

УДК 004.031

А.Г. Понизов, Р.В. Мещеряков, А.М. Малышенко

Элементы и устройство вычислительной техники оценки качества слуха

Предложены новые элементы узлов вычислительной техники, позволяющие проводить аудиометрию. Определены и обоснованы основные структурные элементы устройства, показана эффективность его работы.

Ключевые слова: оценка качества слуха, аудиометр, вычислительная техника.

Способ исследования слухового восприятия

В существующих источниках подробно описан способ контроля качества слухового восприятия человека, включающий формирование тестовых слов с помощью голосового аппарата врача, восприятие пациентом тестовых слов на заданном расстоянии, выдачу пациентом врачу голосом услышанных тестовых слов (сигналов обратной связи), сравнение врачом соответствия тестовых слов с услышанными, повторение проверки на более высоком или более низком уровне громкости и формирование врачом оценки о наличии или отсутствии у пациента дефектов слуха. Недостатком данного способа является его низкая точность, обусловленная отсутствием достоверных количественных значений задаваемых пациенту звуковых тестов, отсутствием точной фиксации момента перехода уровня тестовых сигналов через порог чувствительности, а также отсутствием возможности определения дифференциальных порогов чувствительности на различных участках звукового диапазона.

Также известен способ диагностики слухового восприятия человека [1], включающий формирование гармонических сигналов с пошаговым изменением уровня с помощью управляемого аттенуатора, изменение частоты гармонических сигналов по случайному закону в пределах акустического диапазона восприятия человеком с помощью перестраиваемого генератора, ввод пациентом сигнала о достижении порога чувствительности, изменение направления подхода к порогу чувствительности по убыванию или по возрастанию уровня акустических сигналов, фиксацию количественного значения уровня порога чувствительности с помощью блока регистрации.

Постановка задачи

Техническая реализация описанного способа нашла себя в электроакустических приборах аудиометрах. Большинство аудиометров представляет собой стационарные приборы, питающиеся от сети переменного тока. Средняя цена одного аудиометра на российском рынке составляет порядка 0,5 миллиона рублей. Стоит отметить то, что вся аудиометрическая техника в России заграничного производства. Существующие в арсенале врача-отоларинголога методы исследования восприятия речи и приборы (камертоны) зачастую позволяют оценить слух только приблизительно. Вместе с тем, детальная диагностика слуха зачастую необходима для верного диагноза и позволяет предотвратить серьезные осложнения, угрожающие жизни больного или приводящие его к инвалидности. В реальной практике врач-отоларинголог, подозревающий нарушение слуха у пациента вынужден направлять его на обследование в сурдологический центр, что влечет кроме материальных затрат еще и потерю времени и может способствовать осложнению состояния больного. Оснастить дорогостоящей аудиометрической аппаратурой все кабинеты врачей-отоларингологов не представляется возможным. Таким образом, для практического здравоохранения крайне актуальными является вопрос создания недорогого портативного диагностического устройства, позволяющего провести полное исследование слуха у пациента, своевременно назначить лечение и предотвратить стойкую тугоухость и инвалидность больных.

Задача создания портативного аудиометра сводится к разработке портативного устройства, преобразующего постоянное напряжение малогабаритной аккумуляторной батареи в переменный синусоидальный сигнал с заданным частотным и амплитудным диапазоном, для питания этим сигналом излучателя сигнала (головные телефоны или костный вибратор). Наряду с этим устройство должно быть оснащено компонентами управления и индикации для выбора сигнала с необходимым уровнем частоты и напряжения и для отображения этого уровня.

Помимо этого, в задачу проектирования закладываются простота в изготовлении, надежность, легкость в использовании и возможность широкой модификации разрабатываемого прибора.

Для решения поставленной задачи наилучшим вариантом будет использование микроконтроллера. Микроконтроллер будет являться ядром проектируемого аудиометра. Предполагается, что контроллер будет отвечать не только за интерфейс пользователя, включая систему управления и индикации прибора, но и за генерацию необходимых сигналов для костного вибратора. Такое решение было принято, исходя из необходимости снижения себестоимости устройства. Недостатком такого решения будет перегруженность контроллера. Функциональная схема аудиометра представлена на рис. 1.

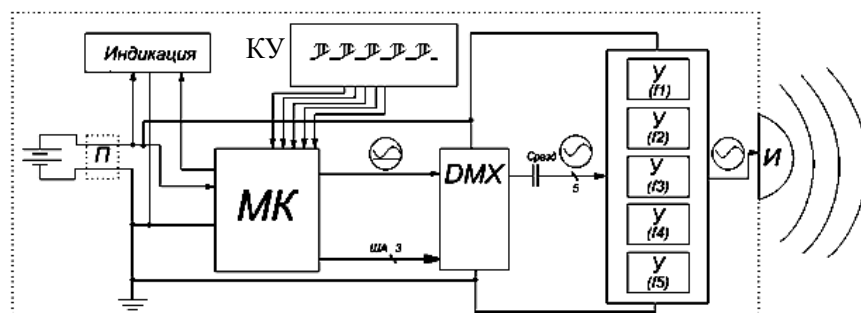


Рис. 1. Функциональная схема аудиометра:

П – преобразователь напряжения питания;
 МК – микроконтроллер;
 У – усилительный каскад;
 И – излучатель вибрации;
 DMX – демультиплексор;
 ША – шина адреса;
 КУ – кнопки управления

Приведем алгоритм работы устройства.

1. Пользователь при помощи кнопок управления выбирает необходимую ему частоту и интенсивность сигнала.
2. Микроконтроллер на встроенном ЦАП выдает ступенчатый синусоидальный сигнал с заданной частотой и неоткалиброванным размахом напряжения.
3. На демультиплексоре сигнал направляется на калибровочные усилители (в зависимости от частоты), демультиплексором управляет контроллер, задавая необходимый адрес.
4. На калибровочных усилителях реализуется необходимый размах напряжения.
5. Частота и уровень выбранного сигнала отображаются на индикационной панели.

Аппаратно-программная часть портативного аудиометра

Работа устройства на одном микроконтроллере, отвечающем как за управление и индикацию, так и за генерацию сигналов костного вибратора, позволяет снизить стоимость устройства. Кроме того, это позволяет задействовать максимум ресурсов контроллера. Для того чтобы избежать перегрузки контроллера, необходимо выбирать соответствующие параметры его быстродействия, объема памяти и выполняемых функций.

В качестве источника электропитания устройства выбраны аккумуляторные батареи. В схеме не будет вводиться нулевой уровень, равный половине размаха напряжения, поэтому питание будет считаться однополярным. Преобразовывать напряжение питания необходимо в 3 различные стабильные величины: для питания контроллера и демультиплексора, для питания усилителей и для поддержания опорного уровня напряжения в ЦАПе контроллера.

Усилители необходимы для калибровки сигнала, идущего от контроллера к излучателю вибрации. Диапазон напряжений, подаваемый на данный костный вибратор, изменяется от единиц милливольт до единиц вольт. Поэтому для того чтобы сузить этот диапазон для микроконтроллера, необходимы усилительные каскады для умножения напряжения на каждой частоте на определенную константу, причем она может быть как больше, так и меньше единицы. А демультиплексор направляет сигнал определенной частоты к строго определенному усилителю.

Формирование ступенчатого синусоидального сигнала рассмотрим на примере микроконтроллера AT90PWM3.

Микроконтроллер AT90PWM3 имеет встроенный 10-разрядный ЦАП, с помощью которого будет реализовано изменение значений амплитуды и частоты напряжений. Выбранный микроконтроллер имеет встроенный генератор опорного напряжения, максимальное напряжение которого равно 2,56 В. Помимо этого, AT90PWM3 имеет возможность подключения к нему внешнего опорного напряжения [2].

Ступенчатая синусоида будет реализовываться дискретным способом. Исходя из максимальной частоты микроконтроллера AT90PWM3 16 МГц, было принято решение задать число дискретов равным 20. Таким образом, выходной сигнал будет представлять собой ступенчатый сигнал от нуля до максимального значения.

Для реализации заданного сигнала в память микроконтроллера необходимо занести 20 значений синусоиды, затем необходимо обеспечить сдвиг всех значений на половину диапазона, реализованного ЦАПом. 10-разрядный ЦАП способен реализовать 1023 значения, число 1023 нечетное, и было принято решение не использовать последнее значение. Таким образом, диапазон действующих значений ЦАПа составляет от 0 до 1022.

Реализация нужной частоты будет происходить при помощи 16-разрядного таймер-счётчика. Тактовая частота микроконтроллера равна 16 МГц, т.е. один такт счетчика произойдет за 0,0625 мкс. Время выполнения прерывания таймера-счётчика равно 5,44 мкс. Время формирования синусоиды получаем отношением времени периода к времени одного такта таймер-счётчика. Количество тактов без прерывания получаем отношением времени формирования сигнала к времени одного такта таймер-счётчика.

Так как диапазон рабочих напряжений относительно большой: от сотых долей вольта до единиц вольт, было принято решение найти коэффициент умножения напряжения для каждой частоты, такой чтобы можно было использовать весь диапазон реализуемых напряжений ЦАП [3].

Максимальное напряжение, которое может реализовать ЦАП на микроконтроллере AT90PWM3, равно 4,1 В.

Коэффициент умножения напряжения вычисляется как отношение опорного напряжения к напряжению на интенсивности, равной 40 дБ.

Таким образом, с помощью микроконтроллера AT90PWM3 возможно разработать портативный аудиометр, основанный на костной и воздушной проводимости. Однако коэффициенты умножения напряжения для костной и воздушной проводимости нужно находить отдельно, так как напряжение на излучателе для получения одной и той же интенсивности существенно отличается для костной и воздушной проводимости. Также выбранный микроконтроллер позволяет обеспечить функции индикации прибора, функции управления переключением частот и интенсивности, учесть дребезг кнопок и возможность управлять несколькими демультиплексорами.

Способ реализации аудиометра, позволяющий внедрить классическую методику проверки слуха в существующие вычислительные устройства

Стоит отметить тот факт, что все существующие аудиометры для подачи сигнала на излучатель используют генерацию сигналов и функционируют по схеме, представленной на рис. 2 [4]. На рисунке блок генерации сигнала выделен.

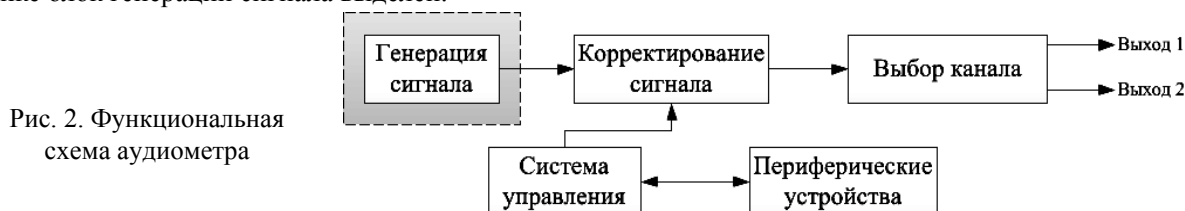


Рис. 2. Функциональная схема аудиометра

Для реализации существующего метода, связанного с генерацией сигнала, необходимо разрабатывать отдельное устройство. Усовершенствование прибора ведёт к аппаратному преобразованию схемы устройства. Причем реализация дополнительных методов исследования слуха ведёт к существенному усложнению схемы.

Суть предлагаемого метода подачи сигнала заключается в том, чтобы не генерировать тон как это реализовано в классических аудиометрах, а сформировать блок данных, внедрённых в память вычислительной системы, предназначенной для преобразований цифровых данных в звук (далее как воспроизводящее устройство), и внедрить программу управления этим блоком в систему управления воспроизводящим устройством. На рис. 3 изображена функциональная схема воспроизводящего устройства [5]. На рисунке выделен блок воспроизведения сигнала.

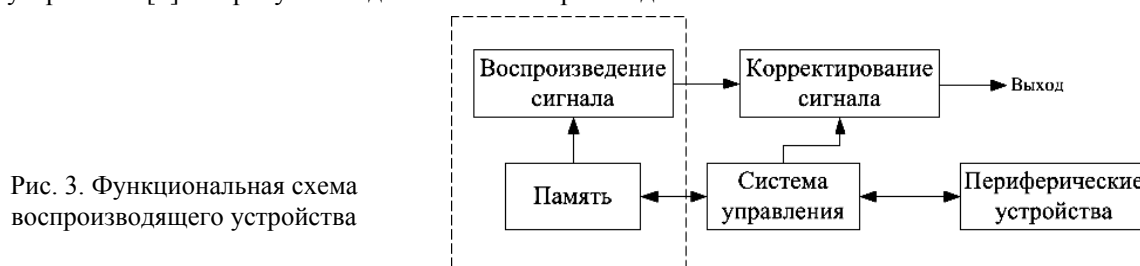


Рис. 3. Функциональная схема воспроизводящего устройства

Таким образом, при замене в функциональной схеме аудиометра блока генерации сигнала блоком воспроизведения сигнала можно получить новое устройство, способное воспроизводить необходимый сигнал.

Формирование данных происходит путём подбора заранее сгенерированных аудиофайлов под внутреннюю структуру воспроизводящего устройства таким образом, чтобы на выходе был сигнал необходимой частоты и интенсивности.

Заключение

Таким образом, данное решение позволит существенно снизить массово-габаритные показатели прибора, снизить финансовые вложения, связанные с производством аудиометров, а также позволит значительно упростить процесс усовершенствования аудиометра, так как для реализации новых методов исследования слуха необходимо лишь обновить программное обеспечение аудиометра. Предлагаемое решение позволит реализовать функции аудиометра в существующих вычислительных устройствах, способных воспроизводить звуковые сигналы (смартфоны, MP3-плееры, персональные компьютеры), а также данное решение позволит реализовать возможность оценки качества слуха в разрабатываемых автоматизированных системах оценки качества жизни пациента, где данная проблема не решена по сей день.

Литература

1. Пат. 2 261 655 РФ, МПК А61В5/12. Способ диагностики слухового восприятия человека / Страхов А.Ф. (РФ), Белокрылов В.Д. (РФ), Аль-Шаер В.М. (РФ). – № 2 003 137 738/14; заяв. 30.12.2003; опубл. 10.06.2005. Бюл. № 16. – 4 с
2. Datasheet. AT90PWM2/3/2B/3B Microcontroller with 8K Bytes In-System Programmable Flash. Atmel. 2007. – 365p. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc4317.pdf, свободный (дата обращения: 10.12.2011).
3. Кравченко А.В. 10 практических устройств на AVR. – К.: МК-пресс, 2009. – Кн. 2. – 322 с.
4. Зайченко К.В. Диагностические измерения в медицинских электронных системах: учеб. пособие / К.В. Зайченко, Л.А. Кулыгина, Е.П. Виноградова; под ред. К.В. Зайченко. – СПб.: ГУАП, 2002. – 24 с.
5. Авдеев В. А. Периферийные устройства : интерфейсы, схемотехника, программирование: учеб. пособие. – М.: ДМК Пресс, 2004. – 114 с.

Понизов Алексей Григорьевич

Аспирант каф. комплексной информационной безопасности
электронно-вычислительных систем (КИБЭВС) ТУСУРа
Тел.: 8-952-809-61-17
Эл. почта: ponizov@mail.ru

Мещеряков Роман Валерьевич

Канд. техн. наук, доцент каф. КИБЭВС ТУСУРа
Тел.: (382-2) 90-01-11
Эл. почта: mrv@security.tomsk.ru

Мальшенко Александр Максимович

Д-р. техн. наук, профессор, зав. каф. интегрированных компьютерных систем управления
Национального исследовательского Томского политехнического университета
Тел.: (382-2) 70-18-37
Эл. почта: mam@tpu.ru

Ponizov A.G., Meshcheryakov R.V., Malysenko A.M.

The elements of the device and computer engineering evaluation of the quality of hearing

Proposed new site elements of computer technology that allow for audiometry. Defined and justified the basic structural elements of the device shown its effectiveness.

Keywords: quality assessment of hearing, audiometer, Computer Science.