

СЕКЦИЯ

**ФУНДАМЕНТАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ МЕДИЦИНСКОЙ
РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ**

Руководитель – д.ф.-м.н., профессор **БЕЦКИЙ О.В.**

**ИЗМЕНЕНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА ЧЕЛОВЕКА, ВЫЗВАННЫЕ ЭМП
МОБИЛЬНОГО ТЕЛЕФОНА, И ИХ КОРРЕКЦИЯ С ПОМОЩЬЮ КВЧ-ИЗЛУЧЕНИЯ**

Бецкий О.В.²³, Лебедева Н.Н.¹³, Котровская Т.И.¹³

1-Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН,

2-Институт радиотехники и электроники РАН

3-ЗАО «МТА-КВЧ», г. Москва

Развитие цивилизации породило появление множества антропогенных факторов, в том числе, искусственных ЭМП (в основном в диапазоне промышленных и радиочастот), которые вносят свой вклад в ухудшение экологической обстановки. Организмы самых различных видов - от одноклеточных до человека - обнаруживают чрезвычайно высокую чувствительность к ЭМП [1-3]. Современные исследования свидетельствуют о том, что биологические эффекты ЭМП определяются как его биотропными параметрами - интенсивностью, частотой, формой сигнала, локализацией, экспозицией и пр. [4-9], так и физическими свойствами биологического объекта как среды, в которой распространяется электромагнитная волна - диэлектрической проницаемостью, электрической проводимостью, исходным функциональным состоянием, возрастом, полом и т.д. [9-12]. Искусственные (антропогенные) ЭМП создают электромагнитное загрязнение окружающей среды, и большую лепту в этот процесс вносят стремительно распространяющиеся сети мобильных телефонов. Как было показано в ряде работ, ЭМП мобильных телефонов оказывают заметное влияние на организм человека. В последние несколько лет эта проблема обсуждается учеными различных специальностей, в частности на ежегодных международных конференциях и симпозиумах, проводимых Bioelectromagnetic Society (BEMS) и European Bioelectromagnetic Association (EBA).

Многими авторами было установлено, что наиболее чувствительной к ЭМП является нервная система [11-16].

Изучение влияния 30-минутного воздействия ЭМП переносного радиотелефона и мобильного телефона (2,45 ГГц; 217 Гц; 3 мВт/см²) на ЭЭГ и вызванные потенциалы крыс показало, что мощность в дельта-диапазоне ЭЭГ достоверно возрастала, а альфа и бета диапазоны снижались через 5 минут после окончания воздействия, а через 20 минут эти изменения исчезали [17].

В целом ряде исследований различного рода эффектов действия ЭМП на человека обнаружены изменения спектральных составляющих ЭЭГ. Несмотря на большой индивидуальный разброс реакций, у большинства испытуемых наблюдали возрастание мощности альфа-, тета- и, в некоторых случаях, дельта-диапазона [17-19].

Наши предыдущие исследования ЭЭГ-реакций человека на однократное 15-минутное воздействие ЭМП мобильного телефона (с частотой 902,4 МГц и интенсивностью 0,06 мВт/см²) выявили изменения биоэлектрической активности мозга человека - достоверное увеличение глобальной корреляционной размерности D2 во время воздействия и в последствии (по сравнению с плацебо), что свидетельствовало об изменении функционального состояния мозга человека - увеличении сложности ЭЭГ и основных процессов мозга [20].

Анализ с помощью метода нелинейной динамики (рассчитывалась глобальная корреляционная размерность D2) 8-часовых записей ЭЭГ спящего человека (20 испытуемых) при воздействии электромагнитного поля находящегося у изголовья включенного мобильного телефона (GSM-стандарт, 900,6 МГц) показал, что во второй половине ночного сна у всех испытуемых наблюдалась тенденция изменений в медленноволновой фазе сна (3,4 стадии) – снижение количества этих стадий в структуре сна (на 17-20%) по сравнению с плацебо, т.е. нарушение структуры сна [20].

В связи с этим было предпринято исследование возможности коррекции изменений биоэлектрических потенциалов мозга человека, вызванных влиянием электромагнитного поля мобильного телефона, с помощью низкоинтенсивного КВЧ-излучения. В Институте радиотехники и электроники и ЗАО «МТА-КВЧ» был разработан микроминиатюрный КВЧ-генератор, который встраивается в трубку мобильного телефона (Патент РФ N 2169434 от 28.12.98).

В экспериментах приняли участие 54 добровольца обоего пола в возрасте от 17 до 60 лет. В *контрольную* группу (без встроенного КВЧ-генератора) вошли 29 человек, в *экспериментальную* группу (с КВЧ-генератором в трубке телефона) – 25 человек. До начала пользования телефонами (аппараты одной и той же фирмы, GSM-стандарт) у всех испытуемых были проведены фоновые замеры ЭЭГ. Затем замеры проводили через 3, 6 и 9 недель после начала пользования сотовыми телефонами. ЭЭГ записывали по 19 стандартным отведениям (система ЕС-10-20%) в окципитальных, париетальных, центральных, фронтальных и темпоральных областях коры больших полушарий мозга (индифферентные электроды располагались на мочках ушей) с помощью портативного энцефалографа NeuroVisor 24U (NPO “BIOSS”, г. Зеленоград), соединенного с Note-book. ЭЭГ-записи анализировали методами нелинейной динамики (вычисление глобальной корреляционной размерности D2) и спектрального анализа. Вторичную статистику осуществляли с помощью стандартных программ (Statistica 6).

При анализе ЭЭГ-данных *контрольной* группы по показателю D2 испытуемые разделились на две подгруппы: в первой – спустя 3 недели пользования телефоном D2 *увеличился* на 15%, спустя 6 недель – на 18 %, спустя 9 недель – на 13% по отношению к фону (различия достоверны с $p < 0,05$); во второй – спустя 3 недели пользования телефоном D2 *уменьшился* на 16%, спустя 6 недель – увеличился на 3 %, спустя 9 недель – увеличился на 5% по отношению к фону (различия достоверны с $p < 0,05$). Спектральный анализ фоновых ЭЭГ-записей показал, что испытуемые первой подгруппы имели в спектре ЭЭГ выраженный пик в *альфа*-диапазоне (альфондная ЭЭГ), а испытуемые второй подгруппы имели *диффузную* ЭЭГ (без выраженного альфа-пика).

Через 3, 6 и 9 недель пользования сотовым телефоном наибольшие изменения в спектре ЭЭГ первой подгруппы касались *дельта*- и *альфа*-ритма (главным образом, выраженное увеличение их амплитуды в различных отведениях), а также *бета*-ритма (заметное снижение амплитуды). Что касается второй подгруппы, то достоверных изменений ритмики ЭЭГ выявлено не было.

При анализе ЭЭГ-данных *экспериментальной* группы по показателю D2 разделения на подгруппы не наблюдалось, а динамика состояла в следующем: D2 *увеличился* на 11%, спустя 6 недель – на 2 %, а спустя 9 недель показатель D2 возвращался к фоновым значениям, при этом различия были не достоверны ($p > 0,05$). Спектральный анализ ЭЭГ-записей так же не выявил достоверных изменений.

Паттерн ЭЭГ, сформировавшийся у испытуемых первой подгруппы *контрольной* группы после 3, 6, 9 недель, свидетельствует о следующих изменениях функционального состояния мозга:

- о снижении оптимального уровня активации центральной нервной системы, снижении (депрессия *бета*-ритма в окципитальных, париетальных, центральных и фронтальных областях коры больших полушарий мозга);
- об увеличении ингибирующего эффекта ствола мозга (динамика *дельта*- и *бета*- ритмов);
- появление знаков возбуждения в мезэнцефальных и, особенно, в базальных фронтально-темпоральных структурах (усиление *альфа*-ритма во фронтальных и центральных областях);
- рассогласование в работе таламо-кортикальных структур (изменение региональных различий распределения основных ЭЭГ-ритмов).

Все выше описанные изменения свидетельствуют о нарушении нейродинамики, снижении тонуса коры головного мозга.

Испытуемые второй подгруппы *контрольной* группы имели слабо выраженные диффузные перестройки в ЭЭГ, которые говорят об умеренных изменениях в дисэнцефальных структурах ствола мозга. Такой паттерн связан со снижением компенсаторного потенциала мозга, т.е. со снижением адаптационных способностей и уровня реагирования на действие внешних факторов.

Отсутствие достоверных различий спектрального состава ЭЭГ в фоновых замерах и в процессе использования сотового телефона у испытуемых *экспериментальной* группы, казалось бы, может свидетельствовать о снижении адаптационных способностей мозга. Однако сформировавшийся ЭЭГ-паттерн свидетельствует о высоком компенсаторном потенциале мозга у субъектов этой группы.

Таким образом, результаты наших экспериментов демонстрируют выраженный эффект влияния электромагнитного поля мобильного телефона на функциональное состояние мозга. При этом можно говорить о двух процессах, развивающихся в центральной нервной системе: один из них – адаптационный, другой – стойкий процесс функционирования мозга. Адаптационный процесс манифестирует тенденцию возвращения измененных параметров к фону, а второй процесс – изменения работы мозга, достаточно стойкий и сохраняется в течение всего времени воздействия. Наблюдаются знаки раздражения таких структур мозга, которые

отвечают за висцеральные, жизненно важные функции организма - сон и его нарушения, ритм сердца и его нарушения, терморегуляция, а также нарушение памяти и эмоциональных реакций организма.

Наличие ММ-генератора в трубке компенсирует возникающие негативные эффекты от воздействия ЭМП мобильного телефона. Отсутствие снижения адаптационных возможностей мозга и его реактивности у испытуемых *экспериментальной* группы свидетельствует о протекторном эффекте ММ-волн.

Литература

1. Пресман А.С. Организация биосферы и ее космические связи-М.:ГЕО-СИНТЕГ, 1997, 239 с.
2. Плеханов Г.Ф. Основные закономерности низкочастотной электромагнитобиологии. Томск: из-во ТГУ, 1990,187 с.
3. Tenforde T. Interaction of ELF magnetic fields with living matter. Handbook of biological effects of electromagnetic fields./Ed.C.Polk, E Postow.Boca Raton; CRS press Inc. 1986; p.197-225.
4. Adey W.R. Frequency and power window in tissue interactions with weak electromagnetic fields. Proc. IEEE. 1980; 68(1): 119.
5. Чуян Е.Н., Темуриянц Н.А., Московчук О.Б. и др. Физиологические механизмы биологических эффектов низкоинтенсивного ЭМИ КВЧ - Симферополь, Издательский центр КГМУ, 2003, 447с.
6. Темуриянц Н.А., Владимирский Б.М., Тишкин О.П. Сверхнизкочастотные электромагнитные сигналы в биологическом мире. Киев:Наукова думка, 1992, 187 с.
7. Сидякин В.Г. Влияние глобальных экологических факторов на нервную систему. Киев: Наукова думка, 1986, 158 с.
8. Лебедева Н.Н. Реакции центральной нервной системы человека на электромагнитные поля с различными биотропными параметрами. Автореф.дис. докт. биол.наук, Москва: Ин-т высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, 1992, 48 с.
9. Лебедева Н.Н. Сенсорные и субсенсорные реакции здорового человека на периферическое воздействие низкоинтенсивных ММ-волн.- Миллиметровые волны в биологии и медицине, 1993, №2, с.5-24.
10. Холодов Ю.А., Лебедева Н.Н. Реакции нервной системы человека на электромагнитные поля М.: Наука, 1992, 135 с.
11. Холодов Ю.А. Реакции нервной системы на электромагнитные поля. М.: Наука, 1975, 207 с.
12. Лебедева Н.Н., Тарасова О.П. Исследование пространственно-временной организации биопотенциалов мозга при периферическом воздействии КВЧ-излучения. - В кн.: «ММ-волны нетепловой интенсивности в медицине и биологии», М.: из-во ИРЭ АН СССР, 1991, т.1, с.187-192.
13. Холодов Ю.А., Шишло А.М. Электромагнитные поля в нейрофизиологии. М.:Наука, 1979,168 с.
14. Burkhardt M., Spinelli Y. and Kuster N. Exposure setup to test the effects on the CNS of wireless communications systems. BEMS. Abstract Book. Eighteenth Annual Meeting. Canada. June 9 - 14, 1996.
15. Graham C., Cook M.R., Cohen H.D. et al. Dose response study of human exposure to 60 Hz electric and magnetic fields. Bioelectromagnetics. 1994; 15: 447-463.
16. Thuroczy G., Kubinyi G., Nagy N. and Szabo. L.D. Acute changes in brain electrical activity (EEG) after GSM modulated microwave exposure on rats. BEMS. Abstract Book. Sixteenntn Annual Meeting. Denmark. June 12-17, 1994.
17. Bell G.B., Marino A.A., Chesson A.L. Alterations in brain electrical activity caused by magnetic fields: Detecting the detection process. Electroencephalogr. Clin.Neurophysiol. 1992; 83: 389-397.
18. Селицкий Г.В., Карлов В.А., Сорокина Н.Д. Механизмы восприятия человеком магнитных полей. – Физиология человека, 1996, т.22, вып.7.
19. Levillain D., Picat J. Interet de l'analyse spectrale dans l'evaluation des effets sur le rythme alpha des champs magnepulses. Ann. Med.Psychol. 1985; 143:235-254.
20. Lebedeva N.N., Sulimov A.V., Sulimova O.P., Kotrovskaya T.I. Cellulur Phone Electromagnetic Field Effects on Bioelectric Activity of Human Brain. – J. "Critical Reviews in Biomedical Engineering", N.-Y., 2000, Vol.28, N1, pp.323-337.
21. Lebedeva N.N., Sulimov A.V., Sulimova O.P., Kotrovskaya T.I., Gailus T. Investigation of brain potentials in sleeping humans exposed to the electromagnetic field of mobile phones-in: J. Critical Reviews in Biomedical Engineering", N.-Y., 2001, Vol.29(1), N1, pp.125 -133

THE HUMAN BIOELECTRIC ACTIVITY CHANGES UNDER MOBILE PHONE EMF EXPOSURE AND THEIR CORRECTION BY EHF-RADIATION

Institute of Highest Nervous Activity and Neurophysiology of RAS,
Medical-Technical Association "EHF", Moscow

The data of our experiments have revealed the distinct biological effect of mobile phone EMF on the functional state of brain. At that it is observed two processes in central nervous system of volunteers: one of them – adaptation process, another – the stable process of brain functioning change.

MM-generator building-in mobile phone tube compensates the negative effects of mobile phone EMF. The absence of elasticity and brain reactivity decrease in subjects of experimental group brings to light the **protective action** of MM-waves.



МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ЛОКАЛЬНОГО ПЕРЕГРЕВА КОЖНЫХ ПОКРОВОВ НИЗКОИНТЕНСИВНЫМ МИЛЛИМЕТРОВЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ

Шевелева Е.Н., Козарь А.В., Королев А.Ф.¹, Бецкий О.В.²

¹Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова

²Институт радиотехники и электроники

Анализ механизмов воздействия низкоинтенсивных ММ-волн на организм человека и изучение проблемы передачи информации внутрь организма проводится уже более 30 лет [1, 2]. Доминирующей концепцией в этой области исследований явилась идея о резонансном взаимодействии ЭМИ КВЧ с живыми системами [3].

В технике широко известны многослойные структуры резонансного типа, обладающие свойством усиления амплитуды падающего поля внутри системы за счет интерференционных эффектов. В оптике и радиофизике для расчета многослойных интерференционных структур успешно применяется матричная методика. Этот метод получил свое развитие в работах [4-6]. Более удобным аппаратом для описания многослойных структур с поглощением может служить метод импедансных характеристик, берущий свое развитие в теории цепей. Не рассматривая конкретную природу импеданса, с позиций метода импедансных характеристик можно говорить о наиболее общих закономерностях процессов в многослойных средах [6]. Моделью кожи в отсутствие магнитного поля считаем диэлектрик, имеющий комплексную диэлектрическую проницаемость $\epsilon_k = \epsilon' + i\epsilon''$, где ϵ' - относительная диэлектрическая проницаемость, $\epsilon'' = -\frac{\sigma}{\omega\epsilon_0}$, где σ -

удельная проводимость ткани, ϵ_0 - диэлектрическая проницаемость вакуума, ω - круговая частота волны. Предполагается нормальное падение плоской электромагнитной волны с длиной λ_0 из вакуума на многослойную структуру, расположенную в плоскости YZ. Направление оси OX совпадает с направлением падения волны.

Многослойную структуру будем характеризовать набором плоскопараллельных пластин числом N и толщиной X_j .

Слой, находящийся справа от сечения под индексом j будем характеризовать комплексной диэлектрической проницаемостью $\epsilon_j = \epsilon'_j + i\epsilon''_j$. Волновое сопротивление слоя с ϵ_j , нормированное на волновое сопротивление свободного пространства $\sqrt{\mu_0 / \epsilon_0}$, обозначим через Z_{ej} , т.е. $Z_{ej} = 1 / \sqrt{\epsilon_j}$. На первой границе структуры входной импеданс зададим Z_0 . Входной импеданс в j сечении положим Z_j , и будем для него иметь [4]:

$$Z_j = Z_{ej} \frac{Z_{j-1} + Z_{ej} \operatorname{th} \gamma_j X_j}{Z_{ej} + Z_{j-1} \operatorname{th} \gamma_j X_j}, \quad (1)$$

где $\gamma_j = \frac{2\pi}{\lambda_0} \sqrt{\epsilon_j} = \alpha_j + i\beta_j$ - постоянная распространения волны в слое с ϵ_j , а X_j - его толщина.

Входные импедансы в j-том и (j-1) - м сечениях положим равными $Z_j = g_j / nh_j$ и $Z_{j-1} = g_{j-1} / nh_{j-1}$. В этом случае справедливо соотношение [4]:

$$\begin{pmatrix} g_j \\ h_j \end{pmatrix} = \hat{M}_j \begin{pmatrix} g_{j-1} \\ h_{j-1} \end{pmatrix}, \quad (2)$$

Компоненты матрицы $\hat{M}_j$, характеризующей j -тый слой, находятся при сравнении данного соотношения с формулой для входного импеданса.

Входной импеданс на правой границе многослойной структуры положим равным Z_0 и по формуле (2) найдем импеданс всей системы Z_N . Если справа и слева от многослойной системы находится среда с волновым сопротивлением $1/n$, амплитудный коэффициент отражения R , будет равен

$$R = \frac{g_N - h_N}{g_N + h_N}, \quad (3)$$

Выражение для коэффициента пропускания многослойной системы [4, 6], записанное в вышеприведенных обозначениях имеет вид

$$T = \prod_{j=0}^N \frac{g_j + h_j n_j}{g_j + h_j n_{j+1}} e^{-\gamma_{j+1} x_{j+1}}, \quad (4)$$

где $n_j = Z_{ej} n$.

Воспользовавшись формулами (3), (4) можно найти коэффициент поглощения по мощности $A = 1 - RR^* - TT^*$ (знак * здесь и далее означает комплексное сопряжение).

Свойства кожи по отношению к электрическим факторам связаны с ее электропроводимостью (электросопротивлением). Сопротивление сухой кожи человека составляет $10^5 - 10^7$ Ом. Наибольшим сопротивлением к электрическому току обладает роговой и блестящий слои эпидермиса, диэлектрические свойства которых обусловлены высоким содержанием липидов и низким содержанием воды. Область резкого уменьшения электросопротивления находится примерно на внешней поверхности зернистого слоя кожи. Скорость транспорта различных веществ через кожу определяется проницаемостью (коэффициентом диффузии) ее отдельных слоев, в основном проницаемостью рогового слоя, потовых желез и зернистого слоя эпидермиса [7].

В работе [8] было установлено, что электропроводность кожи при действии постоянного тока состоит из двух компонент: независимого от полярности увеличения электронов (НОПУЭ) при включении постоянного тока (ПТ) и асимметрии электропроводности (АЭП) при смене полярности на активном электроде. Анализ показал, что НОПУЭ связано с эпидермисом, а АЭП - с дермальным отделом протока потовых желез. Активизация потовых желез является важнейшим фактором изменения электропроводности, однако, ПТ не оказывает влияние на потоотделительную функцию и АЭП не является результатом функционального отправления потовых желез в ответ на действие ПТ. В работе [8] указывается, что АЭП можно связать с изменением геометрии дермального отдела протока потовой железы. И все особенности электропроводности кожи могут быть описаны в рамках ионной проводимости, количественные отличия электрических параметров соответствующих акупунктурных точек больных и здоровых людей являются следствием спроецированных в зону этих точек событий из пораженных органов, затрагивающих состояние межклеточных соединений структур кожи, в частности протоков потовых желез, щелевых контактов [7, 9].

Измерения диэлектрических характеристик кожи в основном были выполнены для дециметрового, сантиметрового диапазонов. Данные по измерению дисперсии диэлектрической проницаемости в миллиметровой области спектра были опубликованы в работах [10-15]. Поведение кожных покровов человека в мм-диапазоне существенно зависит от того, какой участок кожи облучается, является ли этот участок влажным или сухим. Особенно важно сравнение данных численного эксперимента и измерений «in vivo» для количественной оценки степени ожога кожи, диэлектрический параметров кожных покровов.

Ткань с высоким содержанием воды, такая как кожа, мышцы, а также кровь, лимфа имеют очень большие потери, и соответственно глубина проникновения электромагнитной волны уменьшается. По теории Дебая эти потери получаются намного больше, чем при прямой диэлектromетрии компонентов кожных покровов или моделировании диэлектрических свойств биотканей путем рассмотрения моделей свободной и связанной воды. И уж совсем иначе обстоит дело с тканями, в которых содержание воды низкое: жир, зубная эмаль.

При моделировании мы анализировали изменение спектров отражения, пропускания, поглощения. Изменение толщины каждого из слоев изменяет характер интерференционной картины в целом. Наличие же интерференционных эффектов на границах слоев приводит к локальному увеличению концентрации электромагнитного поля в дермальном слое кожи и происходит резонансное поглощение электромагнитной

энергии. С этой точки зрения, кожу можно рассматривать как многослойный интерференционный поглотитель.

Возникающая интерференционная картина приводит к появлению локальных областей перегрева – «горячих точек». Поэтому, в областях локального перегрева может быть превышена условная граница нетеплового взаимодействия.

Литература

1. Девятков Н.Д., Голант М.Б., Бецкий О.В. Особенности медико-биологического применения миллиметровых волн. - М.: ИРЭ РАН, 1994.
2. Хургин Ю.И., Бецкий О.В., Церивитинова Н.Г., Перепечкина Т.Л. О природе первичной мишени при воздействии низкоинтенсивного мм-излучения на биологические объекты. // Сб. статей под ред. Девяткова Н.Д. - М.: ИРЭ РАН, 1987, с. 193-201.
3. Девятков Н.Д., Голант М.Б., Бецкий О.В. Миллиметровые волны и их роль в процессах жизнедеятельности. М.: Радио и связь, 1991.
4. Козарь А.В., Колесников В.С., Пирогов Ю.А. О применении метода импедансных характеристик для анализа распространения волн в многослойных структурах с поглощением. Вестник Моск. ун-та. Сер. Физика, Астрономия, т. 19. № 2. 1978, с. 76-83.
5. Кард П.Г. Анализ и синтез многослойных интерференционных пленок. Таллин, 1971.
6. Бреховских Л.М. Волны в слоистых средах. М., 1970.
7. Сударев А.М. Электрометрический метод исследования параметров микроциркуляции кожи. Дисс. на соиск. Уч. ст. канд. физ-мат. наук. - М.: МФТИ, 1990.
8. Касимов А.Р. Кондуктометрические свойства кожи в условиях действия постоянного тока. Дисс. к. б.н. 1988.
9. Бецкий О.В., Яременко Ю.Г. Кожа и электромагнитные волны. Миллиметровые волны в биологии и медицине. № 1(11), 1998.
10. Трубицын А.В. Защита от электромагнитных полей. М.: МИРЭА, 1986.
11. Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C. The Dielectric Properties of Biological Tissues: II, III. Phys. Med. Biol. 41, pp.2251-2293, 1996.
12. Штемлер В.М., Колесников О.В. Особенности взаимодействия электромагнитных полей с биообъектами. Итоги науки и техники. Физиология человека и животных. т. 22, с. 10-67, М., 1978.
13. Козарь А.В., Королев А.Ф., Шевелева Е.Н., Бецкий О.В., Яременко Ю.Г. Формирование интерференционной картины при моделировании воздействия ММ-облучения на многослойную кожную ткань. // Миллиметровые волны в биологии и медицине. – 2002. - № 3 (27) - С.12-19.
14. Boric-Lubecke O., Nikawa Y., Snyder W., Mizuno K. Skin Properties at Millimeter Waves. - Asia-Pacific Microwave Conference, 1998.
15. Burdette E.C., Cain F.L., Seals J. In Vivo Probe Measurement Technique for Determining Dielectric Properties at VHF Trough Microwave Frequencies. IEEE Tran. Microwave Theory and Technique. Vol. MTT - 28, no. 4, pp. 414-427, April 1980.

Millimeter waves interaction with biostructures in human skin is considered. numerical modeling Results are discussed from the point of view of interference effects. The skin tissue is submitted as a multi-layered structure of resonant type.

The experience achieved in the field of low intensity of mm-wave EM therapy based on the clinical material for many hundreds thousand patients, demonstrated that the interaction main events take place in the skin, though the primary radiation target ("receiver") is the water molecules and their associates (water clusters).

The experimental studies data using the sensory indication method and electroencephalography (EEG) have made it possible to state that under the peripheral exposure to low intensity mm-wave EM-fields there appears both subsensory and sensory responses.

Both sensory and subsensory reactions strongly depend on the spatial localization of EM-field at the human body surface for the following reasons. Firstly, a distribution of the intensity of EM-radiation on the skin surface is irregular. There are zones where intensity of the radiation is some times higher than the average one (so called "hot points"). These zones are the result of the interference of millimeter waves. The location of the "hot points" greatly depends on the frequency of radiation and dielectric properties of the skin itself.



ПРОБЛЕМЫ СОЗДАНИЯ ОТЕЧЕСТВЕННЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ УСТРОЙСТВ ЭКСПЕРТНОГО КЛАССА

Белянкин Р.В., Ермоленко А.С., Риман В.В., Селянин А.И., Фин В.А., Чечина И.Н.

Научно-исследовательский институт точных приборов

Введение

В настоящее время ультразвуковая (УЗ) диагностика является одним из основных видов диагностики. Её достоинствами являются высокая информативность, отсутствие вредной лучевой нагрузки, относительно небольшие габариты и стоимость приборов. Потребность отечественных медицинских учреждений в УЗ диагностических устройствах (УЗДУ) очень велика.

Применительно к УЗДУ понятие экспертного класса со временем изменяется. Сейчас под УЗДУ такого класса понимаются УЗДУ, характеризующиеся совокупностью следующих основных параметров: пространственная разрешающая способность - не хуже 0,7 мм; глубина зондирования - до 220 мм; реальный масштаб времени (РМВ) получения 2D-изображений; высокое качество УЗ изображений; малый уровень спекл-шума (зернистости) УЗ изображений; возможность трёхмерной визуализации; наличие нескольких доплеровских режимов (спектрального, цветового и энергетического доплеровского картирования, тканевого доплера); возможность передачи диагностической информации, включая УЗ изображения, по вычислительным сетям в стандарте DICOM; наличие развитых средств архивирования результатов УЗ обследований; наличие специализированных программ медицинских расчётов для различных областей медицины (кардиологии, акушерства и гинекологии и др.).

Разработка УЗДУ экспертного класса требует привлечения больших ресурсов (научно-технических, научно-медицинских, конструкторско-технологических, производственных, финансовых и пр.). Создание таких устройств по силам только крупным многопрофильным организациям.

Основными фирмами - разработчиками таких УЗДУ являются крупные транснациональные корпорации (General Electric, Siemens, Fillips, Aloka, Toshiba и др.). Имеет место тенденция укрупнения подразделений этих фирм, занимающихся разработкой современных УЗДУ, посредством объединения (или поглощения) более мелких фирм. Отечественные фирмы - разработчики УЗДУ (Спектротомед, Изомед, БИОСС, НИИТП и др.) достигли за последние годы больших успехов, однако отечественных УЗДУ экспертного класса пока нет.

1. Научно-технический и клинический задел

В НИИ точных приборов Федерального Космического Агентства разработано специализированное УЗДУ для диагностики урологических заболеваний. Шифр устройства УУДКУ-01 (устройство ультразвуковое диагностическое компьютерное для урологии). В комплект УЗ-датчиков входят линейный на 5,0 МГц, конвексный на 3,5 МГц, ректальный и вагинальный. УЗДУ может использоваться также для диагностики заболеваний любых других статичных и малоподвижных внутренних органов, т.е. любых внутренних органов, кроме сердца.

Разработанное УЗДУ построено по одноканальной схеме (в смысле применения одного АЦП) (рис. 1). Приёмо-передающий модуль (ППМ) - аналоговый. Так как используются УЗ датчики в виде решётки пьезоэлементов, необходим коммутатор пьезоэлементов. Для повышения отношения сигнал/шум УЗ изображений используется метод виртуальных источников [1]. 2D-изображения формируются в РМВ. По мнению врачей, качество 3D-изображений и удобство работы в 3D-режиме находятся на мировом уровне.

Устройство прошло полный цикл технических и клинических испытаний, сертифицировано. Изготовлены два опытных образца, один из которых находится в опытной эксплуатации в НИИ урологии, а другой - в НИИ онкологии, где применяется, в частности, для наглядной 3D-визуализации в процессе планирования хирургических операций.

В процессе разработки УУДКУ-01 накоплен большой научно-технический и клинический задел, что позволяет приступить к разработке УЗДУ экспертного класса.

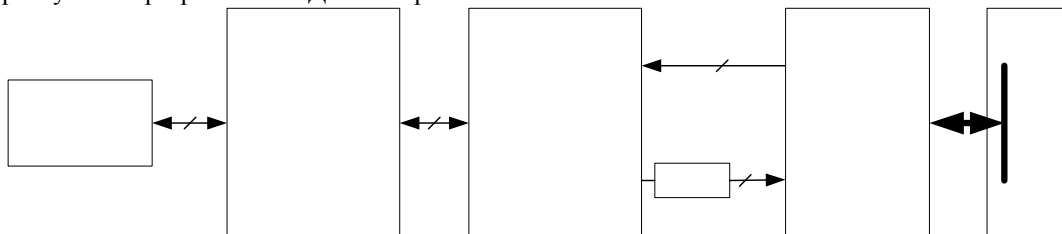


Рис. 1. Структура одноканального УЗДУ

2. Проблемы создания отечественных УЗДУ экспертного класса

Одноканальные УЗДУ, являясь наиболее простыми и дешёвыми, имеют принципиальное ограничение: практическую невозможность визуализации сердца в РМВ. Это ограничение обусловливается не только и не столько недостаточным быстродействием используемой ВС, сколько большим временем УЗ съёмки. Структура УЗДУ (рис. 2) экспертного класса многоканальная, модульная. ППМ будет в максимальной степени цифровым. Предусматривается возможность программной реализации различных режимов работы (одним пьезоэлементом, с виртуальными источниками, с цифровой фокусировкой и др.) и УЗ лучами различной формы. Доплеровские измерения будут выполняться посредством тех же УЗ датчиков, что и для формирования УЗ-изображений.

При времени формирования на ПЛИС одного внутреннего кадра УЗ изображения за 400 мкс и частоте выходных кадров 20 Гц, т.е. периоде повторения 50 мс, на один выходной кадр приходится 125 внутренних. Такая производительность гарантирует возможность выполнения в РМВ таких сложных процедур ЦОС как синтез УЗ изображений, доплеровская фильтрация, а также некогерентное накопление, требуемое для уменьшения спекл-шума (зернистости) УЗ изображений, интерполяцию между соседними точками УЗ изображения, нормировку и др.

Проблема создания отечественных УЗДУ экспертного класса имеет много аспектов.

Системотехнические аспекты сводятся к выбору минимального количества каналов ППМ, достаточного для получения УЗ изображений сердца в РМВ. К системотехническому аспекту относится также выбор метода фокусировки УЗ луча (посредством синтезирования апертуры или программной фокусировки в каждую внутреннюю точку области визуализации). В свою очередь, синтезирование апертуры может выполняться при поочерёдном зондировании одним пьезоэлементом, как в РСА, или посредством создания виртуальных источников. Оптимизация метода фокусировки производится посредством одновременного учёта нескольких факторов: величины разрешающей способности, уровня боковых лепестков, влияющих на качество УЗ изображений и контрастную разрешающую способность, вычислительной сложности, затрат оборудования и пр.

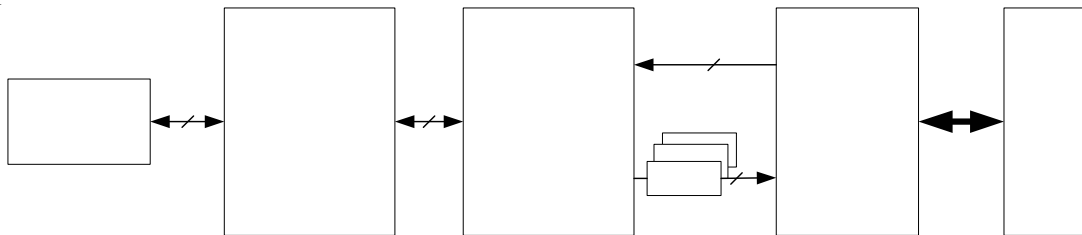


Рис. 2. Структура многоканального УЗДУ

Основные алгоритмические проблемы состоят в разработке эффективных алгоритмов синтеза 2D-изображений, их обработке, направленной на согласование изображений с физиологическими характеристиками зрения, получении 3D-изображений из набора двумерных сканов.

Программистские аспекты состоят в выборе структур данных и разработке программных конвейеров для оптимальной программной реализации оптимальных алгоритмов на мультимикропроцессорном цифровом сигнальном процессоре (МЦСП) и ПЛИС.

Схемотехнические аспекты включают разработку аналоговой и вычислительной подсистем. В аналоговой подсистеме проблемными являются вопросы разработки выходного усилителя мощности, работающего на пьезоэлементы, аналогового коммутатора пьезоэлементов, необходимого для формирования субапертуры при использовании метода виртуальных источников, и входных цепей, связывающих пьезоэлементы с входными маломощными усилителями.

Вычислительная система (ВС) является ядром УЗДУ экспертного класса. Здесь проблемными являются вопросы получения очень высокой производительности (порядка 12 - 15 млрд. оп./с) при малых габаритах и стоимости. ВС базируется на быстродействующем модуле ЦОС, включающем современный МЦСП типа TMS320C64 и ПЛИС типа Virtex II, а со временем более дешёвый ПЛИС типа Spartan III. МЦСП и ПЛИС работают одновременно в режиме макроконвейера: в ПЛИС выполняется цифровая фильтрация эхосигналов и синтез УЗ изображений, а в МЦСП - спектральный доплеровский анализ и вычисления для цифрового картирования.

Основной конструкторско-технологической проблемой является разработка отечественного широкополосного (многочастотного) УЗ датчика, аналогичного УЗ датчикам, применяемым в современных зарубежных УЗДУ.

Организационно-технологический аспект разработки включает: комплект технологической документации, регламентирующей содержание документов и документопоток между специалистами различных специализаций, принимающих участие в разработке; набор инструментальных программных средств разработ-

ки и отладки программного обеспечения МЦСП и ПЛИС; аппаратно-программные стенды проверки УЗ датчиков, отдельных блоков аппаратуры и всего УЗДУ в целом. Сюда же относятся тканезквивалентные и доплеровские фантомы; комплексная программная имитационная модель аппаратуры, алгоритмов и биологической среды, позволяющая осуществлять одновременную разработку аппаратных и программных средств УЗДУ; комплект документации на технологическую оснастку для серийного производства.

Организационно-экономические аспекты включают вопросы: разработки метода квалитметрии (объективной количественной оценки) качества УЗДУ; обучения и подготовки кадров молодых специалистов различного профиля; разработки бизнес-проектов для участия в конкурсах на получение инвестиций; рекламы, маркетинговых исследований и др.

Последние две группы аспектов вместе образуют огромную инфраструктуру, необходимую для создания конкурентоспособной, импортозамещающей и экспортопригодной продукции. Фундаментальные научно-технические проблемы создания современных УЗДУ неотделимы от организационных, технологических и экономических вопросов. Такая инфраструктура была создана в процессе разработки УЗДУ УУДКу-01.

Предварительные прикидки показали, что для выполнения разработки за два года требуются 42 специалиста различных профилей; стоимость разработки, включая изготовление и испытания двух опытных образцов, составит 21 - 23 млн. руб (примерно 700 тыс. долл).

В современных российских экономических условиях трудно рассчитывать получить такую сумму инвестиций. Выход может быть в унификации и обобществлении разработки УЗДУ экспертного класса с другой аппаратурой и совместное участие нескольких организаций в разработке.

Литература

1. Белянкин Р.В., Римаев В.В., Селянин А.И., Фин В.А., Чечина И.Н. Принципы построения, аппаратная и программная реализация медицинского ультразвукового локатора с синтезированием апертуры (МУЛСА). Тезисы доклада на юбилейной научной сессии МЭИ(ТУ), посвящённой 95-летию акад. В.А.Котельникова. 2003.

2. Georgiou G., Cohen F.S., Piccoli C.W., Forsberg F., Goldberg B.B. Tissue Characterization Using the Continuous Wavelet Transform. Part II: Application on Breast RF Data. IEEE Transactions on UFFC Vol. 48, № 2, March 2001.

PARAMETERS OF DEVELOPED ULTRASONIC IMAGING SYSTEM ARE REPORTED

The aims of developing of expert ultrasonic imaging system, based on accumulated scientific and technological and medical experience are set. The problems, which are arisen, when such systems are designed, are formulated.

The ways to solving these problems are proposed.

ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ ТЕРАГЕРЦОВЫХ БИОМЕДИЦИНСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ

Бецкий О.В.³, Киричук В.Ф.¹, Креницкий А.П.², Лебедева Н.Н.³,
Майбородин А.В.², Тупикин В.Д.², Шуб Г.М.¹

¹ – Государственный медицинский университет, г. Саратов

² – ОАО Центральный научно-исследовательский институт
измерительной аппаратуры, г. Саратов

³ – Медико-техническая ассоциация КВЧ, г. Москва

Анализ биомедицинских эффектов электромагнитных излучений (ЭМИ) на частотах молекулярных спектров атмосферных газов-метаболитов показывает прямую связь влияния ЭМИ спектров заданного метаболита на его свойства в процессе метаболизма в биосреде. Это соответствует представлениям о веществе и поле как о единой системе [2, 3, 10].

Около 30 лет изучается воздействие миллиметровых волн на физические и биологические среды. Появилось и развивается одно из перспективных направлений в физиотерапии - "КВЧ-терапия". Определен и продолжает расширяться диапазон лечебных частот и средств КВЧ-терапии, используемых в медицинской практике [2].

Однако терагерцовый диапазон частот все больше обращает на себя внимание специалистов, занимающихся не только радиоэлектроникой, но и биомедицинскими технологиями. Это прежде всего связано с особыми свойствами этих волн, проявляющихся при взаимодействии с веществом.

Терагерцовый диапазон частот лежит на границе между электроникой и фотоникой от 100 ГГц до 10 ТГц или в длинах волн от 3 мм до 30 мкм. Он определен, с одной стороны, частотно-временным ограничением (более 100 ГГц) электронных переходов в полупроводниковых структурах, а с другой - минимальной длиной волны квантовых переходов лазерных структур.

Этот диапазон волн находится на шкале электромагнитных волн между КВЧ-диапазоном и оптическим инфракрасным (ИК) диапазонами и частично перекрывает высокочастотную часть КВЧ диапазона (100 ГГц – 300 ГГц) и низкочастотную часть ИК диапазона.

Рассмотрим эти частоты с позиций спектрально-молекулярных взаимодействий вещества и поля по сравнению с диапазоном КВЧ.

Максимальная энергия кванта $h\nu$ в КВЧ-диапазоне составляет $1,17 \cdot 10^{-3}$ эВ, а в терагерцовом на два порядка больше, то есть $\sim 10^{-1}$ эВ. Ниже энергии кванта в КВЧ-диапазоне оказываются энергия вращения молекул вокруг связей ($10^{-4} \div 10^{-3}$ эВ), энергия куперовских пар при сверхпроводимости ($10^{-6} - 10^{-4}$ эВ) и энергия магнитного упорядочения ($10^{-8} - 10^{-4}$ эВ) [2, 3].

В терагерцовом диапазоне частот энергия кванта больше указанных фундаментальных энергетических состояний вещества, включая дополнительный (по сравнению с КВЧ), более высокий уровень молекулярного состояния вещества – энергию колебательных уровней молекул $10^{-2} - 10^{-1}$ эВ, которая уже близка к энергии Ван дер Ваальса [2,4]. Таким образом, можно полагать, что химическая реакционная способность молекул, возбужденных терагерцовым квантом, будет на два порядка выше, чем при возбуждении КВЧ квантом.

В терагерцовом диапазоне находятся резонансные частоты некоторых биологических структур организма и живой клетки. Так, например, соматическая клетка млекопитающих (2,39 ТГц),

хромосомы различной генной активности ($0,75 \div 15$ ТГц). Взаимодействия ЭМИ на этих частотах с указанными биологическими структурами, как показали исследования в КВЧ-диапазоне [1], вызывают изменения в ДНК тимоцитов крыс линии Вистара, влияя на процесс скручивания ДНК в зависимости от направления круговой поляризации воздействующего поля.

Частотные диапазоны спектров некоторых метаболитов (NO , O_2 , CO и др.) находятся между коротковолновой частью КВЧ-диапазона и длинноволновой терагерцового диапазона частот. В терагерцовом диапазоне наибольшее влияние оказывает водяной пар, имеющий около 900 интенсивных линий поглощения [4].

Необходимо также отметить, что реликтовое излучение в терагерцовом диапазоне до настоящего времени не измерено, а его частотная характеристика рассчитана только теоретически [4], поэтому исследования его воздействия на эволюционные процессы жизнедеятельности на Земле в терагерцовом диапазоне частот являются одной из актуальных задач науки.

Радиофизические свойства многих веществ существенно изменяются в терагерцовом диапазоне частот. Например, диэлектрическая проницаемость воды в терагерцовом диапазоне почти в 16 раз меньше, чем на низких частотах [3, 4, 12].

В ОАО ЦНИИИА, г. Саратов разработан панорамно-спектрометрический измерительный комплекс «Терагерц» с квазиоптическим трактом, позволяющим проводить экспериментальные исследования воздействия терагерцовых волн на биологические и физические среды в частотном диапазоне до 3 ТГц [4, 6, 12]; основные параметры узлов квазиоптического тракта указаны в работах [8, 10]. Результаты совместных теоретических и экспериментальных исследований (ЦНИИИА, Саратовского государственного медицинского университета, МТА КВЧ) легли в основу разработки следующих новых методов терагерцовой терапии: NO – терапия [6], молекулярная ТГц акустотерапия [9], ТГц – аэротерапия [9, 11], молекулярная ингаляционная ТГц-акустотерапия [11].

Нами изучены эффекты ТГц-облучения на частотах молекулярного спектра излучения и поглощения (МСИП) оксида азота 150,176–150,664 ГГц и 240 ГГц одного из универсальных клеточных метаболитов, оказывающего сосудорасширяющее, противосвертывающее действие на один из видов форменных элементов крови – тромбоциты, на внутрисосудистые показатели микроциркуляции как в условиях *in vitro*, при проведении экспериментальных исследований на животных с моделью измененной микроциркуляцией, характерной для больных с ишемической болезнью сердца, так и в клинических исследованиях у больных с нестабильной стенокардией и глубокими ожогами кожи.

Показано, что ТГц-излучение на частотах МСИП оксида азота 150,176–150,664 ГГц оказывает выраженное ингибирующее воздействие на повышенную функциональную активность тромбоцитов больных нестабильной стенокардией в условиях *in vitro*. Наиболее выраженные тромбоцитарные эффекты в этих условиях вызывает ТГц-воздействие в непрерывном режиме в течение 15 минут.

В условиях *in vitro* влияние ЭМИ ТГц-диапазона на указанных частотах МСИП NO на реологические свойства крови больных стабильной стенокардией различно в зависимости от времени экспозиции и мощности облучения: увеличение времени экспозиции приводило, как правило, к выраженному увеличению вязкости крови как у больных, так и практически здоровых лиц. Аналогичная закономерность выявлена при нарастании мощности излучения. При всех режимах облучения ЭМИ на частотах МСИП NO 150,176–150,664 ГГц изменения функциональных параметров эритроцитов были разнонаправлены: установлено повышение агрегационной способности эритроцитов и понижение их деформируемости.

Облучение обогащенной тромбоцитами плазмы больных нестабильной стенокардией ТГЧ- волнами частотой МСИП оксида азота 240 ГГц в условиях *in vitro* не оказывает влияния на процесс активации кровяных пластинок, но угнетает их агрегационную способность, причем в более выраженной степени, чем при воздействии на частотах МСИП NO 150,176–150,664 ГГц. Одновременно происходит увеличение вязкости цельной крови как при малых, так и при больших скоростях сдвига у больных нестабильной стенокардией по сравнению с группой относительно здоровых доноров-добровольцев.

В условиях эксперимента *in vitro* на обогащенной тромбоцитами плазме показана эффективность использования скрещенных электрического и постоянного магнитного полей для повышения диффузии возбужденных молекул NO в обогащенную тромбоцитами плазму и их влияние на функциональную активность тромбоцитов на частоте МСИП оксида азота 240 ГГц. При этом происходит резкое угнетение функциональной активности тромбоцитов до такой степени, что не наблюдается ее восстановления, а напротив способность кровяных пластинок к агрегации становится менее выраженной, чем у практически здоровых лиц.

Показано нормализующее действие терагерцового излучения на частоте МСИП оксида азота 240 ГГц, находящееся в скрещенных магнитном и электрическом полях на реологические показатели крови больных нестабильной стенокардией в условиях *in vitro*. Так, происходит восстановление повышенной вязкости крови при всех скоростях сдвига, наиболее выраженное при 15-ти минутном воздействии на цельную кровь. Полное восстановление нарушенной агрегации и деформируемости эритроцитов зависит от времени облучения крови: агрегации эритроцитов – при 30 минутном, а деформируемости – при 15 минутном облучении.

Изучено влияние электромагнитных колебаний терагерцового диапазона на частотах МСИП оксида азота 150,176–150,664 ГГц на показатели внутрисосудистого компонента микроциркуляции в условиях эксперимента на животных (белые крысы) в состоянии иммобилизационного стресса – модели нарушений микроциркуляции у больных нестабильной стенокардией.

Показано, что как предшествующее стрессу, так и последующее ТГЧ-облучение вызывает различную степень нормализации нарушенных функций тромбоцитов в зависимости от времени облучения. Наиболее выраженное восстановление функциональной активности тромбоцитов наблюдалось при облучении животных в течение 15 и 30 минут. Одновременно происходит восстановление нарушенных коагуляционных свойств крови, эффективность которого также зависит от времени облучения, нормализуются измененные реологические свойства крови – вязкость крови при различных скоростях сдвига, агрегация и деформируемость эритроцитов. Наиболее эффективными в восстановлении показателей реологии крови являются 15-ти и 30-ти минутные режимы облучения. Параллельно с этим наблюдается частичное или полное восстановление качественного и количественного состава эритроцитов крови в зависимости от длительности ТГЧ-воздействия.

Первый опыт клинического исследования ЭМИ ТГЧ-диапазона на частотах МСИП оксида азота 150,176 – 150,664 ГГц применением малогабаритного аппарата КВЧ-NO, разработанного в МТА КВЧ (г. Москва) совместно с ФТЦП «НПП-Исток» (г. Фрязино) и ОАО ЦНИИИА (г. Саратов), свидетельствует о целесообразности его применения у больных с сердечно-сосудистой патологией, так как он обладает мощным вазоактивным, антиангинальным и гипокоагуляционным эффектом, особенно у больных с ишемической болезнью сердца, в частности, с нестабильной стенокардией, артериальной гипертензией.

Впервые исследована возможность использования ЭМИ терагерцового диапазона на частотах МСИП оксида азота 150,176 – 150,664 ГГц для местного комплексного лечения ожоговых ран с ограниченной поверхностью. Показано, что при применении на фоне общепринятой терапии ТГЧ- облучения ожоговых ран наблюдается отсутствие их нагноения и углубления пограничных ожогов III а степени, сокращение сроков эпителизации пограничных ожогов III а степени на 5-6 дней и подготовки ран к аутодермопластике при ожогах III б степени на 4-7 дней.

Литература

1. Алавердян С.А., Алавердян Л.Е., Майбородин А.В., Креницкий А.П. Установка для расшифровки нуклеотидных последовательностей фрагментов ДНК на основе капиллярного электрофореза. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2003, № 2.
2. Бецкий О.В., Лебедева Н.Н. История становления КВЧ-терапии и десятилетние итоги работы Медико-технической ассоциации КВЧ. ММ волны в биологии и медицине. 2002, № 1.
3. Бецкий О.В., Яременко Ю.Г. Миллиметровые волны и перспективные области их применения. Зарубежная радиоэлектроника. 2002, № 5.
4. Бецкий О.В., Креницкий А.П., Лебедева Н.Н., Майбородин А.В., Тупикин В.Д. Биофизические эффекты волн терагерцового диапазона и перспективы развития новых направлений в биомедицинской технологии: терагерцовая терапия и терагерцовая диагностика. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2003, № 12.
5. Валитов Р.А., Дюбо С.Ф., Камышин В.В. и др. Техника субмиллиметровых волн. Изд.-во «Советское радио», 1969, 480 с.

6. Киричук В.Ф., Креницкий А.П., Майбородин А.В., Тупикин В.Д., Бецкий О.В. Оксид азота и электромагнитное излучение КВЧ. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2002, № 10-11.
7. Креницкий А.П., Майбородин А.В. КВЧ-аэротерапия – новый, природный, естественный, экологически чистый метод лечения. Миллиметровые волны в биологии и медицине, 2002, № 4(28).
8. Майбородин А.В., Креницкий А.П., Тупикин В.Д., Киричук В.Ф., Волин М.В. Комплекс для исследований тонких структур молекулярных спектров физических и биологических сред. VII Международная научно-техническая конференция. Радиолокация, навигация, связь. 24-26 апреля 2001 г., Воронеж, том 1.
9. Майбородин А.В., Креницкий А.П., Бецкий О.В. Молекулярная КВЧ-акустотерапия. Миллиметровые волны в биологии и медицине, 2003, № 4.
10. Майбородин А.В., Креницкий А.П., Тупикин В.Д., Киричук В.Ф., Авдеенко В.С. Панорамно-спектрометрический комплекс для исследований тонких структур молекулярных спектров физических и биологических сред. Биомедицинская радиоэлектроника, 2001, № 8.
11. Майбородин А.В., Креницкий А.П., Бецкий О.В. Электродинамическая модель взаимодействия КВЧ-волн и атмосферного воздуха в дыхательной системе. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2002, № 5-6.
12. Майбородин А.В., Креницкий А.П. Биомедицинские эффекты КВЧ-волн в методах китайской акупунктуры. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2003, № 2.

PERSPECTIVES OF DEVELOPMENT OF TERAHERTZ BIOMEDICAL TECHNOLOGIES

Betsky O.³, Kirichuk V.¹, Krenitsky A.², Lebedeva N.³, Mayborodin A.¹, Tupikin V.², Shoob G.¹

¹ - State Medical University, Saratov

² - Joint-stock company Central Institute of Measuring Equipment, Saratov

³ - Medical and Technical Association of EHF, Moscow

Terminology and physical basis of terahertz range of electromagnetic waves in which there are molecular spectra of radiation and absorption of the substances, existing in the transient electronic quantum state and being cell metabolites are presented in lecture.

A new terahertz biomedical technology for introduction in clinic practice of EHF-NO therapy of the patients with instability stenocardia, arterial hypertension, therapy of burn wounds against the background of used therapy is based on numerous research of biomedical media (whole blood and plasma of the patients with instability stenocardia, enriched by thrombocytes) and experimental model of disturbances of intra-vascular component of microcirculation of animals with immobilizative stress.



МОДЕЛИРОВАНИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ СВЧ-ИЗЛУЧЕНИЯ НЕТЕПЛОВОЙ ИНТЕНСИВНОСТИ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ОБЪЕКТЫ

Шеин А.Г., Никулин Р.Н., Грецова Н.В.

Волгоградский государственный технический университет

Изучение процессов воздействия СВЧ - волн сантиметрового диапазона малых интенсивностей на биологические объекты имеет не только чисто научный, но и практический интерес в связи с ростом фоновой интенсивности излучения вследствие широкого распространения телевидения, систем телекоммуникаций, других радиоэлектронных систем, в том числе бытовых, военного и гражданского применения.

Ввиду чрезвычайной сложности процессов, протекающих в живых организмах, их взаимосвязи и взаимном влиянии, не удастся получить однозначный ответ о путях воздействия электромагнитного излучения и придется либо экспериментально оценивать это влияние, либо, используя биофизические модели, анализировать возможные пути и способы преобразования электромагнитной энергии в биологическом объекте.

Выяснение частотной зависимости факторов требует оценки того диапазона частот, в пределах которого возможно энергетическое воздействие. Если принять во внимание, что основой любого живого организма является клетка, то, учитывая ее строение в простейшем приближении «протоплазма – мембрана», представив ее в качестве некоторой сложной эквивалентной радиотехнической схемы, значения отдельных элементов которой определены для биологических систем (емкость, сопротивление) или могут быть рассчитаны (индуктивность), можно определить тот диапазон частот, в котором возможно резонансное воздействие внешнего сигнала. Предельные значения такого диапазона, полученные при расчетах, достаточно широки – от единиц гигагерц (СВЧ диапазон), до терагерцового диапазона (субмиллиметровый и ИК диапазоны).

При этом воздействие СВЧ излучения на клетку нельзя в целом рассматривать как чисто электродинамическую задачу, поскольку основная роль клетки заключается в создании новых белков на базе транспорта ионов через мембрану и выполнении условия резонанса только должно стимулировать или тормозить этот процесс. Следовательно, можно предположить, что при совпадении частот колебаний клетки и вынуж-

дающего воздействия изменяются условия транспорта ионов через мембрану и (или) изменяются процессы распада и создания активных веществ в клетке, протекающих во взаимосвязи друг с другом.

Таким образом, первой задачей является изучение воздействия ЭМИ низкой интенсивности на процессы пассивного транспорта веществ через биологические мембраны. Существует два основных подхода к описанию прямого прохождения заряженных частиц: дискретный и непрерывный. Непрерывный подход, основанный на электродиффузионной модели, наиболее оправдан для описания транспорта ионов через искусственные липидные мембраны. В рамках электродиффузионной модели мембрана представляется в виде непрерывной гомогенной среды, в которой происходит диффузия точечных не взаимодействующих частиц [1]. Электродиффузионная теория основывается на уравнение электродиффузии Нернста-Планка

$$I_i = -4\pi R_m^2 u_i k_B T \left(\frac{dn_i}{dx} + n_i \frac{z_i e}{k_B T} \frac{d\phi}{dx} \right),$$

где k_B – постоянная Больцмана; T – абсолютная температура; n – концентрация; z – валентность иона; e – заряд электрона; ϕ – электрический потенциал; u – подвижность иона; R_m – радиус мембраны. При наличии внешнего электромагнитного поля при выполнении условия, что время перемещения иона в канале меньше периода высокочастотного сигнала, данное уравнение должно быть дополнено слагаемым, определяющим силу ионного тока, обусловленного наличием этого поля. Тогда уравнение электродиффузии принимает вид

$$I_i = 4\pi R_m^2 \left\{ -u_i n_i(x) e \left[\frac{k_B T}{e} \frac{1}{n_i(x)} \left(\frac{dn_i(x)}{dx} \right) + z_i \frac{d\phi(x)}{dx} \right] - \left[\sigma \bar{E} + \varepsilon \varepsilon_0 \frac{\partial \bar{E}}{\partial t} \right] \right\},$$

где σ – проводимость среды, E – напряженность электрической составляющей поля.. Численный анализ последнего выражение показывает, что в ряде случаев ионный ток под действием СВЧ - излучения изменяет свое направление на противоположное. Можно предположить, что именно изменение направления ионного тока может являться одной из причин воздействия на функционирование биологических клеток, а, следовательно, и организма в целом. Следует отметить, что в общем случае, проводимость среды (а именно, ионного канала) зависит от пространственной координаты, т.е. $\sigma = f(x)$ [2].

Величины ионных токов, определяемых на основе уравнения Нернста-Планка, значительно меньше значений, найденных экспериментально. Поэтому воспользуемся иным подходом, в основе которого лежат общие физические и биофизические принципы.

1) Поступление иона в канал сопровождается замещением воды гидратной оболочки на полярные группы, выстилающие полость канала.

2) Особенности взаимодействия иона с молекулярными группами канала учитываются соответствующими профилями потенциальной энергии иона в канале, который представляется рядом последовательных потенциальных ям и барьеров.

3) Ион достаточно долго (по сравнению со временем тепловых колебаний) задерживается в каждой потенциальной яме. Перескок возможен только в пустую яму. Второй ион не может попасть в занятую потенциальную яму из-за электростатического взаимодействия с уже находящимся там ионом.

4) Перескоки между ямами совершаются под действием тепловых флуктуации. Вероятность перескока зависит от приложенного электрического поля.

Если рассматривать транспорт ионов как серию последовательных перескоков через энергетические барьеры в канале, то уравнение для потока ионов выводится на основе теории абсолютных скоростей реакций Эйринга. Наиболее простым и достаточно общим оказывается случай, когда в мембране существует всего три кинетических барьера. Боковые барьеры соответствуют входным участкам канала, где происходит первичный процесс дегидратации, центральный барьер – селективной области (селективный фильтр).

Если скорость переноса ионов через канал лимитируется центральным энергетическим барьером, который расположен по середине толщины мембраны, то выражение для плотности тока, переносимого ионами данного вида, для случая несимметричного ионного окружения выражение для силы ионного тока принимает следующий вид

$$I_i = 4\pi R_m^2 \cdot z_i k_{vi} F l \left(n_i e^{\frac{z_i \psi}{2}} - n_{i0} e^{-\frac{z_i \psi}{2}} \right).$$

Здесь, k_{vi} – константа скорости перехода через основной барьер в отсутствие электрического поля, F – число Фарадея, R_m – радиус сферической мембраны, $\psi \equiv \frac{e\phi}{k_B T}$, n_0, n_i – концентрации электролита в окружающем мембрану растворе; z_i – валентность иона. Поскольку рассматривается перемещение иона в мембранном

канале, в качестве линейного перемещения выбирается длина этого канала ℓ .

Наличие внешнего СВЧ - поля будет не только добавлять составляющие тока смещения и тока проводимости, но и изменять величину потенциального барьера для иона. В результате, при достаточно малых величинах напряженности высокочастотного поля максимальная величина силы тока, протекающего через мембрану, определяется соотношением [2]

$$I_i = 4\pi R_m^2 \cdot \left\{ z_i k_{vi} Fl \left[n_i e^{\left(\frac{z_i}{2} \psi + \psi_{don} \right)} - n_{i0} e^{-\left(\frac{z_i}{2} \psi + \psi_{don} \right)} \right] - \left[\sigma \bar{E} + \varepsilon \varepsilon_0 \frac{\partial \bar{E}}{\partial t} \right] \right\},$$

$$\text{где } \psi_{don} = 0.44 \frac{z_i^{3/2}}{\varepsilon T} \sqrt{|E_{gc}(x, t)|}, \quad \varepsilon - \text{относительная диэлектрическая проницаемость электролита, } E_{gc}$$

– напряженность высокочастотного поля.

Если концентрация некоторого иона в организме понижается, то уменьшается величина соответствующего ионного тока. Наличие внешнего СВЧ - поля позволяет увеличить силу ионного тока, доведя ее до нормы, присущей здоровому организму. При этом нельзя не отметить, что, если в организме наблюдаются «нормальные» концентрации того или иного иона, то посредством нетеплового СВЧ – воздействия не удастся достигнуть многократного превышения значения ионного тока над нормальным значением. В работе [3] отмечается, что «...когда воздействие ЭМИ на организм являются положительными они эффективно противодействуют процессам, нарушающим нормальную работу организма, однако вызвать с помощью этих воздействий значительное усиление общей активности тех или иных систем сверх предельных возможностей, характерных для их нормальной работы, как правило, не удастся». Возможно, данная модель дает объяснение описанному в [3] явлению, которое наблюдалось в экспериментах. Действие этого эффекта можно описать следующим образом: при пониженной концентрации ионов внешнее СВЧ – излучение способствует усилению транспорта этих ионов и, следовательно, увеличению силы ионного тока, которая в этом случае достигает нормального значения, несмотря на низкую концентрацию ионов.

С другой стороны, возможно понижение величины ионного тока, которое также связано с изменением величины потенциального барьера на величину $\psi_{don.min} = -\frac{|E_{gc}(x, t)|}{2lk_B T}$ при отрицательном полуперио-

де высокочастотного сигнала, которое частично компенсируется токами смещения и токами проводимости.

Изменение проницаемости мембран для ионов K^+ , Na^+ , Ca^{2+} , H^+ и низкомолекулярных соединений способно изменять активность ферментных систем как внутри клетки, так и внутри мембраны. Для описания процессов с участием гомонов, белков, ферментов, т.е. для описания двух реакций образования – распада активных веществ, протекающих во взаимосвязи друг с другом, можно применить триггерную модель, предложенную Жакобом и Моно [1,4].

Для того чтобы рассматривать процессы, происходящие во всем объеме клетки, необходимо учесть диффузию продукта и ввести условия, характеризующие процесс воздействия СВЧ излучения на данный процесс.

Система уравнений, описывающая модель переключения ферментативных реакций с учетом диффузии продукта, имеет вид

$$\begin{cases} \frac{\partial P_1}{\partial t} = \frac{A_1}{B_1 + P_2^m} - q_1 P_1 + D_1 \frac{\partial^2 P_1}{\partial r^2}, \\ \frac{\partial P_2}{\partial t} = \frac{A_2}{B_2 + P_1^m} - q_2 P_2 + D_2 \frac{\partial^2 P_2}{\partial r^2}, \end{cases}$$

Здесь корепрессором для первой реакции является продукт второй P_2 , а корепрессором для второй – продукт первой P_1 , A_1 , A_2 , B_1 и B_2 – коэффициенты, описывающие дерепрессию реакций, параметры, включающие времена жизни и синтеза фермента, коэффициенты, описывающие дерепрессию реакций, член $q_i P_i$ описывает отток продукта P_i , m – порядок реакций репрессии, который показывает, какое количество молекул продукта участвует в процессах корепрессии.

Этот подход позволяет учесть зависимость процессов, происходящих внутри клетки, от внешнего управляющего параметра (изменение концентрации ионов при воздействии на биологический объект низкоинтенсивным СВЧ – излучением). Анализ данной системы показывает, что регулирование процессов роста происходит на уровне регулирования скоростей процессов, протекающих в биологических системах, которые определяются изменением активного транспорта ионов под действием высокочастотного излучения.

Для выяснения параметров влияния ЭМИ СВЧ на жизнеспособность биообъектов проведены экспериментальные исследования, в качестве объекта эксперимента в которых выбраны непророщенные зерна яровой пшеницы, полностью прошедшие фазу физиологического покоя и находящиеся в фазе вынужденного покоя. В качестве биологических тестов, фиксирующих ответную реакцию объекта исследования на облучение, выбраны всхожесть и длина ростков пшеницы на 15-й день после высадки в процентах по отношению к контролю.

В результате экспериментов, проведенных в диапазонах от 1,2 до 2,6 ГГц и 12,2 – 13,8 ГГц получены следующие закономерности [5] :

- существуют такие частоты, благотворный эффект воздействия которых для данного сорта постоянен при фиксированной интенсивности (100 мкВт/см^2) и отклик по всхожести составляет не менее 115-120 % вне зависимости от времени года, как и частоты, действие которых на яровую пшеницу не является благотворным и, вдобавок, сильно варьируется в зависимости от времени года;

- существует зависимость отклика от частоты при повышении интенсивности и (или) при изменении энергетической дозы (Дж/см^2).

Таким образом, рассмотрен один из возможных вариантов физических механизмов, позволяющий объяснить процесс воздействия низкоинтенсивного СВЧ – излучения на ионный транспорт веществ через мембраны посредством изменения высоты потенциального барьера и дать объяснение наблюдаемой ранее и описанной в литературе особенности воздействия ЭМИ на биологические объекты. Естественно, необходимо учитывать тот факт, что любой биологический объект представляет собой совокупность огромного количества клеток, взаимосвязанных между собой и влияющих друг на друга. А это может существенно изменить не только степень воздействия высокочастотного поля на объект, но и характер этого воздействия. Все это требует дальнейших исследований.

Литература

1. Рубин А.Б.. Биофизика: В 2-х кн.: Учеб. для биолог. спец. вузов. – М.: Высш. шк. 1987.
2. Шеин А.Г., Никулин Р.Н. Моделирование воздействия низкоэнергетического электромагнитного излучения сверхвысокой частоты на пассивную составляющую ионного транспорта веществ через биологические мембраны // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2004. – №4. – с. 4 – 11.
3. Девятков Н.Д., Голант М.Б., Тагер А.С. Роль синхронизации в воздействии слабых сигналов миллиметрового диапазона волн на живые организмы // Эффекты нетеплового воздействия миллиметрового излучения на биологические объекты / Под. ред. академика Девяткова Н.Д. – М., ИРЭ АН СССР, 1983. – С. 7 – 17.
4. Романовский Ю.М., Степанова Н.В., Чернавский Д.С. Математическое моделирование в биофизике. – М.: Наука, 1975. – 344 с.
5. Шеин А.Г., Кривonos Н. В. Особенности воздействия излучения двухсантиметрового диапазона на злаковые культуры // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2002. - №4. – с. 5 – 8

