

УДК 536.2

Оценка погрешности динамического метода измерения теплофизических свойств биологической ткани

*Пономарев Д. Е., студент
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Холодильная, криогенная техника и системы жизнеобеспечения»*

*Пушкарев А. В., студент
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Холодильная, криогенная техника и системы жизнеобеспечения»*

*Шакуров А. В., студент
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Холодильная, криогенная техника и системы жизнеобеспечения»*

*Научный руководитель: Жердев А. А., д.т.н., профессор
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана
zherdev@power.bmstu.ru*

В настоящее время расширяется применение низких температур в медицине. К основным направлениям применения низких температур относятся: криоконсервация, криохирургия, криотерапия, гипотермия, получение медицинских газов и криогенных жидкостей, а также кондиционирование.

Как показывают экспериментальные исследования и реальная клиническая практика, задачи, встающие перед криомедициной, являются междисциплинарными и затрагивают аспекты биологии, медицины, физики и техники. Для создания биомедицинских технологий, которые впоследствии возможно будет применять на практике, необходимо разрабатывать новое оборудование и рассчитывать процессы теплообмена. В том числе важно устанавливать зависимости между теплофизическими свойствами объекта воздействия и непосредственно параметрами самого воздействия. Таким образом, разработка биофизических моделей тканей и определение их теплофизических свойств является актуальным направлением развития науки о жизни.

Для описания тепловых процессов, протекающих в биологических тканях при воздействии на них холодом, используют численные методы. Расчеты проводятся с помощью специализированных компьютерных программ. При этом необходимо знать

конкретные сведения о тепловых характеристиках тканей, рассчитывать длительность воздействия, температуру, а также скорость её изменения.

При исследовании взаимодействия «холода» и биологической ткани в первую очередь рассматривают следующие теплофизические характеристики: плотность, теплопроводность и теплоемкость. Также используют удельную энтальпию, которая имеет наиболее гладкую зависимость от температуры при фазовых превращениях, в отличие, например, от теплоемкости [4]. Источником информации о теплофизических свойствах являются результаты независимых теплофизических измерений, которые возможно получить только тогда, когда они производятся в условиях, максимально приближенных к реальным тепловым процессам.

Одно из наиболее общих уравнений переноса тепловой энергии в живой биоткани выглядит следующим образом:

$$\rho_T * C_T * \frac{dT}{dr} = q_\lambda + q_K + q_M$$

Где q_λ – кондуктивный тепловой поток; q_K – конвективный тепловой поток; q_M – выделение теплоты за счет метаболизма, ρ_T и C_T – соответственно плотность и теплоемкость ткани.

Чтобы рассчитывать процессы теплопереноса в биологической ткани необходимо иметь данные о теплофизических свойствах конкретных тканей на всем необходимом диапазоне температур, с учетом скорости их изменения. При этом для расчета процессов в живой ткани по полученным данным *in vitro* возможно учитывать поправочные коэффициенты. Это связано с тем, что теплофизические свойства биологических тканей не являются постоянными величинами и зависят от множества факторов, что усложняет их измерение. Среди этих факторов стоит в первую очередь отметить разницу между тканью *in vivo* и *in vitro*, а также влияние влагосодержания на характеристики биотканей. В тканях *in vivo*, характерной особенностью является наличие достаточно интенсивного кровотока и метаболизма. Влагосодержание особенно важно при процессах, сопровождающихся фазовым переходом воды.

Одной из моделей учета особенностей ткани *in vivo* является так называемая эффективная теплопроводность, которая учитывает вклад кровотока и метаболизма. Удобство заключается в том, что в расчетах можно использовать теплопроводность, посчитанную вне живого организма (*in vitro*), с учетом некоторой поправки. Так, например, аппроксимация опытных данных, полученных методом внутренней калориметрии для селезенки овцы, дает следующую линейную зависимость [2]:

$$\frac{\lambda_{\text{эфф}}}{\lambda} = 1 + (2 \dots 93)\Theta_k = 1 \dots 2,09$$

Где $\lambda_{\text{эфф}}$ – эффективная теплопроводность, λ – теплопроводность, посчитанная вне живого организма, Θ_k – секундный расход крови (показатель перфузии), с^{-1} .

Очевидно, что эксперименты *in vitro* являются менее достоверными, чем *in vivo*, и в большинстве своем бывают лишь необходимой предварительной стадией для оценки возможности и необходимости последующих исследований *in vivo*.

Следующей особенностью биологических тканей является влагосодержание. Основным компонентом большинства биологических тканей является вода, что в значительной степени определяет их теплофизические свойства. Все многообразие биотканей можно условно разделить на три группы [2]:

- с минимальным влагосодержанием, т.е. меньше 10%, например, костная ткань;
- с максимальным влагосодержанием, т.е. больше 70%, например, печень, почка, легкое, предстательная железа;
- со средним влагосодержанием, такие как кожа, подкожно-жировая клетчатка.

Так, для биотканей с низким содержанием воды значительных изменений теплопроводности при температурах, соответствующих интервалу фазового перехода, не наблюдалось. На рисунке 1 представлен график зависимости удельной теплопроводности предстательной железы и воды [5] от температуры. На нем видно изменение теплопроводности в интервале от 0 °С до -25 °С, что обусловлено фазовым переходом вода-лед.

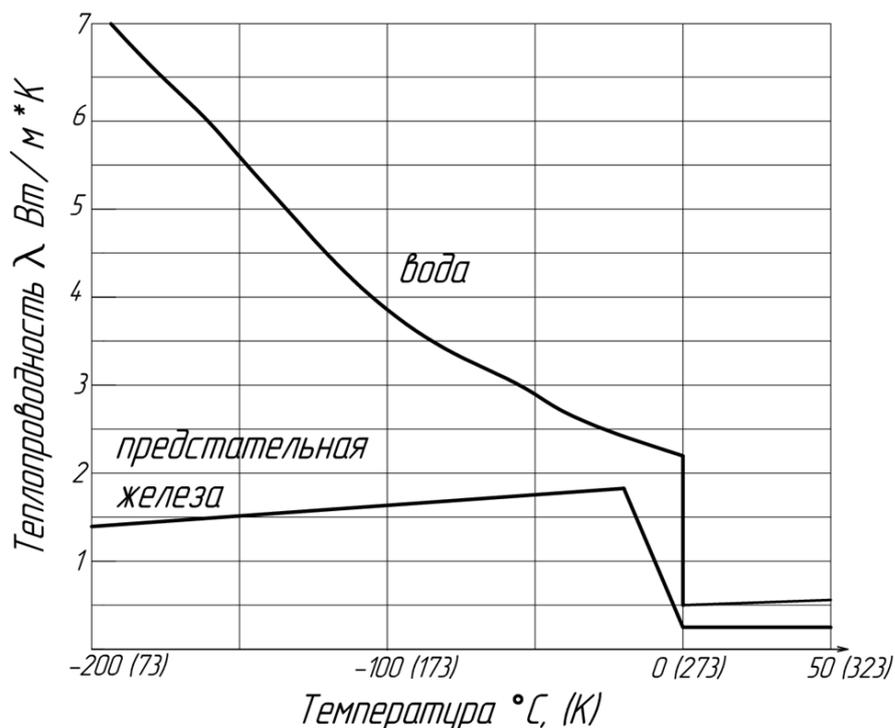


Рис.1. Зависимость теплоемкости предстательной железы и воды от температуры

Наличие фазового перехода приводит к особой нестабильности свойств биологических тканей, поэтому только при комплексном (одновременном и всестороннем) исследовании образца удастся улавливать взаимосвязь между совокупностью его тепловлажностных характеристик. Следовательно, возникает необходимость одновременно измерять как равновесные тепловые характеристики, т.е. теплоемкость, так и переносные, т.е. теплопроводность и температуропроводность[1].

Из выше сказанного следует, что для измерения теплофизических свойств биотканей целесообразно применять комплексные динамические методы измерения, в которых образец в процессе опыта монотонно изменяет свою температуру. Комплексными принято называть методы, предназначенные для измерения всего комплекса из трех теплофизических характеристик материала (теплоемкость, теплопроводность и температуропроводность) в одном опыте и на одном образце. При этом явно или неявно учитывается известное тождество

$$\lambda = a * c * \rho$$

где λ – теплопроводность, a – температуропроводность, c – теплоемкость, ρ – плотность образца.

Так, теплопроводность проявляется в стационарных и нестационарных процессах с неравномерными температурными полями, оставаясь независимой от других характеристик в стационарных полях. Теплоемкость же проявляет себя только в нестационарных тепловых процессах, оставаясь независимой при равномерном температурном поле внутри образца. В свою очередь, температуропроводность проявляется только в таких нестационарных тепловых процессах, у которых, в противовес теплоемкости, четко выражена неравномерность и нелинейность температурного поля внутри образца.

Одновременно все три теплофизические характеристики образца могут активно проявлять себя только в нестационарных нелинейных температурных полях. Для таких целей предложено экспериментальную установку ИТС- λ -10 с измерительной ячейкой, представленной на рисунке 2.

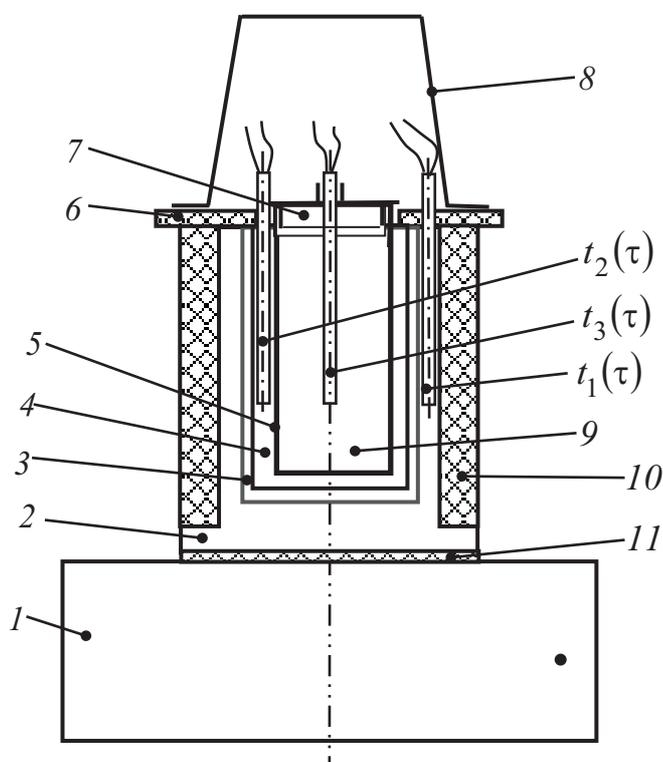


Рис.2. Измерительная ячейка

Конструкция теплоизмерительной ячейки схематично изображена на рисунке. Ячейка выполнена в виде многослойного сосуда, состоящего из двух вставленных друг в друга металлических стаканов 2 и 4, разделенных тонкостенной теплоизоляционной прослойкой 3. Наружный стакан (оболочка ячейки) 2 своим плоским основанием в опыте контактирует с массивным металлическим блоком 1 через теплоизоляционную прослойку 11. Боковая поверхность наружного стакана окружена теплозащитной оболочкой 10.

В полость внутреннего стакана 4 перед опытом вставляется по скользящей посадке съемный тонкостенный металлический стакан 5 с находящимся в нем исследуемым образцом 9. Стакан 5 с образцом после установки в ячейку закрывается металлической крышкой 7. Стаканы 4, 5 и крышка 7 благодаря хорошему тепловому контакту образуют изотермическое ядро ячейки. К наружному стакану сверху крепится теплоизоляционное кольцо 6. На нем в опытах размещается тонкостенный прозрачный полимерный колпак 8. Он служит для тепловой защиты верхней зоны образца, съемного стакана и температурных датчиков от нежелательного теплового воздействия внешней окружающей среды.

Рабочие спай термостолбиков во время проведения опыта размещаются так, как показано на рисунке и регистрируют соответственно температуры блока, ядра и центральной зоны образца.

Второй важной составной частью экспериментальной установки является теплофизический контроллер, разработанный коллективом ООО «ЛМТ» Санкт-Петербургского государственного университета информационных технологий, механики и оптики (СПбГУИТМО) с целью автоматизации теплофизических измерений.

Геометрические и тепловые параметры рассматриваемой ячейки выбраны так, что в процессе охлаждения и нагрева образца внутри него сохраняется достаточно малый перепад температур (не превышающий 3 К), поэтому во всех опытах температурное поле образца и самой ячейки формируется, удовлетворяя предпосылкам монотонного теплового режима. Будем исходить из того, что теплофизические измерения проводятся на образцах простейшей формы, внутри которых принудительно создается одномерное поле. Объемные источники тепла и массоперенос внутри образцов, как правило, отсутствуют. Фазовые переходы в телах сложной молекулярной структуры обычно происходят в значительном температурном интервале, поэтому их теплота может учитываться через эффективную теплоемкость. Образец имеет форму сплошного цилиндра. Приняты меры для того, чтобы в процессе опыта его температурное поле оставалось радиальным, близким к одномерному. Верхний торец образца в теплообмене практически не участвует, а нижний, находясь в теплообмене с доннышком ампулы, искажает одномерность поля лишь в нижней зоне образца.

Согласно техническому паспорту прибора ИТС-λс-10 среднеквадратичная погрешность по трем опытам для теплопроводности составляет 7-8 %, для теплоемкости 5-7 %. Охлаждение в экспериментах проводилось в морозильнике, минимальная температура которую возможно получить в нем – это минус 18 °С. В перспективе

планируется использовать ПКХМ на смесях хладагентов, с минимально достижимой температурой около минус 110 °С. Были проведены эксперименты с калибровочным образцом из полиметилметакрилата, аттестованного ФГУП «ВНИИМ им. Д.И. Менделеева». Результаты измерений представлены на рисунках 3а – 3г.

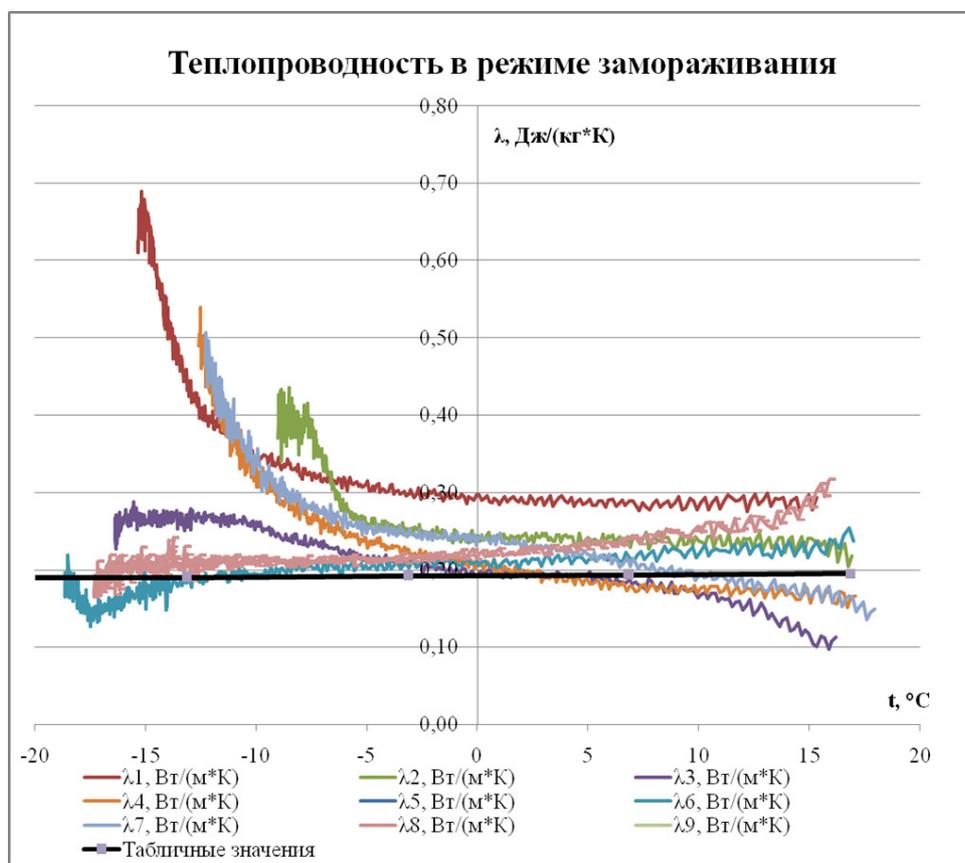


Рис. 3а. Теплопроводность в режиме замораживания

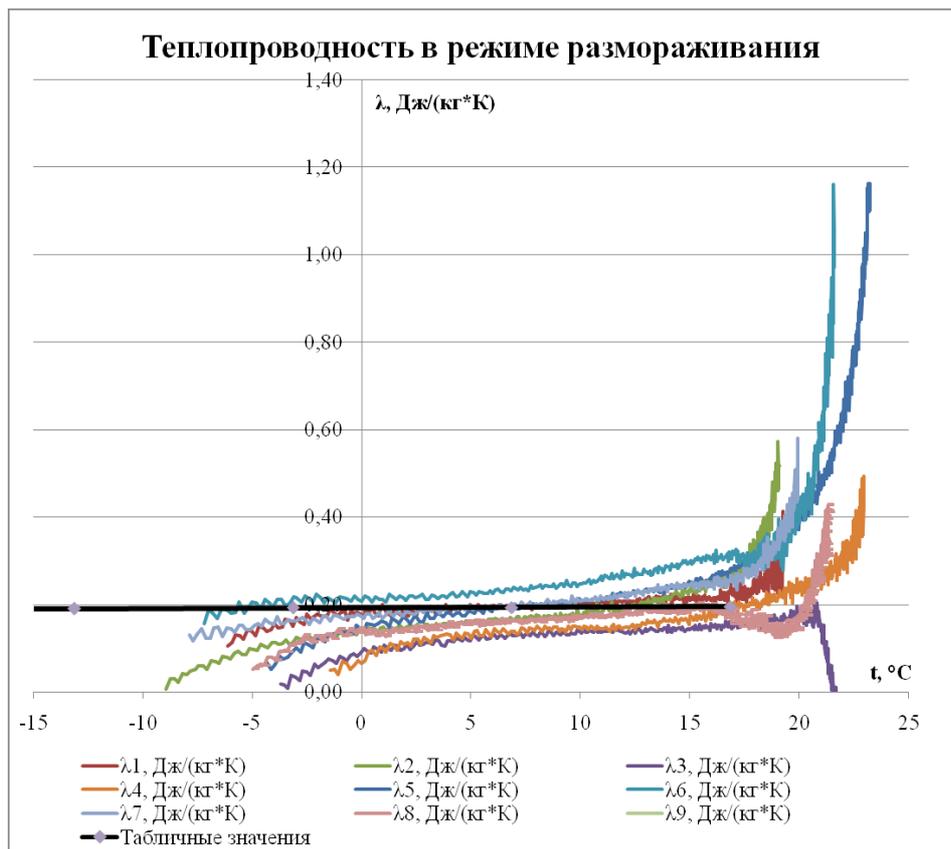


Рис. 3б. Теплопроводность в режиме размораживания

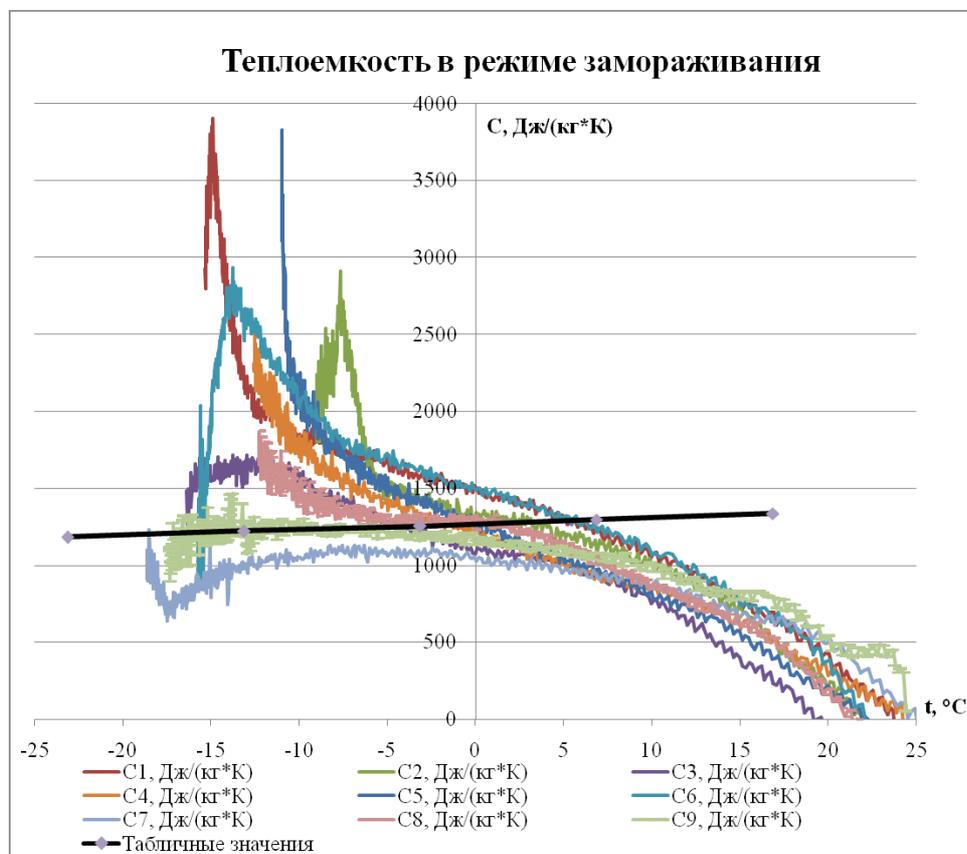


Рис. 3в. Теплоемкость в режиме замораживания

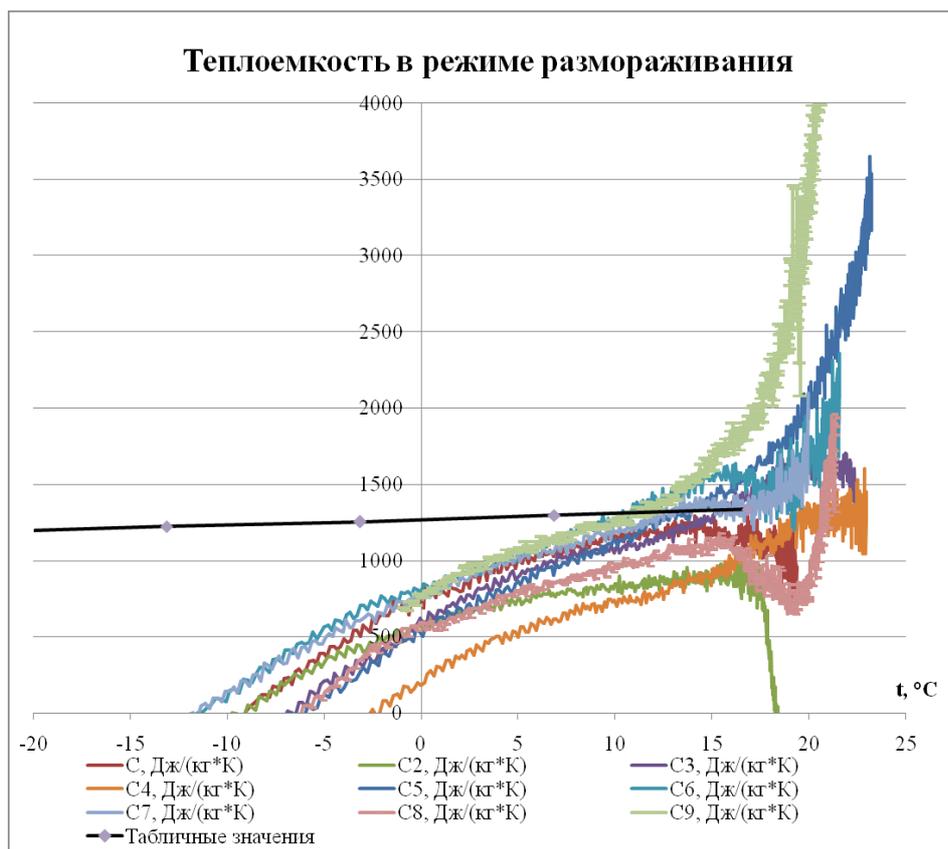


Рис. 3г. Теплоемкость в режиме размораживания

Как можно видеть из рис. 3, весь интервал температур можно условно разделить на три участка. Первый участок – это выход прибора на режим. В режиме замораживания он находится на интервале от комнатной температуры до 10-15 °С, а в режиме размораживания от начальной температуры до минус 5 °С. Несовпадение с теоретическим графиком обусловлено тем, что тепловой поток, который поглощается или выделяется ячейкой больше суммарного теплового потока от тепломера. Такое отклонение происходит в начале эксперимента, пока он выходит в установившийся режим. Из анализа данный участок следует убрать.

Второй участок – это завершение эксперимента. В режиме замораживания – это интервал от минус 10 °С до конечной температуры, а в режиме размораживания от 15 °С до комнатной температуры. Данный участок также значительно отличается от теоретического графика, что объясняется малым температурным перепадом в конце эксперимента между окружающей средой (морозильником в режиме замораживания) и измерительной ячейкой. Данный участок также следует убрать из анализа.

Третий участок находится между первыми двумя и более приближен к теоретическому графику – данный интервал и стоит рассматривать для расчета теплофизических свойств.

На графиках теплопроводности видно, что максимальное отклонение от теоретического только в одном наблюдении в режиме замораживания превышает 10 %. Заметим, что в режиме размораживания наблюдается меньше скачков показаний.

На рис. 3в, 3г видно, что отклонения значений теплоемкости превышает 10 %. Погрешность имеет ярко выраженный характер и нуждается в дальнейшем изучении. В режиме замораживания значения измеренной теплоемкости лежат выше теоретической, а в режиме размораживания наоборот. Следовательно, одним из возможных решений является совмещения экспериментов в режимах замораживания и размораживания для полного анализа погрешности.

В дальнейшем предполагается продолжить внедрение данного прибора для измерения теплофизических свойств различных образцов биологической ткани *in vitro*. Для этого планируется провести ряд экспериментов, среди которых: измерения с модельными веществами, например, желатином, который является традиционным веществом для изучения процессов воздействия холода на биоткань, однако в отличие от распространенной практики планируется производить опыты при различном влагосодержании, моделируя конкретные органы, что возможно благодаря его хорошей растворимости в воде; провести сравнение с известными в науке результатами; проводить измерения теплофизических свойств различных биотканей.

Список литературы

1. Платунов Е.С., Баранов И.В., Буравой С.Е., Курепин В.В. Теплофизические измерения: учеб, пособие / под ред. Е.С. Платунова. СПб.: СПбГУНиПТ, 2010. 738 с.
2. Цыганов Д.И. Криомедицина: процессы и аппараты. М.: Сайнс-пресс, 2011. 304 с.
3. Bhowmik A., Singh R., Repaka R., Mishra S.C. Conventional and newly developed bioheat transport models in vascularized tissues: a review // Journal of Thermal Biology. Vol. 38, Issue 3, №4. 2013. P. 107–125.
4. Choi J., Bischof J.C. Review of biomaterial thermal property measurements in the cryogenic regime and their use for prediction of equilibrium and non-equilibrium freezing applications in cryobiology // Cryobiology. Vol. 60, Issue 1, № 2. 2010. P. 52–70.
5. Haynes W.M. CRC Handbook of Chemistry and Physics, 94th ed. Boca Raton: CRC Press, 2013.