

ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ, ИЗОБРАЖЕНИЙ И РЕЧИ

УДК 681.84

И.С. Азаров¹, М.И. Вашкевич¹, С.В. Козлова², А.А. Петровский¹СИСТЕМА КОРРЕКЦИИ СЛУХА НА МОБИЛЬНОЙ
ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ ПЛАТФОРМЕ

Предлагается реализация цифрового слухового аппарата на основе мобильной вычислительной платформы iPhone. Рассматривается схема обработки сигнала с малой алгоритмической задержкой, позволяющая выполнять коррекцию слуха при нейросенсорной тугоухости и учитывающая особенности вычислительной платформы. Схема позволяет выполнять компенсацию потери слуха путем линейного частотно-зависимого усиления и широкополосной компрессии динамического диапазона сигнала. Для учета амплитудно-частотных характеристик динамиков гарнитуры аудиометрия выполняется непосредственно при помощи iPhone. Приводятся результаты экспериментального исследования реализованного слухового аппарата.

Введение

Тугоухость является одной из актуальных проблем в современном обществе и постоянно находится в центре внимания ведущих исследователей [1]. По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) за 2013 г., около 360 млн человек в мире имеют умеренные или тяжелые нарушения слуха и их число к 2020 г. увеличится на 30 % [2].

Появление цифровых слуховых аппаратов (СА) позволило эффективно выполнять коррекцию такой сложной и распространенной патологии, как тугоухость. Методы и алгоритмы цифровой обработки сигналов, применяемые в современных СА, разнообразны и включают адаптивную фильтрацию, формирование диаграммы направленности, подавление эха и шумоподавление, компрессию динамического диапазона (нелинейное усиление), усиление частот в области пониженной чувствительности, подавление акустической обратной связи и др. [3].

Качественное расширение возможностей СА, произошедшее в последнее десятилетие, обусловлено развитием и наращиванием мощности портативных вычислительных устройств, увеличением их энергетического ресурса, а также более совершенными встроенными аналого-цифровыми и цифроаналоговыми преобразователями (АЦП и ЦАП соответственно). Конструкции СА становятся все более миниатюрными: на смену карманным аппаратам пришли встроенные в очки, затем заушные, внутриушные и внутриканальные. Традиционно СА проектируются в виде специальных устройств, единственной функцией которых является коррекция слуха. Узкая специализация обуславливает высокую стоимость данных устройств, а также создает сложности в обслуживании и настройке, требующие привлечения квалифицированных специалистов.

В последнее время широкое распространение (в том числе и среди людей с патологиями слуха) получили смартфоны – универсальные мультимедийные мобильные вычислительные платформы. Смартфоны имеют необходимые аппаратные средства для выполнения функций слухового аппарата: микрофон, АЦП, цифровой процессор, ЦАП, усилитель и динамики, причем возможно подключение внешних микрофона и динамиков в виде специальной гарнитуры. Работа программных приложений с аппаратными ресурсами смартфона обеспечивается при помощи операционной системы, для которой производителем предоставляется пакет инструментов разработчика. Устойчивое развитие данных платформ, их поддержка и малая стоимость обусловлены популярностью смартфонов и многочисленностью их пользователей. Идея, положенная в основу настоящей работы, заключается в том, чтобы исследовать возможность создания карманного СА на основе смартфона. В наиболее благоприятном случае, если аппаратные возможности смартфона соответствуют необходимым требованиям, создание СА ограничится разработкой специального программного обеспечения, которое может применять каждый пользователь с нарушениями слуха.

По сравнению с миниатюрными решениями карманный СА имеет следующие недостатки:
– более заметен;

– микрофон не располагается в ухе и поэтому не использует функциональные преимущества ушной раковины и естественной акустики наружного уха;

– не очень удобен для ношения.

Вместе с тем в силу своих конструктивных особенностей карманные СА имеют ряд важных преимуществ:

– большое расстояние между микрофоном и динамиком препятствует возникновению акустической обратной связи (АОС), что позволяет использовать большое акустическое усиление и более простой алгоритм обработки (в миниатюрных СА обязательна реализация схемы подавления АОС);

– большие физические размеры позволяют реализовать удобные функции управления для людей с плохой моторикой;

– возможно использование различных наушников в зависимости от патологии и предпочтений пациента (в том числе больших в виде накладных чашек, не приводящих к возникновению эффекта окклюзии);

– благодаря большим динамикам и большому ресурсу батарей можно достигнуть наибольшего уровня звукового давления и получить высокое качество звука;

– в отличие от внутриканальных СА карманные не выходят из строя из-за попадания в них серы или влаги;

– при использовании динамика с костной проводимостью отсутствует механическая обратная связь. Такой динамик плотно примыкает к височной кости и, создавая бесшумные вибрации, способен передавать их в среднее ухо, минуя барабанную перепонку.

Благодаря тому что СА реализованы на популярной мобильной платформе, а не в виде отдельного узкоспециализированного устройства, для них характерны и некоторые дополнительные преимущества:

– большой доступный ресурс энергии и возможность использовать сложные алгоритмы обработки и высокую частоту дискретизации;

– широкое распространение, многофункциональность и высокий спрос обуславливают устойчивую поддержку и развитие этих устройств со сторон производителей;

– программная гибкость, т. е. возможность программной реализации произвольного алгоритма обработки сигналов;

– доступность средств разработчика и развитая система распространения программных продуктов для данных устройств;

– возможность применения алгоритмов коррекции слуха не только к акустическим сигналам, но и к аудио- и видеозаписям, телефонным звонкам и т. д.;

– индивидуальная настройка аппарата для конкретного пациента в простых случаях не требует специального оборудования и квалификации и может выполняться самим пользователем;

– возможность удаленной настройки аппарата специалистом на основе диагноза пациента;

– наличие встроенной видеокамеры дает теоретическую возможность обработки комбинированной (аудио- и видео-) информации для повышения разборчивости речи;

– возможность использования различных гарнитур с разными характеристиками микрофонов и наушников. Возможна разработка специальной гарнитуры с расположением микрофона в ушной раковине для использования звуковых характеристик наружного уха;

– заметность слухового аппарата не вызывает психологических неудобств, поскольку смартфон не ассоциируется у окружающих с какими бы то ни было слуховыми патологиями;

– для пользователей смартфонов с нарушением слуха нет необходимости приобретать и носить отдельное устройство.

1. Принципы построения современных цифровых слуховых аппаратов

1.1. Субполосная обработка сигнала

Основной функцией СА является частотно-зависимое усиление входных сигналов для компенсации нарушений слуха [3]. Процесс обработки сигнала может включать вспомогательные функции, такие как подавление АОС, подавление шума и компрессия динамического диапазона. Все перечисленные функции, за исключением подавления АОС, могут быть выполнены

путем субполосной декомпозиции и отдельного усиления каждого субполосного сигнала. На рис. 1 показана соответствующая схема обработки [4]. Входной звуковой сигнал $v(n)$ регистрируется микрофоном и раскладывается при помощи банка фильтров анализа (БФА) на субполосные сигналы с пониженной частотой дискретизации $u(m)$. Временные индексы исходного и субканальных сигналов обозначены n и m соответственно (контур, работающий на пониженной частоте, выделен жирными линиями на схеме).

Отдельное усиление каждого субполосного сигнала выполняется умножением на коэффициенты $g(m)$, которые вычисляются для каждого момента времени исходя из уровня входного и выходного сигнала, энергии шума и частотного профиля потери слуха. При этом блоком усиления выполняется сразу несколько функций: частотная коррекция потери чувствительности слуха; компрессия (компенсация функции нелинейного усиления улитки); шумоподавление на основе спектрального взвешивания. Обработанный широкополосный сигнал синтезируется при помощи банка фильтров синтеза (БФС). Широкополосный сигнал умножается на общий коэффициент усиления g_c , который обеспечивает комфортный уровень прослушивания (параметр g_c обычно регулируется пользователем при помощи внешнего регулятора).

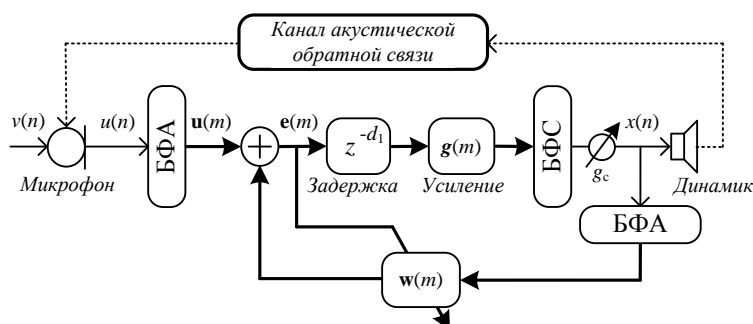


Рис. 1. Общая схема обработки сигнала в современном цифровом слуховом аппарате

В миниатюрных СА максимальное доступное усиление сигнала ограничено появлением АОС между микрофоном и динамиком. Для подавления АОС чаще всего используется схема адаптивной фильтрации. Коэффициенты адаптивного фильтра $w(m)$ постоянно обновляются таким образом, чтобы минимизировать энергию сигнала-остатка $e(m)$. Обновление коэффициентов выполняется во временной либо частотной области с помощью какой-либо модификации метода наименьших квадратов (LMS) [5, 6]. Задержка z^{-d_1} смещает сигналы друг относительно друга и влияет на оценку коэффициентов адаптивного фильтра. Большие значения d_1 обеспечивают более сильное подавление АОС и повышение возможной степени усиления сигнала [4]. Преимуществом схемы с субканальной декомпозицией сигнала является относительно быстрая сходимость адаптивного фильтра и сокращение вычислительных ресурсов за счет понижения частоты дискретизации [7].

Компрессия сигнала выполняется с целью компенсации утраченной функции улитки внутреннего уха выполнять нелинейное усиление. Компрессия, применяемая для коррекции, должна иметь очень короткое время активации [2]. При использовании таких малых временных интервалов происходит быстрое изменение уровня сигнала, что приводит к появлению низкочастотных искажений. Дополнительным преимуществом приведенной выше схемы является возможность снизить уровень этих искажений, используя в низкочастотной части сигнала более продолжительное время активации.

1.2. Сокращение задержки сигнала в слуховом аппарате

Одной из наиболее важных характеристик СА является задержка обработки сигнала. Временная задержка вызывает окрашивание звука собственного голоса пользователя СА. Во время разговора голос быстро достигает улитки посредством костной проводимости и

складывается с задержанным и усиленным звуком из СА. Этот эффект становится более заметным при использовании больших отверстий в ушном вкладыше. В работах [8, 9] показано, что даже такие малые задержки обработки сигнала, как 4–8 мс, ощущаются пациентом и снижают субъективное качество звука. В СА невозможно избежать задержек, обусловленных наличием АЦП и ЦАП, которые составляют от 0,4 до 2 мс в зависимости от реализации [10]. В условиях создания СА на базе смартфона длительность неустраняемой аппаратной задержки будет существенно больше из-за внутренней аппаратной и программной реализации сигнальных конвейеров, поэтому в данном случае требуется схема обработки сигнала с минимально возможной алгоритмической задержкой. Общая алгоритмическая задержка классической схемы с субканальной декомпозицией, приведенной выше, является нежелательно большой [11–13] из-за последовательных элементов, включенных в путь прямого распространения сигнала: БФА, БФС и задержки z^{-d_1} , которая используется для стабилизации системы подавления АОС. В работах [4, 14] предлагаются схемы с субканальным усилением сигнала без БФС. Для этого используются полосовые фильтры (параметрические фильтры частотной компенсации [4] либо параметрические кохлеарные фильтры [14]), выходы которых суммируются (рис. 2).

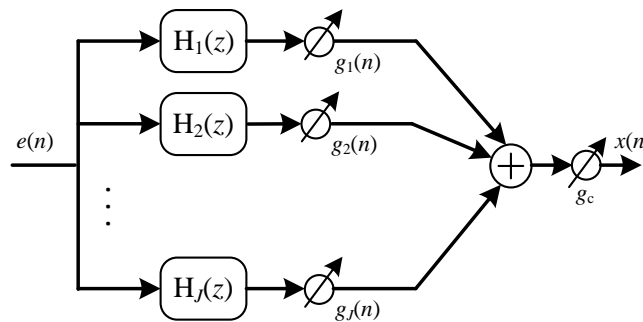


Рис. 2. Метод субканальной коррекции амплитудного спектра с малой задержкой

В работах [14, 15] используется субканальная система подавления АОС, не вносящая дополнительных задержек в прямой канал. Перечисленные решения позволяют существенно сократить общую алгоритмическую задержку, однако отсутствие БФС делает невозможным понижение частоты дискретизации субполосных сигналов и требует больших вычислительных затрат. Кроме того, полосовые фильтры с бесконечными импульсными характеристиками, используемые в работах [4, 14], имеют нелинейную фазочастотную характеристику (ФЧХ) и для их согласования используется оптимизационная процедура, которая в зависимости от целевого амплитудного профиля подбирает субканальные коэффициенты усиления. Данная процедура также является достаточно затратной в вычислительном плане. Еще одной важной особенностью данной схемы является то, что обработка сигнала ведется отсчет за отсчетом. Это предполагает использование специального аппаратного вычислителя.

1.3. Обработка сигнала в слуховом аппарате на базе мобильной платформы

Существующие мобильные платформы позволяют обрабатывать сигнал в реальном времени только отдельными фреймами длиной не менее 6 мс. В этих условиях желательно, чтобы алгоритм обработки позволял применять блочные операции. Учитывая перечисленные особенности, предлагается использовать широкополосную (без субполосной декомпозиции) схему коррекции слуха (рис. 3).

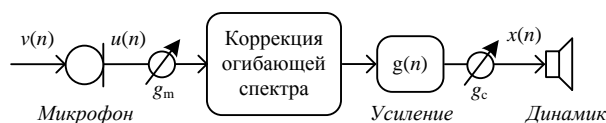


Рис. 3. Предлагаемая схема обработки сигнала

Схема использует широкополосный способ 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 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 $g(n)$ изменяются таким образом, чтобы обеспечивать компрессию сигнала в соответствии с заданным уровнем потери слуха.

Учитывая, что смартфон использует стереогарнитуру с двумя динамиками, можно применить схему с бинауральной коррекцией слуха, выполняющей обработку сигнала отдельно для левого и правого уха (рис. 4).

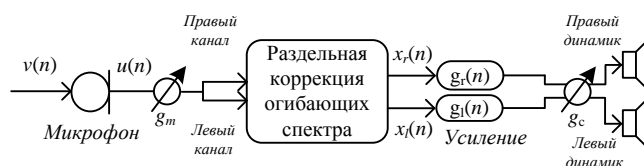


Рис. 4. Предлагаемая бинауральная схема обработки сигнала с одним микрофоном

Прямая реализация предлагаемой широкополосной схемы исключает использование шумоподавления на основе спектрального взвешивания, поскольку в ней не выполняется частотно-временное преобразование. Схема не содержит блока подавления АОС, поскольку при ее реализации на смартфоне предполагается использовать микрофон и динамик на большом расстоянии друг от друга. Благодаря тому что предлагаемая широкополосная схема не содержит БФА и БФС, а также стабилизирующего элемента задержки для подавления АОС, в ней достигается минимально возможная алгоритмическая задержка, равная групповой задержке фильтра коррекции спектральной огибающей.

2. Определение целевых параметров звукоусиления

Различают несколько составляющих тугоухости: ухудшение звуковосприятия, нарушения ощущения громкости и бинауральное снижение слуха [3]. Для оценки характеристик каждого из этих компонентов используют специальные методики и средства. Характер и степень ухудшения восприятия определяются при помощи аудиометрии, нарушения ощущения громкости оцениваются при помощи методов категоризации громкости, а бинауральные нарушения – путем тестирования различий разборчивости в каждом из ушей. В СА, реализованном на мобильной платформе с использованием предлагаемой схемы, возможно выполнить компенсацию ухудшения звуковосприятия при помощи фильтра коррекции огибающей, а компенсацию нарушения ощущения громкости (рекруитмента) – при помощи элемента динамического усиления.

2.1. Аудиограмма

При подборе и настройке СА аудиометрия дает самую первую и основную характеристику нарушения слуха. В результате аудиометрии формируется таблица минимальных уровней восприятия (англ. hearing threshold level, НТЛ) 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. В 1997 г. ВОЗ была утверждена единая Международная классификация степеней тугоухости, которая чаще всего используется на практике. 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.

Асимметричное нарушение слуха классифицируется по лучше слышащему уху.

Выделяют четыре степени тугоухости:

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. Повышенная громкость необходима для ТВ и радио);

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).

Аудиограмма дает возможность выполнить расчет необходимого (целевого) усиления и максимальной выходной мощности, обеспечивающих для пользователя максимально комфортный уровень громкости речевого сигнала при настройке обычного СА. Снятие аудиограммы пользователя выполняется в лабораторных условиях в помещении со звукоизоляцией и использованием специального оборудования, обеспечивающего генерацию и усиление тональных сигналов заданной частоты. Снятием аудиограммы руководит квалифицированный медицинский работник, создавая постепенно нарастающее звуковое давление в каждом ухе пациента. Как только звук становится различимым, пациент реагирует нажатием на сигнальную кнопку.

При помощи мультимедийной платформы можно автоматизировать весь процесс таким образом, чтобы пользователь мог самостоятельно выполнить аудиометрию. Для этого используются программные генераторы тональных сигналов и интерфейсная кнопка для реакции на превышение порога восприятия. Тональный сигнал описывается функцией косинус с нарастающей амплитудой и постоянной частотой:

$$s(n) = A(n) \cos\left(2\pi \frac{f}{f_s} n\right),$$

где $A(n)$ – изменяющаяся (нарастающая) амплитуда; f – заданная частота, Гц; f_s – частота дискретизации. Скорость нарастания амплитуды определяется продолжительностью сигнала и доступным динамическим диапазоном ЦАП устройства. Нормированную амплитуду (единица соответствует максимально возможному значению) можно рассчитать по следующей формуле:

$$A(n) = 10^{(b-1)\left(\frac{n}{f_s l} - 1\right) \log_{10} 2},$$

где b – разрядность ЦАП; l – длительность сигнала, с. При таком способе расчета уровень сигнала в децибелах растет линейно от минимально возможного значения до максимального:

$$\text{level}(n) = 20 \log_{10}(A(n)) = 20(b-1) \left(\frac{n}{f_s l} - 1 \right) \log_{10} 2.$$

Для снятия аудиограммы в лабораторных условиях используются специальные наушники с ровной амплитудно-частотной характеристикой (АЧХ). Для определения требуемого усиления в СА на каждой контрольной частоте учитывается частотная характеристика динамика СА, ушного канала и размер отверстия в ушном вкладыше. В случае выполнения измерений при помощи смартфона условия аудиометрии и эксплуатации являются одинаковыми и упрощенно можно считать, что неровности в АЧХ динамиков гарнитуры являются потерей слуха, и выполнить расчет целевых коэффициентов усиления без вносимых обычно поправок.

2.2. Расчет целевого усиления и коэффициентов корректирующего фильтра

Одним из наиболее известных способов расчета целевого усиления является правило полуусиления, согласно которому линейное усиление должно примерно равняться половине уровня потери слуха на каждой частоте для того, чтобы обеспечивать комфорт при прослушивании и речевую разборчивость [3]. Тем не менее длительное время основным методом, использовавшимся в клинической практике, был сравнительный перебор, при котором пациент пробовал разные СА и выбирал тот, который обеспечивал наилучшие результаты. В исследовательской работе, опубликованной в 1975 г., был сделан вывод, что АЧХ СА, определяющая уровень усиления в зависимости от частоты, существенно влияет на повышение разборчивости речи для людей с сенсоневральной тугоухостью. Это исследование инициировало постепенный процесс перехода от метода подбора к использованию директивных расчетных формул. Прежде чем появились нелинейные слуховые аппараты, методы расчетов частотно-зависимого линейного усиления представляли собой вариации вышеприведенного правила полуусиления.

Сегодня существует несколько классических методов расчета целевого усиления на основе аудиограммы: Berger [16], POGO (Prescription of gain and output – предписание усиления и выхода) [17] и NAL-R (National Acoustic Laboratories, Australia – Национальные акустические лаборатории, Австралия) [18]. Соответствующие расчетные формулы приведены в табл. 1 [3], HTL X обозначает измеренные значения порогов слышимости на частоте X .

Таблица 1

Расчетные формулы целевого усиления

Частота, Гц	Berger	POGO	NAL-R $X = 0,05(\text{HTL}500 +$ $+ \text{HTL}1k + \text{HTL}2k)$
250		$\text{HTL}250/2 - 10$	$X + 0,31\text{HTL}250 - 17$
500	$\text{HTL}500/2$	$\text{HTL}500/2 - 5$	$X + 0,31\text{HTL}500 - 8$
750	$\text{HTL}750/1,8$	$\text{HTL}750/2 - 3$	$X + 0,31\text{HTL}750 - 3$
1000	$\text{HTL}1k/1,6$	$\text{HTL}1k/2$	$X + 0,31\text{HTL}1k - 1$
1500	$\text{HTL}1,5k/1,6$	$\text{HTL}1,5k/2$	$X + 0,31\text{HTL}1,5k - 1$
2000	$\text{HTL}2k/1,5$	$\text{HTL}2k/2$	$X + 0,31\text{HTL}2k - 1$
3000	$\text{HTL}3k/1,7$	$\text{HTL}3k/2$	$X + 0,31\text{HTL}3k - 2$
4000	$\text{HTL}4k/1,9$	$\text{HTL}4k/2$	$X + 0,31\text{HTL}4k - 2$
6000	$\text{HTL}6k/2$	$\text{HTL}6k/2$	$X + 0,31\text{HTL}6k - 2$

Все три перечисленных метода расчета могут быть использованы для расчета целевого усиления в программной реализации СА. Выбор наиболее подходящего из них делается либо самим пользователем исходя из его предпочтений, либо специалистом на основе характера патологии и лабораторных измерений.

Для тяжелой и глубокой степени потери слуха метод NAL-R был переработан. Модифицированный вариант метода, называемый NAL-RP [19], позволяет получить большее усиление и более равномерную частотную характеристику, чем NAL-R. Коэффициент X вычисляется по формуле

$$X = \begin{cases} 0,05(\text{HTL}500 + \text{HTL}1k + \text{HTL}2k), & \text{если } (\text{HTL}500 + \text{HTL}1k + \text{HTL}2k) < 180 \text{ дБ}; \\ 0,05(\text{HTL}500 + \text{HTL}1k + \text{HTL}2k), & \text{если } (\text{HTL}500 + \text{HTL}1k + \text{HTL}2k) \geq 180 \text{ дБ}. \end{cases}$$

Если порог слышимости на частоте 2 кГц превышает 95 дБ, к полученным значениям усиления нужно прибавить поправочные коэффициенты (табл. 2).

Таблица 2

Поправочные коэффициенты при тяжелых формах тугоухости

Пороги слышимости на частоте 2 кГц	Частота, Гц								
	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000
95	4	3	1	0	-1	-2	-2	-2	-2
100	6	4	2	0	-2	-3	-3	-3	-3
105	8	5	2	0	-3	-5	-5	-5	-5
110	11	7	3	0	-3	-6	-6	-6	-6
115	13	8	4	0	-4	-8	-8	-8	-8
120	15	-	4	0	-5	-9	-9	-9	-9

В соответствии с полученными значениями целевого усиления рассчитываются коэффициенты фильтра коррекции спектральной огибающей. В данной реализации СА используются фильтры с линейной ФЧХ, что позволяет достигать равной временной задержки на всех частотах обрабатываемого сигнала вне зависимости от целевых значений усиления. Данное свойство особенно важно в бинауральном режиме коррекции слуха, поскольку различия в групповых задержках фильтров для правого и левого каналов вызывают фазовые смещения и как следствие, искажения пространственного восприятия звука. Фильтры с линейной ФЧХ удобно синтезировать при помощи оконного метода [20]. Алгоритм получения коэффициентов фильтра кратко приведен ниже.

1. Целевая частотная характеристика фильтра формируется путем интерполяции целевых значений усиления в точках, соответствующих частотным отсчетам. Фаза всех частотных компонентов принимается нулевой.

2. Вычисляется обратное преобразование Фурье целевой частотной характеристики.

3. Выполняется циклический сдвиг полученного вектора значений на половину числа его элементов.

4. Окончательная импульсная характеристика фильтра находится путем умножения полученных значений на оконную функцию.

Число коэффициентов фильтра выбирается исходя из частоты дискретизации сигнала и допустимой групповой задержки.

2.3. Компенсация нарушения ощущения громкости

Установлено, что тихие звуки усиливаются здоровой улиткой на 50–60 дБ, а громкие не усиливаются. Изменение коэффициента усиления физиологически обеспечивается наружными волосковыми клетками. При потере слуха более чем на 60 дБ волосковые клетки теряют свои регулятивные возможности и характеристика улиткового усилителя превращается в линейную (рис. 5) [3]. В этом случае требуется компрессия с коэффициентом 2,5:1. Слышимый динамический диапазон пациента сужается, и пациент может относительно хорошо воспринимать громкие звуки по сравнению с тихими. Другими словами, при увеличении уровня сигнала восприятие громкости при тугоухости приближается к нормальному. Это требует некоторого увеличения громкости, которое называется рекруитментом.

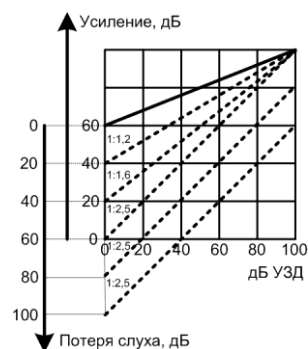


Рис. 5. Усиление в улитке

Основным назначением компрессора является усиление тихих звуков и в то же время – предохранение от чрезмерного усиления громких звуков. Общая схема (рис. 6) показывает функциональную организацию простого компрессора. Сначала измеряется текущий уровень сигнала, а затем вычисляются требуемые коэффициенты усиления для данного уровня $g(n)$ исходя из степени потери слуха.

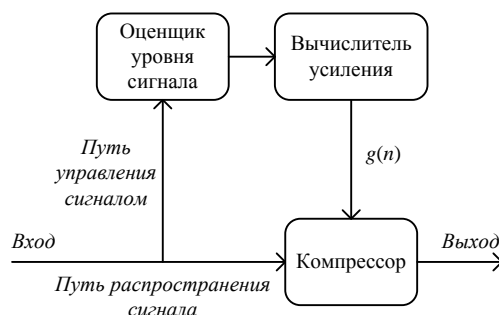


Рис. 6. Простая схема компрессии сигнала

Компрессор, схема которого изображена на рис. 6, называется компрессором с прямой связью, поскольку в нем выполняется оценка уровня входного сигнала перед выполнением компрессии. Если же выполняется оценка уровня выходного сигнала после компрессии, то такая схема называется схемой с обратной связью. В СА преимущественно используются компрессоры с прямой связью.

2.4. Временные параметры компрессора динамического диапазона

Динамические характеристики компрессора определяются скоростью реакции оценщика уровня сигнала на изменения уровня сигнала. Для того чтобы избежать появления артефактов, изменения коэффициентов усиления не должны быть резкими. Это достигается сглаживанием действительной амплитудной огибающей сигнала. Системы компрессии с сильным сглаживанием могут использоваться либо при частом изменении акустической обстановки, либо с целью выравнивания общего уровня прослушивания. Системы с коротким временем реакции имеют своей целью регулировку усиления перед каждой новой фоновой или слоговой обрабатываемой речью, в этом случае компрессор часто называют фоновым или слоговым. Ни один оценщик уровня не является идеальным, всегда существует некоторая задержка между реальным уровнем сигнала и его оценкой. Быстрота реакции оценщика уровня определяется временными константами.

Оценка уровня сигнала $x(n)$ в заданный момент времени t_n обозначается Φ_{t_n} и обновляется с заданным фиксированным временным интервалом $\Delta t = t_n - t_{n-1}$ [21]. Обычно Φ_{t_n} вычисляется как взвешенное среднее между его предыдущим значением $\Phi_{t_{n-1}}$ и средним квадратов отсчетов сигнала $\bar{x}^2_{[t_{n-1}, t_n]}$, находящихся в интервале между t_{n-1} и t_n :

$$\Phi_{t_n} = a\Phi_{t_{n-1}} + (1-a)\bar{x}^2_{[t_{n-1}, t_n]},$$

где $a \in [0, 1]$. Выбор константы a определяет скорость реакции оценщика уровня. Если a близко к 1, оценка уровня меняется очень медленно, в то время как при приближении τ к 0 время реакции уменьшается.

Еще одна временная константа, обозначенная как τ , используется для настройки параметров компрессора и принимает различные значения в зависимости от того, повышается или понижается уровень сигнала. Если уровень сигнала повышается, то она называется временем срабатывания, а если понижается, то временем восстановления. В соответствии со стандартом ИЕС 60118-2 время срабатывания, обозначаемое как α , – это время, которое необходимо для то-

го, чтобы выход достиг окончательного значения (с точностью ± 2 дБ) при резком увеличении уровня звукового давления (УЗД) сигнала от 55 до 80 дБ. Аналогично время восстановления, обозначаемое как β , является временем, затрачиваемым на установление окончательного значения (с ± 2 дБ) при резком изменении уровня сигнала от 80 до 55 дБ УЗД. В обоих случаях предполагается, что выходной уровень достиг устойчивого значения раньше резкого изменения уровня.

Допустим, что сигнал изменяется от x_1 до x_2 в момент времени t_1 , т. е. $x(t_n) = x_1$ для $n \leq 0$ и $x(t_n) = x_2$ для $n > 0$ и $\Phi_{t_0} = x_1^2$. Тогда

$$\Phi_{t_n} = a^n (x_1^2 - x_2^2) + x_2^2.$$

Допустим, что требуемый выходной уровень достигается в момент времени t_{n_t} , где τ означает временную константу (время срабатывания либо восстановления). Тогда τ можно вычислить из заданного значения веса a :

$$\tau = n_t \Delta t = \frac{\ln(x_2^2 - \Phi_{t_{n_t}}) - \ln(x_2^2 - x_1^2)}{\ln a} \Delta t.$$

Искомый весовой коэффициент вычисляется из временной константы τ следующим образом:

$$a = \left(\frac{x_2^2 - \Phi_{t_{n_t}}}{x_2^2 - x_1^2} \right)^{\Delta t / \tau}.$$

При вычислении весового коэффициента для заданного времени срабатывания значения x_1^2 и x_2^2 устанавливаются равными значениям, соответствующим 55 и 80 дБ УЗД; при вычислении весового коэффициента для заданного времени восстановления значения x_1^2 и x_2^2 устанавливаются равными значениям, соответствующим 80 и 55 дБ УЗД. Преимуществом подхода использования временной константы является то, что он остается универсальным вне зависимости от частоты дискретизации сигнала и от скорости изменения уровня сигнала.

Выбор временной константы в компрессоре СА является спорным вопросом. Основная цель быстрой компрессии – это регулировка усиления перед каждым звуком речи для того, чтобы тихие фонемы (согласные) получали более высокий уровень усиления, чем громкие. В опубликованных научных результатах не было показано, что компрессия сигнала повышает разборчивость по сравнению с линейным способом усиления, обеспечивающим постоянно комфортный для прослушивания уровень сигнала. Однако в том случае когда речь имеет широкий динамический диапазон, компрессия обладает заметным преимуществом. Некоторые исследования показали, что пациенты со слуховыми патологиями предпочитают качество звука, обеспечиваемое системой компрессии с медленной реакцией, особенно в шумной обстановке [21]. Одна из проблем медленной компрессии – недостаточное усиление тихих звуков, следующих сразу за громкими, поскольку компрессору нужно продолжительное время для регулировки усиления. Это может вызывать у пользователя СА пропуски фрагментов речи после громких звуков. Напротив, проблемой при использовании быстрой компрессии является то, что тихий шум становится слышимым на тихих фрагментах либо паузах речи. Показано, что при наличии статического фонового шума быстрая компрессия предпочтительнее медленной. Согласно данным, приведенным в работе [3], время активации должно быть коротким для того, чтобы обеспечивать слоговую компрессию (время срабатывания меньше 10 мс и время восстановления меньше 50 мс).

3. Реализация слухового аппарата на мобильной платформе

3.1. Схема включения приложения

В качестве мобильной платформы используется смартфон компании Apple семейства iPhone 5. Для реализации СА необходимо выполнять обработку в реальном масштабе времени с малой алгоритмической задержкой. Программное приложение должно установить потоковую передачу цифрового сигнала от микрофона к динамику. Внутренняя организация функциональных блоков iPhone для обработки звуковых сигналов позволяет применить алгоритм коррекции слуха к сигналу, формируемому на выходе микшера (рис. 7). Микшер отвечает за синхронизацию и захват сигналов из микрофонной линии и программных приложений системы. В результате можно выполнять коррекцию не только микрофонного сигнала, но и сигналов различных программных приложений смартфона, например аудио- и видеопроигрывателей.

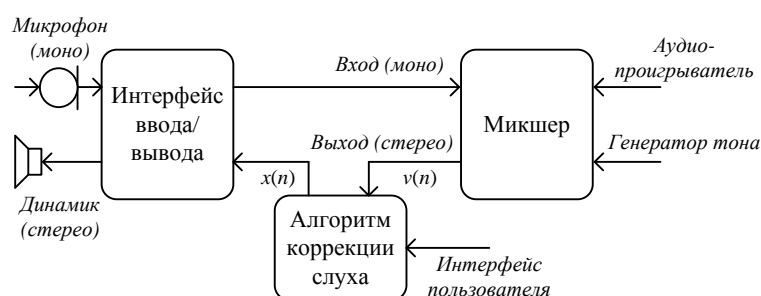


Рис. 7. Схема включения приложения коррекции слуха в звуковую систему iPhone

Приложение для коррекции слуха имеет два режима: аудиометрии и коррекции. 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.

3.2. Полоса пропускания

Полоса пропускания в современных СА не превышает 10 кГц, поскольку используемая частота дискретизации составляет 16–20 кГц и существенная часть слышимого звукового спектра не обрабатывается. Ограничение частоты вызвано тем, что используемые в СА специализированные цифровые процессоры обрабатывают сигнал с частотой, в несколько раз превышающей частоту дискретизации, что ведет к увеличению потребляемой мощности и сокращению срока службы батарейки. Поэтому перед разработчиками СА всегда стоит выбор: расширить полосу пропускания либо увеличить срок службы элементов питания. Учитывая, что платформа iPhone имеет перезаряжаемый элемент питания и ориентирована на мультимедийные приложения, возможно использование частоты дискретизации 44,1 кГц, обеспечивающей наилучшее качество звука.

3.3. Алгоритм обработки сигнала в слуховом аппарате на мобильной платформе

Вычислительная платформа iPhone позволяет обрабатывать входной сигнал отдельными кадрами по R отсчетов. Размер кадра, как правило, колеблется в пределах от 128 до 1024 отсчетов и выбирается равным степени числа 2. Для реализации функции СА с целью уменьшения задержки лучше выбирать размер кадра равным 128 или 256. Обработка сигнала заключается в выполнении двух основных процедур: коррекции огибающей спектра (на основе аудиограммы пользователя) и динамической компрессии сигнала с целью компенсации нарушения ощущения громкости.

Коррекция огибающей спектра может быть выполнена при помощи КИХ-фильтра с фиксированной частотной характеристикой. Фильтр синтезируется заранее по индивидуальной аудиограмме пользователя с использованием правил расчета целевого усиления POGO, NAL-R или Berger [3]. Для уменьшения вычислительной сложности фильтрацию необходимо выпол-

нять в частотной области. Для этой цели предлагается использовать метод перекрытия с суммированием [20].

На вход алгоритма обработки сигнала (рис. 8) поступает дискретизированный сигнал $x[n]$, который разбивается на кадры $x^{(m)}[r]$:

$$x^{(m)}[r] = x[mR + r],$$

где m – номер кадра; $r = 1, \dots, R$ – индекс отсчета внутри кадра.

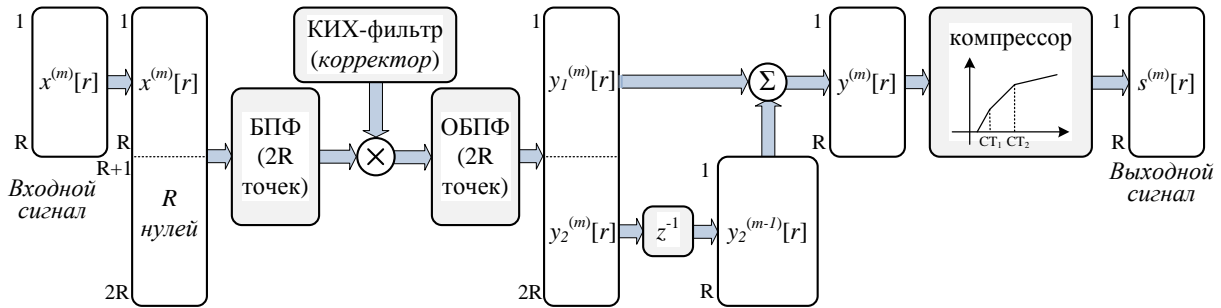


Рис. 8. Предлагаемый алгоритм обработки сигнала в слуховом аппарате на базе мобильной платформы

Для выполнения линейной фильтрации методом перекрытия с суммированием 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 $x^{(m)}[r]$ с импульсной характеристикой фильтра-корректора. Частичная свертка имеет два участка: $y_1^{(m)}[r]$ и $y_2^{(m)}[r]$. Текущий результат фильтрации, который соответствует кадру m , формируется путем суммирования:

$$y^{(m)}[r] = y_1^{(m)}[r] + y_2^{(m-1)}[r].$$

Следующим этапом обработки сигнала является компрессия динамического диапазона (КДД) с целью компенсации нарушения ощущения громкости. Главная задача КДД – это автоматическое регулирование коэффициента усиления сигнала $g(n)$ (см. рис. 3) 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. В работе используется компрессор широкого динамического диапазона, характеристика входа-выхода которого показана на рис. 9. Динамический диапазон входного сигнала условно разбит на три неперекрывающиеся области: «шум», «тихие звуки» и «речь». Под «шумом» понимается собственный шум внутренней схемы платформы iPhone, которая отвечает за прием, дискретизацию и квантование входного акустического сигнала. Это сигнал малой интенсивности, который при прохождении компрессора не усиливается. Выше уровня «шума» находятся «тихие звуки». Сигналы, относящиеся к этой категории, плохо различимы людьми, страдающими тугоухостью, поэтому при их обнаружении компрессор КДД начинает работать в режиме расширения, который характеризуется коэффициентом расширения

$$XR = \Delta x / \Delta y,$$

где Δx – изменение уровня входного сигнала; Δy – изменение уровня выходного сигнала.

Главной особенностью режима расширения КДД является то, что коэффициент XR всегда меньше единицы. Например, для коэффициента расширения $XR = 0,5$ изменение входного уровня сигнала на 10 дБ приведет к изменению выходного уровня на 20 дБ.

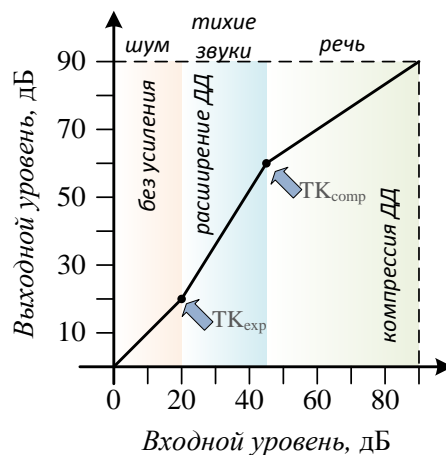


Рис. 9. Характеристика входа-выхода КДД

Если уровень входного сигнала попадает в категорию «речь», то активизируется режим компрессии динамического диапазона, характеризуемый коэффициентом компрессии

$$CR = \Delta x / \Delta y ,$$

который всегда больше единицы. Например, при коэффициенте $CR = 2$ изменение входного уровня сигнала на 10 дБ приведет к изменению выходного уровня на 5 дБ.

Таким образом, характеристика входа-выхода компрессора имеет вид кусочно-линейной кривой, имеющей характерные точки: TK_{exp} – переход к режиму расширения и TK_{comp} – переход в режим компрессии. Кроме характеристики входа-выхода компрессор имеет параметры времени срабатывания и восстановления (их смысл пояснен в разд. 2.4).

В соответствии с рис. 8 на вход компрессора поступает сигнал $y^{(m)}[r]$ от фильтра-корректора. Задача компрессора состоит в расчете линейной функции усиления $g(r)$ для формирования выходного сигнала:

$$s^{(m)}[r] = y^{(m)}[r]g[r], \quad r = 1, \dots, R.$$

Поскольку на функцию $g[r]$ наложено ограничение линейности, достаточно определить значения $g[1]$ и $g[R]$, а остальные значения находятся путем линейной интерполяции. Ниже приведен псевдокод для алгоритма определения $g[1]$ и $g[R]$:

```

P_start = 10log10(p)
for r = 1, 2, ..., R
    p_inst = (y(m)[r])2
    if (p_inst > p) then
        p = αp + (1 - α)p_inst
    else
        p = βp + (1 - β)p_inst

```

```

endif;
end for;
P_end = 10log10(p)
P_startout = IO_Func(P_start)
P_endout = IO_Func(P_end)
g[L] = 10(P_startout-P_start)/20
g[R] = 10(P_endout-P_end)/20,

```

где α – параметр экспоненциального усреднения, зависящий от времени срабатывания;
 β – параметр экспоненциального усреднения, зависящий от времени восстановления.

В приведенной программе переменная p хранит текущее (среднее) значение уровня мощности сигнала. Первому кадру сигнала ($m=0$) p присваивается значение 2^{-10} , в последующем значение p сохраняется от кадра к кадру. Таким образом, P_{start} для m -го кадра равно значению P_{end} ($m-1$)-го кадра. Текущее значение мощности сигнала вычисляется путем экспоненциального усреднения. Параметр экспоненциального усреднения выбирается в зависимости от того, что происходит – нарастание или спад сигнала. Через $\text{IO_Func}()$ в программе обозначена функция входа-выхода компрессора (см. рис. 9).

Пример на рис. 10 показывает характер изменения коэффициента усиления в компрессоре в зависимости от уровня входного сигнала, а также поясняет значения понятий времени срабатывания и времени восстановления.

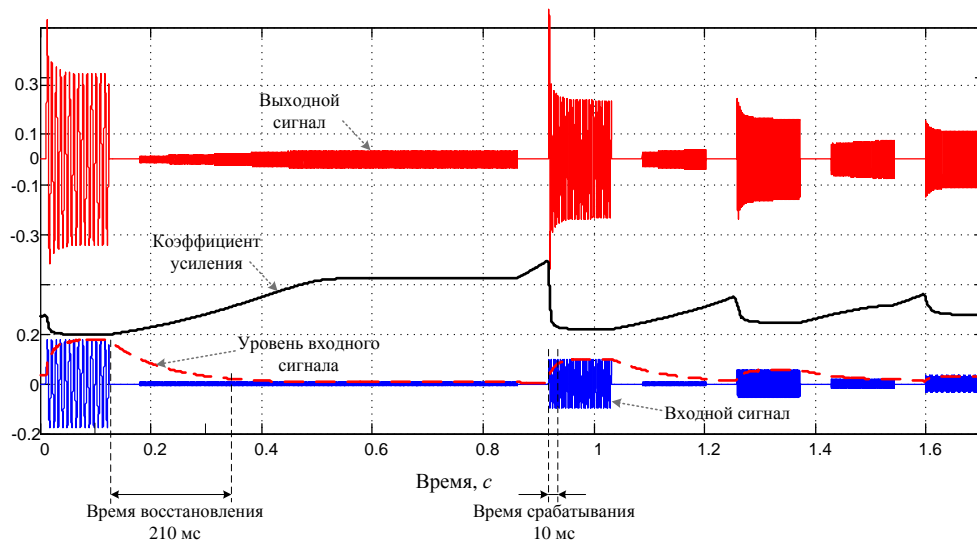


Рис. 10. Обработка тестовых тональных сигналов компрессором динамического диапазона

На рис. 11 видно, что совместное использование фильтра-корректора и компрессора динамического диапазона позволяет выполнить уровне- и частотно-зависимую обработку сигнала. Особенно следует отметить обработку фрагмента речевого сигнала, отвечающего шипящему звуку «с». Значительное усиление этого звука обусловлено тем, что его основная энергия лежит в верхней части частотного диапазона, который плохо воспринимается людьми, страдающими тугоухостью. По тем же причинам значительное усиление получил взрывной звук «п».

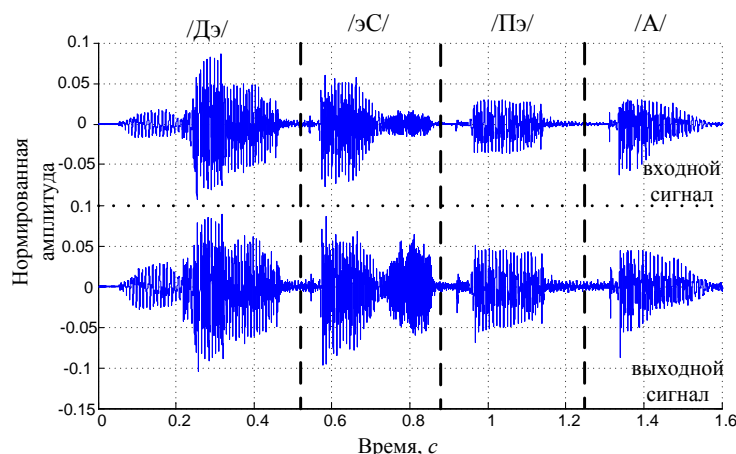


Рис. 11. Пример обработки речевого сигнала предлагаемым слуховым аппаратом на базе мобильной платформы

3.4. Задержка обработки сигнала

Задержка обработки сигнала складывается из групповой задержки корректирующего фильтра и задержки ввода-вывода аудиосистемы вычислительной платформы. Учитывая, что используется фильтр с линейной ФЧХ, групповая задержка корректирующего фильтра равна половине длительности импульсной характеристики. Для формирования фильтра с удовлетворительной аппроксимацией целевой частотной характеристики нужно использовать 128–256 коэффициентов, что при частоте дискретизации 44,1 кГц соответствует групповой задержке 1,45–2,9 мс. Организация ввода-вывода включает неустраняемые задержки ЦАП и АЦП, которые составляют примерно 2–4 мс, и задержки буфера сигнала. В отличие от СА, использующих специальные вычислители, на платформе iPhone нет возможности выполнять захват сигнала короткими фреймами в несколько отсчетов, поскольку это приводит к неоправданно высоким затратам на диспетчеризацию и обслуживание приложения со стороны операционной системы. В зависимости от модели устройства приемлемым является ввод и вывод сигнала блоками по 128–256 отсчетов, что соответствует задержке 2,9–5,8 мс. Таким образом, общая расчетная задержка обработки сигнала при реализации слухового аппарата на платформе iPhone может составлять от 6,3 до 15,7 мс.

4. Результаты экспериментов

4.1. Конфигурация устройства

Для экспериментов использовалось устройство iPhone5 со штатной гарнитурой. Операционная система iOS 7.0 позволяет применять встроенный микрофон, находящийся на панели устройства, одновременно с наушниками гарнитуры. Экспериментальным путем установлено, что встроенный микрофон обеспечивает более высокое соотношение сигнал/шум и поэтому для приложения является предпочтительным. Кроме того, большое расстояние между наушниками гарнитуры и встроенным микрофоном исключает появление АОС. Учитывая перечисленные особенности, во всех экспериментах, проведенных в рамках этой работы, использовался встроенный микрофон устройства с частотой дискретизации сигнала 44,1 кГц и разрядностью представления данных 16 бит.

В процессе аудиометрии пользователю подавались сигналы заданной частоты в следующей последовательности: 1000, 2000, 4000, 6000, 8000, 125, 250 и 500 Гц. Сигналы синтезировались с нарастающей амплитудой от минимально возможного значения до максимального на протяжении 15 с.

4.2. Полное акустическое усиление

Акустическим усилением называется разность между выходным уровнем звукового давления, создаваемого слуховым аппаратом в имитаторе уха, и входным уровнем звукового давления, измеренным в тестовой точке. Полным акустическим усилением называется акустиче-

ское усиление слухового аппарата при линейном входе-выходе и максимальном положении регуляторов слухового аппарата.

Лабораторные измерения показали, что аудиосистема iPhone5 со стандартной гарнитурой позволяет создавать полное акустическое усиление до 30 дБ (рис. 12).

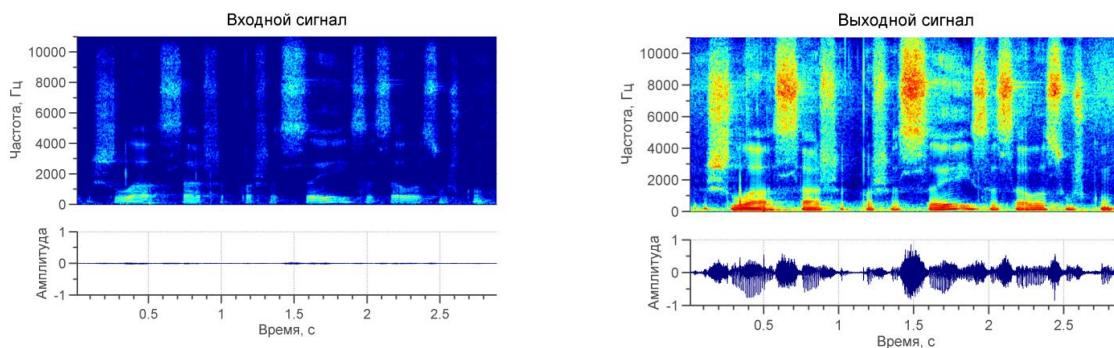


Рис. 12. Усиление речевого сигнала в слуховом аппарате

4.3. Пример обработки сигнала

Для иллюстрации работы предложенного алгоритма обработки сигнала в слуховом аппарате рассмотрим пример компенсации потери слуха. На рис. 13, а показана аудиограмма пользователя (75 лет, первая степень тугоухости). По аудиограмме выполняется расчет фильтра-корректора, в котором заложены целевые коэффициенты усиления. Для расчета АЧХ фильтра-корректора (рис. 13, б) использовалась формула Berger (см. табл. 1).

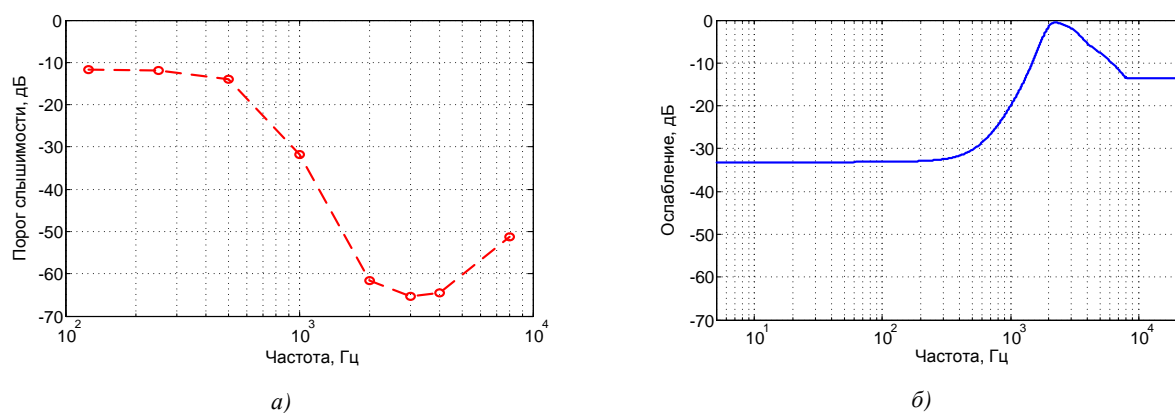


Рис. 13. Аудиометрия: а) аудиограмма пользователя; б) АЧХ фильтра-корректора

Чтобы качественно оценить результат работы предложенного алгоритма, выполнялось упрощенное моделирование потери слуха, в результате которого получался сигнал, воспринимаемый пациентом с ослабленным слухом. В общем случае система, моделирующая потерю слуха, должна отражать следующие явления, наблюдаемые при тугоухости [22]: увеличение порога слышимости, ускоренное нарастание громкости, ограничение частотной избирательности, компрессию в зависимости от уровня входного сигнала. В настоящей работе использовалась упрощенная система моделирования потери слуха, отражающая только явление увеличения порога слышимости. Для этого исходя из аудиограммы рассчитывался КИХ-фильтр методом частотной выборки.

Результат обработки речевого сигнала (рис. 14) разработанным алгоритмом коррекции слуха показан на рис. 15, а. Приведенная спектрограмма отражает существенное усиление высокочастотных составляющих речи. Вид сигнала во временной области показывает, что использование разработанного алгоритма компрессии позволяет эффективно сужать динамический диапазон сигнала, производя таким образом «выравнивание» громкости.

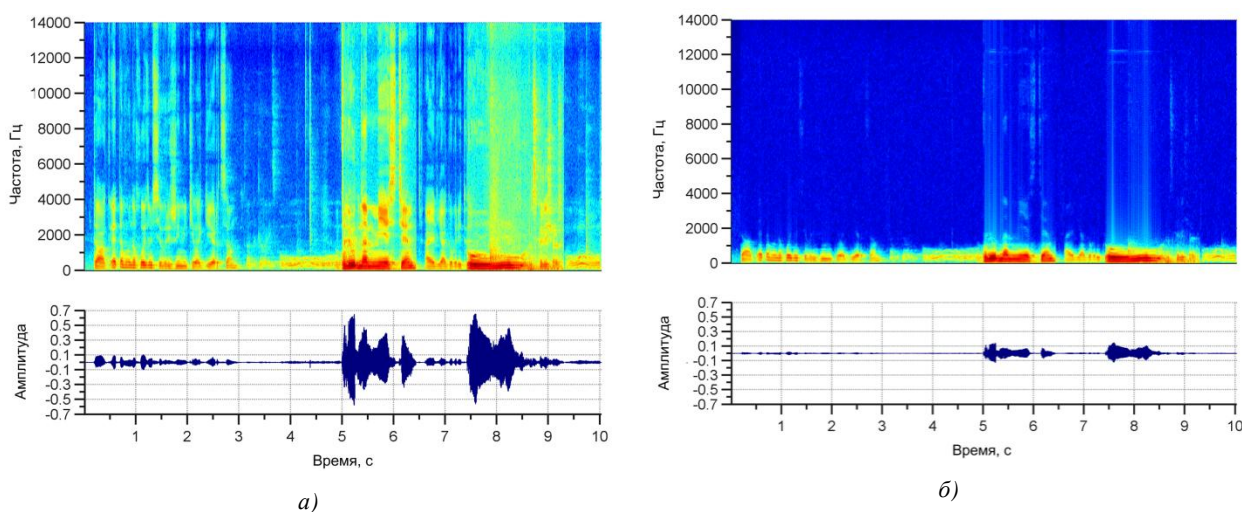


Рис. 14. Речевой сигнал: а) исходный; б) пропущенный через систему моделирования потери слуха

На рис. 15, б показан обработанный сигнал, пропущенный через систему моделирования потери слуха. Сравнение данного сигнала с изображенным на рис. 14, б выявляет превосходство первого над вторым по субъективному уровню комфортности восприятия. Обработанный сигнал лучше воспринимается за счет суженного динамического диапазона (нет слишком тихих или слишком громких звуков), а также за счет частичного сохранения высокочастотных компонентов речи, которые, как известно, вносят большой вклад в разборчивость речи.

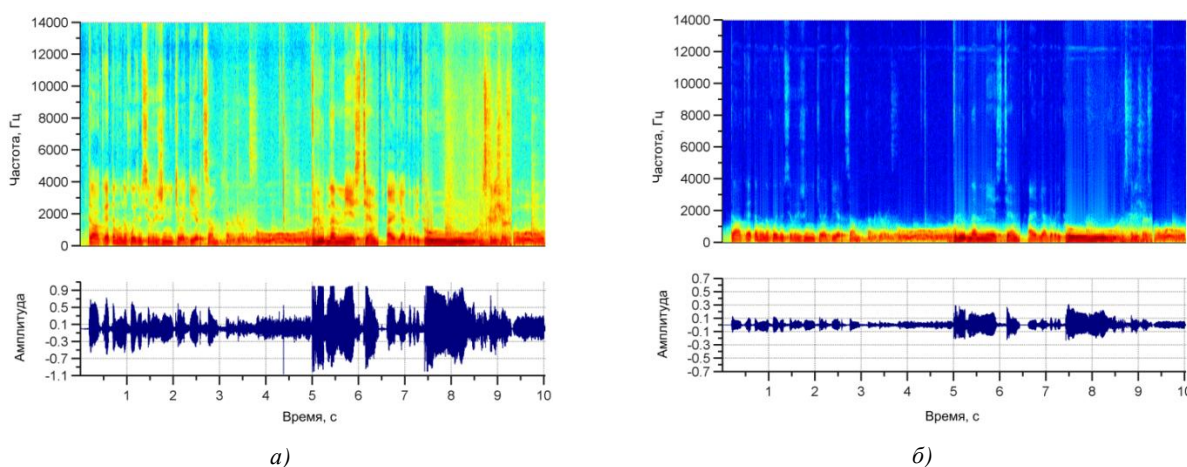


Рис. 15. Обработанный речевой сигнал: а) исходный; б) пропущенный через систему моделирования потери слуха

4.4. Разработанное приложение

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 результатах тестирования слуха в каждой часто используемой акустической обстановке. Таким образом, в отличие от статических настроек специализированных СА пользователь имеет возможность быстрого переключения между профилями в зависимости от изменения окружающей акустической обстановки. На рис. 16 показаны интерфейсные экраны приложения.

Унификация операционных систем и параметров устройств позволила также реализовать возможность быстрой миграции между различными устройствами на базе операционной си-

стемы 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.



Рис. 16. Экраны приложения Petralex: а) основной интерфейсный экран приложения с регуляторами усиления; б) сохранение пользовательского профиля; в) настройка приложения

В процессе эксплуатации программы к смартфону подключается внешняя гарнитура (наушники и микрофон). Возможно подключение одних наушников. В этом случае программа использует встроенный микрофон iPhone. Пользователь может самостоятельно выбрать один из двух микрофонов при помощи переключателя, располагающегося в центре интерфейсного экрана приложения (рис. 16, а). Использование встроенного микрофона предпочтительнее, поскольку он имеет более низкий уровень собственных шумов.

Заключение

В работе показана возможность применения мобильной вычислительной платформы iPhone для реализации цифрового СА. Предложена схема обработки сигнала с малой алгоритмической задержкой, позволяющая выполнять коррекцию слуха при нейросенсорной тугоухости и учитывающая особенности вычислительной платформы. Описан алгоритм обработки, в основе которого лежат линейное частотно-зависимое усиление и широкополосная компрессия динамического диапазона сигнала. В работе приведены результаты обработки речевых сигналов с использованием предложенного алгоритма коррекции слуха, а его реализация на базе мобильного устройства позволила предложить доступную альтернативу специализированным СА.

Список литературы

1. Чекаев, Г.М. Медико-социальная характеристика заболеваний органа слуха и пути совершенствования реабилитации сурдологических больных : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Г.М. Чекаев. – Казань, 1998. – 19 с.
2. Глухота и нарушение слуха. Информационный бюллетень № 300 Всемирной организации здравоохранения [Электронный ресурс]. – 2013. – Режим доступа : <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/ru/index.html>. – Дата доступа : 12.11.2013.
3. Фонлантен А. Слуховые аппараты / А. Фонлантен, А. Хорст. – Ростов н/Д. : Феникс, 2009. – 304 с.
4. Pandey, A. Low-delay signal processing for digital hearing aids / A. Pandey, V.J. Mathews // IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing. – 2011. – № 4 (19). – P. 699–710.
5. Acoustic feedback reduction based on filtered-X LMS and normalized filtered-X LMS algorithms in digital hearing aids based on WOLA filterbank / R. Vincen-Bueno [et al.] // IEEE International Symposium on Intelligent Signal Processing, Alcalá, Spain, 3–5 October, 2007. – Alcalá, 2007. – P. 1–6.

6. Hellgren, J. Analysis of feedback cancellation in hearing aids with filtered-X LMS and the direct method of closed loop identification / J. Hellgren // IEEE Trans. Speech Audio Process. – 2002. – № 2 (10). – P. 119–131.
7. Farhang-Boroujeny, B. Adaptive filters: theory and applications / B. Farhang-Boroujeny. – N. Y. : Wiley, 1998. – 548 p.
8. Agnew, J. Just noticeable and objectionable group delays in digital hearing aids / J. Agnew, J.M. Thornton // J. Amer. Acad. Audiol. – 2000. – № 6 (11) – P. 330–336.
9. Stone, M.A. Tolerable hearing aids delays. II: Estimation of limits imposed during speech production / M.A. Stone, B.C.J. Moore // J. Amer. Acad. Audiol. – 2002. – № 6 (11). – P. 325–338.
10. Ryan, J. A digital signal processor for musicians and audiophiles / J. Ryan, S. Tewari // Hear. Rev. – 2009. – № 2 (16). – P. 38–41.
11. Kates, K.M. Multichannel dynamic-range compression using digital frequency warping / K.M. Kates, K.H. Arehart // EURASIP J. Appl. Signal Process. – 2005. – № 1 (18). – P. 3003–3014.
12. Harteneck, M. Design of near perfect reconstruction oversampled filter banks for subband adaptive filters / M. Harteneck, S. Weiss, R.W. Stewart // IEEE Trans. Circuits Syst. – 1999. – № 8 (46). – P. 1081–1086.
13. Biological basis of hearing-aid design / M.B. Sachs [et al.] // Ann. Biomed. Eng. – 2002. – № 2 (30). – P. 157–168.
14. Vashkevich, M. Low-delay hearing aid based on cochlear model with nonuniform subband acoustic feedback cancellation / M. Vashkevich, E. Azarov, A. Petrovsky // Proceedings of the 20th european signal proc. conf., Bucharest, Romania, 27–31 August, 2012. – Bucharest, 2012. – P. 514–518.
15. Вашкевич, М.И. Подавление эффекта акустической обратной связи в слуховых аппаратах с использованием неравнополосного банка фильтров / М.И. Вашкевич, И.С. Азаров, А.А. Петровский // Информатика. – 2012. – № 2. – С. 50–60.
16. Berger, K.W. Determining hearing aid gain / K.W. Berger, E.N. Hagberg, R.L. Rane // Hearing Instruments. – 1980. – № 30. – P. 26–44.
17. McCandless, G.A. Prescription of gain/output (POGO) for hearing aids / G.A. McCandless, P.E. Lyregaard // Hearing Instruments. – 1983. – № 34. – P. 16–21.
18. Byrne, D. The national acoustic laboratories (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid / D. Byrne, H. Dillon // Ear and Hearing. – 1986. – № 7. – P. 257–265.
19. Ching, T. Comparison of severely and profoundly hearing-impaired children's preferences with the NAL-RP and the DSL 3.0 prescriptions // T. Ching, P. Newall, D. Wigney // Scandinavian Audiology. – 1997. – № 26. – P. 219–222.
20. Oppenheim, A.V. Digital Signal Processing / A.V. Oppenheim, R.W. Schaffer. – New Jersey : Prentice Hall, Englewood Cliffs, 1983. – 784 p.
21. Schaub, A. Digital hearing aids / A. Schaub. – N. Y. : Thieme, 2008. – 190 p.
22. Simulation of hearing loss using compressive gammachirp auditory filters / H. Hu [et al.] // International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), Prague, Czech Republic, 22–27 May, 2011. – Prague, 2011. – P. 5428–5431.

Поступила 12.02.2014

¹Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники,
Минск, П. Бровки, 6
e-mail: azarov@bsuir.by,
vashkevich@bsuir.by,
palex@bsuir.by

²Республиканский научно-практический
центр отоларингологии,
Минск, ул. Сухая, 8
e-mail: kozlowasweta@tut.by

E.S. Azarov, M.I. Vashkevich, S.V. Kozlova, A.A. Petrovsky

**HEARING CORRECTION SYSTEM
BASED ON MOBILE COMPUTING PLATFORM**

An implementation of digital hearing aid based on the mobile computing platform iPhone is proposed. The developed signal processing scheme has a low delay, takes into account characteristics of the computing platform and allows to perform the correction of sensorineural hearing loss. The correction is carried out by linear frequency-dependent amplification and wideband dynamic range compression of the signal. In order to take into consideration magnitude characteristic of loudspeakers, the audiometry is performed using iPhone directly. The experimental results of with proposed hearing aid are given.