

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
«Южно-Уральский государственный университет»
(национальный исследовательский университет)
Высшая школа электроники и компьютерных наук
Кафедра «Информационно-измерительная техника»

РАБОТА ПРОВЕРЕНА
Рецензент, ведущий инженер по
метрологии АО «НПО «Электромашина»
_____/ А.А. Рупперт /
« ____ » _____ 2019 г.

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ
Заведующий кафедрой, д.т.н., проф.
_____/ А.Л. Шестаков /
« ____ » _____ 2019 г.

Особенности сканирующих инфракрасных термографов с азот-охлаждаемым детектором и их
применение для исследования биологических объектов

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
К ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЕ
ЮУрГУ – 12.04.01.2019.308-198.ВКР

Руководитель, доц.
_____/Е.В. Юрасова /
« ____ » _____ 2019 г.

Автор проекта
студент группы КЭ-225
_____/ А.Е. Свистунов /
« ____ » _____ 2019 г.

Нормоконтролер, к.т.н., доцент
_____/ А.С. Волосников /
« ____ » _____ 2019 г.

Челябинск 2019

АННОТАЦИЯ

Свистунов А.Е. Особенности сканирующих инфракрасных термографов с азот-охлаждаемым детектором и их применение для исследования биологических объектов. – Челябинск: ЮУрГУ, ВШ ЭКН; 2019, 103 с. 19 ил., библиогр. список – 66 наим.

Результаты выпускной работы развивают и дополняют теоретические и экспериментальные данные по эффективности применения спекл-оптической визуализации и термографии для мониторинга динамики кровотока в исследованиях организмов.

Цель работы - исследовать применение инфракрасной термографии в оценке кожной периферической гемодинамики у животных и человека в сравнении с спекл-оптическими методами.

Предлагаемые методики спекл-оптической визуализации и термографии позволяют количественно оценить изменения микроциркуляции крови на периферических участках кожной ткани.

Проведен сравнительный анализ спектральной визуализации и термографии, что позволит расширить возможности тепловизионных методов в диагностировании заболеваний кровеносной системы.

Анализируемая методика представляет интерес при исследовании поражений кожи при ожогах и обморожениях и бесконтактном контроле для диагностики заболеваний кровеносных сосудов.

Подп. и дата					12.04.01.2019.308-198.ВКР						
Взам. инв.					Изм.	№ докум.	Подп.	Дата			
Инв. №	Разраб.	Свистунов			Особенности сканирующих инфракрасных термографов с азот-охлаждаемым детектором и их применение для исследования биологических объектов						
Подп. и дата	Пров.	Юрасова							Лит	Лист	Листов
Инв. №	Т. контр.								4	103	
Подп. и дата	Н. контр.	Волосников							ЮУрГУ		
Инв. №	Утв.								Кафедра ИНИТ		

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	8
1 АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР ИССЛЕДОВАНИЙ В ОБЛАСТИ ТЕРМОГРАФИИ	11
1.1 Понятие теплорадиовидения и термографии	11
1.2 Актуальные разработки в области термографии.....	14
1.3 Технические особенности термографов, требуемые для медико-биологических исследований.....	18
1.4 Применение сканирующей термографии в медицине и биологии.....	21
1.5 Применение спекл-оптических методов для биологических объектов	23
2 ОБЪЕКТ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	27
2.1 Характеристика оборудования и процедуры измерений.....	27
2.1.1 Метод измерения при помощи инфракрасной термографии.....	30
2.1.2 Метод измерения с использованием лазерной доплеровской велосиметрии	31
2.1.3 Метод исследования с использованием лазерной спекл-контрастная визуализации	31
2.2 Объект и процедуры исследований	33
2.2.1 Общее описание исследования №1	33
2.2.2 Общее описание исследования №2	34
3 РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ КРОВООБРАЩЕНИЯ У МИНИ-ПИГОВ И ГРУППЫ ЛЮДЕЙ	38
3.1 Результаты измерения перфузии методом лазерной доплеровской велосиметрии	38

3.2 Результаты исследований спекл-оптической и термографической оценки кровообращения у человека	44
4 СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ДАННЫХ И СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ ИССЛЕДОВАНИЯ	58
4.1 Обработка результатов прямых многократных измерений перфузии при использовании метода лазерной доплеровской велосиметрии.....	58
4.2 Обработка результатов прямых многократных измерений перфузии при использовании метода лазерной спекл-контрастной термографии.....	64
4.3 Обработка результатов прямых многократных измерений перфузии при использовании метода инфракрасной термографии.....	70
4.4 Сравнение точности методов лазерной доплеровской велосиметрии и лазерной спекл-контрастной визуализации	76
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	77
БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК	Ошибка! Закладка не определена.

ЛИСТ СОКРАЩЕНИЙ

ЛСКВ – лазерная спекл-контрастная визуализация;

ЛДВ – лазерная доплеровская велосиметрия;

ИКТ – инфракрасная термография;

МСТ – мультиспектральный тепловизор;

ДД – динамический диапазон;

АКЛС – анализ контраста лазерных спеклов;

НСП – неисключенная систематическая погрешность.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		7

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность ВКР. В настоящее время лазерные и тепловизионные методы исследования находят широкое применение при изучении биофизических явлений в сложных системах, в частности кожной микроциркуляции.

При нарушении артериального и венозного кровотока, целостности кожного покрова важную роль играет визуализация гемодинамических изменений в процессе диагностики и лечения[11].

Среди наиболее распространенных методов визуализации кровотока можно выделить метод лазерной доплеровской визуализации, метод лазерной спекл-контрастной визуализации[3]. Перечисленные методы используют эффекты, связанные со взаимодействием оптического излучения видимого и ближнего инфракрасного диапазонов с биологической тканью.

В тепловизионных методах диагностики в качестве информационного сигнала используется собственное тепловое излучение объекта, напрямую не зависящее от внешних источников излучения, что повышает надежность измерений.

Остается открытым вопрос о причинах температурных изменений и роли сосудистых реакций, а так же биологических жидкостей, таких как кровь, в установлении температурного режима участков кожной ткани в нормальных условиях.

На поверхности тела биоорганизмов проявляются не только временное изменение, но и пространственное перераспределение значений температур [10].

В практическом отношении детальное изучение пространственно-временных температурных эффектов позволит определить параметры динамики температуры, соответствующие нормальному функционированию сосудистой регуляции тока крови. Отклонение параметров динамики от нормы позволит проводить диагностику патологий вегетативной сосудистой регуляции кровотока.

В связи с вышесказанным актуальной задачей является установление взаимосвязи колебаний температуры и кровотока пальцев рук человека, что позволит расширить возможности тепловизионных и спекл-оптических методов в диагно-

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		8

стике нарушений периферической гемодинамики, а в случае тепловизионных измерений – визуализировать пространственное распределение колебаний кожного кровотока. Кроме того, важным остается сопоставление тепловизионных и спекл-оптических методов в оценке кожной периферической гемодинамики для выявления наиболее информационного метода в диагностике нарушений периферической гемодинамики.

Цель работы - исследовать применение инфракрасной термографии в оценке кожной периферической гемодинамики у животных и человека в сравнении с спекл-оптическими методами.

Задачи исследования:

1. Провести аналитический обзор;
2. Определить объекты и методы исследования;
3. Провести сравнение эффективности спекл-оптической и термографической оценки кровообращения;
4. Исполнить сравнительный анализ исследуемых методик оценки кровообращения.

Научная новизна

Результаты выпускной работы развивают и дополняют теоретические и экспериментальные данные по эффективности применения спекл-оптической визуализации и термографии для мониторинга динамики кровотока в исследованиях организмов.

Предлагаемые методики спекл-оптической визуализации и термографии позволяют количественно оценить изменения микроциркуляции крови на периферических участках кожной ткани.

Установлена зависимость спектральных составляющих колебаний температуры, относительно составляющих колебаний кровотока в области век и пальцев рук.

Впервые проведен сравнительный анализ спектральной визуализации и термографии в оценке тканевой периферической гемодинамики, что позволит расши-

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		9

ритель возможности тепловизионных методов в диагностировании заболеваний кровеносной системы.

Практическая значимость

Установленные особенности взаимосвязи спектров колебаний температуры и кровотока дают возможность использования температурных измерений для выявления нарушений кожного кровотока. Используемая методика преобразования динамических термограмм в карты распределения колебаний кровотока может служить в качестве основы технологии визуализации гемодинамических явлений в периферических областях тела по данным динамической термографии. Анализируемая методика представляет интерес при исследовании поражений кожи при ожогах и обморожениях и бесконтактном контроле процессов восстановления кровотока в приживляемых лоскутах кожи, для диагностики заболеваний периферических и внутренних кровеносных сосудов.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		10

1 АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР ИССЛЕДОВАНИЙ В ОБЛАСТИ ТЕРМОГРАФИИ

1.1 Понятие теплорадиовидения и термографии

Под инфракрасной термографией понимается процесс создания цифрового или аналогового изображения объекта, исходя из распределения интенсивности температурных паттернов (диаграмм).

В настоящее время в исследовании биологических объектов используется два типа термографии – контактный и дистанционный. Контактный представляет собой сканирующую термометрию поверхности при помощи наложения гибкой платформы – датчика на поверхность объекта.

Второй тип – это инфракрасная термография, которая состоит в фиксации картины интенсивности инфракрасного поля различных частей поверхности объекта. Данный тип называется тепловидением или теплорадиовидением. Обычно изображения (термограммы), получаемые при помощи тепловидения имеют радиометрические свойства.

Радиометрическим изображением называется изображение, которое представляет совокупность рассчитанных значений температур в каждой точке изображения.

Близким к теплорадиовидению является метод инфракрасной термометрии, но этот термин, как правило, применяется лишь к точечным измерениям температуры объекта и интенсивности инфракрасного поля, где не происходит построение изображения.

В начале двадцатого века были созданы первые модели тепловизоров. Под тепловизором понимают прибор, который формирует термическое изображение в инфракрасной полосе спектра без физического контакта с объектом.

Первые тепловизоры были построены на импедансных приёмниках, но в отличие от простого болометра, они позволяли не только определить наличие инфракрасного поля, но и некоторым образом его визуализировать.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		11

Все тела, у которых температура выше абсолютного нуля (0 К) испускают поток квантов электромагнитного излучения. Закон Стефана-Больцмана имеет вид для тел с температурами T_1 и T_2 ($T_1 > T_2$), приведенный в выражении 1.1:

$$Q_{rd} \approx \varepsilon_{red} \sigma (T_1^4 - T_2^4), \quad (1.1)$$

где $\varepsilon_{red} = 1 / (\frac{1}{\varepsilon_1} + \frac{1}{\varepsilon_2} - 1)$ – приведенный коэффициент излучения;

σ – постоянная Стефана-Больцмана ($\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8}$ Вт/(м² · К⁴)).

$$Q = Q_{cv} + Q_{rd} = \alpha_{cv} (T_s - T_a) + \varepsilon_{red} \sigma (T_s^4 - T_a^4) \quad (1.2)$$

В ТК разница температур $T_s - T_a$ обычно мала, а объекты имеют высокий коэффициент излучения ($\varepsilon \cong 1$). Поэтому, получим выражение 1.3:

$$\varepsilon_{red} \sigma (T_s^4 - T_a^4) \approx 4\sigma \left(\frac{T_s - T_a}{2} \right) (T_s - T_a) = \alpha_{rd} (T_s - T_a), \quad (1.3)$$

где α_{rd} – коэффициент теплообмена, обусловленный излучением.

Выражение 1.4:

$$Q = \alpha_{cv} (T_s - T_a), \quad (1.4)$$

где α_{cv} – коэффициент теплообмена.

И выражение 1.5:

$$Q = Q_{cv} + Q_{rd} = \alpha_{cv} (T_s - T_a) + \varepsilon_{red} \sigma (T_s^4 - T_a^4) \quad (1.5)$$

В итоге получаются равнозначными, если добавить комбинированный коэффициент теплообмена с окружающей средой $\alpha = \alpha_{cv} + \alpha_{rd}$.

Рекомендованные значения комбинированного коэффициента теплообмена:

($\varepsilon = 0,9$; $T_a = 20$ °C; α_{cv} определен по формуле $\alpha_{cv} = 1,7 (T_s - T_a)^{1/3}$;

α_{rd} определен по формуле 1.6:

$$\varepsilon_{red} \sigma (T_s^4 - T_a^4) \approx 4\sigma \left(\frac{T_s - T_a}{2} \right) (T_s - T_a) = \alpha_{rd} (T_s - T_a) \quad (1.6)$$

Таблица 1.1 – Рекомендуемые значения α

$T_s - T_a$, °C	α_{cv} , Вт/(м ² · К)	α_{rd} , Вт/(м ² · К)	α , Вт/(м ² · К)
1	1,7	5,2	6,9
5	2,9	5,3	8,2
10	3,7	5,4	9,1
20	4,6	5,7	10,3
30	5,3	6,0	11,3
40	5,8	6,3	12,1
50	6,3	6,6	12,9
60	6,7	6,9	13,6
70	7,0	7,3	14,3
80	7,3	7,6	14,9

Продолжение таблицы 1.1

90	7,6	8,0	15,6
100	7,9	8,4	16,3

В расчетных задачах ТК материалов часто принимают $\alpha = 10$ Вт / (м² · К). Отсутствие теплообмена на какой-либо поверхности объекта ($\alpha_{cv} = \alpha_{rd} = 0$),

соответствует адиабатическим граничным условиям[1].

Итак, термография (синоним – тепловидение, теплорадиовидение) имеет два значения – науки, изучающей изображение (визуализацию) инфракрасных полей объектов и самого процесса создания изображения (термограммы).

Термограф (тепловизор) – это прибор, позволяющий получать изображение в инфракрасном спектре (термограмму).

Радиометрическое изображение (радиометрическая термограмма) – изображение, составленное таким образом, что по нему можно определить температуру в каждой точке.

Тепловой сигнатурой называют искусственное цветное изображение инфракрасного излучения, которое испускается физическим телом.

Первые теплорадиовизоры демонстрировали термограмму с помощью характерной для телевидения того времени черно-белой электронно-лучевой трубки. Запись термограмм можно было делать исключительно с помощью фотографии или магнитной ленты.

Охлаждаемые жидким газом датчики являются на сегодняшний день одними из самых дешевых и точных, но у них есть определённый недостаток – они требуют сложного для хранения и транспортировки расходного материала[2].

1.2 Актуальные разработки в области термографии

В статье [10] описаны способы подключения термографа к компьютеру. Термограф позволяет осуществить неразрушимый контроль над любыми объектами тепловой дефектometрии. Рассмотрен принцип «общения» компьютера с термографом Иртис-2000С. В дальнейшем следует модифицировать программу на предмет обработки матрицы температур для дальнейшего использования: вывода на экран, распознавания образов.

В работе [11] предложен мультиспектральный тепловизор на основе матричного тепловизора и интерферометров, установленных под углом Брюстера к оптической оси устройства (далее – МСТ).

Представлены расчеты МСТ, параметры.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		14

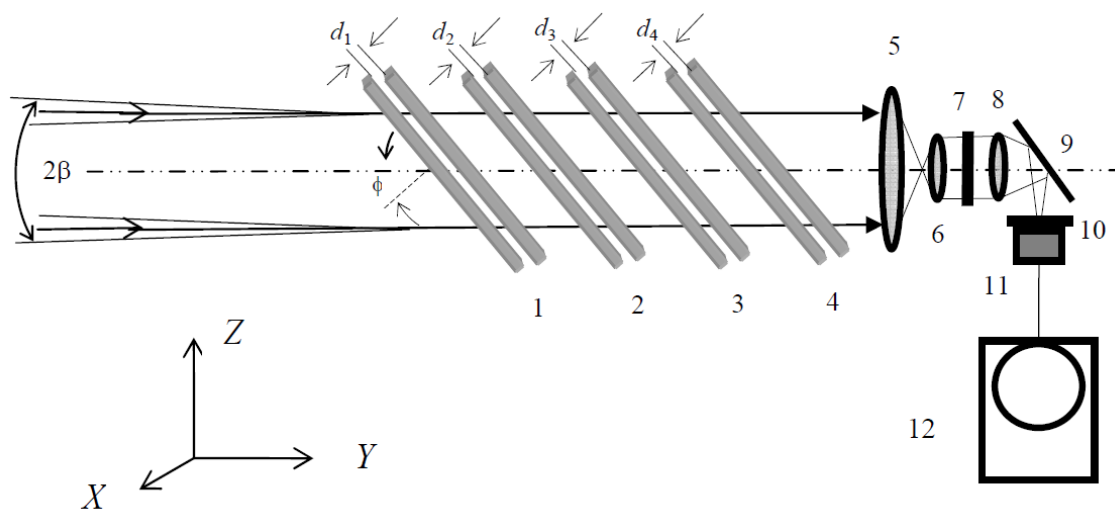


Рисунок 1.1 – Оптическая схема МСТ с использованием многолучевой интерференции в "наклонных интерферометрах"

Возможная оптическая схема МСТ с интерферометрами, установленными под одинаковыми углами $\varphi = \varphi_{\text{Brewster}}$ к оптической оси МСТ, приведена на рисунке 1.1. Определения позиций на рисунке следующие:

1 - 4 – интерферометры;

5, 6 – линзы телескопа, согласующего сечение и угол расхождения фильтруемого потока излучения с входным отверстием и апертурным углом прибора, регистрирующего отфильтрованное излучение, например тепловизора;

7 – поляризатор, пропускающий (в положении 1) излучение с поляризацией, перпендикулярной плоскости падения фильтруемых лучей на пластины интерферометров;

8 – объектив;

9 – зеркало, обеспечивающее сканирование изображения по плоскости матрицы (в направлении, перпендикулярном строкам) путем прецизионных поворотов вокруг оси, перпендикулярной плоскости ZY;

10 – охлаждаемый полосовой фильтр, отсекающий излучение с длинами волн, находящимися за пределами рабочего спектрального диапазона фильтрующего устройства;

11 – матричное приемное устройство тепловизора;

12 – монитор

					Ю.Урбаняц 12.04.01.2019, 198 ВКР	Лист
В результате математического моделирования						15
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		

Предложенный МСТ способен улавливать быстроизменяемые процессы.

В статье [49] авторы использовали объектив свободной формы в длинноволновом инфракрасном (ИК) тепловом отражателе с преломлением и представили стратегию проектирования и результаты испытаний. Эта оптическая система состоит только из одной линзы свободной формы и нескольких сфер. Она может более эффективно устранить проблему искажения, присущую широким системам поля зрения, и одновременно обеспечить лучшую эффективность тепловидения по сравнению с традиционными асферическими оптическими линзами. Такая модель проектирования может облегчить расчетную нагрузку и удовлетворить требования сверхточности на монокристаллическом германии. Это удовлетворяет идее дизайна поверхностей произвольной формы с возможностью обработки. Рефракционный ИК-прибор свободной формы может быть реализован от теоретического проектирования до инженерных приложений.

Учитывая опыт применения ИК-сканеров и хрупкость ИК-материалов, линзу свободной формы использовали в ИК-коаксиальной рефракционной оптической системе. Стремясь к симметричному характеру NRFS, необходимо выбирать только первые FOV квадранты, чтобы значительно сократить время оптимизации. Неохлаждаемый ИК-сканер коаксиальной оптической системы преломления свободной формы работал хорошо. Проблема искажения ИК оптической системы в поле обзора $40^\circ \times 30^\circ$ была эффективно устранена только одной поверхностью свободной формы. Результаты тестирования соответствуют моделированию. Обработка типа поверхности и способ обнаружения поверхности свободной формы также являются надежными. Таким образом, инфракрасный формирователь поверхности свободной формы может применяться в технике.

Результаты показывают, что корректирующая способность линзы свободной формы является более сильной, чем у асферической поверхности, особенно для aberrаций высокого порядка, даже если она используется во вращающихся осесимметричных системах. К счастью, NRFS требует меньшего времени оптимизации, чем традиционные поверхности свободной формы, и больше подходит для режима обработки FTS ИК материалов. Благодаря изучению этой системы, конст-

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		16

рукция линз свободной формы может быть применена к более сложным системам рефракционной ИК-визуализации.

Исследования, представленные в работе [50], продемонстрировали, как был изменен инструмент генерации синтетического изображения, чтобы обеспечить детальное моделирование работы датчика TIRS. Несколько приведенных примеров показывают, как такая детальная возможность моделирования может быть использована группой разработчиков инструментами для поддержки исследований компромисса между проектами и инженерных профессий. В этих исследованиях моделирование показало, что потенциальное ухудшение наклона границы от указанного значения может привести к ошибкам в худшем случае (для края 60° К) в 1,05 К (при среднем ожидаемом значении 0,15 К). Тесты показали, что реализация модели джиттера DIRSIG может воспроизводить предсказанный джиттер. Показано, что различия между массивами температур находятся на границах 0,2% или менее для наихудших атмосферных условий и наихудшего спектрального диапазона.

Работа нацелена на использование моделирования для поддержки постоянного развития методов калибровки на месте. Другая проблема, с которой сталкивается команда Landsat, заключается в перекрестной регистрации наборов данных OLI и TIRS. Чтобы поддержать это усилие, разрабатываются модели DIRSIG потенциальных сцен-мишеней, и будут генерироваться симулированные изображения от обоих датчиков с известными ошибками наведения и джиттера, чтобы определить, какие цели имеют достаточную корреляцию для оценки ошибок наведения. Наконец, ожидается использование инструментов DIRSIG для поддержки групп оценки изображений НАСА и USGS, чтобы моделировать и пытаться понять аномалии инструментов, когда инструменты находятся на орбите.

В работе [52] Это исследование направлено на анализ эффективности ребер теплообмена и редуктора скорости.

Материал - алюминиевый редуктор, улучшение свойств составляет 15: 1. Эксперименты проводились на испытательном стенде электромагнитного торможения (тормоз Фуко) в естественной конвекции. Для измерения температуры ис-

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		17

пользовали прибор HBM QUANTUM MX-840A и контактную термопару. Расчет коэффициента конвекции был выполнен с помощью экспериментальной и теоретической математической модели, а экспериментальный метод преобладал на работе, потому что теоретический метод имеет некоторые ограничения.

Эффективность была рассчитана по одномерной системе. Для более эффективной теплопередачи было предложено изменить геометрию закрылка и провести испытания на принудительную конвекцию, таким образом, было получено снижение температуры поверхности. Все полученные значения эффективности плавников были близки из-за малого температурного диапазона. Для всех испытаний тепловизор был использован для получения тепловые изображения и сравнение результатов.

В работе [55] описывается NuspIRI - предлагаемая спутниковая система дистанционного зондирования NASA, сочетающая в себе спектрометр формирования изображений в видимой и коротковолновой областях спектра (VSWIR) с более чем 200 спектральными полосами от 0,38 до 2,5 мкм и многоспектральный тепловизор (TIR) с 8-полосной подсветкой. Результаты моделирования коротковолнового инфракрасного излучения (SWIR) (от 2,0 до 2,5 мкм).

1.3 Технические особенности термографов, требуемые для медико-биологических исследований

Эквивалентная шуму разность температур (Noise Equivalent Temperature Difference – NETD) – одна из главных энергетической характеристикой тепловизоров. Она эквивалентна уровню собственному шуму фотоприемника и определяется как температурный сигнал ΔT_{NETD} .

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		18

Пусть температура эталонного излучателя T_{ref} находится на постоянном значении. Выходной сигнал тепловизора характеризуется как электрическими, так и температурными единицами измерения. Шум выражают в терминах стандартного отклонения температуры $\sqrt{\Delta T^2}$. Величину NETD определяют как изменение температуры ΔT_{NETD} , которому соответствует отношение сигнал/шум S , равное единице: $S = \frac{\Delta T_{NETD}}{\sqrt{\Delta T^2}} = 1$ (иногда ΔT_{NETD} принимают равным двум или трем стандартным отклонениям).

Величина NETD является типичной паспортной характеристикой тепловизоров, проводимой в следующем виде: $\Delta T_{NETD} = 0,07$ °C при температуре эталонного излучателя $\Delta T_{ref} = 30$ °C.

Для оценки и сравнения тепловизоров рекомендована формула 1.7 определения ΔT_{NETD} :

$$\Delta T_{NETD} = \frac{4}{\pi} \left[\frac{FN^2 \sqrt{\Delta f}}{D^* \sqrt{A_d} \frac{\partial R}{\partial T}} \right] = \frac{4F^2 \sqrt{\Delta f}}{D^* D^2 \sqrt{A_d} \frac{\partial R}{\partial T}}, \quad (1.7)$$

где: $FN = F/D$ – показатель оптической системы (величина, обратная относительному отверстию);

F – фокусное расстояние системы;

D – эффективный диаметр оптической системы;

Δf – полоса частот измерительного тракта;

D^* – обнаружительная способность фотоприемника;

A_d – эффективная площадь чувствительного элемента; $\frac{\partial R'}{\partial T} = \frac{1}{\pi} \frac{\partial R}{\partial T}$, Вт/(м² · К · ср)

– производная от функции Планка по температуре $\left(\frac{\partial R}{\partial T}\right)$, отнесенная к единичному телесному углу.

Формула 1.7 справедлива для случая так называемого реального фотоприемника, не ограниченного шумами фона.

Динамический диапазон сигнала

Динамический диапазон (далее – ДД) электрического устройства характеризует диапазон сигналов между максимальным U_{max} и минимальным U_{min} значениями, которые передаются (анализируются) без искажений (формула 1.8). Обычно ДД выражают в децибелах, Дб:

$$\text{ДД} = 10 \log \frac{U_{max}}{U_{min}}. \quad (1.8)$$

Например, если фотоприемник регистрирует тепловой поток в интервале от 10^{-6} до 10^{-1} Вт, его ДД = $10 \log \frac{10^{-1}}{10^{-6}} = 10 \cdot 5 = 50$ Дб, т.е. составляет 5 порядков.

Для современных тепловизоров на базе охлаждаемых датчиков данный параметр претерпевает изменение от 20 до 40 мК.

В доступных на рынке радиометрах предельная точность определения температуры составляет от 50 до 100 мК.

Используемые на сегодняшний день медицинские тепловизоры являются представителями третьего поколения, которое базируется на использовании матричных приемников излучения, это значит, что в таких тепловизорах не применяются оптико-механические системы развертки[2].

Первые тепловизоры для медицинской практики применяли одноэлементные или выстроенные в линейку матричные приёмники излучения[4].

Это привело к рождению принципа сканирующих тепловизоров, в которых применяется способ развертывающего преобразования. Одной из важнейших характеристик данных систем съятия изображения является время, которое нужно для анализа теплового поля.

С этой стороны оптико-механические системы съятия изображения условно разделяют на три вида:

- Низкоскоростные (время анализа поля или период кадровой развертки в которых на развёртку требуется > 20 с) ;
- Среднескоростные (больше 0,5 с, но меньше 20 с);
- Высокоскоростные ($< 0,5$ с).

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		20

1.4 Применение сканирующей термографии в медицине и биологии

Первые термографические исследования у нас в стране выполнили М.М. Мирошников и М.А. Собакин в 1962 г. на отечественном аппарате. В.П. Лохманов (1988 г.) определил возможности метода в офтальмоонкологии.

Величины потока тепла тела человека, излучаемой в этом случае, достаточно для обнаружения бесконтактными приемниками. Из-за усиленного кровоснабжения и процессов метаболизма в патологических очагах увеличивается интенсивность ИК излучения, что наблюдается с помощью термографии.

Преобладание в клетках опухоли процесса анаэробного гликолиза, сопровождающегося большим выделением тепловой энергии, чем при аэробном пути расщепления глюкозы, также ведет к повышению температуры в опухоли [10].

Показано, что кожа человека и животных по своим излучающим свойствам в инфракрасном диапазоне близка к идеальному абсолютно черному телу. Поэтому коэффициент излучения кожи (не зависимо от пигментации) можно считать равным единице (хотя имеют место незначительные различия), что составляет основу дистанционного измерения температуры.

Интенсивность инфракрасного, излучения, исходящего от различных участков тела человека и теплокровных животных, находится в прямой зависимости от характера кровоснабжения той или иной области.

Любой патологический процесс, в котором участвует сердечно-сосудистая система, отражается на термограмме. Её особенности зависят от величины притока и оттока крови, функционального состояния, как крупных сосудов, так и сосудов микроциркуляторного русла.

При патологии система кровообращения нарушается. На термограмме это отражается появлением очага гипертермии. С другой стороны, нарушение кровоснабжения органа [11].

Температура представляет собой интегральный показатель, и в ее сложении участвуют несколько факторов: капиллярная сеть, кожная теплопроводность, влажность кожи. В ходе анализа термограмм нужно учитывать все данные факто-

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		21

ры, хотя влияние их на конечный, особенно сравнительный результат, будет неодинаковым[12].

В силу этого термография, как метод функциональной диагностики, в наши дни завоевывает все более широкое признание в ряде областей теоретической медицины, научных исследований и клинической практики[14]. Его значимость и преимущество постепенно приближается к сопоставимости с рентгенографическими и ультразвуковыми методами, которые, впрочем, применимы только для неразрушающего анатомо-морфологического исследования[15].

Инфракрасная термография представляет собой физиологическую, функциональную методику, которая оценивает инфракрасную радиацию от поверхности кожи, которая отражает состояние как кожных капилляров, так и внутренних процессов организма.

Термография даёт возможность определённым образом локализовать функциональные изменения, определить интенсивность и его влияние, классифицировать изменения – воспаление, застой или опухоль.

Преимуществами термографии является:

- Безопасность для обследуемого и оператора, стопроцентная неинвазивность, так как тепловизоры ничего не излучают;
- Высокая достоверность;
- Потенция обнаружения в один сеанс большого количества;
- Низкая цена;
- Быстрота;
- Простота использования[17].

В работе [51] рассмотрена возможность подключения смартфона к тепловизору в качестве потенциального показателя перфузии кожи путем оценки изменений температуры кожи после введения сосудорасширяющего анестетика пропофола. Четыре тепловых изображения конечностей были сделаны перед введением пропофола и с 5-минутными интервалами после этого во время контролируемой анестезии. В исследовании приняли участие 60 пациентов в возрасте от 1,3 до 18 лет (в среднем 10,7 лет) с апреля 2016 года по январь 2017 года. Через

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		22

пять минут после введения пропофола медианный перепад температуры (дельта-температура) между ядром и кожей конечностей значительно уменьшился у пациентов. Верхние конечности - от 7,9 до 3,6 ° С и нижние конечности от 12,1 до 6,9 ° С. К 10 мин средние дельта-температуры значительно снизились в верхних ($p = 0,0068$) и нижних конечностях ($p = 0,0018$). Произошло согласующее снижение среднего артериального давления (МВР). Эти тенденции вернулись назад, когда субъект проснулся. Не было существенной разницы между четырьмя операторами, которые использовали камеру ($p = 0,0831$).

В статье [53] авторы использовали объектив свободной формы в длинноволновом, неохлаждаемом, инфракрасном (ИК) тепловом отражателе с преломлением и представили стратегию проектирования и результаты испытаний. Эта оптическая система состоит только из одной линзы свободной формы и нескольких сфер. Он может более эффективно устранить проблему искажения, присущую широким системам поля зрения, и одновременно обеспечить лучшую эффективность тепловидения по сравнению с традиционными асферическими оптическими линзами. Такая модель проектирования может облегчить расчетную нагрузку и удовлетворять требования сверхточного точения на монокристаллическом германии. Это удовлетворяет идее дизайна поверхностей произвольной формы с возможностью обработки. Рефракционный ИК-прибор свободной формы может быть реализован от теоретического проектирования до инженерных приложений.

1.5 Применение спекл-оптических методов для биологических объектов

Лазерная спекл-контрастная визуализация это относительно новый инструмент для микрососудистой визуализации.

Само открытие спеклов произошло в 1960-х годах, когда изобретатели и преимущественные пользователи лазера обнаружили любопытное явление.

В случае если лазерный луч падал на матовую поверхность, к примеру, на бумагу или неотполированный металл или неотполированное стекло, обнаруживали очень контрастную трудно определимую картину с зернами. Когда происходит зондирование тела лазером, поверхность объекта отражается в виде картины из

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		23

пятен темного и светлого оттенка. Данный эффект начали называть эффектом зернистости, но впоследствии название «спекл» приобрело большую популярность[27].

Падающий суженный лазерный луч, отраженный от поверхности и падающий на экран на определенном расстоянии, тоже создавал спеклы.

Исходя из этого было понятно, что спеклы возникают, когда поверхность объекта, который подвергается воздействию лазерного луча, шероховата[28].

Изображение объекта будет представлять собой очень тонкую пятнистую картину, на покрытую частыми светлыми точками спеклами[29].

Таким образом, появилось множество разного рода методов, которые применяют анализ спекл-структур. Спеклы представляются случайным явлением и вряд ли их можно описать исключительно статистически[30].

Глубокую и проработанную теорию, которая бы описывала спеклы, детально разработал Гудман который впервые ввёл понятие спекл-контрастности. Впервые метод анализа контраста спекл-изображения был использован в одноэкспозиционной спекл-фотографии, изобретённой Фершером и Брайерсом в начале 1980-х.

Фершер и группа ученых начали поиск новых не инвазивных методов диагностики состояния глаза. И стартовым предложением было применить двухэкспозиционную спекл-фотографию, которая была изобретена Арчбольдом и Эннусом в 1972 году[31], этот метод базируется на измерении величины смещения спеклов или в плоскости или в поле дифракции.

Эта технология применялась для вычленения малых смещений и искривлений объектов с рассеивающей поверхностью.

Принцип работы этой технологии заключается в следующем: на фотопластинку или другую чувствительную среду записываются одна за другой спеклмодулированные картины в начальном и смещенном положениях объекта.

Активное развитие данного метода начинается с 1990-х годов, были применены бесконтактные лазерные доплеровские устройства для формирования спекл-

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		24

изображений в 1993 году[34]. Авторы исследовали 13 ожоговых ран, которые были отсканированы через 24, 48 и 72 часа.

Чуть позже Брайерс и Вебстер[35] создали в 1995 году детализированную версию одноэкспозиционной спекл-контрастной фотографии с применением монохромных камер, сопряженных с компьютером.

Цифровая фотография обрабатывалась, и локальный контраст рассчитывался в кластере $N \times N$ пикселей. Эта цифровая версия представляла собой первое приспособление, которое применялось для анализа лазерных спеклов. В дальнейшем данная методика стала называться Анализ Контраста Лазерных Спеклов (далее – АКЛС).

Опытная установка для этой методики крайне проста: объект находится под детектором ПЗС-камеры под расходящимся лазерным светом. Информация передается через программное обеспечение на ПК, при этом, у оператора также имеются регулируемые параметры.

Практически было измерено, что квадрат с метрикой 7×7 или 5×5 пикселей, обычно, подходит в большей степени.

Подыскивая идеальные условия для произведения лазерным лучом спеклов и максимально рассеивающую поверхность, следует отметить, что стандартное отклонение вариаций интенсивности в спекл-структуре совпадает со средней интенсивностью. Практически, спекл-модели часто показывают стандартное отклонение, меньшее средней интенсивности, и данный феномен наблюдается как уменьшение контраста спекл-изображения.

Часто контраст спекл-изображения детерминируется отношением стандартного отклонения к среднему показателю интенсивностей, которые записаны для каждого пикселя в квадрате, подвергнутом анализу.

Дженг в статье [44] провел перспективное слепое испытание в 2003. Авторы задействовали 23 пациента с 41 ожоговой раной неопределенной глубины. Ежедневная оценка и решение о необходимости пересадки кожи делалось клиницистом и фиксировалось. Одновременно проводились лазерное сканирование, о результатах которого клиницисту не сообщалось.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		25

Результаты исследования показали, что клиническая оценка соотносится в 56% случаев с оценкой лазерной визуализации. В 21 ране которые были гистологически проанализированы, точная оценка глубины повреждения клиницистами составила 71%, тогда как лазерная визуализация показала 100% совпадения с гистологией.

Согласованность между гистологией и лазерной визуализацией наблюдалось и при восстановлении перфузии ран. Таким образом, авторы показали, что лазерная оценка улучшила бы результаты выздоровления пациентов, если бы хирургическое или консервативное лечение назначалось в соответствии с ней.

В другом перспективном слепом исследовании Риоджан изучал 35 ожоговых ран у 22 пациентов с использованием лазерной визуализации[45].

Сравнительно небольшое количество исследований оценило использование лазерной спекл-визуализации в оценке кожной микроциркуляции в обычных условиях[46].

Выводы по первой главе:

Термография как метод оценки микроциркуляции в сосудах кожи имеет достаточно длительную историю, тогда как лазерная спекл-визуализация является более молодой методикой.

Наиболее высокой точностью и разрешающей способностью на сегодняшний день обладают термографы с охлаждаемым датчиком.

В настоящее время данные по сравнению возможностей термографии и спекл-оптической визуализации для исследования микроциркуляции крови в неповрежденных кожных покровах остаются фрагментарными и недостаточными.

Таким образом, сравнительный анализ данных методик в применении к оценке кожной микроциркуляции и перфузии можно считать актуальным.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		26

2 ОБЪЕКТ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В ходе работы было проведено два исследования на человеке и теплокровных животных.

Исследование №1 (И1) включало в себя наблюдение перфузии при расчленении века у свиней с применением лазерной спекл-контрастной визуализации, инфракрасной термографии и доплеровской велосиметрии с последующим сравнением данных методик.

Исследование №2 (И2) включало в себя исследование кожной микроциркуляции у людей методами спекл-контрастной визуализации и инфракрасной термографии с последующим сравнением данных методик.

2.1 Характеристика оборудования и процедуры измерений

Для снятия термограмм применялся прибор ИРТИС-2000 МЕ со сканирующей развёрткой и азот-охлаждаемым приёмником. ИРТИС-2000 МЕ обладает довольно высокой температурной чувствительностью и точностью измерения температуры.

Принцип работы «ИРТИС-2000 МЕ» основан на сканировании излучения в поле зрения камеры оптико-механическим сканером с одноэлементным высокочувствительным ИК-приемником (рисунок 2.1).

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		27

Прибор подключен к ноутбуку через интерфейс локальной сети с использованием 2-метрового экранированного кабеля.

Детальные характеристики прибора приведены в таблице 2.1.

Таблица 2.1 – Характеристики термографа ИРТИС 2000МЕ

Температурное разрешение по всему полю зрения	0,05°С (0,02°С)
Диапазон измеряемых температур	от -20°С до +300°С
Точность измерения температуры	±1°С до 100°С, ±1% свыше 100°С
Пространственное разрешение	1,5 мрад
Поле зрения (по горизонтали x по вертикали)	25X20 град.
Разрешение кадра по горизонтали Разрешение кадра по вертикали	640 элементов в строке 480 строк
Время формирования кадра	0.8 сек., 1.6 сек., 3.2 сек.(переключаемая)
Время автономной работы от одного аккумулятора	8 часов
Время работы на одной заправке жидким азотом (150 мл)	5 часов
Размеры	92x127x210 мм
Вес	1,4 кг

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата

2.1.1 Метод измерения при помощи инфракрасной термографии

Назначение: измерение температуры.

Область применения: лабораторные медицинские исследования.

Наименование измеряемой величины: °С.

Условия выполнения измерений:

- температура окружающей среды от 15 °С до 35 °С;
- относительная влажность от 45 % до 75 %;
- атмосферное давление от 86 до 106 кПа (от 645 до 795 мм рт.ст.);
- напряжение питающей сети (220 ± 22) В;
- частота питающей сети (50,0 ± 0,4) Гц.

Данная методика применялась во всех двух исследованиях с приблизительно одинаковыми параметрами. Для снятия термограмм применялся прибор ИРТИС-2000 МЕ со сканирующей развёрткой и азот-охлаждаемым приёмником. ИРТИС-2000 МЕ обладает довольно высокой температурной чувствительностью и точностью измерения температуры. Прибор работает в сопряжении с компьютером, планшетом или смартфоном через различные способы соединения.

Прибор был установлен на штатив, съёмка осуществлялась с минимального рекомендуемого расстояния – 100 см.

Прибор был подключен к ноутбуку через интерфейс локальной сети с использованием 2-метрового экранированного кабеля.

В исследовании №1, чтобы предотвратить проведения тепла с поверхности глаза, изолирующая подушка была помещена под веко. В другом исследовании это не требовалось, так как показано, что на большей части поверхности кожа не пропускает инфракрасное излучение от подлежащих слоёв.

Температуру в помещении поддерживали при 23 °С (± 0,5 °С), объектам и испытуемым позволяли акклиматизироваться в течении 20 минут.

Температуру поверхности кожи оценивали с использованием программного пакета IR-prevue.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		30

2.1.2 Метод измерения с использованием лазерной доплеровской велосиметрии

Метод лазерной доплеровской велосиметрии (далее – ЛДВ) применяли только в исследовании №1, так как он представлялся технически сложным и мало результативным.

Одним из методов измерения микроциркуляции (перфузии) была ЛДВ. Метод основан на испускании пучка лазерного излучения в пределах длин волн видимого света.

Свет рассеивается и частично поглощается изучаемой тканью. Свет, который ударил движущиеся клетки крови, претерпевает изменение длины волны (доплеровский сдвиг), тогда как световой удар в статическую ткань длины волны не меняет.

Величина и частотное распределение этих изменений длин волн, предположительно, связаны с числом и скоростью клеток крови. Таким образом, можно определить скорость движения крови и количество крови в сосудах, что в конечном счёте можно интерпретировать как уровень микроциркуляции.

Нитевой зонд (МТ А 500-0 с прямым и наклонным микроскопическим наконечником, производства Perimed AB, Стокгольм, Швеция) был помещен в точку измерения в основании века и 10, 30 мм от основания с использованием инфузионной канюли. Датчик нити был прикреплен к преобразователю данных (Probe 418), который затем был подключен к основному блоку прибора ЛДВ (Perimed PF5010).

Данная методика позволяет определить уровень перфузии в объеме 1 мм³, в окружении наконечника зонда.

2.1.3 Метод исследования с использованием лазерной спекл-контрастная визуализации

Методика лазерная спекл-контрастная визуализация (далее – ЛСКВ) применялась в исследованиях №1 и №2. Использовалась система лазерной спекл-

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		31

контрастной визуализации (PeriCam PSI NR System, Perimed AB, Стокгольм, Швеция) для получения изображений перфузии по поверхности более крупной области ткани (24 × 24 см). Система использует невидимый лазерный луч длиной 785 нм, который рассеивается на поверхности кожи рассеивателем создавая систему спекл-пятен (спекл-узор). Спекл-узор – это образец темных и ярких областей, сформированных случайной интерференцией в обратном рассеянии света, освещенной лазером.

Перфузия и микроциркуляция крови рассчитывается исходя из анализа изменений спекл-паттернов. Спекл-паттерны фиксируются в реальном времени со скоростью до 100 изображений в секунду с высоким разрешением до 100 мкм / пиксель.

Анализ изображений проводился с использованием программного пакета FLPI Imager 2.0. Лазерная головка была помещена на стандартное расстояние около 30 см (± 2 см) под углом около 30° ($\pm 2,5^\circ$) во всех испытаниях. Ориентация поляризации фильтра была скорректирована для минимизации зеркального отражения (зеркальное отражение от блестящих поверхностей, таких как ногти, поверхность глаза).

Схематическая иллюстрация местоположения точек измерения вдоль длины лоскута веки полной толщины (рассечение) представлена на рисунке 2.2. Перфузию крови измеряли с использованием ЛДВ и ЛСКВ. Температуру ткани (Thermo) измеряли с помощью инфракрасной камеры высокого разрешения. ЛДВ указывает лазерную доплеровскую велосиметрию; ЛСКВ, лазерная спекл-контрастная визуализация, Термо-инфракрасная термография.

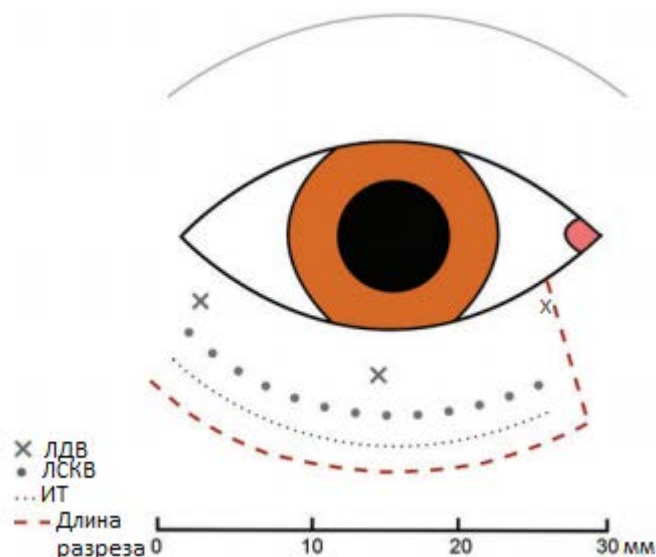


Рисунок 2.2 – Схематическая иллюстрация эксперимента №1

2.2 Объект и процедуры исследований

2.2.1 Общее описание исследования №1

Объектом исследования №1 послужили 13 мини-пиггов корейской породы с массой тела 70 кг. Данный объект был избран по причине достаточно крупного века у этих животных.

Перфузия. Сущность метода заключается в количественном измерении кровотока путем оценки изменения лазерной плотности ткани во время прохождения внутривенно введенного контрастного вещества. На основании данных по изменению лазерной плотности элементов изображения строится график зависимости плотности (то есть изменения концентрации КВ в каком-либо элементе среза) от времени. Это является основой для расчета перфузионного параметра – величины кожного кровотока, который выражается в единицах перузии (PU).

После погружения животных в наркоз, как описано в предыдущем пункте, веко было рассечено на 10 мм по вертикали на 5 мм от медиального кантуса, затем разрез был увеличен до 30 мм по горизонтали, чтобы получить лоскут века полной толщины на ножке-основании.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		33

Перфузия визуализировалась методами термографии, лазерной доплеровской велосиметрии и спекл-контрастной визуализации в разных точках измерения.

Параметры микроклимата в лабораторном помещении были постоянными. Температура воздуха составила 23-25 °С, относительная влажность воздуха – 65%.

2.2.2 Общее описание исследования №2

В исследовании № 2 приняли участие 20 здоровых человек в возрасте от 18 до 75 лет.

Холодовая проба в настоящее время считается хорошим способом определить уровень работы вегетативной нервной системы и выявить целый ряд исследований.

Исследование осуществлялась по следующей схеме:

Испытуемым предлагали сесть и положить руки на стол.

После этого осуществлялась визуализация микроциркуляции в капиллярах кожи кистей рук методами спекл-контрастной визуализации и инфракрасной термографии. Для этого регистрацию показателей микроциркуляции крови методом спекл-контрастной визуализации проводили в соответствии с методикой, приведенной в описании лазерного анализатора. Определяли индивидуальные средние величины перфузии крови (PU), показатели колебаний кровотока (амплитуда кровотока в относительных единицах) за 10-минутный период тестирования.

Проводили одновременно дистанционно регистрацию ИКТ температуры поверхности кожи кисти рук термографом ИРТИС 2000МЕ.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		34

Метод преобразования температурных колебаний в колебания кровотока.

Основная идея метода состоит в восстановлении колебаний кровотока с помощью компенсации затухания и дисперсии тепловой волны. Для преобразования последовательности тепловизионных изображений кисти в карты распределения колебаний кровотока использовался следующий алгоритм (рисунок 2.3).

В каждой точке термографического изображения (X_m, Y_n) размером $m \pm n$ вычислялся частотно-временной вейвлет-спектр (интегральное преобразование) колебаний температуры для спектрального диапазона от 0,001 до 0,1 Гц, определялся набор спектральных составляющих $ST(f, t)$ (шаг 1 на рисунке 2.3),

где f – частота спектральной составляющей;

t – момент времени измерения спектральной составляющей (описание частотно-временного анализа было дано ранее [1]).

Затем (шаг 2 на рисунке 2.3) амплитуда каждой спектральной составляющей $ST(f, t)$ умножалась на коэффициент $C_{AMP}(f)$ (выражение (2.1)), после чего спектральная составляющая сдвигалась на время запаздывания Δt_{PHASE} (выражение (2.2)):

$$C_{AMP}(f, z) = \exp\left(z \cdot \sqrt{\frac{\pi \cdot c \cdot \rho}{\lambda} \cdot f}\right) \quad (2.1)$$

$$\Delta t_{PHASE}(f, z) = \frac{z}{2 \sqrt{\frac{\pi \lambda}{c \rho}} f} \quad (2.2)$$

где z — толщина рассматриваемого слоя биоткани;

λ — коэффициент теплопроводности кожи ($\lambda=0,33$ Вт/(м·К));

C — удельная теплоемкость кожи ($C=3780$ Дж/К·кг);

ρ — плотность кожи ($\rho=1057$ кг/м³).

$$S_{BF}(f, t) = C_{AMP}(f, z) \cdot S_T(f, t + \Delta t_{PHASE}(f, z)) \quad (2.3)$$

В настоящее время при исследовании перфузии, кожной микроциркуляции применяются методы лазерной спекл-контрастной визуализации, инфракрасной термографии и доплеровской велосиметрии.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		37

3 РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ КРОВООБРАЩЕНИЯ У МИНИ-ПИГОВ И ГРУППЫ ЛЮДЕЙ

3.1 Результаты измерения перфузии методом лазерной доплеровской velocиметрии

Оценка перфузии при расчленении век у мини-пиггов была проведена на ножке-основании педицеля с последующим увеличением разреза до 10 и 30 мм. Результаты исследований приведены в таблицах 3.1, 3.2, 3.3. Проведен анализ полученных данных.

На первом этапе было проведено исследование изменения перфузии расчлененного века у мини-пиггов методом ЛДВ. Данные представлены в таблице 3.1.

Таблица 3.1 – Измерения перфузии методом ЛДВ

№ п/п	Перфузия на ножке-основании, PU	Перфузия при 10 мм разреза, PU	Перфузия при 30 мм разреза, PU
1	91	84	111
2	98	93	82
3	108	101	98
4	125	105	99
5	96	92	80
6	105	98	89
7	121	103	86
8	110	99	77
9	102	92	94
10	120	100	83
11	119	89	105
12	99	84	74

Продолжение таблицы 3.1

13	82	79	72
Среднее	105,08	93,77	88,46

Исходя из данных таблицы 3.1 можно сделать вывод, что перфузия при расчленении век у мини-пиггов методом ЛДВ уменьшается по мере увеличения разреза, от ножки-основания по длине лоскута. Диапазон изменения значения перфузии при расчленении века составил: на ножке-основании – 82-125 PU, на 10 мм – 79-105 PU, на 30 мм – 72-111 PU. На 30 мм наблюдалась стабилизация перфузии.

На рисунке 3.1 показано изменение перфузии при расчленении век у животных по длине лоскута век.

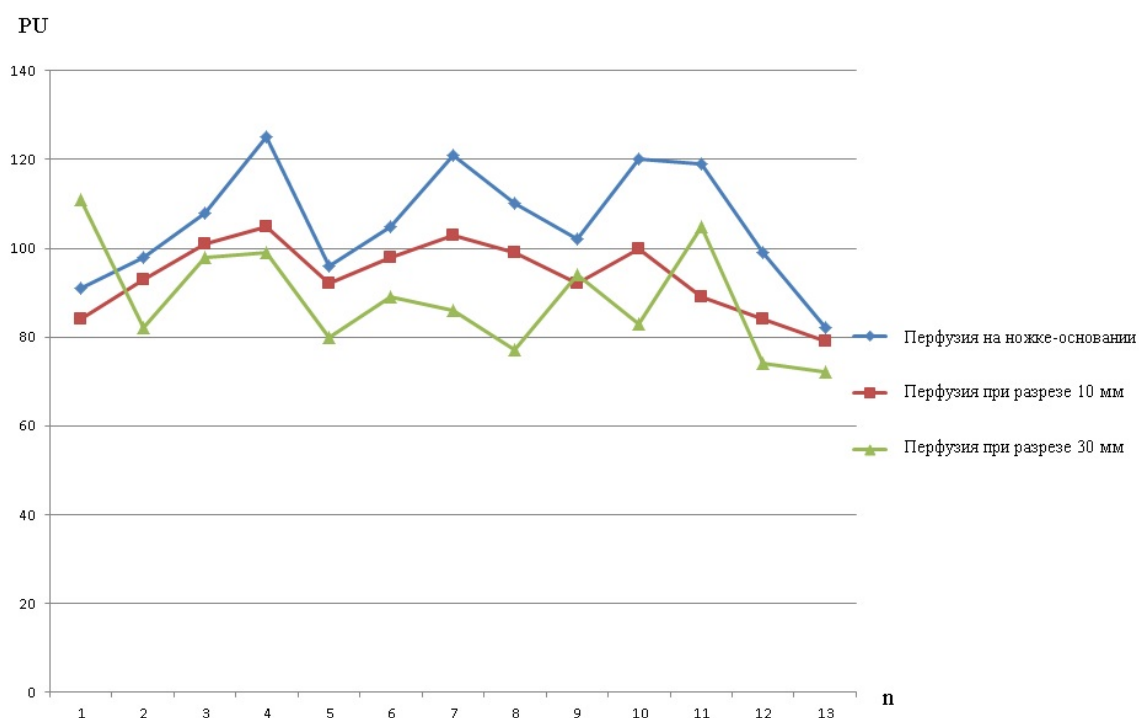


Рисунок 3.1 – Изменение перфузии по лоскуту расчлененного века у мини-пиггов

На следующем этапе эксперимента №1 было проведено исследование изменения перфузии методом ЛСКВ. Результаты исследования отображены в таблице 3.2.

Таблица 3.2 – Измерения перфузии методом лазерной спекл-контрастной визуализации

№ п/п	Перфузия на ножке-основании, PU	Перфузия при 10 мм разреза, PU	Перфузия при 30 мм разреза, PU
1	105	90	89
2	107	88	73
3	105	89	83
4	111	112	84
5	106	87	81
6	115	95	75
7	108	90	83
8	109	87	79
9	135	114	111
10	107	92	81
11	109	112	112
12	111	89	80
13	105	91	90
Среднее	110,23	95,08	86,23

Данные таблицы 3.2 показали, что при измерении перфузии методом ЛСКВ, перфузия постепенно снижалась от ножки-основания до кончика лоскута вековой ткани полной толщины (рисунок 3.2). На ножке-основании среднее значение перфузии составило 110 PU (диапазон по выборке - 105-135), большая часть уменьшения наблюдалась на первых 10 мм (95 PU при 10 мм, диапазон 87-114 PU, $P = 0,25$, по сравнению с таковой в базе педицеля). Перфузия стабилизировалась

на 30 мм от основания (86 PU при 30 мм, диапазон 73-112, P <0,001, по сравнению с основанием педицеля). После этого не наблюдалось дальнейшего снижения перфузии.

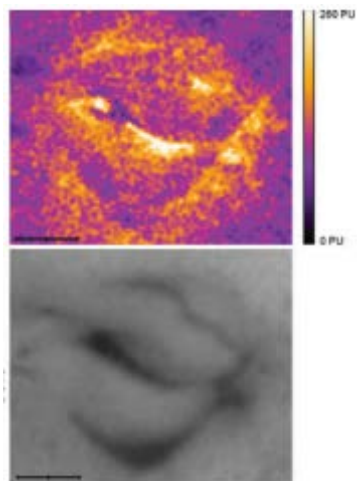


Рисунок 3.2 – Репрезентативные примеры лазерного спекла (сверху) и соответствующего полутонового изображения (снизу) верхнего и нижнего век.

Изменения перфузии методом ЛСКВ отображены на рисунке 3.3

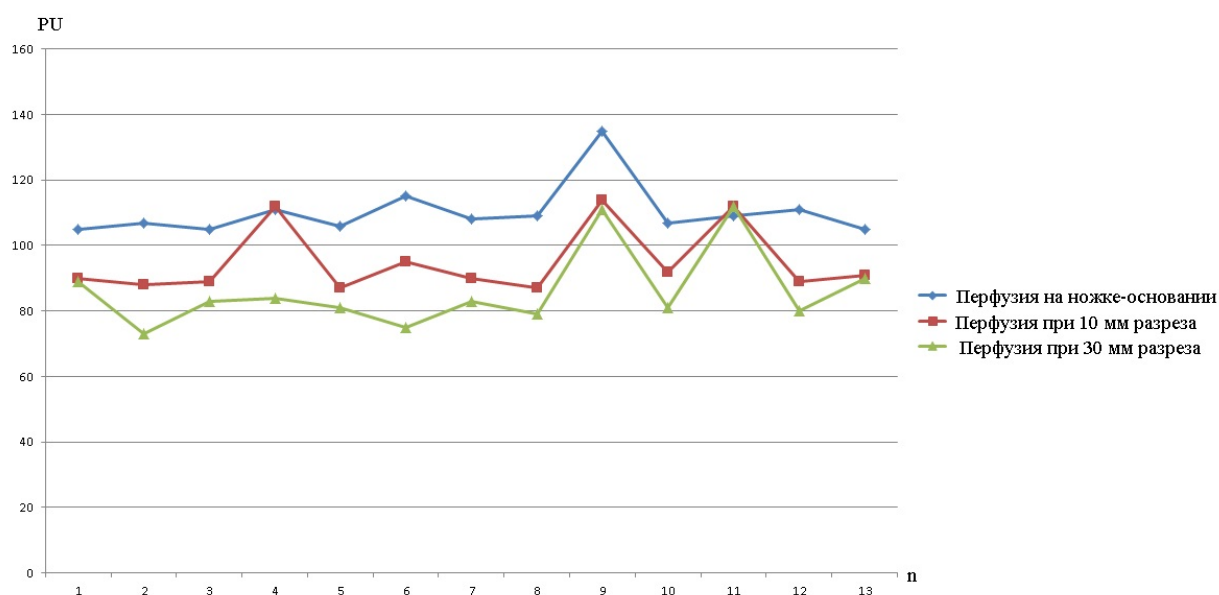


Рисунок 3.3 – Изменение значений перфузии при расчленении век у мини-ПИГОВ

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата
------	------	----------	---------	------

Последним этапом в эксперименте №1 было проведение измерений температуры ткани век в группе исследуемых мини-пигов методом инфракрасной термографии. Результаты данного исследования представлены в таблице 3.3.

Таблица 3.3 – Измерения изменения температуры ткани по длине лоскута век методом инфракрасной термографии

№ п/п	Температура ткани на ножке-основании, °С	Температура ткани при 10 мм разреза, °С	Температура ткани при 30 мм разреза, °С
1	34,45	33,37	30,25
2	33,26	32,63	31,56
3	33,78	33,46	30,78
4	34,62	32,36	29,96
5	35,02	32,98	32
6	33,21	32,84	31,48
7	35,06	33,12	31,14
8	34,15	33,62	30,23
9	32,96	32,96	30,95
10	35,17	33,93	32,01
11	34,83	33,53	32,37
12	34,96	33,21	31,39
13	35	33,09	31,04
Среднее	34,34	33,16	31,17

В соответствии с этими данными можно сделать заключение о том, что температура снижается от ножки-основания разреза век по лоскуту ткани (рисунок 3.4). Температура ткани составляла 34,34 °С (диапазон 32,91-35,17) в основании

педицеля, $33,16^{\circ}\text{C}$ (диапазон, $32,36-33,93$) 10 мм от основания педицеля и $31,17^{\circ}\text{C}$ (диапазон, $29,96-32,37$) 30 мм от основания педицеля.

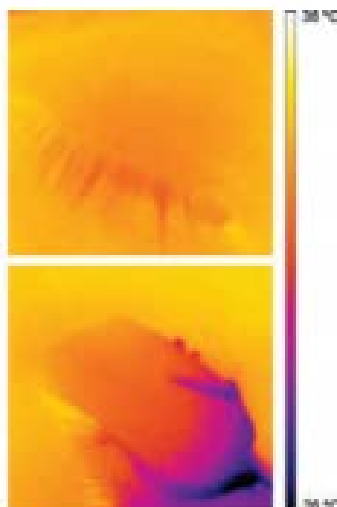


Рисунок 3.4 – Типичные примеры термографических изображений неповрежденного века (сверху) и расчлененного века (снизу).

Проиллюстрировано изменение температуры у расчлененного века для каждой особи выборки на рисунке 3.5.

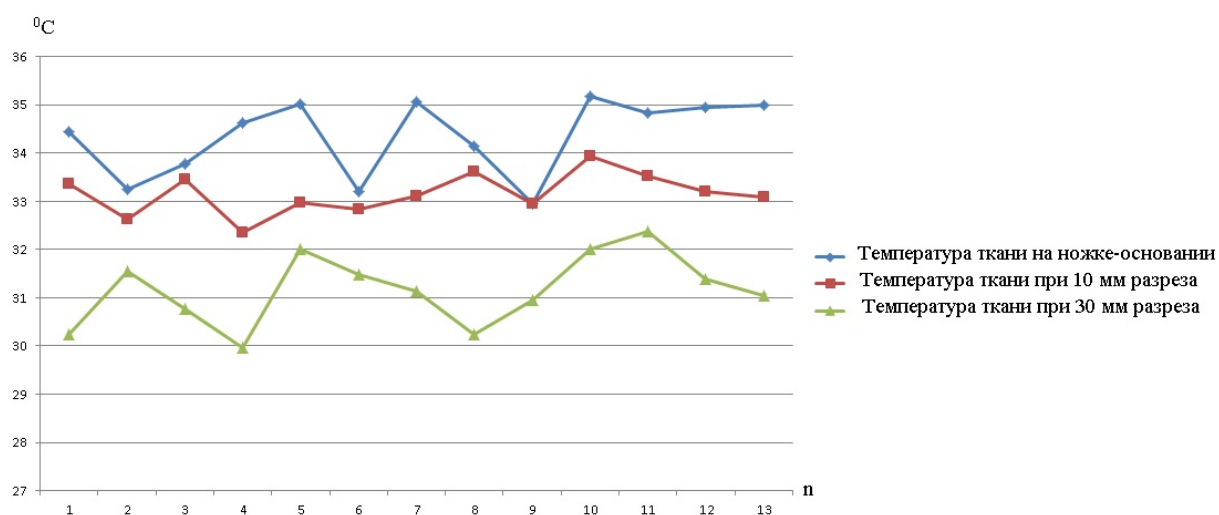


Рисунок 3.5 – Изменение температуры ткани в соответствии с термограммой

Также было рассчитано процентное соотношение между средними значениями температуры ткани в исследуемой группе животных (рисунок 3.6). Так, на 10 мм температура уменьшилась на 4% и составила 96% по сравнению с показателем температуры на ножке-основании (100%). Далее температура также снижалась, и это уменьшение составило на 10 % при 30 мм.

Результаты термографических измерений соответствуют и подтверждают результаты, полученные с использованием ЛДВ и ЛСКВ.

3.2 Результаты исследований спекл-оптической и термографической оценки кровообращения у человека

Методом ЛСКВ в исследовании №2 были определены показатели кровотока (перфузия крови). Длительность исследования методом ЛСКВ составила 20 мин. Для подсчета результатов брались промежутки времени в пять минут.

Полученные результаты приведены в таблице 3.4.

Таблица 3.4 – Динамика измерения перфузии крови кисти рук во времени

№ п/п	Время, мин				
	1	5	10	15	20
	PU				
1	22,01	22,15	22,05	21,93	21,71
2	22,14	22,30	22,21	22,05	21,87
3	21,03	21,23	21,09	20,88	20,62
4	20,04	20,19	20,11	20,01	19,85
5	18,09	18,15	18,05	17,89	17,7
6	21,17	21,43	21,13	20,95	20,72
7	20,23	20,35	20,19	19,98	19,72
8	22,05	22,3	22,11	21,93	20,7
9	20,15	20,23	20,09	19,91	19,72
10	21,68	21,89	21,71	21,58	21,35

Продолжение таблицы 3.4

11	21,94	22,11	22,03	21,88	21,64
12	19,35	19,5	19,41	19,25	19,02
13	18,51	18,64	18,58	18,43	18,3
14	20,42	20,58	20,49	20,35	20,11
15	20,21	20,4	20,31	20,21	20,04
16	22,52	22,72	22,6	22,45	22,28
17	21,43	21,59	21,48	21,37	21,19
18	19,03	19,16	19,09	18,89	18,71
19	19,41	19,56	19,5	19,39	19,22
20	20,51	20,68	20,59	20,42	20,21
Среднее	20,60	20,76	20,64	20,49	20,23

В соответствии с данными таблицы 3.4 можно прийти к следующим выводам:

1. Значения перфузии в течении времени (20 минут) изменяются, что говорит о том, что даже в состоянии покоя происходит динамика кровотока;
2. Наибольшее значение перфузии у исследуемых наблюдается через 5 минут после начала эксперимента, наименьшие – через 20 минут.
3. Динамика изменения перфузии крови зависит от возраста человека: с возрастом показатели перфузии крови снижаются.

На рисунке 3.6 отображена динамика изменения перфузии у испытуемых в течении 20 минут

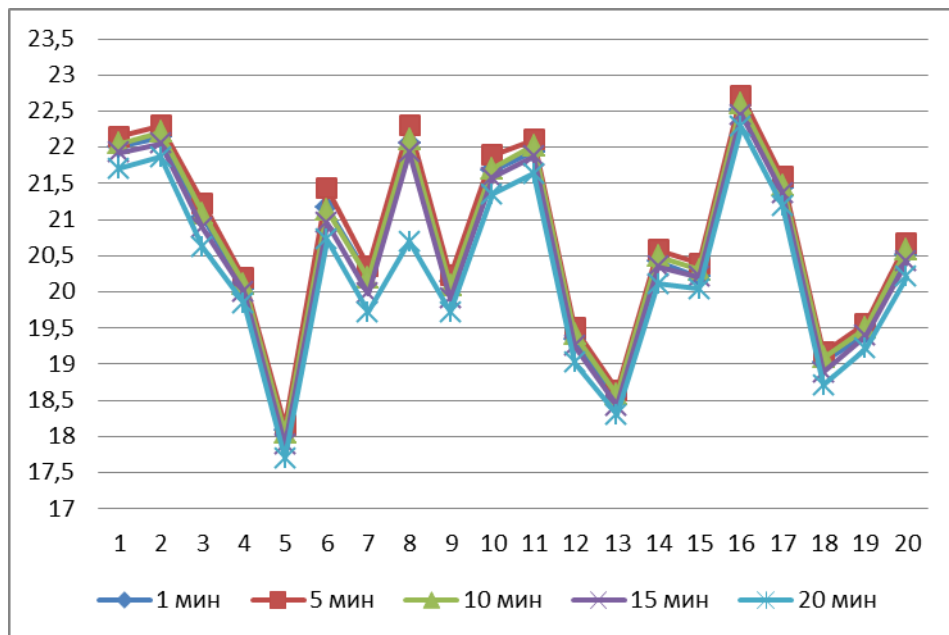


Рисунок 3.6 – Изменение перфузии в группе испытуемых во времени

Также было подсчитано изменение значений перфузии, выраженное в процентах. Так, на 5 минуте эксперимента перфузия увеличилась на 0,8% и составила 20, 76. Далее наблюдались такие изменения – на 0,2% перфузия увеличилась на 10 минуте, на 15 минуте снижение составило 0,6% и 1,8% на 20 минуте соответственно. Данные изменения наглядно прослеживаются на рисунке 3.7.



Рисунок 3.7 – Процентное соотношение изменения среднего значения перфузии

В эксперименте измерялась температура кистей рук с тыльной стороны в течение 20 минут в состоянии покоя. Далее для каждой точки кисти рук для всего времени рассчиталась производная от температуры по времени. В результате получали распределение динамики кровотока по поверхности кистей.

На рисунке 3.8 представлена термографическая съемка кистей рук. Видно, что на полученных термограммах температура кожи изменяется медленно, и распределение температуры почти постоянно.

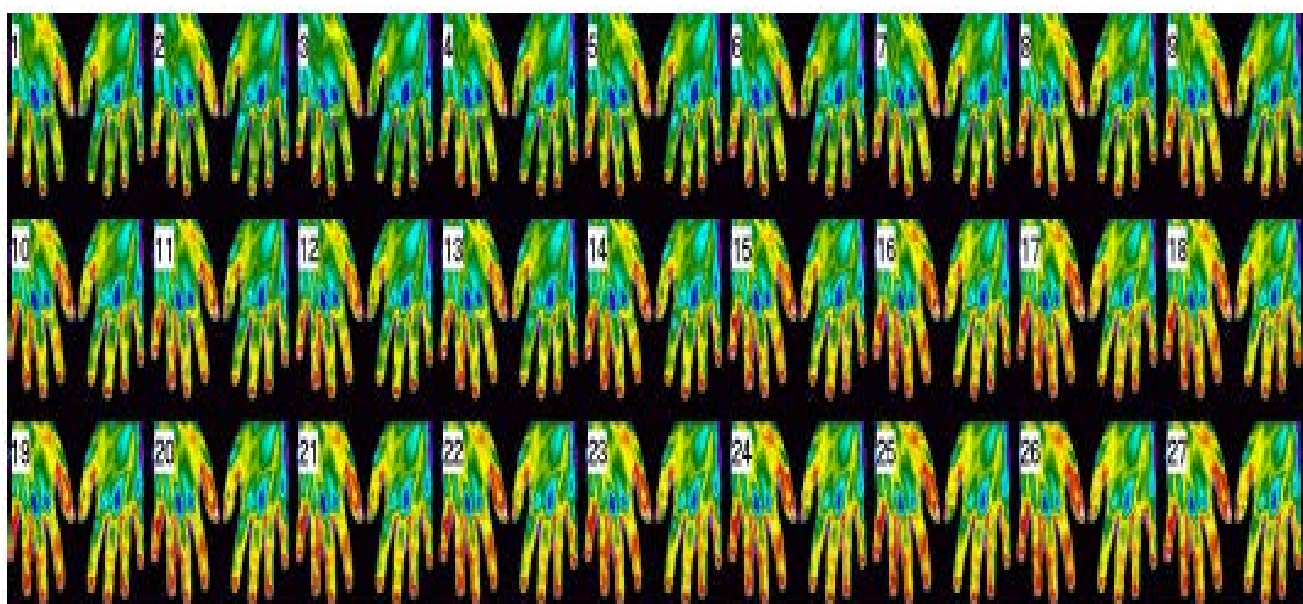


Рисунок 3.8 – Пример тепловизионного изображения кистей рук

В результате проведенного термографического исследования, были получены следующие данные, отображенные в таблице 3.5.

Таблица 3.5 – Динамика измерения температуры кожи на кисти рук во времени

№ п/п	Время				
	1	5	10	15	20
	°С				
1	34,24	34,4	34,27	34,3	34,14
2	34,27	34,35	34,24	34,13	34,06
3	34,19	34,39	34,2	34,08	33,89
4	33,93	34,13	33,86	33,79	33,6
5	33,87	34,02	33,93	33,74	33,52
6	34,2	34,4	34,21	34,05	33,83
7	34,03	34,21	34,14	33,92	33,6
8	34,19	34,4	34,24	34,07	33,78
9	33,9	34,17	33,89	34,09	33,78
10	34,02	34,22	34,4	34,21	34,05
11	34	34,25	34,16	34	33,81
12	33,91	34,14	34,25	34,02	33,8
13	33,89	34	34,21	34,03	33,78
14	34,02	34,2	34,39	34,17	34
15	34,11	34,3	34,45	34,39	34,18
16	34,05	34,23	34,12	34	33,81
17	34,12	34,3	34,17	34,02	33,75
18	33,91	34,2	34,37	34,33	34,12
19	33,88	34,13	34,3	34,26	34,09
20	34,16	34,36	34,16	34,33	34,11
Среднее	34,04	34,24	34,19	34,10	33,89

Данные таблицы 3.5 свидетельствуют о динамическом изменении показателей температуры, причем в течение времени температура то падает, то растет. На

5 минуте исследования у большинства испытуемых температура резко повышается (диапазон 34,00-34,40), затем на 10 минутах она стабилизируется, а после, на 15 минуте (диапазон 33,86-34,45) и 20 минуте падает. Наиболее низкие показатели температуры наблюдаются на 20 минуте (диапазон 33,52-34,18).

Динамика изменений температурных показателей кистей рук у испытуемых представлена на рисунке 3.9

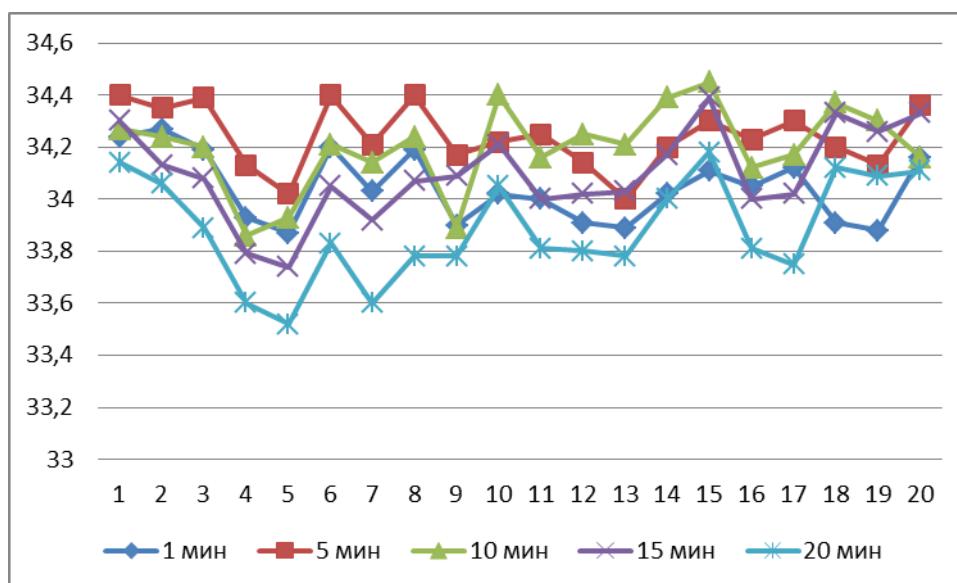


Рисунок 3.9 – Динамика изменений температурных показателей кистей рук у испытуемых

Изменения в средних значениях показателей температуры ткани видны на рисунке 3.10.

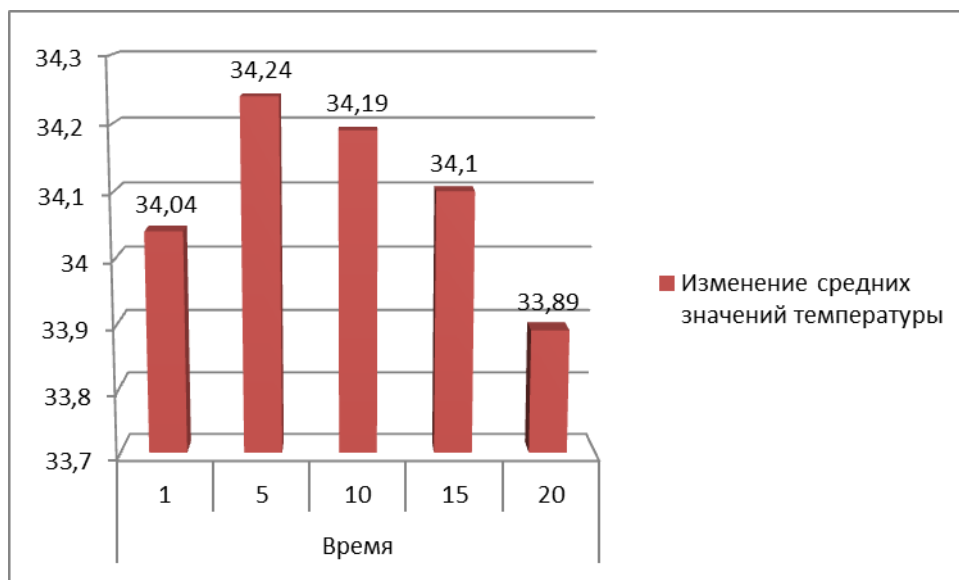


Рисунок 3.10 – Изменение средних значений показателей температуры кистей рук

Также было подсчитано процентное соотношение (рисунок 3.11) в изменении средних значений температуры ткани. Получены следующие результаты: на 5 минуте происходит увеличение среднего показателя температуры на 0,6% по сравнению с показателем на 1 минуте (100%), далее температура падает и на 20 минуте это значение равно 0,4%.

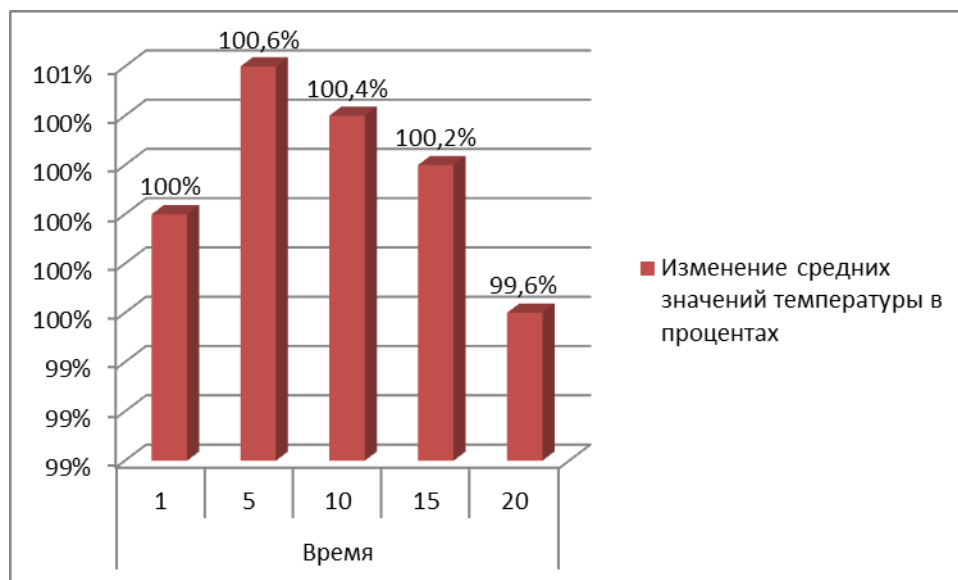


Рисунок 3.11 – Процентное соотношение изменения средних показателей температуры кистей рук

После обработки термограмм становится видно равномерное распределение кровотока.

На карте кровотока (рис. 3.12) можно увидеть значительные изменения амплитуды с течением времени.

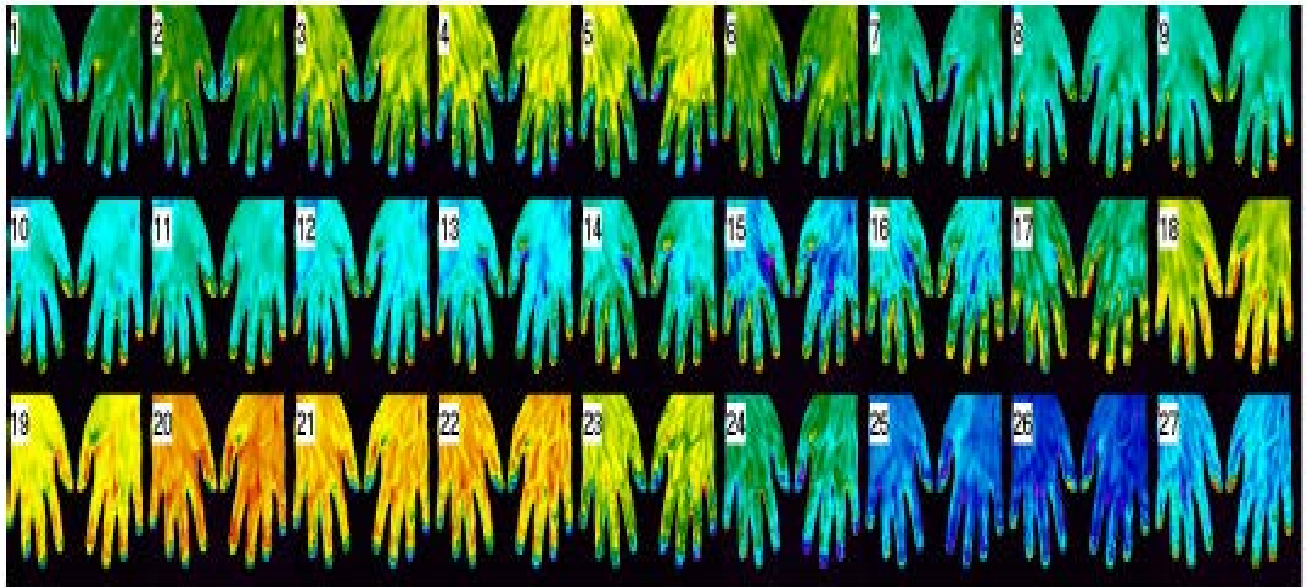


Рисунок 3.12 – Пример изображения распределения кровотока на кистях рук

Показатели кровотока, полученные после обработки термограмм, отображены в таблице 3.6.

Таблица 3.6 – Результаты измерения колебаний кровотока крови кисти рук во времени

№ п/п	Время, мин				
	1	5	10	15	20
1	1,20	1,29	1,19	0,54	0,32
2	1,13	1,24	1,07	0,82	0,57
3	1,10	1,21	1,05	0,83	0,52
4	0,96	1,15	0,91	0,83	0,57
5	0,68	0,81	0,75	0,63	0,48
6	1,16	1,29	1,14	0,84	0,60
7	1,07	1,23	1,10	0,98	0,56
8	1,12	1,25	1,17	1,07	0,86
9	1,09	1,26	1,17	0,95	0,73

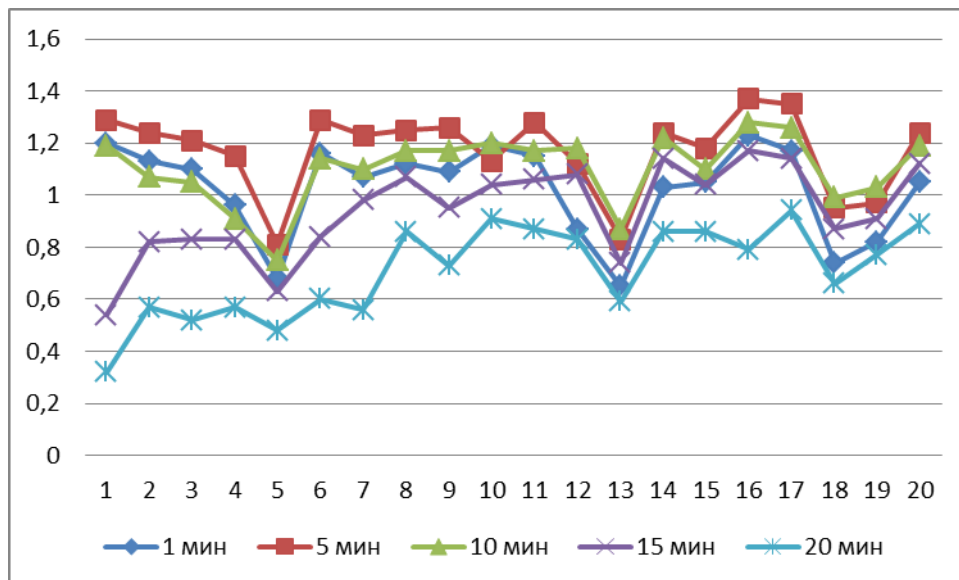


Рисунок 3.13 – Изменения показателей колебаний кровотока во времени у человека

Рассчитаны были и средние показатели амплитуды кровотока, динамика изменений которых представлена на рисунке 3.14.

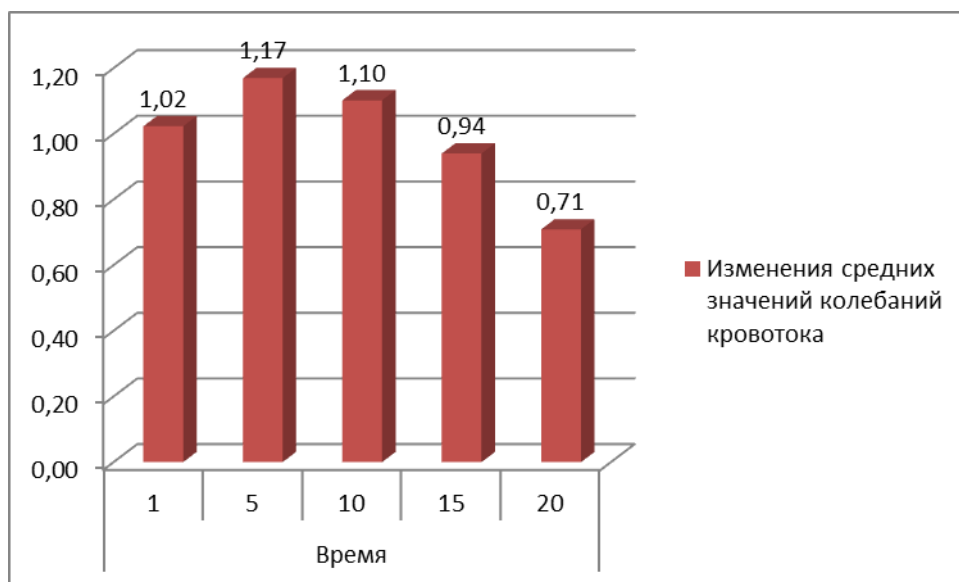


Рисунок 3.14 – Динамика изменений средних значений колебаний кровотока

Также просчитано процентное соотношение изменений средних значений колебаний кровотока за время исследования (рисунок 3.15). Так, на 5 минуте среднее значение кровотока увеличилось на 14,7% по сравнению с таковым на 1 минуте (100%). На 10 минуте увеличение составило 7,8%. Далее в соответствии с ранее известными данными процентное соотношение уменьшается и на 15 минуте среднее значение колебаний кровотока снизилось на 7,8%, а на 20 минуте – на 30,4%.

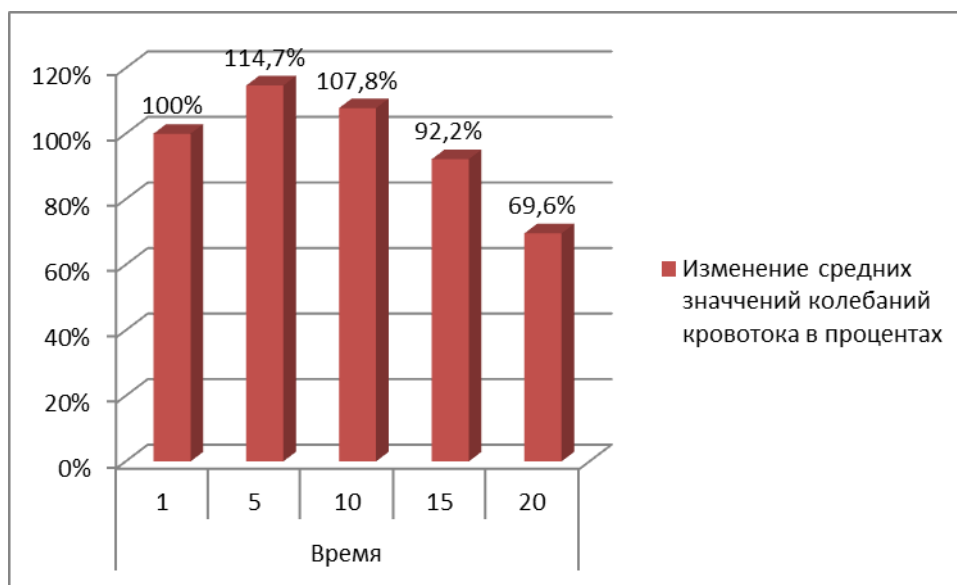


Рисунок 3.15 – Изменение средних значений колебаний кровотока в процентах

Итак, исследования по микрососудистой перфузии крови сложны, так как им мешают другие физиологические процессы. Поэтому крайне важно, чтобы исследования проводились с использованием нескольких методов для подтверждения результатов.

В настоящем исследовании перфузию измеряли с использованием двух лазерных методов, ЛДВ и ЛСКВ, а температуру ткани визуализировали с использованием термографии. Лазерные методы, такие как ЛДВ и ЛСКВ, определяют изменение движения крови в определенном объеме ткани, которое интерпретирует-

ся как перфузия крови ткани. Это означает, что физиологические процессы, например, дыхание, будут искажать картину движения крови, и необходимо принять меры для устранения всех источников ошибок движения крови. Метод ИТ был использован для рассмотрения возможности его использования при изучении микроциркуляции крови.

Изменение температуры кожи, как полагают, пропорционально изменениям в микроциркуляции, но это также может быть связано с другими метаболическими процессами в клетках, такими как воспалительные реакции и терморегуляторные ферменты. Следовательно, изменение температуры после внезапной непроходимости перфузии крови после хирургического вскрытия будет наблюдаться после некоторой задержки по сравнению с изменением перфузии при использовании ЛДВ или ЛСКВ. Эта задержка была очевидна во время измерений в настоящем исследовании.

Изменение температуры было не столь надежным, как изменение перфузии, измеренное с помощью лазерных методов. Однако возможные ограничения методов, используемых в настоящем исследовании, менее важны для интерпретации результатов, поскольку нас интересовали изменения перфузии по сравнению с контрольной точкой в одном и том же объекте и в тот же момент времени, а не измерение фактической перфузии.

Данные, полученные методом ЛСКВ, свидетельствуют о том, что перфузия уменьшалась по длине лоскута ткани, причем наибольшего уменьшения она достигла на 10 мм, далее она стабилизировалась. Измерения ЛДВ подтвердили эти результаты, показав уменьшение перфузии на 30 мм от основания педицеля.

Температура, измеренная с помощью метода ИТ, также изменялась по длине лоскута ткани. Происходило ее уменьшение от ножки-основания до верха лоскута. Также, как и при ЛДВ и ЛСКВ, наибольшее уменьшение температуры произошло на 10 мм.

Выводы по третьей главе: сравнение результатов, полученных данными методами, подтверждает результаты и выводы, сделанные из эксперимента №1.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		56

В эксперименте №2 метод ЛСКВ почти сразу были видны локальные изменения микроциркуляции крови, а уровень перфузии был стабильным. Показатели ИКТ менялись постепенно. В случае наличия выраженной динамики температурных изменений для индивидуальных сопоставлений с результатами ЛСКВ дифференцированно использовали наибольшие температурные значения динамической ИКТ при усилении периферического кровотока и наименьшие – при его снижении.

Данные, полученные методом ЛСКВ, показали, что на 5 минуте происходит значительное увеличение перфузии крови, затем она уменьшается с течением времени. Наибольшее уменьшение значений перфузии происходит на 20 минуте, что видно по таблице 3.4 и рисункам 3.13 и 3.14.

Температурные показатели, измеренные методом ИКТ, также претерпевают динамические изменения. Сначала температура значительно возрастает на 5 минуте (у большинства), потом происходит постепенное ее снижение и резкое снижение на 20 минуте.

Обработка последовательности тепловизионных изображений кистей с помощью метода ИКТ позволила визуализировать распределение интенсивности колебаний кровотока.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		57

4 СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ДАННЫХ И СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

4.1 Обработка результатов прямых многократных измерений перфузии при использовании метода лазерной доплеровской велосиметрии

4.1.1.1 Найдем результат измерения перфузии при расчленении век у мини-пигов на ножке-основании педицеля (первый столбец таблицы 3.1).

Статистическую обработку данных таблицы 3.1 проведем при уровне доверительной вероятности $P=0,95$.

Проведем оценку измеряемой величины и вычислим среднее арифметическое значение результатов измерений на ножке-основании:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (3.1)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 105,85 \text{ PU} \quad (3.2)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 12,41 \text{ PU} \quad (3.3)$$

$$S_{\bar{x}} = \frac{S}{\sqrt{n}} = 3,45 \text{ PU} \quad (3.4)$$

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{S} = 1,543 \quad (3.5)$$

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{S} = 1,922 \quad (3.6)$$

Найдем квантиль распределения. Теоретический критерий при $n=13$ и $q=0,05$ равен $G_T = 2,699$,

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		58

Составим неравенство, сделаем вывод:

$$G_1 > G_T \quad (3.7)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.8)$$

$1,543 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H1: значение x_{max} не является промахом;

$1,922 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H1: значение x_{min} не является промахом.

$$\varepsilon = tS_{\bar{x}} = 7,44 \text{ PU} , \quad (3.9)$$

$$\theta_{\Sigma.} = \pm \sum_{i=1}^m |\theta_i| \quad (3.10)$$

Предельная систематическая погрешность нитевого зонда МТ А 500-0 (Perimed АВ) с прямым и наклонным микроскопическим наконечником:
 $\theta_i = 2 \text{ PU}$;

Предельная систематическая погрешность системы лазерной доплеровской Perimed PF5010: $\theta_i = 2,5 \text{ PU}$.

$$\theta_{\Sigma.} = 4,5 \text{ PU}.$$

$$\Delta = K S_{\Sigma.} \quad (3.11)$$

$$K = \frac{\varepsilon + \theta_{\Sigma.}}{S_{\bar{x}} + S_{\theta}} \quad (3.12)$$

$$S_{\theta} = \frac{\theta_{\Sigma.}}{\sqrt{3}} = 2,60 \text{ PU} \quad (3.13)$$

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		59

$$S_{\Sigma} = \sqrt{S_{\theta}^2 + S_{\bar{x}}^2} = 4,32 \text{ PU} \quad (3.14)$$

$K=1,97$.

$\Delta=8,51 \text{ PU}$.

$$\bar{x} \pm \Delta, P, \quad (3.15)$$

Оценка измеряемой величины: $(105,85 \pm 8,51) \text{ PU}$.

4.1.1.2 Найдем результат измерения перфузии при расчленении век у минипигов глубиной 10 мм разреза (второй столбец таблицы 3.1).

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 93,77 \text{ PU} \quad (3.16)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 7,78 \text{ PU} \quad (3.17)$$

$$S_{\bar{x}} = \frac{S}{\sqrt{n}} = 2,16 \text{ PU} \quad (3.18)$$

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{S} = 1,898 \quad (3.19)$$

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{S} = 1,443 \quad (3.20)$$

$$G_1 > G_T \quad (3.21)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.22)$$

$1,898 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_1 : значение x_{max} не является промахом;

$1,443 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_1 : значение x_{min} не является промахом.

$$\varepsilon = tS_{\bar{x}} = 4,66 \text{ PU}, \quad (3.23)$$

$$\theta_{\Sigma} = \pm \sum_{i=1}^m |\theta_i| = 4,5 \text{ PU} \quad (3.24)$$

Предельная систематическая погрешность нитевого зонда МТ А 500-0 (Perimed АВ) с прямым и наклонным микроскопическим наконечником:
 $\theta_i = 2 \text{ PU}$;

Предельная систематическая погрешность системы лазерной доплеровской Perimed PF5010: $\theta_i = 2,5 \text{ PU}$.

$$\Delta = K S_{\Sigma}, \quad (3.25)$$

$$K = \frac{\varepsilon + \theta_{\Sigma}}{S_{\bar{x}} + S_{\theta}} \quad (3.26)$$

$$S_{\theta} = \frac{\theta_{\Sigma}}{\sqrt{3}} = 2,60 \text{ PU} \quad (3.27)$$

$$S_{\Sigma} = \sqrt{S_{\theta}^2 + S_{\bar{x}}^2} = 3,38 \text{ PU} \quad (3.28)$$

$K=1,92$.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		61

$\Delta=6,50$ PU.

$$\bar{x} \pm \Delta, P, \quad (3.29)$$

Оценка измеряемой величины: $(93,77 \pm 6,50)$ PU.

4.1.1.3 Найдем результат измерения перфузии при расчленении век у мини-пигов глубиной 30 мм разреза (третий столбец таблицы 3.1).

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 88,46 \text{ PU} \quad (3.30)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 11,69 \text{ PU} \quad (3.31)$$

$$S_{\bar{x}} = \frac{S}{\sqrt{n}} = 3,25 \text{ PU} \quad (3.32)$$

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{S} = 1,408 \quad (3.33)$$

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{S} = 1,928 \quad (3.34)$$

$$G_1 > G_T \quad (3.35)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.36)$$

$1,408 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_1 : значение x_{max} не является промахом;

$1,928 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_1 : значение x_{min} не является промахом.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		62

$$\varepsilon = tS_{\bar{x}} = 7,00 \text{ PU}, \quad (3.37)$$

$$\theta_{\Sigma} = \pm \sum_{i=1}^m |\theta_i| = 4,5 \text{ PU} \quad (3.38)$$

Предельная систематическая погрешность нитевого зонда МТ А 500-0 (Perimed АВ) с прямым и наклонным микроскопическим наконечником: $\theta_i = 2$;

Предельная систематическая погрешность системы лазерной доплеровской Perimed PF5010: $\theta_i = 2,5$.

$$\Delta = K S_{\Sigma}, \quad (3.39)$$

$$K = \frac{\varepsilon + \theta_{\Sigma}}{S_{\bar{x}} + S_{\theta}} \quad (3.40)$$

$$S_{\theta} = \frac{\theta_{\Sigma}}{\sqrt{3}} = 2,60 \text{ PU} \quad (3.41)$$

Суммарное среднее квадратическое отклонение S_{Σ} , оценки измеряемой величины вычисляют по формуле:

$$S_{\Sigma} = \sqrt{S_{\theta}^2 + S_{\bar{x}}^2} = 4,16 \text{ PU} \quad (3.42)$$

$$K = 1,97.$$

$$\Delta = 8,18 \text{ PU}.$$

$$\bar{x} \pm \Delta, P, \quad (3.43)$$

Оценка измеряемой величины: $(88,46 \pm 8,18) \text{ PU}$.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		63

4.2 Обработка результатов прямых многократных измерений перфузии при использовании метода лазерной спекл-контрастной термографии

4.2.1 Найдем результат измерения перфузии при расчленении век у мини-пигов на ножке-основании педицеля (первый столбец таблицы 3.2).

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (3.44)$$

где x_i - результат измерений, n – количество измерений.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 110,23 \text{ PU} \quad (3.45)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 7,67 \quad (3.46)$$

$$S_{\bar{x}} = \frac{S}{\sqrt{n}} = 2,13 \quad (3.47)$$

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{S} = 3,229 \quad (3.48)$$

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{S} = 0,682 \quad (3.49)$$

$$G_1 > G_T \quad (3.50)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.51)$$

$3,229 > 2,699$ – неравенство верно, принимаем гипотезу H_0 : значение x_{max} является маловероятным;

$0,682 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_1 : значение x_{min} не является промахом.

Значит, из ряда значений: 105;

107;

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		64

105;
111;
106;
115;
108;
109;
135;
107;
109;
111;
105;

исключаем значение 135 как маловероятное.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (3.52)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 108,17 \text{ PU} \quad (3.53)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 8,82 \text{ PU} \quad (3.54)$$

$$S_{\bar{x}} = \frac{S}{\sqrt{n}} = 2,45 \text{ PU} \quad (3.55)$$

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{S} = 0,774 \quad (3.56)$$

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{S} = 0,359 \quad (3.57)$$

					ИОУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		65

$$G_1 > G_T \quad (3.58)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.59)$$

0,774 > 2,636 – неравенство неверно, принимаем гипотезу H1: значение x_{max} не является промахом;

0,359 > 2,636 – неравенство неверно, принимаем гипотезу H1: значение x_{min} не является промахом.

$$\varepsilon = tS_{\bar{x}} = 5,28 \text{ PU}, \quad (3.60)$$

$$\theta_{\Sigma} = \pm \sum_{i=1}^m |\theta_i| = 2 \text{ PU} \quad (3.61)$$

Предельная систематическая погрешность PeriCam PSI NR System (Perimed AB) с прямым и наклонным микр: $\theta_i = 2 \text{ PU}$.

$$\Delta = K S_{\Sigma}, \quad (3.62)$$

$$K = \frac{\varepsilon + \theta_{\Sigma}}{S_{\bar{x}} + S_{\theta}} \quad (3.63)$$

$$S_{\theta} = \frac{\theta_{\Sigma}}{\sqrt{3}} = 1,16 \text{ PU} \quad (3.64)$$

$$S_{\Sigma} = \sqrt{S_{\theta}^2 + S_{\bar{x}}^2} = 2,71 \text{ PU} \quad (3.65)$$

K=2,02.

$\Delta = 5,47 \text{ PU}$.

$$\bar{x} \pm \Delta, P, \quad (3.66)$$

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		66

Оценка измеряемой величины: $(108,17 \pm 5,47)$ PU.

3.2.2 Проведем аналогичные расчеты при 10 мм разреза

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 95,08 \text{ PU} \quad (3.67)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 9,856 \text{ PU} \quad (3.68)$$

$$S_x = \frac{S}{\sqrt{n}} = 2,737 \text{ PU} \quad (3.69)$$

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{S} = 1,920 \quad (3.70)$$

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{S} = 0,820 \quad (3.71)$$

$$G_1 > G_T \quad (3.72)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.73)$$

$1,920 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_0 : значение x_{max} признаем не является промахом

$0,820 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_0 : значение x_{min} не является промахом.

$$\varepsilon = t S_{\bar{x}} = 4,25 \text{ PU} , \quad (3.74)$$

$$\theta_{\Sigma} = \pm \sum_{i=1}^m |\theta_i| = 2 \text{ PU} \quad (3.75)$$

Предельная систематическая погрешность PeriCam PSI NR System (Perimed AB): $\theta_i = 2$ PU.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		67

$$\Delta = K S_{\Sigma}, \quad (3.76)$$

$$K = \frac{\varepsilon + \theta_{\Sigma}}{S_{\bar{x}} + S_{\theta}} \quad (3.77)$$

$$S_{\theta} = \frac{\theta_{\Sigma}}{\sqrt{3}} = 1,16 \text{ PU} \quad (3.78)$$

$$S_{\Sigma} = \sqrt{S_{\theta}^2 + S_{\bar{x}}^2} = 2,97 \text{ PU} \quad (3.79)$$

$$K = 1,60.$$

$$\Delta = 4,76 \text{ PU}.$$

$$\bar{x} \pm \Delta, P, \quad (3.80)$$

Оценка измеряемой величины: $(95,08 \pm 4,76) \text{ PU}$.

3.2.3 Проведем аналогичные расчеты при 30 мм разреза

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 86,23 \text{ PU} \quad (3.81)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 11,676 \text{ PU} \quad (3.82)$$

$$S_x = \frac{S}{\sqrt{n}} = 3,24 \text{ PU} \quad (3.83)$$

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		68

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{s} = 2,207 \quad (3.84)$$

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{s} = 1,133 \quad (3.85)$$

Теоретический критерий при $n=13$ равен $G_T = 2,699$

Составим неравенство, сделаем вывод:

$$G_1 > G_T \quad (3.86)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.87)$$

$2,207 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_1 : значение x_{max} не является промахом;

$1,133 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_1 : значение x_{min} не является промахом.

$$\varepsilon = tS_{\bar{x}} = 4,25 \text{ PU}, \quad (3.88)$$

$$\theta_{\Sigma} = \pm \sum_{i=1}^m |\theta_i| = 2 \text{ PU} \quad (3.89)$$

Предельная систематическая погрешность PeriCam PSI NR System (Perimed AB): $\theta_i = 2 \text{ PU}$.

$$\Delta = K S_{\Sigma}, \quad (3.90)$$

$$K = \frac{\varepsilon + \theta_{\Sigma}}{S_{\bar{x}} + S_{\theta}} \quad (3.91)$$

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		69

$$S_{\theta} = \frac{\theta_{\Sigma}}{\sqrt{3}} = 1,16 \text{ PU} \quad (3.92)$$

$$S_{\Sigma} = \sqrt{S_{\theta}^2 + S_{\bar{x}}^2} = 3,44 \text{ PU} \quad (3.93)$$

$K=1,42.$

$\Delta=4,89 \text{ PU}.$

$$\bar{x} \pm \Delta, P, \quad (3.94)$$

Оценка измеряемой величины: $(86,23 \pm 4,89) \text{ PU}.$

4.3 Обработка результатов прямых многократных измерений перфузии при использовании метода инфракрасной термографии

4.3.1 Найдем результат измерения перфузии при расчленении век у мини-пигов на ножке-основании педицеля (первый столбец таблицы 3.3).

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (3.95)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 34,34 \text{ }^{\circ}\text{C} \quad (3.96)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 7,74 \text{ }^{\circ}\text{C} \quad (3.97)$$

$$S_{\bar{x}} = \frac{S}{\sqrt{n}} = 0,76 \text{ }^{\circ}\text{C} \quad (3.98)$$

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{S} = 0,107 \quad (3.99)$$

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		70

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{s} = 0,178 \quad (3.100)$$

$$G_1 > G_T \quad (3.101)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.102)$$

0,107 > 2,699 – неравенство неверно, принимаем гипотезу H1: значение x_{max} не является промахом;

0,178 > 2,699 – неравенство неверно, принимаем гипотезу H1: значение x_{min} не является промахом.

$$\varepsilon = tS_{\bar{x}} = 1,64 \text{ }^\circ\text{C}, \quad (3.103)$$

$$\theta_{\Sigma} = \pm \sum_{i=1}^m |\theta_i| = 1 \text{ }^\circ\text{C} \quad (3.104)$$

$$\Delta = K S_{\Sigma}, \quad (3.105)$$

$$K = \frac{\varepsilon + \theta_{\Sigma}}{S_{\bar{x}} + S_{\theta}} \quad (3.106)$$

$$S_{\theta} = \frac{\theta_{\Sigma}}{\sqrt{3}} = 0,58 \text{ }^\circ\text{C} \quad (3.107)$$

$$S_{\Sigma} = \sqrt{S_{\theta}^2 + S_{\bar{x}}^2} = 1,26 \text{ }^\circ\text{C} \quad (3.108)$$

$K=1,97.$

$\Delta=1,26 \text{ }^\circ\text{C}.$

$$\bar{x} \pm \Delta, P, \quad (3.109)$$

Оценка измеряемой величины: $(34,3 \pm 1,3) \text{ }^\circ\text{C}.$

3.2.2 Проведем аналогичные расчеты при 10 мм разреза

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 33,16 \text{ }^\circ\text{C} \quad (3.110)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 1,48 \text{ }^\circ\text{C} \quad (3.111)$$

$$S_{\bar{x}} = \frac{S}{\sqrt{n}} = 0,41 \text{ }^\circ\text{C} \quad (3.112)$$

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{S} = 0,520 \quad (3.113)$$

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{S} = 0,540 \quad (3.114)$$

Теоретический критерий при $n=13$ равен $G_T = 2,699$

$$G_1 > G_T \quad (3.115)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.116)$$

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		72

$0,520 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_0 : значение x_{max} признаем не является промахом

$0,540 > 2,699$ – неравенство неверно, принимаем гипотезу H_0 : значение x_{min} не является промахом.

$$\varepsilon = tS_{\bar{x}} = 0,88 \text{ } ^\circ\text{C} , \quad (3.117)$$

$$\theta_{\Sigma.} = \pm \sum_{i=1}^m |\theta_i| = 1 \text{ } ^\circ\text{C} \quad (3.118)$$

Предельная систематическая погрешность ИТРИС2000 МЕ: $\theta_i = 1 \text{ } ^\circ\text{C}$.

$$\Delta = K S_{\Sigma.} \quad (3.119)$$

$$K = \frac{\varepsilon + \theta_{\Sigma.}}{S_{\bar{x}} + S_{\theta}} \quad (3.120)$$

$$S_{\theta} = \frac{\theta_{\Sigma.}}{\sqrt{3}} = 0,58 \text{ } ^\circ\text{C} \quad (3.121)$$

$$S_{\Sigma.} = \sqrt{S_{\theta}^2 + S_{\bar{x}}^2} = 1,08 \text{ } ^\circ\text{C} \quad (3.122)$$

$K=1,90$.

$\Delta=2,05 \text{ } ^\circ\text{C}$.

$$\bar{x} \pm \Delta, P, \quad (3.123)$$

Оценка измеряемой величины: $(33,16 \pm 2,05) \text{ } ^\circ\text{C}$.

3.2.3 Проведем аналогичные расчеты при 30 мм разреза

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		73

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = 31,17 \text{ } ^\circ\text{C} \quad (3.124)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 2,56 \text{ } ^\circ\text{C} \quad (3.125)$$

$$S_x = \frac{S}{\sqrt{n}} = 0,71 \text{ } ^\circ\text{C} \quad (3.126)$$

$$G_1 = \frac{|x_{max} - \bar{x}|}{S} = 0,469 \quad (3.127)$$

$$G_2 = \frac{|\bar{x} - x_{min}|}{S} = 0,473 \quad (3.128)$$

$$G_1 > G_T \quad (3.129)$$

$$G_2 > G_T \quad (3.130)$$

0,469 > 2,699 – неравенство неверно, принимаем гипотезу H1: значение x_{max} не является промахом;

0,473 > 2,699 – неравенство неверно, принимаем гипотезу H1: значение x_{min} не является промахом.

$$\varepsilon = tS_{\bar{x}} = 1,53 \text{ } ^\circ\text{C}, \quad (3.131)$$

$$\theta_{\Sigma.} = \pm \sum_{i=1}^m |\theta_i| = 1 \text{ } ^\circ\text{C} \quad (3.132)$$

Предельная систематическая погрешность ИТРИС 2000 МЕ: $\theta_i = 1 \text{ } ^\circ\text{C}$.

$$\Delta = K S_{\Sigma.} \quad (3.133)$$

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		74

$$K = \frac{\varepsilon + \theta_{\Sigma}}{S_{\bar{x}} + S_{\theta}} \quad (3.134)$$

$$S_{\theta} = \frac{\theta_{\Sigma}}{\sqrt{3}} = 0,58 \text{ }^{\circ}\text{C} \quad (3.135)$$

$$S_{\Sigma} = \sqrt{S_{\theta}^2 + S_{\bar{x}}^2} = 0,92 \text{ }^{\circ}\text{C} \quad (3.136)$$

$K=1,96.$

$\Delta=1,80 \text{ }^{\circ}\text{C}.$

$$\bar{x} \pm \Delta, P, \quad (3.137)$$

Оценка измеряемой величины: $(31,2 \pm 1,8) \text{ }^{\circ}\text{C}.$

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		75

4.4 Сравнение точности методов лазерной доплеровской велосиметрии и лазерной спекл-контрастной визуализации

Сведем полученные обработанные данные в таблицу 4.3.

Таблица 4.3 – Сравнение методов

	На ножке-основании		При 10 мм разреза		При 30 мм разреза	
	ЛДВ	ЛСКВ	ЛДВ	ЛСКВ	ЛДВ	ЛСКВ
РИ, PU	105,85	108,17	93,77	95,08	88,46	86,23
Случайная погр.	4,50 PU	2,00 PU	4,50 PU	2,00 PU	4,50 PU	2,00
Систем. погр.	2,60	1,16	2,60	1,16	2,60	1,16
Полная погр.:						
Δ, PU	8,51	5,47	6,50	4,76	8,18	4,89
δ, %	8,04	5,06	6,93	5,01	9,25	5,67

Выводы по четвертой главе: в результате сравнения оценок, полученных при применении методов лазерной доплеровской велосиметрии и лазерной спекл-контрастной визуализации сделан вывод, что метод ЛСКВ эффективнее метода ЛДВ по оценке полной погрешности. Наибольшая точность получена при измерении методом ЛСКВ в эксперименте при 30 мм разреза. Оценка погрешности результата измерения меньше на 40,2 % по сравнению с измерением методом ЛДВ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Термография как метод оценки микроциркуляции в сосудах кожи имеет достаточно длительную историю, тогда как лазерная спекл-визуализация является более молодой методикой.

Наиболее высокой точностью и разрешающей способностью на сегодняшний день обладают термографы с охлаждаемым датчиком.

В настоящее время данные по сравнению возможностей термографии и спекл-оптической визуализации для исследования микроциркуляции крови в неповрежденных кожных покровах остаются фрагментарными и недостаточными.

Таким образом, сравнительный анализ данных методик в применении к оценке результатов измерений кожной микроциркуляции и перфузии можно считать актуальным.

Сравнение результатов, полученных данными методами, подтверждает выводы, сделанные из эксперимента №1.

Данные, полученные методом ЛСКВ, показали, что на 5 минуте происходит значительное увеличение перфузии крови, затем она уменьшается с течением времени. Наибольшее уменьшение значений перфузии происходит на 20 минуте, что видно по таблице 3.4 и рисункам 3.13 и 3.14.

Температурные показатели, измеренные методом инфракрасной термографии, также претерпевают динамические изменения. Сначала температура значительно возрастает на 5 минуте (у большинства), потом происходит постепенное ее снижение и резкое снижение на 20 минуте.

Обработка последовательности тепловизионных изображений кистей с помощью метода инфракрасной термографии позволила визуализировать распределение интенсивности колебаний кровотока.

В результате сравнения оценок, полученных при применении методов лазерной доплеровской велосиметрии и лазерной спекл-контрастной визуализации сделан вывод, что метод ЛСКВ эффективнее метода ЛДВ по оценке полной погрешности. Наибольшая точность получена при измерении методом ЛСКВ в экспери-

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		77

менте при 30 мм разреза. Оценка погрешности результата измерения меньше на 40,2 % по сравнению с измерением методом ЛДВ.

					ЮУрГУ – 12.04.01.2019.198 ВКР	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		78