

Для корректного функционирования системы при ее практическом использовании она должна быть обеспечена необходимыми аппаратными и программными средствами. Обязательным условием является наличие персонального компьютера с набором внешних устройств ввода-вывода информации (монитор, клавиатура, компьютерная мышь). Программное обеспечение включает в себя: операционную систему Windows 7 и выше, подмножество компонентов .NET Framework 4.0.

Эффективность компьютерной системы определяется минимальным количеством вспомогательного оборудования и программного обеспечения, необходимого для успешной работы, а также возможностью настройки разработанного приложения для решения различных экспериментальных задач.

Литература

1. Пратканис Э. Р. Подпороговое воздействие // Психологическая энциклопедия / под ред. Р. Корсини и А. Ауэрбах. СПб., 2003.
2. Костандов Э.А. Психофизиология сознания и бессознательного. СПб., 2004.
3. Bar M., Biederman I. Subliminal visual priming // Psychol. Sci., 1998. У. 9(6).
4. Coren S., Ward L., Enns J. T. Sensation and perception. 4th ed. Harcourt Brace College Publishers, 1994.
5. Dixon F. Subliminal perception: The nature and controversy. N.Y., 1971.

РЕАЛИЗАЦИЯ СЛУХОВОГО ПРОТЕЗА НА СОВРЕМЕННЫХ МУЛЬТИМЕДИЙНЫХ ПЛАТФОРМАХ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ ТУГОУХОСТИ ЛЕГКОЙ И СРЕДНЕЙ СТЕПЕНИ

М.И. Вашкевич, И.С. Азаров, Д.С. Лихачев, А.А. Петровский

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
ул. П. Бровки, 6, БГУИР, каф. ЭВС, 220013, Минск, Беларусь, тел. +375 17 2938805
E-mail: vashkevich@bsuir.by, azarov@bsuir.by, palex@bsuir.by*

Аннотация. В работе предлагается реализация цифрового слухового аппарата на основе современных мультимедийных платформ для коррекции тугоухости I–III степени. Реализация включает возможность самостоятельной диагностики патологии пользователем при помощи аудиометрии, а также эффективную схему обработки сигнала с малой задержкой, выполняющую частотно-зависимое усиление, компрессию динамического диапазона и подавление акустической обратной связи. Экспериментальная реализация слухового протеза выполнена на мобильном устройстве с операционной системой iOS и на персональном компьютере с операционной системой Windows 7. Эксплуатация экспериментальных образцов показала практическую эффективность выполненной реализации.

Автоматизация диагностики патологии. Потеря слуха (тугоухость) является широко распространенным явлением, имеющим высокое социальное значение. Выделяют четыре степени тугоухости [1]:

I степень – снижение слуха в пределах 26–40 дБ (человек с такой потерей слуха с трудом распознает негромкую речь, но чувствует себя уверенно в тихой обстановке);

II степень – 41–55 дБ (имеются трудности в понимании беседы, особенно когда присутствует шум на заднем плане; для прослушивания радио и просмотра телевизора необходима повышенная громкость);

III степень – 56–70 дБ (значительно задета чистота речи; речь должна быть громкой, возможны трудности при групповой беседе);

IV степень – 71–90 дБ (имеется значительная потеря слуха – человек не слышит нормальную разговорную речь, испытывает трудности при распознавании даже громкой речи, способен понимать крик и преувеличенно четкую и громкую речь).

Основным методом диагностики тугоухости является аудиометрия. В результате аудиометрии формируется таблица минимальных уровней восприятия тональных сигналов, называемая аудиограммой. Пороги восприятия определяются на частотах 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 и 8000 Гц и могут принимать значения от -10 до 120 дБ. Для определения степени тугоухости учитываются усредненные значения порогов звуковосприятия на четырех частотах: 500, 1000, 2000 и 4000 Гц. Исходя из этой классификации, нормальным считается слух при порогах слышимости на речевых частотах, не превышающих 10 дБ. Легкое нарушение слуха регистрируют при порогах слышимости 10 – 25 дБ. Потеря слуха свыше 90 дБ определяется как глухота. При помощи мультимедийной платформы весь процесс диагностики автоматизирован таким образом, чтобы пользователь мог самостоятельно выполнить аудиометрию. Для этого используются программные генераторы тональных сигналов и интерфейсная кнопка для реакции на превышение порога восприятия. Аудиограмма дает возможность выполнить расчет необходимого (целевого) усиления слухового протеза для разных частотных полос сигнала.

Схема и алгоритм обработки сигнала. Существующие мобильные платформы позволяют обрабатывать сигнал в реальном времени только отдельными фреймами длиной не менее 6 мс. В настоящем решении использована широкополосная схема коррекции слуха (рисунок 1).

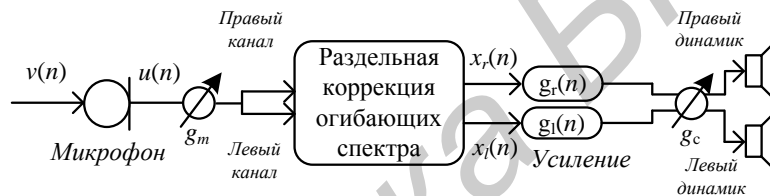


Рисунок 1 – Используемая схема обработки сигнала

Схема использует способ изменения коррекции огибающей спектра при помощи фильтра с конечной импульсной характеристикой (КИХ). Частотная характеристика фильтра формируется на основе аудиограммы пользователя таким образом, чтобы выполнять усиление частот, к которым наблюдается ослабление чувствительности. Для управления уровнем громкости используются два функциональных регулятора: регулятор чувствительности микрофона g_m и регулятор выходного уровня g_c . Оба регулятора являются внешними и доступны пользователю для оперативного использования в зависимости от акустической обстановки. Коэффициенты усиления $g_{r,l}(n)$ изменяются таким образом, чтобы обеспечивать компрессию сигнала в соответствии с заданным уровнем потери слуха. Учитывая, что используется стереогарнитура с двумя динамиками, возможно выполнить бинауральную коррекцию слуха, обрабатывая сигнал для левого и правого уха отдельно. Для подавления акустической обратной связи (АОС) используется детектор АОС на основе автокорреляционной функции, управляющий коэффициентами усиления $g_{r,l}(n)$.

Благодаря тому, что схема является широкополосной и не содержит блоков частотной декомпозиции сигнала (таких как банки фильтров анализа и синтеза), а также стабилизирующего элемента задержки для подавления АОС, в ней достигается минимально возможная алгоритмическая задержка, равная групповой задержке фильтра коррекции спектральной огибающей.

Детали реализации. В качестве мультимедийной платформы использовался смартфон компании Apple семейства iPhone 5 и персональный компьютер. Алгоритм обработки реализован в виде программного приложения, работающего в реальном масштабе времени

с малой алгоритмической задержкой. Программное приложение устанавливает потоковую передачу цифрового сигнала от микрофона (либо от другого источника звука) к динамику. Внутренняя организация функциональных блоков показана на рисунке 2. Микшер отвечает за синхронизацию и захват сигналов из микрофонной линии и программных приложений системы. В результате возможно выполнять коррекцию не только микрофонного сигнала, но и сигналов различных программных приложений, например аудио- и видеопроигрывателей.

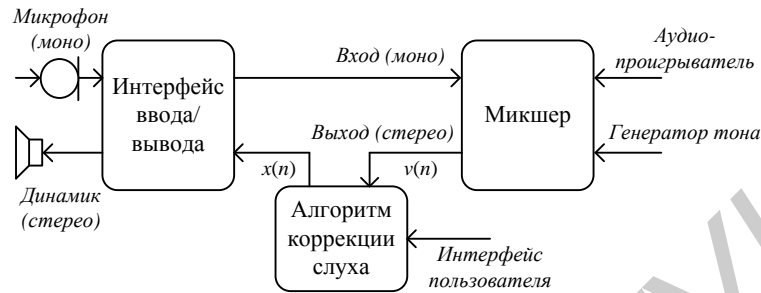


Рисунок 2 – Схема включения приложения коррекции слуха в звуковую систему платформы

Приложение для коррекции слуха имеет два режима: аудиометрии и коррекции слуха. В режиме аудиометрии измеряются пороги слышимости путем формирования тональных сигналов с нарастающей амплитудой. В режиме коррекции выполняется обработка сигнала с учетом полученных порогов. Пользователь может подобрать параметры для достижения наилучшей разборчивости.

Обработка сигнала выполняется отдельными кадрами по R отсчетов. Размер кадра, как правило, колеблется в пределах от 128 до 1024 отсчетов и выбирается равным степени числа 2. Обработка заключается в выполнении двух основных процедур: коррекции огибающей спектра и динамической компрессии сигнала с целью компенсации нарушения ощущения громкости.

Коррекция огибающей спектра выполняется при помощи КИХ-фильтра с фиксированной частотной характеристикой. Фильтр синтезируется заранее по индивидуальной аудиограмме пользователя по правилам расчета целевого усиления: POGO, NAL-R или Berger [1]. Для уменьшения вычислительной сложности фильтрация выполняется в частотной области при помощи метода перекрытия с суммированием [2]. Входной кадр расширяется последовательностью из R нулевых отсчетов. К полученной последовательности применяется алгоритм быстрого преобразования Фурье (БПФ) для перевода сигнала из временной области в частотную. Результат преобразования умножается на заранее рассчитанную частотную характеристику КИХ-фильтра (корректора). Для перевода сигнала во временную область используется алгоритм обратного быстрого преобразования Фурье (ОБПФ). Результатом преобразования является частичная свертка кадра входного сигнала с импульсной характеристикой фильтра-корректора.

Компрессия динамического диапазона (КДД) выполняется с целью компенсации нарушения ощущения громкости. КДД выполняет автоматическое регулирование коэффициента усиления сигнала $g(n)$ в зависимости от уровня мощности сигнала. Характер КДД определяется функцией входа-выхода компрессора, которая показывает, как должен изменяться уровень выходного сигнала при изменении уровня входного сигнала.

Практическое использование полученной реализации. Реализованная система коррекции слуха оформлена в виде специального приложения под названием Petralex (сайт приложения www.petralex.pro). Приложение позволяет сохранять настройки усиления и компрессии в виде различных пользовательских профилей, основанных на результа-

тах тестирования слуха в каждой часто используемой акустической обстановке. Унификация операционных систем и параметров устройств позволила также реализовать возможность быстрой миграции между различными устройствами на базе операционной системы iOS с использованием облачного сервиса хранения данных iCloud. При использовании сервиса сохраненные пользовательские профили автоматически загружаются во все устройства, подключенные пользователем к персональному хранилищу данных. Подавляющее большинство полученных отзывов пользователей являются положительными, что свидетельствуют об эффективности полученной реализации.

Работа выполнена при финансовой поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований и Министерства образования Республики Беларусь (договор №Ф14МВ-014).

Литература

1. **Фонлантен А.** Слуховые аппараты / А. Фонлантен, А. Хорст.– Ростов н/Д.: Феникс, 2009. – 304 с.
2. **Оппенгейм, А.** Цифровая обработка сигналов / А. Оппенгейм, Р. Шафер. – М.: Техносфера, 2006. – 856 с.

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ОЦЕНКИ КОЛИЧЕСТВА И ИНТЕНСИВНОСТИ ПОТООТДЕЛЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА

А.М. Воробей¹, Т.С. Боброва¹, Д.В. Рымарев¹, М.В. Давыдов¹, С.С. Стебунув^{1,2}

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, ул. П. Бровки, 6, БГУИР, каф. ЭТТ, 220013, Минск, Беларусь, E-mail: vorobeianna@tut.by

²ООО «Лодэ», ул. Притыцкого, 140, 220000, Минск, Беларусь, E-mail: stebunovss@yandex.ru

Abstract. This article deals with human perspiration diagnostics. We developed a technical system for evaluation of excreted sweat amount and human perspiration intensity based on capacitive interdigital transducer.

В настоящее время весьма актуальным вопросом является оценка количества и интенсивности потоотделения человека в норме (реакция потовых желез человека на стрессовую ситуацию или увеличение физической нагрузки) и при патологии (гипергидроз) [1]. Одним из перспективных электрических методов, наряду с импедансометрией, является емкостной метод [2] (который основывается на принципе измерения конденсаторной емкости, так как диэлектрические свойства исследуемого объекта меняются в зависимости от количества влаги, содержащейся в нем) оценки влажности кожи человека.

Несмотря на то, что емкостной метод является безопасным и более объективным методом по сравнению с импедансометрией [3], т.к. не требует прямого контакта электродов с кожей (отсутствует гальванический ток и поляризационные эффекты), существенным его недостатком является невозможность измерения влажности на поверхности кожи с излишками влаги и пота. Соответственно, определять количество и интенсивность потоотделения человека, используя непосредственный контакт емкостного датчика с очень влажной кожей, не представляется возможным. Данный недостаток устраняется путем использования разработанного емкостного датчика встречно-штыревого типа и количественной методики оценки потоотделения человека на основании использования целлюлозного адсорбирующего пот человека тестового образца.

По результатам проведенного моделирования [4, 5] в промышленных условиях изготовлен емкостной датчик встречно-штыревого типа с определенными размерно-геометрическими параметрами, состоящий из нанесенных на стеклотекстолитовую под-