

УДК 534.773



## МЕТОДИКА ОЦЕНКИ УРОВНЯ ГРОМКОСТИ ЗВУКОВОГО СИГНАЛА С УЧЁТОМ ОСОБЕННОСТЕЙ ЗВУКОВОСПРИЯТИЯ

И.В. Прасол<sup>1</sup>, А.С. Нечипоренко<sup>2</sup><sup>1</sup>ХНУРЭ, г. Харьков, Украина<sup>2</sup>ХНУРЭ, г. Харьков, Украина, alinanechiporenko@gmail.com

Статья посвящена проблеме регулирования уровня громкости в слуховых аппаратах. Рассмотрены особенности восприятия громкости звукового сигнала больными тугоухостью, в частности пациентами с диагнозом нейросенсорная тугоухость. Проведен обзор существующих технологий регулирования громкости в слуховых аппаратах. Предложена методика оценки уровня громкости, учитывающая особенности восприятия звуков больными тугоухостью, в следствие чего позволяющая оптимально оценить громкость и различимость речи.

НЕЙРОСЕНСОРНАЯ ТУГОУХОСТЬ, УРОВЕНЬ ГРОМКОСТИ, ЭКВИВАЛЕНТНЫЙ НЕПРЕРЫВНЫЙ УРОВЕНЬ ЗВУКОВОГО ДАВЛЕНИЯ, ОЦЕНКА ГРОМКОСТИ

### Введение

В настоящее время число людей, страдающих различными нарушениями слуха, непрерывно растёт. Отметим, что среди патологий слуховой системы преобладает нейросенсорная тугоухость, которая вызвана повреждением механизмов звуковосприятия улитки внутреннего уха. Лечение данного заболевания медикаментозными средствами на сегодняшний день малоэффективно, поэтому такое снижение слуха может быть компенсировано с помощью слухопротезирования. Слуховой аппарат должен скорректировать индивидуальные особенности слуха, характерные для определённого вида патологии. Современные тенденции таковы, что к слуховому аппарату предъявляются требования выполнения функции непрерывного анализа звуковой ситуации и адаптации к ней с одновременно максимально возможной разборчивостью речи и сохранением приятного и комфортного звучания. Ввиду вышесказанного серьёзной проблемой при слухопротезировании является разница восприятия уровня громкости больными тугоухостью в зависимости от смены акустической обстановки. Поэтому данная работа посвящена проблеме компенсации нарушения восприятия громкости больными тугоухостью.

### 1. Особенности восприятия громкости

Восприятие громкости основано на способности человеческого уха различать изменение звукового давления. Термин «громкость» достаточно трудно формализуем. Громкость является субъективной физиологической характеристикой звука и характеризует уровень слухового ощущения. В акустике звуковое давление обычно измеряется в децибелах (дБ) относительно порога слышимости. По определению, величина порога принята равной  $p_t = 0,00002 \text{ Па} = 20 \text{ мкПа}$ . Порог слышимости принимается за 0 дБ, а громкость вычисляется согласно формуле

$$L = 20 \log \left( \frac{p}{p_t} \right), \quad (1)$$

где  $L$  – громкость;  $p$  – звуковое давление, Па;  $p_t$  – порог слышимости, Па. Существует также и громкость записи, которая не является звуковым давлением. Громкость цифрового сигнала обычно измеряется относительно максимального цифрового уровня, принятого за 0 дБ, следовательно, выражается отрицательными величинами. Коррекция восприятия уровня громкости основана на таком понятии как субъективная громкость. Таким образом, звук одного и того же уровня громкости может восприниматься как громкий или тихий в зависимости от окружающих условий.

Восприятие различной громкости звуковых сигналов человеком с нормальным слухом обусловлено адаптацией слухового анализатора к акустической ситуации в конкретный момент времени. Однако разница в восприятии громкости пациентами, страдающими тугоухостью, является серьёзной проблемой, поскольку механизмы естественной адаптации нарушены. В результате повреждения наружных волосковых клеток в улитке внутреннего уха теряется способность к восприятию звуков низкой интенсивности. Звуки среднего уровня громкости воспринимаются как тихие, а громкие — как звуки со средним уровнем громкости. У некоторых больных нейросенсорной тугоухостью наблюдается феномен ускоренного нарастания громкости (ФУНГ), когда незначительное повышение интенсивности звука вызывает непропорциональное усиление ощущения громкости. ФУНГ характеризуется отсутствием слуховых ощущений у больного до определённого времени, пока уровень интенсивности звука не станет достаточно большим, после чего даже незначительное повышение интенсивности воспринимается на слух как слишком громкий звук [1], в некоторых случаях достигая порога дискомфорта. При проектировании слуховых аппаратов одной из основных

задач является предотвращение дискомфортных перегрузок для таких пациентов. Однако наличие феномена ускоренного нарастания громкости значительно усложняет этот процесс, поскольку у таких пациентов слишком узкие границы между порогами слышимости и дискомфорта.

## 2. Обзор технологий регулирования громкости в слуховых аппаратах

Для регулирования уровня громкости в слуховых аппаратах используют различные технологии. Как известно, по способу усиления слуховые аппараты делятся на линейные и нелинейные. Суть линейного усиления состоит в том, что все входящие звуки усиливаются с одинаковым коэффициентом усиления, независимо от их уровня громкости. Недостатком такого подхода является чрезмерное усиление громких звуков, которые являются причиной дискомфорта. Поэтому для устранения отдельных пиков используется клиппирование, которое, однако, вызывает искажение выходного сигнала. Существует более эффективный способ регулирования громкости, базирующийся на технологии компрессии и применяемый в слуховых аппаратах с нелинейным усилением — автоматическая регулировка усиления (АРУ), (лимитирование сигнала). Суть его состоит в том, чтобы автоматически понижать уровень сигнала таким образом, чтобы сигнал не превышал заданный максимальный уровень. Коэффициент усиления нелинейных слуховых аппаратов, имеющих функцию АРУ, зависит от интенсивности входного сигнала. До тех пор, пока уровень входного сигнала не достигнет определенной величины, называемой порогом срабатывания АРУ, коэффициент усиления остается постоянным, как у линейного аппарата. При превышении входным сигналом порога срабатывания АРУ, который устанавливается в процессе слухопротезирования в соответствии с индивидуальной потерей слуха, коэффициент усиления слухового аппарата снижается, что очень важно для протезирования нейросенсорной тугоухости с выраженным явлением ФУНГ [2]. В итоге удаётся избежать появления отдельных пиков, вызывающих ощущение дискомфорта у больного. Однако в результате лимитирования все звуки, превышающие установленный порог, имеют идентичную громкость, в то время как изначально они имели разную громкость.

Для оптимального частотно-зависимого отображения широкого динамического диапазона входных сигналов в суженный динамический диапазон остаточного слуха больного используется технология компрессии широкого динамического диапазона (*WDRC*). В частности метод *WDRC* применяется в многоканальных слуховых аппаратах в одной или нескольких частотных полосах, где па-

раметры компрессии настраиваются отдельно для каждого канала и регулируют интенсивность излишне громких звуков. Входящие сигналы низкого уровня получают значительное усиление, что делает их слышимыми, в то время как звуки высокого уровня усиливаются слабо, что препятствует появлению слишком громких звуков. Недостаток метода — чрезмерное усиление громких звуков, появление отдельных пиков, вызывающих ощущение дискомфорта. Однако механизм их возникновения отличается от скачков громкости, возникающих при линейном усилении, а их характер — иной, они проявляются в основном при очень сильном усилении тихих звуков [3], а не при обрезании громких, как при обычном усилении. Также к недостаткам компрессии широкого динамического диапазона можно отнести неестественное качество звучания, когда звуки высокого уровня становятся излишне приглушёнными и недостаточно громкими. В некоторых случаях не удаётся отобразить временные и частотные характеристики сигнала, важные для понимания речи в сложных акустических ситуациях. Чрезмерный уровень компрессии приводит к уплощению звуковой картины — все звуки стремятся к одинаковой громкости и невыразительности [3].

Если говорить о проблеме регулирования громкости в целом, вышеописанные методы позволяют выполнить грубое выравнивание уровней громкости поскольку в силу того, что динамический диапазон узок и поддается контролю, выравнивание пиковых значений даёт возможность приблизительно выровнять среднюю громкость сигнала. Однако исследования показали, что даже в этом случае существует значительный разброс в субъективном восприятии громкости звуковых сигналов при смене акустической обстановки [4]. Таким образом, применение технологии компрессии и лимитирования в слуховом аппарате не решает проблемы регулирования громкости. Для решения данной проблемы предлагается использовать методику оценки уровня громкости, основанную на стандартизированном методе измерения *LeqA*, учитывающую особенности восприятия звуков больными тугоухостью. Основной задачей данной методики является сохранение естественного соотношения различных уровней громкости выходного сигнала.

## 3. Описание методики оценки громкости

Известны методы определения уровня громкости, используемые в практике телевизионного вещания. Базируясь на данных, полученных в результате измерения среднего (*VU*) и пикового (*PPM*) уровней громкости, производится нормализация уровня сигнала. Однако следует отметить, что в данных методах не учитываются особенности

восприятия звуков слуховым аппаратом слушателя. В результате регулирование уровня громкости осуществляется на основании абсолютных уровней сигналов, тогда как восприятие звукового сигнала человеком зависит от амплитудно — частотной характеристики уха и среднего уровня сигнала. Для расчета оптимальной громкости восприятия пациентом звуковой картины целесообразно использовать фильтры, адаптирующие звук к АЧХ слуховой системы человека. Поэтому для оценки уровня громкости в слуховом аппарате предлагается использовать метод *LeqA*, метод измерения среднего значения уровня громкости звукового сигнала, учитывающий кривую взвешивания *A*, которая соответствует АЧХ слуховой системы человека при комфортном уровне звука. Данная кривая оптимально подходит для оценки громкости и различимости речи [5].

$$A_{wsp} = 10 \log \frac{p_A^2}{p_0^2}, \quad (2)$$

где  $A_{wsp}$  — уровень звукового давления;  $p_0$  — базовый уровень давления, (20μПа);  $p_A$  — текущий уровень давления, Па.

Как правило, амплитуда измеряемого звукового сигнала изменяется во времени. Поэтому изменение уровня звукового давления сигнала рассчитываем в пределах заданного промежутка времени согласно формуле:

$$L_{eq} = 10 \log \left( \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \frac{p_A^2}{p_0^2} dt \right), \quad (3)$$

где  $L_{eq}$  — эквивалентный непрерывный уровень звукового давления, Дб; ( $p_0$  — базовый уровень давления (20μПа);  $p_A$  — текущий уровень давления, Па;  $t_1$  — начало времени измерения;  $t_2$  — конец времени измерений).

Изменение амплитуды звукового сигнала во времени интерпретируется как изменение уровня звукового давления сигнала и представляет собой некоторую флуктуацию уровня громкости. Кривая взвешивания *A* является наиболее часто используемой из семейства кривых, первоначально определенная в Международном стандарте измерения звука IEC123 [6]. Данная кривая является характеристикой, используемой для «взвешивания» измеренных значений переменных в соответствии с их значениями по отношению к некоторым эталонным результатам.

*A*-взвешенное значение в Дб может быть определено как следующая функция:

$$W_A = 10 \log \left[ \frac{1,562339 f^4}{(f^2 + 107,65265^2)(f^2 + 737,86223^2)} \right] + 10 \log \left[ \frac{2,242881 \cdot 10^{16} f^4}{(f^2 + 20,598997^2)(f^2 + 12194,22^2)} \right], \quad (4)$$

где  $W_A$  — вес, который должен быть применен, Дб;  $f$  — частота, Гц.

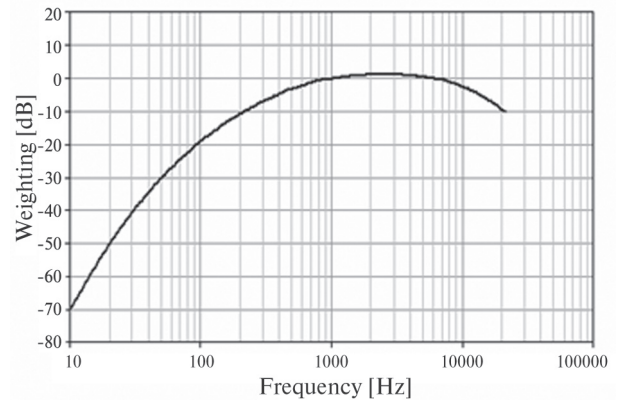


Рис. 1. Частотная характеристика измерения уровня звука

Для определения комфортного уровня громкости сигнала для конкретного пациента результаты его аудиологического обследования [7], в частности кривую тональной пороговой аудиометрии, предлагается соотносить с кривой взвешивания *A*, соответствующей АЧХ слуховой системы человека с нормальным слухом.

В качестве примера расчёта уровня громкости, рассмотрим три звуковых сигнала, имеющих одинаковый временной диапазон изменения амплитуды (рис. 2–4). Среднее значение амплитуды сигналов, приведенных на рис. 2, 3, равно 40 Дб. В результате компрессии динамического диапазона среднее значение амплитуды сигнала, изображённого на рис. 4, в два раза меньше и равно 20 Дб. Для оценки громкости сигнала в течение заданного промежутка времени производим расчёт эквивалентного непрерывного уровня звукового давления согласно (3). В результате получаем величину, характеризующую среднее значение уровня громкости на заданном временном интервале.

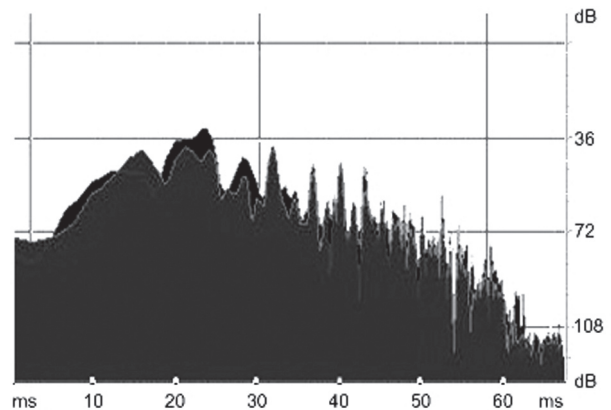


Рис. 2. Фрагмент звукового сигнала

Используя полученные данные, построим диаграмму уровней громкости (рис. 5) звуковых сигналов, изображенных на рис. 2–4. Из рис. 5 видно,

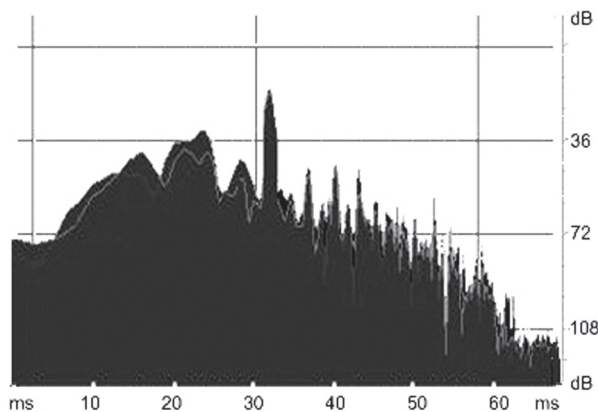


Рис. 3. Звуковой сигнал с отдельным пиком

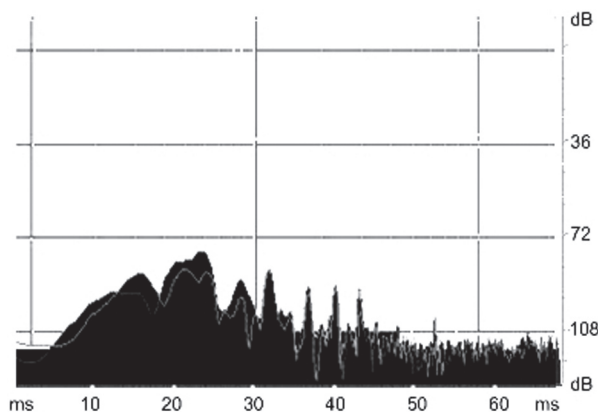


Рис. 4. Компрессированный звуковой сигнал

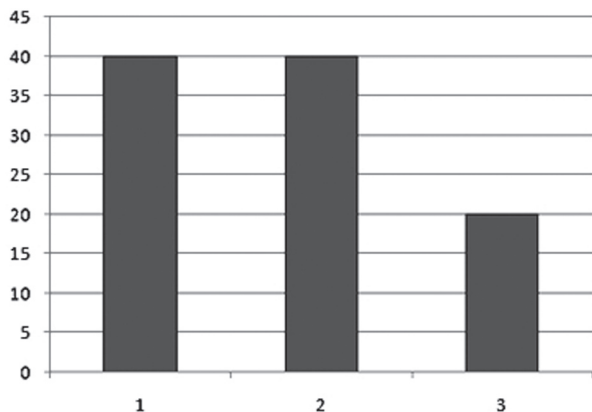


Рис. 5. Диаграмма уровней громкости

что уровень громкости сигналов, изображённых на рис. 2, 3, остаётся неизменным, несмотря на появление отдельного пика большой амплитуды. Таким образом, нивелируется влияние значений амплитуды отдельно взятых пиков, которые не должны оказывать влияние на изменение общей громкости фрагмента сигнала. Уровень громкости сигнала, приведенного на рис. 4, ниже, поскольку среднее значение амплитуды сигнала ниже, чем у предыдущих двух сигналов. В результате расчёта субъективной громкости звукового сигнала с помощью метода, учитывающего особенности восприятия

слуховой системой человека, а также используя данные измерения для регулирования уровня громкости звука в зависимости от акустической обстановки, можно рассчитать оптимальный уровень громкости восприятия для конкретного пациента, а также устранить лишние вариации громкости в пределах динамического диапазона остаточного слуха пациента. Соотношение различных уровней громкости выходного сигнала в слуховом аппарате предлагается регулировать относительно полученного среднего значения амплитуды.

### Выводы

В статье описана методика оценки уровня громкости, которую предлагается использовать в слуховом аппарате. Данная методика базируется на стандартизированном методе измерения LeqA, а также учитывает особенности восприятия звуков слуховой системой человека. Обосновано, что оценка уровня громкости звукового сигнала, поступающего в слуховой аппарат, необходима для определения соответствующей стратегии компрессии, а также для сглаживания динамических пиков и выбросов сигнала, которые приводят к возникновению ощущения дискомфорта у пациентов с тугоухостью. Умеренное применение компрессии позволяет сохранить естественное качество звучания и обеспечить передачу максимального количества временных и спектральных характеристик для понимания речи в сложных акустических ситуациях. Также, благодаря предварительному оцениванию громкости удаётся избежать высокого уровня искажений на малых уровнях громкости выходного сигнала. По результатам исследований сделан вывод, что применение данной методики в слуховых аппаратах даёт возможность регулирования различных уровней громкости выходного сигнала таким образом, чтобы сохранялось их первоначальное, естественное соотношение, а также обеспечивает непрерывный контроль уровня громкости звукового сигнала в режиме реального времени, что является необходимой базой для создания алгоритма измерения громкости в слуховом аппарате.

**Список литературы:** 1. Нейман Л.В., Богомильский М.Р. Анатомия, физиология и патология органов слуха и речи. — «Владос», — 2001. — 224 с. 2. О.М. Лисенко, Сучасні методи дослідження слуху людини // Монографія. — «КВІЦ». — 2002. — С. 21-22. 3. David Salomon Data compression, the complete reference. 3<sup>rd</sup> edition, Springer, 2004, — 54 с. 4. Alen I.Are Movies Too Loud?, conference SMPTE, 03.22.1997. 5. Fletcher, Munson, Journal of the Acoustic Society of America, vol.4, № 2, 1993, pp. 23. 6. United States Advanced Television Systems Committee. Standards Document A/54, pp. 49-52.

Поступила в редакцию 26.03.08