

**С.П. Драган, А.С. Прокофьева, О.А. Григорьев, Е.А. Кондратьева,
А.Д. Котляр-Шапиров, Д.Б. Комаров**

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ЗАКОНОМЕРНОСТЕЙ ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКИХ ИМПЕДАНСНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ГОЛОВНОГО МОЗГА БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Федеральный медицинский биофизический центр им. А. И. Бурназяна ФМБА России, Москва.

E-mail: as.prokofieva@fmbcfmba.ru.

С.П. Драган – в.н.с., д.т.н.; А.С. Прокофьева – м.н.с.; О.А. Григорьев – зав. отд., д.б.н., член научно-консультативного комитета Международного электромагнитного проекта Всемирной организации здравоохранения; Е.А. Кондратьева – инженер-исследователь; А.Д. Котляр-Шапиров – инженер-исследователь; Д.Б. Комаров – инженер-исследователь

Реферат

Цель: Определение частотно-зависимых импедансных характеристик головного мозга экспериментальных животных.

Материал и методы: Для определения акустических импедансных характеристик была применена разработанная нами технология, основанная на использовании двухмикрофонной техники измерений в интерферометре. При помощи двух измерительных микрофонов, установленных стационарно на боковой поверхности интерферометра, измеряют уровни звукового давления и разность фаз между ними. По этим данным рассчитываются комплексный коэффициент отражения и компоненты импеданса исследуемого образца, установленного на конце интерферометра.

Для получения электрических импедансных характеристик, получаемых при прохождении электрического тока, применялся двухэлектродный метод с использованием параллельных электродов. Между двумя электродами располагался исследуемый образец, через который пропускали электрический ток и записывали значения электрического импеданса.

В качестве объекта исследования использовался головной мозг кролика.

Результаты: Данные измерений импедансных характеристик целого мозга свидетельствуют, что коэффициент звукопоглощения на низких частотах составляет 0,68 и с ростом частоты плавно уменьшается до значения 0,43. Анализ результатов измерения электрического импеданса и последующего расчета коэффициента потерь указывает, что диапазон изменения коэффициента потерь на частоте 1 кГц, по всем животным, составил от 0,04 до 0,07, а на частоте 100 кГц – от 0,06 до 0,09.

Выводы: При помощи разработанных методов измерения получены акустические и электрические импедансные характеристики органов и тканей биообъектов, которые целесообразно использовать для разработки физико-математической модели взаимодействия звуковых и электромагнитных волн с организмом человека.

Ключевые слова: импеданс, коэффициент потерь, коэффициент поглощения, удельное сопротивление, акустический импеданс, электрический импеданс, двухмикрофонный метод, двухэлектродный метод, головной мозг, кролики

Поступила: 01.12.2016. Принята к публикации: 06.12.2017

Введение

В соответствии с данными Всемирной организации здравоохранения, средний уровень влияния окружающей среды на здоровье населения достигает 17–20 %, из них 16 % заболеваемости обусловлено акустическим загрязнением среды обитания. Научно-технический прогресс, развитие и внедрение новых технологий ведут к возрастанию энерговооруженности и, как следствие, повышенному уровню шума и электромагнитного поля (ЭМП), сопровождающих человека в его повседневной жизни как на производстве, так и в быту. В связи с невозможностью проведения радикальных мероприятий по снижению уровней шума и ЭМП в источнике образования имеется насущная необходимость в разработке медико-технических мероприятий по защите населения от вредного влияния указанных физических факторов окружающей среды.

Для эффективной защиты человека необходимо знать физический механизм воздействия звуковых и ЭМП. Однако до сих пор нет общепринятых моделей взаимодействия звуковой волны с организмом человека, неизвестен физический механизм, приводящий к нарушению здоровья человека, находящегося в акустически неблагоприятных условиях. Существуют лишь разрозненные зависимости вероятности специфических и неспецифических заболеваний от сверхнормативного действия шума и ЭМП.

Для определения физического механизма воздействия звуковых и электромагнитных (ЭМ) полей, а также последующего моделирования необходимо иметь данные об импедансных характеристиках основных органов (головной мозг, легкие, печень, почки и т.д.) и тканей экспериментальных животных и человека во всем частотном диапазоне. Использование ряда животных позволит верифицировать и достоверно экстраполировать данные на человека.

Результаты измерений импедансных характеристик, т.е. граничные условия, будут положены в основу физико-математической модели взаимодействия звуковых и ЭМ волн с организмом человека, что позволит обосновать и разработать гипотезу механизма комбинированного воздействия. Знание механизма воздействия позволит целенаправленно формировать защитные мероприятия для профилактики и лечения различных болезней, вызванных негативным воздействием физических факторов. Математическая модель необходима для использования в целях диагностики состояния организма, а также для технико-экономических обоснований разрабатываемых средств защиты от техногенных факторов физической природы.

Материал и методы

Измерения акустического и электрического импеданса осуществлены на кроликах. В качестве биообразцов использовался целикомый мозг. Всего по от-

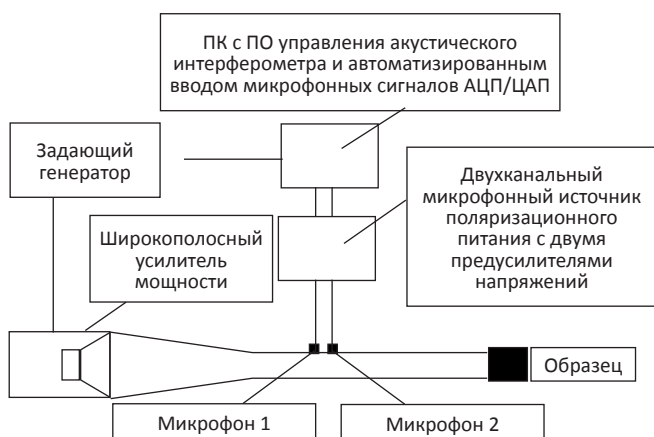


Рис. 1. Структурная схема интерферометра для измерения акустического импеданса биологических образцов

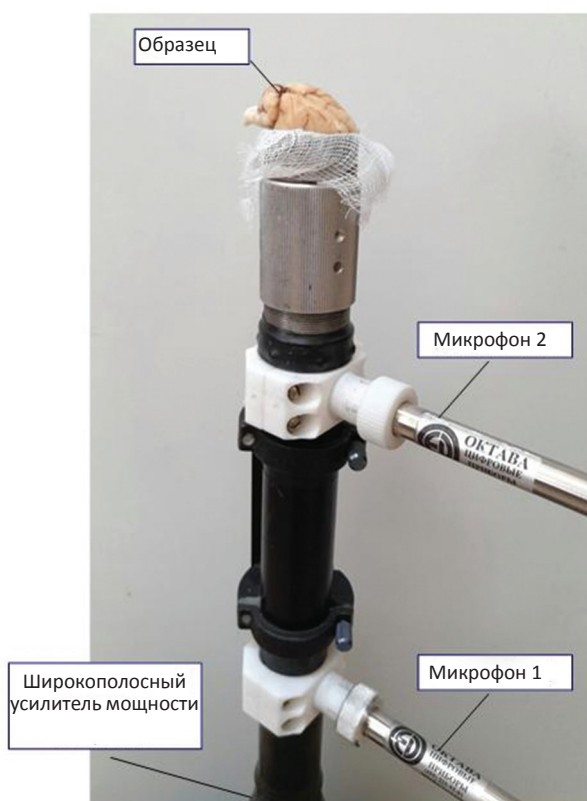


Рис. 2. Волновод для измерения акустического импеданса биологических образцов

работанной методике были проведены исследования на 15 кроликах.

После декапитации головы кролика извлекали головной мозг, и все необходимые процедуры осуществляли в течение 10–20 мин после вскрытия.

Для измерения коэффициента поглощения звуковой энергии была применена разработанная нами технология, основанная на использовании 2-микрофонной техники измерений в интерферометре. Интерферометр представлял собой излучатель, к которому подсоединялся концентратор звука (рупор), а с другой стороны рупора устанавливался волновод. В

качестве излучателя использовался громкоговоритель, установленный в герметичную коробку. К окончанию волновода пристыковывается объект исследования (исследуемый орган биообъекта). На рис. 1 и 2 представлена схема интерферометра и разработанный интерферометр для измерения акустического импеданса биологических образцов.

Измерение импедансных характеристик исследуемых образцов производилось на основе авторской версии 2-микрофонной методики [1–4]. Суть метода двух микрофонов заключается в следующем. Двумя стандартными микрофонами, установленными стационарно на боковой поверхности интерферометра, измеряют уровни звукового давления и разность фаз между ними. По этим данным рассчитываются комплексный коэффициент отражения и компоненты импеданса исследуемого образца, размещенного на конце интерферометра. Алгоритм расчета получен на основании точного решения уравнения распространения падающей и отраженной от препятствия звуковой волны.

Помимо измерения коэффициента поглощения звуковой энергии целого мозга также были получены данные коэффициента потерь тканей, которые рассчитываются как отношение поглощенной электрической мощности к мощности зондирующего тока.

Для получения импедансных характеристик, получаемых при прохождении электрического тока, был разработан стенд, состоящий из измерительного оборудования (RLC-измеритель) и измерительной камеры. Измерительная камера представляет собой корпус, рабочий стол для размещения объекта, подвижной крышки и 2 плоских электрода размерами 1×1 см. На рис. 3 и 4 представлены схема и созданная измерительная камера. На рис. 4 изображен исследуемый образец (головной мозг кролика), расположенный в измерительной камере, которая выполнена из прозрачного органического стекла.

Электроды монтировались в рабочий стол и подвижную крышку таким образом, чтобы объект находился между двумя электродами. Измерения проводились на частоте 1, 10 и 100 кГц. Выбор частот обусловлен тем, что для определения структуры образца и его состояния используется диапазон частот 0,1–10 кГц (α -дисперсия) [5, 6]. При измерении в мегагерцовом диапазоне импеданс характеризует не структуру всего образца, а состояние его внутренних компонентов (β -дисперсия). Также следует отметить, что при снижении рабочей частоты ниже 1 кГц проявляется большая погрешность, обусловленная поляризационными явлениями на электродах.

Измерения электрического импеданса на каждой частоте проводили три раза. Расчет коэффициента потерь велся по всем (трем) измерениям на всех частотах, после чего рассчитывалось среднее значение для каждой частоты и каждого объекта.

В настоящее время в доступной литературе отсутствуют методы определения биоакустического импеданса – частотно-зависимых характеристик по-

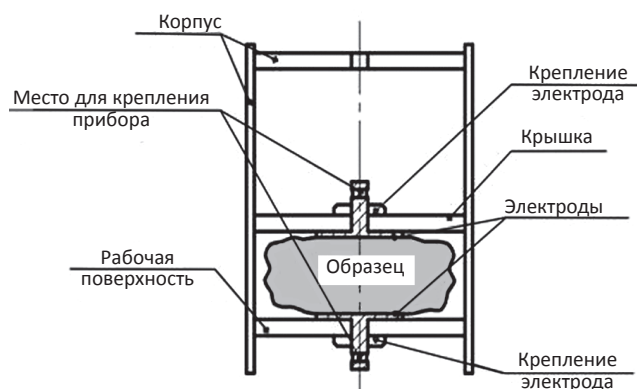


Рис. 3. Структурная схема измерительной камеры для стенда по измерению электрических импедансных характеристик биологических образцов

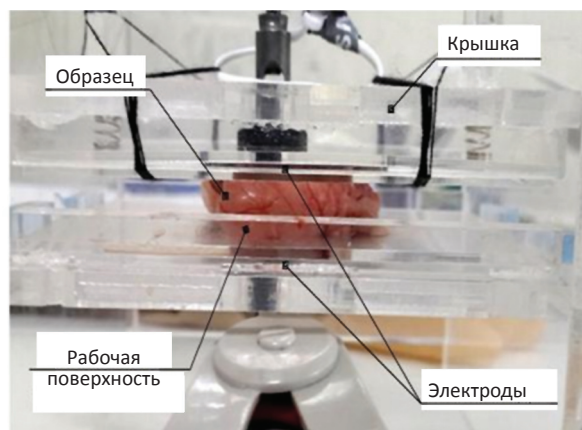


Рис. 4. Измерительная камера для стенда по измерению электрических импедансных характеристик биологических образцов

глощения звуковых волн органов и тканей в диапазоне низких и слышимых частот, также отсутствуют данные о скорости распространения звука в них. Такие методы описаны лишь для ультразвуковых частот.

Поглощение звуковой энергии происходит за счет трения и сопутствующих необратимых термодинамических процессов. Механизм превращения звуковой энергии в тепловую для разных материалов несколько отличается. В пористых и волокнистых материалах потери происходят за счет трения колеблющегося воздуха о стенки узких каналов и пор. В материалах с упругим скелетом, кроме того, – за счет внутреннего трения в каркасе при его соколебаниях. При колебаниях тонких панелей – также благодаря внутреннему трению в материале. В резонансных системах – за счет трения в горле резонатора. В конечном итоге звуковая энергия превращается в тепло, а её частотная зависимость полностью определяется характеристикой поглощающего материала. В биообразцах поглощение звука происходит за счет колебательного движения и обусловлено скоростью распространения звуковой волны. Любые неоднородности в биоматериале вызывают изменение частотной зависимости коэффициента поглощения. Поэтому при изучении мозговых травм, когда в зависимости от степени поражения в структурах мозга образуется инфильтрат или какая-либо другая неоднородность, частотно-зависимые характеристики коэффициента поглощения должны изменяться.

Все измерения проводились в двух стандартных диапазонах частот при нормальном падении звуковой волны. Отрабатывались способы размещения образцов в волноводе. Было апробировано несколько вариантов крепления. На первоначальном этапе исследования биообразец помещался в вертикально установленный волновод на поверхность крупноячеистой сетки, к окончанию волновода крепили специально изготовленную перфорированную панель, которая обладает свойством полного поглощения инфразвуковых и низких частот в диапазоне от 5 до 200 Гц. Коэффициент поглощения панели в этом диапазоне составляет 0,99–0,90. Такая схема исследования предполагала, что в волноводе после биообразца будет формироваться

плоская звуковая волна, что имитирует идеальные условия дальней зоны, или «бегущей» волны, т.е. полное отсутствие отраженных волн. Отсутствие отраженных волн делает эксперимент чище, и первоначально считалось, что создание таких условий позволит получить объективные показатели акустического импеданса.

При другой схеме эксперимента вместо поглотителя на окончании волновода закрепляли жесткое дно. В этом случае в волноводе формируется прямая и отраженная волна, а компоненты импеданса образца определяются специальной компьютерной программой по сигналам от двух микрофонов. При использовании жесткого дна биообразцы размещали двумя способами: 1) на крупноячеистой сетке с образованием неконтролируемого зазора между образцом и жестким дном; 2) непосредственно на жестком дне и отсутствием такого зазора. В окончательном варианте были проведены исследования с волноводом, когда биообразец размещали на срезе волновода, т.е. были убраны все элементы крепления, в которых могли формироваться возможные неплотности, приводящие к образованию паразитных ёмкостей. При такой схеме расположения биообразцов получены минимальные разбросы результатов измерений.

Результаты и обсуждение

Результаты измерения коэффициента поглощения звуковой энергии целого мозга, зарегистрированные у 15 кроликов, приведены на рис. 5. Максимум акустического коэффициента поглощения мозга кролика, в среднем, зарегистрирован на частоте 160–180 Гц и достигает 0,7. Затем с ростом частоты коэффициент поглощения падает и на частоте 760 Гц равен, в среднем, 0,43. Можно отметить, что разброс в показаниях максимален в диапазоне частот до 240 Гц. Коэффициент вариации изменяется от 23 до 10 %. На частотах выше 300 Гц коэффициент вариации составляет менее 5 %. Низкое значение коэффициента вариации свидетельствует о достаточно точных и достоверных данных.

Различие в величинах разброса между низкими частотами по сравнению с разбросами на средних и

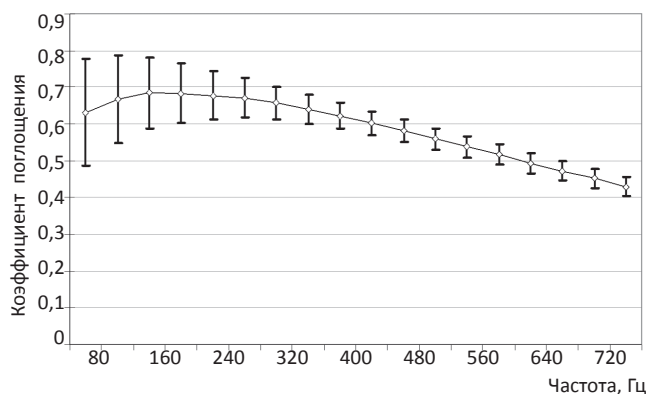


Рис. 5. Средние значения коэффициента поглощения звуковой энергии в целом мозге кроликов

высоких частотах достигает 2–4 раза. Такая разница вызвана методическими погрешностями. В первую очередь, это связано с тем фактом, что волновод имеет круглую форму с диаметром 3,3 см, а целиковый мозг кролика по форме напоминает в большей степени эллипсоид. Невозможно целиковым мозгом кролика полностью перекрыть круглую поверхность сечения волновода, всегда будут зазоры, которые и вносят элемент неопределенности на низких частотах. На более высоких частотах это обстоятельство уже не так значимо влияет на погрешность измерения.

Наличие максимума на частотах 160–180 Гц не соответствует теоретическим представлениям. С помощью дополнительных опытов с небиологическими образцами удалось установить, что этот максимум вызван иррегулярной геометрической формой целикового мозга кролика. В зависимости от положения небольших углублений в мозговой ткани и прочих неровностей и возникает максимум коэффициента поглощения. Т.е. это также методическая погрешность, которая характеризует, скорее, степень перекрытия сечения волновода и форму поверхности контакта звуковой волны с мозгом.

В данной серии экспериментов также оценивались изменения значений акустических характеристик головного мозга кроликов со временем. Первые измерения были произведены спустя 10–15 мин после извлечения мозга, вторые измерения – через 20 мин, третьи – через 1 ч. Можно отметить, что средние значения практически идентичны, начиная с частот от 300 Гц и выше. Есть небольшие отклонения в показаниях на низких частотах. По прошествии времени коэффициент поглощения на низких частотах увеличивается от 0,65 до 0,75.

В результате анализа результатов измерения электрического импеданса и последующего расчета коэффициента потерь получились следующие средние значения при стандартном отклонении 0,01. На частоте 1 кГц среднее значение коэффициента потерь составляет 0,057, на 10 кГц – 0,064, на 100 кГц – 0,075. На рис. 6 представлены средние значения по 20 животным (отмечены жирной линией). Как следует из рис. 6, коэффициент потерь с ростом частоты имеет тенденцию

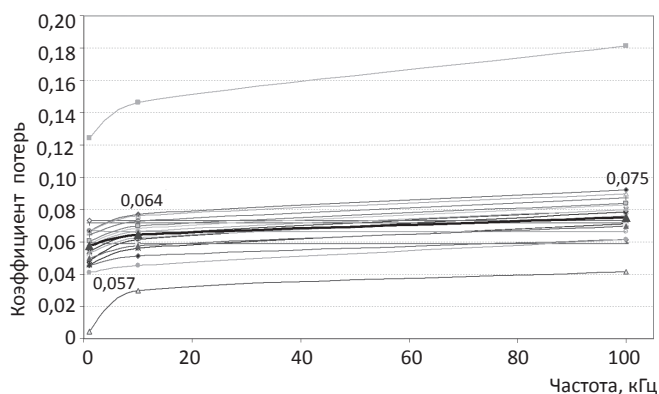


Рис. 6. Изменение коэффициента потерь для целого мозга кролика в зависимости от частоты

к увеличению. Диапазон изменения коэффициента потерь на частоте 1 кГц, по всем животным, составил от 0,04 до 0,07, а на частоте 100 кГц – от 0,06 до 0,09. Погрешности измерения коэффициента потерь низкие, что позволяет оценивать структурные изменения в мозговой ткани кроликов.

Заключение

С помощью разработанных методов и стендов становится возможным получить акустические и электрические импедансные характеристики органов и тканей биообъектов, которые впоследствии целесообразно использовать при создании физико-математической модели взаимодействия звуковых и ЭМ волн с организмом человека.

Научно-исследовательская работа выполнена в рамках государственного бюджетного задания ФМБА России.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Драган С.П., Лебедева И.В. Определение акустических характеристик в трубах с помощью двух микрофонов // Измерительная техника. 1988. № 8. С. 52–58.
2. Драган С.П., Лебедева И.В. Определение интенсивности плоской звуковой волны // Акустический журнал. 1992. № 2. С. 174–178.
3. Драган С.П., Богомолов А.В., Ерофеев Г.Г. Прибор для измерений акустического импеданса среднего уха. Патент на изобретение RU № 2572156. 27.12.2015.
4. Драган С.П., Богомолов А.В., Ерофеев Г.Г. Устройство для импедансных исследований функции внешнего дыхания. Патент на полезную модель RU № 148484, 31.07.2014.
5. Березовская Г. Е., Корытный В. С. Роль приэлектродных поляризационных процессов при измерении электропроводности биологических объектов // Биофизика. 1968. Т. 13. № 3. С. 524–528.
6. Тихомиров А.М. Импеданс биологических тканей и его применение в медицине. – Росс. гос. мед. ун-т. 2006. 12 с.

Для цитирования: Драган С.П., Прокофьева А.С., Григорьев О.А., Кондратьева Е.А., Котляр-Шапилов А.Д., Комаров Д.Б. Экспериментально-теоретические исследования закономерностей электроакустических импедансных характеристик головного мозга биологических объектов // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2018. Т. 63. № 1. С. 78–82. DOI: 10.12737/article_5a85590374b453.27924374

Experimental-Theoretical Research of Laws and Electroacoustic Impedance Characteristics of the Brain of Biological Objects

S.P. Dragan, A.S. Prokofyeva, O.A. Grigoriev, E.A. Kondratyeva, A.D. Kotlyar-Shapiro, D.B. Komarov

A.I. Burnasyan Federal Medical Biophysical Center of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russia.
E-mail: as.prokofyeva@fmbcfmba.ru

S.P. Dragan – Leading Researcher, Dr. Sc. Tech.; A.S. Prokofyeva – Junior Researcher; O.A. Grigoriev – Head of the Dep, Dr. Sc. Biol., Member of the Scientific Advisory Committee of the International Electromagnetic Project of the WHO; E.A. Kondratyeva – Engineer-Researcher; A.D. Kotlyar-Shapiro – Engineer-Researcher; D.B. Komarov – Engineer-Researcher

Abstract

Purpose: To determine frequency-dependent impedance characteristics of the brains of the experimental animals.

Material and methods: The developed by us 2-microphone interferometer technology was used in the acoustic impedance characteristics determination. The two standard microphones mounted stationary on a lateral surface of the interferometer measure the sound pressure levels and the phase difference between them. According to these data, the complex reflection coefficient and the impedance components of the test sample mounted on the end of the interferometer are calculated.

The electrical impedance characteristics were measured by two electrodes method with the usage of parallel electrodes. The sample was placed between two electrodes and values of electrical impedance were detected by the electric current flowing through them.

The object of the investigation was the rabbit brain.

Results: The maximum acoustic absorption coefficient of the rabbit's brain, on average, is registered at a frequency of 160–180 Hz and reaches 0.7. Then, as the frequency increases, the absorption coefficient decreases and at an average frequency of 760 Hz is 0.43. It can be noted that the spread in the data is maximum in the frequency range up to 240 Hz. The coefficient of variation varies from 23 to 10 %. At frequencies above 300 Hz, the coefficient of variation is less than 5 %. A low value of the coefficient of variation indicates a sufficiently accurate and reliable data.

The difference in the magnitude of the spread between low frequencies in comparison with the spreads at medium and high frequencies reaches 2–4 times. This difference is caused by methodological errors. First of all, this is due to the fact that the waveguide is round with a diameter equal to 3.3 cm, and the whole brain of the rabbit resembles in a greater degree an oval. It is impossible for the rabbit's whole brain to completely cover the circular surface of the waveguide section, there will always be gaps that bring in an element of uncertainty at low frequencies. At higher frequencies, this circumstance no longer affects the measurement error significantly.

The presence of a maximum at frequencies of 160–180 Hz does not correspond to theoretical concepts. With the help of additional experiments with non-biological samples, it was possible to establish that this maximum is caused by an irregular geometric shape of the rabbit's whole brain. Depending on the position of small dimples in the brain tissue and other irregularities, the maximum of the absorption coefficient appears. Those it is also a methodological error that characterizes rather the degree of overlapping of the waveguide section and the contact surface of the sound wave with the brain.

In this series of experiments, it was also estimated how the values of the acoustic characteristics of the brain of rabbits vary with time. The first measurements were made 10–15 minutes after the extraction of the brain, the second measurement after 20 minutes, the third after 1 hour. It can be noted that the average values are almost identical starting from frequencies from 300 Hz and higher. There are small deviations in the readings at low frequencies. Over time, the absorption coefficient at low frequencies increased from 0.65 to 0.75.

The analysis of the electrical impedance characteristics and loss factor calculations indicates that the range of the loss factor variation at a frequency of 1 kHz, for all experimental animals ranges from 0.04 to 0.07 and at a frequency of 100 kHz – from 0.06 to 0.09.

Conclusion: The represented measuring systems allow obtaining the necessary acoustic and electrical impedance characteristics of biotissues; these data are important for the physical and mathematical modelling of the sound and EM waves' interaction with the human body.

Key words: *impedance, loss coefficient, absorption coefficient, resistivity, acoustical impedance, electrical impedance, 2-microphone technology, two electrodes method, brain, rabbits*

REFERENCES

1. Dragan SP, Lebedeva IV. Determination of acoustic characteristics in pipes using two microphones. *Izmeritelnaya Tekhnika* ('Measurement Techniques'). 1988(8):52–58. (In Russian. English abstracts. PubMed)
2. Dragan SP, Lebedeva IV. Determination of the intensity of the flat sound wave. *Akusticheskij Zhurnal* ('Acoustic Journal'). 1992(2):174–178. (In Russian. English abstracts. PubMed)
3. Dragan SP, Bogomolov AV, Erofeev GG. Device for measuring the acoustic impedance of the middle ear. Patent for invention RU № 2572156. 27.12.2015. (In Russian)
4. Dragan SP, Bogomolov AV, Erofeev GG. Device for impedance studies of respiratory function. The patent for utility model RU No. 148484, 31.07.2014. (In Russian)
5. Berezovskaya GE, Korytnyj VS. The role of near-electrode polarization processes in the measurement of electrical conductivity of biological objects. *Biofizika* ('Biophysics'). 1968;13(3):524–528. (In Russian. English abstracts. PubMed)
6. Tikhomirov AM. Impedance of biological tissues and its application in medicine. – Russian State Medical University. 2006. 12 pp. (In Russian)

For citation: Dragan SP, Prokofyeva AS, Grigoriev OA, Kondratyeva EA, Kotlyar-Shapiro AD, Komarov DB. Experimental-Theoretical Research of Laws and Electroacoustic Impedance Characteristics of the Brain of Biological Objects. *Medical Radiology and Radiation Safety*. 2018;63(1):78–82. (In Russ.).

DOI: 10.12737/article_5a85590374b453.27924374