

Л. И. НЕТИКОВА

МЕТОД РАСЧЁТА МОЩНОСТИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ, ПОГЛОЩАЕМОГО ТЕЛОМ ЧЕЛОВЕКА ПРИ РАБОТЕ АБОНЕНТСКИХ СТАНЦИЙ

Для последних пятидесяти лет характерно широкое использование источников электромагнитного излучения (ЭМИ) в различных сферах хозяйственной деятельности и в вооруженных силах.

В мировой литературе накоплены многочисленные данные о возможном неблагоприятном влиянии ЭМИ радиочастотного диапазона на живой организм. Эти излучения являются мощным физическим раздражителем, который может привести к развитию функциональных и органических нарушений со стороны нервной, эндокринной, сердечно-сосудистой, иммунной, кроветворной и других систем организма. ЭМИ могут усугублять уже имеющиеся хронические заболевания или служить фактором, способствующим возникновению заболеваний другой этиологии.

Известно, что эффект воздействия СВЧ ЭМИ на биологические объекты в известной степени определяется количеством проникающей в них и поглощаемой ими электромагнитной энергии. Значительная часть энергии ЭМИ поглощается тканями организма и превращается в тепло, что объясняют возникновением колебания ионов и дипольных молекул воды, содержащихся в тканях. Наиболее эффективное поглощение микроволн отмечается в тканях с большим содержанием воды: кровь, тканевая жидкость, слизистая желудка, кишок, хрусталик глаза и др. Нагрев тканей под воздействием ЭМИ является наиболее простым и очевидным эффектом действия микроволн на организм человека. Положение максимума температуры, его удаление от поверхности тела зависит от проводимости среды, а следовательно, и от частоты радиоволны, действующей на ткань: с увеличением частоты (укорочением волны) максимум температуры приближается к поверхности.

Облучение пользователя вызывает естественные опасения, и для контроля безопасного уровня излучения абонентских станций (АС) должны применяться специальные методы. Пользователь находится в так называемой ближней зоне излучения антенны, где волновая структура поля еще не сформирована. Поэтому обычные оценки интенсивности излучения по «поверхностной плотности потока мощности электромагнитной волны», для которых разработаны нормы и методы измерений, здесь неприемлемы.

В мировой практике для оценки влияния электромагнитного поля ближней зоны на тело человека применяют специальный коэффициент абсорбции (или коэффициент удельного поглощения) — SAR (SAR – specific absorption rate). При поглощении единицы SAR в течение 20 мин 1 г ткани нагревается на 1 °С. SAR можно определить как

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

где E – напряжённость электрического поля; σ – удельная проводимость; ρ – удельная плотность поглощающего материала.

Способ непосредственного нахождения SAR при помощи выражения (1) трудно реализуем, так как для этого необходимы точные измерительные системы. Поэтому большое распространение получило моделирование поля АС в непосредственной близости от головы абонента при помощи метода моментов и метода конечных разностей во временной области (FDTD – Finite-Difference Time-Domain). В случае моделирования электромагнитного поля при помощи метода FDTD числовая модель тканей человека составлена из трехмерной сетки небольших кубиков (можно использовать вытянутые параллелепипеды), которые определя-

ют структуру, геометрию, а также электрические параметры объекта. При задании модели необходимо изначально определить величину пространства моделирования, учитывая следующие факторы:

- достаточно малый размер одной элементарной ячейки пространства моделирования по сравнению с длиной волны;
- достаточные размеры пространства для размещения модели и антенного устройства;
- в то же время количество ячеек необходимо ограничивать из-за большого времени расчета.

Пример модели головы представлен на рис. 1.

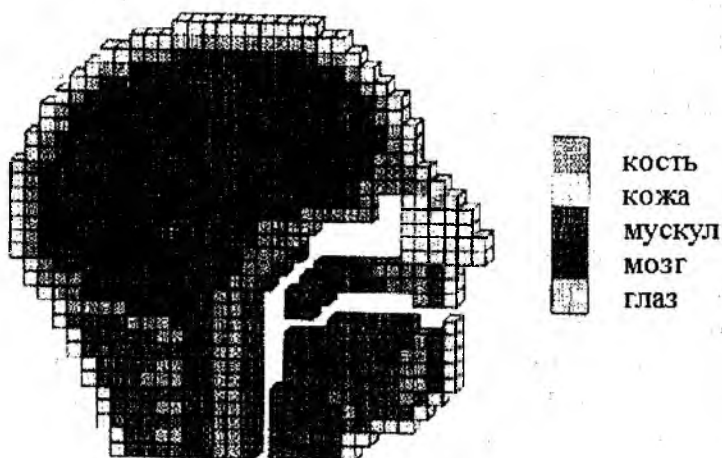


Рис. 1.

Каждой ячейке в сетке задают диэлектрическую проницаемость и удельную проводимость, соответствующую типу ткани, которая заполнила большую часть ячейки. Электрические параметры, соответствующие каждой ткани при частоте 915 МГц, приведены в табл. 1 [1].

Таблица 1

| Ткань | Относительная диэлектрическая проницаемость | Удельная проводимость, См/м | Плотность потока мощности, кг/м ³ |
|-------|---|-----------------------------|--|
| Мышцы | 58,5 | 1,21 | 1040 |
| Кожа | 34,5 | 0.60 | 1100 |
| Мозг | 55,0 | 1.23 | 1030 |
| Кость | 8,0 | 0.105 | 1850 |
| Глаз | 44,5 | 0,80 | 1050 |

Метод FDTD основан на уравнениях Максвелла, которые могут быть выражены, как

$$\mu \frac{d\vec{H}}{dt} = -\nabla \times \vec{E}; \quad (2)$$

$$\varepsilon \frac{d\vec{E}}{dt} = \nabla \times \vec{H} - \sigma \vec{E}. \quad (3)$$

где E и H – напряженности электрического и магнитного поля; ε , μ и σ – электрическая проницаемость среды, магнитная проницаемость среды и электрическая проводимость среды, соответственно.

Пространственно-временная дискретизация позволяет перейти от непрерывного континуума пространства и времени к дискретному. Это означает, что всё пространство вычисления покрыто равномерной сеткой пространственных координат x , y , и z , а также времени t . Узлы сетки электрического и магнитного полей смещены по отношению друг к другу во времени и пространстве на половину шага дискретизации по каждой из переменных [2]. Конечно-разностные уравнения позволяют определить значения электрического и магнитного полей в данный момент времени на основании известных значений в предыдущий момент времени и при заданных начальных условиях. В классической постановке метод FDTD основан на дискретизации уравнений Максвелла, записанных в дифференциальной пространственно-временной формулировке:

$$\vec{H}^{n+1/2} = \vec{H}^{n-1/2} + \vec{\gamma} \cdot \{D_x(-\hat{x} \times \vec{E}^n) + D_y(-\hat{y} \times \vec{E}^n) + D_z(-\hat{z} \times \vec{E}^n)\}, \quad (4)$$

$$\vec{E}^{n+1} = \vec{\alpha} \cdot \vec{E}^n + \vec{\beta} \cdot \{D_x(\hat{x} \times \vec{H}^{n+1/2}) + D_y(\hat{y} \times \vec{H}^{n+1/2}) + D_z(\hat{z} \times \vec{H}^{n+1/2})\}, \quad (5)$$

где Δt шаг дискретизации по оси времени, а показатель степени обозначает временной шаг $t = n\Delta t$ и оператор D определен как

$$D_x \vec{f}(x, y, z) = \frac{\vec{f}(x + \Delta x/2, y, z) - \vec{f}(x - \Delta x/2, y, z)}{\Delta x} \quad (6)$$

где Δx , Δy , Δz – шаги дискретизации соответственно по осям координат x , y , z .

Операторы α , β и γ определены следующим образом:

$$\alpha_{pp} = \frac{\frac{\vec{e}_p - \vec{\sigma}_p}{\Delta t} - \frac{\vec{\sigma}_p}{2}}{\frac{\vec{e}_p + \vec{\sigma}_p}{\Delta t} + \frac{\vec{\sigma}_p}{2}}; \quad \beta_{pp} = \frac{1}{\frac{\vec{e}_p - \vec{\sigma}_p}{\Delta t} + \frac{\vec{\sigma}_p}{2}}; \quad \gamma_{pp} = \frac{\Delta t}{\mu_p} \quad (7)$$

для $p = x, y$, или z . Определим \vec{e}_p как

$$\vec{e}_p = \frac{\int \Delta S e(\vec{r}) \vec{p} \cdot d\vec{S}}{\Delta S}, \quad (8)$$

где ΔS представляет собой грань ячейки, нормальную к единичному вектору p . Использование определений (6) и (7) позволяет достаточно точно моделировать неоднородные материалы.

Исходя из соображений безопасности пользователя АС, необходимо уменьшать долю СВЧ энергии, поглощаемой в теле человека (т. е. уменьшать параметр SAR [3]). Для этого необходимо перераспределить ближнее поле антенны так, чтобы вывести голову и руку пользователя из области наибольшей концентрации ЭМИ.

В [4] рассмотрены некоторые вопросы, касающиеся электромагнитного взаимодействия антенн АС и биологической ткани человека. В исследовании использована FDTD техника моделирования в соединении с детальными моделями различных типов антенн, моделями головы и руки, включающими в свой состав различные типы тканей. В данной статье рассмотрены вопросы воздействия головы и руки человека на режим работы антенны, поскольку они являются существенным фактором, влияющим на ближнее поле антенны. Из результатов моделирования следует, что ткани поглощают от 53 до 68 % мощности, излучаемой антенной АС, расположенной на расстоянии 2 см от головы пользователя. Помещая антенну (PIFA) на стороне АС, дальней от пользователя, поглощение мощности можно уменьшить до 48%. Полученные экспериментальные результаты во многих случаях подтверждают точность вычислений.

Моделирование такой сложной системы, как антенная система сотового телефона, реально только с помощью численных методов на электродинамическом уровне. Численные методы решения уравнений Максвелла, с учетом граничных условий: границ излучения, источников мощности, металлических и диэлектрических объектов, работают тем точнее, чем большими компьютерными ресурсами располагает исследователь. Добавление в качестве моделируемого объекта тела человека, представляющего собой диэлектрический материал с большими потерями, значительно усложняет задачу. Однако именно расчет и уменьшение мощности, поглощаемой в теле человека при работе АС, является одной из приоритетных задач проектирования безопасных для здоровья человека АС. Компания Zeland в 1997 г. представила электромагнитный имитатор FIDELITY. Программа FIDELITY использует метод FDTD и рассчитывает переходной процесс в реальной трехмерной конструкции. Программа требует предельных компьютерных возможностей. Так, для решения полной задачи по нахождению SAR время счета составляло 60 ч.

Основная часть мощности, излучаемой АС, поглощается в области уха. Поэтому для вычисления SAR можно использовать только часть модели головы, прилегающую к уху. В [5] было показано, что в случае моделирования электромагнитного поля при помощи метода FDTD объём модели тканей человека может быть сокращён до 4 % от первоначального объёма. Таким образом, было достигнуто уменьшение необходимого для вычислений объёма памяти на 82 %. Время выполнения расчётов составило не более чем 7 % первоначального значения. Этот подход позволяет выполнить вычисления SAR на обычном компьютере.

Параметр SAR очень важен для индустрии. Он служит для оптимизации технических характеристик АС. Есть три взаимосвязанных фактора, которые учитывают производители: качество работы АС в сетях операторов, её привлекательность для потребителя в плане размера, веса и дизайна и, наконец, SAR. Уменьшение габаритов телефона и улучшение качества связи приводит к увеличению SAR. Это физическая зависимость.

Список литературы: 1. *P. J. Dimbylow* Finite-difference time-domain calculations of SAR in a realistic heterogeneous model of the head for plane-wave exposure from 600 MHz to 3 GHz / *P. J. Dimbylow, O. P. Gandhi* // *Phys. Med. Biol.* 1991. Vol. 36. N. 1. P. 1075 – 1089. 2. *Мак-Кракен Д., Дорн У.* Численные методы и программирование на ФОРТРАНе. М.: Мир, 1977. 584 с. 3. *Li L.W.* Specific Absorbtion Rates in Human Head Due to Handset Antennas: A Comporative Study Using FDTD Method / *L.W. Li, M.S. Leong, P.S. Kooi, T.S. Yeo* // *Journal of Electromagnetic Waves and Applications.* 2000. Vol. 14. P. 987 – 1000. 4. *Jensen M.A.* EM interaction of handset antennas and a human in personal communications / *M.A. Jensen, Y. Rahmat-Samii* // *Proc. IEEE.* 1995. Vol. 83. P. 7 – 17. 5. *Lazzi G.* Use of PML Absorbing Layers for the Truncation of the Head Model in Cellular Telephone Simulations / *G. Lazzi, Om P. Gandhi, Dennis M. Sullivan* // *Proc. Ieee transactions on microwave theory and techniques.* 2000. Vol. 48. P. 2033 – 2039.