

УДК 520.8.056

СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК СВЧ- РАДИОТЕРМОГРАФОВ В МЕДИЦИНСКИХ ЗАДАЧАХ

В. С. Кубланов¹, О. В. Потапова², Ю. Е. Седельников², А. М. Сысков¹

¹ Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина

² Казанский национальный исследовательский технический университет имени А.Н. Туполева-КАИ

Получена 16 апреля 2012 г.

Аннотация. Рассматриваются новые подходы при построении СВЧ радиометров, которые могут быть использованы в разработках перспективных изделий, предназначенных для мониторинга собственного электромагнитного излучения человека.

Ключевые слова: электромагнитное излучение, головной мозг, радиояркая температура, фокусирующая антенна, апертура, схема термобаланса, согласование антенны с телом, инвариантность измерения.

Abstract. Consider new approaches in the construction of microwave radiometer, which can be used in the development of advanced products designed to monitor a person's own microwave radiation.

Keywords: microwave radiation, brain, radioluminous temperature, intensity focused antenna, aperture, scheme of thermobalance, matching of the antenna to the body, invariance of the measure.

Принятые сокращения:

СВЧ - сверхвысокочастотный,

ЭМП - электромагнитное поле,

ЭМИ – электромагнитное излучение,

ДНА - диаграмма направленности антенны,

ДП - диаграмма поглощения,

КНД - коэффициент направленного действия.

Введение

Для понимания процессов, протекающих в живых системах, необходимо учитывать две стороны их функционирования. Одна из них связана с тем, что это целостные открытые системы, постоянно обменивающиеся с окружающей средой веществом и энергией и способные к самоорганизации. Другая сторона функционирования связана с управлением энергетическими процессами: она включает восприятие, хранение, переработку и использование информации. Информационно-управляющие механизмы в системе определяют, какие энергетические процессы и с какой скоростью происходят в ней. Наиболее общей задачей управляющих систем организма является сохранение его энергетической основы, создание благоприятных условий для постоянства ее функционирования при меняющихся условиях внешней среды.

Для мониторинга этих процессов применяются различные нейрофизиологические методы, при реализации которых из всего многообразия технических решений представляют наибольший интерес следующие:

- неинвазивные или минимально инвазивные;
- позволяющие мониторить процессы в режиме реального времени без ограничения продолжительности исследования;
- не использующие зондирующих сигналов и физических полей, которые изменяют электрофизические характеристики тканей мозга и влияют на изменение активности его отделов;
- не вызывающих у пациента дискомфорта при проведении исследований;
- доступные по стоимости медицинской услуги.

Если исходить из этих критериев, то наиболее перспективными для этих целей являются собственные физические поля человека (электромагнитные, магнитные, электрические, акустические) [1].

Известно, что мощность электромагнитного излучения биологических тканей определяется как

$$T_{\chi} = \chi(\varepsilon) \cdot T, \quad (1)$$

где $\chi(\epsilon)$ - коэффициент поглощения, зависящий от диэлектрических свойств биологических тканей, T - их термодинамическая температура.

Указанное излучение может быть зарегистрировано аппаратурой, содержащей антенну и радиометрический приемник, осуществляющий оптимальный прием шумового сигнала. Измеренное значение интенсивности собственного радиотеплового излучения зависит от пространственного распределения значений T_χ и электродинамических характеристик антенны.

Физиологическая интерпретация этого излучения является проблемной задачей вследствие неоднозначной зависимости радиояркой температуры T_χ , от электрофизических параметров биологических тканей. Однако в некоторых случаях радиояркая температура T_χ может преимущественно определяться одним из этих параметров.

В [2] показано, что в диапазоне частот менее 0,85 ГГц ЭМИ головного мозга преимущественно отражает изменения диэлектрических свойств биологических тканей, которые зависят от динамики жидкостей в его межклеточных и клеточных структурах.

Так как длина волны в биологической ткани существенно меньше, чем длина волны в воздухе (приблизительно в $\sqrt{\frac{\epsilon}{\epsilon_0}}$, где ϵ - диэлектрическая проницаемость ткани, ϵ_0 - диэлектрическая проницаемость вакуума), то для измерения этого излучения, как правило, применяются контактные СВЧ радиометры. В этом случае обеспечивается лучшее пространственное разрешение источника излучения по сравнению с дистанционными методами.

В настоящей работе рассматриваются особенности контактных измерений собственного электромагнитного излучения при функциональных исследованиях головного мозга и некоторые пути совершенствования СВЧ радиотермографов в медицинских задачах, основанные на решениях, обеспечивающих повышение наблюдаемого контраста радиояркой температуры биологических тканей и обеспечение инвариантности

результатов измерения радиояркой температуры T_x тела от согласования антенны радиометра и биологической ткани в полосе частот принимаемого излучения.

1. Повышение наблюдаемого контраста радиояркой температуры в тканях мозга

Характеристики антенного тракта контактного СВЧ радиометра должны отвечать ряду специфических требований, как по функциональным, так и конструктивно-эргономическим показателям. Наиболее важными из них являются обеспечение согласования с трактом в широкой полосе частот, высокий коэффициент полезного действия и, по возможности, пространственная избирательность. Первым двум требованиям отвечают антенны-аппликаторы, реализуемые с помощью малогабаритных слабонаправленных излучателей. Однако такие решения не обеспечивают эффективную пространственную селекцию паттернов в электромагнитном излучении мозга. Кроме того, из-за относительно протяженных зон эффективного поглощения контрасты антенной температуры от малоразмерных образований нередко недостаточны для их обнаружения и идентификации.

Повышение «направленных» свойств антенн-аппликаторов представляет актуальную задачу. Надежды на ее решение связывают с использованием антенн, сфокусированных в заданную точку в объеме обследуемого объекта. Некоторые результаты исследований сфокусированных антенн в поглощающих средах указывают на возможность применения фокусировки для повышения энергетических показателей и разрешающей способности [3, 4]. Тем не менее, к настоящему времени сфокусированные антенны при исследовании собственного электромагнитного излучения биологических объектов широкого применения не нашли.

Одной из существенных причин этого является невозможность строгого решения подобных задач с учетом формы реального объекта и его слоисто-неоднородной структуры.

Для предварительных оценок и выявления основных закономерностей, как и в традиционных задачах антенной теории, целесообразно воспользоваться апертурными представлениями [5]. Наиболее детальное изложение основных свойств линейных сфокусированных апертур содержится в работе [6]. Изложенные в этих работах подходы позволяют получить количественные оценки эффективности использования принципа сфокусированной антенны применительно к типичным задачам СВЧ-радиотермографии.

Из фундаментальных физических представлений следует, что эффективность собственного электромагнитного излучения элементарного объекта, расположенного в некоторой точке пространства, тем выше, чем больше значение удельной поглощенной мощности в данной точке пространства. Для классических задач радиометрии в дальней зоне повышение эффективности приема излучения объекта означает по отношению к антенне требование обеспечения максимального значения коэффициента усиления. Пространственная избирательность при этом определяется ДНА по мощности. Для зоны ближнего излученного поля мощность принятого электромагнитного излучения, соответствующего излучению от элементарного объекта в точке (x, y, z) , пропорциональна значению удельной поглощенной мощности в данной точке при работе данной антенны в режиме излучения

$$P \cong T_A \cong \sigma(x, y, z) \cdot |E(x, y, z)|^2, \quad (2)$$

где $\sigma(x, y, z)$ - удельная проводимость среды, $|E(x, y, z)|^2$ - квадрат модуля напряженности электрического поля при единичной подведенной мощности.

Таким образом, для случаев использования антенн, сфокусированных в зоне ближнего поля, основными показателями их для данных применений

являются относительный уровень ЭМП в точке фокусировки и геометрические размеры сфокусированного «пятна» в зависимости от частоты, размеров апертур и глубины фокусировки в средах с параметрами, соответствующими характерным биологическим тканям.

В СВЧ радиометрии регистрация радиотеплового излучения заключается в оценке энергии принимаемых электромагнитных колебаний путем накопления в течение определенного временного интервала или, что равноценно, интегрированию в соответствующей полосе частот. Отсюда, в частности, следует, что пространственная избирательность приемной аппаратуры определяется для дальней зоны ДНА, усредненной в полосе частот радиометра, а для задач контактной радиотермографии – усредненной по

частоте ДП, т.е. величине $\int_{f_1}^{f_2} |E(x, y, z, f)|^2 \cdot \sigma(f) df$. Проведенные оценки

показали, что указанная величина, за исключением второстепенных деталей (главным образом формы боковых лепестков), с точностью до постоянной близка к значению подынтегрального выражения на средней частоте f_0 полосы

частот $[f_1, f_2]$ – т.е. к величине $\int |E(x, y, z, f_0)|^2 \cdot \sigma(f_0) df$. Это означает, что с

достаточной точностью об основных свойствах сфокусированных антенн для СВЧ радиотермографии можно судить по поведению их на средней частоте полосы пропускания радиометрического приемника.

Для получения предварительных оценок эффективности сфокусированных антенн в задачах радиотермографии целесообразно воспользоваться простыми моделями анализируемых объектов, имея в виду возможность проведения в последующем более детального анализа в том случае, если в результате предварительных оценок будут получены обнадеживающие результаты. С учетом сделанного замечания для анализа свойств сфокусированных антенн будем использовать модель в виде заданной

системы источников в однородной среде с электрофизическими параметрами, соответствующими характерным биологическим тканям человека. В качестве системы источников целесообразно выбрать непрерывную систему элементарных источников в виде прямоугольной апертуры с амплитудно-фазовым распределением интенсивности, обеспечивающим фокусировку излучаемого поля на заданном расстоянии (фокусном расстоянии) от центра антенны в направлении нормали к ее поверхности (рис. 1). Выражения для расчета пространственных распределений электромагнитных полей в окрестности фокуса для этого случая приведены в [7]. Заключение о наиболее существенных свойствах указанных распределений, влияющих на характеристики СВЧ радиотермографов, могут быть получены путем прямого численного моделирования, осуществляемого для конкретных параметров среды, геометрических размеров и частоты электромагнитных колебаний.

Пространственные распределения электромагнитных полей сфокусированных апертур обладают рядом существенных отличий от соответствующих распределений в дальней зоне. В их числе следует упомянуть более сложный характер векторной структуры поля, в частности наличие ортогональных и продольных компонент в случаях даже линейно поляризованных источников излучения.

Известно, что в режиме излучения имеет место как перенос энергии поля в виде сходящегося потока в направлении к фокусу с последующим его расхождением в пространстве, так и сложный колебательный процесс в различных направлениях (рис. 1).

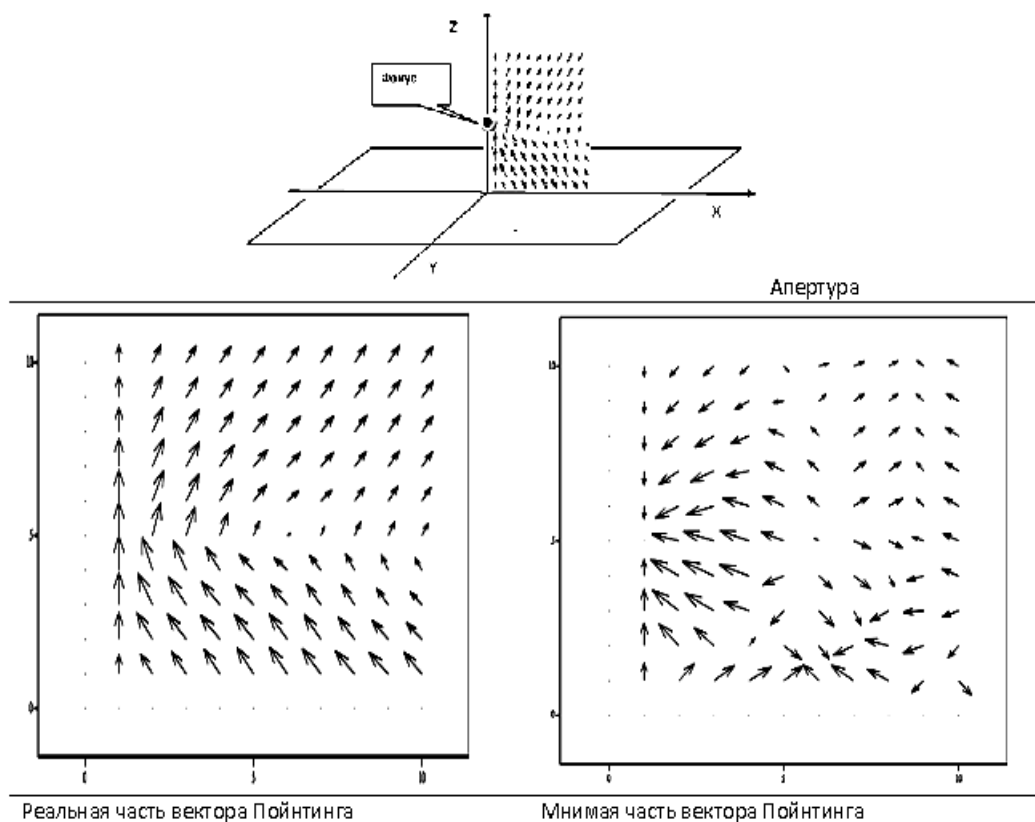


Рис. 1. Распределение плотности потока мощности в ближней зоне излучения апертуры с токами, поляризованными параллельно оси x .

Для использования в радиометрических приложениях наиболее существенно то, что для сфокусированной апертуры характерно:

1. Наличие более или менее выраженной трехмерной области с повышенным уровнем напряженности поля (а, следовательно, и удельного поглощения) в окрестности фокуса. Указанная область окружена всплесками меньшей интенсивности, аналогичными боковым лепесткам ДНА в дальней зоне (рис. 2).

2. Относительный уровень интенсивности поля в точке фокусировки определяется значением КНД. Физический смысл этой величины для зоны ближнего излученного поля аналогичен классическому случаю дальней зоны: отношение квадрата модуля напряженности электрического поля в точке фокуса $(0, z_0)$ к его среднему значению на расстоянии z_0 от апертуры.

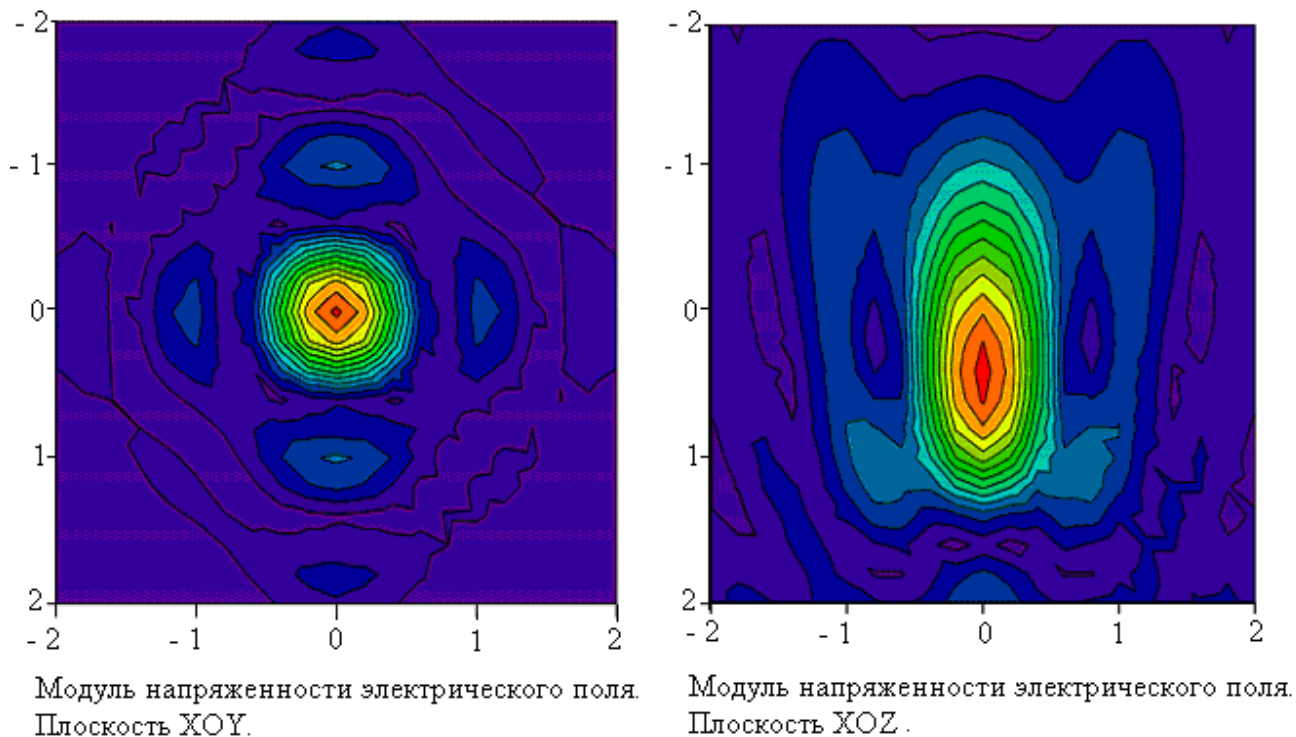


Рис. 2. Распределение модуля напряженности электрического поля в ближней зоне излучения апертуры с токами, поляризованными параллельно оси x .

3. В отличие от случая дальней зоны существует предельное значение КНД, существенно зависящее от электрических параметров среды и частоты, которое достигается при некоторых оптимальных электрических размерах апертуры.

4. Наличие затухания в среде оказывает большое влияние на свойства пространственных распределений электромагнитных полей. По мере роста затухания увеличиваются размеры сфокусированной области и снижается значение КНД. При значительном затухании ($\alpha\lambda > 0.05 \dots 0.1$) свойство фокусировки в направлении перпендикулярном апертуре практически утрачивается, а значение КНД, в том числе оптимального, снижается в разы и более. Фокусировка в направлениях параллельных апертуре при этом сохраняется [6].

5. Размеры сфокусированной области зависят от ряда факторов: электрических размеров апертуры, фокусного расстояния фазовой скорости волны в среде и коэффициента затухания.

Для большинства биологических тканей характерны большие значения относительной диэлектрической проницаемости (несколько десятков) и удельной проводимости (не менее десятых долей См/м) [6]. Первое означает существенное снижение длины волны, что способствует эффективности фокусировки апертурами приемлемых размеров. Второе – приводит к значительному затуханию электромагнитных волн в среде и ведет к деградации фокусирующих свойств. Поэтому для решения вопроса о целесообразности использования сфокусированных апертур и эффективности их применения в задачах радиотермографии необходимо проведение количественного анализа наиболее существенных свойств сфокусированных полей для характерного частотного диапазона (например, от 0,3 до 1,5 ГГц) и сред, электрические параметры которых соответствуют интересующим исследователя биологическим тканям (для головного мозга белое и серое вещество, мягкая сосудистая оболочка, спинномозговая жидкость, череп, кожа).

Как указывалось выше, для СВЧ радиометрии в дальней зоне контраст антенной температуры пропорционален КНД антенны. Это положение остается в силе и для ближней зоны излучения, при условии, что положение объекта и величина КНД соответствуют точке фокуса. В зоне ближнего поля величина КНД ограничена значением относительного фокусного расстояния и коэффициента затухания в среде [4]. Максимально возможное значение КНД достигается при оптимальных размерах антенны [4]. Для типичных биологических тканей и диапазона частот от 0,3 до 1,5 ГГц максимальное значение КНД линейных антенн находится в пределах (1...5,0); квадратные апертуры обеспечивают значения КНД в диапазоне (2...80). При этом максимальные значения КНД обеспечиваются при размерах антенны порядка (100...200 мм) (рис. 3).

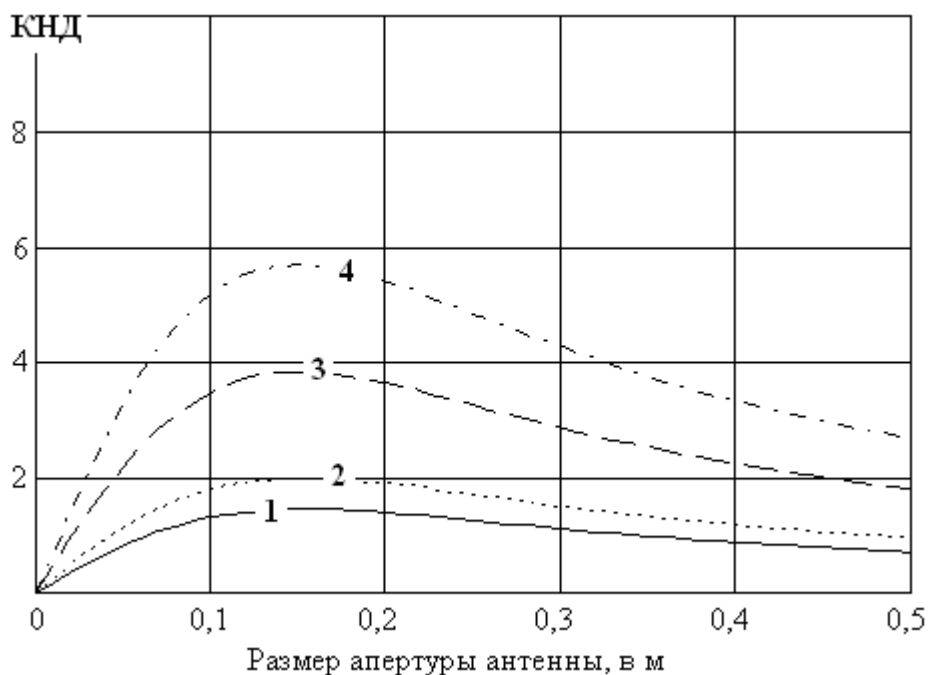


Рис. 3. Серое вещество мозга, глубина 100 мм. Зависимость КНД от размеров линейной апертуры антенны для: 1 - $f = 0,35$ ГГц, 2 - $f = 0,5$ ГГц, 3 - $f = 1,0$ ГГц, 4 - $f = 1,5$ ГГц.

Возможность обнаружения радиоконтрастного образования существенно зависит также от диапазона частот, так как для биологических тканей ослабление при распространении волны увеличивается с ростом частоты. Зависимость ДП от частоты иллюстрирует рис. 4, из которого следует, что для любого размера апертуры существует минимальная частота, выше которой сфокусированные апертуры являются более эффективными по сравнению с полуволновым излучателем.

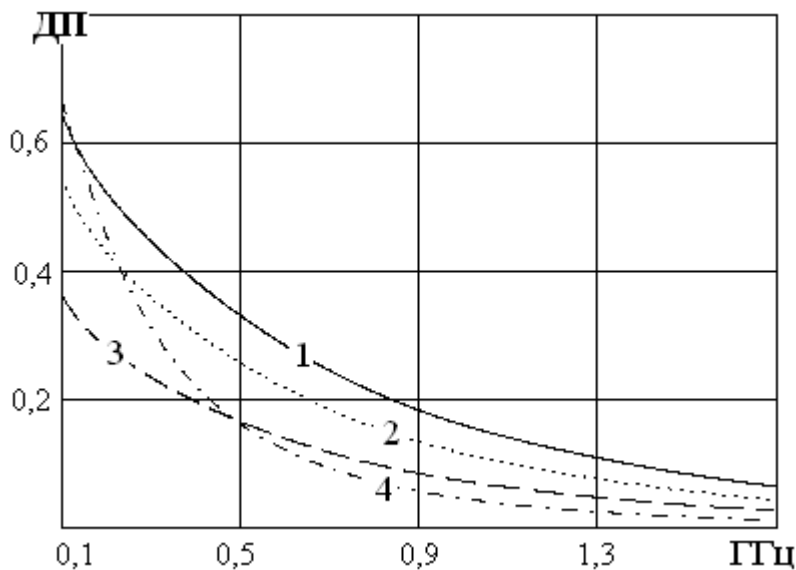


Рис. 4. Серое вещество мозга. Зависимость диаграммы поглощения линейной апертуры от частоты в точке фокусировки на глубине -100мм для: 1 - апертуры с оптимальными размерами 133 мм, 2 - апертуры с размером 300 мм, 3 - апертуры с размером 500 мм, 4 - полуволнового излучателя.

Пространственное разрешение определяется размерами сфокусированной области. Для слабопоглощающих сред эффект фокусировки в пространстве ярко выражен, а размеры фокального пятна определяются только длиной волны и относительным фокусным расстоянием [3]. Потери в среде вызывают расширение фокальной области, причем при значительном затухании эффект фокусировки в поперечном направлении практически исчезает [4]. При этом для большинства биологических тканей размеры фокального пятна оказываются меньшими по сравнению со слабонаправленным аппликатором, т.е. фокусировка улучшает разрешение в направлениях вдоль апертуры (рис. 5 и б). При повышении частоты область фокусированного поля сужается, что означает возможность выбора частотного диапазона из компромисса между ухудшением условий обнаружения и повышением разрешения.

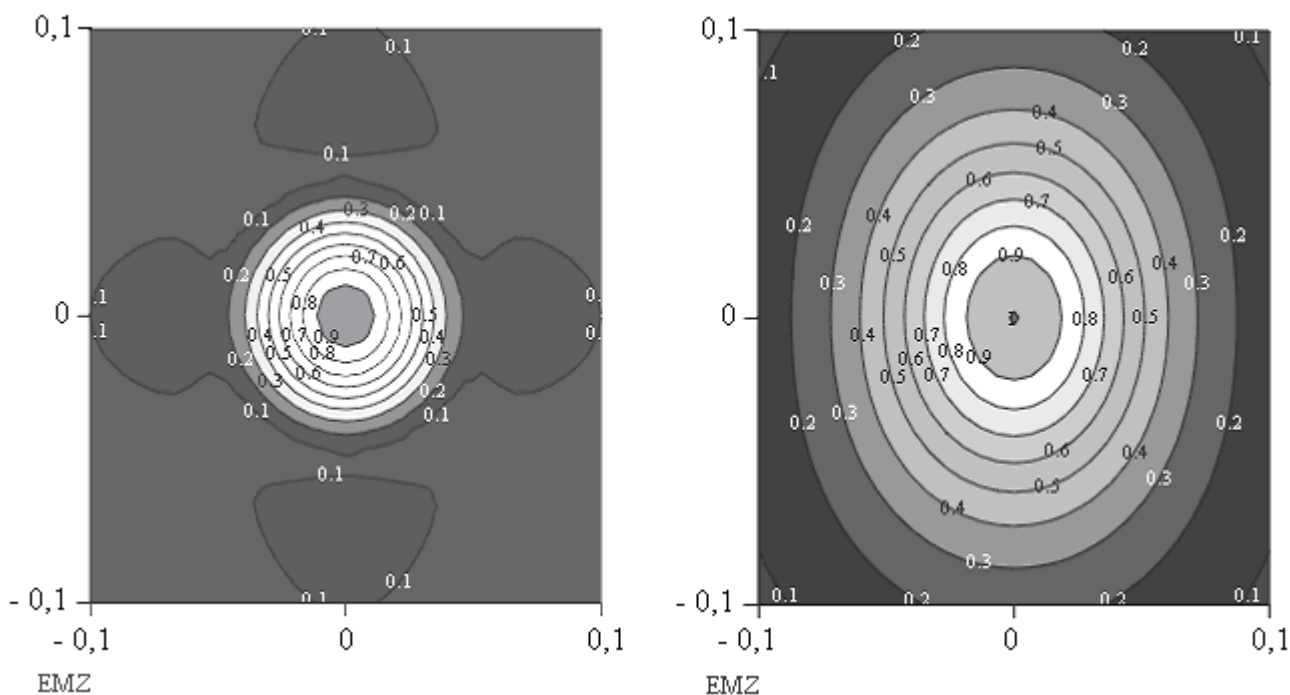


Рис. 5. Серое вещество мозга, глубина 75 мм. Слева – распределение интенсивности поля в фокальной плоскости сфокусированной квадратной антенны с размерами 150x150 мм на частоте 600 МГц. Справа – аналогичные данные для полуволновой апертуры.

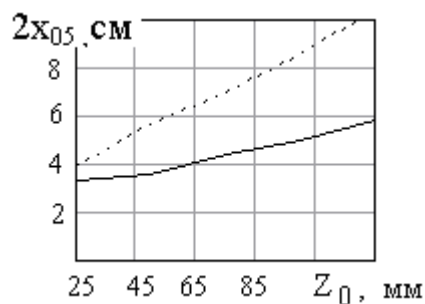


Рис. 6. Зависимость поперечного размера фокального пятна от глубины Z_0 .
Сплошная линия - для квадратной апертуры с данными согласно рис. 5.
Пунктир - полуволновый элемент.

2. Обеспечение эффективного согласования антенного тракта с биологической тканью в полосе частот принимаемого излучения

Для обеспечения инвариантности результатов измерения радиояростной температуры тела T_x от согласования антенны радиометра и биологической ткани Γ_x^2 , а также от других дестабилизирующих факторов

при формировании термодинамического равновесия системы тело – входные цепи СВЧ радиометра - эталоны теплового излучения применяется «подшумливание» антенны от специального управляемого источника шума, который обеспечивает термодинамическое равновесие на границе этих сред.

Характеристики сигнала, обеспечивающего «подшумливание», могут изменяться в зависимости от структурного построения СВЧ радиометра и алгоритма формирования термодинамического равновесия в его входной части, которую далее будем называть схемой термобаланса. В различных вариантах схем термобаланса общим является то, что «подшумливание» системы антенна-тело осуществляется в определенные циклы работы радиометра с помощью сигнала от специального генератора шума, который направляется к антенне и отражается от нее на вход приемника. Если при этом коэффициент отражения Γ этого сигнала совпадает с коэффициентом Γ_x^2 , который характеризует согласование антенны с телом, то в схеме термобаланса можно реализовать условия, обеспечивающие инвариантность измерения собственного электромагнитного излучения T_x тела от согласования антенны и тела Γ_x^2 .

Основы теории контактных радиометрических измерений биологических тканей разработаны Троицким В.С. [3]. Им показано, что если фидерные линии, циркулятор и ключ в структурной схеме контактного радиометра, приведенной на рис. 7, не имеют потерь и отражающих неоднородностей, а входное сопротивление радиометрического приемника согласовано с линией, то при положении переключателя, соединяющего антенну со входом радиометрического приемника, в точке В радиометра Ludeke К.М. сигнал $T_B^{(1)}$ будет иметь следующий вид

$$T_B^{(1)} = T_x (1 - \Gamma_x^2) \eta_a + T_{cng} \Gamma_x^2 \eta_a + T_a (1 - \eta_a) \quad (3)$$

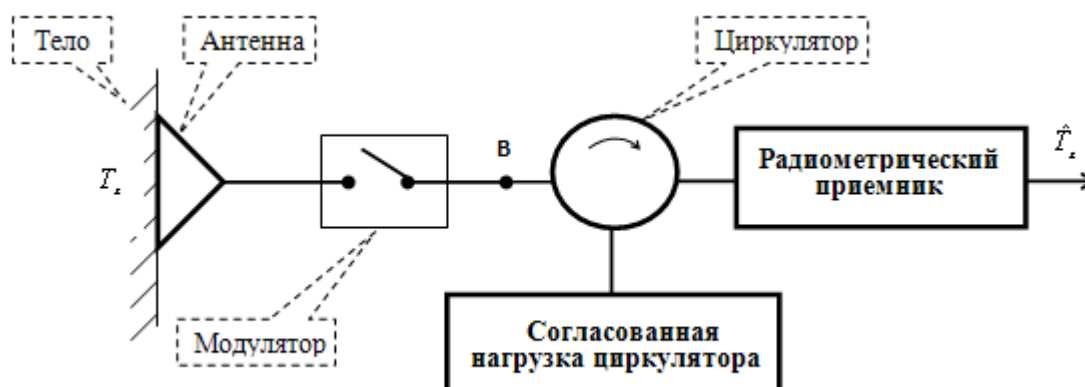


Рис. 7. Структурная схема контактного радиометра.

В положении переключателя, при котором ко входу радиометрического приемника подключается управляемый генератор шума, в точке B сигнал $T_B^{(2)}$ будет иметь следующий вид

$$T_B^{(2)} = T_{cng} \quad (4)$$

В уравнениях (4) и (5) и далее T_x – радиояркостная температура тела, T_a – термодинамическая температуры антенны, T_{cng} – шумовая температура управляемого генератора шума, η_a – к.п.д. антенны, Γ_x^2 – коэффициент согласования антенны с телом.

Если обеспечить равенство сигналов $T_B^{(1)} = T_B^{(2)}$, то из уравнений (3) и (4) получаем

$$T_x = \frac{T_{cng} (1 - \eta_a \Gamma_x^2) - T_a (1 - \eta_a)}{\eta_a (1 - \Gamma_x^2)} \quad (5)$$

Из выражения (5) видно, что измеряемая радиояркостная температура тела T_x передается на вход радиометрического приемника СВЧ радиотермографа измененной на неопределенную величину, зависящую от априори неизвестных параметров антенны η_a и Γ_x^2 . Если к.п.д. антенны

η_a зависит от конструкторско-технологических решений и является относительно стабильным параметром, то коэффициент Γ_x^2 может изменяться не только при каждой установке антенны на тело пациента, но и в процессе измерения вследствие изменения кровоснабжения в исследуемой зоне, а также возникновения «парникового» эффекта.

При равенстве температур антенны, тела в месте ее установки, а также циркулятора и сопротивления входа радиометрического приемника уравнение (4) преобразуется к виду

$$T_x = T_a = T_{ml} \quad (6)$$

и неопределенность передачи измеряемой радиояркой температуры тела T_x на вход радиометрического приемника от параметров антенны η_a и согласования ее с телом Γ_x^2 исключается.

Следует отметить, что поддержание в элементах схемы термобаланса и входных цепях радиометрического приемника строго постоянной температуры, близкой к температуре человеческого тела, реализовать практически невозможно, особенно, если речь идет о функциональных исследованиях головного мозга. Кроме того, нельзя пренебрегать потерями и отражающими неоднородностями элементов схемы термобаланса, если в процессе функциональных исследований они могут изменяться.

В известных контактных СВЧ радиометрах [10-14] для минимизации ошибок мгновенных оценок радиояркой температуры биологических тканей антенна-аппликатор и входные СВЧ-элементы радиометрического приемника выполнены в виде конструктивного модуля, в котором линии, соединяющие элементы схемы термобаланса, имеют минимальную длину. При функциональных исследованиях использование подобных решений в дециметровом диапазоне длин волн не позволяет исключить влияния на функциональные процессы нарушений микроциркуляторного кровотока в месте установки антенн, формирования здесь «парникового» эффекта и других физиологических артефактов из-за больших массогабаритных размеров

конструктивного модуля.

Однако из-за больших массогабаритных характеристик СВЧ-элементов в этом диапазоне длин волн при функциональных исследованиях возникают проблемы вследствие нарушений микроциркуляторного кровотока в месте установки антенн, формирования здесь «парникового» эффекта и других физиологических артефактов. Для этого необходимы новые технические решения, предусматривающие вынесение антенны-аппликатора с помощью кабеля из конструктивного моноблока радиометрического приемника.

При вынесении антенны из конструктивного модуля и введения кабеля в схему термобаланса требуются новые схемотехнические решения. Ниже рассмотрены решения, основанные на использовании следующих принципов:

1. формирование двух или более режимов авторегулирования, для реализации которых применяется перестройка структурной схемы термобаланса;

2. формирование двух или более режимов авторегулирования, для реализации которых применяется управление потерями в элементах схемы термобаланса;

3. параметрическая компенсация потерь в элементах схемы термобаланса.

В зависимости от числа возмущающих параметров в первых двух случаях формируется соответствующее число независимых уравнений, при решении которых удается получить оценки, позволяющие компенсировать изменения радиояркостных температур вследствие указанных выше дестабилизирующих факторов.

На рис. 8 представлена структурная схема СВЧ радиотермографа с двумя режимами авторегулирования, реализующая первый принцип: *инвариантность измерений радиояркостной температуры тела здесь обеспечивается перестройкой структурной схемы термобаланса.* В этой схеме для обеспечения условий инвариантности результатов измерения от

дестабилизирующих факторов применяются два управляемых генератора шума (конструктивно совмещенных согласованной нагрузки, термоэлектрохолодильника и датчика температуры). С помощью этих генераторов, в отличие от схем термобаланса, рассмотренных выше, формируют два режима авторегулирования [7].

Алгоритм первого режима авторегулирования совпадает с режимом, предложенным К.М. Ludeke, и формируется в первом цикле при положении СВЧ переключателя в положении 1 и во втором цикле в его нейтральном положении.

Первое уравнение авторегулирования реализуется при подстройке радиояркостной температуры первой согласованной нагрузки $T_{сн1}$ таким образом, чтобы выполнялось условие

$$T_B^{(1)} = T_B^{(2)} \quad (7)$$

Или

$$T_{\chi} (1 - \Gamma_{\chi}^2) + [T_{\kappa} (1 - \gamma_{\kappa}) + T_c (1 - \gamma_c) \gamma_{\kappa} + T_{ml} \gamma_{\kappa} \gamma_c] \Gamma_{\chi}^2 = T_{\kappa} (1 - \gamma_{\kappa}) + T_c (1 - \gamma_c) \gamma_{\kappa} + T_{ml} \gamma_{\kappa} \gamma_c \quad (8)$$

где

$\gamma_{\kappa}, \gamma_c$ - коэффициенты потерь в кабеле и циркуляторе,

T_{κ}, T_c - их термодинамические температуры, соответственно.

Из уравнения (8) получаем

$$T_{\chi} = T_{\kappa} (1 - \gamma_{\kappa}) + T_c (1 - \gamma_c) \gamma_{\kappa} + T_{ml} \gamma_{\kappa} \gamma_c \quad (9)$$

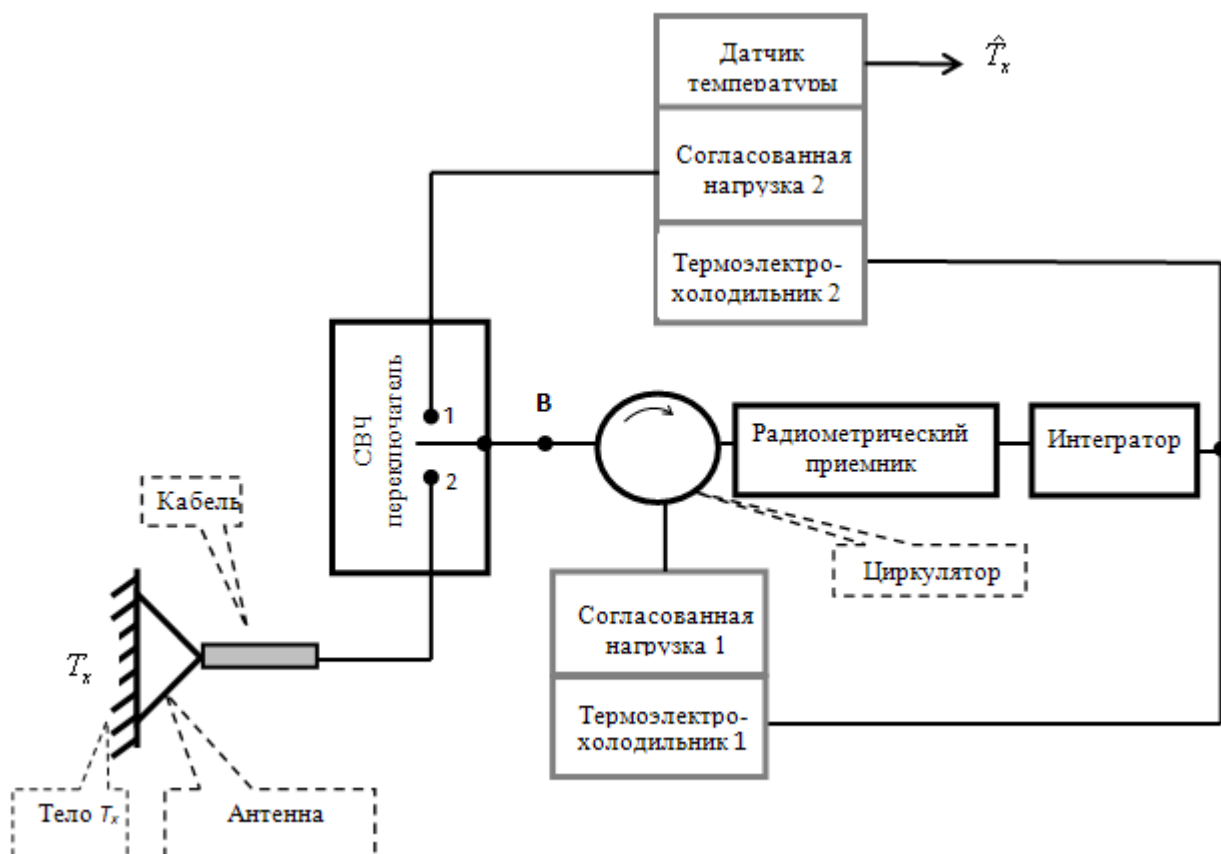


Рис. 8. Схема СВЧ радиотермографа с перестройкой структуры схемы термобаланса.

При втором режиме авторегулирования СВЧ переключатель находится в положении 2 и в радиометре осуществляется подстройка радиояркой температуры второй согласованной нагрузки T_{ml2} к величине суммарного шумового излучения кабельной системы, циркулятора и первой согласованной нагрузки в соответствии с уравнением

$$T_{ml2} = T_{\kappa}(1 - \gamma_{\kappa}) + T_c(1 - \gamma_c)\gamma_{\kappa} + T_{ml1}\gamma_{\kappa}\gamma_c \quad (10)$$

Из уравнений (9) и (10) следует, что

$$T_x = T_{ml2} = \hat{T}_x \quad (11)$$

т.е. погрешность оценок \hat{T}_x собственного электромагнитного излучения тела, формируемая на выходе датчика температуры, конструктивно совмещенного с согласованной нагрузкой 2, инвариантна не только к изменениям коэффициента согласования антенны с телом Γ_x^2 , но и к изменениям потерь в циркуляторе и в кабеле, соединяющем антенну с СВЧ переключателя схемы термобаланса.

Структурная схема СВЧ радиотермографа с управлением потерями в схеме термобаланса представлена на рис. 9.

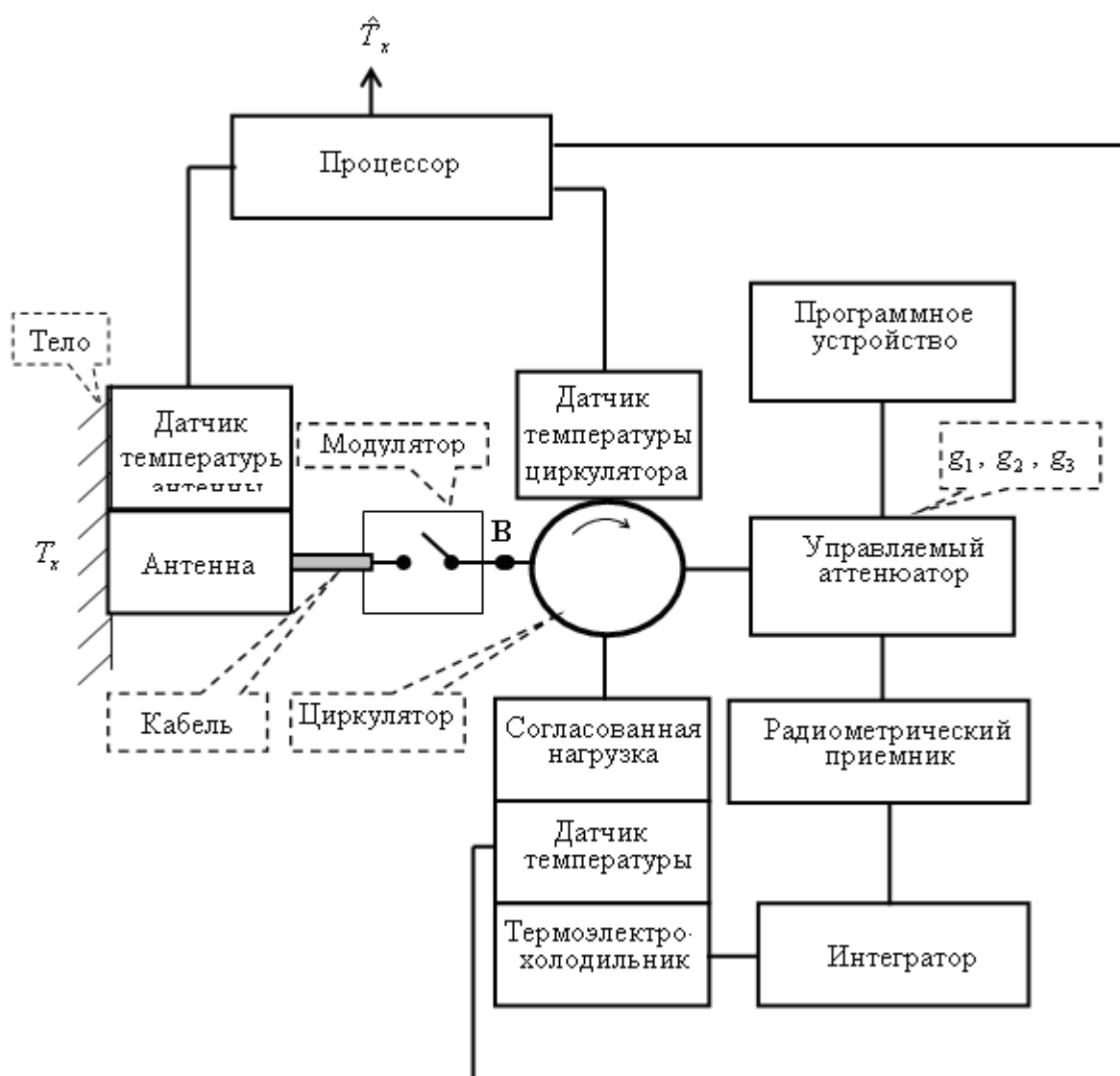


Рис.9. Структурная схема СВЧ радиотермографа с управлением потерями в схеме термобаланса.

Включение между модулятором и радиометрическим приемником управляемого аттенюатора позволяет создать необходимое число режимов авторегулирования, позволяющих получить систему независимых уравнений, из которой определяется искомая температура тела при меняющейся температуре окружающей среды и произвольном согласовании антенны-аппликатора с телом.

При этом уравнение (8) трансформируется к виду:

$$T_B^{(1)} = g_i \cdot T_B^{(2)} \quad (12)$$

где коэффициенты g_i являются характеристическими параметрами режимов авторегулирования.

Коэффициенты g_i устанавливаются в каждом режиме с помощью управляемого аттенюатора. При этом так как одним из возможных режимов авторегулирования в этой схеме является базовый режим, то в этом режиме $g_1 = 1$ и уравнение (12) тождественно уравнению (7).

В дополнительных режимах авторегулирования коэффициенты g_i имеют разные значения и должны быть отличны от 1.

Запишем уравнение авторегулирования анализируемой системы как

$$T_{ng(i)} \cdot (g_i - X) - Y \cdot (1 - g_i) = Z \quad (13)$$

Здесь введены обозначения:

$$\begin{aligned} U &= \frac{(1 - \gamma_m)^2}{\Gamma_m^2} \\ K_1 &= \frac{1 - \gamma_a}{(1 - \gamma_c)(1 - \gamma_m)} \\ K_3 &= \frac{\gamma_c}{1 - \gamma_c} \\ K_4 &= \frac{1}{\Gamma_m^2(1 - \gamma_c)} \end{aligned} \quad (14)$$

$$X = U \cdot \Gamma_x^2 \quad (15)$$

$$Y = T_m(K_4 - 1) + (T_c - T_m)K_3 + T_{rec}K_4 \quad (16)$$

$$Z = [K_1(T_\chi - T_m) + K_2(T_a - T_m) - K_3(T_c - T_m)](U - X) + T_m(1 - X) + K_3(T_c - T_m)(U - 1) \quad (17)$$

T_{rec} - шумовая температура радиометрического приемника.

Система уравнений (14) имеет единственное решение:

$$\left. \begin{aligned} X &= \frac{\Delta_X}{\Delta} \\ Y &= \frac{\Delta_Y}{\Delta} \\ Z &= \frac{\Delta_Z}{\Delta} \end{aligned} \right\}, \quad (18)$$

где

$$\begin{aligned} \Delta_X &= g_1(g_3 - g_2)T_{ng1} + g_2(g_1 - g_3)T_{ng2} + g_3(g_2 - g_1)T_{ng3} \\ \Delta_Y &= (g_2 - g_1)T_{ng1}T_{ng2} + (g_3 - g_2)T_{ng2}T_{ng3} + (g_1 - g_3)T_{ng1}T_{ng3} \\ \Delta_Z &= (1 - g_3)(g_1 - g_2)T_{ng1}T_{ng2} + (1 - g_1)(g_2 - g_3)T_{ng2}T_{ng3} + (1 - g_2)(g_3 - g_1)T_{ng1}T_{ng3} \\ \Delta &= (g_3 - g_2)T_{ng1} + (g_1 - g_3)T_{ng2} + (g_2 - g_1)T_{ng3} \end{aligned} \quad (19)$$

Если циркулятор и модулятор конструктивно входят в один блок, то можно считать, что $T_c = T_m$. В этом случае выражение (17) несколько упрощается

$$Z = [K_1(T_\chi - T_m) + K_2(T_a - T_m)](U - X) + T_m(1 - X) \quad (20)$$

Благодаря введению двух дополнительных режимов авторегулирования удастся определить коэффициент отражения Γ_χ^2 от границы антенна-тело и учесть его при измерении T_x .

Из (13) следует, что в режиме авторегулирования при выполнении условия (7) имеет место уравнение

$$[(T_{\chi} - T_m)K_1 + (T_a - T_m)K_2] \frac{(U - X)}{1 - X} = T_{ng1} - T_m, \quad (21)$$

откуда

$$T_{\chi} = a_1(T_{ng1} - T_m) - a_2(T_a - T_m) + T_m, \quad (22)$$

где

$$a_1 = \frac{1 - X}{K_1(U - x)}, \quad a_2 = \frac{K_2}{K_1} \quad (23)$$

Все величины, входящие в выражения (22) и (23), можно объединить в три группы:

1. K_1 , K_2 , U - зависят только от характеристик функциональных узлов и определяются на этапе аттестации прибора, производимой с помощью эталонных источников шума.

2. X - зависит от коэффициента отражения Γ_x^2 , который изменяется при каждой установке антенны на тело, а также в процессе мониторинга: этот параметр определяется с помощью трехрежимного авторегулирования по описанному выше алгоритму.

3. T_{ng1} , T_a , T_m - измеряемые параметры.

Принципы организации *параметрической компенсации потерь в элементах схемы термобаланса* реализуются в структурной схеме СВЧ радиотермографа, изображенной на рис. 10.

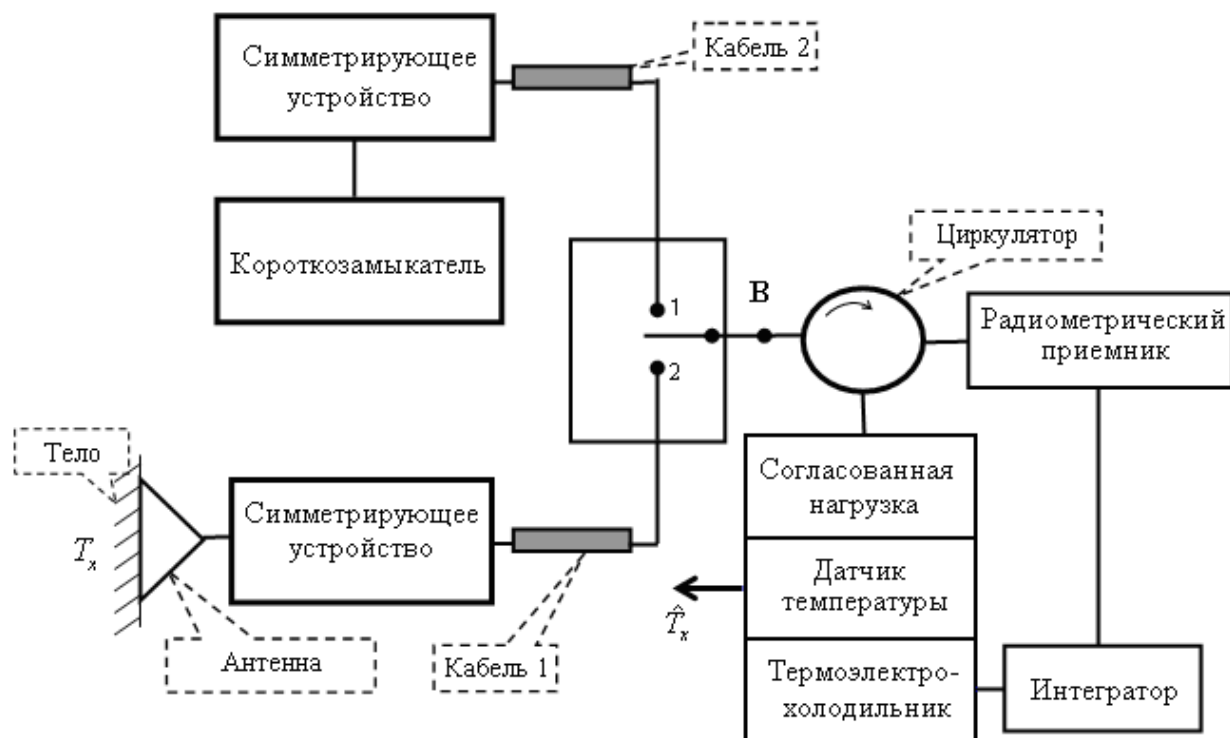


Рис. 10. Схема СВЧ радиотермографа, реализующего параметрическую компенсацию потерь в элементах схемы термобаланса.

Уравнение авторегулирования в схеме термобаланса СВЧ радиотермографа, которое полностью определяется алгоритмом К.М. Ludeke, будет иметь следующий вид:

$$T_x (1 - \Gamma_x^2)(1 - \gamma_a)(1 - \gamma_{\kappa 1}) + T_{ml} (1 - \gamma_c)(1 - \gamma_{\kappa 1})^2 (1 - \gamma_a)^2 \Gamma_x^2 + T_a \gamma_a (1 - \gamma_{\kappa 1}) + T_{\kappa 1} \gamma_{\kappa 1} =$$

$$T_{ml} (1 - \gamma_c)(1 - \gamma_{\kappa 2})^2 (1 - \gamma_{sd})^2 + T_{\kappa 2} \gamma_{\kappa 2} + T_{sd} \gamma_{sd} (1 - \gamma_{\kappa 2}) \quad (24)$$

Если $T_{\kappa 1} = T_{\kappa 2} = T_a = T_{sd}$, $\gamma_{\kappa 1} = \gamma_{\kappa 2}$ и пренебречь изменениями потерь в антенне и короткозамыкателе, то из уравнения (24) получаем

$$T_x = T_{ml} (1 - \gamma_c) \quad , \quad (25)$$

т.е. оценкой \hat{T}_x собственного электромагнитного излучения головного мозга является радиояркая температура T_{ml} согласованной нагрузки, которая пропорциональна ее термодинамической температуре. Изменения в шкале температур, определяемые множителем $(1 - \gamma_c)$, учитываются при калибровке радиотермографа.

Рассмотренные выше структурные построения СВЧ радиотермографов апробированы при проведении опытно-конструкторской разработки радиофизического комплекса МРТРС [15].

Заключение

Нами рассмотрены два направления, позволяющие совершенствовать характеристики контактных СВЧ радиотермографов, которые обеспечиваются за счет повышения наблюдаемого контраста радиояркой температуры в тканях мозга с помощью сфокусированной антенной системы и обеспечения эффективного согласования антенного тракта с биологической тканью в полосе частот принимаемого излучения, для чего предлагаются новые технические решения, основанные на перестройке структурной схемы термобаланса, управлении потерями в элементах схемы термобаланса и параметрической компенсации потерь в элементах схемы термобаланса.

Предложенные решения не исчерпывают проблемы многоканальной СВЧ радиотермографии, которая по своим тактико-техническим возможностям относится классу перспективных неинвазивных систем ранней диагностики.

Литература

1. Гуляев Ю.В., Годик Э.Э. Физические поля биологических объектов // Вестник АН СССР. Серия физическая. – 1983. – № 8. – С. 118-125
2. Кубланов В.С., Седельников Ю.Е., Азин А.Л., Сысков А.М. Природа флуктуаций собственного электромагнитного излучения головного мозга // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. – №9. – С. 45-54

3. Мисежников Г.С., Сельский А.Г., Штейншлегер В.Б. О фокусирующих свойствах апертурной антенны в поглощающей среде // Радиотехника и электроника. – 1985. Т.30, - № 11. – С. 2268
4. Смирнов В.Ю., Никитин О.Р. Линейные фазированные решетки, сфокусированные в ближней зоне. // Вестник РГРТУ. – 2008. – № 4. – С. 33-35
5. Низамутдинов Р.Р., Потапова О.В., Седельников Ю.Е. Фокусирующие свойства пространственно-распределенных источников волновых полей в средах с потерями // Нелинейный мир. – 2010. – №5. – С. 310-315
6. Низамудинов Р.Р. Исследование характеристик линейных сфокусированных антенн для радиоволновых технологических и диагностических устройств: Дисс. – Казань, 2011. – 155 с.
7. Потапова О.В., Седельников Ю.Е. Сфокусированные апертуры: структура поля и основные свойства. Доклады V Всероссийской научно-технической конференции «Радиолокация и связь» – Москва, 2011. – С. 291 – 295
8. Gabriel C., Lau R.W., Gabriel S., Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz // Physics in Medicine and Biology. – 1996. – V. 41. – P. 2251-2269
9. Троицкий В.С. К теории контактных радиометрических измерений внутренней температуры тел // Известия высших учебных заведений. Радиофизика – 1981. – Т. 24, № 9. – С. 1054-1061
10. Land D.V. An efficient, accurate and robust radiometer configuration for microwave temperature measurement for industrial and medical application // Journal microwave power electromagnetic energy, 2001. – 2001. – V. 36. – P. 139-154
11. Вайсблат А.В. Медицинский радиотермометр РТМ-01-РЭС // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2001. – № 8. – С. 3-9
12. Bardati F. Time-dependent microwave radiometry for the measurement of temperature in medical applications // IEEE Transactions on Microwave theory and techniques, 2004. – V. 52. – P. 1917-1924

13. Svein Jacobsen Improved detectability in medical microwave radio-thermometers as obtained by active antennas // IEEE Transactions on biomedical engineering, 2008. – V. 55 – P. 2778-2785
14. Klemetsen O., Birkelund Y., Jacobsen S. Design of medical front-end for improved performance // Progress in electromagnetics research, 2011. – V. 27. – P. 289-306
15. Кубланов В.С. Радиофизический комплекс для функциональных исследований головного мозга // Медицинская техника. – 2008. – № 4. – С. 40-46