

МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭФФЕКТА ПОТЕРИ СЛУХА

маг. Порхун М.И., доц. Вашкевич М.И.

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
ул. П. Бровки, 6, БГУИР, каф. ЭВС, 220013, Минск, Беларусь, e-mail: yashkevich@bsuir.by,
maxim.porhun@mail.ru

Аннотация. Предлагается метод моделирования эффекта потери слуха. Задача моделирования потери слуха сводится к обработке сигнала таким образом, чтобы человек с нормальным слухом услышал звук так, как его воспринимает тугоухий человек. Метод заключается в субполосной обработке сигнала с применением компрессоров динамического диапазона (КДД) в каждой полосе. Настройка компрессоров выполняется исходя из аудиограммы тугоухого человека. В работе приводится пример моделирования эффекта потери слуха человека с легкой степенью тугоухости.

Введение. Несмотря на то, что за последние годы были разработаны различные методы моделирования потери слуха, ни один из них не получил широкого распространения. Использование моделирования потери слуха на практике многими не воспринимается всерьёз, хотя эффективный метод моделирования потери слуха может обеспечить реалистичную демонстрацию как коммуникативных, так и психосоциальных эффектов нарушения слуха. Одной из задач моделирования потери слуха является предоставление людям информации о рисках ухудшения слуха и методах его защиты, доступных для минимизации такого риска. Основная цель моделирования потери слуха заключается в том, чтобы показать людям с нормальным слухом как тугоухий человек воспринимает окружающую акустическую среду [1]. На основе модели потери слуха может быть оценена эффективность различных способов коррекции слуха.

Моделирование эффекта потери слуха. Для моделирования потери слуха предлагается использовать схему, приведённую на рисунке 1.

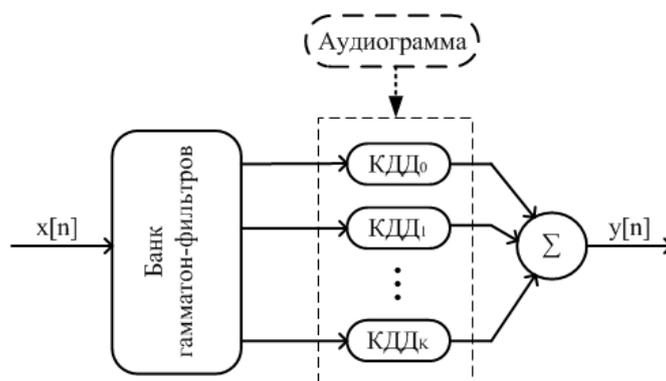


Рисунок 1 – Общая структура модели потери слуха

Входной сигнал $x[n]$ поступает на банк гамматон-фильтров, где разделяется на субполосы. Полученные субполосные компоненты сигнала проходят через соответствующие компрессоры динамического диапазона (КДД). Основной задачей КДД является автоматический выбор коэффициентов ослабления субполосных компонент сигнала в зависимости от уровня мощности сигнала в данной полосе. Параметры КДД определяются из аудиограммы. Субполосные сигналы, обработанные в КДД, синтезируются путём суммирования субполосных компонент сигнала. Выходной сигнал $y[n]$ позволяет человеку с нормальным слухом получить представление о том, как слышит сигнал $x[n]$ тугоухий человек.

Далее в работе описываются основные аспекты метода моделирования эффекта потери слуха.

Банк фильтров. Потеря разборчивости речи, как правило, появляется в результате изменения частотной характеристики уха человека. Для разделения сигнала на субполосные составляющие в работе предлагается использовать банк гамматон-фильтров, который обладает свойством неравнополосности и согласован с работой улитки уха человека. Гамматон-фильтр

применяется для имитации механизма улитки уха человека. Он имитирует механизм частотного разложения звука в человеческом ухе [2].

Импульсная характеристика гамматон-фильтра с центральной частотой f_c имеет следующий вид:

$$g(t) = At^{N-1}e^{-2\pi bERB(f_c)t} \cos(2\pi f_c t + \varphi) \quad (1)$$

где N – порядок фильтра, $ERB(f_c)$ – эквивалентная прямоугольная полоса пропускания фильтра, φ – начальная фаза, A – амплитуда, b – параметр, регулирующий ширину эквивалентной прямоугольной полосы пропускания фильтра.

При умеренных уровнях мощности сигнала $ERB(f)$ описывается следующим выражением [3]:

$$ERB(f) = 24.7 + 0.108f \quad (2)$$

В данной работе порядок гамматон-фильтра равен четырём ($N = 4$), а коэффициент $b = 1.019$ [4].

Гамматон-фильтры могут быть реализованы в виде КИХ или БИХ фильтров, а также при помощи преобразований сигнала в частотной области [5]. В настоящей работе использовался 22-канальный банк фильтров (рисунок 2), реализованный в виде гребенки КИХ-фильтров (фильтрация выполнялась с применением БПФ).

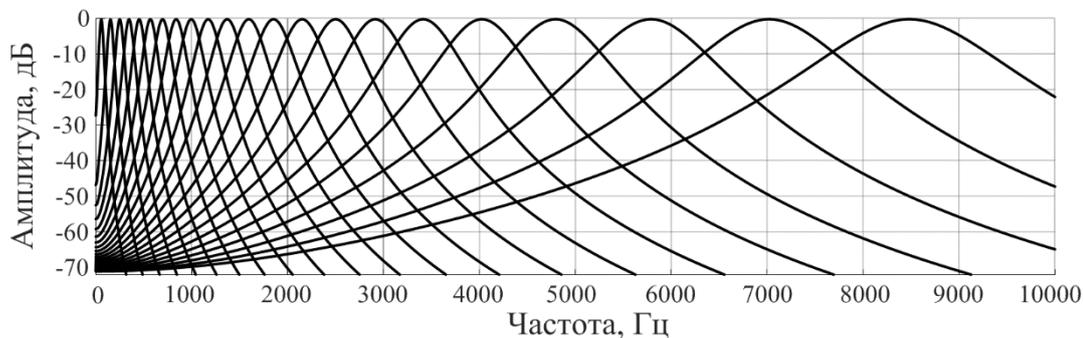


Рисунок 2 – АЧХ банка фильтров

Компрессор динамического диапазона. Люди с потерей слуха, как правило, страдают от понижения порога слышимости, потери разборчивости речи и уменьшения динамического диапазона. Поэтому для модели потери слуха необходимо решить задачу частотно-зависимого ослабления сигнала и компрессии динамического диапазона. Компрессия динамического диапазона используется для уменьшения разницы в уровнях компонент с большой и малой интенсивностью в аудио-сигнале. В модели потри слуха КДД применяется для отображения узкого динамического диапазона речевого сигнала остаточного слуха в широкий диапазон нормального слуха. В качестве КДД в работе предлагается использовать компрессор речевых сигналов на основе банка фильтров. Главной задачей компрессора является автоматический выбор коэффициентов ослабления субполосных сигналов в зависимости от уровня мощности сигнала в данной полосе. Для каждой субполосы строится свой компрессор. В зависимости от настройки компрессоров субполосы ослабляются в разной степени. Благодаря такой обработке человек с нормальным слухом может воспринять звуки так, как их воспринимает тугоухий человек.

Порог компрессии, измеряемый в децибелах, определяет точку изгиба характеристики вход/выход компрессора, после которой алгоритм КДД становится активным (рисунок 3). Если уровень входного сигнала ниже порога, то выходной сигнал ослабляется линейно. В случае, когда уровень входного сигнала выше порога компрессии коэффициент ослабления компрессора увеличивается [7].

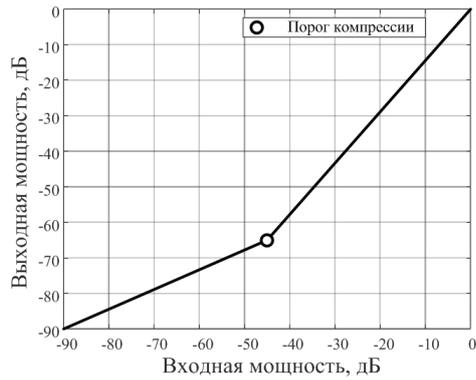


Рисунок 3 – Компрессор динамического диапазона

Анализ аудиограммы. При моделировании потери слуха, основным источником информации о слухе является аудиограмма. Для настройки модели необходимо знать пороги слышимости на центральных частотах банка фильтров. Для их определения, на первом этапе, выполняется интерполяция аудиограммы на сетку центральных частот банка фильтров. На следующем этапе рассчитываются пороги слышимости (в норме) на центральных частотах банка фильтра в соответствии со стандартом ISO 226, описывающим построение кривых равной громкости [6].

На рисунке 4 приведён пример построения компрессора динамического диапазона для центральной частоты 838 Гц. Аудиограмма (рисунок 4, г) интерполируется на сетку центральных частот банка фильтров, что позволяет сформировать пороги слышимости тугоухого человека (рисунок 4, б). В соответствии со стандартом ISO 226, определяются пороги слышимости здорового человека (рисунок 4, а). Исходя из полученных диапазонов слышимости определяется порог компрессии КДД (рисунок 4, в)

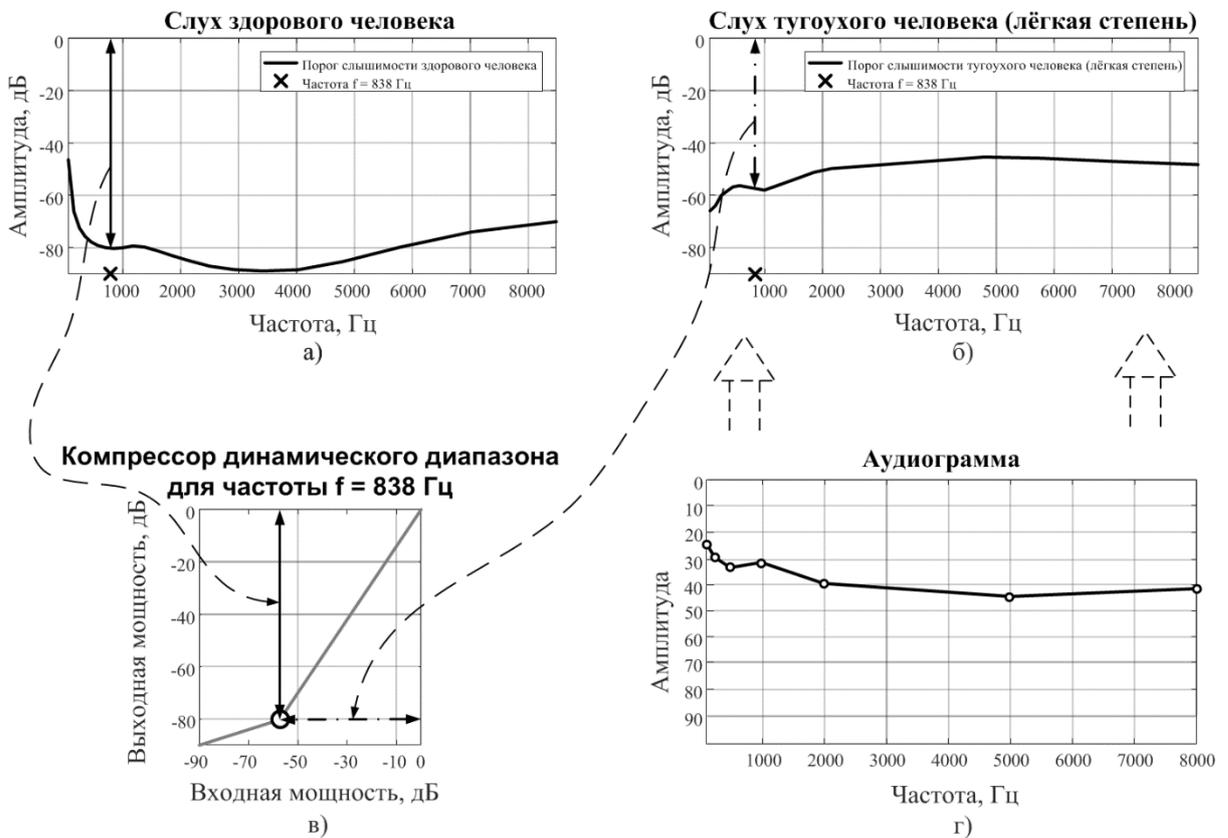


Рисунок 4 – Построение компрессора динамического диапазона для частоты 838 Гц

Реализация КДЦ. По полученным в банке фильтров субполосным сигналам производится оценка мощности сигнала на частотах соответствующих центральным частотам фильтров. Для уменьшения вычислительной сложности расчета мощности предлагается использовать экспоненциальное усреднение:

$$P_k^{in}[n] = \beta P_k[n-1] + (1 - \beta)x_k^2[n], \quad k = 0 \dots K - 1, \quad (3)$$

где $P_k^{in}[n]$ – мощность сигнала на выходе k -го канала банка фильтров, $x_k[n]$ – сигнал на выходе k -го канала банка фильтров, K – число каналов банка фильтров, коэффициент β выбран равным 0.995.

Расчет субполосных коэффициентов ослабления g_0, g_1, \dots, g_{K-1} производится в два этапа. На первом этапе полученные оценки мощности в субполосах переводятся в децибелы и выполняется расчёт уровней выходной мощности:

Выходная мощность $P_k^{out}[n]$ рассчитывается исходя из характеристики вход/выход компрессора динамического диапазона.

Далее рассчитываются целевые коэффициенты ослабления в субполосах, как разница между входным и выходным уровнем мощности в субполосах:

$$G_{k,dB} = P_{k,dB}^{out} - P_{k,dB}^{in} \quad (4)$$

Полученные коэффициенты обратно переводятся из дБ в линейный масштаб:

$$g_k = 10^{G_{k,dB}/20} \quad (5)$$

После умножения субполосных сигналов на найденные коэффициенты ослабления производится синтез сигнала путем суммирования всех его субполосных компонент[7].

Результаты экспериментов. Проверка предлагаемого метода моделирования эффекта потери слуха производилась на речевом сигнале (рисунок 5, в) и аудиограмме (рисунок 4, г), соответствующей лёгкой степени потери слуха. Спектрограмма исходного речевого сигнала приведена на рисунке 5, а. Спектрограмма (рисунок 5, б) выходного сигнала (рисунок 5, г) демонстрирует особенности восприятия исходного звукового сигнала тугоухим человеком, чья аудиограмма использовалась при моделировании.

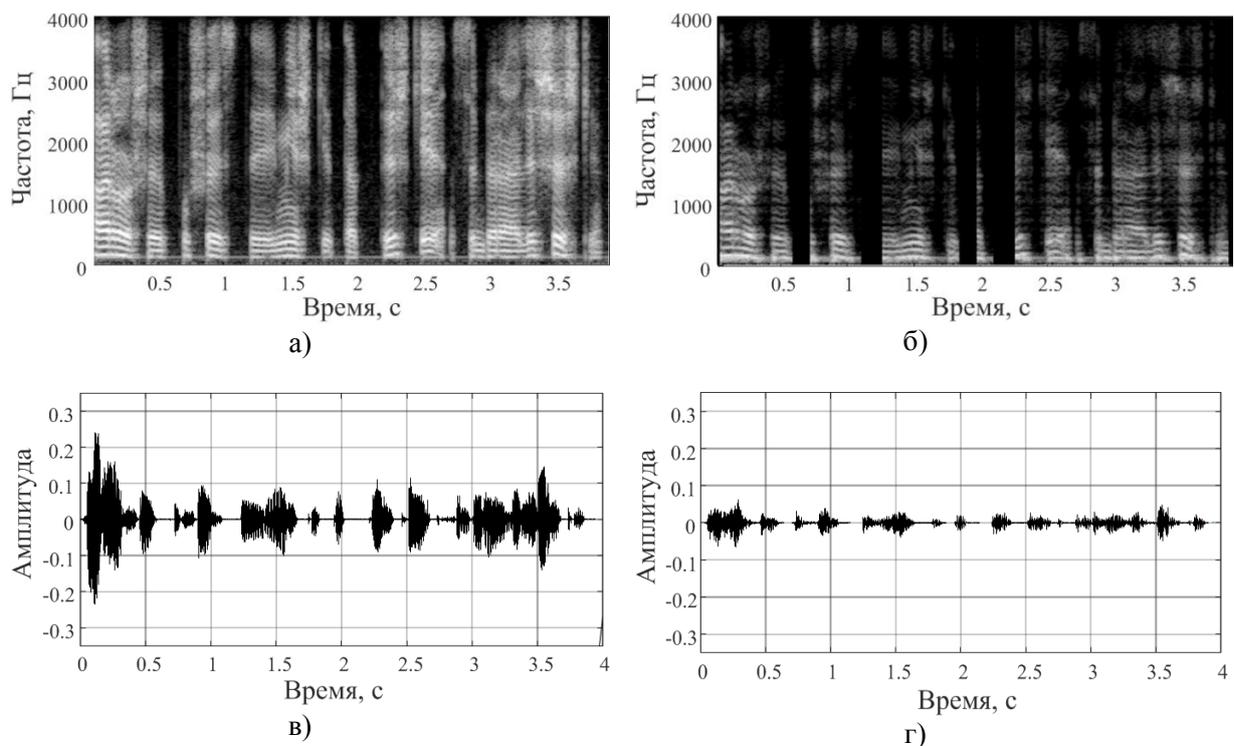


Рисунок 5 – Результаты обработки сигнала предложенным методом: а) спектрограмма исходного сигнала; б) спектрограмма модифицированного сигнала; в) исходный сигнал; г) модифицированный сигнал

Вывод. В работе предложен метод моделирования эффекта потери слуха. Особенностью метода является применение в нем банка гамматон-фильтров. Использование такого банка фильтров позволяет выполнять обработку речевого сигнала, согласованную с работой слуховой системы человека. Другой важной особенностью предложенного метода является настройка КДД для тугоухого человека, согласно его аудиограмме. Работоспособность метода подтверждена результатами MATLAB-моделирования.

Литература

- [1] P. M. Zurek, J. G. Desloge Hearing loss and prosthesis simulation in audiology / *The Hearing Journal*, – 2007. – Vol. 60, Issue 7. – P. 32 – 33.
- [2] L. t. Cao, R. w. Li, Y. q. Shi and S. Wang Loudness compensation method based on human auditory for digital hearing aids / 7th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI 2014), Dalian, China, – 2014. – P. 335 – 340.
- [3] L. Lin, W.H. Holines, E. Anibikairajah Auditory filter bank inversion / *IEEE International Symposium Circuits and Systems (ISCAS)*, Sydney, NSW, Australia, – 2001. – P. 537–540.
- [4] Y. Jiang, Y. Zu, L. Liu, Q. Wang, P. Ren and H. Zhou Gammatone filterbank based energy masking algorithm for active hearing protection system / 5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI 2012), Chongqing, China, – 2012. – P. 537–540.
- [5] E. Ambikairajah, J. Epps and L. Lin Wideband speech and audio coding using gammatone filter banks / *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP)*, Salt Lake City, USA, – 2001. – Vol. 2. – P. 773–776.
- [6] ISO 226:2003. Acoustics — Normal Equal-Loudness Level Contours / *International Organization for Standardization*, – Geneva, Switzerland, – 2003.
- [7] М. И. Вашкевич, А. А. Петровский Компрессор речевых сигналов для слуховых аппаратов на основе банка кохлеарных фильтров / *Цифровая обработка сигналов и ее применение: труды 14-й междунар. конф.*, Россия, Москва. – 2012. – Т. 1. – С. 87–91.

HEARING LOSS SIMULATION

Porhun M.I., Vashkevich M.I.

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics
6, P. Brovki str., Computer Engineering Department, 220013, Minsk, Belarus,
e-mail: yashkevich@bsuir.by, maxim.porhun@mail.ru

Abstract. Hearing loss simulation method is proposed. Hearing loss simulation aims at the signal processing in such a way that a person with healthy hearing perceives the sound as well as a deaf-eared person hears it. The method is based on subband signal processing using dynamic range compressors (DRC) in each band. Compressors are personalized according to the deaf-eared person audiogram. Simulation example of a person with mild hearing loss is presented in this article.