



Введение

Актуальность работы. В настоящий момент одной из актуальных задач является разработка физико-математических моделей живых систем. Данная задача имеет большое прикладное значение в области разработки и оптимизации элементов систем жизнеобеспечения, направленных на обеспечение теплового комфорта для человека в рамках системы «человек – тепловая защита – окружающая среда». В частности, это относится к задаче защиты человека от переохлаждения при нахождении в условиях низких температур. Такие условия возникают при аварийном отключении систем кондиционирования в гермокабинах летательных аппаратов, приземлении экипажа в условиях зимнего периода или приводнении, а также при тренировочных работах в гидробассейне. Экспериментальные исследования в таком широком диапазоне параметров окружающей среды по фазовому состоянию, температуре и давлению крайне трудоемки. Одним из вариантов решения данной задачи является разработка компьютерных моделей процессов тепломассообмена в системе «человек – окружающая среда». Подобные модели позволяют проводить комплексные исследования в области разработки систем жизнеобеспечения, определять границы проводимых экспериментов и создавать модельные тренажеры для отработки экстремальных ситуаций, связанных с переохлаждением и перегревом человека. Так же дают возможность существенно сокращать объемы или полностью отказываться от дорогостоящих испытаний индивидуальных средств тепловой защиты, определять эксплуатационные характеристики элементов, проводить анализ неисправностей и оценку характеристик разных вариантов конструкций, уменьшая тем самым затраты при разработке изделий.

При разработке моделей теплового комфорта человека наиболее сложной задачей является учет механизма конвективного переноса тепла с током крови. В зарубежной и отечественной печати встречаются работы, посвященные моделированию работы системы терморегуляции человека, а так же отдельных элементов кровеносной системы. Однако модели расчета кровеносной системы в целом и ее совместной работы с системой терморегуляции отсутствуют. На основе аналитического обзора литературных источников установлены особенности различных методов физико-математического моделирования системы термостабилизации. Условно модели можно разделить на два направления. Первое направление включает в себя многослойные многоэлементные модели: J. Hardy, H.J. Stolwijk, S. Voipe, С.Е. Huckaba, Shi-Hai Xiang, Jing Liu и др. Второе направление, предложенное J. Werner, основывается на трехмерной модели с большим количеством расчетных точек. Во всех случаях отмечено, что одними из самых сложных моментов моделирования системы термостабилизации является описание процессов конвективного переноса тепла теплоносителем и учет геометрических размеров и переменности теплофизических параметров расчетных элементов и слоев. Часто в моделях системы терморегуляции это либо не учитывается, либо отражается упрощенно. В настоящем проекте для решения этой проблемы разработана принципиальная теплогидравлическая схема совместной работы кровеносной системы и системы терморегуляции человека. Разработанная методика расчета разделена на две части. В первой проводится расчет гидравлических характеристик кровеносной системы человека с целью установить массовые расходы теплоносителя на расчетные элементы в различных условиях внешней среды и с учетом морфологических особенностей организма. Во второй части проводится моделирование процессов тепломассообмена с учетом внутренних источников и конвективного переноса тепла в широком диапазоне параметров расчетных элементов и окружающей среды.

В литературе наиболее распространенным и общепринятым подходом для численного исследования такого класса задач считается использование моделей теплопроводности системы из многоэлементных многослойных цилиндрических



оболочек. Однако, большинство из них относятся к стационарным постановкам задач, использованию фиксированных теплофизических параметров слоев, а также ограниченным диапазонам параметров окружающей среды и морфологических свойств организма. При этом фактически не рассматриваются такие важные особенности теплофизических процессов в системе «человек – окружающая среда», как влияние внутренних источников и конвективного переноса тепла между различными слоями и элементами системы, влияние фазового состояния, температуры, давления и скорости окружающей среды. Подобные постановки не дают возможности получения локальных теплофизических параметров процессов комбинированного теплообмена. В отечественной литературе примером многослойных моделей служат модели И.И. Ермаковой, А.Ю. Баранова, а так же Ю.А. Васина. Данные модели используются при проектировании индивидуальных систем жизнеобеспечения (ИСОЖ) экипажей космических аппаратов (КА). Их использование позволяет при синтезе ИСОЖ выбрать конструктивные параметры, проверить правильность их назначения методом имитационного моделирования условий эксплуатации. Данной проблемой занимаются специалисты кафедры 607 МАИ. Однако основное усилие в данных работах направлено на тщательное моделирование элементов ИСОЖ и гермообъема, а человек в них представлен в упрощенном виде многослойного цилиндра без учета индивидуальных морфологических свойств организма.

В России наибольшее распространение при решении данной задачи получил экспериментальный подход. Недавно был завершен эксперимент имитации 520-ти суточного полета на Марс «Марс-500». Проект осуществлен Государственным научным центром Российской Федерации – Институтом медико-биологических проблем (ИМБП) РАН под эгидой Роскосмоса и Российской академии наук. В него входил ряд экспериментов, имитирующих те или иные аспекты межпланетного пилотируемого полета. Основой являлась серия экспериментов по длительной изоляции экипажа в условиях специально созданного наземного экспериментального комплекса. Один из этапов работы заключался в проведении физиологических экспериментов в рамках 240-суточной изоляции экипажа в гермообъеме по программе SFINCSS, в частности, для оценки динамики внутреннего метаболизма у членов экипажа с целью учета его при расчете термостабилизации отсека. Основной сложностью исследований оказалась проблема идентификации и учета индивидуальных психо-морфологических особенностей организма и их влияние на термостабилизацию гермообъема. Таким образом, одной из актуальных проблем, стоящих перед ИМБП, является учет работы центральной нервной системы и психологических особенностей личности при моделировании системы термостабилизации. В литературе встречается несколько методик, которые учитывают психо-физический механизм и контроля реакций системы терморегуляции, в частности модели И.И. Ермаковой и Ю.А. Васина. В данных методиках приводится схема контроля механизмов системы терморегуляции и эмпирически рассчитывается количество теплоты, выделяемое в зависимости от психо-физических реакций организма на переохлаждение. Общим недостатком этих моделей является упрощенное моделирование тепловых и гидравлических процессов. В настоящей работе психо-физиологический механизм управления напрямую не моделируется, а задается через начальные и граничные условия, в зависимости от морфологических особенностей организма. Предлагаемая оригинальная модель расчета системы «человек – тепловая защита – окружающая среда» с учетом внутренних источников тепла, конвективного переноса тепла теплоносителем, теплофизических свойств и размеров расчетных элементов, а так же с учетом влияния внешних физических факторов не имеет аналогов в отечественной и мировой литературе. Настоящая методика позволяет установить закономерности сложного тепломассообмена в системе «человек – тепловая защита – окружающая среда», оценить влияния отдельных тепловых процессов на локальные теплофизические параметры внутри элементов, между



ними, а также при взаимодействии системы с окружающей средой. Полученные результаты дают возможность определять границы экспериментов и создавать модельные тренажеры для отработки экстремальных ситуаций, связанных с переохлаждением и перегревом, а так же оптимизировать элементы индивидуальных средств защиты от воздействия неблагоприятных температурных условий. Данный подход позволяет получить принципиально новые результаты и открывает новые направления развития теплофизических исследований.

Предлагаемые методы и подходы. Основная сложность связана с тем, что решаемая задача находится на стыке двух направлений: нестационарной теплопроводности с наличием внутренних источников тепла и конвективной теории теплообмена для объекта сложной формы и структуры. Для решения данной задачи предлагается комплексное теоретическое моделирование процессов конвективного переноса тепла теплоносителем между расчетными элементами и нестационарной теплопроводности между элементами и слоями при наличии внутренних источников тепла. Методика находится на стыке естественных и точных инженерных наук, требует комплексного междисциплинарного подхода. Разработанная модель расчета системы термостабилизации человека позволяет установить закономерности процесса теплообмена в системе «человек – окружающая среда» с учетом внутренних источников тепла, конвективного переноса тепла теплоносителем, теплофизических свойств и размеров расчетных элементов, а так же с учетом влияния внешних физических факторов. На сегодняшний день наиболее сложной задачей является учет механизма конвективного переноса тепла с током крови. Для решения этой проблемы разработана принципиальная теплогидравлическая схема совместной работы кровеносной системы и системы терморегуляции человека. Разработанная методика расчета разделена на две части. В первой проводится расчет гидравлических характеристик кровеносной системы человека с целью установить массовые расходы теплоносителя на расчетные элементы в различных условиях внешней среды и с учетом морфологических особенностей организма. Во второй части проводится моделирование процессов теплообмена с учетом внутренних источников и конвективного переноса тепла в широком диапазоне параметров расчетных элементов и окружающей среды. Модель позволяет учитывать индивидуальные особенности мужского и женского организма, тип конституции и возраст, а так же некоторые виды физической нагрузки различной интенсивности. Для проведения расчетных исследований по предложенной методике разработан алгоритм и написан пакет прикладных программ на языке FORTRAN. Предлагаемые методы моделирования, физические и математические модели, а так же пакет прикладных программ являются оригинальными, новыми и не имеют аналогов. Новизна работы состоит в разработке уточненной методики расчета совместной работы кровеносной системы и системы терморегуляции в условиях высоких и низких температур, а также моделировании теплофизических процессов в слое внешней тепловой защиты.

Анализ получаемых результатов позволяет качественно и количественно оценить влияние отдельных процессов сложного теплообмена на функционирование системы «человек – тепловая защита – окружающая среда», получить локальные теплофизические параметры внутри элементов, между ними, а также с окружающей средой. Дает возможность определять границы проводимых экспериментов и создавать модельные тренажеры для отработки экстремальных ситуаций, связанных с переохлаждением и перегревом, а так же оптимизировать элементы индивидуальных средств защиты от воздействия неблагоприятных температурных условий, путем внедрения дополнительных элементов в конструкцию одежды. Результаты исследования могут быть полезны специалистам при проектировании термобелья для инвалидов, специализированных костюмов пожарных, высотно-компенсирующих костюмов летчиков, костюмов



постоянного ношения для космонавтов, а так же при совершенствовании элементов систем термостабилизации скафандров

1. Современное состояние вопроса о моделировании и исследовании тепловых процессов в системе «человек – окружающая среда»

В настоящем разделе приводятся основные понятия и термины, а также механизмы физиологической регуляции теплового режима человека при охлаждении. Описываются основные особенности различных методов физико-математического моделирования системы термостабилизации человека, а так же подходы к решению задачи в теории теплообмена.

1.1. Устройство и работа системы термостабилизации человека

Человеческий организм можно рассматривать как систему с внутренними источниками тепла, находящуюся в состоянии теплообмена с внешней средой. Отличительной особенностью организма человека является способность поддерживать постоянную температуру внутренних органов (тепловой гомеостаз) при изменении температуры среды в достаточно широком диапазоне внешних условий. Понятие постоянства температуры тела человека, как показывают исследования, относительно. Например, открытые участки кожи при низкой температуре охлаждаются быстрее, чем закрытые. А вот температура закрытых участков тела и внутренних органов при колебаниях температуры окружающего воздуха практически не меняется. Колебания температуры зависят от времени суток, активности организма, температуры окружающей среды, теплоизоляционных свойств одежды [128].

Человек может переносить отклонения внутренней температуры тела от нормальной на 4 °С в обе стороны: нижний предел 33 °С, верхний 41 °С. В течение суток температура тела изменяется незначительно: максимальные ее величины (37,0 ... 37,1 °С) наблюдаются в 16 ... 18 ч, минимальные (36,2 ... 36,0 °С) в 3 ... 4 утра. У пожилых людей температура тела может снижаться до 35 ... 36 °С.

Как и любая гомеостатическая система, система термостабилизации (СТС) состоит из трех главных звеньев: афферентного (терморецепторы – датчики); центрального (подотделы центральной нервной системы (ЦНС), отвечающие за СТС); эфферентного (исполнительные механизмы). В основе термостабилизации организма человека заложена совокупная работа всех трех звеньев, направленная на поддержание относительно постоянной температуры наиболее важных органов человека при минимальных затратах ресурсов организма [36, 38].

***Афферентное звено – терморецепторы.** Терморецепторы внутренних тканей.* Малейшие изменения температуры крови в каждой части тела немедленно воспринимаются терморецепторами внутренних органов, сосудов и гипоталамуса. *Терморецепторы кожи.* Изучение температурной чувствительности кожи и составление топографических карт показало неравномерность распределения в коже тепловых и холодовых точек. Неравномерность распределения выражается не только в том, что некоторые участки тела более богаты термочувствительными рецепторами, чем другие, но и в неодинаковом количестве тепловых и холодовых рецепторов, приходящихся на единицу поверхности любого другого участка тела. Рецепторов, реагирующих на холод, на всей поверхности тела человека насчитывают примерно 250 тыс., а рецепторов, воспринимающих тепло, – 30 тыс. Кроме того, было обнаружено, что латентный период ощущения тепла значительно превышает латентный период ощущения холода. Это связано с тем, что тепловые и холодовые терморецепторы расположены в коже на неодинаковой глубине: холодовые более поверхностно, на глубине 0,17 мм, тепловые –



более глубоко, не глубине 0,3 мм. Неравномерность распределения в коже человека холодных и теплых рецепторов как по площади, так и по глубине обуславливает различную чувствительность разных участков тела по отношению к холоду и теплу. Наибольшей чувствительностью обладает кожа лица, наименьшей – кожа нижних конечностей.

Эфферентное звено – исполнительные механизмы системы термостабилизации. Эфферентные механизмы СТС регулируют (в сторону усиления либо в сторону ограничения) процессы: образования тепла в организме, перераспределения его между органами, а также обмена теплом с окружающей средой. Терморегуляция человеческого организма осуществляется в основном четырьмя способами (механизмами): биохимическим, физическим, гемодинамическим и поведенческим.

Биохимическая терморегуляция: происходит за счёт изменения интенсивности окислительных процессов (усиление при охлаждении и уменьшение при перегреве), обуславливающих образование тепла (теплопродукцию) внутри организма. **Физическая терморегуляция:** основывается на изменении интенсивности теплообмена с внешней средой (включение и выключение механизма потоотделения, конвективный теплообмен, излучение с поверхности кожи, изменение характеристик дыхательной деятельности и т.д.). **Гемодинамическая терморегуляция:** производится за счет изменения интенсивности кровообращения, заключается в регулировании количества тепла, переносимого кровью между внутренними органами и кожей. **Поведенческая терморегуляция:** человек использует инстинктивно или целенаправленно свои поведенческие реакции, направленные на адекватное приспособление к условиям окружающей среды: выход из дискомфортных зон, применение одежды, смена климата и т.п.

Работа системы термостабилизации. В основе работы лежит «слежение» системы «управления» СТС (подотделы терморегуляции ЦНС) за состоянием *теплого комфорта* организма. Под *комфортным* при этом подразумевается состояние, при котором выделяемое организмом тепло полностью отводится в окружающую среду. При этом локальные температуры тканей, средняя температура тела и температура кожного покрова соответствуют нормальным значениям и человек не ощущает холода или перегрева. При нарушении состояния теплового комфорта ЦНС «включает» и «управляет» механизмами терморегуляции в зависимости от сигналов, поступающих от тепловых или холодных рецепторов по наиболее оптимальной схеме. При выборе последней учитывается как внутреннее состояние организма (его метаболические процессы), так и характер внешнего воздействия.

При изменении параметров окружающей среды или условий теплообмена организма с окружающей средой действия СТС в первую очередь направлены на поддержание постоянной температуры внутренних органов ($t_{\text{внутр}}$). Если возможностей системы терморегуляции организма недостаточно, происходят изменения температуры тела и прежде всего температуры кожного покрова. При значительных отклонениях условий окружающей среды от нормальных возможны перегрев или переохлаждение организма. Степень перегрева или переохлаждения организма определяется величиной отклонения температуры тела от нормального значения. Эти изменения ощущаются человеком как дискомфорт.

Средняя температура тела определяется температурой внутренних органов (ректальная температура, $t_{\text{внутр}}$) и температурой кожного покрова $t_{\text{кожа}}$:

$$t_{\text{нóäáí}} = 0,7t_{\text{áíóóó}} + 0,3t_{\text{éíæà}}$$

Механизм терморегуляции поддерживает ректальную температуру на уровне $t_{\text{внутр}} = 36,3 \dots 37,2$ °С. Предельными температурами внутренних органов принято считать: $t_{\text{внутр}}(\text{max}) = 42 \dots 43$ °С, $t_{\text{внутр}}(\text{min}) = 25$ °С. Температура кожного покрова может изменяться в довольно значительных пределах $t_{\text{кожа}} = 5,0 \dots 45,0$ °С в зависимости от условий



окружающей среды и местоположения участков тела. В итоге при комфортных условиях средняя температура тела составляет $t_{\text{средн}} = 36 \text{ }^\circ\text{C}$. Допустимыми считаются отклонения на $1 \dots 1,5 \text{ }^\circ\text{C}$.

Особенности химической терморегуляции

Химическая терморегуляция – это совокупность приспособительных процессов, направленных на поддержание температуры тела с помощью выделения тепла в тканях на оптимальном для метаболизма уровне независимо от температуры окружающей среды.

Холоднокровные и теплокровные животные. Изменения температуры внешней среды вызывают различные изменения процессов обмена веществ у холоднокровных и теплокровных животных. У холоднокровных нет специальных терморегулирующих механизмов, а потому при повышении температуры окружающей среды обмен веществ у них повышается за счет ускорения химических реакций. При понижении температуры среды обмен веществ падает, и активность животного уменьшается. У теплокровных животных и человека, наоборот, при повышении температуры среды обмен веществ снижается, тепла вырабатывается меньше и температура тела остается неизменной. При понижении температуры окружающей среды обмен веществ увеличивается и тепла вырабатывается значительно больше.

Механизм химической терморегуляции. Механизм увеличения теплообразования при понижении температуры окружающей среды заключается в увеличении скорости обменных процессов в различных тканях. Наибольшее количество тепла образуется в органах с интенсивным обменом веществ: в печени и почках, в эндокринных и пищеварительных железах, в скелетной мускулатуре. Наименьшее количество тепла образуется в костях, хрящах и соединительной ткани. В различных органах тела образуется неодинаковое количество тепла. Главный регулятор выделения тепла – мышцы. При интенсивной физической нагрузке они поставляют до 90% тепла. В нормальных условиях на долю мышц приходится 65-70% тепловыделений. Второй по значимости источник – печень и пищеварительный тракт, которые дают 20-30% тепла.

Повышение температуры внешней среды или согревание организма уменьшает образование тепла только до определенного уровня при определенной температуре внешней среды. Эта температура называется критической, так как дальнейшее повышение температуры ведет не к уменьшению, а к увеличению тепловыделений и повышению температуры тела. Точно также при охлаждении существует критический температурный уровень внешней среды, ниже которой выделение тепла начинает понижаться.

Выделение тепла скелетной мускулатурой. При мышечной работе накопленная в мышцах химическая энергия только на одну треть переходит в механическую работу, остальные две трети переходят в теплоту. При всяком увеличении мышечной работы происходит увеличение выделения тепла и повышение температуры. Напряжение мускулатуры у человека, находящегося в состоянии покоя, повышает мощность внутренних источников на 10 %, а перемещение тела и связанное с этим увеличение мышечной активности способствует повышению теплообразования на 25 ... 30 %. Человек в покое продуцирует около 2 тыс. ккал, а при мышечной работе повышение теплообразования достигает 4 ... 6 тыс. ккал, доходя при тяжелой работе до 9 тыс. ккал.

При охлаждении организма (в случае мышечного покоя) наблюдается незначительное увеличение мощности внутренних источников тепла. При значительном охлаждении организма включаются дополнительные, резервные механизмы, поддерживающие температурный баланс организма. В этом случае, например, происходят *нескоординированные сокращения* мелких подкожных мышечных волокон, приводящие к дрожи. Дрожь можно рассматривать как одно из проявлений усиливающейся активности терморегуляторного механизма, сопровождающееся повышением теплообразования.



Термодинамический эффект при дрожи выше эффекта обычного мышечного сокращения и повышения мышечного тонуса, потому что в это время никакой внешней работы не совершается и вся энергия переходит в тепло. Другой пример резервного механизма – возникающая на холоде «гусиная кожа» – следствие сокращения волосяных фолликулов. Это приводит к тому, что происходит подъем волосков, покрывающих кожу тела, и увеличивается воздушная прослойка, являющаяся хорошим теплоизолятором.

Выделение тепла внутренними органами. В увеличении тепловыделений большое значение имеют и процессы пищеварения, переработки пищи. Большую роль здесь играет специфическое *динамическое действие пищи*, под которым понимают: повышение уровня основного обмена в организме (следовательно, и температуры тела), обусловленное введением пищи в организм. Наиболее выраженным специфическим динамическим действием обладают белки, которые способны повысить интенсивность обменных процессов на 30 % (а в ряде случаев и на 80 %), далее идут углеводы и, наконец, жиры. Другой важный источник тепла в организме – печень, являющаяся «печкой» для *близлежащих внутренних органов*. Это связано с интенсивным обменом веществ в тканях печени и значительным расходом крови через нее.

Особенности физической терморегуляции

Отдача тепла во внешнюю среду происходит в основном за счет четырех физических процессов: теплоотдачи, излучения, конвекции, а также тепломассообмена в легких.

Теплоотдача. Процесс теплоотдачи основан на разности температуры кожи и окружающей среды: если температура кожи выше, чем окружающей среды, то происходит выделение тепла из организма; если наоборот – то поглощение тепла из окружающей среды. Доля тепла, теряемого (поглощаемого) этим путем, может достигать 30...50 % в общем теплообмене с окружающей средой.

Наряду с перепадом температур существенное значение для отдачи тепла имеет характер конвективного движения воздуха около организма. *Свободная конвекция* – возникает за счет прогрева организмом окружающего неподвижного воздуха. *Вынужденная конвекция* – возникает при обдуве поверхности тела воздухом и заключается в «подогреве» «свежих» порций поступающего холодного воздуха. Поэтому, чем сильнее ветер, тем интенсивнее кожа отдает тепло.

Среди факторов, которые определяют теплоотдачу организма, важное значение имеет эффективная теплопроводность окружающей среды, определяемая такими параметрами как: фазовое состояние среды; температура, влажность, скорость и направление движения ветра. Поэтому при одинаковой внешней температуре количество тепла, отдаваемое в воде, будет больше, чем в воздушной среде; а во влажном воздухе выше, чем в сухом.

Излучение. Под теплоизлучением подразумевается свойство поверхности, нагретой до определенной температуры, излучать тепло в виде лучистой энергии (инфракрасное излучение). Наиболее значим данный вид теплообмена с окружающей средой при нахождении человека около поверхностей, имеющих температуру резко отличающуюся от 37 °С.

Терморегуляционное потоотделение. При температуре воздуха большей температуры тела единственным способом отдачи тепла является испарение с поверхности кожи. На испарение 1 мл пота при температуре тела человека затрачивается 0,58 ккал (2,5 кДж) тепла. На величину потоотделения, кроме температуры окружающей среды, оказывает влияние степень физического напряжения, теплоизоляционные свойства одежды, влажность и скорость движения воздуха.



Если интенсивность потоотделения определяется главным образом температурой тела, то количество жидкости, испаряющееся с поверхности кожи, зависит от влажности окружающей среды. При 100 % насыщении воздуха водяными парами испарения пота не происходит. В этом случае выделяющийся пот стекает с поверхности кожи, нарушая процессы кожного дыхания. Отсюда становится понятно, почему бывает очень жарко во влажном воздухе.

Тепломассообмен в легких. Потери тепла, обусловленные дыханием, составляют 10-13 % от общей теплоотдачи организма. Эти потери обусловлены тем, что происходит: нагревание вдыхаемого воздуха, температура которого, как правило, ниже температуры тела; часть тепла теряется с поверхности слизистой оболочки верхних дыхательных путей, при насыщении воздуха легких водяными парами; и, наконец, небольшое количество тепла уходит с образующейся при дыхании газообразной углекислотой.

Компенсационные механизмы. Так как основная потеря тепла происходит через кожу, организм выработал в процессе эволюции механизмы, препятствующие чрезмерному выделению тепла с кожи. Такой защитой у животных и у человека служат преимущественно покровные роговые образования – шерсть, волосы, перья, а также слой подкожной жировой клетчатки.

Особенности гемодинамической терморегуляции

Гемодинамическая терморегуляция осуществляется за счет изменения интенсивности кровообращения и заключается в конвективном переносе тепла с током крови между кожей и внутренними органами. При этом организм человека условно можно разделить на две зоны: «оболочку» (периферические ткани организма: кожа, подкожная клетчатка, поверхностные мышцы туловища и мышцы конечностей) и «ядро» (внутренние органы). «Оболочка» имеет возможность менять свою «толщину» за счет изменения просвета сосудистого русла капилляров в зависимости от «показаний» холодových или тепловых рецепторов кожи [117].

Микроциркуляторная система имеет важнейшую функцию – обеспечение теплообмена между тканями и кровью. Теплообмен между тканями и кровью осуществляется в основном на капиллярном участке кровеносного русла. Это явление обусловлено малой толщиной стенки капилляров и огромной площадью поверхности капиллярного русла. Представление обменного русла сосудами минимального диаметра, т.е. капиллярами, обеспечивает значительные преимущества. При равенстве объема одного крупного и суммарного объема нескольких мелких сосудов общая площадь поверхности у последних будет тем больше, чем меньше калибр сосудов. Диаметр капилляра ограничен «снизу» величиной порядка 6 мкм, т.к. дальнейшее уменьшение диаметра «нецелесообразно» из-за резкого увеличения вязкости крови. «Расщепление» одного крупного сосуда на несколько мелких создает условия для более равномерного отвода тепла. Повышенная плотность мелких сосудов позволяет избежать перегрева мышечных клеток.

Терморегуляция «ядра». В комфортном состоянии температура «ядра» постоянна и равна 37 °С. В случае охлаждения «ядро» увеличивает тепловыделение и кровоснабжение, повышая температуру. В случае нагрева наоборот уменьшает. То есть ведет себя как «внутренний» источник или сток тепла.

Терморегуляция «оболочки». В комфортном и близком к нему состояниях температура «оболочки» незначительно отклоняется от 37 °С. В случае охлаждения «оболочка» уменьшает свою «толщину» и кровоснабжение, провоцируя свое еще больше охлаждение и уменьшая тем самым теплоотдачу в окружающую среду. В случае нагрева «оболочка» увеличивает свою толщину и кровоснабжение, забирая теплоту из ядра и сбрасывая ее посредством потоотделения в окружающую среду. Таким образом,



«оболочка» ведет себя как «поверхностный» «защитный экран» с регулируемым термическим сопротивлением. Теплоизолирующие свойства «оболочки» при этом изменяются в широком пределе и зависят от трех факторов. Во-первых, от *толщины подкожного жирового слоя*: чем она больше, тем теплоизоляционные свойства выше, в особенности с падением температуры. Во-вторых, от *кровенаполнения «оболочки»*: чем оно больше, тем выше эффективная теплопроводность. В-третьих, от *места расположения ткани*: в туловище доля теплового сопротивления «оболочки» ниже (за счет преобладания кондуктивного теплового потока между тканями); в конечностях, наоборот, – выше (за счет преобладания переноса тепла кровью).

Артериовенозные анастомозы. В некоторых участках тела, например в коже, легких, почках, имеются непосредственные соединения артериол и вен – артериовенозные анастомозы. Это наиболее короткий путь между артериолами и венами. В обычных условиях анастомозы закрыты, и кровь проходит через капиллярную сеть. Если анастомозы открываются, то часть крови может поступать в вены, минуя капилляры. Таким образом, артериальные анастомозы играют роль шунтов (предохранительных клапанов), регулирующих капиллярное кровообращение. Таким образом, работа гемодинамического механизма заключается в регуляции теплоотдачи путем изменения соотношения объемов «ядра» и «оболочки» в теле человека.

1.2. Теплофизические модели системы терморегуляции

Методы математического моделирования живых систем существуют наравне с методами экспериментальной физиологии и дополняют их. Модели прочно вошли в практику исследований системы терморегуляции. Преимущество моделирования в том, что можно теоретически решать задачи, недоступные методам экспериментальной физиологии. Это обстоятельство приобретает особое значение при решении задач, связанных с наблюдениями на людях. Возможность рассчитать на компьютерных моделях роль того или иного физиологического параметра, оценить количественные характеристики системы, исследовать различные концепции и гипотезы не только демонстрируют полезность математического моделирования, но и, в какой-то степени, объясняют его появление. Необходимость модельных исследований вытекает также из ряда прикладных задач, связанных с прогнозом теплового состояния человека при действии экстремальных факторов, оценки температурного режима, поиска информативного температурного показателя и т.д. В этих случаях применение компьютерных моделей оказывается весьма полезным, так как позволяет учитывать большое количество факторов и имитировать практически неограниченное число вариантов.

Основные методы и подходы к моделированию системы терморегуляции человека

Представления о терморегуляции как о системе принадлежат А.С. Burton [163], С. Wyndham, J. Hardy и Н. Hammel, R. Crossbie и др. Burton и Wyndham в 1955 г. предложили различать тепловую «оболочку» и тепловое «ядро» тела. В 60-х годах появилась серия работ, связанных с построением аналитических моделей. Постепенно образовалось направление, которое принято называть математическим моделированием системы терморегуляции человека.

Основополагающей в этой области следует считать модель J. Stolwijk и J. Hardy, которая в значительной мере направила дальнейшие исследования. Отличительной особенностью модели была фундаментальная концепция регуляции, взятая из теории автоматического управления. Концепция включает понятие задающего значения,



отклонение от которого по каналу обратной связи вызывает регулирующие реакции, направленные на сохранение этого значения. В физиологию терморегуляции и в математические модели задающее значение вошло под названием сет-пойнт. Термин сет-пойнт, или установочная величина, являлся и по сей день является предметом бурных дискуссий и споров [168 ... 171].

Первым предложил вариант регуляции температуры тела без сет-пойнт D. Mitchell [166]. Затем появилось много работ обзорного характера, в которых авторы подводили итоги или проводили анализ концепций регуляции температуры и температурного гомеостаза, по сути, продолжая обсуждение сет-пойнт. К ним следует отнести работу Y. Houdas с соавт. [175], рассматривающими систему терморегуляции как следящую систему, работы К.П. Иванова, полагающего, что регулируется средняя температура тела [49], и, наконец, работы J. Werner [182], который последовательно проводит мысль об отсутствии сет-пойнт в системе. В одной из публикаций с позиции теории систем высказывается мысль о том, что контур управления должен иметь сет-пойнт и наиболее просто представить ее на пересечении характеристик системных компонентов.

Обзор существующих модельных реализации терморегуляции у человека целесообразно проводить согласно основным позициям регуляции, принятых в моделях. Создание моделей началось с концепции задания значения величины (температуры), которую система стремится поддержать. Такие модели построены по аналогии с техническими системами автоматического регулирования.

В модели J. Stolwijk и J. Hardy концепция установочной точки представлена в развернутом виде. Заданы установочные значения температуры мозга ($36,6^{\circ}\text{C}$), средней температуры кожи ($34,1^{\circ}\text{C}$), средней температуры мышц ($35,88^{\circ}\text{C}$). Отклонение от этих значений является запускающим сигналом реакций, регулирующих теплопродукцию и теплоотдачу организма [168 ... 171].

В целом модель характеризуется оптимальным подходом. В ней целесообразно выбраны упрощения и при этом сохранены основные закономерности и процессы, требующие отражения в модели. Авторы впервые показали, что применение простого по сравнению с уравнениями в частных производных аппарата обыкновенных дифференциальных уравнений позволяет адекватно описать процессы теплообмена и терморегуляции у человека.

Большая работа, сделанная авторами, на многие годы облегчила работу исследователей в этой области. Геометрические размеры участков тела (диаметры и длины цилиндров, площади поверхностей), массы органов и участков, физические константы и, наконец, физиологические параметры (потребление кислорода, кровотоков и другие величины) стали базовыми при построении многих моделей. Принцип геометрической аппроксимации тела, принятый в модели (деление тела на объемы цилиндрической формы, каждый из которых разделен на несколько слоев), стал доминирующим при синтезе моделей, использующих аппарат обыкновенных дифференциальных уравнений.

Впоследствии появился ряд работ, которые явились развитием описанной выше модели J. Hardy, A.J. Stolwijk. Современные модели этого типа характеризуются более детальным представлением объекта регулирования, а в описании процессов регуляции существенного развития не произошло.

Деление существующих моделей системы терморегуляции на группы весьма условно. Жестко разграничить модели по лежащим в их основе концепциям регуляции очень трудно. Во многих моделях используется сочетание нескольких принципов регуляции.

Y. Houdas с соавторами впервые ввел в модель концепцию, в которой сигналом обратной связи является разность теплопродукции и теплоотдачи, в дальнейшем она появлялась в различных модификациях. В других моделях этот сигнал обратной связи



(дисбаланс тепродукции и теплоотдачи) присутствует в числе других параллельных контуров [175].

Разность теплопродукции и теплоотдачи представлена изменением кожного теплового потока, обе реакции зависят от этой величины. Интересно, что кожный кровоток (в данном случае его уменьшение) не зависит от изменения внутренних температур, а только от локальных кожных температур. Авторы использовали данные по местной аппликации холода, согласно которым сосудосуживающая реакция вызывается рефлекторно от температуры кожи.

J. Werner определил принцип, в котором регуляция ведется по балансу пассивных (регулируемых) и активных (регулирующих) процессов в замкнутой системе [182]. Работы J. Werner характеризуют новый качественный этап в моделировании терморегуляции у человека. Задача, которую он сформулировал, содержала следующие существенные требования: переменные (температуры и тепловые потоки) должны быть описаны функциями координат трехмерного пространства и времени; плотность, коэффициенты теплопроводности не должны быть константами, а должны зависеть от локальных координат. В общем виде уравнение Фурье в соответствии со сказанным записывается следующим образом:

$$\rho(\xi)c(\xi)\frac{\partial T_i}{\partial t} = \text{div}\lambda[\xi, Q(\xi, t)]\text{grad}T(\xi, t) + U(\xi, t)$$

где ξ – обобщенная трёхмерная локальная координата, t – время, T – температура, U – теплопродукция, c – удельная теплоёмкость, ρ – плотность.

Как видно, коэффициент теплопроводности (λ) является функцией кровотока (Q). Предложенное описание является наиболее близким к реальной ситуации. Однако реализация такого описания осложнена недостаточной разрешающей способностью ЭВМ. Согласно представлениям автора, требуется хранение и обработка 700000 анатомических и физиологических данных. Поэтому для получения результатов с помощью модели необходимо принять ряд допущений и ограничений. Основные исследования проведены J. Werner на модели, в которой описание процессов теплопередачи представлено динамическим уравнением, учитывающим только радиальную теплопроводность.

В одной из последних работ J. Werner вновь обращается к 3-мерной динамической модели, построенной на том же принципе регуляции. В работе поставлена задача синтеза модели центра терморегуляции у кролика. Для этого в эксперименте сняты статические характеристики замкнутой системы терморегуляции у кролика при разных температурах среды. Результаты этой работы чрезвычайно интересны тем, что адекватной оказалась простая модель центра терморегуляции, в которой все эфферентные механизмы (сосудистая реакция кожи, холодовой термогенез, испарение) определяются чувствительностью системы, отклонением температуры «ядра» тела и величиной средней температуры кожи.

Существуют работы, которые не укладываются в имеющиеся схемы, так как характеризуются собственным оригинальным подходом. К таковым относится направление, развиваемое В.Н. Новосельцевым. В его работах задача физиологической регуляции в организме впервые формулируется в общем виде как задача управления темпами потоков вещества и энергии [91, 92]. Теоретические разработки В.Н. Новосельцева позволяют воспроизводить и исследовать различные режимы функционирования человека в защитном снаряжении в холодовой камере.

Г.Н. Дульнев с соавторами предложили метод поэтапного моделирования для решения задач, связанных с термографической диагностикой. Расчет температурных полей проводится в несколько этапов, причем на каждом последующем этапе уменьшается число рассматриваемых совместно элементов системы при увеличении степени детализации описания их теплового режима. Поэтапный подход позволяет провести моделирование с



высокой степенью детализации температурных полей и в то же время не требует разработки сложных программ расчета, носящих частный характер [34, 35].

Модель Ю.А. Ростопшина и В.Я. Климовицкого относится к числу аналитических моделей, ориентированных на изучение процессов физиологической терморегуляции. Модель описывается системой дифференциальных уравнений, выражающих закон сохранения энергии для динамической системы, обменивающейся энергией со средой. Требование постоянства элементов структуры системы трактуется как возможная «цель» регуляции. Исследование решений уравнений позволило авторам обосновать понятие «установочный диапазон» системы и показать роль «нетермальных» факторов в его формировании. Математическая модель термоизоляции у гомойотермных животных основывается на энергетическом экстремальном принципе [110].

Модель И.И. Ермаковой является многослойной многоэлементной системой. Основная идея состоит в описании взаимодействия исполнительных механизмов системы терморегуляции со звеном управления. Особое внимание уделено моделированию звена управления, а сосудистая реакция кожи задается через эмпирические коэффициенты. В основу математического описания положено уравнение теплового баланса, составленное для элементарной единицы. В качестве элементарной единицы взят объем цилиндрической формы ij -й (компармент). Всего 14 цилиндров [39, 40].

В предложенной записи уравнения теплового баланса учтены все тепловые потоки в организме:

$$c_{ij} \times m_{ij} \times \frac{dT_{ij}}{dt} = M_{ij} + Q_{ij-1}^K - Q_{ij}^K \pm Q_{ij}^B \pm Q_{ij}^C \pm Q_{ij}^R - Q_{ij}^E - Q^{RS}.$$

где M – образование тепла в результате метаболических реакций, Q^K – теплопередача кондукцией между соседними компарментами, Q^B – конвективный перенос кровью, Q^R – теплообмен со средой излучением, Q^C – теплообмен со средой конвекцией, Q^{RS} – теплоотдача испарением с верхних дыхательных путей, Q^E – теплоотдача испарением с кожи.

Геометрическая форма тела и структура воспроизводится набором компарментов и установлением связей между ними. Теплофизические свойства расчетных элементов принимаются постоянными. Деление системы на элементарные единицы выполняется с учетом основных функций выделяемого участка: внутренние органы, скелетные мышцы, жир, кожа.

Процесс терморегуляции делится на два вида, отражающих пассивный и активный теплоперенос. Процессы пассивного переноса тепла относятся к объекту управления (механизмы работы системы терморегуляции). Процессы активного переноса тепла (процессы управления), обеспечивающие постоянство температур тела при действии внешних возмущений. Описание процессов управления является ключевым моментом при построении моделей температурного гомеостаза. Эфферентный аппарат представлен основными реакциями физиологической терморегуляции. Адаптивная перестройка системы происходит посредством вовлечения сосудистой реакции кожи, производством дополнительного тепла путем произвольных сократительных движений скелетных мышц и выделением пота с последующим испарением.

К многослойным многоэлементным моделям относится модель гипертермии организма человека Shi-Hai Xiang и Jing Liu [190] (рис 1.1). Для расчетов используется система уравнений теплопроводности для каждого расчетного элемента и слоя.

Примером многослойной модели также служит физическая модель объекта криогенного физиотерапевтического воздействия, разработанная в государственном университете низкотемпературных и пищевых технологий Барановым А.Ю. [132] (рис. 1.2).

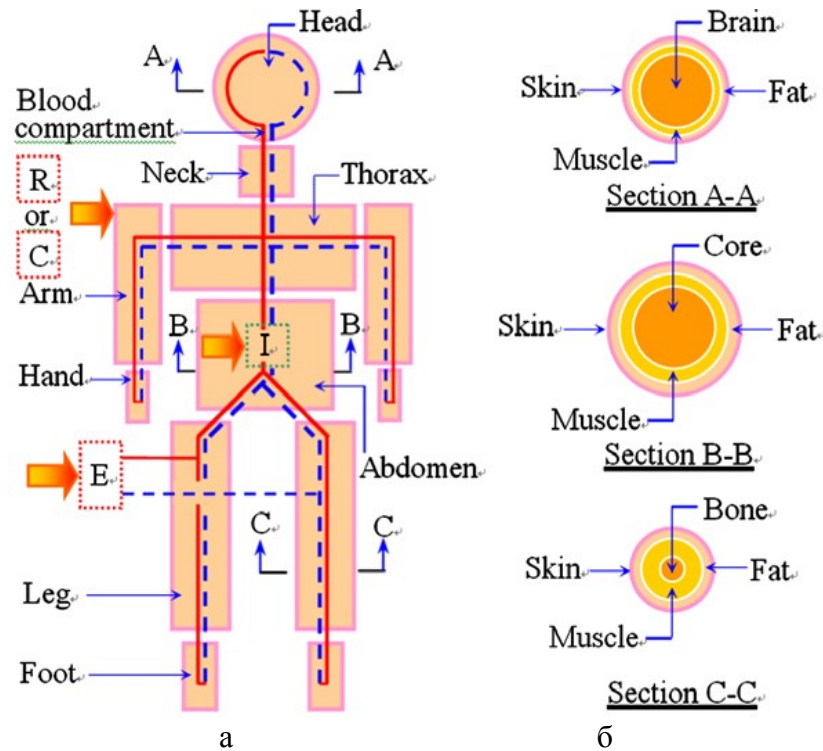


Рис. 1.1. Модель гипертермии человека: а – общая схема; б – расчетные элементы

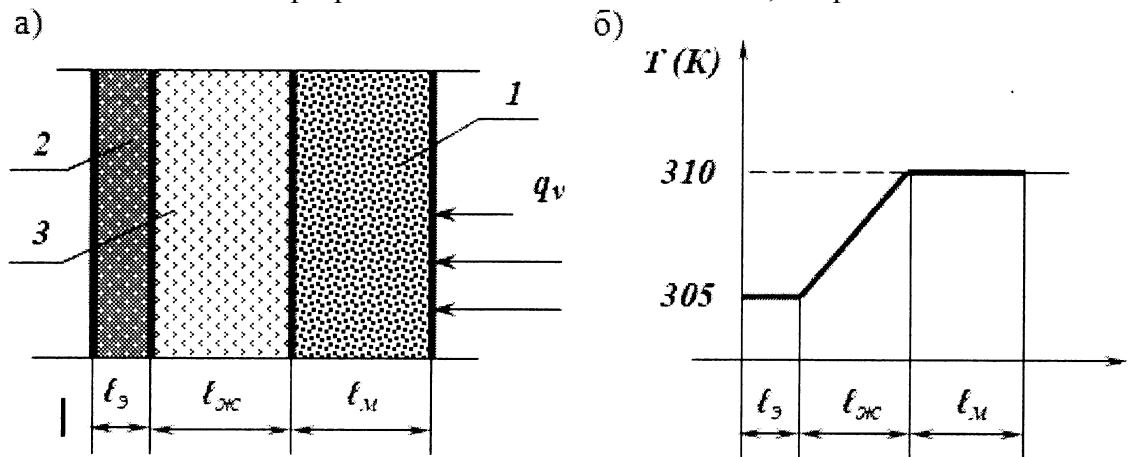


Рис. 1.2. Схематическое представление слоев покровообразующих тканей: а – распределение слоев покровообразующих тканей (1 – мышечная ткань, 2 – эпителиальный слой, 3 – жировая прослойка); б – нормальное распределение температур

Для разработки модели системы обеспечения теплового режима в условиях длительных космических полетов и оценки теплового состояния системы «человек – окружающая среда» Ю.А. Васин использовал многослойный подход к моделированию системы терморегуляции [23]. Организм человека представляется моделью туловища, которое является сложным теплообменником из теплопроводящих тканей, содержащих источник теплоты. Данный сегмент состоит из трех компартментов: сердцевина (ядро), скелетная мускулатура, кожа (оболочка). Математическое описание модели человека представляет собой систему обыкновенных дифференциальных уравнений четвертого порядка (уравнения теплового баланса, записанных для каждого компартмента) и алгебраических уравнений связи.

Особенностью данной работы является проведение физиологических экспериментов в рамках 240-суточной изоляции экипажа в гермообъеме по программе

SFINCSS, в частности, оценка динамики внутреннего метаболизма у членов экипажа (рис. 1.3).



Рис. 1.3. Динамика изменения приведенных параметров метаболизма испытуемых в 240-суточном эксперименте SFINCSS.

Q_{met} – средневзвешенное значение внутреннего метаболизма, является регулируемым параметром модели человека:

$$Q_{met} = (1 + b_n) q_{met} t_w$$

где $q_{0,met}$ – базовый уровень метаболизма тела человека для конкретного типа работы, t_w – время, b_n – поправочный коэффициент изменения уровня метаболизма, определяемый экспериментальным путем.

Полученные данные позволили уточнить коэффициенты тепловой модели человека, находящегося в условиях 240-суточной гипокинезии и повысить достоверность математической модели.

Подобные модели используются при проектировании индивидуальных систем жизнеобеспечения (ИСОЖ) экипажей космических аппаратов (КА). Их использование позволяет при синтезе ИСОЖ выбрать конструктивные параметры, проверить правильность их назначения методом имитационного моделирования условий эксплуатации. Пичулин В.С. подробно изложил методы математического моделирования применительно к вопросам проектирования скафандров [104, 105].

Заканчивая обзор моделей терморегуляции можно добавить, что имеется большое число моделей, ориентированных на решение конкретных задач. В этих случаях авторы не стремятся к максимальному приближению к реальному объекту, а выделяют главный с точки зрения предполагаемого применения этих моделей процесс и детально его описывают.

Моделирование конвективного переноса тепла с током теплоносителя



В качестве теплоносителя в системе термостабилизации выступает кровь. Описание процессов переноса тепла кровью является едва ли не самым сложным моментом при построении модели теплофизических свойств. Наиболее адекватное отражение они находят в моделях, ориентированных на описание именно этих процессов. Часто в моделях системы терморегуляции, а не частей ее, этот процесс отражается упрощенно.

Перенос тепла кровью относится к чрезвычайно сложным процессам. Архитектура кровеносной сети, геометрическая форма сосудов, их положение друг относительно друга, размещение сосудов в органах и тканях, объемные скорости кровотоков – эти и многие другие факторы характеризуют перенос тепла кровью и определяют специфичность процесса.

При разработке моделей не учитывается теплообмен между близлежащими поверхностными венами и глубинными артериями. Это ограничение общепринято для моделей, представляющих систему с сосредоточенными параметрами.

Количество тепла, переносимое кровью, определяется произведением разности температур крови и ткани, удельной теплоемкости крови и массы крови в единицу времени. Эту формулу впервые ввел Н. Pennes.

$$Q_{ij}^B = c_b \times \rho_b \times w_{ij} \times (T_b - T_{ij})$$

В модели J. Stolwijk и J. Hardy сосудистая реакция кожи определяется в зависимости от температур мозга и кожи, а холододовая дрожь зависит от кровотока в мышцах и величины сократительного термогенеза.

$$SBF = 10,6 + 36(T_{HC} - 36,6) \cdot (T_S - 34,1) + 0,93(T_S - 34,1),$$

где SBF – кровоток в коже, T_{HC} – температура мозга, T_S – средняя температура кожи.

$$\Delta M = 60(T_{HC} - 36,6) \cdot (T_S - 34,1),$$

$$MBF = 15 + a \int_{t_1}^{t_2} (\Delta M + E - \beta MBF_N) dt + 2,5(T_S - 34,1),$$

где MBF – кровоток в мышцах, ΔM – сократительный термогенез, E – физическая нагрузка.

В модели S. Voire положена гипотеза, согласно которой увеличение периферического кровотока происходит за счет увеличения сердечного выброса. Сердечный выброс (C.O.) рассчитывается по следующей зависимости от общего метаболизма организма (TMBR):

$$C.O. = (6,17 \cdot 1,31 \cdot TMBR) \rho_{b1}.$$

В модели J. Werner коэффициент теплопроводности (λ) есть функция кровотока (Q), что является наиболее близким к реальной ситуации описанием. Однако реализация такого подхода осложнена недостаточной разрешающей способностью ЭВМ.

В модели И.И. Ермаковой кровотоки в компартментах представлены системой параллельных ветвей, исходящих из одной точки. Смешение тепловых потоков, переносимых кровью, происходит в резервуаре, включающем кровь крупных венозных сосудов, сердца и легких. Температура крови, притекающей ко всем компартментам, одинакова и равна температуре резервуара смешения. Температура крови (венозной), оттекающей, равна температуре ткани. Объемная скорость крови на входе и на выходе компартмента одинакова.

Для решения вопросов синтеза технологической структуры интегрированных систем жизнеобеспечения (ИСЖО) на основе концепции эколого-технической системы (ЭТС) Э.А. Курмазенко использовал модель системы терморегуляции, основанную на представлении организма человека в виде двухузловой модели: оболочки и сердцевины,



описываемых уравнениями теплового баланса. Изменение величины кровотока в сосудах рассчитывается в зависимости от реакций центральной нервной системы (ЦНС) [73].

$$\dot{V}_{bi} = (6,3 + DILAT)/(1 + STRIC)$$

При этом реакции ЦНС описываются системой уравнений вида:

$$\begin{aligned}(SIG)^- &= (T_c - 34); & (SIG)^+ &= (T_c - 37) \\ STRIC &= 0,5(SIG)^-; & DILAT &= 0,5(SIG)^+\end{aligned}$$

Сигналы ЦНС «SIG_c» и «SIG_o» могут иметь положительные и отрицательные значения, команды «STRIC» и «DILAT» отражают реакции системы кровообращения, которые выражаются в сужении («STRIC») или расширении («DILAT») сосудов кожи.

Таким образом, в результате обзора установлено, что сосудистая реакция в системе терморегуляции – сложный физиологический процесс. Для его описания необходимо учитывать особенности сосудистого русла (схему деления и ответвления), особенности кровообращения на разных участках (артерии, артериоллы, капилляры и вены), морфологические свойства кровеносной системы, связанные с полом и возрастом (диаметры, длины и количество сосудов, расходно-напорные характеристики сердца), а так же учитывать влияние внешних факторов (таких как сила тяжести, компрессионное давление, невесомость, физическая нагрузка и др.). Для реализации такого подхода целесообразной является разработка методики расчета совместной работы системы термостабилизации и кровеносной системы.

1.3. Расчет нестационарной теплопроводности и конвективного переноса тепла с током теплоносителя в теории теплообмена

С точки зрения теории теплообмена система термостабилизации человека представляет собой сложную многослойную многоэлементную термодинамическую систему с переменными теплофизическими свойствами, наличием внутренних источников тепла и конвективного переноса тепла вдоль слоев и между элементами. Описанные выше механизмы и особенности работы системы термостабилизации человека в классической теории теплообмена находятся на стыке двух направлений: нестационарной теплопроводности многослойных элементов с наличием и отсутствием внутренних источников тепла и конвективного теплообмена.



Нестационарная теплопроводность

Тепловые процессы называются нестационарными, если протекают в условиях, когда температурное поле меняется во времени, т.е. является функцией времени. В качестве примера можно рассмотреть случай, когда тело внесено в среду с более высокой температурой: сразу же между средой и телом возникает процесс теплообмена, и тело начинает прогреваться. Сначала нагреваются поверхностные слои, но постепенно процесс прогрева распространяется и вглубь тела. По истечении некоторого времени (теоретически бесконечно большого) температура всех частей тела выравнивается и становится равной температуре окружающей среды, т.е. наступает тепловое равновесие. При нестационарном режиме интенсивность подвода теплоты также непостоянна во времени. По мере прогрева тела интенсивность передачи теплоты постепенно уменьшается и в пределе становится равной нулю. Теплота, передаваемая за время τ , аккумулируется телом и идет на повышение его энтальпии. Аналогичным образом протекает процесс при охлаждении тела: при этом его энтальпия уменьшается, а выделенная теплота передается в окружающую среду. При нагреве жидких или газообразных тел в общем случае неизбежно возникает конвекция, которая способствует выравниванию температуры. В этих случаях можно говорить об изменении во времени лишь средней температуры жидкости [58, 88].

Таким образом, нестационарность тепловых процессов обуславливается изменением энтальпии тела и всегда связана с явлениями его прогрева или охлаждения. Так как скорость изменения энтальпии прямо пропорциональна способности материала проводить теплоту (т.е. коэффициенту теплопроводности λ) и обратно пропорциональна его аккумулирующей способности (т.е. объемной теплоемкости $c\rho$), то в целом скорость теплового процесса при нестационарном режиме определяется значением *коэффициента температуропроводности* $a = \lambda/c\rho$.

Решить задачу нестационарной теплопроводности – это значит найти зависимости изменения температуры и количества переданной теплоты во времени для любой точки тела. Такие зависимости могут быть получены путем решения дифференциального уравнения теплопроводности. Аналитическая теория ставит себе целью получение общего решения задачи. Такие решения получаются достаточно сложными даже для тел простой формы: пластины, цилиндра и шара [78].

При решении конкретных технических задач практически приемлемым является метод конечных разностей Е. Шмидта или метод элементарных балансов А.П. Ваничева [22]. Эти методы основаны на допущении возможности замены непрерывного процесса скачкообразным как во времени, так и в пространстве.

Любой процесс нагревания или охлаждения тела можно условно разделить на три режима. Первый охватывает начало процесса, когда характерной особенностью является распространение температурных возмущений в пространстве и захват все новых и новых слоев тела. Скорость изменения температуры в отдельных точках при этом различна, и поле температур сильно зависит от начального состояния, которое, вообще говоря, может быть различным. Поэтому первый режим характеризует начальную стадию развития процесса. С течением времени влияние начальных неравномерностей сглаживается и относительная скорость изменения температуры во всех точках тела становится постоянной. Это – режим упорядоченного процесса. По прошествии длительного времени – аналитически по истечении бесконечно большого времени – наступает третий, стационарный режим, характерной особенностью которого является постоянство распределения температур во времени. Если при этом во всех точках тела температура одинакова и равна температуре окружающей среды, то это – состояние теплового равновесия.



Аналитическое решение получается сложным, потому что ставит себе целью получить общую зависимость сразу для всех трех режимов. Если же отказаться от этого, то задача значительно упрощается. Именно по этому пути пошли многие исследователи.

При решении многих практических задач по охлаждению и нагреванию тел, начальным или первым режимом процесса можно пренебречь. Тогда остается только второй, который подчиняется простому экспоненциальному закону. Г.М. Кондратьев назвал этот режим регулярным; он создал *теорию регулярного режима* и предложил ряд способов использования этой теории для решения практических задач [64 ... 66].

Вместе с этим значительные успехи имеются в части разработки экспериментальных методов решения. Их можно применить для тел любой формы и при любом задании краевых условий (при аналитическом же решении краевые условия должны задаваться в виде аналитических зависимостей). Эти методы основаны на аналогии: между явлениями распространения теплоты и ламинарного движения жидкости – метод гидротепловой аналогии, между тепловыми и электрическими процессами – метод электротепловой аналогии.

В настоящее время многие сложные задачи нестационарной теплопроводности успешно решаются также с помощью ЭВМ.

Конвективный теплообмен

Конвективным теплообменом или теплоотдачей называется процесс переноса теплоты между поверхностью твердого тела и жидкой средой. При этом перенос теплоты осуществляется одновременным действием теплопроводности и конвекции.

Явление теплопроводности в жидкостях и газах, так же как и в твердых телах определяется коэффициентом теплопроводности и температурным градиентом. Иначе обстоит дело с явлением конвекции – вторым элементарным видом распространения теплоты. Здесь процесс переноса теплоты неразрывно связан с переносом самой среды. Поэтому конвекция возможна лишь в жидкостях и газах, частицы которых могут легко перемещаться.

Интенсивность конвективного теплообмена характеризуется *коэффициентом теплоотдачи* α , который определяется по формуле Ньютона-Рихмана

$$Q = \alpha(t_{\text{н}} - t_{\text{с}})F.$$

Согласно этому закону тепловой поток Q пропорционален поверхности теплообмена F и разности температур стенки и жидкости ($t_{\text{с}} - t_{\text{ж}}$).

Коэффициент теплоотдачи можно определить как количество теплоты, отдаваемое в единицу времени единицей поверхности при разности температур между поверхностью и жидкостью, равной одному градусу.

Процессы теплоотдачи непрерывно связаны с условиями движения жидкости: ламинарный или турбулентный.

При ламинарном режиме перенос теплоты в направлении нормали к стенке в основном осуществляется путем теплопроводности. В то же время каждый слой имеет в общем случае различную скорость продольного движения. Поэтому наряду с поперечным переносом теплоты путем теплопроводности происходит также конвективный перенос теплоты в продольном направлении. Вследствие этого теплообмен при ламинарном режиме течения зависит от гидродинамической картины движения. Так, например процесс теплообмена вдоль трубы зависит от распределения скоростей по сечению и характеризуется постепенным уменьшением локального коэффициента теплоотдачи $\alpha_{\text{лок}}$ вдоль трубы.

При турбулентном режиме перенос теплоты в направлении нормали к стенке путем теплопроводности сохраняется лишь в вязком подслое, а внутри турбулентного ядра



перенос осуществляется путем интенсивного перемешивания частиц жидкости. При этом процесс перемешивания протекает настолько интенсивно, что по сечению ядра потока температура жидкости практически постоянна. Резкое изменение температуры наблюдается лишь внутри тонкого слоя у поверхности.

Так как теплоотдача в общем случае определяется не только тепловыми, но и гидродинамическими явлениями, то совокупность этих явлений описывается системой дифференциальных уравнений, в которую входят уравнение теплопроводности, уравнение движения, уравнение сплошности и условия однозначности.

Дифференциальное *уравнение теплопроводности* Фурье-Кирхгофа выводится на основе закона сохранения энергии и устанавливает связь между временными и пространственными изменениями температуры в любой точке движущейся среды. В движущейся жидкости температурное поле зависит от распределения скоростей, которое описывается дифференциальным *уравнением движения* несжимаемой вязкой жидкости – уравнением Навье-Стокса. Вывод уравнения основан на втором законе Ньютона: сила равна массе умноженной на ускорение. Для того чтобы система, состоящая из уравнений теплопроводности и движения, была замкнутой необходимо к ней присоединить *уравнение сплошности (непрерывности)*, которое выводится на основе закона сохранения массы.

Чтобы ограничить задачу и определить рассматриваемый процесс однозначно, к системе дифференциальных уравнений необходимо присоединить математическое описание всех частных особенностей, которые называются *условиями однозначности* или *краевыми условиями*.

Условия однозначности состоят:

- из *геометрических условий*, характеризующих форму и размеры системы, в которой протекает процесс;
- из *физических условий*, определяющих физические свойства среды и тела;
- из *граничных условий*, описывающих особенности протекания процесса на границах тела;
- из *временных условий*, показывающих особенности протекания процесса во времени.

Когда условия однозначности для какого-либо конкретного случая заданы, то они вместе с системой дифференциальных уравнений составляют математическое описание данного процесса и дают возможность получить его полное описание.

К настоящему времени аналитические решения системы дифференциальных уравнений конвективного теплообмена получены лишь для ограниченного числа простейших задач при введении тех или иных упрощающих допущений. Такое положение объясняется большой сложностью уравнений или, в конечном счете, сложностью и многогранностью содержания самих процессов. В настоящий момент широко используется экспериментальное изучение сложных процессов теплообмена.

Таким образом, предлагаемые в описанных направлениях методики моделирования и расчетов не позволяют в полной мере описать совокупность теплогидравлических процессов в сложной термодинамической системе. Они имеют либо очень сложные аналитические решения для тел простой формы с изотропными теплофизическими свойствами, либо приближенные решения с более широкими возможностями, но пренебрегающие первым режимом (начальной стадией) охлаждения.

1.4. Анализ существующих проблем

Проведенный анализ литературы позволил установить, что имеется большое число моделей системы терморегуляции человека, ориентированных на решение конкретных задач, когда авторы не стремятся к максимальному приближению к реальному объекту, а



выделяют главный с позиции предполагаемого применения моделей процесс и детально его описывают.

Однако в вопросах моделирования системы терморегуляции человека можно выделить следующие основные задачи:

- раскрытие структуры и функции регулирующих механизмов системы, в том числе конвективного переноса тепла с током крови;
- конкретизация описываемых звеньев – центра терморегуляции, афферентных и эфферентных звеньев;
- детализация геометрической формы объекта и теплофизических свойств отдельных элементов и слоев;
- учет морфологических особенностей организма;
- исследование влияния центральной нервной системы и психологических особенностей личности.

История развития моделей системы термостабилизации показала, что принцип геометрической аппроксимации тела и использование аппарата обыкновенных дифференциальных уравнений позволяют адекватно описывать физиологические процессы. Трудности возникают с математическим описанием сосудистой реакции, т.е. с учетом конвективного переноса тепла с током крови. Для его описания необходимо учитывать схему деления и ответвления трубопроводов гидравлической сети, особенности тока теплоносителя на разных участках, геометрические характеристики трубопроводов и, расходно-напорные характеристики источника давления.

С точки зрения теории теплообмена для решения описанной задачи теплообмена в сложной термодинамической системе многослойных элементов не существует определенной методики. Особую сложность представляют собой учет переменности теплофизических свойств, конвективного переноса тепла вдоль слоев и между расчетными элементами в начальной фазе и в регулярном режиме охлаждения.

В связи с этим возникает необходимость разработки такой методики расчета теплообмена в многослойной многоэлементной термодинамической системе, которая учитывает начальную фазу охлаждения, переменность теплофизических свойств расчетных элементов, конвективный перенос тепла с током теплоносителя и гидравлические характеристики контура теплоносителя.