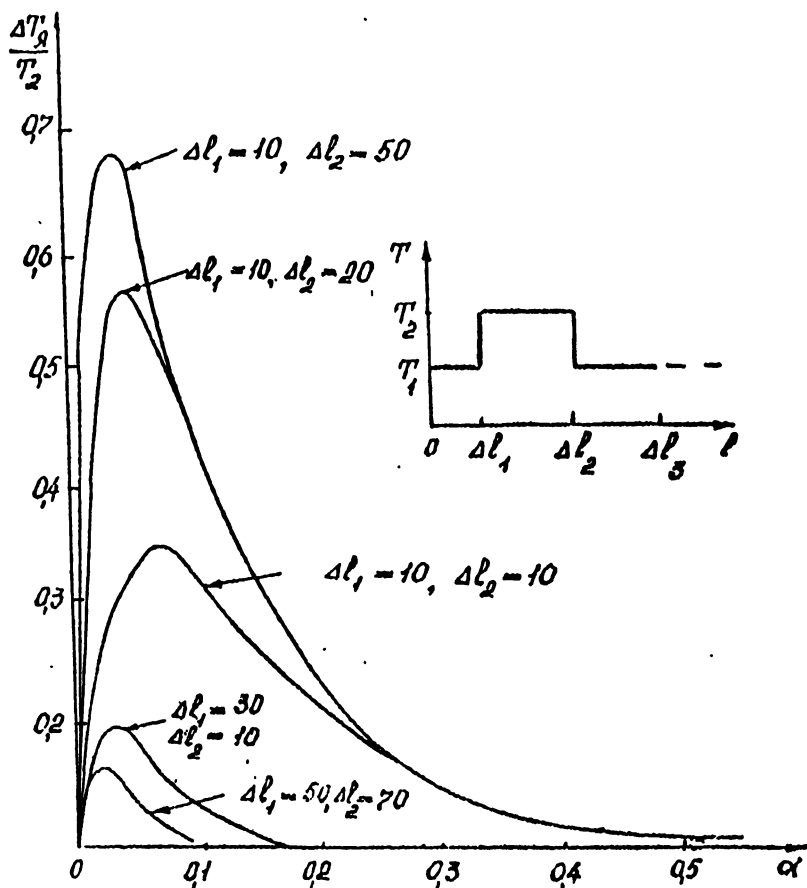


Рис. 2.7

μ , β не зависят от глубины залегания тканей Δl_1 . Тогда, в соответствии с теорией переноса излучения [41], эффективная температура излучения $T_{\text{эфф}}$, выходящего за пределы однородной поглощающей среды определяется выражением

$$T_{\text{эфф}} = T_1(1 - e^{-\alpha_1 \Delta l_1}) + T_2(1 - e^{-\alpha_2 \Delta l_2})e^{-\alpha_1 \Delta l_1} + T_3 e^{-\alpha_1 \Delta l_1 - \alpha_2 \Delta l_2} (1 - e^{-\alpha_3 \Delta l_3}),$$

где T_1 - температура слоев Δl_1 и Δl_2 ,

T_2 - температура слоя Δl_2 ,

$\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ - коэффициенты поглощения излучения слоев $\Delta l_1, \Delta l_2$ и Δl_3 на принимаемой длине волны.

Здесь первое слагаемое характеризует эффективную температуру первого слоя Δl_1 , второе слагаемое характеризует приращение эффективной температуры за счет излучения "горячего" слоя Δl_2 . Для задач, решаемых при медикобиологических исследованиях $\Delta l_3 \rightarrow \infty$.

(следовательно

$$T_{\text{эфф}} = T_1(1 - e^{-\alpha_1 \Delta l_1}) + T_2(1 - e^{-\alpha_2 \Delta l_2 - \alpha_1 \Delta l_1})e^{-\alpha_1 \Delta l_1} + T_3 e^{-\alpha_1 \Delta l_1 - \alpha_2 \Delta l_2}.$$

Для определения глубинной температуры T_2 необходимо, кроме измерения $T_{\text{эфф}}$, знание поверхностной температуры T_1 , измеренной любым из известных способов. При определении эффективной температуры $T_{\text{эфф}}$ слой Δl_1 и Δl_2 дадут поправку в измерения, не зависящую от глубинной температуры T_2 .

Смоделируем простейшую ситуацию, при которой внешние слои Δl_1 и Δl_2 имеют температуру $T_1 = 0$,

$$T_{\text{эфф}} = T_2(1 - e^{-\alpha_2 \Delta l_2})e^{-\alpha_1 \Delta l_1}.$$

Приведенные выше результаты получены при весьма большой оптической толщине излучаемой области. Представляет интерес оценка влияния на величину радиояркой температуры размеров и местоположения излучаемой области. На рис. 2.7 приведена зависимость приращения температуры $T_{\text{Я}}$ от коэффициента поглощения α для однородной ткани (полученная путем математического моделирования процессов переноса Э.М.И. при кусочно-линейной аппроксимации распределения физической температуры в глубину). Эта зависимость при наличии температурной неоднородности имеет ярко выраженный максимум, величина которого зависит от температурного градиента $T_2 - T_1$ и толщины температурных слоев Δl_1 и Δl_2 . При постоянной толщине промежуточной ткани Δl_1 , с увеличением показателя поглощения α зависимость $\Delta T_{\text{Я}}$ от размеров термической неоднородности уменьшается и при некотором значении α не зависит от нее (в нашем случае при $\alpha > 0,12$ $\Delta T_{\text{Я}}$ не зависит от Δl_2 , а зависит только от толщины промежуточной ткани Δl_1).

Эти результаты имеют очевидную физическую трактовку: максимум приращения $\Delta T_{\text{Я}}$ достигается при такой длине волны, при которой минимизируется вклад "холодных" областей и максимизируется вклад "горячей" области. Таким образом, существует оптимальный в смысле максимума $\Delta T_{\text{Я}}$ диапазон длин волн принимаемого излучения. Этот диапазон зависит от размеров неоднородности и ее места положения.

2.4.3. Выбор оптимальных длин волн приема многочастотного радиометрического комплекса

Наиболее острой проблемой является выбор оптимальных длин волн для радиометрической визуализации термических неоднородностей. Этот вопрос важен с точек зрения обеспечения поверхностного и глубинного разрешения. Наивысшее поверхностное разрешение имеет

по-видимому, ИК диапазон. Для получения высокого поверхностного разрешения в СВЧ необходимы более высокие рабочие частоты, что связано во многом с размерами СВЧ контактных датчиков (см. раздел 2.3). В этом смысле наилучшей является, по-видимому, $\lambda = 10$ см. В то же время визуализация внутренних органов требует применения более низких частот. На рис. 2.8 приведены расчетные кривые коэффициента ослабления и длины волны в тканях с низким и высоким процентом содержания воды [67]. Как следует из рисунка, если коэффициент ослабления для тканей с низким содержанием воды (жировая ткань) остается примерно постоянным и равным $0,5 \frac{1}{\text{см}}$, то для тканей с высоким содержанием воды (мышечная ткань) он резко возрастает от 0,5 до 3 $1/\text{см}$. Длина волны в тканях уменьшается приблизительно экспоненциально. В пользу применения более низких частот говорят следующие обстоятельства. На длине волны $\lambda = 10$ см поглощение в слое мышц настолько велико, что глубина проникновения составляет всего около 2 см. Более того, резкая неоднородность поверхности раздела жир-мышцы приводит к появлению стоячей волны довольно большой амплитуды, кроме того плотность мощности излучаемая из глубинных областей заметно изменяется от толщины слоя жира, т.е. от пациента к пациенту [68].

Эти недостатки можно частично устранить, если перейти к более низким частотам, поскольку при этом увеличивается глубина проникновения, а толщина слоя жира и толщина кожи станут пропорционально меньше по сравнению с длиной волны.

Выше мы отметили только влияние на выбор частот поглощающих свойств тканей. Учет только этих свойств тканей справедлив при оптически толстых термических неоднородностях. Однако в зависимости от размеров и местоположения неоднородностей изменяется вклад в

Расчетные кривые коэффициента ослабления и длины волны в биологических тканях

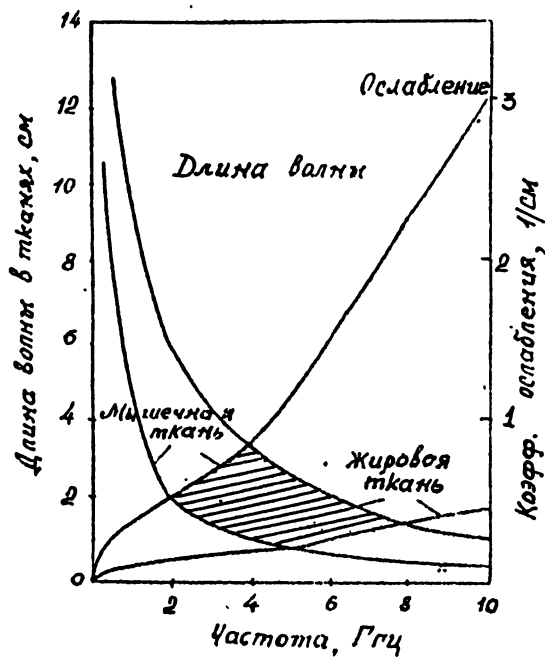


Рис. 2.8

приращение радиояркостной температуры окружающих ее ("холодных") слоев тканей. Максимум приращения достигается при такой длине волны, при которой минимизируется вклад "холодных" областей (см. раздел 2.4). Так, если термическая неоднородность малых размеров находится на расстоянии менее 2 см от поверхности, то измерение на длине волны 10 см позволяет локализовать ее. В то же время измерением на длине волны $\lambda = 30$ см такие неоднородности не фиксируются что связано с большим влиянием "холодных" областей. Эти выводы хорошо согласуются с результатами радиометрических исследований в офтальмологии, ($\lambda = 10$ см) камбустологии детской хирургии ($\lambda = 10$ см, $\lambda = 30$ см). Следовательно, выбор длины волны приема зависит от возможных размеров и глубин залегания неоднородности, т.е. и от области применения радиометрического метода.

Отметим далее, что сравнение двух альтернативных методов (детерминированной и стохастической инверсии) при восстановлении термoproфиля [66] показывают, что величина температуры и локализация глубинных областей определяется с большой погрешностью. Тогда как величина температуры приповерхностных слоев ткани может быть определена достаточно точно. Таким образом, с точки зрения точности восстановления истинного глубинного профиля температур следует отдать предпочтение более высоким частотам приема (для приповерхностных слоев это $f \approx 3$ ГГц). Учитывая, что глубинное разрешение по мышечным тканям с увеличением длины волн $\lambda = 30$ см меняется весьма слабо (см. рис. 2.8), а размеры контактных антенн увеличиваются пропорционально длине волны, целесообразно, по-видимому, остановиться для исследования глубинных патологий на длине волны $\lambda = 30$ см ($f = 1$ ГГц).

Конечно, данное обоснование не претендует на законченное реше-

ние задачи оптимизаций частот приема, но, учитывая большое число взаимозависящих параметров радиометра и тканей (глубина проникновения, размеры антенн, размеры неоднородностей и т.д.), необходимо искать компромиссное решение, позволяющее расширить диагностические возможности радиотермометрии. Целесообразным, на наш взгляд, является совокупность двух СВЧ радиометров ($f = 1$ ГГц,

$f = 3$ ГГц) и ИК измерения поверхностной температуры. Такое техническое решение позволит с применением соответствующих методик проводить диагностику патологий, сопровождаемых изменением температуры биологических объектов с хорошим поверхностным и глубинным разрешением.

3. СТРУКТУРА СЕРИЙНОСПОСОБНОГО МНОГОЧАСТОТНОГО РАДИОТЕРМОГРАФА

Проведенный в разделе 2 анализ позволяет сформулировать основные требования к структуре и техническим параметрам серийноспособного радиотермографа.

3.1. Технические параметры;

- диапазон измеряемых глубинных и поверхностных температур $30 \pm 50^{\circ}\text{C}$,
- абсолютная погрешность измерения не более $0,1^{\circ}\text{C}$,
- флюктуационный порог чувствительности не более $0,05^{\circ}\text{C}$ при времени накопления 3 с,
- время измерения в одной точке не превышает 5 с,
- используется три частотных диапазонах $\lambda = 10$ см, $\lambda = 30$ см и $\lambda \in 2 \pm 22$ мкм,
- разрешающая способность по поверхности не хуже 1,5 см на длине волны $\lambda = 10$ см, 6 см - $\lambda = 30$ см, 0,5 см - $\lambda = 2 \pm 22$ мкм,
- КСВ контактных датчиков не более 1,2.

3.2. Структура радиотермографа

Радиотермограф имеет три измерительных канала (Рис. 3.1):

- I - СВЧ канал ($\lambda = 10$ см),
- II - СВЧ канал ($\lambda = 30$ см),
- III - ИК канал ($\lambda = 2 - 20$ мкм).

Радиотермометры всех трех каналов собраны по схеме прямого усиления с термостатированными входными СВЧ и ИК блоками и основаны на модуляционном принципе измерения слабых тепловых излучений.

На структурной схеме рис. 3.1 - 1,9 контактных антенны,

2, 10-модуляторы, 3, 11-эталонные нагрузки, 4, 12-циркуляторы в вентиляционном включении, 5, 6 и 13, 15-СВЧ усилители, 7, 14 - полосовые СВЧ фильтры, 8, 16 - квадратичные детекторы, 17 - генератор опорного напряжения (ГОН), 18 - ключевое устройство, 19 - система помехозащиты, 20 - синхронный детектор, 21 - блок обработки измерительной информации, 22 - цифровой индикатор, 23 - входная ИК оптика, 24 - механический модулятор, 25 - эталонный ИК излучатель, 26 - пиропреобразователь, 27 - частотно зависимый блок, 28 - усилитель, 29 - синхронный детектор, 30 - интегратор, 31 - генератор опорного напряжения, 32 - фазокомпенсирующее звено, 33 - цифровой индикатор, 34, 35, 36 - блоки термостатизации, 37 - блок питания, 38 - блок управления, 39 - эталонный излучатель.

Блоки 1 + 8 образуют приемный СВЧ канал I на длину волны $\lambda = 10$ см, блоки 9-16 - приемный СВЧ канал II на длину волны $\lambda = 30$ см, блоки 17-22 общий для СВЧ каналов тракт низкой частоты и обработки измерительной информации СВЧ радиотермометров, блоки 23-33 - ИК канал III.

3.3. Назначение отдельных блоков и функциональных связей

В I канале полосковая антенна-аппликатор I вместе с эталонной нагрузкой 3 и модулятором 2 объединяются в термостатированный выносной датчик, что позволяет исключить влияние изменения температуры соединительного кабеля на результат измерений. СВЧ блоки (4, 5, 6, 7, 8) также термостатированы в II канале термостатированы в одном блоке СВЧ каскады (10-16). Антенна ($\lambda = 30$ см) не термостатирована, соединительный кабель имеет малые потери, связанные с нагревом кабеля, и погрешность измерения будет пренебрежимо мала.

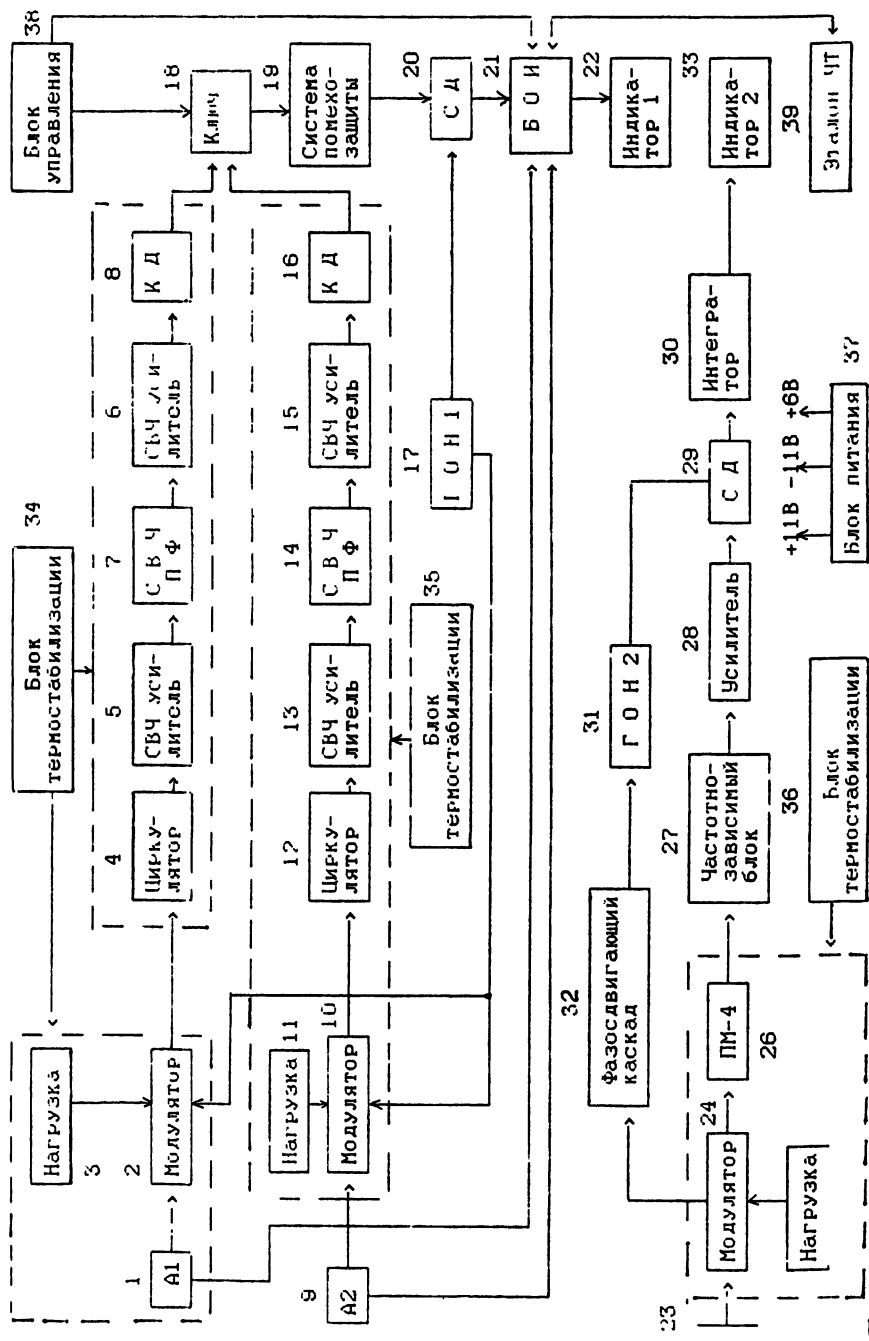


Рис. 31

Ключевое устройство И8 предназначено для подключения СВЧ каналов к тракту низкой частоты (блоки И9,20) и обработки измерительной информации (2И,22).

Блок обработки измерительной информации(2И) реализуется на однокристалльной ЭВМ типа КР1816ВЕ35 и проводит интегрирование выходного сигнала, по заложенному в ПЗУ алгоритму определяет температуру тела по отношению к температуре эталонного излучателя (39), контролирует последовательность работы с СВЧ каналами.

На блок обработки измерительной информации(2И) поступают управляющие сигналы: по линии А от блока управления (алгоритм работы БОИИ, сброс показаний индикатора(22) и коррекция показаний эталонов(39); по линии В от оптопар опознавания номера эталонов; по линии С - кнопка "измерение" I канала; по линии Д - кнопка "измерение" II канала.

Система помехозащиты(И9)предназначена для подавления импульсных помех, приводящих к снижению эффективности медицинской радиотермометрии. Эта система может быть реализована по принципу двухпорогового сравнения с последующим запоминанием результата измерения [69] .

Блок управления(38)представляет собой кнопочный переключатель и управляет по линии А алгоритмом работы БОИИ(2И) сбросом показаний индикатора(22), коррекцией показаний эталонов(39); по линии В - подключением СВЧ каналов.

Эталоны черного тела(39)представляют собой термостатированные емкости с водой. Емкости покрыты контактной лавсановой пленкой и снабжены оптопарами опознавания. Управляющий сигнал с оптопар опознавания по линии В поступает в блок обработки измерительной информации.

В ИК измерительном канале в качестве приемного элемента 26 используется танталатлитневый пироприемник типа ПМ-4, модулятор 24 представляет собой металлический диск, вращаемый микроэлектромотором. В целях выбора оптимального режима работы в ИК канале используется специальная система частотно-фазовой компенсации [70] (блоки 27, 32) .

Питание радиотермографа от сети 220 в. Блок питания 37 выдает стабилизированное постоянное напряжение +II, -II, +6 в.

Первые результаты многочастотной радиотермометрии показывают перспективность предложенного в препринте подхода [71, 7].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В препринте проведен краткий обзор литературных и патентных источников по вопросам, связанным с применением радиометрических методов в медицинской диагностике. Конечно, изложенный материал не претендует на полное освещение данного вопроса, но позволяет сделать ряд выводов, необходимых при разработке радиометрических комплексов. В зависимости от типа биологических тканей изменяется глубина проникновения электромагнитного излучения, в зависимости от длины волны принимаемого излучения изменяется вклад в принимаемый сигнал глубинных областей тела. Следовательно, результат измерения в зависимости от частоты приема и вида тканей отражает функциональное состояние различных глубинных областей тела человека. Использование радиометрических ИК и СВЧ приемников с различными частотами приема позволяет осуществлять СВЧ термографию глубинных областей и локализовать тем самым патологии, сопровождаемые отклонением температуры. Многочастотный радиотермометр целесообразно строить по схеме модуляционного приемника прямого усиления. Это позволяет устранить влияние аномальных флуктуаций и возможное излучение гетеродина. Оптимальным набором длин волн является, по-видимому, 10, 30 см и ИК-волны. Такой набор позволит восстановить достаточно точно термопрофиль, обеспечив глубинное и поверхностное разрешения. В целях устранения интерференционных эффектов на границе антенна-среда, влияющих на точность измерения, необходимо осуществлять "подшумливание" и термостатирование входных цепей радиотермометра. Восстановление истинного термопрофиля существенно зависит от диаграмм направленности контактных антенн. Необходима разработка и изготовление остронаправленных антенн хорошо адаптированных к биологическим тканям.

Приведенный материал носит, в основном, характер учебного пособия и не отражает такие важные особенности приема слабых

сигналов, как его подверженность воздействию помех, необходимость автоматизации измерений и обработки информации и т.д. Эти вопросы являются весьма актуальными, но их решение не входит в нашу задачу на данном этапе исследований.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. *Liang - Tseng Fan, Fu - Tong - Hsu, Ching - Lai - Hwang A review on Mathematical Models of the Human Thermal System, IEEE Trans. on Bio - Med engeneering. 1971, N 18, N 3, p 218.*
2. ГАЙ, ЛЕМАНН, СТОУНБРИДЖ. Применение электромагнитной энергии в терапии//ТИИЭР,- 1980. Т.68, № I.- с.66-93.
3. ИСКАНДЕР М.Ф., ДЕРНИИ К.Х. Электромагнитные методы медицинской диагностики//ТИИЭР, 1980. Т.68, № I, - с.148-156.
4. КОШЕЛЕВ В.Н., ПЕРЦОВ О.Л. Моделирование локальных температурных изменений при воспалении//Из книги Тепловидение в медицине. Часть I/Л. 1987.- с.243.
5. ПЕРЦОВ О.Л., КОШЕЛЕВ В.Н., РАЙГОРОДСКАЯ Г.Г. Биофизический анализ процессов теплопереноса в организме человека при термографических исследованиях//В книге Тепловидение в медицине. Часть I/Л., 1987.- с.126.
6. ШВАН, ФОСТЕР. Воздействие высокочастотных полей на биологические системы: электрические свойства и биофизические механизмы//ТИИЭР, 1980.- Т.68,- № I, - с.121-132.
7. БЕРГСТРЕМ Я., КУЗНЕЦОВ Э.М., КУКУЙ Л.М. и др. Тепловые проявления на поверхности тела человека глубинных патологических процессов//Журнал технической физики, 1983 - Т.53.-вып. I, с.138-142.
8. ТРОИЦКИЙ В.С., ГУСТОВ А.В., БЕЛОВ И.Ф. и др. О возможности использования собственного теплового СВЧ радиоизлучения тела человека для измерения температуры его внутренних органов//Успехи физических наук.- 1984.-Т.134.-вып. I, с.155-157.

9. Barrett A. & Myers P.C., Sadowsky N.I.
Detection of breast Cancer by microwave radiometry Radio Science, 1977
v 12, N 6, p 1675-1715.
10. Porter R., Miller H., Microwave radiometric detection and Location of breast cancer. Proc. IEEE Electrol - 78, Session 30, Boston, 1978.
11. Myers P, Barretta, Sadowsky N
Microwave Thermography, Principles, Methods and clinical Applications,
Journal of Microwave Power, 1979,
N 14, N 2 p 105-115
12. ПАВЛОВА Л.С., ПОЛЯКОВ В.М., САХАРОВСКАЯ В.Г. и др.
Некоторые особенности применения СВЧ-термографии в медицине//
В кн. Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами./М.-1985.- с.47-52.
13. ИГОШЕВ И.П., МАЛЕЧЕК Л.С., ПАВЛОВА В.М. и др.
Инфракрасная и сверхвысокочастотная термография при раке молочных желез//Медицинская радиология.- 1985.- № 7, - с.63-65.
14. Carr K., Morsi E, Shaffer J.
I.E.E.E Trans. 1981, v MTT-29,
N 3, p 256 - 260.
15. Robert J., Edvich J et al Journal of Microwave Power, 1979, v 14, N 2
p 131-134

16. *Matouli A, Nquen Ø, Kobillard M, e L'onde Electrique, 1980, v 60, n12, p 30-36.*
17. ЛИХТЕРМАН Л.Б., КОЛЕСОВ С.Н., КИСЛЯКОВ А.Г. и др.
Диагностическая теплорадиолокация в нейрохирургии//Вопросы нейрохирургии,- 1986.- № 4,- с.19-25.
18. ТРОИЦКИЙ В.С., ОЛАДЫШКИНА А.И., РАХЛИН В.Л. и др.
Радиометрические измерения внутренних температур биологических объектов/В кн. Тепловидение в медицине//Л.,- 1987.- ч.1.- с.19-26.
19. ГУСТОВ А.В., ЦЕЙТЛИНА В.Н. Дециметровая радиотермометрия в дифференциальной диагностике опухолей и сосудистых заболеваний головного мозга//В кн.Тепловидение в медицине/Киев.-1984.-с.19
20. КУКОШ М.В., БОГДАНОВ С.Н., РАХЛИН В.Л., ТРОИЦКИЙ В.С.
Радиометрия в диагностике острых хирургических заболеваний брюшной полости/В кн. Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиобизическими методами/М.- 1985. - с.155-157.
21. ГУСТОВ А.В., КЛЕМЕНОВ В.И., ПЛЕЧКОВ В.М. Радиотермометрическое обследование при заболеваниях органов пищеварения/В кн. Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиобизическими методами/М.- 1985.- с.44-46.
22. ЛИХТЕРМАН Л.Б., ХОЛОДИЛОВ Н.Н., КОЛЕСОВ С.Н. и др.
Первые результаты сопоставления данных СВЧ-термометрии и тепло видения в клинике дискотенного пояснично-крестцового радикулита/(Там же, стр. 152-154.).
23. МАКАРОВ Н.А., КУКОШ М.В., РАХЛИН В.Л., ТРОИЦКИЙ В.С. Радиометрия в диагностике облитерирующих заболеваний нижних конечностей/ (Там же, стр. 158-160).

24. ЛЫЧЕВ В.В., КОССОВСКИЙ Л.Б., МАЛАНОВА Н.Л., ЛЕБЕДЕВ В.С., ОРЛОВ И.Я. Радиотермометрический контроль за динамикой раневого процесса в глазу//Вестник офтальмологии. - 1989.- № 4.- с. 67-69.
25. ГУСТОВ А.В., ЦЕЙТЛИНА В.Н. Состояние глубинной температуры тканей при физиотерапии по данным дециметровой радиотермометрии//В кн.Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами/М.-1985.-с.53-55.
26. РАЗВОЗОВА Е.П., КОВАЛЕНКО Г.А., РАХЛИН В.Л., ТРОИЦКИЙ В.С. Радиотермометрия в физиотерапии/Тезисы доклада. Всесоюзной конференции ТсМП-88.- Ленинград.- 1988.- с.484-486.
27. ЛЫЧЕВ В.В., ОРЛОВ И.Я. СВЧ- радиотермометрическое исследование температурного действия сосудосуживающих препаратов, используемых в офтальмологии. (Там же, стр. 109-110).
28. БОРОДИН Ю.П., ПАВЛОВА С.Л., ПОЛЯКОВ В.М. СВЧ-термография при аллергических заболеваниях//Советская медицина.-1989.-№ 2.- с. 19-21.
29. ЛЫЧЕВ В.В., КОССОВСКИЙ Л.Б., МАЛАНОВА Н.Л., ЛЕБЕДЕВ В.С., ОРЛОВ И.Я. Некоторые возможности диагностики офтальмологических заболеваний с помощью СВЧ-радиотермометрии//Вестник офтальмологии.- Т.103.- № 5. - 1987. - с. 58-61.
30. ЛЫЧЕВ В.В., КОССОВСКИЙ Л.В., МАЛАНОВА Н.Л., ЛЕБЕДЕВ В.С., ОРЛОВ И.Я. БЕЛОВ И.Ф. Способ диагностики новообразований глазного яблока. А.с. № 1538301, рег. 15.09.89.
31. САФОНОВ В.В., МАСЛЕНИКОВА И.Р., ЧУРБАНОВ М.М. и др. Применение радиотермометрии в педиатрической практике//В кн.Тепловидение в медицине, часть П/Л.- 1987.- с.150-153.

32. КАЗИМИРОВ Л.И., ГОРОХОВ А.М., МАЛЫШЕВ Е.С., СНЕГИРЕВ С.Д., ЛЕБЕДЕВ В.С., ОРЛОВ И.Я. Диагностические возможности СВЧ-радиотермометрии при остеомиелите у детей//В кн.Теплорадиовидение в травматологии и ортопедии./Г.- 1988.- с.155-159.
33. КАЗИМИРОВ Л.И., ГОРОХОВ А.М., СНЕГИРЕВ С.Д., ЛЕБЕДЕВ В.С. Диагностические возможности применения СВЧ радиотермометрии в детской хирургии//Тез.докл.Всесоюзной конференции ТемП-88/ Ленинград - 1988. - с.5-6.
34. КОШЕЧКИН С.В., ОРЛОВ И.Я., ЛЕБЕДЕВ В.С. Первые результаты применения радиотермометрии при диагностике глубины термического повреждения тканей//Тез.докл.Всесоюзной конференции ТемП-88, Ленинград.- 1988, с.258.
35. КОШЕЧКИН С.В., ОРЛОВ И.Я., ЛЕБЕДЕВ В.С., ГОГИН А.Ю. Способ определения степени ожогового повреждения тканей, А.с.№ 1544363, рег. 22.10.89.
36. ГУСОВ А.В., ТРОИЦКИЙ В.С. Дециметровая радиотермометрия и ее применение в диагностике заболеваний нервной системы//Препринт НИРФИ, Горький, 1985.
37. Тепловидение в медицине (библиографический указатель), Л., 1982.
38. ДЕВЯТЫХ Г.Г., ИВАНЦОВ В.А., ЛЕБЕДЕВ В.С. и др. Световодный ИК-радиометр для медицинской диагностики.Высокочистые вещества. № 1, 1991, с.224-227.
39. БЕЛОВ И.Ф., ДИВАКОВА Е.К., ДОБЫНИНА Т.Н. Вибраторные антенны для контактных измерений внутренней температуры тел//В кн. Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами/М.-1985.- с.164-168.
40. БЕЛОВ И.Ф., ДИВАКОВА Е.К. Антенны-аппликаторы для медицинских применений//В кн.Теплорадиовидение в травматологии и ортопедии//Горький.- 1988.- с.32-40.

41. КРАУС Д. Радиоастрономия//М.- Сов.радио.- 1973.- 456с.
42. НИКОЛАЕВ А.Г., ПЕРЦОВ С.В. Радиотеплолокация//М.- Сов.радио.-
- 1964.- 335с.
43. Радиоприемные устройства/Ред. В.И.Сифоров - Сов.радио.- 1974.
44. ИГНАТОВ Б.Г., АЛЕКСАНДРОВ А.Д. Прецизионный синхронный детектор//Приборы и техника эксперимента.-1983.- № I.- с.91-93.
45. ПАШ П.Ф., РОМАНКИ Н.И., КОНТРОШ Е.Э., ШНЕНИК О.Б. Цифровая система синхронного детектирования//Приборы и техника эксперимента.- 1982.- № 2.- с.85-88.
46. КОТЛИКОВ Е.Н., МОШКИНА С.Н., ПОЛИЩУК В.А. Цифровой синхронный детектор//Приборы и техника эксперимента.-1980.- № 3.- 130-135
47. ГОРОШКОВ Б.И. Радиоэлектронные устройства (справочник)- М., Радио и связь, 1984.- 400с.
48. АЛЕКСЕЕНКО А.Г., КОЛОМБЕТ Е.А., СТАРОДУБ Г.И. Применение прецизионных аналоговых микросхем.- М.: Радио и связь, 1985.- 255с.
49. ЛЕБЕДЕВ И.В., ШНИТНИКОВ А.С. Полупроводниковые диоды в СВЧ управляющих устройствах//Изв.ВУЗ - радиоэлектроника,-1987.-Т.30.
- № 10. - с.5-12.
50. ЕГОРЫЧЕВ В.П., КОБРИН М.М., КУЗЬМИН В.Г., ОРЛОВ И.Я. О некоторых особенностях прохождения шумового сигнала через параметрическую систему. Радиотехника и электроника//1980, т.ХХУ.- № II -
- с. 2310-2313.
51. *Ludeke K, Kohler J, Microwave Radiometric System for Biomedical True Temperature and Emissivity Measurements, Journal of Microwave Power, 1983, v18, n3, p 277-283.*
52. АВДОШИН А.Е. Светопроводные ИК радиометры//Приборы и техника эксперимента. 1988, № 2, с.5-24.

53. Источники и приемники излучения, С-П, "Политехника", 1991.
54. ЛИНЕВЕГ Ф. Измерение температур в технике. М., "Металлургия", 1980.
55. АКСЕНЕНКО М.Д., БАРАНОЧНИКОВ М.Л. Приемники оптического излучения. М., Радио и связь, 1987.
56. НОВИК В.К., ГАВРИЛОВА Н.Д., ФЕЛЬДМАН Н.Б. Пирозлектрические преобразователи. М., Сов.радио, 1979.
57. *Masrouni A., Nguyen P., Kobillard Metal Thermographe micro - onde Nouvelles méthodes diagnostique fondees sur la mesure du bruit thermoque emis par les tissus vivants. L'onde electrique, 1980, v 60 n 12 p 30-36*
58. *Ludeke K., etal Aradiation balance Microwave thermograph for medical applications, Acta Electronica, 1979, v 22, n 1, p 65-69*
59. ТРОИЦКИЙ В.С. К теории контактных радиометрических измерений внутренней температуры тел//Известия ВУЗов - Радиофизика, 1981, Т. XXIV - № 9. - с. 1054-1061.
60. ТРОИЦКИЙ В.С. Препринт НИРФИ № 186, Горький.- 1984.
61. *Chandrosekhar S. Radiative Transfer, Oxford University Press. Now York, 1950.*
62. БОГОРОДСКИЙ В.В., КОЗЛОВ А.И., МАТУСЕВИЧ И.М. Формирование теплового радиоизлучения неоднородной средой//Журнал технической физики. 1978. Т. 48. - № II. - с. 2353.

63. Bardaty P., Solimini D. Radiometric Sensing of Geological Layered media.- Radio Sci., 1983. v. 18, N 6, p. 1393.
64. Апресян Л.Н., Кравцов Ю.А. Тесрия переноса излучения.-М.: Наука, 1983.
65. Лебедев В.С., Орлов И.Я., Снегирев С.Д. О влиянии биологической среды на измерение глубинного профиля температуры//Тез. докл. на Всесоюзной конф. ТемП-85, 1985, Фрунзе - с. 130.
66. Edenhofer P. Electromagnetic remote sensing of the temperature profile in a stratified medium of Geological tissues by stochastic inversion of radiometric date, Radio Sci., 1981, v.16, p.1065.
67. Лин Д. Оптимизация частоты при СВЧ визуализации биологических тканей//ТИИЭР, 1985. - Т.73. - № 2. - с. 232-233.
68. Лебедев В.С., Орлов И.Я., Снегирев С.Д. Влияние слоистости биологической среды и параметров контактных антенн на локализацию температурных неоднородностей при радиометрических измерениях // Тезисы доклада УШ Всесоюзной конф. Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение. - М. - 1986. - с. 164.
69. Лебедев В.С., Орлов И.Я., Кошечкин В.А. Модуляционный радиометр . Решение о выдаче патента РФ по заявке № 4916584 / 09 от 30.01.91.
70. Лебедев В.С., Орлов И.Я. "Пирозлектрический радиометр." Решение с выдаче патента РФ по заявке № 94036361 от 19.03.94.
71. Lebedev V.S., Orlov I.Ya., Snegirev S.D., Kuzmin V.G. "Medical multifrequency radiotermometry. Problems and results." Trans Black Sea Region Symposium on Applied Electromagnetism Metsovo, Epirus-Hellas 17-19 April 1996.

СОДЕРЖАНИЕ

	Стр.
ВВЕДЕНИЕ.....	3
I. Некоторые возможности радиотермометрического метода медицинской диагностики.....	5
I.1. Температура как фактор функционального состояния организма.....	5
I.2. Физические основы медицинской радиотермометрии....	7
I.3. Применение СВЧ радиотермометрии в целях медицинской диагностики.....	14
2. Принципы построения многочастотного радиометрического комплекса.....	20
2.1. Структура одночастотного медицинского радиотермометра.....	20
2.1.1. Методы измерения радиояркой температуры.....	20
2.1.2. Требования к каскадам СВЧ радиометров.....	23
2.1.3. Требования к каскадам ИК радиометров.....	28
2.2. Особенности контактного радиометрического измерения температуры сплошных сред.....	32
2.2.1. Интерференционные эффекты на границе антенна-среда.....	32
2.2.2. Метод компенсации интерференционных эффектов.....	35
2.3. Контактные антенны для медико-биологических исследований.....	39
2.3.1. Вибраторные антенны.....	39
2.3.2. Полосковая антенна-аппликатор.....	42
2.3.3. Магнитный вибратор и кольцевая антенна.....	43
2.4. О возможной структуре многочастотного радиометра.....	44

2.4.1. Физическое обоснование многочастотного принципа измерений.....	45
2.4.2. Локализация термической неоднородности радиометрическим методом.....	51
2.4.3. Выбор оптимальных длин волн приема многочастотного радиометрического комплекса.....	54
3. Структура серийноспособного многочастотного радиотермографа.....	59
3.1. Технические параметры.....	59
3.2. Структура радиотермографа.....	59
3.3. Назначение отдельных блоков и функциональных связей.....	60
Заключение.....	64
Список использованных источников.....	66