

Министерство высшего и среднего специального образования РСФСР

Горьковский ордена Трудового Красного Знамени
научно-исследовательский радиопизический институт (НИРФИ)

П р е п р и н т № 201

ДЕЦИМЕТРОВАЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ И ЕЁ ПРИМЕНЕНИЕ
В ДИАГНОСТИКЕ ЗАБОЛЕВАНИЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ

А. В. Густов

В. С. Троицкий

Густов А.В., Троицкий В.С.

ДЕЦИМЕТРОВАЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ И ЕЕ ПРИМЕНЕНИЕ В ДИАГНОСТИКЕ ЗАБОЛЕВАНИЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ. Горький, Препринт № 201/ НИРФИ, 1985.

УДК 57.08+615.47

Работа посвящена новому методу диагностики заболеваний, основанному на регистрации собственного теплового радиоизлучения тканей в дециметровом диапазоне длин волн. Диагностическим параметром является величина и динамика температуры внутренней среды человека. Изложены физические основы радиотермометрии, описана аппаратура, методика измерения глубинной температуры тканей. Подробно проанализированы результаты дециметровой радиотермометрии при сосудистых, онкологических заболеваниях головного мозга, а также заболеваниях периферической нервной системы. Представлены сведения об изменении глубинной температуры в процессе применения ряда методов медикаментозной и физической терапии и показана роль радиотермометрии в совершенствовании способов лечения заболеваний нервной системы.

В последнее время в клинической медицине начинают успешно использоваться новые неинвазивные методы диагностики, основанные на выявлении температурных аномалий, такие как тепловидение и термография жидкими холестерическими кристаллами. Однако эти методы обеспечивают регистрацию температуры только самых поверхностных слоев кожи.

Для медицинских исследований более важным считается измерение глубинной температуры тканей и органов, так как она является интегральным показателем уровня биоэнергетических процессов, а следовательно, служит точным показателем функционального состояния.

В течение уже более трёх десятилетий в радиоастрономии применяют радиометрический метод для измерения слабых тепловых сигналов астрономических объектов и верхних слоев атмосферы Земли.

Применение в медицине этого радиофизического метода, позволяющего неинвазивно измерять глубинную температуру, весьма перспективно. Однако существенное различие условий измерений не позволяет непосредственно перенести известные методы и технические решения, применяемые в радиоастрономии, в медицинские исследования. Внедрение радиотермометрии в медицину возможно при условии разработки специальных приёмов и методов, созданных с учетом особенностей измерения температуры биологических тканей и реализации ряда медико-технических требований к аппаратуре.

Первая попытка измерить глубинную температуру тела человека методом радиотермометрии относится к 1975 году [1]. В нашей стране научные исследования по клинической радиотермометрии впервые начаты в 1977 году в г. Горьком, в Научно-исследовательском радиофизическом институте (НИРФИ) совместно с Медицинским институтом им. С.М. Кирова [2-8].

К настоящему времени успешно преодолены методические трудности измерений, и радиотермометрия активно внедряется в практику клинической медицины. В данной работе обобщен многолетний опыт клинического использования радиотермометрии.

Известно, что все физические тела, имеющие температуру выше абсолютного нуля (-273°C), согласно закону Планка, излучают электромагнитные волны всех длин. Это излучение является тепловым. Оно возникает вследствие колебательных движений молекул и атомов, а также вследствие перехода электронов с более высоких энергетических уровней на низкие. Интенсивность радиоизлучения строго пропорциональна температуре тела и его излучательной способности. Поэтому, если последняя известна, то, измерив интенсивность радиоизлучения, можно определить истинную температуру объекта.

Максимум излучения при температуре тела человека ($\sim 300^{\circ}\text{K}$) лежит в инфракрасной области спектра. Это обстоятельство и послужило основанием для применения тепловидения в медицине.

Электромагнитное излучение радиочастотного диапазона в отличие от инфракрасных лучей способно проникать в глубины тканей. Однако энергия теплового радиоизлучения в сотни миллионов раз меньше, чем энергия инфракрасного излучения. Тем не менее этот уровень электромагнитной энергии надежно регистрируется с помощью современных радиометров. Измеряя интенсивность радиоизлучения, можно узнать температуру тканей в объеме, включающем поверхностные и глубинные слои. Глубина преимущественного измерения температуры эквивалентна глубине проникновения, определяемой как рассеяние электромагнитной энергии от поверхности до слоя, в котором интенсивность излучения уменьшается в 2,73 раза. Глубина проникновения зависит от длины волны и диэлектрической проницаемости тканей. Между длиной волны и глубиной проникновения имеется прямая зависимость: чем больше длина волны, тем больше глубина проникновения. Диэлектрическая проницаемость ткани зависит, в основном, от количества содержащейся в ней воды. Для тканей с высоким содержанием воды (внутренние органы, мышцы, кожа) глубина проникновения меньше, чем в тканях с низким содержанием воды (жировая и костная ткани).

Основные направления применения радиотермометрии в биологии и медицине

Первое сообщение о разработке радиотермометров для медико-биологических исследований приводится в работе [1]. На кафедре физики

Массачусетского технологического института (США) были созданы радиотермометры на разные длины волн: от 3 до 23 см. Авторы измеряли температуру в области щеки, когда испытуемый держал в полости рта теплую воду. Было выявлено её повышение, но при этом поверхностная температура оказалась неизменной. Этот целенаправленный опыт продемонстрировал возможность определения глубинной температуры по радиоизлучению.

Обнаружено повышение глубинной температуры и в опытах на животных при воздействии ультразвуком или экспериментальном воспалении.

Обнадеживающие результаты получены при клиническом испытании радиотермометра, которые проводились с целью диагностики злокачественных новообразований грудной железы [9]. В качестве критерия оценки температурной аномалии взято различие температуры при измерении её в симметричных точках. При наличии рака было выявлено повышение температуры. Достоверно положительные и отрицательные результаты встречались в 75% случаев. Комплексное применение радиотермометрии и тепловидения повысило уровень диагностики до 90% и позволило обнаружить столько же случаев рака, как и при рентгеноконтрастном методе [10].

В ряде работ [11, 12] приводятся данные об использовании радиотермометрии в миллиметровом и сантиметровом диапазонах длин волн в диагностике рака грудной железы. Регистрация излучения при этом проводилась дистантно, путем применения фокусирующего рефлектора, сканирующей и обрабатывающей систем, что позволило получить температурное изображение в серых тонах или цвете. Миллиметровый диапазон волн казался бы мало чем отличается от тепловидения, однако в некоторых случаях авторы убедились в преимуществе миллиметровой радиотермометрии перед тепловидением.

Установлено, что после облучения опухоли электромагнитными волнами СВЧ диапазона диагностические возможности радиотермометрии возрастают, так как опухолевые ткани под действием СВЧ облучения нагреваются сильнее, чем окружающие ткани [13].

Методом радиотермометрии выявлены температурные аномалии при артритах коленного сустава [12], узлом зобе, ретенционной кисте лобной пазухи [14].

В работе [9] указывается на перспективность применения радиотермометрии в диагностике аппендицита, сосудистой патологии нижних конечностей.

В литературе имеются сведения о применении радиотермометрии в ди-

агностике опухолей головного мозга [14, 15]. В Горьковском медицинском институте им. С.М.Кирова совместно с НИРФИ интенсивно изучаются возможности радиотермометрии в диагностике пневмоний и полиартритов у детей [16], острых хирургических заболеваний [17].

В последнее время начали проводиться радиотермометрические исследования в Институте радиотехники и электроники (ИРЭ) совместно с Московским областным институтом акушерства и гинекологии и Всесоюзным онкологическим центром больных онкологическими и воспалительными заболеваниями женщин [18].

Помимо диагностических целей намечается еще одна весьма перспективная область применения радиотермометрии. В последние годы в лечении злокачественных новообразований стал использоваться метод гипертермии, осуществляемый путем воздействия на опухоль полем СВЧ [19, 20]. Он основан на том, что при нагревании опухолевой ткани до 42 - 43 °C наступает гибель её клеток, причем здоровые клетки при этой температуре не повреждаются. Некоторые опухоли, например, меланомы, устойчивые к радиационной терапии, успешно лечатся СВЧ гипертермией в комбинации с радиационными методами.

В настоящее время разработаны установки локального нагрева тканей, обеспечивающие необходимую точность дозировки и поддержания температуры в заданных пределах. Чрезвычайно важно в процессе нагрева обеспечить надежное измерение температуры в облучаемой опухоли.

Метод измерения с помощью термопары, которая внедряется в опухоль, травматичен и неточен. Самым адекватным методом при СВЧ гипертермии считается радиотермометрия [20, 21].

Таким образом, приведенные литературные данные свидетельствуют о том, что радиотермометрия - новый, неинвазивный, высоко информативный, безопасный, весьма перспективный диагностический метод. При его применении в клинической медицине возможно получение многих интересных и практически важных результатов. Однако этот метод находится на этапе становления. К настоящему времени преодолены лишь основные методические и технические трудности, в общих чертах намечены области клинического применения. Пока до конца ещё не выяснены возможности радиотермометрии в уточнении механизмов патогенеза, диагностики многих заболеваний, возможности её использования в качестве контроля за эффективностью проводимого лечения. В частности, в литературе отсутствуют сведения о применении радиотермометрии в диагностике сосудистых, опухолевых заболеваний головного мозга и заболеваний периферической нерв-

ной системы, а также не изучено состояние глубинной температуры тканей в процессе различного рода медикаментозного и физиотерапевтического лечения неврологических заболеваний.

В настоящей работе, являющейся плодом тесного сотрудничества медиков с радиофизиками, изложены итоги по разработке метода дециметрового радиотермометрии и его применения при основных заболеваниях нервной системы.

Методические проблемы клинической радиотермометрии

На первый взгляд может показаться, что нет особых трудностей перенести в медицину метод, который уже более 20 лет используется радиоастрономами. Однако на самом деле сложностей, связанных с вопросами методов измерений температуры тканей, оказалось достаточно много.

Серьезная техническая проблема в применении радиотермометрии для медицинских исследований – это проблема конструкции антенны. Антенны медицинских радиотермометров должны удовлетворять ряду требований, существенно отличающихся от требований, предъявляемых к антеннам, работающим в свободном пространстве. Антенное устройство для медицинских радиотермометров должно иметь такое основное качество, как хорошее согласование на границе антенна – тело человека. При плохом согласовании часть энергии отражается на границе антенна – тело, что приводит к погрешности измерений в несколько градусов. В то же время антенна должна иметь небольшие размеры, высокий коэффициент полезного действия, адаптивность к контактируемой поверхности.

Применение радиотермометрии для клинических целей может быть реализовано методом относительного измерения температур в парных органах или в симметричных точках тела. Сравнение температур, обеспечиваемое этим методом, может быть полезно в ряде случаев [1]. Однако при исследовании непарных органов или двустороннем поражении симметричных органов, а также при изучении групп больных с различными клиническими проявлениями заболевания, где необходима статистическая обработка, возможности метода относительного измерения температуры весьма ограничены. Поэтому разработка метода абсолютного измерения глубинной температуры для клинической радиотермометрии является главной задачей.

Следующим принципиально важным методическим вопросом является выбор оптимальной рабочей длины радиотермометра, так как глубина проникновения находится в прямой зависимости от длины волны. Если мы хо-

тим увеличить глубину, на которой необходимо измерить температуру, то нам следует использовать большую длину волны. Однако при этом значительно ухудшается разрешающая способность по поверхности.

Наиболее оптимальное сочетание глубины проникновения и разрешающей силы обеспечивается при выбранной нами рабочей волне 30 см. Здесь не так велики размеры приемной антенны, но уже достигается глубина измерений 3–4 см (в тканях с большим содержанием воды) и 12–15 см (в тканях с малым содержанием воды).

Устройство радиотермометра и его основная техническая характеристика

Радиотермометр состоит из антенны, радиометра, блока регистрации сигналов, температурных эталонов радиоизлучения (рис. 1). Блок-схема представлена на рис. 2.

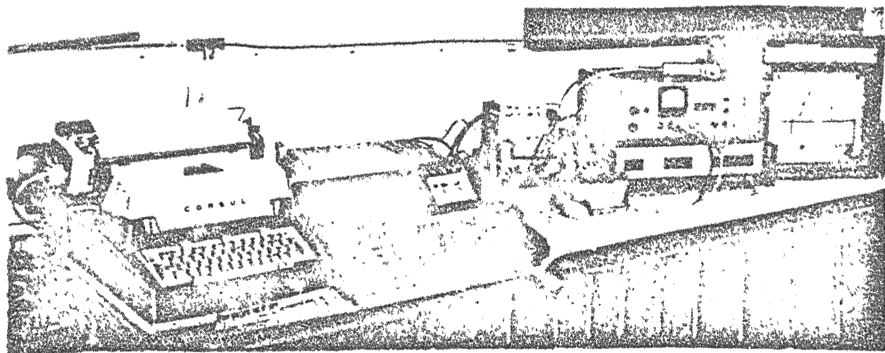


Рис. 1 Радиотермометр

Радиотермометр создан по схеме модуляционного приёмника прямого усиления на частоту 987 МГц (конструктор Л.К.Сизьмина). Входной сигнал, промодулированный в частоте 1 кГц, подается на усилитель высокой частоты, состоящий из параметрического и транзисторного усилителей и квадратичного детектора. Для развязки между модулятором и параметрическим усилителем стоит циркулятор типа ЦЦЗ-14. Низкочастотная часть радиометра, смонтированная по известной в радиоастрономии-

ческом приборостроении схеме, имеет две постоянных времени наблюдений (1 и 4 с), дискретный аттенватор от 0 до 30 децибел. Флюктуационный порог чувствительности радиометра при 4-секундной постоянной времени измерений составил $0,025^{\circ}\text{C}$.

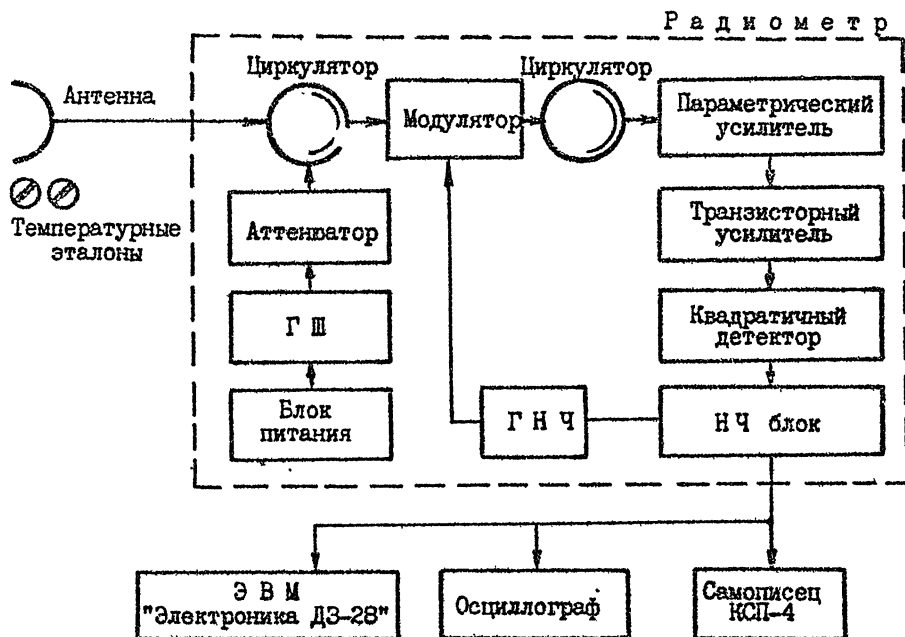


Рис. 2 Блок-схема радиотермометра

Для измерений температуры использованы контактные антенны, разработанные в НИРФИ [22, 23]. Антенна последней модификации представляет собой систему из пересекающихся в области возбуждения симметричных вибраторов, возбуждаемых с помощью симметрирующего устройства. Плечи вибраторов выполнены из тонкой (диаметр 0,3 мм) пружинной проволоки, что обеспечивает плотное прилегание антенны, которая хорошо адаптируется к поверхности тела (рис. 3) и не вносит температурных искажений, которые могли бы возникнуть за счет контакта.

Волосьяной покров на голове не препятствует измерениям. Апертура антенны равнялась 4 см. Коэффициент полезного действия составил 0,9.

Согласование антенны с телом - хорошее, коэффициент отражения по мощности на границе антенна - поверхность тела находился в пределах от 0 до 0,2.



Рис. 3 Положение антенны при измерении температуры головного мозга

Результаты измерений регистрировались на потенциометре КСП-4 и ЭВМ "Электроника ДЗ-28", с помощью которой проводилась автоматическая обработка данных и последующая их запись цифropечатающим устройством.

Метод абсолютного измерения температуры тканей

Метод абсолютного измерения температуры качественно отличается от метода относительных измерений. Его разработка предусматривает реше-

ние ряда самостоятельных вопросов, в частности, таких как создание теории контактных измерений, конструирование адекватных температурных эталонов, имеющих метрологическое обеспечение. Предложен способ измерения глубинной температуры, при котором влияние величины коэффициента отражения на результаты измерения значительно ослаблено [24-26]. Сущность этого способа состоит в создании термодинамического равновесия системы: радиометр - эталон - измеряемая область тела. Для создания состояния термодинамического равновесия обеспечивают такую температуру входных устройств радиотермометра и одного из температурных эталонов, которая примерно равна температуре исследуемой области. При этом недостающая из-за неполного согласования часть сигнала возмещается отраженными от антенны собственными шумами входа, которым соответствует примерно та же температура, что и у радиоизлучения тела. Ошибка, возникающая вследствие рассогласования, не превосходит $0,1^{\circ}\text{C}$.

Наличие термодинамического равновесия системы: радиометр - эталон проверяется довольно простым приемом. Для этого антенна сначала соприкасается с поверхностью температурного эталона, с которым имеется хорошее согласование, и производится запись на самопишущем приборе, а затем соприкасается с тем же эталоном через пластинку из оргстекла, ухудшающую согласование до КСВ $K = 3$, и вновь производится запись. Одинаковый уровень записи указывает на состояние термодинамического равновесия.

С целью повышения точности измерений и метрологического обеспечения исследований нами предложен жидкостный температурный эталон. В качестве температурного эталона использован ультратермостат ТЛ-150, наполненный дистиллированной водой. В связи с тем, что непосредственное погружение антенны в жидкость недопустимо, использовано гидроизолирующая тонкая пленка.

Основное преимущество жидкостного температурного эталона состоит в возможности создания стабильной и в то же время легко регулируемой однородной температуры, которая измеряется с помощью ртутного образцового термометра с точностью до $0 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$. Следовательно, данный методический прием создает условия для метрологического обеспечения эталона радиоизлучения, а значит, и радиотермометрических исследований в целом.

В работе использованы два эталона радиоизлучения. В одном из термостатов устанавливалась температура, близкая к температуре исследуемой области (около $36,0 \pm 1,0^{\circ}\text{C}$), но равная температуре входных ус-

тройств радиометра, во втором - примерно на 3°C ниже, чем в первом. При контакте антенны с одним, а затем с другим эталоном регистрировалась разница сигнала, по которой определялась калибровка. Температура первого эталона принималась за опорную температуру и её величина бралась за основу при расчете температуры исследуемой области.

После калибровки проводилась регистрация сигнала исследуемой области, который сопоставлялся с уровнем опорного сигнала (рис. 4).

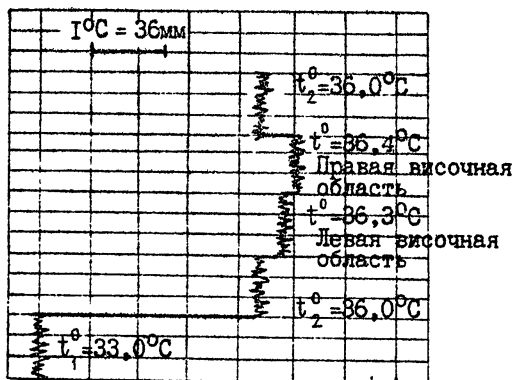


Рис. 4 Пример записи калибровки и измерения глубинной температуры височной области головного мозга (t_1, t_2 - температура эталонов)

Продолжительность процедуры измерения в одной точке составляет не более 5 - 10 с. Таким образом, метод, в основу которого положен принцип создания условий термодинамического равновесия, позволяет просто и быстро проводить абсолютные измерения температуры с точностью до $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.

Экспериментальные исследования возможностей дециметровой радиотермометрии

До клинического применения радиотермометрии, естественно, возникал вопрос об экспериментальном подтверждении теоретически обоснованных возможностей метода. Предстояло убедиться в том, что дециметровый ра-

диотермометр позволяет измерять температуру в слое тканей на глубину. Кроме того, следовало иметь четкое представление о том, что в большей степени отражает средняя температура, определяемая дециметровым радиотермометром, температуру кожи или температуру тканей, расположенных на глубине, и каков вклад каждой из них — поверхностной и глубинной — в средний показатель. Несомненный интерес представляет сопоставление прямых измерений температуры тканей с результатами радиотермометрических измерений. С целью подтверждения возможности измерения глубинной температуры были проведены следующие эксперименты.

1-й эксперимент. Антенна располагалась на ладонной поверхности кисти испытуемого. Затем кисть тыльной поверхностью на несколько секунд касалась воды температурой 25°C , а потом вновь возвращалась к исходному положению. На непрерывно проводившейся записи самописца видно, что в момент касания температура кисти уменьшалась на 1°C .

При прикосновении кисти к воде образуется два резко отличающихся друг от друга температурных слоя. Изменение показаний радиотермометра в момент прикосновения указывает на то, что глубина слоя ответственная за радиоизлучение превышает глубину, с которой до этого принималось тепловое радиоизлучение. Толщина тканей кисти в данном опыте равнялась 3 см. Следовательно, ткани с такой диэлектрической постоянной, как ткани кисти, являются частично прозрачными для теплового электромагнитного излучения с длиной волны 30 см.

2-й эксперимент. Эксперимент проводился на предплечии, толщина тканей которого у испытуемого составила 4 см. Антенна радиотермометра была расположена на медиальной поверхности предплечья. На его латеральной поверхности, в месте проекции антенны помещался аппликатор, в котором циркулировала вода с постоянной температурой, на 10°C превышающая температуру тканей, измеренную радиотермометром.

В отличие от предыдущего эксперимента исследования проводились на тканях не только большей толщины, но и, самое главное, с иными электрическими свойствами. Ткани предплечья содержат больше, чем ткани кисти, мышечно-фиброзной ткани, относящейся к тканям богатым водой, в которых, как было отмечено ранее, глубина проникновения электромагнитных волн меньшая. При радиотермометрических исследованиях в условиях клиники определение температуры тканей проводят, в основном, в тканях подобного рода.

Второе отличие эксперимента заключалось в изучении влияния на по-

казания радиотермометра четко ограниченного по размерам очага температурной аномалии, причем диаметр аппликатора составил 4 см, т. е. равнялся диаметру антенны.

При эксперименте установлено, что в момент наложения аппликатора на предплечье отмечается повышение температуры на $0,4^{\circ}\text{C}$ по сравнению с исходной температурой тканей. Следовательно, через ткани предплечья, хотя и меньше, чем через ткани кисти, проходит тепловое электромагнитное излучение. Однако большая часть тепловой энергии ($\sim 96\%$) поглощается тканями.

Следует подчеркнуть, что та тепловая энергия, которая принимается на "просвет" с противоположной стороны, распространяется через ткани предплечья только по типу излучения. В условиях же патологии от очага с повышенной температурой теплообмен осуществляется и другими известными способами, например, способом конвекции и теплопроводности. В живых тканях основным путем теплообмена является конвекция, осуществляемая циркуляцией крови и лимфы. Принимая во внимание эти сообщения, в данном опыте мы продолжали тепловое воздействие и обнаружили постепенно увеличение температуры тканей на $2,8^{\circ}\text{C}$ выше исходной.

Если уменьшить на порядок величину температурной аномалии и экстраполировать полученные данные на патологические процессы, то следует считать, что через глубину тканевого слоя, равного 4 см, у тканей с большим содержанием воды при температурной аномалии размером около 4°C на каждый 1°C можно зарегистрировать отклонение примерно в $0,3^{\circ}\text{C}$. Такая величина находится в пределах заданной точности измерения.

3-й эксперимент. Целью следующего эксперимента являлось выяснение долей вклада поверхностной и глубинной температуры в величину температуры, измеряемой дециметровым радиотермометром.

В температурном профиле тканей, кроме поверхностной и глубинной существуют слои с переходной температурой. Но, как показали наши прямые измерения, величина слоя с переходной температурой небольшая, и поэтому ее можно пренебречь и допустить наличие лишь двух температурных слоев. При таком допущении математическая модель измерения температуры, проводимого радиотермометром, может быть представлена в упрощенном виде следующей формулой:

$$K_1 \cdot T_1 + K_2 \cdot T_2 = T_3, \quad (I)$$

где T_1 - глубинная температура тканей, T_2 - поверхностная температура (температура кожи), T_3 - температура, измеренная радиотермометром, K_1 и K_2 - коэффициенты, равные долям вклада, вносимым соответственно глубинной и поверхностной температурами.

Экспериментальным путем мы можем легко изменять поверхностную температуру и исследовать влияние этих изменений на величину температуры, измеряемую радиотермометром. Если увеличение поверхностной температуры приведет к значительному приросту температуры, измеряемой радиотермометром, то, следовательно, радиотермометр регистрирует, в основном, поверхностную температуру. И, наоборот, если увеличение поверхностной температуры не будет сопровождаться существенной прибавкой, то вклад поверхностной температуры в среднюю, измеряемую радиотермометром, небольшой.

Осуществление эксперимента было довольно простым. В области предплечья электротермометром измеряли температуру кожи, а радиотермометром по принятой методике - температуру слоя тканей. Затем на исследуемую область на полминуты помещали аппликатор, имеющий стабильную температуру, превышающую температуру кожи на $1 - 10^{\circ}\text{C}$, после чего вновь измеряли температуру радиотермометром. Многократно проведенные измерения всегда давали одни и те же результаты: при увеличении температуры кожи на каждый 1°C прирост температуры, измеренной радиотермометром, составлял $0,2^{\circ}\text{C}$.

Исходя из этих данных, доля вклада глубинной и поверхностной температуры может быть легко рассчитана:

$$K_1 + K_2 = 1, \quad (2)$$

$$K_1 T_1 + K_2 (T_2 + 1) = T_3 + 0,2, \quad (3)$$

$$0,8T_1 + 0,2T_2 = T_3. \quad (4)$$

Таким образом, глубинная температура вносит вклад в показатель средней температуры слоя, равный 80%, а поверхностная - 20%.

При сопоставлении величины температуры, измеренной радиотермометром, с результатами инвазивных измерений температуры в полости живота и черепа у животных (10 кошек) выявлено полное совпадение результатов прямых и радиометрических измерений, которые равнялись соответственно $37,1 \pm 0,2$ и $37,1 \pm 0,11^{\circ}\text{C}$. Это указывает на иную долю вклада поверхностной температуры у кошек, здесь она значительно мень-

ше, чем та, которая характерна для тканей человека. Но самое главное, эти исследования подтверждают возможность измерения радиотермометрическим методом глубинной температуры тканей с высокой точностью.

Сравнение прямых и радиотермометрических измерений проведено также у больных. Прямые измерения температуры головного мозга (3 больных) осуществлялись во время вентрикулопункции. Температура кожи головы оказалась равной $34,8^{\circ}\text{C}$. Температура при прямом измерении составила под костью черепа $36,6^{\circ}\text{C}$, температура головного мозга на глубине 1 см — $37,0^{\circ}\text{C}$, на глубине 2 см — $37,1^{\circ}\text{C}$, на глубине 3—4 см — $37,2^{\circ}\text{C}$. Таким образом, температура тканей головного мозга в пределах глубины слоя в 4 см распределена равномерно и составляет в среднем $37,1^{\circ}\text{C}$.

Предварительно проведенные перед вентрикулопункцией радиотермометрические исследования показали, что температура тканей в месте предстоящей операции равнялась $36,6^{\circ}\text{C}$. Следовательно, температура тканей, измеренная радиотермометром отличалась от температуры головного мозга на $0,5^{\circ}\text{C}$. Её занижение происходит за счет усреднения температур слоя тканей, включая температуру кожи головы.

По формуле (4) расчетная глубинная температура полностью совпала с результатами инвазивных измерений температуры головного мозга и составила $37,1^{\circ}\text{C}$.

Проведенные исследования показали, что по измерениям радиотермометра и на ряде волн можно восстанавливать ход температуры в глубину тела. Для этой цели разрабатываются методы решения соответствующих обратных задач, относящихся, как известно, к так называемому классу некорректных задач. В частности, используя предположение о плавном изменении температуры в глубину тела типа экспоненциального закона, удаётся определить истинный ход температуры в глубину тела по двум измерениям: температуры кожи и интегральной глубинной температуры радиотермометром. На рис. 5 и 6 показаны измеренные профили температуры в глубину тела кошек и головного мозга человека (непрерывные кривые). Точками отмечены контрольные измерения инвазивно с помощью игольчатого электротермометра, вводимого в ткань. Из рисунков видно, что ошибки измерений профиля температуры в глубину незначительны.

Таким образом, проведенные экспериментальные исследования на животных и прямые измерения температуры у человека при оперативном вмешательстве свидетельствуют о том, что измерения радиотермометрическим методом отражает температуру глубинных отделов слоя тканей.

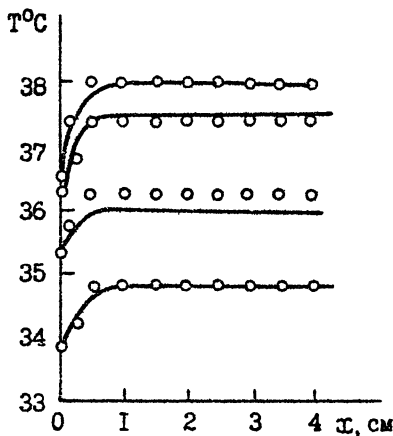


Рис. 5 Восстановление температурного профиля в подреберной области подопытных животных

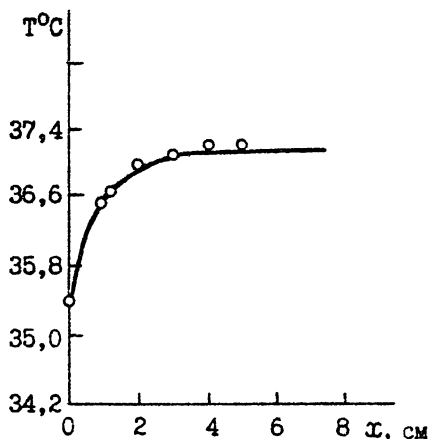


Рис. 6 Восстановление температурного профиля головы человека

- ооо — экспериментальные данные, полученные при прямом измерении электротермометром
 — — восстановленный профиль температуры по измерению поверхностной и яркостной температур

Исследование глубинной температуры у практически здоровых лиц

Эти исследования проведены у 162 человек в различных участках тела. Одновременно измерялась кожная температура электротермометром. Установлено, что глубинная температура у человека распределена неравномерно. Высокие величины температуры отмечались на голове ($36,4 \pm 0,07^\circ\text{C}$) и туловище ($35,4 \pm 0,1^\circ\text{C}$), т.е. в тех областях, которые принято относить к гомеотермному "ядру" тела. Надо полагать, что глубинная температура зависит прежде всего от состояния термогенеза органов и тканей, уровень которого определяется интенсивностью энергетического метаболизма.

Сравнения глубинной температуры головы и туловища показывают, что разница составляет 1°C . Такую большую разницу едва ли можно объяснить только различием интенсивности обменных процессов головного мозга и внутренних органов. Причина здесь кроется, надо полагать, в морфологических особенностях исследуемых областей, влияющих на диэлектричес-

кую проницаемость, а следовательно, на глубину радиозондирования температуры. Как было отмечено ранее, глубина, с которой принимаются электромагнитные волны при используемой длине волны в мышечной ткани, содержащей большое количество воды, составляет около 3 см. Поэтому величина глубинной температуры на грудной клетке определяется не только температурой внутренних органов, но и температурой мышц туловища. Головной мозг для радиотермометрического исследования находится в более выгодном положении: мышечный слой, покрывающий череп, минимальный, а костная ткань в пределах толщины костей черепа является практически прозрачной для данной длины волны. Поэтому глубинная температура головы в большей степени отражает температуру головного мозга.

На конечностях выявлена более низкая глубинная температура, причем, чем дистальнее, тем температура оказалась ниже. Это связано с тем, что конечности принимают участие не только в термопродукции, но и в отдаче тепла во внешнюю среду, выполняя важнейшую роль поддержания температурного равновесия.

При сопоставлении величин глубинной и кожной температур конечностей (табл. I) установлено, что разница между ними в среднем составляет 2,3°C.

Известный в физиологии краниокаудальный градиент кожной температуры, проявляющийся в её неравномерном распределении на теле, а именно в снижении от головы в дистальном направлении, оказался характерным и для глубинной температуры.

Более подробно радиотермометрическим методом исследована церебральная температура (энцефалорадиотермометрия). Она проводилась в восьми симметрично расположенных областях головы, поочередно с каждой стороны. Топография областей соответствовала проекции полюса и верхне-заднего отдела лобной доли, височной, теменной, затылочной долей, стыка лобно-височно-теменной, стыка височно-теменно-затылочной долей, мозжечка.

Проведенные исследования показали, что топография церебральной температуры характеризуется её неравномерным распределением в различных областях. Более низкая церебральная температура (35,9 - 36,4°C) выявлена в передней лобной, височной, ниже-затылочной областях и на границе височно-теменно-затылочной области, то есть в областях, расположенных базально по окружности головы. Высокий уровень церебральной температуры (36,5 - 36,6°C) отмечался в верхне-заднем отделе лобной, в теменной, верхне-затылочной областях и на границе лобно-височно-те-

Т а б л и ц а I

Области исследования	Глубинная температура, °C	Кожная температура, °C	Разница между глубинной и кожной температурой, °C
Височная область	$36,4 \pm 0,07$	$34,6 \pm 0,09$	1,8
Подчелюстная область	$35,4 \pm 0,1$	$33,3 \pm 0,2$	2,1
Спина	$35,3 \pm 0,1$	$32,6 \pm 0,1$	2,7
Поясничная область	$35,5 \pm 0,1$	$32,8 \pm 0,1$	2,7
Плечо	$34,6 \pm 0,1$	$32,6 \pm 0,2$	2,0
Предплечье	$34,6 \pm 0,1$	$32,4 \pm 0,2$	2,2
Ладонь	$34,2 \pm 0,2$	$32,3 \pm 0,3$	1,9
Ягодичная область	$33,7 \pm 0,1$	$31,6 \pm 0,2$	2,1
Бедро	$34,0 \pm 0,1$	$31,4 \pm 0,2$	2,6
Голень	$33,6 \pm 0,1$	$31,1 \pm 0,2$	2,5
Подошва	$31,5 \pm 0,3$	$29,0 \pm 0,4$	2,5
Усредненный показатель температуры	$34,4 \pm 0,1$	$32,1 \pm 0,2$	2,3

менной области (табл. 2).

Эти различия топографии церебральной температуры обусловлены, по нашему мнению, рядом причин.

При анализе термотопографии сразу же обращает на себя внимание низкий уровень температуры в передней лобной области, отличающейся от других областей отсутствием волосяного покрова. При исследовании кожной температуры с помощью электротермометра здесь также обнаружена самая низкая температура по сравнению с другими областями. Разница между церебральной и кожной температурой составила $3,0^{\circ}\text{C}$, тогда как в других областях она была меньшей и равнялась в волосистой части головы в среднем $1,5^{\circ}\text{C}$. Однако при использовании формулы (4), которая учитывает влияние кожной температуры, величины расчетной температуры головного мозга в различных областях измерения значительно выравнива-

ются и находятся в пределах 36,7 - 37,1°C, а разница между ними приближается к величине погрешности. Следовательно температура головного мозга у практически здоровых лиц в различных отделах примерно одинаковая.

Топография церебральной и кожной температур головы
у практически здоровых лиц ($M \pm m$)

Т а б л и ц а 2

№ : Области исследования п/п :	:Церебральная : :температура : : °С :	: Кожная : :температура : : головы, : : °С :	: Температура : : голойн. мозга, : : рассчитанная по : : формуле (4) :
1. Передний отдел лобной области	35,9 ± 0,04	32,9 ± 0,13	36,7
2. Верхне-задний отдел лобной области	36,5 ± 0,06	34,8 ± 0,10	36,9
3. Височная область	36,4 ± 0,07	34,6 ± 0,09	36,9
4. Граница лобно-височно-теменной области	36,6 ± 0,05	34,8 ± 0,08	37,1
5. Теменная область	36,6 ± 0,03	34,9 ± 0,07	37,0
6. Граница височно-теменно-затылочной области	36,3 ± 0,05	34,9 ± 0,09	36,7
7. Верхний отдел затылочной области	36,5 ± 0,07	35,2 ± 0,06	36,8
8. Нижний отдел затылочной области (проекция мозжечка)	36,2 ± 0,04	35,1 ± 0,08	36,5
Средний показатель	36,4 ± 0,05	34,7 ± 0,09	36,8

Принимая во внимание функциональную асимметрию полушарий головного мозга, небезынтересно было проанализировать состояние церебральной температуры в этом аспекте. Оказалось, что топография церебральной температуры характеризуется симметричностью во всех областях (рис. 7). Следовательно, функциональная асимметрия полушарий не сопровождается различием интенсивности биоэнергетических процессов.

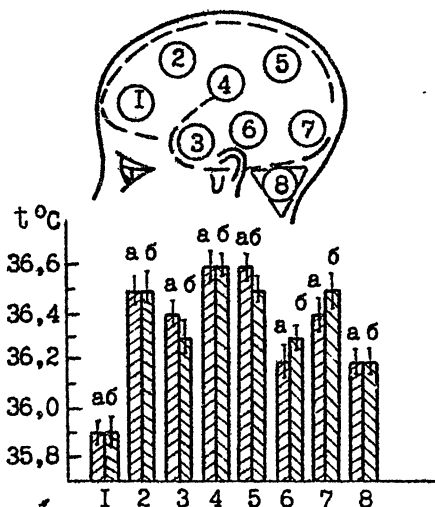


Рис. 7 Церебральная температура в правом (а) и левом (б) полушариях головного мозга практически здоровых лиц (1 - 8 - области исследования)

При сравнении усредненной величины церебральной температуры с учетом полового диморфизма оказалось, что она равняется у мужчин $36,3 \pm 0,07^{\circ}\text{C}$, у женщин - $36,4 \pm 0,04^{\circ}\text{C}$. Это различие недостоверно и находится в пределах ошибки измерений ($> 0,05$).

При анализе результатов энцефалорадиотермометрии в возрастных группах нам не удалось выявить существенных отличий усредненного показателя у практически здоровых лиц в возрасте 20-29, 30-39 лет, 40-49 лет. В возрастной группе лиц 50 лет и старше отмечено равномерное во всех областях снижение церебральной температуры и достоверное уменьшение её усредненной величины (рис. 8). Однако, как показало подробное обследование у этих лиц имеют место субклинические проявления сосудистого заболевания мозга. Выявленное существенное понижение церебральной температуры бесспорно является следствием снижения метаболических процессов.

Полученные данные представляют интерес в отношении использования энцефалорадиотермометрии для распознавания начальных форм сосудистых заболеваний мозга во время профилактических осмотров населения.

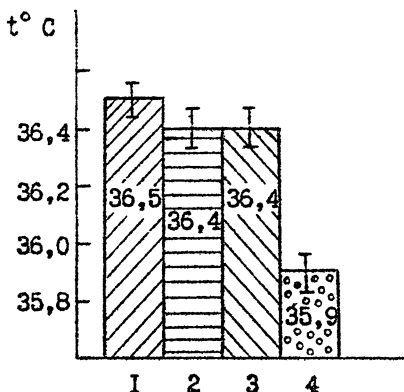


Рис. 8 Усредненный показатель церебральной температуры в различных возрастных группах: 1 - в возрасте 20 - 29, 2 - 30-39, 3 - 40-49 лет, 4 - в возрасте 50 лет и старше

Энцефалорадиотермометрия при сосудистых заболеваниях головного мозга

Настоящая работа является первой обобщающей работой о применении дециметровой радиотермометрии в клинической неврологии.

В наших исследованиях ввиду особой актуальности особое внимание уделено изучению церебральной температуры при сосудистых заболеваниях и опухолях головного мозга.

Сосудистые заболевания головного мозга составили самую многочисленную группу обследованных больных - энцефалорадиотермометрические исследования проведены у 452 больных с различными формами нарушений мозгового кровообращения.

Впервые установлено, что при всех формах сосудистого поражения мозга имеется снижение церебральной температуры, свидетельствующее о нарушении метаболических процессов.

Весьма примечателен факт снижения церебральной температуры не только при инсультах, дисциркуляторной энцефалопатии, но и начальных проявлениях недостаточности кровоснабжения мозга (НПНКМ), а также у лиц с субклиническими проявлениями сосудистого заболевания мозга, обусловленными атеросклерозом, артериальной гипертензией или их сочетанием. Исключение составили лишь больные с нейроциркуляторной дистонией, у которых не обнаружено отличий по сравнению с контрольной группой

(рис. 9).

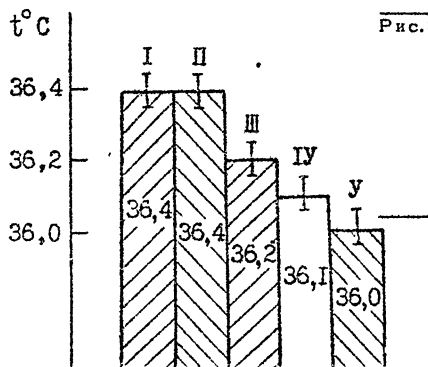


Рис.9 Усредненная церебральная температура в контрольной группе (I), у больных с НПНКМ, обусловленными нейроциркуляторной дистонией (II), у больных с НПНКМ, обусловленными атеросклерозом и артериальной гипертензией (III), дисциркуляторной энцефалопатией (IV) и острыми нарушениями мозгового кровообращения (V).

Принимая во внимание эти весьма важные данные, а также, учитывая небольшую продолжительность процедуры измерения, метод дециметровой радиотермометрии может быть рекомендован для применения в комплексе с другими методами исследования при массовых профилактических осмотрах с целью раннего выявления сосудистой патологии мозга и диспансеризации населения.

Более выраженное снижение церебральной температуры обнаружено при дисциркуляторной энцефалопатии и инсультах. По сравнению с контрольной группой она оказалась сниженной соответственно на 0,3 и 0,4°С. Эти данные достаточно убедительно свидетельствуют о прогрессирующем характере нарушений энергетического метаболизма при сосудистых заболеваниях мозга. Надо полагать, что острые расстройства мозгового кровообращения, как правило, развиваются на фоне исподволь формирующихся метаболических нарушений. Поэтому раннее их выявление и своевременная коррекция является весьма актуальными.

Особого внимания заслуживают результаты энцефалорадиотермометрии при острых нарушениях мозгового кровообращения. В первую очередь следует упомянуть о снижении церебральной температуры при экспериментальной острой ишемии мозга. После перевязки общей сонной артерии у кошек на стороне оперативного вмешательства она оказалась ниже 0,5°С по сравнению с противоположной стороной. При этом термоасимметрия оставалась в течение всего трехнедельного срока наблюдения. Результаты

этого эксперимента являются прекрасной иллюстрацией возможностей дециметровой радиотермометрии отражать состояние церебральных метаболических процессов при нарушении мозгового кровообращения.

При клинических исследованиях получены аналогичные данные. У большинства больных инсультами (у 47 из 86 человек) в проекции предполагаемой локализации поражения мозга также выявлено снижение церебральной температуры.

Однако частота выявления термоасимметрии была неодинаковой при разных сроках после перенесенного инсульта. Так, при давности инсульта до I месяца термоасимметрия, равная $0,4 \pm 0,02^{\circ}\text{C}$, установлена у 3/4 наблюдавшихся. При давности инсульта от I до 6 месяцев термоасимметрия в $0,5 \pm 0,04^{\circ}\text{C}$ обнаружена у 2/3 больных. Еще реже (1/3 наблюдений) асимметрия церебральной температуры наблюдалась у больных, перенесших инсульт от 7 до 12 и более месяцев тому назад.

Снижение церебральной температуры выявлялось не только в проекции очага поражения, где оно было наиболее выраженным, но и в других областях пораженного полушария. Так, например, при инфарктах в бассейне каротидной системы отмечено снижение церебральной температуры в проекции областей мозга, соответствующих зонам кровоснабжения вертебрально-базилярной системы. И, наоборот, при инфарктах в бассейне вертебрально-базилярной системы наблюдалось снижение температуры также в областях, относящихся к сфере кровоснабжения каротидной системы. Более того, установлено снижение церебральной температуры и в противоположном полушарии.

Эти особенности температурного профиля дают основание считать, что при инфарктах мозга, возникающих в одной из систем кровоснабжения, происходит компенсаторное перераспределение кровотока и обкрадывание зон кровоснабжения непораженной системы с ущербом в отношении метаболических процессов всего мозга в целом.

Аналогичная картина отмечена и при паренхиматозных кровоизлияниях, при которых также на фоне термоасимметрии, возникшей за счет локального снижения церебральной температуры в проекции очага поражения, имеет место её диффузное снижение во всех областях. Поэтому при сравнении среднего показателя и термотопографии церебральной температуры при инфарктах и паренхиматозных кровоизлияниях существенной разницы не получено. Снижение энергетического метаболизма при том и другом инсульте происходит в одинаковой степени. В связи с этим необходимо заметить, что метод дециметровой радиотермометрии не может быть ис-

пользован в определении характера инсульта.

Учитывая неинвазивный характер метода, большой интерес представляло изучение диагностических возможностей дециметровой радиотермометрии при стенозирующих и окклюзирующих процессах в сонных артериях. В случае позитивных результатов их диагностика была бы достаточно простой, быстрой и нетравматичной. Однако получены, вопреки ожиданиям, иные данные. Даже при явных окклюзиях, верифицированных ангиографией, разницы глубинной температуры в области патологически измененной сонной артерии по сравнению с интактной областью не выявлено. Это связано, вероятнее всего, с размером антенны. Диаметр антенны, равный 4 см, для этих целей является слишком большим. Температура окружающих сонную артерию тканей входит в интегральную величину и нивелирует, вероятно, существующую в условиях окклюзии температурную аномалию.

Надо полагать, что при уменьшении диаметра антенны в 2-4 раза по сравнению с использованным образцом будут получены ожидаемые результаты.

Разработку антенных устройств для диагностики данного вида сосудистой патологии следует рассматривать как одну из важнейших задач дальнейшего развития и совершенствования клинической радиотермометрии.

Изучение температурных аномалий при инсультах было бы явно неполным без данных о состоянии температуры тела на стороне паралича. Исследованиями установлено, что в восстановительном периоде и периоде последствий инсульта в парализованных конечностях глубинная температура по сравнению со здоровыми снижается в среднем на $1,0^{\circ}\text{C}$, причем степень снижения, как правило, зависит от выраженности двигательных нарушений. Кожная температура также снижена, но несколько меньше, на $0,8^{\circ}\text{C}$.

Необходимо отметить, что температурные аномалии при гемиплегиях и гемипарезах не имеют половинного характера распределения. Они выявляются только на конечностях и отсутствуют на голове и туловище. Такой характер температурных отклонений возникает, на наш взгляд, за счет нарушения центральных трофических влияний на мышечную ткань через пирамидный путь с последующим развитием в мышцах глубоких вегетативно-метаболических сдвигов.

Снижение температуры в парализованных конечностях происходит, кроме того, за счет резкого снижения или полного прекращения сократительного термогенеза, под которым понимают выделение тепловой энергии при сокращении мышц. При проведении дозированной физической на-

рузки на двуглавую мышцу плеча у практически здоровых лиц отмечено повышение глубинной температуры над этой мышцей на $0,6 \pm 0,04^{\circ}\text{C}$. Отсюда ясна роль сократительного термогенеза в термотопографии глубинной температуры в условиях отсутствия активных движений в парализованных конечностях.

Снижение кожной температуры в парализованных конечностях следует рассматривать, в основном, как вторичное явление, возникающее за счет снижения температуры мышц.

Итак, при инсультах можно отметить следующие температурные аномалии: 1) в остром периоде вне зависимости от характера инсульта, как правило, в месте проекции очага поражения снижается церебральная температура, создавая картину термоасимметрии, которая в дальнейшем, с течением времени исчезает; 2) при инсультах отмечается не только локальное снижение церебральной температуры в проекции очага поражения, но и диффузное, во всех без исключения областях, что указывает на нарушение метаболических процессов во всем мозге в целом; 3) в парализованных конечностях снижается глубинная и кожная температура за счет нарушения функции кортико-мышечного пути и выпадения сократительного термогенеза, при этом степень температурных отклонений зависит от характера двигательных нарушений.

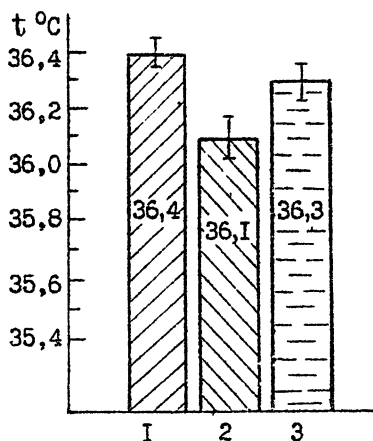


Рис. 10 Динамика церебральной температуры в процессе комплексного курсового лечения:

1 - контрольная группа, 2 - до лечения, 3 - после лечения

Проведено изучение динамики церебральной температуры в процессе курсового комплексного лечения, включавшего применение массивных доз никотиновой кислоты внутривенно (до 10 мл 1% раствора), энцефабола (0,1 x 3 раза в день) и кислородно-аэротерапии. Оказалось (рис. 10),

что после окончания курса лечения достоверно повысился уровень церебральной температуры за счет нормализации метаболических процессов в

головном мозге. Следовательно, радиотермометрическими исследованиями показана возможность коррекции метаболических процессов с помощью лечебных воздействий. Такой вывод является весьма ценным в отношении возможности применения дециметровой радиотермометрии для объективной оценки эффективности вторичной профилактики сосудистых заболеваний и разработки новых методов лечения.

В аспекте поиска новых способов медикаментозного воздействия при острых нарушениях мозгового кровообращения изучено влияние пиридоксальфосфата на церебральную температуру в условиях экспериментальной ишемии у кошек. Ишемия мозга создавалась путем перевязки общей сонной артерии. Пиридоксальфосфат был выбран с учетом содержания в нём остатка фосфорной кислоты и данных о влиянии кофермента витамина В₆ на углеводный обмен. Судя по фармако-химическим свойствам, препарат, вероятно, может повлиять на биоэнергетические процессы в мозговой ткани при острых нарушениях мозгового кровообращения. Отсутствие литературных данных по этому вопросу определило необходимость проведения экспериментальных исследований.

Нами установлено, что пиридоксальфосфат в условиях экспериментальной ишемии мозга способствует нормализации церебральной температуры. Благоприятное влияние препарата подтверждено морфологическими и гистохимическими исследованиями. Под действием пиридоксальфосфата отмечена стимуляция гликогенсинтетических процессов в нейронах, что позволяет рекомендовать это лекарственное средство в остром периоде инсульта.

Представляются несомненно перспективными сравнительные исследования по изучению влияния различных лекарственных средств на энергетический обмен мозга. Их результаты помогут сделать выбор наиболее эффективных в этом отношении препаратов и их сочетаний.

Таким образом, дециметровая радиотермометрия позволила выявить снижение метаболических процессов при сосудистых поражениях мозга, определить принципиальную возможность их коррекции и наметить пути для дальнейшего совершенствования патогенетической терапии cerebro-vasкулярных заболеваний.

Энцефалорадиотермометрия при опухолях головного мозга

Измерения температуры в опухолях головного мозга, проведенные в процессе оперативного вмешательства, выявили её повышение, достига-

шее при некоторых видах опухолей даже нескольких градусов [27] .

Наличие температурных аномалий весьма убедительно подтверждено при тепловизионном методе исследования [28 - 30] . Однако тепловидение здесь сталкивается с такими существенными препятствиями, как экранирующий эффект волосяного покрова и ограниченная возможность регистрации температурных аномалий из глубинно расположенных образований головного мозга.

Весьма примечательным достоинством дециметровой радиотермометрии по сравнению с тепловидением является возможность неинвазивного исследования температуры в слое тканей на глубину нескольких сантиметров, причем волосяной покров головы совершенно не препятствует измерениям. При измерении на голове в исследуемый слой тканей входят кости черепа и покрывающие их ткани, оболочки и вещество головного мозга. Принимая во внимание небольшую толщину кожи и подкожной клетчатки на голове, а также высокую прозрачность, которую имеют кости черепа для дециметровых электромагнитных волн, показатель усредненной по слоям температуры, в основном, отражает температуру вещества головного мозга.

Первые попытки применения радиотермометрии с целью диагностики опухолей головного мозга оказались обнадеживающими [15] . Однако единичные наблюдения, приводимые авторами, не позволяют решить вопрос о диагностических возможностях этого метода.

Методом дециметровой энцефалорадиотермометрии обследовано 68 больных опухолями головного мозга.

У 50 больных диагноз верифицирован на операции или вскрытии и получены данные о гистологической структуре. У остальных 18 больных оперативное лечение не проводилось из-за имевших место противопоказаний или отказа больных от операции. Диагноз опухоли у них верифицирован на основании типичных изменений на ангио- и пневмоэнцефалограммах.

У большинства больных (60 человек) была выявлена супратенториальная локализация опухоли. Субтенториальное расположение наблюдалось у 8 больных. В зависимости от гистологического строения опухоли оперированные больные разделены на четыре группы. Первую группу составили 19 больных опухолями менинго-васкулярного характера (менингиомы, ангиоретикуломы), вторую - 20 больных опухолями нейроэктодермального происхождения (астроцитомы, невриномы, медуллобластомы); в третью группу включены 5 больных метастазами в головной мозг; к четвертой группе отнесены 6 больных прочими объёмными внутричерепными процес-

сами головного мозга (холестеатома, опухоли дизонтогенетического происхождения, туберкулома). Измерения проводились в восьми симметрично расположенных областях головы. Анализ результатов исследования церебральной температуры при опухолях головного мозга проводился как в отношении усредненного показателя температуры, так и в отношении выявления термоасимметрии в каждой из восьми областей измерения.

Оказалось, что при опухолях головного мозга усредненный показатель церебральной температуры равнялся $36,3 \pm 0,06^{\circ}\text{C}$ и был всего на $0,1^{\circ}\text{C}$ ниже по сравнению с контрольной группой, где он составил $36,4 \pm 0,05^{\circ}\text{C}$. Выявляемое отличие ничтожно мало ($P > 0,05$). Исходя из этого, следует полагать, что при опухолях головного мозга нарушений энергетического метаболизма всего мозга в целом не наблюдается в отличие от сосудистых заболеваний головного мозга. Усредненный показатель церебральной температуры при опухолях головного мозга оказался на $0,2^{\circ}\text{C}$ выше, чем при дисциркуляторной энцефалопатии ($P < 0,01$) и на $0,3^{\circ}\text{C}$ выше, чем при острых нарушениях мозгового кровообращения ($P < 0,001$), тех формах сосудистой патологии, при которых, как было изложено выше, имеют место выраженные нарушения энергетического метаболизма.

В основу оценки асимметрии церебральной температуры были взяты такие отклонения в симметричных областях (в сторону повышения или понижения), которые у практически здоровых лиц не встречались; за термоасимметрию принималась разница, равная $0,4^{\circ}\text{C}$ и более.

При опухолях головного мозга термоасимметрия в области измерения, соответствующей проекции опухоли, наблюдалась довольно часто. Она отмечена у 50 из 68 больных, т.е. у $3/4$ наблюдавшихся. Частота выявления термоасимметрии зависела от характера локализации опухоли. Она чаще наблюдалась при латерализованном расположении опухоли в задней черепной ямке, на конвексительной поверхности или в подкорковых областях больших полушарий мозга. Реже термоасимметрия выявлялась при базальной и медио-базальной локализации, что вероятнее всего связано с значительной глубиной, всегда доступной для регистрации температурных аномалий методом дециметровой радиотермометрии.

Использование в будущем разнородных радиотермометров, вероятно, может обеспечить послойное определение температуры на разной глубине, благодаря чему частота выявления локальных температурных отклонений может значительно возрасти.

Сопоставление выявленной термоасимметрии в зависимости от гистологического строения опухоли позволило выявить ряд интересных осо-

бенностей.

Оказалось, что у всех без исключения больных метастатическими опухолями в месте проекции опухоли наблюдалось повышение церебральной температуры, составившее в среднем $0,6 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$.

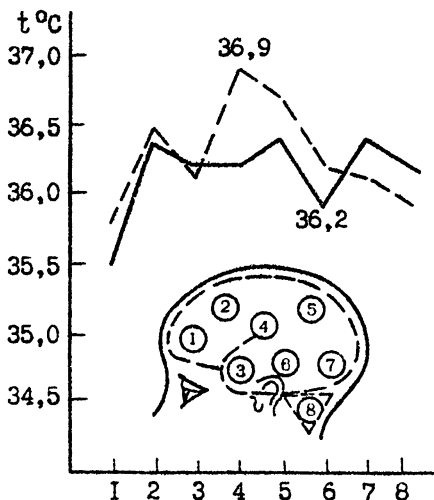


Рис. 11 Термопография церебральной температуры у больного Б-ва Ю.Н. (история болезни № 7138)

1-8 - области исследования температуры. Сплошной линией обозначен профиль церебральной температуры справа, пунктирной линией - слева.

Диагноз: Метастаз эпителиальной опухоли в левой височно-теменно-лобной области; опухоль без четких границ размерами $3 \times 4 \times 4$ см располагалась на глубине 2,5 см от коры головного мозга

В качестве примера приводим результаты одного из наблюдений (рис. II); по данным энцефалорадиотермометрии в области проекции опухоли, на стыке лобно-височно-теменной доли слева (точка № 4) выявлено повышение церебральной температуры на $0,7^{\circ}\text{C}$ по сравнению с симметричной областью.

Подобные изменения отмечены у 18 больных нейроэктодермальными и менинго-васкулярными опухолями. Локальное повышение церебральной температуры связано с тем, что многие опухоли имеют более высокий уровень метаболизма, а следовательно, и термопродукции, чем нормальные ткани.

Следует отметить, что у шести больных первичными опухолями головного мозга кроме локального повышения температуры в месте проекции опухоли и на расстоянии от неё выявлялись участки с пониженной церебральной температурой. Эти явления мозаичной термоасимметрии мы расценили, как следствие сдавления опухолью нормальных тканей и нарушения в них, в результате этого, метаболических процессов.

Однако у 1/5 части больных первичными опухолями были получены со-

вершенно иные данные. В месте проекции опухоли по сравнению с симметричной областью обнаруживалось не повышение, а, напротив, снижение церебральной температуры. При сопоставлении с морфологической картиной оказалось, что такие необычные изменения наблюдались при кистозном перерождении опухоли, а также при некоторых менингиомах. Локальное понижение температуры при кистозном перерождении опухоли связано с отсутствием в кисте активных обменных процессов, а следовательно, и термопродукции. Для менингиом характерен невысокий уровень термогенеза [27]. На этом фоне перифокальный отек тканей, вызывая нарушение микроциркуляции, приводит к снижению метаболических процессов. Поэтому в месте проекции опухоли обнаруживается снижение церебральной температуры.

При прочих опухолях и объёмных процессах мозга (таких как холестеатома, опухоли дизэмбриогенетического происхождения, обызвествленная туберкулёма) температурных аномалий не было обнаружено. Надо полагать, что опухоли и объёмные процессы подобного рода являются метаболически неактивными.

При сопоставлении результатов радиотермометрического исследования при опухолях и сосудистых заболеваниях головного мозга выявлены различия в термотопографии церебральной температуры. Они выражаются в разной частоте выявления термоасимметрий, их характера в уровне усреднённого показателя церебральной температуры. При опухолях чаще, чем при сосудистой патологии, выявляются термоасимметрии и они носят иной характер. В отличие от острых нарушений мозгового кровообращения при опухолях головного мозга чаще наблюдается локальное повышение, а для инсультов характерно понижение температуры. И, наконец, усреднённый показатель церебральной температуры отличается в этих двух группах заболеваний. Если при опухолях головного мозга он находится в пределах нормы, то при сосудистой патологии мозга — значительно понижен.

Выявленное различие в характере изменений церебральной температуры может быть использовано в дифференциальной диагностике опухолей и сосудистых заболеваний мозга.

Глубинная температура у больных заболеваниями периферической нервной системы

Подробные радиотермометрические исследования проведены у 259 боль-

ных заболеваниями периферической нервной системы, в частности, при неврологических проявлениях поясничного остеохондроза и повреждениях периферических нервов.

Обнаружено, что термотопография глубинной температуры в области позвоночника при неврологических проявлениях поясничного остеохондроза значительно отличается от распределения температуры в контрольной группе. Если у практически здоровых лиц глубинная температура в проекции средне-грудного и пояснично-крестцового отделов не имела достоверных отклонений и была примерно одинаковой, то при поясничном остеохондрозе наблюдалось её повышение в проекции только поясничного отдела. При этом наибольшее повышение выявлялось в месте проекции пораженного диска. Так, например, при поражении межпозвонкового диска L_{IV-V} температура в области проекции L_{IV-V} позвонков составила $35,2 \pm 0,9^\circ\text{C}$, что на $0,4^\circ\text{C}$ выше температуры в области среднегрудного отдела ($P < 0,001$). При поражении межпозвонкового диска L_{V-S_I} наибольшее повышение температуры зарегистрировано в области проекции L_{V-S_I} позвонков.

Эти результаты радиотермометрии тканей позвоночника могут быть использованы для уточнения уровня поражения межпозвонкового диска, особенно в тех случаях, когда возникает необходимость хирургического лечения, а топический диагноз при этом является сомнительным.

Факт локального повышения глубинной температуры в месте проекции пораженного межпозвонкового диска имеет еще одно важное принципиальное значение. Этот факт свидетельствует о неспецифическом вяло текущем воспалительном процессе, сопутствующем дегенеративно-дистрофическим изменениям в фиброзно-костной ткани.

Причиной возникновения реактивных воспалительных изменений в тканях, окружающих патологически измененный диск, считаются аутоиммунные процессы [31].

Радиотермометрические исследования не только констатируют наличие воспалительного процесса, который наряду с дискогенным раздражением и компрессией корешков играет немаловажную роль в патогенезе неврологических проявлений остеохондроза позвоночника, но и подтверждает целесообразность широкого применения при их лечении противовоспалительных средств.

Характер изменений глубинной температуры тканей нижних конечностей был иным. При лямбоишиалгии и дискогенном пояснично-крестцовом радикулите на стороне болевого синдрома она оказалась сниженной по сравне-

нию со здоровой стороной, вполне очевидно, за счет снижения уровня биоэнергетических процессов.

Для выяснения патогенетических механизмов снижения глубинной температуры тканей нами предложен новый способ диагностики состояния микроциркуляции, основанный на применении дециметрового радиотермометра.

Сущность этого способа сводится к созданию локальной температурной аномалии и последующего исследования глубинной температуры. Предлагаемый способ отличается от известных рядом преимуществ.

Поскольку измерения температуры тканей проводятся методом радиотермометрии, этот способ является неинвазивным, а следовательно, нетравматичным, безболезненным и безопасным. Его физиологичность дает возможность многократных измерений у одного и того же больного с целью наблюдения за динамикой микроциркуляции в процессе проводимых лечебных мероприятий.

Предлагаемый способ позволяет исследовать состояние микроциркуляции в глубине тканей, где протекают патологические процессы, практически в любой области тела.

Наряду с перечисленными достоинствами способа также необходимо отметить небольшую по времени продолжительность процедуры измерений, равную 7 мин, что позволяет его рекомендовать для широкого применения не только в условиях стационара, но и в поликлинике.

При лomboишиалгиях и дискогенных пояснично-крестцовых радикулитах на стороне болевого синдрома отмечена большая степень охлаждения и более медленный темп восстановления глубинной температуры по сравнению с контрольной группой, а также со здоровой стороной у тех же больных. Следовательно, при рефлекторных и корешковых проявлениях поясничного остеохондроза в тканях на стороне болевого синдрома имеет место нарушения микроциркуляции. Они приводят к кислородной недостаточности, метаболическим расстройствам и, в конечном итоге, к дистрофическим изменениям в мышечной и фиброзной тканях. В формировании нейродистрофических и мышечно-тонических проявлений нарушения микроциркуляции играют самую непосредственную роль.

К клиническим проявлениям, обусловленным нарушениями микроциркуляции, следует отнести следующие симптомы: 1) ощущение зябкости ног на стороне болевого синдрома, 2) отечность в области лодыжек на стороне болевого синдрома, 3) боли сжимающего или мозжащего характера, возникающие при ходьбе в голени, бедре или ягодичной области и стихающие

после остановки. В условиях физической нагрузки за счет неполноценности микроциркуляторного русла возникает несоответствие между потреблением и транспортировкой кислорода и питательных веществ, в связи с чем развивается ишемия функционирующих мышц. Сигналом ишемии в этих условиях является болевой синдром. При прекращении физической нагрузки возникающий метаболический дисбаланс исчезает и боль в мышцах стихает.

В ходе наших исследований выявлены как неблагоприятные, так и благоприятные факторы, влияющие на состояние микроциркуляции.

К числу неблагоприятных факторов относится охлаждение. Установлено, что при местном охлаждении тканей голени на одной стороне рефлекторно ухудшается микроциркуляция на другой. Отсюда становится понятным, почему при вертеброгенной патологии переохлаждение играет провоцирующую роль.

Мы применили метод дециметровой радиотермометрии для изучения теплового эффекта на ткани при физических методах лечения у 123 больных с поражением периферической нервной системы. Измерения глубинной температуры проводились в процессе лечения по общепринятым методикам ультразвуком, переменным магнитным полем, диадинамическими и синусоидальными модулированными токами, грязевыми аппликациями, дециметровыми волнами.

Установлено, что после воздействия переменным магнитным полем температура тканей не изменяется. Следует считать, что при применении тех мощностей и продолжительности воздействия, которые были использованы в наших наблюдениях, терапевтический эффект связан лишь со специфическим действием этого физического фактора.

Иная картина выявлена после воздействия диадинамическими и синусоидальными модулированными токами. После процедуры отмечено повышение глубинной температуры тканей на $0,9^{\circ}\text{C}$. Продолжительность теплового эффекта составила более 2 часов.

Наблюдаемый тепловой эффект после применения диадинамических и синусоидальных модулированных токов связан не только с непосредственным превращением электрической энергии в тепловую, благодаря сопротивлению тканей. Стойкость теплового эффекта указывает на выраженные изменения биоэнергетики тканей, происходящие за счет благоприятного влияния этих процедур на систему микроциркуляции и стимулирующего воздействия на обменные процессы.

При лечении иловой грязью температурой $38-40^{\circ}\text{C}$ в течение 10-15 ми-

нут в месте аппликации глубинная температура тканей повышалась на $0,8^{\circ}\text{C}$. Однако тепловой эффект был не столь продолжительным — через 2 часа температура ткани возвращалась к исходной.

Кроме локального повышения температуры, в месте воздействия грязью, отмечено повышение глубинной температуры на $0,4^{\circ}\text{C}$ на грудной клетке, а также аксиллярной температуры на $0,3^{\circ}\text{C}$. Ещё большее повышение глубинной температуры выявлено на кистях и стопах соответственно на $1,3^{\circ}\text{C}$ и $2,1^{\circ}\text{C}$, хотя непосредственных температурных воздействий на них не было. При этом церебральная температура оставалась неизменной.

Выявленные в процессе грязелечения особенности распределения температуры представляют большой интерес с точки зрения физиологии терморегуляции.

Среди физических методов лечения, при которых исследована глубинная температура тканей методом дециметровой радиотермометрии, особенно внимания заслуживает дециметроволновая терапия.

Дециметровые волны проникают в ткань организма на глубину до 7–13 см, где, поглощаясь, вызывают повышение температуры. Воздействие и радиотермометрия проводятся в одном и том же диапазоне длин волн. Имеющееся некоторое различие по длине волны СВЧ генератора и радиотермометра является несущественным; дециметровую радиотермометрию следует считать единственно адекватным методом, с помощью которого можно исследовать тепловой эффект, создаваемый дециметровыми волнами.

Нами впервые исследована глубинная температура тканей в зависимости от мощности энергии дециметровых волн при заданном времени воздействия. Установлено, что при мощности 50 Вт, рекомендуемой в работе [31], наблюдается значительное повышение температуры тканей, превышающее исходную температуру на $3,6 \pm 0,09^{\circ}\text{C}$. Такое повышение температуры граничит с предельно допустимым и может вызвать деструктивные изменения в тканях. Поэтому использование выше указанной мощности следует считать неоправданно рискованным.

При мощности 10–20 Вт локальное повышение температуры тканей происходит в пределах $1,2 - 1,5^{\circ}\text{C}$ и остается еще заметным в течение двух часов после процедуры. Следовательно, вполне достаточно использование мощности 10–20 Вт.

Учитывая стойкость локального повышения температуры тканей, нами предложен новый способ комплексного лечения рефлекторных и корешковых синдромов поясничного остеохондроза. Он включает в себя воздействие дециметровыми волнами на пояснично-крестцовый отдел позвоночника и

последующее проведение сухого вытяжения на тракционном столе.

Предложенный способ отличается от известных способов тем, что с целью уменьшения побочного действия дециметровых волн на больного и вредоносного влияния на обслуживающий персонал, а также с целью сокращения продолжительности процедуры, воздействуют дециметровыми волнами мощностью 10–20 Вт в течение 10–15 минут, после чего проводят сухое дозированное вытяжение.

Измерение глубинной температуры тканей дециметровым радиотермометром сразу после воздействия дециметровыми волнами позволило точно определить величину теплового эффекта.

Данный способ расширяет показания к применению тракционной терапии в группе больных с сопутствующими сердечно-сосудистыми заболеваниями, особенно при артериальной гипертензии, так как воздействие дециметровыми волнами сопровождается гипотензивным эффектом.

Предложенный способ обладает хорошим терапевтическим эффектом при рефлекторных и корешковых синдромах вертеброгенной природы. Кроме того, за счет сокращения продолжительности сеанса лечения повышается пропускная способность процедурного кабинета, а уменьшение выходной мощности приводит к уменьшению потребления электроэнергии в 2–4 раза.

Итак, дециметровая радиотермометрия позволяет определить величину теплового эффекта и может быть использована для контроля за состоянием глубинной температуры тканей при различных методах физической терапии, особенно при дециметроволновой терапии. Результаты измерения температуры дают возможность уточнить дозировку некоторых физиотерапевтических процедур. Дециметровая радиотермометрия открывает большие перспективы дальнейшего совершенствования методов физической терапии, сопровождающихся тепловым эффектом.

Таким образом, дециметровая радиотермометрия – новый неинвазивный метод измерения температуры тканей, будучи весьма точным, информативным и имеющим большие возможности, позволил получить много новых и интересных фактов. С помощью дециметровой радиотермометрии удалось изучить состояние метаболических процессов и, следовательно, уточнить некоторые механизмы патогенеза при сосудистых поражениях головного мозга и неврологических проявлениях вертеброгенных заболеваний нервной системы.

Дециметровая радиотермометрия позволила выявить особенности термотопографии церебральной температуры при опухолях головного мозга, благодаря чему данный метод в комплексе с другими параклиническими

методами с успехом может быть использован в диагностике.

Данный метод оказался также ценным при изучении температурных реакций в процессе некоторых медикаментозных и физических методов лечения. На основе полученных данных предложены новые способы терапевтических воздействий при сосудистых заолеваниях головного мозга и неврологических проявлениях вертеброгенных заболеваний.

Выше перечисленные возможности дециметровой радиотермометрии дают основание рекомендовать её как ценный диагностический метод для широкого применения в неврологии.

Безвредность, безболезненность, быстрота измерения, высокая информативность позволяют рекомендовать метод дециметровой радиотермометрии для применения при массовых профилактических осмотрах населения, а также в условиях поликлиники. Улучшение диагностики заболеваний и возможности использования в догоспитальном периоде может дать значительный экономический эффект.

Дальнейшее техническое совершенствование радиотермометров, направленное на разработку многочастотных миниатюрных и помехозащищенных аппаратов с автоматической обработкой данных, значительно расширит сферу клинического применения метода.

Создание системы радиотермометров на разные длины волн позволит определить распределение температуры в глубину и даст возможность получать температурные поля в трех измерениях. Имеется достаточно оснований надеяться на то, что метод радиотермометрии несомненно станет широко распространенным методом клинической диагностики и медико-биологических исследований.

В заключение авторы выражают благодарность за методическую и практическую помощь в работе Л.К.Сизьминой, И.Ф.Белову, А.И.Оладькиной, Е.А.Аранжереву, Т.Н.Добрыниной, В.Н.Цейтлинной, В.П.Горбачеву, В.М.Шлякосу.

Л и т е р а т у р а

1. Barrett A.H., Myers P.C. - Science, 1975, v.190, p.669-671.
2. Троицкий В.С., Абрамов В.И., Аранжереев Е.А. и др. О возможности использования собственного теплового радиоизлучения тела человека для измерения температура его внутренних органов. - Препринт № 131 - Горький: НИРФИ, 1979, 12 с.
3. Троицкий В.С., Абрамов В.И., Аранжереев Е.А. и др. - В кн.: Тепловидение в медицине, Л., 1980, ч. I, с. 82 - 86.
4. Троицкий В.С., Абрамов В.И., Белов И.Ф. и др. - Изв. вузов - Радиофизика, 1981, т. 24, № I, с. 118 - 121.
5. Троицкий В.С., Густов А.В., Белов И.Ф. и др. - Успехи физ. наук, 1981, т. 134, в. I, с. 155 - 158.
6. Троицкий В.С., Густов А.В., Горбачев В.П. и др. - Радиотермометрия - новый диагностический метод, его возможности и перспективы применения - М., статья депонирована в ВИНТИ, рег. № Д 6300. Деп. 1983.
7. Троицкий В.С., Густов А.В., Горбачев В.П. и др. Приборы и техника эксперимента, 1983, № 5, с. 239 - 240.
8. Троицкий В.С., Густов А.В., Горбачев В.П. и др. - Мед. техника 1984, № 3, с. 5 - 6.
9. Barrett A.H., Myers P.C., Sadowaky N.L. - Radio Science, 1977, v.12, N 6, p.167 - 171.
10. Myers P.C., Sadowaky N.L., Barrett A.H. - J.of Microwave Power, 1979, v.14, N 2, p.105 - 115.
11. Gautherie M., Edrich J., Zimmer R. - J.of Microwave Power, 1979, v.14, N 2, p.123 - 129.
12. Edrich J. - J.of Microwave Power, 1979, v.14, N 2, p.95 - 104.
13. Carr K.L., Morsi El-Mahdi A., Shaeffer J. - IEEE Trans., 1981, v.MTT-29, N 3, p.256 - 260.
14. Robert J., Edrich J. et al. - J.of Microwave Power, 1979, v.14, N 2, p.131 - 134.
15. Mamouni A., Nguyen D.D., Robillard M. et al. - L'Onde Electrique, 1980, v.60, N 12, p.30 - 36.
16. Сафронов В.В., Масленикова И.Р. - В кн.: Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами, М., 1984, с. 33.
17. Кукош М.В., Богданов С.Н., Зубов М.М. и др. - Там же, с. 25.

18. Павлова Л.С., Сахаровская В.Г., Стрельническая Т.А., Коржова В.В. - Там же, с. 31.
19. Гельвич Э.А., Давыдова И.Б., Девятков Н.Д. и др. - Электронная промышленность, 1979, в. 8-9, с. 84 - 88.
20. Бринтон Д. - Электроника (США), 1979, т. 52, № 26, с. 7-8.
21. Плечков В.М., Пугачев В.Ф., Боровикова И.В. и др. - В кн.: Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами, М., 1984, с. 75.
22. Абрамов В.И., Белов И.Ф. А.с. № 934328. - Бюл. изобрет., 1982, № 21.
23. Белов И.Ф., Дивакова Е.К., Добрынина Т.Н. - В кн.: Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами, М., 1984, с. 71.
24. Троицкий В.С. - Изв. вузов - Радиофизика, 1981, т. 24, № 9, с. 1054 - 1061.
25. Ludeke K.M., Keller J., Kansenbach J. - Acta electronica, 1979, v.22, N 1, p.65 - 69.
26. Ludeke K.M., Schiek B., Kohler J. - Electronics Letter, 1978, v.14, N 6, p.194 - 196.
27. Иргер И.М., Ронкин М.А., Федеряев С.Ф. - Вопросы нейрохирургии, 1981, № 5, с. 3 - 7.
28. Колесов С.Н. - Автореферат диссертации канд. мед. наук - М., 1980, - 28 с.
29. Девятков Н.Д., Жуков А.Г., Горюнов А.Н. и др. - Ж. невропатол. и психиатр., 1980, т. 80, в. 12, с. 1782 - 1787.
30. Лихтерман Л.Б. Ультразвуковая томография и тепловидение в нейрохирургии - М.: Медицина, 1983. - 144 с.
31. Антонов И.П., Латышева В.Я., Уладик В.С., Борткевич Л.Г. - Ж. невропатолог. и психиатр., 1982, т. 82, в. 12, с. 1768 - 1772.
32. Эдель Х. - В кн.: Применение энергии дециметровых волн в медицине, М., 1980, с. 9 - 23.

Дата поступления статьи
11 июля 1985 г.

Александр Васильевич Густов
Всеволод Сергеевич Троицкий

**ДЕЦИМЕТРОВАЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ И ЕЕ ПРИМЕНЕНИЕ
В ДИАГНОСТИКЕ ЗАБОЛЕВАНИЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ**

Подписано к печати 11.10.85 г. МЦ 01941. Формат 60x84 1/16.
Бумага писчая. Печать офсетная. Объем 2,44 усл.л.л. Тираж 120.
Заказ 4288. Бесплатно.

Отпечатано на ротацивте НИРФИ