

А.И. ЖЕРЕБЦОВА

АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ВЗАИМОСВЯЗИ ПАРАМЕТРОВ КРОВΟΣНАБЖЕНИЯ И КОЖНОЙ ТЕМПЕРАТУРЫ

Выполнен аналитический обзор математических моделей взаимосвязи параметров кровоснабжения и температуры конечности человека. Приведены достоинства и недостатки основных известных моделей, предложена их классификация. Сформулированы выводы относительно перспектив применения рассмотренных моделей для оценки функционального состояния микроциркуляторного русла.

Ключевые слова: микроциркуляция крови, лазерная доплеровская флоуметрия, кожная температура, окклюзионная проба, математическое моделирование.

Эффективность снабжения кровью служит важным показателем здоровья и жизнеспособности ткани. Нарушение кровоснабжения конечностей является фактором, сильно снижающим уровень жизни человека, и зачастую может стать причиной его инвалидизации. Известным классом подобных заболеваний являются вазоспастические патологии, к которым относятся синдром Рейно, вибрационная болезнь, некоторые синдромы вегетососудистой дистонии и т.д. Своевременная диагностика подобных заболеваний является актуальной задачей современной медицины. На ранних стадиях данные патологии проявляются на уровне микроциркуляторного русла. Однако, как показывает обзор, мониторинг микроциркуляторной функции весьма ограничен в силу сравнительно небольшого числа имеющихся простых и безопасных методов исследования, а также трудностей, связанных с интерпретацией получаемых диагностических данных. Ограничения связаны с рядом предъявляемых к используемым методам требований, среди которых можно выделить возможность и низкую стоимость массового внедрения, легкость автоматизации исследования, простоту реализации при достаточной точности диагностирования, оперативность, неинвазивность и комфорт для пациента. Одним из методов, удовлетворяющих большинству указанных требований, является метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) – вид оптической неинвазивной диагностики, позволяющий оценивать интенсивность кровотока в микроциркуляторном звене кровеносного русла, а также обнаруживать и исследовать коллективные ритмические процессы системы микроциркуляции крови [1]. Однако данный метод диагностики имеет и некоторые недостатки, такие как сравнительная дороговизна, а также высокие требования к квалификации персонала, проводящего и интерпретирующего результаты исследования [2]. В то же время, известно, что одной из функций крови в организме является терморегулирующая (т.е. кровь выступает в роли теплоносителя). Улучшение условий поступления артериальной крови вызывает повышение температуры конечности, следовательно, эффективность кровоснабжения можно оценивать и с помощью методов термометрии и термографии [3]. Применение данных методов зачастую не требует дорогостоящего оборудования, однако при этом обеспечивается высокая чувствительность, низкая инерционность, а также хорошая помехозащищенность получаемых данных.

Адаптационные резервы системы микроциркуляции крови, состояние механизмов регуляции тканевого кровотока, а также общее функциональное состояние микроциркуляторного русла при ЛДФ–исследованиях выявляют с помощью функциональных нагрузочных проб. На практике наиболее широкое применение нашла окклюзионная проба, заключающаяся в создании условий искусственной ишемии тканей конечности (как правило, руки) с последующим открытием кровотока и наблюдением восстановления тонического состояния сосудов [4]. Перспективным направлением создания нового метода диагностики вазоспастических патологий является сочетание регистрации ЛДФ с кожной термографией при окклюзионной пробе [5–7].

В то же время, разработка полноценного современного метода диагностики эффективности кровоснабжения конечности требует использования адекватной для данной задачи математической модели, учитывающей биофизику основных процессов объекта исследования. Создание подобного математического описания целесообразно начать с обзора существующих моделей тепловых процессов, происходящих в конечности человека.

Данная статья имеет своей целью:

- 1) проведение обзора, анализа и классификации наиболее распространенных математических моделей, описывающих взаимосвязь параметров кровоснабжения и кожной температуры конечностей человека;
- 2) выбор и обоснование наиболее предпочтительной модели для математического описания метода диагностики эффективности кровоснабжения конечности с использованием ЛДФ и контактной термометрии при проведении функциональных проб.

Теплообмен в живой ткани исключает точное математическое моделирование, поскольку представляет собой сложный процесс, включающий теплопроводность в тканях, конвекцию и перфузию крови, а также генерацию метаболического тепла. На сегодняшний день для описания теплопередачи внутри живых тканей разработано множество математических моделей, использующихся в различных областях биологии и медицины [8–10]. Однако в основе построения большинства известных моделей переноса биотепла лежит два базовых подхода: континуальный и дискретно–сосудистый. Континуальные модели являются, по сути, упрощенной записью биотепловых уравнений. В этих моделях влиянием кровотока каждого отдельного сосуда пренебрегают, кровоснабжение усредняется по исследуемому объему. Дискретно–сосудистые модели являются совокупностью биотепловых уравнений, описывающих кровотоки в каждом отдельном сосуде, и позволяют прогнозировать распределение температуры вдоль представляющих интерес направлений [11].

Ниже приведены наиболее известные и нашедшие широкое применение модели транспорта тепла в биологических тканях. Каждая из представленных моделей переноса биотепла применима с учетом некоторых допущений, упрощающих общее решение задачи при том, что все существенные особенности процесса теплообмена принимаются во внимание.

Наиболее широкое распространение получила континуальная модель васкуляризированной (содержащей кровеносные сосуды) ткани, предложенная в 1948 году Гарри Пеннесом [12, 13]. Модель Пеннеса первоначально была разработана для прогнозирования теплопередачи в человеческом предплечье, однако в силу своей простоты нашла применение в различных биологических научно–исследовательских работах (например, для терапевтической гипертермии при лечении рака) [14]. Модель базируется на четырех допущениях:

- 1) теплообменом между кровью и тканью в преартериолах и поственулах пренебрегают;
- 2) поток крови в мелких капиллярах считают изотропным, направлением кровотока пренебрегают;
- 3) большие кровеносные сосуды в непосредственной близости от капиллярного русла не вносят вклад в обмен энергией между тканью и капиллярной кровью (иными словами, модель Пеннеса не учитывает локальную геометрию сосудов);
- 4) температура крови в артериолах, снабжающих капиллярное русло, равна температуре ядра тела. Обмен энергией происходит мгновенно: температура крови уравнивается с локальной температурой ткани [8].

Основываясь на этих допущениях, Пеннес смоделировал влияние крови как изотропного источника тепла, пропорционального скорости потока крови и разности между температурой тела и локальной температурой ткани.

По сути, модель Пеннеса представляет собой классическое биотепловое уравнение, учитывающее влияние кровотока и метаболического тепла на баланс энергии в ткани:

$$\rho_{ti} C_{ti} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} = \nabla \cdot k_{ti} \nabla T_{ti} + \rho_{bl} C_{bl} W_{bl} (T_{art} - T_{ti}) + q_m, \quad (1)$$

где ρ_{ti} – плотность ткани;

C_{ti} – теплоемкость ткани;
 T_{ti} – температура ткани;
 k_{ti} – теплопроводность ткани;
 ρ_{bl} – плотность крови;
 C_{bl} – теплоемкость крови;
 W_{bl} – скорость перфузии крови;
 T_{art} – температура артериальной крови;
 q_m – метаболическое тепло.

Генерация метаболического тепла, рассматриваемая в данной модели, предполагается однородно распределенной по всей ткани, перфузия крови также считается однородной и изотропной. Согласно модели Пеннеса тепловое равновесие возникает непосредственно в капиллярном звене микроциркуляторного русла (кровь при температуре T_{art} поступает в капилляры, где происходит теплообмен, и температура снижается до T_{ti}). Температура, при которой кровь входит в венозное кровообращение, равна локальной температуре ткани [15].

Несмотря на достаточно грубые упрощения, модель Пеннеса находится в разумном согласии с экспериментальными данными и может быть использована для примерного описания влияния кровотока на температуру тканей. Однако стоит отметить и ее недостатки:

1) теплообмен между кровью и тканью происходит не только в капиллярах, напротив, он имеет место также в преартериолярных и поственулярных сосудах, имеющих диаметры в диапазоне 70–500 мкм;

2) направление кровотока является важным фактором, влияющим на обмен энергией между сосудами и тканью, однако уравнение Пеннеса данного фактора не учитывает;

3) уравнение Пеннеса не учитывает локальную геометрию сосудов (обмен энергией с крупными сосудами, передачу тепла в противотоке между парами артерия–вена, а также ветвление и сужение сосудов);

4) температура артериальной крови непрерывно изменяется от аорты к артериям и артериолам, а также далее в системе венозного оттока. Таким образом, температура крови в преартериолах не равна температуре ядра тела, а температура венозной крови не равна локальной температуре ткани. Указанные приближения переоценивают влияние кровотока на локальную температуру ткани [8].

В силу простоты модели Пеннеса (1), многие авторы изучали обоснованность допущений, используемых в биотепловом уравнении Пеннеса. Вульф (1974) был одним из первых исследователей, подвергших критике основные допущения биотеплового уравнения Пеннеса и предоставивших альтернативный вариант анализа, предположив, что теплообмен между кровью и тканью должен быть пропорционален разности температур между этими двумя средами, а не между температурами кровотока (например, температурой на входе и выходе крови из ткани). Таким образом, поток энергии в любой точке ткани может быть выражен как:

$$q = -k_{ti} \nabla T_{ti} + \rho_{bl} h_{bl} v_h, \quad (2)$$

где v_h – локальная средняя скорость крови;

h_{bl} – удельная энтальпия крови:

$$h_{bl} = \int_{T_o}^{T_{bl}} C_{bl} (T_{bl}^*) dT_{bl}^* + \frac{P}{\rho_{bl}} + \Delta H_f (1 - \phi), \quad (3)$$

где P – давление в системе;

ΔH_f – энтальпия формирования метаболической реакции;

ϕ – степень реакции;

T_o – опорная температура;

T_{bl} – температура крови.

Уравнение баланса энергии можно записать в виде:

$$\rho_{ti} C_{ti} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} = -\nabla \cdot q. \quad (4)$$

Подставив (3) в (2) и в (4), получим:

$$\rho_{ti} C_{ti} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} = -\nabla \cdot \left\{ -k_{ti} \nabla T_{ti} + \rho_{bl} v_h \left[\int_{T_o}^{T_{bl}^*} C_{bl} (T_{bl}^*) dT_{bl}^* + \frac{P}{\rho_{bl}} + \Delta H_f (1 - \phi) \right] \right\}. \quad (5)$$

Пренебрегая величиной механической работы (P/ρ_{bl}), полагая, что дивергенция $\rho_{bl} v_h$ равна нулю, и учитывая постоянные физические свойства, уравнение (5) можно упростить следующим образом:

$$\rho_{ti} C_{ti} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} = k_{ti} \nabla^2 T_{ti} - \rho_{bl} C_{bl} v_h \nabla T_{bl} + \rho_{bl} v_h \Delta H_f \nabla \phi.$$

Поскольку кровь фактически циркулирует в ткани, то, скорее всего, она будет находиться в тепловом равновесии с ней. Таким образом, Вульф предположил, что температура T_{bl} эквивалентна температуре ткани T_{ti} . В этом случае величина метаболической реакции ($\rho_{bl} v_h \Delta H_f \nabla \phi$) эквивалентна q_m . Окончательная форма биотеплового уравнения, полученного Вульфом, выглядит следующим образом:

$$\rho_{ti} C_{ti} \frac{\partial T}{\partial t} = k_{ti} \nabla^2 T_{ti} - \rho_{bl} C_{bl} v_h \cdot \nabla T_{ti} + q_m. \quad (6)$$

Следует отметить, что основная задача в решении биотеплового уравнения состоит в оценке локальной массовой скорости кровотока $\rho_{bl} v_h$ [8].

В 1974 году Клиггер представил аналитическую биотепловую модель, концептуально схожую с биотепловой моделью Вульфа. Клиггер утверждал, что пренебрежение влиянием разнонаправленности потоков крови в модели Пеннеса приводит к существенным ошибкам при вычислении результатов. Для исправления указанного недостатка Клиггер предположил, что поле теплообмена внутри ткани должно быть смоделировано на основе естественных условий сосудистой анатомии [8]. С учетом пространственных и временных вариаций скорости (v) и источника метаболического тепла (q_m), постоянства физических свойств ткани и несжимаемости потока крови, биотепловое уравнение Клиггера может быть выражено как:

$$\rho_{ti} C_{ti} \frac{\partial T}{\partial t} = k_{ti} \nabla^2 T_{ti} - \rho_{bl} C_{bl} v \cdot \nabla T_{ti} + q_m, \quad (7)$$

Нетрудно заметить, что уравнение (7) аналогично уравнению (6), полученному Вульфом, за исключением того, что (7) написано для более общего случая пространственной и временной неоднородности поля скорости (v) и источника тепла (q_m) [14].

Среди континуальных биотепловых моделей, модель Чен–Холмс (1980) является наиболее хорошо проработанной. Чен и Холмс предположили, что общий контрольный объем ткани целесообразно разделить на подобъем обескровленной ткани (V_s) и подобъем крови (V_b), как показано на рисунке 1. На основании данной концепции было предложено новое модифицированное соотношение для вычисления величины перфузии крови (q_{bl}):

$$q_{bl} = \rho_{bl} C_{bl} W_{bl}^* (T_{art}^* - T_{ti}) - \rho_{bl} C_{bl} v \cdot \nabla T_{ti} + \nabla \cdot k_p \nabla T_{ti}. \quad (8)$$

В уравнении (8), первое слагаемое правой части подобно величине перфузии из модели Пеннеса за исключением характерных для рассматриваемого объема скорости перфузии (W_{bl}^*) и температуры артериальной крови (T_{art}^*). По существу T_{art}^* является температурой крови на входе в артериолы и в общем случае она не равна температуре ядра тела. Второе слагаемое в (8) отвечает за энергию, переносимую в процессе теплового равновесия крови. Направленность кровотока описывается вектором v , который является

объемным расходом на единицу площади. Третье слагаемое в (8) описывает механизмы теплопроводности, связанные с небольшими колебаниями температуры в термоуравновешенной крови, k_p обозначает «перфузионную проводимость». Она зависит от скорости кровотока, угла наклона сосуда относительно локального температурного градиента, радиуса сосуда и плотности [8].

Используя упрощенную методику объемного усреднения, биотепловое уравнение Чен–Холмс можно записать следующим образом:

$$\rho_{ti,eff} C_{ti,eff} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} = \nabla \cdot k_{ti,eff} \nabla T_{ti} - \left[\rho_{bl} C_{bl} W_{bl}^* (T_{art}^* - T_{ti}) - \rho_{bl} C_{bl} v \cdot \nabla T_{ti} + \nabla \cdot k_p \nabla T_{ti} \right] + q_m, \quad (9)$$

где $\rho_{ti,eff} = (1 - \varepsilon_{bl}) \rho_{ti} + \varepsilon_{bl} \rho_{bl}, \quad (10)$

$$C_{ti,eff} = (1 - \varepsilon_{bl}) C_{ti} + \varepsilon_{bl} C_{bl}, \quad (11)$$

$$k_{ti,eff} = (1 - \varepsilon_{bl}) k_{ti} + \varepsilon_{bl} k_{bl}, \quad (12)$$

где ε_{bl} – пористость ткани, где протекает кровь;

T_{ti}^* – локальная средняя температура ткани:

$$T_{ti}^* = \frac{(1 - \varepsilon_{bl}) \rho_{ti} C_{ti} T_{ti} + \varepsilon_{bl} \rho_{bl} C_{bl} k_{bl}}{\rho_{ti,eff} C_{ti,eff}}. \quad (13)$$

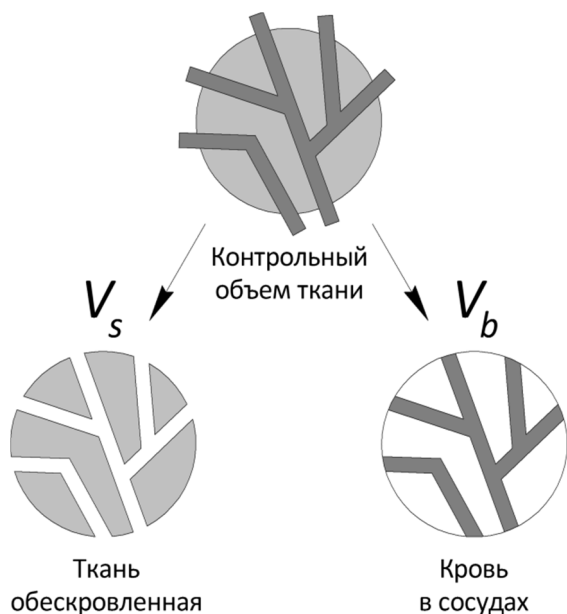


Рисунок 1 – Схематическое изображение контрольного объема ткани, используемого в модели Чен–Холмс

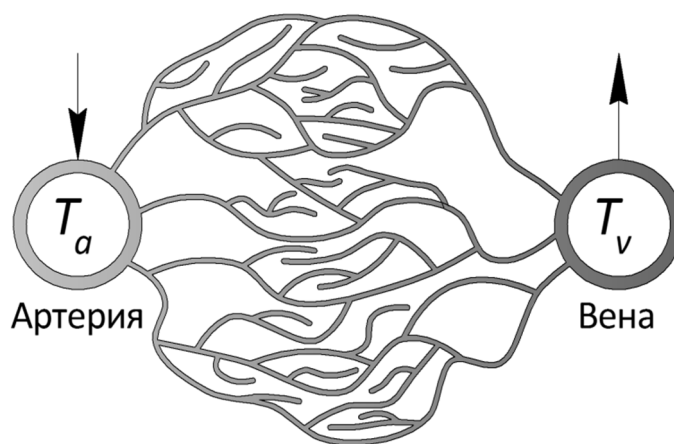


Рисунок 2 – Схематическое изображение пары артерия–вена в периферийном слое кожи

Поскольку $\varepsilon_{bl} \ll 1$, величина $\rho_{ti,eff}$ не зависит от кровотока и соответствует теплопроводности обескровленной ткани (k_{ti}) [14].

Несмотря на то, что модель Чен–Холмс (9)–(13) является более совершенной по сравнению с уравнением Пеннеса, ее достаточно сложно применять на практике, так как требуется наличие детальных сведений о сосудистой сети и перфузии крови.

В модели Чен–Холмс, равно как и во всех вышеперечисленных континуальных моделях, наибольшее внимание уделяется теплообмену между одиночным кровеносным сосудом и окружающей его тканью. В действительности же, ввиду разности температур и близкого расположения венозных и артериальных кровеносных сосудов, имеет место также и теплообмен во встречном потоке. В 1957 году Сколандер и Крог впервые представили математическую модель противоточной теплопередачи. Спустя 10 лет, Митчелл и Майерс (1968) предложили биотепловую модель, описывающую противоточный теплообмен между

артериями и венами конечностей. Три года спустя, Келлер и Зайлер (1971) разработали модель, которая принимает во внимание не только теплообмен между основными питающими артериями и отводящими венами, но и учитывает также сохранение энергии в окружающих их тканях. Данная модель первая в своем роде независимо учитывает теплообмен в тканях, артериях и венах. Подобный подход был позже использован в так называемых «биотепловых моделях с противотоком», более подробно рассматриваемых ниже [15].

Моделирование противоточной сосудистой системы, которую детально не учитывает модель Чен–Холмс, развивалось отдельно от континуальных моделей. В 1984 году Вайнбаум, Джиджи и Лемонс представили новую сосудистую биотепловую модель, принимающую во внимание встречный поток крови.

Эта модель была получена на основе предположения, что небольшие артерии и вены параллельны, а направление потоков противоположно, в результате чего эффекты нагрева и охлаждения уравниваются (рисунок 2) [15].

Данное предположение применимо в основном для промежуточных слоев кожи. В анатомическом исследовании, проведенном на конечностях кролика, Вайнбаум и соавторы определили три сосудистых слоя (глубокий, средний и кожный) в наружном слое ткани глубиной 1 см. Для противоточной структуры глубокого слоя ткани, они предложили систему трех связанных уравнений:

$$\rho_{bl}C_{bl}\pi r^2 \bar{v} \cdot \frac{dT_{art}}{ds} = -q_{art}, \quad (14)$$

$$\rho_{bl}C_{bl}\pi r^2 \bar{v} \cdot \frac{dT_v}{ds} = -q_v, \quad (15)$$

$$\rho_{ti}C_{ti} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} = \nabla \cdot k_{ti} \Delta T_{ti} + \left[ng\rho_{bl}C_{bl}(T_{art} - T_v) - \rho_{bl}C_{bl}n\pi r^2 \bar{v} \cdot \frac{d(T_{art} - T_v)}{ds} \right] + q_m, \quad (16)$$

где q_{art} – потеря тепла из артерии за счет теплопроводности через ее стенку;

q_v – приток тепла в вену за счет теплопроводности через ее стенку;

T_{art} и T_v – объемные средние температуры внутри кровеносного сосуда;

r – радиус сосуда;

\bar{v} – скорость проходящего кровотока в артерии или вене;

n – число артерий или вен;

g – скорость кровотока на единицу площади поверхности сосуда.

Уравнения (14) и (15) описывают перенос тепла в термически значимых артериях и венах, соответственно. Уравнение (16) относится к ткани, окружающей пару артерия–вена. В правой части (16) два средних слагаемых представляют собой энергетический обмен при прохождении крови через капилляры и фактический теплообмен между тканью и парой артерия–вена.

Допущения модели Вайнбаума–Джиджи–Лемонса:

1) лимфатической потерей жидкости пренебрегают, таким образом, массовые расходы в артерии и в вене равны;

2) пространственная однородность проходящего кровотока;

3) теплопередача в плоскости, перпендикулярной к паре артерия–вена, больше, чем вдоль сосудов;

4) линейная зависимость температуры в радиальном направлении пары артерия–вена;

5) температура границы артерия–вена равна среднему значению температур артерии и вены;

6) температура крови на выходе из отводящих капилляров и на входе в вены равна температуре венозной крови.

Модель Вайнбаума–Джиджи–Лемонса применена к периферийному слою мышечной ткани конечностей, и признается действительной для сосудов диаметром < 300 мкм и $\varepsilon < 0,3$ [9].

Так как T_{art} и T_v в уравнении (16) неизвестны, температура ткани T_{ti} не может быть определена. Поэтому, Вайнбаум и Джиджи (1985), вывели упрощенное уравнение для изучения влияния кровотока на распределение температуры в ткани. В целях исключения температуры артерии и вены из предыдущей формулировки, были использованы два основных допущения:

1) температура ткани T_{ti} приблизительно равна среднему значению локальных температур артерии и вены:

$$T_{ti} \approx \frac{T_{art} + T_v}{2}. \quad (17)$$

2) тепло от парных артерий главным образом отводится в соответствующую вену:

$$q_{art} \approx q_v \approx \sigma_{\Delta} k_{ti} (T_{art} - T_v), \quad (18)$$

где σ_{Δ} – фактор геометрической формы, связанный с тепловым сопротивлением между двумя параллельными сосудами, в бесконечной среде.

В случае сосудов с одинаковой поверхностной температурой и межцентровым расстоянием l , коэффициент формы определяется формулой:

$$\sigma_{\Delta} = \frac{\pi}{\cosh^{-1}(l/2r)}.$$

Используя указанные допущения и подставляя формулы (17) и (18) в уравнения (14), (15) и (16), Вайнбаум и Джиджи предложили упрощенное уравнение для оценки распределения температуры ткани:

$$\rho_{ti} C_{ti} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} = \nabla \cdot k_{eff} \nabla T_{ti} + q_m,$$

где k_{eff} – эффективная проводимость, определяемая как:

$$k_{eff} = k_{ti} [1 + Pe_i V(\xi)],$$

где ξ – безразмерное расстояние, определяемое как x/L ;

L – толщина слоя ткани;

$V(\xi)$ – безразмерная функция сосудистой геометрии, которая может быть вычислена, если известны сведения о сосудах;

Pe_i – число Пекле:

$$Pe_i = \frac{2\rho_{bl} C_{bl} r_i v_i}{k_{bl}},$$

где r_i – радиус сосуда;

v_i – скорость крови на входе в слой ткани.

Основные ограничения биотеплового уравнения Вайнбаума–Джиджи связаны с важностью противоточного теплообмена. Данная модель была получена с целью описания теплопередачи только в периферических тканях, где ее основные допущения являются наиболее приемлемыми. В тканях, содержащих большие кровеносные сосуды (диаметром более 200 мкм), допущение того, что большая часть тепла, выходящего из артерии, возвращается противоположно направленной веной, может быть нарушено.

Кроме того, в отличие от биотеплового уравнения Пеннеса, которое требует только значений локальной скорости перфузии крови, в биотепловой модели Вайнбаума–Джиджи требуется много подробных сведений об анатомии и сосудистой геометрии, например, плотность сосуда, размер и расстояние между артерией и веной для каждой сосудистой пары, а также скорость перфузии крови [8].

На рисунке 3 представлена обобщенная классификация рассмотренных в работе математических моделей теплоснабжения конечности человека.

В основе приведенной классификации лежат основные подходы, применяемые при математическом моделировании транспорта биотепла в тканях, содержащих кровеносные сосуды: континуальный (модели сплошных сред) и дискретно–сосудистый.

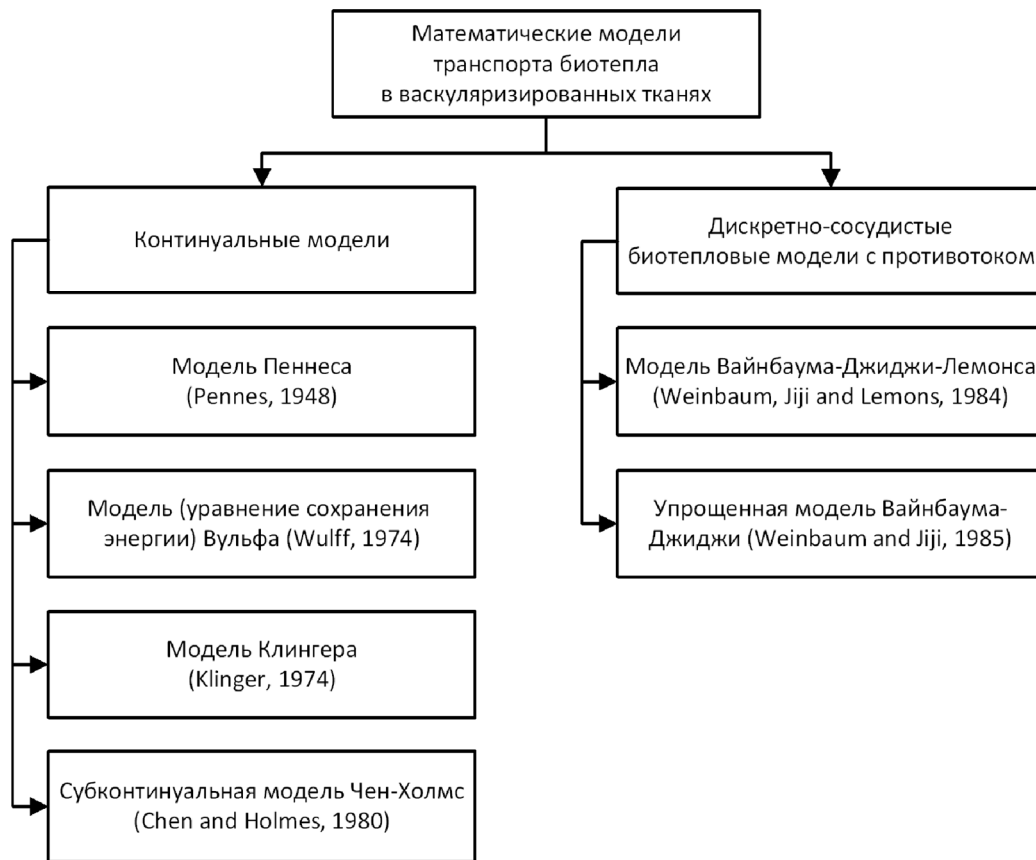


Рисунок 3 – Классификация моделей теплоснабжения конечности человека

Проведенный обзор показал эволюцию развития тепловых моделей конечности, учитывающих параметры кровоснабжения. Рассмотренные модели обладают различной степенью сложности, и, что наиболее важно, различной степенью возможности применения на практике. Также различаются области их лучшей применимости (на различных участках конечности и, в частности, на различных участках кровеносного русла). При регистрации термограммы контактным методом совместно с лазерной доплеровской диагностикой получение информации осуществляется главным образом из кожи и близлежащих тканей. Из рассмотренных моделей, как указывалось выше, наиболее перспективной с точки зрения возможности применения и точности для оценки задачи теплопереноса в мягких тканях является биотепловая модель Вайнбаума, Джиджи и Лемонса, и в особенности упрощенная модель Вайнбаума–Джиджи. Для рассматриваемого случая с учетом некоторых допущений может использоваться также модель Чен–Холмс. В то же время модель Пеннеса, в соответствии со своим первоначальным предназначением, может применяться для моделирования распределения тепла в конечности на более высоком уровне (в частности в предплечье). Подобный подход использования адекватной для конкретной задачи математической модели, учитывающей биофизику основных процессов объекта исследования, позволяет реализовать современный метод диагностики эффективности кровоснабжения конечности.

В результате аналитического обзорного исследования были выявлены слабые и сильные стороны основных известных математических моделей теплоснабжения конечности

человека. По результатам обзора выявлены перспективные направления создания математической модели тепловой реакции руки человека на окклюзионную пробу. Моделирование переходных процессов изменения микроциркуляции крови и кожной температуры во время проведения процедуры функциональной пробы, а также причинно–следственные связи между данными параметрами предлагается использовать для обоснования предлагаемых диагностических критериев выраженности патологического состояния в области исследования.

Работа выполнена в рамках базовой части государственного задания Минобрнауки РФ №310 ФГБОУ ВПО «Государственный университет–УНПК».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Крупаткин, А.И. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно–тканевых систем: колебания, информация, нелинейность: руководство для врачей / А.И. Крупаткин, В.В. Сидоров. – М.: ЛИБРОКОМ, 2013. – 496 с.
2. Дунаев, А.В. Анализ физиологического разброса параметров микроциркуляторно–тканевых систем / А.В. Дунаев [и др.] // Биотехносфера. – 2013. – № 5. – С. 44 – 53.
3. Ley, O. Use of temperature alterations to characterize vascular reactivity / O. Ley [et al.] // *Clinical Physiology and Functional Imaging*. – 2011. – V. 31. – № 1. – pp. 66 – 72.
4. Тихонова, И.В. Возрастные особенности динамики амплитуд колебаний кровотока кожи в процессе постокклюзионной реактивной гиперемии [Текст] / И.В. Тихонова, А.В. Танканаг, Н.К. Чемерис // *Физиология человека*. – 2010. – Т. 36. – № 2. – С. 114 – 120.
5. Seifalian, A.M. Comparison of laser Doppler perfusion imaging, laser Doppler flowmetry, and thermographic imaging for assessment of blood flow in human skin / A.M. Seifalian [et al.] // *European Journal of Vascular Surgery*. – 1994. – V. 8. – № 1. – pp. 65–69.
6. McQuilkin, G.L. Digital thermal monitoring (DTM) of vascular reactivity closely correlates with Doppler flow velocity / G.L. McQuilkin [et al.] // *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*. – (Minneapolis, Minnesota, USA, September 2–6, 2009). – USA: IEEE. – pp. 1100–1103.
7. Дунаев, А.В. Исследование возможностей тепловидения и методов неинвазивной медицинской спектродетекции в функциональной диагностике / А.В. Дунаев [и др.] // *Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии*. – Орел: ОрелГТУ. – 2010. – № 6–2 (284). – С. 95–100.
8. Zolfaghari, A. Bioheat transfer / A. Zolfaghari, M. Maerefat // *Developments in Heat Transfer*; edited by M. Aurélio dos Santos Bernardes. – Croatia: InTech, 2011. – Chapter 9. – pp. 153–170.
9. Diller, K.R. Bioheat transfer / K.R. Diller, J.W. Valvano, J.A. Pearce // *The CRC Handbook of Thermal Engineering*; edited by F. Kreith. – Boca Raton: CRC Press. – 2010. – Chapter 4.4. – P. 4 – 114 – 4 – 187.
10. Сагайдачный, А.А. Восстановление спектра колебаний кровотока из спектра колебаний температуры пальцев рук, дисперсия температурного сигнала в биоткани / А.А. Сагайдачный [и др.] // *Регионарное кровообращение и микроциркуляция*. – 2013. – № 1. – С. 76–82.
11. Bhowmik, A. Conventional and newly developed bioheat transport models in vascularized tissues: A review / A. Bhowmik [et al.] // *Journal of Thermal Biology*. – 2013. – V. 38. – № 3. – pp. 107 – 125.
12. Pennes, H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm / H.H. Pennes // *Journal of Applied Physiology*. – 1948. – V. 1. – № 2. – pp. 93 – 122.
13. Wissler, E.H. Pennes 1948 paper revisited / E.H. Wissler // *Journal of Applied Physiology*. – 1998. – V. 85. – № 1. – pp. 35 – 41.
14. Khanafer, K. Synthesis of mathematical models representing bioheat transport / K. Khanafer, K. Vafai // *Advances in Numerical Heat Transfer: Volume 3*; edited by W.J. Minkowycz, E.M. Sparrow, J.P. Abraham. – Boca Raton: CRC Press. – 2009. – Chapter 1. – pp. 1–28.
15. Hassanpour, S. Interstitial hyperthermia treatment of countercurrent vascular tissue: A comparison of Pennes, WJ and porous media bioheat models / S. Hassanpour, A. Saboonchi // *Journal of Thermal Biology*. – 2014. – № 46. – pp. 47 – 55.

Жеребцова Ангелина Ивановна

ФГБОУ ВПО «Государственный университет–УНПК», г. Орел
Стажер–исследователь научно–образовательного центра
«Биомедицинская инженерия», соискатель кафедры
«Приборостроение, метрология и сертификация»
учебно–научно–исследовательского института информационных технологий
Тел. +7 (953) 471 36 39
E–mail: angelina.zherebtsova@yandex.ru

A.I. ZHEREBTSOVA

AN ANALYTICAL REVIEW OF MATHEMATICAL MODELS OF RELATIONSHIP BETWEEN BLOOD PERFUSION AND SKIN TEMPERATURE PARAMETERS

It was carried out an analytical review of mathematical models of correlation between blood perfusion and temperature parameters of human limbs. Author analyzes the main advantages and disadvantages of the known models, offers its classification. Conclusions about the prospects of the considered models to assess the functional state of the microvasculature are formulated.

Keywords: blood microcirculation, laser Doppler flowmetry, skin temperature, occlusion test, mathematical modeling.

BIBLIOGRAPHY

1. Krupatkin, A.I. Funktsionalnaya diagnostika sostoyaniya mikrotsirkulyatorno–tkanevykh sistem: kolebaniya, informatsiya, nelineynost: rukovodstvo dlya vrachey / A.I. Krupatkin, V.V. Sidorov. – M.: LIBRO–KOM, 2013. – 496 s.
2. Dunayev, A.V. Analiz fiziologicheskogo razbrosa parametrov mikrotsirkulyatorno–tkanevykh sistem / A.V. Dunayev [i dr.] // Biotekhnosfera. – 2013. – № 5. – S. 44 – 53.
3. Ley, O. Use of temperature alterations to characterize vascular reactivity / O. Ley [et al.] // Clinical Physiology and Functional Imaging. – 2011. – V. 31. – № 1. – pp. 66 – 72.
4. Tikhonova, I.V. Vozrastnyye osobennosti dinamiki amplitud kolebaniy krovotoka kozhi v protsesse postokklyuzionnoy reaktivnoy giperemii [Tekst] / I.V. Tikhonova, A.V. Tankanag, N.K. Chemeris // Fiziologiya cheloveka. – 2010. – T. 36. – № 2. – S. 114 – 120.
5. Seifalian, A.M. Comparison of laser Doppler perfusion imaging, laser Doppler flowmetry, and thermograph–ic imaging for assessment of blood flow in human skin / A.M. Seifalian [et al.] // European Journal of Vascular Surgery. – 1994. – V. 8. – № 1. – pp. 65 – 69.
6. McQuilkin, G.L. Digital thermal monitoring (DTM) of vascular reactivity closely correlates with Doppler flow velocity / G.L. McQuilkin [et al.] // 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. – (Minneapolis, Minnesota, USA, September 2–6, 2009). – USA: IEEE. – pp. 1100 – 1103.
7. Dunayev, A.V. Issledovaniye vozmozhnostey teplovideniya i metodov neinvazivnoy meditsinskoy spektrofotometrii v funktsionalnoy diagnostike / A.V. Dunayev [i dr.] // Fundamentalnyye i prikladnyye pro–blemy tekhniki i tekhnologii. – Orel: OrelGTU. – 2010. – № 6–2 (284). – S. 95 – 100.
8. Zolfaghari, A. Bioheat transfer / A. Zolfaghari, M. Maerefat // Developments in Heat Transfer; edited by M. Aurélio dos Santos Bernardes. – Croatia: InTech, 2011. – Chapter 9. – pp. 153 – 170.
9. Diller, K.R. Bioheat transfer / K.R. Diller, J.W. Valvano, J.A. Pearce // The CRC Handbook of Thermal Engineering; edited by F. Kreith. – Boca Raton: CRC Press. – 2010. – Chapter 4.4. – P. 4 – 114 – 4 – 187.
10. Sagaydachnyy, A.A. Vosstanovleniye spektra kolebaniy krovotoka iz spektra kolebaniy temperatury paltsev ruk, dispersiya temperaturnogo signala v biotkani / A.A. Sagaydachnyy [i dr.] // Regionarnoye krovoobrashcheniye i mikrotsirkulyatsiya. – 2013. – № 1. – S. 76 – 82.
11. Bhowmik, A. Conventional and newly developed bioheat transport models in vascularized tissues: A review / A. Bhowmik [et al.] // Journal of Thermal Biology. – 2013. – V. 38. – № 3. – pp. 107 – 125.
12. Pennes, H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm / H.H. Pennes // Journal of Applied Physiology. – 1948. – V. 1. – № 2. – pp. 93 – 122.
13. Wissler, E.H. Pennes 1948 paper revisited / E.H. Wissler // Journal of Applied Physiology. – 1998. – V. 85. – № 1. – pp. 35 – 41.
14. Khanafer, K. Synthesis of mathematical models representing bioheat transport / K. Khanafer, K. Vafai // Advances in Numerical Heat Transfer: Volume 3; edited by W.J. Minkowycz, E.M. Sparrow, J.P. Abraham. – Boca Raton: CRC Press. – 2009. – Chapter 1. – pp. 1 – 28.
15. Hassanpour, S. Interstitial hyperthermia treatment of countercurrent vascular tissue: A comparison of Pennes, WJ and porous media bioheat models / S. Hassanpour, A. Saboonchi // Journal of Thermal Biology. – 2014. – № 46. – pp. 47 – 55.

Zherebtsova Angelina Ivanovna

State University ESPC, Orel

Early stage researcher of scientific–educational center «Biomedical Engineering»,

applicant for doctoral degree of the Department «Instrumentation,

metrology and certification» of Educational and Research Institute of Information Technology

Tel. +7 (953) 471 36 39

E–mail: angelina.zherebtsova@yandex.ru