

ПРИБОРЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Современное матричное тепловидение в биомедицине*

Г.Р. Иваницкий

Матричное тепловидение является неконтактным, быстрым, безвредным и безболезненным способом диагностики многих заболеваний. В статье дается краткий исторический обзор развития техники получения инфракрасных портретов человека и пространственно-временного измерения распределения температуры на основе дистанционной регистрации инфракрасного излучения. Кратко излагаются механизмы теплопродукции в организме человека, обсуждаются способы регуляции и управления теплопродукцией, а также влияние внешней среды. Приводится перечень областей применения матричного тепловидения в биомедицине.

PACS numbers: 07.57.-c, 87.57.-s, 87.63.Hg

Содержание

1. Введение. Историческая справка о развитии тепловидения (1293).
2. Тепловизор как прибор панорамного обзора и радиометрии (1295).
 - 2.1. Устройство и технические параметры тепловизоров.
 - 2.2. Потребность медицины в тепловизорах.
3. Человек как термодинамический объект исследования (1298).
 - 3.1. Как и в каком количестве получает тепло организм человека.
 - 3.2. Система управления тепловой продукцией в организме человека.
4. Влияние внешних условий на тепловой портрет человека и требования к процедуре радиометрии инфракрасного излучения (1302).
 - 4.1. Тепловой баланс на поверхности тела человека.
 - 4.2. Изменение температуры человека при испарении пота.
 - 4.3. Суммарные тепловые потери человека.
 - 4.4. Температура человека в помещении и на открытом воздухе.
 - 4.5. Требования к условиям инфракрасного измерения.
5. Исследование биомедицинских возможностей фотонных и микроболометрических тепловизоров: влияние параметров состояния кожи пациентов и спектральной зоны на результаты радиометрии (1309).
6. Области применения тепловидения в биомедицине (1310).
7. Примеры использования тепловизоров в исследовательских и диагностических задачах (1312).
 - 7.1. Особенности распределения температуры в области глаз человека.
 - 7.2. Влияние задержки дыхания на температурный

портрет человека.

7.3. Тепловизионная диагностика сосудистых патологий.

7.4. Контроль процесса лечения.

8. Заключение (1318).

Список литературы (1318).

1. Введение. Историческая справка о развитии тепловидения

В конце ХХ – начале ХХI вв. произошло бурное развитие всей совокупности наук о жизни, особенно геномики, протеомики, клеточной биологии и биоинформатики. Начался лавинный процесс переосмысления на молекулярной основе накопленных медицинской фактов о предрасположенности человека к различным заболеваниям, его эволюционной генетики, механизмов иммунной защиты, а также представлений о роли внешних факторов и стрессов в генезисе болезней, т.е. того, что определяет здоровье человека, его долголетие и экологическое благополучие. Прикладной аспект этих исследований был объединен термином *биомедицина*. Матричное тепловидение сегодня стало одной из информационных технологий биомедицины.

По прогнозам к 2025 г. *биомедицина* полностью преобразует медицину, превратив ее в науку, основанную на знании молекулярных процессов возникновения болезней, на математическом моделировании болезней с целью указания способов их лечения при учете *индивидуальных* генетических и фенотипических особенностей человека. Точнее прогнозировать развитие *биомедицины* при современных темпах развития науки сложно, поскольку будущее наделено способностью иногда вычеркивать и вырезать, подобно цензуру, именно то, что мы прогнозируем и хотели бы увидеть как реальность.

О величине вклада физиков в развитие биомедицинских методов диагностики и лечения заболеваний можно судить хотя бы по их участию в программе "Фундаментальные науки — медицине" Президиума Российской академии наук. Независимо от специфики разрабатываемого метода ряд проблем на стыках физики и

* В основу статьи положено научное сообщение автора на заседании Президиума Российской академии наук 13 декабря 2005 г.

Г.Р. Иваницкий. Институт теоретической и экспериментальной биофизики РАН,
142290 Пущино, Московская обл., ул. Институтская 3,
Российская Федерация
Тел. (0467) 73-24-81. Факс (0467) 79-05-53
E-mail: ivanitsky@iteb.ru

Статья поступила 30 июня 2006 г.,
после доработки 26 сентября 2006 г.

биомедицины имеет схожие черты. Покажем на примере тепловидения, как ищутся ответы на возникающие при разработке и исследовании этих методов вопросы.

Почему более полувека с момента своего создания тепловидение находило лишь ограниченное применение в медицине? Каков механизм теплопродукции в живом организме? Как в организме создается тепловая энергия и о чём свидетельствует ее изменение? Что можно увидеть нового, рассматривая различные участки тела человека в инфракрасном (ИК) диапазоне длин волн? Какую информацию дает наблюдение ИК-изображений тела человека для медицинской диагностики? Какие требования необходимо предъявлять к радиометрии ИК-излучений человека? Как выбрать тепловизор для биомедицины с оптимальным соотношением цена/качество? На эти и ряд других вопросов будут даны ответы в статье.

Несколько лет назад в Институте теоретической и экспериментальной биофизики РАН (г. Пущино, Московская обл.) был создан специальный кабинет *системной биотермографии*. Затем начались совместные исследования по тепловизионной диагностике Московской медицинской академии им. И.М. Сеченова и Центра реабилитации при Управлении делами Президента РФ (г. Кубинка, Московская обл.). Раздел 7 настоящей статьи посвящен примерам использования тепловидения в этих организациях.

О том, что температура человека является показателем его физиологического состояния известно давно. Температуру кожи человека как диагностический показатель уже использовал Гиппократ (примерно 460–377 гг. до н.э.) [1]. В те далекие времена температура оценивалась просто на ощупь. Сначала развитие более точных методов измерения температуры шло по пути контактных методов. Качественным скачком, приведшим к появлению дистанционных методов измерения температуры, стало осознание того факта, что радиация в ИК-области спектра электромагнитных длин волн связана с температурой. Это произошло сравнительно недавно, в первой четверти XX в. [2]. В таблице 1 приведены этапы развития методов измерения температуры в медицине для диагностических целей.

Оптико-механические системы тепловидения появились еще в период Второй мировой войны (1939–1945 гг.). В основном тогда применялись одноэлементные системы, преобразующие ИК-излучение в электрический сигнал. С помощью оптико-механической системы проводилось сканирование поля зрения. Инфракрасное изображение проецировалось точка за точкой на ИК-приемник-преобразователь. Полученные с ИК-преобразователя электрические сигналы усиливались и подавались как модулирующее напряжение на электронно-лучевую трубку. Разворотка движения луча синхронизировалась с разверткой сканирования поля ИК-изображения. Так на экране трубы формировалось тепловое изображение объекта.

Спустя 30 лет в тепловидении произошел качественный скачок: были открыты новые химические структуры, которые существенно изменяли в зависимости от температуры свою проводимость или требовали для внутренней эмиссии электронов невысоких значений энергии световых квантов, т.е. могли работать с ИК-излучением (например соединение HgCdTe₂). С их помощью можно было воспринимать сравнительно длинноволновую область спектра (длина волны более 6 мкм). Максимум теплового излучения тел при комнатной температуре приходится на длины волн около 10 мкм. Тепловизоры 1970-х годов обладали чувствительностью до нескольких долей градуса Цельсия [3]. Такая чувствительность соизмерима с флуктуациями теплового излучения человека. Однако, поскольку тепловизоры обладали низким пространственным разрешением, многие попытки эффективно и широко использовать их в медицине заканчивались неудачей. Тем не менее, несмотря на недостатки тепловизионных систем тех лет, области применения тепловидения в науке и технике, а затем и в медицине постепенно расширялись.

Кто и когда впервые применил тепловидение в клинической практике? На этот вопрос ответить трудно. Обычно называют имя Р.Н. Лоусона (R.N. Lawson), который в 1956 г. применил прибор ночного видения (использовавшийся до этого исключительно в военных целях) для ранней диагностики опухолей молочных желез у женщин. В 1957 г. в канадском медицинском журнале была опубликована его статья "Thermography

Таблица 1. Развитие контактных и дистанционных методов измерения температуры [2]

Измерительное устройство	Чувствительность метода, °C	Порядок цены, доллары США	Время появления	Главное преимущество	Главный недостаток
<i>Контактные методы</i>					
Рука	2–3		До V в. до н.э.	Доступность	Субъективность
Ртутный термометр	0,1–0,2	2	XVI в.	Дешевизна, доступность	Необходимость контакта
Термисторы или термопары	0,01–0,02	2000	1930-е годы	Высокая точность, доступность	Необходимость контакта
Термочувствительные пленки, жидкокристаллические термографы	0,3–1,0	5000	1960-е годы	Обеспечение теплового изображения	Необходимость контакта
<i>Дистанционные методы</i>					
Компьютерное оптико-механическое тепловидение	0,05	75000	1970-е годы	Отсутствие контакта, компьютерный анализ	Высокая цена, низкое временное разрешение
Матричное тепловидение	0,005	> 100000	1990-е годы	Отсутствие контакта, высокая точность, компьютерный анализ	Высокая цена

— a new tool in the investigation of breast lesions" ("Термография — новый инструмент в исследовании повреждений груди") [4]. Применение тепловизионного метода дало обнадеживающие результаты. Достоверность определения рака молочной железы, особенно на ранней стадии, составила по данным Лоусона около 60–70 %. Выявление групп риска при больших массовых обследованиях должно было оправдать применение тепловидения как нового метода экспресс-диагностики.

Тем не менее трудно сказать, были ли работы Лоусона первыми в тепловидении, поскольку одно время параллельно с развитием сканирующих систем электронного тепловидения начали интенсивно развиваться контактные измерительные ИК-системы без электрического преобразования и сканирования. Это были термочувствительные пленки (жидко-кристаллические, люминофорные, полупроводниковые, магнитные или на основе термочувствительных красок), которые можно было приводить в контакт с поверхностью изучаемого объекта с целью наблюдения распределения температуры на его поверхности. Это направление тепловидения, получившее название *термографии*, также иногда называют тепловидением. Однако в этом случае регистрируется не тепловое излучение объекта, а непосредственно температура его отдельных участков. Механизм работы таких термопреобразователей основан на зависимости какого-либо оптического параметра пленок от теплового воздействия. Такими параметрами могут быть коэффициенты отражения и пропускания света или интенсивность собственного свечения. Например, некоторые типы жидких кристаллов по мере нагревания изменяют цвет. Это их свойство позволяло осуществлять визуальную индикацию температуры с высокой точностью — до 0,3 °C.

Любопытно отметить, что первые тепловизоры такого типа (если это не легенда) были известны еще в Древнем Египте. Лекари обмазывали тела пациентов тонким слоем нильской глины, которая при высыхании меняла оттенок, что выявляло на теле человека зоны с различающейся температурой.

Электронные ИК-камеры для дистанционного определения пространственного распределения температуры прошли три этапа развития [5]. Первый этап состоял в разработке гибридных электронных оптико-механических систем. Разворотка изображения объекта осуществлялась оптико-механическим способом с помощью врачающихся призм, дисков Нипкова или качающихся зеркал [6]. При этом ИК-излучение фокусировалось на термочувствительный элемент или линейку из таких элементов, где преобразовывалось в электрический сигнал. Затем появились системы из небольших матриц. Наконец были созданы большие матричные системы, состоящие из нескольких тысяч ИК-приемников [7–12].

Сейчас в основном используются два варианта ИК-камер: фотонные и микроболометрические, а также два типа построения матриц. Первый тип матриц, свойственный как фотонным, так и микроболометрическим камерам, выполнен на системе комплементарных металлооксидных полупроводников¹ (КМОП-матрицы), второй, используемый в фотонных камерах, — на матрицах с зарядовой связью² (ПЗС-матрицы). Каждый из этих вариантов имеет достоинства и недостатки. Достоин-

ством КМОП-матриц является экономичность и быстродействие — в статическом режиме ток практически отсутствует, опрос элементов матрицы можно производить одновременным параллельным электронным считыванием сигналов матрицы (snap-shot method). Недостатком КМОП-матриц является их высокая стоимость. К недостаткам ПЗС-матриц следует отнести считывание информации последовательными регистрами сдвига, которые преобразуют строку зарядов на входе в серию импульсов на выходе, что снижает быстродействие обработки информации. При использовании ПЗС-матриц приходится решать сложнейшую задачу по обеспечению приемлемого динамического диапазона и чувствительности сенсора. В последние годы появились разные варианты быстрого считывания информации. Существуют усовершенствованные варианты полнокадровой системы, основанной на ПЗС-матрицах, в которой заряды параллельного регистра не поступают построчно на вход последовательного регистра, а "складируются" в буферном параллельном регистре, а уже из него подаются на вход последовательного регистра сдвига, вследствие чего возрастает быстродействие тепловизионных систем [13–16].

Отметим главный результат. Исчезновение оптико-механических узлов в ИК-камерах, независимо от их модификаций, привело к уменьшению габаритов и энергопотребления, а главное — к увеличению соотношения сигнал/шум, улучшению качества изображения и расширению динамического диапазона регистрируемого сигнала.

2. Тепловизор как прибор панорамного обзора и радиометрии

2.1. Устройство

и технические параметры тепловизоров

При использовании тепловизоров в медицине различают два их возможных назначения: проведение панорамного обзора и осуществление радиометрии, т.е. дистанционного измерения абсолютных температур в каждой точке тела пациента. Панорамный обзор используется при качественной визуальной экспресс-диагностике ряда заболеваний. Радиометрия необходима для сравнения наблюдений на больших интервалах времени (создание архивов тепловизионных изображений). С помощью современного тепловизора можно измерить температуру с точностью до нескольких долей градуса в каждой микрозоне площадью до $30 \times 30 \text{ мкм}$ рассматриваемого объекта, но ключевая часть термина "тепловидение" — это "видение" (т.е. "зрение"). *Видение* — информационный процесс, позволяющий обозреть в определенном ИК-диапазоне длин волн объект целиком, выделить его существенные признаки, распознать и классифицировать его. В тепловизорах в основном применяются два диапазона длин волн, соответствующих окнам прозрачности атмосферы: 3–5 мкм или 8–12 мкм (рис. 1). Хотя для медицины выбор спектрального диапазона не диктуется исключительно требованием прозрачности атмосферы: поскольку измеряемый объект (человек) находится вблизи камеры, поглощением ИК-излучения в воздухе можно пренебречь [3].

Когда на мониторе создается ИК-изображение объекта, то с помощью условных изменений яркости

¹ CMOS — от англ. complementary metal oxide semiconductor.

² CCD — от англ. charge-coupled device.

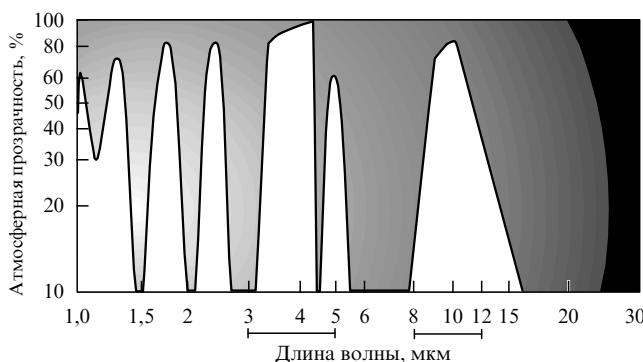


Рис. 1. Окна прозрачности атмосферы для инфракрасного излучения разных длин волн.

или окраски элементов видимого изображения отмечается разница температур в объекте. Следует заметить, что выбор способа кодирования для представления температур в изображении на мониторе (цветное или черно-белое) — это вопрос привычки и вкуса исследователей. Обязательным условием формирования ИК-изображения, независимо от способа кодирования, должно быть наличие температурного контраста между объектом и фоном, а в пределах контура объекта — между его отдельными элементами. В качестве примера панорамного обзора на рис. 2 приведен портрет человека в двух ракурсах в диапазоне ИК-излучения 8–12 мкм, полученный с помощью микроболометрической камеры с матрицей из оксида ванадия.

Для повышения чувствительности измерения и улучшения соотношения сигнал/шум необходимо, чтобы матрица из ИК-фотоприемников была термостабилизирована и охлаждена. Для глубокого (криогенного) охлаждения используется жидкий азот или газовая холодильная машина, работающая по замкнутому циклу Сплит–Стирлинга (охлаждение в среднем до ~ 80 К). Существуют системы с неглубоким охлаждением, до температур 150–200 К. В этом случае могут использоваться другие способы охлаждения, например, термоэлектрические устройства, основанные на эффекте

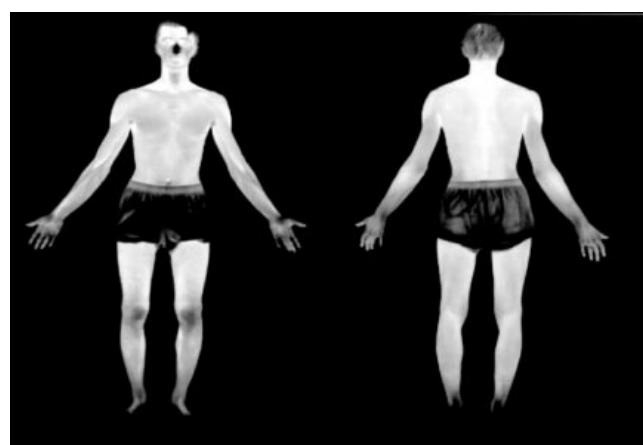


Рис. 2. Инфракрасное панорамное изображение человека, полученное с помощью микроболометрической камеры с матрицей из 320×240 элементов из оксида ванадия, в диапазоне длин волн 8–12 мкм.

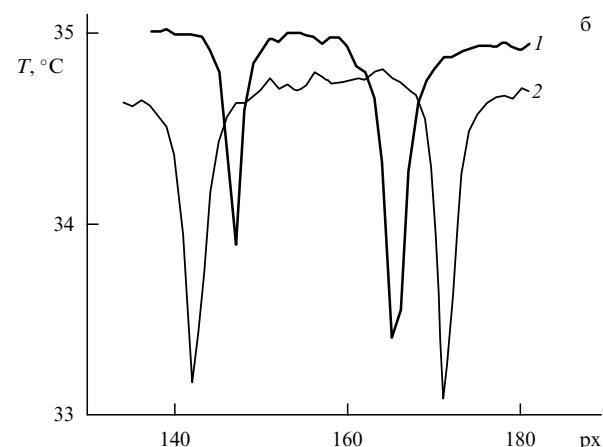
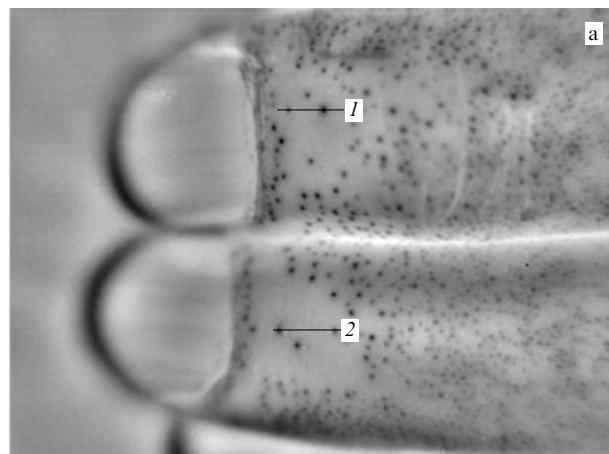


Рис. 3. (а) Инфракрасное изображение пальцев руки с измерением температуры открытых каналов потовых желез в диапазоне длин волн 8–12 мкм, пространственное разрешение 30 мкм. Темные точки на пальцах — каналы потовых желез. (б) Температурный профиль по линиям 1 и 2 на двух пальцах, показанных на рис. а. По оси абсцисс отложено расстояние в пикселях (px), масштаб 1 мм = 8 px.

Пельтье. Приведенное на рис. 2 ИК-изображение получено камерой с неглубоким охлаждением.

Фотонные приборы на основе охлаждаемых ИК-фотоприемников являются наиболее чувствительными [17], но пока остаются и самыми дорогостоящими. Порядок стоимости таких тепловизоров, значительную долю которой определяет стоимость систем охлаждения детектора и объективов, составляет сотни тысяч долларов США.

На рисунке 3 в качестве примера ИК-радиометрии приведено изображение пальцев руки человека с видимыми на них раскрывшимися потовыми отверстиями. Размер потовых отверстий порядка 30 мкм. На рисунке 3б приведена термограмма указанных на рис. 3а участков 1 и 2. Эти изображения получены с помощью тепловизора фотонного типа на основе матрицы из антимонида индия с глубоким охлаждением.

При изготовлении матриц для класса фотонных приборов используются гетероструктуры: на основе халькогенида свинца, соединения кадмий–рутуть–теллур, антимонида индия, силицида платины, примесных кремния и германия; многослойные структуры с квантовыми ямами на базе детекторов QWIP (quantum well infrared photodetector); барьеры Шоттки на основе тонких (~ 30 Å) пленок силицида платины, а в ближайшее

время, вероятно, будут использоваться также сочетания таких гетероструктур в пределах одного чувствительного элемента фотодетектора [18–21]. В микроболометрах чаще всего применяется окись ванадия или аморфный кремний [22, 23].

Основной и наиболее наглядной для потребителей характеристикой чувствительности тепловизоров является разность температур, эквивалентная шуму, NETD (от англ. — noise equivalent temperature difference), т.е. шумовой эквивалент температурного дифференциала. В проспектах фирм NETD иногда называют предельной тепловой чувствительностью, что не совсем правильно. Для современных тепловизоров на основе охлаждаемых детекторов этот параметр изменяется в пределах от 10 до 40 мК. В последние годы стали появляться сообщения в Интернете о том, что достигнуто значение NETD 5 мК, но, как удалось достичь такой чувствительности, не сообщается. Точность измерения абсолютной температуры — понятие не совсем определенное, так как зависит от многих параметров; в существующих на рынке и доступных радиометрах точность измерения составляет 50–100 мК.

Важным показателем является также частота обновления информации (частота кадров). Это связано с тем, что термометрия динамики отдельных участков тела при использовании для анализа быстрого фурье-преобразования позволяет оценивать состояние механизмов нервной системы, регулирующих теплопродукцию человека [24–26]. Частота обновления информации на матрицах из HgCdTe₂ или InSb обычно лежит в пределах от 100 до 400 Гц. Для приборов, в которых используются ИК-матрицы на основе структур с низкой квантовой эффективностью, таких как диоды Шоттки (PtSi/Si), эта частота находится в диапазоне от 25 до 100 Гц.

Для того чтобы расширить динамический диапазон интенсивности воспринимаемого ИК-излучения и избежать "ослепления" тепловизора, приходится применять различные технические ухищрения. В ряде случаев это достигается оптимальным выбором частоты смены кадров или созданием в системах с ПЗС-матрицами сброса заряда с переполняемой емкостью элемента матрицы в буферные накопители. Емкость современных ячеек ПЗС-матрицы в зависимости от технологии их изготовления и организации работы составляет $\sim 10^6$ – 10^7 электронов на каждый матричный элемент (пиксель). Однако решение проблемы исключения "ослепления" прибора при больших интенсивностях излучения объекта с помощью увеличения рабочей частоты сталкивается с техническими трудностями. Например, при переходе формата матрицы за пределы уже достигнутого сейчас значения 2400×1600 элементов лимитирующим фактором становится тактовая частота электроники, так как возникает потребность в переходе гигагерцевого частотного рубежа, что проблематично. Радикальным решением этой проблемы могла бы стать разработка элементов матриц с большей емкостью ИК-чувствительных элементов, превышающей, например, 10^9 электронов на один пиксель. Это одна из проблем тепловизионной техники в варианте ПЗС-матриц.

Тепловизионные приборы на основе неохлаждаемых приемников микроболометрического типа дешевые. Нижний предел их цены доходит до 20 тыс. долларов США. Однако такие приборы по сравнению с фотонными охлаждаемыми камерами являются приблизительно

но в два раза менее чувствительными. Разность температур, эквивалентная шуму, в них варьируется в пределах от 40 до 120 мК. В этих приборах также применяются специальные системы, обеспечивающие термостабилизацию ИК-матрицы, но в большинстве случаев без использования хладоагента (жидкого азота).

Чувствительные элементы микроболометрических приемников обладают тепловой инерцией, поэтому их максимальная чувствительность достигается на частоте обновления матрицы, не превышающей 50 Гц. Однако такой частоты достаточно для решения большинства задач биомедицинской диагностики. В детекторах на основе аморфного кремния на низких частотах одним из факторов, ограничивающих чувствительность, является шум, подобный фликкерному, спектр мощности которого изменяется как функция от $1/f$, где f — частота спектра сигнала. Это может приводить к искажениям фронтов температурных профилей объекта и к уменьшению разрешающей способности камеры. Имеющиеся на рынке неохлаждаемые приборы, отградуированные как радиометры, измеряют абсолютную температуру в диапазоне физиологических температур человека с точностью до 0,04 °C.

2.2. Потребность медицины в тепловизорах

Более подробное изложение конструктивных особенностей матричных тепловизоров выходит за рамки этой статьи. С конструкцией различных вариантов тепловизоров можно ознакомиться по проспектам фирм и литературным источникам [7–22]. Отметим, что свыше 20 фирм США, Франции, Китая, Израиля, России и других стран сегодня выпускают матричные тепловизоры.

Математическое обеспечение для современных тепловизоров позволяет производить цифровую обработку ИК-изображения в реальном масштабе времени, вычислять параметры теплового рельефа, создавать компьютерные архивы ИК-изображений и проводить сравнение тепловых образов, полученных в разное время. По прогнозам электронного журнала ЭСКО энергосервисной компании "Экологические системы" (февраль 2004, № 2) потребительский мировой рынок тепловизионных приборов представляется весьма обширным и в перспективе оценивается суммой порядка 200 млрд долларов США в год. Согласно прогнозу закупкам тепловизоров для медицинских целей отводится пока скромное место — они составляют порядка 0,4 % (табл. 2).

Существует много причин сравнительно небольшого в количественном выражении применения тепловидения в массовой медицине. Главная причина состоит в еще недостаточном понимании колossalных, а порою и исключительных возможностей тепловидения в анализе жизнедеятельности человека, а также в сравнительно высокой стоимости тепловизоров.

По наличию в теле человека зон с аномально высокой или низкой температурой можно распознать многие болезни (150 заболеваний согласно литературным источникам [27]) даже на ранних стадиях их возникновения.

Многие из врачей, с которыми нам приходилось работать, считают, что охлаждаемый сжиженным газом тепловизор слишком дорог и неудобен при эксплуатации, особенно в хирургических кабинетах. Персоналу небольших медицинских учреждений неудобно иметь дело с дюарами жидкого азота и нести дополнительные расходы на его покупку и доставку. Поэтому медики

Таблица 2. Прогнозируемая потребность в тепловизионной технике для различных областей применения

Область применения	Прогнозируемая потребность, тыс. изделий в год	Доля в общем количестве, %
Оснащение транспортных средств, в том числе:	504	40,84
• самолетов,	2	
• судов,	2	
• железнодорожных составов и автомобилей	500	
Охранные системы	500	40,5
Контроль оборудования различного типа	100	8,1
Диагностика с помощью космических аппаратов или авиации природных, техногенных и биосферных катастроф	100	8,1
Контроль энергопотребления в коммунальном хозяйстве	20	1,62
Спасательные работы при катастрофах	5	0,4
Применение в медицине	5	0,4
Итого	1234	100

хотели бы иметь небольшие и простые в эксплуатации камеры микроболометрического типа, не использующие жидкого азота [17, 23]. Однако эти камеры имеют недостатки — более низкую температурную чувствительность и более узкий диапазон температуры внешней среды, в котором они дают надежные результаты радиометрии. Поэтому для многих исследовательских задач биомедицины они не пригодны.

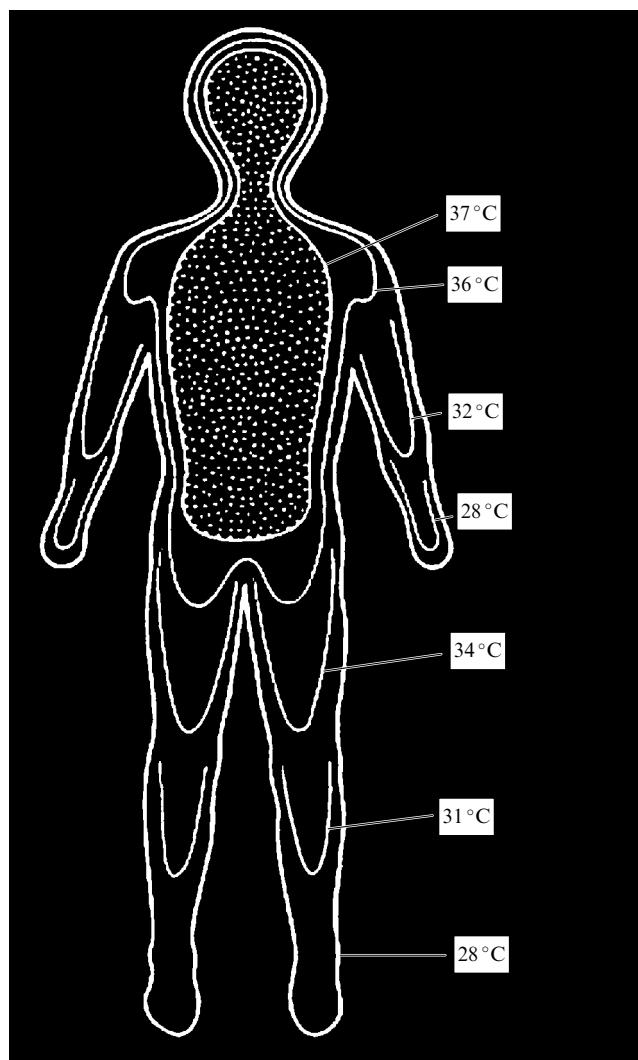
3. Человек как термодинамический объект исследования

3.1. Как и в каком количестве получает тепло организм человека

Чтобы понять, какую информацию о физиологическом состоянии организма дает наблюдение пространственно-временных ИК-изображений поверхности тела человека, необходимо хотя бы кратко рассмотреть физические механизмы теплопродукции.

При повышении температуры в комнате невозможно в принципе достичь ситуации, при которой температура человека станет равной температуре воздуха. Человек — это неравновесная термодинамическая система, работа которой направлена, в том числе, на поддержание постоянной температуры внутри организма.

В любом процессе энергия не исчезает, а лишь переходит из одной формы в другую. В конечном итоге она превращается в тепло и при равномерном температурном распределении по объему уже не может быть использована для совершения работы. Однако человек, как и любой живой организм, — это открытая система, функционирующая при притоке и оттоке вещества и энергии. Полного обесценивания энергии при переходе ее в тепло в организме (пока он жив) не происходит. Если взглянуть на схему изотерм тела человека (рис. 4), то легко увидеть, что разные участки тела всегда имеют различную температуру. Корректно оценить К.П.Д. человека как "тепловой машины" невозможно, поскольку в покое и в активном состоянии К.П.Д. будет разным. В конечном счете вся энергия, которую получает человек, доставляется от Солнца. Требующееся человеку количество энергии зависит от его энергозатрат, а также от

**Рис. 4.** Изотермы на поверхности тела человека.

возраста и пола [28]. В таблице 3 приведено среднее процентное распределение энергии, получаемой человеком с пищей [29, 30].

Таблица 3. Распределение энергии, получаемой человеком с пищей

Получаемая из пищи энергия	100 %
Потери $T\Delta S$ (где ΔS — приращение энтропии)	5 %
Биохимические потери	50 %
Потери в метаболических циклах	45–20 %
Потери при механической работе (сокращение скелетных мышц)	0–25 %

Примечание. Аэробное сгорание: 1 моль глюкозы выделяет 686 ккал тепла. Регулируемое биологическое окисление: 1 моль глюкозы создает 38 молей АТФ (≈ 340 ккал свободной энергии).

Для оценок теплопродукции человека не столь важно, питается ли он плодами растений или продуктами животного происхождения. Количество энергии в единицу времени, необходимое человеку для основного обмена, составляет 1600–1700 ккал сут⁻¹ или 70 ккал ч⁻¹. При активной работе потребление возрастает до 5000 ккал сут⁻¹. При беге или подъеме тяжестей энерго затраты могут достигать более 500 ккал ч⁻¹. Человек обладает средней мускульной энергией около 150 Вт, что соответствует 127,5 ккал ч⁻¹. В среднем теплопродукция человека в активном возрасте составляет 370 ккал ч⁻¹ [30].

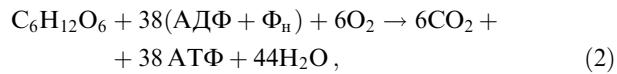
Топливными элементами организма служат его клетки. Таким образом, человек обладает распределенной по всему организму системой нагрева. Клетка организма может использовать два варианта топлива для получения тепловой энергии. Первым, хотя и не основным, является окисление жиров, которое дает порядка 10 % всей теплопродукции человека. Вторым и основным источником служит окисление углеводов (например глюкозы), составляющее 90 % энергообеспечения. Несложно оценить величины энергии этих процессов [31]. В живой клетке независимо от вида органа происходят реакции трех типов, а именно: свободное окисление, не связанное с образованием молекул АТФ (аденозинтрифосфата); окисление, сопряженное с аккумуляцией энергии (реакция синтеза АТФ) и реакции гидролиза АТФ с переходом в АДФ (аденозиндифосфат). Первую реакцию — окисление жиров — в общей форме можно записать как



где XH_2 — естественный донор протона водорода, PH — гидроксилируемый субстрат, POH — продукт-гидроксил субстрата. Обычно в организме концентрация веществ XH_2 , вступающих в реакцию (1), много меньше, чем концентрация глюкозы. Интегральную теплопродукцию проще всего оценивать по уменьшению количества кислорода в выдыхаемом воздухе, которое можно определять прямым измерением. Количество кислорода, участвующего в реакции окисления жиров, сравнительно невелико. В нормальных условиях можно считать, что только 10 % расходуемого кислорода участвует в реакции свободного окисления жиров, а основное его количество используется для синтеза и расщепления АТФ. Исключение составляют воспалительные процессы или адаптация к холodu, т.е. к температурам ниже 267 К.

Реакция второго типа (синтез АТФ) идет в митохондриях клетки. Реакцию окисления глюкозы в ходе гликолиза и цикла Кребса с образованием АТФ из АДФ в

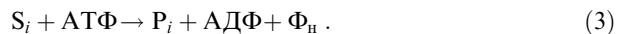
общей форме можно записать так [31, 32]:



где $C_6H_{12}O_6$ — глюкоза, а Φ_n — неорганический фосфат.

Более половины освободившейся при окислении энергии клетка аккумулирует про запас в форме фосфатных связей. Если эту реакцию проводить в пробирке, то на синтез каждой грамм-молекулы АТФ будет тратиться 10 ккал, однако в клетке за счет ферментативных систем расход энергии несколько меньше, порядка 7–8 ккал. На основе общего выхода АТФ можно подсчитать термодинамическую эффективность, с которой клетка извлекает энергию при окислении глюкозы. Предварительное расщепление глюкозы на две молекулы молочной кислоты дает две молекулы АТФ и обеспечивает перенос в дыхательной цепи шести пар электронов. Каждая пара электронов вызывает превращение трех молекул АДФ в АТФ, т.е. в процессе свободного дыхания на 1 грамм-молекулу расщепления глюкозы образуется 38 грамм-молекул АТФ, которые в пределе могут дать 340–380 ккал энергии из 689 ккал энергии, содержащейся в исходной грамм-молекуле глюкозы. Таким образом, максимальную эффективность сопряжения процессов гликолиза и дыхания (в цикле Кребса) можно считать равной 55 %.

Из выражения (2), описывающего стационарное состояние, следует, что при синтезе 38 грамм-молекул АТФ "сжигается" 1 грамм-молекула глюкозы вместе с 6-ю грамм-молекулами кислорода, т.е. для синтеза АТФ скорость поступления в клетку молекул O_2 должна быть в шесть раз выше, чем скорость поступления молекул глюкозы. Часть энергии сжигания глюкозы — 45 % — сразу переходит в тепло, что составляет 310 ккал на 1 грамм-молекулу глюкозы [33]. Остальные 55 % энергии запасаются в виде макроэнергических связей в АТФ и в дальнейшем используются клеткой для своих нужд, т.е. обеспечивают энергией биосинтез, поддержание осмотического давления, активный транспорт, механическую и электрическую работу клеток. Расход этой энергии описывается реакцией третьего типа (гидролиз АТФ с переходом в АДФ). В общей форме эту реакцию можно записать как



Здесь субстрат S_i переходит в результате гидролиза АТФ в новое молекулярное состояние — продукт P_i , АДФ и неорганический фосфат Φ_n . Точное значение к.п.д. этого процесса например при совершении механической мышечной работы, установить сложно. В литературе имеются противоречивые сведения, например, в работе [34] указывается, что выделение тепла в процессе сокращения мышцы и после его окончания превышает выделение тепла в состоянии покоя и зависит от величины укорочения мышцы. Для грубой усредненной оценки величину выделения тепла можно принять за 5×10^{-3} кал на 1 г мышечной массы. Другими словами, из 380 ккал энергии, связываемой АТФ при синтезе, 266 ккал переходит в тепло, следовательно, за к.п.д. мышечной клетки можно принять величину порядка 30 %. Таким образом, 70 % энергии мышечной клетки сразу переходят в тепло, а 30 % превращаются в тепло при совершении работы.

Суммируя всю энергию, которая переходит в тепло по второму и третьему типу реакций, получаем 576 ккал на 1 грамм-молекулу глюкозы. Коэффициент полезного действия работы циклической системы в цепи АДФ → АТФ → АДФ составляет $[(689 - 576) \cdot 100\%]/689 = 16,4\%$, остальные 83,6 % энергии сразу переходят в тепло, а остаток АТФ "складируется", а затем по мере потребления при совершении механической, химической, осмотической или электрической работы по массопереносу внутри организма также преобразуется в тепло. В отсутствие дефицита глюкозы на 6 грамм-молекул O_2 в тепло будет преобразовываться 576 ккал. Таким образом, грубая оценка к.п.д. человека как тепловой "машины" дает величину порядка 15–20 %, а показателем теплопродукции является потребление O_2 и выделение CO_2 . Прямое измерение этих параметров может существенно дополнить диагностическую трактовку при анализе ИК-портретов человека.

3.2. Система управления тепловой продукцией в организме человека

Из инженерной практики конструирования тепловых машин известны три способа теплорегуляции: изменение поверхности теплообмена; использование обтекающих охлаждающих агентов — жидкостей или газов; регулировка теплового режима изменением интенсивности нагрева самих топливных элементов. В организме человека также используются эти три способа регуляции.

Однако среди теплокровных животных человек по способу управления своей теплопродукцией не является

венцом эволюции, поскольку экономичность его тепловой "машины" уступает экономичности аналогичных механизмов некоторых животных, например зимоспящих. Последние весьма экономно приспособлены к изменениям температуры внешней среды посредством регулировки в очень широких пределах клеточного метаболизма, снижая тем самым интенсивность нагрева организма [35].

Еще в конце XIX в. было установлено, что у крупных млекопитающих температура тела ниже, чем у мелких. Хотя потребление энергии на 1 г веса тела изученных на то время видов показало приблизительно одинаковую величину — около 200 ккал (840 Дж кг^{-1}) [36, 37]. Причина казалась очевидной, поскольку нагрев происходит за счет метаболических процессов в каждой клетке, а количество клеток пропорционально объему (весу) тела. Однако важна не только теплопродукция, но и отдача тепла, которая происходит с поверхности тела [37]. В большинстве случаев, чем больше вес животного, тем меньше отношение поверхности к объему тела. Кроме того, наряду с распределенной системой клеточного нагрева была обнаружена централизованная система регуляции теплопродукции и теплоотдачи, управляемая мозгом, которая имела свою специфику для различных видов животных [38].

Современное представление о механизмах теплорегуляции человека дает схема, представленная на рис. 5. Холодовые и тепловые рецепторы сигнализируют о температурных параметрах внешней среды, а мозг (прежде всего гипоталамус) "принимает решение" о

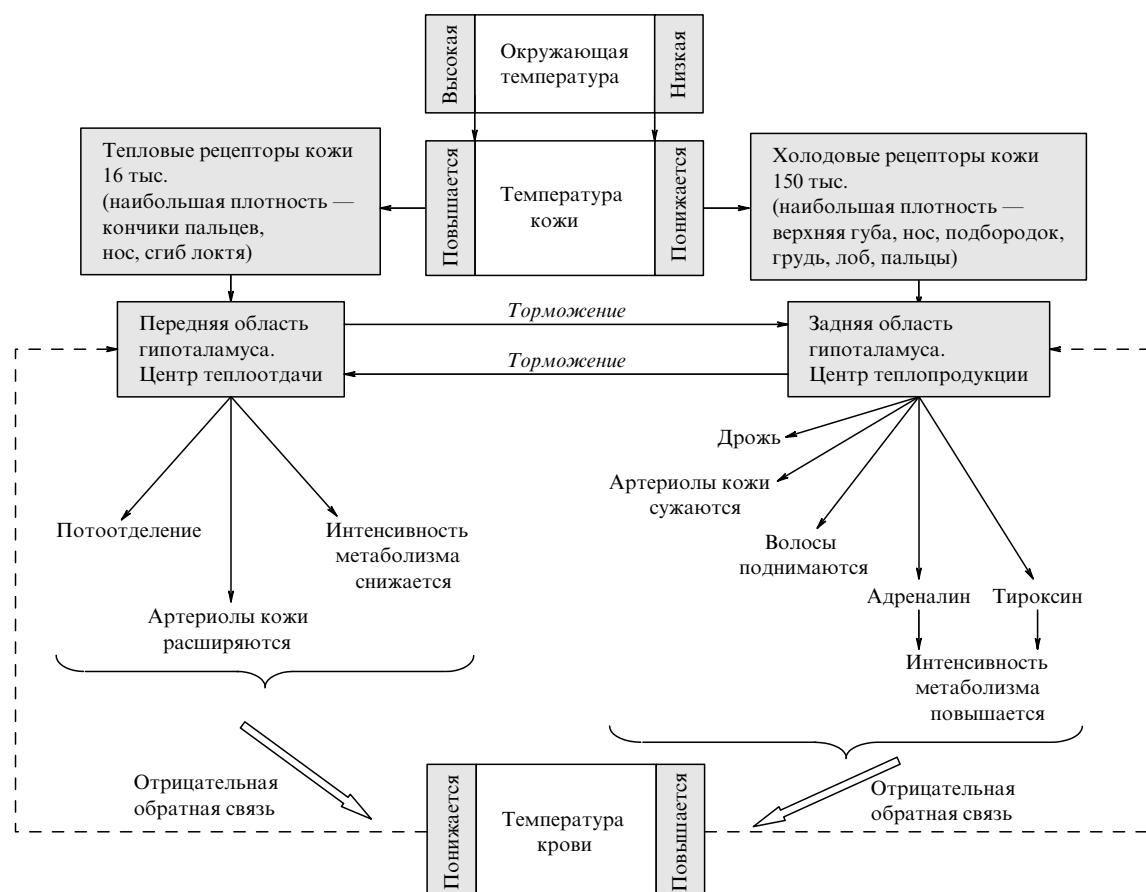


Рис. 5. Блок-схема теплорегуляции в организме человека.

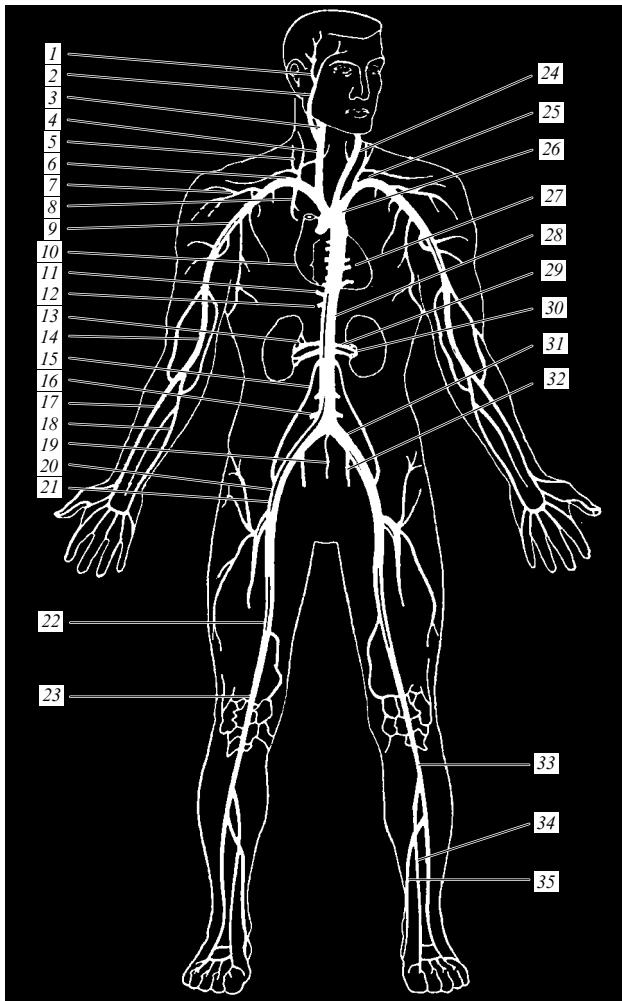


Рис. 6. Схема кровеносной артериальной системы человека (венозная часть не показана): 1 — поверхностная височная, 2 — наружная сонная, 3 — внутренняя сонная, 4 — общая сонная, 5 — шейно-реберный ствол, 6 — шейно-щитовидный ствол, 7 — левая подключичная, 8 — внутренняя артерия молочной железы, 9 — подмышечная, 10 — межреберная, 11 — верхняя диафрагмальная, 12 — нижняя диафрагмальная, 13 — верхняя брыжеечная, 14 — плечевая, 15 — семенная, 16 — нижняя брыжеечная, 17 — лучевая, 18 — локтевая, 19 — средняя крестцовая, 20 — наружная подвздошная, 21 — бедренная, 22 — бедренная, 23 — подколенная, 24 — позвоночная, 25 — правая подключичная, 26 — безымянная (брюшно-cefальная), 27 — артерия пищевода, 28 — чревная, 29 — средняя надпочечная, 30 — почечная, 31 — общая подвздошная, 32 — внутренняя подвздошная, 33 — передняя большеберцовая, 34 — малоберцовая, 35 — задняя большеберцовая.

сбросе тепла при перегреве или, наоборот, об интенсификации теплопродукции при охлаждении.

Особую роль в регулировке распределения тепла по организму играют кровь и состояние сердечно-сосудистой системы. Наличие 5–6 литров крови в организме позволяет, с одной стороны, за счет ее движения по разветвленному сосудистому руслу (рис. 6) поставлять каждой клетке ткани окислитель (кислород), обеспечивая тем самым процессы выделения тепла, а с другой стороны, охлаждать органы за счет протекания плазмы крови (воды) через них. Сужение и расширение сосудов и изменение частоты сердечного пульса регулируют эти процессы. Благодаря движению крови внутренняя тем-

Таблица 4. Распределение объема крови левого желудочка сердца по органам человека в покое [30]

Область	Масса органа, кг	Поток крови		Сопротивление*
		мл мин ⁻¹	мл (100 г мин) ⁻¹	
Ворот печени	2,6	1500	57,7	1,56
Почки	0,3	1260	420,0	0,214
Мозг	1,4	750	53,6	1,67
Кожа	3,6	462	12,8	7
Скелетные мышцы	31	840	2,7	33,3
Мышцы сердца	0,3	252	84	1
Остальные ткани	23,8	336	1,4	64,3
Все тело	63	5400	8,6	10,6

* Сопротивление есть отношение среднего артериального давления в миллиметрах ртутного столба к потоку крови в миллилитрах на 100 г ткани за 1 мин.

пература тела, как правило, практически постоянна (в норме около 37°C). Поскольку интенсивность работы органов различается, то и средние объемы крови, проходящие через каждый из них в единицу времени, будут разными. В таблице 4 приведены величины объема крови, протекающей через органы человека за 1 мин.

Величина отбора клетками кислорода из крови изменяется от органа к органу. Клетки скелетных мышц в покое потребляют немного кислорода — всего 1,6–2,4 мкл на 1 г ткани за 1 мин и, следовательно, производят мало тепла; в тех же единицах печень потребляет 19–33, головной мозг — 35, почки — 50–60, сердце — 70–100 (в покое) [30]. Таким образом, в покое лидером в потреблении энергии на единицу веса является мышца сердца. Однако при активной физической работе человека на первое место по потреблению энергии могут выйти скелетные мышцы.

Передача кислорода в ткань органа связана, прежде всего, с капиллярной системой в кровотоке (микроциркуляцией крови). Можно записать выражение для объема кислорода V_{O_2} , суммарно потребляемого организмом в минуту [39]:

$$V_{O_2} = q C_{(a-b)}, \quad (4)$$

где q — величина сердечного выброса крови [л мин⁻¹], $C_{(a-b)}$ — концентрационная разность кислорода в артериальной и венозной крови [г л⁻¹]. Для человека весом ≈ 70 кг сердечный выброс, в покое составляющий $q \approx 4,5-5$ л мин⁻¹, может изменяться в широких пределах. При физической нагрузке перекачка крови может доходить до 30 л мин⁻¹. Имеющиеся в организме человека 5–6 л крови в покое совершают полный кругооборот за 1 мин. В процессе переноса кислорода участвует не весь гемоглобин крови, а только около 5,2 г л⁻¹. Однако падение концентрации гемоглобина в 2 раза, до 2,6 г л⁻¹, может оказаться смертельным, так как уже не сможет быть компенсировано увеличением сердечного выброса. В этом случае необходимо введение в организм газотранспортных кровезаменителей [40], например *перфторана* [41].

В покое потребляется не более 10–15 % кислорода, содержащегося в крови. Регулировка осуществляется тем, что капилляры на периферии часто закрываются. Их закрытие происходит по сигналам, поступающим из



Рис. 7. Панорамное ИК-изображение 23-летней женщины с диагнозом болезни Рейно (резкое ухудшение микроциркуляции крови в конечностях рук).

мозга. В пожилом возрасте патологический спазм капилляров конечностей может возникать самопроизвольно. Постоянно низкая температура рук и ног в молодом возрасте — это патология (иногда болезнь Рейно, рис. 7), а в пожилом возрасте — показатель уменьшения диаметра сосудов в результате отложений холестерина на их стенках или расстройства нервных систем регуляции (см. раздел 7.4). Спазм капилляров приводит к тому, что становится невозможным поступление крови в капилляр, а кислорода в ткань. Поэтому главная проблема в преодолении недостатка кислорода (ишемии тканей) — это медикаментозное или хирургическое восстановление микроциркуляции крови, вплоть до замены сосудов.

Интегральная оценка объема крови в артериальном V_a , венозном V_v и капиллярном V_k русле, например для мужчины 30 лет ростом 1,76 см и весом 70 кг, составляет: $V_a = 1,5$ л, $V_v = 3$ л, $V_k = 0,5 - 0,33$ л, т.е. в капиллярном русле находится 8–10 % всей крови человека. Количество капилляров у человека 7×10^{10} , объем крови в одном капилляре 5×10^{-9} см³ [31]. Объем V_{O_2} переносимого кровью кислорода при одинаковой длине капилляра почти линейно зависит от его диаметра x [42]:

$$V_{O_2} = V_{O_2 \max} \left(1 - \frac{x_{\max} - x}{x_{\max}} \right), \quad (5)$$

где $V_{O_2 \max}$ — максимальный объем переносимого кислорода, x_{\max} и x — максимальный и текущий диаметры капилляра. Существенную роль в раскрытии капилляров играет синтез оксида азота NO в клетках ткани. Оксид азота расслабляет гладкую мускулатуру стенок капилляров, открывает русло капилляра и увеличивает локальную теплопродукцию за счет доставки O_2 в клетки ткани, но для его синтеза в свою очередь необходим кислород.

Сердечно-сосудистая регуляция в норме справляется с поддержанием внутренней температуры человека на постоянном уровне в сравнительно широком диапазоне температур внешней среды: в воздухе от $-6,7^{\circ}\text{C}$ до 32°C , в воде от 26°C до 32°C . В формирование "теплового

портрета" человека существенный вклад вносит также гуморальная система (щитовидная железа) [43].

Детали систем терморегуляции, обеспечивающих приспособляемость человека к внешним условиям среды, тем не менее, изучены еще недостаточно, поскольку они имеют генетические особенности и, кроме того, могут модифицироваться в результате акклиматизации, естественно приобретенные модификации не передаются от поколения к поколению. Использование тепловидения, которое дает возможность наблюдать изменения топографии температур по всему телу человека, может продвинуть эти исследования на основе накопления фактического материала. Хотя уже известно, что, например, у эскимосов, в отличие от жителей юга, при внешней температуре 17°C интенсивность теплопродукции может повышаться весьма существенно — на 22 ккал (м² ч)⁻¹ от основного уровня 55 ккал (м² ч)⁻¹. У африканцев, наоборот, минимизирована теплопродукция и сильно изменяется интенсивность функционирования системы охлаждения за счет раскрытия потовых отверстий, а температура кожи имеет более четко выраженные суточные и сезонные колебания. У белой расы регуляция — смешанная [38].

Суточные и сезонные колебания средней внутренней температуры человека составляют не более $0,1 - 0,6^{\circ}\text{C}$ (наименьшая — ночью летом, наибольшая — во второй половине дня зимой). У женщин в период овуляции средняя температура тела часто повышается на $0,6 - 0,8^{\circ}\text{C}$. Кроме того известно, что интегральная температура левой половины тела у людей в 54 % случаев несколько выше, чем правой, что, возможно, связано с асимметричным расположением сердца.

Мозг может регулировать внутреннюю температуру тела, не только изменяя пропускную способность сосудов и скорость тока крови, но используя также изменение поверхности легких, интенсивность и частоту дыхания, что позволяет обеспечивать дополнительное охлаждение при перегреве организма. Поверхность легких в 50 раз превышает поверхность тела человека.

Таким образом, можно выделить основные физиологические параметры человека, влияющие на изменения его теплового портрета [30] (табл. 5). Почти все эти параметры могут быть определены прямыми измерениями. Их знание позволяет правильно трактовать изменения ИК-портретов человека при диагностике заболеваний. Приведенные данные справедливы для конкретного здорового человека в активном возрасте. Применительно к другим людям они могут дать представление о том, каково должно быть соотношение этих величин в норме.

4. Влияние внешних условий на тепловой портрет человека и требования к процедуре радиометрии инфракрасного излучения

4.1. Тепловой баланс на поверхности тела человека

При анализе ИК-изображений поверхности тела человека необходимо учитывать с целью исключения артефактов при диагностике влияние внешних условий, которые могут сильно изменить значения температуры кожи человека и температурную топографию поверхности тела.

Таблица 5. Параметры, влияющие на тепловой портрет человека

Параметр	Значение
<i>Параметры, определяющие производство тепла в организме</i>	
Потребление O_2	250 мл мин ⁻¹ (дыхательный коэффициент 0,8)
Жизненная емкость легких	4,2 л
Объем крови (плазма + форменные элементы)	5,0 л
Минутный объем сердца	5 л мин ⁻¹ (в покое) или 3,0 + 8M [л мин ⁻¹], где M — потребление O_2 0,43
Гематокрит	120 мм рт. ст./80 мм рт. ст.
Кровяное артериальное давление	65 ударов в 1 мин
Частота сердцебиений (пульс)	200 мл мин ⁻¹
Выделение CO_2	10,2 кг
Общее содержание жира (15 % от веса тела)	72 ккал ч ⁻¹ или 40 ккал м ⁻² ч ⁻¹
<i>Параметры, определяющие сброс тепла в организме</i>	
Площадь поверхности тела	1,9 м ²
Поверхность легких	90 м ²
Общая емкость легких	6,0 л
Дыхательный объем легких	0,5 л
Объем мертвого пространства легких	0,150 л
Общее содержание жидкости, в том числе:	51 л (75 %)
Внутриклеточная жидкость	27,2 л (40 %)
Тканевая жидкость и лимфа	20,4 л (30 %)
Плазма	3,4 л (5 %)
Толщина подкожного жира	5 мм
Рост	1,76 м
Вес	70 кг

Каждый из своего жизненного опыта знает, что когда человек входит с мороза в теплое помещение, то температура кожи открытых областей его тела ниже, чем температура кожи людей, находящихся в помещении. Для достижения комфортных условий в нагретом помещении мы включаем вентилятор, и движение воздуха понижает температуру кожи тела. В жаркий солнечный день мы потеем, и испарение пота спасает нас от перегрева. В холодный день температура кожи понижается. Если нам холодно, то мы дрожим и тем самым тело нагревается.

При измерении вблизи организма любых параметров внешней среды (давления, влажности или температуры) в их величину вносится вклад за счет теплопродукции организма, и, наоборот, на поверхности кожи человека все измеряемые величины теплопродукции включают в себя вклады, обусловленные влиянием внешней среды.

Если обратиться к первому закону термодинамики, то для поверхности кожи человека можно записать тепловой баланс в стандартной форме [44]:

$$M - W = C + E + R, \quad (6)$$

где в левой части находятся величины энергии, поступающей к поверхности тела, в правой — величины тепловой энергии, сбрасываемой во внешнюю среду; M — энергия, создаваемая в процессе метаболизма внутри организма (величины ее значений мы уже выяснили в разделе 3.1), W — потери энергии вследствие

механической работы организма, C — потери тепла за счет конвекции воздуха, E — потери энергии из-за испарения воды с поверхности тела, R — радиационные потери энергии в результате излучения тепла поверхностью кожи организма. В покое величина тепловых потерь вследствие работы скелетных мышц близка к нулю, но значение W не равно нулю, так как всегда совершается механическая работа внутренними органами (сердцем, кишечно-желудочным трактом и т.д.).

Величина радиационных потерь R , которую регистрирует тепловизор, состоит из суммы двух слагаемых. Одно из них — это радиационные потери, которые происходят при взаимодействии тела, имеющего температуру T_0 , с воздухом, температура которого T_a . Предполагая, что тело и воздух излучают энергию, их взаимодействие можно описать с помощью константы Стефана — Больцмана σ , при этом чистая потеря составит

$$\sigma (T_0^4 - T_a^4) = h_R (T_0 - T_a), \quad (7)$$

где h_R — коэффициент радиационной передачи. Точная оценка h_R соответствует значению $4\sigma\bar{T}^3$, где \bar{T} — температура близкая к средней между T_0 и T_a , но на практике h_R может оцениваться достаточно точно при выборе какой-либо одной из температур, T_0 или T_a , вместо \bar{T} или с помощью процедуры, описанной в работе [45].

Второе слагаемое — это энергия дополнительного излучения, которое поступает от внешнего излучающего источника тепла, например лампы или солнца. Этот компонент часто называют вслед за Gagge [46] эффективным излучающим потоком (effective radiant flux) или изотермальной чистой (нетто) радиацией (isothermal net radiation) R_{ni} согласно Monteith [47]. Величина R_{ni} представляет собой излучающую энергию, которую поверхность тела поглотила дополнительно к энергии, излученной воздухом при определенной температуре [47]. В результате суммарная радиационная потеря тела будет равна

$$R = h_R (T_0 - T_a) - R_{ni}. \quad (8)$$

Потеря энергии телом с высокой температурой за счет конвекции воздуха может быть описана как

$$C = h_C (T_0 - T_a), \quad (9)$$

где h_C — коэффициент передачи тепла за счет конвекции воздуха. Учитывая уравнения (8) и (9), можно записать

$$C + R = h_{CR} (T_0 - T_a) - R_{ni}, \quad (10)$$

где $h_{CR} = h_C + h_R$ — объединенный коэффициент потери температуры за счет конвекции воздуха и теплового излучения.

4.2. Изменение температуры человека при испарении пота

Содержание воды в теле человека колеблется от 45 % до 75 % от его веса и зависит в основном от содержания жира. Для одного и того же человека содержание воды изменяется с возрастом. Наименьший объем занимает вода плазмы крови, наибольший — внутриклеточная жидкость (см. табл. 5). Кроме того, часть воды в

организме, как и CO_2 , синтезируется как конечный продукт в результате окисления жиров и глюкозы с выделением тепловой энергии (см. выражения (1) и (2)).

Даже без заметного потоотделения человек, тем не менее, теряет влагу за счет испарения воды через кожу — в среднем около 500 мл воды за сутки. С повышением температуры окружающей среды происходит увеличение выделения пота, сначала за счет включения в этот процесс все большего числа потовых желез, а при работе всех потовых желез — в результате увеличения их производительности. Например, при температуре окружающего воздуха, превышающей 50°C , за 1 час может выделяться до 2 л пота.

Описывая этот процесс второе слагаемое в правой части выражения (6) есть скрытая потеря энергии телом с высокой температурой за счет испарения воды (пота) с поверхности тела. Эта потеря энергии может быть записана в аналитическом виде как

$$E = h_E \frac{e_0 - e_a}{\gamma}, \quad (11)$$

где e_0 — среднее давление пара на поверхности кожи, e_a — давление пара в окружающем воздухе [47]. Поправочный коэффициент необходим, так как доля парциального давления общего количества водяного пара, обусловленного испарением воды с поверхности кожи, существенно превышает атмосферное давление [48], но на практике появляющаяся при этом ошибка часто меньше погрешности измерения.

Параметр γ (так называемый *психрометрический показатель*) введен для того, чтобы коэффициент h_E имел ту же размерность, что и h_C , т.е. [$\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2} \cdot {}^\circ\text{C}^{-1}$]. При температуре 20°C и стандартном значении давления 1013 мбар $\gamma = 0,66$ мбар ${}^\circ\text{C}^{-1}$. Величина e/γ имеет размерность температуры и играет ту же роль, что и температурный потенциал в уравнении скрытой передачи энергии посредством конвекции воздуха от тела с высокой температурой в среду с низкой температурой.

Для специального случая $h_E = h_C = h$ уравнения (9) и (11) могут быть записаны в виде суммы потерь тепла в результате конвекции и потерь энергии из-за испарения:

$$C + E = h(\theta_0 - \theta_e), \quad (12)$$

при этом $\theta = T + e/\gamma$.

Величину θ называют *эквивалентной температурой*. Причем следует различать три эквивалентных температуры, которые обозначим как θ_0^* , θ_e^* и θ_a^* . Первая — θ_0^* относится непосредственно к телу человека, вторая — θ_e^* соответствует внешней среде (индекс "e" — от англ. environment), т.е. воздуху вдали от тела человека, наконец, третья — θ_a^* определяется давлением, влажностью и температурой воздуха вблизи поверхности тела, т.е. кожи. Каждой из эквивалентных температур будут соответствовать свои значения e и γ . Все величины θ_0^* , θ_e^* и θ_a^* имеют размерность температуры. Их аналитические выражения будут даны в разделе 4.3 (см. формулы (14)–(18)).

Тело человека не может нагреться до температуры воздуха, пока не испарится вся вода, содержащаяся в нем. Однако такая ситуация обезвоживания организма смертельна для него. Таким образом, тело всегда имеет температуру влажного организма (или, как ее кратко называют, "влажную температуру"), причем добав-

ляется приращение температуры, которое может быть уменьшено за счет испарения воды с влажного тела. Эти две температуры связаны уравнением

$$\theta_0 = T' + \frac{e_w(T')}{\gamma}, \quad (13)$$

где $e_w(T')$ — давление насыщенного пара при температуре T' .

4.3. Суммарные тепловые потери человека

В результате из выражений (10) и (11) получим выражение для правой части уравнения (6):

$$C + R + E = h_{\text{CR}}(T_0 - T_a) + \frac{h_E(e_0 - e_a)}{\gamma} - R_{ni}. \quad (14)$$

Эквивалентная температура θ^* может быть определена как

$$\theta^* = T + \frac{e}{\gamma^*}, \quad (15)$$

где γ^* — измененная форма психрометрической константы, $\gamma^* = \gamma h_{\text{CR}}/h_E$. Подставив соответствующие измененные психрометрические константы в уравнение (14), получим

$$C + R + E = h_{\text{CR}}(\theta_0^* - \theta_a^*) - R_{ni}. \quad (16)$$

Заключительный шаг этого рассмотрения состоит во введении приращения от внешнего теплового излучения, увеличивающего температуру воздуха, что позволяет учесть влияние внешнего источника лучистой энергии [46]. Приращение может быть определено как

$$\theta_e^* - \theta_a^* = \frac{R_{ni}}{h_{\text{CR}}}, \quad (17)$$

где θ_e^* — эквивалентная температура окружающей среды, θ_a^* — эквивалентная температура воздуха, непосредственно окружающего человека. Следовательно, левую часть уравнения теплового баланса (6) теперь можно записать в виде

$$M - W = h_{\text{CR}}(\theta_0^* - \theta_a^*), \quad (18)$$

где $M - W$ — чистая энергия продукции метаболизма, приводящая к высокой температуре тела, которая выражена в виде произведения коэффициента передачи h_{CR} и разности эквивалентных температур тела и воздуха $\theta_0^* - \theta_a^*$. Состояние окружающей среды, включая соответствующие значения температуры воздуха (его влажности, скорости движения и ИК-радиации), представлено параметрами h_{CR} и θ_a^* . Температура кожи человека определяется величиной θ_0^* . Кроме того, величины h_{CR} и h_E зависят от формы и размера организма, а θ_0^* зависит от скорости воздуха (ветра) и влажности тела. Влажность учитывается через величину γ^* .

Подведем итоги этого рассмотрения. Величина $M - W$ представляет собой суммарное производство высокой температуры на единицу площади поверхности тела. Если факторы внешней среды постоянны, то существует диапазон температур воздуха, обычно называемый *термонейтральной зоной*, в пределах которого

$M - W$ принимает минимальное значение, независимое от температуры воздуха. Для сопоставимости результатов, получаемых с помощью тепловизора, желательно работать именно в термонейтральной зоне.

Уравнение (18) позволяет определить термонейтральную зону как режим, в котором $M - W$ принимает минимальное значение, независимое от реальной эквивалентной температуры окружающей среды θ_e^* . В пределах этой зоны любое приращение θ_e^* согласовано с равным изменением θ_0^* в том же самом направлении, что делает разность $\theta_0^* - \theta_a^*$ постоянной величиной. Фактически в термонейтральной зоне минимальное значение θ_0^* , как и постоянство разности $\theta_0^* - \theta_a^*$, определяется управлением теплопродукцией внутри организма человека (см. раздел 3.2). Напомним, что h_{CR} является объединенным коэффициентом передачи высокой температуры при конвекции и тепловом излучении, т.е. $h_{CR} = h_C + h_R$. Величина h_R задается как $4\sigma T^3$, где T — соответствующая средняя температура, например при $T = 25^\circ\text{C}$ имеем

$$h_R = 6,0 \text{ Вт } \text{м}^{-2} \text{ с}^{-1}. \quad (19)$$

Значение h_C зависит от формы и размера организма и в режиме конвекции воздуха определяет охлаждение тела. Если человека поместить в воздушный поток с однородной скоростью, то коэффициент передачи при принудительной конвекции будет зависеть от скорости ветра и от площади поверхности тела [44]. Коэффициент передачи при принудительной конвекции у человека, находящегося в вертикальном положении, приблизительно на 15–20% больше, чем у человека, находящегося в горизонтальном положении. Отклонение от средней величины может доходить до $\pm 10\%$. При этом

$$h_C = 7,6 v^{0.5}, \quad (20)$$

где v — средняя скорость ветра в $[\text{м с}^{-1}]$, размерность h_C — $[\text{Вт } \text{м}^{-2} \text{ с}^{-1}]$. Для того чтобы найти значение скорости v на некоторой высоте (например 2 или 10 м), необходимо принять во внимание логарифмическое увеличение скорости ветра при возрастании высоты от уровня земли. На рисунке 8а показаны величины h_C и h_{CR} как функции скорости ветра v в диапазоне от 1 до 20 м с^{-1} .

Циркуляция воздуха вокруг организма при свободной конвекции в закрытом помещении или в очень спокойных условиях на открытом воздухе (в отсутствие ветра) определяется только его конвективной плавучестью в соответствии с законом Архимеда, т.е. градиентом изменения воздушной плотности. Во многих случаях градиент плотности может быть установлен достаточно точно как функция градиента температуры на поверхности тела, обусловленного разницей температур поверхности тела и окружающего воздуха. Когда T_0 близка по величине к T_a , пот, испаряющийся с поверхности тела, будет вносить вклад в конвективную плавучесть воздуха. Величина вклада будет определяться различием давления и температуры на границе системы "внешняя среда – поверхность кожи". Коэффициент передачи при такой конвекции непосредственно связан с изменением плотности системы "пар – воздух" и может быть учтен через эффективную температуру. Покажем, как можно учесть изменение плотности воздуха, насыщенного паром, через введение эффективной температуры.

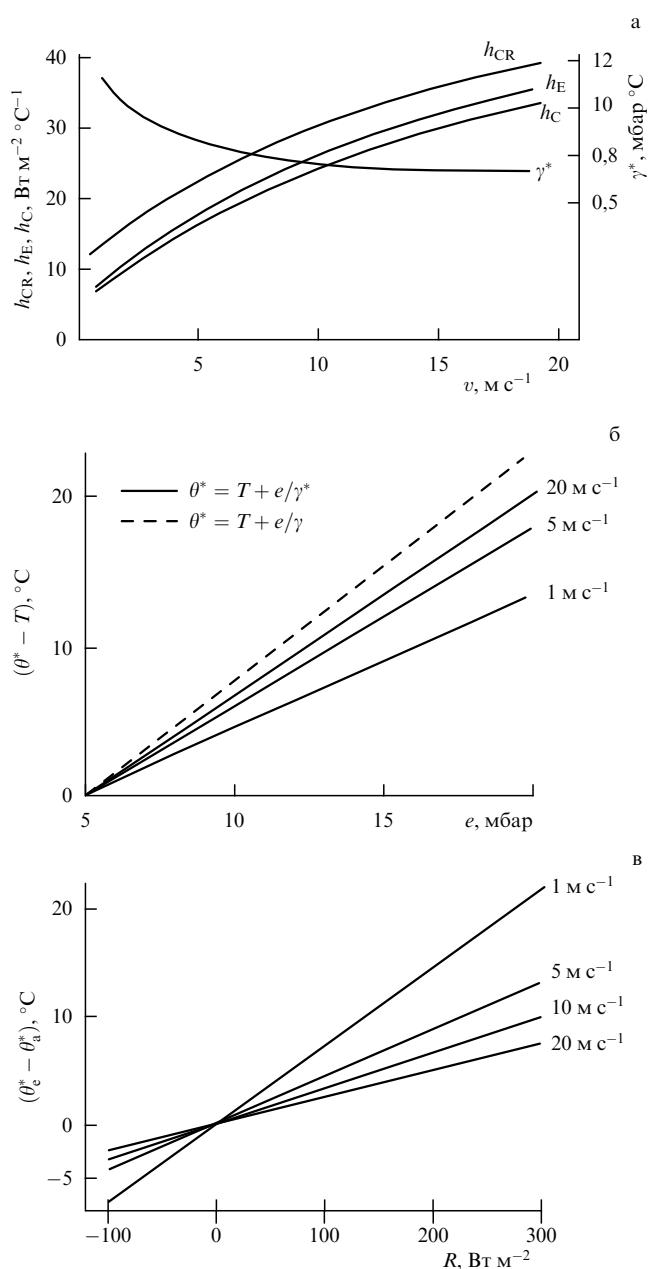


Рис. 8. Графики для расчетов влияния физических параметров среды (скорости движения воздуха (ветра) и ее влажности) на температуру поверхности тела человека: (а) зависимости параметров h_{CR} , h_E , h_C и γ^* от скорости ветра v , т.е. от обдува при принудительной конвекции; (б) разность между эквивалентной температурой среды θ^* и реальной температурой T воздуха как функция давления пара e при различных значениях скорости ветра v ; (в) зависимость разности эквивалентной θ_e^* и реальной θ_a^* температур воздуха от суммарного изотермического излучения R при разных значениях скорости ветра v [19].

Плотность насыщенного водяного пара, как и сухого воздуха, уменьшается при возрастании температуры или уменьшении давления, поскольку согласно уравнению Клапейрона увеличивается объем газа. При комнатных температурах и нормальном атмосферном давлении отношение плотности насыщенного водяного пара к плотности сухого воздуха при тех же самых значениях температуры и давления приблизительно равно 0,62. Если пар удалить из воздуха, то плотность воздуха увеличивается. Эффективная температура образца воздуха — это та температура, до которой он должен

быть нагрет, чтобы поддержать ту же самую плотность (а следовательно, и давление p), которую воздух имеет, когда он полностью сухой. Можно показать, что эффективная температура воздуха T_a^{eff} связана с реальной температурой T [К] и давлением пара e как

$$T_a^{\text{eff}} = T \left(1 + \frac{0,38e}{p} \right). \quad (21)$$

Например, сухой воздух с температурой $41,7^{\circ}\text{C}$ по воздействию на человека будет соответствовать воздуху, насыщенному парами, находящемуся при температуре 35°C . Другими словами, силы конвективной плавучести, действующие на образец воздуха, насыщенного парами при температуре 35°C , будут эквивалентны тем же самым силам, действующим на сухой воздух при температуре $41,7^{\circ}\text{C}$. Этот факт каждый любитель банных парных знает из своего опыта — в мокрой, насыщенной парами воды русской парной человек труднее переносит увеличение температуры, чем в сухой парной финской сауне. Существуют исследования на этот счет, в том числе и с использованием тепловидения. Здесь мы не будем обсуждать указанную проблему и отошлем читателя к монографии [49] и приведенной там библиографии.

Коэффициент h_E связан с коэффициентом h_C отношением молекулярных коэффициентов диффузии пара при соответствующей температуре. Когда передача энергии от тела с высокой температурой происходит в результате испарения на основе принудительной конвекции, то $h_E = -1,07h_C$ (рис. 8а). В этом случае отношение $\gamma^*/\gamma = h_{\text{CR}}/h_E$ может быть выражено как $0,93 + 4\sigma T^3/h_E$. Его величина уменьшается со скоростью ветра, приближаясь к минимальному значению 0,93. На рисунке 8а показана зависимость γ^* от скорости ветра при принудительной конвекции.

Приведенные выше оценки изменения средней температуры человека под действием внешней среды не столь важны для анализа ИК-портретов человека при панорамном обзоре. Для диагностики при таком обзоре используется либо качественная визуальная оценка ИК-портрета в целом, либо рассчитываются количественные относительные признаки, например, отношение температур конкретного места кожи и его окружения при диагностике патологии вен или артерий либо отношение температур левой и правой половины лица при неврологических заболеваниях. Эти отношения не столь чувствительны к температурным вариациям средней температуры кожи. Однако при точной радиометрии изменения средней температуры человека, происходящие под действием внешней среды, необходимо оценивать и учитывать.

4.4. Температура человека в помещении и на открытом воздухе

Казалось бы, что все тепловизионные измерения с целью диагностики заболеваний можно проводить в закрытых помещениях, в отсутствие сквозняков и прямых засветок от тепловых приборов. Тем не менее в медицинской практике встречаются задачи, когда мы вынуждены проводить аналогичные измерения либо в больших застекленных помещениях аэропортов или железнодорожных вокзалов, либо на открытом воздухе.

К таким задачам относится, например, организация карантинных мероприятий в период эпидемий, когда

необходимо провести в реальном масштабе времени тотальный анализ ИК-портретов всех пассажиров, приезжающих из зон с инфекционными заболеваниями. Цель такой процедуры — экспресс-селекция людей по некоторым параметрам, характерным для начальной стадии конкретного заболевания. Люди с подозрительными отклонениями от нормы подвергаются затем более детальной проверке в специализированных медицинских пунктах и в случае необходимости — карантину. В связи с этим важно знать, с какими артефактами можно встретиться при тепловизионных измерениях на открытом воздухе.

Суммарный поток лучистой энергии R_{ni} от теплого окружения, который поглощается поверхностью кожи человека, не может быть непосредственно измерен, но может быть оценен по ИК-излучению поверхности кожи с помощью следующей процедуры. Для закрытого помещения эту величину можно рассматривать как излучение абсолютно черного тела при некоторой средней температуре стен помещения. На открытом воздухе такой температурой будет являться средняя температура излучения поверхности земли и атмосферы. Поток может быть рассчитан как излучение L_u , испускаемое вверх поверхностью тела, и атмосферное излучение L_d , направленное вниз. Для стенок вертикального цилиндра (моделирующего человека) среднее значение может быть рассчитано как $\bar{L} = (L_d + L_u)/2$. Для стенок горизонтального цилиндра, моделирующего, например, лежащего на кушетке больного, последняя формула примет вид $\bar{L} = (1,04L_d + L_u)/2$, где коэффициент 1,04 учитывает пространственное распределение излучения атмосферы. Такое рассмотрение справедливо в отсутствие локальных засветок, т.е. когда имеет место рассеянное облучение. Если измерение происходит на открытом воздухе, то такой ситуации соответствует небо, закрытое облачками.

При более тщательном рассмотрении в случае измерений вне помещения необходимо учитывать три излучающие компонента, а именно: излучение, полученное непосредственно от солнца, рассеянное излучение от неба или облаков и рассеянное излучение, отраженное от основания (пола или земли). Каждый компонент может быть оценен путем умножения потока солнечного излучения S на некий соответствующий коэффициент. При этом поток солнечного излучения усредняется по времени. Обозначим его \bar{S} [44].

Величину R_{ni} в этом случае определяют как

$$R_{ni} = \bar{S}(1 - \rho) + \bar{L} - \sigma T_a^4, \quad (22)$$

где ρ — коэффициент отражения поверхности кожи, σT_a^4 — плотность потока радиации, испускаемого кожей при температуре воздуха T_a , σ — константа Стефана — Больцмана.

На практике прямое и рассеянное излучения на горизонтальной поверхности могут быть измерены двумя спектральными радиометрами. При этом один радиометр регистрирует обе компоненты, а другой, закрытый от прямого влияния направленного излучения солнца, измеряет только рассеянное излучение перед основанием на уровне пола (земли). В современных ИК-системах необходимость использования радиометров отпадает, так как эту операцию в автоматическом режиме могут выполнять сами ИК-системы.

Эквивалентная температура θ^* , равная $T + e/\gamma^*$, зависит от температуры, влажности, скорости ветра и геометрии тела. Величина $\theta^* - T = e/\gamma^*$ может быть оценена, поскольку влажность увеличивается пропорционально давлению пара и зависит от скорости ветра. Из рисунка 8б видно, что эта зависимость слабая.

На рисунке 8в показана разность эквивалентных температур окружающей среды θ_e^* и воздуха θ_a^* как функция суммарного изотермического излучения и скорости ветра $\theta_e^* - \theta_a^* = R_{ni}/h_{CR}$, когда скорость ветра превышает 5 м с^{-1} .

Реальная эквивалентная температура окружающей среды θ_e^* вычисляется добавлением радиационного приращения R_{ni}/h_{CR} к θ_a^* . Увеличение разности $\theta_e^* - \theta_a^*$ зависит от R_{ni} и скорости ветра. Чтобы оценить θ_e^* , когда известны T_a , e_a , R_{ni} и v , необходимо графики (рис. 8б, 8в) рассматривать совместно.

Охлаждение человека, помимо кожи, происходит через дыхательную систему. Напомним, что поверхность легких очень велика — во много раз превышает поверхность тела (см. табл. 5). Если обозначить температуру воздуха, выходящего из легких, T_r , а дыхательную норму вентиляции — $\dot{V} [\text{м}^3 \text{ с}^{-1}]$, то потеря высокой температуры выражается в виде $\rho c_p \dot{V} (T_r - T_a)/P$, где $\rho [\text{кг м}^{-3}]$ и $c_p [\text{Вт кг}^{-1}]$ — соответственно плотность и удельная теплоемкость воздуха при температуре T_a и постоянном давлении, P — площадь поверхности тела.

Величина $h_B = \rho c_p \dot{V}/P [\text{Вт м}^{-2} \text{ с}^{-1}]$ может рассматриваться как коэффициент потери мощности с единицы площади поверхности тела в единицу времени через дыхательную систему, подобно коэффициенту конвективной потери высокой температуры через кожу h_C . Потеря высокой температуры определяется как $h_B(e_r - e_a)/\gamma$, где e_r — давление пара выдыхаемого воздуха. Полная потеря высокой температуры за счет дыхания может быть теперь выражена как

$$h_B \left[(T_r - T_a) + \frac{e_r - e_a}{\gamma} \right], \quad (23)$$

где величина в квадратных скобках есть разность эквивалентных температур выдыхаемого и выдыхаемого воздуха (с температурами T_a и T_r соответственно) с поправкой на различие их влажностей и давлений пара. Полное уравнение баланса (6) в этом случае приобретает вид

$$M - W = h_{CR} (\theta_0^* - \theta_a^*) + h_B (\theta_r - \theta_a), \quad (24)$$

где $\theta_r = T_r + e_r/\gamma$. Анализ может быть упрощен, если предположить, что e_r — величина давления воздуха, насыщенного паром при температуре T_r .

Чтобы было понятно, как пользоваться этими формулами, приведем пример из работы [44].

Допустим, что человек в легкой одежде, находящийся на открытом воздухе,

- 1) обдувается ветром со средней скоростью 2 м с^{-1} ,
- 2) его тело нагревается изнутри энергией метаболизма 100 Вт м^{-2} .

Необходимо выяснить, какова должна быть температура окружающего воздуха T_a , чтобы человек не потел, поддерживая при этом среднюю температуру поверхности тела на уровне, например, $T_0 = 32^\circ\text{C}$.

Ответим на этот вопрос. Внутренняя температура тела человека — величина постоянная ($\approx 37^\circ\text{C}$). Приблизительно 15–20 % энергии метаболизма человека идет на внутренние нужды организма (синтез АТФ). Принимая во внимание, что чистая радиационная потеря энергии в воздухе 80 Вт м^{-2} , из рис. 8а для скорости ветра 2 м с^{-1} получим $h_{CR} = 16 \text{ Вт м}^{-2}\text{°C}^{-1}$. Откуда следует, что разница эквивалентных температур между кожей и воздухом должна равняться $80/16 = 5^\circ\text{C}$. В отсутствие пота величину e_0 следует принять равной e_a , а радиационное приращение излучения за счет поглощения извне поверхностью тела составит $R_{ni}/16$, в результате получим

$$\theta_0^* - \theta_a^* = 32 - \left(T_a - \frac{R_{ni}}{16} \right) = 5^\circ\text{C}, \quad (25)$$

т.е.

$$T_a = 27 - \frac{R_{ni}}{16}. \quad (26)$$

Результаты (25) и (26) дают ответ на поставленный вопрос.

Уточним значение R_{ni} . При ярком солнце величина радиационного приращения излучения за счет поглощения извне поверхностью тела может достигать значения $R = 200 \text{ Вт м}^{-2}$, при этом из выражения (26) получим, что температура воздуха $T_a = 14,5^\circ\text{C}$. В тени $R_{ni} = 20 \text{ Вт м}^{-2}$, следовательно, в соответствии с тем же выражением температура воздуха должна составить $T_a = 25,75^\circ\text{C}$.

Результат этого расчета не является неожиданным, так как каждый из своего жизненного опыта знает, что *комфортная* температура воздуха в тени и под солнцем для любого человека различна. Однако, чтобы оценить это различие количественно, проведенные выше расчеты весьма полезны. Важным для тепловизионной диагностики является следующий вывод: измерение только температуры воздуха не дает однозначного ответа на вопрос о том, насколько *комфортны внешние условия для человека*. Необходимо также учитывать влажность и радиационные приращения за счет внешнего облучения, которые могут существенным образом повлиять на результаты ИК-радиометрии.

Напомним, что кожа человека, с точки зрения тепловой пропускной способности, — это управляемый тепловой волновод, теплопроводность которого различна по разным направлениям. Теплопроводность этого волновода может изменяться в зависимости от условий внешней среды. Обычно средняя температура кожи раздетого человека, адаптированного к летним температурам средней полосы России, при температуре воздуха в помещении около 22°C близка к $31,5^\circ\text{C}$. На участках открытой поверхности тела разница температур может достигать 7°C . Наименьшая температура регистрируется в ногах — в области стоп ($\approx 27\text{--}28^\circ\text{C}$), а сравнительно высокая — на шее вблизи сонной артерии ($\approx 34^\circ\text{C}$).

При понижении температуры воздуха разность $T_0 - T_a$ возрастает. Кроме того, уточнение, что данные приводятся для "человека, адаптированного к летним температурам средней полосы России", является существенным, поскольку для жителей севера или юга России, а также в различные времена года комфортные температуры для раздетого человека различны [29].

Возвращаясь к проведенному выше расчету комфортной для человека температуры, заметим, что используя приведенные выше формулы, аналогичным образом можно определить комфортную температуру воздуха при изменении влажности и атмосферного давления, выделении человеком пота, изменении интенсивности дыхания, при наличии одежды (если известна теплопроводность и радиационное поглощение материала одежды) и т.п. На этих примерах мы останавливаться не будем и отсылаем читателя к работам [44–49].

4.5. Требования к условиям инфракрасного измерения

В результате проведенного в разделе 4.4 анализа легко сформулировать требования как к процедуре радиометрических измерений, так и к помещениям кабинетов тепловизионной диагностики.

1. Измерения температур необходимо проводить в термонейтральной зоне, т.е. в диапазоне комфортных температур, когда разность эквивалентных температур $\theta_0^ - \theta_a^*$ постоянна, где θ_0^* — эквивалентная температура выбранной точки "привязки" кожного покрова человека, θ_a^* — эквивалентная температура воздуха в помещении.* Напомним, что эквивалентная температура θ^* равна реальной температуре с добавленной поправкой на влажность, движение воздуха и геометрию тела $T(v) + e/\gamma$. Выбранной точкой "привязки" для шкалы температуры кожного покрова бодрствующего человека (когда его глаза открыты) может служить, например, температура глазной впадины вблизи переносицы [50] (см. раздел 7.1), которая в норме является сравнительно стабильной и имеет значение $\theta_0^* = 36,5^\circ\text{C}$. Комфортная эквивалентная температура воздуха θ_a^* в помещении кабинета при нормальном давлении и влажности в отсутствие принудительной вентиляции для раздетого человека составляет порядка $22\text{--}24^\circ\text{C}$. Вследствие сезонной адаптации организма [51] в зимнее время температура на 1°C ниже, т.е. $\theta_a^* = 22\text{--}23^\circ\text{C}$, а в летнее выше, $\theta_a^* = 23\text{--}24^\circ\text{C}$.

2. Пациент до начала измерений должен пройти адаптацию в помещении с температурой, близкой к температуре кабинета. Время, необходимое для установления температуры кожи, соответствующей эквивалентной температуре помещения кабинета, индивидуально. Оно зависит от интенсивности метаболизма пациента (возраста), жировой прослойки кожи, состояния систем кровеносных сосудов и других физиологических параметров (см. табл. 5), а также от степени охлаждения пациента до момента прихода на обследование, особенно в зимний период. Скорость внутреннего переноса тепла в организме не является лимитирующим фактором, так как полный оборот крови в организме происходит быстро, всего за 1 мин. Лимитирующим фактором является инерционность прогрева кожи. Из баланса количества тепла, которое передается через кожный покров в единицу времени и количества тепла, вырабатываемого внутри организма, можно оценить величину характеристического времени τ прогрева ткани до температуры θ_0^* :

$$\tau = \frac{c\rho l^2}{\lambda}, \quad (27)$$

где c — весовая удельная теплоемкость кожного покрова, ρ — его удельный вес, l — толщина кожи, включая жировую прослойку, λ — теплопроводность.

Параметры, входящие в выражение (27) (некоторые из них зависят от температуры), изменяются в следующих пределах: $c = (2\text{--}4) \times 10^{-3} \text{ кДж г}^{-1} \text{ град К}^{-1}$, $\rho = 1,02 \times 10^3 \text{ кг м}^{-3}$, $\lambda = 0,2\text{--}2 \text{ кДж м}^{-1} \text{ ч}^{-1} \text{ град К}^{-1}$, $l = (5\text{--}10) \times 10^{-3} \text{ м}$. Важен порядок оценки, поскольку точная количественная оценка τ особого смысла не имеет из-за значительной индивидуальности указанных параметров для каждого человека. Подставив приведенные выше значения в выражение (27), получим пределы изменения τ — от 3 до 30 мин. Поскольку процесс прогрева имеет экспоненциальную зависимость, то время адаптации оценивается как 3τ , т.е. от 9 мин до 1,5 ч.

Экспериментальные наблюдения на конкретных пациентах показывают, что во избежание ошибки при радиометрии в среднем на температурную адаптацию пациента при уличной температуре ниже -5°C необходимо затратить не менее часа. При меньших временах некоторые части лица человека могут дать заниженные, а некоторые — завышенные значения температуры. В летний период адаптация практически не нужна, но необходимо, чтобы пациент, прийдя в помещение, удалил пот с предназначенных к обследованию частей тела.

3. Следует учитывать позу пациента. Инфракрасные портреты лежащего на кушетке и стоящего человека будут различаться. Причин — две. Первая связана с различным перераспределением крови внутри организма при разных позах человека. Вторая — с тем, что тело человека является влажным объектом с более высокой температурой, поэтому слабая конвекция воздуха в помещении вокруг человека всегда существует. Даже в отсутствие принудительной конвекции коэффициент передачи тепла h_C (см. выражение (9)) для находящегося в вертикальном положении человека больше, чем для лежащего. Средняя величина разброса измерения в пределе может достигать 10 %.

4. Объем помещения кабинетов тепловизионной диагностики должен быть приблизительно в 100 раз больше, чем объем двух людей, находящихся в нем (пациент и врач). Чтобы избежать радиационных тепловых наводок между людьми и аппаратурой, а также исключить переходные конвекционные процессы движения воздуха, площадь комнаты должна быть не менее 20 м^2 и в ней не должно находиться направленных нагревательных и осветительных приборов. Стены комнаты должны иметь матовые теплопоглощающие покрытия.

5. Желательно, чтобы внутри помещения кабинета тепловизионной диагностики была возможность изменения режима нагрева и охлаждения воздуха. Стоимость соответствующего оборудования по сравнению со стоимостью тепловизора не сильно удорожает приборное оснащение кабинета, но использование такого оборудования расширяет исследовательские и диагностические области применения тепловидения.

В диапазоне комфортных температур человек не пострадает, его потовые отверстия закрыты, хотя естественное диффузионное выделение влаги на поверхности кожи происходит всегда. Однако встречаются пациенты с потливостью, существенно отклоняющейся от нормальной. Повышенная или пониженная потливость человека является диагностическим показателем ряда заболеваний. Изменение температуры внутри тела в результате интенсивной работы (*нагрузочная проба*) или нагрева воздуха в помещении (*тепловая проба*) заслуживают специального изучения [49].

5. Исследование биомедицинских возможностей фотонных и микроболометрических тепловизоров: влияние параметров состояния кожи пациентов и спектральной зоны на результаты радиометрии

Помимо рассмотренных в разделе 4 параметров внешней среды на измерение температуры могут оказывать влияние также параметры ИК-камер. Во-первых, любая ИК-система, используемая в биомедицинской диагностике, получает распространение при условии, что ее соотношение цена/качество достигает некоторого оптимального уровня. Цена тепловизоров при прочих равных параметрах зависит от стоимости устройства их температурной стабилизации. Охлаждаемые жидким азотом фотонные камеры дороже микроболометрических камер, в которых не используется такое охлаждение. Естественно возникает вопрос: какую информацию об объекте мы потеряем, используя микроболометрические камеры? Можно ли оснащать ими диагностические кабинеты в больницах?

Во-вторых, как уже отмечалось, в тепловизорах в основном применяются два ИК-диапазона длин волн, соответствующих окнам прозрачности атмосферы: 3–5 мкм или 8–12 мкм (см. рис. 1). В связи с чем возникает вопрос: какой диапазон предпочтительнее для биомедицинской диагностики?

В-третьих, излучательная способность кожного покрова человека изменяется в зависимости от возраста и физиологического состояния. При качественном панорамном наблюдении параметры прибора и кожи человека не столь существенны, но при точной радиометрии их необходимо учитывать. С целью их учета были проведены радиометрические измерения одновременно с помощью охлаждаемой фотонной камеры и микроболометрической камеры без охлаждения жидким азотом [52]. В качестве теста рассмотрено влияние изменения спектрального диапазона и точности измерения температуры на диагностику различных вариантов сосудистых патологий. Исследование проводилось в помещении, в термонейтральной зоне на примере анализа температуры ног пациентов. После обследования более 100 пациентов с различными сосудистыми патологиями конечностей было проведено сравнение ИК-изображений с различными видами патологий ног (варикозное расширение вен, атероматоз) до и после хирургического шунтирования сосудов или замены поврежденных сосудов протезами. Инфракрасные изображения были получены в разных диапазонах длин волн с помощью камер, NETD которых различался в 2 раза.

Один из двух тепловизоров, который использовался нами, имел охлаждаемую матрицу из ИК-детекторов на основе антимонида индия с пространственным разрешением 320×240 элементов и NETD не хуже $0,02^\circ\text{C}$ при скорости регистрации 150 кадров в секунду. Измерения температурных распределений с этой камерой проводились в ИК-диапазоне длин волн 3–5 мкм.

Другой тепловизор на основе микроболометров с матрицей тех же размеров, что и в первом тепловизоре, но из двуокиси ванадия, с системой стабилизации температуры без использования жидкого азота имел NETD = $0,04^\circ\text{C}$ при скорости регистрации 50 кадров в

секунду. С его помощью измерения проводились в диапазоне длин волн 8–12 мкм.

Предварительно обе камеры были калиброваны по абсолютно черному телу.

Напомним, что при регистрации ИК-портрета человека необходимо различать в каждой точке его тела собственную радиационную компоненту (изотермальную чистую радиацию) и дополнительную радиацию, наведенную внешней средой.

Плотность мощности изотермальной чистой радиации самого человека R_{ni} связана с его собственной температурой T_o . Наведенная внешней средой дополнительная радиация определяется температурой воздуха в помещении T_a и излучательной способностью кожи человека ε . Излучательная способность кожи человека зависит от состояния эпидермиса и в норме лежит в диапазоне $\varepsilon = 0,94 - 0,98$. В случае кожных патологий ε может уменьшиться даже до 0,74. Таким образом, само значение ε является диагностическим показателем ряда заболеваний.

Плотность мощности ИК-излучения R_{ni} , наведенная средой и регистрируемая тепловизором, независимо от типа камеры, описывается следующей зависимостью [53]:

$$R_{ni} = \tau_{atm} [\varepsilon f(T_o) + (1 - \varepsilon)f(T_a)] + (1 - \tau_{atm})f(T_{atm}), \quad (28)$$

где R_{ni} — плотность мощности [Вт м^{-2}], τ_{atm} — коэффициент пропускания атмосферы, ε — излучательная способность кожи (emissivity of object), T_o — температура объекта, T_a — температура фона (background temperature), T_{atm} — температура атмосферы, $f(x)$ — калибровочная функция. При этом $\tau_{atm} = \exp(-\alpha d)$, где α — коэффициент затухания [ед. длины^{-1}], d — расстояние от объекта до камеры.

Как показывают измерения, различие в форме полосы спектрального пропускания в окнах прозрачности атмосферы для диапазонов 3–5 и 8–12 мкм не оказывает существенного влияния на температурную чувствительность тепловизора, так как пациент находится на небольшом расстоянии от измерительной камеры. Следовательно, при измерении в помещениях можно принять $\tau_{atm} = 1$. С учетом выражения (28) при $\tau_{atm} = 1$ и $f(x) = 1$ для тепловизоров, независимо от их устройства, измеренная и собственная (истинная) температура в каждой точке тела пациента будут связаны следующей линейной зависимостью:

$$T_{изм} = \varepsilon \theta_0^* + (1 - \varepsilon) \theta_a^*, \quad (29)$$

где θ_0^* — измеренная с помощью тепловизора эквивалентная температура участка тела, θ_a^* — эквивалентная температура воздуха в помещении. Из выражения (29) видно, что при малых значениях ε ($\varepsilon \leq 0,8$) и сравнительно низких температурах ($\theta_a^* \leq 20^\circ\text{C}$) разность $\theta_0^* - T_{изм}$ может составлять несколько градусов. Например, при $\theta_a^* = 20^\circ\text{C}$, $\varepsilon = 0,8$, $T_{изм} = 35^\circ\text{C}$ поправочная величина $\theta_0^* - T_{изм} = 38,75 - 35 = 3,75^\circ\text{C}$. Однако при значении ε для нормальной кожи ($\varepsilon \approx 0,95$) это расхождение не превышает $0,8^\circ\text{C}$.

На результаты измерения с помощью ИК-камер может также влиять расстояние от пациента до объекта камеры. Величина поправки $\Delta T(d)$, где d — расстоя-

ние до объектива камеры, зависит от конструкции объектива и диапазона регистрируемых длин волн. Однако эта поправка в сравнении с величинами поправок, связанных с влиянием ε и θ_a^* , на порядок меньше.

Как показал эксперимент, полученные после калибровки тепловизоров и учета поправок тепловые портреты людей практически не зависят от спектрального диапазона (ИК-изображения в диапазонах 3–5 мкм и 8–12 мкм не различаются).

На рисунке 9 в качестве примера приведены изображения ног двух пациентов, полученные в видимом диапазоне длин волн в ИК-диапазонах 3–5 мкм и 8–12 мкм. Для примера взяты два крайних случая варикозного расширения вен. Первый — запущенная стадия, требующая немедленного лечения, $\varepsilon = 0,82$ (рис. 9а). Второй — ранняя стадия, при которой в видимом диапазоне длин волн расширение вен незаметно, $\varepsilon = 0,95$ (рис. 9б). На рисунке 9в показаны соответствующие температурные профили по линиям А–А и Б–Б для диапазонов 3–5 мкм и 8–12 мкм. Как видно из формы

температурных профилей, кривые практически совпадают.

Вместе с тем было обнаружено, что камеры с диапазоном 3–5 мкм более чувствительны к рефлексам подсветки кожи от внешних источников тепловых излучений, что связано с лучшим совпадением их спектральной чувствительности со спектрами излучения кожи, наведенного электроосвещительными приборами. Для камер с диапазоном 8–12 мкм влияние освещительных приборов оказывается менее существенным.

Таким образом, можно сделать вывод, что *при соблюдении изложенных выше требований наряду с охлаждаемыми фотонными ИК-камерами с диапазоном длин волн 3–5 мкм в медицине могут найти применение и более дешевые тепловизоры микроболометрического типа на основе матриц из двуокиси ванадия или аморфного кремния с диапазоном длин волн 8–12 мкм, без охлаждения жидким азотом.*

6. Области применения тепловидения в биомедицине

Тепловидение наиболее удачно совмещает в себе визуализацию патологии и абсолютную безвредность для больного и медицинского персонала.

Чтобы не перегружать статью медицинскими терминами, не будем останавливаться на многочисленных клинических случаях, а ограничимся перечислением областей применения со ссылками на литературные источники. Отметим, что приведенные в списке литературы ссылки на диссертации [54–67], монографии [3, 5, 9, 28, 49, 68–79], обзоры [2, 17, 24, 26, 27, 80–84] и статьи [4, 85–133], вышедшие из печати до 1995 г., посвящены в основном применению в медицине не матричного, а либо оптико-механического, либо пленочного тепловидения. Однако этот факт не умаляет их полезности, так как они заложили основу для дальнейшего развития методов тепловой диагностики в биомедицине, но уже на основе матричного тепловидения. Работы, опубликованные после 1998 г., посвящены исследованиям с применением матричного тепловидения.

Тепловизионная диагностика нашла применение в самых разных областях медицины: при диабетической ангиопатии, атеросклерозе, эндартериите сосудов конечностей, болезни Рейно, гепатитах, нарушениях вегетативной регуляции, воспалении легких и придаточных пазух носа, заболеваниях почек и мочевого пузыря, поражениях периферических нервов, воспалительных заболеваниях крупных суставов различной этиологии, нарушениях позвоночника, при маститах, раке молочной железы и раке кожи, в наблюдении приживления пересаженной кожи, в сосудистой хирургии и нейрохирургии. Даже этот перечень не исчерпывает все области применения матричного тепловидения в биомедицине.

Существуют два взгляда на возможности тепловидения.

Первый основан на постулате о том, что поскольку тепловизор регистрирует распределение температуры на поверхности кожи, то обследование тела человека с помощью ИК-излучения позволяет оценить и детально проанализировать состояние периферического кровообращения как важного диагностического критерия. С точки зрения группы врачей, придерживающихся этого постулата, применение тепловидения наиболее перспек-



Рис. 9. Тепловые портреты варикозного расширения вен для инфракрасных диапазонов 3–5 мкм и 8–12 мкм: (а) при $\varepsilon = 0,82$, запущенная форма; (б) при $\varepsilon = 0,95$; (в) температурные профили по линиям А–А (3–5 мкм) и Б–Б (8–12 мкм).

тивно в области диагностики рака молочной железы [5, 85–87], диагностики сосудистой системы и синтеза оксида азота [88–108], оценки кровоснабжения мозга при черепно-мозговых травмах и воспалительных процессов лица человека [109–126], а также при пересадке тканей [132, 133]. Кроме того, они отводят тепловидению особую роль в качестве метода диагностики и объективизации контроля процессов лечения заболеваний, основанных на наблюдении за системой микроциркуляции крови [127–131]. Одновременно с этим отмечается, что с помощью тепловидения легко зарегистрировать возникающие очаги гипертермии в той или иной зоне (например молочных желез или лимфатических узлов), а также гипо- и гипертермичные зоны в сосудах крови, появляющиеся в самом начале ряда заболеваний. Визуальное наблюдение в диапазоне видимых длин волн и другие методы диагностики на ранней стадии могут их не обнаружить. Однако при этом высказывается сомнение в том, что визуализированное ИК-изображение с поверхности кожи может дать информацию о глубинных процессах, происходящих в организме.

Взгляд другой группы исследователей исходит из гипотезы, которая утверждает, что все нормальные функции здорового человека и все их патологические нарушения можно в конечном счете обнаружить и объяснить исходя из детального анализа ИК-портретов тела человека. Лимитирующим фактором пока является динамический диапазон ИК-камер, их пространственно-временное разрешение и точность измерения температуры. Поэтому регистрация изменения ИК-излучения и динамика метаморфоз температурных узоров в различных зонах на поверхности кожи человека позволяют не только диагностировать периферические заболевания, но и дают много информации о заболеваниях внутренних органов. Но при этом необходимо изучить изменения ИК-полей в "проекциях" органов на поверхность кожи человека.

Слово "проекция" здесь является ключевым и имеет особый смысл. Очевидно, что сам внутренний орган в случае патологии будет иметь на своей поверхности отличающиеся от нормы картину тепловых узоров и среднюю температуру. Их изменения можно зарегистрировать в том случае, когда орган обнажен во время операций. Тепловидение уже находит применение в подобных ситуациях в нейро- и кардиохирургии [77].

Что касается изменения температуры на поверхности кожи, индуцированного патологиями внутренних органов, то идентификация характера причин изменения температуры затруднена из-за экранирования излучаемых органами тепловых потоков, обусловленного как движением крови, которая выравнивает внутреннюю температуру тела, так и наличием подкожного слоя жира и самой кожи. Количество крови, выбрасываемое сердцем в 1 мин, в пересчете на 1 м² поверхности тела (сердечный индекс) является существенной величиной — 1,9–3,3 л м⁻² мин⁻¹. Поэтому на поверхности тела регистрируются лишь слабые температурные изменения, однако легко измерить *среднее тепловое влияние* заболевания внутреннего органа на изменение *средней температуры тела* в целом. До появления тепловидения в медицинской практике использовалось именно измерение средней температуры в какой-либо зоне тела. Измерения проводились, как правило, термометрами либо в подмышечной впадине, либо под языком, либо в наруж-

ном слуховом проходе, либо в прямой кишке. Температура в норме под языком ≈ 36,7–36,8 °C, подмышкой ≈ 36,6–36,8 °C. Наибольшая нормальная температура (≈ 37 °C) регистрируется в прямой кишке.

Если отклонение средней температуры от нормальной не укладывалось в допустимый физиологический диапазон разбросов, то такое отклонение средней температуры от нормы служило диагностическим показателем какого-то заболевания. Для ответа на вопрос о том, какого именно, требовалось дополнительное исследование.

Тем не менее диагностика по ИК-портретам заболеваний внутренних органов небезнадежна, если научиться детально анализировать ИК-изображение и динамику теплового изменения рецепторов вегетативной нервной системы или зон выхода групп рецепторов на поверхность кожи, управляющих тем или иным внутренним органом (в частности зон Захарьина–Геда). Задачи такого рода в физике относятся к классу обратных задач, в которых по следствию выясняется причина. Такие задачи, действительно, часто оказываются некорректными, поскольку одна и та же сумма тепловых поступлений на поверхность кожи составлена из разного набора слагаемых, характеризующих излучаемый различными органами тепловой поток. Образно говоря, *подобная ситуация аналогична заданию — по анализу состава мусора, вывозимого с завода, определить нарушения технологического процесса производства внутри завода*.

Однако на поверхности кожи известно около 200 зон (по-видимому, их расположение коррелирует с точками акупунктуры), соответствующих "проекциям" внутренних органов на поверхность тела в виде групп рецепторов вегетативной нервной системы.

Казалось бы, что тепловой шум на одну степень свободы, производимый достаточно совершенным рецептором, пренебрежимо мал. В адиабатически изолированной системе он равен kT (где k — постоянная Больцмана, T — температура в градусах Кельвина), что составляет всего 10^{-16} эрг град⁻¹. При температуре 36 °C получим энергию порядка 10^{-14} эрг. Однако при патологии органа даже такая малая величина с помощью тепловидения может стать регистрируемой. Допустим, что рецептор вследствие патологии органа возбужден и работает со скоростью 10^2 операций в 1 с. В этом случае плотность излучаемой рецепторами тепловой мощности с участка площадью 100 мкм² составит, как минимум, 10^{-5} Вт м⁻².

Охлаждаемые камеры с матрицами на основе соединения кадмий–рутин–теллур имеют пороговую чувствительность того же порядка. Следовательно, существует принципиальная возможность регистрации тепловой активности отдельных групп рецепторов, хотя и имеются многочисленные сложности такой регистрации, связанные с изменением теплового фона за счет движения крови по капиллярам, сокращения мышц, а также с пространственным разрешением и апертурой объективов камер. Мерцания тепловых полей на среднем температурном фоне, связанные с изменениями фона вследствие движения крови по капиллярам и сокращения мышц, можно устраниć посредством фильтра нижних частот, так как все частоты этих мерцаний на порядок ниже частоты работы рецепторов. (Диапазон работы рецепторов — от 10 до 100 Гц.) Можно надеяться, что с усовершенствованием тепловизоров и компьютерных

алгоритмов обработки информации решение таких задач станет возможным. Работы по тепловой фильтрационной обработке ИК-портретов с помощью быстрого фурье-преобразования уже ведутся начиная с 1990-х годов М. Анбаром [2, 82].

Однако есть симптомы состояния вегетативной нервной системы, которые легко регистрируются уже сегодня без применения локального частотно-амплитудного анализа тепла, излучаемого единичными рецепторами. Например, наблюдения показывают, что симптомами заболевания некоторых внутренних органов может быть реакция вегетативной нервной системы, приводящая к изменению интегральных реакций организма человека на различные пробы (нагрузочные, тепловые или фармакологические). Ответом на пробы служит быстрое побледнение или покраснение участков кожи, покрытие их потом, колебания частоты сердцебиения или появление характерной асимметрии ИК-картины лица и других областей тела. Эти изменения отражаются на динамике ИК-портрета и легко регистрируются с помощью современных тепловизоров [2].

Правильность решения некорректной задачи зависит от объема априорной информации. Обычно обратная задача формулируется как определение модели внутренней среды объекта по наблюдениям характерных изменений его внешнего ИК- поля при условии, что известен оператор прямого преобразования модели внутренней среды объекта в соответствующие характеристики поля на поверхности. В свое время такой подход к анализу процессов в организме человека начали развивать сотрудники Института радиотехники и электроники РАН во главе с Ю.В. Гуляевым [129].

Существует много методов решения таких задач (статистические методы, методы регуляризации, метод Бэйкуса – Гильберта, метод псевдообращения и др.). Наиболее разработано их применение к задачам геофизики [134], которые, однако, имеют нечто общее с задачами, которые сейчас встают перед биомедицинской тепловизионной диагностикой.

Итак, мы рассмотрели взгляды двух групп врачей на роль тепловидения в медицине. Эти взгляды не являются противоречивыми, а, скорее, дополняют друг друга. Хотя второе направление практически не развито и требует еще больших дополнительных биомедико-физических исследований, накопления экспериментального материала и усовершенствования ИК-техники. Эти исследования, направленные на расширение областей применения тепловидения в медицине, представляют для физиков и биофизиков наибольший интерес. В разделе 7 в качестве иллюстрации приведем четыре примера из нашей практики.

7. Примеры использования тепловизоров в исследовательских и диагностических задачах

7.1. Особенности распределения температуры в области глаз человека

Цель проведения данных исследований состояла в том, чтобы найти на лице здорового человека наиболее стабильную температурную область с максимальной температурой, которую можно использовать как область привязки при создании индивидуальной физиоло-

гической шкалы температур, характерной для данного человека. Необходимость выявления такой области связана с практическими приложениями как диагностического, так и идентификационного характера.

В результате было выяснено, что глаза каждого человека светятся в ИК-диапазоне более интенсивно, чем остальная часть лица, хотя контакт глазного яблока с внешней средой является непостоянным.

Контакт глазного яблока с внешней средой систематически изменяется из-за закрытия века как защитной оболочки. Мигание — это рефлекторный акт при любом раздражении конъюнктивы глаза. После раздражения веки рефлекторно закрываются с задержкой в 40–70 мс. Тем не менее температура в области открытого глаза быстро достигает максимального значения, в норме 36,5 °C. Причина этого связана с тем, что глаз содержит шесть, хотя и небольших, но интенсивно работающих мышц (рис. 10а), разветвленную систему кровоснабже-

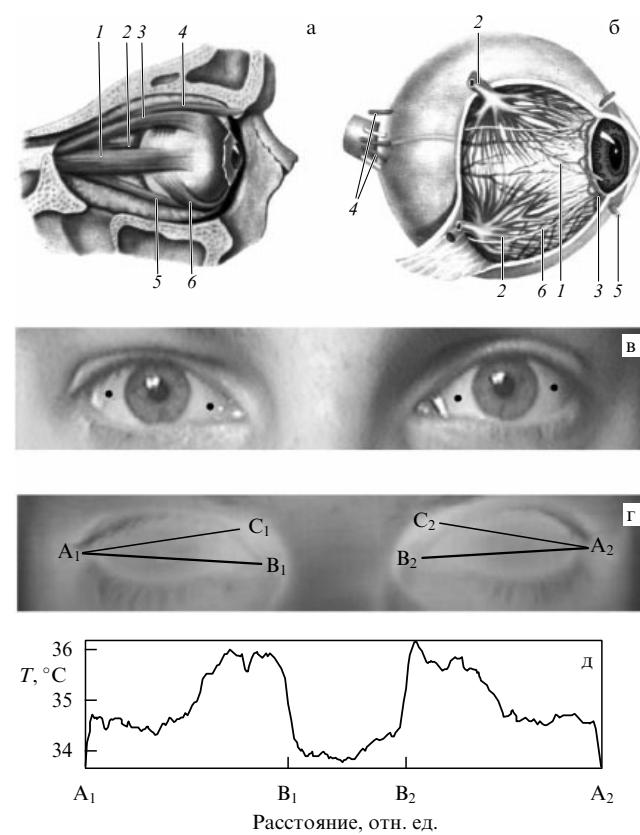


Рис. 10. Схема строения и изображения глаз человека в видимой и инфракрасной областях спектра. (а) Схема мышц глаза: 1 — наружная прямая мышца, 2 — внутренняя прямая мышца, 3 — верхняя прямая мышца, 4 — верхняя косая мышца, 5 — нижняя косая мышца, 6 — нижняя прямая мышца. (б) Кровеносные сосуды глазного яблока: 1 — длинная задняя артерия, 2 — вортиковые вены, 3 — большой круг кровообращения радужки, 4 — короткие задние цилиарные артерии, 5 — передние цилиарные артерии, 6 — цилиарные нервы. (в) Изображение глаз в видимом диапазоне — черными кружками отмечены точки измерения теплопродукции при определении переходной тепловой характеристики глазного яблока после открытия век. (г) Изображение глаз в ИК-диапазоне с отмеченными линиями измерения стационарной теплопродукции (A_1B_1 и A_2B_2 — линии соответственно правого и левого глаза по центру глазного яблока, A_1C_1 и A_2C_2 — линии соответственно правого и левого глаза от височного края века до верхней его части при переносице). (д) Тепловой профиль по двум глазам, включая переносицу.

ния (рис. 10б), а также сокращающуюся слезную железу. Двигательный аппарат и орган секреции водянистой влаги покрыты веком, а глазное яблоко (при открытом веке) — слоем влаги и фиброзной оболочкой. Толщина роговицы, покрывающей склеру, невелика, колеблется от 0,9 до 1,2 мм от центра к периферии. Таким образом, эпиклеры и ресничное тело, богатое сосудами, при открытом веке могут излучать в пространство тепло, появляющееся как за счет окислительно-метаболических процессов в мышцах, так и приносимое кровью [135, 136].

Нами были исследованы различные временные и пространственные особенности тепlopродукции глаза и его окрестностей на 20 сравнительно здоровых людях (без заметных патологий) в возрасте от 20 до 65 лет.

1. Определялся переходный температурный процесс в двух участках на глазном яблоке непосредственно после открытия века. Для измерения один участок на глазном яблоке выбирался ближе к переносице, другой — ближе к виску (рис. 10в).

2. Определялась асимметрия тепlopродукции левого и правого глаза. Измерение температуры производилось вдоль глазного яблока (линии A_1B_1 и A_2B_2 соответственно для правого и левого глаза, показанные на рис. 10г).

3. Определялся самый горячий участок правого и левого глаза. Измерение производилось по линиям A_1C_1 и A_2C_2 соответственно правого и левого глаза от височного края века до верхней его части при переносице (рис. 10г).

4. Определялось относительное превышение температуры глаз по отношению к температуре других элементов лица.

При выполнении измерений, соответствующих пункту 1, нами было выявлено, что форма кривых для переходных процессов остыивания стекловидного тела глаз во времени (после открытия век) индивидуальна для каждого человека, но ее вид в первом приближении может быть описан выражением

$$T(t) = (T_1 - T_2) \left(1 - \frac{t}{\tau} \right) \left(1 + A \cos \frac{2\pi t}{\tau} \right) + T_2, \quad (30)$$

где $T(t)$ — температура глазного яблока; T_1 — температура глазного яблока сразу после открытия века; T_2 — стационарная температура открытого глазного яблока; τ — характеристическая постоянная, определяемая интервалом времени, за который температура глазного яблока T_1 после открытия века снизится до нового стационарного значения T_2 ; t — время на интервале $\tau \geq t \geq 0$; A — безразмерный коэффициент, характеризующий адаптационную динамику кровеносных сосудов и состояние системы увлажнения глаза, $0 \leq A \leq 0,25$. При $A = 0$ выражение (30) приобретает вид

$$T(t) = (T_1 - T_2) \left(1 - \frac{t}{\tau} \right) + T_2. \quad (31)$$

На рисунке 11 в качестве примера показана типичная измеренная реакция правого и левого глаза одного из пациентов, поведение которой соответствует выражению (30). При комнатной температуре (порядка 22–23 °C) после открытия века в течение первых 5 с происходит охлаждение стекловидного тела глаза (приблизительно

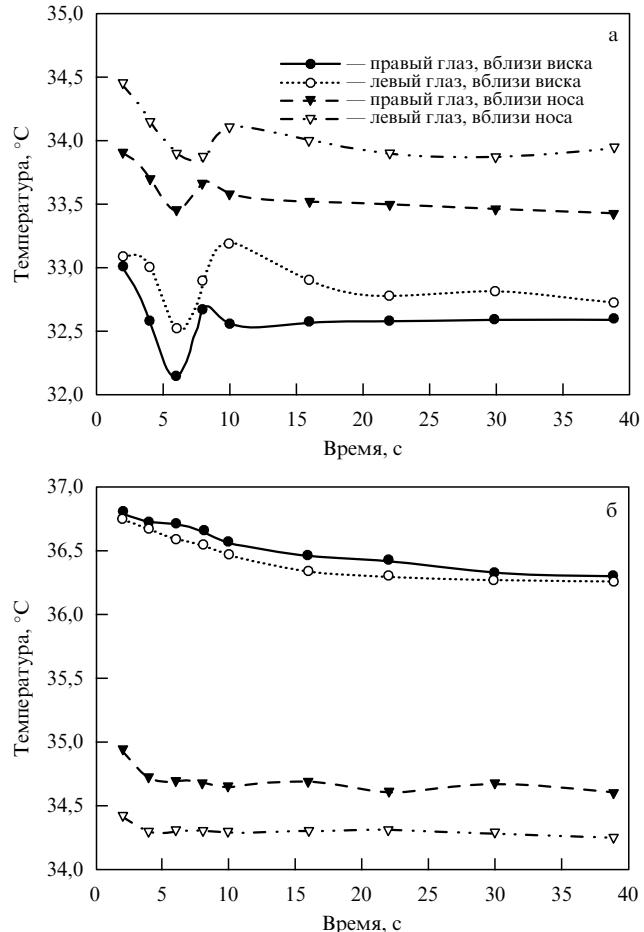


Рис. 11. Примеры температурных переходных процессов остыивания поверхности левого и правого глаза двух людей после открытия век: (а) колебательный процесс; (б) линейный процесс.

на 1 °C относительно начальной температуры). В течение последующих 5 с поверхностная температура стекловидного тела возрастает, достигая значений, превышающих конечную температуру на 0,3–1 °C. Затем температура равномерно уменьшается и достигает конечного стационарного значения в течение 10 с, т.е. суммарное время переходного процесса $\tau \approx 20$ с.

Исследования показали, что температура века в области переносицы (в точках век C_1 и C_2 на рис. 10г) максимальна и может использоваться в качестве при-вязки при создании индивидуальной физиологической шкалы температуры для лица данного человека. Она хорошо коррелирует с соответствующими значениями (левая/правая сторона) температур в области слухового прохода, измеряемых с помощью радиационных ИК-термометров. Температура во внутреннем уголке глаза вблизи переносицы отличается от температуры в области слухового прохода не более чем на 0,5 °C (разброс от 0 до 0,5 °C). Температура в области зрачка ниже максимальной температуры (в условиях, когда в течение 5–10 с глаз открыт и человек не моргает). Наконец, еще одно наблюдение: зрачок может рассматриваться как область с наиболее равномерным пространственным распределением температур (стандартное отклонение составляет от 0,06 °C до 0,15 °C) и может использоваться в качестве реперной зоны со сравнительно равномерным температурным распределением по поверхности.

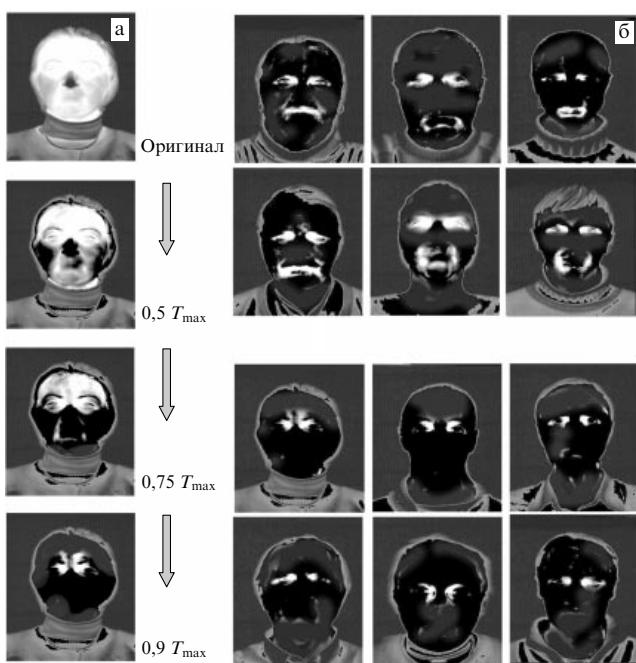


Рис. 12. Термальные портреты людей, преобразуемые с помощью сечения тепловых рельефов портретов по разным порогам: (а) пример преобразования теплового портрета по различным порогам от индивидуальной максимальной температуры на лице человека T_{\max} ; (б) две группы портретов разных людей при пороге дискриминации $0,9T_{\max}$.

Рисунок 12а демонстрирует преобразование теплового портрета лица человека при различных уровнях дискриминации по температуре от ее максимального зарегистрированного значения. На рисунке 12б в качестве примера приведены ИК-изображения лиц 12 разных людей с сечением по уровню дискриминации 0,9 от максимальной температуры T_{\max} . Весьма условно всех людей в норме можно разбить на две группы: в первой группе на уровне дискриминации $0,9T_{\max}$ светятся только глаза (нижние шесть портретов на рис. 12б). Во второй группе одновременно с глазами светится еще и зона губ (верхние шесть портретов на рис. 12б). Таким образом, не всегда с помощью подбора уровня дискриминации удается выделить только глаза. Это зависит не только от индивидуальных особенностей глаз, но и от особенностей капиллярной системы кровоснабжения губ. При закрытых глазах самыми горячими точками всегда становятся губы.

В связи с этим любопытно напомнить известный факт — в тропиках Южной и Центральной Америки обитает насекомое клоп-хищник *Rhodnius prolixus* (клоп-триатомида). Укус его небезобиден, поскольку клоп переносит болезнь Чагаса. Этот клоп обладает ИК-чувствительностью. Пространственное сканирование хоботком позволяет клопу найти направление к наиболее теплой зоне на открытом лице спящего человека, где кровеносные сосуды ближе всего подходят к поверхности кожи. Насекомое вонзает свой хоботок в губу, т.е. туда, где температура максимальна, поэтому его иногда называют "поцелуйный клоп".

Будет ли изменяться ИК-изображение глаза при заболеваниях? Глаз является важным диагностическим показателем самочувствия человека [135, 136]. Глаза откликаются как на инфекционные, так и на функцио-

нальные заболевания многих внутренних органов. Отечность ложа, покраснение глазного яблока, изменение внутриглазного давления — все это отражает состояние нервной и эндокринной систем, систем кроветворения и кровообращения, состояние пищеварения, работу почек, а также является признаками ряда инфекционных заболеваний. Однако проявление симптомов заболевания в видимом диапазоне становится заметным только в случае, когда патологические отклонения в организме оказываются существенными. При фиксации малых температурных отклонений в ИК-диапазоне, по-видимому, легче найти критерии для ранней диагностики заболеваний. Однако требуются дополнительные исследования в этом направлении.

Пока из результатов исследований можно сделать только один вывод: *область глаз, прилегающая к переносице, является областью с максимальной температурой, которую можно использовать как область привязки для создания относительной шкалы температур, характерной для лица данного человека*.

7.2. Влияние задержки дыхания на температурный портрет человека

Распространено мнение, что человек может, управляя дыханием, существенно изменять температуру тела. Мы решили проверить это утверждение. Для анализа были

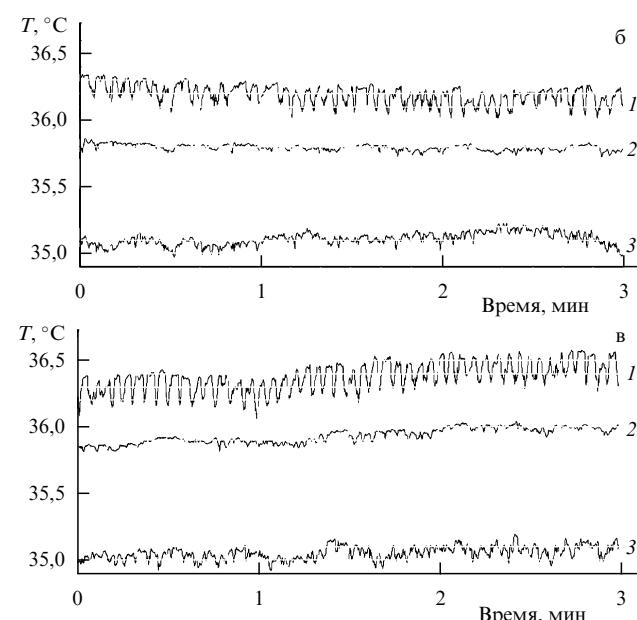
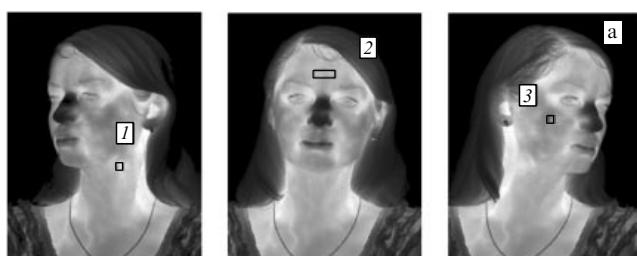


Рис. 13. Типичный тепловой портрет (а) в норме в различных ракурсах, полученный в диапазоне инфракрасных длин волн 3–5 мкм. Изменение температуры во времени в трех точках лица при естественном ритме дыхания (б) и при ритме дыхания под метроном (в).

выбраны 30 сравнительно здоровых людей разного пола и возраста (от 20 до 69 лет) с различными особенностями реакции на дыхательный тест. Суть теста состояла в том, что испытуемому предлагалось сделать не менее 5 глубоких вдохов и выдохов, а затем на вдохе задержать дыхание на 25–30 с [137].

На рисунке 13 в качестве примера показаны температурный портрет молодой женщины в различных ракурсах (рис. 13а) и динамика температурных изменений в отмеченных цифрами зонах лица при естественном нормальном ритме дыхания (рис. 13б), а также при регулярном ритме дыхания под метроном (рис. 13в) в течение 3 мин. В покое взрослый человек делает 16–18 вдохов и выдохов в минуту. Частота дыхания приблизительно в 4 раза ниже, чем частота сердечного пульса. Период регулярного ритма дыхания был выбран близким к среднему ритму дыхания, свойственному данному человеку. Отметим, что температурные изменения в зоне сонной артерии (зона 1) модулированы ритмом дыхания, который хорошо виден на графиках.

На рисунке 14 приведены четыре типичных примера для пациентов, имеющих индивидуальные особенности тепловых портретов. Показаны кривые изменения температуры в области лба и сонной артерии во время дыхательного теста на временному интервале 1,5 мин. Вертикальными линиями на графиках выделена зона задержки дыхания. Из графиков видно, что начальные температуры как лба, так и зоны сонной артерии у пациентов различаются. На рисунках 14а–г начальные значения для зоны сонной артерии (кривая 2) равны соответственно 33, 36,1, 33,5 и 35,75 °C, а для зоны лба (кривая 1) 33,6, 35,8, 33 и 36,55 °C. Максимальный разброс начальной температуры для зоны сонной артерии, как показало сравнение тепловых портретов разных пациентов, лежит в диапазоне $\pm 1,55$ °C, а для зоны лба — в диапазоне $\pm 1,53$ °C. Кроме того, знаки производной изменения температуры во времени для пациентов различаются. У одних температура практически не меняется (рис. 14а, г), у других возрастает (рис. 14б), у третьих снижается (рис. 14в).

Причина, обусловливающая разброс знаков производной температур у различных людей, состоит в том, что у каждого человека имеется устойчивый индивидуальный пул ритмов естественного изменения температуры ("биологические часы" [51]) с амплитудным размахом до $\pm 0,7$ °C относительно среднего уровня медленно дрейфующей температуры. Поэтому знак производной кривой, наблюдаемый нами на коротком отрезке времени (90 с), зависит от того, на какую стадию медленного изменения температуры мы попали — на стадию ее естественного увеличения или уменьшения.

Как видно из графиков (см. рис. 14), изменения температуры, вызванные задержкой дыхания (см. интервал между вертикальными линиями на графике), гораздо меньше изменения, обусловленного естественным суточным ритмом колебаний температуры. Если взять в качестве параметра отношение температуры лба к температуре в зоне сонной артерии, то изменение этого отношения в проведенных исследованиях лежит в диапазоне от 0,98 до 1,03. Это отношение можно использовать в качестве показателя нормы.

Таким образом, изменение ритма дыхания, лежащее в естественных пределах, не вызывает значимых изменений температуры лица. Объяснением этого факта может

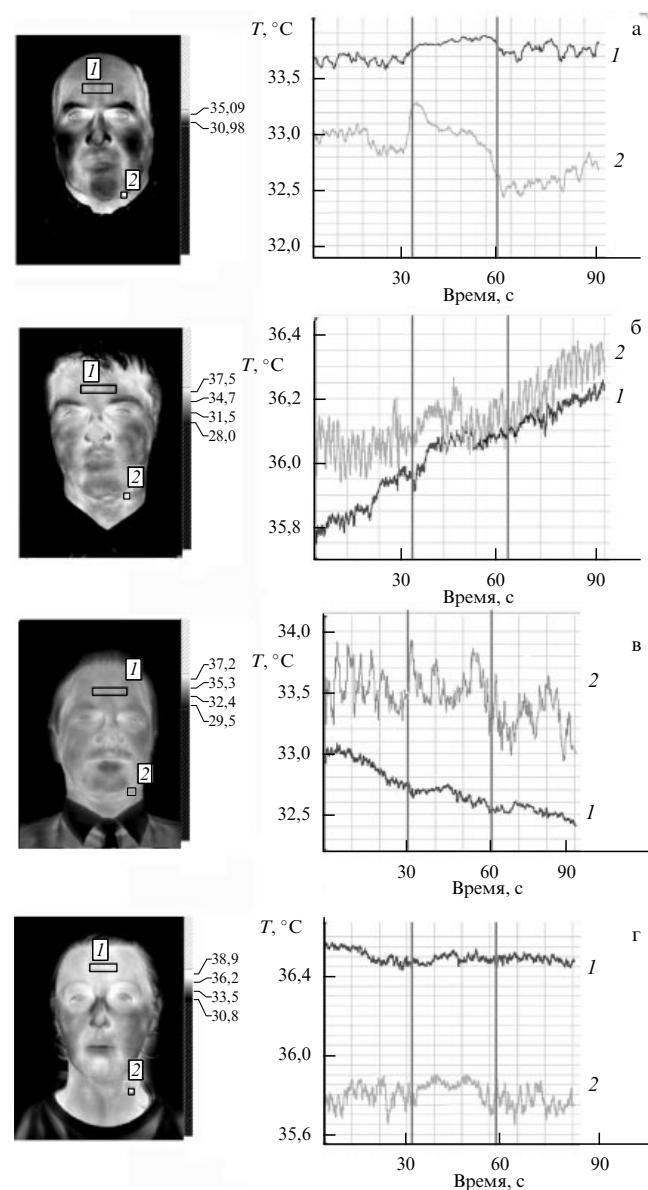


Рис. 14. Тепловые портреты четырех человек и соответствующие им графики изменения во времени при дыхательном teste: температуры лба (кривые 1) и температуры в зоне сонной артерии (кривые 2). Вертикальными линиями отмечен временной интервал задержки дыхания. Первая линия соответствует моменту начала задержки дыхания на вдохе, вторая — моменту окончания задержки дыхания на выдохе.

служить взаимодействие в процессе дыхания двух взаимно компенсирующих друг друга механизмов. Один способствует увеличению температуры, другой — ее уменьшению. В зависимости от того, какой из процессов преобладает у конкретного человека, будет наблюдаться соответствующее ему небольшое изменение ИК-изображения лица.

Существенную роль здесь играют индивидуальные особенности людей. Например, в дыхательном teste у горцев (в нашей выборке были и такие) температурные изменения при задержке дыхания почти отсутствуют по сравнению с температурными изменениями у остальных испытуемых. Жители высокогорья имеют, как правило, большую емкость легких, значительный объем вдыхаемого воздуха и некоторую гипертрофию правого желу-

дочка сердца. Такой же тип температурной динамики при дыхательном тесте наблюдается у тренированных спортсменов с развитой системой дыхания.

Измерение температуры воздуха на выдохе свидетельствует об охлаждении легких за счет выдыхания воздуха. При выдохе по мере поступления в трахею горячий и влажный воздух начинает охлаждаться и часть воды, содержащейся в нем, конденсируется в дыхательных путях. В целом этот процесс идет с затратой тепла.

Вентиляция легких при нормальном дыхании происходит благодаря активному вдоху и пассивному выдоху. В отличие от нормального дыхания при глубоком дыхании, реализуемом в дыхательном тесте, обе фазы — вдох и выдох — осуществляются активно за счет сокращения мышц. В результате и при вдохе, и при выдохе происходит как продувание легких, которое может приводить к понижению температуры организма, так и активная работа мышц диафрагмы, вызывающая некоторое увеличение теплопродукции.

Следует отметить также, что особая физиологическая роль могла бы принадлежать задержке дыхания на вдохе. Однако в обычных условиях человек использует всего 20 % объема легких. При глубоком вдохе около 1500 мл воздуха попадает в легкие, что позволяет тренированному человеку задерживать дыхание до 2,5 мин (в течение такого времени профессиональные ныряльщики могут находиться под водой). Помимо этой регуляции существует еще регуляция ритма сердца. При длительной задержке дыхания у некоторых людей возникает нечто похожее на брадикардию (замедление ритма работы сердца). Однако при случайных естественных задержках дыхания такие явления отсутствуют.

Рассчитанное по экспериментальным данным отношение температуры лба к температуре в зоне сонной артерии для здоровых людей является практически постоянной величиной: $1,005 \pm 0,025$. Таким образом, эксперимент показывает, что *умеренная задержка дыхания (30 с) в дыхательных тестах не вызывает значительных изменений в температурном изображении лица*.

7.3. Термовизионная диагностика сосудистых патологий

К сосудистым патологиям относятся прежде всего артриты и варикозное расширение вен. Процент людей, страдающих этими недугами, велик, но по разным странам различается почти в 2 раза. В Японии ими страдает 25 % населения, в США — 35 %, в европейских странах — 53 %, в России количество таких больных также составляет около 50 %. Если заболевание удается диагностировать на ранних стадиях, то тогда не более 30 % пациентов требуют хирургического вмешательства, остальные могут пройти реабилитацию с помощью медикаментозных средств.

Тепловидение является весьма эффективным методом для такой диагностики. Были обследованы на базе хирургического отделения Московской медицинской академии им. И.М. Сеченова более 1000 человек. Результаты изложены в диссертации [67]. На рисунке 15 показаны изображения различных пациентов с варикозным расширением вен. Приведем еще один пример (рис. 16), который демонстрирует перспективность контроля результатов операционного вмешательства при лечении атероматозов. После удачной хирургиче-

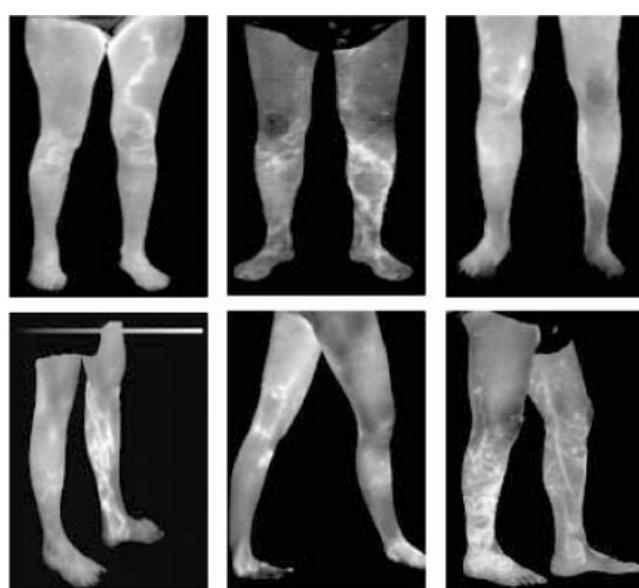


Рис. 15. Примеры ИК-изображений при панорамном обзоре разных пациентов с сосудистыми патологиями ног.

ской замены части сосуда на правой ноге пациента кровоток восстанавливается и патологическое свечение сосуда исчезает.

7.4. Контроль процесса лечения

Продемонстрируем, как проводится контроль за процессом лечения, на примере медикаментозного лечения атероматозного поражения стенок капилляров ног. Эта работа проводилась на базе Центра реабилитации при Управлении делами Президента РФ [138, 139].

Резкое понижение температуры ног свидетельствует о плохом кровоснабжении конечностей, что связано с ухудшением микроциркуляции крови и болевыми, порой весьма резкими, ощущениями при ходьбе. Причины ухудшения микроциркуляции могут быть различной этиологии, в том числе вследствие атероматозного поражения стенок микрососудов.

Более 20 лет назад нами был разработан газотранспортный кровезаменитель *перфторан* на основе перфтороганической эмульсии. В 1997 г. было налажено его производство (фирма "Перфторан", г. Пушкино). Каждая частица эмульсии состоит из перфтордекалина $C_{10}F_{18}$ (2/3 суммарной весовой композиции перфторуглеродов) и перфторметил-циклогексилпiperидина $C_{12}F_{23}N$ (1/3 весовой композиции), а также проксанола 268 (смеси оксиэтилена и оксипропилены), играющего роль поверхности-активного вещества. Частички эмульсии имеют размер 0,03–0,15 мкм [41, 140–146]. Перфторан обеспечивает транспорт кислорода из легких в ткани организма за счет собственной кислородной емкости и своих реологических свойств (малого размера частичек и большой их суммарной поверхности). Наряду со многими клиническими применениями [140, 142, 144] (борьба с гипоксией и ишемиями различной этиологии, консервация органов для трансплантации, защита миокарда при операциях на сухом сердце и т.д.) перфторан используется также для улучшения микроциркуляции крови.

При разработке перфторана размер частичек эмульсии был выбран более чем в 100 раз меньшим размера эритроцита, поэтому частички эмульсии могут прони-

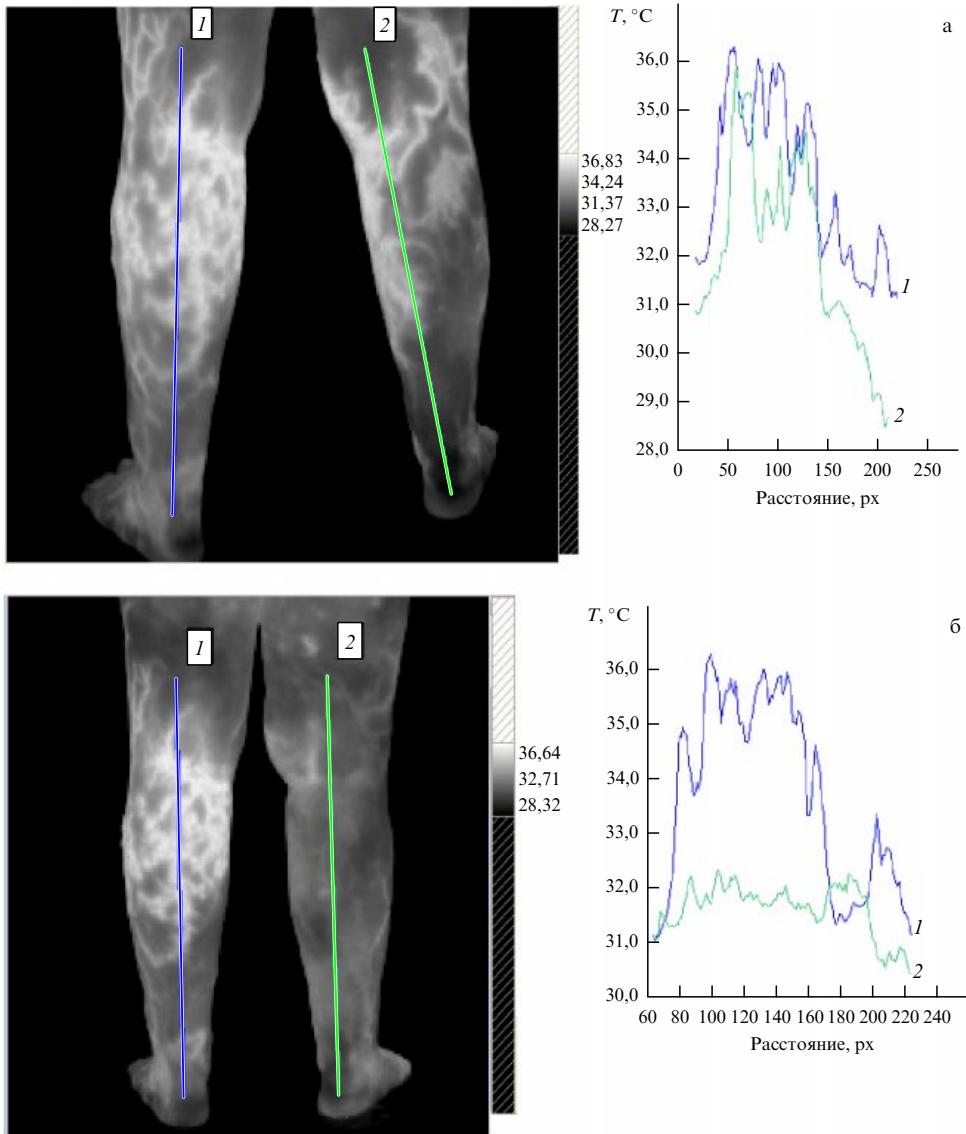


Рис. 16. Тепловые картины ног человека с поражением артерий и термопрофили по линиям 1 и 2: (а) до хирургической операции по замене пораженной части артерии на правой ноге; (б) после операции. Кривая 1 — термопрофиль на левой ноге, кривая 2 — на правой ноге. После замены части артерии на правой ноге ИК-изображение показывает, что кровоток восстановлен и патологическое выделение тепла исчезло.

кать даже в сильно спазмированные капилляры и тем самым доставлять кислород в ткань. При этом синтезируется NO и спазмированные капилляры начинают раскрываться, что постепенно обеспечивает обмен O_2 на CO_2 [146]. Кроме того, частички перфторана являются сорбентом, который очищает стенки микрососудов, увеличивая тем самым русло кровотока. Если поток плазмы крови через капилляры восстановлен, то даже небольшого кислородного переноса может оказаться достаточно, чтобы повернуть вспять процесс ишемии.

Наблюдалось более 20 больных. Контрольной группой служили пациенты, для лечения которых перфторан не использовался. У всех больных, которым был внутривенно введен перфторан, произошло улучшение кровотока в конечностях, у некоторых длившееся несколько месяцев, у других наступило устойчивое улучшение, что исключило повторное введение. На рисунке 17 в качестве примера приведены в сравнении ИК-изображения ног одного и того же пациента с нарушенной микроциркуляцией до введения перфторана (рис. 17а) и через двое суток

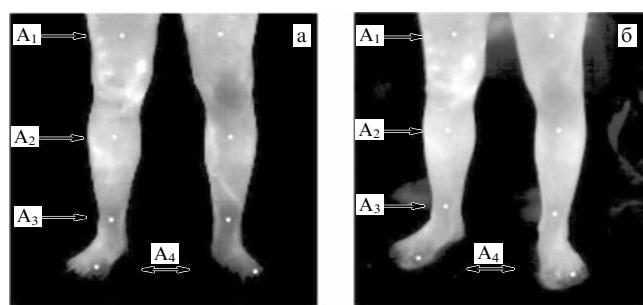


Рис. 17. Тепловой портрет ног больного с нарушенной микроциркуляцией крови: (а) до введения перфторана, (б) через двое суток после введения. Указаны контрольные точки (для четырех различных уровней, $A_1 - A_4$), в которых проводились измерения температуры.

после его введения (рис. 17б). На рисунке 18 приведены графики изменения температуры в различных участках ноги до и после введения перфторана. Видно, что введение перфторана улучшило прохождение крови в

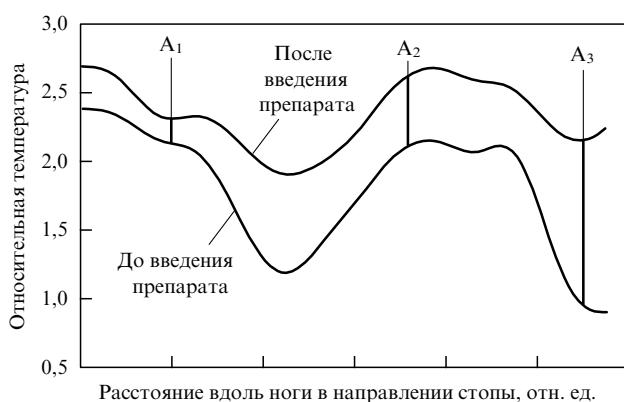


Рис. 18. Распределение относительной температуры вдоль центральной линии одной из ног (правой) до и после введения перфторана. Значения температуры в каждой точке усреднены в области 10×10 пикселей. Привязка нуля соответствует величине $31 \pm 1^{\circ}\text{C}$.

капиллярах и температура в области стоп увеличилась более чем на 2°C . Этот больной повторно прошел обследование через 6 месяцев — картина улучшения сохранилась, болевые ощущения исчезли. Эти результаты, которые были опубликованы три года назад, получили известность в медицинских кругах. Сегодня перфторан используется для улучшения микроциркуляции крови во многих клиниках как в России, так и в других странах [40].

8. Заключение

Цель этой статьи состояла в том, чтобы показать в рамках физики и частично биомедицины, что развитие матричного тепловидения создало на границах термодинамики, биофизики, биоинформатики и радиобиологии новую ветвь науки — *прикладную биомедицинскую термологию*. Изложенный выше материал может служить введением в это научное направление.

Появление матричного тепловидения дало для биомедицины быстрый, неконтактный, безвредный и безболезненный способ глубже исследовать функционирование организма человека. Более того, с появлением матричного тепловидения открылись не только новые возможности получить достоверные ответы на вопросы, касающиеся многих болезней человека, но и поставить правильные вопросы для других дополнительных методов диагностики.

Тепловидение имеет все основания стать одной из информационных технологий биомедицины с обширной областью применения. Выяснение всех возможных приложений тепловидения в биомедицине — это предмет ближайших исследований.

Отметим еще один любопытный аспект изложенных выше исследований, который затрагивает другую область науки — психофизиологию. На первых порах, работая с ИК-портретами знакомых людей, мы с трудом идентифицировали их по ИК-изображениям, затем, по мере накопления опыта, мы научились проводить такую идентификацию. Наконец наступил третий этап, когда по цветному изображению человека, полученному в видимом диапазоне длин волн, мы могли довольно точно представить себе его изображение в ИК-диапазоне и, наоборот, по ИК-изображению — изображение в видимом диапазоне.

В связи с этим отметим, что развитие матричного тепловидения — это не только прорыв в медицине и технике, но и повод задуматься о пути, по которому идет человечество в наукоемкий технократический XXI в. Мир, который видим мы, отличается от мира пчелы или муравья, от мира лягушки или стрекозы. Одни живые организмы не видят цветов, другие — неподвижных предметов, третьи представляют мир плоским, как экран телевизора. Но, теряя одно измерение мира, они приобретают другое. Удастся ли человеку когда-нибудь с помощью интеллекта, создавая и развивая матричную технику, расширяющую возможности нашего восприятия, единым взглядом охватить мир целиком во всем многообразии его спектральных и объемных картин, или это утопия?

Можно попытаться создать совершенный синтезатор различных картин мира, а затем воспроизвести эти изображения с помощью какого-нибудь хитроумного устройства на объемном дисплее, объединив их в одну картину. Но сможем ли мы научиться воспринимать эту единую картину мира? Хватит ли нам аналитических возможностей нашего мозга? Возможно, что в такой задаче существуют принципиальные ограничения, и мы просто не сможем осознать наблюдаемую картину.

Кроме того, мы знаем, что не существует одинакового восприятия мира даже в диапазоне наших естественных органов чувств, потому что каждый из нас живет в своем мире. Никогда два человека (если это не клоны типа одногенетических близнецов) не будут однозначно воспринимать синтезированную картину единого мира. А главное, мы должны быть уверены, что техника, расширяющая возможности наших органов чувств, не заведет в тупик, а приведет к расширению этих возможностей.

Пока достижения тепловидения, открывшие новые горизонты в видении ИК-портретов человека, расширили наши чувственные восприятия. Мы уже научились извлекать из увиденного практическую пользу. Это вселяет оптимизм, хотя и не отвечает на поставленный вопрос.

Работа выполнялась в рамках научной программы РАН "Фундаментальные науки — медицине" 2003–2006 гг., раздел "Разработка и усовершенствование средств и методов диагностики", а также была поддержана грантом Министерства промышленности и науки Московской области и Правительством Москвы.

В работе принимали участие сотрудники кабинета системной биотермографии Института теоретической и экспериментальной биофизики РАН А.А. Деев, И.Б. Крестьева, Е.П. Хижняк и Л.Н. Хижняк.

Автор благодарит все организации, финансировавшие работу, и сотрудников, активно участвовавших в ее выполнении, а также выражает благодарность рецензенту этой статьи за ряд полезных советов.

Список литературы

1. Adams F "Hippocratic writings", in *Great Books of the Western World* (Editor-in-Chief R M Hutchins) Vol. 10 *Hippocrates. Galen* (Chicago: W.Benton, Encyclopedia Britannica Inc., 1952) p. 66
2. Anbar M, Gratt B M, Hong D *Dentomaxillofac. Radiol.* **27** 61 (1998)
3. Vincent J D "Radiometry" *Fundamentals of Infrared Detector Operation and Testing* (New York: Wiley, 1990) Ch. 3
4. Lawson R *Can. Serv. Med. J.* **13** 517 (1957)
5. Ллойд Дж *Системы тепловидения* (М.: Мир, 1978)

6. Иваницкий Г Р, Литинская Л Л, Шихматова В Л *Автоматический анализ микрообъектов* (М.: Энергия, 1967) с. 75
7. Мирошников М М *Теоретические основы оптико-электронных приборов 2-е изд.* (Л.: Машиностроение, 1983)
8. Bedford R E "Thermometry", in *The New Encyclopedia Britannica* Vol. 11, 15th ed. (Chicago, Ill.: Encyclopedia Britannica, Inc., 1992) p. 702
9. Госсопр Ж *Инфракрасная термография. Основы, техника, применение* (М.: Мир, 1988)
10. Crowe D G et al. "Theoretical description of photon detectors", in *The Infrared and Electro-Optical Systems Handbook* (Executive Eds J S Accetta, D L Shumaker) Vol. III (Ed. W D Rogatto) (Bellingham, Wash.: SPIE Press, 1993) p. 66
11. Gaussorgues G *Infrared Thermography* (Microwave Technol. Ser., Vol. 5) (London: Chapman & Hall, 1994) Sec. 3.7.2
12. Макаров А С, Омелаев А И, Филиппов В Л *Введение в технику разработки и оценки сканирующих тепловизионных систем* (Казань: Унипресс, 1998)
13. Ковалев А В, Федчишин В Г, Щербаков М И *Специальная техника* (3) 13; (4) 19 (1999)
14. Коцавцев Н Ф, Федотова С Ф *Прикладная физика* (2) 141 (1999)
15. Ерофеичев В Г *Оптический журн.* (2) 12 (1995)
16. Аграпов Г А и др. *Оптический журн.* (9) 53 (1996)
17. Anbar M "Fundamentals of computerized thermal imaging" *Quantitative Dynamic Telethermometry in Medical Diagnosis and Management* (Boca Raton: CRC Press, 1994) Ch. 4, p. 99
18. Певцов Е, Чернокожин В *Электронные компоненты* (1) 32; (2) 30; (3) 12 (2001)
19. Сондаевский В П и др. *Микроэлектроника* 26 (3) 202 (1997)
20. Breen T B et al. *Proc. SPIE* 3436 530 (1998)
21. Pengelley R, Hewish M *Jane's Int. Defense Rev.* 34 (10) 49 (2001)
22. Andresen B F, Shepherd F D (Eds) *Infrared Technology XIX* (Proc. SPIE, Vol. 2020) (Bellingham, Wash.: SPIE, 1993)
23. Ушакова М Б *Тепловизоры на основе неохлаждаемых микроболометрических матриц: современное состояние зарубежного рынка и перспективы развития* (М.: ОНТИ ГУП НПО "Орион", 2001)
24. Anbar M "Dynamic area telethermometry of skin" *Quantitative Dynamic Telethermometry in Medical Diagnosis and Management* (Boca Raton: CRC Press, 1994) p. 133
25. Anbar M *Med. Electron.* 147 73 (1994)
26. Anbar M *Proc. SPIE* 2473 312 (1995)
27. Anbar M *Med. Electron.* 146 62 (1994)
28. Воробьев Л П, Шестаков В А, Эгильская В И *Тепловидение в медицине* (М.: Знание, 1985)
29. *Популярная медицинская энциклопедия* (Гл. ред. Б В Петровский) (М.: Советская энциклопедия, 1980) с. 471
30. Лайтфут Э *Язвления массопереноса в живых системах* (М.: Мир, 1977)
31. Мешалкин Е Н и др. *Нестационарный кровоток у человека в искусственных условиях* (Отв. ред. В С Сергиевский) (Новосибирск: Наука, 1984) с. 195
32. Погапова Т В *В мире науки* (3) 40 (2006)
33. Лениндже А "Превращение энергии в клетке", в сб. *Живая клетка* (Под ред. Г М Франка) (М.: Мир, 1966) с. 31
34. Заалишвили М М *Физико-химические основы мышечного сокращения* (Тбилиси: Мецнериба, 1971)
35. Kramarova L I et al. "The search for and investigation of peptide regulators of hibernation in mammals", in *Recent Research Developments in Endocrinology* Vol. 4, Pt. 2 (Trivandrum, India: Transworld Research Network, 2004) p. 227
36. Rubner M *Die Gesetze der Energieverbrauchs bei der Ernährung* (Leipzig: Fr. Deuticke, 1902)
37. Lamb M J *Biology of Ageing* (Glasgow: Blackie, 1977) [Лэмб М *Биология старения* (М.: Мир, 1980)]
38. Prosser CL (Ed.) *Comparative Animal Physiology* 3rd ed. (Philadelphia: W. B. Saunders, 1973) [Сравнительная физиология животных Т. 2 (Под ред. Л Прессера) (М.: Мир, 1977) с. 140]
39. Winslow R M *Br. J. Haematol.* 111 387 (2000)
40. Winslow R M (Ed.) *Blood Substitutes* (Boston, Mass.: Elsevier, 2005)
41. Maeovsky E I et al. "Perfitoran", in *Blood Substitutes* (Ed. R M Winslow) (Boston, Mass.: Elsevier, 2005) p. 288
42. Lindbom L, Tuma R F, Afors K-E *Microvascular Res.* 19 197 (1980)
43. Шацова Е Н, Добродеева Л К, Попов В А *Современные методы диагностики заболеваний щитовидной железы* (Л.: ЛСГМИ, 1985)
44. Monteith J L "Specification of the environment for thermal physiology", in *Heat Loss from Animals and Man* (Eds J L Monteith, L E Mount) (London: Butterworths, 1974) Ch. 1, p. 1
45. Kerslake D *The Stress of Hot Environments* (Monographs of the Physiological Soc., No. 29) (Cambridge: Univ. Press, 1972)
46. Gagge A P "Effective radiant flux", in *Physiological and Behavioral Temperature Regulation* (Eds J D Hardy, P A Gagge, J A J Stolwijk) (Springfield: Thomas, 1970)
47. Monteith J L *Principles of Environmental Physics* (London: Edward Arnold, 1973)
48. Sibbons J L *J. Appl. Physiol.* 21 1207 (1966)
49. Вайнер Б Г *Матричное тепловидение в физиологии: исследование сосудистых реакций, перспирации и терморегуляции у человека* (Новосибирск: Изд-во СО РАН, 2004)
50. Иваницкий Г Р и др. *Докл. РАН* 398 709 (2004)
51. *Биологические ритмы* Т. 1. (Под ред. Ю Ашоффа) (М.: Мир, 1984)
52. Иваницкий Г Р и др. *Докл. РАН* 407 258 (2006)
53. Altair Manual S9901.D01. Rev A (Croissy-Beaubourg (France): CEDIP Infrared Systems, 2004) p. 51
54. Пощерстник Л С "Температурные реакции мозга и кожи у нейрохирургических больных в операционном периоде", Дисс. ... канд. мед. наук (Симферополь: Крымский гос. медицинский институт, 1966)
55. Чеботаренко А Т "Нарушение терморегуляции в остром периоде черепномозговой травмы", Дисс. ... канд. мед. наук (Кишинев: Кишиневский гос. медицинский институт, 1968)
56. Стрельцова Е Н "Методы термографии и ультразвуковой допплерографии в контроле за лечением больных с поражением сонных артерий", Дис. ... канд. мед. наук (М.: Центр. науч.-исслед. лаб., 1978)
57. Колесов С Н "Диагностические возможности тепловидения в нейрохирургии", Дисс. ... канд. мед. наук (М.: Институт нейрохирургии им. акад. Н Н Бурденко АМН СССР, 1980)
58. Погосян А М "Термография, эхография и прицельная аспирационная пункция в комплексной диагностике узловых форм заболеваний щитовидной железы", Дисс. ... канд. мед. наук (М.: Центр усовершенствования врачей, 1980)
59. Воронов В Г "Значение тепловизионных исследований в диагностике опухолей спинного мозга", Дисс. ... канд. мед. наук (Л.: Ленинградский науч.-исслед. нейрохирургический институт им. А Л Поленова, 1985)
60. Краснов Д Б "Диагностические возможности функционального тепловидения при повреждениях нервов плеча и предплечья", Дисс. ... канд. мед. наук (М.: Институт нейрохирургии им. акад. Н Н Бурденко АМН СССР, 1989)
61. Павлов С А "Динамика восстановления функции поврежденных нервов конечностей после микрохирургического вмешательства: Клинико-экспериментальное исследование", Дисс. ... канд. мед. наук (М.: Институт нейрохирургии им. акад. Н Н Бурденко АМН СССР, 1989)
62. Федосенко Т С "Функциональное тепловидение и радиотермометрия в диагностике радикулопатий у больных с остеохондрозом поясничного отдела позвоночника", Дисс. ... канд. мед. наук (Н. Новгород: Нижегородский гос. медицинский институт, 1993)
63. Попов В А "Клинико-физиологическая характеристика теплового излучения человека в диагностике и лечении поражений кровеносных сосудов", Дисс. ... докт. мед. наук (Архангельск: Архангельская гос. медицинская академия, 1997)
64. Никитенко А И "Дифференциальная диагностика и хирургическое лечение узловых образований щитовидной железы", Дисс. ... канд. мед. наук (Н. Новгород: Нижегородская гос. медицинская академия, 1997)
65. Власов А Л "Динамическая сверхвысокочастотная радиотермография головного мозга в норме и при ишемических состояниях", Дисс. ... канд. мед. наук (Пермь: Пермская гос. медицинская академия им. акад. Е А Вагнера, 2000)
66. Толстова С С "Прогностическое значение комбинированного уродинамического исследования при термальных методах лечения доброкачественной гиперплазии простаты", Дисс. ... канд. мед. наук (М.: НИИ урологии МЗ РФ, 2001)
67. Хижняк Л Н "Диагностика и контроль эффективности лечения заболеваний сосудов нижних конечностей с использованием матричных термовизионных систем", Дисс. ... канд. мед. наук (Тула: Тульский гос. университет, 2005)
68. Вайль Ю С, Варановский Я М *Инфракрасные лучи в клинической диагностике и медико-биологических исследованиях* (Л.: Медицина, 1969)
69. Вепхвадзе Р Я *Медицинская термография* (Тбилиси: Сабчота Сакартвело, 1975)
70. Зарецкий В В, Выховская А Г *Клиническая термография* (М.: Медицина, 1976)
71. Мирошников М М и др. *Тепловидение и его применение в медицине* (М.: Медицина, 1981)
72. Лихтерман Л Б *Ультразвуковая томография и тепловидение в нейрохирургии* (М.: Медицина, 1983)
73. Мазурин В Я *Медицинская термография* (Кишинев: Штиинца, 1984)

74. Stanier M W, Mount L E, Bligh J *Energy Balance and Temperature Regulation* (Cambridge Texts in the Physiological Sciences, Vol. 4) (Cambridge: Cambridge Univ. Press, 1984)
75. Карлов В А, Стулин И Д, Богин Ю Н *Ультразвуковая и тепловизионная диагностика сосудистых поражений нервной системы* (М.: Медицина, 1986)
76. Тихонова А Я *Система терморегуляции при поясничном остеохондрозе* (Новосибирск: Наука, 1990)
77. Зеновко Г И *Термография в хирургии* (М.: Медицина, 1998)
78. *Тепловидение в гастроэнтерологии. Атлас термограмм* (Под ред. М Мирошникова и др.) (М.: Медицина, 2000)
79. Anbar M *Quantitative Dynamic Telethermometry in Medical Diagnosis and Management* (Boca Raton: CRC Press, 1994)
80. Иваницкий Г Р *Вестн. РАН* **76** (1) 48 (2006)
81. Anbar M, Haverly R F *Biomed. Thermology* **13** 173 (1994)
82. Anbar M et al. *Eur. J. Thermology* **7** 105 (1997)
83. Heller J S *West J. Med.* **142** 108 (1985)
84. Anbar M *Int. J. Technol. Assess. Health Care* **3** 613 (1987)
85. Anbar M *Cancer Lett.* **84** 23 (1994)
86. Игошев И П и др. *Мед. радиология* **30** (7) 63 (1985)
87. Gautherie M et al. *J. Microw. Power* **14** (2) 123 (1979)
88. Holthusen H, Arndt J O J. *Physiol. (London)* **487** 253 (1995)
89. Shetty V, Gratt B M, Flack V J. *Orofac. Pain* **8** 375 (1994)
90. Hejazi S, Anbar M *Biomed. Thermology* **10** 300 (1993)
91. Gratt B M, Sickles E A *J. Orofac. Pain* **9** 255 (1995)
92. Brock M, Risberg J, Ingvar D H *Brain Res.* **12** (1) 238 (1969)
93. Capistrant T D, Gumnit R J *Arch. Neurol.* **22** 499 (1970)
94. Capistrant T D, Gumnit R J *JAMA* **211** 656 (1970)
95. Capistrant T D, Gumnit R J *Neurology* **21** 427 (1971)
96. Enevoldsen E M, Jensen F T J. *Neurosurg.* **47** 699 (1977)
97. Green J *Orthopedics* **9** 1699 (1986)
98. Blaxter K "Energy exchange by radiation, convection, conduction, and evaporation" *Energy Metabolism in Animals and Man* (New York: Cambridge Univ. Press, 1989) p. 86
99. Blaxter K "The minimal metabolism" *Energy Metabolism in Animals and Man* (New York: Cambridge Univ. Press, 1989) p. 120
100. Gratt B M et al. *Dentomaxillofac Radiol.* **25** 247 (1996)
101. Grobklaus R, Bergmann K E "Physiology and regulation of body temperature", in *Thermological Methods (Applied Thermology)*, Eds J-M Engel, U Flesch, G Stütgen) (Weinheim: VCH, 1985) p. 11
102. Krause B F *Nurse Anesth.* **4** (2) 55 (1993)
103. Chan F H et al. *Biomed. Mater. Eng.* **5** (3) 169 (1995)
104. Anbar M *Thermologie Österreich* **5** 15 (1995)
105. Granger D L, Miller W C, Hibbs J B "Methods in analyzing nitric oxide production in the immune response", in *Methods in Nitric Oxide Research* (Eds M Feilisch, J S Stamler) (Chichester: J. Wiley, 1996) p. 603
106. Hoffman R A, Langrehr J M, Simmons R L "The role of nitric oxide in allograft rejection", in *Nitric Oxide: Principles and Actions* (Ed. J Lancaster (Jr.)) (San Diego: Academic Press, 1996) p. 237
107. Edrich J J. *Microw. Power* **14** (2) 95 (1979)
108. Palmer R M J et al. *Biochem. Biophys. Res. Commun.* **193** 398 (1993)
109. Biagioli P A et al. *Dentomaxillofac. Radiol.* **25** (3) 119 (1996)
110. Biagioli P A, McGimpsey J G, Lamey P J Br. Dent. J. **180** 226 (1996)
111. Canavan D, Gratt B M *Oral Surgery, Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol., Endodontology* **79** 778 (1995)
112. Chinzei T et al. *Biomed. Thermology* **15** 150 (1995)
113. Friedlander A H, Gratt B M J. *Oral Maxillofac. Surg.* **52** 1257 (1994)
114. Gratt B M et al. *J. Orofac. Pain* **8** 278 (1994)
115. Graff-Radford S B et al. *J. Orofac. Pain* **9** 138 (1995)
116. Gratt B M, Sickles E A, Shetty V J. *Orofac. Pain* **8** 369 (1994)
117. Gratt B M et al. *Oral Surgery, Oral Med., Oral Pathol., Oral Radiol., Endodontology* **80** 153 (1995)
118. Gratt B M et al. *J. Orofac. Pain* **8** 197 (1994)
119. Gratt B M, Sickles E A, Wexler C E J. *Orofac. Pain* **7** 345 (1993)
120. Steed P A *Cranio* **9** 120 (1991)
121. Анисимов А И и др. *Ортопедия, травматология и протезирование* (1) 57 (1985)
122. Колесов С Н, Лихтерман Л Б, Фраерман А П *Вопросы нейрохирургии* (1) 33 (1985)
123. Albert S H, Glickman M, Kallish M *Ann. N. Y. Acad. Sci.* **121** 157 (1964)
124. Backlund E O J. *Radiol. Electrol. Med. Nucl.* **48** (1) 39 (1967)
125. Baldy-Moulinier M et al. *Rev. Electroencephalogr. Neurophysiol. Clin.* **9** (2) 179 (1979)
126. McBeth S B, Gratt B M *Am. J. Orthodont. Dentofac. Orthoped.* **109** 481 (1996)
127. Beckman J S et al. *Biol. Chem. Hoppe-Seyler* **375** (2) 81 (1994)
128. Gratt B M, Sickles E A J. *Orofac. Pain* **7** 7 (1993)
129. Гуляев Ю В, Годик Э Э, Дементиенко В В *ДАН СССР* **299** 1259 (1988)
130. Подгулько К Ф, Талько П А "Тепловидение в качестве метода объективизации диагностики, эффективности лечения и экспертизы нетрудоспособности при вертеброгенных радикулитах", в сб. *Тепловидение в медицине. Тезисы докладов* (Отв. ред. К С Терновой) (Киев: 4-е гл. упр. при МЗ УССР, 1984) с. 41
131. Capistrant T D *Radiology* **100** (1) 85 (1971)
132. Benington I C et al. *J. Dentistry* **24** 263 (1996)
133. Ness R R, Ness B H "Thermography: its legal implications", in *Thermographic Evidence of Soft Tissue Injuries* (Ed. H Rein) (New York: McGraw-Hill, 1987) p. 8
134. Яновская Т Б, Порохова Л Н *Обратные задачи геофизики* 2-е изд. (СПб.: Изд-во СПБГУ, 2004)
135. Большой толковый медицинский словарь (Oxford) (Под ред. Г Л Билича) (М.: Верея. ACT, 1998) с. 238
136. Глазные болезни (Под ред. Т И Ерофеевского, А А Бочкаревой) (М.: Медицина, 1977)
137. Иваницкий Г Р и др. *Докл. РАН* **406** 840 (2006)
138. Иваницкий Г Р и др. *Докл. РАН* **393** 419 (2003)
139. Иваницкий Г Р и др. "Исследование микроциркуляции крови с помощью современных методов термографии при введении перфторана", в сб. *Перфторуглеродные соединения в медицине и биологии* (Под ред. Г Р Иваницкого, Е Б Жибурта, Е И Маевского) (Пущино, 2004) с. 10
140. Мороз В В и др. *Аnestезиология и реаниматология* (6) 12 (1995)
141. Воробьев С И и др. "Сравнительное изучение некоторых перфторуглеродных эмульсий", в сб. *Физиологическая активность фторсодержащих соединений (эксперимент и клиника)* (Под ред. С И Воробьева, Г Р Иваницкого) (Пущино: ПНЦ РАН, 1995) с. 33
142. Maevsky E et al. *Artificial Cells, Blood Substitutes Biotechnol.* **33** 37 (2005)
143. Gervits L L et al. "Perfluorinated cycle-containing tertiary amines used as a basis for gas-conveying emulsions and device for the production thereof", Patent US 6,878,826 B2 (April 12, 2005)
144. Иваницкий Г Р *Биофизика* **46** 5 (2001)
145. Maevsky E, Ivanitsky G "Oxygen-dependent and oxygen-independent effects of perftoran", in *Artificial Oxygen Carrier: Its Front Line* (Keio Univ. Intern. Symp. for Life Sciences and Medicine, Vol. 12, Eds K Kobayashi, E Tsuchida, H Horinouchi) (New York: Springer, 2004) p. 221
146. Иваницкий Г Р, Маевский Е И *Биофизика* **49** 572 (2004)

State of the art of thermovision in biomedicine

G.R. Ivanitsky

Institute of Theoretical and Experimental Biophysics, Russian Academy of Sciences,

ul. Institutskaya 3, 142290 Pushchino, Moscow region, Russian Federation

Tel. (7-0467) 73-24 81. Fax (7-0467) 79-05 53

E-mail: ivanitsky@iteb.ru

Focal plane array infrared technique (thermovision) is a rapid, non-contact, painless, and harmless diagnostic tool for many diseases. In this paper, the use of infra-red radiation detection to obtain infrared human images and perform time-spatial measurements of temperature distribution is reviewed in terms of its historical development. Mechanisms of heat production in the human organism, methods to control it, and the effects of environment are briefly discussed. Biomedical applications of thermovision are reviewed.

PACS numbers: 07.57.-e, 87.57.-s, 87.63.Hg

Bibliography — 146 references

Received 30 June 2006, revised 26 September 2006

Uspekhi Fizicheskikh Nauk **176** (12) 1293–1320 (2006)

Physics – Uspekhi **49** (12) (2006)