

УДК 534.7

В.С. Дидковский, д-р техн. наук, С.А. Найда, канд.техн.наук

Новые широкополосные электроакустические приборы для медицины

Дан обзор разработанных на кафедре акустики и акустоэлектроники НТУУ "КПИ" экспериментальных образцов новых электроакустических приборов для медицины, а именно акустотермометра внутренней температуры человеческого тела, широкополосных пьезопреобразователей для ультразвуковых сканеров, широкополосных пьезоизлучателей для УЗ терапевтических аппаратов, ушного эхоскопа.

A review of developed on the department of acoustics and acousto-electronics of NTUU "KPI" experimental standards for new medicine electro-acoustic devices is given, namely: device for measuring of internal temperature of human body; wide-band piezoelectric transformers for ultrasonic scanners; ultrasonic therapeutic vehicles with the wide-band frequencies; device for measuring of impedance of middle ear.

Введение

Ультразвуковые (УЗ) медицинские диагностические сканеры (эхоскопы), узкополосные УЗ терапевтические излучатели, слуховые импедансометры используются для диагностики и лечения различных заболеваний в медицине.

Целью работ проводимых на кафедре акустики и акустоэлектроники явилось создание методических основ (математических моделей и расчётных зависимостей), их экспериментальная проверка, проектирование экспериментальных образцов новых электроакустических приборов для медицины, в частности, акустотермометра внутренней температуры человеческого тела, широкополосных пьезопреобразователей для УЗ сканеров, широкополосных пьезоизлучателей для УЗ терапевтических аппаратов, ушного эхоскопа. Об актуальности тематики свидетельствует хотя бы то, что попытки создания таких приборов уже предпринимались ранее другими авторами [1-10,14,15,19], однако из-за ряда допущенных принципиальных ошибок к успеху не привели.

Для построения общей теории указанных приборов используются электромеханические аналогии и метод связанных контуров, что позволило производить расчеты на основе про-

стых соотношений, единых для различных типов преобразователей.

В статье приведен анализ существующих решений и предложены пути совершенствования акустотермометра, широкополосного пьезопреобразователя и ушного эхоскопа на общей теоретической основе.

Акустотермометр

УЗ сканеры утвердились в качестве одних из эффективных приборов активной медицинской диагностики [1,2,3]. В [4] на основе выражений, связывающих распределение температур в среде с ее собственным акустическим излучением, был предложен метод пассивной акустической теплолокации (интроскопии) твердых, жидкых (сейчас в качестве таковых рассматриваются и биологические объекты) и газообразных сред, особенно таких, где затухание электромагнитных волн значительно больше, чем затухание акустических колебаний. Преимущества акустической термографии биологических объектов для измерения глубинной температуры по сравнению с радиотермографией анализировались в работе [5], послужившей началом исследований в этой области в Институте радиотехники и электроники АН СССР (затем РАН). Экспериментальному исследованию возможности зондировать температуру внутри различных объектов с помощью испускаемого ими теплового излучения, регистрируемого с помощью пьезопреобразователя, посвящены сообщения [6,7]. В качестве пьезопреобразователя использовали пластину из ниобата лития. Ширина шумовой дорожки (пульсации показаний самописца) составляла около 5°C, что по мнению авторов (для использованного в эксперименте значения постоянной времени ФНЧ ~30с), примерно в десять раз хуже предельно допустимой, предсказываемой теорией [5]. Это расхождение авторы связывают с шумами экспериментальной установки. Оценка точности метода акустотермографии в работе [8] с учетом установки и дальнейшие исследования не выявили путей повышения точности.

На недопустимую точность приборов акустотермометрии обратили внимание авторы ретроспективного обзора [9], в котором обращалось внимание на новое и в высшей степени злободневное направление в ранней медицинской ди-

агностике: пассивное функциональное изображение человеческого тела. Суть его состоит в следующем. Каждый функциональный орган одновременно передает информацию через множество каналов, некоторые из которых характеризуют его быстрые функции (биоэлектрическая активность нейронов, мышц и т.д.), или медленные функции (метаболизм, микроциркуляцию крови). И лишь сравнительный подход к информации разных каналов может привести к открытию общих закономерностей, присущих организму как целому. Пример изменения температуры мозга, полученной с помощью радиотермографии с точностью 0,08°C, при приеме лекарств приведен в [11]. Из различных методов изображения человеческого тела в [9] акустотермометрия занимает всего один абзац.

Отсутствие акустотермометра как разработанного прибора с требуемой для целей пассивной диагностики точностью определения глубинной температуры послужило стимулом для научных исследований на кафедре акустики и акустоэлектроники НТУУ «КПИ».

В результате была создана теория акустотермометра внутренней температуры тела человека по тепловому акустическому излучению через кожу с точностью не хуже 0,2°C - и в реальном масштабе времени с использованием в качестве приемника излучения пьезопластины [11].

Методом сравнения пороговой (ограниченной флюктуациями шумового сигнала) точности определения температуры объекта по его тепловому акустическому излучению с шириной шумовой дорожки из литературных данных его измерения в жидкости с помощью пьезоприемников с четвертьволновыми согласующими слоями обнаружен неизвестный ранее эффект пространственной фильтрации диффузного излучения такими слоями. В результате интенсивность собственных электрических шумов пьезопреобразова-

теля значительно, в $\left(\frac{(z)_{сл}}{z_ж}\right)^2$ раз $((z)_{сл}, z_ж -$

удельные акустические импедансы слоя и жидкости), превышает интенсивность электрического шума акустического сигнала, а, следовательно, точность измерения температуры во столько же раз больше пороговой.

Показано, что этот эффект является причиной неудачи многолетних попыток осуществления многоспектральной акустотермометрии внутренней температуры тела с точностью не хуже 0,2 °C.

Для акустотермометра с фокусируемой плосковогнутой эллиптической линзой, предложенного на кафедре акустики и акустоэлектроники, ослабление диффузной компоненты по сравнению с

пропускаемой без ослабления коррелированной, излученной из сферы радиуса (λ – длина акустической волны в жидкости), находящейся в фокусе линзы, позволяет получить точность 0,2°C при большем расстоянии и в реальном времени. Эффект улучшает отношение сигнал-шум и в приборах ультразвуковой интроскопии (УЗИ) с согласующими слоями.

Произведено сравнение эффективности эллиптической и сферической линз с одинаковыми параметрами с учетом эффекта фильтрации.

На основе полученных соотношений была выбрана схема акустотермометра - фокусируемого акустотермометра в сочетании с электронной коммутацией пьезоприемника и шумовым эталоном, что позволяет не только ограничиться односpectralным и однолучевым зондированием, но и измерять температуру в реальном масштабе времени. Нами был рассчитан такой акустотермометр и осуществлён на основе пластинчатого пьезоприемника, эллиптической линзы и блоков двух серийных вольтметров.

Широкополосные пластинчатые пьезопреобразователи для медицинской терапии и диагностики

Широкое применение в медицине получили УЗ терапевтические излучатели [2]. Они сделаны обычно в виде дисков из высокодобротной пьезокерамики цирконата - титана свинца, например, PZT-8 и помещаются в водонепроницаемую оболочку из алюминия или нержавеющей стали, обратная сторона диска граничит с воздухом. Контакт с кожей человека осуществляется либо через тонкий слой контактной жидкости, либо через акустически прозрачный мешок с водой, который может принимать форму облучаемой части тела. Режим излучения может быть либо непрерывный, либо импульсный. Рабочий диапазон частот от 0,88 МГц до 3 МГц вначале перекрывался с помощью одночастотных излучателей. Допустимая интенсивность УЗ колебаний зарубежных аппаратов составляет 1,5 Вт/см² в непрерывном и 3 Вт/см² в импульсном режимах излучения. Интенсивность отечественных аппаратов не превышает 0,5 Вт/см² в непрерывном и 1,0 Вт/см² в импульсном режимах, т.е. в три раза ниже. Они предназначены для лечения: периферической нервной системы, опорно-двигательного аппарата, внутренних органов, стоматологических, урологических, акушерско-гинекологических а также глазных заболеваний. В соответствии с этим имеется разнообразие излучателей.

Отметим, что для генерации колебаний с частотами 0,88 МГц и 2,64 МГц, используются пьезопреобразователи с одной и той же толщиной,

только для генерации 2,64 МГц – используется третья гармоника. При этом, для излучения такой же мощности, как и на первой гармонике, требуется в три раза большая амплитуда напряжения ВЧ генератора.

В чешском приборе BTL - 07 преобразователь может излучать две отдельные звуковые частоты 1 и 3 МГц при переключении частоты напряжения ВЧ генератора.

Существенным недостатком терапевтических излучателей, излучающих одну звуковую частоту, особенно при работе с предельно допустимыми интенсивностями и прямом контакте с кожей, который в технических характеристиках не упоминается, является необходимость их передвижения во время процедуры [2]. Это вызвано необходимостью избежать локальных повреждений из-за возможного образования стоячих волн и "горячих точек".

Для получения более однородного в поперечном сечении пучка поля УЗ было предложено, что делается в импульсной дефектоскопии материалов и в УЗ медицинских сканерах, использовать источники с широким спектром излучения. В качестве преобразователей предлагались применяемые в дефектоскопии пьезоэлектрические преобразователи переменной толщины [14,15]. Такие преобразователи неприемлемы, т.к. разные участки тканей в поперечном сечении пучка облучаются разными частотами.

На основании анализа методов построения широкополосных пьезоэлектрических излучателей, требований к полосе частот (1-3 МГц) и мощности излучателей, применяемым материалам, на кафедре акустики и акустоэлектроники была разработана, не имеющая аналогов в мире система, состоящая из пластинчатого пьезоизлучателя с одним согласующим слоем и двумя корректирующими звенями [16]. Параметры, которые можно варьировать явились: толщины пьезопластины и согласующего слоя, резонансные частоты первого и второго корректирующих звеньев, величина емкости второго корректирующего звена, величина внутреннего сопротивления генератора.

Для получения выражений для оптимальных параметров широкополосных пьезоизлучателей использовалась эквивалентная схема пьезоэлемента в виде сложного колебательного контура.

Кроме терапии широкополосные преобразователи нашли применение и в УЗ диагностике. С УЗ эхоскопией плод человека встречается еще в утробе матери при УЗ обследовании. Призыв Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) пересмотреть существующую политику УЗ обследования беременных женщин, направленный из ее штаб-квартиры в каждую европейскую страну в

начале 90-х годов, послужил дополнительным толчком к дальнейшему совершенствованию эхоскопов. Новой вехой в этом направлении стало появление широкополосных диагностических эхоскопов.

В отличие от традиционных одночастотных эхоскопов, в которых рабочий диапазон от 2,5 до 10,9 МГц перекрывается с помощью набора сменных узкополосных пьезоэлектрических преобразователей, были созданы широкополосные преобразователи.

Авторами был выбран метод расширения полосы пьезопреобразователя с помощью акустических слоев и электрических звеньев [17]. Последнее особенно важно для преобразователей с линейным сканированием, в которых число элементов достигает сотни, и для выравнивания их характеристик используют элементы подстройки (обычно включенные параллельно с элементами индуктивности).

В современных традиционных (одночастотных) УЗ эхоскопах используется режим динамической фокусировки УЗ пучка в процессе приема эхо-сигнала. Режим заключается в том, что фокус перемещается во времени в соответствии с глубиной зондирования. Обычно перемещение осуществляется скачками, так что вся глубина перекрывается целым рядом фокальных зон. Так, например, в эхоскопе с секторным сканированием фирмы Тошиба имеется 19 фокальных точек для приема УЗ волн. Дополнительно фокальные точки излучателя переключаются 8 ступенями ручкой диапазона глубин. Одновременно с увеличением фокусного расстояния увеличивается и апертура пьезоприемника так, чтобы оставалась постоянной поперечная разрешающая способность [3].

При приеме эхо-сигнала в широкополосных эхоскопах, с помощью многочастотного процессора, осуществляется его фильтрация более узкой полосой, в пределах которой изменение его спектра из-за частотно-зависимого затухания в биологических тканях незначительно. При этом средняя частота полосы может регулироваться и оставаться неизменной на всей глубине зондирования, либо уменьшаться со временем в соответствии с глубиной зондирования (динамическое частотное сканирование), в результате чего улучшается разрешающая способность на малых глубинах, и увеличивается глубина зондирования. В работе [18] нами были подробно рассмотрены особенности динамического частотного сканирования и динамической фокусировки УЗ пучков.

Ушной эхоскоп

Слуховой аппарат человека в основном исследовался с целью правильной формулировки

требований к электроакустической аппаратуре и аппаратуре для восстановления нарушений слуха. Для характеристики состояния слухового аппарата в медицинской практике широко использовались кривые порога слышимости, измеренные по методу так называемого балансного регулирования, существенной особенностью которого является участие испытуемого [19,20,21]. По отклонению этих кривых от усредненных для людей со здоровым слухом определяются нарушения слуха испытуемого.

Некоторые количественные характеристики акусто-механической системы среднего уха, а также параметры, отражающие реакцию на звук внутреннего уха, позволяют определить акустические ушные импедансометры. Сравнение этих характеристик в норме и при патологии позволяет объективно судить о степени нарушений в органе слуха и диагностировать некоторые заболевания. Указанные приборы обычно обеспечивают измерение модуля акустического импеданса. Поскольку измерение статического импеданса дает малозначительную акустическую информацию [19], в качестве основных методов исследования слуха приняты динамические: тимпанометрия и запись акустического рефлекса. Они заключаются в том, что прибором фиксируются изменения импеданса, происходящие при искусственно создаваемых воздействиях на орган слуха.

В последние годы помимо слуховых аппаратов для восстановления слуха начали внедряться хирургические методы: частичная или общая замена косточек – передающих звук косточек среднего уха [22]. Среди показаний к такому хирургическому вмешательству: хронические болезни среднего уха, врожденная фиксация стремечка, хирургическое исправление поврежденного среднего уха в результате травмы, вторичное хирургическое вмешательство для исправления значительной и постоянной потери слуховой проводимости после первичной хирургии.

Это стимулировало разработку новой разновидности импедансной аудиометрии, так называемой реактансной аудиометрии [21]. Суть методики состоит в записи частотной характеристики импеданса барабанной перепонки в диапазоне частот от 125 Гц до 8...10 кГц: тональный сигнал частоты, которая автоматически изменяется, подводится к микротелефону, а звук в наружном слуховом проходе принимается миниатюрным микрофоном. Телефон с микрофоном расположены в электроакустическом зонде – таком же, как и в обычных импедансных аудиометрах. Считается, что эта методика является очень информативной, поскольку харак-

теризует передающую функцию среднего уха во всем частотном диапазоне, в отличие от тимпанометрии, в которой применяется только одна или несколько частот. АЧХ импеданса позволяет определять массу, гибкость и затухание барабанной перепонки с косточками, как колебательной системы.

К области новых интересных эффектов, открытых в последнее десятилетие и приведших к появлению приборов для исследования уха принадлежит явление отоакустической эмиссии (ОАЭ) уха. Интересна интерпретация этого явления. В [19] отмечается, что по своему принципу действия прибор схож с эхолокатором. При этом совершенно упускается из виду, что для регистрации отраженного от барабанной перепонки сигнала –короткого звукового импульса необходима база – длина, время прохождения которой превышает длительность импульса. О самом явлении в [20] говорится, что ОАЭ – это звуки, которые образуются, как сейчас считают, активными движениями внешних волосковых клеток внутреннего уха. Они передаются жидкостью улитки, косточками среднего уха и барабанной перепонкой во внешний слуховой проход. Эти звуки очень слабые и регистрируются миниатюрным микрофоном в закрытом внешнем слуховом проходе. Наиболее широко ведутся исследования задержанной вызванной и ОАЭ [23] и ОАЭ на частоте продукта искажения [20]. Отметим, что методика регистрации задержанной вызванной ОАЭ включает накопление большого числа ответов на стимул.

Недостатком обоих упомянутых выше разновидностей импедансной аудиометрии является то, что необходимо из измеряемого импеданса вычесть импеданс участка наружного уха между зондом и барабанной перепонкой. При наличии флюктуации барабанной перепонки и усреднении двух значений импеданса точность невысока. От этого недостатка свободен метод ушного эхоскопа, предложенный нами [24]. Он позволяет измерять коэффициент отражения звука за один импульс, т.е. наблюдать процесс в динамике, в течение одной выборки, что дает возможность выделить индивидуальные особенности колебательной системы уха. Эта задача особенно важна при оперативном восстановлении слуха путем замены косточек и для диагностики слуха новорожденных. Кроме того ушной эхоскоп исключает необходимость применения пневмосистемы, как это имеет место в импедансометрии, которая представляет опасность для новорожденных.

Согласно существующим представлениям, коэффициент отражения, а следовательно, и величина эхо-сигнала должны быть малыми.

Для более глубокого и качественного анализа процессов в объективной диагностике слуха потребовалось создать математическую модель уха [25]. Эквивалентная схема среднего уха представляет собой два связанных контура, парциальные частоты которых отличаются почти втрое. При этом масса слуховых косточек, гибкость барабанной перепонки и барабанной полости, а также активная составляющая акустического импеданса образуют последовательный контур, а гибкость барабанной полости (она же является и элементом связи) и эквивалентная масса воздуха в слуховой трубе -параллельный контур. На основе эквивалентной схемы получена теоретически и подтверждена экспериментально расшифровкой тимпанограмм формула для параметра нормы среднего уха [26].

Формула для параметра нормы среднего уха с физической точки зрения представляет собой условие оптимизации параметров слуховой системы на максимум полосы пропускания в речевом диапазоне от 50 до 4000 Гц - равенство единице т.н. фактора связи (произведения добротности на коэффициент связи). С медицинской точки зрения она является параметром нормы. Это дает возможность объективной дифференциальной аудиометрии, т.е. определение потерь слуховой чувствительности не только без участия субъекта, но и отдельно в звукопроводящей и сенсоневральной системах [27].

На основе экспериментальных данных о величине активной составляющей акустического импеданса среднего уха в норме был сформулирован принцип отражения звука от барабанной перепонки: минимальное значение коэффициента отражения звука по энергии от барабанной перепонки и максимальное значение коэффициента пропускания по энергии с точностью до 6% близки к величине 0,5. Это полностью опровергает существующее представление [19], что "при нормальном состоянии элементов среднего уха барабанная перепонка хорошо поглощает звуковую энергию и лишь небольшая ее часть отражается назад в слуховой проход, в результате чего барабанная перепонка эффективно передает механические колебания косточкам среднего уха".

Выводы

На основе модели связанных контуров на кафедре акустики и акустоэлектроники НТУУ "КПИ" успешно реализованы проекты ряда новых широкополосных электроакустических приборов:

1) одноканального одночастотного акустотермометра, позволяющего измерять внутреннюю температуру тела человека в режиме реального времени с точностью 0,2 °C;

2) терапевтического излучателя с полосой 1-3 МГц, комбинированного с прибором электротерапии, т.е. содержащим металлический электрод, который должен быть неподвижным;

3) ушного эхоскопа - для измерения коэффициента отражения звука от барабанной перепонки, с точностью 2%, что на порядок лучше, чем точность его измерения с помощью клинических импедансометров.

Литература

1. Домаркас В.И., Пилецкас Э.Л. Ультразвуковая эхоскопия. -Л.: Машиностроение, 1988.- 276с.
2. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ./ Под ред. К.Хилла. - М.: - Мир, 1989.- 568 с.
3. Дідковський В.С., Найда С.А. П'єзоелектричні перетворювачі медичних ультразвукових сканерів: Навч. посібник.-К.: НМЦВО, 2000.- 178с.
4. Бабий В.И. Перенос акустической энергии в поглощающей и излучающей среде // Морские гидрофизические исследования. 1974. Т.65. №2. С.189-192.
5. Гуляев Ю.В., Годик Э.Э. Дементиенко В.В., Пасечник В.И., Рубцов А.А. О возможностях акустической термографии биологических объектов// Доклады АН СССР. 1985. Т.183. № 6. С.1495-1499.
6. Миргородский В.И., Пасечник В.И., Пешин СВ., Рубцов А.А., Годик Э.Э., Гуляев Ю.В. Зондирование внутренней температуры объектов по их тепловому акустическому излучению // Доклады АН СССР. 1987. Т.297. № 6. С.1370-1372.
7. Bowen T. U.S. pat. 1983. №4385634.
8. Пасечник В.И. Оценка чувствительности метода акустотермографии // Акуст. журн. 1990. Т.36. № 4. С.718-724.
9. Godik E.E., Gulyaev Y.V. Functional imaging of the human body // IEEE Engineering in medicine and biology. 1991. V. 10. № 4. P.21-29.
10. Пасечник В.И. Акустическая термография биологических объектов // Радиотехника. 1991. № 8. С.77-80.
11. Дидковский В.С., Найда С.А. Нулевой модуляционный метод измерения теплового акустического излучения биологических объектов // Электроника и связь. - 2000. - №8. - Т.2.- С. 253 – 256.
12. Найда С.А. Пьезоприемники теплового акустического излучения для зондирования

- внутренней температуры объектов// Техническая диагностика и неразрушающий контроль. -2003. №1. -С. 25-29.
13. Найда С.А. О возможности одноканальной динамической пассивной акустотермометрии головного мозга и улитки внутреннего уха новорожденных с помощью фокусированного ультразвука// Электроника и связь.- 2003.-№ 18.-С.9-10.
14. Ostrovskii I.V., Marchenko A.T. Variable thickness piezoelectric transducers for medical applications // 3 Annual Convention of the AIUM, Georgia, 1991, Absrakt. №4012.
15. Острівський І.В., Жабітенко М.К., Марченко О.Т. Широкосмугові випромінювачі ультразвуку// Укр. журн. мед. техніки і технології. -1994. - №1-2.-С. 48-53.
16. Найда С.А. Принципы построения широкополосных ультразвуковых терапевтических излучателей // Электроника и связь. -2002. - №14. - С.35-38.
17. Дидковский В.С., Найда С.А., Самир Гази Фарис Кураан. Принципы построения универсального пьезопреобразователя медицинского ультразвукового эхоскопа // Український журнал медичної техніки і технології. -1999. - №4. -С.31-34.
18. Дидковский В.С., Найда С.А., Самир Гази Фарис Кураан. Особенности динамической фокусировки ультразвука в широкополосных медицинских эхоскопах с частотным сканированием// Техническая диагностика и неразрушающий контроль. -2000, №4. С59-61.
19. Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты. - М.: Радио и связь, 1991 - 192с.
20. Руленко Л.И., Смирнова О.И. Аудиология и слухопротезирование. - М.: Академия, 2003. -208 с.
21. Соколов Ю.К., Соколова О.В. Американска аудіологія - добрий приклад для України// Аудіологічний вісник. - 1997. Т. 18, № 2.
22. Педаченко А.Є., Сушко Ю.О., Борисенко О.М., Мелешко М.А., Найда С.А. Деякі акустичні характеристики слухових кісточок з матеріалів різного походження // Трансплантологія. - 2000. -№1. -Т.1. -С.224-226.
23. Найда С.А. Отоакустическая эмиссия - импульсная функция уха, ключ к оптимальному кодированию звука в улитковом имплантате//Доклады Академии наук Украины. -2005. -№5. -С. 172-178.
24. Дидковский В.С., Найда С.А., Чернецкая Н.В. Эхоскопия уха-новое направление исследования и диагностики слуха // Электроника и связь.-1997. -№2.-С.261-265.
25. Найда С.А. Математическая модель среднего уха человека // Электроника и связь. - 2002. -№15. -С.49-50.
26. Найда С.А. Формула середнього вуха людини в нормі. Відбивання звуку від барабанної перетинки // Акустичний вісник.- 2002.-№ 3.-С.46-51.
27. Найда С.А. Объективная аудиометрия на основе формулы среднего уха - новый метод исследования и дифференциальной диагностики слуха// Электроника и связь.- 2004.-№23.-С.66-70.