

Медицинская и биологическая кибернетика

УДК 519.876+612.57

МОДЕЛИРУЮЩИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ПРОГНОЗА ЭФФЕКТА ОБЩЕГО И РЕГИОНАЛЬНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЧЕЛОВЕКА

И.И. Ермакова, Ю.П. Тадеева

*Международный научно-учебный центр информационных технологий
и систем НАН Украины и Министерства образования и науки Украины*

Разработан комплекс математических моделей, позволяющих оценивать динамические изменения температур локальных участков тела человека при общей и региональной гипертермии, вызываемой воздействием электромагнитных волн ультразвукового диапазона. Комплекс моделей имеет гибкую структуру, которая дает возможность изменять детализацию тела человека и модификацию математического описания тепловых процессов у человека в зависимости от частоты воздействия и местоположения облучаемого участка тела человека. На базе предложенных математических моделей разработан моделирующий комплекс эффекта общего и регионального ультразвукового воздействия на человека. Проведена оценка результатов моделирования эффекта общего электромагнитного воздействия на человека при частотах воздействия 1 МГц и 3 МГц, интенсивность излучения 2 Вт/см².

Розроблено комплекс математичних моделей, що дозволяють оцінювати динамічні зміни температур локальних ділянок тіла людини при загальній та регіональній гіпертермії, спричиненій впливом електромагнітних хвиль ультразвукового діапазону. Комплекс моделей має гнучку структуру, яка дає можливість змінювати деталізацію тіла людини і модифікацію математичного опису теплових процесів у людини в залежності від частоти впливу та місця розташування ділянки тіла, що опромінюється. На базі запропонованих математичних моделей розроблено моделювальний комплекс ефекту загального та регіонального ультразвукового впливу на людину. Проведено оцінку результатів моделювання ефекту загального електромагнітного впливу на людину при частотах випромінювання 1 МГц і 3 МГц, інтенсивність випромінювання 2 Вт/см².

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковое электромагнитное излучение широко применяется в медицине. При электромагнитном воздействии на человека повышение температуры в облучаемых тканях происходит в результате преобразования электромагнитной энергии в каждой точке облучаемого объема. Ультразвуковые излучения (от 20 кГц до единиц МГц) удовлетворяют

требованиям объемного тепловыделения и обеспечивают возможность концентрации энергии в заданном объеме [1], но имеют значительную неоднородность тепловыделения вследствие существенного различия биофизических характеристик биологических тканей в данном частотном диапазоне, что требует послойного определения поглощенной дозы электромагнитного излучения. Основным достоинством ультразвуковой гипертермии является поглощение энергии глубокорасположенными биологическими тканями (глубина нагрева свыше 20 см).

В зависимости от характеристик воздействия ультразвуковое излучение может оказать терапевтический эффект, что применяется в физиотерапии, либо вызвать поражение тканей вплоть до полного их разрушения, что применяется в онкологии для деструкции злокачественных новообразований. При оценке эффекта ультразвукового воздействия на человека необходим мониторинг достижения требуемого температурного режима в зоне облучения на определенной глубине, а также оценка переносимости данного воздействия человеком. Основная проблема переносимости человеком гипертермии, включая поглощение электромагнитной энергии ультразвукового диапазона, заключается в оценке возможностей системы терморегуляции для отвода избыточного тепла в окружающую среду, а также в оценке нагрузки на сердечно-сосудистую систему организма, что особенно важно при общем и региональном воздействии [1].

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Математическое моделирование физиологического состояния человека при воздействии различных экстремальных факторов среды, основателем которого является Н.М. Амосов, широко используется для решения многих прикладных задач медицины, в том числе для прогноза эффекта ультразвукового воздействия на человека.

В основу математического моделирования тепловых и энергетических процессов у человека при различных внешних воздействиях положено уравнение теплового баланса. Основные аспекты моделирования воздействия электромагнитного поля тепловой интенсивности на человека рассмотрены во многих работах (О. Gandhi, E. Adair, C. Guiot, P. Bernardi, M. Hagmann, P. Marini, L. Maggi и др.). Все модели учитывают физические характеристики тела, реакции производства и потери тепла у человека, а также характеристики окружающей среды [2]. В таких моделях поглощенная энергия ультразвукового воздействия суммируется с метаболической энергией и должна быть компенсирована соответствующими реакциями потоотделения для предотвращения накопления избыточного тепла в организме человека.

Разработка моделирующего комплекса для прогноза эффекта ультразвукового воздействия на человека, который бы учитывал реакции нервной системы, сердечно-сосудистой системы, системы водно-солевого обмена, системы терморегуляции на данное воздействие и позволил бы оценить тепловые и энергетические процессы у человека при общем и региональном ультразвуковом воздействии, является важной научной

задачей, связанной с обеспечением эффективности применения данной процедуры в медицине.

Цель данной работы — изучить результат общего и регионального ультразвукового воздействия на человека с помощью разработанных математических моделей.

Одним из этапов создания моделирующего комплекса для прогноза эффекта ультразвукового воздействия на человека является разработка математической модели определения поглощенной дозы ультразвукового излучения тканями человека.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ТКАНЯМИ ЧЕЛОВЕКА

Поглощенная доза электромагнитной энергии в различных тканях организма человека зависит от характеристик воздействующего электромагнитного поля, электрофизических характеристик биологической ткани, а также глубины расположения облучаемого участка тела. К основным характеристикам электромагнитного поля относятся ориентация поля в пространстве, мощность и частота. Электрофизические характеристики ткани определяются удельной электропроводностью σ , диэлектрической ϵ и магнитной μ проницаемостями биологической ткани.

Основные параметры плоской электромагнитной волны на определенной частоте зависят от электрофизических характеристик биоткани [3–5]. Магнитная проницаемость биологических тканей отличается менее чем на 0,01 % от магнитной проницаемости вакуума μ_0 , поэтому в модели определения поглощенной дозы ультразвукового излучения относительная магнитная проницаемость всех тканей организма μ принимается равной единице [6]. Диэлектрическая проницаемость ϵ различных биологических тканей существенно отличается и убывает с ростом частоты воздействующего ультразвукового излучения. Удельная электропроводность тканей и органов человека σ также неодинакова и повышается с ростом частоты электромагнитного излучения.

Таблица 1

Биофизические свойства выделяемых в модели типов биологических тканей

Тип биологической ткани	При частоте излучения 1 МГц		При частоте излучения 3 МГц	
	ϵ	σ , См/м	ϵ	σ , См/м
Мозг	400	0,21	250	0,25
Внутренние органы (печень, почки и т.п.)	1970	0,47	1000	0,6
Скелетные мышцы	2500	0,83	1900	0,87
Жир	16	1,11	14	1
Кожа	1000	0,7	600	0,5

В медицине широко используются ультразвуковые аппликаторы, излучающие на частоте 1 МГц и 3 МГц [7]. В табл. 1 представлены биофизические характеристики некоторых биологических тканей при двух выбранных частотах ультразвукового излучения, учитываемые в

предлагаемой математической модели определения поглощенной дозы (усредненные величины) [8–10].

В диапазоне частот от 20 кГц и выше поглощенная тканью доза излучения определяется разностью падающей и прошедшей через слой биологической ткани мощностями [11]. Поглощенная биологической тканью доза электромагнитной энергии (SAR — specific absorption rate) рассчитывается по следующей формуле:

$$SAR(l) = \Psi(0) \cdot \left[1 - \exp \left[-2 \frac{\sqrt{2}\pi}{c} f \cdot l \cdot \sqrt{\varepsilon \cdot \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{2\pi f \varepsilon \varepsilon_0} \right)^2} - 1 \right)} \right] \right], \quad (1)$$

$\Psi(0)$ — удельная плотность мощности электромагнитного излучения аппликатора, Вт/м²; c — скорость света, $3 \cdot 10^8$ м/с; f — частота ультразвукового излучения, Гц; l — расстояние от аппликатора до нагреваемого участка биологической ткани, м (при контактном способе наложения аппликаторов l — толщина слоя биологической ткани); ε — относительная диэлектрическая проницаемость биологической ткани; ε_0 — абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума, $\varepsilon_0 = 8,8542 \cdot 10^{-12}$ Ф/м; σ — удельная электропроводность биологической ткани, См/м.

Предметом данного исследования является моделирование поглощенной дозы ультразвуковой энергии, генерируемой контактными емкостными аппликаторами. В связи с особенностью излучающих характеристик емкостных излучателей, а именно высокой концентрацией электромагнитного поля в зоне нагрева, в модели введено допущение об однородности электромагнитного поля в пределах облучаемой поверхности (зоны воздействия). Данное допущение позволяет полагать, что мощность падающей электромагнитной волны в пределах облучаемой поверхности постоянна.

При моделировании воздействия емкостных аппликаторов, когда электрическая составляющая электромагнитного поля направлена вглубь тела человека, наибольший интерес представляет учет различия биофизических характеристик органов и тканей человека вдоль распространения электрической составляющей. В математической модели поглощенная биологической тканью доза электромагнитной энергии рассчитывается послойно, т.е. в слое биологической ткани определенной толщины поглощенная доза электромагнитной энергии одинакова во всем слое. Таким образом, для корректного описания распределения абсорбируемого тепла в туловище (SAR) должно быть рассчитано как для плоской электромагнитной волны, падающей на планарную гомогенную четырехслойную структуру кожа — жир — мышцы — внутренние органы, где толщины слоев соответствуют толщинам тканей (рис. 1).

При моделировании распространения плоской электромагнитной волны E-типа, падающей на планарную гетерогенную структуру перпендикулярно к поверхности облучения, для анализа распространения электромагнитного поля внутрь тела человека корректно использовать компартменты

(элементарные единицы) в виде параллелепипедов.

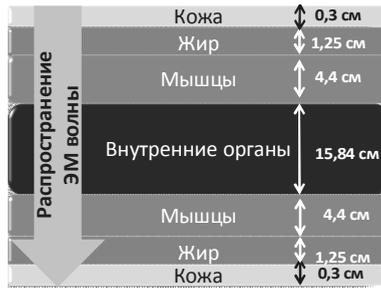


Рис.1. Модель послойного распространения электромагнитной волны в туловище человека

Для определения тепла, поглощенного в слое биологической ткани, необходимо в формуле (1) вместо удельной плотности мощности электромагнитного излучения аппликатора $\Psi(0)$ подставить мощность электромагнитного излучения падающей электромагнитной волны на поверхность данного слоя биологической ткани, т. е. от удельной плотности мощности электромагнитного излучения аппликатора $\Psi(0)$ вычесть дозу электромагнитной энергии, поглощенной в предыдущих слоях биологической ткани:

$$SAR_{xy} = (\Psi(0) - \sum_{y=1}^K SAR_{xy-1}) \cdot \left[1 - \exp \left[-2\sqrt{2}\pi \frac{a_{xy} \cdot f}{c} \cdot \sqrt{\epsilon_{xy} \cdot \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_{xy}}{2\pi f \epsilon_{xy} \epsilon_0} \right)^2} - 1 \right)} \right] \right], \quad (2)$$

$\Psi(0)$ — удельная плотность мощности электромагнитного излучения аппликатора, Вт/м²; c — скорость света, $3 \cdot 10^8$ м/с; f — частота электромагнитного излучения, Гц; ϵ — относительная диэлектрическая проницаемость биологической ткани; ϵ_0 — абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума, $\epsilon_0 = 8,8542 \cdot 10^{-12}$ Ф/м; σ — удельная электропроводность биологической ткани, См/м, a — толщина плоского слоя в виде параллелепипеда, м; индексы: x — номер компартмента по горизонтали; y — номер компартмента по вертикали, вдоль распространения электрической составляющей электромагнитной волны; K — количество компартментов по вертикали.

Доза электромагнитной энергии, поглощенная каждым единичным компартментом в туловище, рассчитывается как среднее арифметическое между дозой электромагнитной энергии, поглощенной передней поверхностью компартмента, и дозой электромагнитной энергии, поглощенной задней поверхностью компартмента. Таким образом, количество тепла, абсорбируемого в слоях «кожа», «жир», «мышцы» будет усреднено по глубине всего слоя.

Поглощенное в слое биологической ткани вследствие ультразвукового воздействия тепло определяется следующим образом:

$$EM_{xy} = SAR_{xy} \cdot B, \quad (3)$$

SAR — доза электромагнитного излучения, поглощенная тканью, Вт/м²; B — площадь грани, через которую проникает электромагнитное излучение, м²; EM — поглощенное тепло вследствие ультразвукового воздействия, Вт; индексы: x — номер компартмента по горизонтали; y — номер компартмента по вертикали, вдоль распространения электрической составляющей электромагнитной волны.

При использовании методов мультикомpartmentального моделирования более детальное распределение SAR может быть получено за счет уменьшения размеров единичного компартмента.

МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ПРОГНОЗА ЭФФЕКТА УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЧЕЛОВЕКА

Математические модели прогноза эффекта ультразвукового воздействия на человека построены на базе динамических мультикомpartmentальных математических моделей энергетических процессов теплообмена и терморегуляции человека, разработанных И.И. Ермаковой [12–14]. Метод мультикомpartmentального моделирования основан на делении тела человека на компартменты, каждый из которых соответствует части тела, органа или группе органов или тканей. Элементарная единица (комpartment) имеет свойства, присущие всему организму: источник энергии, образования и переноса тепла, взаимодействие с соседними компартментами и с окружающей средой. Набор компартментов и задание связей между ними определяет характер аппроксимации анатомической формы тела человека и физиологических процессов, происходящих в нем.

Математические модели оценки ультразвукового воздействия на человека являются системами обыкновенных дифференциальных и алгебраических уравнений, число которых зависит от степени детализации модели и определяется задачами моделирования. Методика построения моделей заключается в выборе степени детализации модели в зависимости от целей моделирования. Степень детализации математической модели для прогноза эффекта ультразвукового воздействия на человека определяется размерами облучаемого участка и частотой воздействия. В основу математического описания положено уравнение теплового баланса, составленное для элементарной единицы (комpartmenta). Моделирование ультразвукового воздействия на человека означает введение дополнительного теплового потока, абсорбированного тканями тела человека.

МОДЕЛЬ ПРОГНОЗА ЭФФЕКТА ОБЩЕГО И РЕГИОНАЛЬНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЧЕЛОВЕКА

Для описания общего и регионального ультразвукового воздействия используется 34-комpartmentальная математическая модель. Математические модели общего и регионального ультразвукового

воздействия на человека состоят из уравнений, описывающих теплообразование, теплоперенос и теплоотдачу (4), и уравнения смешивания тепловых потоков, переносимых кровью в организме человека (5). Порядок системы уравнений определяется степенью детализации математической модели, т.е. количеством уравнений вида (4).

Уравнение теплового баланса для каждого единичного компартмента (слоя биологической ткани) будет иметь следующий вид:

$$\begin{aligned}
 c_{xy} m_{xy} \frac{dT_{xy}}{dt} = & M_{xy} + a_{xy-1} \lambda_{xy-1} (T_{xy-1} - T_{xy}) - a_{xy} \lambda_{xy} (T_{xy} - T_{xy+1}) + \\
 & + w_{xy} \rho_b c_b (T_b - T_{xy}) - h_{xy}^C A_{xy} (T_{xy} - T_{xe}) - h_{xy}^F A_{xy} (T_{xy} - T_{xe}) - \\
 & - h_{xy}^E A_{xy} (P_{xy} - rhP_{xe}) + (\Psi(0) - \sum_{y=1}^K SAR_{xy-1}) \cdot B \cdot \\
 & \cdot \left[1 - \exp \left[-2\sqrt{2\pi} \frac{a_{xy} \cdot f}{c} \cdot \sqrt{\varepsilon_{xy} \cdot \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_{xy}}{2\pi f \varepsilon_{xy} \varepsilon_0} \right)^2} - 1 \right)} \right] \right],
 \end{aligned} \tag{4}$$

где T — температура; t — время; M — скорость образования тепла в результате обменных процессов; w — объемная скорость крови; ρ — плотность; c — удельная теплоемкость; m — масса; λ — удельная теплопроводность; a — толщина; A — площадь поверхности; B — площадь грани, через которую проникает электромагнитное излучение; $\Psi(0)$ — удельная плотность мощности электромагнитного излучения аппликатора; h — коэффициенты теплообмена конвекцией, излучением и испарением; P — давление насыщенного пара; B — площадь грани, через которую проникает электромагнитное излучение, м²; SAR — доза электромагнитного излучения, поглощенная тканью, Вт/м²; c — скорость света, $3 \cdot 10^8$ м/с; f — частота электромагнитного излучения, Гц; ε — относительная диэлектрическая проницаемость биологической ткани; ε_0 — абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума, $\varepsilon_0 = 8,8542 \cdot 10^{-12}$ Ф/м; σ — удельная электропроводность биологической ткани, См/м; a — толщина плоского слоя в виде параллелепипеда, м. Индексы: x — номер компартмента по горизонтали; y — номер компартмента по вертикали, вдоль распространения электрической составляющей электромагнитной волны; K — количество компартментов по вертикали; b — кровь; e — среда, C — конвекция; R — излучение; E — испарение.

Участие сердечно-сосудистой системы и системы внешнего дыхания в процессах переноса тепла в организме человека описывается следующим уравнением:

$$\begin{aligned}
 V_b \cdot \rho_b \cdot c_b \frac{dT_b}{dt} = & \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^K w_{xy} \cdot \rho_b \cdot c_b \cdot T_{xy} - W \cdot \rho_b \cdot c_b \cdot T_b - \dot{V} \cdot \rho_e \cdot r \cdot \\
 & \cdot (\rho_{ex} - \rho_{in}) - \dot{V} \cdot \rho_e \cdot c_e \cdot (T_b - T_e),
 \end{aligned} \tag{5}$$

где T — температура; t — время; w — объемная скорость крови;

ρ — плотность; c — удельная теплоемкость; \dot{V} — легочная вентиляция; r — удельная теплота парообразования; P — давление насыщенных и ненасыщенных паров; V_b — центральный объем крови; W — сердечный выброс. Индексы: N — количество единичных участков тела; K — количество слоев в единичном участке; x — номер единичного участка тела; y — номер слоя в единичном участке; b — кровь, e — среда, ex — выдох; in — вдох; C — конвекция; R — излучение; E — испарение.

Основными тепловыми процессами, которые определяют распределение поглощенного тепла вследствие ультразвукового воздействия, являются конвективный теплоперенос кровью и теплопередача кондукцией [15]. При моделировании общего и регионального ультразвукового воздействия на человека основной вклад в распределение абсорбированного в организме тепла выполняет конвективный теплоперенос кровью [16]. Предложенная математическая модель прогноза эффекта общего и регионального ультразвукового воздействия на человека учитывает реакции нервной системы, сердечно-сосудистой системы, системы водно-солевого обмена, системы терморегуляции при данном виде воздействия.

На базе предложенного математического описания разработан моделирующий комплекс для прогноза эффекта ультразвукового воздействия на человека. Для моделирования ультразвукового воздействия на человека пользователю необходимо ввести в моделирующий комплекс следующие показатели: мощность и частоту ультразвукового воздействия, область воздействия или размеры аппликатора, вид аппликатора, а также длительность экспозиции. Задавая значения входных параметров, можно моделировать процедуру общей или региональной электромагнитной гипертермии. Для демонстрации возможностей разработанного моделирующего комплекса предлагаются результаты моделирования общей гипертермии человека на частотах воздействия 1 МГц и 3 МГц.

РЕЗУЛЬТАТЫ ПРИМЕНЕНИЯ МОДЕЛИРУЮЩЕГО КОМПЛЕКСА ПРОГНОЗА ЭФФЕКТА ОБЩЕГО И РЕГИОНАЛЬНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЧЕЛОВЕКА

Целью экспериментов данного типа является расчет суммарной индуцированной тепловой нагрузки на организм, исследование динамики средних и локальных температур, в том числе температуры мозга, а также реакций нервной системы, сердечно-сосудистой системы, системы водно-солевого обмена, системы терморегуляции человека на общее ультразвуковое воздействие.

Условия экспериментов. Человек находится в термонейтральных условиях: температура окружающей среды 29 °С, относительная влажность 50 %, скорость движения воздуха 0,1 м/с. Уровень метаболического обмена составляет 100 Вт (основной обмен в состоянии покоя). Выбранный уровень аппроксимации тела человека — 34 компартмента.

Характеристики ультразвукового воздействия. В эксперименте № 1: частота 1 МГц, мощность 2 Вт/см², область воздействия — все тело, вид

аппликатора — наружный, длительность экспозиции — 180 с. В эксперименте № 2: частота 3 МГц, мощность 2 Вт/см², область воздействия — все тело, вид аппликатора — наружный, длительность экспозиции — 180 с.

Результаты моделирования. Разработанный моделирующий комплекс прогноза эффектов общего и регионального ультразвукового воздействия позволяет оценить термофизиологическое состояние человека по более чем 150 информативным показателям. Так, по динамике температуры в любом локальном участке облучаемого объема оценивают эффективность данной процедуры, по температуре необлучаемых участков тела определяют возможное повреждение нормальных тканей, а характеристики сердечно-сосудистой системы, количество потерянной жидкости и время достижения заданного температурного режима свидетельствуют об общей физиологической нагрузке на весь организм. На рис. 2 представлены основные терморегуляторные реакции человека на общее ультразвуковое воздействие: динамика температуры крови в экспериментах № 1 и № 2 (рис. 2, а), динамика влаги, стекающей с поверхности кожи в виде конденсата в экспериментах № 1 и № 2 (рис. 2, б).

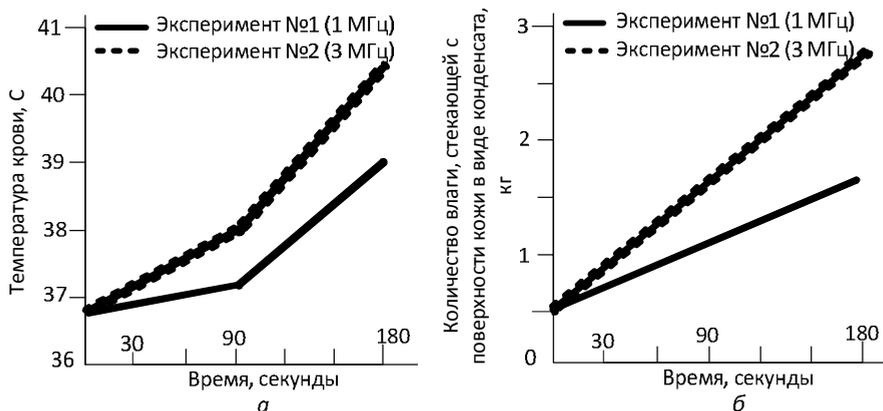


Рис. 2. Динамика температуры крови (а) и количества конденсата на поверхности кожи (б) при $f = 1$ МГц (эксперимент № 1) и $f = 3$ МГц (эксперимент № 2)

При частоте ультразвукового воздействия $f = 1$ МГц и мощности излучателя $\Psi(0) = 2$ Вт/см² за время экспозиции 180 с температура крови увеличилась на 2,3 °С и в момент выключения ультразвукового воздействия ($t = 180$ с) составляла 39,1 °С. (рис. 2, а, эксперимент № 1). При частоте ультразвукового воздействия $f = 3$ МГц и мощности излучателя $\Psi(0) = 2$ Вт/см² за время экспозиции 180 с температура крови увеличилась на 3,5 °С и в момент выключения ультразвукового воздействия ($t = 180$ с) составляла 40,3 °С. (рис. 2, а, эксперимент № 2).

Качественное сравнение динамики средних температур крови, кожи, мышц, жира, полученных с помощью моделирующего комплекса, с данными, полученными с помощью моделей других исследователей [7],

свидетельствует об адекватности разработанных моделей эффекта общего и регионального ультразвукового воздействия на человека.

При данном экстремальном воздействии количество тепла, отводимое с поверхности кожи в окружающую среду, составляет около 400 Ккал/ч (допустимое средой испарение), что в три раза меньше физиологически необходимого испарения, поэтому часть выделяющейся при потоотделении влаги не испаряется, а стекает с поверхности кожи в виде конденсата. Динамика количества влаги, стекающей с поверхности кожи в виде конденсата, представлена на рис. 2, б.

При частоте ультразвукового воздействия $f = 1$ МГц и мощности излучателя $\Psi(0) = 2$ Вт/см² за время экспозиции 180 с количество влаги, стекающей с поверхности кожи в виде конденсата, составляет 1,5 кг. (рис. 2, б, эксперимент № 1). При частоте ультразвукового воздействия $f = 3$ МГц и мощности излучателя $\Psi(0) = 2$ Вт/см² за время экспозиции 180 с количество влаги, стекающей с поверхности кожи в виде конденсата, составляет 2,8 кг (рис. 2, б, эксперимент № 2). Такая потеря жидкости представляет опасность для жизни человека и ведет к обезвоживанию организма.

Выводы

Разработанный комплекс математических моделей позволяет оценивать динамические изменения температур локальных участков тела человека при общей и региональной гипертермии, вызываемой воздействием электромагнитных волн ультразвукового диапазона. Комплекс моделей имеет гибкую структуру, которая позволяет изменять степень детализации тела человека и модификацию математического описания тепловых процессов у человека при данном виде воздействия. Степень детализации определяется размерами нагреваемого участка и частотой ультразвукового воздействия. На базе предложенных математических моделей разработан моделирующий комплекс для прогноза эффекта общего и регионального воздействия на человека.

Анализ результатов вычислительных экспериментов, полученных с помощью моделирующего комплекса, с результатами других исследователей показал, что разработанная 34-компарментальная математическая модель прогноза общего и регионального ультразвукового воздействия на человека адекватно описывает распределение абсорбированного тепла в ультразвуковом диапазоне, а реакции нервной и сердечно-сосудистой систем, систем водно-солевого обмена и терморегуляции позволяют корректно прогнозировать физиологическое состояние человека при данных видах ультразвукового воздействия.

1. Gelvich E., Kolmakov D., Lucheyev N., Mazokhin V. et. al. Whole body (systemic) HF hyperthermia and its clinical use. *Programme and Abstract Book, Joint Meeting of the ESRB and ESHO, Free University*. Amsterdam, The Netherlands, 1994, 8 p.
2. Adair E.R., Black D.R. Thermoregulatory Responses to RF Energy Absorption. *Bioelectromagnetics*, 2003, Supplement 6, pp. 17–38.

3. Касимов Э.Р. Полоса избирательного прохождения электромагнитного излучения через поглощающий слой диэлектрика / Э.Р. Касимов // Инженерно-физический журнал. — 2003. — 76, № 1. — С.110–113.
Kassimov E. The band selective transmission of electromagnetic radiation through an absorbing dielectric layer. *Journal of Engineering Physics*, 2003, vol. 76, no. 1, pp.110–113.
4. Гипертермия цилиндрической биоткани микроволновым электромагнитным излучением / З.П. Шульман, Г.Я. Слепян, Т.Л. Попкова, А.А. Маханек // Инженерно-физический журнал. — 1998. — 71, № 2. — С. 268–272.
Shulman Z.P., Slepian G.Y., Popkov T.L., Makhaneck A.A. Hyperthermia cylindrical tissue microwave electromagnetic radiation. *Journal of Engineering Physics*, 1998, vol. 71, no. 2, pp. 268–272.
5. Гринчик Н.Н. К проблеме распространения и поглощения электромагнитных волн с учетом релаксационных процессов / Н.Н. Гринчик, Е.Ф. Ноготов // Инженерно-физический журнал. — 2004. — 77, № 2. — С.134–140.
Grinchik N.N., Nogotov E.F. The problem of the propagation and absorption of electromagnetic waves, taking into account the relaxation processes. *Journal of Engineering Physics*, 2004, vol. 77, no. 2, pp.134–140.
6. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. – К. : Наукова Думка, 1990. — 224 с.
Berezovsky V.A. Kolotilov N. *Biophysical characteristics of human tissues. Handbook*. Kiev: Naukova Dumka, 1990. 224 P.
7. Maggi L.E., Omena T.P., von Krüger M.A., Pereira W.C.A. Didactic software for modeling heating patterns in tissues irradiated by therapeutic ultrasound. *Rev Bras Fisioter*, 2008, vol. 12, no. 3. pp. 204–214.
8. Mark J. Schroeder An Analysis on the Role of Water Content and State on Effective Permittivity Using Mixing Formulas. *Journal of Biomechanics, Biomedical and Biophysical Engineering*, 2008. vol. 2, no. 1. pp.1–11.
9. Foster K.R., Joseph D. Dielectric Properties of Tissue. *The Biomedical Engineering Handbook*: 2nd edition. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Chapter 89, 2896 P.
10. Miklavc D, Pavs N., Hart F. Electric properties of tissues. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, John Wiley & Sons, Inc, 2006. pp. 1–12.
11. Ермакова И.И. Моделирование поглощенной дозы электромагнитного излучения при гипертермии человека / И.И. Ермакова, Тадеева Ю.П. // Электроника и связь. — 2005. — Ч. 1. — С. 110–112.
Yermakova I., Tadejeva J. Modeling of specific absorption rate of an electromagnetic energy by tissues in human hyperthermia. *Electronics and Communication*, 2005, vol. 1, pp. 110–112.
12. Ермакова И.И. Моделирование системы терморегуляции И.И. Ермакова // Гомеостаз на разных уровнях организма. — Новосибирск : Наука, 1991. — 232 с.
Yermakova I. Modelling of the thermoregulatory system. *Homeostasis at different levels of the body*. Novosibirsk, Nauka, 1991. 232 p.
13. Yermakova I. Control processes in the human thermoregulatory system: analysis by simulation. *Environmental Ergonomics V*. Maastricht, Netherlands, 1992, pp. 80–81.
14. Yermakova I. Heat transfer in the human head: results of modeling. *Environmental Ergonomics VIII*. San Diego, 1998. pp. 403–406.
15. Marini P., Guiot C., Baiotto B., Gabriele P. PC-aided assessment of the thermal performances of a MW applicator for oncological hyperthermia. *Computers in Biology and Medicine*, 2004, vol. 34, pp. 3–13
16. Тадеева Ю.П. Моделирование комплекс для дослідження електромагнітної гіпертермії людини у радіочастотному діапазоні: Автореф. дис. канд. техн. наук. — К. : Принт-центр, 2010. — 24 с.
Tadejeva J.P. *Modeling complex for study of electromagnetic hyperthermia for man in radiofrequency range*. Abstract. Kyiv: Print Center, 2010. 24 p.

Получено 23.05.2013