

Агрегация функций принадлежности  $\mu_{\text{ПС}}(x_i)$  в финальное решающее правило оценки уверенности в форме пиелонефрита (класс  $\omega_{\text{ПС}}$ ) осуществляется с использованием модели (1). Решение о принадлежности к одному из классов состояний  $\omega_{\text{СП}}$ ,  $\omega_{\text{ГП}}$  или  $\omega_{\text{ПС}}$  определяется по максимальной величине коэффициента уверенности при его превышении порога, выбранного экспертами КУ<sup>П</sup>:

$$КУ_1 = \max(KУ_{\text{СП}}, КУ_{\text{ГП}}, КУ_{\text{ПС}}) \geq КУ^{\text{П}}. \quad (11)$$

Рекомендуемая величина порога  $КУ^{\text{П}} = 0,6$ . При равенстве коэффициентов уверенности по выбранным классам решение принимается в пользу более тяжелой формы заболевания. При  $КУ_1 < КУ^{\text{П}}$  принимается решение об отсутствии гнойной формы пиелонефрита. Проверка результатов срабатывания полученных решающих правил на контрольной выборке (100 человек, у которых диагноз подтвержден операцией) показал, что диагностическая эффективность предлагаемого метода достигает 93 %, что приемлемо для использования в медицинской практике.

### Заключение

Применение предложенной нами методики дифференциальной диагностики форм пиелонефрита на основе лабораторных показателей с использованием информационных технологий позволяет определять серозную и гнойную формы пиелонефрита, осуществлять дифференциальный подход к выбору тактики лечения этой категории больных. Результаты проведенной работы дают основание для создания интерактивных компьютерных программ, которые помогут при установке диагноза и определении дальнейшей тактики ведения и лечения пациентов.

#### Список литературы:

1. Серегин С.П., Петров С.В., Корневская С.Н., Новиков А.В., Долженков С.Д., Зубарев Д.А. Применение информационных технологий при оказании медицинской помощи больным пиелонефритом. – Курск: Изд-во Юго-Зап. гос. ун-та, 2015. 216 с.
2. Холименко И.М., Конопля А.И., Братчиков О.И., Быстрова Н.А., Маврин М.Ю., Шатохин М.Н. Оксидантный стресс при остром серозном и гнойном пиелонефрите // Нефрология. 2017. № 21 (1). С. 87-94.
3. Холименко И.М., Братчиков О.И., Джаримок А.Р., Шатохин М.Н., Маврин М.Ю., Быстрова Н.А. Лабораторная эффективность стандартного лечения при остром серозном и гнойном пиелонефрите // Курский научно-практический вестник «Человек и его здоровье». 2016. № 1. С. 62-68.
4. Корневский Н.А., Шуткин А.Н., Бойцова Е.А., Дмитриева В.В. Оценка и управление состоянием здоровья на основе моделей Г. Раша // Медицинская техника. 2015. № 6. С. 37-40.
5. Корневский Н.А., Артеменко М.В., Провоторов В.Я., Новикова Л.А. Метод синтеза нечетких решающих правил на

основе моделей системных взаимосвязей для решения задач прогнозирования и диагностики заболеваний // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2014. № 13 (4). С. 881-886.

6. Корневский Н.А., Серебровский В.И., Коптева Н.А., Говорухина Т.Н. Прогнозирование и диагностика заболеваний, вызываемых вредными производственными и экологическими факторами, на основе гетерогенных нечетких моделей. – Курск: Курская государственная сельскохозяйственная академия, 2012. 231 с.
7. Korenevskiy N.A. Application of fuzzy logic for decision-making in medical expert systems // Biomedical Engineering. 2015. № 49. PP. 46-49.
8. Korenevskiy N.A., Degtyarev S.V., Seregin S.P., Novikov A.V. Use of an Interactive Method for Classification in Problems of Medical Diagnosis // Biomedical Engineering. 2013. № 47 (4). PP. 169-172.
9. Zadeh L.A. Advances in Fuzzy Mathematics and Engineering: Fuzzy Sets and Fuzzy Information-Granulation Theory. – Beijing: Beijing Normal University Press, 2005.

Станислав Петрович Серегин,

д-р мед. наук, профессор,

Татьяна Николаевна Говорухина,

канд. техн. наук, ст. преподаватель,

София Николаевна Родионова,

аспирант,

кафедра биомедицинской инженерии,

ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет»,

Иван Михайлович Холименко,

аспирант,

кафедра урологии,

Курский государственный медицинский университет,

Сергей Вячеславович Петров,

докторант,

кафедра биомедицинской инженерии,

ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет»,

Геннадий Вячеславович Сипливый,

д-р мед. наук, профессор,

кафедра урологии,

Курский государственный медицинский университет,

г. Курск,

Валентина Викторовна Дмитриева,

канд. техн. наук, доцент,

кафедра электрофизических установок,

НИЯУ «МИФИ»,

г. Москва,

e-mail: kstu-bmi@yandex.ru

### А.З. Салахов

## Численное моделирование поглощения энергии высокочастотного радиоизлучения в тканях головы человека

#### Аннотация

Рассматривается наиболее актуальный аспект взаимного влияния многослойной модели биологических тканей и вибраторной антенны – распределение поля электрического вибратора в слоях сферической модели.

Особое внимание уделяется сложным моделям, близким к совершенной модели головы пользователя, что дает возможность рассматривать результаты не только как сугубо инженерные, но и как имеющие отношение к потребительскому вопросу о возможном влиянии сотового телефона на организм человека. Более того, расчеты проводились для наиболее широко используемых стандартов сотовой связи – цифровых GSM900 и GSM1800.

#### Введение

В последнее время во всем мире и во многих сферах деятельности наблюдается значительный рост использования устройств, являющихся источником электромагнитного излуче-

ния. В связи с развитием телевидения, радиовещания и персональных мобильных средств связи население практически постоянно подвергается электромагнитному воздействию.

Экспериментальные исследования электромагнитного взаимодействия тела человека и антенны источника излучения,

проводимые напрямую на живом организме, представляют определенную опасность для здоровья. В этих условиях уместно использование расчетных данных, полученных при помощи моделирования [1]. Исследовательские работы в данном направлении должны осуществляться путем расчета поглощения электромагнитной мощности во внутренних структурах биологической модели, по свойствам приближенных к анатомическим особенностям органов, в частности головы человека [2]. Модель составляется на основе анатомических данных головы человека с учетом электрофизических параметров отдельных слоев и частей живых тканей (кожа, жировая ткань, костная часть, хрящ-Dura, цереброспинальная жидкость – CSF, мозг) [3]-[6].

В настоящей статье излагается теоретическая часть вопроса, приведены соотношения, описывающие распределение напряженности электрического поля и коэффициента SAR в произвольном слое многослойной модели. Также приведены численные результаты расчетов, проведенных для шестислойной модели головы пользователя. Показана зависимость напряженности электромагнитного поля, коэффициента SAR как от параметров сферической структуры, так и от расстояния между структурой и электрическим вибратором.

Кроме того, выполнены пробные расчеты, которые в пределе сводились бы к очевидным результатам.

### 1 Определение напряженности электрического поля в слоях многослойной модели биологических тканей

Составляющие напряженности электрического поля волн типа  $E$  в сферической системе координат записываются как

$$E_{\theta}^E = +i \frac{I^E k_0 l}{4\pi} \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \frac{1}{r} \cos \varphi \cdot \frac{1}{k_0 b} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \times \frac{\partial P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\partial \theta} \cdot \frac{\partial^2}{\partial(k_0 r) \partial(k_0 b)} g_n(r, b);$$

$$E_{\varphi}^E = -i \frac{I^E k_0 l}{4\pi} \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \frac{1}{r} \sin \varphi \cdot \frac{1}{k_0 b} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \times \frac{P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\sin \theta} \cdot \frac{\partial^2}{\partial(k_0 r) \partial(k_0 b)} g_n(r, b).$$

Для составляющих напряженности электрического поля волн типа  $H$  запись следующая:

$$E_{\theta}^M = i \frac{I^E k_0 l}{4\pi} \sqrt{\frac{\mu_0 k_0}{\epsilon_0}} \cos \varphi \times \frac{1}{k_0 b} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \cdot \frac{P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\sin \theta} \cdot f_n(r, r');$$

$$E_{\varphi}^M = -i \frac{I^E k_0 l}{4\pi} \sqrt{\frac{\mu_0 k_0}{\epsilon_0}} \sin \varphi \times \frac{1}{k_0 b} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \cdot \frac{\partial P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\partial \theta} \cdot f_n(r, r'),$$

где

$$\frac{\partial^2}{\partial(k_0 r) \partial(k_0 b)} g_n(r, b)$$

и  $f_n(r, r')$  – части функции Грина для волн типа  $E$  и характеристическая часть функции Грина для волн типа  $H$  соответственно. Расстояние от центра биологической модели до электрического вибратора равно  $b$ . Для всех составляющих поля типа  $E$  можно выделить общий множитель; обозначим его как

$$E_{\max} = i \frac{I^E k_0 l}{4\pi} \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \frac{1}{b};$$

$$E_{\theta}^E = E_{\max} \left[ \frac{1}{k_0 b} \frac{1}{r} \cos \varphi \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{2n+1}{n(n+1)} \frac{\partial P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\partial \theta} \times \frac{\partial^2}{\partial(k_0 r) \partial(k_0 b)} g_n(r, b) \right) \right];$$

$$E_{\varphi}^E = E_{\max} \left[ \frac{1}{k_0 b} \frac{1}{r} \sin \varphi \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{2n+1}{n(n+1)} \frac{P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\sin \theta} \times \frac{\partial^2}{\partial(k_0 r) \partial(k_0 b)} g_n(r, b) \right) \right];$$

$$E_{\theta}^M = E_{\max} \left[ \frac{1}{k_0 b} \frac{k_0}{r} \cos \varphi \times \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{2n+1}{n(n+1)} \frac{\partial P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\partial \theta} f_n(r, r') \right) \right];$$

$$E_{\varphi}^M = E_{\max} \left[ -\frac{1}{k_0 b} \frac{k_0}{r} \sin \varphi \times \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{2n+1}{n(n+1)} \frac{\partial P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\partial \theta} f_n(r, r') \right) \right].$$

Предлагается провести нормировку с целью освобождения от параметров вибратора:

$$\tilde{E} = \frac{E}{i \frac{I^E k_0 l}{4\pi} \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \frac{1}{b}} = \frac{E}{E_{\max}}.$$

Тогда

$$\tilde{E}_{\theta}^E = -\frac{1}{k_0} \frac{1}{r} \cos \varphi \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{2n+1}{n(n+1)} \frac{\partial P_n^1 [\cos(\theta)]}{\partial \theta} \times \frac{\partial^2}{\partial(k_0 r) \partial(k_0 b)} g_n(r, b) \right);$$

$$\tilde{E}_{\varphi}^E = -\frac{1}{k_0} \frac{1}{r} \sin \varphi \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{2n+1}{n(n+1)} \frac{P_n^1 [\cos(\theta)]}{\sin \theta} \times \frac{\partial^2}{\partial(k_0 r) \partial(k_0 b)} g_n(r, b) \right);$$

$$\tilde{E}_{\theta}^M = -\frac{1}{k_0} \frac{k_0}{r} \cos \varphi \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{2n+1}{n(n+1)} \times \frac{P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\sin \theta} f_n(r, r') \right);$$

$$\tilde{E}_{\varphi}^M = -\frac{1}{k_0} \frac{k_0}{r} \sin \varphi \sum_{n=1}^{\infty} \left( \frac{2n+1}{n(n+1)} \times \frac{\partial P_n^1 [\cos \cos(\theta)]}{\partial \theta} f_n(r, r') \right).$$

Выражения второго произвольного слоя многослойной структуры, производной характеристической части функции Грина для волн типа  $E$  и  $H$  имеют вид

$$\frac{\partial^2}{\partial(k_p a_p) \partial(k_0 a)} g_n(a_p, a) = \frac{i \tilde{Z}(a_p) h_n(k_0 a)}{k_p a_p \left[ i \tilde{Z}(a) h_n(k_0 a) - h'_n(k_0 a) \right]} T_{p+1}^E T_{p+2}^E \dots T_{m+1}^E;$$

$$f_n(a_p, a) = \frac{T_{p+1}^H T_{p+2}^H \dots T_{m+1}^H}{k_0 a_p \left[ i \tilde{Y}(a) h_n(k_0 a) - h'_n(k_0 a) \right]},$$

где  $\tilde{Z}(a) = \tilde{Z}(a) \cdot \tilde{Z}(a)$  и  $\tilde{Y}(a) = \tilde{Y}(a) \cdot \tilde{Y}(a)$  – направления сопротивления и проводимости;  $T_{p+1}^E, T_{p+1}^H$  – коэффициенты трансформации [7].

Приняв величину мощности, излучаемой сотовым телефоном, равной 1 Вт, можно найти величину  $|E_{\max}|^2$ :

$$P = 10(I^E k_0 J)^2, \text{ отсюда } (I^E k_0 J)^2 = 0,1 \text{ Вт};$$

$$i \frac{(I^E k_0 J)}{4\pi} \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \frac{1}{b} = E_{\max},$$

тогда

$$|E_{\max}|^2 = 0,1 \left| \frac{1}{4\pi} \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \frac{1}{b} \right|;$$

$$|E_{\max}|^2 = 0,1 \left| \frac{1}{4\pi} \sqrt{\frac{4\pi \cdot 10^{-7}}{36\pi} \cdot \frac{1}{10^{-9}}} \cdot \frac{1}{b} \right| = 9,47 \text{ В/м.}$$

При проведении пробных расчетов для проверки приведенных выше соотношений наблюдались следующие зависимости, подтверждающие правильность хода исследований: уменьшение напряженности поля по мере углубления в структуру (вследствие поглощения в слоях структуры), зависимость степени ослабления напряженности электрического поля от электрофизических параметров слоя и его толщины. Кроме того, повторно была выполнена проверка правильности пересчета слоев структуры; так, два соседних слоя, обладающих одинаковой  $\epsilon'$ , вносят такое же затухание, как один слой с относительной диэлектрической проницаемостью  $\epsilon'$  и объемом, равным сумме объемов упомянутых слоев. При удалении источника излучения от структуры напряженность поля в слоях структуры уменьшается обратно пропорционально расстоянию между антенной и сферой.

## 2 Расчет распределения значений коэффициента SAR в слоях модели

Сравнительная оценка поглощенной мощности ведется по величине удельного коэффициента поглощения SAR, который учитывает не только интенсивность электрического поля, но и характеристики материала слоев модели:

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho}, \quad (1)$$

где  $|E|$  – модуль напряженности электрического поля;  $\sigma$  – проводимость вещества слоя модели;  $\rho$  – удельная плотность вещества слоя. Параметры  $\sigma, \rho$  берутся для каждого слоя модели головы и зависят от частоты.

SAR является локальной характеристикой электромагнитного поглощения. Кроме того, SAR можно признать наиболее важным параметром, характеризующим воздействие сотового телефона на голову пользователя, так как именно этот параметр несет информацию о напряженности поля в конкретной точке модели и соответственно может быть использован при изучении долговременных аспектов воздействия на клетки организма человека. Не случайно SAR играет главную роль

при проведении исследований воздействия близкорасположенных источников излучения на ткани живых организмов; в большинстве публикаций на указанную тему многие исследователи оперируют именно этим параметром [8].

Как видно из уравнения (1), значение SAR можно определить, если известны значения напряженности электрического поля  $E$  в интересующих точках модели головы. Кроме того, величина коэффициента SAR зависит от выбранной модели головы пользователя. Для  $p$ -го слоя модели  $E$  можно определить следующим образом (антенна расположена в точке  $a$ ):

$$\vec{E} = E_\theta(a_p, a) \cdot \vec{a}_\theta + E_\phi(a_p, a) \cdot \vec{a}_\phi;$$

$$E_\theta(a_p, a) = E_{\max} \cos(\varphi) \times$$

$$\times \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \tau_n(\theta) \tilde{K}_n^E + \pi_n(\theta) \tilde{K}_n^H;$$

$$E_\phi(a_p, a) = E_{\max} \sin(\varphi) \times$$

$$\times \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \tau_n(\theta) \tilde{K}_n^H + \pi_n(\theta) \tilde{K}_n^E,$$

где

$$E_{\max} = i \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \frac{I^E k_0 J}{4\pi} \frac{1}{a}; \quad \tau_n(\theta) = \frac{\partial P_n^1[\cos \cos(\theta)]}{\partial \theta};$$

$$\pi_n(\theta) = \frac{P_n^1[\cos \cos(\theta)]}{\sin(\theta)};$$

$$\tilde{K}_n^E = \frac{\left[ \frac{i \tilde{Z}(a_p)}{Z_{0p}} \right] \left[ \frac{h^{(2)'}(k_0 a)}{h^{(2)}(k_0 a)} \right] \prod_{i=ap}^{i=ap} T_i^E}{k_0 a_p \sqrt{\epsilon'}(a_p) i \tilde{Z}(a_p)}; \quad \tilde{K}_n^H = \frac{\prod_{i=ap}^{i=ap} T_i^H}{k_0 a_p i \tilde{Y}(a_p)},$$

где  $\epsilon'_p$  – относительная диэлектрическая проницаемость слоя.

Во многих публикациях подобные расчеты выполнялись для более простой трехслойной модели головы пользователя. В любом случае необходимо отметить совпадение по порядку полученных значений величины коэффициента SAR с данными, имеющимися в литературе.

## 3 Численные результаты

На основе полученных выражений для распределения SAR в слоях сферической модели были выполнены расчеты. В качестве объекта исследования была использована шестислойная биологическая модель головы человека. На рис. 1 показан график, характеризующий распределение SAR по слоям описанной выше шестислойной модели головы человека для наиболее распространенных частотных диапазонов подвижных средств связи: 450 (NMT), 900 (GSM) и 1800 МГц (GSM). При расчете значения углов  $\varphi$  и  $\theta$  приняты равными нулю.

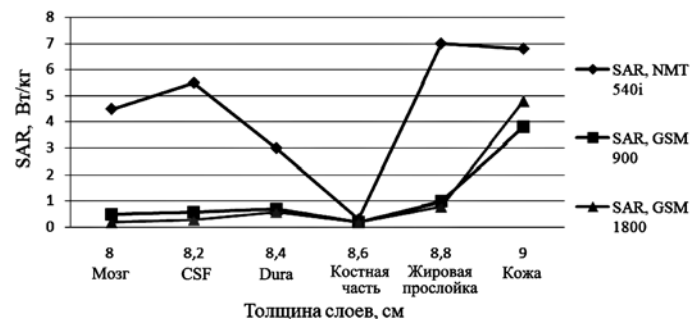


Рис. 1. Распределение SAR по слоям модели

Как видно из рис. 1, для всех диапазонов частот наибольшее значение SAR наблюдается в области первого слоя структуры (кожный покров). Кроме того, с увеличением рабочей частоты можно отметить уменьшение уровня как SAR, так и

напряженности электрического поля для внутренних слоев структуры.

На рис. 2 показаны графики для тех же частот, но характеризующие распределение SAR по слоям теневой области модели головы пользователя (углы  $\theta$  и  $\phi$  равны  $180^\circ$ ).

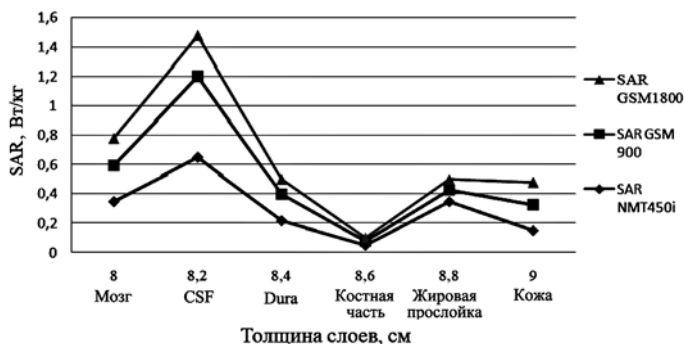


Рис. 2. Распределение SAR по слоям модели в теневой области

Нетрудно заметить существенное уменьшение значений SAR для этой области по сравнению со значениями SAR для случая  $\theta = 0$  и  $\phi = 0$ , что объясняется затуханием поля по мере углубления в структуру.

Наиболее полное представление о распределении напряженности электрического поля или SAR в конкретном слое выбранной электрофизической модели может дать график, характеризующий распределение SAR для диапазона углов  $\theta$  и  $\phi$  от  $0$  до  $180^\circ$ . Данные зависимости для диапазона углов  $\theta$  и  $\phi$  показаны на рис. 3 и 4. Расчетные данные получены для частоты 900 МГц, соответствующей цифровому стандарту сотовой связи GSM900 [9].

На рис. 3 показано распределение SAR в первом слое биологической модели (кожа) для диапазона углов  $\theta$  и  $\phi$  от  $0$  до  $180^\circ$ .

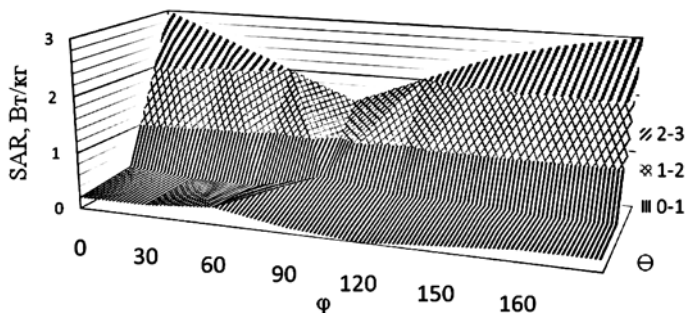


Рис. 3. Распределение SAR в первом слое модели

На рис. 4 показана карта уровней распределения SAR в первом слое биологической модели (кожа) для диапазона углов  $\theta$  и  $\phi$  от  $0$  до  $180^\circ$ .

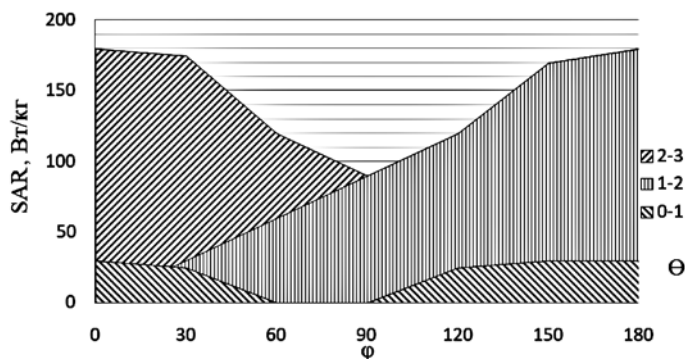


Рис. 4. Карта уровней SAR в первом слое модели

Наибольшие значения коэффициента SAR можно отметить в первом (кожный покров) и пятом (CSF) слоях биологической модели. Для первого слоя полученные данные можно объяснить близким расстоянием к источнику излучения, для

слоя CSF – электрофизическими характеристиками данного слоя (содержание большего количества жидкости).

Полученные численные результаты сходны с результатами, опубликованными в различных зарубежных источниках [2], [10].

## Заключение

1. В данной статье представлено исследование зависимости напряженности электрического поля антенны от координат в слоях шестислойной модели головы человека. Обоснован выбор модели головы человека – пользователя мобильного средства связи. Модель построена на основании усредненных анатомических данных и представляет собой шестислойную сферу. Уточнены электрофизические параметры слоев модели, их зависимость от частоты.

2. Приведены соотношения, характеризующие распределение поля, распределение значений коэффициента SAR в слоях биологической модели.

3. Получены расчетные данные для наиболее интересного частного случая сферической многослойной модели биологических тканей. Рассчитаны зависимости составляющих напряженности электрического поля  $E_\theta$ ,  $E_\phi$  от угла  $\phi$ . Проведен расчет антенных характеристик электрического вибратора, расположенного вблизи модели головы человека.

4. Проведен расчет значений параметра поглощения электромагнитной мощности SAR в слоях модели головы человека. Показаны зависимости значения SAR от угловых координат, а также распределение SAR для диапазона углов  $\theta$  и  $\phi$  от  $0$  до  $180^\circ$  для конкретного слоя.

5. На основании проведенных расчетов и полученных графиков распределения уровня коэффициента поглощения SAR выяснено, что максимальные уровни SAR наблюдаются в первом слое модели (кожа). Также увеличены значения SAR в районе слоя цереброспинальной жидкости (CSF).

## Список литературы:

1. Салахов А.З. Антенны сотовых телефонов как излучатель // Петербургский журнал электроники. 2017. № 4 (89). С. 35.
2. Курушин А., Титов А. Расчет мощности излучения сотового телефона, поглощаемой в голове пользователя // Chip news. 2002. № 10 (63).
3. Шелкунов Г.В. Электромагнитные излучения сотового телефона и защита от них // Электроника: наука, технология, бизнес. 2008. № 7. С. 80-82.
4. Адел Зин Елдин Мохамед Моусса Контроль параметров мобильных средств связи по распределению удельной массовой мощности поглощения излучения телом человека / Автореф. дис. канд. техн. наук. – Казань: КГЭУ, 2005. С. 14.
5. Алексеев Д.В., Кориченков Н.И., Кокин С.М. О воздействии электромагнитных полей на здоровье человека / Неделя науки. Труды научн.-практ. конф. В 3-х ч. – М.: МИИТ, 2000-2002, С. XXIV-2.
6. Баранов Н.Н. Сотовая связь: экологические проблемы. – М., 2005.
7. Козлов С.А. Взаимодействие антенны персонального средства связи с моделью головы пользователя / Автореф. дис. канд. техн. наук. – Екатеринбург: Урал ГТУ-УПИ, 2004. С. 24.
8. Fujimoto K., James J.R. Mobile Antenna Systems Handbook. 2-ed. 2001. P. 710.
9. Lagroye I., Poullietier de Gannas F. Effect of GSM 900 radio frequency on apoptosis of immune and nervous cells / Proceedings of the XXVIIth General Assembly of the International Union of Radio Science. Netherlands, 2002.
10. Colburn J.S., Rahmat-Samii Y. Human proximity effects on circular polarized antennas in personal satellite communications // IEEE Transactions on antennas and propagation. 1998. Vol. 46. № 6.

Али Заир оглы Салахов,  
диссертант, кафедра «Биомедицинская техника»,  
Азербайджанский технический университет,  
г. Баку, Азербайджанская Республика,  
e-mail: alisalahov@gmail.com