

УДК 534.773

И.В. Прасол, А.С. Нечипоренко

Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков

ОСОБЕННОСТИ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ЦИФРОВЫХ СЛУХОВЫХ АППАРАТОВ НА ОСНОВЕ РЕЧЕВЫХ ПРОЦЕССОРОВ

Статья посвящена проблеме проектирования цифровых слуховых аппаратов. Проанализированы существующие методы и алгоритмы цифровой обработки сигналов, используемые в современных цифровых слуховых аппаратах для компенсации слуховых потерь, а также особенности восприятия речи больными нейросенсорной тугоухостью. Предложена новая схема шумоподавления, которая является основой алгоритма повышения разборчивости речи для больных нейросенсорной тугоухостью.

Ключевые слова: цифровой слуховой аппарат, сигнальный процессор, методы цифровой обработки сигналов, шумоподавление, разборчивость речи, нейросенсорная тугоухость.

1. Постановка проблемы

С каждым годом в нашей стране и за рубежом наблюдается рост заболеваемости различными формами тугоухости. Большинство слабослышащих пациентов нуждаются в слухопротезировании. Основой эффективного слухопротезирования является точный подбор и настройка слухового аппарата (СА) в соответствии с индивидуальными особенностями слуховых потерь пациента. На сегодняшний день в центрах сурдологии и слухопротезирования нашей страны пациентам предлагаются различные слуховые аппараты импортного производства, которые имеют высокие электроакустические характеристики. Однако с помощью таких СА не во всех случаях возможна необходимая компенсация слуховых потерь [1], особенно если речь идёт о нейросенсорной тугоухости (НСТ). Одним из симптомов нейросенсорной тугоухости является нарушение восприятия речи на фоне помех, когда больному вследствие нарушения механизма адаптивной фильтрации становится трудно различать речь на фоне помех. К тому же в некоторых случаях в результате поражения внутренних и наружных волосковых клеток органа Корти возникают мёртвые кохлеарные зоны, что ведёт к невозможности распознавания ключевых элементов речи [2]. Поэтому разработка специализированного программного обеспечения для цифровых слуховых аппаратов особенно необходима для реабилитации пациентов с тяжёлыми поражениями слуха. Известны алгоритмы повышения словесной разборчивости пациентов с нейросенсорной тугоухостью в присутствии мешающих шумов за счет адаптивной фильтрации на основе анализа признаков речевых сигналов [3], осуществляющие адаптацию частотной характеристики слухового аппарата к стационарным и квазистационарным типам помех. Однако общим недостатком таких схем обработки является реализация адаптивно-

го шумоподавления помех, не перекрывающихся со спектром речевого сигнала [4].

Целью данной статьи является разработка алгоритма повышения словесной разборчивости для больных нейросенсорной тугоухостью, с последующей его программной реализацией в сигнальном процессоре, а также описание технических возможностей процессора.

2. Аспекты проектирования цифровых слуховых аппаратов

Разработка индивидуальных слуховых аппаратов включает в себя два основных этапа: проведение аудиологического обследования пациента и техническую реализацию СА. На современном этапе развития аудиологии существует ряд процедур, проводимых при обследовании пациентов, нуждающихся в слухопротезировании [5]. В зависимости от технического оснащения центров реабилитации больным назначают ряд стандартных процедур, от результатов которых зависит эффективность процесса слухопротезирования, потому как полученные данные являются основой для подбора и настройки необходимого СА. При проектировании цифровых слуховых аппаратов возникает ряд факторов, влияющих на конструктивное исполнение устройства, а также на выбор элементной базы. К таким факторам относят: вычислительную сложность используемых алгоритмов обработки сигнала, габаритные размеры элементов, потребляемую мощность, долговечность, а также стоимость устройства. Рассмотрим типовую структурную схему цифрового слухового аппарата, приведенную на рис. 1.

Основными блоками такого цифрового СА являются: микрофон, блок предварительной обработки сигналов (БПОС), АЦП, процессор цифровой обработки сигналов (ПЦОС), ЦАП и телефон. Проблемы выбора элементов и схемотехнического проектиро-

вания СА, в частности батарейного питания, развязки аналоговых и цифровых цепей, обеспечения максимального выходного звукового давления подробно описаны в работах [6, 7].

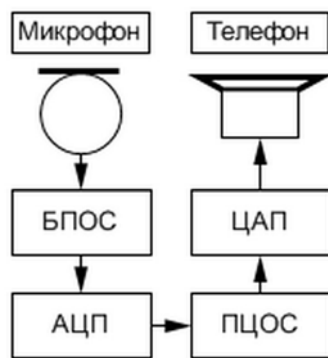


Рис. 1. Структурная схема цифрового слухового аппарата

Для разработки алгоритмов цифровой обработки звуковых сигналов и их реализации в специализированном процессоре с жёсткой структурой целесообразно проводить их испытания на сигнальном процессоре общего назначения, который обладает необходимой вычислительной мощностью. Такие испытания крайне важно проводить на реальных

пациентах, поскольку многие алгоритмы, дающие обнадеживающие результаты в лабораторных условиях на ограниченном наборе тестовых сигналов, не обеспечивают должной помехоустойчивости и комфорта в реальных жизненных ситуациях [8]. Учитывая требования высокой производительности и малой потребляемой мощности, разработанный алгоритм реализован в процессоре общего назначения, который, несмотря на габариты, может успешно конкурировать с миниатюрными узкоспециализированными процессорами. Далее рассмотрим принцип функционирования и основные характеристики современных сигнальных процессоров.

3. Обзор существующих процессоров цифровой обработки сигналов

Среди широкодоступных ПЦОС можно выделить следующие компании, выпускающие процессоры в достаточном ассортименте с развитым сопутствующим программно-аппаратным обеспечением для разработки и отладки устройств: Xilinx, Analog Devices, Texas Instruments, Freescale – ранее Motorola. Основные параметры и характеристики выпускаемых ПЦОС приведены в табл. 1.

Таблица 1

Основные параметры процессоров цифровой обработки сигналов

Семейство	Изготовитель	Поддержка 32 битной разрядности	Тактовая частота	Объем встроенной памяти
Blackfin	AD	да	200...750 МГц	52...328 КБайт
Shark	AD	да	150...450 МГц	1...5 МБайт
TigerShark	AD	да	250...600 МГц	4...24 МБайт
ADSP-21xx	AD	да	75...160 МГц	4...56 КБайт
DaVinci	TI	да	400...900 МГц	32...512 КБайт
Omap	TI	да	300...430 МГц	64...256 КБайт
C5000	TI	да	100...300 МГц	32...512 КБайт
C6000	TI	да	500...1200 МГц	1...3 МБайт
XtremeDSP	Xilinx	да	до 550 МГц	до 8 МБайт
StarCore	FreeScale	да	до 1 ГГц	до 10 МБайт
DSP568xx	FreeScale	да	120 МГц	до 128 Кбайт

Одной из важных характеристик процессора является производительность, она в таблице не приведена, поскольку её величина находится в зависимости от сложности используемых алгоритмов. По причине того, что некоторые процессоры быстрее выполняют преобразования Фурье, другие быстрее работают с памятью и т.д., таким образом сравни-

вать вычислительные мощности ПЦОС нецелесообразно.

Исходя из требований большой вычислительной мощности для реализации алгоритмов в реальном масштабе времени, а также малого энергопотребления, выбор был остановлен на серии процессоров Blackfin фирмы Analog Devices, а именно мо-

дели BF531/2/3. Серия Blackfin предназначена для обработки цифрового потока данных, в частности для обработки оцифрованных звуковых сигналов. Вся модельная линейка процессоров покрывает широкий диапазон мощностей и областей применения, что позволяет подбирать оптимальный вариант для каждого конкретного случая.

Имеется возможность обработки в режиме реального времени, что достигается высокой скоростью работы процессора и заложенной в нём системе специальных команд, поддерживающей функции цифровой фильтрации и БПФ.

Особенности процессоров цифровой обработки сигналов этой серии в сравнении с типовыми микропроцессорами следующие:

- наличие аппаратного умножителя;
- специальная система команд для ЦОС;
- наличие специальных блоков обработки данных;
- внутренний умножитель тактовой частоты;
- RISC архитектура;

- Гарвардская либо модифицированная Гарвардская архитектура процессора;
- наличие конвейеризации команд и данных;
- наличие циклических буферов;
- развитая система внешних интерфейсов.

Все ПЦОС семейства Blackfin основаны на микросигнальной архитектуре, разработанной совместно с Intel и содержат следующие функциональные блоки:

- два 40-битных арифметико-логических устройства (АЛУ);
- два 16-битных умножителя – накопителя;
- циклический регистр 16×16-битных или 8×32-битных регистров общего назначения;
- генераторы адреса данных;
- программный автомат;
- таймеры;
- последовательный многоканальный порт.

Архитектура ядра процессора представлена на рис. 2.

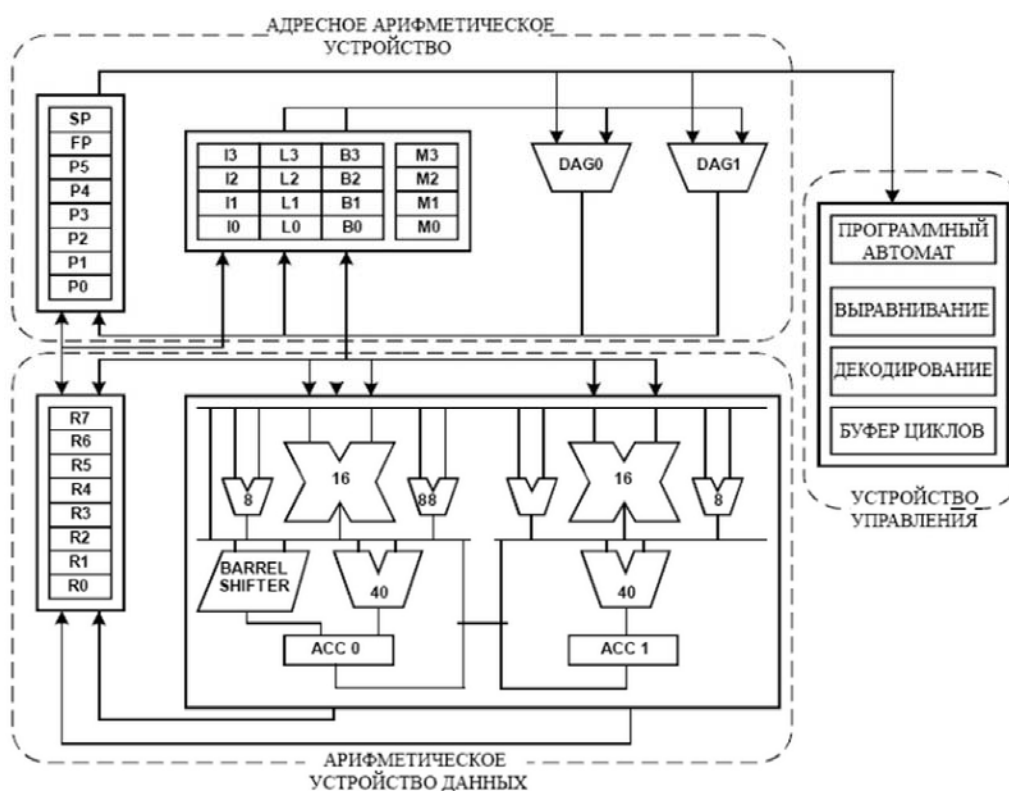


Рис. 2. Архитектура ядра процессора серии Blackfin

Процессор BF531/2/3 наиболее оптимально подходит для реализации на его основе слухового аппарата, поскольку имеет наименьшую в данной серии потребляемую мощность, с возможностью её программного регулирования согласно необходимой в данный момент вычислительной мощности процессора, а также необходимое число блоков обработки сигналов.

Данные процессоры цифровой обработки сигналов имеют следующие параметры:

- производительность до 400 MIPS, (минимальная производительность не нормирована);
- потребляемая мощность <50 мВт, 100 МГц;
- адресуемая внешняя память – 132 Мбайт;
- ОЗУ на кристалле – от 52 до 148Кбайт;

• напряжение питания: 0,8 .. 1,4 В (внутреннее) 2,25 .. 3,6 В (внешнее).

Кроме вышперечисленного надо отметить, что архитектура данной модели ПЦОС позволяет отойти от двухпроцессорного варианта систем. Типичная система с ПЦОС состоит из процессора и микроконтроллера, который содержит управляющий код, а также является интерфейсом между процессором и внешними управляющими устройствами. Архитектура ПЦОС BF531/2/3 позволяет все эти функции перенести непосредственно в процессор, что делает возможным исключение управляющего микроконтроллера из схемы.

4. Алгоритм повышения словесной разборчивости для больных НСТ

Существующие алгоритмы обработки звуковых сигналов в СА условно делят на два типа [9]: алгоритмы, выполняющие функцию компенсации слуховых потерь, и алгоритмы, задачей которых является компенсация и устранение побочных эффектов СА. К первому типу относят алгоритмы автоматического регулирования усиления и компрессии, алгоритмы формирования диаграмм направленности микрофонов, алгоритмы шумоподавления. Ко второму типу относят алгоритмы подавления обратной акустической связи и алгоритмы автоматического контроля функционирования отдельных блоков слухового аппарата. В данном разделе речь пойдёт о разработке алгоритма повышения словесной разборчивости речи для больных нейросенсорной тугоухостью. Поскольку основными признаками, нейросенсорной тугоухости являются нарушение восприятия речи в шуме и нарушение частотной селективности [10], алгоритм основан на использовании методов шумоподавления, фильтрации и формантного анализа.

На рис. 3 представлена структурная схема алгоритма обработки сигнала в сигнальном процессоре слухового аппарата.



Рис. 3. Структурная схема алгоритма повышения разборчивости речи в ПЦОС

Достоинством выбранной модели сигнального процессора является возможность быстрого расчета массивов данных с использованием математических

функций. Это позволяет, в частности, производить преобразование Фурье (ПФ) в режиме реального времени. ПФ осуществляет преобразование N комплексных отсчетов сигнала во временной области в N комплексных отсчетов сигнала в частотной области. Во временной области входному сигналу с частотой, равной f , в частотной области соответствует спектр сигнала, отображаемый от $-f/2$ до $f/2$, где отрицательные значения представляют мнимую, а положительные значения – действительную часть спектра сигнала. С целью сокращения количества операций и ускорения расчетов ограничимся вычислением модуля спектра сигнала в области частот от 0 до $f/2$. Для вычисления N отсчетов сигнала используется формула:

$$X(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi nk/N} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)(\cos(2\pi nk/N) - j\sin(2\pi nk/N)), \quad (1)$$

где $X(k)$ – искомые отсчеты спектра сигнала;

$x(n)$ – исходные отсчеты во временной области;

N – количество отсчетов при вычислении.

Выбранный алгоритм БПФ подробно описан в работе [11]. Следует отметить, что в алгоритме повышения словесной разборчивости БПФ используется на различных стадиях обработки, а также обратное преобразование Фурье (ОБПФ) для восстановления спектра сигнала.

Концепция обработки звука в цифровых СА представляет собой, прежде всего, систему частотно-зависимого усиления и амплитудной компрессии, которые являются основными операциями, необходимыми для согласования динамического диапазона сигналов с областью остаточного слухового восприятия пациента. Компрессия реализуется в двух, четырех, восьми и более частотных полосах с изменяемыми частотными границами полос и независимым выбором параметров компрессии в каждой полосе. Входной сигнал с помощью линейки КИХ-фильтров с линейной фазой разделяется на частотные полосы, в каждой из которых реализуется амплитудная компрессия сигнала с индивидуальным заданием параметров времени атаки и восстановления, коэффициента компрессии, максимального усиления и выходного уровня приведения сигнала. Фильтрация является одной из распространенных операций цифровой обработки сигналов. Разностное уравнение звена второго порядка имеет вид:

$$y(n) = a_0x(n) + a_1x(n-1) + a_2x(n-2) + \dots + a_px(n-p), \quad (2)$$

где $y(n)$ – выходной сигнал; $x(n)$ – входной сигнал; a_p – коэффициенты, рассчитываемые при проекти-

ровании конечного фильтра; P – порядок фильтра.

Блок-схема построения КИХ фильтра представлена на рис. 4.

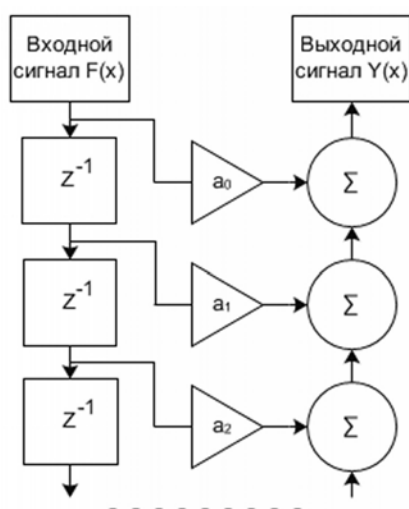


Рис. 4. Блок-схема КИХ фильтра второго порядка

Данный фильтр может быть реализован с использованием выбранного сигнального процессора, который имеет все необходимые для этого функциональные блоки – АЛУ для расчета, а также регистры общего назначения и регистры сдвига, на которых реализуются регистры задержки. Порядок фильтров выбирается исходя из доступной вычислительной мощности и необходимой добротности используемых фильтров.

Выбор числа и границ частотных полос определяется индивидуально, согласно данным аудиологического обследования, в частности по тональной аудиограмме пациента.

Обработка сигнала в процессоре происходит выборками [12]. На первом этапе происходит АРУ, которое применяется с целью приведения сигнала к нормированному уровню. Затем происходит выделение формант как наиболее информативных признаков сигнала, влияющих на распознавание речи [13]. Выделение формантных пиков осуществляется с помощью вычисления значения динамического плавающего порога амплитуды сигнала. Позиция форманты определяется одним или несколькими максимумами в спектре. Однако величина максимума может быть отлична для различных формант. Поэтому для идентификации формантных пиков определяется плавающее пороговое значение амплитуды сигнала, с помощью которого выделяются значимые максимумы, а также ложные максимумы, которые влияют на реальные пики речевого сигнала [14].

Для того чтобы определить расположение форманты, ложный максимум должен быть устранён. Вычисление значения динамического плаваю-

щего порога амплитуды сигнала производится по формуле:

$$\text{Threshold} = \frac{\text{Maximum}}{2} + \text{Absolute_Average}, \quad (3)$$

где Threshold – динамический плавающий порог;

Maximum – амплитудный пик сигнала;

Absolute_Average – абсолютное среднее значение амплитуды сигнала.

Абсолютное среднее значение амплитуды сигнала определяется по формуле:

$$\text{Absolute_Average} = \frac{\sum_{i=1}^N |P_i|}{N}, \quad (4)$$

где Absolute_Average – абсолютное среднее значение амплитуды сигнала;

N – число интервалов дискретизации;

P_i – значение амплитуды на i -м интервале.

Затем с помощью банка полосовых фильтров происходит разделение динамического диапазона частот. В данном случае применяется банк фильтров для речевого диапазона 250 – 4000 Гц. В каждой частотной полосе производится повторное АРУ с ограничением максимального усиления таким образом, чтобы уровень шума в данной полосе не поднялся до уровня полезного сигнала. Далее в каждой полосе осуществляется компрессия динамического диапазона с учётом векторов коэффициентов, заданных согласно аудиограмме пациента [15].

Как уже было отмечено, одним из основных факторов, влияющих на восприятие речи пациентами с НСТ, является уровень и характер окружающих шумов [16]. Понижение входного отношения сигнал/шум (С/Ш), измеренного в широкой полосе, для речи до 0 дБ приводит к резкому падению словесной разборчивости по сравнению с нормальным слухом. Следовательно, задачей алгоритма является повышение отношения сигнал/шум в речевом диапазоне конкретного пациента, согласно данным аудиограммы.

Схемы шумоподавления, применяющиеся в современных слуховых аппаратах, в основном используют методы адаптивной фильтрации [17], однако в случае возникновения помех, перекрывающихся со спектром речи (например, белый шум), адаптация частотных характеристик слухового аппарата невозможна.

Для учёта структурных свойств речевого сигнала в случае широкополосных непрерывных и импульсно-непрерывных помех предлагается использовать метод шумоподавления, основанный на спектральном вычитании [18].

$$S_p(k) = \begin{cases} H_p(k)X_p(k), & |X_p(k) - \alpha|Y(k)| > 0; \\ \beta X_p(k), & \text{иначе,} \end{cases}$$

$$H_p(k) = \frac{|X_p(k)| - \alpha |Y(k)|}{|X_p(k)|}, \quad (5)$$

где $X_p(k)$ – спектр зашумленного сигнала на p -м фрейме;

$S_p(k)$ – спектр восстановленного сигнала на p -м фрейме;

$Y(k)$ – спектр шума;

α, β – коэффициенты шумоподавления.

На практике шум $Y(k)$ вычисляется на шумовых фреймах сигнала $X(k)$.

На рис. 5 представлена схема алгоритма обработки речи, основными блоками которого являются шумоподавление и выделение формант.

В разработанном алгоритме предложена комбинированная схема адаптивного подавления шумов. На первом этапе происходит динамическое шумоподавление (ДШ), суть которого заключается в том, что выбирается определенный порог сигнала – порог шума, а все сигналы ниже данного уровня считаются шумом и отсекаются. Для поддержания данного порога на постоянном уровне используется двухуровневое АРУ.

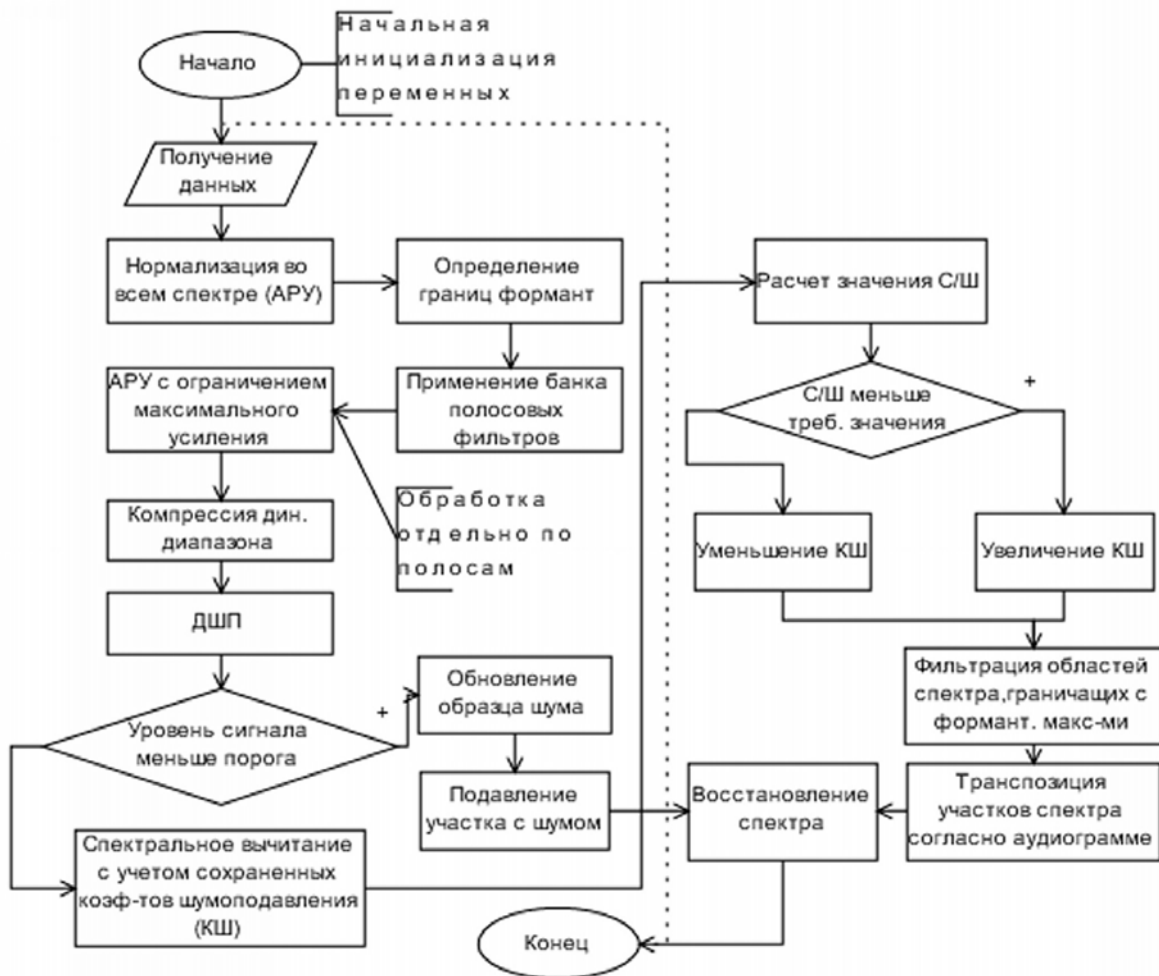


Рис. 5. Схема алгоритма обработки речи

Затем выявленные участки спектра шума сохраняются и используются при спектральном вычитании в качестве образцов шума. Следует отметить, что оценка энергии спектра шума производится в моменты пауз. Если в частотном канале присутствует только шум, дальнейшая обработка сигнала не производится, что позволяет сэкономить потребляемую мощность процессора. Далее осуществляем спектральное вычитание, эффективность которого оценивается с помощью расчёта отношения С/Ш. Обычно цепи спектрального вычитания используют

коэффициенты, основанные на получении ожидаемого соотношения сигнал/шум. Основной проблемой при этом является достижение необходимого баланса подавления шумов, который регулируется с помощью коэффициентов шумоподавления – слишком слабое подавление эффективно не устраняет шумы, слишком сильное подавляет форманты, что резко ухудшает качество восприятия.

В разработанном алгоритме предлагается сравнивать рассчитанное значение С/Ш с величиной С/Ш, которая определяется экспериментально с помощью

речевого теста QuickSIN [19], а затем на основании полученных результатов корректировать значения коэффициентов шумоподавления. Результаты речевого теста на фоне шумов представлены на рис. 6.

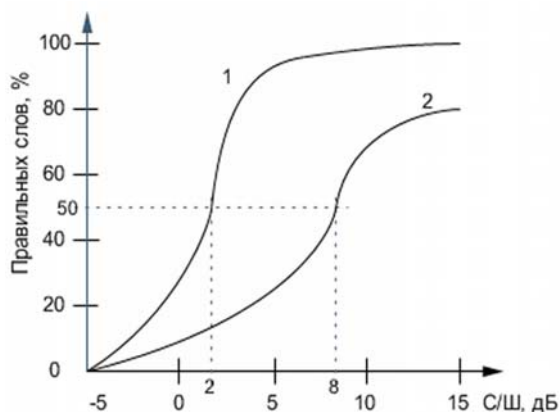


Рис. 6. Зависимость разборчивости речи от отношения С/Ш
1 – кривая разборчивости в норме;
2 – кривая разборчивости при НСТ

С помощью данного речевого теста определяется отношение С/Ш при котором достигается 50% барьер разборчивости речи. На рис. 6 для пациента с НСТ отношение С/Ш равно 8 дБ, тогда как для нормально слышащего человека оно составляет 2 дБ. Величина С/Ш рассчитывается по формуле:

$$C/Ш = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=0}^{L-1} s^2(n)}{\sum_{n=0}^{L-1} (s(n) - \hat{s}(n))^2} \right), \quad (6)$$

где $\hat{s}(n)$ – ожидаемое значение шума (берется из буфера);

$s(n)$ – значение полезного сигнала.

Следовательно, величина С/Ш, рассчитанная по формуле (6), должна быть не меньше 8дБ, в этом случае шумоподавление для данного пациента будет эффективным.

На следующем этапе производится обработка выделенных формант с помощью фильтрации областей, граничащих с областями формантных максимумов [20]. Результатом такой обработки является достоверное повышение разборчивости речи у больных НСТ со средними степенями слуховых потерь. Далее при необходимости, например в случае наличия у больного базального кохлеита, т.е. потери восприятия высокочастотных компонентов спектра, производится транспозиция участков спектра согласно аудиограмме.

Перенос спектра осуществляется с помощью амплитудной модуляции и рассмотрен в работах [21, 22]. Завершающим этапом цикла обработки сигнала в предложенном алгоритме является вос-

становление речевого спектра, с помощью ОБПФ осуществляется синтез частотных полос.

Выводы

В статье предложен алгоритм повышения словесной разборчивости речи для больных нейросенсорной тугоухостью. Разработана комбинированная схема адаптивного шумоподавления, которая положена в основу данного алгоритма. Приведены основные технические характеристики сигнальных процессоров, обоснован выбор модели процессора Blackfin, рассмотрены особенности технической реализации разработанного алгоритма на его основе, разработан прототип реального цифрового слухового аппарата.

Использование фильтрации помех со спектром, перекрывающимся со спектром полезного сигнала на основе анализа признаков речевого сигнала, а также обработка формант с выделением областей максимумов, позволяют достичь повышения разборчивости речи у пациентов с нейросенсорной тугоухостью в реальной акустической обстановке на фоне окружающих шумов.

По результатам исследований был проведен эксперимент с участием 18-ти пациентов с диагнозом нейросенсорная тугоухость. Все больные имели слуховые потери 2-й, 3-й степени, а также имели опыт ношения слуховых аппаратов. Проводилось сравнение разборчивости обработанного и просто прошедшего через АЦП, ЦАП речевого сигнала. Благодаря такому подходу нивелируется возможное влияние на разборчивость речи амплитудно-частотной характеристики тракта и конфигурации аудиограммы [23]. Следует также отметить, что порядок предъявления испытуемому обработанного и исходного речевого материала был случайным. Разборчивость речи оценивалась с помощью речевой аудиметрии на фоне присутствующих шумов, а именно с помощью речевого теста QuickSIN. По результатам исследования можно сделать вывод о том, что разборчивость речи у больных с величиной потерь отношения С/Ш в пределах 7 – 15 дБ повысилась на 10 – 20 %.

Таким образом, использование разработанного адаптивного алгоритма обработки речевых сигналов в цифровых слуховых аппаратах обеспечивает достоверное повышение словесной разборчивости у пациентов с нейросенсорной тугоухостью.

Список литературы

1. Бабкина Л.Н. Пути использования цифровой обработки сигналов для расширения возможностей цифровых слуховых аппаратов / Л.Н. Бабкина, А.П. Молчанов // Вестник оториноларингологии. – 1998. – № 4. – С. 18-21.
2. Moore B.C.J. An Introduction to the Psychology of Hearing / B.C.J. Moore. – San Diego: Academic Press. – 2003. – 346 с.

3. Патент RU № 2111732 кл. H 04 R 25/00 1998.
4. Чучупал В.Я. Алгоритмы и программы для преобразования зашумленных речевых сигналов / В.Я. Чучупал, А.В. Чичагов, К.А. Маковкин // Тезисы 8-й Всероссийской конференции "Математические методы распознавания образов". – М., 1997. – С. 222.
5. Основы аудиологии и слухопротезирования / В.Г. Базаров, В.А. Лисовский, Б.С. Морос, О.П. Токарев. – М.: Медицина, 1984. – 249 с.
6. Лисовский В.А. Слуховые приборы и аппараты / В.А. Лисовский, В.А. Елисеев. – М.: Радио и связь, 1991. – 190 с.
7. Killion Mead C.A. High fidelity hearing aid / C.A. Killion Mead // *Hearing Instruments*. – Vol. 41, no. 8. – 1990. – P. 25-27.
8. Бабкин В. Карманный цифровой слуховой аппарат на ADSP-2183 / В. Бабкин // *Chip news*. – 1999. – № 9. – С. 31-34.
9. *Signal Processing in High-End Hearing Aids: State of the Art, Challenges, and Future Trends* / V. Hamacher, J. Chalupper, J. Eggers, E. Fischer, U. Kornagel, H. Puder, U. Rass // *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*. – 2005. – № 18. – P. 2915-2929.
10. Zurek P.M. Frequency discrimination ability of hearing impaired listeners / P.M. Zurek, C. Fromby // *J Speech Hear Reseach*. – 1981. – № 24. – P. 108-112.
11. Марпл С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения / С.Л. Марпл. – М.: Мир, 1990. – 584 с.
12. Baudendistel K. An Improved Method of Scaling for Real-time Signal Processing Applications / K. Baudendistel // *IEEE Trans of Education*. – 1994. – V.37, № 3. – P. 281-288.
13. Гельфанд С.А. Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику: пер. с англ. / С.А. Гельфанд. – М.: Медицина, 1984. – 352 с.
14. Redner R.A. Mixture densities, maximum likelihood and the EM algorithm / R.A. Redner, H.F. Walker // *SIAM Review*. – 1984. – 26(2). – P. 195-239.
15. Preferred compression threshold with 2:1 wide dynamic range compression in everyday environments / H. Dillon, L. Storey, F. Grant, A.M. Phillips, L. Skelt, G. Marvias, W. Woytowych, M. Walsh // *Aust. J. Audiol.* – 1998. – № 20. – P. 33-44.
16. Smoorenburg G.F. Speech reception in quiet and in noisy conditions by individuals with noise-induced hearing loss in relation to their tone audiogram / G.F. Smoorenburg // *Journal of the Acoustical Society of America*. – 1992. – № 91. – P. 421-437.
17. Hansen J.H.L. Analysis and compensation of speech under stress and noise for environmental robustness in speech recognition. *Speech Communication* / J.H.L. Hansen. – Durham, Elsevier, 1996., – P. 151-173.
18. Hansen J.H.L. Speech enhancement / J.H.L. Hansen // *Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*. – 1999. – Vol. 20. – P. 159-175.
19. Bentler R. List Equivalency and Test-Retest Reliability of the Speech in Noise Test / R. Bentler // *Am J. Audiol.* – 2000. – № 9 (2). – P. 84-100.
20. Прасол И.В. Способ повышения разборчивости речи у больных нейросенсорной тугоухостью / И.В. Прасол, А.С. Нечипоренко // *Вестник национального технического университета «ХПИ»: Сб. научн. тр. Тематический вып.: информатика и моделирование*. – Х.: НТУ «ХПИ». – 2007. – № 39. – с. 160-167
21. Critical factors in ensuring efficacy of frequency transposition I: individualizing the start frequency / F. Kuk, D. Keenan, H. Peeters, P. Korhonen, O. Hau, H. Andersen // *Hearing Review*. – 2007. – № 14(3). – P. 60-67.
22. Прасол И.В. Особенности обработки речевых сигналов в цифровых слуховых аппаратах / И.В. Прасол, А.С. Нечипоренко // *Радиоэлектронные компьютерные системы*. – 2008. – № 4(31). – С. 37-42.
23. Петров С.М. Полосовая фильтрация речевого сигнала – восприятие речи в норме и при нейросенсорной тугоухости / С.М. Петров // *Вестник оториноларингологии*. – 2000. – № 3. – С. 55-56.

Поступила в редколлегию 13.02.2008

Рецензент: д-р техн. наук, проф. В.В. Семенец, Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков.

ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ЦИФРОВИХ СЛУХОВИХ АПАРАТІВ НА ОСНОВІ МОВНИХ ПРОЦЕСОРІВ

І.В. Прасол, А.С. Нечипоренко

Стаття присвячена проблемі проектування цифрових слухових апаратів. Проаналізовані існуючі методи і алгоритми цифрової обробки сигналів, використовувані в сучасних цифрових слухових апаратах для компенсації слухових втрат, а також особливості сприйняття мови хворими на нейросенсорну тугоухість. Запропонована нова схема шумозаглушення, яка є основою алгоритму підвищення розбірливості мови для хворих на нейросенсорну тугоухість.

Ключові слова: цифровий слуховий апарат, сигнальний процесор, методи цифрової обробки сигналів, шумозаглушення, розбірливість мови, нейросенсорна тугоухість.

FEATURES OF DESIGN DIGITAL HEARING AIDS ON THE BASIS OF DSP

I.V. Prasol, A.S. Nechiporenko

The article is devoted the problem of planning of digital hearings devices. Existent methods and algorithms of the digital signal processing, used in modern digital hearings devices for indemnification of auditory losses, and also feature of perception of speech by patients by a sensorineural hearing loss are analysed. The new chart of noise blanking, which is basis of algorithm of increase of legibility of speech for patients by a sensorineural hearing loss, is offered.

Keywords: digital hearing device, alarm processor, methods of the digital signal processing, noise blanking, legibility of speech, sensorineural deafness.