Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского

А.В. Скрипаль, А.А. Сагайдачный, Д.А. Усанов

ТЕПЛОВИЗИОННАЯ БИОМЕДИЦИНСКАЯ ДИАГНОСТИКА

Учебное пособие

для студентов факультета нано – и биомедицинских технологий

ИЗДАТЕЛЬСТВО САРАТОВСКОГО УНИВЕРСИТЕТА

2009

УДК [621.384.3:61 - 07](075.8)
ББК 53.4 я 73
С45

Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А., Усанов Д.А.

Тепловизионная биомедицинская диагностика: Учеб. пособие для студ. фак. нано– и биомед. технологий, обучающихся по спец. «Медицинская физика» и направлению «Биомедицинская инженерия». – Саратов. 2009. –118 с.: ил.

ISBN 978-5-292-03958-7

Изложены теоретические основы тепловидения, описаны устройство, принцип действия и компоненты современных матричных тепловизоров. Рассмотрены современные тепловизионные исследования в области медицины и биомедицины. Пособие содержит лабораторные работы по тепловидению с описанием порядка выполнения работ, дополнительные сведения по работам, контрольные вопросы по теоретическому и экспериментальному материалу.

Для студентов университета, обучающихся по специальностям 553400 – «Биомедицинская инженерия», 014000 – «Медицинская физика», а также научных сотрудников, аспирантов, инженеров, интересующихся проблемами тепловизионной диагностики.

Рекомендуют к печати:

Кафедра оптики и биомедицинской физики
Саратовского государственного университета
Доктор физико – математических наук Синичкин Ю.П.

© Скрипаль А. В., Сагайдачный А.А.,
Усанов Д.А., 2009

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение..... 5
1. Современное матричное тепловидение……..... 7

1.1. Теоретические основы термографии. Законы теплового излучения... 7
1.1.1. Тепловое излучение, черное тело……..……..... 7
1.1.2. Законы теплового излучения для черного тела……... 8
1.1.3. Излучение нечерных тел……..... 11
1.1.4. Закон Кирхгофа……..... 13
1.1.5. Определение температуры тепловизором..... 14
1.1.6. Закон Ламберта. Влияние угла наблюдения на коэффициент излучения……..... 17
1.2. Современные тепловизоры 19
1.2.1. Устройство современных тепловизоров……..…..... 20
1.2.2. Материалы, типы и характеристики приемников ИК – излучения..... 21
1.3. Количественный анализ термограмм…….. 26
1.3.1. Стандартные средства количественного анализа термограмм.. 26
1.3.2. Функциональные изображения в термографии……... 28
1.3.3. Оценка пространственной неоднородности распределения температуры…… 31
Список использованных источников в разделе 1 35

2. Современная тепловизионная диагностика 37

2.1. Тепловизионные методы медицинской диагностики. Введение..... 37
2.2. Поиск информативных участков на поверхности лица человека…… 44
2.3. Бесконтактное определение жизненно важных параметров организма человека…… 53
2.4. Влияние кровотока на распределение температуры кожи рук…..... 62
2.5. Тепловизионный анализ асимметрии в диагностике рака груди..... 74
2.6. Тепловизионное наблюдение патологий нижних конечностей…..... 82
Список использованных источников в разделе 2……..... 88

3. Лабораторные работы..... 93

Лабораторная работа №1. Теоретические основы тепловидения. Количественный анализ термограмм……..... 93
Лабораторная работа №2. Определение коэффициента излучения тел в инфракрасном диапазоне длин волн……..... 96
Лабораторная работа №3. Изучение процессов терморегуляции человека при физической нагрузке с использованием велотренажера... 10 1
Лабораторная работа №4. Анализ температурной реакции на окклюзионную пробу…… 10 4
Лабораторная работа №5. Изучение тепловых свойств воды при её нагреве и охлаждении……..... 108
Лабораторная работа №6. Нагрузочное тестирование с использованием теста Струпа……..……... 111
Определение температур окулярной области в процессе поднимания – опускания век…….. 112
Список использованных источников в лабораторных работах…… 11 6
Заключение……. 117

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время медицина получает всё более широкие диагностические возможности, связанные, прежде всего, с развитием инструментальных методов и технических средств получения информации о функционировании и структурных свойствах биологического объекта. Разработка и совершенствование статистических компьютерных программ, программных пакетов обработки сигналов и изображений способствуют созданию диагностических методов, более достоверно устанавливающих количественное соотношение между измеряемыми физическими параметрами и функциональными, органическими характеристиками исследуемого объекта.

Средняя температура тела человека, измеряемая, например, в подмышечной впадине, является физической величиной, интегрально характеризующей состояние организма: наличие инфекций, воспалительных реакций, токсикации, нарушений функционирования органов и систем. Вместе с тем диагностическую информацию содержат и локально измеряемые значения температуры, которые могут регистрироваться контактным и бесконтактным способом. Рассматриваемый в данном пособии бесконтактный тепловизионный метод определения температуры выгодно отличается от других сочетанием высокого температурного, пространственного и временного разрешения.

Тепловидение представляет собой способ измерения и визуализации теплового, инфракрасного излучения, испускаемого всеми нагретыми телами. Человеческое тело, являясь источником теплового излучения, имеет неоднородное поверхностное распределение температуры, которое видоизменяется как при наличии патологий, приеме медицинских препаратов, проведении нагрузочных проб, так и при осуществлении естественной терморегуляции организма. Высокая чувствительность пространственно – временной динамики температуры к воздействующим факторам говорит о широких возможностях диагностических методов, основанных на тепловизионных измерениях.

Вместе с этим в диагностике состояния биологического объекта существуют свои трудности. К ним относятся:

– морфологическая и функциональная сложность объекта;

– многообразие параметров, описывающих процессы жизнедеятельности;

– сложность контроля внешних и внутренних факторов влияющих на состояние биологического объекта;

– необходимость проведения комплексных исследований;

– необходимость учета разнообразных по физической природе причин возникновения погрешностей;

– специфическая форма и взаимосвязанность сигналов различной физической природы, несущих информацию о состоянии биообъекта. Со мно-

гими трудностями удается справляться, с наличием остальных приходится мириться.

Содержание первой части пособия составляет изложение законов теплового излучения, описание устройства современных тепловизоров и программных средств анализа термограмм. Вторая часть пособия описывает основные области применения тепловизионной диагностики в медицине и смежных направлениях, в третьей части приводятся лабораторные работы по тепловидению.

1. СОВРЕМЕННОЕ МАТРИЧНОЕ ТЕПЛОВИДЕНИЕ

1.1. Теоретические основы термографии.

Законы теплового излучения

1.1.1. Тепловое излучение, черное тело

Для лучшего понимания процессов, происходящих при тепловизионной регистрации температуры целесообразно кратко рассмотреть основные законы излучения, испускаемого нагретыми телами.

Температура является количественной мерой степени нагретости тел, а с позиции термодинамики – макроскопической характеристикой тел, определяемой средней кинетической энергией колебательных движений атомов, ионов и колебательно – вращательных движений молекул.

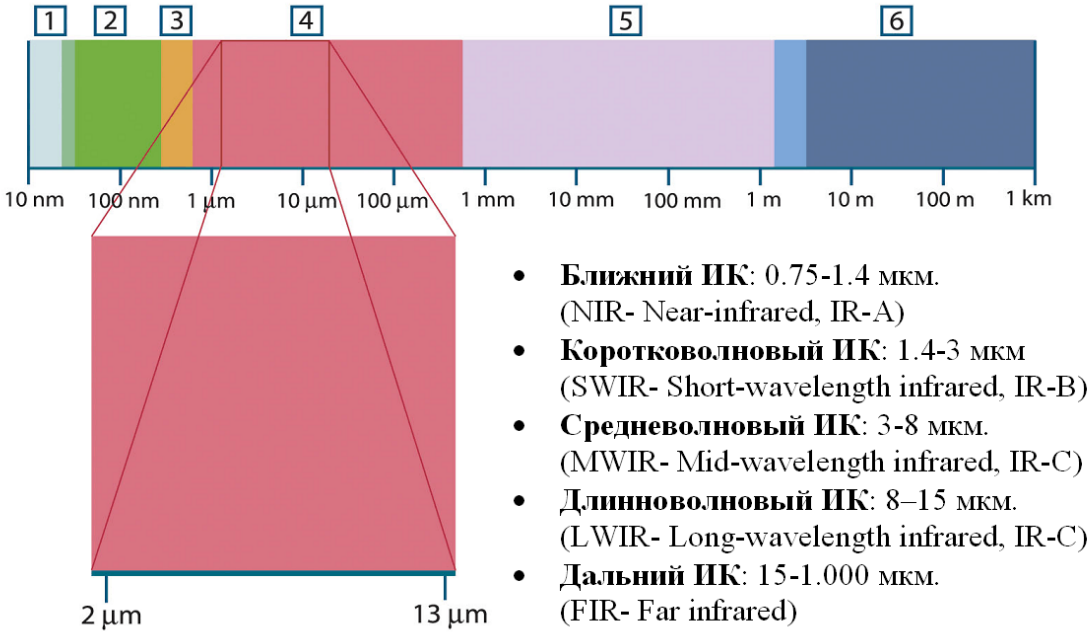


Рис. 1.1. Спектр электромагнитного излучения.1–рентгеновское; 2–ультрафиолетовое; 3–видимое; 4–инфракрасное; 5 –микроволновое; 6– радиоволновое. Выделен участок 2–13 мкм – рабочий диапазон для большинства тепловизоров

Тепловое излучение преимущественно занимает инфракрасный диапазон спектра электромагнитных волн, в коротковолновой части он граничит с видимым диапазоном, в длинноволновой – с микроволновым (рис. 1.1.).

Международная комиссия по освещению рекомендует разделение инфракрасного освещения на 3 полосы: IR–A: 700 нм–1400 нм, IR–B: 1400 нм–3000 нм, IR–C: 3000 нм–1 мм (IR – infrared) [13].

Также, широко используется разделение ИК диапазона на ближний, коротко–, средне–, длинноволновый и дальний (рис. 1.1).

Объекты, имеющие температуру выше абсолютного нуля, испускают электромагнитные волны. Учитывая практическую недостижимость абсолютного нуля температуры – любое тело испускает электромагнитное излучение. Излучение, испускаемое нагретыми телами, называется *тепловым*.

Законы теплового излучения первоначально сформулированы для тел называемых абсолютно черными. *Черным телом* является объект, поглощающий все падающее на него излучение во всем спектре электромагнитных волн. *По закону Кирхгофа тело, способное поглощать все падающее электромагнитное излучение, в равной степени способно и испускать его*, следовательно, абсолютно черное тело является не только хорошим (идеальным) поглотителем, но и хорошим излучателем. Моделью черного тела может служить светонепроницаемый ящик с отверстием в одной из его сторон. Любое входящее через отверстие излучение рассеивается и поглощается после многократного отражения от внутренних стенок, в результате обратно из отверстия может выйти бесконечно малая часть падающего излучения. Степень черноты отверстия в равномерно нагретой (изотерической) полости, сделанной из непрозрачного поглощающего материала почти равна степени черноты черного тела. Установив в такую изотермическую полость подходящий нагреватель, получаем *полостной излучатель*. Равномерно нагретая изотермическая полость создает излучение черного тела, характеристики которого определяются исключительно температурой полости. Такие полостные излучатели обычно используются в лабораториях в качестве источников излучения для калибровки термографических инструментов, таких, например, как ИК – камеры компании FLIR Systems [2].

1.1.2 Законы теплового излучения для черного тела

Основными законами теплового излучения для абсолютно черного тела являются законы: Планка, Вина, Стефана–Больцмана. Закон Кирхгофа действует для всех материальных тел.

Приведем несколько используемых далее определений.

Спектральная излучательная способность W_λ – мощность излучения единицы площади поверхности тела за единицу времени в единичном ин-

тервале длин волн. Спектральная излучательная способность характеризует распределение мощности излучения по длинам волн, поэтому иногда W_λ называют спектральной плотностью энергии излучения (В литературе встречаются синонимичные названия: спектральная энергетическая светимость, спектральная плотность потока излучения, спектральная плотность энергетической светимости, испускательная способность. При этом могут использоваться различные буквенные обозначения r_λ, E_λ , R_λ). Здесь W_λ будем называть спектральной излучательной способностью тела.

Интегральная излучательная способность W_T – мощность излучения единицы площади поверхности тела за единицу времени во всем интервале длин волн от 0 до ∞.

Формула Планка

Формула Планка описывает распределение энергии в спектре излучения абсолютного черного тела:

$$W_{\lambda_b}(\lambda, T) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5 (e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1)} \cdot 10^{-6}, \frac{Вт}{м^2} \cdot мкм \quad , \tag{1}$$

где W_{λ_b}– спектральная излучательная способность черного тела (b– black body) на длине волны λ , h– постоянная Планка $= 6{,}62 \cdot 10^{-34}$ Дж·с, k – постоянная Больцмана = $1.4 \cdot 10^{-23}$ Дж/К, с – скорость света $= 3 \cdot 10^8$ м/с, Т – абсолютная температура черного тела, λ – длина волны.

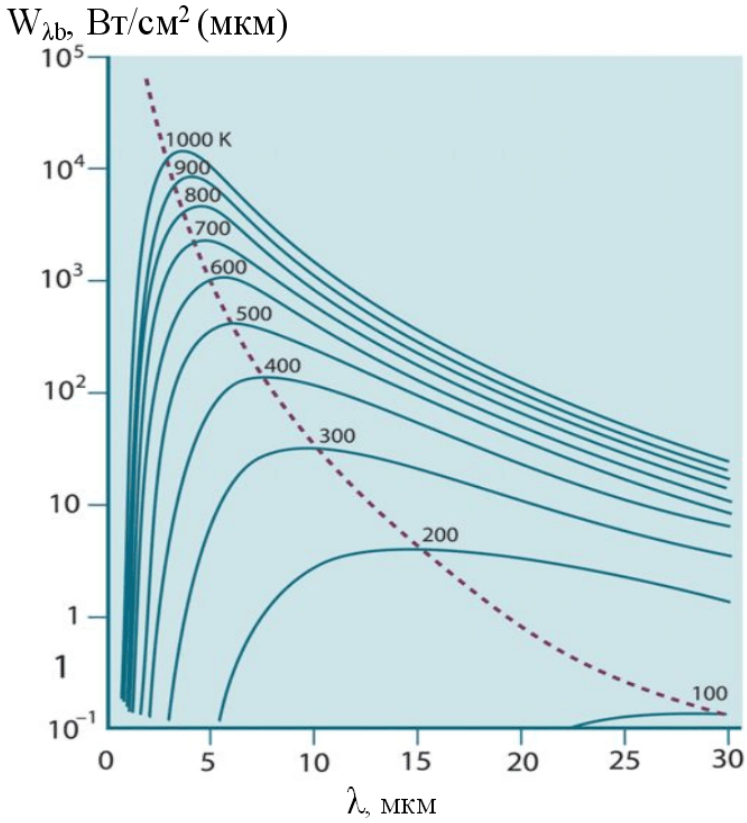


Рис. 1.2. Семейство зависимостей спектральной излучательной способности $W_{\lambda b}$ от длины волны λ, для различных температур (полулогарифмический масштаб) [2]

Кривые спектральной излучательной способности для разных температур (рис. 1.2.) показывают, что для каждой температуры имеется максимум на определенной длине волны λ_{max}, а при $\lambda \to 0$ и при $\lambda \to \infty$ спектральная излучательная способность стремится к нулю. Чем выше температура, тем короче длина волны, при которой достигается максимум.

Закон Вина

Продифференцировав формулу Планка (1) по λ и приравняв к нулю, можно получить выражение для длины волны, соответствующей максимумам спектральной излучательной способности при различных температурах, которая выражает закон смещения Вина:

$$\lambda_{\max}(T) = \frac{2898}{T}, мкм \qquad (2)$$

В соответствии с законом смещения Вина при повышении температуры тела максимум спектральной излучательной способности смещается в сторону коротких длин волн. Так, тело при комнатной температуре 300 К имеет максимум спектральной излучательной способности на длине волны 9.7 мкм – длинноволновая инфракрасная область. Спектральная излучательная способность более горячего тела – Солнца (Т около 6000К), излучающего преимущественно желтый свет, достигает максимума на длине волны около 0.5 мкм.

Закон Стефана–Больцмана

Интегрирование формулы Планка (1) от λ=0 до λ=∞ дает выражение для интегральной излучательной способности черного тела

$$W_b(T) = \sigma T^4, Вт \cdot м^2, \qquad (3)$$

которое описывает закон Стефана–Больцмана: интегральная излучательная способность черного тела –W_b пропорциональна четвертой степени его абсолютной температуры – Т.

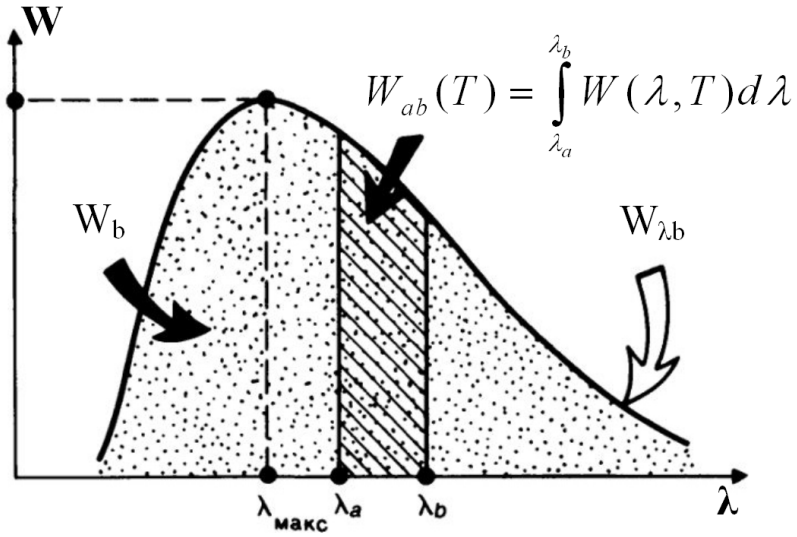


Рис. 1.3. Графическая иллюстрация спектральной, интегральной излучательной способности и интеграла излучательной способности в спектральном интервале [λa, λb]

Величина $\sigma = \frac{2\pi^5 k^4}{15h^3c^2} \approx 5.6696 \cdot 10^{-8}\, Вт/(м^2 \cdot K)$ – постоянная Стефана Больцмана. Графически величина W_b равна площади под кривой в интервале длин волн от λ=0 до λ=∞ (рис. 1.3.).

1.1.3 Излучение нечерных тел

Обычные тела не являются черными, им присуще не полное поглощение падающего излучения, поэтому сформулированные законы Планка и Стефана–Больцмана могут применяться к ним с введением некоторых уточнений.

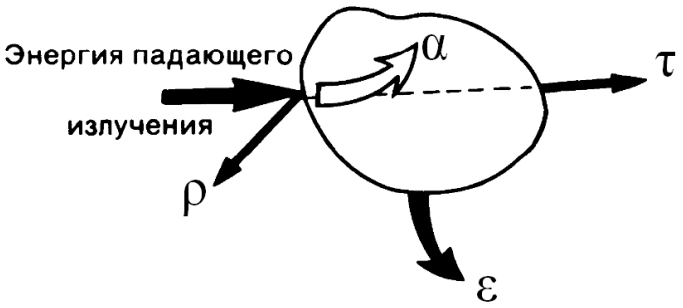


Рис. 1.4. Процессы взаимодействия объекта с энергией падающего излучения. Условно обозначены компоненты ρ – отражённого, α – поглощенного, τ – прошедшего и ε – испускаемого излучения [3]

Пусть мощность падающего излучения W_0 частично отражается от тела – W_ρ , частично поглощается – W_α и частично проходит насквозь W_τ (рис. 1.4.), тогда $W_\rho+W_\alpha+W_\tau= W_0$. Разделив обе части этого равенства на W_0, получим

$$\frac{W_\rho}{W_0} + \frac{W_\alpha}{W_0} + \frac{W_\tau}{W_0} = 1 \text{ или} \qquad (4\text{ а})$$

$$\rho_\lambda + \alpha_\lambda + \tau_\lambda = 1 \quad . \qquad (4\text{ б})$$

Для описания взаимодействия мощности или энергии падающего излучения с объектом вводят три коэффициента (формула 4 б):

$\rho_\lambda(\lambda,T)$ – спектральный коэффициент отражения. Находится как отношение мощности, отраженной на определенной длине волны, ко всей падающей мощности.

$\alpha_\lambda(\lambda,T)$ – спектральный коэффициент поглощения. Находится как отношение мощности поглощенной на определенной длине волны ко всей падающей мощности.

$\tau_\lambda(\lambda,T)$ – спектральный коэффициент пропускания. Находится как отношение мощности, прошедшей сквозь объект на определенной длине волны, ко всей падающей мощности.

(Иногда ρ_λ ,α_λ ,τ_λ называют спектральной отражательной, поглощательной и пропускательной способностью, соответственно [4].)

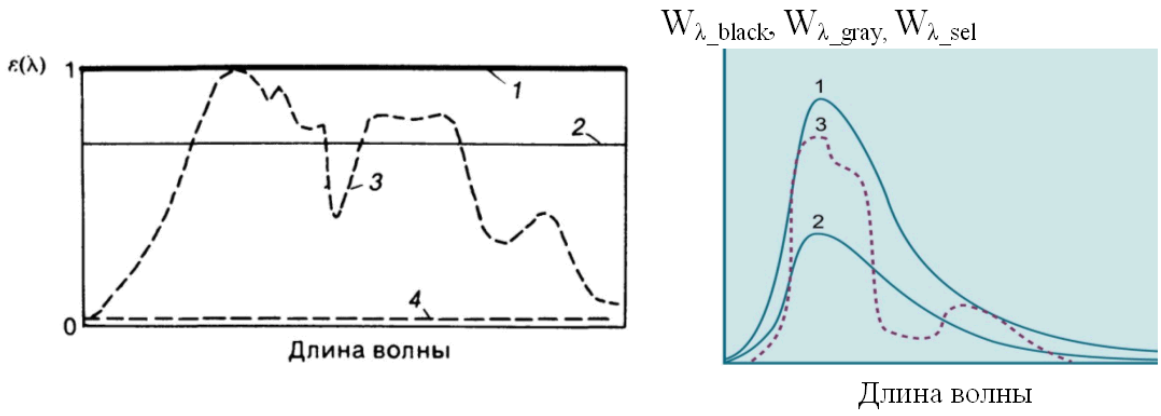
Для описания части излучения черного тела, испускаемого реальными телами, вводят спектральный коэффициент излучения – $\varepsilon_\lambda(\lambda,T)$, который представляет отношение спектральной мощности излучения объекта к спектральной мощности излучения черного тела при одних и тех же температуре и длине волны. Выражение для спектрального коэффициента излучения можно записать как отношение спектральной излучательной способности объекта W_{λ_Obj} к спектральной излучательной способности черного тела W_{λ_b}

$$\varepsilon_\lambda(\lambda,\mathrm{T}) = \frac{W_{\lambda_Obj}(\lambda,T)}{W_{\lambda_b}(\lambda,T)} \tag{5}$$

Коэффициент излучения $\varepsilon_\lambda(\lambda,T)$ характеризует тип излучателя (рис. 1.5.), среди, которых различают:

- черное тело $\varepsilon_\lambda=\varepsilon=1$;
- серое тело $\varepsilon_\lambda=\varepsilon=\mathrm{const}$, $\varepsilon<1$;
- избирательный излучатель $\varepsilon_\lambda=f(\lambda,T)$, $\varepsilon_\lambda \le 1$.

ε – обозначение постоянного коэффициента излучения, не зависящего от длины волны.



(а) (б)

Рис. 1.5. а – спектральные коэффициенты излучения различных типов излучателей.1–черное тело,2–серое тело,3–избирательный излучатель,4–зеркало. б– спектральная излучательная способность трех типов излучателей: 1– черное тело, 2–серое тело, 3 –избирательный излучатель

Таким образом, коэффициент ε_λ (5), принимая значения от 0 до 1, показывает какая доля энергии черного тела излучается объектом на длине волны λ, то есть ε_λ характеризует степень черноты тела.

Введение спектрального коэффициента излучения ε_λ позволяет записать законы Планка и Стефана – Больцмана для тел, не являющимися черными. Так, для серого тела и избирательного излучателя формула Планка перепишется:

$$W_{\lambda_gray}(\lambda,T) = \varepsilon \cdot W_{\lambda_b}(\lambda,T), \tag{6 а}$$

$$W_{\lambda_sel}(\lambda,T) = \varepsilon_\lambda(\lambda,T) \cdot W_{\lambda_b}(\lambda,T)\,. \qquad (6\ б)$$

Закон Стефана–Больцмана для серого и избирательного излучателя примет вид:

$$W_{gray}(T) = \varepsilon \cdot W_b(T)\,, \qquad (7\ а)$$

$$W_{sel}(T) = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \varepsilon_\lambda(\lambda,T) \cdot W_{\lambda_b}(\lambda,T)d\lambda\,. \qquad (7\ б)$$

Помимо спектрального коэффициента излучения ε_λ используют интегральный коэффициент излучения ε_T (T – от англ. total – полный), определяемый как отношение энергии излученной объектом при температуре T к энергии излученной черным телом при той же температуре:

$$\varepsilon_{T,\Delta\lambda}(\mathrm{T}) = \frac{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \varepsilon_\lambda(\lambda,T) \cdot W_{\lambda_b}(\lambda,T)d\lambda}{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} W_{\lambda_b}(\lambda,T)d\lambda}\,. \qquad (8)$$

Формулы (7 б) и (8) могут быть рассчитаны как для предельных значений λ_1=0 и λ_2=∞, так и для произвольной спектральной полосы $\Delta\lambda$=[λ_1, λ_2]. В первом случае коэффициент излучения называется интегральным – ε_T, во втором – коэффициент излучения в выбранной спектральной полосе – $\varepsilon_{\Delta\lambda}$.

1.1.4. Закон Кирхгофа

Введенные выше понятия: спектральная излучательная способность W_λ и коэффициент спектрального поглощения– $\alpha_\lambda(\lambda,T)$ помогут сформулировать закон Кирхгофа для теплового излучения любых материальных тел.

Если поместить несколько различных тел с неравными температурами в откачанную адиабатическую оболочку с идеально отражающими стенками, то обмен энергией между телами возможен только за счет излучения и поглощения ими электромагнитных волн. Излучение, испускаемое одним телом, может частично или полностью отражаться, поглощаться или проходить сквозь другие тела. Температура более нагретых тел при излучении будет понижаться, а температура менее нагретых тел, поглотивших излучение, будет повышаться. По законам термодинамики через некоторое время все тела будут иметь одну и ту же температуру, установится равновесное состояние между тепловым излучением тел и поглощением ими электромагнитных волн.

Для этого случая Кирхгоф сформулировал один из основных законов теплового излучения: *отношение спектральной излучательной способности объекта – $W_{\lambda_Obj}(\lambda,T)$ к спектральному коэффициенту поглощения объекта – $\alpha_\lambda(\lambda,T)$ не зависит от природы тела и является универсальной функцией $W_{\lambda_b}(\lambda,T)$, зависящей только от температуры и длины волны.* При этом отдельно взятые W_{λ_Obj} и α_λ могут меняться от одного тела к другому, тогда как их отношение универсально [14]:

$$\left(\frac{W_{\lambda_Obj}(\lambda,T)}{\alpha_\lambda(\lambda,T)}\right)_1=\left(\frac{W_{\lambda_Obj}(\lambda,T)}{\alpha_\lambda(\lambda,T)}\right)_2=\left(\frac{W_{\lambda_Obj}(\lambda,T)}{\alpha_\lambda(\lambda,T)}\right)_3=...=W_{\lambda_b}(\lambda,T)\,. \qquad (9)$$

Если отношение $\frac{W_{\lambda_Obj}(\lambda,T)}{\alpha_\lambda(\lambda,T)}$ зависело бы от природы тела, то равновесное излучение не могло бы существовать там, где есть различные вещества.

Из закона Кирхгофа следует, что излучательная способность тела W_{λ_Obj} тем больше, чем больше его спектральный коэффициент поглощения – α_λ.

Также из закона Кирхгофа следует, что всякое тело при данной температуре излучает преимущественно на тех длинах волн, которые оно при той же температуре сильнее всего поглощает. Другими словами, если тело является сильным поглотителем, то оно будет являться также хорошим излучателем и наоборот. Абсолютно черное тело поглощает все падающее на него излучение, поэтому его спектральный коэффициент поглощения α_λ =1. Для всех других тел α_λ<1.

Связь коэффициента излучения и коэффициента отражения

Сравнивая формулу (5) и (9) можно видеть, что спектральный коэффициент излучения ε_λ совпадает со спектральным коэффициентом поглощения α_λ

$$\varepsilon_\lambda(\lambda,T)=\alpha_\lambda(\lambda,T). \qquad (10)$$

Для черного тела они оба равны единице. Равенство ε_λ= α_λ соответствует закону Кирхгофа, подтверждая, что тело, являющееся хорошим излучателем, необходимо будет так же хорошим поглотителем.

Рассмотрим отражательную способность непрозрачных тел. Пользуясь формулой (4 б): $\rho_\lambda+\alpha_\lambda+\tau_\lambda=1$ и учитывая, что спектральный коэффициент пропускания – τ_λ для непрозрачных тел равен нулю, получим $\rho_\lambda+\alpha_\lambda=1$, если ε_λ= α_λ, то спектральный коэффициент отражения ρ_λ запишется:

$$\rho_\lambda=1-\varepsilon_\lambda, \qquad (11)$$

поэтому, чем лучше тело излучает электромагнитные волны, тем худшим отражателем оно является и наоборот.

1.1.5 Определение температуры тепловизором

Мощность или поток теплового излучения W_{Obj} – единственная величина, регистрируемая тепловизорами, которая является функцией заранее неизвестных температуры объекта –T и его коэффициента излучения – ε. Тепловизоры регистрируют поток теплового излучения не во всем спектре от λ_1=0 до λ_2=∞, а лишь в пределах ограниченного спектрального диапазона, зависящего от типа детектора камеры. Так тепловизоры могут регистрировать излучение, например, в диапазонах 3–5 мкм, 7–12 мкм или 8–

9 мкм. По интегральной мощности излучения, измеренной тепловизором в своем спектральном диапазоне, определяется температура. Однако, для осуществления этого требуется дополнительно знать коэффициент излучения объекта в рабочем спектральном диапазоне – $\varepsilon_{\Delta\lambda}$, тогда может быть найдена излучательная способность в спектральном интервале из формулы

$$\mathrm{W}_{\mathrm{Obj}}(T) = \varepsilon_{\Delta\lambda}(\mathrm{T})\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} W_{\lambda_b}(\lambda, T)d\lambda, \qquad (12)$$

на основе которой определяется температура.

Коэффициент излучения материала в простейшем случае берется из справочных таблиц и учитывается при обработке данных и расчете температуры объектов. В таблицах (табл. 1) для каждого вещества указывается значение коэффициента излучения, спектральный диапазон в котором он был измерен, а также температура объекта при измерении. Коэффициент излучения может измеряться отдельно, например, сравнением излучения модели черного тела с излучением измеряемого объекта, находящихся при одинаковой температуре или косвенно – измерением отражения от этих тел [3]. Для большинства температурных измерений предполагается однородность коэффициента излучения по поверхности объекта. Вследствие зависимости температуры от коэффициента излучения различные объекты, находящиеся в поле зрения тепловизора, даже при одинаковой температуре будут выглядеть как объекты с разной температурой. Корректно будет определяться температура того объекта, коэффициент излучения которого учитывается программой для работы с тепловизором.

Значения спектрального коэффициента излучения в зависимости от длины волны меняются более резко для газообразных и жидких тел и более медленно для твердых тел. Интегральный коэффициент излучения для металлов обычно мал (табл. 1) и увеличивается, если на его поверхности образуется оксидная пленка, которая уменьшает долю отраженного излучения. Так как образование окисной пленки часто происходит при нагревании металлов, то для большинства из них с ростом температуры их коэффициент излучения повышается. Кроме того, хорошая отражательная способность присуща металлам с высокой электрической проводимостью, при тепловом возбуждении решетки металла его проводимость будет падать, коэффициент отражения уменьшаться, а коэффициент излучения расти.

Из формулы (11), видно, что металлы с малым коэффициентом излучения будут иметь хорошую отражательную способность и обратно – чем хуже отражательные свойства металла, тем лучшим тепловым излучателем он будет являться, что справедливо для любого другого вещества. В общем случае, способность любого объекта испускать тепловое излучение в большей степени зависит от состояния его поверхности, чем от материала объекта [3].

Таблица 1. Интегральный коэффициент излучения различных материалов

Материал	**Т, С°**	**Интегральный коэффициент излучения по нормали**
Полированный алюминий	0	0,03
Полированный алюминий	100	0,05
Анодированный алюминий	100	0,55
Полированное золото	100	0,02
Полированное железо	40	0,21
Окисленное железо	100	0,64
Полированная сталь	100	0,07
Окисленная сталь (до 800 °С)	100	0,79
Черная сажа	20	0,95
Белая бумага	20	0,93
Дерево	20	0,90
Полированное стекло	20	0,94
Человеческая кожа	32	0,98
Вода	1	0,92
Снег	0	0,80

Для диэлектриков спектральный коэффициент излучения увеличивается с ростом длины волны. Например, коэффициент излучения человеческой кожи в видимой области близок к нулю, в инфракрасной области выше 6 мкм ε_λ близок к единице, т.е. в этом диапазоне излучательные свойства кожи близки к свойствам черного тела (рис. 1.6. а).

По закону Вина при повышении температуры спектр излучения смещается в коротковолновую область, это приводит к перераспределению энергии в спектре и оказывает дополнительное воздействие на температурную зависимость спектрального коэффициента излучения. Для многих диэлектриков с повышением температуры наблюдается уменьшение интегрального коэффициента излучения (рис. 1.6. б).

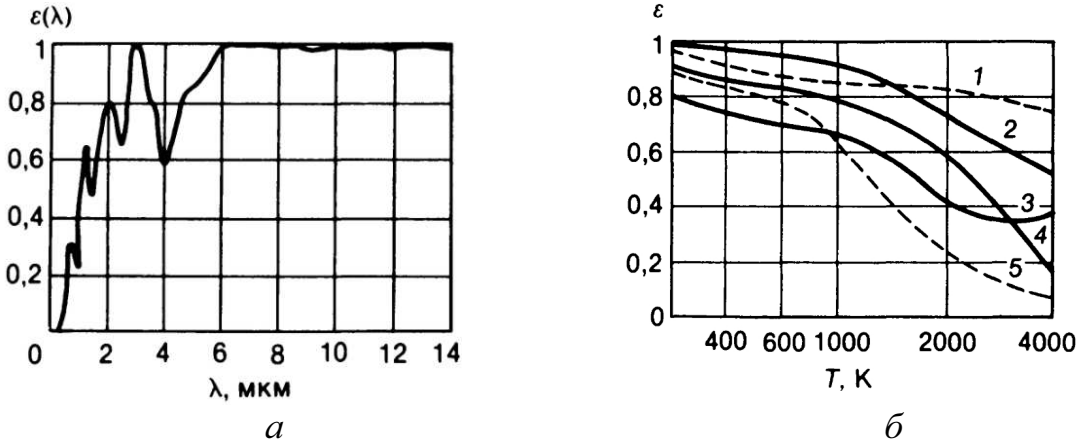


Рис.1.6. *а* – спектральный коэффициент излучения $\varepsilon_\lambda(\lambda)$ человеческой кожи, *б* – интегральный коэффициент излучения ε_T (λ) некоторых диэлектриков:1–каучук,2– фарфор,3– пробка, 4 – бумага, 5 - огнеупорная глина [3]

1.6. Закон Ламберта. Влияние угла наблюдения на коэффициент излучения

Измерение потока теплового излучения может проводиться под различными углами по отношению к нормали поверхности объекта. Если объект подчиняется закону Ламберта, то интенсивность его излучения по направлению I_θ задаваемому углом θ, связана с интенсивностью по направлению нормали I_0, соотношением:

$$I_\theta(\theta) = I_0 \cdot \cos\theta \qquad (13)$$

Закон Ламберта также называется косинусным, а подчиняющиеся ему тела – косинусными излучателями.

Для косинусных излучателей яркость плоского объекта для любого угла наблюдения остается постоянной, так как уменьшение интенсивности излучения I_θ при увеличении угла θ компенсируется увеличением наблюдаемой площади (рис. 1.7.). При сохранении угла обзора φ площадь наблюдаемой поверхности b > *a*, следовательно, по сравнению с *a* поверхность размера b будет содержать большее количество излучателей, но яркость каждого источника будет меньше.

Элемент dS поверхности объекта S (рис. 1.7.) излучает в телесный угол dΩ в направлении перпендикулярном поверхности поток I_0. При отклонении направления от перпендикулярного на угол θ для ламбертовского излучателя поток будет равен $I_0 \cdot \cos(\theta)$.

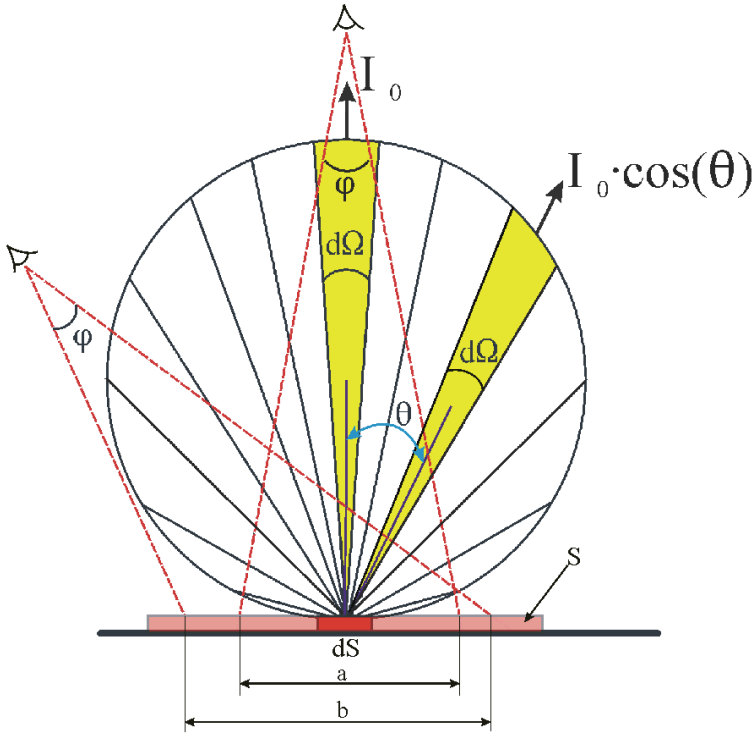


Рис. 1.7. Распределение интенсивности излучения источника, подчиняющегося закону Ламберта

Это означает, что определение температуры тепловизором по измеренному потоку излучения от косинусного источника не будет зависеть от угла наблюдения. Однако, закон Ламберта строго справедлив лишь для абсолютно черного тела. Близкими к косинусным являются источники с сильно матированной поверхностью и мутные среды.

Отклонение реальных излучающих объектов от закона Ламберта приводит к зависимости коэффициент излучения от угла наблюдения (рис. 1.8.).

На рисунке 1.8. видно, что значения коэффициентов излучения сильно изменяются при больших углах. Для углов наблюдения, не превышающих 55°, большинство объектов являются ламбертовскими (косинусными) источниками излучения.

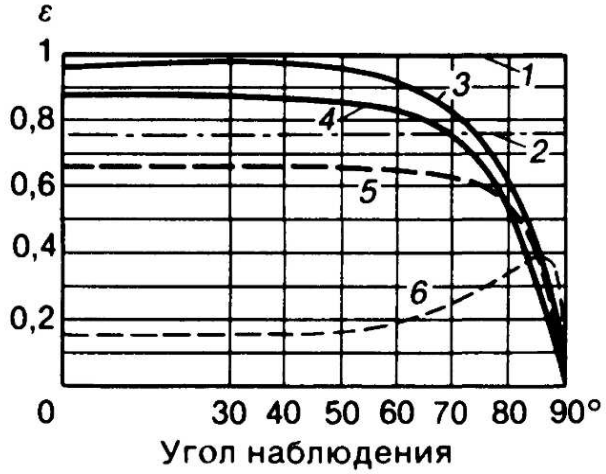


Рис. 1.8. Зависимость интегрального коэффициента излучения от угла наблюдения: 1–черное тело, 2–серое тело, 3–5 – диэлектрики, 6–металл

Изменение коэффициента излучения будет также наблюдаться для объекта, имеющего существенную кривизну поверхности.

Определение температур веществ с малыми коэффициентами излучения затрудняется, во–первых, из–за высокой отражательной способности и возникающей отсюда трудности отделения собственного излучения объекта от отраженного излучения фона, во–вторых, из–за слабого собственного излучения самого объекта. Измерения температур объектов с малым коэффициентом излучения могут проводиться при температурах существенно больших фоновых температур, что снизит относительный энергетический вклад фонового излучения и позволит получить более корректные температурные данные. Другим путем температурных измерений таких тел является чернение, матирование или окисление поверхностей с целью увеличения коэффициента излучения.

1.2. Современные тепловизоры

Принцип действия тепловизионных приборов основан на преобразовании теплового излучения объектов в видимое изображение, выводимое на монитор. Тепловое излучение, регистрируемое тепловизором, лежит в инфракрасном диапазоне длин волн. Всякое тело с температурой выше 0° К излучает электромагнитные волны ИК – диапазона, поэтому для тепловизора любой исследуемый объект будет являться излучателем, что отличает тепловизор от приборов видимого диапазона, которые воспринимают объекты, излучающие в видимом диапазоне или отражающие внешнее видимое излучение.

Одним из главных условий формирования инфракрасного изображения объекта является наличие температурного контраста или контраста коэффициентов излучения между объектом и фоном, а в пределах контура объекта – между его отдельными элементами. Современные тепловизионные приборы способны воспринимать температурные контрасты на уровне 0,01° К [5]. Большинство тепловизоров работают в диапазонах 3–5 мкм и 8–14 мкм, которые соответствуют окнам прозрачности атмосферы в инфракрасной области (рис. 1.9.). Особенности различных поколений тепловизионных приборов приведены в табл.2.

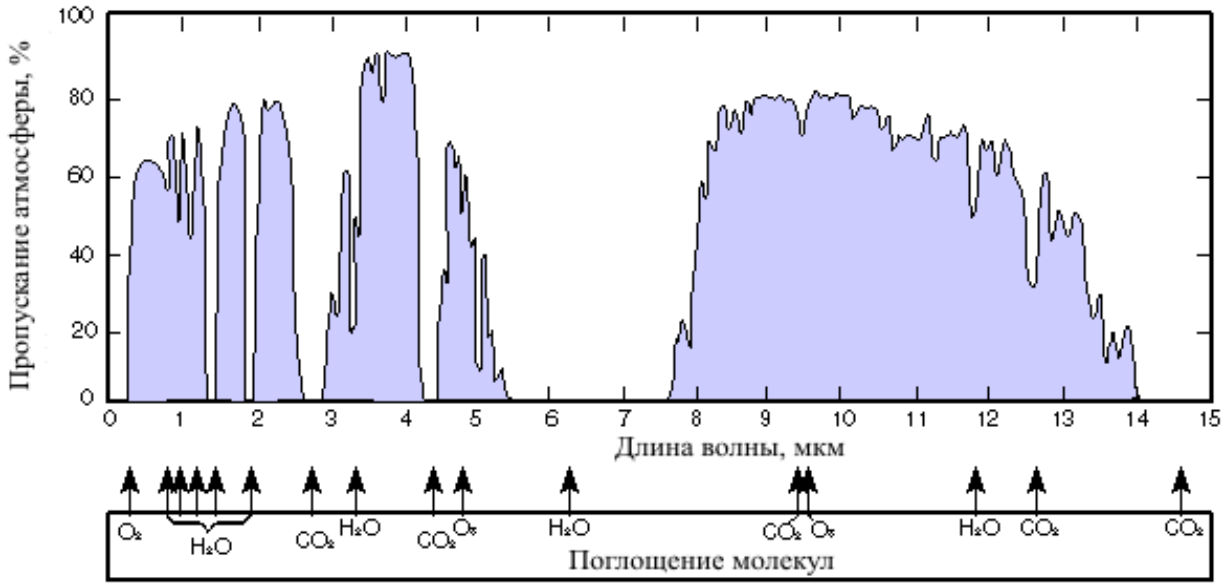


Рис. 1.9. Пропускание атмосферы в ИК диапазоне [13]

Таблица 2. Поколения тепловизионных приборов

Поколение тепловизионных приборов	**Система развертки изображения**	**Приемник излучения**
Нулевое	Двухмерная оптико–механическая	Одиночный приемник излучения
Первое	Одномерная оптико–механическая	Одномерная линейка фотоприемников
Второе	Одномерная оптико–механическая	Матрицы фотоприемников в виде 2–6 линеек
Третье	Без использования оптико–механических систем развертки изображения	Фокально – плоскостные матрицы фотоэлементов (FPA – Focal Plane Array)

1.2.1 Устройство современных тепловизоров

Тепловизоры третьего поколения называют матричными, их основные преимущества: отсутствие оптико–механической развертки изображения и соответственно малые масса, габариты и энергопотребление, бесшумная, работа, высокое отношение сигнал/шум и качество изображения, широкий динамический диапазон, возможность связи с современными компьютерами, видео – и ТВ–аппаратурой, цифровая обработка изображения в реальном масштабе времени [5].

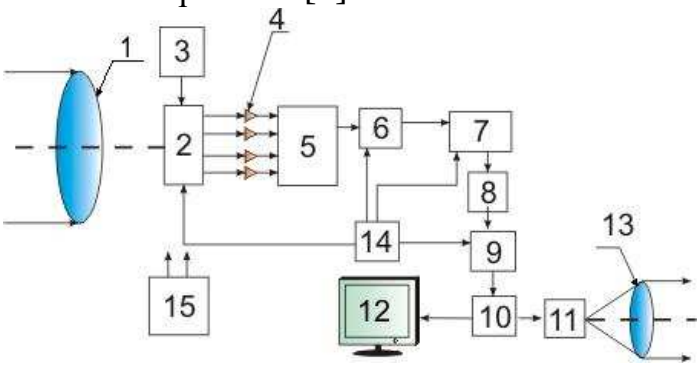


Рис. 1.10. Блок–схема тепловизионного прибора третьего поколения [6]. 1 – ИК–объектив, 2 – матрица ИК–фотоприемников, 3 – блок охлаждения или термостабилизации матрицы, 4 – предусилители, 5 – мультиплексор, 6 – аналоговый корректор неоднородности сигналов, 7 – аналого–цифровой преобразователь, 8 – цифровой корректор неоднородности сигналов, 9 – корректор неработающих элементарных фотоприемников матрицы, 10 – блок формирования изображения с микропроцессорной обработкой видеосигнала, 11 – цифровой выход для подключения к персональному компьютеру, 12 – ТВ–монитор, 13 – окулярная система, 14 – тактовый генератор, 15 – первичный источник питания (аккумуляторная батарея)

Блок–схема тепловизионного прибора третьего поколения представлена на рис. 1.10.. Наличие элементов 3 и 13 необязательно и зависит от типа прибора. Неоднородности сигналов элементарных фотоприемников

матрицы предварительно корректируются в аналоговой форме, преобразуются в цифровую и корректируются с использованием данных, полученных в процессе калибровки. Далее сигналы исправляются (возможно вычитание неработающих элементов матрицы с их заполнением) и направляются в блок формирования изображения 10. На его выходе информация выдается либо в качестве видеосигнала, направляемого на ТВ–монитор, либо в цифровой форме для передачи в персональный компьютер [6].

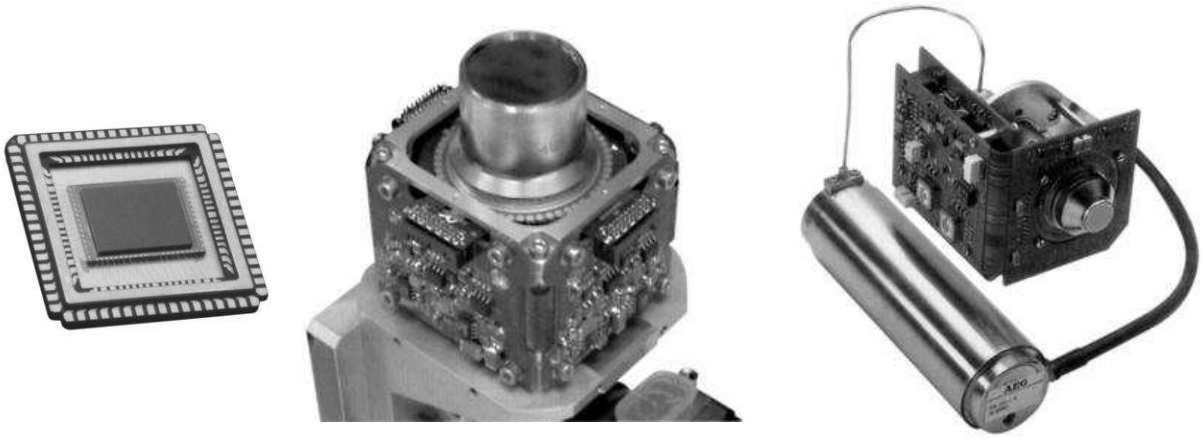
1.2.2. Материалы, типы и характеристики приемников ИК–излучения

Фокально–плоскостные матрицы ИК–фотоприемников могут быть выполнены на основе различных материалов, определяющих такие характеристики тепловизоров как рабочий спектральный диапазон, температурную чувствительность, необходимость охлаждения матрицы и быстродействие системы. Можно выделить два основных типа приемников ИК–излучения: приемники фотонного типа, и тепловые приемники. К тепловым приемникам относятся микроболометрические и пироэлектрические приемники. В таблице 3 представлены материалы, на основе которых создаются ИК–приемники различных типов.

Таблица 3. Материалы матриц ИК–приемников различных типов

№	Типы приемников ИК–излучения	Материал матрицы фотоприемников, рабочая область спектра	
1	Фотонные	1.Халькогенид свинца (PbS , PbSe), 1.5–6 мкм. 2.Соединения кадмий–ртуть–теллур– $HgCdTe_2$ (КРТ), 1–20 мкм 3.Антимонид индия (InSb), 3–5 мкм 4.Силицид платины, структуры на барьере Шоттки (PtSi), 1–5 мкм 5.Примесный кремний (Si:x) и германий (Ge:x) 6.Многослойные структуры с квантовыми ямами на базе GaAs/AlGaAs (QWIP детекторы), 8–12 мкм	
2.1	Тепловые Микроболометрические	Модификации окислов ванадия VxO_x, 8–14 мкм Поликристаллический и аморфный кремний, 8–14 мкм	
2.2	Тепловые Пироэлектрические	Цирконат свинца Ниобат и титанат бария–стронция Триглицинсульфат Сополимеры виниленфторида	8–12 мкм

По типу построения матриц фотонные и тепловые микроболометрические приемники могут создаваться на базе комплементарных металлооксидных полупроводников – КМОП матрицы. Фотонные приемники также могут создаваться на базе приборов с зарядовой связью – ПЗС матрицы [7]. Внешний вид типичной ИК–матрицы, охлаждающего элемента и электронного блока показаны на рис. 1.11.



а *б* *в*

Рис. 1.11. *а* – внешний вид ИК матрицы, *б* – ИК матрица с защитным окном из германия в обрамлении электронных плат, *в*– приемный модуль, содержащий ИК матрицу, охладитель и электронный блок, включающий буферный усилитель и аналого–цифровой преобразователь

Фотонные приемники

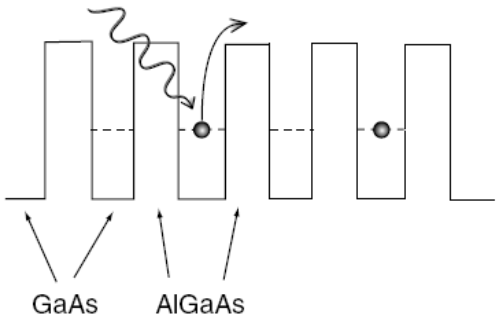
Принцип работы фотонных приемников основан на явлении фотопроводимости и фотоэлектрическом эффекте (photovoltaic detector). Явление фотопроводимости заключается в увеличении проводимости кристалла при поглощении электронами энергии падающего излучения. Фотон излучения с энергией $E_f=h\nu$ может быть поглощен электроном кристалла с энергией E_e если существует разрешенный энергетический уровень $E=E_e+E_f$. Изменение электрической проводимости обнаруживают, пропуская через материал ток от внешнего источника [3].

Фотоэлектрический эффект состоит в возникновении тока во внешней цепи при поглощении фотонов падающего излучения полупроводниковой структурой с p–n переходом.

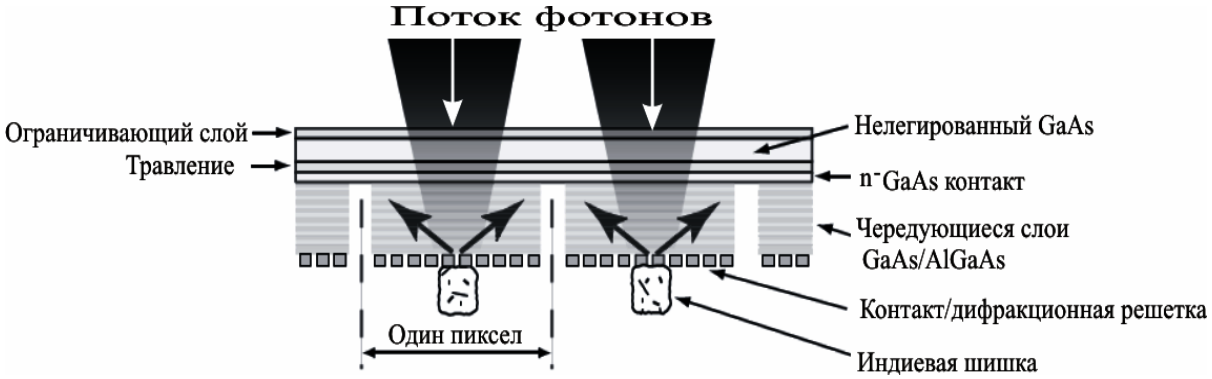
Поглощение фотона, например, в n области приведет к образованию электронно–дырочной пары, дырки из n области под действием электрического поля p–n перехода будут увлекаться в p область, создавая фототок. Прикладывая обратное напряжение к p–n переходу, получим режим фотодиода. Фотоэлектрический эффект используется в приемниках на основе арсенида индия InAs, антимонида индия InSb, и соединения теллурид кадмия – теллурид ртути HgCdTe (КРТ)[3].

В 90–е годы XX века появились тепловизионные приборы на QWIP–матрицах с высокой технологичностью, воспроизводимостью, однородностью параметров по элементам(QWIP–Quantum Well Infrared Photodetectors – ИК–детекторы с квантовыми ямами (well с англ. – колодец)). QWIP детекторы состоят из чередующихся слоев широкозонного и узкозонного полупроводниковых материалов [8]. Такие чередующиеся слои получают один за другим, используя сверхвысокую вакуумную технологию, такую как молекулярно–лучевая эпитаксия. Чередующиеся слои с широкой и узкой запрещенной зоной формируют квантовые ямы, образуя связанные со-

стояния электронов или дырок в зоне проводимости. Зоны проводимости QWIP структур образованы барьерами из широкозонного $Al_xGa_{1-x}As$ и ямами из узкозонного арсенида галлия GaAs (рис. 1.12. а). Энергия связи электрона в яме может регулироваться изменением ширины ямы, высота барьера регулируется составом x соединения $Al_xGa_{1-x}As$. При подаче напряжения смещения, возбужденные фотонами электроны из GaAs ям передаются и детектируются как фототок.



а



б

Рис. 1.12. Структура с квантовыми ямами, образованная узкозонным GaAs и широкозонным $Al_xGa_{1-x}As$–*а*, QWIP структура –*б*[8]

На рисунке 12 б изображена структура QWIP детектора, в которой чередующиеся слои GaAs и AlGaAs располагаются горизонтально. Для фотовозбуждения электронов необходимо, чтобы электрический вектор располагался перпендикулярно квантовой яме (рис. 1.12. а). Если рассматривать структуру QWIP детектора (рис. 1.12. б), то видно, что падающий поток фотонов направлен поперек, а электрический вектор вдоль квантовых ям, поэтому для инициализации процесса поглощения фотонов используют металлическую двухмерную дифракционную решетку, рассеивающую поток фотонов под углом 45°. Приобретая горизонтальную компоненту, поток фотонов, отраженный от дифракционной решетки генерирует носители заряда. При подаче отрицательного напряжения смещения на n^- GaAs контакт поток электронов направляется к шишке из индия, которая контактирует с системой считывания сигнала. Таким образом, первоначальный поток фотонов преобразуется в электрический сигнал. При

формировании QWIP структуры нелегированный слой GaAs подвергается полировке с тыльной стороны и используется для обратного отражения потока непоглотившихся фотонов, выходящих из структуры.

QWIP–детекторы имеют сравнительно низкий квантовый выход (менее 10%), поэтому требуют большего времени накопления сигнала чем устройства на InSb и HgCdTe (квантовый выход около 90 %). Однако, вид спектральной характеристики QWIP детекторов может гибко настраиваться изменением ширины и высоты квантовых ям, образованных слоями GaAs и AlGaAs [8]. Для обеспечения высокой температурной чувствительности рабочий спектральный диапазон ИК – детектора настраивают так, чтобы он находился в области максимумов излучательной способности исследуемых объектов.

Среди характеристик ИК приемников основными являются:

- температурная чувствительность NETD (Noise Equivalent Temperature Difference – разность температур эквивалентная шуму);
- количество пикселей, составляющих матрицу;
- скорость получения изображения;
- необходимость охлаждения матрицы.

У лучших QWIP приборов NETD ниже 10 мК, типовых – 20 мК, средних – 35 мК. QWIP детекторы выпускаются с форматами матриц 256x256, 320x240, 320x256, 640x512.

Для приборов на основе КРТ приемников чувствительность NETD: для лучших моделей – 10 мК, типовых – 15 мК, средних – 20 мК; разрешение приемной матрицы до 640x480 пикселей. [6]. Для работы в длинноволновом ИК диапазоне (LWIR) требуется охлаждение до 80 К, для работы в средневолновом ИК диапазоне (MWIR) – охлаждение до 120 К.

Частота обновления информации на матрицах из HgCdTe или InSb обычно лежит в пределах от 100 до 400 Гц, для приборов на основе диодов Шоттки (PtSi/Si) эта частота находится в диапазоне 25 – 100 Гц, для приборов на основе QWIP детекторов при полном разрешении на уровне 50–250 Гц.

Для работы приборов на фотонных приемниках требуется глубокое криогенное охлаждение. Все объекты в инфракрасной области спектра являются «самосветящимися», если их температура выше абсолютного нуля, поэтому сами приемники ИК излучения могут «светиться» в диапазоне их чувствительности (3–5 и 8–14 мкм). При этом очень трудно обнаружить слабое излучение поступающее извне. Для повышения обнаружительной способности нужно погасить собственное излучение чувствительного элемента и примыкающих к нему диафрагм и других элементов прибора. Это достигается охлаждением приемника до температур, при которых шум собственного излучения (темновой ток) становится пренебрежимо малым [3]. Кроме этого, охлаждение приемника предотвращает чрезмерный нагрев чувствительных элементов с малой теплоемкостью и обеспечивает стабильность функциональных свойств полупроводниковых элементов.

Для глубокого (криогенного) охлаждения матрицы (Т = 75 – 80 К) используется жидкий азот или газовая холодильная машина, работающая по замкнутому циклу Сплит–Стирлинга. Для неглубокого охлаждения (Т= 150 – 250 К) или термостабилизации работы неохлаждаемой матрицы используется система термоэлектрического охлаждения на элементах Пельтье.

Холодильные машины, работающие по замкнутому циклу Сплит–Стирлинга, имеют малые энергопотребление и габариты, что позволяет размещать охлаждающий элемент в корпусе камеры. Охлаждение до рабочей температуры происходит за 5–8 минут, на что тратиться мощность около 3 Вт. Рассмотрим принцип охлаждение по замкнутому циклу Стирлинга [3].

Замкнутый цикл Стирлинга основан на процессе регенерации при постоянном объеме; фазы сжатия и расширения являются изотермическими. Два поршня двигателя работают в двух цилиндрах, соединенных регенератором (рис. 1.13.).

Цикл имеет 4 фазы:

а) сжатие газа при постоянной температуре Т1 в камере А;

б) переход газа при постоянном объеме в камеру В через регенератор, в котором газ отдает тепло и охлаждается до температуры Т2;

в) расширение газа при температуре Т2 в камере В с поглощением тепла из среды;

г) возврат газа в камеру А. Вытесняемый поршнем камеры В при прохождении через регенератор газ отбирает тепло. Поглощение тепла от окружающей среды (чувствительного элемента приемника) происходит посредством теплового контакта с металлическим стержнем, находящемся в сосуде Дьюара.

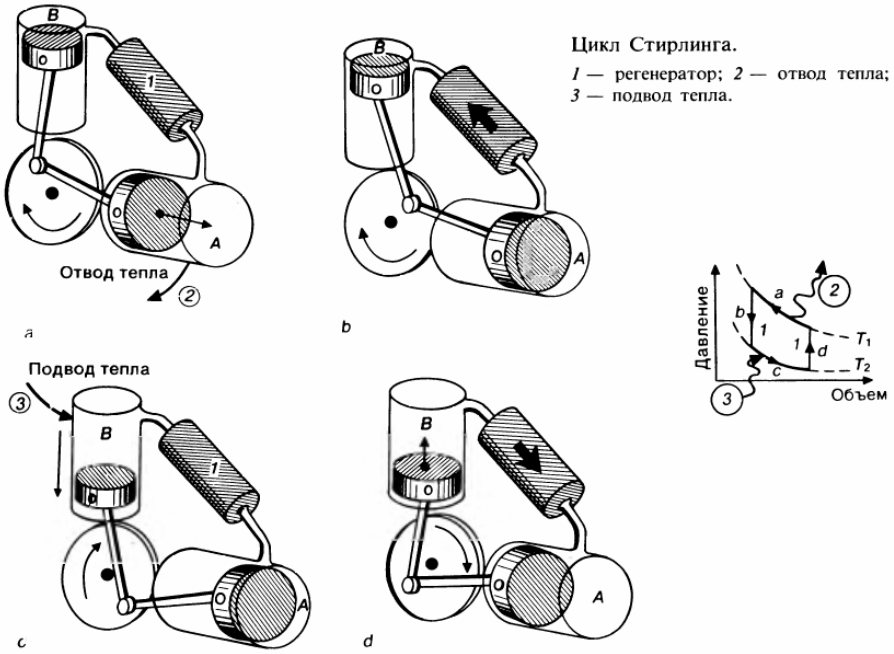


Рис. 1.13. Принцип работы охлаждающих машин на основе замкнутого цикла Стирлинга [3]

Таким образом, цикл Стирлинга состоит из двух изотермических и двух изохорных процессов.

Микроболометрические приемники

Действие микроболометрических детекторов основано на изменении сопротивления материала при изменении его температуры. В качестве материалов могут использоваться как металлы, так и полупроводники (термисторы). Чувствительность различных микроболометров можно сравнивать по значению коэффициента $\alpha = \frac{1}{R_d}\frac{dR}{dT}$, где R_d – сопротивление микроболометрического элемента, dR/dT – изменение сопротивления на единицу изменения температуры [3].

Температурная чувствительность приборов на основе микроболометров NETD имеет значения от 400 мК до 20 мК. Формат матрицы 320x240, 640x480 пикселей с шагом 28 мкм. [6]. Микроболометрические приемники обладают тепловой инерционностью, так как измерение потока ИК излучения выполняется после накопления теплового сигнала, и для последовательной регистрации нескольких кадров необходима модуляция внешнего потока излучения. Для микроболометрических приемников частота обновления информации на экране не превышает 50 Гц [7].

Пироэлектрические приемники

Чувствительным элементом пироэлектрических приемников являются кристаллические пластины на поверхности которых под действием ИК–излучения образуются заряды. Изменение температуры dT кристалла в результате поглощения излучения за время dt сопровождается изменением поляризации зарядов dq, поэтому пироэлектрический приемник дает сигнал пропорциональный dq/dT, и не может использоваться для регистрации постоянного не модулированного потока излучения. Для целей модуляции входного потока излучения используют механические модуляторы (шторки). Пироэлектрические приемники не требуют охлаждения. Температурная чувствительность NETD для лучших образцов 80 мК, типично 100 – 150 мК. Используется форматы матриц 320x240, 640x512 пикселей [5].

Современные тепловизионные методы наряду с использованием совершенствующихся детекторов и электроники отличается широкими возможностями программной обработки термограмм.

1.3. Количественный анализ термограмм

1.3.1 Стандартные средства количественного анализа термограмм

Современные тепловизоры позволяют проводить съемку отдельных кадров и видеозапись со скоростями до 1000 кадров в секунду. После получения тепловизионного изображения следует процедура качественного

визуального и программного количественного анализа. В настоящее время тепловизионные методы все больше приобретают количественный характер оценки температурных характеристик, не сводящийся к определению состояния объекта лишь по взгляду на статичную термограмму как на рентгеновский снимок. По динамическим термограммам возможно отследить эволюцию пространственно – временного распределения температуры, на основе которой установить границу между областями нормы и патологии.

Средства обработки термограмм часто встроены в программу, проводящую визуализацию температурного изображения объектов. Для проведения предварительного программного анализа выделяются *точки* или *зоны интереса* термограммы ROI (region of interest) в которых наблюдаются статические значения температуры или строятся её временные зависимости (тренды температуры). Зоны интереса могут быть в форме прямоугольника, круга, овала или ломаной линии произвольной формы. Проводя линию вдоль или поперек интересующего объекта на термограмме, можно построить *температурный профиль*, отображающий значения температуры в каждой точке проведенной линии.

Для оценки результатов исследования могут применяться статистические характеристики:

- средние значения температуры внутри выделенной области;
- максимальные и минимальные значения температуры;
- среднеквадратичное отклонение температуры по области;
- гистограммы.

На рис. 1.14. изображены средства анализа термограмм в программе ThermaCam Researcher фирмы FLIR Systems.

В левом верхнем углу на термограмме прямоугольной областью выделен участок носа и проведена линия на уровне глаз от левой височной части к правой. В правом верхнем углу изображена временная зависимость средней температуры в выделенной области носа (осцилляции температуры вызваны дыханием через нос) в правом нижнем углу изображен температурный профиль вдоль проведенной линии на уровне глаз, в левом нижнем углу приведена гистограмма распределения температуры внутри выделенной области носа. В данной программе возможно выделение и отслеживание изотермических участков термограммы, вычитание одной последовательности кадров из другой, вычитание из динамической термограммы первого кадра.

Современные программы обработки термограмм могут выполнять следующие функции:

1. Визуализацию и сохранение отдельных тепловизионных кадров и их последовательностей;
2. Регулирование скорости записи и воспроизведения последовательности тепловизионных снимков;

3. Автомасштабирование – распределение цветовой палитры на температурный диапазон объектов, находящихся в поле зрения тепловизора;
4. Количественный анализ термограмм;
5. Экспортирование числовых данных в общедоступные файловые форматы;
6. Возможность явного указания коэффициента излучения наблюдаемого объекта для коррекции определяемой температуры;
7. Возможность коррекции температуры по задаваемым параметрам окружающей среды: влажности, температуре воздуха, температуре окружающих предметов, испускающих нежелательное фоновое излучение.

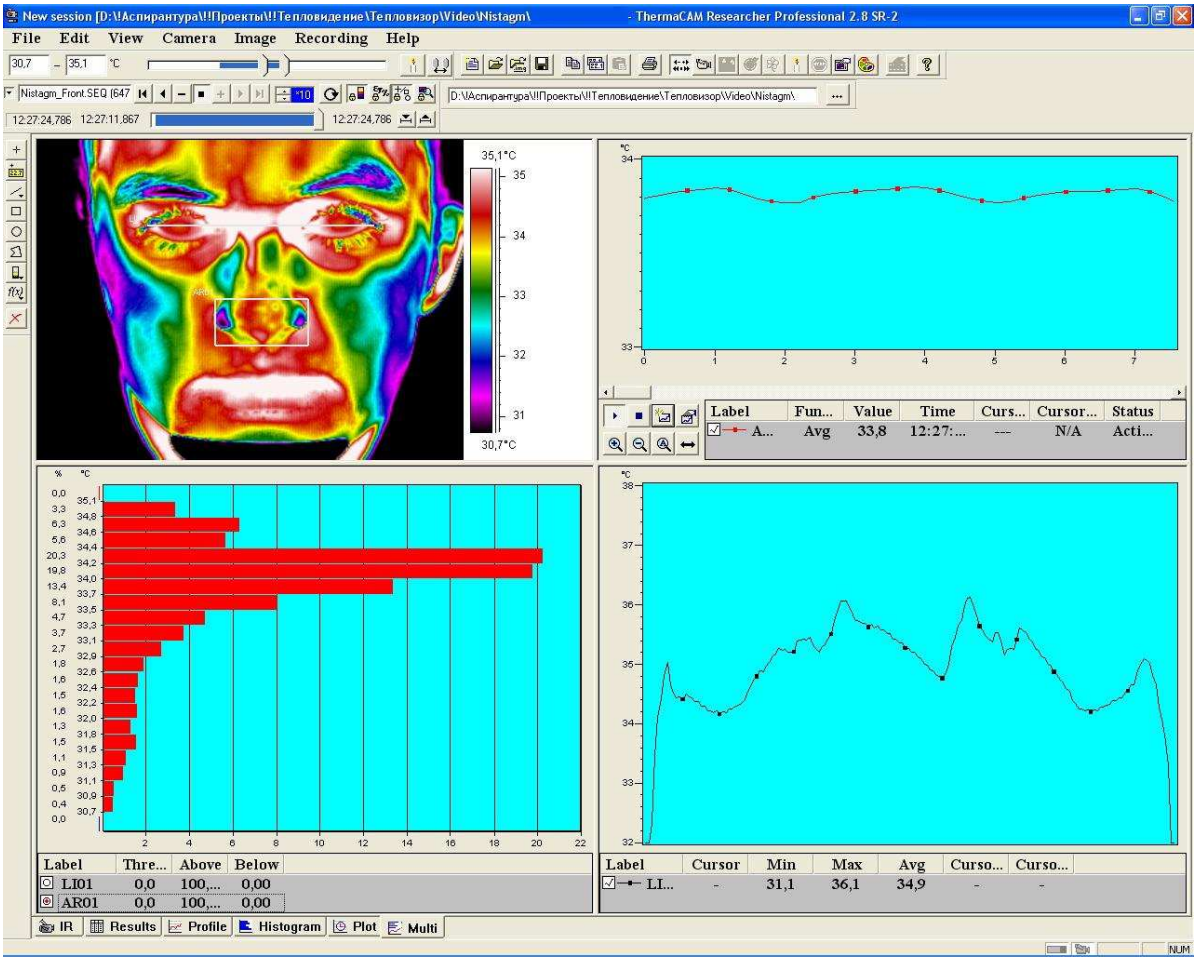


Рис. 1.14. Окно программы анализа термограмм ThermaCam Researcher фирмы FLIR Systems

1.3.2. Функциональные изображения в термографии

Статические термограммы отображают только пространственное распределение температур поверхности биологического объекта, динамические термограммы отображают как пространственное распределение температур, так и эволюцию этого распределения во времени.

При переходе от анализа статичного распределения тепловых полей биологического объекта к анализу распределения в динамике усложняется

процесс визуальной оценки отклонений в пространственно–временном распределении температур. Это создает потребность в разработке и совершенствовании методов цифровой обработки динамических термограмм, направленных на выделение областей с особенностями пространственно–временного распределения температур. Цифровая обработка последовательности термограмм позволяет свернуть всю существенную информацию о пространственно–временной динамике температур объекта в один кадр (функциональное изображение). Для медицинских работников диагностика функционального состояния организма на основе единственного функционального изображения является более предпочтительным, удобным и привычным (по аналогии с рентгеновским снимком), чем анализ временных зависимостей температуры отдельных зон динамических термограмм.

Одна из наиболее ранних методик построения функциональных изображений была предложена в 1986 г. советскими учеными Тараториным А. М., Годиком Э.Э., Гуляевым Ю.В. [9].

В соответствии с данной методикой функциональное изображение представляет собой пространственное распределение временных признаков, отслеживаемое по динамической последовательности термограмм. Выделены три основных вида функциональных изображений, соответствующих следующим исследовательским задачам:

1. Выделение пространственных групп точек с синхронной временной динамикой;

2. Выделение групп точек, функционирующих по единому закону;

3. Классификация динамического изображения по выбранному параметру временной кривой в каждой точке пространства.

В случае выделения пространственных групп точек с синхронной временной динамикой в качестве изучаемых временных признаков могут быть выбраны значения температур, их производных, т.е. скоростей изменения температур или более сложные характеристики. Анализируя синхронность временной динамики, можно выделить группы точек, управляемые едиными регуляторными механизмами. На рис. 1.15. показано функциональное изображение лица человека с цветовым разбиением на зоны с синхронной динамикой температуры. Для ноздрей характерна динамика, описываемая кривой 1, более темные участки характеризуются кривой 2. Временные зависимости показывают, что связанные с дыханием колебания температуры в области ноздрей и щек происходят в противофазе. Использование функционального изображения на рис. 1.15. позволяет не проводить измерения динамики температуры в каждой точке, для анализа изображения достаточно провести измерения в одноцветных зонах с синхронным изменением температуры.

В случае выделения пространственных групп точек, функционирующих по единому закону, исследуется не строгая синхронность временной динамики, а лишь качественная однотипность временной динамики. На

рис. 1.16. приведено функциональное изображение и временные зависимости температуры кисти в процессе восстановления после внешнего нагрева, которые показывают различный закон изменения температуры. Светлые участки функционального изображения соответствуют монотонному закону изменения температуры (кривая 1), темные участки соответствуют закону изменения температуры со сменой знака производной (кривая 2) и выделяют область поверхностных вен.

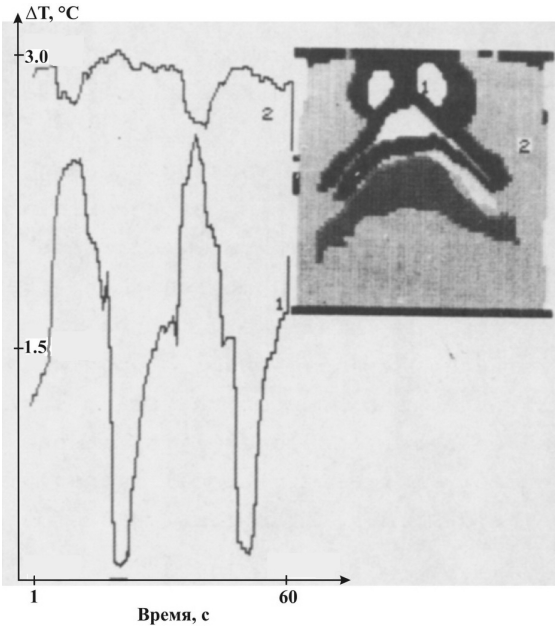


Рис. 1.15. Функциональное изображение лица человека и временные зависимости температуры в соответствующих зонах [9]

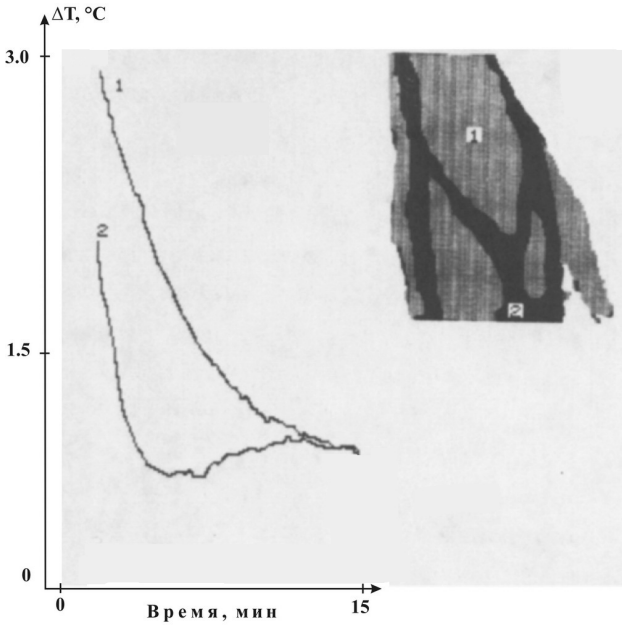


Рис. 1.16. Функциональное изображение кисти и временные зависимости температуры после внешнего нагрева [9]

Для построения функциональных изображений третьего вида выбирается определенный параметр временной кривой, по значениям которого проводится классификация точек термограммы. В качестве такого параметра может быть минимальное или максимальное значение температуры, время достижения экстремального значения, амплитуда или дисперсия изменения параметра, временная задержка и т.д.

Таким образом, построение функциональных изображений повышает качество визуальной оценки информации о функционировании биологического объекта в состоянии покоя, нагрузки или восстановления.

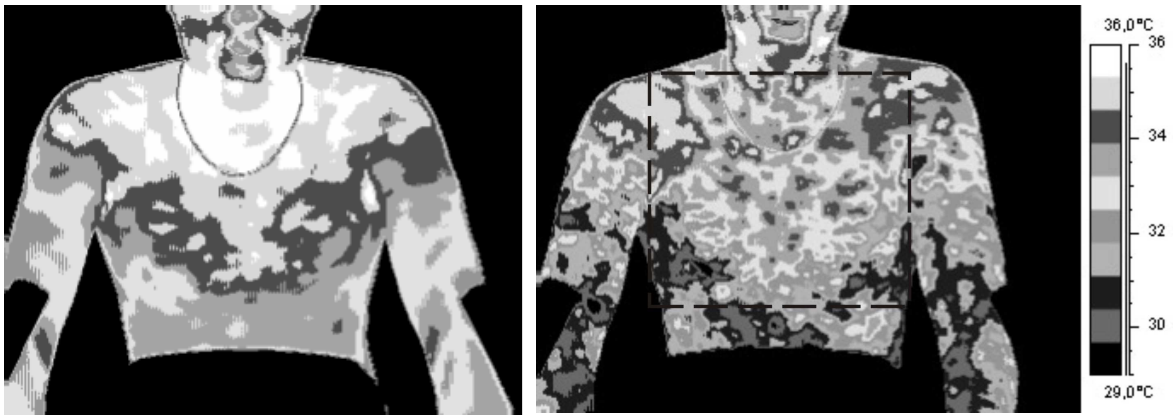
Далее будут рассмотрены примеры использования математической обработки динамических термограмм для выделения кровеносных сосудов по тепловой инерции (раздел 2.4.), для определения патологических зон в случае глубокого венозного тромбоза и болезни Рейно с помощью тау – метода (раздел 2.6.).

1.1.3. Оценка пространственной неоднородности распределения температуры

Для изучения динамики пространственного распределения температуры тела человека использование тепловизионной техники является наилучшим по сочетанию таких характеристик как температурное, пространственное и временное разрешение.

Для выявления аномалий распределения температуры часто используемым является анализ асимметрии термограмм контралатеральных участков тела [7, 8], например, с целью диагностики рака молочной железы, венозных заболеваний нижних конечностей (см. разделы 2.5, 2.6). Для выявления температурной асимметрии используют построение гистограмм распределения температуры, подсчет энтропии или среднеквадратичного отклонения. Эти параметры описывают статистические свойства значений температур, изображенных на термограмме, но не содержат информации о пространственных координатах точек с данными значениями температур.

Количественная оценка пространственной неоднородности распределения температур может быть полезна, например, для изучения физиологической реакции организма на нагрузочные пробы различных видов. Известно [10], что при активной мышечной работе поверхность тела человека изменяет не только свою температуру, но и однородность её пространственного распределения (рис 1.17.).



а *б*

Рис. 1.17. Термограммы, полученные во время нагрузки на велотренажере.
а – начало тренировки, *б* – конец тренировки

На рис. 1.17. а температура тела в начале тренировки распределена зонами, имеет максимальное значение в области плеч и уменьшается к нижней части торса. В конце тренировки распределение температуры становиться пространственно более неоднородным. Пространственная неоднородность термограмм возникает также при открытии потовых пор на поверхности тела, на поверхности роговицы в процессе акта мигания.

Пространственную неоднородность распределения температур можно оценивать с помощью подсчета кратчайшего незамкнутого пути (КНП) для точек в каждом температурном диапазоне по следующему алгоритму:

выделяется диапазон температур, характерный для анализируемой зоны термограммы;

диапазон разбивается на М равных поддиапазонов (классов);

в каждом классе подсчитывается суммарное межпиксельное расстояние равное длине КНП.

Кратчайший незамкнутый путь строится следующим способом. Для каждого класса температур выбирается первая точка, которая соединяется прямой линией с ближайшей к ней (второй точкой), затем из оставшихся точек находится ближайшая ко второй точке и соединяется прямой с третьей и т.д., пока не будут использованы все точки данного класса температур. Иллюстрация построения КНП для точек, входящих в один класс температур приведена на рис. 1.18.

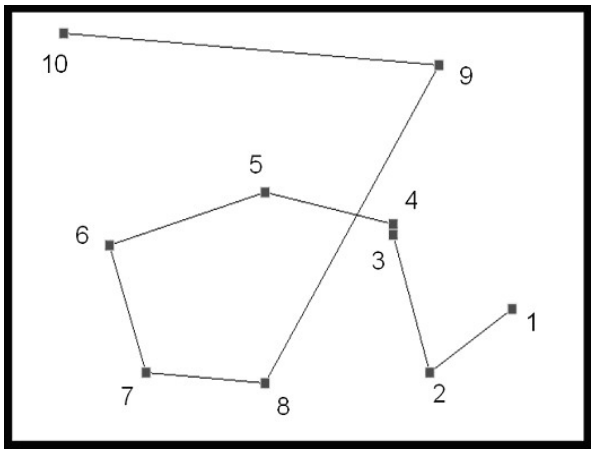


Рис. 1.18. Построение кратчайшего незамкнутого пути. Цифрами указан порядок соединения точек

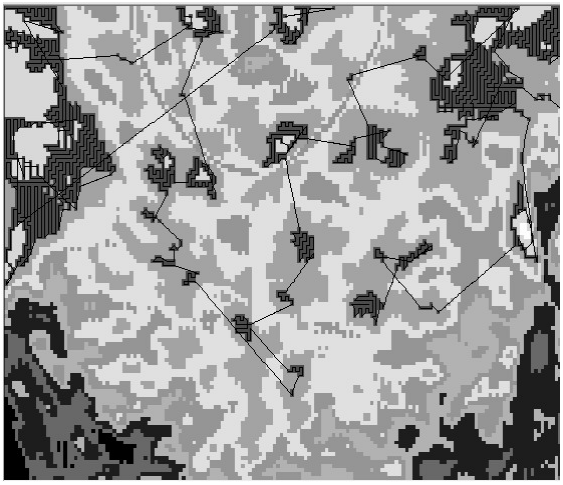


Рис. 1.19. Построение КНП на термограмме для точек, попадающих в диапазон температур 34.0 – 34.5 °С

На рис. 1.19. приведен пример построения КНП для прямоугольной зоны выделенной на термограмме 1.17 б.

В 1957 г. Р. Прим [11] доказал, что данный путь с выбранной начальной точкой действительно является кратчайшим, если при его построении всегда можно сделать предпочтительный выбор одной из следующих точек.

Среднее межпиксельное расстояние $\overline{L}_m$ можно определить следующим образом

$$\overline{L}_m = \frac{1}{N^m - 1} \cdot \sum_{i=1}^{N^m - 1} l\min_i^m, \tag{14}$$

$$l\min_i^m = \sqrt{(X_i - x)^2 + (Y_i - y)^2}, \tag{15}$$

где m – номер класса, m=1..M; N^m – количество точек в классе m; $l\min_i^m$ – *i*–ое минимальное расстояние в классе m; X_i, Y_i – координаты *i* – й точки ближайшей к точке с координатами *x*, *y*.

Для представления длины КНП в диапазоне от 0 до 1 значения $\overline{L}_m$ нормируются к максимальному межпиксельному расстоянию выделенной зоны $l_{\max} = \sqrt{H^2 + W^2}$, где H – высота, W – ширина зоны.

На рис. 1.20. приведена гистограмма длин КНП, построенная для двух кадров на рис. 1.17. Высота столбика говорит о пространственной удаленности точек с температурой в диапазоне равном основанию столбика. Вид обычной гистограммы, не зависит от перестановки точек термограммы и описывает плотность вероятности значений температур в различных классах. Вид гистограммы КНП напрямую зависит от пространственного расположения точек рассматриваемого класса. Таким образом, гистограмма КНП может давать дополнительную информацию, не содержащуюся в обычной гистограмме.

Для общей оценки температурной гетерогенности термограммы подсчитывается сумма $L = \sum_{m=1}^{M} \overline{L}_m$, пропорциональная площади под огибающей гистограммы КНП на рис. 1.20.

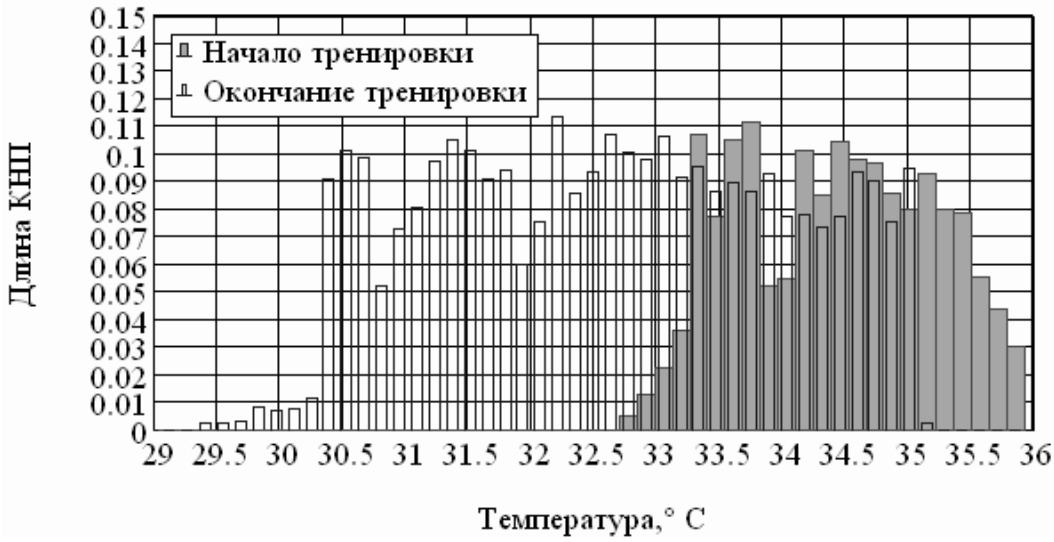
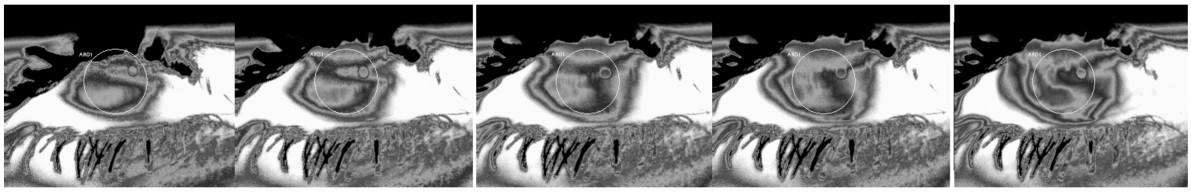


Рис. 1.20. Гистограмма, отображающая зависимость средней длины КНП от диапазона температур в начале и конце тренировки на велотренажере

Рассматривая пример последовательности тепловизионных кадров (рис. 1.21) в области роговицы, можно заметить уменьшение температуры с увеличением неоднородности её пространственного распределения. В данном случае такое изменение вида термограммы обусловливается процессами распределения и испарения слезы на поверхности глазного яблока, а также нагревом роговицы в момент закрытия века. Оценка неоднородности распределения температуры на поверхности глаза может быть проведена с помощью расчета интеграла КНП.



Кадр 1 Кадр 2 Кадр 3 Кадр 4 Кадр 5

Рис. 1.21. Последовательность тепловизионных кадров глаза, снятая после открытия века

Кривая на рис. 1.22. построена для 5 кадров, приведенных на рис 1.21. Возрастание интеграла КНП описывает увеличение пространственной неоднородности температуры.

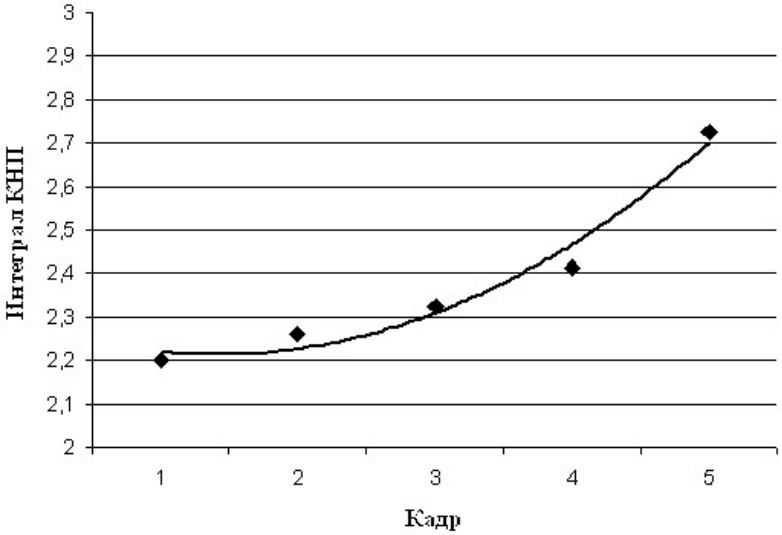


Рис 1.22. Зависимость интеграла КНП от номера кадра

Динамический тепловизионный анализ с использованием оценки пространственной неоднородности распределения температуры, может применяться для наблюдения и диагностики глазных болезней, связанных с нарушением слезной гидродинамики, например, синдрома сухого глаза, для изучения процессов потоотделения и терморегуляции при физических нагрузках.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ В РАЗДЕЛЕ 1

Современное матричное тепловидение

Основная литература:

1. Henderson, Roy. "Wavelength Considerations". Instituts für Umform– und Hochleistungs. Retrieved on 2007–10–18. – URL http://info.tuwien.ac.at/iflt/safety/section1/1_1_1.htm. Дата обновления 1.11.2007. Дата обращения 3.10.2008.
2. Руководство пользователя к программе ThermaCAM™ Reporter. Профессиональное издание. Версия 8.1. 2007. 194 с.
3. Госсорг Ж. Инфракрасная термография. Основы, техника, применение. М.: Мир, 1988. 416 с.
4. Михеев М.А., Михеева И.М.. Основы теплопередачи. Изд. 2–е, стереотип. М., «Энергия», 1977. 162 с.
5. Волков В.Г., Ковалев А.В., Федчишин В.Г. Тепловизионные приборы нового поколения // Специальная Техника. 2001. №6. С.19 – 23.
6. Ушакова М.Б. Тепловизоры на основе неохлаждаемых микроболометрических матриц: современное состояние зарубежного рынка и перспективы развития. ОНТИ ГУП “НПО “Орион”, М., 2001. С. 27.
7. Иваницкий Г.Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине // УФН. 2006. Т. 176, №12. С. 1293–1320.
8. Medical infrared imaging / Edited by Nicholas A. Diakides, Joseph D. Bronzino. CRC Press, Taylor & Francis Group. Boca Raton, U.S.A, 2008, 450 p.
9. Тараторин А. М., Годик Э.Э., Гуляев Ю.В.. Функциональные изображения биологических объектов // ДАН СССР. 1986. Т. 287. №5. С.1088 – 1092.
10. Вайнер Б.Г. Матричное тепловидение в физиологии: Исследование сосудистых реакций, перспирации и терморегуляции у человека. СО РАН. 2004. 96 с.
11. Лагутин М.Б. Наглядная математическая статистика. – М.: Бином. Лаборатория знаний. 2007. 472 с.
12. Скрипаль А.В., Сагайдачный А.А., Фомин А.В., Усанов Д.А. Метод оценки пространственной неоднородности распределения температуры. Материалы ежегод. Всерос. научн. школы – семинара «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине –2009» .Саратов: Изд–во. Сарат. ун – та, 2009. С. 161 – 165.

13. http://en.wikipedia.org/wiki/Infrared – Электронная энциклопедия Википедия. Дата обновления 09.12.2009, дата обращения 10.12.2009.
14. http://www.optics.sgu.ru – Лабораторная работа№1. Тепловое излучение. Измерение яркостной температуры. Дата обновления 10.05.2008, дата обращения 10.03.2009.

2. СОВРЕМЕННАЯ ТЕПЛОВИЗИОННАЯ ДИАГНОСТИКА

В разделе рассматриваются некоторые наиболее интересные зарубежные и российские исследования, использующие различные подходы к проведению, обработке и интерпретации тепловизионных данных. Описываемые исследования представляют собой непосредственно диагностические методики или проводятся с целью разработки и усовершенствования методов диагностики.

2.1. Тепловизионные методы медицинской диагностики. Введение

Любая тепловизионная процедура основана на регистрации инфракрасного излучения, испускаемого объектом исследования. Предметом исследования живого объекта являются различные типы тканей: кожная, мышечная, сосудистая, костная и т.п.. Для неинвазивных температурных измерений самой доступной из тканей является кожа, поэтому в большинстве случаев тепловидение имеет дело с поверхностной кожной тканью. А единственным органом, свободно доступным для непосредственного тепловизионного наблюдения, являются глаза.

Кожа человека имеет высокий коэффициент излучения, значение которого близко к значению коэффициента излучения абсолютно черного тела ($\varepsilon = 1$) [18] , поэтому изменение её температуры приводит к значительному изменению мощности испускаемого ИК излучения, детектируемого тепловизором. Низкий коэффициент отражения кожи в дальнем ИК диапазоне минимизирует влияние нагретых предметов окружающей среды на определение температуры кожи. С использованием тепловизионной техники это позволяет с высоким разрешением регистрировать точечную температуру, статичное распределение температуры и динамику температурного распределения.

Неоднородное поверхностное распределение температуры тела человека (рис. 2.1.) при неизменных окружающих условиях обусловлено, состоянием сосудов, наличием в коже и подкожных слоях кровеносных сосудов и капилляров, мышц, внутренних органов, а также подкожного жира, а также обменными процессами во внутренних органах.

Нагрев участков тела происходит на 90% за счет окисления углеводов в клетках [15]: кровь, снабжающая клетки различных тканей, нагревается и переносит образовавшееся тепло к поверхности, где оно может регистрироваться тепловизором как ИК–излучение. В состоянии покоя кровь нагревается преимущественно в сердце, печени и почках, при интенсивных физических нагрузках – в мышцах [15]. Объемное и поверхностное перераспределение крови регулируется сосудистыми реакциями дилатации и констрикции. В условиях охлаждения организма за счет сужения сосудов

конечностей кровь «стягивается» от поверхности к ядру тела (см. рис. 2.1.), а в теплых условиях происходит обратный отток объема крови, обеспечивая увеличение поверхностной отдачи тепла.

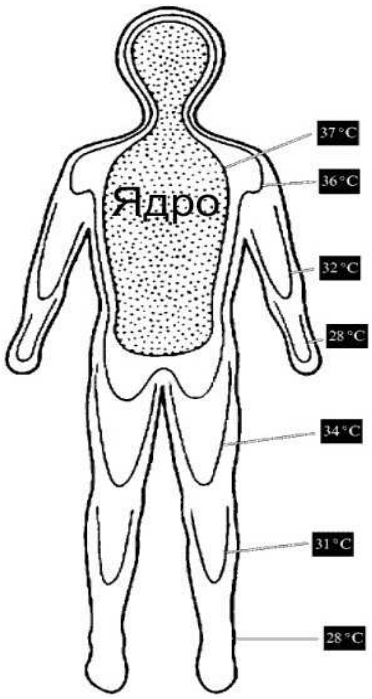


Рис. 2.1. Распределение температуры тела человека. Линиями показаны участки с одинаковой температурой на поверхности тела, которая может изменяться под воздействием многих факторов. Точками изображено ядро, область которого захватывает важнейшие органы человека, поэтому его температура поддерживается постоянной, температура поверхности может изменяться под воздействием многих факторов [15]

Изменение поверхностного распределения температуры может происходить:

- при изменении внешних условий, когда активизируются *механизмы терморегуляции* в ответ на изменение температуры, конвективного теплообмена, влажности окружающей среды; в ответ на замену вещества окружающей среды, например, при погружении объекта в жидкость; когда проявляются *сосудистые реакции* на искусственное нарушение кровотока, например, при окклюзионной пробе;
- при *физической нагрузке*, когда происходит активизация работы групп мышц, приводящая к росту скорости окислительных процессов, потребления кислорода, изменению сердечного ритма. При этом изменяется общая гемодинамика тела человека, происходит распространение тепла по направлению от ядра к поверхности, осуществляется терморегуляция за счет потоотделения (конвективная теплоотдача в воздух) и излучения в окружающую среду;
- при *эмоциональной нагрузке*, когда создаются условия легкого стресса, например, предъявлением тестов, с заданиями, требующих умственных затрат и выполняемые в условиях ограниченного времени. Это может приводить к изменению химического состава крови выработкой

гормонов; влияющих на тонус сердечнососудистой системы и состояние сосудов кожи;

▪ при *фармакологической пробе*, которая осуществляется введением в организм препаратов различного назначения и последующим наблюдением изменения периферического кровообращения.

Изменение поверхностного распределения температуры также может наблюдаться при воздействии излучений в рамках научных исследований или во время стандартных физиотерапевтических процедур.

В статических термограммах диагностическую информацию можно извлекать из анализа температурной асимметрии в контралатеральных областях, например, лица, груди, спины, конечностей одного и того же объекта или при сравнении термограммы исследуемого объекта с термограммой, представляющей распределение температуры в норме.

В динамических термограммах, образующихся как запись последовательности тепловизионных кадров, диагностика может осуществляться при выявлении отклонений физиологической реакции на экзо – и эндогенные факторы при нагрузочном тестировании.

Таким образом, температурный рельеф поверхности тела человека зависит, в конечном счете, от уровня наполненности тканей кровью, от степени её нагревания при функциональной активности мышц и внутренних органов, от перераспределения крови при регулировании просвета сосудов, а также от тепловых свойств ткани (теплопроводности, теплоемкости). Эти параметры составляют основу тепловизионной диагностики и дают возможность определить класс патологий выявляемых посредством регистрации термограмм. Основные области применения тепловидения в медицине перечислены в таблице 1 [14].

Опишем разновидности тепловизионных методов.

Статические тепловизионные методы основаны на получении и анализе единичных тепловизионных снимков.

Динамические тепловизионные методы основаны на получении и анализе последовательности тепловизионных снимков. Одно из направлений динамического тепловидения – DAT(Dynamic Area Telethermometry – динамическая зонная телетермометрия) было описано Михаэлем Анбаром (Michael Anbar) в его монографии [1]. Исследования Анбара в начале 90–х показали, что быстрое изменение температуры кожи человека, регистрируемое тепловизором, содержат значительную физиологическую и патофизиологическую информацию, которая не может быть получена из статических термограмм.

К конкретным современным динамическим методам относятся: импульсный метод (PT- Pulsed Thermography), активный динамический метод (ADT - Active Dynamic Thermal IR–Imaging), импульсно – фазовый метод (PPT- Pulse Phase Thermography), метод тепловой томографии (TT- *Thermal Tomography*) [14].

Таблица 1. Тепловизионные методы и области применения тепловидения в медицине

Области применения тепловидения	Тепловизионные методы
• Онкология (рак груди, кожи) • Сосудистые расстройства (диабет, глубокий венозный тромбоз) • Артрит/ ревматизм • Неврология • Хирургия (операции на открытом сердце, трансплантация органов и т.д.) • Офтальмология (при удалении катаракты) • Оценка жизнеспособности ткани (ожоги) • Дерматологические болезни • Мониторинг воздействия лекарств и процесса лечения • Болезни щитовидной железы • Стоматология • Респираторные заболевания (аллергии, атипичная пневмония) • Спортивная и реабилитационная медицина	• Статические (классические) • Динамические • Мультиспектральные • Мультимодальные • Использующие тепловизор в составе объединенной сенсорной системы (sensor fusion)

- *Импульсный метод* (PT) – основан на проведении вычислений функции температурного контраста между патологическими и нормальными участками поверхности. Для наблюдения динамики температуры используется возбуждение нагреванием или охлаждением поверхности.
- *Активный динамический метод* (ADT) – основан на регистрации температуры в процессе нагрева или охлаждения, по полученной зависимости идентифицируется математическая модель поверхности, представленной в виде слоев, с помощью которой определяются свойства каждого слоя. К похожей технике относится *тау – метод* (τ – technique), который основан на выявлении характеристического времени восстановления стабильной температуры, измененной принудительным охлаждением или нагревом. *Тау – метод* выявляет патологические участки кожи, основываясь на отличии времени восстановления их температуры, от времени восстановления здоровых участков (см. разд. 2.6. Использование Тау – метода для диагностики венозного тромбоза).
- *Импульсно – фазовый метод* (PPT) – основан на вычислении амплитуды и фазы температурной динамики на последовательности тепловизионных кадров с использованием преобразования Фурье. Этот метод пока не нашел применения в медицинской диагностике.
- *Метод тепловой томографии (TT)* – основан на решении обратной задачи определения объемных свойств объекта по распределению температуры на его поверхности. Данный метод успешно применяется для оценки объемного распределения коэффициента теплопроводности, по которому оценивается глубина ожога кожи.

- *Мультиспектральные тепловизионные методы основаны на* проведении исследований и сопоставлении тепловых свойств объекта в нескольких спектральных диапазонах.
- *Мультимодальные методы* – основаны на совместном использовании тепловизоров с измерительной аппаратурой, получающей сигнал иной физической природы. Примером может являться совместное исследование рака груди термографическим методом и методом рентгеновской маммографии.

Тепловидение как метод выявления патофизиологии

Тепловизионная процедура является физиологическим тестом, при котором измеряются тонкие физиологические изменения, вызванные многими условиями, например, ушибом, разрывом мягких тканей, ожогом, опухолью, кожными заболеваниями, ревматоидным артритом, диабетом, глубоким венозным тромбозом, бактериальными инфекциями и т.д. Эти условия связаны с региональным расширением сосудов, гипертермией, гиперемией, повышенным метаболизмом или повышенной васкуляризацией тканей [2–7], которые образуют высокотемпературные источники тепла. В отличие от визуализации с помощью рентгеновского исследования или компьютерной томографии, при использовании которых обращают внимание преимущественно на анатомическую структуру, тепловизионная визуализация дает информацию о функционировании тканей и органов, не так просто измеряемую другими методами. Для корректной интерпретации тепловизионной информации необходимо глубокое знание и понимание физиологии человека.

Покажем, как с помощью тепловидения можно выявлять наличие раковых опухолей. Раковые клетки возникают из нормальных клеток, генетически измененных под воздействием химических веществ, рентгеновских лучей, ультрафиолетового излучения и т.д. Все типы раковых клеток имеют несбалансированную метаболическую активность, которая приводит к потреблению из крови больших количеств глюкозы и выбросу в кровь молочной кислоты. Высокая скорость обмена веществ в раковых клетках приводит к повышению локальной температуры в сравнении с нормальными клетками. На тепловизионных кадрах опухоль будет видна как пятно, имеющее повышенную температуру (рис. 2.2.).

Испускание тепла с поверхности от источника, окруженного потоком крови, может быть описано количественно с использованием теплового уравнения Пеннеса (Pennes bio–heat equation) [9, 2]. Это уравнение учитывает влияние тепла передаваемого через ткань, образование объемного тепла как результата метаболических реакций и скорость объемной перфузии крови, интенсивность которой определяется артерио–венозной разницей температур [10, 2].

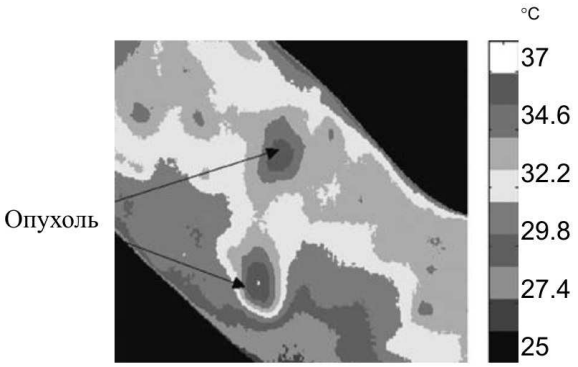


Рис. 2.2. Пример тепловизионной визуализации опухоли [8, 14]

Уравнение записывается в следующем виде:

$$k\Delta^2 T - c_b w_b (T - T_a) + q_a = 0, \quad (1)$$

где k– удельная теплопроводность, q_a– объемная скорость метаболизма в ткани, c_b – удельная теплоемкость крови, w_b– скорость массопереноса крови на единицу объема ткани, T – неизвестная температура ткани, T_a – температура артерии.

Данное уравнение дает возможность решать обратную задачу определения формы различных внутренних элементов тела по излучению, испускаемому его поверхностью. Такие расчеты можно выполнять с использованием термодинамических уравнений, однако, такой подход является труднореализуемым из–за сложности граничных условий, связанных с биологическим объектом [55]. Опишем различные способы использования тепловизионной информации

Некоторые подходы к анализу тепловизионной информации

Метод анализа тепловой системы, основанный на аналогии с термоэлектрическими процессами и теорией электрических цепей был предложен Лиу (Liu) и др. [12]. Этот метод не требует непосредственного решения обратной задачи распространения тепла. Он позволяет оценивать глубину теплового источника и помогает понять метаболические процессы, происходящие внутри тела человека. Данный метод использовался для обнаружения рака груди у женщин на ранних стадиях и достиг высокой чувствительности. Диагностический протокол включает следующие пункты: увеличение лимфатических узлов в подмышке; размер и внешний вид патологической зоны; сосудистый рисунок патологической области; структура соска и околососкового кружка; результаты динамической диагностики с введением препаратов, например, антибиотиков.

При анализе термограмм симметричных объектов можно сравнивать контралатеральные области. Подозрительными считаются участки с выявленной температурной асимметрией. Такой подход может быть использован для обнаружения рака груди и выявления температурных аномалий других участков тела человека. Однако малые температурные асимметрии

бывает трудно обнаружить, поэтому важно разрабатывать методы обработки и анализа термограмм, при использовании которых уменьшается влияние человеческого фактора. Хед (Head) и др. в своих исследованиях [16] анализировали температурную асимметрию с предварительной сегментацией тепловизионного изображения оператором. Далее сегменты, содержащие грудь, определялись автоматически по точкам на подбородке и крайним левым, правым и нижним точкам груди. Кьюай (Qi) и др. [17] исследовали автоматический подход к анализу асимметрии термограмм, состоящий из автоматической сегментации и классификации выявляемых термографических рисунков. Для сегментации левой и правой груди использовалось преобразование Хафа (Hough), которое выделяет группы пикселей, удовлетворяющих уравнению некоторой плоской кривой, например параболы или эллипса. Строились четыре характерных кривых: две кривые очерчивают левую и правую границы тела, а две параболические кривые – нижнюю границу левой и правой груди (см. раздел 2.5.).

Поскольку поверхностное распределение температуры уникально для каждого человека, то во многих исследованиях выполняется относительный анализ температурной асимметрии, при котором вычитаются значения каждого пикселя одной половины термограммы из соответствующих значений зеркально–симметричных пикселей противоположной половины и формируется разностное изображение температур.

Другой трудностью тепловидения является отсутствие единообразия в классификации термограмм. Фуджимаса (Fujimasa) в своей новаторской работе [12] предложил восемь термофизиологических категорий для идентификации термограмм различной структуры. Такие категории были названы терматомами (thermatomes) и обозначают причины вызывающие температурные отклонения, категории и соответствующие им причины приведены в таблице 2.

Упоминавшиеся ранее исследования Анбара, показали, что использование классического быстрого преобразования Фурье и элементарной статистики позволяет большое число последовательных наблюдений свести к единичному диагностическому параметру без участия эксперта.

В другом направлении исследований, которое развивают Павлидис (Pavlidis) и Левин (Levin) [13], используется нелинейное моделирование теплопередачи, которое позволило отслеживать окологлазничный кровоток в состоянии взволнованности испытуемого. В результате с помощью такой техники можно извлекать информацию о незначительных флуктуациях формы температурных контуров лицевой области и использовать тепловизионный канал при проверке на полиграфе для повышения достоверности итоговых заключений об истинности или ложности ответов (см. раздел. 2.3. Бесконтактное определение жизненно важных параметров организма человека).

Таблица 2. Вариант классификации термограмм по источнику, вызывающему температурные аномалии

Категория	Причины температурного отклонения
Ангиологическая	Органические сосудистые нарушения
Функциональная ангиологическая	Сосудистые расстройства
Нейро – дерматомическая	Соматосенсорное нейронное (neuronal) расстройство
Миотомическая	Нарушения кровотока в мышцах
Метаболическая	Пониженная или повышенная теплопродукция в тканях, приводящая к образованию более теплых или более холодных пятен соответственно
Динамическая, зависящая от окружающей среды	Нетипичная температурная реакция пациента на созданную тепловую нагрузку
Динамическая, зависящая от вводимого препарата	Нетипичная температурная реакция на препарат, принимаемый пациентом
Динамическая, зависящая от различных стрессов	Не нормальная температурная реакция пациента на другие виды нагрузок

2.2. Поиск информативных участков на поверхности лица человека

Распределение температуры на поверхности тела человека зависит от состояния внутренней и внешней среды. Для каждого человека распределение температуры имеет свои физиологические особенности, изучение и интерпретация которых могут быть значимыми для идентификации конкретных патологий или определения общего (психофизического) состояния организма человека.

Тепловидение по статическому температурному распределению и его динамике во времени выявляет функциональную активность различных участков тела человека. Сравнительно небольшое разрешение матричных приемников, используемых в тепловизорах, не позволяет получать на одном кадре изображение всего тела человека с высоким пространственным разрешением, которое необходимо для последующей количественной обработки термограмм. При реализации такой высокоразрешающей съемки будет актуальной задача интегрального анализа термограмм, результаты которого основываются на сопоставлении и взаимном согласовании тепловизионной информации, получаемой одновременно с различных областей тела человека. Во всех случаях имеется тенденция к выделению высокоинформативных участков, где тепловые эффекты и реакции проявляются наиболее интенсивно на фоне соседних участков.

В настоящее время стандартно проводят съемку сравнительно небольшого выбранного участка тела человека, представляющего интерес для данного исследования. Важную диагностическую роль могут играть

участки поверхности, в которых ярко проявляются температурные реакции на изменение окружения или внутренней среды. В таких единичных участках должна быть сконцентрирована информация об общем состоянии организма.

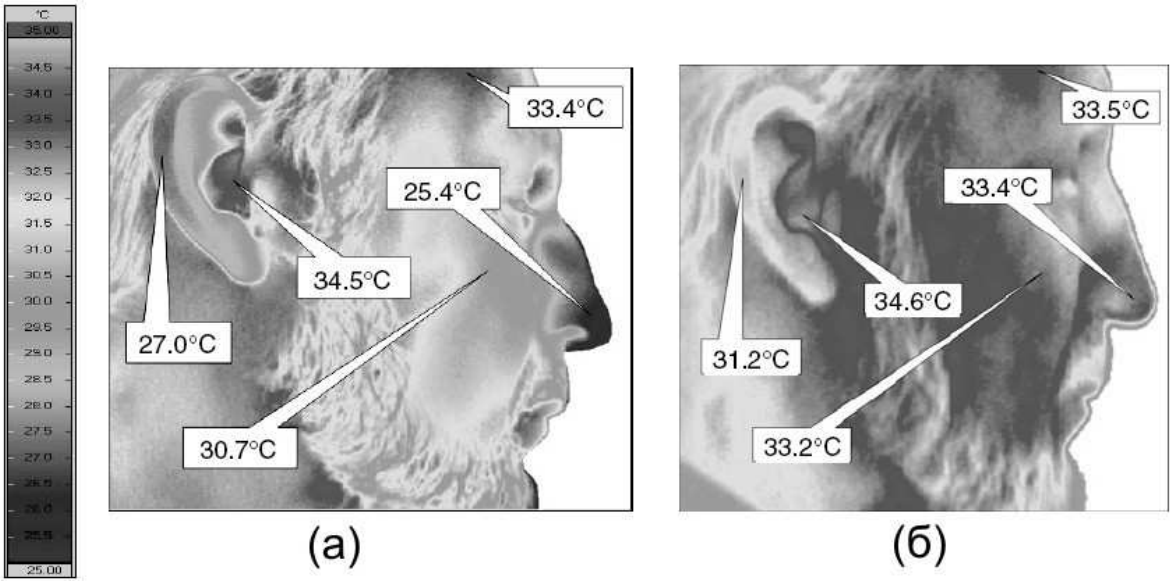


Рис. 2.3. Термограмма лица мужчины, находящегося в теплых – *а* и прохладных условиях – *б* [14]

Поверхность лица физически здорового человека имеет неоднородное распределение температуры. В области лица представлены все сенсорные системы (визуальная (зрение), аудиальная (слух), густаторная (вкус), олфакторная (чувство запаха), тактильная (ощущение прикосновений). Дополнительным преимуществом зоны лица является беспрепятственная тепловизионная съемка, т.к. лицо чаще всего является открытым участком не закрытым одеждой. На рис. 2.3 приведены термограммы лица мужчины 52 летнего возраста в прохладных (Т=15°С) и теплых (Т=25°С) условиях. Заметно, что при смене температуры окружающей среды температура поверхности лица в некоторых участках изменяется (нос, ушная раковина, щека), а в других частях поддерживается почти постоянной (наружный слуховой проход, лоб). Это объясняется тем, что в прохладных условиях артериовенозные анастомозы* области носа и ушной раковины закрыты, кровоток снижен, что приводит к их относительно низкой температуре.

В условиях перегрева действие симпатических нервов, управляющих вазоконстрикцией ослабевает, происходит расширение анастомозов, позволяя теплой крови заполнить подкожное венозное сплетение, обеспечивая отдачу большого количества тепла в окружающую среду.

*Артериовенозный анастомоз – анастомоз, соединительным звеном которого является извитая артерия, имеющая во внутренней оболочке мощный слой продольных мышечных клеток. При сокращении и расслаблении этих клеток просвет сосуда то сужается вплоть до полного перекрытия, то расширяется.

По–видимому, обеспечение стабильной температуры в области лба и наружного слухового прохода объясняется близостью лобных долей коры головного мозга и органа слуха, соответственно. Рассмотрим подробнее различные области лица

Неустойчивость температуры носа

Нос, предположительно, может являться наиболее чувствительным индикатором внутреннего состояния организма, обладая повышенной чувствительностью к внешним и внутренним раздражителям [32]. Исследования [33] показали возможность изменения температуры поверхности носа на протяжении всего лишь нескольких минут на несколько градусов, одновременно с тем, как другие зоны лица сохраняют термостабильность.

Наглядной иллюстрацией может служить рис. 2.4., где на двух графиках собраны семейства температурных кривых, полученных соответственно при вертикальном и горизонтальном сечениях нескольких последовательно измеренных термограмм лица, подверженного повторяющемуся импульсному электрическому воздействию одного из штатных аппаратов косметического салона. При этом наблюдались значительные по амплитуде сосудистые реакции в области носа. Такое поведение лицевого “органа – индикатора” интерпретировалось в рамках предположений о высокой чувствительности путей иннервации, регулирующих просвет артерий носа (*a. dorsalis nasi, a. sphenopalatina* и др.) и их ветвей к эмоциональному состоянию человека, к различным внешним раздражителям [32].

Особенные тепловые свойства носа могут также объясняться тем, что он является самой выступающей частью лица, поэтому образующееся здесь тепло не рассеивается в окружающие ткани и тепловая картина поверхности отражает именно свойства области носа. Выступающее положение носа обеспечивает более сильное влияние условий окружающей среды за счет хорошей конвекции и относительно низкого кровоснабжения этой области. По этим причинам у большинства здоровых людей область носа является самой холодной областью лица.

На изменение температуры в области носа может влиять ментальная (умственная) нагрузка, имитация которой может создаваться, например, с помощью теста Струпа.

Целенаправленное изучение особенностей терморегуляции в области носа может привести к созданию методик, позволяющих проводить быстрые диагностические и физиологические пробы применительно к задачам психиатрии, неврологии и иных медицинских направлений.

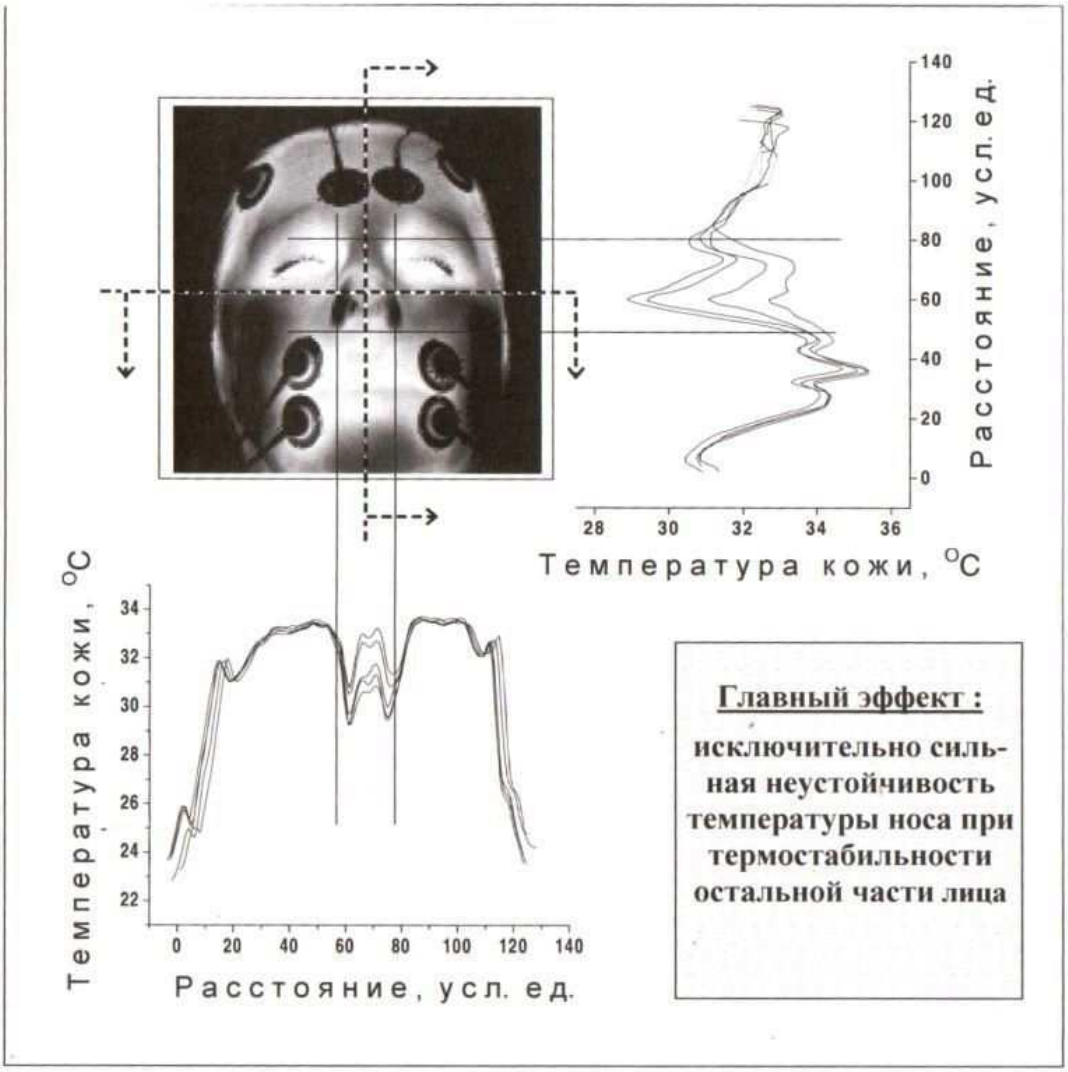


Рис.2.4. Распределение температуры в центральных (вертикальном и горизонтальном) сечениях нескольких последовательных термограмм, измеренных в течение косметологической процедуры миолифтинга (воздействия импульсным электрическим током, приводящего к сокращению мышц лица)[32]

Особенности распределения температуры в области глаз

В работе [34] при помощи тепловизионных камер диапазона 3–5 мкм и 8–12 мкм приведены результаты исследований респределения температуры в области глаз и изменения температуры глаз в процессе акта моргания. В исследовании использовались 20 относительно здоровых людей в возрасте от 20 до 65 лет. Термограмма области глаз человека и распределение температур вдоль линий A_1B_1 и A_2B_2 приведены на рис. 2.5. б и в.

Вдоль линий A_1B_1 и A_2B_2 оценивалась асимметрия температурных профилей левого и правого глаза. В большинстве случаев выявлена асимметричность тепловых профилей для левого и правого глаза. В различных случаях, в соответствующих точках левого и правого глаза экспериментально наблюдается:

– одинаковая форма профилей, но различные значения температур;
– близкие значения температур, но различные формы профилей;
– различные значения температур и различная форма профилей;

– совпадение формы профилей и значений температур.

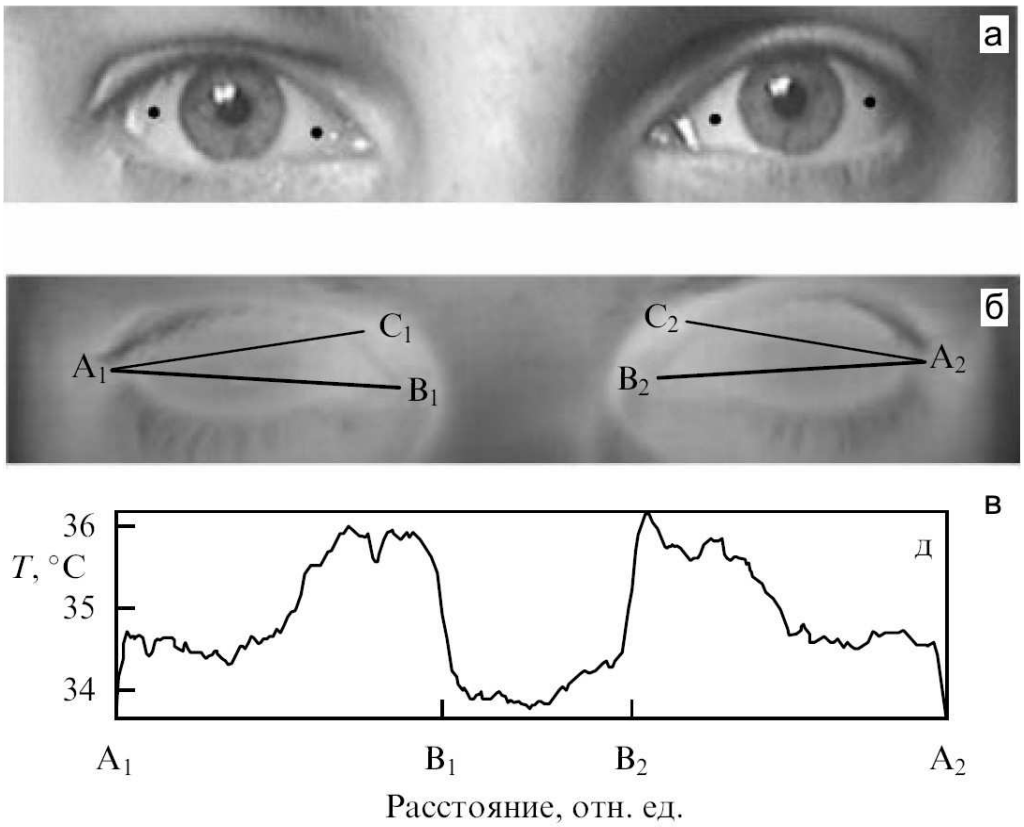


Рис. 2.5. Видимое изображение глаз, где точками обозначены области измерения температуры после открытия век – *а*, термограмма области глаз – *б* и температурный профиль вдоль линий A_1B_1 и A_2B_2 –*в* [34]

Установлено, что температура века в области переносицы (точки C_1 и C_2 рис.2.5. б) максимальна (T≈36.5 °C), и может использоваться в качестве дистанционного диагностического критерия для определения температуры человека. Она хорошо коррелирует с соответствующими (левая/правая сторона) значениями температуры в области слухового прохода, измеряемой с помощью стандартных медицинских ИК–термометров. Температура во внутреннем уголке глаза вблизи переносицы отличается от температуры в области слухового прохода не более чем на 0.5 °C. Хорошую корреляцию максимальной температуры глаз и средней температуры наружного слухового прохода наблюдали в других исследованиях [35, 14] (рис. 2.6.).

Высокая температура век в области переносицы может объясняться наличием шести интенсивно работающих мышц глаза и разветвленной сети кровоснабжения (напр. ресничная артерия). Эписклера и цилиарное тело, богатые кровеносными сосудами, могут испускать в окружающее пространство излучение, вызванное выделением тепла как за счет окислительно–метаболических процессов в мышцах, так и за счет хорошего кровоснабжения.

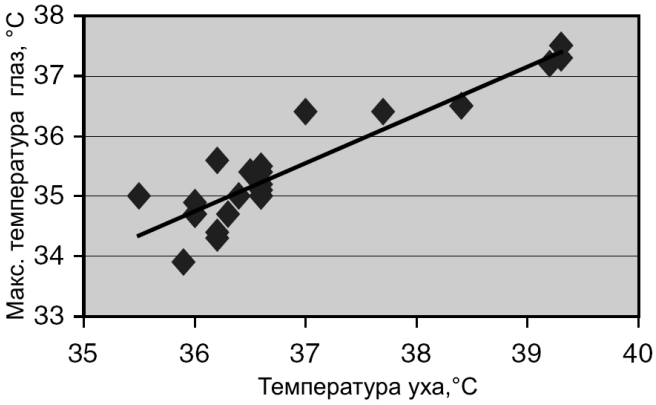


Рис. 2.6. Соотношение максимальной температуры области глаз и температуры наружного слухового прохода [14]

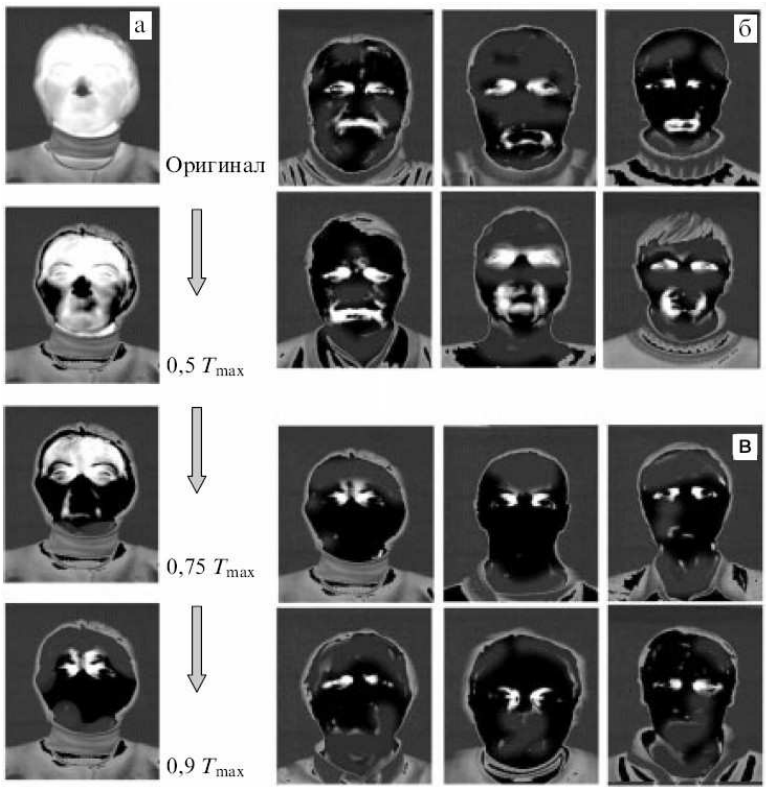


Рис. 2.7. Термограммы, выделяющие зоны лица с относительно высокой температурой: а – вид термограммы лица одного и того же человека при различных уровнях дискриминации температуры; б – термограммы группы людей с высокой температурой в области глаз и губ; в – термограммы группы людей с максимальной температурой в области глаз[15, 34]

Помимо области глаз относительно высокую температуру на лице имеет область губ. Изменяя порог дискриминации температур на термограмме (рис. 2.7. а) можно добиться яркой видимости самых нагретых участков поверхности лица. Выделяются группы людей с высокой температу-

рой в области глаз и губ (рис. 2.7. б) и группы людей с максимальной температурой только в области глаз (рис. 2.7. в)[15, 34].

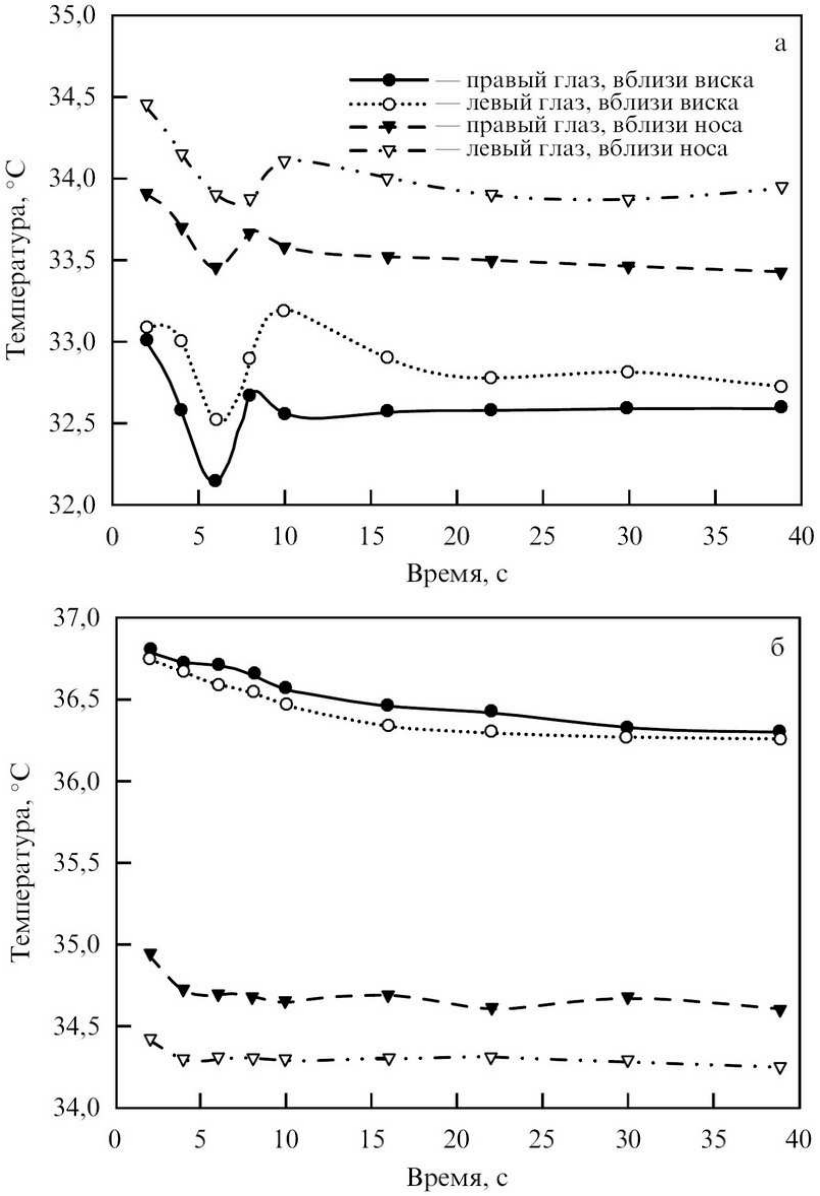


Рис. 2.8. Зависимость температуры глаз от времени после открытия век для двух различных людей (а) и (б) [15,34]

На рис. 2.8. приведены зависимости температуры глаза от времени при открытии век, которые измерялись в двух участках – ближе к виску и ближе к переносице (черные кружки на рис. 2.5. а).

Анализ формы температурных кривых при остывании стекловидного тела после открывания век выявил, что эта характеристика является индивидуальной для каждого человека [15, 34].

При комнатной температуре (около 20° С) после открытия век в течение первых 5 секунд происходит охлаждение стекловидного тела (рис. 2.8), в течение последующих 5 секунд температура глаз растет, превышая конечную температуру на 0.3 – 1 °С, далее температура постепенно снижа-

ется и достигает стационарного значения приблизительно через 10 секунд. Суммарное время переходного процесса составляет около 20 секунд. На рис. 2.8.б приведены временные зависимости температуры при открытии века, когда адаптационная способность кровеносных сосудов и системы увлажнения глаз снижена. Наблюдается различный характер переходного температурного процесса в одинаковых точках левого и правого глаза [34].

Температура в области зрачка ниже максимальной температуры в условиях отсутствия моргания в течение 5 – 10 секунд. Эта область может рассматриваться как область с наиболее равномерным распределением температур, среднеквадратичное отклонение значений температур составляет от 0.06 до 0.15 °С [34].

Стандартно в медицинской практике выполняются измерения температуры контактными термометрами в четырех областях: подмышечной впадине (в норме Т≈ 36.6 – 36.8°С), под языком (в норме Т≈36.7 – 36.8°С), в прямой кишке (в норме Т≈ 37°С), наружном слуховом проходе. При необходимости дистанционного измерения температуры первые три области являются недоступными, в такой ситуации область лица оказывается наиболее выгодной. Выявленные особенности распределения температуры в области глаз и наружного слухового прохода могут способствовать созданию систем предварительной экспресс диагностики в случае эпидемий и контроля инфекционных заболеваний в местах скопления большого количества народа (аэропортах, вокзалах). Тепловизор обеспечивает дистанционность термометрии, а знание особенностей распределения температуры на лице человека позволяет осуществить такую первичную диагностику.

а б

Рис. 2.9. Скрининговое обследование реализуемое с использованием тепловизионной техники [14]

Использование тепловизоров в скрининговой диагностике реализуется на специализированных пунктах (рис. 2.9.). Человек останавливается в квадратной зоне, отмеченной на полу (рис. 2.9. а), проводится запись статичной термограммы в фас и профиль (рис. 2.9. б), по которым измеряются температуры нескольких информативных областей. Таким образом, можно контролировать пересечение границ государства людьми с атипичной

пневмонией и другими пандемиями. На рис. 2.10. приведены гистограммы средней температуры в области уха и максимальной температуры в области глаз, регистрируемые для группы здоровых людей и людей с лихорадкой. Для группы людей с лихорадкой столбик гистограммы с максимальной амплитудой (мода гистограммы) смещается в сторону более высоких температур относительно гистограмм группы людей, представляющих норму, что в аэропортах и вокзалах позволяет выявлять инфицированных людей.

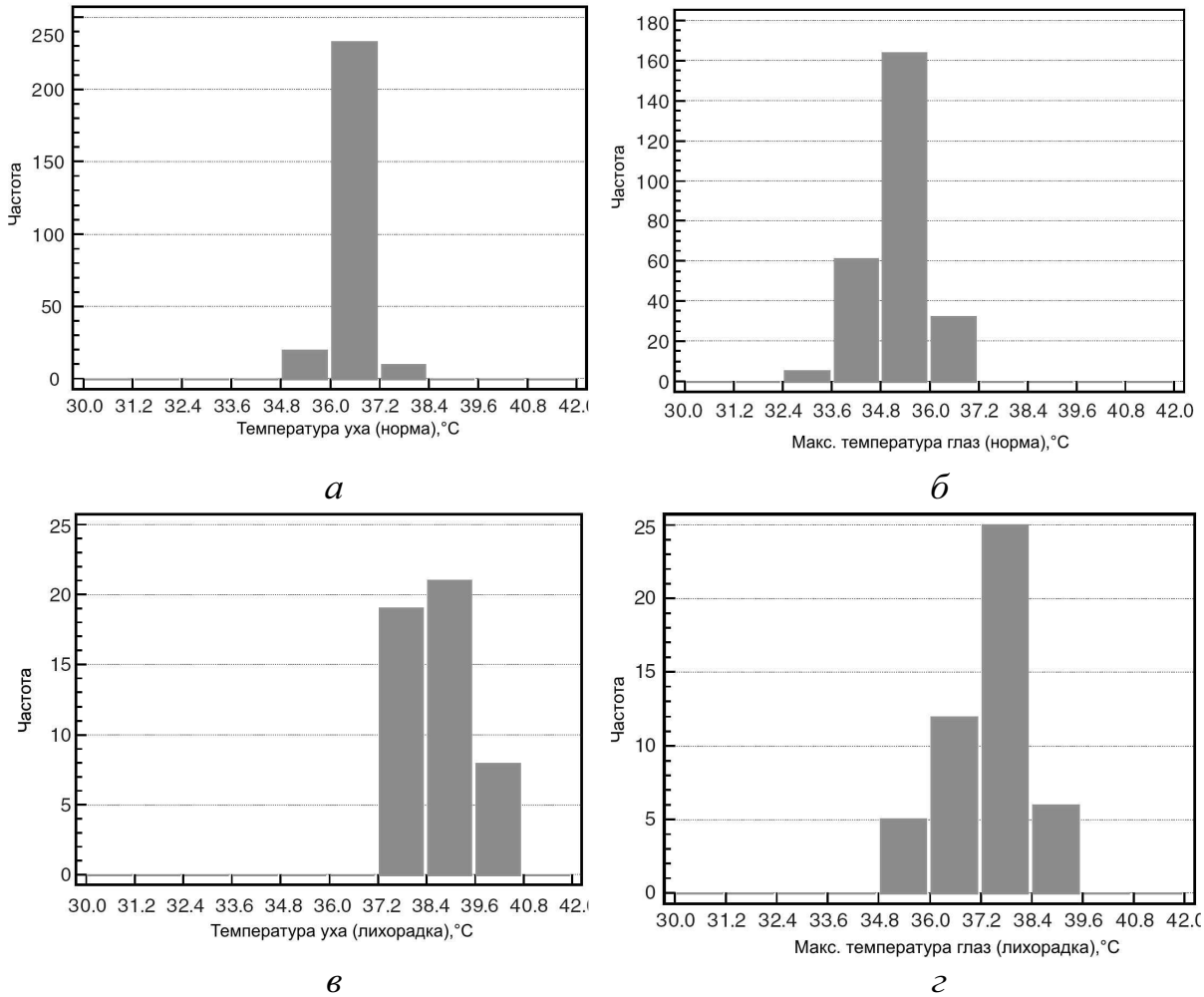


Рис. 2.10. Распределение температуры в области глаз и наружного слухового прохода для здоровых людей (*а, б*) и в случае лихорадки (*в, г*)

Соотношение температуры лба и сонной артерии

Пример на рис. 2.3. показал, что температура в области лба относительно стабильна при изменении окружающих условий. При проведении дыхательного теста на здоровых людях обнаружилось, что температура в области лба и сонной артерии (рис. 2.11.) изменяются со временем, но отношение температуры лба к температуре сонной артерии для здоровых людей является почти постоянной величиной: 1.005±0.025 [34].

Дыхательный тест проводился на 30 сравнительно здоровых людях разного пола и возраста (от 20 до 69 лет). Суть теста состояла в том, что

испытуемому предлагалось сделать не менее 5 глубоких вдохов и выдохов, а затем задержать дыхание на 25–30 секунд, во время проведения теста проводилась тепловизионная запись.

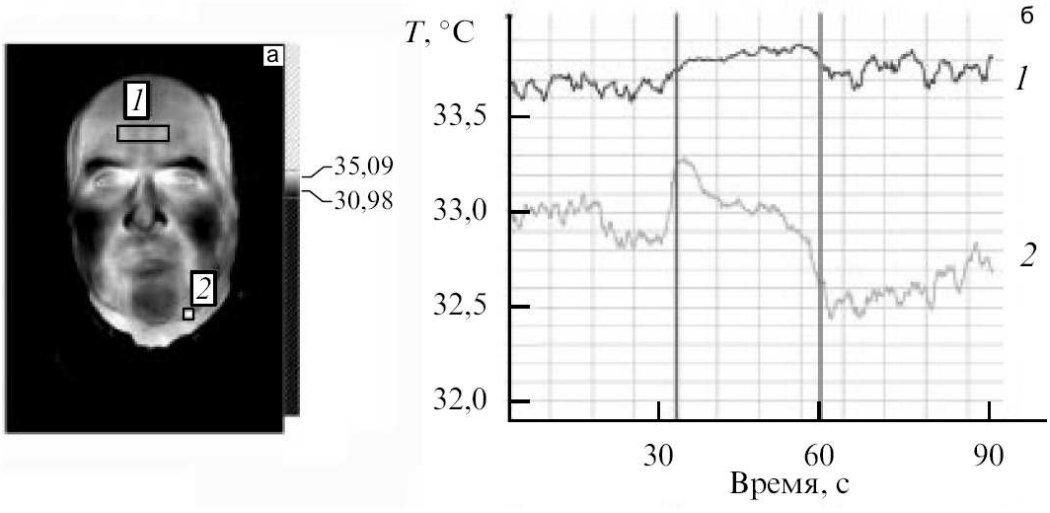


Рис. 2.11. Исследуемые области лица человека, проходившего дыхательный тест –*а*. Зависимость температуры от времени теста –*б* в области лба –1 и в области сонной артерии –2

На рисунке 11 *б* показаны временные зависимости средней температуры в области лба и сонной артерии (рис. 2.11. *а*). Вертикальными линиями на рисунке выделено отрезок времени задержки дыхания.

Проведенный тест показал отсутствие характерной температурной реакции в области лба и сонной артерии внутри исследованной группы. Температура в наблюдаемых областях может повышаться, понижаться или поддерживаться на относительно постоянном уровне. Зависимости, приведенные на рисунке 11 б, индивидуальны для каждого испытуемого.

2.3. Бесконтактное определение жизненно важных параметров организма человека

В физиологических экспериментах важно, чтобы объект исследования ощущал себя настолько свободно и естественно, насколько это возможно. Подсоединение к телу человека контактных датчиков может оказывать воздействие на его психофизическое состояние, что будет вносить искажения в экспериментальные данные и основанные на них заключения. Техники бесконтактных определений таких важных параметров как сердечный пульс, дыхание, эмоциональное состояние, оценка скорости кровотока представляют интерес для биомедицины, особенно при необходимости длительного мониторинга этих функций.

Измерение пульса на расстоянии

Пульс можно определять в области сонной артерии по последовательности термограмм, записанных в течение нескольких десятков секунд.

Оператор рисует линию, пересекающую сонную артерию (рис. 2.12.), измерение температуры вдоль этой линии в течение некоторого времени дает возможность захватить тепловые волнообразные изменения, вызванные пульсацией объема кровотока в сосуде.

В процессе измерения должны быть подобраны расстояние до объекта и оптика тепловизора так, чтобы размер поперечного сечения сонной артерии занимал не менее 5 пикселей термограммы. При недостаточном пространственном разрешении области интереса применяется интерполяция данных вдоль линии.

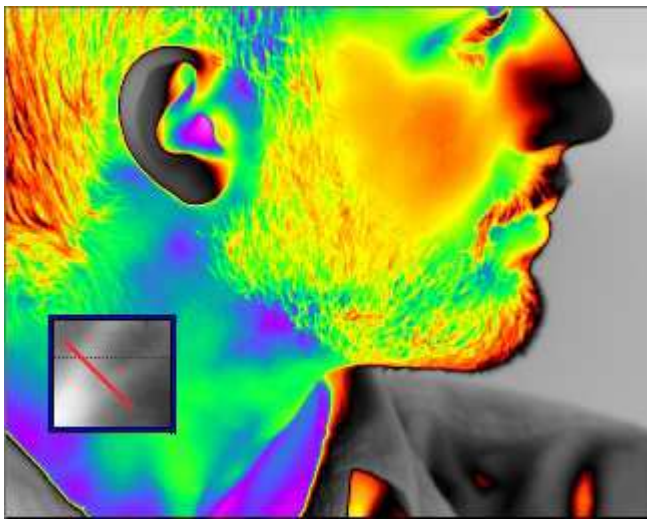


Рис. 2.12. Выделение области сонной артерии [36]

Совокупность N+1 точек вдоль измерительной линии на кадре t можно обозначить $g_t(x), x \in \{0,\ldots,N\}$. Эта функция аппроксимируется первыми пятью косинусами ряда Фурье, что дает сглаженную кривую $h_t(x), x \in \{0,\ldots,N\}$ в момент кадра t. Для поддержания постоянства выделенной области необходимо применять алгоритмы, отслеживающие положение головы, перемещения, вызванные движением диафрагмы и естественными моторными движениями.

Смещение сонной артерии при пульсации приводит к перемещению точки с максимальной температурой, находящейся на измерительной линии (рис. 2.12.). Эта вершинная точка (ridge point) соответствует середине сосуда, где скорость кровотока максимальна. Эту точку можно обозначить $r_t = \arg\max_x \{h_t(x)\}, x \in \{0,\ldots,N\}$. Изменение во времени положения вершинной точки образует вершинную линию (ridge line) $l_r(x,t), x \in \{0,\ldots,N\}, t \in \{1,\ldots,T\}$, показывающую смещение сосуда (рис. 2.13.). Кроме вершинной линии можно выделить граничные линии (boundary line) $l_b(x,t), x \in \{0,\ldots,N\}, t \in \{1,\ldots,T\}$, вычисляемые как изменение во времени мини-

мальной температуры измерительной линии, наложенной на сосуд. Граничные линии будут отражать расширение и сужение сосуда, происходящие во время систолы и диастолы, соответственно (рис. 2.13.).

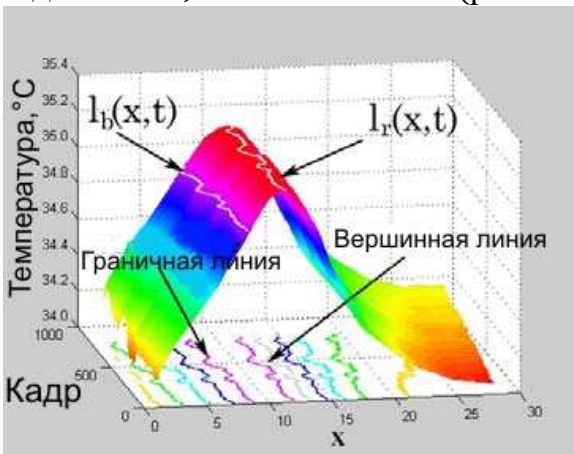


Рис. 2.13. Изменение температуры во времени вдоль измерительной линии.
x – координата измерительной линии[36]

Обработка данных основана на Фурье анализе, применяющемся к граничной функции $l_b(x,t)$ и вершинной функции $l_r(x,t)$. При длительном наблюдении (более 30 секунд) в Фурье спектре частот граничной и вершинной линий должна преобладать частота пульса, т.к. она более устойчива, чем белый шум. Приведем алгоритм вычисления частоты пульса с использованием функции $l_r(x,t)$ (для $l_b(x,t)$ вычисления выполняются аналогично):

1. Используется тригонометрический полином, для подготовки функции $l_r(x,t)$ к быстрому преобразованию Фурье (БПФ):

$$L_r(x,t) = l_r(x,t) - (\alpha\cos(t) + \beta), \tag{2}$$

где $\alpha = \frac{1}{2}(l_r(x,0) - l_r(x,T-1))$, $\beta = \frac{1}{2}(l_r(x,0) + l_r(x,T-1))$.

Такое представление функции $l_r(x,t)$ предотвращает явление Гиббса, когда при ограничении числа членов ряда Фурье в окрестностях скачков и разрывов восстановленного сигнала возникают осцилляции.

2. Функция $L_r(x,t)$ симметрично отображается функцией (3) и расширяется до периода 2T с использованием (4).

$$\forall t \in (0,T), L_r(x,T-t) = -L_r(x,t). \tag{3}$$

$$\forall t \in (0,2T), \forall k \in Z, L_r(x,t+k2T) = L_r(x,t), \tag{4}$$

где $\forall t, \forall k$ – означает для любого момента времени t и для любого числа k, соответственно.

3. Применяется классическое прореживание во времени (decimation – in time Cooley and Tukey) для получения спектра мощности $P_r(f)$ функции $L_r(x,t)$:

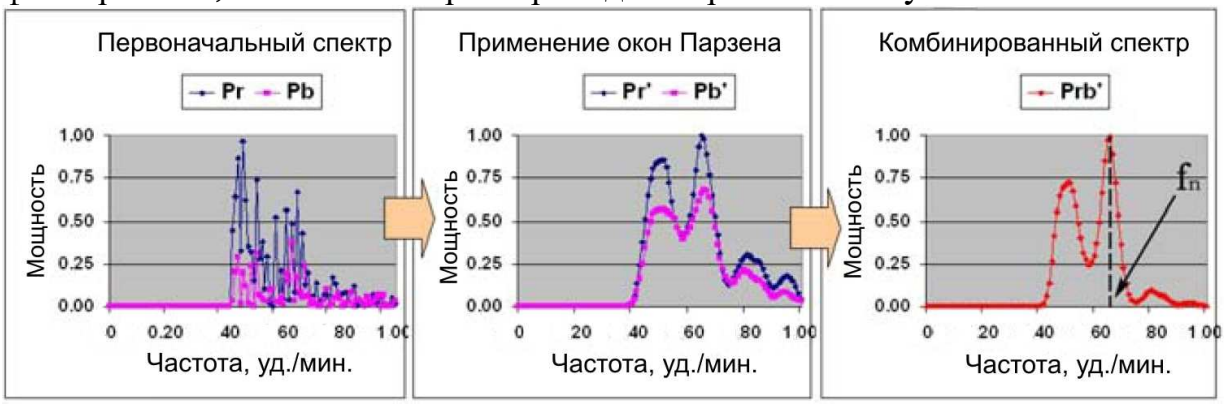
$$P_r(f) = F(L_r(x,t)). \tag{5}$$

4. Спектр мощности $P_r(f)$ представляется нормальным распределением $P_r^{'}(f)$ применением окна Парзена:

$$P_r^{'}(f) = \frac{1}{F}\sum_{i=1}^{F} W(f - f_i), \qquad (6)$$

где $W(z) = \frac{1}{\sigma_p\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(z-\mu_p)^2}{2\sigma_p^2}}$ – нормальное ядро окна Парзена, математическое ожидание $\mu_p = 0$, дисперсия $\sigma_p^2 = 0.1$. Величина дисперсии рассчитывается вспомогательным, независимым методом, определяющим вариацию частоты пульса.

Аналогичным способом вычисляется спектр мощности для граничной линии $P_b^{'}(f)$. Перемножая спектры $P_r^{'}(f)$ и $P_b^{'}(f)$, получаем спектр комбинированной модели $P_{rb}^{'}(f)$ (рис. 2.14. в). Частоты менее 40 уд./мин. отфильтрованы, т.к. они не характерны для нормального пульса человека.



а *б* *в*

Рис. 2.14. Нормированные спектры граничной и вершинной линии; *а*–первоначальные спектры $P_r(f)$ и $P_b(f)$;*б* – с применением окон Парзена; *в* – комбинированный спектр $P_{rb}^{'}(f)$ [36]

Частота, на которой спектр $P_{rb}^{'}(f)$ имеет максимум, должна соответствовать средней частоте пульса, определенной в области сонной артерии за период T. Максимум на рис. 2.14.*в* наблюдается на частоте 68 уд/мин, которая соответствует средней частоте пульса. В сравнении с контактным способом измерения пульса с использованием пьезоэлектрического датчика описанная методика показала соответствие результатов в 92 % случаев [36]. Однако, тепловизионные измерения пульса могут быть затруднены, если в исследуемых областях присутствует толстый жировой слой, рассеивающий тепловой поток от сосудов, тем самым сглаживая проявление пульсаций.

Бесконтактный мониторинг дыхательной функции

Мониторинг дыхательной функции используется во многих задачах: при проверке на полиграфе, при изучении процесса сна, на спортивных занятиях, для предсказания синдрома внезапной смерти у новорожденных, и общего наблюдения пациентов [37].

Дыхательный цикл состоит из вдоха, выдоха и паузы, следующей за выдохом. При спокойном грудном дыхании вдох обеспечивается отрицательным давлением, созданным внутри грудной клетки сокращением диафрагмы. Выдох является пассивным процессом, в котором поток воздуха создается восстановлением формы упругих стенок легких. В паузе после выдоха происходит выравнивание атмосферного давления в легких. Длительность дыхательного цикла определяется временем от начала вдоха до конца паузы, следующей за выдохом. В описываемом методе пауза после выдоха и вдох рассматриваются единым этапом, в котором не создается потока выдыхаемого воздуха.

Одним из способов бесконтактного мониторинга дыхания является тепловизионная съемка [37]. Измерения проводятся матричной камерой, работающей в диапазоне 3–5 мкм, в затемненной комнате, чтобы избежать проблем с отражением. Камера располагается на расстоянии 2 метров от человека, осуществляется съемка области лица в профиль (рис. 2.15.). На термограмме отделяется область фона от области кожи лица с использованием адаптивного порогового алгоритма [38]. Кончик носа считается самой правой точкой изображения лица, на некотором расстоянии от носа располагается область интереса в форме прямоугольника размером 21×9 пикселей. Далее применяются статистические методы анализа только к области выделенной прямоугольником.

а *б*

Рис. 2.15. Термограммы с выделенной прямоугольной областью, снятые на стадии вдоха – *а* и выдоха – *б*

Методика определения частоты дыхания включает в себя стадию тренировки и стадию тестирования. Стадия тренировки проводится индивидуально для каждого человека. В прямоугольной области (рис. 2.15.) отслеживается распределение температуры, пользователь выделяет кадры, принадлежащие полному дыхательному циклу (вдох – выдох). Для каждого кадра k полученного на стадии тренировки, вычисляется среднее значение температуры в области прямоугольника $\overline{T}_k$. Затем среди найденных значений $\overline{T}_k$ находится максимальное – $\overline{T}_{k_{\max}}$, минимальное $\overline{T}_{k_{\min}}$ и значение

$\overline{T}_{\frac{(k_{\max}+k_{\min})}{2}}$, определяемое для кадра расположенного посередине между кадрами с $\overline{T}_{k_{\max}}$ и $\overline{T}_{k_{\min}}$.

Считается, что все значения температур лежащие от $\overline{T}_{k_{\min}}$ до $\overline{T}_{\frac{(k_{\max}+k_{\min})}{2}}$ соответствуют распределению температур в фазе вдоха (inspiration distribution), значения температур от $\overline{T}_{\frac{(k_{\max}+k_{\min})}{2}}$ до $\overline{T}_{k_{\max}}$ – распределению температур в фазе выдоха (expiration temperature). Предполагается, что распределения температур вдоха и выдоха являются нормальными, для каждого из них вычисляются математическое ожидание и дисперсия.

Стадия тренировки использует запись трех полных дыхательных циклов, для каждого цикла вычисляется математическое ожидание и дисперсия распределений вдоха и выдоха. Затем по трем циклам определяются их средние значения, чем заканчивается этап тренировки.

В течение стадии тестирования значение каждого пикселя прямоугольной области x_t в момент времени t представляется суммой двух распределений:

$$f(x_t) \sim \pi_{i,t} N(\mu_{i,t}, \sigma_{i,t}^2) + \pi_{e,t} N(\mu_{e,t}, \sigma_{e,t}^2), \tag{7}$$

где $\pi_{i,t} + \pi_{e,t} = 1$, $N(\mu_{i,t}, \sigma_{i,t}^2)$ – нормальное распределение температур вдоха (inspiration), $N(\mu_{e,t}, \sigma_{e,t}^2)$ – нормальное распределение температур выдоха (expiration), а $\pi_{i,t}$ и $\pi_{e,t}$ – их относительные веса в сумме (7).

В начале этапа тестирования (t=0) распределения вдоха и выдоха равновероятны, поэтому $\pi_{i,t} = \pi_{e,t} = 0.5$, а математическое ожидание и дисперсия соответствуют значениям, вычисленным на этапе тренировки:

$$f(x_0) \sim 0.5 \cdot N(\mu_{i,0}, \sigma_{i,0}^2) + 0.5 \cdot N(\mu_{e,0}, \sigma_{e,0}^2). \tag{8}$$

В последующие моменты времени t > 0 для каждого пикселя x_t прямоугольной области ведется сопоставление температуры, определенной детектором в момент t и распределения, полученного на предыдущем кадре в момент t–1. Для этого значение температуры θ_{x_t} для пикселя x_t термограммы связывается с нормальным распределением g_t, для которого математическое ожидание $\mu_{g,t} = \theta_{x_t}$, а дисперсия $\sigma_{g,t}^2$ равна квадратному корню температурной чувствительности тепловизора.

Затем вычисляются меры дивергенции Джеффри (9, 10) (Jeffrey's divergence measures), измеряющие расхождение измеряемого распределения g_t и распределений температур вдоха $f_{i,t-1}$, выдоха $f_{e,t-1}$:

$$J(f_{i,t-1}, g_t) = \frac{1}{2}\left(\frac{\sigma_{i,t-1}}{\sigma_{g,t}} - \frac{\sigma_{g,t}}{\sigma_{i,t-1}}\right)^2 + \left(\frac{1}{\sigma_{i,t-1}^2} + \frac{1}{\sigma_{g,t}^2}\right) \cdot (\mu_{i,t-1} - \mu_{g,t})^2, \tag{9}$$

$$J(f_{e,t-1}, g_t) = \frac{1}{2}\left(\frac{\sigma_{e,t-1}}{\sigma_{g,t}} - \frac{\sigma_{g,t}}{\sigma_{e,t-1}}\right)^2 + \left(\frac{1}{\sigma_{e,t-1}^2} + \frac{1}{\sigma_{g,t}^2}\right) \cdot (\mu_{e,t-1} - \mu_{g,t})^2. \tag{10}$$

Экспериментальное распределение g_t будет ближе к тому распределению, для которого дивергенция будет меньшей, т.е. будет ближе либо распределение вдоха $f_{i,t-1}$,либо распределение выдоха $f_{e,t-1}$. Распределение с меньшей дивергенцией называют победившим $f_{w,t-1}$ (winning distribution), другое – проигравшим $f_{l,t-1}$ (loosing distribution). На основе этой информации обновляются параметры функции (7). Веса π обновляются для победившего и проигравшего распределений, а математическое ожидание и дисперсия – только для победившего. Веса для обоих распределений обновляются следующим образом:

$$\begin{aligned} \pi_{w,t} &= (1-\rho)\pi_{w,t-1} + \rho, \\ \pi_{l,t} &= (1-\rho)\pi_{l,t-1}. \end{aligned} \tag{11}$$

Математическое ожидание и дисперсия для выигравшего распределения обновляются как:

$$\mu_{w,t} = (1-\rho)\mu_{w,t-1} + \rho \cdot \mu_{g,t} \tag{12}$$

$$\sigma^2_{w,t} = (1-\rho)\sigma^2_{w,t-1} + \rho\sigma^2_{g,t} + \rho(1-\rho)(\mu_{g,t} - \mu_{w,t-1})^2 . \tag{13}$$

Обучающийся параметр ρ вычисляется по формуле

$$\rho = e^{-\frac{1}{2}\left[\frac{\frac{1}{2}(\mu_{g,t} - \mu_{w,t-1})}{\sigma_{w,t-1}}\right]^2} . \tag{14}$$

В итоге пиксель x_t будет отнесен к тому распределению, которое имеет наибольший обновленный вес π. Число пикселей в прямоугольной области, отнесенных к распределению вдоха, обозначается $C_{i,t}$, к распределению выдоха $C_{e,t}$. Если $C_{i,t} > C_{e,t}$, то кадр относится к стадии вдоха, иначе к стадии выдоха. Как только обнаружится завершение полного дыхательного цикла, частота дыхания будет вычислена с использованием временных меток кадров в цикле. Таким образом, возможно определение количества циклов вдоха–выдоха.

Соответствие частоты дыхания, определенной данным методом, по сравнению с методом, использующим контактные датчики, составило для различных испытуемых от 84% до 98% [37].

Бесконтактное определение эмоционального состояния человека

Было обнаружено, что в состоянии стресса увеличивается кровоток в центральной области лба наблюдаемого объекта, что приводит к локальному повышению температуры, которое может быть измерено тепловизором [39].

В [40] показано, что уровень перфузии в области глазницы, оцениваемый по последовательности термограмм, позволяет обнаруживать даже незначительные изменения температуры, например при прохождении проверки на полиграфе. Движения глаз могут вносить искажения в экспериментальные данные, в этом отношении оценка уровня перфузии крови в области лба более выгодна.

Для определения уровня стресса выделяют прямоугольную область лба, содержащую центральные сосуды (рис. 2.16.).

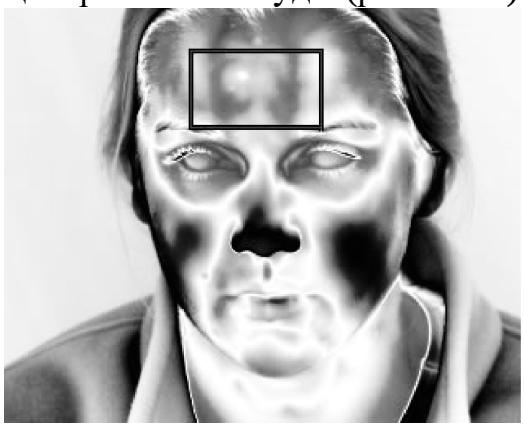


Рис. 2.16. Выделение области лба на термограмме [39]

Для сохранения положения выделенной области ведется слежение за движениями головы. Вычисления выполняются по значениям температур 10% пикселей, имеющих самую высокую температуру, которые соответствуют центральным сосудам области лба (рис. 2.16. *б*).

Температурный сигнал с области лба вычисляется усреднением температур самых нагретых точек для каждого кадра последовательности термограмм.

Для создания стрессовых условий можно использовать тест Струпа [41, 39]. В течение теста Струпа испытуемому предъявляются слова, обозначающие название цвета и имеющие несовпадающий цвет букв. Например, написано слово «зеленый», а буквы этого слова имеют красный цвет. Правильным ответом в этом случае будет красный. Неопределенность в ответ вносит конфликт между произносимыми словами и видимой информацией.

Во время прохождения теста Струпа время предъявления слов постепенно уменьшается, это приводит к стрессовой ситуации, вызываемой уменьшением времени на ответ и увеличением числа ошибочных ответов.

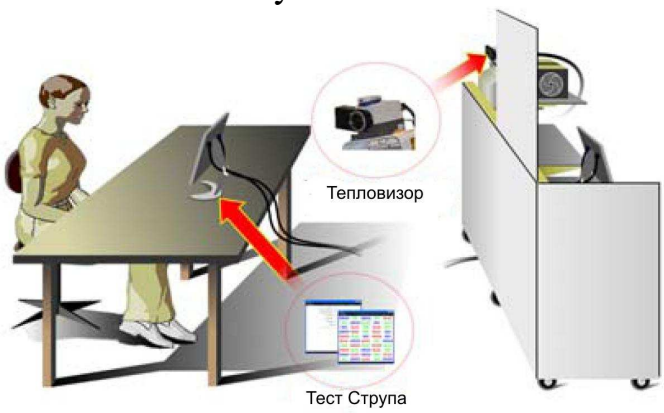


Рис. 2.17. Процесс тепловизионной записи области лица при прохождении теста Струпа [39]

Для определения стрессового состояния предварительно на протяжении 10 минут проводят запись термограмм человека в спокойном состоянии, затем запускается тест Струпа, длящийся 10 минут (рис. 2.17.).

Для того чтобы не оказывать влияния на испытуемого оператор, управляющий процедурой тестирования, располагается за экраном.

Запись проводится с частотой около 30 кадров в секунду, получают временные зависимости температуры, кровотока и объема крови в спокойном состоянии и во время прохождения теста Струпа (рис. 2.18).

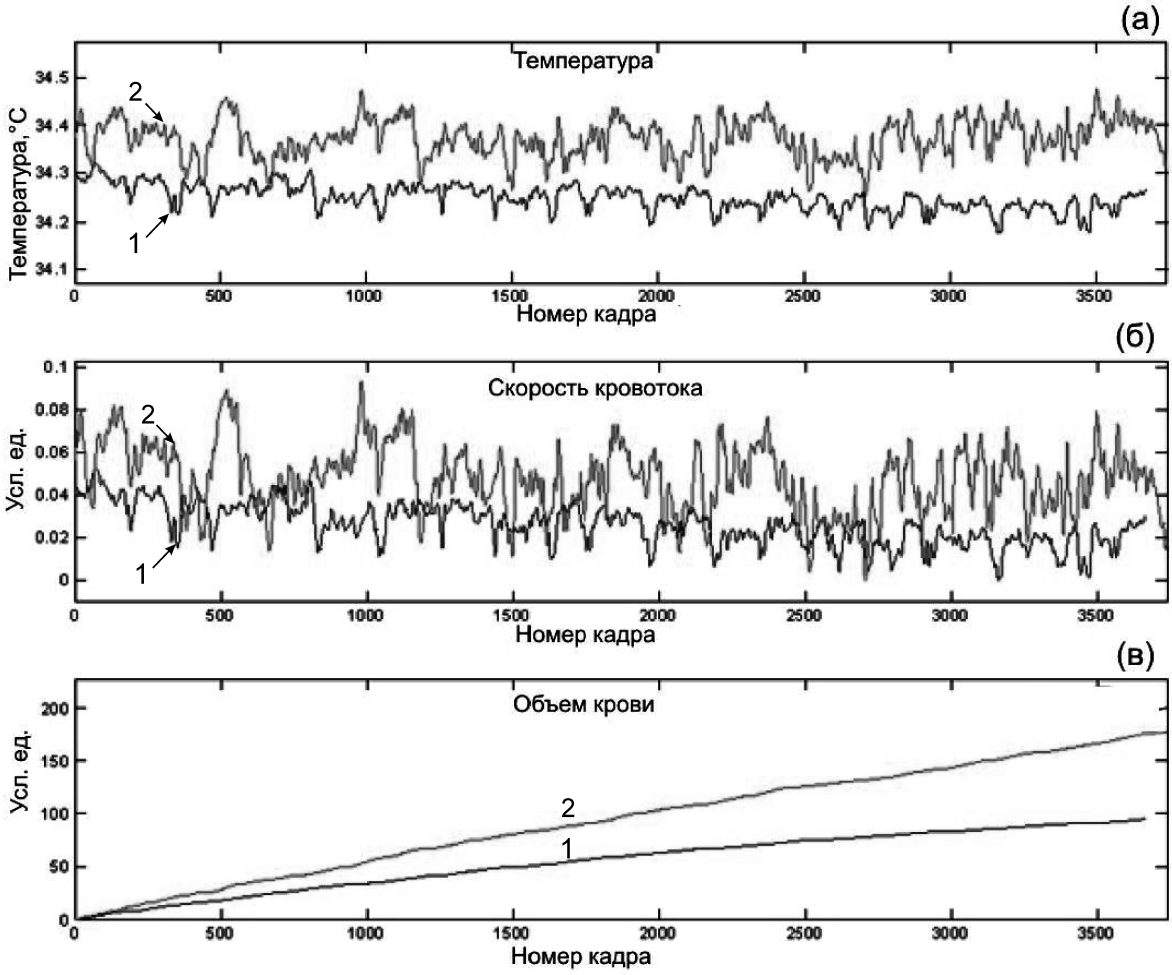


Рис. 2.18. Временные зависимости температуры – *а*, скорость кровотока – *б* и объема крови – *в*. 1 – данные, полученные в спокойном состоянии, 2 – данные, полученные во время прохождения теста Струпа [39]

Скорость кровотока обратно пропорциональна отклонению температуры кожи от температуры ядра тела человека [40]. В предположении малости составляющей метаболического тепла, термодинамическое уравнение для скорости кровотока запишется в виде:

$$\frac{dV_s}{dt} = \frac{T_B\left(C_s + \frac{K_c}{3d}\right) - C}{(T_B - T_s)^2} \cdot \frac{dT_s}{dt}, \qquad (15)$$

где V_s– скорость кровотока на уровне кожи, T_B=37°C (310° K) – температура ядра тела человека, T_s – температура поверхности кожи,

K_c= 0.168 ккал/(м·час·К) – теплопроводность кожи, d– расстояние от поверхности кожи до точки, где измеряется температура ядра, C и C_s – константы.

Величина $T_B\left(C_s+\frac{K_c}{3d}\right)-C$ является константой. Производная $\frac{dT_s}{dt}$ вычисляется разностными приближениями, где приращение температуры подсчитывается сравнением последовательных кадров, а приращение времени равняется временному промежутку между кадрами. Таким образом, возможно вести подсчет величины $\frac{dV_s}{dt}$, интегрирование которой дает скорость кровотока на поверхности V_s.

Объем крови (рис. 2.18. в) вычисляется суммированием значений временной зависимости скорости кровотока (рис. 2.18. б). Вычисляемый объем крови используется как тепловой индикатор стресса.

Уровень стресса может надежно определяться измерениями энергозатрат по уровню кислорода, потребляемого человеком при дыхании. Сравнение нормированных результатов тепловизионного метода и метода измерения энергозатрат для 12 испытуемых представлено на рисунке 19.

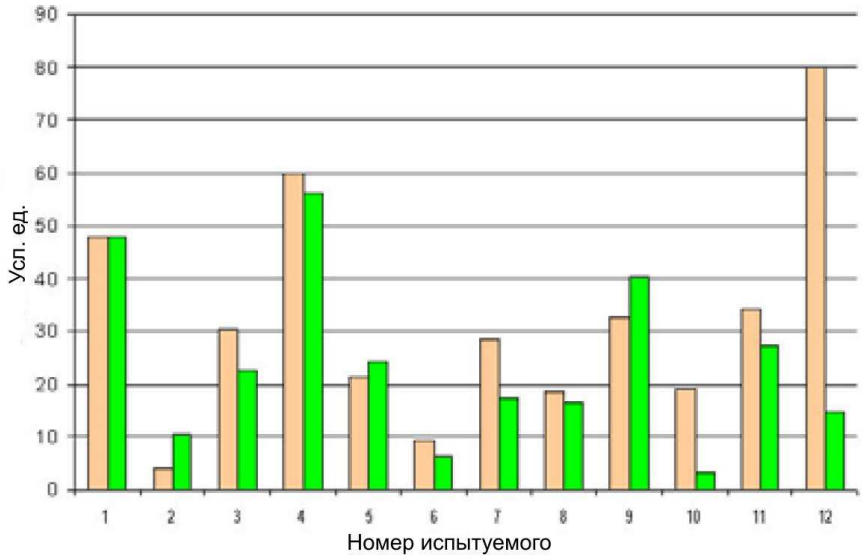


Рис. 2.19. Сравнение тепловизионного метода и метода измерения энергозатрат [39]. Темные столбики – тепловизионный метод, светлые столбики – метод измерения энергозатрат

Если исключить 12 испытуемого, то по критерию Пирсона коэффициент корреляции результатов двух методов r= 0.92 (–1≤ r ≤+1), что является хорошим результатом [39].

2.4. Влияние кровотока на распределение температуры кожи руки

Уровень перфузии крови и тоническое состояние приповерхностных сосудов являются одними из основных факторов, определяющих поверхностное распределение температуры. Изучение процессов кровообращения и тепловой инерции поверхности посредством регистрации её температуры представляет интерес для диагностики сосудистых дисфункций [19] и сопутствующих им заболеваний [20], для контроля ожоговой или пересаженной кожной ткани, для выявления раковых опухолей [21].

Роль кровообращения в поглощении и распределении теплового излучения

Наблюдать изменение кровотока можно в частности при тепловых и холодовых пробах или при искусственном нарушении кровообращения. Покажем на примере эффективность рассеяния большого количества энергии излучения кожным кровотоком при тепловой нагрузке [14, глава 6].

Для этого можно использовать, например, инфракрасную лампу Hydrosun 501 с мощностью излучения 400 Вт/см^2, которая излучает в диапазоне IR–A и обычно используется для терапевтических целей. Для предотвращения поражения кожи лампа содержит закрытую капсулу с водой, поглощающую излучение на длинах волн поглощения излучения OH–группами.

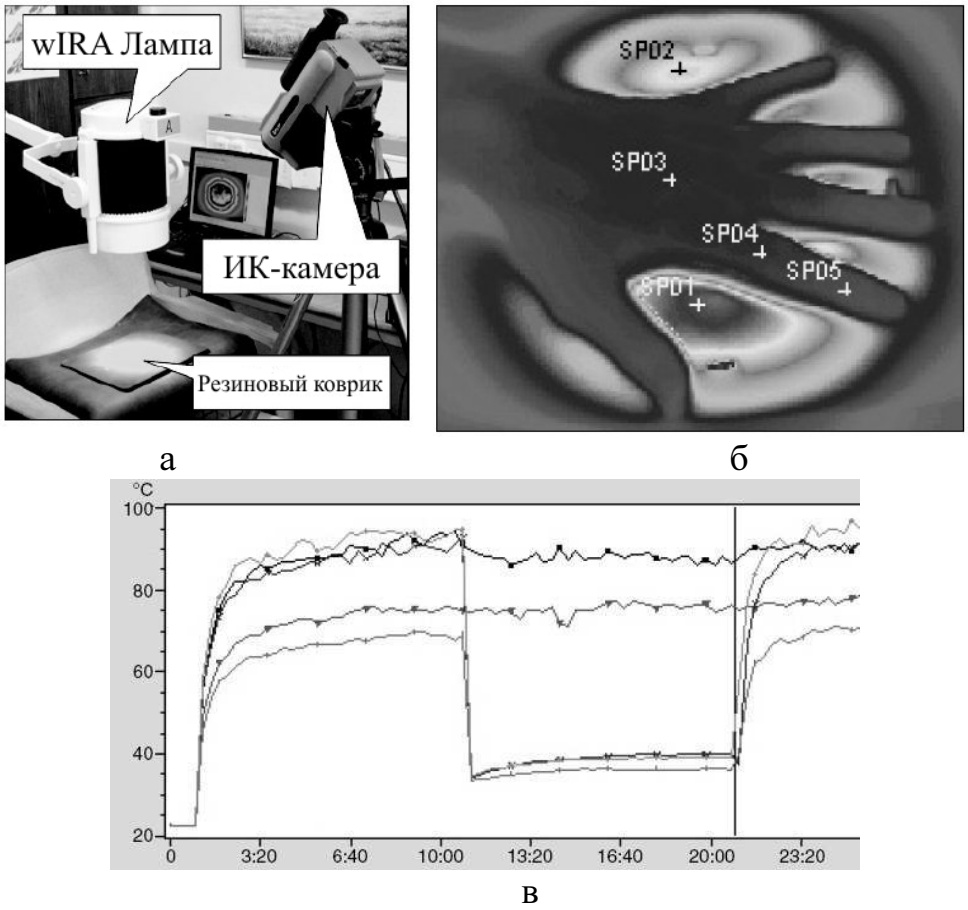


Рис. 2.20. Рассеяние тепловой энергии кожным кровотоком

В эксперименте (рис. 2.20. а) резиновый коврик с коэффициентом излучения близким к единице облучался на протяжении 25 минут излучением от лампы. Температура регистрировалась тепловизионной камерой в 5 выбранных точках коврика (рис. 2.20. б) с расстояния 25 см. В течение первых 10 минут облучения поверхность коврика нагревалась выше 90°С (рис. 2.20. в), затем на коврик помещалась рука мужчины без нарушений кровообращения и через 10 минут удалялась. Во время присутствия руки на коврике три из пяти точек регистрировали температуру её поверхности. Видно, что температура руки при нагревании лампой не поднималась выше 40 °С. После наложения руки на коврик человек не ощущал дискомфорта, хотя температура поверхности коврика на много превышала температуру поверхности ладони. Эти явления объясняются низкой теплоемкостью резинового материала коврика в сочетании с высокой скоростью кожного кровотока, рассеивающего тепло от лампы.

Другой эксперимент [14, глава 6] продемонстрирует важность целостности кровотока конечности и возможные последствия при его нарушении. В эксперименте тыльная поверхность ладони женщины (без выявленных патологий) облучалась такой же инфракрасной лампой в течение нескольких минут. Регистрировалась точечная температура пальцев и средняя температура тыльной стороны ладоней обеих рук (рис. 2.21. а).

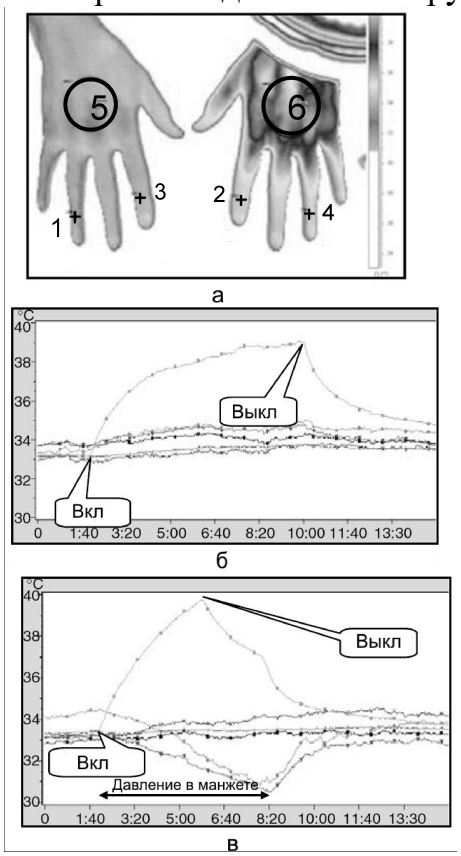


Рис. 2.21. Нагревание и охлаждение кожи тыльной стороны левой ладони (измерение температуры в точках 1,2,3,4 и зонах 5, 6) – *а* при естественной – *б* и нарушенной – *в* циркуляции крови

Нагревание пальцев кистей не проводилось. В первом случае (рис. 2.21. б) осуществлялся нагрев тыльной стороны левой ладони при естественном кровообращении, во втором (рис. 2.21. в) – при нарушенном кровообращении. Кровообращение нарушалось созданием полной окклюзии плечевой артерии с помощью манжеты, накладываемой на плечо и созданием в ней давления выше систолического.

На верхнем рисунке 21 б видно, что после включения инфракрасной лампы тыльная поверхность левой ладони начинает нагреваться, температура пальцев повышается незначительно, температура правой ладони на облучение не реагирует. Нагрев до температуры 39° С происходил приблизительно за 8 минут, а после выключения нагревателя температура поверхности левой ладони плавно восстанавливалась до нормальных значений. В случае окклюзии плечевой артерии (рис. 2.21. в) после включения лампы наблюдался более интенсивный рост температуры поверхности левой ладони и уменьшение температуры её пальцев.

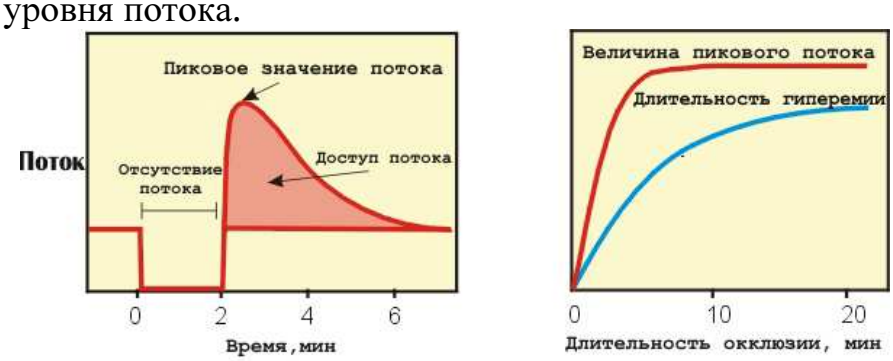
Нагревание до температуры 39 °С происходило почти в 2 раза быстрее, чем в случае нормального кровообращения. Лампа выключалась, как только температура кожи ладони начинала приближаться к опасным значениям. После выключения лампы окклюзия продолжала поддерживаться еще несколько минут, при этом температура тыльной стороны спадала более плавно, чем в случае (б). Далее кровообращение восстанавливалось до нормального, что отображается изменением интенсивности остывания тыльной стороны ладони и повышением температуры пальцев до первоначального уровня.

Эти два примера показывают важную роль циркуляции крови в распределении энергии поглощаемой поверхностью кожи. Вместе с тем искусственное нарушение кровообращения и происходящие при этом сосудистые реакции существенно меняют характер температурного отклика конечности на внешние воздействия. Это дает возможность исследовать и разрабатывать диагностические методики, основанные на чувствительности временных зависимостей температуры к различным видам внешних нагрузок и на выявлении нормальной и патологической реакции.

Тепловизионная диагностика сосудистых патологий с использованием окклюзионной пробы

Окклюзионной (манжеточной) пробой называют вид нагрузки, при которой искусственно прерывается артериальный кровоток в конечности, а затем, через несколько минут, вновь восстанавливается. Перекрытие артериального кровотока сопровождается перекрытием и венозного кровотока. Реакцию на окклюзионную пробу можно оценивать, наблюдая за изменением кровенаполнения тканей и содержанием различных веществ в крови, например, кислорода. Окклюзионная проба является распространенной диагностической методикой в допплеровской флоуметрии, т.к. окклюзия напрямую влияет на скорость кровотока.

На рисунке 2.22. а схематично изображена зависимость потока крови в артериях. При пережатии артерии кровоток падает (рис. 2.22. а), после двухминутной окклюзии наблюдается гиперемия, т.е. избыточное наполнение сосудов кровью, при этом значение потока крови превышает первоначальное. Затем длится стадия гиперемии до восстановления первоначального уровня потока.



(а) (б)

Рис. 2.22. Зависимость потока крови от времени при создании окклюзии – а. Зависимости величины пикового потока и длительности гиперемии от длительности окклюзии – б

На рисунке 22 б изображены зависимости величины пикового потока и длительности гиперемии от длительности окклюзии. Видно, что при пятиминутной окклюзии пиковое значение кровотока почти достигает максимума, а значение длительности гиперемии при этом составляет половину от максимального значения.

Нарушение кровоснабжения конечности при проведении окклюзионной пробы вызывает изменение концентрации кислорода в тканях, сосудистые реакции, изменяется уровень кровенаполнения тканей – как следствие, происходят температурные изменения на поверхности кожи, которые могут регистрироваться тепловизором.

Тепловизионную запись реакции на окклюзионную пробу можно проводить следующим способом. За сутки до теста пациентам рекомендуется отказаться от приема тонизирующих и спиртных напитков, вазоактивных препаратов и за 20 минут до теста отказаться от курения. Перед проведением пробы пациент адаптируется к комнатным условиям и к определенному положению тела в течение 10–15 минут, измеряется артериальное давление. Рука пациента фиксируется ладонью вверх. Во время теста окклюзия создается наложением на плечо манжеты и созданием в ней давления превышающего систолическое на 20 - 50 мм.рт.ст.. Тепловизионная запись кисти руки со стороны ладони (рис. 2.23.) проводится в предокклюзионный, окклюзионный и постокклюзионный период. Время периодов может быть выбрано, например, 60, 120 и 120 секунд соответственно. Затем на записанной термограмме выделяются области дистальных фаланг пальцев (рис. 2.23.), где определяется изменение средней температуры выделенной области на протяжении всего теста.

На рисунке 2.24., в качестве примера, приведена временная зависимость средней температуры кончиков пальцев у пациента без диагностированных сосудистых нарушений – (а) и пациента с диагнозом соединительно–тканная дисплазия – (б).

В предокклюзионной фазе, когда давление в манжете отсутствует, измеряется начальный уровень температуры, значение которой не постоянно даже при постоянстве внешних условий, и медленно меняется со временем вследствие естественных биологических ритмов [15].

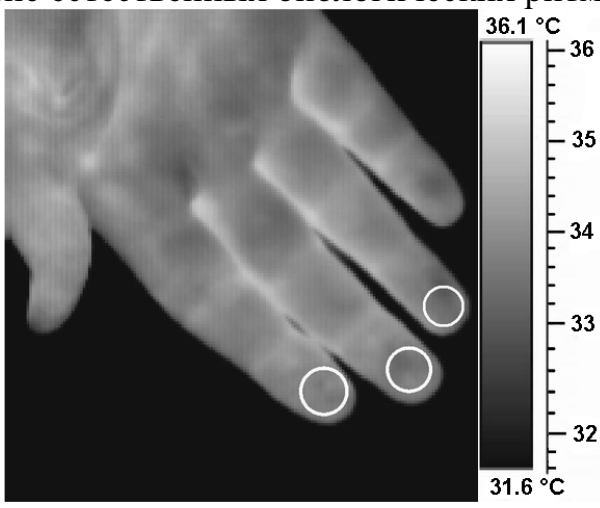


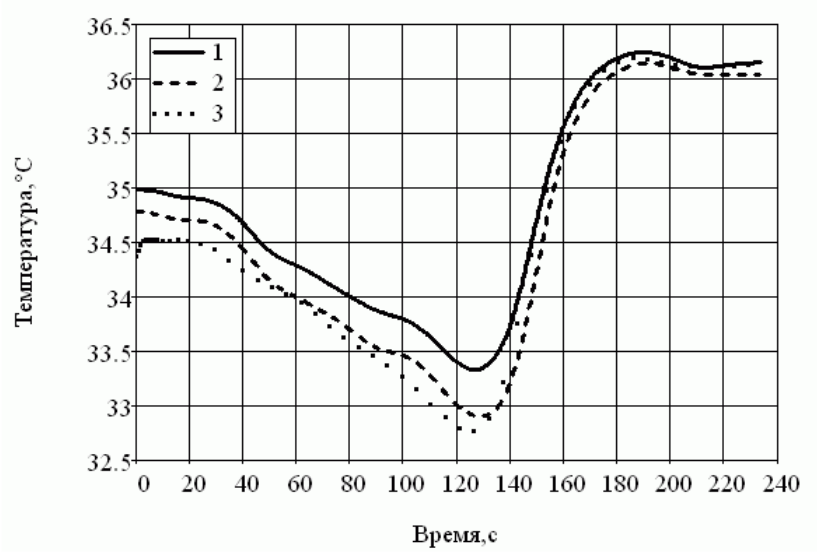
Рис. 2.23. Тепловизионное изображение кисти руки. На дистальных фалангах пальцев круглыми областями выделены области интереса

В стадии окклюзии (рис. 2.24.а) наблюдается снижение температуры, на рисунке 2.24. б снижение температуры выражено слабее. Снижение температуры объясняется отсутствием притока по сосудам нагретой артериальной крови и оттоком крови по направлению к магистральным сосудам за счет сосудистых реакций.

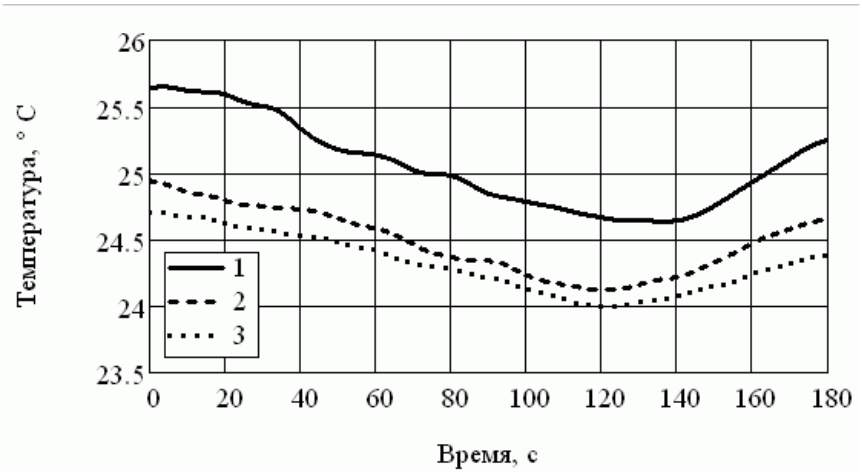
При окклюзии в созданных условиях гипоксии тканей эндотелий сосудов рефлекторно реагирует выделением вазодилататоров, например, таких как оксид азота NO или аденозин, что должно приводить к расширению сосудов и повышению их объемного наполнения кровью, а, следовательно, к сохранению скорости обменных процессов. Секреция дилататоров эндотелиальными клетками стимулируется деформацией сдвига, вызываемой изменяющимся во времени давлением крови, а в данном случае принудительной окклюзией. При снятии давления с плечевой артерии и начале периода постокклюзии, нагретая артериальная кровь заполняет расширенные сосуды и капилляры, в результате чего происходит реактивная гиперемия, приводящая к избыточному разогреву кончиков пальцев (по отношению к начальному уровню температуры).

В [22] отмечается, что у больных артериальной гипертонией I стадии окклюзионная проба вызывает вазоконстрикторные ответные реакции сосудов в 92,9 % случаев и только в 7,1% вазодилататорные ответные реак-

ции. В контрольной группе все реакции на окклюзионную пробу носят вазодилататорную направленность. Таким образом, признаком артериальной гипертонии может быть уменьшение температуры кончиков пальцев в постокклюзионный период, в норме данная температура должна повышаться. Максимальная постокклюзионная гиперемия может характеризовать соотношение нефункционирующих и нормальных сосудов, по их способности открываться в ответ на постокклюзионный приток крови [23].



а



б

Рис. 2.24. Временные зависимости средней температуры в области дистальных фаланг указательного и среднего пальцев. Пациент без диагностированных нарушений сосудистой стенки–а и пациент с диагнозом соединительно–тканная дисплазия –б. 1- для безымянного пальца, 2- для среднего пальца, 3- для указательного пальца.

Также с помощью окклюзионной пробы достаточно наглядно, быстро и надежно можно получить данные о типе микроциркуляции крови у

пациента, установив нормоциркуляторный, ангиоспастический или гиперемический тип микроциркуляции [24].

Асимметричное изменение температуры ладони и пальцев при окклюзии может говорить о нарушении функционирования нервов, т.к. повреждение лучевого, локтевого или срединного нервов, снабжающих руку, сопровождается вазодилатацией иннервируемой области, что увеличивает кровоток и повышает этим температуру поверхности.

Наблюдать динамичное изменение температуры возможно не только с помощью проведения окклюзионной пробы, но и при локальном нагревании (охлаждении) поверхности, как было показано ранее в примере к рисунку 2.21. Измеренные параметры инерции нагрева ткани могут нести важную диагностическую информацию.

Измерение тепловой инерции тепловизионным методом

Тепловая инерция может быть определена как квадратный корень из произведения теплопроводности, удельной теплоемкости и плотности и рассматриваться как степень изменения температуры кожи, когда на её поверхность падает тепловое излучение [26, 27]. Тепловая инерция, как показали Хуанг (Huang) и Тогава (Togawa) [27], может использоваться для оценки уровня перфузии крови в тканях.

Математическое выражение для температуры поверхности кожи может быть получено из теории теплового потока [28]. Ступенчатое изменение температуры окружающей среды приводит к изменению температуры поверхности кожи вследствие изменения радиационного окружения. Зависимость температуры поверхности от времени после воздействия теплового потока Q может быть записана как

$$T_s(t) - T_0 = \frac{2Q\sqrt{t}}{\sqrt{\pi\kappa\rho c}}, \qquad (16)$$

где T_s– температура кожи в градусах Цельсия во время t после ступенчатого изменения внешней температуры; T_0–начальная температура кожи в градусах Цельсия, κ – коэффициент теплопроводности, $Вт/(м \cdot К)$, ρ – плотность, кг/м^3; с– удельная теплоемкость $Дж/(кг \cdot К)$; Q – тепловой поток, Вт/м^2.

Если при изменении радиационной температуры окружения изменение температуры кожи мало, то тепловой поток Q может быть оценен по формуле:

$$Q = \varepsilon\sigma(T_{aH}^4 - T_{aL}^4), \qquad (17)$$

где ε– коэффициент излучения кожи; σ – постоянная Стефана–Больцмана, $Вт/(м^2 \cdot K^4)$; T_{aL} и T_{aH} – радиационная температура окружения до и после ступенчатого изменения, соответственно. Отсюда тепловая инерция может быть записана в виде:

$$\sqrt{\kappa\rho c} = \frac{2Q\sqrt{t}}{\sqrt{\pi}(T_s(t) - T_0)}. \qquad (18)$$

Таким образом, тепловая инерция можетбыть вычислена по наклону кривой $T_s(t)$ в зависимости от $\sqrt{t}$. Система (рис. 2.25.), с помощью которой измеряется такая зависимость, состоит из устройства, реализующего быстрое, ступенчатое изменение окружающей температуры, и тепловизионной камеры с компьютером, который сохраняет и обрабатывает последовательность термограмм.

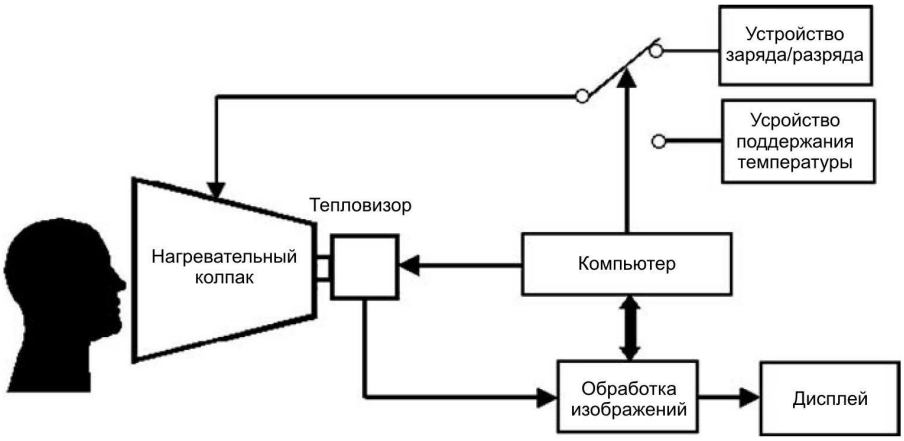


Рис. 2.25. Схема устройства для измерения тепловой инерции [26, 14]

Внутренняя полость нагревательного колпака содержит нагревающие элементы в виде пластин с нанесенным слоем меди толщиной 0.035 мм, покрытые слоем черной краски. Все нагревательные пластины соединены параллельно, их температура контролируется по изменению сопротивления объединенных пластин. Ступенчатый нагрев обеспечивается устройством заряда/разряда, которое содержит конденсатор емкостью 0.236 Ф и напряжением 480 В. Первоначально нагреватель имеет комнатную температуру. После полной зарядки конденсатора до 480 вольт и его полной разрядки через сопротивление нагревателей, их температура резко возрастает, поднимаясь за 0.1 секунды на 20 градусов выше комнатной. Разряд конденсатора контролируется автоматически так, чтобы поддерживать требуемую температуру нагревателей на постоянном уровне.

В день эксперимента пациенты отказываются от физических упражнений, курения, приема лекарств. Температура в лабораторной комнате поддерживается на уровне 22 ±1°С, влажность – 50%. В эксперименте пациент находится в удобной позе сидя, исследуемый участок тела располагается рядом с нагревателем, изначально температура нагревателя равняется комнатной. При таких условиях начинается запись последовательности тепловизионных кадров. Затем температура нагревательного колпака повышается на 20 градусов за 0.1 секунды, вызывая постепенное увеличение температуры поверхности кожи вследствие изменения радиационного теплообмена в кожной ткани. Полная запись последовательности термограмм занимает около 30 секунд.

После окончания эксперимента проводится компьютерная обработка полученных термограмм. По скачку температуры, вызванному ступенчатым нагревом, определяются коэффициенты излучения ε для каждого пик-

селя термограммы [30]. Строится зависимость температуры поверхности кожи от квадратного корня времени (рис. 2.26.) для каждого пикселя. Линейным методом наименьших квадратов через экспериментальные точки проводятся прямые (рис. 2.26.).

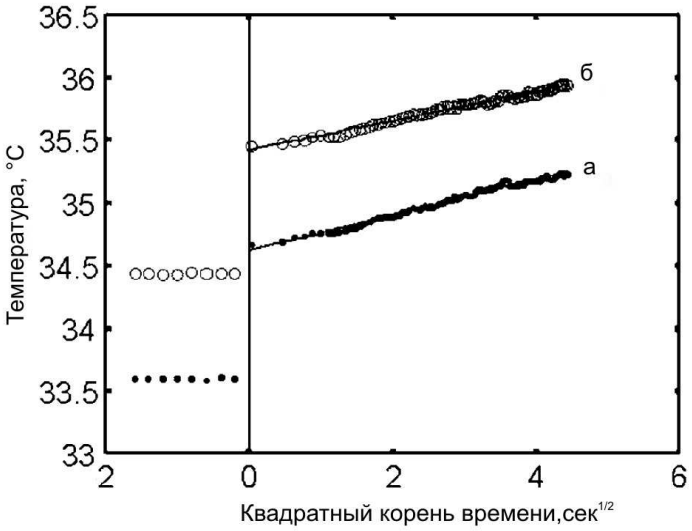


Рис. 2.26. Линейная зависимость температуры поверхности кожи предплечья Ts от квадратного корня времени $\sqrt{t}$: а – для участка руки с относительно низкой скоростью кровотока; б – для участка руки с относительно высокой скоростью кровотока

Определяется наклон каждой прямой, который дает тепловую инерцию для каждого пикселя изображения. Затем полученные значения тепловой инерции усредняются для каждой выделяемой области 10×10 пикселей.

Получаемые из эксперимента распределения температуры, коэффициентов излучения и тепловой инерции приведены на рис. 2.27.

Среднее значение тепловой инерции, определенное для нескольких здоровых пациентов, составляет $1410\pm148\ \text{Âò}\cdot\text{ñ}^{1/2}/(\text{м}^2\ \text{K})$ [26]. Значения тепловой инерции поверхности кожи меняются от человека к человеку, и в каждом конкретном случае зависят от скорости кровотока, содержания воды, окружающей температуры, интенсивности и времени облучения [31, 26]. Исследования [27], показали, что в течение дилатации или констрикции кровеносных сосудов существует линейное соотношение между тепловой инерцией, измеренной с помощью тепловизора и перфузией крови, визуализируемой допплеровским сканером. В [26] показано, что при создании окклюзии плечевой артерии в течение минуты тепловая инерция уменьшается в среднем на $275\pm105\ \text{Âò}\cdot\text{ñ}^{1/2}/(\text{м}^2\ \text{K})$, а распределение тепловой инерции до и во время окклюзии соотносится с данными о перфузии крови, полученными допплеровским сканером (рис. 2.28.).

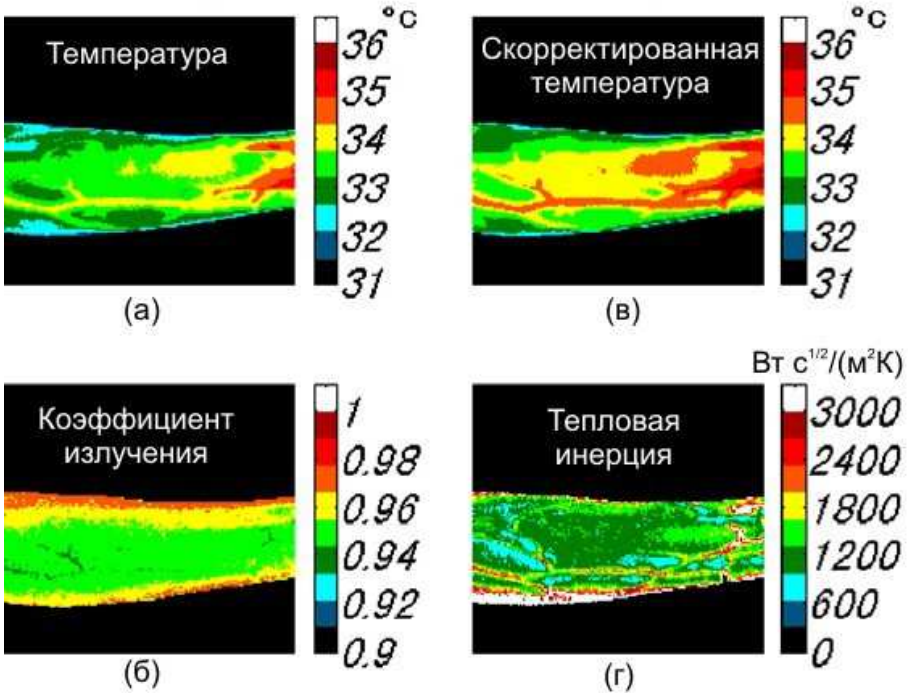


Рис. 2.27. Типичные изображения распределения тепловых свойств кожи предплечья здорового человека: а – распределение температуры, полученное тепловизором в предположении однородности коэффициента излучения; б – распределение коэффициентов излучения; в – распределение температуры с учетом неоднородности распределения коэффициентов излучения, г – распределение тепловой инерции, вычисленное за промежуток времени по последовательности термограмм [26]

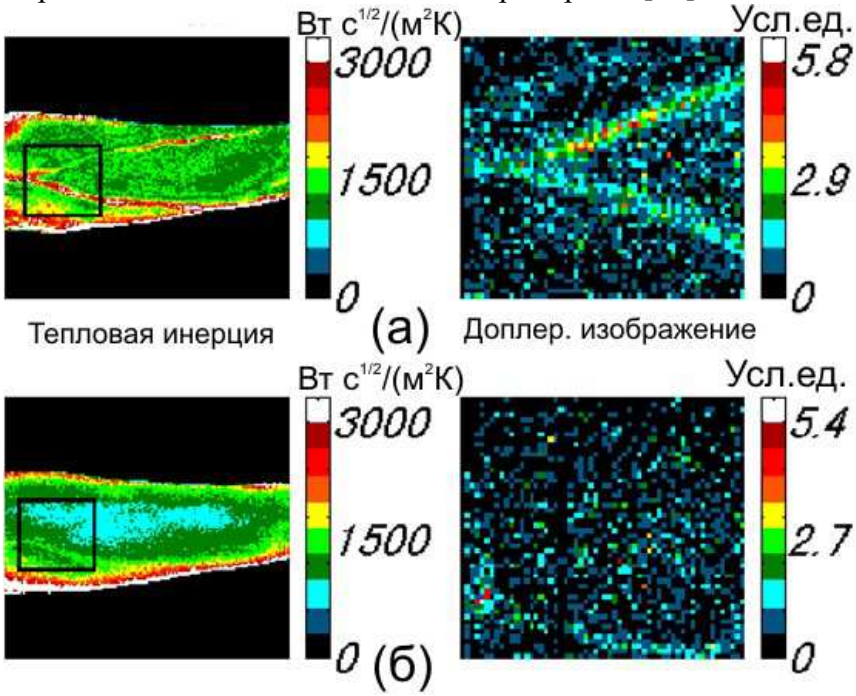


Рис. 2.28. Распределение тепловой инерции, определенное тепловизионным методом и распределение скорости кровотока, измеренное допплеровским сканером: а – до окклюзии, б – во время окклюзии [26]

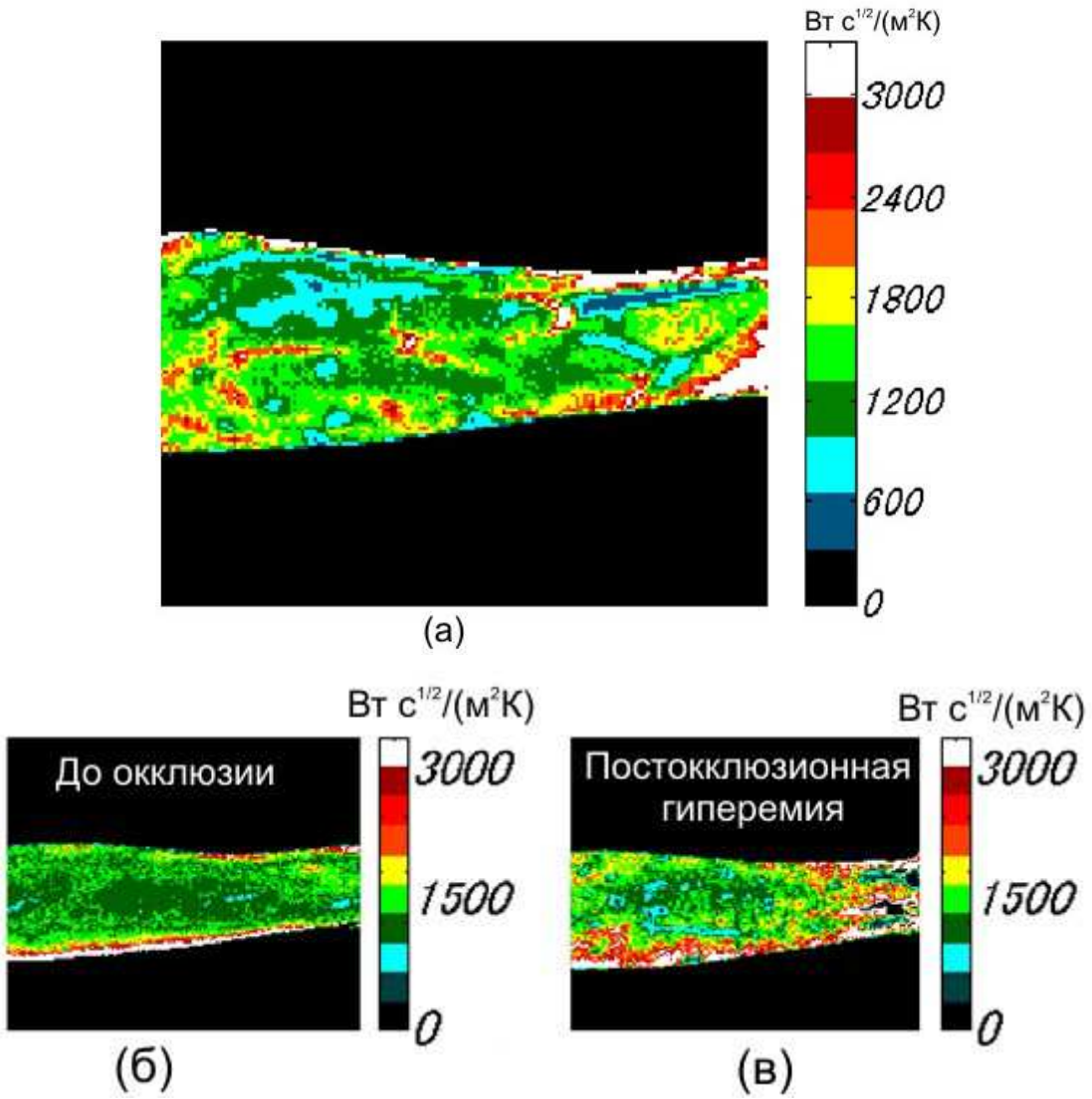


Рис. 2.29. Типичное распределение тепловой инерции в области предплечия здорового человека: а – во время постокклюзионной реактивной гиперемии; б и в – распределение тепловой инерции до и после окклюзии для одного и того же человека [26]

Возникающая после окклюзии реактивная гиперемия увеличивает тепловую инерцию (рис. 2.29.). При этом распределение тепловой инерции имеет островковую структуру, форма которой воспроизводима для каждого испытуемого [26] и может являться характеристикой данного объекта.

Корреляция данных о тепловой инерции, определенной с помощью тепловизора и данных о скорости кровотока, измеренной допплеровским сканером, говорит о возможности использования тепловизора для исследования поверхностной перфузии крови. Информация о наполнении кровью поверхностных тканей может использоваться для диагностики сосудистых расстройств, кожных заболеваний, определения глубины и степени ожогов кожи, для диагностики раковых опухолей.

2.5. Тепловизионный анализ асимметрии в диагностике рака груди

Особенности опухолевой ткани

Первое применение тепловизионной техники для решения задач медицинской диагностики было реализовано в 1956 Лоусоном (Lowson) [44, 45], после того как в середине 50–х годов была рассекречена инфракрасная технология обнаружения военных целей. В своих исследованиях Лоусон отмечал повышение температуры кожи в случае наличия раковых опухолей груди и частое превышение температуры венозной крови над температурой артериальной в области опухоли. С тех пор ведутся тепловизионные исследования по изучению патофизиологии опухолевой ткани, повышается специфичность и чувствительность тепловизионной диагностики рака груди вместе с техническим совершенствованием тепловизоров, улучшением методов обработки и корректности интерпретации термограмм.

В подробном обзоре потенциальных возможностей тепловидения [46] Анбар (Anbar) сделал предположение о причинах появления значительных изменений изображений на термограммах даже при наличии небольших опухолей. Считается, что причиной температурных изменений является увеличение перфузии в значительной области поверхности груди из–за наличия опухоли, стимулирующей образование оксида азота NO, который вызывает вазодилатацию и большой градиент температуры в области опухоли.

Оксид азота представляет собой свободный радикал с высокой реактивной способностью, который легко окисляется до нитридных и нитратных ионов. Он легко диффундирует сквозь гидрофильную и гидрофобную среды, т.о. оксид азота сосредотачивается как внутри сосудистой системы, так и вне её, вызывая биохимические изменения, зависящие от особенностей вовлеченных в реакции рецепторов. Оксид азота оказывает связывающее воздействие на узлы рецепторов эндотелия артерий или артериол, что вызывает торможение симпатической вазоконстрикции, стимулируя вазодилатацию.

Опухолевая ткань также характеризуется повышенной васкуляризацией (гиперваскуляризацией), которая вызывает увеличение потребления кислорода и питательных веществ. Васкуляризация опухоли обычно предшествует более быстрому росту или метастазу. Васкуляризация, как предполагают, влияет на факторы ангиогенеза, стимулируя пролиферацию и миграцию эндотелиальных клеток. Высокая плотность и скорость метаболизма раковых клеток делают их источниками с высокой концентрацией и малым рассеянием тепловой энергии. Описанные особенности позволяют с помощью тепловизионных исследований выявлять опухолевые ткани на ранних стадиях их образования [14].

Тепловидение и маммография

С научной точки зрения рентгеновская маммография и тепловидение являются в значительной степени различающимися методами получения информации об объекте исследования. Маммография с помощью регистрации прошедшего сквозь объект рентгеновского излучения визуализирует структурные свойства объекта, в то время как тепловидение принимает излучение самого объекта и визуализирует его функциональные свойства. Несмотря на различие видов получаемой информации, эти две методики могут иметь общий предмет исследования – область груди, это дает возможность проводить статистические сопоставления специфичности, чувствительности, надежности маммографического и тепловизионного исследования.

В исследовании Розенберга (Rosenberg)[48, 14] был проведен анализ 183134 маммограмма, при котором определялась зависимость чувствительности маммографии от возраста, этнической принадлежности, плотности груди и использования эстрагено–замещающей терапии. В результате скрининга на мамограммах было обнаружено 807 случаев рака груди. Результаты показали, что чувствительность метода была 54% для женщин моложе 40 лет, 77% для женщин в возрасте от 40 до 49, 78% для женщин в возрасте от 50 до 64 и 81% для женщин старше 64 лет. В случае применения эстрогено–замещающей терапии чувствительность метода составила 74%.

Проводились исследования вероятности риска ошибочных заключений на основе данных маммографии. Элмор (Elmor) с сотрудниками [48, 14] выполнили десятилетнее ретроспективное изучение маммограмм 2400 женщин в возрасте от 40 до 69 лет (всего было исследовано 9762 маммограм). В результате было выяснено, что в 49.1% случаев женщины рискуют иметь ошибочные заключения при десятилетнем наблюдении методом маммографии (по одной маммограмме в год). Даже при отсутствии рака груди для одной третьей исследованных женщин требовался дополнительный анализ.

Хед (Head) [49,14] провел сравнительное исследование чувствительности, специфичности и надежности маммографии и тепловизионного метода. В итоге для маммографии чувствительность составила 86 %, специфичность 79 %. Для маммографического исследования подтверждение положительного диагноза происходит в 28% случаев, подтверждение отрицательного диагноза – в 92% случаев. Чувствительность тепловизионного метода составила 86%, специфичность 89%,подтверждение положительного диагноза происходит в 23%, а отрицательного в 99.4 % случаев.

Кейзерлинг (Keyserlingk) в своих исследованиях нашел, что чувствительность выявления раковых опухолей (ductal carcinoma) исследованных только клиническими методами составила 61%, исследованных только маммографическим методом 66%, только тепловизионным методом – 83%.

При совместном проведении клинических, маммографических и тепловизионных исследований чувствительность возросла до 98% [50, 14]. Для маммографии средняя чувствительность и специфичность в лучшем случае составляет 80% и 79% соответственно (для женщин старше 50 лет), и значительно снижается для более молодых женщин.

Проведенные исследования и сделанные на их основе выводы показывают всю выгодность многомодального подхода к диагностике опухолей, когда совместно используются маммографические и тепловизионные методы. На сегодняшний день сочетание дополняющих друг–друга маммографии и тепловидения дает наилучший метод диагностики раковых опухолей.

Кроме того, исследования показывают, что обнаружение опухоли на ранней стадии развития (когда её размеры менее 10 мм) дает возможность пациентам излечиться в 85% случаев, на более поздних стадиях это значение уменьшается до 10% [51, 14]. Средний размер опухоли, не выявляемый тепловизионными методами, составляет 1,28 мм, не выявляемый маммографическими методами – 1,66 мм [52]. Следовательно, тепловизионные методы раньше, чем маммографические могут обнаружить образование опухолей и, тем самым, значительно увеличить шансы на излечение.

Обнаружение рака груди по результатам анализа асимметрии

Автоматический анализ асимметрии груди состоит из двух этапов.

а) Выделение области правой и области левой груди (сегментация). В процессе сегментации происходит отсечение фона от тела человека и отделение области груди от соседних областей тела. Сегментация осуществляется поиском границ областей.

б) Оценка асимметрии областей левой и правой груди.

Под асимметрией подразумевается различие температур зеркально симметричных точек левой и правой груди. Помимо температурной асимметрии можно оценивать асимметрию статистических характеристик распределения температуры в области левой и правой груди (среднее значение, дисперсию, коэффициент асимметрии, коэффициент эксцесса, энтропию).

а) Автоматическая сегментация термограммы

Границами считаются участки, где происходит резкий скачок яркости изображения. Один из способов определить границы – вычислить первую производную по распределению яркости, представляющую собой величину градиента G (19).

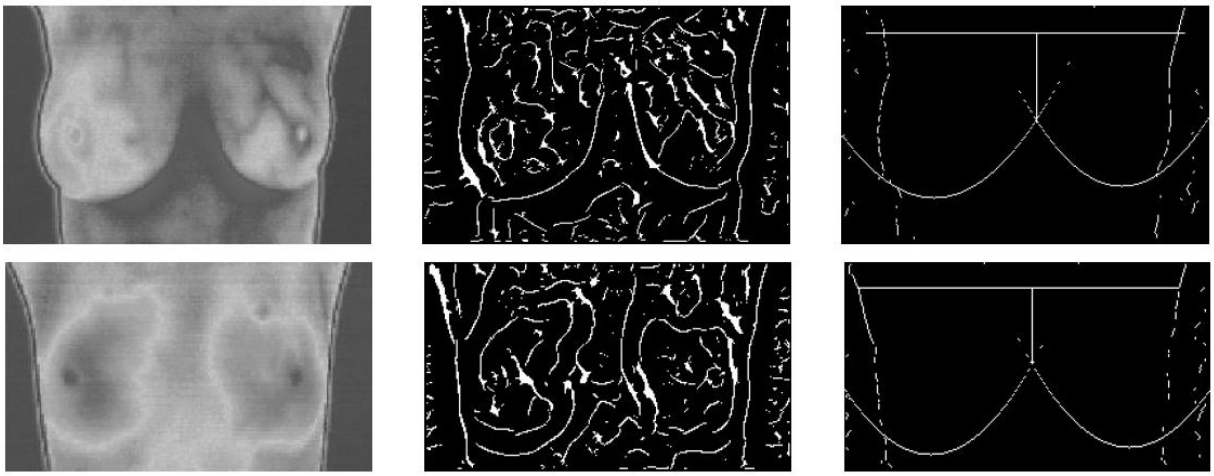
$$G = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}, \qquad (19)$$

где $\frac{\partial f}{\partial x}$ – производная вдоль направления x, $\frac{\partial f}{\partial y}$ – производная вдоль направления y.

Другим способом является вычисление второй производной и поиск точек, где она обращается в ноль. Границами будут считаться те нули, при переходе через которые производная изменяет знак.

Значения производных чувствительны к шумам, поэтому перед их вычислением используется сглаживание данных, например, методом Гаусса. Однако это часто приводит к утолщению граничных линий. Кэнни (Canny) [53] решил эту проблему, используя два дополнительных шага: исключение не максимумов (nonmaximum suppression – NMS) и установление гистерезисного порога (hysteresis thresholding). Этап NMS выполнялся анализом распределения градиента изображения в тех пикселях, которые были определены как принадлежащие границе. Значение каждого текущего пикселя сравнивалось со значением следующего пикселя в направлении градиента и со значением пикселя в обратном направлении, если величина текущего пикселя не являлась максимальной из трех рассматриваемых величин, то этот пиксель не является точной границей. Однако после такой проверки новая граница всё ещё содержит избыточные точки из–за шума и потери граничных точек.

Качество определения границ улучшается заданием гистерезисных порогов τ_1 и τ_2, где τ_2 значительно выше τ_1. Процедура NMS выполняется с порогом τ_1, образуя граничные точки T_1, и с порогом τ_2, образуя граничные точки T_2. Так как порог τ_1 ниже τ_2, то граница T_1 будет содержать большее количество избыточных (ложных) граничных точек, чем T_2. Самой точной считается граница T_2, если она терпит разрыв, то на этом участке её продолжает граница T_1. В результате формируется карта распределения границ (рис. 2.30. б).



(а) (б) (в)

Рис. 2.30. Сегментация областей левой и правой груди. Вверху – пациент с раком груди, внизу – пациент без рака. Тепловизионное изображение груди – а, определение границ методом Кенни – б–, определение границ с использованием преобразования Хафа – в [14]

Изображение на рис. 2.30 б хорошо отделяет фон, но содержит все границы, где присутствуют скачки интенсивности и множество разрывов граничных линий, что затрудняет выделение областей левой и правой гру-

ди. Границы груди имеют в общем случае параболическую форму. Использование преобразование Хафа (Hough transform) [54] позволяет выделить параболические области левой и правой груди. В результате область груди очерчивается четырьмя характеристическими границами: слева и справа двумя линиями, отделяющими объект от фона, а снизу двумя параболическими кривыми для левой и правой груди (рис. 2.30. в).

Преобразование Хафа применяется к изображению границ (рис. 2.30. б), которое состоит из черного фона и белых точек интереса. Для выделения параболических границ с использованием преобразования Хафа используется уравнение параболы (20), заданное на плоскости x–y:

$$y - y_0 = p(x - x_0)^2, \tag{20}$$

где y_0, x_0, p – параметры, определяющие форму параболы. В преобразовании Хафа пространству x–y сопоставляется пространство параметров y_0–x_0–p. Поясним это подробнее. Пусть в пространстве x–y заданы параметры параболы $y_0=y_1$, $x_0=x_1$, $p=p_1$. Набор параметров y_1,x_1,p_1 определяет по формуле (20) единственную параболу P_1^{xy} в пространстве x–y. В то же время каждая i–я точка параболы P_1^{xy} определяет в пространстве y_0–x_0–p параболу $P_i^{y_0 x_0 p}$, так как в трехмерном пространстве y_0–x_0–p значения x и y являются параметрами, а y_0, x_0, p – переменными. В пространстве y_0–x_0–p точкой пересечения всех парабол $P_i^{y_0 x_0 p}$ будет $y_0=y_1$, $x_0=x_1$, $p=p_1$.

Основываясь на описанных свойствах, можно исследовать пространство параметров y_0–x_0–p, определяя такую точку (y*, x*, p*), которая дает параболу в пространстве x–y, накладывающуюся на максимальное количество белых точек интереса (рис. 2.30. б). Для этого для каждой j точки пространства y_0–x_0–p создается счетчик, сохраняющий число точек интереса пространства x–y, через которые прошла парабола с параметрами (y_j, x_j, p_j). Чем больше значение счетчика соответствующей точки (y_j, x_j, p_j), тем ярче её изображение в пространстве параметров. Исследовав весь набор j–x точек, определяется самая яркая точка (y*, x*, p*) в пространстве y_0–x_0–p, которая в пространстве x–y определяет единственную параболу с параметрами (y*, x*, p*).

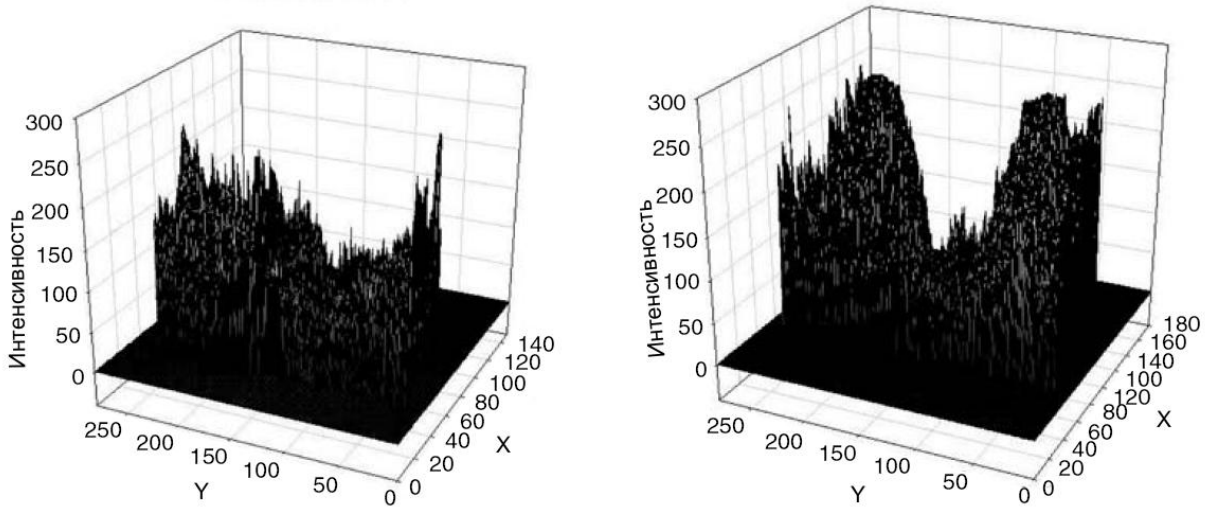
Определив, таким образом, две самые яркие точки пространства y_0–x_0–p, можно построить две параболы в пространстве x–y, очерчивающие нижние границы левой и правой груди (рис. 2.30. в). Верхняя горизонтальная граница области груди проводится на уровне левой и правой подмышек, в том месте, где кривизна границы объект – фон наибольшая. Сегмент левой груди отделяется от сегмента правой груди построением вертикальной линии от точки пересечения двух парабол до верхней горизонтальной границы (рис. 2.30. в).

После того как выделены сегменты левой и правой груди, можно проводить анализ асимметрии только внутри сегментов.

б) ***Оценка асимметрии***

1. Оценку асимметрии можно выполнять непосредственно на основе значений температуры. На рис. 2.31 приведена зависимость распределения интенсивности пикселей изображения левой и правой груди для пациента с раковой опухолью и пациента без опухоли. В случае рака груди распределение интенсивности более асимметрично. (На рис. 2.31 – 2.33 значения температур переведены в значения интенсивности пикселей в диапазоне 0 – 255. В данном контексте распределение температур и распределение интенсивности пикселей картинки– эквивалентные понятия).

2. Другим способом оценки асимметрии является построение гистограмм левого и правого сегмента груди. На рис. 2.32 приведены гистограммы для левого и правого сегмента груди в случае раковой опухоли и в случае её отсутствия. По форме гистограммы здесь также заметна асимметрия.



а б

Рис. 2.31. Распределение интенсивности температуры левой и правой груди выделенные сегментированием. Пациент с раковой опухолью – а, пациент без опухоли – б [14]

3. Сегменты левой и правой груди можно разбивать на кластеры и вычислять средние значения интенсивности в каждом кластере. Кластеры могут формироваться одним из статистических методов классификации на основе близости значений интенсивности пикселя или температуры. На зависимости среднего значения интенсивности от номера кластера (рис. 2.33.) асимметрия проявляет себя как несовпадение средних для соответствующих кластеров левой и правой груди.

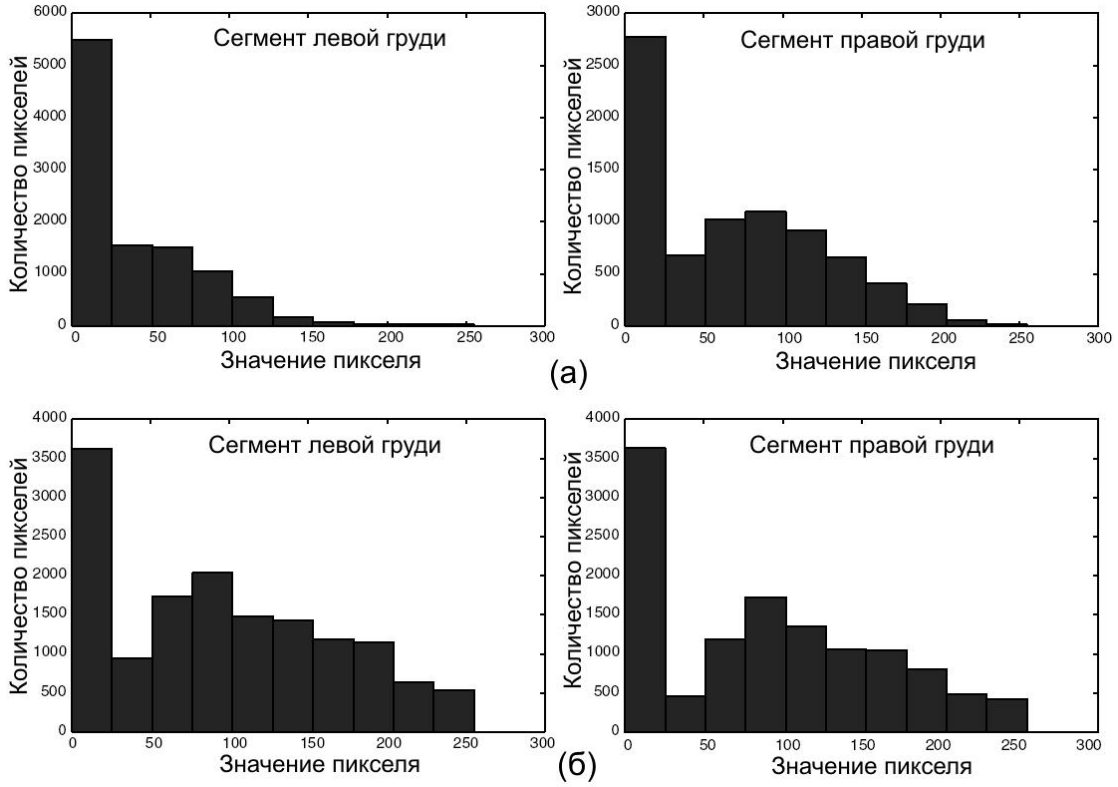


Рис. 2.32. Гистограммы распределения интенсивности пикселей в случае рака груди – а, и при его отсутствии – б [14]

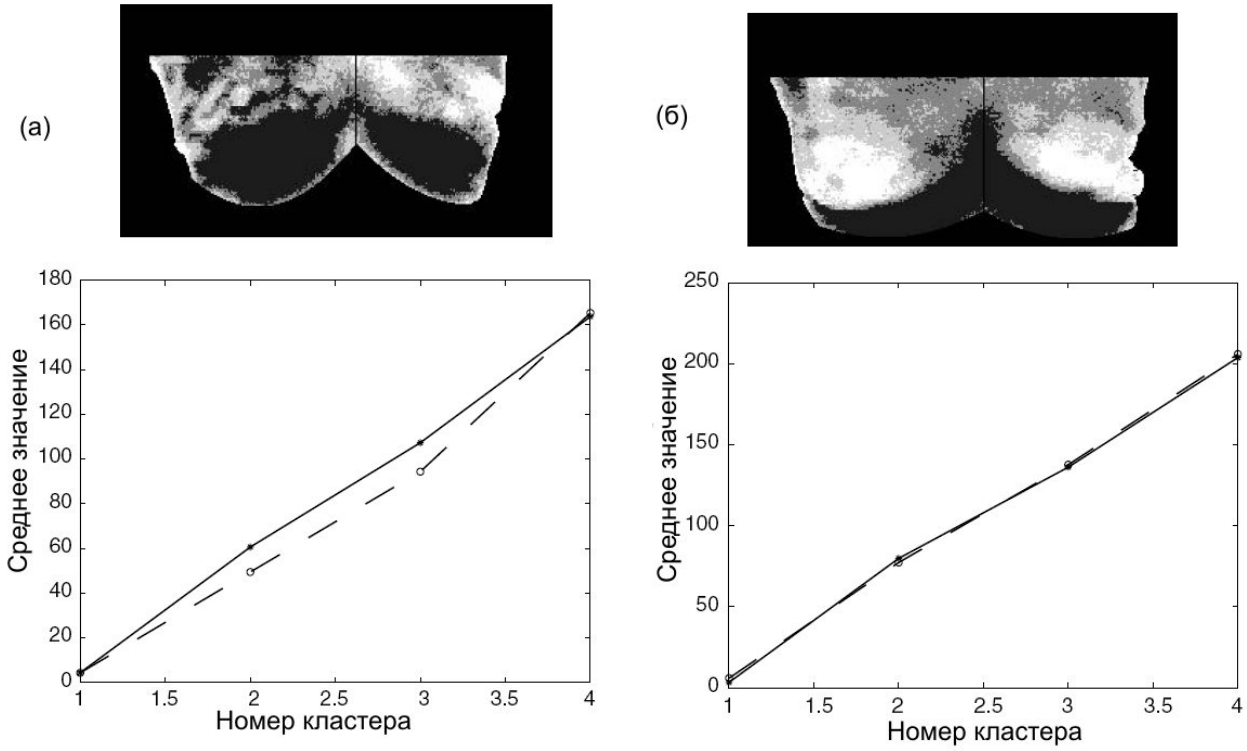


Рис. 2.33. Выделение кластеров с близкими значениями интенсивностей (вверху) и зависимость средних значений интенсивности от номера кластера для двух различных пациентов (внизу). В случае рака груди – а, при его отсутствии – б [14]

4. В качестве величин, характеризующих распределение температуры, можно использовать моменты различных порядков, определяющие статистические особенности гистограмм распределения температуры (рис. 2.32.). Используются четыре момента для дискретных случайных величин: математическое ожидание (21), дисперсию (22) коэффициент асимметрии (23) и коэффициент эксцесса (24):

$$\mu = \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N} p_j \,, \tag{21}$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1}\sum_{j=1}^{N} (p_j - \mu)^2 \,, \tag{22}$$

$$S = \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}\left(\frac{p_j - \mu}{\sigma}\right)^3, \tag{23}$$

$$K = \frac{1}{N}\sum_{j=1}^{N}\left(\frac{p_j - \mu}{\sigma}\right)^4, \tag{24}$$

где p_j– плотность вероятности j–го столбика гистограммы, N – общее число столбиков гистограммы.

Дополнительно можно вычислять значение энтропии (25), характеризующее неоднородность информации о температуре в сегменте. Более равномерное распределение интенсивности содержит меньшую информацию и имеет большую энтропию. Меньшее значение энтропии будет характерно для более неравномерного распределения:

$$H = -\sum_{j=1}^{N} p_j \log_2 p_j \,. \tag{25}$$

Чем больше общая энтропия (26) сегментов правой и левой груди, тем они должны быть более симметричны, а возможность существования опухоли меньше:

$$H^{общ} = \sum_{i=1}^{N_R}\sum_{j=1}^{N_L} p_{ij} \log_2(p_{ij}), \tag{26}$$

где p_{ij} общая плотность вероятности, N_R и N_L – число столбиков гистограмм для сегментов правой и левой груди соответственно.

Эффективность этих характеристик можно оценить, сравнивая близость к единице отношения характеристики левого к характеристике правого сегмента:

$$C = 1 - \frac{Значение_характеристики_левого_сегмента}{Значение_характеристики_правого_сегмента}. \tag{27}$$

Зависимость значения С от номера характеристики (рис. 2.34.) показывает большую эффективность использования дисперсии, коэффициента асимметрии и коэффициента экстинкции и меньшую – энтропии и ма-

тематического ожидания [14]. Значение объединенной энтропии в случае рака груди в 2 раза меньше, чем при его отсутствии.

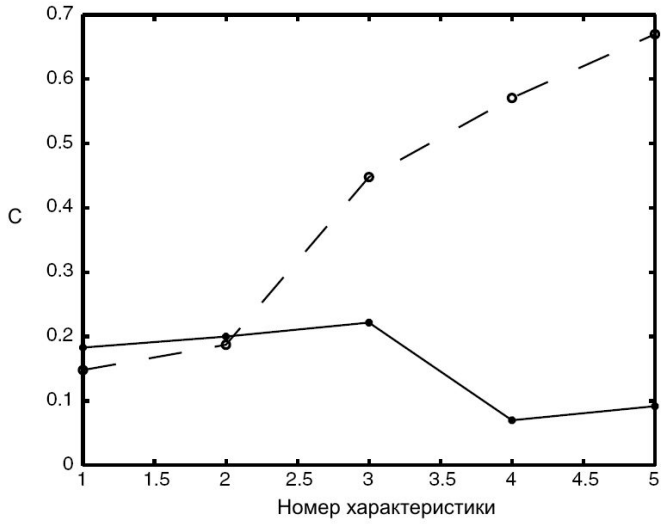


Рис. 2.34. Зависимость значения С от номера характеристики для двух различных пациентов. Характеристики: 1 – энтропия, 2 – математическое ожидание, 3– дисперсия, 4– коэффициент асимметрии, 5 – коэффициент экстинкции. Пунктирная линия – при наличии рака груди, сплошная линия – при его отсутствии [14]

Таким образом, статистика высокого порядка имеет преимущество перед статистикой низкого порядка при анализе асимметрии изображений термограмм.

2.6. Тепловизионное наблюдение патологий нижних конечностей

Наблюдение за процессом лечения сосудистых патологий

Сосудистыми патологиями в Японии страдает 25% населения, в США – 35%, в европейских странах – 53%, в России около 50% [15]. Диагностирование таких заболеваний на ранних стадиях в 70% исключает хирургическое вмешательство, а лечение может ограничиваться реабилитацией с использованием медикаментозных средств.

Панорамное тепловизионное наблюдение нижних конечностей позволяет выявлять сосудистые патологии и контролировать процесс их лечения. Одной их распространенных патологий нижних конечностей является варикозное расширение вен. Застой и повышение объемного содержания крови в венах нижних конечностей сопровождается локальным повышением температуры, что регистрируется тепловизором как поверхностный сосудистый рисунок. В случае атероматозных поражений можно наблюдать повышение температуры в области поверхностных сосудов. На рис. 2.35 приведен пример контроля результатов операционного вмешательства при лечении атероматозов. До операции на поверхности ног с помощью тепловизора выявляется яркий сосудистый рисунок с повышенной температурой. После удачной хирургической замены части сосуда на пра-

вой ноге пациента кровоток восстанавливается, и поверхностная температура в области сосудов понижается.

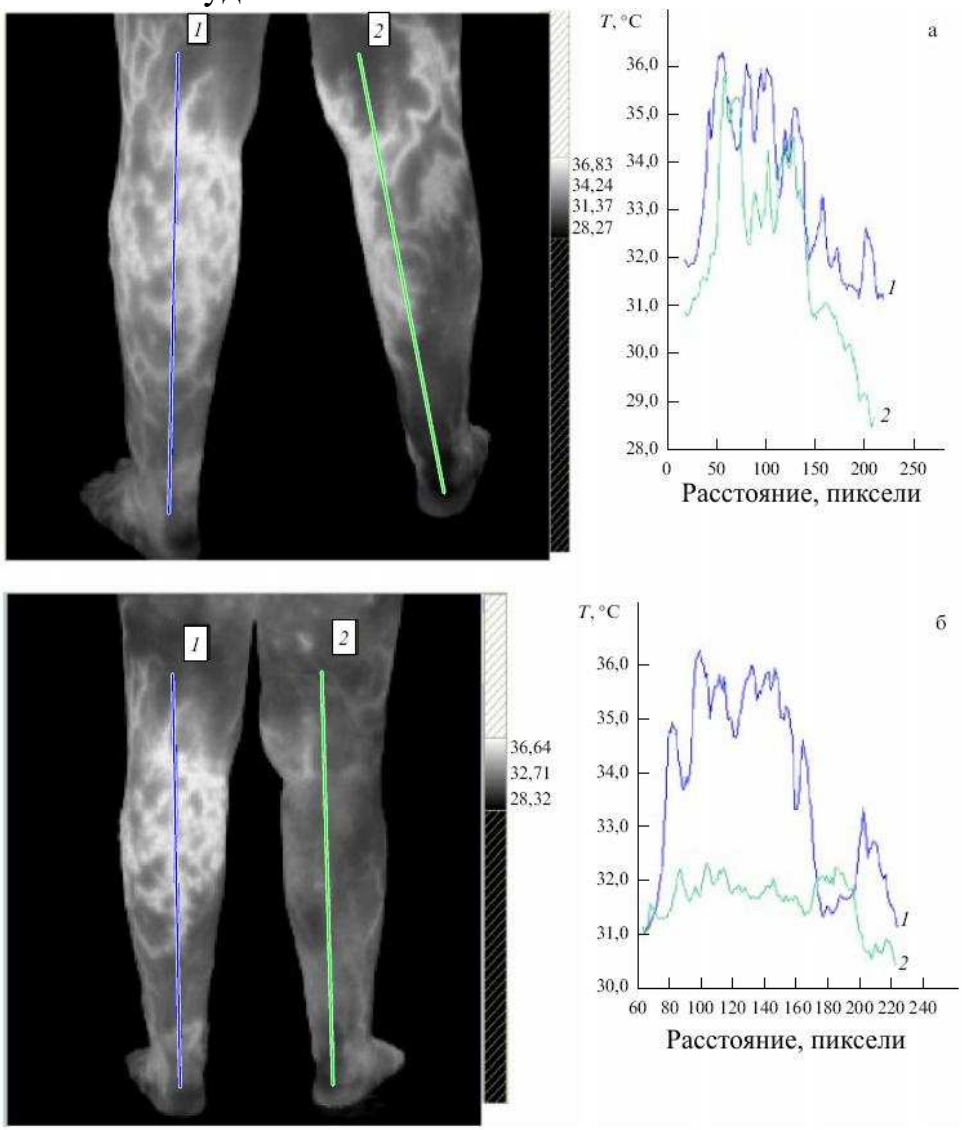


Рис. 2.35. Термограммы ног человека с атероматозным поражением и справа температурные профили вдоль ноги: а – до хирургической операции, б – после замены пораженной части артерии на правой ноге [15]

Аналогично, строя температурные профили вдоль ног, можно количественно контролировать процесс восстановления кровообращения и состояния сосудов, при введении различных препаратов, в том числе препаратов, относящихся к кровезаменителям, например, перфторана.

Данный газотранспортный кровезаменитель был разработан российскими учеными (Маевский Е.И., Иваницкий Г.Р.) более 20 лет назад, а с 1997 года в Пущино налажено его производство [15]. Основу перфторана составляет перфторорганическая эмульсия, на 2/3 состоящая из перфтордекалина $C_{10}F_{18}$ и на 1/3 из перфторметил–циклогексилпипередина $C_{12}F_{23}N$, а также поверхностно активного вещества проксанола 268 (смеси оксиэтилена и оксипропилена). Частички эмульсии имеют размер 30 - 150 нм, что намного меньше размера эритроцитов. За счет малого раз-

мера и большой суммарной поверхности частиц перфторана обеспечивается большая кислородная емкость и хорошие реологические свойства, поэтому перфторан успешно используют для улучшения микроциркуляции крови [15].

Перфторан обеспечивает транспорт кислорода из легких в ткани организма, из–за малых размеров он способен проникать даже в сильно спазмированные капилляры, что способствует синтезу оксида азота и раскрытию капилляров.

В случае нарушения микроциркуляции крови в нижних конечностях, наблюдается понижение поверхностной температуры. Внутривенное введение перфторана улучшает микроциркуляцию и уже через двое суток температура поверхности в контрольных точках может начать выравниваться, повышаясь более чем на градус. Тепловизионный контроль на каждой стадии процесса лечения осуществляется построением температурных профилей (рис. 2.35.) или гистограмм, отображающих количество точек в каждом температурном диапазоне. Изменение значений температуры или статистических параметров гистограммы количественно фиксирует динамику лечения.

Использование тау – метода для диагностики венозного тромбоза

Тепловизионные методики позволяют получать диагностическую информацию по анализу асимметрии статического распределения температур или сравнением его характеристик с нормой. Такой анализ выполняется в предположении стабильности температурного распределения во времени, что не совсем корректно вследствие наличия терморегуляции и процессов поддержания гомеостаза.

Более значимая количественная информация может быть получена при изучении температурной динамики кожи в нестабильном состоянии, когда особенности процесса терморегуляции и элементов, участвующих в ней, могут моделироваться и описываться своими характеристическими параметрами [14]. Такое моделирование позволяет получать количественные характеристики, грамотный анализ которых способствует увеличению специфичности динамической тепловизионной диагностики.

Описываемый тау – метод (τ technique) является относительно новым. Его суть заключается в определении характеристического времени τ, за которое поверхность кожи восстановит первоначальную температуру после внешнего температурного или иного воздействия. Определение характеристического времени τ в каждой точке исследуемой поверхности позволяет получать карту распределения τ, которая выявляет патологические зоны.

На рис. 2.36. иллюстрируется процесс восстановления температуры для двух участков поверхности бедра после охлаждающего воздействия.

Обе кривых имеют экспоненциальный вид, но постоянная времени восстановления поврежденной области меньше неповрежденной, т.к. поврежденная область может иметь отличающуюся теплоемкость, плотность и объемное содержание крови.

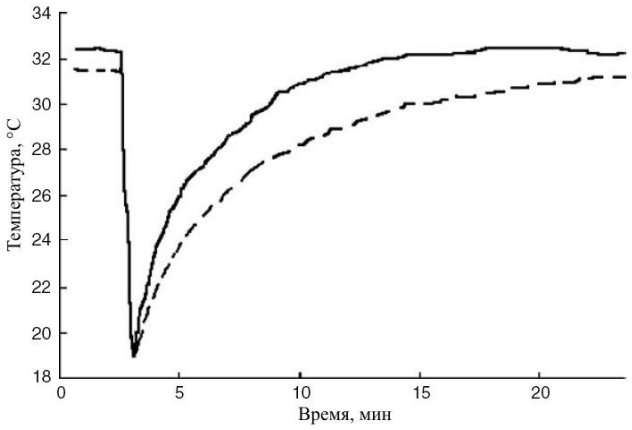


Рис. 2.36. Восстановление температуры после охлаждения. Сплошная линия – восстановление температуры в области повреждения отводящей мышцы бедра, пунктирная линия – восстановление температуры неповрежденной области того же бедра [14]

Тау – метод основывается на том факте, что при изменении окружающих условий в широких пределах терморегуляторная система человека поддерживает температуру тела почти на постоянном уровне. Для контроля теплообмена со средой симпатическая нервная система регулирует кожную микроциркуляцию. Патология локально воздействует на систему терморегуляции, что может приводить к изменениям симпатической функции и локальной интенсивности метаболизма.

Создание температурной нагрузки, дает возможность наблюдать и моделировать отклик нормальных и патологических областей. Основными параметрами, определяющими баланс энергии в период восстановления температуры, являются содержание теплоты, теплоотвод посредством перфузии крови и конвективный теплообмен со средой. Баланс энергии описывается уравнением:

$$\frac{\partial T}{\partial t}\rho \cdot c \cdot V = h \cdot A(T_0 - T) + \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot w_{bl}(t) \cdot (T_{bl} - T), \qquad (28)$$

где индексы $_0$ и $_{bl}$ обозначают свойства окружающей среды и крови соответственно, ρ – плотность, c – удельная теплоемкость, V – объем, T – температура, t – время, h – объединенный коэффициент теплообмена между кожей и средой, A – площадь поверхности, w – интенсивность перфузии крови.

В начальный момент времени восстановления (t=0), температура T равна температура кожи T_i. В предположении постоянства интенсивности

перфузии крови w_{bl} и температуры крови T_{bl} , интегрирование уравнения 28 дает:

$$T(t) = \frac{W(T_{bl} - T_0)}{W + H} + (T_i - T_0 - \frac{W(T_{bl} - T_0)}{W + H}) \cdot e^{-(W+H)t} + T_0, \qquad (29)$$

где $H = \frac{h \cdot A}{\rho \cdot c \cdot V}$; $W = \frac{\rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot w_{bl}}{\rho \cdot c \cdot V}$.

Время t_f установления постоянной (конечной) температуры T_f определяется как:

$$t_f = -\frac{1}{W + H} \cdot \ln\left(\frac{(1 + H/W) \cdot (T_f - T_0) - W(T_{bl} - T_0)}{(1 + H/W) \cdot (T_i - T_0) - W(T_{bl} - T_0)} \right). \qquad (30)$$

Экспоненциальное решение, описываемое уравнением (29), предполагает использование постоянной времени τ как характеристического параметра процесса восстановления после любой контролируемой тепловой нагрузки (нагрев или охлаждение), где τ определяется преимущественно локальным кровотоком и теплоемкостью тканей. В патологических участках кожи эти характеристики отличаются от участков здоровой ткани, что в диагностической процедуре проявляется как более короткое или более длительное время восстановления τ. Таким образом, можно строить карту распределения времени восстановления для каждой точки термограммы. На рис. 2.37 приведена термограмма и распределение времени восстановления τ для пациента с диагнозом двухсторонний венозный тромбоз. Из примера видно насколько более наглядно и информативно выявление венозного тромбоза тау – методом (рис. 2.37 б) по сравнению с классическим анализом статической термограммы (рис. 2.37. а).

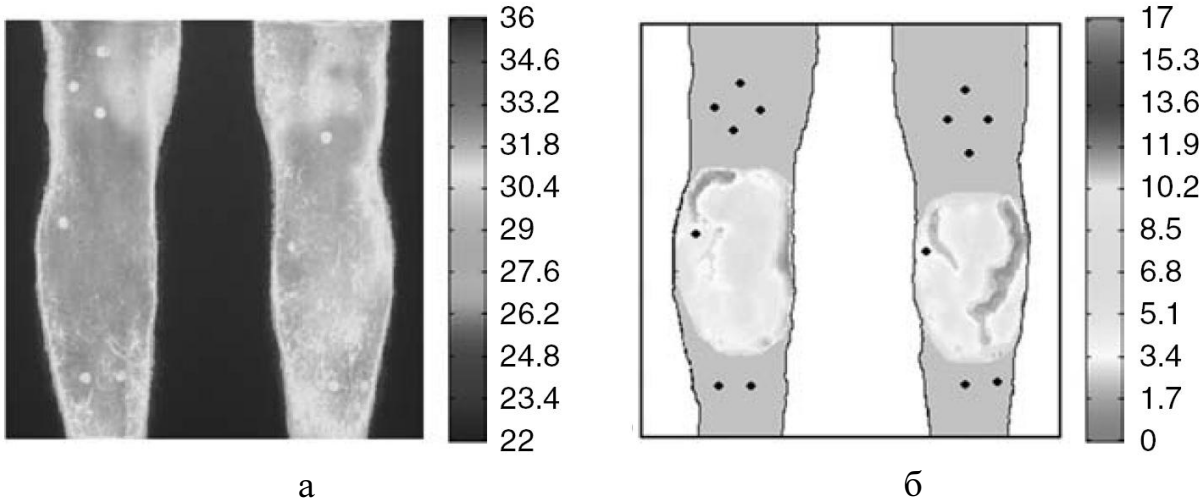
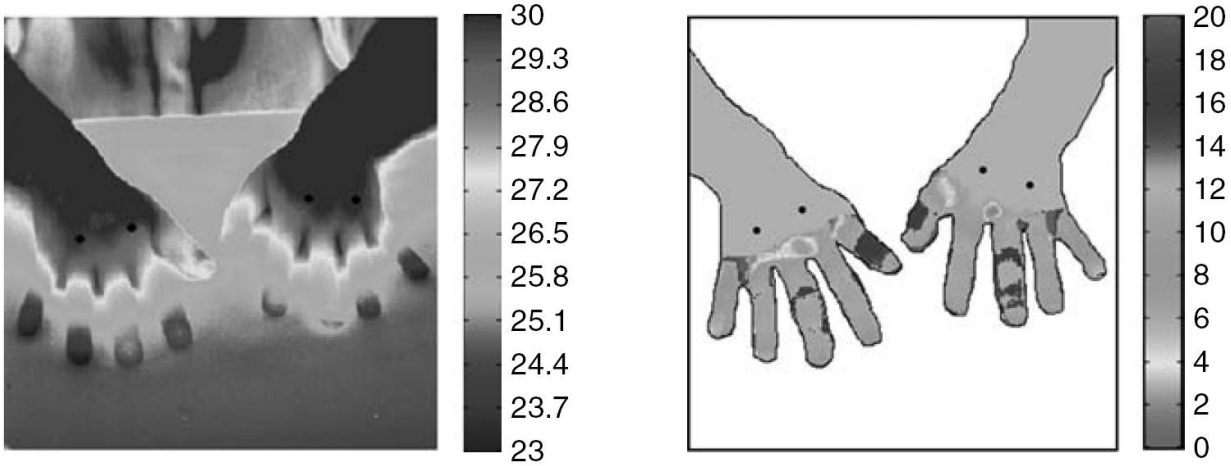


Рис. 2.37. Двухсторонний венозный тромбоз: а – распределение температуры в области нижних конечностей, б – распределение постоянной времени восстановления τ (в минутах) после охлаждающей нагрузки [43]

Общий алгоритм получения диагностической информации тау – методом состоит из следующих последовательных этапов:

1. Разметка исследуемой области (темные точки на термограммах) для коррекции естественных небольших перемещений во время записи;
2. Калибровка тепловизора в соответствии с условиями эксперимента;
3. Запись базового уровня температурной динамики в области интереса;
4. Создание тепловой нагрузки (обычно создаваемой прохладной или теплой сухой повязкой с контролируемой температурой и интенсивностью теплообмена);
5. Запись температуры до полнового восстановления базового уровня;
6. Коррекция данных, учитывающая перемещение во время записи последовательности термограмм;
7. Построение экспоненциальной кривой, которая подгоняется для каждого пикселя на основе экспериментальных данных;
8. Цветовое кодирование и построение распределения постоянной времени τ.

Этот метод был применен для диагностики глубокого венозного тромбоза, мышечных повреждений и синдрома Рейно – Лериша* (Reynoud–Leriche) [38].



а б

Рис. 2.38. Синдром Рейно и сопутствующая склеродермия: а – распределение температуры в области пальцев рук, б – распределение постоянной времени восстановления τ (в минутах) после охлаждающей нагрузки [43]

Степень мышечных повреждений определенных тау – методом (время восстановления 2 – 4 минуты) была пропорциональна степени опреде-

*Синдром Рейно проявляет себя как приступообразные спазмы артерий пальцев кистей, реже стоп, проявляющаяся их побледнением, болями и парестезиями [42].

ленной ультразвуковым методом. В процессе диагностики синдрома Рейно и сопутствующей склеродермии (рис. 2.38.) с помощью тау – метода выделялись участки кисти, более сильно пораженные болезнью (τ =18 –20 минут) и представляющие повышенную опасность (рис. 2.38. б).

Таким образом, тау – метод дает полезную информацию и может использоваться как вспомогательная методика, обеспечивающая эффективность, простоту и неинвазивность диагностики и мониторинга болезней, влияющих на изменение терморегуляторных свойств кожи.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ В РАЗДЕЛЕ 2

Современная тепловизионная диагностика

1. Anbar M. Quantitative Dynamic Telethermometry in Medical Diagnosis and Management. Boca Raton, FL, CRC Press Inc., 1994. 296 p.
2. Anbar M. Quantitative and dynamic telethermometry–a fresh look at clinical thermology. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 14, №1, P. 15 – 16. 2002.
3. Anbar M. Clinical thermal imaging today // IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag., 1998. Vol. 17. №4. P. 25–33.
4. Bale M. High–resolution infrared technology for soft–tissue injury detection // IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag., 1998. Vol. 17. №4. P. 56–59.
5. Harding J. R. Investigating deep venous thrombosis with infrared imaging // IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag., 1998. Vol. 17. № 4. P. 43–46.
6. Jones B. F., Plassmann P. Digital infrared thermal imaging of human skin // IEEE Eng. in Med. Biol. Mag., 2002.Vol. 21. №6. P. 41–48.
7. Ring E. F. J. Progress in the measurement of human body temperature// IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 1998. Vol. 17. №4. P. 19–24.
8. Hassan, M., et al . Quantitative Assessment of Tumor Vasculature and Response to Therapy in Kaposi’s Sarcoma Using Functional Noninvasive Imaging // Technology in Cancer Research and Treatement, 2004.Vol. 3. P. 451–457.
9. Pennes H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperature in resting human forearm // Journal of Applied Physiology. 1948. Vol. 2. P.93–122.
10. Ng E. Y. K., Sudarshan N. M. Numerical computation as a tool to aid thermographic interpretation // Journal of Medical Engineering and Technology. 2001. Vol. 25. №2. P. 53–60.
11. Liu Z., Wang C. Method and apparatus for thermal radiation imaging / United States Patent № 6.023.637. 8.02.2000.
12. Fujimasa I. Pathophysiological expression and analysis of far infrared thermal images // IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag. 1998. Vol.17. №4. P. 34–42.

13. Pavlidis I., Levine J. Thermal image analysis for polygraph testing // IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag. 2002. Vol. 21. №6 P. 56–64.
14. Medical infrared imaging / Edited by Nicholas A. Diakides, Joseph D. Bronzino. CRC Press, Taylor & Francis Group. Boca Raton, U.S.A. 2008. 450 p.
15. Иваницкий Г.Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине // УФН 2006. Т 176. №12. С. 1293–1320.
16. Head J. F., Lipari C. A., Elliott R. L. Computerized image analysis of digitized infrared images of the breasts from a scanning infrared imaging system // Proc. of the 1998 Conference on Infrared Technology and Applications XXIV SPIE, 1998. Part I. Vol. 3436. P. 290–294. Chicago, Illinois, USA
17. Qi H., Head J. Asymmetry analysis using automatic segmentation and classification for breast cancer detection in thermograms // Proc. of the 23rd Annual International Conference of the IEEE EMBS. 2001. Vol. 3. P. 2866–2869. Knoxville, Tennessee, USA.
18. Hardy J.D. The radiation of heat from the human body. III. The human skin as a black body radiator // J. Clin. Invest. 1934. Vol. 13. P. 615–620.
19. Heron E., Chemla, Megnien J. at al. Reactive hyperemia unmasks reduced compliance of cutaneous arteries in essential hypertension // J. Appl. Physiol.1995. Vol. 79. P. 498–505.
20. Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Протопопов А.А., Сагайдачный А.А., Рытик А.П., Мирошниченко Е.В. Тепловизионная диагностика тонического состояния артериальных сосудов. Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2008: Мат. ежег. Всерос. научн. школы–семинара / Под ред. проф. Д.А. Усанова – Саратов: Изд–во Сарат. ун–та, 2008. 24 – 26 с.
21. Seifalian A. M., Chaloupka K., Parbhoo S. P. Laser Doppler perfusion image–a new technique for measuring breast skin blood flow // Int. J. Microcirc. 1995. Vol. 15. P. 125–130.
22. Денисов Е.Н. Состояние регуляции эндотелий–зависимых компонентов тонуса сосудов в норме и при некоторых формах сердечно–сосудистой патологии: Дис. ... докт. мед. наук. Оренбург. 2008. 226 с.
23. Черкасов В.А.; Старцева Ю.В.; Сулимова Н.А.; Кон Е.М. Способ прогнозирования кардиореспираторных расстройств в послеоперационном периоде у больных раком легкого после проведения радикальной операции // Описание изобретения к патенту РФ. № 2262894. 2005.10.27. МПК A61B8/06.
24. Афанасьев А.И., Рогаткин Д.А., Сергиенко А.А. и др. Методики и аппаратура неинвазивной оптической тканевой оксиметрии // Сб. «Голография: Фундаментальные исследования, инновационные проекты и нанотехнологии». Матер. XXVI школы по когерентной оптике и голографии. / Под. Ред. проф. Малова А.Н. Иркутск: Изд–во «Папирус», 2008. С. 505–513.

25. Klabunde R. E. Cardiovascular Physiology Concepts . Chapter: Reactive Hyperemia. Lippincott Williams & Wilkins 2005. 256 p.
26. Hassan M., Togawa T. Observation of skin thermal inertia distribution during reactive hyperaemia using a single–hood measurement system // Physiol. Meas. 2001. Vol. 22. P. 187–200.
27. Huang J, Togawa T .Measurement of the thermal inertia of the skin using successive thermograms taken at a stepwise change in ambient radiation temperature // Physiol. Meas. 1995. Vol. 16. P. 213–225.
28. Buettner K. Effects of extreme heat and cold on human skin. Analysis of temperature changes caused by different kinds of heat application // J. Appl. Physiol. 1951.Vol. 3. P. 691–702.
29. Togawa T., Saito H. Non–contact imaging of thermal properties of the skin // Physiol. Meas. 1994. Vol.15. P. 291–298.
30. Togawa T. Non–contact skin emissivity: measurement from reflectance using step change in ambient radiation temperature // Clin. Phys. Physiol. Meas. 1989. Vol. 10. P. 39–48.
31. Lipkin M, Hardy J. Measurement of some thermal properties of human tissue // J. Appl. Physiol. 1954. Vol. 7. P. 212–217.
32. Вайнер Б.Г. Матричное тепловидение в физиологии: исследование сосудистых реакций, перспирации и терморегуляции у человека. Новосибирск: Изд. СО РАН. 2004. 96 с.
33. Vainer B. G. Treated skin temperature regularities revealed by IR thermography // Proc. SPIE. 2000. Vol. 4360. P. 470–481.
34. Иваницкий Г.Р., Деев А.А., Хижняк Л.Н. и др. Особенности температурных распределений в области глаз // ДАН. 2004. Т. 398. №5. С.709–714.
35. Togawa T. Body temperature measurement // Clin Phys Physiol Meas. 1985. Vol. 6: P. 83–108.
36. Pavlidis I., Sun N. Counting heartbeats at a distance // Proc. of the 28th IEEE EMBS Annual Internat. Conference New York City, USA. 2006. P. 228–231.
37. Murthy R., Pavlidis I.,Tsiamyrtzis P. Touchless monitoring of breathing function // Proc. Of the 26th IEEE EMBS Annual International Conf. San Francisco, USA. 2004. P. 228–231.
38. Otsu N. A threshold selection method from gray–level histograms // IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics.1979. Vol. 9. №1. P. 62–65.
39. Puri C., Olson L., Pavlidis I., Levine J., Starren J. StressCam: non–contact measurements of users' emotional states through thermal imaging // Conference for computer–human interaction (CHI), Portland, Oregon, USA. 2005. P.1725 – 1728.
40. Pavlidis I., Levine J. Monitoring of periorbital blood flow rate through thermal image analysis and its applications to polygraph testing //Proc. Of

the 23rd Annual EMBS Int. Conf. Istanbul, Turkey. 2001. Vol. 3. P. 2826–2829 vol.3
41. Stroop J.R. Studies of interference in serial verbal reactions // Journal of Experimental Psychology. 1935. Vol. 18. P. 643 – 662.
42. Большой словарь медицинских терминов / Сост. Федотов В.Д. – М.: ЗАО Центрполиграф. 2007. 956 с.
43. Merla, A., Donato L. D.; Silvano D.L. et al. Quantifying the relevance and stage of disease with the Tau image technique // IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 2002. Vol. 21. P. 86 –91.
44. Lawson R.N. Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer // Canad. Med. Assoc. J. 1956. Vol. 75. P. 309 –310
45. Lawson R.N. Thermography – a new tool in the investigation of breast lesions // Can. Serv. Med. 1957. Vol.13, P. 517–524.
46. Anbar, M., Quantitative Dynamic Telethermometry in Medical Diagnosis and Management. CRC Press, Boca Raton, FL, pp. 84–94.1994. 272 p..
47. Rosenberg R.D., Hunt W.C., Williamson M.R. et al. Effects of age, breast density, ethnicity, and estrogen replacement therapy on screening mammographic sensitivity and cancer stage at diagnosis // Review of 183,134 screening mammograms in Albuquerque. New Mexico. Radiology. 1998. Vol. 209. P. 511–518.
48. Elmore J., et al. Ten–year risk of false positive screening mammograms and clinical breast examinations. // N. Engl. J. Med. 1998. Vol. 338, P.1089 – 1096.
49. Head J.F., Lipari C.A., Elliot R.L. Comparison of mammography, and breast infrared imaging: sensitivity, specificity, false negatives, false positives, positive predictive value and negative predictive value // Engineering in Medicine and Biology, 1999. 21st Annual Conf. and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Soc (BMES/EMBS Conference). 1999. Vol. 2. P. 1116. Atlanta, Georgia, USA
50. Keyserlignk J.R., Ahlgren P.D., et al. Infrared imaging of the breast; initial reappraisal using highresolution digital technology in 100 successive cases of stage 1 and 2 breast cancer // Breast J., 1998. Vol. 4. № 4. P. 245 – 254.
51. Ng E.Y.K., Sudarshan N.M. Numerical computation as a tool to aid thermographic interpretation. J. of Med. Eng. and Techn. 2001. Vol. 25. P. 53–60.
52. Keyserlingk J.R., Ahlgren P.D., Yu E., at al.. Functional infrared imaging of the breast // IEEE Eng. in Med. and Biol.2000. Vol. 19. P. 30–41.
53. Canny J., A computational approach to edge detection // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 1995. Vol. 6. P. 679–698.
54. Jafri M.Z, Deravi F. Efficient algorithm for the detection of parabolic curves // Proc. SPIE InVisionGeometry III, 1995.Vol. 2356. P. 53–62, Swansea, GB.
55. http://www.iamtonline.org/pdfs/06thermography.pdf – статья о тепловидении в медицине. Hairong Qi, Nicholas A. Diakides. Infrared Imaging in Medicine. Дата обновления 24.01.2005, дата обращения 10.09.2009.

3. ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ

Лабораторная работа №1
Теоретические основы тепловидения.
Количественный анализ термограмм

Цель работы

Изучение законов теплового излучения. Знакомство с устройством и принципом действия матричных тепловизоров. Изучение программных средств количественного анализа термограмм.

Таблица 1. Технические характеристики тепловизионной камеры ThermaCAM SC3000

Характеристики получения изображений	
Температурная чувствительность	20 мК при 30°С
Частота обновления изображения	50/60 Гц, прогрессивная развёртка (стандарт), до 750/900 Гц (дополнительно, с опцией Researcher HS)
Детектор	
Тип	Фотодетектор на основе GaAs, QWIP–технология, 320 x 240 пикселей
Спектральный диапазон	от 8 до 9 мкм
Охлаждение детектора	Встроенное охлаждение по циклу Стирлинга до 70 К, время простоя охладителя < 6 минут
Измерение	
Диапазоны температуры	От –20 до +1500°С
Погрешность	±1% или ±1^{0}С от показания (до +150^{0}С) ±2% или ±2^{0}С от показания (свыше +150^{0}С)
Коррекция коэффициента пропускания атмосферы	Автоматическая, на основе введённых расстояния, температуры воздуха и относительной влажности
Коррекция коэффициента пропускания оптики	Автоматическая, на основе сигналов от 5 встроенных датчиков
Коррекция коэффициента излучения	Коэффициент задаётся в диапазоне от 0,1 до 1,0, или выбирается из имеющегося списка для различных материалов
Сохранение изображений	
Форматы файлов	14–ти битовое радиометрическое цифровое изображение (IMG) включает заголовочный файл со всеми радиометрическими данными 8–ми битовый стандартный BMP–файл: только изображение или изображение с экранной графикой.

Порядок выполнения работы

а) Подключить тепловизор к персональному компьютеру, пользуясь схемой на рис. 3.1. Убедившись в правильности подсоединения, включить питание тепловизора.

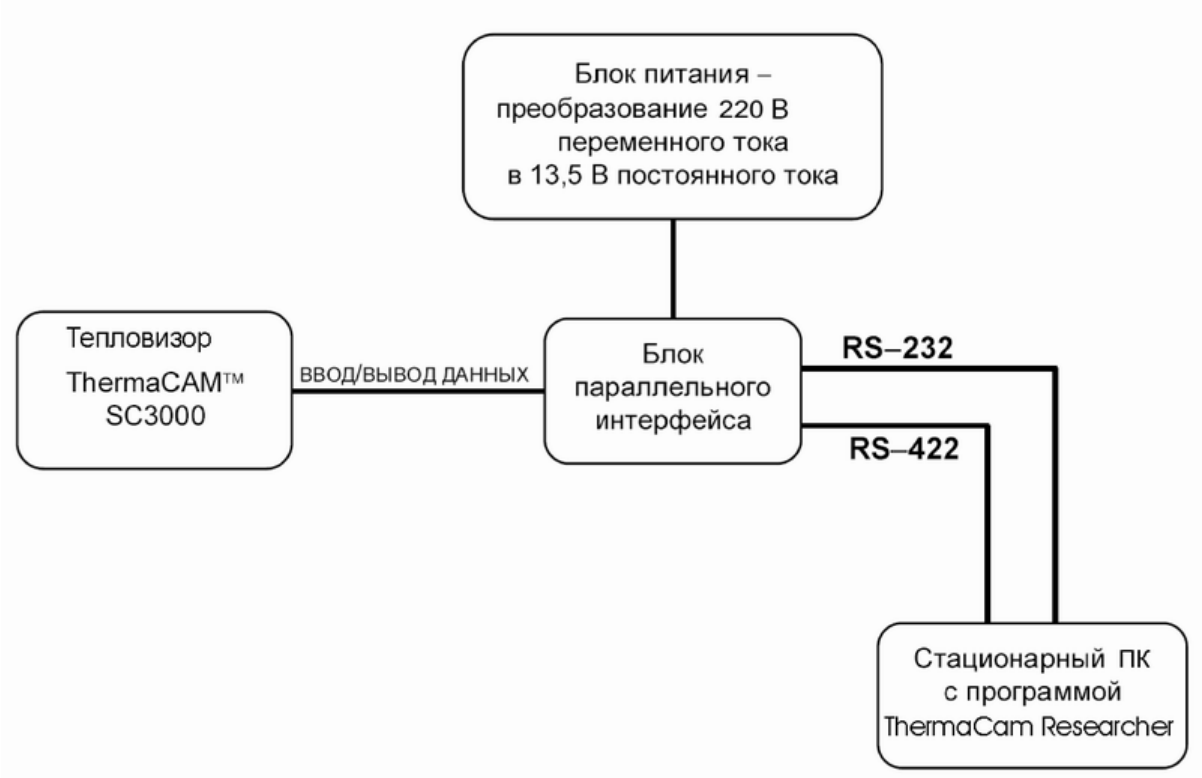


Рис. 3.1. Схема подключения тепловизора к персональному компьютеру

б) Запустить на ПК программу для работы с тепловизором ThermaCAM Researcher Pro 2.8. Для инициализации камеры выбрать тип камеры *ThermaCam SC3000, and similar models* и тип соединения *ICPCI Frame Grabber* в меню *Camera→Select Camera*. В том же окне выбрать номер COM порта для подсоединения тепловизора.

в) В программе ThermaCam Researcher ввести параметры объекта (коэффициент излучения кожи, расстояние от тепловизора до объекта исследования, температуру окружающих предметов) и условия окружающей среды (температура, относительная влажность), используя вкладку *Object parameters* в меню *Image→Settings* (рис. 3.2).

г) Дождавшись охлаждения тепловизора до рабочей температуры вывести тепловизионное изображение на монитор, используя комбинацию CTRL+L, меню *Camera→Show Camera Image* или пиктограмму камеры на панели инструментов.

д) С помощью тепловизора получить термограмму лица человека. Во время съемки лицо должно находиться в поле зрения тепловизора на расстоянии не менее 30 см от объектива. При сохранении расстояния объект – тепловизор необходимо настроить фокусное расстояние кнопками + и – в окне *Camera Control* (меню *View→Camera Control или CTRL+T*) до полу-

чения четкого изображения. Для получения статичного тепловизионного снимка и обратного перехода в режим мониторинга использовать клавишу F8, CTRL + F или пиктограмму *STOP* на панели инструментов. Сохранить полученный снимок, используя меню *Image→Save As* в форматах *IR file* и *Bitmap file. IR, Scale and Analysis.*

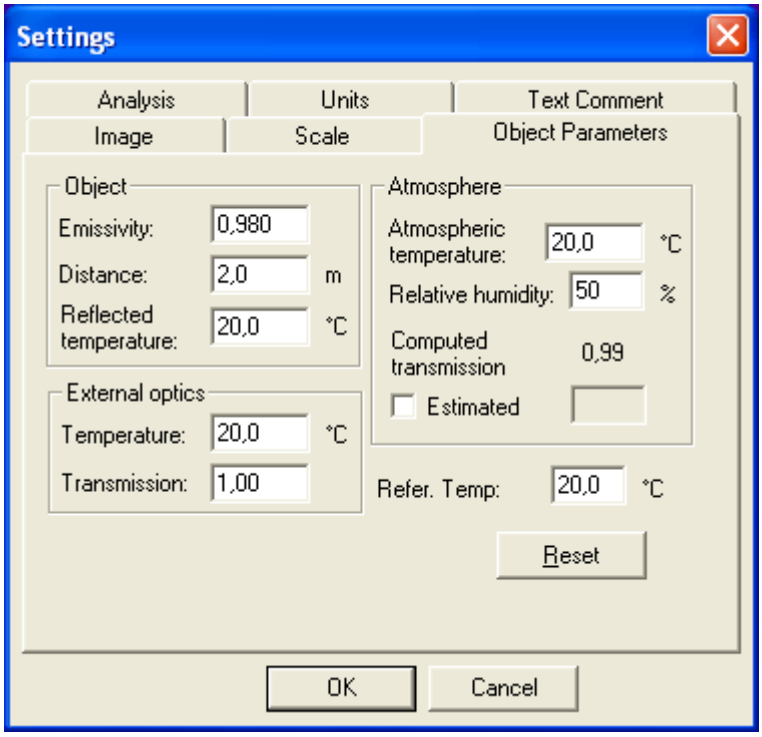


Рис. 3.2. Окно задания параметров объекта

е) Построить температурный профиль области глаз. Для этого открыть ранее сохранённый файл в формате *IR file*, перейти на вкладку *Profile* в нижней части окна, выбрать инструмент *Line* на панели инструментов в левой части окна, протянуть линию от левой височной области к правой, нажимая и удерживая левую клавишу мыши. Скопировать полученный при этом профиль, нажимая правую кнопку мыши на графической области, вставить профиль в файл отчета формата *.doc посредством меню *Правка→Специальная* вставка программы *Word*.

ж) Построить гистограмму распределения температуры в области левого и правого глаза. Для этого перейти на вкладку *Histogram* в нижней части окна, выбрать инструмент *Box Area* на панели инструментов в левой части окна. Растянуть прямоугольник в области левого и в области правого глаза, скопировать обе полученные гистограммы в файл отчета.

з) Используя меню *Image→Palette*, подобрать цветовую палитру термограммы, дающую наиболее наглядное изображение температурных областей. Определить максимальную и минимальную температуру на поверхности лица, для чего использовать инструмент *Spot* на панели инструмента в левой части окна.

Требования к отчету

Отчет должен содержать температурный профиль и гистограмму распределения температуры в области левого и правого глаза, данные о максимальной и минимальной температуре лица. Должны приводиться объяснения полученных экспериментальных результатов, в конце отчета – краткие выводы по результатам работы.

Контрольные вопросы

1. Законы теплового излучения:

а) Какие диапазоны длин волн (частот) выделяют в спектре электромагнитного излучения?

б) Сформулируйте законы теплового излучения тел и дайте им пояснения (законы Кирхгофа, Вина, Стефана–Больцмана). Сформулируйте закон Ламберта и объясните его практическую значимость.

в) Дайте определения понятиям абсолютно черное тело, серое тело, избирательный излучатель. Какой вид имеет спектральная зависимость коэффициента излучения для излучателей различных типов? Какое влияние оказывает состояния поверхности на коэффициент излучения тел?

2. Устройство тепловизора:

а) Каков принцип действия тепловизора? Какие выделяют поколения тепловизоров? Опишите основные компоненты конструкции современных матричных тепловизоров.

б) Расскажите о типах и материалах детекторов инфракрасного излучения и их технических характеристиках.

в) Каковы возможности программных средств количественного анализа термограмм?

Параграфы пособия, рекомендуемые для прочтения

1. Раздел 1. Законы теплового излучения: §1.1 – 1.3, §1.6.
2. Раздел 1. Устройство тепловизора, анализ термограмм: §2.1– 2.3.

Лабораторная работа №2

Определение коэффициента излучения тел в инфракрасном диапазоне длин волн

Цель работы

По измеренным значениям температуры контактным и бесконтактным способом определить коэффициент излучения объекта в инфракрасном диапазоне длин волн.

Теоретические замечания

1.Распределение коэффициента излучения на поверхности тела человека

Для точного определения температуры с помощью тепловизора необходимо знание ε – коэффициента излучения поверхности измеряемого объекта. Исследование ко-

эффициента излучения кожи человека было проведено в различных спектральных диапазонах. Кожа человека излучает преимущественно в диапазоне 2 – 20 мкм с максимумом на длине волны 10 мкм, поэтому инфракрасные детекторы, работающие в диапазоне 3–5 мкм улавливают около 2% излучения тела, в то время как детекторы, работающие в диапазоне 8 –14 мкм – от 40 до 50%. Вследствие этого, для достижения одинаковой точности измерения температуры детекторам диапазона 3–5 мкм требуется большая чувствительность к изменению интенсивности инфракрасного излучения.

Среднее значение коэффициента излучения кожи человека в диапазоне 3–14 мкм составляет 0.98 ± 0.01 по данным [8]. В исследованиях [9] значения коэффициента излучения кожи груди составили 0.972 ± 0.041 в диапазоне 6 – 18 мкм. Если точное значение коэффициента излучения не известно, то использование значения ε из диапазона 0.945 – 0.98 может приводить к ошибке измерения абсолютной температуры 0.6°С.

Часто измерения температуры тепловизором проводятся в предположении однородности распределения коэффициента излучения по поверхности объекта, однако, Тогава (Togawa) [7] показал, что значения коэффициента излучения различных участков кожи человека не одинаковы (таблица 2).

Таблица 2. Среднее значение коэффициентов излучения кожи для 10 мужчин и 10 женщин [7]

Зона	**Мужчины**		**Женщины**	
	Коэффициент излучения	Стандартное отклонение	Коэффициент излучения	Стандартное отклонение
Лоб	0.969	0.005	0.969	0.004
Предплечье	0.971	0.002	0.972	0.005
Ладонь	0.973	0.007	0.968	0.004
Кисть (тыльная сторона)	0.973	0.004	0.971	0.003
Среднее значение коэффициента излучения по столбцу	0.972	0.005	0.970	0.004

2.Калибровка температуры, измеряемой тепловизором

Калибровка тепловизоров проводится с использованием черного тела, коэффициент излучения которого принимается равным единице. На рис. 3.3. показана стандартная система для калибровки температуры, включающая медный цилиндр с полостью (черное тело), водяную баню с контролируемой температурой и прецизионный зондовый измеритель температуры.

Высота цилиндра составляет 15 см диаметр 7.5 см. Цилиндр в верхней части имеет полость диаметром 2 см, внутренняя поверхность цилиндра покрывается черной краской с коэффициентом излучения 0.93 или более. Цилиндр помещается на ¾ в водяную баню, тепловизор размещается вертикально, строго над полостью цилиндра на фокусном расстоянии равном расстоянию от объектива до поверхности цилиндра. Температура воды изменяется в диапазоне от 18 до 45 °С с шагом 2 °С. Используется именно этот диапазон, т.к. температура тела человека принимает значение в диапазоне 22 - 42 °С.

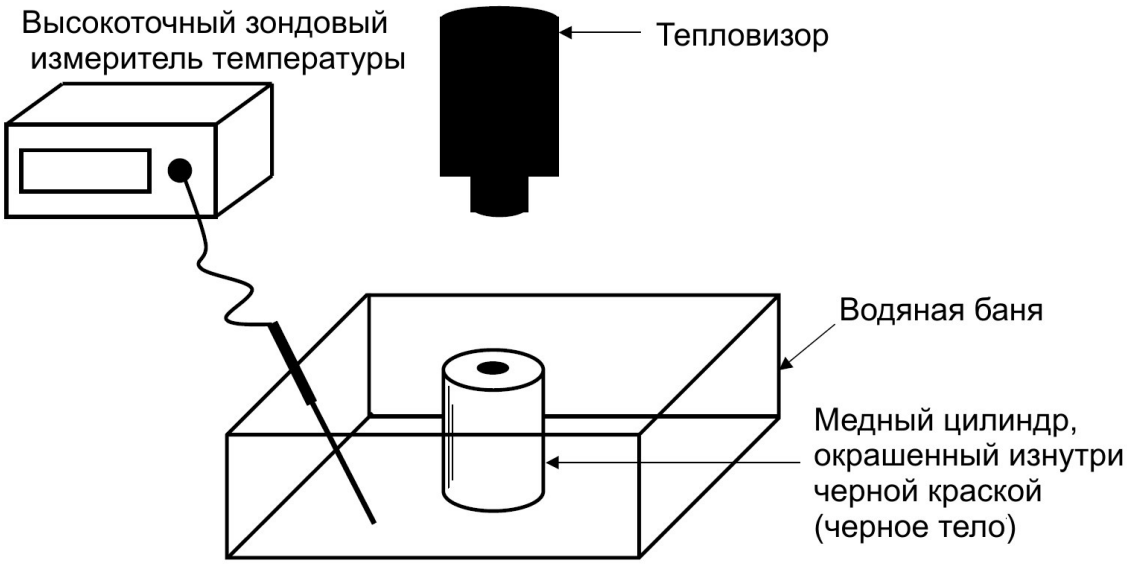


Рис. 3.3. Калибровка температуры, измеряемой тепловизором

В процессе калибровки измеряется температура воды зондовым измерителем, по этому значению калибруется температура тепловизора, измеренная в полости цилиндра.

3.Формула, используемая тепловизором для вычисления температуры

При тепловизионной съемке объекта камера принимает излучение не только от самого объекта, но также излучение окружения, отраженное поверхностью объекта. Если среда, в которой проводят измерения, имеет коэффициент пропускания $\tau < 1$, то на пути от объекта до камеры суммарное излучение будет затухать. Такой случай иллюстрируется рис. 2.4.

Детектируемый тепловизором входной поток излучения черного тела W с температурой T_{source} создает на выходе детектора напряжение U_{source}. В предположении линейности детектора напряжение на выходе будет пропорционально потоку излучения от объекта.

$$U_{source} = C \cdot W(T_{source}), \tag{1}$$

где C – константа.

Поток излучения серого тела с коэффициентом излучения ε представится как

$$U_{source} = C \cdot \varepsilon W(T_{source}). \tag{2}$$

Излучение, принимаемое тепловизором, имеет три составляющих (см. рис. 3. 4.):

а) излучение от объекта:

$$W_1 = \varepsilon \tau W_{obj}, \tag{3}$$

где τ – коэффициент пропускания атмосферы, W_{obj} – излучение, соответствующее температуре черного тела равной температуре объекта;

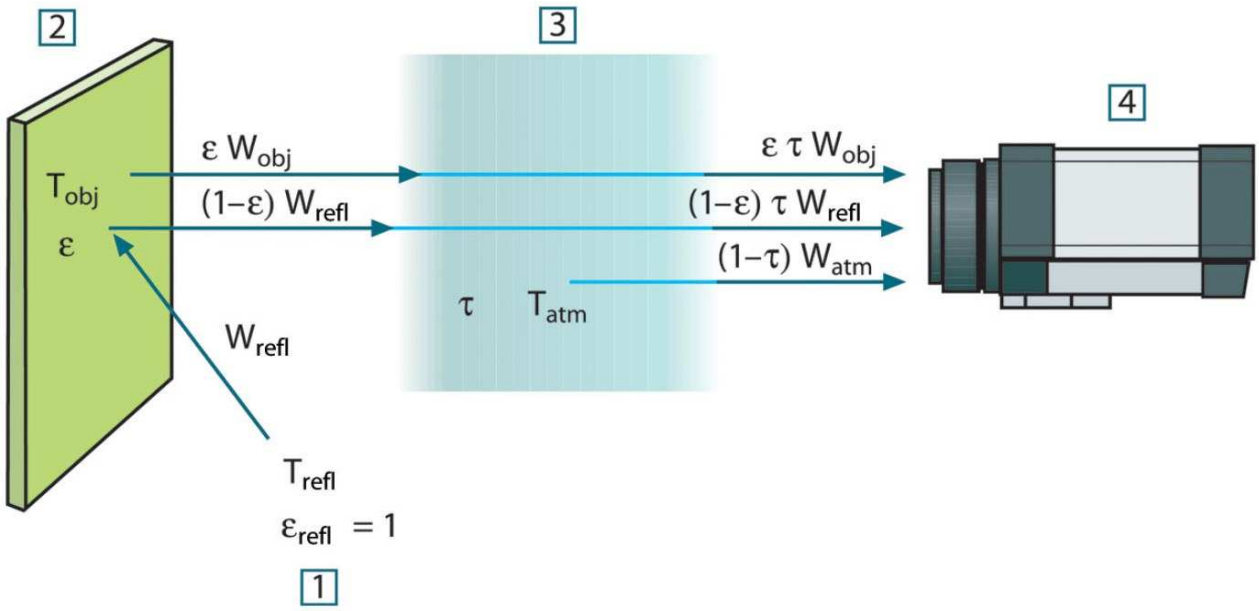


Рис. 3.4. Схематичное изображение термографического измерения. 1– окружение, 2– объект, 3– атмосфера, 4–камера [10]

б) излучение окружающих источников отраженное от исследуемого объекта:

$$W_2 = (1-\varepsilon)\tau W_{refl}\,, \tag{4}$$

где 1–ε – коэффициент отражения объекта, W_{refl} – излучение, соответствующее температуре окружающих источников T_{refl} с коэффициентом излучения $\varepsilon_{refl}=1$;

в) излучение атмосферы:

$$W_3 = (1-\tau)W_{atm}\,, \tag{5}$$

где 1–τ – коэффициент излучения атмосферы.

В итоге, полная мощность излучения, принимаемая тепловизором, запишется в виде

$$W_{tot} = \varepsilon\tau W_{obj} + (1-\varepsilon)\tau W_{refl} + (1-\tau)W_{atm}. \tag{6}$$

Пользуясь формулой (6) и уравнением (1), выражение для выходного напряжения детектора, соответствующее температуре объекта (как черного тела), можно записать как

$$U_{obj} = \frac{1}{\varepsilon\tau}U_{tot} - \frac{1-\varepsilon}{\varepsilon}U_{refl} - \frac{1-\tau}{\varepsilon\tau}U_{atm}\,. \tag{7}$$

При работе с тепловизором оператору стандартно предлагается ввести в программу следующие параметры:

- коэффициент излучения объекта ε,
- T_{atm} – температуру атмосферы,
- относительную влажность,
- расстояние до объекта,
- T_{refl} – эффективную температуру окружения, отражаемую объектом,

с использованием которых по формуле 7 рассчитывается напряжение εU_{obj}, соответствующее температуре объекта. Если коэффициент пропускания атмосферы близок к единице, то третьим слагаемым в (7) можно пренебречь. В случае измерения кожи человека коэффициент излучения ε близок к 1, следовательно, второе слагаемое (7) мало по сравнению с первым и основной компонентой суммарного излучения является излучение самого объекта.

Порядок выполнения работы

а) Выбрать объект измерения.

б) В программе *ThermaCam Researcher* указать параметры окружающей среды, принять коэффициент излучения измеряемого объекта $\varepsilon=1$;

в) Провести параллельные измерения температуры объекта тепловизором и зондовым термометром. Для этого, начав тепловизионную съемку, поместить зонд термометра в выбранную точку, добиться стабильных показаний температуры, после чего завершить тепловизионную съемку;

г) Просмотреть тепловизионную запись и найти кадр, где температура объекта в области соприкосновения с зондом станет равной температуре до соприкосновения. На термограмме в области контакта зонда с поверхностью установить зону интереса;

д) Открыть подпрограмму *Emissivity calculation* программы *ThermaCam Researcher* (меню *Image*), указать область интереса, для которой будут проводиться вычисления, вычислить значение коэффициента излучения объекта, вводя значение температуры объекта, измеренное зондовым термометром в поле *Know temperature* и нажимая кнопку Calculate. Записать значение коэффициента излучения, появившееся в поле *New emissivity*;

е) Повторить измерения в одной точке несколько раз и усреднить значение коэффициента излучения;

ж) Выполнить измерения коэффициента излучения аналогично пунктам а – д, но вместо абсолютных значений температуры использовать разность температур в двух точках объекта.

Требования к отчету

Отчет должен содержать значения коэффициента излучения, определенные на основе абсолютных и разностных значений температуры, расчет коэффициента излучения по формуле (7) и его сопоставление с результатами, полученными с помощью подпрограммы *Emissivity calculation*. Должны приводиться краткие выводы по результатам работы.

Контрольные вопросы

1. Каким способом может проводиться калибровка тепловизоров?
2. Каким образом осуществляется определение температуры тепловизором, компоненты формулы для вычисления температуры?
3. Как экспериментально определить значение коэффициента излучения?
4. Как экспериментально визуализировать распределение коэффициента излучения различных участков тела человека?

Рекомендуемая литература

1. Данное пособие: Определение температуры тепловизором. Коэффициент излучения различных материалов. Зависимость коэффициента излучения от угла наблюдения: Раздел 1, §1.3 – 1.6. Раздел 2, §2.4. Измерение тепловой инерции тепловизионным методом.

2. Неделько А. Преимущества и недостатки бесконтактного измерения температуры / НМ–Оборудование, 2005, март , с. 50-53.

Лабораторная работа №3

Изучение процессов терморегуляции человека при физической нагрузке с использованием велотренажера

Цель работы

Анализ процессов терморегуляции человека при занятии на велотренажере посредством регистрации динамического тепловизионного изображения.

Теоретические замечания

1.Требования к процедуре тепловизионного исследования

Здесь сформулированы требования к процедуре тепловизионного исследования, без соблюдения которых невозможно достоверно интерпретировать экспериментальные данные.

Исследование должно осуществляться в специальных кабинетах, желательно, чтобы внутри помещения кабинета тепловизионной диагностики были средства контроля и регулирования режима нагрева и охлаждения воздуха, поддержания комфортного уровня влажности. Можно выделить следующие основные требования к процедуре тепловизионного исследования:

- *Требования к помещению:* поддерживаемая постоянная температура на уровне +22,5±1° , влажность воздуха 60±5%; отсутствие движения воздуха, прямого солнечного света и посторонних источников инфракрасного излучения; по возможности в комнате должны отсутствовать объекты, более теплые или более холодные, чем воздух в комнате.
- *Требования к пациенту:* за 24–48 часов до исследования необходимо отменить все вазоактивные препараты, физиотерапевтические процедуры; за сутки исключается алкоголь, кофе и другие тонизирующие напитки; за 20 минут до исследования следует воздержаться от курения; кожа должна быть свободна от косметических средств; перед началом тепловизионного исследования необходима температурная адаптация тела пациента к окружающей среде в течение 10–15 минут;

При проведении тепловизионных исследований следует учитывать позу пациента, так как вместе с позой изменяется распределение крови на поверхности тела и конвекционный теплоотвод. [1 с.1308]. Для учета этих факторов съемку нужно проводить при различных положениях тела пациента и в нескольких проекциях [2, 3].

2. Источники погрешностей тепловизионных измерений [5]

а) Состояние поверхности и терморегуляция

Тепловизор определяет температуру по измеренному значению интенсивности теплового излучения и известному значению коэффициента излучения поверхности объекта – ε. При этом значение коэффициента излучения берется постоянным для данного объекта. Харди (Hardy) [6] более 70 лет назад показал, что свойства кожи человека в инфракрасном диапазоне длин волн близки к свойствам черного тела. Значение коэффициента излучения, определенное Харди составило ε = 0.98. В более поздних исследованиях Тогава (Togawa) и Сайто (Saito) показали, что коэффициент излучения распределен не равномерно по поверхности тела человека. Значение коэффициента излучения может увеличиваться при увеличении содержания воды в роговом слое кожи.

При изменении условий окружающей среды поддерживается изотермия ядра тела человека, за счет изменения температуры его оболочки. Кроме того, имеется суточный ритм изменения температуры как ядра, так и оболочки тела человека, поэтому измерения проведенные в разное время суток будут давать различные значения. Температурные изменения на поверхности тела человека могут происходить при контакте с мебелью, одеждой и т.п.

б) Положение камеры и тип используемых линз

Тепловизионная съемка от раза к разу должна проводиться под одним и тем же углом наклона по отношению к поверхности объекта. Для точных измерений рекомендуется ориентировать объектив камеры перпендикулярно поверхности объекта. При этом использование треножных штативов для фотоаппарата может не обеспечивать точной и воспроизводимой установки угла, поэтому предпочтительно крепление тепловизора средствами, обеспечивающими вертикальное перемещение при фиксации горизонтального.

Использование в тепловизоре широкоугольных линз уменьшает рабочую дистанцию, но при этом нужно учитывать, что на периферии тепловизионного изображения может возникать дисторсия.

в) Положение объекта и захват изображения

При многократных измерениях необходимо сохранять положение объекта и расстояния от камеры до объекта, так как это делает удобным сопоставление результатов, полученных в разных сессиях, и сохраняет одинаковое разрешение тепловизионных кадров, повышая воспроизводимость и точность измерений.

г) Обработка термограмм

Анализ температуры выбранных участков должен происходить при сохранении формы, размера и положения области интереса.

К погрешностям может приводить использование для анализа температуры компьютерных файлов изображений типа JPG, TIF,GIF, полученных преобразованием из термограмм, т.к. палитры этих форматов не соответствуют палитрам, кодирующим значения температур.

Порядок выполнения работы

а) Ввести в программу для работы с тепловизором *ThermaCam Researcher* параметры объекта и условия окружающей среды.

б) Учитывая требования к процедуре тепловизионного исследования, провести тепловизионную съемку области торса человека при нагрузочном тестировании на велотренажере в течение 20 минут. Предварительно установить время и выбрать тренировочную программу, пользуясь кнопочным интерфейсом велотренажера.

в) Просмотреть полученную последовательность термограмм программой *ThermaCam Researcher* и построить временные зависимости средней температуры в области груди, шеи (рис. 3.5.) и плеч.

г) Построить для этих областей временные зависимости среднеквадратичного отклонения (СКО), а также гистограммы распределения температуры в характерные стадии процесса нагрузочного тестирования. Сохранить полученные зависимости.

Требования к отчету

Отчет должен содержать временные зависимости средней температуры в области груди, в области шеи и в области плеч; временные зависимости СКО в этих областях, а также полученные гистограммы. Должны приводиться объяснения полученных экспериментальных результатов, в конце отчета – краткие выводы по результатам работы.

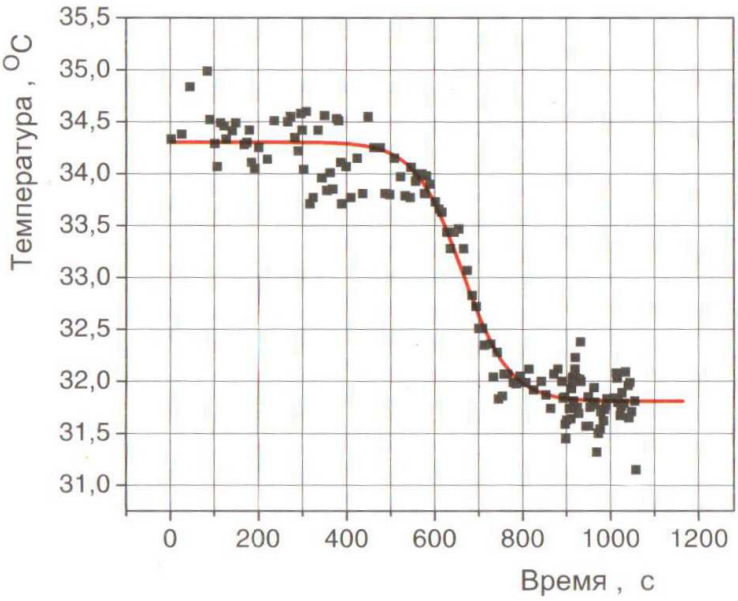


Рис. 3.5. Изменение температуры в области шеи от времени процесса нагрузочного тестирования на велотренажере (точки) и аппроксимирующая кривая (линия) [2]

Контрольные вопросы

1. Терморегуляция тела человека:

а) Как распределена температура различных областей тела человека?

б) Каковы способы поддержания постоянства температуры и воздействие внешних условий?

в) Механизмы химической и физической терморегуляции человека, теплообразование и теплоотдача?

2. Оптимальные условия проведения тепловизионных измерений:

а) Опишите влияние собственного излучения объекта; влияние окружения и атмосферы на тепловизионные измерения.

б) В чем отличие собственной температуры объекта от температуры определяемой тепловизором?

3. Опишите возможные источники погрешностей при проведении тепловизионных измерений?

4. Проанализируйте экспериментальные результаты. (Построение гистограмм распределения температуры, временной зависимости средней температуры и её среднеквадратичного отклонения. Наблюдение спада температуры тела человека в процессе потоотделения).

Рекомендуемая литература

1. Покровский В.М., Коротько Г.Ф., Наточин Ю.В. и др. Гл. Терморегуляция. Физиология человека. – М.: Медицина, 1997. – 368 с.

2. Вайнер Б.Г. Матричное тепловидение в физиологии: исследование сосудистых реакций, перспирации и терморегуляции у человека. Новосибирск: Издательство СО РАН. 2004. 96 с.

Лабораторная работа №4

Анализ температурной реакции на окклюзионную пробу

Цель работы

Провести тепловизионную съемку ладонной стороны кисти рук во время проведения окклюзионной пробы. Построить временную зависимость температуры в области дистальных фаланг пальцев, провести интерпретацию полученной зависимости.

Измерение показателей микроциркуляции при проведении окклюзионной пробы

Измерение параметров кровотока при проведении окклюзионной пробы стандартно проводится доплеровским сканером, регистрирующим скорость потока форменных элементов крови в сосудах. Для измерения показателей микроцикруляции при проведении окклюзионной пробы могут использоваться датчики, снимающие диффузное отражение с пальца руки (рис. 3.6.).

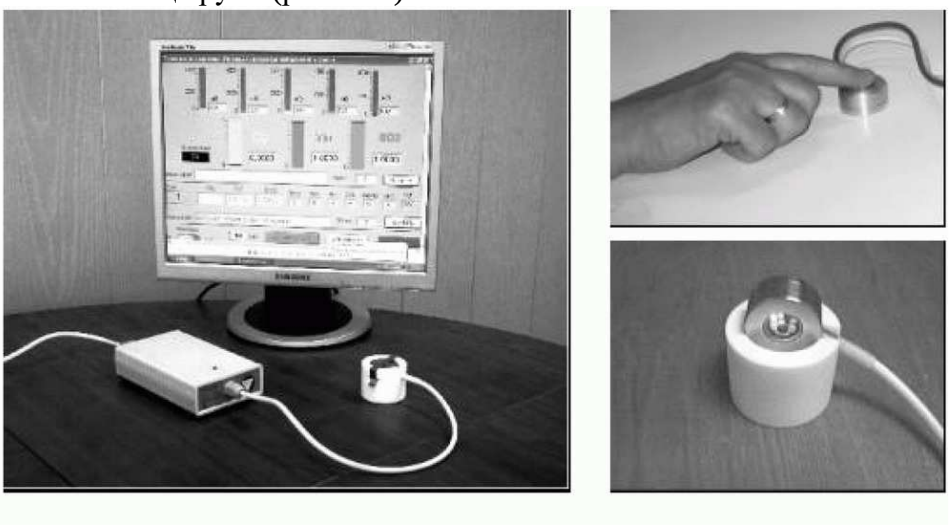


Рис. 3.6. Использование оптического тканевого оксиметра [11]

Данный оксиметр определяет:

- Vкр – средний уровень объемного капиллярного кровенаполнения мягких слоев биологических тканей.
- SO2 – средний уровень оксигенации крови микроциркуляторного русла.
- Ме – средний уровень меланиновой пигментации.

Исследования с окклюзионной пробой позволяют достаточно точно оценивать существующий индивидуальный тип микрогемодинамики у пациента (нормо–циркуляторный, гиперемический, спастический) по наличию и степени выраженности постокклюзионной реактивной гиперемии. Пример записи показателей при проведении окклюзионной пробы для испытуемого со спастическим типом микрогемодинамики приведен на рис. 3.7.

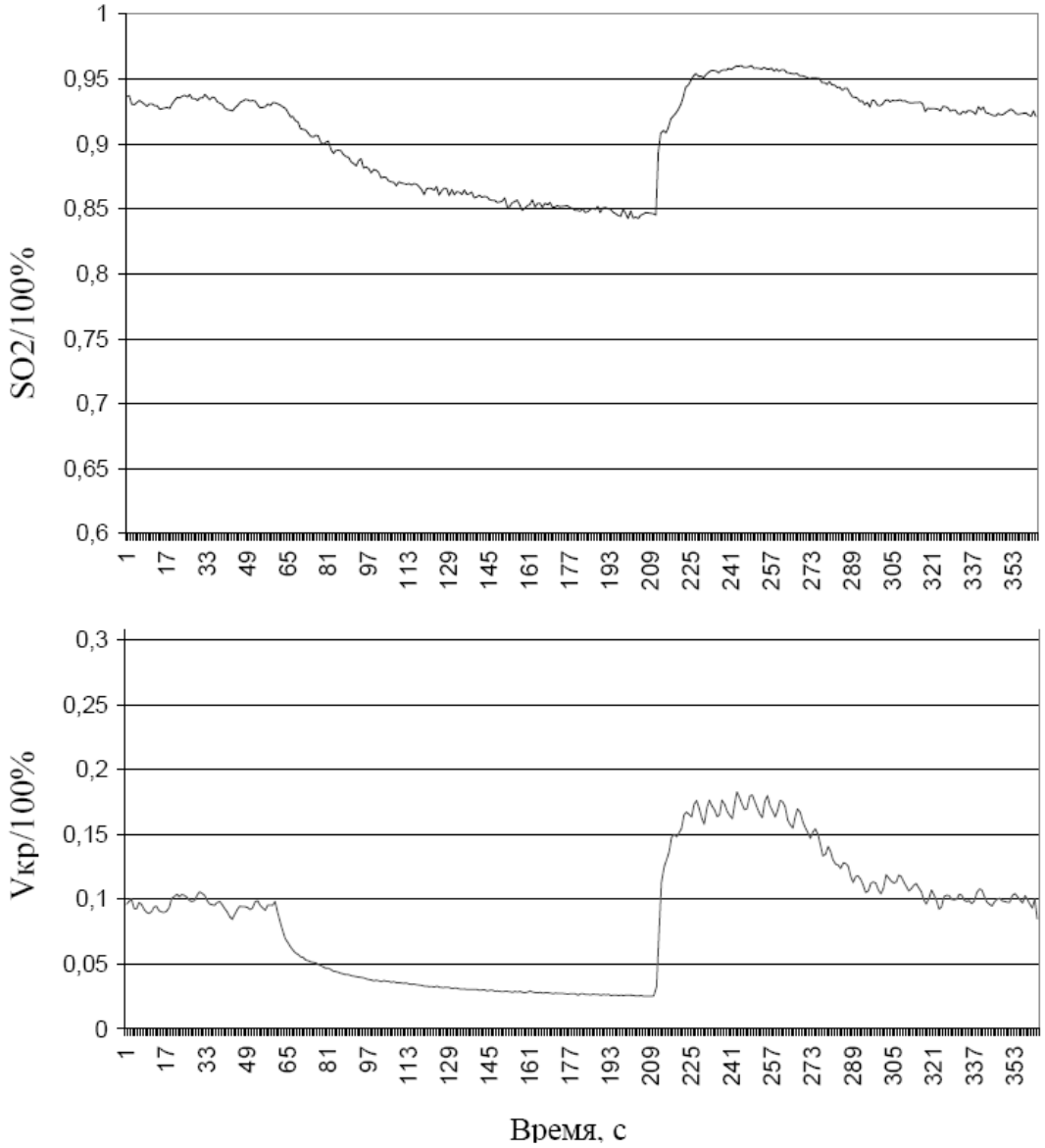


Рис. 3.7. Данные с оксиметра при проведении окклюзионной пробы для испытуемого со спастическим типом микроциркуляции [11]

В момент пережатия плечевой артерии поступление крови в конечность прекращается и наступает искусственно вызванная ишемия тканей конечности, степень выраженности которой можно наблюдать по постепенному снижению показателя SO2 во

время действия окклюзии. В большинстве случаев происходит и рефлекторное изменение в кровенаполнении тканей. Для кожи проксимальных фаланг пальцев рук в большинстве случаев капиллярное кровенаполнение уменьшается, т.е. происходит отток крови из сосудов микроциркуляторного русла кожи в магистральные сосуды. По окончании артериальной окклюзии (в момент декомпрессии) кровоток в артерии восстанавливается и в тканях развивается реактивная постокклюзионная гиперемия с максимальным заполнением свежей кровью всех работоспособных мелких сосудов и капилляров, что наглядно проявляется резким увеличением показателей Vкр и SO2 до значений, часто намного превышающих их исходный уровень. Изменение объемного кровенаполнения биоткани от минимальных значений во время компрессии до максимальных в процессе реактивной гиперемии характеризует диапазон возможностей в кровенаполнении тканей испытуемого, т.е. так называемый *резерв капиллярного кровотока*.

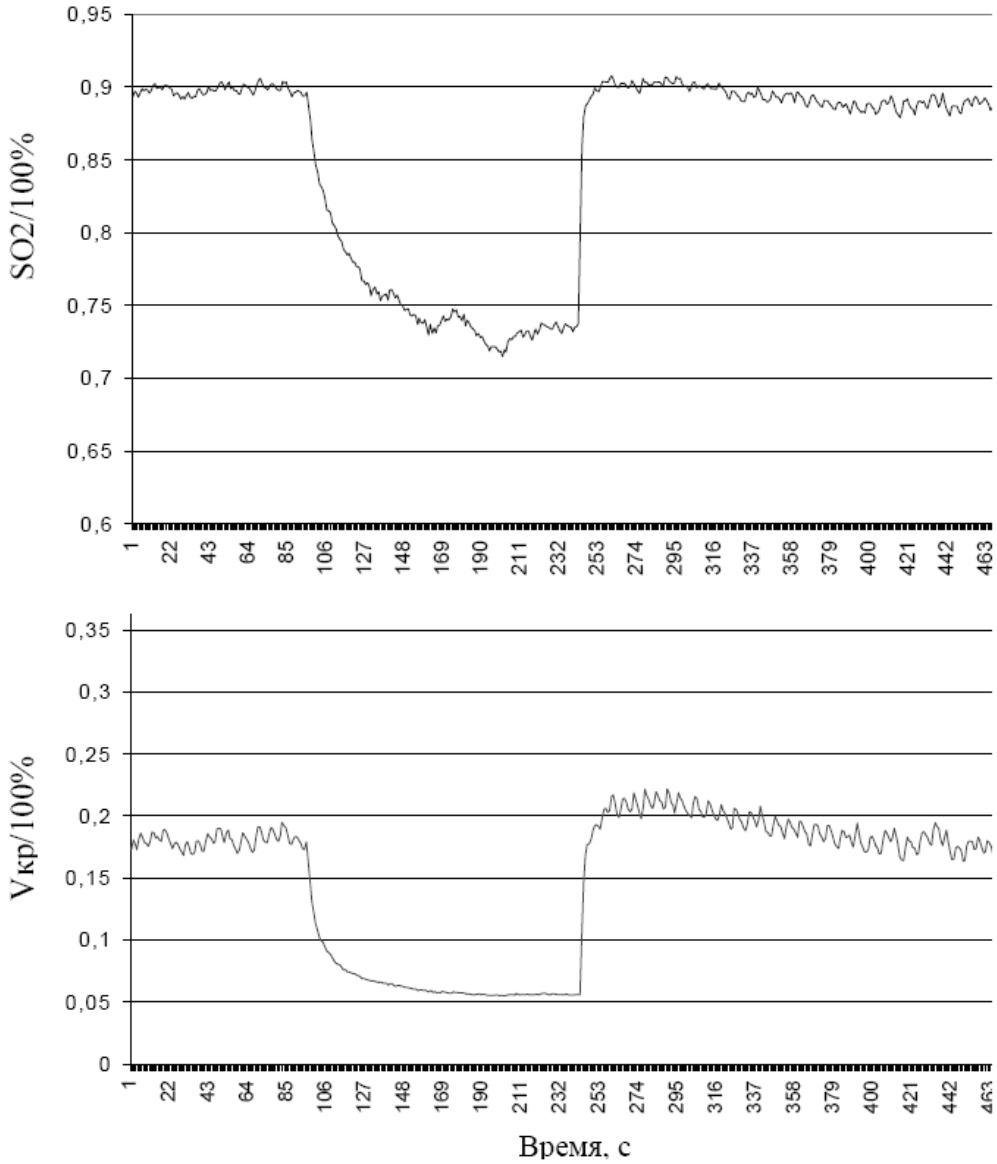


Рис. 3.8. Данные с оксиметра при проведении окклюзионной пробы для испытуемого с гиперемическим типом микроциркуляции [11]

В приведенном примере наиболее отчетливо это проявляется в значениях показателя Vкр. Максимальное кровенаполнение кожи пальца руки после декомпрессии

почти в два раза превысило исходное среднее кровенаполнение, равное по графику значению 0.09 отн. ед. (9 %), с быстрым последующим возвратом Vкр в течение 2–х минут к его первоначальному уровню.

Для испытуемого с гиперемическим типом микроциркуляции данные представлены на рис. 3.8. Здесь не отмечается явно выраженной реактивной постокклюзионной гиперемии, т.е. уже в исходном состоянии до проведения артериальной окклюзии в работе у испытуемого было задействовано практически максимально возможное количество микрососудов.

Сравнение результатов на рис. 3.7 и 3.8 показывает, что отклик микроцирку–ляторного русла на окклюзионную ишемию и окклюзионный стресс не всегда одинаков. У разных испытуемых он может проявляться по–разному, в том числе, например, по показателю Vкр может выявляться как большой, так и очень незначительный резерв кровотока. Увеличение этого показателя наблюдается при явлениях ангиоспазма, снижение – при явлениях застоя крови в системе микроциркуляции, в частности при ангиодистоническом синдроме. Немаловажную роль играет здесь и исходное значение Vкр. В последнем примере уже исходный уровень кровенаполнения в тканях был достаточно высоким, около 0.2 отн. ед. (20%), вследствие чего этот тип микроциркуляции и получил в литературе название гиперемического типа микроциркуляции.

Таким образом, постокклюзионная гиперемия дает сведения о начальном состоянии капилляров и микрососудов: при спастическом типе микроциркуляции сосуды сжаты, присутствует недостаточное заполнение кровью, постокклюзия выявляет способность мелких сосудов и капилляров избыточно заполняться кровью.

При гиперемическом типе микроциркуляции сосуды уже до окклюзии избыточно заполнены кровью, относительно нормоциркуляторного состояния. Поэтому в постокклюзионный период избыточное наполнение кровью проявляется слабо и резерв капиллярного кровотока оказывается сниженным.

Порядок выполнения работы

а) Обеспечить адаптацию испытуемого к условиям проведения тепловизионной съемки;

б) Ввести в программу для работы с тепловизором *ThermaCam Researcher* параметры объекта и условия окружающей среды;

в) Наложить манжету на область плеча, измерить артериальное давление;

г) Не снимая манжету, расположить руку испытуемого ладонью вверх, начать тепловизионную запись при отсутствии давления в манжете. Через 30 секунд создать и поддерживать давление в манжете, превышающее систолическое, в течение 120 секунд. По прошествии отведенного времени быстро и полностью стравить воздух из манжеты. Продолжать тепловизионную съемку далее в течение 120 секунд;

д) С использованием программы *ThermaCam Researcher* выбрать зоны интереса термограммы, расположив на дистальных фалангах пальцев окружности, отмечающие области измерения температуры. Получить временную зависимость средней температуры в каждой выделенной зоне. Сохранить полученные зависимости.

Требования к отчету

Отчет должен содержать экспериментальные временные зависимости температуры в области дистальных фаланг пальцев и интерпретацию динамики температуры на каждом этапе проведения окклюзионной пробы. Должны приводиться краткие выводы по результатам работы.

Контрольные вопросы

1. Какова роль кровообращения в поглощении и рассеянии энергии внешних тепловых источников?

2. Что такое окклюзионная проба? Каковы особенности гемодинамики в стадии окклюзии и постокклюзионной гиперемии?

3. Факторы, влияющие на температуру в области дистальных фаланг пальцев при проведении окклюзионной пробы?

4. Какие отклонения можно выявить проведением окклюзионной пробы?

Параграфы пособия, рекомендуемые для прочтения

Раздел 2, § 2.3 Влияние кровотока на распределение температуры кожи руки.

Лабораторная работа №5

Изучение тепловых свойств воды при её нагреве и охлаждении

Цель работы

Тепловизионное наблюдение ячеистых структур на поверхности воды при конвекции Релея – Бенара, оценка изменения энтропии тепловизионного изображения ячеек при переходе к тепловому равновесию с окружающей средой. Измерение температуры при фазовом переходе лед–вода.

Порядок выполнения работы

1.а) Для наблюдения ячеистых структур налить воду, нагретую до температуры 37 – 40 °С, в сосуды с плоским круглым и прямоугольным дном. Толщина слоя воды должна составлять около 25 мм;

1.б) Ввести в программу *ThermaCam Researcher* параметры воды (коэффициент излучения, расстояние от тепловизора до объекта исследования) и условия окружающей среды (температура, относительная влажность);

1.в) Провести тепловизионную запись поверхности воды в процессе понижения её температуры до комнатной;

1.г) В программе *ThermaCam Researcher* просмотреть записанные термограммы, сохранить несколько тепловизионных снимков ячеек на поверхности воды (рис. 3.9.), полученных в различные моменты времени;

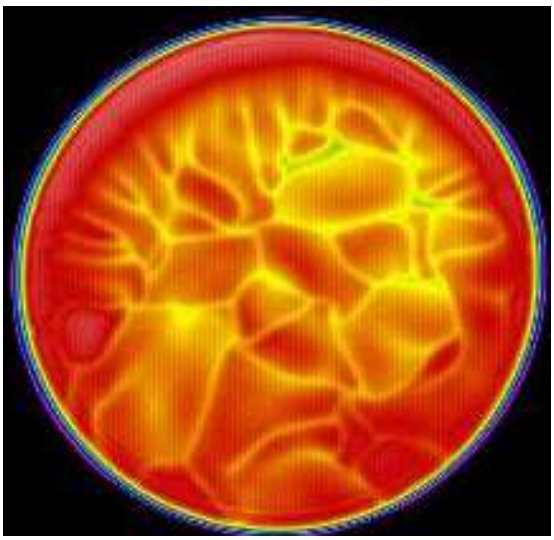


Рис. 3.9. Ячеистые структуры на поверхности воды как следствие конвекции Релея – Бенара

1.д) Построить зависимость энтропии тепловизионного изображения (формула 8) поверхности воды от времени в нескольких точках, используя соотношение

$$H = -\Sigma p_j \log_2 p_j, \qquad (8)$$

где p_j – плотность вероятности (эмпирическая частота появления) j–го значения температуры;

1.е) Построить зависимость среднеквадратичного отклонения температуры поверхности воды от времени;

1.ж) Построить зависимость среднего значения температуры поверхности воды от времени.

2.а) Охладить воду до её полного перехода в лед;

2.б) Провести тепловизионную запись процесса фазового перехода лед–вода при нагреве в условиях окружающей среды до температуры около 10°С, контролируя температуру термопарой;

2.в) В программе ThermaCam Researcher просмотреть полученные термограммы и выбрать точку на поверхности воды, в которой переход лед–вода происходит в последнюю очередь. Построить зависимость температуры от времени в выбранной точке (рис. 3.10.);

2.г) Построить зависимость средней температуры поверхности воды от времени;

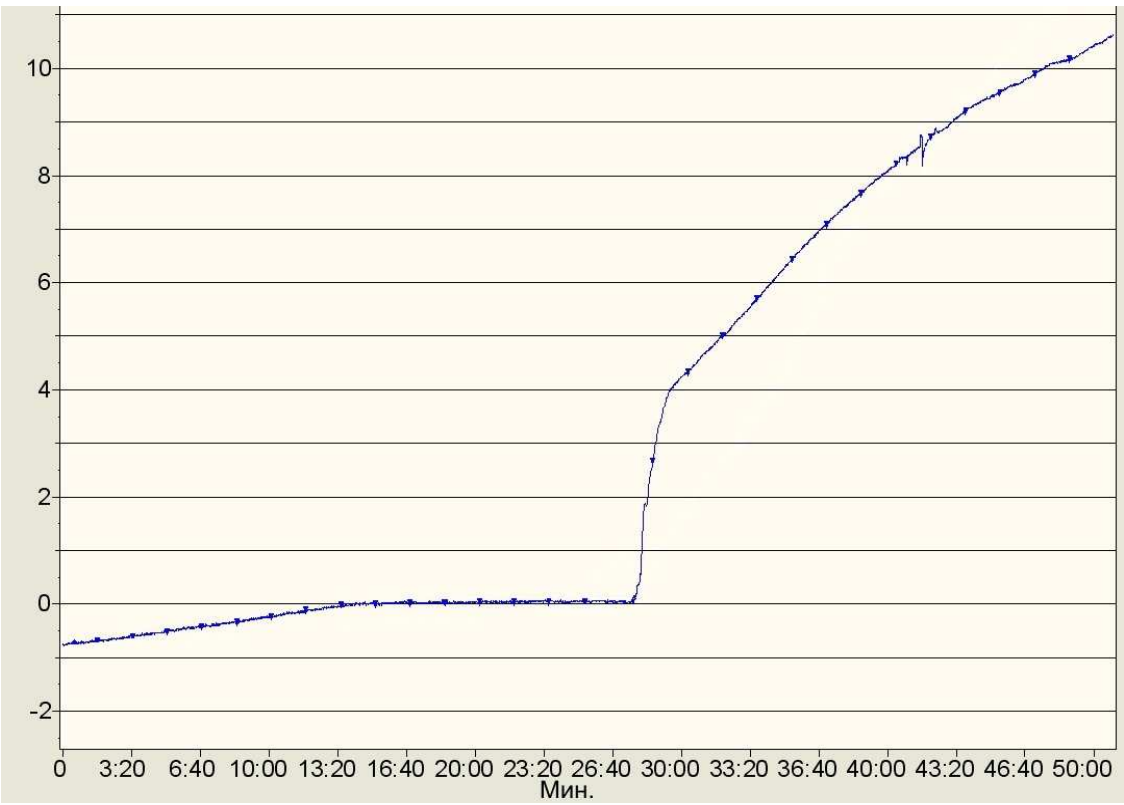


Рис. 3.10. Кривая перехода лед – вода, построенная на основе последовательности термограммам

Требования к отчету

Отчет должен содержать временные зависимости, снятые с поверхности воды в процессе наблюдения ячеистых структур для:

- энтропии тепловизионного изображения,
- среднеквадратичного отклонения температуры,
- среднего значения температуры,

снятые в процессе наблюдение перехода лед – вода для:

- точечной температуры,
- среднего значения температуры.

В отчете должна содержаться интерпретация полученных зависимостей и краткие выводы по результатам работы.

Контрольные вопросы

1. Какие существуют способы наблюдения ячеистых структур?

2. Опишите механизмы образования ячеистых структур в воде при конвекции Рэлея–Бенара. Числа Рэлея, Прандтля, Марангони.

3. Сформулируйте условия наблюдения ячеистых и спиральных структур воды тепловизионным методом. Что представляет собой диаграмма режимов конвекции?

4. Каковы условия возникновения ячеек Бенара? Каким образом реализуется цикическая реакция Белоусова – Жаботинского?

5. Какие особенные свойства воды вам известны?

Рекомендуемая литература

Иваницкий Г.Р., Деев А.А., Хижняк Е.П.Структуры на поверхности воды, наблюдаемые с помощью инфракрасной техники. УФН. 2005. Т.175. №11. С. 1207 – 1216.

Лабораторная работа №6

Нагрузочное тестирование с использованием теста Струпа

Цель работы

Регистрация температурной динамики в различных областях лица при ментальной нагрузке с использованием теста Струпа.

Порядок выполнения работы

а) Перед проведением теста обеспечить условия акклиматизации испытуемого к комнатным условиям;

б) Ввести в программу *ThermaCam Researcher* параметры объекта и условия окружающей среды;

в) Запустить программу *Тест Струпа*, объяснить испытуемому правила ответов на вопросы и провести тренировочный тест;

г) Зафиксировать голову испытуемого с использованием опоры (рис. 3. 11.);

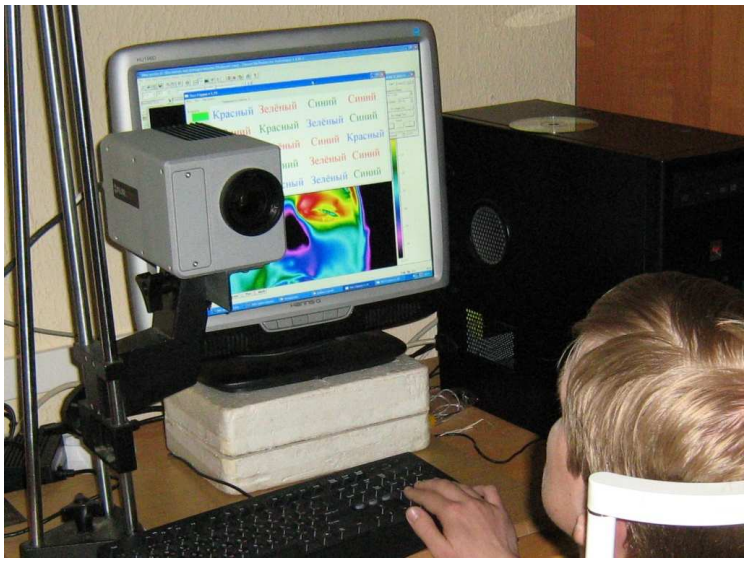


Рис. 3.11. Взаимное расположение испытуемого, монитора и тепловизора при проведении теста Струпа

д) Провести тепловизионную запись области лица испытуемого при времени теста 3 мин. и следующих значениях времени на ответ: 1, 0.8, 0.7, 0.6, 0.5 с.;

е) По окончании каждого теста записывать количество заданных вопросов, количество ответов и количество правильных ответов;

ж) Пользуясь полученными термограммами, построить зависимость средней температуры от времени теста в области кончика носа (круглая область), лба (прямоугольная область), щеки (прямоугольная область);

з) Построить зависимость количества правильных ответов от времени выделяемому на ответ;

и) Построить зависимость количества правильных ответов в процентах (по отношению к количеству заданных вопросов) от количества заданных вопросов.

к) Построить зависимость отношения *время теста/количество правильных ответов* от количества заданных вопросов.

Требования к отчету

Отчет должен содержать зависимости перечисленные в пунктах ж – к порядка выполнения работы, интерпретацию полученных зависимостей и краткие выводы по результатам работы.

Контрольные вопросы.

1. Как можно проводить бесконтактный мониторинг пульса и дыхания с помощью тепловизора?
2. В чем суть теста Струпа, и каково его психоэмоциональное воздействие?
3. Возможности оценки реакции на стресс с помощью теста Струпа?
4. Интерпретация экспериментальных результатов.

Рекомендуемая литература

1. Данное пособие: § 2.2 Бесконтактное определение жизненно важных параметров организма человека.

2. Сидоренко Г.И, Комиссарова С.М., Фролов А.В, Воробьев А.П. Психоэмоциональное тестирование с помощью Струп – теста для оценки стрессовой реакции у человека. 9-я научно-практическая конференция "Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы". Москва, Главн. клин. госпиталь МВД России, 2007. с. 215-217.

3. http://www.psylab.info/Тест_Струпа – станица сети Интернет, содержащая описание теста Струпа и варианты интерпретации его результатов. Дата обновления 04.09.2009. Дата обращения 6.10.2009.

Лабораторная работа №7

Определение температур окулярной области в процессе поднимания – опускания век

Цель работы

Регистрация динамики температуры окулярной области в процессе опускания – поднимания век. Определение температуры склеры, роговицы, коньюнктивы верхнего века, построение временных зависимостей темпе-

ратуры в области роговицы, сопоставление результатов с показателями нормы.

Определение температуры окулярной области в процессе акта моргания

Обследование проводится в положении пациента сидя, в проекции «анфас». Во время исследования обеспечивается стабильные условия окружающей среды с температурой около 23°С, минимизируется действие внешних посторонних источников инфракрасного излучения. Пациент адаптировался к лабораторным условиям в течение 5 – 10 минут. В день исследования исключается приём вазоактивных препаратов, алкоголя, кофе, за 20 минут до исследования рекомендуется отказаться от курения.

Тепловизионная съемка осуществляется в процессе проведения теста с опусканием – подниманием век. На динамической термограмме выделяются зоны интереса – в виде окружности в области роговицы. В выделенных областях строится зависимость средней температуры от времени проведения теста. По данной зависимости определяется исходная температура в области роговицы, температура открытого, закрытого верхнего века, а также температура коньюнктивы верхнего века.

Вид зависимости средней температуры области роговицы от времени проведения теста с опусканием– подниманием век в случае отсутствия глазных болезней представлен на рис. 3.12.

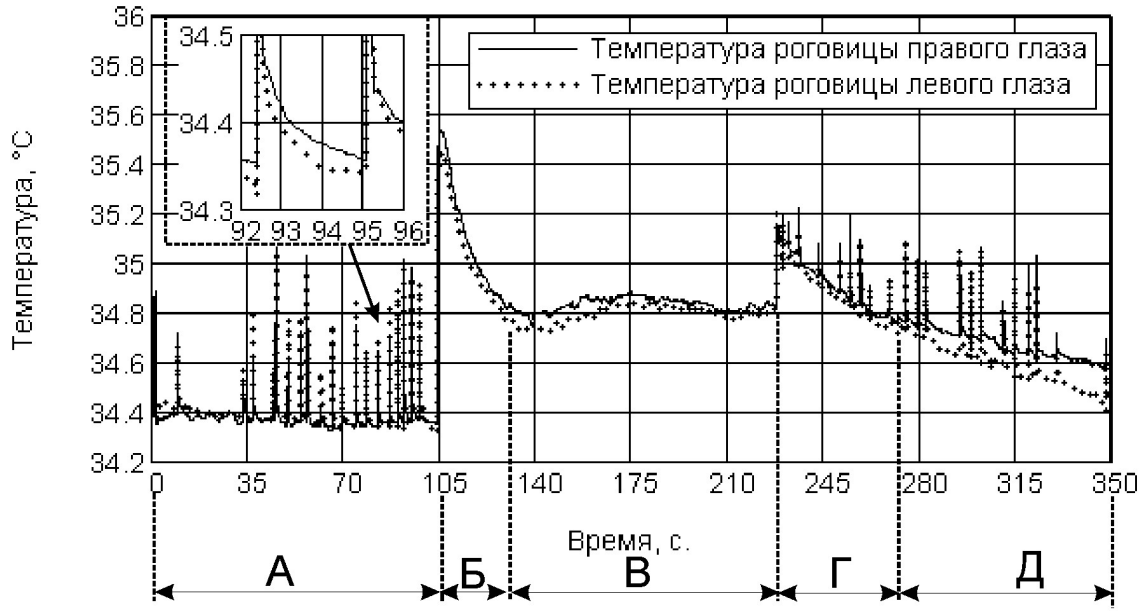


Рис. 3.12. Зависимость средней температуры роговицы от времени теста человека без глазных патологий

На приведенной зависимости можно выделить несколько характерных временных интервалов. В начальный интервал времени (интервал *А*) измеряется исходный уровень температуры роговицы. Затем глаза закрываются веком и регистрируется температура век в течение интервалов *Б* и *В*. Интервал *Б* соответствует времени стабилизации температуры века. В

конце интервала *В* глаза снова открываются и регистрируется процесс восстановления температуры до исходного уровня в интервалы *Г, Д*. Изменение температуры в течение интервала *Г* связано со стабилизацией распределения слезы по поверхности роговицы, интервал *Д* определяет время восстановления температуры до исходного уровня.

Температура в начале интервала *Б* характеризует температуру поверхности века. При выполнении условия выравнивания температур поверхности глазного яблока и века (интервал В) начало интервала Г дает температуру конъюнктивы века. В зависимости от особенностей строения глаз и слезной динамики перепад температуры, характерный для промежутка времени *А – Б*, может быть выражен слабее, а на временных интервалах *Г, Д* характер изменения температуры может сохраняться. Анализ выделенных участков позволяет сравнивать синхронность изменения температуры и другие особенности температурной динамики для левого и правого глаза пациента.

Дополнительный вклад в значение измеряемой температуры дают процессы распределения и испарения слезы во время моргания, которые приводят к изменению температуры роговицы. На вставке рис. 3.12 изображен увеличенный участок кривой с 92 по 96 секунду, который иллюстрирует изменение температуры роговицы в интервал времени после открытия век. В приведенном примере видно, что температура роговицы изменяется от 34.5 до 34.35°С, следовательно использование для определения температуры статических термограмм вместо динамических в одном сеансе измерений может давать различные значения температур в зависимости от момента времени измерения. Поэтому для повышения точности и надежности контроля температуры необходимо осуществлять динамическую тепловизионную съемку полного акта мигания и измерять температуру склеры или роговицы в конце акта мигания перед очередным закрытием века, в момент стабилизации температуры поверхности глазного яблока (в приведенном примере 95–я секунда на вставке рис 3.12.).

Нормальная средняя температура роговицы находится в пределах 32,0–35,5 °С при физиологической разнице температур между левым и правым глазом (температурной асимметрий) в пределах 0,3 °С [12].

Временные зависимости и отдельные значения температур, определенные на основе описанных тепловизионных измерений могут использоваться для контроля процесса медикаментозного лечения глазных болезней и для раннего выявления патологий на основе выявления нарушений в распределении температур глаз.

Порядок выполнения работы

а) Обеспечить адаптацию испытуемого к условиям измерений.

б) Зафиксировать положение головы испытуемого с помощью опоры.

Расположить тепловизор на фокусном расстоянии, обеспечивающим полный захват окулярной области двух глаз и максимальное пространственное разрешение.

в) Настроить фокус изображения и провести непрерывную тепловизионную съемку в процессе теста с опусканием – подниманием век. Провести тест, включающий:

- состояние открытых глаз с произвольными морганиями, длительность состояния 30 сек.;
- состояние закрытых глаз, длительность состояния 90 сек;
- состояние открытых глаз с произвольными морганиями, длительность состояния 90 сек.

г) Выполнить программную обработку полученной динамической термограммы в программе *ThermaCam Researcher*, построив зависимость средней температуры роговицы от времени проведения теста для обоих глаз. Используя полученную зависимость для левого и правого глаза определить температуру роговицы, температуру открытого, закрытого века и температуру коньюнктивы верхнего века. Измерить среднюю температуру склеры, выделив на поверхности глазного яблока прямоугольную зону ниже роговицы. Построить гистограммы распределения температур роговицы левого и правого глаза в начале теста, в момент после открытия теста и в конце теста.

д) Построить в увеличенном временном масштабе зависимость температуры от времени в состоянии восстановления температуры после открытия век для двух глаз.

е) Сопоставить полученные значения температур со значениями характерными для нормального состояния глаз. Сравнить характер изменения температуры левого и правого глаза в процессе проведения теста с опусканием – подниманием век.

Требования к отчету

Отчет должен содержать зависимости средней температуры роговицы левого и правого глаза от времени проведения теста, определенные значения температур роговицы, склеры, конъюнктивы верхнего века, гистограммы для левого и правого глаза, краткие выводы по экспериментальным результатам работы.

Темы контрольных вопросов

1) Каковы особенности распределения температур и динамики температуры в области глаз?

2) Опишите процесс проведения теста с опусканием – подниманием век. Какие особенности можно выделить на зависимости температуры от времени теста, с чем они связаны?

3) Возможности применения тепловизионных методов определения температуры в диагностике глазных болезней?

4) Анализ экспериментальных результатов. Асимметрия распределения температур, сравнение динамики температуры левого и правого глаза.

Рекомендуемая литература

1. Данное пособие: раздел 2.2. Поиск информативных участков на поверхности лица человека. Особенности распределения температуры в области глаз.

2. Иваницкий Г.Р., Деев А.А., Хижняк Л.Н. и др. Особенности температурных распределений в области глаз // ДАН. 2004. Т. 398. №5. С.709–714.

3. Каменских Т.Г., Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Сумарокова Е.С., Галанжа В.А., Сагайдачный А.А., Лопатинская Н.Р.. Тепловизионное исследование в изучении влияния препарата Офтаквикс на течение послеоперационного периода факоэмульсификации катаракты // Клиническая офтальмология. 2009. Том 10. №3. С. 104-107.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

Лабораторные работы

1. Иваницкий Г.Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине // УФН 2006. т 176, №12. С. 1293–1320.
2. Вайнер Б.Г. Матричное тепловидение в физиологии: исследование сосудистых реакций, перспирации и терморегуляции человека. Новосибирск: Изд–во СО РАН, 2004. 96 с.
3. Роль высокотехнологичных методов исследования в уточненной диагностике некоторых форм эндокринной офтальмопатии. А.Ф.Бровкина, О.Ю. Яценко, З.Л.Борисова, Ш. Мослехи. Офтальмология, Т. 4, №4, 2007. С. 24 – 29.
4. Покровский В.М., Коротько Г.Ф., Наточин Ю.В. и др. Физиология человека. – М.: Медицина, 1997. 368 с.
5. Medical infrared imaging. Edited by Nicholas A. Diakides, Joseph D. Bronzino. CRC Press, Taylor & Francis Group. Boca Raton, U.S.A. 2008. 450 p.
6. Hardy, J.D. The radiation of heat from the human body. III. The human skin as a black body radiator. J. Clin. Invest., Vol. 13. №4. 1934. P. 615 –620.
7. Togawa T., Saito H. Non–contact imaging of thermal properties of the skin // Physiol. Meas. 1994. Vol.15. №3. 291– 298.
8. Steketee J. Spectral emissivity of skin and pericardium // Physics in Medicine Biology. 1973. V. 18. №5. P. 686–694.
9. Patil K. D., Willaiam K. L. Spectral study of human radiation // Non–ionizing Radiation. 1969. Vol. 1. P. 39–44.

10. Руководство пользователя к программе ThermaCAM™ Reporter. Профессиональное издание. Версия 8.1. 2007. 194 с.

11. Афанасьев А.И., Рогаткин Д.А., Сергиенко А.А. и др. Методики и аппаратура неинвазивной оптической тканевой оксиметрии // Материалы XXVI Школы по когерентной оптике и голографии / Под. ред. проф. А.Н.Малова – Иркутск: Изд–во «Папирус». 2008. С.505–513.

12. Бакбардина Л.М. Термометрическая диагностика воспалительного процесса переднего отдела увеального тракта: дис. ... канд. мед. наук. – Одесса, 1988. 176 с.

Заключение

Современное тепловидение находит всё более разнообразные сферы применения, позволяя проводить наблюдение и точное количественное измерение тепловых характеристик объекта. Биологический объект особо интересен тем, что поток инфракрасного излучения с его поверхности зависит от совокупности многих процессов, протекающих внутри объекта, при этом тепловое равновесие с окружающей средой может нарушаться.

Тело человека является примером объекта, находящимся в термодинамически неравновесном состоянии с окружающей средой, кроме того объекта с почти однородным распределением коэффициента излучения, но с явно неоднородным распределением температуры поверхности. Последнее обстоятельство показывает наличие связи локальной температуры поверхности тела с его анатомией и физиологией, а следовательно позволяет отделить нормальные тепловые (и связанные с ними) процессы от патологических.

Пассивное тепловизионное наблюдение температурных особенностей тела человека, полезных, например, при выявлении раковых опухолей груди, дополняется проведением разновидных нагрузочных проб, выявляющих особенности температурных реакций диагностируемого объекта. Исследования, описанные во 2 разделе данного пособия, показывают, насколько разнообразны диагностические методики, направленные на выявление патологии и количественной характеристики процесса лечения. Вместе с тем общей основой активных методов тепловизионной диагностики является регистрация и интерпретация физической и химической терморегуляции тела человека. Для освоения активных тепловизионных методик в пособии приведены лабораторные работы, использующие различные нагрузочные тесты. Другая часть лабораторных работ нацелена на определение относительно постоянных характеристик объекта, таких как коэффициент излучения и теплоемкость.

На современном этапе развития тепловизионных диагностических методов достаточно большую долю их успеха, наряду с аппаратными характеристиками тепловизоров, определяют способы визуализации и обработки информации с привлечением статистических расчетов, что в пособии проиллюстрировано методами оценки температурной асимметрии груди. В этой ситуации становится очевидна необходимость дополняющего сотрудничества медиков, физиков и математиков.

Данное пособие объединило в себе теоретические основы, современные биомедицинские исследования и практические работы, что должно способствовать объективному пониманию и комплексному освоению тепловизионных диагностических методов.

Учебное издание

Скрипаль Анатолий Владимирович,

Сагайдачный Андрей Александрович,

Усанов Дмитрий Александрович

ТЕПЛОВИЗИОННАЯ БИОМЕДИЦИНСКАЯ ДИАГНОСТИКА

Учебное пособие для студентов
факультета нано– и биомедицинских технологий,
обучающихся по специальности «Медицинская физика» и направлению
«Биомедицинская инженерия»

Редактор
Технический редактор Л.В. Агальцова
Корректор И.В. Дараева (Е.Б. Крылова)
Оригинал – макет подготовил А.А. Сагайдачный

Подписано в печать 25.11.09.
Формат 60×84 1/16. Бумага офсетная. Гарнитура Таймс. Печать офсетная.
Усл.печ.л. 8,83 (9,5). Уч.–изд.л. 14,2. Тираж 100 экз. Заказ

Издательство Саратовского университета.
410012, Саратов, Астраханская, 83.
Типография Издательства Саратовского университета.
410012, Саратов, Астраханская, 83.