Ухов Андрей Александрович, д.т.н.
vsev.simon@gmail.com

При проведении хирургических операций зачастую необходимо перевести пациента в состояние потери чувствительности (анестезии). Такая мера предотвращает появление болевых ощущений и связанных с ними физиологических механизмов защиты, препятствующих проведению операции. Обычно различают местную, региональную и общую анестезию. Последний тип анестезии связан с отключением сознания человека, что проявляется в отсутствии чувства боли, расслаблении мышц и потере памяти на время оперативного вмешательства.

При анестезии проводится, как минимум, мониторинг содержания кислорода в крови и артериального давления, а также регистрируется электрокардиограмма. Однако при общей анестезии необходимо знать глубину искусственного сна, в который погружен организм пациента, чтобы не допустить как внезапного пробуждения во время операции, так и чрезмерно глубокого наркоза [1].

Эта задача может быть решена с использованием электроэнцефалографического (ЭЭГ) сигнала, отражающего активность головного мозга. В состоянии глубокого наркоза спектр ЭЭГ сигнала смещается в низкочастотный диапазон: появляются относительно высокоамплитудные (несколько сотен микровольт) колебания частотой 1-4 Гц, получившие название дельта-ритма. Автоматизированное определение глубины анестезии возможно путем вычисления энтропии ЭЭГ сигнала во временно́й и частотной области и приведения полученных значений энтропии к единой шкале [2].

Регистрация ЭЭГ сигнала с целью получения информации для мониторинга глубины анестезии не требует применения многоканального электроэнцефалографа. Достаточно использовать одноканальный электроэнцефалограф, который регистрирует разность потенциалов на лобной области скальпа с помощью двух электродов. В качестве «точки отсчета» принимается потенциал сосцевидного отростка височной кости, к которому подключается третий электрод, называемый опорным.

Разработанный одноканальный электроэнцефалограф состоит из входного каскада, содержащего инструментальный усилитель со схемой смещения по постоянной составляющей [3, 4], активные аналоговые фильтры и аналого-цифровой преобразователь с последовательным цифровым интерфейсом передачи данных.

Устройство питается от двух литий-ионных батарей (номинальное напряжение каждой составляет 3,7 В), одна из которых подключена к электроэнцефалографу и обеспечивает его работу, а вторая заряжается от внешнего источника питания. Когда первая батарея разрядилась, электроэнцефалограф подключается ко второй, заряженной батарее, а первая батарея подключается к внешнему источнику питания для зарядки. Таким способом осуществляется гальваническая изоляция устройства от промышленной сети переменного тока.

Электроэнцефалограф по последовательному интерфейсу с гальванической изоляцией подключается к монитору глубины анестезии, представляющему собой компьютер на основе встраиваемого процессорного модуля. Программное обеспечение компьютера рассчитывает энтропию ЭЭГ сигнала и выводит на экран наркозного аппарата коэффициент, соответствующий глубине анестезии и сам ЭЭГ сигнал. Эта информация поможет врачу-анестезиологу обеспечить необходимую глубину наркоза и поддерживать ее во время оперативного вмешательства, способствуя успешному проведению хирургической операции с минимальным риском для пациента.

Список литературы:

[1] Musizza B., Ribaric S. // Sensors. 2010. №10(12). P.10896–10935.
[2] Немирко А. П., Манило Л. А., Калиниченко А. Н., Волкова С. С. // Биотехносфера. 2010. №3(9). С.3–10.
[3] Uhov A. A., Gerasimov V. A., Selivanov L. M., Kostrin D. K., Simon V. A. // Proc. IEEE NW Russia Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conf. Saint Petersburg. 2016. P.797–799.
[4] Simon V. A. // Transactions of XII Russian-German Conference on Biomedical Engineering. Suzdal. 2016. P.144–147.

БЛИЖНЕПОЛЬНАЯ МИКРОВОЛНОВАЯ СВЧ ДИАГНОСТИКА

Беличенко Виктор Петрович, Запасной Андрей Сергеевич, Мироньчев Александр Сергеевич
Национальный исследовательский Томский государственный университет
bvp@mail.tsu.ru

Сверхвысокочастотное (СВЧ) электромагнитное излучение обладает достаточно высокой проникающей способностью и при использовании эванесцентных СВЧ полей в целом ряде ситуаций удается значительно превзойти фундаментальный предел Релея на разрешающую способность. Поэтому ближнепольная СВЧ диагностика получила к настоящему времени широкое распространение не только при проведении научных исследований, но и для решения весьма разнообразных практических задач. По мере развития данного вида диагностики все более зримыми становились перспективы её применения в медицине. Однако биологические ткани и среды уже сами по себе представляют собой очень сложные объекты исследования. Трудности их СВЧ диагностики обусловлены как сильным поглощением излучения в биологической ткани, так и сложным строением биологических тканей.

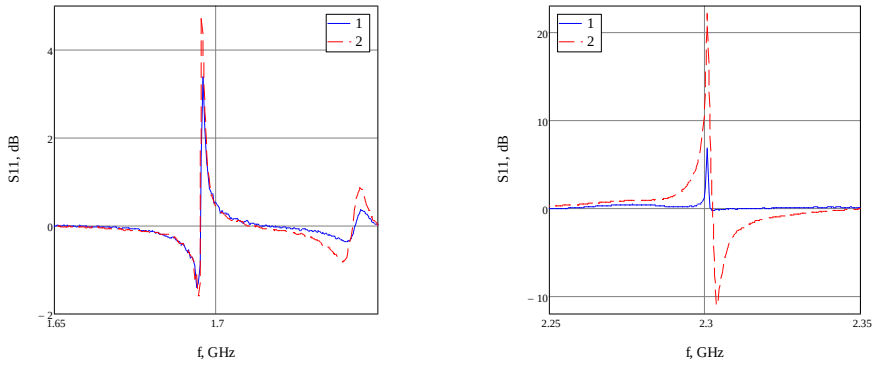
Отмеченное обстоятельство потребовало проведения обстоятельных теоретических и экспериментальных исследований для выявления характерных особенностей в зависимостях от частоты диэлектрических свойств образцов биологических тканей или их фантомов [1-3]. Исследования, представленные в [4, 5], имели конечной целью разработку способов высокоточной и достоверной неинвазивной диагностики онкологических заболеваний. При этом основное внимание было обращено на определение характеристик тканей молочной железы. Перспективным представляется техническое решение, предложенное в [6].

Теоретические и экспериментальные результаты, опубликованные несколькими группами исследователей, показывают, что для увеличения разрешающей способности и чувствительности ближнепольной СВЧ диагностики наряду с традиционным «квазистатическим» пространственным масштабом большое значение имеет так называемый «волновой» масштаб (см., например, [7]). Однако этот вывод был сделан при подробном изучении технологии «одностороннего» ближнепольного зондирования. Результаты нашей работы [8] указывают на то, что в условиях осуществления зондирования перекрывающимися эванесцентными полями нескольких активных зондов наблюдается проявление существенно иного пространственного масштаба, который мы называем интерференционным.

Нами предложено максимально упрощенное по структуре схемное решение технологии ближнепольного интерференционного зондирования. Создан макет устройства и проведены тестовые экспериментальные исследования, направленные на оценку его разрешающей способности и чувствительности при диагностике фантомов биологических сред. Макет содержит следующие основные элементы: анализатор цепей PNA-L Network Analyzer (N5230C); подключенный к его выходу через коаксиальный кабель делитель мощности; два коаксиальных конических рупора (зонда), входы которых соединены с выходами делителя мощности с использованием отрезков коаксиальных линий передачи, чем обеспечивается создание требуемого сдвига фаз полей зондов. Анализатором цепей регистрировалась частотная зависимость комплексного коэффициента отражения (S11) одного из зондов. При этом полоса частот составляла 500 МГц – 1 ГГц, а шаг дискретизации был равен 250 кГц, так как измерения производились в 2000 точек. Для удобства восприятия производилась нормировка измеряемых данных.

На рисунке 1 иллюстрируется частотная зависимость коэффициента отражения для фантома биологической среды в виде сухой (а) и увлажненной (б) пластины поролона с включениями. Включения представляли собой два вида гелиевых шариков: в первом случае шарик был пропитан водой, а в другом – спиртом; их диаметры варьировались от 8 до 12 мм. Наличие включений вполне отчетливо проявляется во всем диапазоне частот (от 0,1 до 6 ГГц). Для наглядности на рисунках представлены отклики в полосе частот не превосходящей 0,1 ГГц. Сдвиг максимумов сигнала по частоте и увеличение их уровня можно объяснить тем, что увлажненная губка поролона имеет большую ε по сравнению с сухой и, следовательно, сильнее отражает. Особо подчеркнем, что включения не удавалось надежно фиксировать при использовании только одного зонда.

Таким образом, наличие явно выраженного пространственного «интерференционного» масштаба подтверждено нами в экспериментах с макетом ближнепольного интерференционного микроволнового микроскопа, содержащего два коаксиальных конических рупора для зондирования исследуемой среды перекрывающимися эванесцентными полями этих зондов.



а) б)

Рис. 1. Частотная зависимость коэффициента отражения для фантома биологической среды (кривая 1 – шарик пропитан водой, кривая 2 – шарик пропитан спиртом).

Список литературы:

[1] Gabriel C., Gabriel S., Corthout E. // Phys. Med. Biol. 1996. V. 41. No. 11. P. 2231-2249.

[2] Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C. // Phys. Med. Biol. 1996. V. 41. No. 11. P. 2251-2269.

[3] Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C. // Phys. Med. Biol. 1996. V. 41. No. 11. P. 2271-2293.

[4] Hagl D.M., Popovic D., Hagness S.C., Booske J.H., Okoniewski M. // IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. 2003. V. 51. No. 4. P. 1194-1206.

[5] Lazebnik M., McCartney L., Popovic D., Watkins C.B., Lindstrom M.J., Harter J., Sewall S., Magliocco A., Booske J.H., Okoniewski M., Hagness S.C. // Phys. Med. Biol. 2007. V. 52. No. 10. P. 2637-2656.

[6] Пат. 2381008 РФ, МПК A61B5/04, A61B5/05. Способ измерения электродинамических параметров биологических тканей и устройство для его осуществления / В.Е. Загайнов, А.В. Костров, А.В. Стриковский, Д.В. Янин, Г.Г. Горохов, С.А. Васенин, Г.А. Пантелеева, И.Н. Дружкова (РФ). № 2 008 122 815 / 14; заявл. 05.06.2008; опубл. 10.02.2010, Бюл. № 4. – 2 с.

[7] Reznik A.N. // Journal Applied Physics. 2014. V. 115. No. 8. P. 084501-8.

[8] Беличенко В.П., Запасной А.С., Шестаков П.В. // Оптика и спектроскопия. 2015. Т. 118. № 4. С. 633-636.

[9] Harrington R.F. // New York: Wiley, 2001. 480 p.

[10] Резник А.Н., Юрасова Н.В. // Журнал технической физики. 2006. Т. 76. № 1. С. 90-104.

СИСТЕМА УФ-ОСВЕЩЕНИЯ ДЛЯ ЛЮМИНЕСЦЕНТНОГО МЕТОДА КАПИЛЛЯРНОГО КОНТРОЛЯ

Калиниченко Алексей Николаевич[1], Лобанова Ирина Сергеевна[1], Калиниченко Николай Петрович[2], Соснин Эдуард Анатольевич[3], Гальцева Ольга Валерьевна[1]

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский Томский политехнический университет»[1]

Аттестационный региональный центр специалистов неразрушающего контроля, г. Томск[2]

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский Томский государственный университет»[3]

lex-k@tpu.ru

Люминесцентный метод капиллярного контроля, в отличие от цветного должен проводится в условиях затемнения и требует применения ультрафиолетовых (УФ) облучателей, так как поверхностные дефекты обнаруживаются по светящимся индикаторным следам на проявляющем покрытии (проявителе) в местах расположения несплошностей. [1] Для увеличения флуоресценции пенетрантов в видимой области спектра и, соответственно, повышения контрастности изображения, существует два направления развития. Это разработка новых химических составов дефектоскопических материалов [2] и/или использование высокоэффективных УФ-облучателей, обеспечивающих увеличение интенсивности возбуждения состояний пенетранта. В последнее время наиболее популярными источниками УФ-излучения в люминесцентном методе контроля являются ртутные и светодиодные.

УФ-лампы имеют широкий спектр излучения, который ограничивают светофильтром, выделяя диапазон от 300-315 до 400 нм и обеспечивая максимум излучения на длине волны 365 нм [3]. Облучение такими лампами позволяет увеличить интенсивность свечения индикаторных следов. Недостатком таких