

ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ, ИЗОБРАЖЕНИЙ, РЕЧИ, ТЕКСТА И РАСПОЗНАВАНИЕ ОБРАЗОВ

SIGNAL, IMAGE, SPEECH, TEXT PROCESSING AND PATTERN RECOGNITION



УДК 004.94 + 534.77
<https://doi.org/10.37661/1816-0301-2021-18-3-68-82>

Оригинальная статья
Original Paper

Метод моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения слуха у больных нейросенсорной тугоухостью

М. И. Порхун[✉], М. И. Вашкевич

Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники,
ул. П. Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь
[✉]E-mail: porhun@bsuir.by

Аннотация. Предложен метод моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения уха у больных нейросенсорной тугоухостью, особенностью которого является возможность его настройки по аудиограмме конкретного человека. Метод основан на пофреймовой обработке сигнала в частотной области. Моделирование эффекта ухудшения частотного разрешения уха достигается за счет обработки составляющих амплитудного спектра исходного звукового сигнала «размывающей» функцией. «Размывающая» функция формируется из амплитудно-частотных характеристик слуховых фильтров, ширина полос которых определяется исходя из аудиограммы тугоухого человека. Предложенный метод реализован в среде MATLAB. Проведено экспериментальное исследование влияния эффекта ухудшения частотного разрешения уха с использованием теста на разборчивость речи. В эксперименте участвовало 15 человек, которым давали прослушивать записи, обработанные предложенным методом с различными настроенными параметрами, в том числе с добавлением белого шума и без добавления. Экспериментальные данные показали, что ухудшение частотного разрешения уха приводит к ухудшению разборчивости речи, особенно сильному при наличии фонового шума. На основании ответов участников эксперимента составлены таблицы спутывания звуков, отражающие факт неразличимости схожих по частоте звуков, что подтверждает корректность работы предложенного метода.

Ключевые слова: слуховые патологии, частотное разрешение уха, моделирование потери слуха, гоэфильтер, разборчивость речи

Для цитирования. Порхун, М. И. Метод моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения слуха у больных нейросенсорной тугоухостью / М. И. Порхун, М. И. Вашкевич // Информатика. – 2021. – Т. 18, № 3. – С. 68–82. <https://doi.org/10.37661/1816-0301-2021-18-3-68-82>

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Поступила в редакцию | Received 09.04.2021
Подписана в печать | Accepted 07.06.2021
Опубликована | Published 29.09.2021

A method for simulation the effect of the reduced frequency resolution of the ear in patients with sensorineural hearing loss

Maxim I. Porhun[✉], Maxim I. Vashkevich

*Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics,
st. P. Brovki, 6, Minsk, 220013, Belarus*

[✉]E-mail: porhun@bsuir.by

Abstract. A method for the simulation of reduced frequency resolution of the ear in patients with sensorineural hearing loss is proposed. The method is based upon the ability to adjust it according to the audiogram of a concrete person by frame-by-frame signal processing in the frequency domain. Simulation of the effect of the reduced frequency resolution of the ear is achieved by processing the components of amplitude spectrum of the original sound signal by the "smearing" function. The "smearing" function is formed from the amplitude-frequency characteristics of the auditory filters, which bandwidth is determined by the audiogram of the deaf person. The proposed method is implemented in the MATLAB. An experimental study of the effect of the reduced frequency resolution of the ear using the speech intelligibility test was conducted. The experiment involved 15 people who listened the records processed by the proposed method with various settings and noise conditions. Experimental data have shown that reduced frequency resolution of the ear leads to the deterioration in speech intelligibility, especially in the presence of background noise. Based on the answers of the participants of the experiment, the confusion tables of sounds were compiled, reflecting the fact of indistinguishability of sounds similar in frequency, that confirms the correctness of the proposed method.

Keywords: hearing pathologies, ear frequency resolution, hearing loss simulation, roex-filter, speech intelligibility

For citation. Porhun M. I., Vashkevich M. I. A method for simulation the effect of the reduced frequency resolution of the ear in patients with sensorineural hearing loss. *Informatics*, 2021, vol. 18, no. 3, pp. 68–82 (In Russ.). <https://doi.org/10.37661/1816-0301-2021-18-3-68-82>

Conflict of interest. The authors declare of no conflict of interest.

Введение. Согласно данным Всемирной организации здравоохранения, нейросенсорная тугоухость является одним из самых распространенных заболеваний слуховой системы человека. Она характеризуется рядом изменений в органах слуха: ухудшением частотного разрешения (частотной избирательности) уха, феноменом усиленного нарастания громкости (рекруитмент), сужением слышимого динамического диапазона, а также снижением порогов слышимости [1].

Разработка методов моделирования потери слуха преследует несколько целей. Во-первых, модели потери слуха применяются для демонстрации перцептуальных, коммуникативных и социальных аспектов тугоухости для нормально слышащих людей. Во-вторых, такие модели используются для обучения нормально слышащих людей восприятию звука в том виде, в котором тугоухие люди его слышат. Это, в свою очередь, помогает людям с нормальным слухом проще контактировать со слабослышащими [2]. В-третьих, моделирование потери слуха применяется при проверке эффективности методов коррекции слуха без непосредственного участия слабослышащих людей [3, 4].

Тугоухость включает в себя целый ряд аспектов [1], поэтому метод моделирования должен отражать наиболее значимые из них. Существующие методы зачастую не учитывают эффект ухудшения частотного разрешения уха либо не могут автоматически настраиваться согласно параметрам слуха конкретного слабослышащего человека [5, 6]. В настоящей работе предлагается метод моделирования потери слуха, учитывающий ухудшение частотного разрешения уха и имеющий возможность настройки по аудиограмме слабослышащего человека.

Моделирование эффекта ухудшения частотного разрешения уха. Система, выполняющая моделирование эффекта ухудшения частотного разрешения уха, изображена на рис. 1.

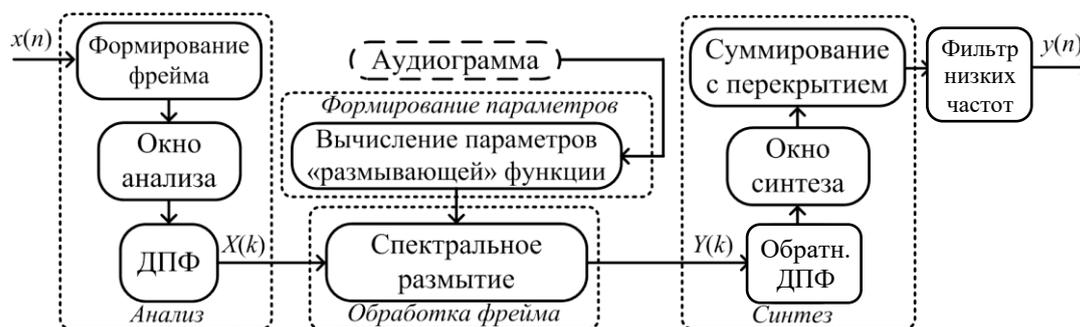


Рис. 1. Структура метода моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения уха

Fig. 1. Structure of the method for simulation the effect of reduced frequency resolution of ear

Входной сигнал $x(n)$ разделяется на перекрывающиеся фреймы, которые умножаются на окно анализа, и переводится в частотную область при помощи дискретного преобразования Фурье (ДПФ). Далее Фурье-образ входного фрейма $X(k)$ поступает в блок спектрального размытия, где выполняется моделирование эффекта ухудшения частотного разрешения уха. Общий принцип моделирования эффекта спектрального размытия описан в работе [7]. Полученный в результате обработки Фурье-образ $Y(k)$ переводится обратно во временную область при помощи обратного ДПФ и умножается на окно синтеза. Обработанный сигнал синтезируется при помощи метода суммирования с перекрытием [8]. Последним этапом формирования выходного сигнала $y(n)$ является пропускание его через фильтр низких частот, задача которого – уменьшение искажений, возникающих в высокочастотной области в результате обработки сигнала.

Структура блока, выполняющего спектральное размытие, изображена на рис. 2.

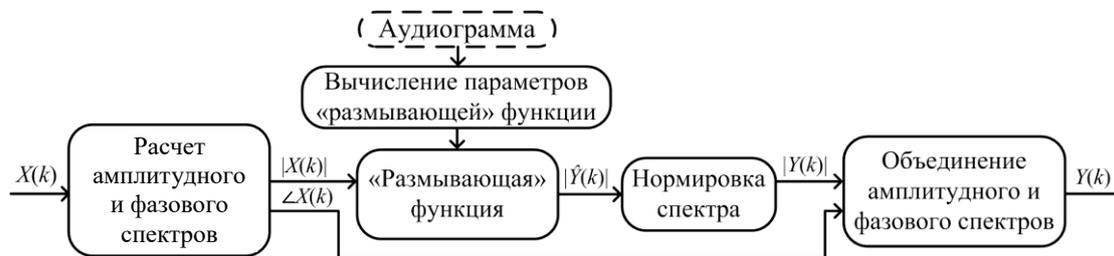


Рис. 2. Структура блока спектрального размытия

Fig. 2. Spectral smearing block structure

На вход блока поступает спектр текущего фрейма $X(k)$. Спектр раскладывается на амплитудную и фазовую составляющие. Амплитудный спектр обрабатывается «размывающей» функцией, а фазовый остается без изменений. Параметры «размывающей» функции извлекаются из аудиограммы тугоухого человека. Далее выполняется нормировка модифицированного амплитудного спектра по уровню мощности исходного спектра. Выход $Y(k)$ формируется путем объединения модифицированного амплитудного и исходного фазового спектров.

Спектральное размытие. У больных нейросенсорной тугоухостью, как правило, повреждены рецепторы улитки (наружные и внутренние волосковые клетки), преобразующие звуковые колебания в электрические импульсы. При этом поражение наружных волосковых клеток, обеспечивающих избирательную реакцию отделов улитки на звуки разных частот, приводит к нарушению анализа звуков по частоте и громкости. Эффект ухудшения частотного разрешения уха заключается в расширении частотной характеристики слуховых фильтров и, как следствие, размытии спектральных составляющих сигнала по оси частот. Снижение частотного раз-

решения уха сильно влияет на разборчивость речи в целом. Как следствие, человек не ощущает разницы между схожими по частоте звуками. Например, он не будет слышать разницы в произношении слов «стол» и «стул» [1].

При моделировании эффекта спектрального размытия применяется модель слуховых фильтров [7, 9], называемая гоех-фильтром (англ. ROUNDED-EXponential filter) [10]. Роех-фильтр позволяет моделировать слуховые фильтры как человека с нормальным слухом, так и слабослышащего [10]. Амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) гоех-фильтра имеет симметричный вид относительно центральной частоты f_c и описывается выражением [10, 11]

$$A(f) = \left(1 + p \frac{|f - f_c|}{f_c} \right) \exp \left(-p \frac{|f - f_c|}{f_c} \right), \quad (1)$$

где f – частота; p – параметр, определяющий крутизну подъема и спада АЧХ фильтра.

Параметр p определяется формулой

$$p = \frac{4f_c}{ERB(f_c)}, \quad (2)$$

где ERB – эквивалентная прямоугольная полоса пропускания фильтра:

$$ERB(f_c) = 24,637\alpha(0,00437f_c + 1). \quad (3)$$

Здесь α – параметр, определяющий степень расширения полосы пропускания слухового фильтра.

При моделировании эффекта ухудшения частотного разрешения уха АЧХ гоех-фильтров используются для формирования «шаблонов» слуха нормально слышащего и тугоухого человека. Необходимость использования характеристик фильтров нормально слышащего человека обоснована ниже. Коэффициенты α в равенстве (3) выступают в качестве настроечных параметров для модели слуховых фильтров тугоухого человека, их значения определяются на основе анализа аудиограммы. Для нормально слышащего человека коэффициенты α принимаются равными единице [7]. Расчет параметров α описывается в следующем разделе.

Определим исходный (\mathbf{x}) и обработанный (\mathbf{y}) фреймы в блоке спектрального размытия в виде векторов

$$\mathbf{x} = [X(1), X(2), \dots, X(K)]^T, \quad \mathbf{y} = [Y(1), Y(2), \dots, Y(K)]^T, \quad (4)$$

где $X(k)$ и $Y(k)$ – отсчеты амплитудного спектра исходного и обработанного фреймов, K – количество точек на частотной оси:

$$K = (M / 2) + 1. \quad (5)$$

Здесь M – размер фрейма.

Для вычисления слухового образа, формирующегося у слабослышащего человека, необходимо умножить амплитудный спектр входного сигнала на АЧХ гребенки гоех-фильтров, моделирующих эффект ухудшения частотного разрешения уха:

$$\mathbf{y} = \mathbf{A}_1 \mathbf{x}, \quad (6)$$

где \mathbf{A}_1 – матрица, содержащая в строках АЧХ гоех-фильтров, моделирующих слуховые фильтры слабослышащего человека. Центральные частоты гоех-фильтров совпадают с частотной сеткой ДПФ-анализа, используемого в структуре на рис. 1.

В выражении (6) не учитывается тот факт, что обработанные спектральные составляющие сигнала y впоследствии будут восприниматься человеком с нормальным слухом, т. е. будут отображаться на нормальные слуховые фильтры. Чтобы компенсировать работу этих фильтров, в статье [7] предложено моделировать спектральное размытие при помощи выражения

$$y = A_N^{-1} A_1 x, \quad (7)$$

где A_N – матрица, аналогичная A_1 , но содержащая АЧХ гоех-фильтров, моделирующих слуховые фильтры человека с нормальным слухом.

Спектральные компоненты, сформированные по выражению (7) после прохождения через слуховые фильтры человека с нормальным слухом, в итоге дадут слуховой образ $A_1 x$, который соответствует тому, что слышит тугоухий человек.

Согласно выражению (3) при увеличении центральной частоты f_c увеличивается и ERB , что приводит к увеличению АЧХ гоех-фильтров (см. выражение (1)). Поскольку обработанный сигнал будет проходить через слуховые фильтры нормально слышащего человека, предлагается нормировать АЧХ фильтров путем их деления на каждой частоте f_c на ERB . Аналогичным образом для характеристик расширенных гоех-фильтров, соответствующих слуховой патологии, необходимо выполнить нормировку. Однако в данном случае нормировка выполняется путем деления АЧХ расширенных фильтров на каждой частоте f_c на коэффициент $ERB \cdot \alpha$. Различия в нормировочных коэффициентах связаны с тем, что ERB расширенных фильтров увеличиваются в α раз [7].

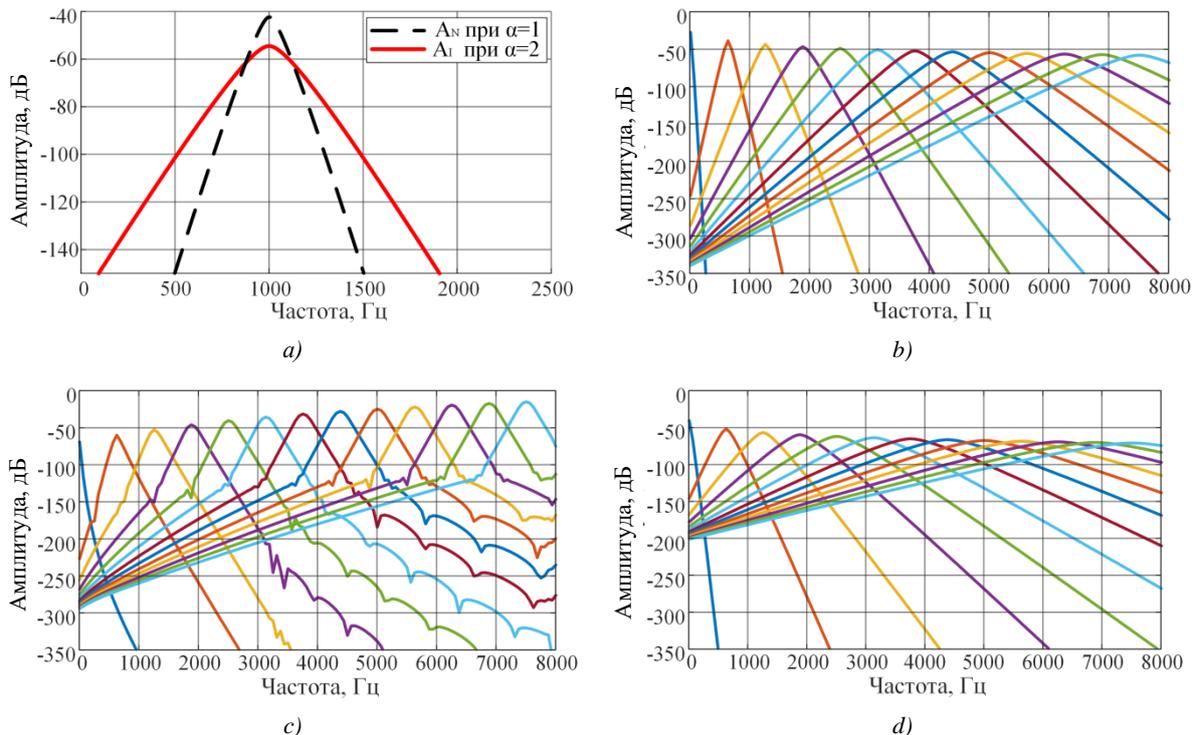


Рис. 3. Примеры АЧХ гоех-фильтров: а) АЧХ на центральной частоте 1000 Гц (нормальный слух и потеря слуха); б) фильтры, соответствующие матрице A_N ; в) фильтры, соответствующие матрице A_N^{-1} ; д) фильтры, соответствующие матрице A_1

Fig. 3. Roex-filters frequency response examples: a) frequency response at the central frequency 1 kHz (normal hearing and hearing loss); b) filters corresponding to matrix A_N ; c) filters corresponding to matrix A_N^{-1} ; d) filters corresponding to matrix A_1

На рис. 3, *a* показан эффект расширения полосы пропускания гоех-фильтра. АЧХ без расширения полосы пропускания соответствует нормальному слуху (в выражении (3) $\alpha = 1$). Слуховой патологии соответствует АЧХ с расширенной полосой пропускания (в выражении (3) $\alpha = 2$). На рис. 3, *b-d* приведены примеры АЧХ гоех-фильтров, входящих в матрицы \mathbf{A}_N , \mathbf{A}_N^{-1} и \mathbf{A}_I для $\alpha=2$ (показан каждый 10-й фильтр). На рис. 3, *b, d* видно, что при увеличении параметра α АЧХ гоех-фильтров расширяются. При этом с увеличением частоты пиковое значение амплитуды постепенно уменьшается. На рис. 3, *c* изображены фильтры, входящие в состав матрицы \mathbf{A}_N^{-1} . С увеличением частоты максимальное значение амплитуды этих фильтров увеличивается, что компенсирует уменьшение пикового значения АЧХ фильтров из матрицы \mathbf{A}_N .

Примеры обработки фрейма входного сигнала блоком спектрального размытия для гласного звука /а/ и согласного /ш/ приведены на рис. 4.

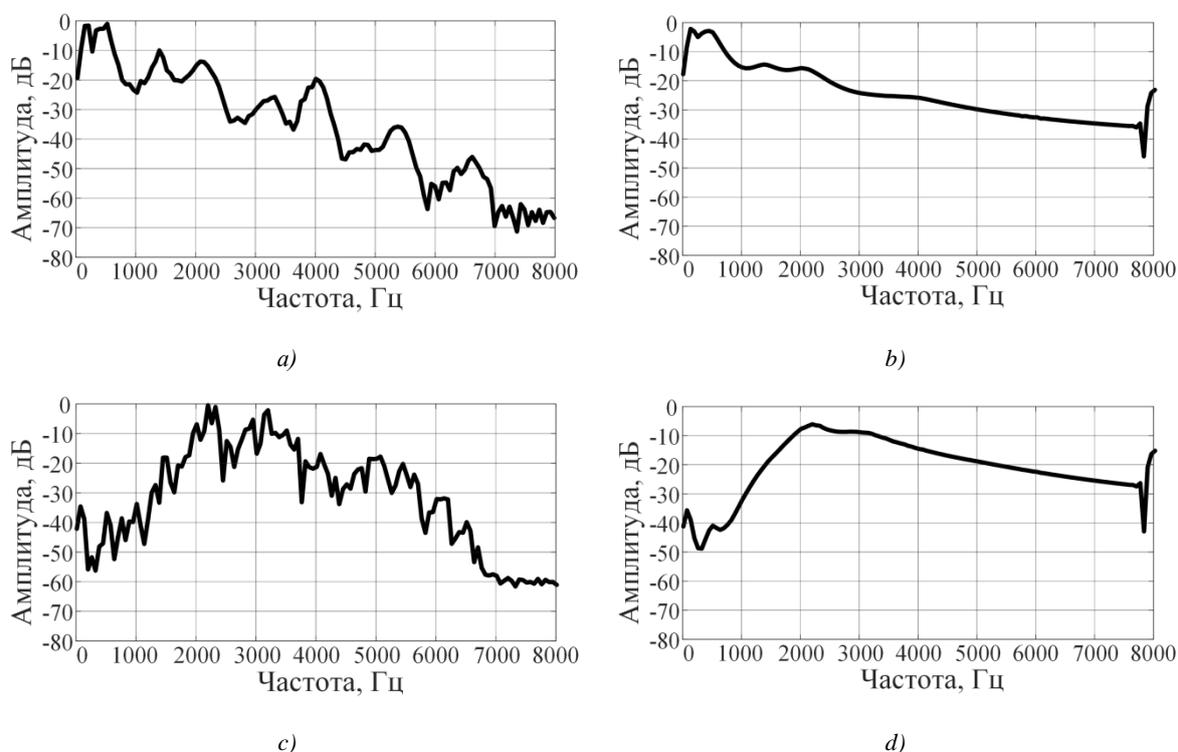


Рис. 4. Примеры обработки фрейма блоком спектрального размытия: *a*) исходный фрейм для звука /а/; *b*) обработанный фрейм для звука /а/; *c*) исходный фрейм для звука /ш/; *d*) обработанный фрейм для звука /ш/

Fig. 4. Examples of frame processing with spectral smearing block: a) original frame for syllable /a/; b) processed frame for syllable /a/; c) original frame for syllable /u/; d) processed frame for syllable /u/

На рис. 3 и 4 видно, что в результате обработки амплитудного спектра спектральные составляющие исходного сигнала «размываются» вдоль частот оси. Также в высокочастотной области появляются искажения (артефакты), которые после синтеза выходного сигнала устраняются посредством фильтрации (см. рис. 1).

Анализ аудиограммы. Важным моментом является настройка метода моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения уха согласно характеристикам слуха тугоухого человека. Наиболее простым методом оценки слуха человека служит аудиометрия [12, 13]. Результатом аудиометрии является аудиограмма, отражающая пороги слышимости человека на заданном наборе частот [1]. Аудиометрия представляет собой наиболее распространенный метод оценки слуха. По этой причине настройку метода моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения уха предлагается выполнять по аудиограмме слабослышащего человека.

В работах [13–17] описана связь между уровнем потери слуха и шириной полосы пропускания слуховых фильтров на заданной частоте. Так, в работах [13–15, 17] авторы предлагают выбирать значение параметра α в зависимости от степени потери слуха (табл. 1). Степень потери слуха определяется как среднее арифметическое между значениями порогов слышимости (по воздушной проводимости) на частотах 500, 1000, 2000 и 4000 Гц [1]. Существенным недостатком такого подхода является слишком неточный выбор параметра α , учитывающий только степень потери слуха, а не уровень потери слуха на заданных частотах.

Таблица 1. Зависимость параметра α от степени потери слуха

Table 1. Dependence of the parameter α on hearing loss degree

Степень потери слуха <i>Hearing loss degree</i>	Средний порог слышимости, дБ <i>Average hearing threshold, dB</i>	Значение параметра α в выражении (3) <i>Parameter α value in expression (3)</i>
Нет потери слуха	<26	1
Первая	26–40	3
Вторая	41–55	
Третья	56–70	
Четвертая	71–90	6

В исследовании [16] установлено, что параметр α , отвечающий за расширение полосы пропускания слухового фильтра, зависит как от центральной частоты f_c , так и от уровня потери слуха на данной частоте HL и описывается выражением

$$\alpha(f_c, HL) = \begin{cases} 1, & \text{если } HL \leq 22, \forall f_c, \\ 10^{0,01348(HL-22)/(1-0,3551\lg(f_c/1000))}, & \text{если } 22 < HL < 65 \text{ при } f_c \leq 1000, \\ 10^{0,01348(HL-22)}, & \text{если } 22 < HL < 65 \text{ при } f_c > 1000, \end{cases} \quad (8)$$

где f_c – центральная частота гоех-фильтра, HL – уровень потери слуха на частоте f_c .

Уровень потери слуха HL определяется путем интерполяции аудиограммы на частотную сетку центральных частот гоех-фильтров. Из выражения (8) следует, что при потере слуха менее 22 дБ расширения полосы слуховых фильтров не происходит ($\alpha = 1$). Различия в выражениях для вычисления параметра α при частотах выше и ниже 1000 Гц отражают факт менее выраженного расширения слуховых фильтров на низких частотах [16].

Недостатком выражения (8) является то, что оно позволяет определить параметр α только для уровня потери слуха менее 65 дБ, т. е. охватывает первую, вторую и частично третью степени тугоухости и полностью игнорирует четвертую степень (табл. 1).

Таким образом, в существующих исследованиях авторы по-разному описывают связь между уровнем потери слуха и шириной полосы пропускания слухового фильтра. В настоящей работе предлагается доопределить выражение (8), предложенное в [16], используя данные табл. 1 [13–15, 17].

Выражение (8) описывает зависимость параметра α от частоты при уровне потери слуха менее 65 дБ. При потере слуха от 65 до 90 дБ предлагается находить параметр α путем линейной интерполяции (рис. 5).

Согласно предлагаемому подходу при потере слуха 65 дБ значение α фиксируется на уровне, определяемом формулой (8), потере 90 дБ (что соответствует четвертой степени тугоухости) сопоставляется значение $\alpha = 6$ [13–15, 17]. Для промежуточных уровней потери слуха от 65 до 90 дБ значения α вычисляются по уравнению прямой, проходящей через указанные крайние точки:

$$\alpha^*(f_c, HL) = 0,24HL + \alpha(f_c, 65)(3,6 - 0,04HL) - 15,6. \quad (9)$$

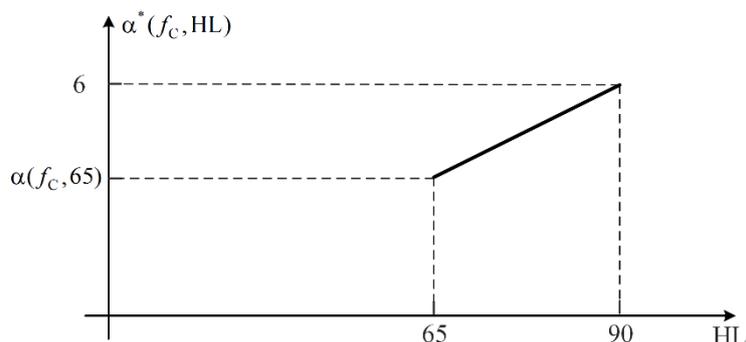


Рис. 5. Значения параметра α при уровне потери слуха от 65 до 90 дБ
 Fig. 5. Dependence of the parameter α at hearing loss level from 65 to 90 dB

Кривая зависимости α от частоты может иметь резкие перепады. С целью сглаживания графика зависимости $\alpha(f_c)$ и, как итог, внесения меньших искажений в сигнал используется процедура усреднения по семи точкам. На рис. 6 показан пример исходной и сглаженной зависимости $\alpha(f_c)$. Видно, что применение усреднения позволило сгладить резкие переходы в графике зависимости $\alpha(f_c)$.

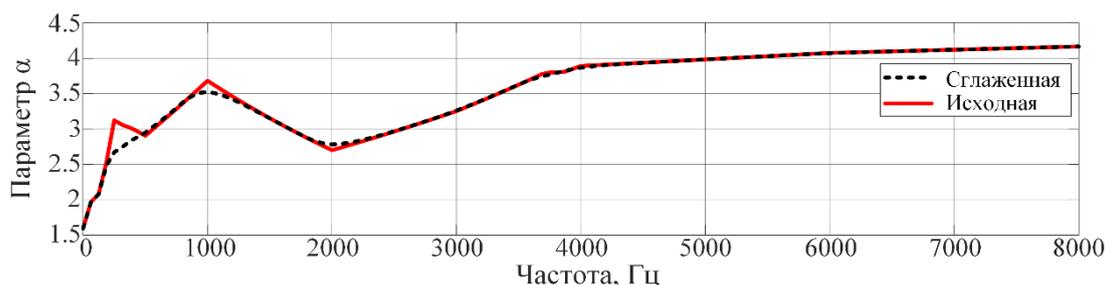


Рис. 6. Значения параметра α в зависимости от частоты
 Fig. 6. Frequency dependence of the parameter α

Таким образом, определение параметра α выполняется в три этапа (рис. 7). На первом этапе аудиограмма интерполируется на сетку центральных частот гоех-фильтров, которая совпадает с частотной сеткой ДПФ. Далее определяется значение уровня потери слуха HL на каждой частоте f_c . На втором этапе вычисляются значения параметра α на частотах f_c . Когда уровень потери слуха не превышает 65 дБ, используется выражение (8). При потере 65 дБ и более параметр α вычисляется по формуле (9). На третьем этапе выполняется усреднение значений параметра α .

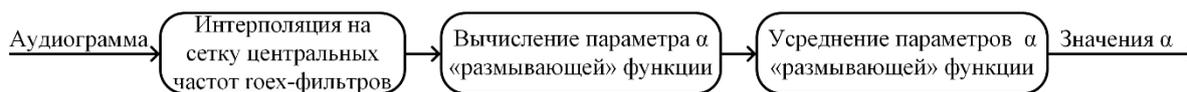


Рис. 7. Структура блока вычисления параметров «размывающей» функции
 Fig. 7. Structure of the block for calculating the parameters of the "smearing" function

Проверка метода моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения уха. Предлагаемый метод реализован в среде MATLAB и протестирован на речевом сигнале. Целью эксперимента являлась качественная оценка того, как изменится речь при моделировании различных степеней тугоухости. Для этого тестовый сигнал обрабатывался предложенным мето-

дом, настроенным по аудиограммам, которые соответствуют третьей и четвертой степеням тугоухости (рис. 8, *d*). Спектрограммы исходного и обработанных сигналов показаны на рис. 8, *a–c*.

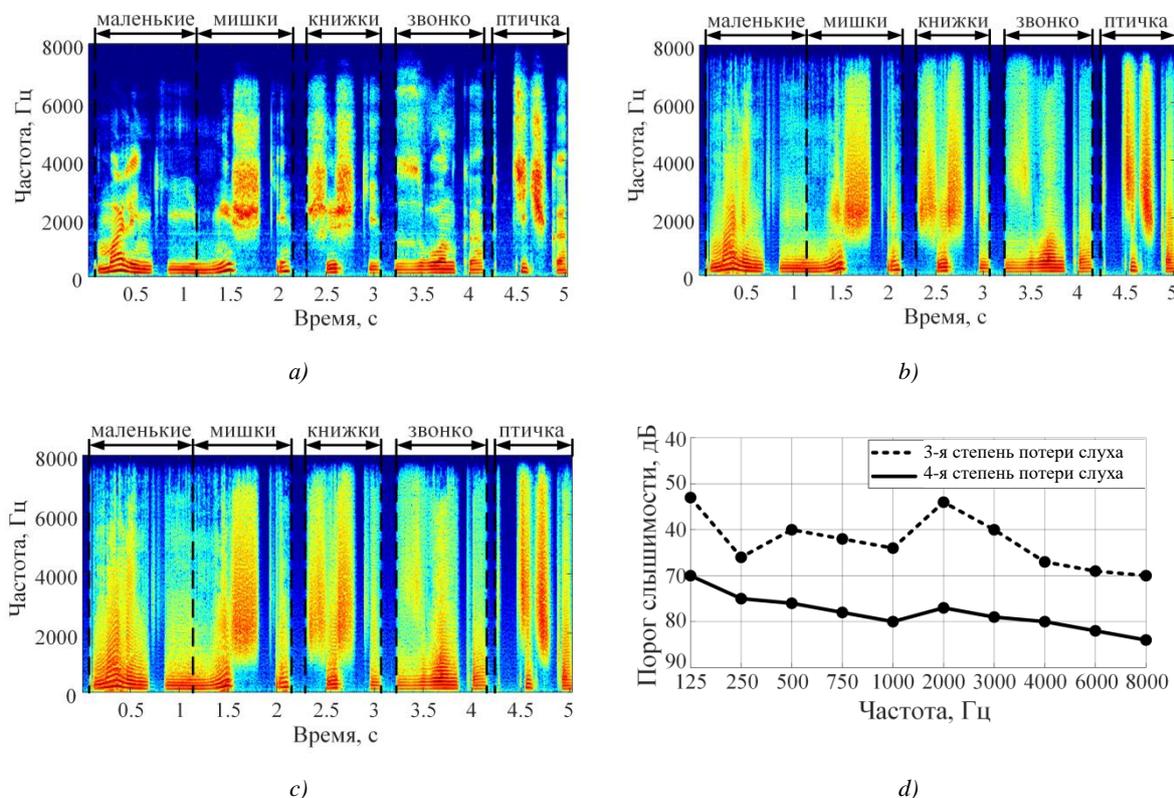


Рис. 8. Результаты экспериментов: *a*) спектрограмма исходного сигнала; *b*) спектрограмма обработанного сигнала для аудиограммы при третьей степени потери слуха; *c*) спектрограмма обработанного сигнала для аудиограммы при четвертой степени потери слуха; *d*) аудиограмма при третьей и четвертой степенях потери слуха

Fig. 8. Experimental results: *a*) spectrogram of original signal; *b*) spectrogram of processed signal for an audiogram at moderate hearing loss; *c*) spectrogram of processed signal for an audiogram at moderately severe hearing loss; *d*) an audiogram at moderate and moderately severe hearing loss

Из полученных спектрограмм видно, что при увеличении уровня потери слуха увеличивается и степень размытия спектральных компонентов звукового сигнала по частотной оси, что соответствует эффекту ухудшения частотного разрешения уха у больных нейросенсорной тугоухостью.

Экспериментальные исследования. Исследования проводились с целью определения влияния моделируемой степени потери слуха на разборчивость речевого сигнала (при наличии и отсутствии фонового шума). Для определения разборчивости речи использовался тест на основе артикуляционных таблиц слов из ГОСТ 16600 – 72. Согласно указанному стандарту для определения разборчивости речи участник эксперимента должен прослушать артикуляционную таблицу, состоящую из 50 слов. После каждого слова делается пауза, во время которой участник повторяет услышанное слово. На основании числа правильно повторенных слов определяется процент разборчивости речи [1].

Для проведения эксперимента были подготовлены 49 тестовых записей (см. рис. 9), каждая из которых содержала одну артикуляционную таблицу из ГОСТ 16600 – 72. Тестовые записи разделены на семь групп по семь записей каждая (табл. 2). Различные группы отличаются моделируемой степенью потери слуха и уровнем добавленного шума (использовалось отношение сигнал/шум (ОСШ) 0 и 5 дБ).

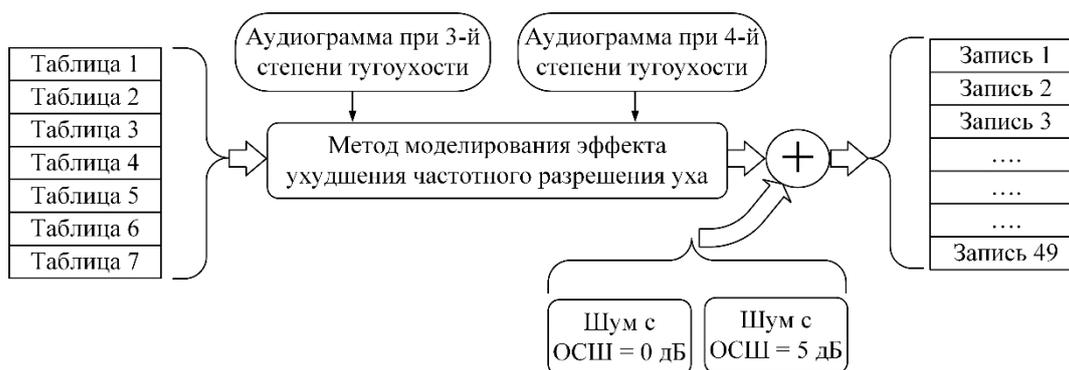


Рис. 9. Этапы подготовки тестовых записей
 Fig. 9. Test records preparation stages

Таблица 2. Группы тестовых записей
 Table 2. Test recordings groups

Группа <i>Group</i>	Параметры <i>Settings</i>	Уровень добавленного шума <i>Added noise level</i>	Условное обозначение <i>Symbolic name</i>
1	Без обработки	Без добавления шума	Norm
2	Аудиограмма при третьей степени потери слуха	Без добавления шума	HL3
3		ОСШ = 5 дБ	HL3 + 5dB
4		ОСШ = 0 дБ	HL3 + 0dB
5	Аудиограмма при четвертой степени потери слуха	Без добавления шума	HL4
6		ОСШ = 5 дБ	HL4 + 5dB
7		ОСШ = 0 дБ	HL4 + 0dB

В эксперименте участвовали 15 нормально слышащих людей в возрасте от 17 до 25 лет. Каждый участник эксперимента по очереди прослушивал семь тестовых записей – по одной из каждой группы. Эксперимент проводился таким образом, что каждый участник прослушивал уникальный набор тестовых записей. Полученные в результате данные о разборчивости речи для каждой группы тестовых записей представлены в виде диаграмм размаха на рис. 10. Диаграммы отражают изменение процента разборчивости речи в процентах в зависимости от моделируемой степени потери слуха и от уровня добавленного шума.

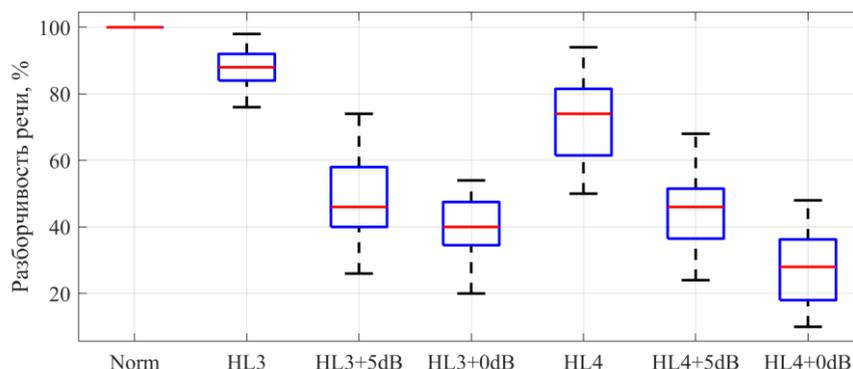


Рис. 10. Диаграммы размаха изменения разборчивости речи
 Fig. 10. Boxplots of speech intelligibility

На основании экспериментальных данных составлена табл. 3, где приведены средние, максимальные и минимальные значения разборчивости речи для каждой группы тестовых записей.

Таблица 3. Изменение разборчивости речи

Table 3. Speech intelligibility variation

Параметры обработки сигнала <i>Signal processing parameters</i>	Разборчивость речи, % <i>Speech intelligibility, %</i>		
	минимальная <i>minimum</i>	максимальная <i>maximum</i>	средняя <i>average</i>
Norm	100	100	100
HL3	76	98	88
HL3+0dB	20	54	39
HL3+5dB	26	74	48
HL4	50	94	72
HL4+0dB	10	48	28
HL4+5dB	24	68	44

Результаты эксперимента показывают, что при ухудшении частотного разрешения уха вследствие увеличения степени потери слуха снижается и разборчивость речи. При росте интенсивности уровня добавленного шума к тестовым сигналам разборчивость речи резко снижается.

В процессе тестирования фиксировалась не только правильность произнесенных слов, но и сами слова, что позволило провести анализ ошибок. На основании полученных результатов были составлены таблицы спутывания звуков (табл. 4–9), наиболее часто встречающихся в ответах участников при обработке звука предложенным методом с различными настроечными параметрами. Жирным шрифтом выделены самые часто спутываемые звуки.

Таблица 4. Спутывание звуков при обработке методом HL3

Table 4. Syllables mixing up after processing with HL3 method

		Должно быть произнесено <i>Must be pronounced</i>		
		/м/	/б/	/л/
Произнесено <i>Pronounced</i>	/н/	6	0	0
	/н'/	3	0	7
	/в/	0	4	0
	/й/	0	0	4

Таблица 5. Спутывание звуков при обработке методом HL3+5dB

Table 5. Syllables mixing up after processing with HL3+5dB method

		Должно быть произнесено <i>Must be pronounced</i>											
		/в/	/й/	/б/	/т/	/д/	/л/	/с/	/п/	/н/	/м/	/л'/	/п'/
Произнесено <i>Pronounced</i>	/в/	–	0	6	0	2	4	0	2	0	0	0	0
	/й/	0	–	0	0	0	0	0	0	0	0	0	7
	/б/	1	0	–	2	5	0	1	0	1	0	0	0
	/т/	0	0	1	–	1	8	6	6	0	0	0	0
	/т'/	0	0	0	4	0	0	0	0	0	0	0	0
	/д/	1	0	1	4	–	1	2	0	0	0	0	0
	/л/	6	0	0	1	1	–	18	14	0	0	0	0
	/с/	0	0	0	3	0	1	–	1	0	0	0	0
	/к/	0	0	0	7	1	3	0	0	1	0	1	0
	/п/	0	0	1	12	2	1	2	–	0	0	0	0
	/н'/	0	9	0	0	0	0	0	0	6	0	5	0
	/н/	0	0	0	0	0	0	0	0	–	6	1	0
/м/	0	0	0	0	0	0	0	0	6	–	1	0	

Таблица 6. Спутывание звуков при обработке методом HL3+0dB
 Table 6. Syllables mixing up after processing with HL3+0dB method

		Должно быть произнесено Must be pronounced												
		/_/_/	/с/	/м/	/н/	/п/	/т/	/л'/	/д'/	/в/	/ш/	/й'/	/з'/	/ф/
Произнесено Pronounced	/_/_/	–	15	0	1	6	3	0	5	8	1	0	0	0
	/к/	3	3	1	2	6	9	0	4	0	0	0	0	0
	/с/	2	–	0	0	0	11	0	0	0	4	0	0	0
	/м/	0	0	–	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	/т/	0	4	0	0	0	1	0	0	0	1	0	4	0
	/н/	0	0	5	–	0	0	1	0	0	0	1	0	0
	/п/	0	3	0	0	–	10	0	0	0	2	0	0	0
	/т'/	8	10	0	0	9	–	0	0	0	0	0	0	1
	/л'/	0	0	0	0	0	0	–	0	0	0	7	0	0
	/д'/	1	2	0	0	0	4	0	0	1	0	0	0	6
/н'/	0	0	0	8	0	0	6	0	0	0	2	0	0	
/з/	0	2	0	0	0	0	0	8	1	1	0	0	0	

Таблица 7. Спутывание звуков при обработке методом HL4
 Table 7. Syllables mixing up after processing with HL4 method

		Должно быть произнесено Must be pronounced					
		/т/	/к/	/м/	/л'/	/д'/	/б/
Произнесено Pronounced	/п/	3	11	0	0	0	0
	/н/	0	0	8	0	0	0
	/н'/	0	0	3	7	0	0
	/д'/	5	0	0	0	1	2
	/т'/	–	4	0	0	6	1
	/в/	0	0	2	0	6	8

Таблица 8. Спутывание звуков при обработке методом HL4+5dB
 Table 8. Syllables mixing up after processing with HL4+5dB method

		Должно быть произнесено Must be pronounced												
		/_/_/	/н/	/т/	/д'/	/к/	/л'/	/с/	/б/	/п/	/з'/	/м/	/м'/	/й'/
Произнесено Pronounced	/_/_/	–	0	2	3	3	0	17	1	1	0	0	0	0
	/н/	0	–	0	0	0	1	0	0	0	0	13	0	0
	/т/	5	0	0	0	5	0	14	0	0	0	0	0	0
	/д'/	1	0	9	–	3	0	2	4	0	0	0	0	0
	/н'/	0	7	0	0	0	7	0	0	0	0	10	4	2
	/в/	2	0	0	4	0	0	1	10	0	0	2	0	0
	/к/	4	0	2	3	–	0	0	0	5	0	0	0	0
	/т'/	0	0	5	0	0	0	0	0	0	6	0	0	0
	/л'/	0	0	0	0	0	–	0	0	0	0	0	0	8
	/з/	0	0	0	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Таблица 9. Спутывание звуков при обработке методом HL4+0dB
 Table 9. Syllables mixing up after processing with HL4+0dB method

		Должно быть произнесено Must be pronounced											
		/т/	/с/	/_/_/	/к/	/п/	/м/	/н/	/й'/	/б/	/в/	/з/	/л'/
Произнесено Pronounced	/в/	0	2	3	0	0	1	0	0	11	0	1	0
	/т/	–	15	7	0	5	0	0	0	0	0	0	0
	/с/	10	–	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	/н'/	0	0	0	0	0	3	7	7	0	4	0	2
	/_/_/	8	11	–	9	1	0	0	0	0	0	0	0
	/к/	12	9	5	–	4	0	1	0	0	0	0	0
	/п/	2	4	0	1	–	0	2	0	1	0	0	0
	/м/	0	0	0	0	0	–	5	0	0	0	0	0
	/н/	0	0	0	0	0	6	–	0	0	0	0	3
	/д'/	2	0	0	1	0	0	0	0	1	0	8	0
/й'/	0	0	0	0	0	0	0	–	0	0	0	4	

Чаще всего при произношении услышанных в тестовых сигналах слов участники путали между собой звуки, близкие по частоте, например: ма/т/ – ма/з/, /п/оп – /т/оп, па/с/ – па/т/, /т/ук – /с/ук, /т/ру/д/ – /п/ру/т/, бра/к/ – бра/т/, ча/т/ – ча/с/. Важно отметить, что довольно часто участники эксперимента пропускали в начале и конце слов согласные звуки, как правило шипящие, например: / /кот – /с/кот, / /дай – /с/дай, / /стань – /в/стань, бор/т/ – бор/ /, / /ши/т/ – /в/ши/т/, сер/ / – сер/п/. Нередко участники путали между собой твердые и мягкие звуки, например: жес/т/ – жес/т/, бы/л/ – бы/л'/, ко/н/ – ко/н'/, а также мягкие согласные звуки и звук /й/ и наоборот, например: мо/л/ – мо/й/, но/й/ – но/л'/, да/л'/ – да/й/.

Таким образом, результаты эксперимента показывают, что чаще всего участники путали между собой схожие по частоте звуки и не слышали шипящие звуки в словах. Это, в свою очередь, соответствует природе эффекта ухудшения частотного разрешения уха [1].

Заключение. В работе предложен метод моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения уха у больных нейросенсорной тугоухостью, основанный на применении частотного размытия с использованием слуховых фильтров. Особенностью модели является возможность ее настройки с использованием аудиограммы слабослышащего человека. Метод реализован в среде MATLAB. Проведены экспериментальные исследования изменения разборчивости речи при использовании предложенного метода. Результаты эксперимента показали, что при ухудшении частотного разрешения уха вследствие увеличения степени потери слуха разборчивость речи снижается, особенно при наличии в звуке фонового шума. На основании анализа экспериментальных данных выявлена зависимость между спутываемыми звуками, что указывает на корректность и работоспособность метода моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения уха.

Вклад авторов. М. И. Порхун разработал метод моделирования эффекта ухудшения частотного разрешения уха у больных нейросенсорной тугоухостью, а также провел экспериментальные исследования; М. И. Вашкевич определил задачи, которые необходимо было решить в ходе проведения исследований, принял участие в разработке метода и интерпретации результатов эксперимента.

Список использованных источников

1. Королева, И. В. Введение в аудиологию и слухопротезирование / И. В. Королева. – СПб. : КАРО, 2012. – 400 с.
2. Erber, N. Applications of hearing-loss simulation in education of student clinicians / N. Erber // J. of the Academy of Rehabilitative Audiology. – 1995. – Vol. 28. – P. 37–50.
3. Simulation of hearing loss using compressive gammachirp auditory filters / H. Hu. [et al.] // IEEE Intern. Conf. on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP). – Prague, Czech Republic, 2011. – P. 5428–5431. <https://doi.org/10.1109/ICASSP.2011.5947586>
4. Graf, I. Simulation of the Effects of Sensorineural Hearing Loss / I. Graf. – Cambridge : Massachusetts Institute of Technology, 1997. – 112 p.
5. Mourgela, A. Perceptually motivated hearing loss simulation for audio mixing reference / A. Mourgela, T. Agus, J. D. Reiss // 147th Audio Engineering Society Intern. Convention. – N. Y., 2019.
6. Moore, B. Cochlear Hearing Loss: Physiological, Psychological and Technical Issues / B. Moore. – 2nd ed. – John Wiley & Sons, 2008. – 332 p. <https://doi.org/10.1002/9780470987889>
7. Baer, T. Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in noise / T. Baer, B. Moore // The J. of the Acoustical Society of America. – 1993. – Vol. 94, no. 3. – P. 1229–1241. <https://doi.org/10.1121/1.408176>
8. Goodwin, M. The STFT, sinusoidal models, and speech modification / M. Goodwin // Handbook of Speech Processing. – Springer, 2008. – P. 229–258. https://doi.org/10.1007/978-3-540-49127-9_12
9. A hearing impairment simulation method using audiogram-based approximation of auditory characteristics / N. Jinbo [et al.] // 15th Annual Conf. of the Intern. Speech Communication Association (INTERSPEECH). – Singapore, 2014. – P. 490–494.
10. The deterioration of hearing with age: Frequency selectivity, the critical ratio, the audiogram, and speech threshold / R. D. Patterson [et al.] // The J. of the Acoustical Society of America. – 1982. – Vol. 72, no. 6. – P. 1788–1803. <https://doi.org/10.1121/1.388652>

11. Effects of spectral smearing of stimuli on the performance of auditory steady-state response-based brain-computer interface / H. J. Hwang [et al.] // *Cogn Neurodyn.* – 2017. – Vol. 11, no. 6. – P. 515–527. <https://doi.org/10.1007/s11571-017-9448-y>
12. Фонлантен, А. Слуховые аппараты / А. Фонлантен, Х. Арндт. – Ростов н/Д. : Феникс, 2009. – 302 с.
13. Glasberg, B. Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments / B. Glasberg, B. Moore // *The J. of the Acoustical Society of America.* – 1986. – Vol. 79, no. 4. – P. 1020–1033. <https://doi.org/10.1121/1.393374>
14. Baer, T. Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in the presence of interfering speech / T. Baer, B. Moore // *The J. of the Acoustical Society of America.* – 1994. – Vol. 95. – P. 2277–2280. <https://doi.org/10.1121/1.408640>
15. Moore, B. Simulation of the effects of loudness recruitment and threshold elevation on the intelligibility of speech in quiet and in a background of speech / B. Moore, B. Glasberg // *The J. of the Acoustical Society of America.* – 1993. – Vol. 94, no. 4. – P. 2050–2062. <https://doi.org/10.1121/1.407478>
16. Nejime, Y. Simulation of the effect of threshold elevation and loudness recruitment combined with reduced frequency selectivity on the intelligibility of speech in noise / Y. Nejime, B. Moore // *The J. of the Acoustical Society of America.* – 1997. – Vol. 102, no. 1. – P. 603–615. <https://doi.org/10.1121/1.419733>
17. Effects of spectral smearing of stimuli on the performance of auditory steady-state response-based brain-computer interface / J. H. Hwang [et al.] // *Cognitive Neurodynamics.* – 2017. – Vol. 11, no. 6. – P. 515–527. <https://doi.org/10.1007/s11571-017-9448-y>

References

1. Koroleva I. V. Vvedenie v audiologiyu i slukhoprotezirovanie. *Introduction to Audiology and Hearing Care.* Saint Petersburg, KARO, 2012, 400 p. (In Russ.).
2. Erber N. Applications of hearing-loss simulation in education of student clinicians. *Journal of the Academy of Rehabilitative Audiology*, 1995, vol. 28, pp. 37–50.
3. Hu. H., Sang J., Lutman M. E., Bleeck S. Simulation of hearing loss using compressive gammachirp auditory filters. *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*. Prague, Czech Republic, 2011, pp. 5428–5431. <https://doi.org/10.1109/ICASSP.2011.5947586>
4. Graf I. *Simulation of the Effects of Sensorineural Hearing Loss.* Cambridge, Massachusetts Institute of Technology, 1997, 112 p.
5. Mourgela A., Agus T., Reiss J. D. Perceptually motivated hearing loss simulation for audio mixing reference. *147th Audio Engineering Society International Convention.* New York, 2019.
6. Moore B. *Cochlear Hearing Loss: Physiological, Psychological and Technical Issues.* 2nd ed., John Wiley & Sons, 2008, 332 p. <https://doi.org/10.1002/9780470987889>
7. Baer T., Moore B. Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1993, vol. 94, no. 3, pp. 1229–1241. <https://doi.org/10.1121/1.408176>
8. Goodwin M. The STFT, sinusoidal models, and speech modification. *Handbook of Speech Processing*, Springer, 2008, pp. 229–258. https://doi.org/10.1007/978-3-540-49127-9_12
9. Jinbo N., Takamichi S., Toda T., Neubig G., Sakti S., Nakamura S. A hearing impairment simulation method using audiogram-based approximation of auditory characteristics. *15th Annual Conference of the International Speech Communication Association (INTERSPEECH)*. Singapore, 2014, pp. 490–494.
10. Patterson R. D., Nimmo-Smith I., Weber D. L., Milroy R. The deterioration of hearing with age: Frequency selectivity, the critical ratio, the audiogram, and speech threshold. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1982, vol. 72, no. 6, pp. 1788–1803. <https://doi.org/10.1121/1.388652>
11. Hwang J. H., Nam K. W., Jang D. P., Kim I. Y. Effects of spectral smearing of stimuli on the performance of auditory steady-state response-based brain-computer interface. *Cogn Neurodyn*, 2017, vol. 11, no. 6, pp. 515–527. <https://doi.org/10.1007/s11571-017-9448-y>
12. Vonlanthen A., Arndt H. *Hearing Instrument Technology for the Hearing Healthcare Professional.* Thomson Delmar Learning, 2007, 318 p.
13. Glasberg B., Moore B. Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1986, vol. 79, no. 4, pp. 1020–1033. <https://doi.org/10.1121/1.393374>
14. Baer T., Moore B. Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in the presence of interfering speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1994, vol. 95, pp. 2277–2280. <https://doi.org/10.1121/1.408640>

15. Moore B., Glasberg B. Simulation of the effects of loudness recruitment and threshold elevation on the intelligibility of speech in quiet and in a background of speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1993, vol. 94, no. 4, pp. 2050–2062. <https://doi.org/10.1121/1.407478>
16. Nejime Y., Moore B. Simulation of the effect of threshold elevation and loudness recruitment combined with reduced frequency selectivity on the intelligibility of speech in noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1997, vol. 102, no. 1, pp. 603–615. <https://doi.org/10.1121/1.419733>
17. Hwang J. H., Nam W. N., Jang P. D., Kim I. Y. Effects of spectral smearing of stimuli on the performance of auditory steady-state response-based brain-computer interface. *Cognitive Neurodynamics*, 2017, vol. 11, no. 6, pp. 515–527. <https://doi.org/10.1007/s11571-017-9448-y>

Информация об авторах

Порхун Максим Игоревич, магистр технических наук, ассистент кафедры электронных вычислительных средств, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники.
E-mail: porhun@bsuir.by

Вашкевич Максим Иосифович, кандидат технических наук, доцент кафедры электронных вычислительных средств, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники.
E-mail: vashkevich@bsuir.by

Information about the authors

Maksim I. Porhun, M. Sci. (Eng.), Assistant Lecturer of Computer Engineering Department, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.
E-mail: porhun@bsuir.by

Maksim I. Vashkevich, Cand. Sci. (Eng.), Associate Professor of Computer Engineering Department, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.
E-mail: vashkevich@bsuir.by