

## КОНФЕРЕНЦИИ И СОВЕЩАНИЯ

УДК 612.85

### XI СЕССИЯ РОССИЙСКОГО АКУСТИЧЕСКОГО ОБЩЕСТВА

19–23 ноября 2001 года в Москве состоялась XI сессия Российского акустического общества. На ней обсуждался широкий круг вопросов современной акустики, в ее работе принимали участие акустики практически всех регионов России. Большой интерес вызвала секция “Акустика речи и акустические проблемы прикладной лингвистики”. Редколлегия Акустического журнала приняла решение опубликовать часть докладов, прочитанных на этой сессии и посвященных наиболее актуальным проблемам этого перспективного направления. Доклады печатаются без дополнительного рецензирования.

### РОЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ НЕЙРОННЫХ МЕХАНИЗМОВ В СЛУХОПРОТЕЗИРОВАНИИ И РАСПОЗНАВАНИИ РЕЧИ

© 2002 г. Н. Г. Бибииков

*Акустический институт им. Н.Н. Андреева*

*117036 Москва, ул. Шверника 4*

*E-mail: bibikov@akin.ru*

Приведены данные по характеристикам реакции слухового нерва при электрической стимуляции улитки. Описаны специализированные механизмы анализа тонкой временной структуры сигнала и характера изменений его амплитуды в первом нейронном слуховом образовании мозга – кохлеарных ядрах. Особое значение приобрели исследования механизмов временного анализа огибающей и, прежде всего амплитудной модуляции сигнала. Описан эффект подстройки слуховой системы к уровню действующего звука в процессе кратковременной и долговременной адаптации. Обращается внимание на значение внутреннего шума (спонтанной активности) и внешнего шумового воздействия в образовании эффекта стохастического резонанса. Все эти данные потенциально могут быть использованы в технических системах обычного и электронного слухопротезирования, а также в современных системах распознавания речи. Анализируется ряд этих результатов, и даются предварительные рекомендации по их возможному использованию.

За нескольких последних лет был получен ряд важных результатов, касающихся механизмов преобразования информации на периферии слухового анализатора, а также в отдельных, последовательно расположенных ядрах слухового пути. Достигнуто большее понимание активных механизмов спектрального анализа, осуществляемого, главным образом, наружными волосковыми клетками улитки. Подробно проанализированы реакции нейронов слухового нерва животных на разнообразные звуковые сигналы, а также на электрическую стимуляцию улитки. Эти данные, а также результаты модельных работ позволяют не только достичь большего понимания работы слуховых рецепторов, но и открывают возможности усовершенствования систем электродного протезирования слуха у больных с утраченными рецепторными структурами.

#### ЭЛЕКТРОДНОЕ ПРОТЕЗИРОВАНИЕ УЛИТКИ

В течение последних десятилетий электродное протезирование улитки довольно широко стало

внедряться в клиническую практику. Этот метод лечения является единственным, позволяющим вернуть слуховые ощущения людям, слух которых был полностью потерян вследствие атрофии рецепторных клеток улитки. Во многих случаях стимуляция органа слуха через электроды, расположенные в улитке, не только позволяет вернуть слуховые ощущения, но и получить достаточно уверенное распознавание слитной речи. Однако такого результата удается добиться только у некоторых больных, в то время как в других случаях операция может оказаться безрезультатной. Кроме того, даже в удачных случаях динамический диапазон восприятия и его помехоустойчивость остаются незначительными.

Фактически только в последние годы началось подробное систематическое изучение эффектов, возникающих во внутреннем ухе и в центральных отделах слухового анализатора при электрической стимуляции улитки. Большинство исследований работ проведено на лабораторных животных, – прежде всего на кошке [1–3]. Было показано, что спайк в ответ на электрическую стимуляцию мо-

жет возникнуть в нескольких точках по ходу волокна слухового нерва от базилярной мембраны до точки выхода из улитки. Наиболее короткий ответ возникает при прямом раздражении миэлинизированного участка слухового нерва, расположенного даже после тела клетки. Задержка такого ответа относительно электрического стимула составляет менее половины миллисекунды. Естественно, что динамический диапазон такой реакции очень мал – около 1 дБ и возможность передачи информации об изменениях интенсивности сигнала практически отсутствует. С другой стороны частота сигнала, по крайней мере, в низкочастотном диапазоне может хорошо передаваться значением межимпульсного интервала, поскольку дисперсия моментов возникновения импульсов составляет около 10 микросекунд.

При стимуляции улитки сигналами несколько меньшей интенсивности импульс волокна слухового нерва может возникнуть на более периферических участках волокна: в миэлинизированных участках слухового нерва, расположенных перед ее телом или даже в немиелинизированных его участках. Задержка такого ответа составляет около 1 мс, временная дисперсия – около 50 мкс, а динамический диапазон при этом удваивается. Заметим, что при сильной стимуляции ответ в немиелинизованном участке возникать не будет вследствие рефрактерности. Поэтому обычно при повышении интенсивности задержка ответа меняется скачкообразно. При специальном подборе параметров удавалось получить два отдельных пика на постстимульной гистограмме реакции.

Ответы с большими задержками и с большим динамическим диапазоном возникали только у тех животных, у которых могли оставаться жизнеспособные волосковые клетки. Кроме того, как было известно уже давно, в волокнах слухового нерва поврежденной улитки полностью отсутствует спонтанная импульсная активность.

Эти основные результаты следует иметь в виду для понимания возможных ощущений, испытываемых человеком при электрической стимуляции улитки, и основных ограничений этого метода. Отметим, что электрический импульс распространяется по улитке с затуханием, следовательно, в разных ее точках возможно осуществление разных механизмов генерации спайка и, соответственно, появление разных задержек. В результате на следующих этапах слухового пути, где происходит суммация входов от многих волокон, может наблюдаться рассинхронизация ответов. Судя по морфологическим данным, у человека разброс значений задержки возбуждения волокон слухового нерва может быть еще большим вследствие большей длины немиелинизированного участка и отсутствия миелина вокруг клеточной стенки [4, 5]. Рискнем допустить, что именно это

ведет к отсутствию ощущения чистых тонов у пациентов, получающих слуховые ощущения от электрической стимуляции.

Восприятие частоты звука по принципу места при протезировании также оказывается затрудненным вследствие ограничения числа активных электродов. Даже в наиболее совершенных системах имеется не более 20 электродов, не все из которых нормально функционируют. Кроме того, вследствие электропроводности жидкостей улитки даже биполярная стимуляция не является достаточно локальной [6, но см. 7].

И все же основные сложности при воспроизведении нормальной картины возбуждения слухового нерва путем электрической стимуляции определяются чрезвычайно малым динамическим диапазоном каждого отдельного волокна. В принципе это понятно, поскольку генерация спайка является резко нелинейным пороговым процессом. В нормально функционирующей улитке существует целый ряд механизмов, обеспечивающих расширение динамического диапазона. Перечислим некоторые из них: 1. нелинейность активного механо-электро-механического преобразования сигнала наружными волосковыми клетками, 2. добавление в сигнал шумовой составляющей, обуславливающей, в частности, наличие спонтанной активности волокон, 3. рефрактерные свойства волокон слухового нерва, 4. адаптационные процессы в периферических и центральных нейронах слуховой системы.

Рассмотрим каждый из этих механизмов в отдельности. Преобразование сигнала наружными волосковыми клетками обуславливает тот факт, что сами колебания базилярной мембраны уже оказываются существенно нелинейными с выраженным насыщением при высоких уровнях воздействия. Эта особенность позволяет сохранять информацию об изменениях сигнала на высоких уровнях. Отметим, что соответствующие операции, сводящиеся к компрессионной нелинейности, довольно легко осуществляются в большинстве существующих систем предварительной обработки сигнала для целей электронного протезирования [8].

Положительное влияние шумовой составляющей на анализ сигналов нелинейными элементами сравнительно недавно привлекло внимание исследователей [9]. В слуховом нерве этому аспекту обработки информации до последнего времени практически не придавали значения, что определялось, по-видимому, внутренним происхождением шумового сигнала. Однако в некоторых модельных экспериментах подчеркивалось, что именно наличие флуктуаций позволяет сохранять во всей популяции волокон слухового нерва информацию о временных интервалах, существенно меньших, чем время восстановления возбу-

димости волокна после генерации спайка [10]. Последующие модельные эксперименты ясно продемонстрировали роль шумовой составляющей в расширении динамического диапазона реакции нейронов слухового нерва. Кроме того, отметим, что добавление шума должно увеличить дисперсию моментов возникновения спайка при действии электрических сигналов, что позволит более адекватно воспроизводить его форму и, в частности, ослабить влияние обсужденных выше искусственных временных сдвигов, обусловленных дискретностью мест возникновения спайка [11]. В ряде работ прямо обсуждается возможность введения шумовой составляющей в реальные сигналы, предъявляемые пациентам, прошедшим операцию по имплантации внутриулиточных электродов [12, 13]. Возникает, однако, задача обеспечения независимости шумов в разных волокнах слухового нерва. В интактной улитке отсутствие корреляции спонтанной активности даже в соседних волокнах [14] по-видимому, и обуславливает тот факт, что человек не воспринимает спонтанную активность как реальный шумовой сигнал. Обеспечить эту особенность при электрической стимуляции представляется очень сложной задачей. Проблема должна явиться предметом дальнейших исследований.

Известно, что все нейроны обладают свойством рефрактерности, которая в общем виде может быть определена как снижение возбудимости клетки после генерации нервного импульса – спайка. В нейронах спирального ганглия, формирующих слуховой нерв, существует, по меньшей мере, три стадии рефрактерности: абсолютная (длительностью в доли мс), быстрая относительная (с постоянной времени 1–3 мс) и медленная (с постоянной времени в 20–40 мс). Есть основания считать, что последняя стадия рефрактерности обладает свойством накопления, то есть суммации пороговых сдвигов от быстро следующих друг за другом последовательных спайков. Вопрос о влиянии рефрактерных свойств периферических нейронов на кодирование звуковых сигналов анализировался в модельных экспериментах, причем было показано, что даже очень слабая накапливающаяся рефрактерность может определять экспериментально наблюдаемое снижение плотности импульсации ответа волокна слухового нерва на тональные отрезки [15]. За счет рефрактерности может быть увеличен динамический диапазон электрического воздействия, если стимулирующие импульсы предъявляются с высокой частотой [3].

Вопрос о характере изменений рефрактерности при разрушениях синапсов рецепторных клеток и, возможно, периферических отростков нейронов спирального ганглия остается открытым. Существуют данные об усилении рефрактерности после разрушения улитки [3]. Однако это каса-

ется только быстрой рефрактерности. Накапливающаяся рефрактерность, существенная для формирования реакции на сравнительно длительные сигналы, может возникать у синапса между волосковой клеткой и волокном и пропадать при его повреждении.

Вопрос о механизме кратковременной адаптации в волокнах слухового нерва остается открытым. Выбор между гипотезами о роли истощения медиатора в синапсах волосковых клеток [16] и о роли накапливающейся рефрактерности [15] пока не сделан. Однако, судя по экспериментам на лабораторных животных, при электрической стимуляции поврежденной улитки эффект адаптации резко снижен, что также приводит к ухудшению способности нейронной сети анализировать изменения сигнала в широком динамическом диапазоне. При технической реализации механизма адаптации может быть воспроизведен либо простым дифференцирующим устройством, либо в виде элемента накапливающейся рефрактерности, соответствующего одному из блоков модели периферической части слухового анализатора, используемой в роли препроцессора слухового протеза. Представляется вполне вероятным, что наметившийся в последние годы прогресс в понимании функционирования улитки позволит использовать в качестве системы препроцессинга сигналов, предъявляемых на электроды внутриулиточных протезов, адекватную модель всех утраченных элементов системы рецепции и преобразования сигнала во внутреннем ухе человека.

В заключение раздела о перспективах слухового протезирования отметим, что в последнее время появилась надежда на реализацию совершенно новых возможностей в проблеме реабилитации слуховых нарушений. Уже давно было известно о возможности регенерации волосковых клеток в улитке птиц. Успехи в изучении генных факторов онтогенеза и факторов роста нервной ткани [17, 18] позволяют надеяться, что в будущем возникнет возможность обеспечить регенерацию волосковых клеток человека.

#### АНАЛИЗ СИГНАЛА В ЦЕНТРАЛЬНЫХ ОТДЕЛАХ СЛУХОВОЙ СИСТЕМЫ

Оптимистический прогноз в отношении будущего кохлеарной реабилитации определяется еще и тем, что современные данные демонстрируют сохранность нейронных механизмов обработки звуковых сигналов даже после длительного отсутствия слуховых входов в центральную нервную систему и хорошую способность к пластическим изменениям нервной сети при возобновлении функционирования этих входов [19]. Так, показано, что как при острых [20], так и при хронических нарушениях [21] во внутреннем ухе электрическая стимуляция вызывает качествен-

но те же типы ответов нейронов слухового центра среднего мозга, что и акустическая стимуляция. Пороги реакции на звуковые сигналы оказываются неизменными даже при потере до 80–90% внутренних волосковых клеток, что должно соответствовать примерно такому же уменьшению вызванной активности волокон слухового нерва. В процессе регенерации ответы центральных отделов слуховой системы восстанавливаются даже раньше периферических [22].

В этой связи мы кратко остановимся на общих принципах преобразования сигналов нейронами центральных отделов слуховой системы. Прежде всего, отметим, что в настоящее время складывается мнение о том, что общие принципы преобразования сигнала в прямом слуховом пути, по крайней мере, до уровня среднего мозга, в значительной степени универсальны для разных животных. Представление об узкой специализации слуха низших позвоночных на восприятие, например, только коммуникационных звуков или только сигналов опасности оказались преувеличенными. Становится ясно, что основная функция слуховой системы любого позвоночного, от рыб до человека состоит в восприятии и анализе всего звукового окружения, что, по-видимому, требуется для ориентации в окружающем пространстве [23, 24]. Восприятие же специализированных звуков, по-видимому, осуществляется в специализированных ядрах, расположенных обычно вблизи прямого слухового пути [25, 26]. В частности, совсем недавно в коре человека была обнаружена зона, отдельная от первичной слуховой зоны и специфически возбуждаемая при предъявлении звуков речи [27].

Общий анализ звукового окружения осуществляется на основе информации, которая поступает в мозг из слухового нерва, все волокна которого заканчиваются в кохлеарных ядрах. Здесь сигнал обрабатывается несколькими отдельными подсистемами. Нейроны одной из них сохраняют и даже подчеркивают временные особенности сигнала. Соответствующие клетки сохраняются и на следующем уровне слуховой системы – в верхних оливах, где, в частности, осуществляется тонкий анализ задержек прихода сигналов на два уха, что является одним из основных признаков, позволяющих осуществлять локализацию источника звука.

Другая подсистема осуществляет кодирование изменений интенсивности звука в каждом из частотных каналов. При этом же в кохлеарных ядрах эффективность кодирования этих изменений в широком динамическом диапазоне существенно повышается по сравнению с волокнами слухового нерва. Происходит это за счет суммации возбуждения от многих волокон слухового нерва с близкими частотами настройки. На эти же нейроны

поступает задержанные тормозные входы от несколько более широкой области на базилярной мембране. При этом даже малое увеличение амплитуды интенсивного сигнала может вызвать генерацию импульса на выходе нейрона, поскольку тормозной вход поступает с некоторой задержкой относительно возбуждающего [24].

При этом способность нейронов к воспроизведению малых изменений амплитуды сравнительно громких сигналов постепенно повышается при непрерывном действии этого сигнала. Можно допустить, что механизм такой подстройки связан с постепенным усилением относительного вклада тормозных входов. В результате суммарный уровень входного синаптического воздействия оказывается близок к порогу генерации импульса, так что даже незначительное повышение уровня вызывает синхронную реакцию клетки. Этот процесс, который, по-видимому, является универсальным для слуховой системы различных животных, последовательно воспроизводится и на следующих уровнях слуховой системы, по крайней мере, до уровня среднего мозга. При кодировании сравнительно медленных изменений уровня сигнала (до частот модуляции – 50–100 Гц) этот эффект значительно усиливается [28] на уровне среднего мозга и проявляется весьма ярко уже в течение первой секунды действия стимула [29].

Таким образом, одной из основных универсальных операций по кодированию сигнала в нервной системе является анализ изменений его амплитуды набором резко нелинейных пороговых элементов, адаптивно подстраивающих порог генерации импульса к уровню воздействующего сигнала. Каким, конкретно, образом осуществляется эта подстройка пока неизвестно. Однако интересные возможности открылись в последние годы в связи с открытием активных процессов воздействия импульсной активности клетки на эффективность синаптических входов. Согласно этим данным эффективность синапса повышается, если сразу за его входом следует спайк клетки и уменьшается, если входной сигнал возникает сразу после импульса клетки [30]. Поскольку этот процесс проходит с некоторым превышением веса тормозных входов над возбуждающими, результатом должна явиться постепенная подстройка входного воздействия к порогу генерации импульса исследуемым нейроном.

Интересная ситуация возникает в тех случаях, когда в результате адаптивной подстройки порог генерации импульса оказывается выше даже максимального значения амплитуды сигнала. В этом случае в нейроне возникают условия для реализации эффекта стохастического резонанса. Нейрон не отвечает на слабые синусоидальные изменения амплитуды сигнала. Если же к синусоидальной модулирующей функции добавляется слу-

чайная шумовая составляющая, возникает длительный и вполне активный ответ, который прекрасно синхронизован со слабой периодической составляющей модуляции (Бибиков, подготовлено к печати). К настоящему времени эффект стохастического резонанса в интактной слуховой системе наиболее четко наблюдался именно при кодировании слабых периодических изменений амплитуды интенсивных сигналов в адаптированном режиме нейронами высоких уровней слуховой системы. На периферии слуховой системы соответствующий эффект может быть отмечен только при создании искусственных условий на уровнях, близких к порогу обнаружения [31, 32]. Это вполне естественно, поскольку в интактном слуховом нерве шум фактически уже присутствует, проявляясь, в частности, в виде спонтанной активности.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, проект № 02-04-48236.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Shepherd R.K., Javel E.* Electrical stimulation of the auditory nerve. I. Correlation of physiological responses with cochlear status // *Hear. Res.* 1997. V. 108. P. 112–144.
2. *Shepherd R.K., Javel E.* Electrical stimulation of the auditory nerve. II. Effect of stimulus waveshape on single fibre response properties. *Hear. Res.* 1999. V. 130. P. 171–188.
3. *Javel E., Shepherd R.K.* Electrical stimulation of the auditory nerve: III. Response initiation sites and temporal fine structure // *Hear. Res.* 2000. V. 140. P. 45–76.
4. *Colombo J., Parkins C.W.* A model of electrical excitation of the mammalian auditory-nerve neuron // *Hear. Res.* 1987. V. 31. P. 287–312.
5. *Lai W.K., Dillier N.* A simple two-component model of the electrically evoked compound action potential in the human cochlea // *Audiol. Neuro-Otol.* 2000. V. 5. P. 333–338.
6. *Kral A., Hartmann R., Mortazavi D., Klinke R.* Spatial resolution of cochlear implants: the electrical field and excitation of auditory afferents // *Hear. Res.* 1998. V. 121. P. 11–28.
7. *Morse R.P., Meyer G.F., Evans E.F.* Exploitation of current spread to obtain independent stimulation of cochlear nerve fibres by a cochlear implant // *Br. J. Audiol.* 1998. V. 32. P. 111–112.
8. *Parkin J.L., Randolph L.J., Parkin B.D.* Multichannel (Ineraid) cochlear implant update // *Laryngoscope.* 1993. V. 103. P. 835–840.
9. *Douglass J., Wilkens K., Pantazelou E., Moss F.* Noise enhancement of information transfer in crayfish mechano-receptors by stochastic resonance // *Nature.* 1993. V. 365. P. 337–340.
10. *Bibikov N.G., Dubrovsky N.A., Ivanitsky G.A., Rimskaya-Korsakova L.K., Telepnev V.N.* A model for filtering and analog-to-pulse conversion on the periphery of auditory pathway // In: Proceedings XI-th International Congress of Phonetic Sciences, Tallinn, 1987. V. 3. P. 67–70.
11. *Rubinstein J.T., Wilson B.S., Finley C.C., Abbas P.J.* Pseudospontaneous activity: stochastic independence of auditory nerve fibers with electrical stimulation // *Hear. Res.* 1999. V. 127. P. 108–118.
12. *Morse R., Edward F., Evans E.F.* Additive noise can enhance temporal coding in a computational model of analogue cochlear implant stimulation // *Hear. Res.* 1999. V. 133. P. 107–119.
13. *Matsuoka A.J., Abbas P.J., Rubinstein J.T., Miller C.A.* The neuronal response to electrical constant-amplitude pulse train stimulation: additive Gaussian noise // *Hear. Res.* 2000. V. 149. P. 129–137.
14. *Johnson D.H., Kiang N.Y.* Analysis of discharges recorded simultaneously from pairs of auditory nerve fibers // *Biophysical Journ.* 1976 V. 16. P. 719–734.
15. *Бибиков Н.Г., Иванецкий Г.А.* Моделирование спонтанной импульсации и кратковременной адаптации в волокнах слухового нерва // *Биофизика.* 1985. Т. 30. С. 141–144.
16. *Smith R.L., Brachman M.L.* Adaptation in auditory-nerve fibers: A revised model // *Biol. Cybernet.* V. 44. P. 107–120.
17. *D'Aldin C., Ruel J., Ladrech S., Pujol R., Puel J.L.* Implication of NMDA type glutamate receptors in neural regeneration and neofunction of synapses after excitotoxic injury in the guinea pig cochlea // *Int J. Dev. Neurosci.* 1997. V. 15. P. 619–629.
18. *Zine M., Nyffeler J., de Ribaupierre F.* Spatial expression patterns of epidermal growth factor receptor gene transcripts in the postnatal mammalian cochlea. *Hear. Res.* 2000. V. 141. P. 19–27.
19. *Weinberger N.M., Diamond D.M.* Physiological plasticity of single neurons in auditory cortex.: Rapid induction by learning // *Progress in Neurobiology.* 1987. V. 29. P. 1–55.
20. *Бибиков Н.Г., Костерин С.В., Тихомиров Л.И.* Реакция нейронов полукружного торууса озерной лягушки на электрическую стимуляцию внутреннего уха // *Физиол. журн. СССР.* 1989. Т. 75. С. 868–870.
21. *Shepherd R.K., Baxi J.H., Hardie N.A.* Response of inferior colliculus neurons to electrical stimulation of the auditory nerve in neonatally deafened cats // *J. Neurophysiol.* 1999. V. 82. P. 1363–1380.
22. *Zheng Y., McFadden S.L., Henderson D.* Faster recovery in central than in peripheral auditory system following a reversible cochlear deafferentation // *Neuroscience.* 1998. V. 85. P. 579–586.
23. *Bregman A.S.* Auditory scene analysis: the perceptual organization of sound. Cambridge MIT-Press, 1990.
24. *Bibikov N.G.* Some principles of the auditory preprocessing // in "Neuroinformatic & Neurocomputers" IEEE Neural Network Council. 1992. V. 1. P. 1–12.
25. *Бибиков Н.Г.* Развитие идей Г.В. Гершуни о временных механизмах слуха // *Журн. эвол. биох. физиол.* 1990. М. 26. С. 817–825.
26. *Suga N.* Multi-function theory for cortical processing of auditory information: implication of single-unit and lesion data for future research. 1994. *J. Comp. Physiol. A.* V. 174. P. 135–144.

27. *Belin P., Ztorre R.J., Lafaille P., Ahad P., Pice B.* Voice-selective areas in human auditory cortex // *Nature*. 2000. V. 403. P. 309–312.
28. *Bibikov N.G., Grubnik O.N.* Responses to intensity increments and decrements in different types of midbrain auditory units of the frog // in: "Acoustical signal processing in the central auditory system". New York: Plenum Press, 1997. P. 271–277.
29. *Bibikov N.G., Nizamov S.V.* Temporal coding of low-frequency amplitude modulation in the torus semicircularis of the grassfrog // *Hear. Res.* 1996. V. 101. P. 23–44.
30. *Segal M.* Rapid plasticity of dendritic spine: hints to possible functions // *Progress in Neurobiology*. 2001. V. 63. P. 61–70.
31. *Henry K.R., Lewis R.* Cochlear nerve acoustic envelope response detection is improved by the addition of random-phased tonal stimuli // *Hear. Res.* 2001. V. 155. P. 91–102.
32. *Henry K.R.* Noise improves transfer of near-threshold, phase-locked activity of the cochlear nerve: evidence for stochastic resonance? // *J. Comp. Physiol. [A]* 1999. V. 184. P. 577–584.

## The Role of Studying the Neural Mechanisms in Designing Hearing Implants and in Speech Discrimination

N. G. Bibikov

*Andreev Acoustics Institute, Russian Academy of Sciences, ul. Shvernika 4, Moscow, 117036 Russia  
e-mail: bibikov@akin.ru*

**Abstract**—Data on the auditory nerve response to an electric stimulation of the cochlea are presented. Mechanisms of analyzing the temporal fine structure and the amplitude variation of the signal in the cochlear nuclei are described. The studies of the mechanisms underlying the temporal analysis of the envelope and, primarily, of the signal amplitude modulation are of particular importance. The tuning of the auditory system to the level of incident sound in the process of the short-term and long-term adaptation is described. Special attention is paid to the levels of internal noise (spontaneous activity) and external noise in the formation of the stochastic resonance. All these data can be used in designing conventional and electronic hearing implants, as well as in advanced systems of speech discrimination. A number of these results are analyzed, and recommendations for their possible application are given.