

**Министерство образования Российской Федерации
Научно-исследовательский радиофизический институт
(НИРФИ)**

Препринт № 487

**Медицинская СВЧ радиотермометрия
(аналитический обзор литературных источников)**

С.Н. Колесов
П.И. Орлов
М.А. Прилучный
С.Д. Снегирев
О.П. Соболев

Нижний Новгород
2004

Колесов С. Н., Орлов П. И., Прилучный М. А., Снегирев С. Д.,
Соболев О. П. МЕДИЦИНСКАЯ СВЧ РАДИОТЕРМОМЕТРИЯ
(АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР ЛИТЕРАТУРНЫХ ИСТОЧНИКОВ)

Препринт № 487. – Нижний Новгород: НИРФИ, 2004. – 50с.

УДК 615.47:616–072.7

В обзоре обобщен более чем 20-летний опыт исследований диагностических возможностей радиотермометров с различной длиной волны в разных областях медицины. Приведены общие сведения о температуре как факторе функционального состояния организма и теоретических принципах, которые легли в основу создания приборов для медицинской радиотермометрии.

Основная часть препринта содержит обзор литературы по использованию радиотермометрии в различных областях медицины и отражает анализ отечественных и зарубежных публикаций о применении медицинской радиотермометрии с момента ее зарождения до конца 90-х годов. В Приложении приведены результаты собственных исследований, основанных на полидиапазонном принципе регистрации температурных аномалий с использованием радиотермометров с различной длиной волны.

© Научно-исследовательский радиофизический институт, 2004

Введение

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

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

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

Первые работы, посвященные применению сверхвысокочастотной (СВЧ) радиотермометрии в медицине, появились за рубежом в середине 1970-х гг. В ряде работ этих лет давалось также теоретическое обоснование возможностей измерения температуры глубинных тканей и органов человека и животных на основе приема естественного излучения тела в СВЧ диапазоне электромагнитного спектра. Для этой цели использовали высокочувствительные приемники слабых сигналов, применяемые в радиоастрономии, адаптировав их к условиям приема излучения тела человека с помощью контактного зонда или антенны-аппликатора. Использование радиотермометрии в качестве метода медицинской диагностики началось с исследований Barrett и Mayers [1], которыми были продемонстрированы возможности определения глубинной температуры по собственному радиоизлучению при раке молочной железы.

Зарубежные публикации о применении радиотермометрии в медицине обусловили появление подобных исследований и в нашей

стране. Первенство в этих исследованиях принадлежит горьковчанам (нижегородцам), благодаря основополагающим работам член-корреспондента В.С.Троицкого и его сотрудников. В дальнейшем в нашем городе сформировалось сразу несколько научно-технических групп, которые занялись разработкой и созданием макетных образцов медицинских радиотермометров. В результате появились 30- и 60-сантиметровые радиотермометры (НИРФИ, руководитель член-корр. АН СССР В.С.Троицкий), 4- и 8-миллиметровые радиотермометры (ИПФ РАН, руководитель проф. А.Г.Кисляков), 10-сантиметровый радиотермометр (НИРФИ, руководитель проф. М.М.Кобрин), 17,5-сантиметровый радиотермометр (ГНИПИ, руководитель к.т.н. Н.Н.Холодилов).

Аналогичные разработки проводились: в Москве – радиотермометр на длину волны 20 см, в Киеве – 8-сантиметровый радиотермометр, Каменск-Уральске – 24-сантиметровый радиотермометр.

Это многообразие приборов с различной длиной волны имело как положительное, так и отрицательное значение для осмысления информативности радиотермометрии в медицинской диагностике. Положительный фактор заключался в том, что работы по их клинической апробации стали проводиться широким фронтом. Негативный – в том, что недостаточная изученность радиофизиками теоретических аспектов биологических проблем обусловила неадекватность постановки задач, которые должны были быть решены при оценке информативности и достоверности радиотермометрического метода. Сложилась такая ситуация, при которой отсутствовала полноценная информация от разработчиков радиотермометра о глубине, с которой регистрируется температура, о предельных размерах очага патологии и температурных перепадах, которые может зарегистрировать прибор. Таким образом, врачи в клинике получили тот прибор, который у физиков имелся, а не тот, который по теоретическим выкладкам мог быть оптимальным для объективизации патологии, залегающей на определяемой глубине. В результате медицинские исследования начались практически с «чистого» листа.

Свою погрешность в оценке эффективности метода внесли и врачи, для которых все радиометры были одинаковы, и радиотермометрию трактовали как единый метод без учета длины волны прибора. Отсюда и ошибки в выборе объекта для диагностики, разочарования из-за низкой информативности при обследовании патологии,

расположенной на глубине, о которой данный прибор в принципе не должен был нести какую-либо полезную информацию. Все это привело как к переоценке, так и недооценке возможностей метода.

В аналитическом обзоре приводятся некоторые результаты исследований по использованию радиотермометрии в медицинской диагностике и контролю лечения. Задача обзора состоит в предварительной оценке возможностей одночастотных и многочастотных радиотермометрических методов измерения для медицинской диагностики. Такая оценка необходима в целях выбора оптимальных параметров радиотермометрического канала и способов обработки измерительной информации. Это тем более важно, что в зависимости от патологии необходим выбор канала с оптимальной длиной волны, типом приемного датчика, временем накопления и т.д.

В обзоре рассматриваются медицинские аспекты радиотермометрии на примерах результатов, полученных в следующих областях: онкологии, офтальмологии, педиатрии и т.д.

1. Температура как фактор функционального состояния организма

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

Температура здорового человека определяется реакциями обмена веществ. Количество этой метаболической теплоты значительно колеблется, в основном, в зависимости от разных уровней мышечной деятельности. При сидячей работе эта теплота генерируется в количестве примерно 100 ккал/г, при тяжелой физической работе – 300 ккал/г [2].

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

Дело в том, что теплота, образующаяся в ходе реакции обмена, либо сохраняется в теле, либо передается к поверхности кожи за счет теплопроводности тканей (костей, тканей, жира, кожи) и путем конвекции, сопровождающей циркуляцию крови. Теплопередача происходит также между большими сосудами (артериями, венами) и тканями вследствие разности температур. Таким образом, тепло, переносимое от одной части тела к другой, рассеивается. Через кожу тепло рассеивается четырьмя способами: конвекцией, излучением, испарением и за счет теплопроводности.

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

Многие заболевания сопровождаются местным изменением температуры внутренних органов, что является защитной реакцией организма. Повышение температуры вызывает много различных физиологических реакций как из-за прямого воздействия тепла на клетки ткани, так и в результате влияния теплопродукции на местные нервные рецепторы [3]. Одна из реакций заключается в увеличении кровотока благодаря расширению сосудов, которое сопровождается повышением капиллярного давления, проницаемости клеточных мембран и интенсивности обмена веществ. Перечисленные реакции могут ускорить процесс заживления больной или поврежденной ткани вследствие увеличения переноса метаболитов через клеточные мембраны, повышения концентрации лейкоцитов и антител и увеличения скорости отвода токсинов от пораженных областей. В целом, увеличение общей интенсивности обмена веществ сопровождается повышением температуры. Поэтому термометрия глубинных органов человеческого тела делает возможной диагностику и контроль эффективности лечения многих заболеваний (см. [4] и приведенную там библиографию). Среди них расстройство периферического кровообращения, доброкачественные и злокачественные опухоли, острые заболевания брюшной полости и многое другое. Так при воспалительных процессах, повышение локальной температуры обусловлено как повышением уровня метаболизма, так и увеличением уров-

ня кровотока. Наблюдающийся при остром локальном воспалении уровень кровотока может быть в три-четыре раза выше нормы. Однако основной вклад в гипертермическую реакцию (до 70%) дает увеличение теплопродукции [5].

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

В случае рефлекторной реакции определяющим фактором будет кровоток поверхностных тканей (связанная с ним температурная реакция составляет 1–2°C) [6].

2. Радиотермометрия

(физические основы, принципы регистрации информации, разновидности аппаратуры)

Любое нагретое тело, имеющее температуру выше абсолютного нуля (273°K), в том числе организм человека, излучает электромагнитные волны в широком спектре частот. Физическая сущность этого теплового радиоизлучения заключается в преобразовании внутренней тепловой энергии в энергию электромагнитного поля, распространяющегося за пределы излучающего тела. Это преобразование выполняется вследствие колебательных движений атомов и молекул, обладающих свойствами электрической или магнитной полярности. Интенсивность всех этих процессов пропорциональна температуре тела и его излучательной способности.

Интенсивность теплового излучения тела человека в сверхвысокочастотном диапазоне на несколько порядков меньше, чем в инфракрасной части спектра. В частности, на длине волны 10 см (3 ГГц) она меньше в 10 раз. Именно поэтому для регистрации тепло-

вых сигналов в этом диапазоне требуется аппаратура с более высокой чувствительностью. Однако измерение в СВЧ диапазоне имеет то преимущество, что глубина проникновения излучения гораздо больше и можно измерить СВЧ излучение, исходящее от внутренних структур тела человека.

Глубина эффективного измерения температуры равна толщине излучающего слоя (скин-слоя) и определяется как расстояние, на которое распространяется электромагнитная волна от поверхности объекта до того слоя, в котором интенсивность волны уменьшается в 2,73 раза [3].

Величина скин-слоя зависит от диэлектрической проницаемости биоткани и длины принимаемой волны.

Толщина скин-слоя прямо пропорциональна длине волны, на которой регистрируется радиоизлучение. При прочих равных условиях чем больше длина волны, тем больше глубина ее эффективного проникновения.

Исследование диэлектрической проницаемости неживых (формализированных) биологических тканей в СВЧ диапазоне [3, 7] показало, что ткани с высоким содержанием воды (кожа, мышцы, паренхиматозные органы и др.) обладают меньшей проницаемостью. Именно поэтому толщина скин-слоя в них меньше по сравнению с тканями с малым содержанием воды (жир, костная ткань). По данным авторов, на длинах волн 32; 20; 12,2 см эффективная глубина проникновения для тканей первой группы составила 3,0; 2,4 и 1,7 см, для второй группы – 13,7; 8,4 и 5,2 см, соответственно.

Необходимо отметить, что в этих результатах учитывался только механизм радиационной передачи тепла, тогда как в живом организме существуют и другие механизмы передачи (с кровотоком, вследствие теплопроводности тканей и т.д.), которые могут значительно увеличить глубину проникновения. Именно биологическими факторами передачи тепла можно объяснить высокую долю обнаружения с помощью термографии в инфракрасном (ИК) или радиочастотном диапазонах воспалительных или опухолевых процессов в брюшной полости [8].

В настоящее время существуют дистантные и контактные методы радиотермометрии. Применение дистантных радиотермометров позволяет получать информацию без непосредственного контакта с объектом измерения за счет сфокусированных антенн-рупоров. Кон-

тактные радиотермометры регистрируют температурные изменения путем прикладывания к области исследования антенны-аппликатора.

В зависимости от вида приемника излучения и антенных систем, частотного диапазона, режима калибровки характер получаемой информации может быть различен.

Приемники дистанционного действия (ИК тепловизоры, ИК- и ММ радиотермометры) регистрируют радиояркую температуру, то есть температуру, соответствующую мощности электромагнитного излучения тела человека. При этом в зависимости от длины волны в формировании этого излучения будет участвовать скин-слой различной толщины.

Приемники аппликаторного действия (СВЧ радиотермометры сантиметрового (СМ) и дециметрового (ДМ) диапазонов длин волн) регистрируют интегральную температуру скин-слоя, величина которого определяется длиной волны приемника и диэлектрическими характеристиками тканей области исследования. Большинство авторов считают, что чем больше длина волны, тем меньше вклад поверхностной температуры.

Именно поэтому допустимо понятие "глубинная температура" данной области. Оба метода обеспечивают получение карт распределения контрастов поверхностных и глубинных температур, а при наличии систем термостабилизации и температурных эталонов – карт абсолютных значений интегральной глубинной температуры и температурных глубинных профилей выбранных участков.

Применение дистанционных методов позволяет определить глубинные интегральные температуры. Однако, подобно ИК тепловидению, они имеют недостаток, заключающийся в том, что погрешность определения температуры существенно зависит от излучающей способности объекта и условий, в которых проводится измерение. Вследствие этого, при использовании указанных методов не удастся получить точные значения абсолютной температуры, хотя температурные контрасты глубинной температуры могут быть зафиксированы достаточно точно.

Учитывая высокую информативность абсолютных значений глубинной температуры, за рубежом и в нашей стране активно разрабатываются контактные методы, которые реализуются приемниками СВЧ излучения с разными вариантами антенн-аппликаторов. Различные конструкции радиотермометров медицинского назначения,

разработанные на основе приемника Дике, описаны в работе Land [9], где сравниваются технические характеристики приборов, работающих в частотном диапазоне 2–6 ГГц.

Однако при контактном способе приема теплового излучения биологических объектов неизбежна ошибка измерения, возникающая из-за отражения излучения на границе антенна–объект. Коэффициенты отражения могут существенно отличаться за счет различия диэлектрических свойств излучающих тканей. Влияния этого коэффициента можно избежать при относительном способе измерений, когда регистрируется разность температур в симметричных точках [10].

При абсолютных измерениях температуры необходимо учитывать влияние рассогласования контактной антенны с телом человека на точность измерения радиояркой температуры глубинных тканей или внутренних органов. В связи с этим появляются теоретические исследования и технические разработки возможностей устранения указанной ошибки измерения.

Barrett et.al. [11] предлагают производить измерение коэффициента отражения при стабилизированной температуре высокочастотных цепей радиотермометра. Предложен метод компенсации влияния коэффициента отражения, осуществляемый с помощью регулируемого подшумливания, то есть добавления недостающего шумового сигнала от отдельного калибровочного генератора шума, чем достигается уравнивание реальной температуры биообъекта и антенны приемника [1, 12].

Позднее методы исключения потерь за счет отражения на границе двух сред были исследованы в отечественной литературе. Так, ряд работ [13–16] посвящен теоретическому и экспериментальному изучению шумов во входной цепи радиотермометров, что позволило сформулировать принцип термостатирования.

Полного термодинамического равновесия путем нагрева антенны и высокочастотного тракта достигнуть трудно, так как в этом случае температура антенны должна изменяться в соответствии с измеряемой температурой участка тела, к которому она прикладывается. В действительности термостатирование осуществляется приближенно для средней температуры тела. В отличие от метода компенсации этот прием уменьшает, но не исключает ошибки измерения из-за отражения излучения на границе двух сред.

При компенсационном методе [17–19] осуществляется автоматическая регулировка мощности подшумливаемого сигнала. Это обеспечивает коррекцию подаваемого на антенну сигнала от генератора шума и выравнивание температуры антенны с температурой тела человека. Полная компенсация и калибровка радиотермометра по внешним эталонам обеспечивает точность измерения до $\pm 0,1^\circ\text{C}$ [13, 18].

Техническое воплощение теоретических разработок метода компенсации в различных конструкциях усовершенствованного приемника Дике описано в работах Gupta [20], Land [9], Osterrieder и Scheller [21]. В этих же работах приведены результаты экспериментальной и клинической апробации этих модифицированных приборов. Показано, что осуществление методов компенсации дает хорошие результаты при сопоставлении прямых (с помощью ртутных термометров или термодатчиков) и радиотермометрических измерений температуры на однослойных моделях биологических тканей: вода [21], глицерин [9], раствор хлороформа в воде [22].

Однако использование радиотермометров, осуществляющих прием излучения на одной частоте, не дает информации о глубине залегания патологической температурной неоднородности, что ограничивает диагностические возможности. Поэтому в последние годы разрабатываются методы измерения распределения температуры от поверхности в глубь тела, то есть перед исследователями стоит задача восстановления глубинного температурного профиля.

Есть два направления решения этой задачи: осуществлять многомодовый принцип приема СВЧ излучения [23] или многочастотный [24, 25].

В первом случае предлагается применять аппликаторы возбуждающиеся на разных длинах волн: тогда из-за различия углов падения парциальных волн на границе раздела двух сред глубина проникновения в ткань на одной и той же частоте будет различной для разных типов волн, то есть это в какой-то мере эквивалентно применению разных частот.

Во втором случае регистрация информации осуществляется одновременно несколькими радиотермометрами с различной частотой или радиотермометром полидиапазонного действия.

Эти два метода получения информации о глубинном распределении температуры биообъекта стали предметом исследования и в нашей стране: многомодовый [26] и многочастотный [27–29].

Для решения задачи восстановления глубинного термопрофиля используют различные математические модели. В настоящее время получено решение оценки теплового излучения полупространства с многослойной диэлектрической структурой для трехслойной модели биологических тканей [30].

Следует отметить, что для восстановления глубинного профиля необходимо априорное знание характеристик тканей излучающего слоя, таких как коэффициенты поглощения и отражения на границах различных тканей в многослойной структуре, обусловленные тканевыми диэлектрическими свойствами, например, кожа – жир – мышцы [31, 32]. В этих работах в результате измерений показано, что использование ИК- и двух СВЧ радиометров позволяет судить о глубинном профиле температуры. Глубина снимаемого профиля зависит от параметров слоистой среды и максимальной длины волны принимаемого теплового излучения. Исследовалась зависимость характера получаемых результатов от истинной температуры слоев, их толщины, диэлектрической проницаемости, отражательной способности и других факторов. Сделаны выводы о влиянии экранирующих свойств ближайших к измерительному датчику слоев биологических тканей. Даны предварительные оценки динамики температурного профиля при нестационарных процессах в слоистой биологической среде.

Для обеспечения точности при восстановлении глубинного профиля допустимы погрешности до 10% в отношении диэлектрических параметров тканей [27], которые учитываются в измерениях в качестве априорной информации.

Единичные экспериментальные и клинические исследования регистрации глубинных термопрофилей, восстановленных на основе радиотермометрических измерений в нескольких диапазонах, показали хорошее совпадение с результатами прямых измерений с помощью термометров [27, 33].

Восстановление глубинных профилей с использованием многочастотных радиометрических измерений требует оснащения радиотермометров компьютерной системой обработки. Точность восстановления может быть повышена при увеличении числа частотных

каналов измерений. Так, по мнению Троицкого с соавт. [27], с этой целью можно включить канал измерения температуры тела человека в ИК диапазоне длин волн, который отражает температуру кожного покрова тела человека. Обоснование трехчастотного радиотермометра на длинах волн $\lambda = 10$ и 30 см и ИК канала проведено в работе [29].

Определению глубинного профиля температуры тела человека методом многочастотной радиотермометрии посвящена и работа [28]. Возможность подобных исследований основана, по мнению авторов, на зависимости толщины слоя, формирующего излучение, от длины его волны. Предложены математические расчеты по решению электродинамической задачи о радиоизлучении полупространства с плоскостной структурой и комплексной диэлектрической проницаемостью. Применимость метода исследована в экспериментах по контролю за температурой при проведении сеансов СВЧ гипертермии.

Задачей дальнейших исследований для широкого распространения метода восстановления глубинного профиля в целях обнаружения патологических термонеоднородностей в теле человека и глубины их залегания является разработка системы интерпретации данных многочастотной радиотермометрии.

По мнению Гуляева с соавт. [34], априорная информация о диэлектрической проницаемости излучающей среды, необходимая при восстановлении истинного распределения абсолютной температуры в глубине биообъекта, становится не так важна в случае динамического картирования, позволяющего обследовать функциональное состояние внутренних органов. С этой целью создана многоэлементная установка, включающая в себя помимо радиотермометра на частоту 1,5 Гц сеть из 9 антенн. Эта установка позволяет получать динамические радиотепловые картины, отражающие пространственное распределение и временную зависимость метаболизма и кровотока внутри биообъекта. Аналогично решена задача и для диагностики рака молочной железы [35].

В работах Шевелева [36, 37], Гуляева с соавт. [34] на основе выделения функциональных кластеров (областей с однотипной динамикой радиояростной температуры) производится подробное радиотепловое картирование мозга и органов брюшной полости. В частности, авторы утверждают, что по результатам измерения инте-

гральных величин температуры на нескольких длинах волн можно восстановить истинное распределение глубинной радиояростной температуры с точностью до $\pm 0,05^\circ\text{K}$, в зависимости от времени интегрирования. Проводилась непрерывная регистрация интракраниальных температур радиометрами трех диапазонов: 1,5; 3 и 10 ГГц с одновременным полиграфическим контролем во время сна человека [38]. При засыпании у всех 6 испытуемых в течение 2–3 минут наблюдали снижение интракраниальной температуры на глубине 2,5 см от поверхности кожи примерно на 1 градус; при развитии сна – периодические температурные колебания в $0,1\text{--}0,3^\circ\text{C}$; в более глубоких стадиях сна – медленные волновые изменения температуры амплитудой $0,2\text{--}0,6^\circ\text{C}$ на той же глубине. При утреннем пробуждении – повышение температуры до фонового уровня.

Анализ отечественной и зарубежной литературы, посвященной радиотермометрической медицинской аппаратуре, показал, что в настоящее время решены многие принципиальные вопросы технологии создания высокоинформативных приемников теплового электромагнитного излучения применительно к медицинским и биологическим задачам. Как за рубежом, так и в нашей стране идет интенсивное изучение диагностических возможностей радиотермометрии в различных диапазонах длин волн во многих областях практической медицины.

3. Медицинские аспекты радиотермометрической диагностики

Аспекты медицинской радиотермометрии относительно нового направления исследования изучены явно недостаточно и поэтому будет дана предварительная оценка ее возможностей в некоторых разделах медицины.

3.1. Онкология

Использование радиотермометрии как возможного метода медицинской диагностики началось с исследований Barrett и Mayers [1], которыми были продемонстрированы возможности определения глубинной температуры по собственному радиоизлучению при диагностике рака молочной железы. В этой работе и последующих [11, 39–42] приведены результаты радиотермометрических исследований женщин в частотном диапазоне 3,3 и 1,3 ГГц. В качестве критерия

оценки температурной аномалии использовалась разница радиояростной температуры в симметричных точках. При наличии злокачественного новообразования было выявлено повышение температуры до $1,5^{\circ}\text{C}$. Сопоставление результатов СВЧ радиотермометрии и ИК тепловидения с рентгеновским методом (маммография) показало, что процент правильных диагнозов составил, соответственно, 73, 68 и 92%. Комплексное применение радиотермометрии и тепловидения позволяет повысить информативность диагностики до уровня рентгенографического метода [43, 44]. Возможности радиотермометрии возрастают при применении дополнительных провоцирующих тестов. В частности, Сагг et. al. [45] использовали облучение опухоли молочной железы электромагнитными волнами СВЧ диапазона, что приводит к более сильному ее нагреву по сравнению с окружающими тканями. Аналогичный эффект имеет место и при введении в опухоль солевого раствора [46].

Имеются публикации по использованию для диагностики опухолей молочных желез ММ радиотермометрии с дистантной регистрацией излучения при помощи фокусирующего рефлектора [20, 47–50]. Несмотря на небольшую глубину термозондирования, в этом диапазоне были получены результаты, свидетельствующие о преимуществах микроволновой радиотермометрии перед тепловидением.

К настоящему времени методы СВЧ радиотермометрии показали свою информативность также в диагностике опухолей головного мозга. Так при опухолях головного мозга и травматических оболочечных гематомах СВЧ радиотермометрия ($\lambda=17$ см) выявила температурные нарушения в пределах $0,5\text{--}1,2^{\circ}\text{C}$, в основном, коррелировавшие с топикой патологии. Были выявлены (в диапазоне $\lambda=30$ см) зависимости характера изменения термогенеза в области опухоли головного мозга от ее морфологии, локализации и глубины расположения [51–54].

3.2. Неврология и нейрохирургия

а) патология головного мозга

Использование СВЧ радиотермометрии при сосудистой патологии головного мозга показало высокую информативность метода, в том числе при начальных проявлениях недостаточности кровообращения мозга [54–60]. При выраженных формах сосудистой патологии (дисциркуляторные энцефалопатии, инсульты) отмечено сниже-

ние температуры мозга по сравнению с нормой в среднем на $0,3$ и $0,4^{\circ}\text{C}$, соответственно. При инфарктах мозга снижение церебральной температуры выявляется не только в проекции очага поражения, где оно наиболее выраженное, но и в других областях пораженного полушария, а иногда и в противоположном. По мнению авторов, это объясняется компенсаторным перераспределением кровотока и синдромом "обкрадывания" зон кровоснабжения непораженного полушария. Доказана зависимость частоты выявления температурных нарушений и величины термоасимметрии от времени, прошедшего с момента инсульта.

Показана информативность метода при начальных признаках недостаточности мозгового кровообращения и его диагностическая ценность при массовых профилактических осмотрах [54, 59].

В ряде работ приводятся данные об использовании радиотермометрии дециметрового диапазона в диагностике опухолей головного мозга [50–53]. В проекции бластомы авторы регистрировали повышение или снижение глубинной температуры. Направленность температурных изменений зависит от гистологических свойств опухоли. При нейроэктодермальных и менингоvasкулярных опухолях чаще выявляется локальное повышение температуры. Наибольшие значения термоасимметрии (выше $0,6^{\circ}\text{C}$) отмечены при метастатических опухолях. В ряде случаев локальное повышение температуры сочеталось с участками пониженной температуры. Это явление мозаичности расценивалось как следствие сдавления опухолью нормальной мозговой ткани и нарушения в ней метаболических процессов. При кистозно-перерожденных опухолях чаще регистрировалось снижение церебральной температуры. Выявлена зависимость изменения температуры в области опухоли от локализации и глубины ее залегания от поверхности мозга.

В работе Густова с соавт. [61] показано, что при менингиомах тепловизионным методом выявлялось повышение температуры на $1,0\text{--}1,5^{\circ}\text{C}$, в то время как с помощью дециметрового радиотермометра температурных аномалий обнаружить не удалось. Напротив, при интрацеребральных опухолях температурная асимметрия в пределах $0,4\text{--}1,0^{\circ}\text{C}$ регистрировалась радиотермометром ($\lambda=32$ см), а результаты тепловизионного метода были неубедительными.

Таким образом, тепловидение и дециметровая радиотермометрия не являются конкурирующими методами. Их комплексное применение

ние расширяет возможности неинвазивных методов в диагностике опухолей головного мозга [62].

Данные, полученные методом радиотермометрии, хорошо согласуются с результатами ИК термометрии, а иногда выявляются и при отсутствии информации при ТВ обследовании. У 89% больных с опухолями головного мозга обнаружены термоасимметрии до 2,5°C. Снижение теплопродукции в проекции опухоли имело место при глубинном ее расположении (внутричерепные опухоли) или при внечерепных опухолях (менингиомах) с локализацией на основании мозга или в межполушарной щели. В зоне поверхностно расположенных оболочечных опухолей или внутричерепных опухолей, прорастающих мозговую кору, теплопродукция обычно была усиленной [62].

Нам встретилась лишь одна публикация о применении ММ радиотермометрии при опухолях (менингиомах) головного мозга, в которой показано, что в проекции бластомы регистрируется повышение температуры [47].

б) патология позвоночника и спинного мозга

Имеются единичные работы по применению СВЧ радиотермометрии СМ диапазона при остеохондрозе позвоночника [63, 64]. В работах Густова с соавт. [63,] и Колесова с соавт. [65,] показано, что у практически здоровых лиц глубинная температура в проекции среднегрудного и пояснично-крестцового отделов позвоночника не имеет достоверных различий. При дискогенной пояснично-крестцовой радикулопатии регистрируется ее повышение, при этом наибольшие температурные аномалии – в проекции пораженного диска. Температура в этой области в среднем на 0,4°C выше по сравнению со среднегрудным отделом позвоночника.

Исследованиями Рахлина с соавт. [64] доказано, что на основании данных СВЧ радиотермометрии можно дифференцировать рефлекторные и корешковые синдромы остеохондроза пояснично-крестцового отдела позвоночника. При рефлекторных формах остеохондроза регистрируется снижение глубинной температуры в заинтересованном отделе позвоночника по сравнению с усредненными данными, полученными при обследовании здоровых испытуемых.

При дискорадикулярном конфликте исследование пояснично-крестцовой области в дооперационный период тепловизионным ме-

тодом выявило зону повышенного свечения в проекции патологии в пределах 0,5°C; радиометрический метод обнаружил термоасимметрию в пределах 0,4–0,8°C [65].

При обследовании нижних конечностей тепловизионным методом определяется снижение свечения в автономной зоне иннервации пораженного корешка в пределах 0,7–1,5°C. Радиометрическим методом ($\lambda=10$ и 17 см) в большинстве случаев регистрировалось увеличение термоасимметрии между здоровой и больной конечностями по сравнению со значениями физиологической нормы. Разность температуры у больных колебалась от 0,7 до 1,2°C и совпадала по знаку с тепловизионными данными (снижение температуры больной ноги).

В работе [65] ($\lambda=17$ см) показано, что в зоне очага патологии отмечается максимальный или один из наиболее высоких показателей термоасимметрии, который равен $2,6\pm 0,4$ °C.

Густовым с соавт. [66] описан способ контроля эффективности лечения больных поясничным остеохондрозом с корешковыми и рефлекторными синдромами с помощью СВЧ радиотермометрии.

3.3. Гастроэнтерология

СВЧ радиотермометрия ($\lambda=60$ см) оказалась информативной в диагностике заболеваний органов брюшной полости. Радиотермометрия использована с целью диагностики при заболеваниях ряда органов (почки, печень, желчный пузырь, поджелудочная железа и др.) и контроля за эффективностью лечения [67–71].

Для каждой нозологической формы выявлены изменения во внутренних органах; по отклонению температуры органа в ту или иную сторону от нормы можно судить о характере поражения (воспаление, дистрофические процессы).

Вместе с тем, радиотермометрия позволяет осуществлять контроль за ходом лечения. При адекватном лечении температура внутренних органов нормализуется (ранее повышенная, чаще при воспалительных процессах – снижается, сниженная – повышается), что свидетельствует о восстановлении процессов микроциркуляции.

В частности, при остром холецистите регистрируется повышение температуры в пределах 0,4–0,7°C в проекции очага патологии (измерения на длинах волн $\lambda=8$ см [68], $\lambda=17,5$ см [69] и $\lambda=30$ см [70]). В результате измерений выявлено, что контрасты в дециметровом

диапазоне определяют степень воспалительных реакций печени и желчного пузыря: дискинезия желчевыводящих путей отличается небольшой величиной контрастов – 0,5–0,7°C.

При хроническом гепатите наблюдается значительное повышение температуры в области печени ($\Delta T=0,9-1,1^\circ\text{C}$). Процесс воспаления при циррозе печени также отражают величины контрастов: $\Delta T=1,5^\circ\text{C}$ и выше [71].

3.4. Акушерство и гинекология

Диагностика гинекологических заболеваний, методом радиотермометрии на длине волны 20 см [72, 73] и 30 см [64] показала, что глубинные воспалительные процессы дают приращение температуры в проекции патологии до 2°C .

В работах [64, 72, 73] установлено, что у больных с клинически выраженным воспалением придатков матки температура выше, чем в здоровой ткани. Однако СВЧ радиометр дает приращение температуры в 2–3 раза выше, чем электротермометр на коже в проекциях этих же органов.

При измерении температуры с помощью СВЧ радиометра у беременных [72] имело место четкое увеличение показателя температуры над областью пупка по мере увеличения срока беременности. Так, при сроках беременности 36–38 недель температурный контраст в области пупка был выражен значительно ярче, чем у женщин при сроках беременности 26–32 недели.

Однако при сравнении температурных показателей в области пупка у беременных и небеременных женщин установлено несовпадение данных, полученных с помощью СВЧ радиометра и электротермометра. Этот факт свидетельствует о большей точности и достоверности исследований с помощью СВЧ радиотермометра.

В работе [64] обнаружено, что киста яичников дает заметное понижение температуры, что отличает ее от злокачественного новообразования.

3.5. Педиатрия

Большой интерес представляют работы по использованию этого метода в педиатрической практике, где его неинвазивность и безвредность имеют особое значение.

Радиотермометрия (на длине волны 30 см) позволила с высокой достоверностью диагностировать активность процесса при ревматоидных и ревматических артритах [74–76]. Обнадеживающие результаты получены при применении 10-сантиметрового радиометра в дифференциальной диагностике острой хирургической патологии брюшной полости, в том числе, при невыраженных местных клинических проявлениях [77], гематогенном остеомиелите длинных трубчатых костей [78].

У детей с острым остеомиелитом в первые дни заболеваний выявляется местное повышение температуры, в то время как рентгенологический очаг патологии еще не определяется. При хроническом остеомиелите в стадии обострения также регистрируется повышение температуры, локализация которого соответствует очагу деструкции, выявленному на рентгенограммах. При хроническом остеомиелите в стадии ремиссии термоасимметрии не наблюдалось.

У детей с ревматическими и инфекционно-аллергическими полиартритами данные радиотермометрии, электротермометрии и тепловидения соответствовали результатам клиничко-лабораторных методов исследования. При ревматоидном артрите, по мере исчезновения признаков воспаления, метод радиотермометрии становится более информативным.

Проведенный анализ результатов СВЧ радиотермометрии, полученных в группе больных с острым гематогенным остеомиелитом, показал достоверное повышение температуры в зоне поражения кости по сравнению с симметричным непораженным участком на $1,5-3^\circ\text{C}$. На показатели радиотермометрии оказывали влияние следующие факторы:

- а) давность заболевания: чем больше срок заболевания, тем выше показатели температуры, что соответствовало выраженности и степени воспалительного процесса;
- б) форма острого гематогенного остеомиелита: наиболее высокая разница температуры в $2,5-3^\circ\text{C}$ отмечена при септикопиемической форме и менее выраженная в $1,5-2^\circ\text{C}$ при локальной форме заболевания.

При хроническом остеомиелите в фазе обострения местное повышение температуры больного участка было отмечено у всех больных. При этом температурная асимметрия, по сравнению с непораженным участком составляла $1,5-2,5^\circ\text{C}$. В фазе ремиссии (вне обост-

рения) при наличии секвестров постоянно держится разница температуры в 1–1,5°C, что указывает на наличие оставшегося воспалительного очага с дремлющей инфекцией.

У детей с заболеваниями легких показана значимость радиотермометрического метода исследования для диагностики односторонних очаговых, сегментарных, долевого пневмоний. Было выявлено повышение температуры в зонах, совпадающих по локализации с проекцией очагов воспаления по данным клинкорентгенологических исследований.

Анализ результатов радиотермометрических измерений у детей с артралгиями не выявил локальных гипертермических изменений и асимметрии внутренних температур в исследуемых суставах. У детей с ревматическими полиартритами данные СВЧ термометрии совпадают с результатами клинкорлабораторных методов исследования. Наиболее интересные данные получены у детей с ревматоидным артритом. У таких детей отмечено значительное повышение температуры в больных суставах, когда клинически ни гиперемии, ни отека суставов выявлено не было, но лабораторные данные свидетельствовали об активности патологического процесса [79].

3.6. Травматология и ортопедия

Ряд публикаций посвящен использованию метода в травматологии ортопедии [65, 80]. СВЧ радиотермометрия на длинах волн 10 и 17,5 см позволяет оценить глубину термического повреждения и провести дифференциальную диагностику ожогов IIIA, IIIB и IV степени [81, 82]. Способ [81] заключается в том, что производят регистрацию теплового излучения пораженных и здоровых тканей в сантиметровом диапазоне длин волн ($\lambda=10$ см), и в случае, если пораженные ткани холоднее здоровых менее чем на 2°C, ставят диагноз ожога IIIA степени, если холоднее на 2–5°C – IIIB степени, а если холоднее более чем на 5°C – ожога IV степени.

С помощью радиотермометрии возможно определить особенности течения восстановительного периода при различных повреждениях опорно-двигательного аппарата [83]: при посттравматическом остеомиелите длинных трубчатых костей оценить активность гнойно-воспалительного процесса, прогнозировать эффективность консервативного или хирургического методов лечения.

3.7. Ангиология

Имеются публикации, показывающие возможности радиотермометрии при диагностике заболеваний аорты и магистральных сосудов нижних конечностей [84]. Изменение топографии глубинной температуры под влиянием функциональных проб свидетельствует о возможностях макро- и микрососудистого русла, поэтому позволяет делать прогноз эффективности хирургической коррекции.

В работе [85] показано, что у больных с начальными проявлениями недостаточности кровоснабжения мозга, обусловленными артериальной гипертензией, атеросклерозом или их сочетанием, температура головного мозга оказалась пониженной на 0,3°C ($P<0,001$). Наибольшее снижение, в среднем на 0,5°C, отмечено при атеросклерозе сосудов головного мозга. Метод позволяет выявить патогенетически значимый критерий диагностики начальных форм сосудистых поражений мозга и может быть использован в практике профилактических осмотров и диспансеризации населения.

Экспериментальные исследования радиотермометрическим методом в диапазоне $\lambda=10$ см [86] показали возможность изучения частотной и энергетической динамики пульсовой компоненты; измерены соотношения спектральных составляющих низкочастотных компонент, обусловленных кровотоком. Показано, что в зависимости от степени нарушений кровотока существенно изменяется мощность первой, второй и третьей гармоник частоты пульса; возможно измерение локального и глубинного кровотока.

3.8. Офтальмология

В работах [87, 88] показаны возможности радиотермометра ($\lambda=10$ см) в диагностике и контроле лечения глазных болезней. Во всех случаях проникающих ранений глазного яблока наблюдается увеличение глубинной температуры от 0,6 до 1,7°C на второй день после травмы. Сроки нормализации определяются степенью повреждения. При легких ранениях в процессе лечения происходит быстрое уменьшение глубинной температуры до нормальных значений. В особо тяжелых случаях проникающих ранений с наличием металлического осколка и повреждениями хрусталика повышение температуры было более значительным (до 1,5–1,7°C).

Проведенные исследования позволяют уточнить методику лечения, объективизировать возможные осложнения [89].

Разработан способ диагностики злокачественных новообразований глазного яблока путем СВЧ радиометрии в диапазоне $\lambda = 10$ см. Для выявления локализации новообразования измеряют глубинную температуру глазных яблок в пяти симметричных точках. При повышении температуры более чем на $0,4^{\circ}\text{C}$ в одной из зон по сравнению с температурой симметричной области здорового глаза диагностируют злокачественное новообразование данной локализации [88].

3.9. Аллергология

Имеются единичные публикации [90, 91], оценивающие возможности СВЧ радиотермометрии в аллергологии. Обследованы больные хроническим астматическим бронхитом, бронхиальной астмой и аллергическим ринитом. У больных легочными формами аллергических заболеваний обнаружено снижение средних глубинных температур на $1-1,5^{\circ}\text{C}$ и резкое повышение неоднородности температур полей.

3.10. Радиотермометрия при контроле эффективности лечения

Большие перспективы открывает использование СВЧ радиотермометрии в решении задач контроля эффективности проводимого лечения [40, 46, 87, 92].

Наиболее актуальным является вопрос о применении метода для неинвазивного контроля за температурой нагрева тканей при СВЧ гипертермии злокачественных опухолей, в частности, молочных желез. Необходимость точной дозировки температурного воздействия требует измерения температуры в облучаемой опухоли до, во время и после СВЧ нагрева [46, 92-98].

В работе [93] сообщаются результаты измерения среднеглубинной температуры двумя радиотермометрами на длину волны 9 и 18 см до и после контактного СВЧ нагрева установкой "Плот" (частота 915 МГц, используемая мощность излучения 15-40 Вт). Гипертермии подвергались пораженные участки у больных различными стадиями рака молочной железы. Приводятся данные об изменении контрастной температуры после гипертермии и о результатах восстановления глубинного температурного профиля.

СВЧ радиотермометрия с длиной волны 30 см использовалась в качестве метода контроля эффективности медикаментозной терапии.

Объективизирован характер влияния сосудистых препаратов при облитерирующем атеросклерозе магистральных артерий нижних конечностей [84, 99], никотиновой кислоты на метаболические процессы головного мозга при цереброваскулярных заболеваниях [55, 100].

С помощью СВЧ радиотермометра с длиной волны $\lambda = 10$ см оценивалась температурная реакция глазных яблок на лечение адреналином и мезатоном [89].

Перспективно применение метода в процессе физиотерапевтического лечения [101-104], для контроля теплообмена и теплопродукции организма, находящегося в экстремальных условиях [105].

СВЧ радиотермометрия при физиотерапии больных с поражением сосудов нижних конечностей проводилась до начала лечения и по окончании курса физиотерапии [103]. Измерялась температура в симметричных участках нижних конечностей на уровне верхней трети, середины и нижней трети голени, а также на уровне стопы и пальцев ног. Качество периферического кровообращения оценивалось по наличию термоасимметрии и, главным образом, по величине продольного градиента (Δt), то есть разницы температур на уровне верхней трети голени и пальцев ног. Как известно, Δt в норме не превышает $3,5-4,0^{\circ}\text{C}$. До начала лечения наиболее характерными термографическими признаками были изменения нормальной топографии, заключавшиеся в симметричной "термоампутации" с уровня нижней трети голени (в 92,8% наблюдений), а также в увеличении продольного градиента до $4,8-10,2^{\circ}\text{C}$.

В работе [106] приведены данные СВЧ радиотермометрии при лечении больных детским церебральным параличом. В комплексную терапию больных было включено воздействие на группы мышц синусоидальными модулированными токами низких частот, которые оказывают положительное воздействие на функциональное состояние нервной системы, трофические процессы, метаболизм тканей и снижают спастичность мышц. Все перечисленные процессы сопровождаются изменением глубинной температуры тканей, и это изменение является достоверным отражением процесса лечения.

В работах [66, 107] показаны возможности радиотермометрии в оценке эффективности лечения пациентов с остеохондрозом поясничного отдела позвоночника.

Некоторые сравнительные результаты медицинской радиотермометрии в миллиметровом и сантиметровом диапазонах длин волн приведены в работах [108, 109].

Заключение

Проведенное исследование показывает перспективность медицинской радиотермометрии как средства диагностики и контроля лечения. В диагностическом плане наиболее перспективным является применение радиотермометрии в целях раннего выявления онкологических, воспалительных и сосудистых заболеваний.

Достоинствами этого метода являются неинвазивность, безопасность для пациента и обслуживающего персонала, безболезненность самой процедуры, простота использования аппаратуры, возможность автоматизации процессов обработки измерительной информации.

Оптимальным для любого инструментального метода является поиск области применения или задач, которые не перекрывались бы другими методиками. Для радиотермометрии, основанной на регистрации температуры, изменения которой возникают практически при всех формах патологии, эта задача не из легких, но в конечном счете решаемая; надо только правильно расставить акценты в возможностях метода. До сих пор к радиотермометрии относятся как к очередному методу топической диагностики очага патологии, то есть относят его к анатомо-топографическим методам прямой визуализации, таким как рентгенография, доплерография и др. И в этом, на наш взгляд, главная ошибка, ведущая к переоценке или недооценке возможностей метода. В частности, в работах, посвященных изучению возможностей радиотермометрии при остеомиелитах длинных трубчатых костей, основной акцент делался на диагностику топики гнойно-воспалительного очага, который и без того хорошо объективизируется методами прямой визуализации (рентгенография, компьютерная томография). В этой ситуации, по-видимому, целесообразнее оценивать степень активности воспалительного процесса.

Радиотермометрия – это, прежде всего, функциональный метод, регистрирующий информацию, в основе которой лежат сосудистые и метаболические изменения, в основном, общие для большинства заболеваний. Но самое главное, что эти изменения возникают уже на ранних стадиях заболевания, имеют тенденцию к развитию и, в большей или меньшей степени, свойственны практически всем нозо-

логическим формам патологии. Именно поэтому радиотермометрия имеет широкую область применения в качестве вспомогательного метода на этапах уточнения диагноза и основного диагностического метода для контроля за эволюцией очага патологии в процессе лечения.

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

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

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

Проведение сравнительных исследований показало применимость того или иного метода радиотермометрии (ИК или СВЧ); значение используемой длины волны во многом определяется глубиной залегания очага патологии. Так, например, заболевания кожного покрова бесполезно исследовать СВЧ радиотермометром на длину волны $\lambda=30$ см, а необходимо применить ИК радиотермометрию. Диагностика злокачественных новообразований глазного яблока наиболее эффективна в СВЧ радиотермометрии ($\lambda=10$ см). Эта особенность связана с глубиной проникновения излучения и вызывает

необходимость оптимизации выбора центральной частоты радиометра в зависимости от области применения радиотермометра. Одним из вариантов расширения диагностических возможностей радиотермометрии является создание многочастотной системы (радиотермографа).

Оригинальные результаты исследования в этом направлении приведены в Приложении.

Литература

1. *Barrett A.H., Myers P.C.* // Radio Sci. 1975. V. 190. P. 669.
2. *Liang-Tseng Fan, Fu-Tong-Hsu, Ching-Lai* // IEEE Trans. on Bio-Med. Engeneering. 1971. V. 18, No. 3. P. 218.
3. *Гай, Лемани, Стоунбридж.* // ТИИЭР. 1980. Т. 68, № 1. С. 66.
4. *Искандер М.Ф., Дерни К.Х.* // ТИИЭР. 1960. Т. 68, № 1. С. 148.
5. *Кошелев В.Н., Перцов О.Л.* // Тепловидение в медицине. Ч. 1. Л., 1987. С. 243.
6. *Перцов О.Л., Кошелев В.Н., Райгородская Г.Г.* // Тепловидение в медицине. Ч. 1. Л., 1987. С.126.
7. *Шван Л., Фостер О.* // ТИИЭР. 1980. Т. 68, № 1. С. 121.
8. *Бергстрем Я., Кузнецов В.М., Кукуй Л.М. и др.* // ЖТФ. 1983. Т. 53, вып. 1. С. 138.
9. *Land D.V.* // Electronic Lett. 1983. V. 19, No. 24. P. 1040.
10. *Vosquet B., Mamouni A., Van de Veide J.C., Larou Y.* // Rev. Phys. Appl. 1988. No. 7. P. 1273.
11. *Barrett A.H., Myers P.C., Sadowsky N.L.* // Radio Sci. 1977. V. 12. P. 167.
12. *Luedeke K.M., Kohler G.* // Acta Electronica. 1969. V. 22, No. 1. P. 65.
13. *Троицкий В.С.* // Изв. вузов. Радиофизика. 1981. Т. 24, № 9. С. 1054.
14. *Троицкий В.С., Густов А.В., Белов Л.Ф. и др.* // УФН. 1981. Т. 134, вып. 1. С. 155.
15. *Холодилов Н.Н.* // Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами. 1985. С. 15.
16. *Холодилов Н.Н., Боровикова И.В.* // Теплорадиовидение в травматологии и ортопедии: Сб. науч. трудов. Горький: Горьк. НИИТО, 1988. С. 45.
17. *Рахлин В.Л.* // Изв. вузов. Радиофизика. 1984. Т. 27, № 9. С. 1204.
18. *Павлова Л.С., Поляков В.М.* // Изв. вузов. Радиофизика. 1987. Т. 30, № 3. С. 435.
19. *Троицкий В.С., Рахлин В.Л.* // Изв. вузов. Радиофизика. 1987. Т. 30, № 11. С. 1397.
20. *Gupta C.* // Electronic Power. 1981. V. 5. P. 403.

21. *Osterrieder S., Scheller C.* // Frequenz. В. 1983. No. 37. P. 7.
22. *Mamouni A., Nguyen D.D., Ribillard M., et al.* // Linole Elecrtique. 1980. No. 12. P. 30.
23. *Mamouni A., Gelin Ph., Leroy Y.* // Proc. 18th Europ. Microwave Conf. Stockholm, 1988. P. 632.
24. *Misushina Shisuo, Hamamura Yoshinori, Sigiura Toshifumi.* // IEEE. MTT-S. 1986. P. 759.
25. *Mongiardo M., Bardati F., Solimini D., Tognolatti P.* // Proc. 34th Congr. Electron. Joint Conf. Dev. Telecommun. And Energy Syst. Rome, 1987. С. 441.
26. *Шмаленюк А.С.* // Сб. тр. Всес. конф. "Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиометрическим методом". М., 1985. С. 117.
27. *Троицкий В.С., Аранжереев Е.А., Густов А.В.* // Изв. вузов. Радиофизика. 1986. Т. 29, № 1. С. 62.
28. *Гайкович К.П., Сумин М.И., Троицкий Р.В.* // Изв. вузов. Радиофизика. 1988. Т.31, № 9. С. 1104.
29. *Лебедев И.С., Лисов А.А., Орлов И.Я., Снегирев С.Д.* Комплексная ИК-СВЧ медицинская радиотермометрия (учебное пособие): Препринт № 441 НИРФИ. Нижний Новгород, 1998. 75с.
30. *Bardati P., Mongiardo M., Solimini D.* // IEEE MTT-S. 1985. № 4. P. 75.
31. *Лебедев В.С., Орлов И.Я., Снегирев С.Д.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-85". Фрунзе, 1985. С. 130.
32. *Лебедев В.С., Орлов И.Л., Снегирев С.Д.* // Тез. докл. VIII Всес. конф. "Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение". М., 1986. С. 164.
33. *Mamouni A., Dus Dung Nguen, Robillard M., et al.* // L'onde electrique. 1980. V. 60, No.2. P. 30.
34. *Гуляев Ю.В., Годик Э.Э., Дементюенко В.В.* // Докл. АН СССР. 1988. Т. 229, № 5. С. 1259.
35. Multiple antennae breast screening system: Пат. 4.774.961 США, Int. C1⁴ A 61B5/00; Заявл. 24.10.86; Опубл. 04.10.88.
36. *Шевелев И.А.* // Успехи физиологических наук. 1987. Т. 18, № 2. С. 16.
37. *Шевелев И.А., Кузнецова Г.Д., Цыкалов Е.Н.* Термоэнцефалоскопия. М.: Наука, 1989. 224с.
38. *Гончаренко А.М., Дементюенко В.В., Кузнецов И.В. и др.* // Тез. докл. Всес. конф. "Актуальные проблемы физиологии и патологии сна". М., 1985. С. 22.
39. *Porter R., Miller H.* // Proc. IEEE Electrol., Session 30. Boston, 1978.
40. *Mayers P.C., Sadowski M.I., Barrett A.H.* // J. Microwave Power. 1979. V. 14, No. 2. P. 105.

41. *Luedeke K.M., Kohler G.* // J. Microwave Power. 1983. V. 18, No. 3. P. 277.
42. *Павлова Л.С., Поляков В.М., Сахаровская В.Г.* // Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами: Тр. Всес. конф., М., 1985. С. 47.
43. *Игошев И.П., Маречек Л.С., Павлова В.М. и др.* // Медицинская радиология. 1985. № 7. С. 63.
44. *Терентьев И.Г.* Радиофизические методы в комплексной диагностике рака молочной железы: Автореф. дис. ... докт. мед. наук. Н. Новгород, 1992. 24 с.
45. *Carr K.L., Morsie El, Mahbi A., Shaeffer Y.* // IEEE Trans. MTT. 1981. V. 29, No. 3. P. 256.
46. *Гавриленко М.Ф., Гусев А.Н., Мединец Ю.Р.* // Труды 2 Всесоюз. симпозиума «Гипертермия в онкологии», Минск, 1990. С. 55.
47. *Gauterie M., Edrich J., Zimmer R.* // J. Microwave Power. 1979. V. 14, No. 2. P. 123.
48. *Enander B., Larson C.* // Electronics Power. 1974. V. 10, No. 15. P. 317.
49. *Воробьев Л.П., Шестаков В.А., Андреев Н.Г.* // Зарубежная радиоэлектроника. 1984. № 11. С. 107.
50. *Edrich J.* // Proc. 6th European Microwave Conf. Rome, 1976. P. 137.
51. *Matouni A., Bliot F., Leroy Y.A.* // Proc. 7th Europ. Microwave Conf. "Microwave-77". Copenhagen, 1977. P. 703.
52. *Густов А.В., Аржанов Н.И., Цейтлина В.Н.* // Тез. докл. I Всес. совещ. по термографической диагностике холестерическими жидкостями в клинике и эксперименте. М., 1983. С. 115.
53. *Густов А.В., Троицкий В.С., Аржанов Н.И. и др.* // Вопросы нейрохирургии. 1986. № 1. С. 27.
54. *Густов А.В., Цейтлина В.Н.* // Тепловидение в медицине. 1984. С. 19.
55. *Троицкий В.С., Густов А.Д., Горбачев В.П.* // Механизмы и корреляция восстановительных процессов мозга. 1982. С. 61.
56. *Густов А.В., Троицкий В.С., Цейтлина В.Н.* // Тез. докл. Всес. науч.-техн. конф. "Вопросы разработки и внедрения радиоэлектронных средств при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний". М., 1984. С. 129.
57. *Григорьева В.Н., Густов А.В., Сызганов А.И., Данильцева Г.Н.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-88". Л., 1988. Ч. 2. С. 41.
58. *Густов А.В., Троицкий В.С., Горбачев В.П.* // Физиология человека. 1985. Т. 11, № 1. С. 151.
59. *Анзимиров В.Л., Архипова Н.А., Валиев И.В. и др.* // Тез. докл. I Совещания по картированию мозга. М., 1991. С. 20.
60. *Нифонтова Л.А., Панков Д.Д., Густов А.В.* // Клиника, диагностика и лечение основных неврологических и психиатрических заболеваний:

- Материалы III Респ. съезда невропатологов, психиатров и наркологов Грузии. Тбилиси, 1987. С. 122.
61. *Густов А.В., Троицкий В.С., Аржанов Н.И. и др.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-82". Л., 1982. С. 313.
 62. *Анзимиров В.Л., Лихтерман Л.Б., Гуляева С.В. и др.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-88", Ч. 2. Л., 1988. С. 109.
 63. *Густов А.В., Семенова Е.П., Аржанов Н.И., Цейтлина В.Н.* // Журн. неврологии и психиатрии им. С.С.Корсакова. 1987. № 4. С. 490.
 64. *Рахлин В.Л., Алова Г.Е., Машина Г.М.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-88". Л., 1988. Ч. 2. С. 105.
 65. *Колесов С.Н., Холодилов Н.Н., Боровикова И.В. и др.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-85". Фрунзе, 1985. С. 310.
 66. А. С. № 1287889 СССР МКИ А 61 №5/02, А 61 Н1/40. Способ лечения больных поясничным остеохондрозом с рефлекторными и корешковыми синдромами / *Густов А.В., Семенова Е.П., Цейтлина В.Н. и др.*: Заявл. 21.04.84; Оpubл. 07.02.87; Бюл. № 5.
 67. *Вогралик М.В., Развозова Е.П.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-88". Л., 1988. Ч. 1. С. 202.
 68. *Земсков В.С., Возианов С. А., Гаевский В.С.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-85". Л., 1985. С. 293.
 69. *Миронов В.В., Прахова Ж.В., Панишина Р.П.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-91". Красногорск, 1991. С. 137.
 70. *Кукош М.Б., Богданов С.Л., Троицкий В.С.* // Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами: Сб. тр. Всес. конф. М., 1985. С. 155.
 71. *Андреев Н.К., Воробьев Л.И., Станкевич О.К.* // Тез. докл. IX Всес. конф. "Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение". М., 1989. С. 104.
 72. *Маречек С.В., Павлова Л.С., Поляков В.М. и др.* // Тр. Всесоюз. конф. "ТеМП-85". Л., 1987. Ч. 2. С. 205.
 73. *Арманд Н.А., Маречек С.В., Павлова Л.С. и др.* // Тр. Всес. конф. "ТеМП-82". Л., 1982. С. 292.
 74. *Сафронов В.В., Масленникова И.Р.* // Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами: Сб. тр. Всес. конф. М., 1984. С. 35.
 75. *Сафронов В.В., Масленникова И.Р., Чурбанов М.М. и др.* // Тр. Всес. конф. "ТеМП-85". Л., 1987. Ч. 2. С. 150.
 76. *Чурбанов М.М., Сафронов В.В.* // Тепло-радиовидение в травматологии и ортопедии: Сб. науч. трудов. Горький: Горьк.НИИТО, 1988. С. 149.
 77. *Казимиров Л.И., Горюхов А.М., Снегирев С.Д., Лебедев В.С.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-88". Л., 1988. С. 5.

78. *Казимиров Л.И., Горохов А.М., Малышев Е.С. и др.* // Тепло радиовидение в травматологии и ортопедии: Сб. науч. тр. Горький: Горьк. НИИТО. 1988. С. 155.
79. *Масленникова И.Р., Сафронов В.В.* // Тр. Всес. конф. «Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами». Звенигород, 1984. С. 35.
80. *Дмитриева Г.М.* // Сб. науч. тр. «Тепловидение в травматологии и ортопедии». Горький, 1988. С. 137.
81. А. С. №1544363. Способ дифференциальной диагностики ожогов III и IV степени / *Кошечкин С.В., Орлов И.Я., Лебедев В.С., Гогин А.Ю.*; Заявл. 18.04.88; Оpubл. 23.02.90.
82. *Кошечкин С.В.* Диагностические возможности тепло радиовидения для определения глубины ожогов в ранние сроки: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Н. Новгород, 1992. 17с.
83. *Прахова Ж.Б., Орлова М.Е., Бобров М.И.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-91". Красногорск, 1991. С. 100.
84. *Макаров Н.А., Рахлин В.Л.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-88". Ч. 1. Л., 1988. С. 193.
85. *Гусев Е.И., Густов А.В., Нифонтов Л.А. и др.* // II Всес. науч.-тех. конф. «Проблемы создания технических средств для диагностики и лечения сердечно-сосудистой системы». Львов, 1987. С. 15.
86. *Лебедев В.С., Орлов И.Я., Снегирев С.Д.* // II Всес. науч.-тех. конф. «Проблемы создания технических средств для диагностики и лечения сердечно-сосудистой системы». Львов, 1987. С. 41.
87. *Лычев В.В.* Некоторые возможности контроля динамики раневого процесса в глазу радиотермометрическим методом // Тепло видение в медицине. Тр. Всесоюз. конф/ "ТеМП-88", 1990.-Ч.2.-С.62-65.
88. А. С. №1538301. Способ диагностики злокачественных новообразований глазного яблока / *Лычев В.В., Косовский Л.В., Маланова Н.П. и др.*; Заявл. 16.01.86; Оpubл. 15.09.89.
89. *Лычев В.В., Орлов И.Я.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-88". Ч. 2. Л., 1988. С. 109.
90. *Бородин Ю.Н., Павлова С.А., Поляков В.Н.* // Советская медицина. 1989. № 2. С. 19.
91. *Бородин Ю.П., Павлова Л.С., Павлова О.Б., Еремин Ю.В.* // Тр. Всес. конф. "ТеМП-88". Л., 1988. Ч. 2. С. 96.
92. *Пугачев В.Ф., Плечков В.М., Боровикова И.В.* // Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами: Тр. Всес. конф. М., 1985. С. 56.
93. *Геруни П.М., Грегориан Ф.А., Хачатрян Л. А.* // Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами: Сб. тр. Всес. конф. М., 1985. С. 89.
94. Microwave endoscope detection and treatment system: Пат. 4.557.272 США, Int. C1⁴ A 61 B5/02. Заявл. 09.02.81; Оpubл. 10.12.85.
95. Hiperthermia applicator: Пат. 4.197.860 США, Int. C1² A 61 №5/02. Заявл. 21.11.87; Оpubл. 15.04.80.
96. *Плечков В.М., Пугачев В.Ф., Боровикова И.В. и др.* // Тр. Всес. конф. «Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами». Звенигород, 1984. С. 56.
97. *Шерешевский О.В., Белов С.В.* // II Всес. симп. «Гипертермия в онкологии». Минск, 1990. С. 66.
98. Method and apparatus for measuring the temperature of a body in microwave: Пат. 4.583.869 США, Int. C1⁴ G01K1/00. Заявл. 04.05.82; Оpubл. 22.04.86.
99. *Макаров Н.А., Кукош М.В., Рахлин В.Л., Троицкий В.С.* // Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами: Сб. тр. Всес. конф. М., 1985. С. 158.
100. *Густов А.В., Троицкий В.С., Абрамов В.М.* // Проблемы профилактической ангионеврологии. 1981. С. 80.
101. *Густов А.В., Цейтлина В.Н.* // Сб. тр. Всес. конф. "Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами". М., 1985. С. 55.
102. *Густов А.В., Семенова Е.Н., Цейтлина В.Н.* // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры. 1985. № 2. С. 55.
103. *Стрельцова Е.Н., Миненков А.А.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-88" Ч. 1. Л., 1988.
104. *Развозова Е.П., Коваленко Г.А., Рахлин В.Л., Троицкий В.С.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-85". Л., 1985. С. 484.
105. *Киргизова Н.М., Труханов К. А.* // Методические вопросы измерения температуры биологических объектов радиофизическими методами: Сб. тр. Всес. конф. М., 1985. С. 44.
106. *Рахлин В.Л., Куприянова Т.С., Гетманцева И.А., Дивакова Е.К.* // Тез. докл. Всес. конф. "ТеМП-88" Ч.2. Л., 1988.
107. *Морозов И.Н., Колесов С.Н., Орлова М.Е.* // Тепло видение: Межотраслевой сб. науч. трудов. М.: МИРЭА, 2000. № 13. С. 70.
108. *Edrich J.* // J. Microwave Power. 1979. V. 14, № 2. P. 95.
109. *Edrich J., Smith C.* // J. Rheumatol. 1978. V. 5, № 1. P.59.

Полидиапазонная радиотермометрия в неврологии и нейрохирургии

С. Н. Колесов, М. А. Прилучный

Многолетний опыт тесного сотрудничества авторов с радиофизиками различных институтов, занимающихся этой проблемой, позволил не только взаимно восполнить пробелы знаний медиков о физических аспектах проблемы радиотермометрии, а физиков – о медицинских вопросах исследуемой патологии, но и получить для испытаний несколько приборов с различной длиной волны [1, 2]. И хотя эти приборы были созданы различными коллективами и их метрологические стандарты могли вызывать определенные нарекания, это был принципиально другой подход к клиническим испытаниям. На примере одной и той же патологии, расположенной на известной глубине, можно было провести исследование различными по длине волны радиометрами, сравнить полученные результаты и высказаться об информативности каждого прибора в объективизации очага патологии.

Оценка возможностей радиотермометрии в медицинской диагностике может базироваться только на корректно полученных данных распределения радиояркой температуры тела человека в норме. Однако этот аспект, впрочем, как и многие другие вопросы РТМ диагностики, остается недостаточно изученным. Более того, имеющиеся данные по нормальному распределению радиояркой температуры получены на единичных макетных образцах медицинских радиотермометров, которые метрологически не обеспечены. Именно поэтому каждый исследователь вынужден разрабатывать критерии нормы под конкретный прибор.

Известно, что кожная температура зависит от влияния различных факторов внешней среды и поэтому очень переменчива. Поскольку глубинная радиояркая температура является интегральной, отображающей усредненную температуру столба тканей, размеры которого определяются глубиной проникновения волны в биоткань, можно предположить, что глубинная температура стабильнее, чем кожная. При этом в диапазоне СМ длин волн ее значения подверже-

ны наименьшим колебаниям. Однако какой вклад вносит кожная температура в значения глубинной температуры, как это соотносится с длиной волны прибора и анатомической областью, остается до конца не выясненным.

Волосы не пропускают инфракрасные лучи, и лишь после бритья головы удается использовать тепловидение у больных с очаговой нейрохирургической внутричерепной патологией. У ММ радиотермометрии нет таких ограничений, так как длина волны излучения этого диапазона начинает приближаться к толщине отдельных волос и расстоянию между ними. Однако теоретический расчет эффекта излучения, а также и поглощения, представляет определенные трудности. Поэтому были проведены прямые измерения радиопрозрачности волос головы, позволившие определить оптимальную длину волны, на которой должен быть создан микроволновой медицинский радиотермометр для диагностики внутричерепной патологии.

При экспериментальном исследовании экранирующего эффекта волос головы в ММ диапазоне длин волн были использованы как живые волосы женской прически, так и срезанные. Выявлено, что с уменьшением длины волны приемника коэффициент пропускания радиоизлучения через волосяной покров сокращается. Для 8,2-миллиметрового радиотермометра он составляет не менее 85%, для 3,7-миллиметрового – 48% и для 0,87-миллиметрового радиотермометра – не более 12,7%. Полученные экспериментальные данные позволили сделать вывод, что для диагностики внутричерепной патологии через волосяной покров головы не применим диапазон меньше 3,7-миллиметрового [3–6].

П.1.1. Термопография черепно-мозговой температуры в норме

Изучены показатели черепно-мозговой температуры у практически здоровых лиц. РТМ исследования проведены у 49 мужчин и 46 женщин в возрасте от 18 до 53 лет. На длине волны 8,2 мм обследовано 47 человек, на 10-, 17,5- и 30 см – по 10 добровольцев, 18 человек – последовательно во всех диапазонах. Исследования проводились в 8 парах симметричных точек, соответствующих проекциям долей полушарий головного мозга (точки 1, 3, 5, 7 – в проекции лобной, теменной, затылочной и височной долей, соответственно) и пограничных областей (лобно-теменной, теменно-затылочной, лобно-

теменно-височной и височно-затылочной – точки 2, 4, 6, 8, соответственно).

При исследовании в ММ диапазоне длин волн выявлено, что черепно-мозговая температура характеризуется неравномерным распределением по поверхности головы. Колебания абсолютных значений температуры между отдельными точками находятся в пределах 27,3–31,5°C. Более низкая температура выявлена в проекции полюса лобной доли (28,0–29,1°C), наиболее высокие – в проекции височной доли и на стыке лобной, височной и теменной долей. Черепно-мозговая температура в симметричных точках правого и левого полушария для данного диапазона длин волн также колебалась в широких пределах.

Полученные данные свидетельствуют, что 65% пар точек, измеренных у всех пациентов, имели термоасимметрию до 0,5°C, 25% – в пределах 0,5–1,0°C и 10% пар точек характеризуются термоасимметрией от 1,0 до 2,0°C. Однако надо отметить, что максимальные значения термоасимметрии (до 2,0°C) регистрировались только в единичных случаях (4 наблюдения из 47) и не более, чем в одной паре точек, а при повторных измерениях они или не определялись, или регистрировались в других областях.

При исследовании термотопографии волосистой части головы на радиотермометре с длиной волны 10 см выявлено, что абсолютные значения температуры различных ее отделов находятся в пределах 34,0–35,8°C. При анализе термоасимметрии отмечено, что разница температуры выше 1,0°C регистрировалась в 2–3 парах точек у 40% обследуемых, у остальных она была в пределах 0,5°C.

Оценка результатов исследования на длине волны 17,5 см показала, что только в одной–двух, реже трех парах точек, может регистрироваться асимметрия выше 1,0°C, в остальных – картина распределения однородна. У 72% исследованных добровольцев термоасимметрия выше 0,4°C выявлена не более, чем в 2 парах точек. Важно подчеркнуть, что абсолютные значения температуры различных областей головы колебались в пределах 35,5–36,3°C [3, 4].

Еще меньшие колебания температуры (36,0–36,6°C) между отдельными участками головы регистрируются при исследовании на радиотермометре с длиной волны 30 см. При этом температура в симметричных точках правого и левого полушарий оказалась практически одинаковой, и термоасимметрия по всем точкам не превы-

шает 0,2°C. Наши данные согласуются с результатами, полученными Густовым с соавт. [7].

Оценка особенностей распределения температуры по областям головного мозга показала, что для различных радиотермометров СМ диапазона длин волн она имеет много общего. Более низкая температура выявлена в проекции полюса лобной и височной долей и на стыке височной и затылочной долей. Наибольшие значения температуры регистрируются в проекции теменной, затылочной и на стыке лобной, височной и теменной долей.

Обобщая результаты исследований термотопографии черепно-мозговой температуры в норме для различных диапазонов длин волн, можно констатировать, что только для 30-сантиметровых радиотермометров характерны незначительные (в пределах 0,6°C) колебания абсолютных значений, для остальных они значительно выше. Именно поэтому, на наш взгляд, большую диагностическую значимость имеет оценка термоасимметрии, а не абсолютные значения радиояркостной температуры изучаемой области. Учитывая это, были рассчитаны пределы физиологических перепадов температуры симметричных областей.

На основании статистической обработки полученных данных критерием физиологической термоасимметрии черепно-мозговой температуры для 8,2-мм диапазона длин волн является перепад до 1,1°C, для 17,5 см – до 0,4°C, для 30 см диапазона длин волн – не выше 0,2°C [3, 4].

П.1.2. Термотопография черепно-мозговой температуры при патологии

а) диагностика опухолей головного мозга

Обследовано 54 больных (23 наблюдения с менигиомами и 31 с различными опухолями макроглиального ряда). Радиотермометрические (РТМ) исследования проведены последовательно в трех диапазонах (8,2 мм, 10- и 30 см) для 11 случаев, для остальных – на радиотермометрах с одной длиной волны [3, 8–10].

Результаты РТМ обследований 22 больных показали, что в 16 наблюдениях (72,7%) в проекции расположения опухоли определялось нарушение нормального распределения радиояркостной температуры. При этом в 14 случаях (8 больных с менигиомами, выходящими на поверхность коры мозга, и 6 – с глиомами, расположен-

ными на глубине до 3 см) регистрировалось локальное повышение, а в 2 случаях при кистозно-перерожденных астроцитомах – снижение температуры в пределах 1,2–2,5°C по сравнению с симметричным участком здорового полушария. Повторные исследования на протяжении нескольких суток показали, что при отсутствии отрицательной динамики в состоянии больных температурные аномалии не претерпевают существенных изменений как в топике, так и в цифровом выражении.

Проведение обследований до и после бритья волос позволило доказать сопоставимость результатов по направленности локальных температурных изменений, а в ряде случаев повторяемость и значений термоасимметрии. Последовательные обследования больных в ММ диапазоне и с помощью ИК тепловидения выявили, что нарушение температурного излучения, обнаруженное ММ радиотермометрией через волосы, соответствует ТВ картине при исследовании бритой головы. На способ диагностики опухолей полушарной локализации с помощью ММ радиотермометрии получено авторское свидетельство [8].

Изолированные РТМ исследования на длине волны 10 см выполнены у 15 больных, из них 7 наблюдений с менингиомами и 8 – нейроктодермальными опухолями. Локальные изменения температуры в проекции опухоли с термоасимметрией, превышающей ее значения в норме, выявлены в 11 из 15 (73,3%) наблюдений. Повышение радиояркостной температуры отмечено у 8 больных, из них в 5 случаях были опухоли макроглиального ряда, в остальных – менингиомы, исходным ростом которых была ТМО основания черепа. При этом наибольшие значения термоасимметрии (в пределах 1,1–1,8°C) регистрировались при внутримозговых опухолях. В 3 наблюдениях (конвексимальные менингиомы, выходящие на поверхность коры мозга) имелось локальное снижение температуры. Термоасимметрия – в пределах 0,6–0,9°C. В остальных случаях распределение температуры носило мозаичный характер, и значения термоасимметрии не отличались от нормы.

У больных, обследованных на 17,5-сантиметровом радиотермометре (11 наблюдений) в 7 случаях (4 больных с менингиомами и 3 – с глиомами) зарегистрированы локальные изменения температуры в проекции расположения опухолей в пределах 0,5–1,0°C. При этом у больных с менингиомами могло выявляться как повышение, так и

снижение температуры; с глиомами без кистообразования – повышение радиояркостной температуры. В двух случаях больные обследованы несколько раз, в том числе после эпилептичных приступов, после которых отмечена инверсия направленности температурных изменений в проекции очага патологии.

Анализ результатов исследований одних и тех же больных одновременно на радиотермометрах с различной длиной волны показал, что только в 4 из 11 наблюдений все три метода регистрировали сходную направленность температурных изменений в сторону повышения радиояркостной температуры в проекции залегания опухоли. Во всех этих случаях на операции были обнаружены поверхностно расположенные астроцитомы. Наибольшие значения термоасимметрии регистрировались на длине волны 8,2 мм, наименьшие – на 30 см. В трех наблюдениях коррелировали только РТМ данные исследований на длинах волн 10- и 30 см и в одном – на 8,2 мм и 30 см. У одного больного с фалькс-менингиомой, расположенной на глубине 3 см от коры, лишь 30-сантиметровая радиотермометрия позволила выявить повышение радиояркостной температуры, но термоасимметрия незначительно превышала физиологические значения. Таким образом, только на длине волны 30 см в 8 из 11 наблюдений (72,7%) получена информация о топике процесса.

Выявлена определенная зависимость степени температурных возмущений от гистологических свойств опухоли. При внутримозговых процессах на всех диапазонах в большинстве случаев регистрируется повышение радиояркостной температуры с выраженными значениями термоасимметрии. При кистозно-перерожденных опухолях может выявляться снижение температуры, что объясняется уменьшением активности обменных процессов, а следовательно, и теплопродукции. При менингиомах тепловая картина более разноречивая и зависит как от степени активности обменных процессов, так и от длины волны, на которой осуществляется обследование. В ММ диапазоне в большинстве случаев определяется повышение радиояркостной температуры, что может быть обусловлено большим вкладом поверхностной кожной температуры, локальные изменения которой связаны с изменившимся кровотоком в системе наружной сонной артерии. При исследовании в СМ диапазоне, особенно на длине волны 30 см, полученная информация определяется, в основном, характеристиками самой опухоли, так как возможна непосред-

ственная регистрация ее температурных параметров, а вклад кожной температуры незначительный. Именно поэтому, при поверхностном расположении менингиом радиотермометры всех диапазонов могут регистрировать температуру в очаге. При этом направленность температурных изменений чаще сходная. При погружном расположении – данные противоречивы, либо информативны только радиотермометры с большой длиной волны.

Полученные данные еще раз подтверждают целесообразность полидиапазонного принципа регистрации информации, при которой, наряду с решением чисто диагностических задач открывается большая перспектива изучения обменных процессов и характера кровоснабжения в опухоли и окружающих тканях. Однако информативность радиотермометрии, в том числе на длине волны 30 см, не превышает 75%. Наши данные согласуются с результатами, полученными другими авторами на 30-сантиметровом радиотермометре [7, 11].

б) диагностика черепно-мозговой травмы

Исследования проведены у 47 больных, из них у 27 последовательно на трех РТМ диапазонах (8,2 мм, 10 и 30 см). В остальных 20 случаях обследования проведены на различных образцах 8,2-миллиметровых радиотермометров (15 наблюдений) и у 5 больных на 17,5-сантиметровом радиотермометре [3, 4, 8–10, 12–14].

Анализ результатов изолированного применения радиотермометров ММ диапазона показал, что в 11 из 15 случаев при исследовании головы до бритья волос на стороне острой или хронической оболочечной гематом регистрировалось снижение интенсивности теплового излучения. Исследования у 9 больных до и после бритья головы позволили доказать сопоставимость этих результатов по направленности локальных температурных изменений, а в ряде случаев повторяемости и значений перепадов температуры. Термоасимметрия между областью локализации гематомы и симметричным участком интактного полушария колебалась от 1,2 до 3,1°C и имела прямую зависимость от толщины гематомы.

Применение 17,5-сантиметрового радиотермометра позволило в 3 из 5 наблюдений распознать в дооперационном периоде латерализацию внутричерепной гематомы. Термоасимметрия составляла 0,6°C и больше.

Анализ результатов применения полидиапазонной РТМ (8,2 мм, 10- и 30 см) показал, что во всех 7 случаях получена информация о локализации патологии. У 3 из 5 больных с хроническими оболочечными гематомами все три РТМ метода зарегистрировали однонаправленные изменения термоасимметрии в виде снижения температуры на стороне поражения. При этом наибольшие значения термоасимметрии определялись на длине волны 8,2 мм (0,6–1,5°C), наименьшие (0,3–0,7°C) – на длине волны 30 см. В остальных 2 случаях коррелировали только данные 8,2 мм и 30 см диапазонов. У больных с внутримозговой гематомой (объем 70,0 мл на глубине 2 см от коры) в проекции ее залегания зарегистрировано снижение температуры с термоасимметрией до 1,0°C (на длине волны 8,2 мм) и 0,3–0,5°C – на волне 30 см.

Информативность ТВ метода и ММ радиотермометрии составили, соответственно, 66,3% и 73,3%. Важно подчеркнуть, что ММ радиотермометрия способна уточнить наличие субстрата компрессии мозга через волосяной покров. Применение методов СВЧ радиотермометрии, особенно на длине волны 30 см, значительно повышает процент правильных диагнозов. В наших наблюдениях у всех 7 больных 30 см радиотермометрия определила топик и характер компрессии мозга. В то же время необходимо отметить, что изолированное применение РТМ позволяет получить информацию только об изменении температуры в проекции зондирования (область по площади равная размеру антенны), поэтому оценить размеры очага патологии не представляется возможным. Эта особенность методики вносит меньшую погрешность при диагностике оболочечных гематом, особенно больших объемов, но она существенно влияет на распознавание внутримозговых гематом и очагов размягчения. Именно поэтому более перспективно развитие полидиапазонной РТМ, при которой в диагностический комплекс входит тепловидение (при бритой голове) или сканирующая ММ радиотермометрия, как методы предварительной оценки, и СВЧ радиотермометрия для уточнения выраженности внутричерепных температурных аномалий.

П.2.1. Термотопография позвоночника и конечностей в норме

РТМ исследования проведены у 40 практически здоровых испытуемых (22 женщины и 18 мужчин) в возрасте от 18 до 45 лет. На длине волны 17,5 см было обследовано 27 человек (у 5 из них до-

полнительно проводилось измерение кожной температуры), на длине волны 10 см – 9 человек, и 12 пациентов – последовательно на двух приборах.

Выявлены следующие закономерности:

1. В обоих диапазонах длин волн четкой односторонней асимметрии по всему телу не обнаружено ни у одного из испытуемых. Следует отметить, что на длине волны 17,5 см у 80% обследованных правая рука горячее.
2. Радиояркостная температура снижается от проксимальных отделов к дистальным. Перепад температуры вдоль оси тела от шейного отдела позвоночника к нижним конечностям у различных лиц индивидуален и колеблется в пределах 1,5–2°C у одних (50% обследованных) и 3–8°C – у других. Значительный перепад радиояркостной температуры наблюдается на конечностях (минимальный разброс составляет примерно 1°C, а максимальный – 4°C). При этом большим значениям на верхних конечностях соответствуют большие перепады на нижних. Большому перепаду температур вдоль оси тела соответствует и большая термоасимметрия.

На основе анализа результатов исследования радиояркостной температуры у практически здоровых испытуемых можно сделать следующие выводы.

1. Радиояркостная температура, подобно кожной, снижается в дистальном направлении во всех областях, но перепад как между проксимальным и дистальным отделами, так и между симметричными точками, менее выражен.
2. Разброс радиояркостной температуры, измеренной на длине волны 10 см, более выражен, чем на 17,5 см. У одного и того же испытуемого, обследованного в различные дни, сохраняется распределение радиояркостной температуры в исследуемых точках с максимальным разбросом значений по дням в 1,0°C.

П.2.2. Термотопография позвоночника и конечностей при патологии

а) диагностика топики опухолей спинного мозга

РТМ исследования проведены на радиотермометре с длиной волны 17,5 см 22 больным с клиникой поражения спинного мозга, обусловленной опухолевым процессом [3].

Анализ результатов радиотермометрии показал, что наиболее информативным является исследование над остистыми отростками, а по паравертебральным линиям лишь дополняют информацию, особенно при опухолях боковой локализации, связанных с корешками. На уровне локализации опухолевого процесса выявлены изменения глубинной температуры в виде ее повышения. При этом у 12 из 22 больных был пикообразный характер повышения температуры (в пределах 0,5–0,9°C) по сравнению с выше- и нижележащими сегментами позвоночника, а в 5 случаях – только тенденция к ее повышению, начиная с данного уровня. Так в 17 из 22 наблюдений уровень локализации опухолевого процесса характеризовался признаками нарастания глубинной температуры по сравнению с вышележащими отделами позвоночника.

Таким образом, использование тепловидения и радиотермометрии позволило более чем в 65% случаев уточнить топику опухолей спинного мозга, в том числе косвенно судить о ее гистобиологических свойствах. При этом ТВ метод наиболее информативен при заднем и заднебоковом их расположении, где его диагностическая достоверность составила 86,6%. Изолированное применение радиотермометрии на длине волны 17,5 см не позволило значительно повысить информативность методов пассивной локации теплового излучения. Возможно, это связано с недостаточной глубиной зондирования, которую может обеспечить данный радиотермометр, и целесообразнее проводить исследования на радиотермометре с большей длиной волны, например, в 30-сантиметровом диапазоне.

б) диагностика позвоночно-спинно-мозговой травмы

На радиотермометре с длиной волны 17,5 см обследовано 27 больных с травмой позвоночника и спинного мозга, в том числе: 11 – с травмой в шейном, 5 – в грудном и 11 – в поясничном отделах позвоночника. 7 больных обследовано в раннем периоде травмы, остальные – в отдаленном. У 25 пациентов была осложненная и у 2 – неосложненная форма травмы позвоночника [3].

Анализ результатов РТМ обследований показал, что при измерении температуры позвоночника по средней линии и паравертебрально слева и справа наибольшие изменения температуры в проекции очага патологии выявляются по средней линии.

Обследование больных с осложненной травмой шейного отдела позвоночника выявило нарушение нормального распределения тем-

пературы вдоль позвоночника, которое сводится к следующим двум вариантам: наличие выраженного перепада температуры (более 0,5°C) от С2 к С7 позвонкам или, напротив, меньшего, чем в норме.

Сопоставление этих двух вариантов изменения термопрофилей с клиническими данными показало, что первый вариант характерен для больных с переломами шейных позвонков, второй – при вывихах и подвывихах. У 8 из 11 больных этой группы РТМ метод дал возможность зарегистрировать патологические изменения термопрофиля, у остальных отличий от распределения температуры в норме не было.

При обследовании больных с травмой поясничного отдела позвоночника распределение радиояркой температуры чаще носило зеркальный характер по сравнению с распределением в норме, то есть наблюдалось снижение температурной кривой в области патологии в пределах 0,4–0,8°C. Подобные изменения выявлены у 7 из 11 пострадавших.

В группе больных с травмой на уровне грудного отдела позвоночника в 3 из 5 случаев регистрировалось незначительное снижение температуры над областью травмы, но при этом имела тенденция к повышению температуры (более 0,8°C) при обследовании нижележащих позвонков.

Анализ результатов РТМ исследований в зонах корешковых нарушений (на верхних конечностях – при травме шейного отдела и на нижних – при травме поясничного отдела) показал, что во всех случаях в области автономной иннервации страдающих корешков выявлен перепад температур по сравнению с интактными корешками. Наибольшие перепады температуры выявляются при травмах шейного отдела позвоночника, где их значения превышали 1,5°C.

Анализ результатов обследования больных с клиникой частично поврежденного спинного мозга выявил термоасимметрию на конечностях с большим снижением температуры на стороне более выраженных двигательных нарушений. Эта закономерность особенно четко прослеживается при регистрации температуры в дистальных отделах автономной зоны иннервации.

Таким образом, у 18 из 27 больных с травмой различных отделов позвоночника, в основном обследованных в отдаленном периоде травматической болезни, РТМ метод позволил получить информацию об уровне патологии.

в) диагностика уровня диско-радикулярного конфликта

Исследования выполнены на серийном медицинском радиотермометре РТ-17 [3, 4, 9, 15].

Анализ РТМ результатов показал, что в отличие от нормального распределения радиояркой температуры в поясничной области, у больных с радикулярным синдромом, обусловленным грыжами диска, по всем линиям (средняя и паравертебральные справа и слева) выявлено постепенное снижение температуры от уровня L1–L2 к S1–S2. Перепад температуры между этими уровнями колебался в пределах от 0,5 до 1,2°C. Выделены особенности термопрофилей, на основании которых можно было высказаться об уровне выпадения грыжи диска. По нашим данным наибольшее значение в уточнении уровня имеют температурные изменения, регистрируемые по средней линии. В частности, у 39 из 93 пациентов, обследованных в дооперационном периоде, на уровне грыжи диска определялось максимальное снижение температуры по сравнению с выше- и нижележащими уровнями (от 0,7 до 1,4°C), а у 33, напротив, повышение температуры (0,4–0,7°C). В 21 случае перепады температур на уровне предполагаемой грыжи диска с соседними не превышали значений, характерных для нормы. Таким образом, в 77,4% наблюдений радиотермометрия на длине волны 17,5 см позволила зарегистрировать температурную аномалию в проекции выпадения грыжи диска [3].

Проведена оценка особенностей термопрофилей различных линий и их диагностическая значимость в уточнении расположения грыжи диска. Полученные данные свидетельствуют, что у 76 больных (81,7%) на стороне болевого синдрома отмечено повышение температуры при исследовании по паравертебральным линиям. В группе больных, у которых диагноз был верифицирован на операции, совпадение РТМ данных с операционными находками расположения грыжи диска составило 87%.

Проведенные РТМ исследования у больных с корешковым синдромом, обусловленным грыжей диска, доказали, что в отличие от тепловидения, при котором только в 10–15% случаев выявляется изменение температурной картины поясничной области, косвенно свидетельствующее об уровне выпадения грыжи диска. Применение РТМ позволило в 87% случаев получить изменения радиояркой температуры на уровне выпадения грыж диска. Наши данные согла-

суются с результатами исследований Густова с соавт. [17], которые на радиотермометре с длиной волны 30 см на уровне выпадения грыж диска регистрировали локальные изменения глубинной температуры в виде ее повышения по сравнению с грудным отделом позвоночника.

г) оценка динамики глубинной температуры у больных с остеохондрозом позвоночника на фоне лечения радоновыми ваннами

Относительно невысокая информативность радиотермометрии на длине волны 17,5 см в оценке топики и нозологии очаговой патологии позвоночника и спинного мозга послужила основанием для исследования возможностей метода в оценке динамики глубинной температуры. Этому способствовали проведенные усовершенствования макетного образца медицинского радиотермометра с введением в него схемы компенсации, дающей возможность измерять как относительные, так и абсолютные значения радиояркостной температуры. Это позволило сравнивать результаты обследования по абсолютным значениям температуры одного и того же больного до и после каких-либо воздействий [3].

На базе Хмельницкого межколхозного санатория "Подолье" обследованы 43 больных с различными клиническими формами остеохондроза поясничного отдела позвоночника на фоне лечения радоновыми ваннами. Выбор данного объекта исследования преследовал решение двух задач. Во-первых, при данном виде терапии по литературным данным достоверно возникают выраженные температурные изменения глубинных тканей в области патологии. Во-вторых, в бальнеологии до настоящего времени не существует инструментального метода контроля и прогнозирования эффективности лечения.

Эффективность проводимой терапии и целесообразность ее продолжения определяют по наличию или отсутствию жалоб, динамике объективного статуса. Однако в ряде случаев проводимое лечение вызывает усиление болевого синдрома и нарастание очаговой неврологической симптоматики, которые могут быть обусловлены как бальнеореакцией, так и обострением основного заболевания. На ранних этапах дифференцировать эти состояния, базируясь только на основе клинического осмотра, представляет большие трудности, а тактика ведения больных различна. При обострении решается вопрос об отмене радоновых ванн, так как последующие процедуры

усиливают клинику заболевания, что может привести к необходимости перевода больного в неврологический стационар; при бальнеореакции процедуры можно продолжать.

РТМ и ТВ обследования проводились ежедневно в течение 10 дней лечения за 20–30 минут до приема ванны и через 30 минут и через 3 часа после нее.

Обследовано 45 человек, из них 25 больных с клиникой корешкового синдрома, обусловленного выпадением грыжи диска, и 20 больных с рефлекторными синдромами.

Анализ результатов обследований через 30 минут и через 3 часа после бальнеопроцедуры показал, что в ИК и СВЧ диапазонах максимальные изменения температуры приходятся на второе обследование (через 3 часа после процедуры), что свидетельствует о пролонгированном действии радона. Именно поэтому для прогнозирования эффекта лечения целесообразно использовать результаты исследований через 3 часа.

Если после первой радоновой ванны в трех точках по средней линии позвоночника (на уровне патологии, на один межпозвоночный промежуток выше и ниже) происходит повышение температуры на 0,5°C и выше по сравнению с результатами РТМ обследования до бальнеопроцедуры, то это свидетельствует о благоприятном исходе лечения. В случае снижения абсолютных значений – прогнозируется риск возникновения обострения основного заболевания [18].

П.3. Заключение

Трудность в выборе области применения радиотермометрии заключается в другом. Способен ли радиотермометр, регистрирующий информацию с глубины, соответствующей длине его волны, фиксировать температурные изменения, обусловленные процессами, происходящими на большей глубине. Наш опыт использования радиотермометрии в травматологии и ортопедии свидетельствует, что даже при одной и той же патологии, но с разной локализацией очага, информативность метода различна.

К примеру, нами разработан способ скрининг-диагностики врожденной дисплазии тазобедренных суставов у детей неонатального периода [19]. Он заключается в измерении температуры в двух точках (в проекции большого вертела справа и слева), либо в четырех точках (дополнительно на передней поверхности средней трети бе-

дер). При выявлении асимметрии по первым двум точкам более 0,4°C однозначно делают вывод о наличии патологии тазобедренного сустава на стороне снижения температуры (или о большей тяжести – в случае двустороннего поражения), и измерение на этом заканчивается.

При термоасимметрии менее 0,4°C, что может быть как в норме, так и при двустороннем поражении тазобедренных суставов, проводят измерение еще в двух точках (в средней трети передних поверхностей бедер). Рассчитывают разницу температур на бедре и в проекции большого вертела с каждой стороны. При отрицательной разности с обеих сторон диагностируют нормальное развитие тазобедренных суставов. Если разница положительная или нулевая – дисплазию тазобедренного сустава. Диагностическая достоверность методики – 82,7%.

Однако применение этой РТМ методики для оценки патологии тазобедренных суставов у взрослых (коксартроз, асептический некроз головки бедра) дало значительно более низкую информативность, не превышающую 50%. Существенно не повысилась информативность методики и при использовании радиотермометра с длиной волны 25 см.

О необходимости правильного выбора объекта для радиотермометрической диагностики свидетельствуют и результаты исследований пациентов с посттравматическим остеомиелитом длинных трубчатых костей. При локализации воспалительного очага в костях голени, предплечья и плеча радиотермометр РТ-17 позволяет практически во всех случаях зарегистрировать температурные аномалии. При поражении бедренной кости информативность снижается до 50–60%, что объясняется значительной толщиной подкожно-жирового и мышечного слоев.

Высокой информативность метода оказалась в оценке динамики температуры. Примером может служить разработанный нами радиотермометрический способ контроля темпа distraction при удлинении нижней конечности у детей [20, 21], контроль эффективности КВЧ-пунктуры у больных с патологией суставов [22–24].

Таким образом, развитие медицинской радиотермометрии должно идти путем дальнейшего теоретического и экспериментального изучения механизмов теплолокации, поиску путей преодоления экранирующего эффекта тканей с высоким содержанием воды и про-

верки этих гипотез в клинических условиях; разработке как одночастотных радиотермометров, так и многочастотных радиотермометров.

Литература

1. Пасманик Л.А., Ульянычев И.А., Колесов С.Н. // Тез. докл. Междунар. конф. «Прикладная оптика-94». 1994. С. 56.
2. Колесов С.Н., Прахова Ж.В., Орлова М.Е. // Тез. докл. Междунар. конф. «Прикладная оптика-94». 1994. С. 63.
3. Колесов С.Н. Полидиапазонная пассивная локация теплового излучения человека в диагностике поражения центральной и периферической нервной системы: Автореф. дис. ... докт. мед. наук. М., 1993. 47 с.
4. Колесов С.Н., Абызов А.А., Белов И.Ф. и др. // Система терморегуляции при адаптации организма к факторам среды: Тез. докл. Новосибирск, 1990. Т. 2. С. 262.
5. Кисляков А.Г., Пелюшенко С.А., Ракуть И.В. и др. // Радиоэлектроника в медицинской диагностике: Докл. Межд. конф. М., 1995. С. 99.
6. Кисляков А.Г., Пелюшенко С.А., Ракуть И.В. и др. // Тез. докл. Междунар. конф. «Прикладная оптика-96». 1996. С. 23.
7. Густов А.В., Цейтлина В.Н. // Техновидение в медицине. Киев, 1984. С. 19.
8. А.С. № 1149463. Способ диагностики компримирующих форм черепно-мозговой травмы и опухолей головного мозга полушарной локализации / Лихтерман Л.Б., Калинин В.Н., Кисляков А.Г. и др.; Заявл. 08.12.1984.
9. Kolesov S.N., Likhterman L.B. // Iconics and Thermovision Systems. Washington: SPIE – The International Society of Optical Engineering, 1993. V. 2106. P. 89.
10. Колесов С.Н. // Нейротравматология. М.: ИПЦ «Вазар-Ферро», 1993. С. 307.
11. Густов А.В., Троицкий В.С., Аржанов Н.И. и др. // Вопросы нейрохирургии. 1986. № 1. С. 27.
12. Колесов С.Н. // Тяжелая черепно-мозговая травма. Н.Новгород, 1995. С. 81.
13. Колесов С.Н., Кравец Л.Я., Воловик М.Г. // Хронические субдуральные гематомы. М.: Антидор, 1997. С. 153.
14. Колесов С.Н., Воловик М.Г., Кравец Л.Я. // Руководство по нейротравме. Т. 1. М.: Антидор, 1998. С. 425.
15. Колесов С.Н., Морозов И.Н., Орлова М.Е. // Тез. докл. Междунар. конф. «Прикладная оптика-96». 1996. С. 71.
16. Морозов И.Н., Колесов С.Н., Орлова М.Е. // Тез. докл. Междунар. конф. «Прикладная оптика-98». 1998. С. 29.

17. Густов А.В., Семенова Е.П., Аржанов Н.И., Цейтлина В.Н. // Журн. неврологии и психиатрии им. С.С.Корсакова. 1987. № 4. С. 490.
18. А. С. № 1804822. Способ прогнозирования эффективности лечения больных с корешковыми и рефлекторными синдромами поясничного остеохондроза радоновыми ваннами / Колесов С.Н., Недяк А.М., Костюк В.В. и др.
19. Пат. 2075079. Способ диагностики дисплазии тазобедренного сустава у детей / Вашкевич Д.Б., Прахова Ж.В., Орлова М.Е. 1997.
20. Богосьян А.Б., Введенский П.С., Тенилин Н.А. и др. // Тез. докл. науч.-практ. конф. с междунар. участием «Новые технологии в медицине...». Курган, 2000. Ч. 2. С. 110.
21. Пат. № 2191538. Способ контроля темпа distraction при удлинении конечности / Богосьян А.Б., Введенский П.С., Тенилин Н.А. и др.; Заявл. 27.10.02.
22. Полякова А.Г., Прилучный М.А., Капустина Н.Б. // Тез. докл. Междунар. конф. «Прикладная оптика-98». СПб., 1998. С. 40.
23. Полякова А.Г., Алейник Д.Я., Буйлова Т.В. и др. // Миллиметровые волны в медицине. 1999. № 1.
24. Полякова А.Г., Колесов С.Н., Прилучный М.А., Капустина Н.Б. Тепло-визионный и радиотермометрический контроль КВЧ-воздействия на организм пациентов с патологией суставов. Тепловидение: Межотраслевой сб. науч. тр. М.: МИРЭА, 2002. № 14. С. 62.

Колесов Сергей Николаевич
Орлов Павел Игоревич
Прилучный Марк Анатольевич
Снегирев Сергей Донатович
Соболев Олег Петрович

**Медицинская СВЧ радиотермометрия
(аналитический обзор литературных источников)**

Подписано в печать 22.03.04. Формат 60x84/16
Бумага писчая. Объем 3.12 усл.п.л.
Тираж 50. Заказ 5537

Отпечатано в НИРФИ.
603950 Н.Новгород, ул. Б.Печерская, 25