

ДИСТАНЦИОННОЕ ОБЛУЧЕНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫМ СИГНАЛОМ БИООБЪЕКТА – АЛЬТЕРНАТИВА МЕТОДУ КОНТАКТНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

к.т.н. А.Р. Корсунов, д.т.н. В.Д. Сахацкий

Хорошо известный контактный метод воздействия электромагнитным сигналом на биоструктуры обладает рядом недостатков (локальные перегревы, ожоги и т.д.), которые не присущи дистанционному облучению. Тем не менее само дистанционное облучение содержит ряд специфических особенностей, детальный анализ которых требует пристального внимания.

Постановка проблемы. Эффективное воздействие электромагнитным сигналом на биообъекты возможно только с учетом данных о его антропофизических параметрах, электромагнитных свойствах его тканей с учетом возможных неточностей математических моделей предварительно заложенных в базу данных комплекса электромагнитного воздействия на биообъект (КЭМВБ). Однако ввиду сложности объекта многие попытки корректного решения этой проблемы дают только приближенные решения. Улучшение качественных и количественных характеристик этого процесса позволит сделать более надежными и безопасными методы воздействия электромагнитного сигнала в медицинских, экспериментальных исследованиях и терапии.

Анализ последних достижений и публикаций. Сложность биообъекта, как предмета воздействия электромагнитным сигналом (ЭМС) обуславливает невозможность построения всеобъемлющей теории сопутствующих явлений [1] и вынуждает обращаться к моделированию процесса как в теоретическом, так и в экспериментальном исследовании. В том и в другом случае обычно прибегают к существенному упрощению модели. Главный фактор, который способствует адекватности экспериментальной модели – размер фантома и его солевой состав, что обеспечивает в целом тот же эффект распространения в нем ЭМС. При моделировании должен обязательно учитываться эффект различия кровотока в разных тканях, что является определяющим в распределении эффективности воздействия [2]. Подобный фантом учитывает статическое состояние организма и не учитывает его динамики в процессе воздействия.

Существует экспериментальное решение, использующее слоисто-однородное приближение среды, точность которого приходится повышать с помощью измерений распределения температуры в теле пациента, что само по себе представляет довольно сложную задачу [3]. В указанном исследовании значительно упрощена структура облучающего поля, создаваемого идеализированным плоским круглым электродом у поверхности биообъекта, представлением ее только в виде теплоэнергетики, пропорциональной E_2^2 , где E_2^2 – распределение по радиусу напряженности электромагнитного поля ε .

Цель статьи. Анализ взаимодействия излучаемого ЭМС с биоструктурой у границы раздела поверхности биообъекта и внешней среды, и разработка структурного представления экспериментальной установки по воздействию ЭМС на биообъект с построением корректного алгоритма управления процедурой облучения.

Основной материал исследования. Глубина проникновения электромагнитных волн (ЭМВ) в биологические ткани определяется в частности частотой ЭМВ. При исследовании распространения электромагнитных волн на упрощенной модели тела человека [4], представленной как полубесконечный слой, групповая скорость распространения определяется следующим образом:

$$V_{гр} = 1/\text{Re}h'(\omega_0),$$

где h – комплексная постоянная распространения; ω_0 – круговая частота несущей; штрих – означает производную.

Отсюда соответственно определено нижеследующее.

1. В случае низких частот, когда выполняются условия

$$\sigma/\omega\varepsilon_0\varepsilon_2 \geq 25,$$

где ε_0 – диэлектрическая проницаемость свободного пространства; ε_2 – относительная диэлектрическая проницаемость; реальная часть β постоянной распространения представится как

$$\beta = \sqrt{\omega\mu_0\sigma/2},$$

где μ_0 – магнитная проницаемость свободного пространства.

Отсюда групповая скорость распространения ЭМВ в случае низких частот составит

$$V_{гр.НЧ} = \sqrt{8\omega_0/\mu_0\sigma}.$$

2. В области высоких частот, когда выполняются условия $\omega > 5\sigma/\varepsilon_0\varepsilon_2$, реальная часть постоянной распространения выглядит как

$$\beta = 1\sqrt{\varepsilon_0\varepsilon_2}, \text{ т.е. } V_{гр.вч}/V_{гр.нч} > 1.$$

В то же время коэффициент передачи Π электромагнитной энергии для данной структуры определяется по формуле

$$\Pi = 2\beta_0 / (\beta_0 + K_1),$$

где $\beta_0 = 2\pi/\lambda$ (λ – длина волны в свободном пространстве, которая соответствует частоте ω); K_1 – волновое число в поглощающей среде.

Последнее определяется следующим образом:

$$K_1 = \beta_0 \sqrt{\varepsilon_2} \sqrt{1 + j\sigma/\omega\varepsilon_0\varepsilon_2}.$$

Сантиметровые ЭМВ проникают в мышцы, кожу, жидкость в глубину около 2 см, а в жир, кости – около 10 см. Для дециметровых волн эти показатели приблизительно в два раза выше.

Кроме указанной специфики проникновения ЭМВ в биоструктуры, необходимо отметить частичное отражение ЭМВ от поверхности объекта. Так при падении в общем случае плоской электромагнитной волны на границу биоструктуры и свободного пространства наблюдается явление отражения и преломления ЭМВ. Средой 1 назовем свободное пространство, а средой 2 – биоструктуру.

Пусть на границу раздела 1 и 2 (рис. 1) под углом φ падает плоская ЭМВ.

Рассмотрим идеальный случай, когда среда 1 представляет собой безвоздушное пространство, а среда 2 – полупространство с конечной объемной проводимостью σ .

Диэлектрические проницаемости этих сред соответственно равны ε_0, μ_0 и $\varepsilon_2 = \varepsilon_0\varepsilon_{22}, \mu_2 = \mu_0\mu_{22}$, где ε_{22} и μ_{22} – относительные диэлектрическая и магнитная проницаемости среды 2.

Для безвоздушного пространства имеем z

$$\varepsilon_0 = \frac{1}{36\pi} \cdot 10^{-9} \frac{\text{Ф}}{\text{м}}, \quad \mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{Гн}}{\text{м}}.$$

Падающая, отраженная и преломленная волны лежат в одной плоскости падения.

Плоскость падения – это плоскость, касательная к нормали и направлению распространения ЭМВ.

Напряженность поля соответствующей волны может быть записана в виде [5]:

$$E_{\text{над}} = E_0 e^{-j\gamma_1} (y \sin \varphi + z \cos \varphi); \quad (1)$$

$$E_{\text{отр}} = R E_0 e^{-j\gamma_1} (y \sin \varphi - z \cos \varphi); \quad (2)$$

$$E_{\text{пр}} = T E_0 e^{-j\gamma_2} (y \sin \varphi + z \cos \psi), \quad (3)$$

где R и T – соответственно коэффициенты отражения и прохождения ЭМВ;
 $\gamma_1 = \gamma_0 = \omega \sqrt{\varepsilon_0 \mu_0} = 2\pi/\lambda_0$ – постоянная распространения ЭМВ в среде 1;
 $\gamma_2 = \omega \sqrt{\varepsilon_2 \mu_2} = \frac{2\pi}{\lambda_0} \sqrt{\varepsilon_{22} \mu_{22}}$ – постоянная распространения ЭМВ в среде 2.

Величины коэффициентов отражения R и прохождения T определяются из граничных условий. На границе раздела сред выполняется равенство тангенциальных (касательных к границе) составляющих компонент электрического и магнитного полей:

$$E_{1\tau} = E_{2\tau}; \quad H_{1\tau} = H_{2\tau}. \quad (4)$$

Так как тангенциальные составляющие электромагнитного поля (ЭВП) зависят от угла падения и типа поляризации ЭВМ, то от этих параметров будут зависеть и коэффициенты R и T .

Можно выделить два типа поляризации ЭМВ: параллельную и перпендикулярную. При параллельной поляризации вектор \vec{E} лежит в плоскости падения, а при перпендикулярной поляризации вектор \vec{E} перпендикулярен к ней (в плоскости падения лежит вектор \vec{H}).

Для параллельной поляризации коэффициент отражения определяется по формуле [6]:

$$R_{11} = \frac{z_{c1} \cos \varphi - z_{c2} \cos \psi}{z_{c1} \cos \varphi + z_{c2} \cos \psi}. \quad (5)$$

Здесь $z_{c1} = \sqrt{\mu_0/\varepsilon_0} = z_0 = 120 \pi$ Ом – характеристическое сопротивление среды 1, а $z_{c2} = \sqrt{\mu_2/\varepsilon_2} = z_0 \sqrt{\mu_{22}/\varepsilon_{22}}$ – среды 2.

Углы падения и преломления связаны между собой следующим соотношением:

$$\sin \varphi / \sin \psi = \gamma_2 / \gamma_1. \quad (6)$$

В табл. 1 приведены расчетные данные зависимости R_{11} от значения угла φ при ε_{22} , близком к значениям для тканей биоструктур, а $\mu_{22} \approx 1$.

Таблица 1
Зависимость коэффициента отражения от угла падения ЭМВ

φ^0	10	20	30	40	50
R_{11}	0,514	0,49	0,43	0,424	0,35

Как видно из полученных расчетных значений, отраженная часть энергии при малых углах φ порядка половины падающего сигнала. Такова цена дистанционного облучения биообъекта ЭМП. При непосредственном контакте облучателя с биоструктурой уровень отражения меньше, но велик риск ожога поверхности контакта. Одновременно присутствует неравномерность излучения от поверхности излучателя, что может привести к локальным перегревам с необратимыми последствиями.

Анализ модели дистанционного облучения показал, что в данном случае выбирая угол падения ЭМП, необходимо контролировать уровень отражения сигнала, стремясь его минимизировать. Тем самым создаются условия для более интенсивного проникновения ЭМВ в биоструктуры при меньшей излучаемой мощности генератора.

Здесь необходимо остановиться еще на одной особенности отражающих по углу структур. В работе [6] показано, что на основе эффекта «быстрых» поверхностных волн в поглощающих структурах возможно существование условий, при которых наблюдается явно выраженный минимум коэффициента отражения при больших углах падения волны.

Анализ условий возникновения «быстрых» поверхностных волн показывает [7], что трансформация поверхностных, вытекающих и комплексно им сопряженных волн в «быстрые» поверхностные волны имеет место для поглощающего слоя и относительной диэлектрической проницаемостью ϵ_{22} в окрестности тех частот, для которых волновое число $K_0 = 2\pi/\lambda$ удовлетворяет уравнению

$$K_0 = \frac{m\pi}{b\sqrt{\epsilon_{22} - 1}}, \quad m = 1, 2, 3, \dots$$

Например, при длине волны $\lambda = 0,8$ см падающего Н-поляризованного излучения, толщине $b = 1$ мм и $\epsilon_{22} = 2$ величина $R = 0,1$ при угле падения ЭМВ $\varphi = 60^\circ$.

Анализируя вышеизложенное, можно констатировать, что при углах падения, близких к нормальному, наблюдается большой коэффициент отражения и прошедшего излучения, необходимого для сеанса терапии, может оказаться недостаточным. Кроме того, при определенных углах падения можно достигнуть максимального уровня прошедшего в биоткань излучения.

В связи с этим важно иметь терапевтическую установку для сеансов облучения, позволяющую найти необходимый угол облучения биообъекта, при котором за счет минимизации коэффициента отражения, уровень прошедшего в биообъект излучения был бы максимальным.

Структурная схема установки облучения биообъектов с одновременным измерением коэффициента отражения поверхности объекта приведена на рис. 2 и выполнена как поворотный стол. Его вращением вокруг своей оси можно изменять угол падения ЭМВ. Падающая ЭМВ излучается передающей антенной 2. Отраженная от биообъекта волна принимается антенной 6, которая установлена на поворотном плече.

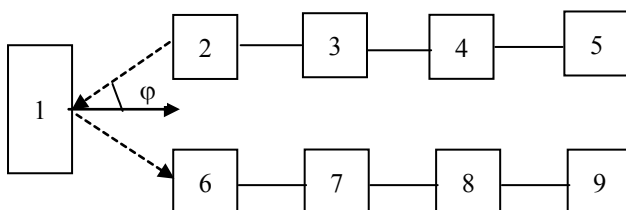


Рис. 2. Структурная схема установки облучения биообъекта:

- 1 – отражающий объект; 2 – передающая антенна;
- 3 – измерительный аттенюатор; 4 – вентиль;
- 5 – генератор СВЧ; 6 – приемная антенна;
- 7 – согласующий трансформатор;
- 8 – детекторная секция; 9 – индикаторное устройство

Выбор длины поворотного плеча и расстояния между передающей антенной и исследуемым объектом основывается на условии работы в дальней волновой зоне, а также на уменьшении паразитной волновой связи между антеннами и облучаемым объектом. Техника измерения описана в [8].

Выводы. Исследования показали, что дистанционное облучение биообъектов имеет ряд преимуществ перед контактным воздействием на биоструктуры ЭМП. Однако при проведении подобных сеансов требуется использовать установку, которая позволяет максимально снизить эффект отраженного сигнала за счет контроля коэффициента отражения. Это повысит экологическую безопасность таких сеансов, снизит уровень излучаемой мощности при том же эффекте. В перспективе подобные установки необходимо избавить от поворотных устройств путем перехода к антеннам облучения и приема с управляемыми диаграммами направленности [9].

ЛИТЕРАТУРА

1. Кудрявцев Ю.С., Колмыков А.В. Теоретическое моделирование температуры при электромагнитной гипертермии опухолей // *Мед. радиология.* – 1990. – № 2. – С. 3 – 8.
2. Поспелов Л.А., Мельник С.И., Олейник И.В. Фантомные исследования и разработки для ВЧ-гипертермии // *Радиотехника.* – 2003. – Вып. 131. – С. 202 – 204.
3. Поспелов Л.А., Мельник С.И. и др. Моделирование ВЧ-гипертермии и алгоритм управления лечебной процедурой // *Технология приборостроения.* – 2002. – № 2. – С. 30 – 33.
4. Исмаилов Э.М. Биофизическое воздействие СВЧ излучателей. – М.: Медицина, 1987. – 195 с.
5. Фёдоров Н.И. Основы электродинамики. – М.: Высш. шк., 1980. – 294 с.
6. Григорьев А.Д. Электродинамика и техника СВЧ. – М.: Высш. шк., 1990. – 335 с.
7. Сахацкий В.Д. Метод повышения эффективности радиопоглощающих структур при больших углах падения волны // *Изв. высш. учебн. заведений. Радиоэлектроника.* – 1998. – Т. 41, № 4. – С. 73 – 75.
8. Алимин Б.Ф. Техника измерений коэффициента отражения поглотителей электромагнитных волн // *Зарубежная радиоэлектроника.* – 1977. – № 2. – С. 88– 100.
9. Корсунов А.Р. Разработка методики локального излучения электромагнитного сигнала при сканировании детерминированного пространственного объема // *Вісник національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут».* Зб. наук. праць. Тематичний випуск: Автоматика та приладобудування. – Х.: НТУ «ХПИ». – 2002. – № 9, Т. 7. – С. 111 – 114.

Поступила 22.04.2004

КОРСУНОВ Анатолий Рувимович, канд. техн. наук, доцент кафедры автоматике и радиоэлектронике Украинской инженерно-педагогической академии. В 1968 году окончил Харьковский государственный университет. Область научных интересов – инфраструктура электромагнитных комплексов сочтанного воздействия на биообъекты.

САХАЦКИЙ Виталий Дмитриевич, докт. техн. наук, профессор кафедры автоматике и радиоэлектронике Украинской инженерно-педагогической академии. В 1970 году окончил Харьковский государственный университет. Область научных интересов – контроль параметров электромагнитных излучений и обеспечение электромагнитной совместимости радиоэлектронных средств.
