

Модель сопряжения радиотермометрических устройств для медико-биологических исследований

С.Г. Налбандян, А.Г. Аветисян, А.А. Мартиросян

Кафедра нормальной физиологии, ЕрГМУ им. М. Гераци, ООО "СЭМ-ТЭКС",

375025, Ереван, ул. Корюна, 2

Ключевые слова: сверхвысокочастотная радиотермометрия, СВЧ генератор, РТМ-диагностика

С 50-х годов прошлого века с развитием астрофизических исследований начались разработки новых радиоастрономических комплексов, позволяющих дистанционно регистрировать температуру небесных тел по их собственному СВЧ излучению. В середине 70-х годов были выдвинуты гипотезы и начаты экспериментальные исследования по применению СВЧ радиометрии для измерения глубинных температур биологических объектов [12]. Проведенные исследования легли в основу разработки широкого спектра медицинских диагностических приборов, позволяющих проводить раннюю диагностику заболеваний, сопровождающихся нарушением температурного баланса функционирующего органа. Сформировалось новое направление в медицинской диагностике, включающее в себя радиотермометрические методы исследований – медицинская радиотермометрия [10]. Радиотермометрические методы используются в настоящее время для диагностики онкологических заболеваний желудка, матки, предстательной железы, щитовидной железы, патологии спинного и головного мозга и др. без травмирования организма.

Математические основы СВЧ радиотермометрии. Как уже отмечалось выше, медицинская радиотермометрия использует принципы радиоастрономии. Основной закон теплового радиоизлучения, устанавливающий связь спектральной плотности излучения абсолютно черного тела (АЧТ) с температурой и длиной волны, выражается формулой Планка [1].

$$I_{\nu,0} = c_1 \lambda^{-5} (e^{c_2/\lambda T} - 1)^{-1}, \quad (1)$$

где $c_1 = 2\pi h c^2 = 0,321 \times 10^{-15}$ ($h = 6,624 \times 10^{-27}$ эргхсек – универсальная постоянная Планка; $c_2 = hc/k = 1,438 \times 10^4$, $c = 2,99790 \times 10^{10}$ см/сек – скорость света в вакууме; $k = 1,380 \times 10^{-16}$ эрг/град – постоянная Больцмана); λ – длина волны; T – температура по Кельвину.

Задача решена на основе квантовой теории, установлен единый закон распределения энергии по длинам волн во всей области спектра теплового излучения АЧТ.

На практике часто используется для радиоастрономических измерений формула Стефана-Больцмана, которая получается из формулы (1) с помощью интегрирования

$$\Phi = \varepsilon \sigma T^4, \quad (2)$$

где Φ – поток излучения (Вт/м²); σ – постоянная Стефана-Больцмана ($\sigma = 5,6696 \cdot 10^{-8}$ Вт/м²·К⁴); ε – излучательная (испускательная) способность тела; T – температура, град К, которая является основным параметром для физических измерений в радиоастрономии.

Формула (2) хорошо подтверждается опытом и является основой и наиболее общей формулой закона излучения АЧТ.

Первая аппаратура для измерения температуры удаленных источников была разработана Дайком и носит его имя. Радиометр Дайка впервые позволил измерить температуру Солнца и положил начало радиоастрономии. Принцип Дайка заключается в сравнении измеренной абсолютной величины излучения с эталонным, чем и объясняется простота и эффек-

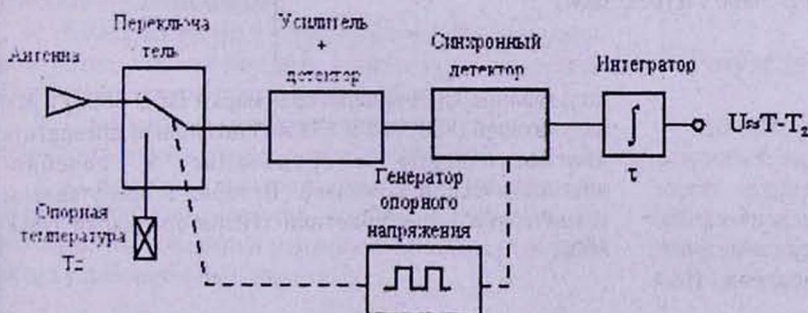


Рис. 1. Блок-схема радиометра Дайка

эффективность этого метода. Блок-схема радиометра Дайка представлена на рис. 1 [2].

Предложенная Дайком формула

$$\delta = T_n + T_{np} / \sqrt{\Delta f \tau}, \quad (3)$$

где δ – среднеквадратичное значение флуктуации температуры на выходе прибора; T_{np} – температура шумов на входе приемника; T_n – температура шумов объекта; Δf – ширина полосы пропускания высокочастотной части прибора; τ – время интегрирования, позволила увеличить чувствительность радиометра в $10^4 \dots 10^5$ раз и уменьшить шумы на выходе эквивалентно в $0,05 \dots 0,1$ °C, что достигается посредством регистрации полосы частот f в десятки и сотни мегагерц.

Формула Дайка находит следующее качественное объяснение: высокочастотный сигнал представляет собой шум, состоящий из хаотических импульсов различной амплитуды и полярности. Длительность этих импульсов обратно пропорциональна ширине полосы пропускания Δf . Постоянная времени τ является периодом усреднения амплитуды импульсов и при увеличении τ в процесс усреднения попадает больше импульсов, поэтому сигнал на выходе прибора стабилизируется, и точность показаний увеличивается.

Экспериментальные исследования, связанные с изучением возможности внедрения радиотермометрии в медицину, в конце 70-х – начале 80-х годов проводились с использованием модели радиометра Дайка. Однако работа с биообъектами выдвинула ряд требований:

- погрешность измерения внутренней температуры биологического объекта не должна превышать десятых долей градуса;

- прибор должен обеспечивать компенсацию изменений излучательной способности различных органов по ходу исследования.

Как известно, излучательная способность тела при измерениях в различных точках может значительно меняться. Согласно закону Кирхгофа, излучательная способность в биообъекте связана с коэффициентом отражения на стыке биообъект-антенна Γ [10, 11], так как

$$e + \Gamma = 1. \quad (4)$$

Величина Γ может достигать уровня 0,1 и погрешность измерения внутренней температуры становится недопустимо большой. Для устранения этого явления наилучшие результаты получены В.С. Троицким [12].

Задача решена в двуслойной модели, где измеряется яркостная температура

$$T_y = T_1 + \Delta T (1 - \Gamma_1^2 e^{-2x_1}) (1 - \Gamma_1^2) e^{-x_1}, \quad (5)$$

где $\Delta T = T_2 - T_1$ – разница температур слоев жидкости; l (см) – толщина первого слоя и x_1 (см⁻¹) – коэффициент поглощения в первом слое жидкости; Γ_1^2 – коэффициент отражения по мощности на границе первый слой – второй слой. Измерения температуры проводились как в радиодиапазоне, так и контактным термометром на поверхности биообъекта. Этот принцип был использован в радиометре диагностического комплекса РТМ-01-РЭС [2]. Применение ЭВМ и ИК датчика температуры позволило с высокой точностью производить глубинную радиационную термометрию внутренних органов человека неинвазивным методом; его основные параметры представлены в табл. 1 [7].

Таблица 1

Основные параметры РТМ-01-РЭС комплекса

Диапазон измерений глубинной температуры и температуры кожи	32...45°C
Погрешность измерений	±0,2°C
Разрешающая способность	0,1°C
Глубина обнаружения температурных аномалий	3...7 см
Мощность, потребляемая от сети 220 В 50/60 Гц (без ЭВМ)	20 Вт
Рабочая частота	1,7-2 ГГц

Материал и методы

Предлагаемая модель радиотермометрического комплекса является активно-пассивным радиометром со значительно расширенными возможностями. Ис-

пользование СВЧ генератора (марки DSG-3000) и ИК излучателей (808, 845 и 775 нм) позволило превратить диагностическое оборудование в лечебно-диагностический комплекс. В табл. 2 представлены технические характеристики генератора марки DSG-3000.

Таблица 2

Технические характеристики генератора DSG-3000

Характеристики	Параметры	Значения
Выходная частота	диапазон	10МГц...3000МГц
Выходной уровень	диапазон	Минус120...0 дБ
Внутренняя ЧМ Внешняя I/Q модуляция	КСВН	< 1,5
	выходное сопротивление	50 Ом
	частота модуляции	100 Гц ...20 кГц
	выходной уровень	1 В пик.
	импеданс	50 Ом

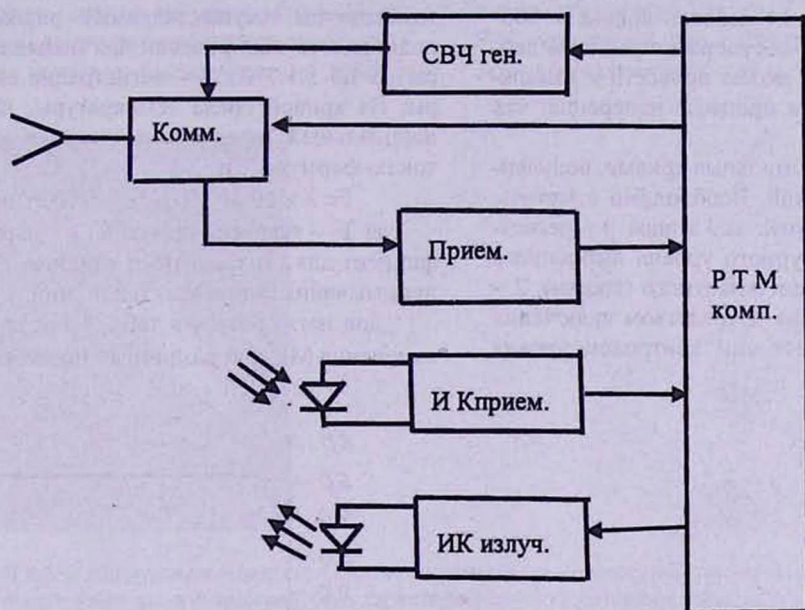


Рис. 2. Блок-схема модернизированного комплекса

На рис. 2 представлена блок-схема модернизированного комплекса. Не останавливаясь на конструктивных особенностях комплекса, отметим лишь некоторые его возможности:

1. Сопряжение СВЧ радиометра с СВЧ генератором позволило осуществить регистрацию объемной скорости локального мозгового кровотока.
2. Проводить контролируемую локальную гипертермию злокачественных новообразований.
3. С помощью модернизированного датчика радиояркостной температуры комплекса получить характеристику динамики изменения пилальных сосудов мозга у лабораторных животных.

4. Проводить измерения характеристик оксигенации крови (цитохрома аа₃, гемоглобина, деоксигемоглобина).

Результаты и обсуждение

Для получения экспериментальных данных предложенный метод осуществлялся посредством наложения разработанной нами контактной антенны-аппликатора, подключенного к СВЧ радиометру, на проекцию интересующей нас области исследуемого мозга. Генератор программировался в режиме работы

в противофазе работы ГОН (генератор опорного напряжения) комплекса и мощность выходного сигнала устанавливалась в пределах 1,7–2 Вт.

Цель эксперимента состояла в проверке объективности метода. Было проведено параллельное измерение мозгового кровотока у кошек предложенным нами методом и методом клиренса Xe^{133} , Kt^{85} [4]. Были получены практически идентичные результаты. Вы-

численный на основе измерений на более 20 животных средний мозговой кровоток в норме составил 48 ± 10 мл/мин/100г, что не противоречило литературным данным [3]. Метод тестировался также при ингаляции смеси 5% CO_2 с воздухом. В табл. 3 приведены результаты измерения мозгового кровотока (МК) под воздействием 5% CO_2 с воздухом у обследуемых животных.

Таблица 3

Измерения МК под воздействием 5% CO_2 с воздухом

Время ингаляции (мин)	1	2	3	4	5
pCO_2 (мм рт. ст.)	36,4	36,5	52,3	59	64
МК (мл/мин/100г)	39	46	52,2	57,5	61

Экспериментально был исследован вопрос о корректности метода в связи с сосудорасширяющим действием нагрева. Последнее может привести к изменению мозгового кровотока в процессе измерения, что недопустимо.

На рис. 3, 4 – экспериментальные кривые, полученные в процессе исследований. Необходимо отметить, что процесс измерения состоял из 3 этапов: 1 – регистрация исходного температурного уровня выбранного участка мозговой субстанции животного (кошки); 2 – нагрев исследуемого участка посредством включения СВЧ генератора с динамическим контролем уровня

температуры, осуществляемый радиометром (время подбиралось эмпирически для повышения температуры на $1,5 \dots 1,7^\circ\text{C}$); 3 – регистрация спада температуры. Из кривой спада температуры, имеющей экспоненциальный характер, вычислялся мозговой кровоток по формуле [9]:

$$F = \lambda \times 69,3 / (1/T \cdot 1/2) \text{ мл/100г/мин,} \quad (6)$$

где F – тканевой кровоток; λ – парциальный коэффициент для тепла, равный единице; $T \cdot 1/2$ – время полувыведения (клиренса) тепла, мин.

Для наглядности в табл. 4 представлены данные изменения МК при различных мощностях нагрева.

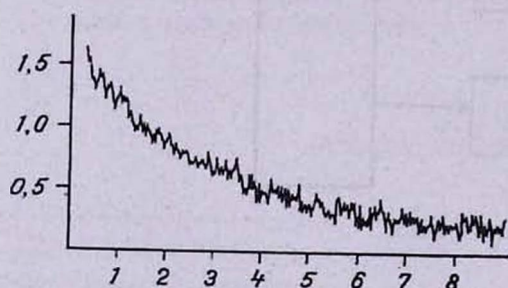


Рис. 3. Экспериментальная кривая спада температуры у кошки: по оси абсцисс – время (мин), ординат – нагрев (ΔT , $^\circ\text{C}$)

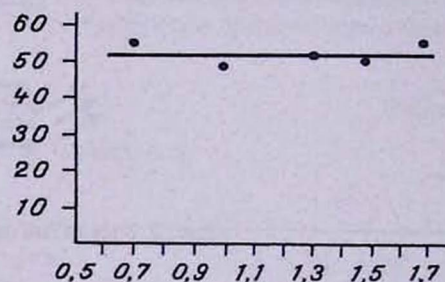


Рис. 4. Мозговой кровоток, измеренный при различных мощностях нагрева: по оси абсцисс – мощность (Вт), ординат – мозговой кровоток (мл/мин на 100г); максимальной мощности 1,7 Вт соответствует нагрев $1,73^\circ\text{C}$

Таблица 4

Изменения МК при различных мощностях нагрева

P (Вт)	0,7	1	1,3	1,7
ΔT ($^\circ\text{C}$)	0,5	0,85	1,1	1,73
F (мл/мин/100г)	55,4	49,5	52,1	55,4

Примечание. P – мощность нагрева; ΔT – температура нагрева; F – мозговой кровоток

Исходя из полученных данных, необходимо отметить, что небольшие отклонения кровотока при различных мощностях облучения свидетельствуют, что нагрев велся ниже предела, с которого наблюдается расширение сосудов.

По достижению выбранного температурного уровня прогрева, индуцируемого на дисплее РТМ комплекса, производилось выключение СВЧ генератора и регистрировалась динамика спада температуры до исходного контролируемого уровня. Экспериментальные кривые обрабатывались по стандартной клиренсной методике [3].

Анализ полученных данных позволил нам обратить внимание на то обстоятельство, что увеличение мощности СВЧ излучения генератора позволяет применять данный метод не только для исследования мозгового кровотока, а также для гипертермического воздействия на злокачественные новообразования внутренних органов, доводя их температурный градиент до уровня их денатурации (разрушения).

Обоснованием данного предположения явились

литературные данные по температурным градиентам последних [13], а также данные по применению гипертермии в онкологии [8].

С целью увеличения диагностических возможностей РТМ комплекса нами также рассматривалась возможность модернизации датчика радиояростной температуры радиометра РТМ-01-РЭС посредством сопряжения его со светодиодными или лазерными излучателями, работающими в оптическом диапазоне, применяемого для регистрации цитохрома аа₃, гемоглобина и деоксигемоглобина.

Анализ литературных данных по транскраниальной оксигеметрии [3,14] позволил нам разработать датчик, сопряженный с радиояростным датчиком температуры вышеотмеченного комплекса, для получения отмеченных параметров через неповрежденную черепную кость обследуемого животного. На рис. 5 представлены общий вид и конструкция модернизированного датчика температуры РТМ-01-РЭС комплекса для регистрации оксигеметрических характеристик у лабораторных животных.

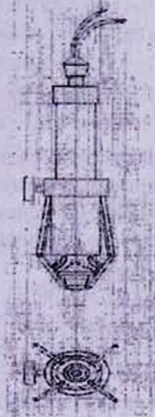
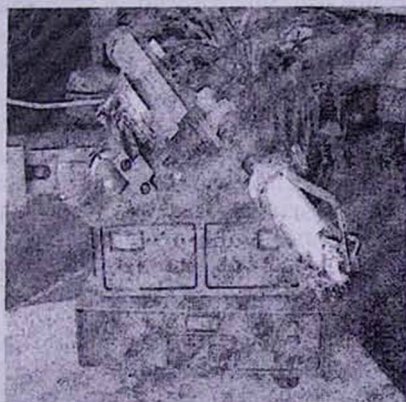


Рис. 5. Общий вид и конструкция модернизированного датчика радиояростной температуры РТМ-01-РЭС комплекса для получения оксигеметрических характеристик у лабораторных животных

С учетом проведенных нами исследований по изучению спектра относительной прозрачности черепной кости животного в ИК области длин волн нами также были проведены эксперименты по изучению динамики поведения пияльных сосудов мозга транскраниально через неповрежденную черепную кость. Используя методические подходы, представленные нами [6], были выбраны спектральные диапазоны, сопоставимые с длинами волн по регистрации гемоглобина и деоксигемоглобина (650 и 800 мкм). Использование двухволновой системы позволило производить неинвазивный динамический мониторинг артериальных и венозных сосудов на фоне различных воздействий [5].

Учитывая вышеизложенное, необходимо отме-

тить, что предложенная нами модернизация позволяет значительно расширить динамические возможности РТМ диагностического комплекса для решения широкого спектра медико-биологических задач.

Отметим, что данная модернизация, с одной стороны, дает возможность проведения контролируемой гипертермии злокачественных новообразований с параллельной регистрацией характеристик объемной скорости локального мозгового кровотока, оксигеметрических параметров мозговой субстанции, поведения пияльных сосудов мозга, способствующих, на наш взгляд, более объективной оценке причин патологий мозга, а с другой – проведения локального гипертермического воздействия на злокачественные новообразования с целью их денатурации.

Поступила 22.11.06.

Բժշկական սարքավորումների համար ռադիոէներգիայի սարքավորումների համակցության մոդելը

Ս.Գ. Նալբանդյան, Ա.Գ. Ավատեսյան, Ա.Ն. Մարտիրոսյան

Աշխատանքում ներկայացվում է սերիական թողարկում ունեցող ԳԲՀ (գերբարձր հաճախական) ռադիոէներգիայի բժշկական համակցությունների

ձևափոխման հնարավորությունը, որի նպատակն էր արագ ախտորոշման բնութագրերի ընդլայնումն է:

The model of coupling of radiometric devices for the medicobiological investigations

S.G. Nalbandyan, A. G. Avatesyan, A.H. Martirosyan

The paper discusses the possibility of modification of the medical SHF radiometric complexes of serial pro-

duction, for the purpose of expanding their diagnostic characteristics.

Литература

1. Блах А.Г. Основы теплообмена излучением. М., 1962.
2. Вайсблат А.В. Медицинский радиотермометр РТМ-01-РЭС. 2004 (Интернет ресурсы).
3. Габриэлян Э.С. Некоторые аспекты физиологии и фармакологии мозгового кровообращения. Ереван, 1976.
4. Габриэлян Э.С., Григорян Ф.А., Хачатрян Л.А., Налбандян С.Г. Способ измерения локального кровотока. Авт. свидетельство №156896, 1990.
5. Габриэлян Э.С., Налбандян С.Г., Саркисян М.А. Способ исследования мозгового кровообращения. Авт. свидетельство №1367694, 1987.
6. Габриэлян Э.С., Манукян С.Г., Налбандян С.Г., Амроян Э.А. Способ определения объемной скорости местного мозгового кровотока. Авт. свидетельство №1334412, 1987.
7. Генератор высокочастотных сигналов DSG-3000, JUNG JIN Electronics Co., Ltd. (Интернет ресурсы).
8. Козин С.В., Кримкер В.М., Волошина Е.А. Применение гипертермии и гипергликемии в лечении злокачественных новообразований. М., 1983, с. 95-97.
9. Методы клинической нейрофизиологии/ Под ред. В.С. Гречина. Л., 1977.
10. Павлова Л.С., Поляков В.М. В сб.: Труды Всесоюзной конференции "Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиотехническими методами". М., 1985, с. 8.
11. Технические средства медицинской интроскопии/ Под ред. Б.И. Леонова, М., 1989, с. 16-35.
12. Троицкий В.С., Аранжереев Е.А., Густов А.В. и др. Измерение глубинного температурного профиля биообъектов по их собственному тепловому радиолучению. Изв. высших учебных заведений. Радиопизика, 1986, XXIX, 1, с. 62-68.
13. Франкфурт О.С. Клеточные механизмы химиотерапии опухолей. М, 1976.
14. Wickramasinghe Y.A., Thorniley M.S. et al. Noninvasive near infrared spectroscopy (NIRS) for neonatal and fetal monitoring of cerebral oxygenation. Fetal and Neonatal Physiological Measurements. 11/Eds. G. Gennser, K. Marsal et al., Malmoe, 1989.