

УДК: 534.78::616.28-76

ИСТОРИЯ РАЗРАБОТКИ СТРАТЕГИЙ СТИМУЛЯЦИИ СИСТЕМ КОХЛЕАРНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ

Коротков А.С., лаборант Московского физико-технического института (МФТИ), лаборатория медицинского приборостроения; e-mail: Korotkov.AS@phystech.edu;

Глуховский Е.М., младший научный сотрудник МФТИ, лаборатория медицинского приборостроения; e-mail: glukh.ak@tyrambler.ru;

Егоров А.И., кандидат физико-математических наук, заведующий лабораторией медицинского приборостроения МФТИ; e-mail: egorov_aleksei.i@mipt.ru.

HISTORY OF THE DEVELOPMENT OF COCHLEAR IMPLANTATION SYSTEMS STIMULATION STRATEGIES

Korotkov A.S., Glukhovskiy E.M., Egorov A.I.

Modern medicine is aimed both at preserving the patient's life and to maintaining and improving his quality of life. Hearing impairment is not a new problem, but it is relevant and significant today. Integration of people with hearing impairments into today's dynamic society is a difficult task without restoring lost sensory function. The presented review focuses on pacing strategies in a cochlear implant system. Authors have considered strategies that reproduce the original spectrum through fixed and virtual channels. The history of the cochlear implantation development and the stages of development of stimulation strategies in cochlear implantation systems were studied, the principles of operation of the main stimulating strategies used in modern implants were studied. The authors have identified promising directions for the development of new strategies and considered the problems currently faced by researchers of cochlear implants. This article describes both strategies that have found application in the implant market and fundamentally new but have not used yet. The basic principles of improving the accuracy of the sound spectrum and, as a consequence, the key directions in the development of new stimulation strategies are explained by the authors. And the results of clinical studies are presented in the manuscript.

Key words: cochlear implantation, stimulation strategies, virtual channels, future developments.

Ключевые слова: кохлеарная имплантация, стратегии стимуляции, виртуальные каналы, будущие разработки.

Введение

Человеческий орган слуха состоит из внешнего, среднего и внутреннего уха. Барабанная перепонка переносит звуковые колебания через среднее ухо во внутреннее, где вибрации, распределяемые по длине базилярной мембраны, посредством Кортеевого органа передаются на слуховые нервы. Повреждение волосковых клеток ведет к деградации прилегающих слуховых нейронов и, как следствие, к нарушению слуха. Повреждение или отсутствие достаточного количества сенсорных рецепторов и нейронов ведет к развитию нейросенсорной тугоухости [1].

Единственным способом частично или полностью восстановить слух является метод кохлеарной имплантации. Наружная часть имплантата состоит из микрофона, речевого процессора и передатчика, внутренняя часть представляет собой массив из 22 электродов, внедрённый в улитку, и приёмник, крепящийся к кости под кожей (рис. 1) [2]. Микрофон принимает звук, речевой процессор конвертирует его в электрические сигналы в соответствии со стратегией стимуляции. Последовательность активации электродов определяется электрическими сигналами, которые преобразуются в электрические импульсы и отправляются в электроды с помощью передатчика.

Современная медицина направлена не только на сохранение жизни пациента, но и на сохранение и улучшение качества его жизни. Нарушение слуха – проблема не новая, но актуальна и значима и в наши дни. Интеграция людей с нарушениями слуха в современное динамическое общество – задача сложная без восстановления утраченной сенсорной функции. Данный литературный обзор посвящен стратегиям стимуляции в системе кохлеарного имплантата. Авторами рассмотрены стратегии, воспроизводящие исходный спектр по фиксированным и виртуальным каналам. Была изучена история развития кохлеарной имплантации и этапы разработки стратегий стимуляции в системах кохлеарной имплантации, изучены принципы работы основных стимулирующих стратегий, применяемых в современных имплантатах. Авторами определены перспективные направления разработки новых стратегий и рассмотрены проблемы, с которыми в настоящее время сталкиваются исследователи кохлеарных имплантов. Данная статья описывает как стратегии, нашедшие применение на рынке имплантатов, так и принципиально новые, пока не используемые. Объяснены основные принципы улучшения точности звукового спектра и, как следствие, ключевые направления в разработке новых стратегий стимуляции. Приведены результаты клинических исследований.

Постановка задачи

Современные кохлеарные импланты постоянно улучшаются, но пользователи всё ещё имеют трудности с прослушиванием музыки, коммуникацией в шумной обстановке. Одна из причин этой проблемы – недостаточное спектральное разрешение имплантатов. В системе кохлеарного имплантата стратегия стимуляции играет чрезвычайно важную роль в формировании зву-

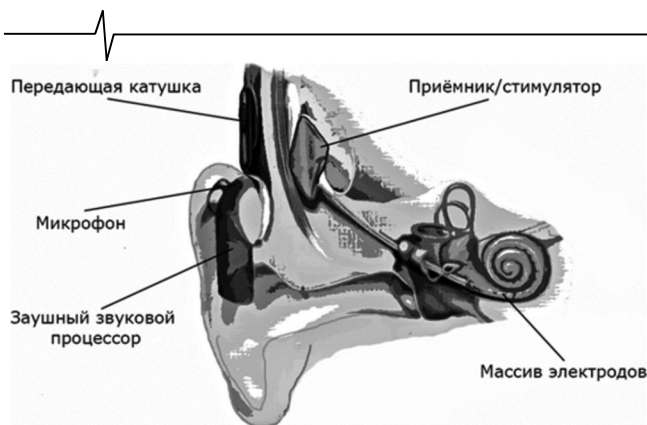


Рис. 1. Устройство системы кохлеарного имплантата

ка, который будет восприниматься пользователем. Её предназначение заключается в преобразовании звуков в электрические импульсы, определяющие последовательность активизации электродов в каждом цикле. Полная стимулирующая стратегия должна учитывать следующие аспекты: число каналов, выбранных для воспроизведения оригинального спектра; число электродов, активированных для генерации каждого канала; число тактовых циклов, необходимых для стимуляции выбранных каналов и последовательной активации электродов.

Была поставлена задача анализа истории разработки стратегий стимуляции систем кохлеарной имплантации путём обзора научной литературы для лучшего понимания данной непростой отрасли знаний.

Результаты исследования

Первые разработки. Первые попытки реабилитации слуха были предприняты Djourno и Eyries в Париже в конце 1950-х годов. Тестирование их пионерского имплантата выявило успешное восприятие электрических стимулов, генерируемых микрофоном. Пациент мог различать звуки разной интенсивности, но распознавание частот было очень слабым и отсутствовало, начиная примерно с 1000 Гц. Несмотря на то, что некоторые слова из небольших наборов (например, с тремя слогами) пациент мог идентифицировать, он не мог понять любую произвольную речь, а также не мог различить говорящих [3]. В 1961 году в Лос-Анджелесе была проведена первая имплантация кохлеарных имплантов, состоящих из одного провода с набором из пяти электродов. Был разработан хирургический подход, позволяющий вводить электроды в барабанную полость через разрез в мембране круглого окна. В результате пациенты имели некоторые базовые сложности с восприятием, но могли идентифицировать слова из небольшого набора. Однако, вследствие недостаточной биосовместимости электродов возникали осложнения, требовавшие удаления электродов и ограниченного долгосрочного тестирования [4-6].

В 1963 году Zöllner и Keidel сформулировали основные принципы внутрикохлерной многоканальной стимуляции с использованием до 20 электродных контактов в барабанной лестнице для моделирования томотопии со стимулами различных модальностей [7]. Впрочем, несмотря на инновационность и большой потенциал, исследование осталось практически без внимания [8]. Из-

начально имплантируемая катушка предназначалась для стимуляции седалищного нерва, и она была чрескожной, а не подкожной. Было установлено, что оптимальной для сокращения мышц является частота 400-500 Гц, после чего для стимуляции был использован собственный голос в качестве аналогового стимулирующего сигнала. Это явилось основанием для возникновения идеи о стимулировании слухового нерва для восстановления слуха [9]. Впоследствии чрескожная передача с использованием катушек индуктивности, стабилизируемых магнитами, заменила подкожную соединительную систему.

В 1969 году Graham Clark из Мельбурнского Университета продемонстрировал ограниченные возможности одноканального имплантата и занялся разработкой многоканальных систем кохлеарной имплантации, что позволило создать первые доступные кохлеарные импланты Nucleus Cochlear Corporation и Clarion Advanced Bionics [10-12]. Первому пациенту была имплантирована многоканальная система кохлеарной имплантации в 1978 году, а уже через три года пользователи подобных систем понимали речь без считывания с губ [13]. Вместе с этим пришло осознание того, что эффективный частотный ответ электрода возможен только в случае пространственного распределения стимулов. Возникло понятие *томотопии*. Плюс ко всему, было продемонстрировано, что одновременная стимуляция всех электродов приводит к их взаимодействию, вызывающему нежелательные эффекты. Для минимизации этих эффектов было предложено использование смещенного неодновременного паттерна стимуляции. Так применение скоростей стимуляции выше 1 кГц обеспечивало улучшение разборчивости речи. Данная концепция была запатентована как стратегия CIS [14-15].

Стратегия Continuous Interleaved Sampling (CIS).

Стратегия CIS на сегодняшний день используется всеми основными производителями имплантатов. Типичным прибором, работающим с применением данной стратегии, является модель Advanced Bionics (рис. 2). Его внутренняя часть содержит 16 электродов. Фрагмент звука проходит через 16 полосовых фильтров. Для каждого канала строится огибающая (путем последовательного двухполупериодного выпрямления и фильтрации нижних частот): все 16 полос одна за другой стимулируются. Цепь сбалансированных двухфазных импульсов, модулированных полученной огибающей, подается на электроды в неперекрывающейся последовательности с постоянной скоростью. Скорость стимуляции относительно высока, что позволяет устранить перекрытие стимулов различных каналов. Исходный спектр воспроизводится при помощи фиксированных каналов, и все электроды включаются в predetermined последовательности в течение 16 тактов [16].

Помимо оригинальной CIS существует так называемая CIS Enhances (CISE), предложенная Loizou и Liu. Она улучшает распознавание речи, усиливая контраст между выходными амплитудами стратегии CIS. Этот метод основан на наблюдении за тем, как шум снижает динамический диапазон в выходных каналах, уменьшая спектральное отношение «пик-долина», но сохраняя их местоположение.

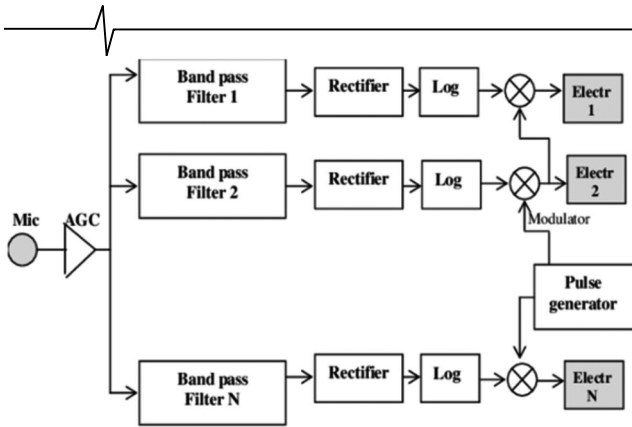


Рис. 2. Принцип стратегии стимуляции CIS

Ещё одно улучшение системы CIS, в которое добавлен блок шумоподавления, было реализовано с помощью нейронной сети с задержкой по времени (TDNN). Этот тип нейронной сети способен к моделированию динамики речи [17]. Таким образом, новая стратегия, получившая название *CIS filtered (CISF)* (рис. 3), обеспечило динамическую фильтрацию выходных амплитуд стратегии CIS.

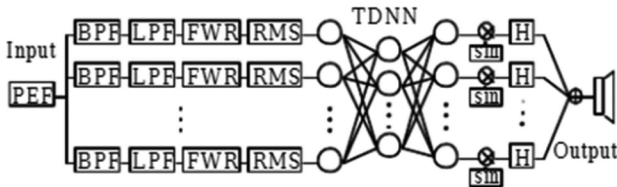


Рис. 3. Принцип стратегии стимуляции CISF

Стратегия Advanced Combinational Encoder (ACE) и Spectral Peak Coding (SPEAK). В 1999 году появились исследования, демонстрировавшие новую эффективную стратегию стимуляции - Advanced Combinational Encoder (ACE). Основное её отличие состояло в том, что ACE запускается с более высокими скоростями стимуляции, улучшая варианты для конкретной оптимизации временного представления звуков. ACE способна стимулировать большее количество электродных участков с максимальной частотой стимуляции 14 400 Гц, что позволило улучшить восприятие пользователями речи в тишине и в шумной обстановке [19]. Данная стратегия используется в имплантатах Nucleus и базируется на так называемом принципе «N из M». Система включает 22 электрода, которые активируются для генерации 22 фиксированных каналов. Сигнал обрабатывается в 22 полосах частот каждого фрагмента записанного звука. После построения огибающей стимулируются лишь несколько (обычно 8-10) частотных полос с наибольшими амплитудами. Таким образом, в ACE каждый канал генерируется одним электродом, но, в отличие от стратегии CIS, оригинальный спектр воспроизводится 8-10 фиксированными каналами (рис. 4).

Стратегия SPEAK. Одновременно со стратегией ACE исследовалась схожая ей стратегия SPEAK. Основное различие между этими двумя стратегиями заключается в том, что в ACE используется более высокая частота стимуляции (порядка 900-1500 Гц на канал), а стратегия SPEAK предусматривает частоту стимуляции 250 Гц на канал [20]. Тестирования этой стратегии

(в сравнении с ACE и CIS) показали, что качество восприятия звука всех трёх стратегий сопоставимо. Тем не менее, подавляющее большинство испытуемых при выборе между стратегиями SPEAK и ACE отдали своё предпочтение последней [21-23].

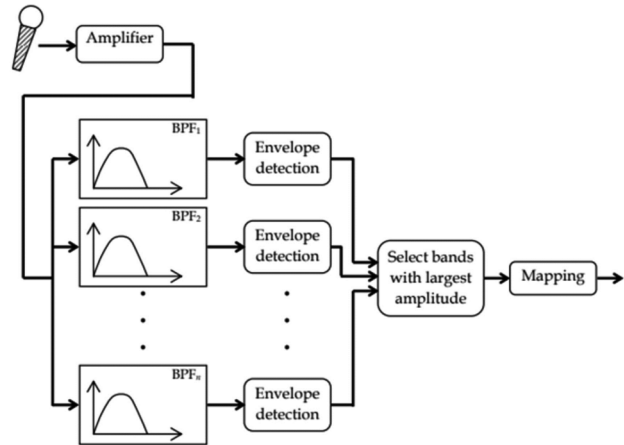


Рис. 4. Принцип стратегии стимуляции ACE

Стратегии стимуляции, использующие виртуальные каналы. Стратегии ACE и CIS используют фиксированные каналы для воспроизведения спектра исходного звука. Однако известно, что количество слуховых нервных волокон у человека превышает 30 тысяч, а имплантаты, ввиду ограничений разработки, имеют 16-22 электродов для стимуляции выборочных каналов. Таким образом, они охватывают далеко не все нервные волокна, что приводит к падению разрешения конечного спектра, соответственно, информация, получаемая пользователем, сильно ограничена. С 2000-ых годов набрал обороты иной метод восстановления слуха, с использованием *виртуальных каналов* [25]. Принцип работы таких стратегий следующий: при надлежащей стимуляции соседних электродов между ними создаются промежуточные (виртуальные) каналы. Вследствие этого не только увеличивается область стимуляции, но и растёт качество воспроизведения исходного спектра. Следовательно, методы виртуальных каналов в имплантатах получили приоритетность.

Стратегия HiRes120. Для применения метода виртуальных каналов, необходимо наличие индивидуально источника питания для каждого электрода, что позволяет току одновременно идти на несколько электродов. Теоретически, при тонком контроле отношения значений тока на соседних электродах, стимуляция фокусируется в определенной промежуточной точке. Так осуществляется создание виртуальных каналов в HiRes120 (рис. 5) первой коммерческой стратегии в имплантатах Advanced Bionics (2004 г.) [25].

Внутренняя их часть содержит 16 электродов и, соответственно, 15 промежутков. Фрагмент звука пропускается через 15 полосных фильтров. Далее для каждой полосы ищется максимум спектра путем быстрого преобразования Фурье, строится гильбертова огибающая, и нелинейно сжатый сигнал подается на виртуальный канал, положение которого определяется пиком спектра. В итоге спектр воспроизводится 15 каналами, каждый из которых определяется парой электродов. Доставка ка-

налов осуществляется в течение 15 последовательных тактовых циклов.

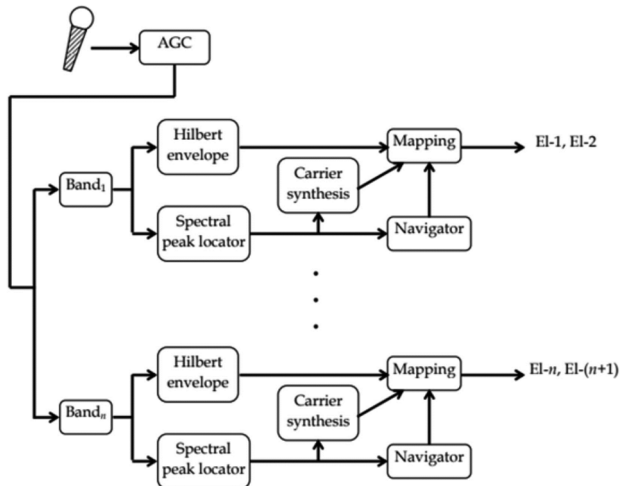


Рис. 5. Принцип стратегии стимуляции с виртуальными каналами HiRes120

Неудивительно, что помимо разработки новых стратегий предпринимались попытки перенести уже существующие с фиксированных каналов на виртуальные. Наибольшее внимание получила статья 2008 года, в которой была продемонстрирована ACE на промежуточных каналах [26]. Было показано, что такая система требует серьезных доработок и даже изменений исходного алгоритма. Как следствие, развития эта история не получила.

Гибридная стратегия. Пользователи систем кохlearной имплантации с устройствами стратегии HiRes120 обычно имеют более высокую производительность слуха по сравнению с пользователями устройств с CIS [27], что указывает на действенное улучшение восприятия у пользователей систем кохlearной имплантации с использованием метода виртуальных каналов. Но стратегия HiRes120 регулирует только соотношение уровней тока двух соседних элек-

тродов, то спектральное разрешение, несмотря на название, на самом деле недостаточно высокое из-за широты области стимуляции непосредственных каналов. Это означает, что при генерации каналов возбуждается большое количество слуховых нервных волокон, что увеличивает сложность пользователей систем кохlearной имплантации различать разные каналы и ограничивает общее количество сгенерированных каналов.

В стратегии HiRes120 между двумя электродами может сгенерироваться только семь виртуальных каналов. Если для управления током используется больше смежных электродов, это сужает область стимуляции, сосредотачивая стимул на возбуждении определенных слуховых нервных волокон. В 2009 году была продемонстрирована схема FECSS - метод управления током, разработанный для синхронного управления четырьмя соседними электродами по аналогии с двухэлектродной токовой схемой управления (TECSS) (рис. 6) [28].

Несмотря на то, что FECSS обладает потенциалом для достижения лучшего качества слуха для пользователей кохlearных имплантов, он в первую очередь является алгоритмом для управления распределением электрического тока в пространстве и не учитывает последовательность активации электродов. Кроме того, все существующие коммерческие стратегии стимулирования очень жесткие, поскольку число электродов, используемых для генерации канала, и количество каналов, доставляемых в каждом тактовом цикле, являются фиксированными. Это затрудняет точное воспроизведение исходного звукового спектра. В 2012 году была предложена гибкая гибридная стимулирующая стратегия, использующая комбинацию TECSS и FECSS для воспроизведения исходного звукового спектра [29]. Весь спектр доставляется в течение восьми-пятнадцати тактовых циклов, в каждом из которых обрабатывается несколько спектральных пиков. Звуковой сигнал делится на m полосовых фильтров. После взятия огибающей для каждой полосы частот, при помощи быстрого преобразо-

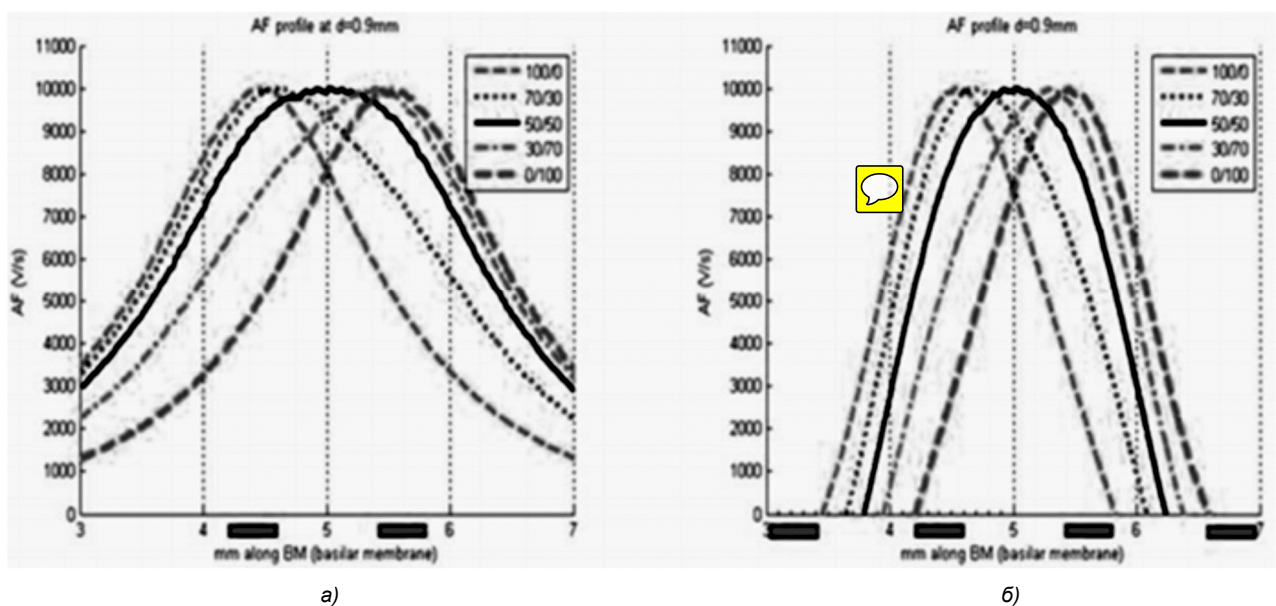


Рис. 6. а – Виртуальные каналы, сгенерированные методом TECSS;
б – Виртуальные каналы, сгенерированные методом FECSS

вания Фурье получают n ($n \geq m$) спектральных пиков. Сочетание TECSS и FECSS используется для дублирования этих n спектральных пиков в течение k тактовых циклов. Каждый выбранный спектральный пик генерируется двумя или четырьмя смежными электродами, и его генерация происходит в течение 8-15 тактов, не вызывая временных и пространственных перекрытий. Стоит обратить внимание, что не все n спектральных пиков будут выбраны одновременно. Числа m , n и k варьируются, вследствие чего стратегия носит название *гибкой*.

Современные экспериментальные разработки.

При разработке новой стратегии стимуляции непрактично применять её непосредственно к речевому процессору. Исследователи на первых этапах создают модели акустических кохлеарных имплантатов – вокодеры - для тестирования звуков, воспринимаемых пользователями систем кохлеарной имплантации, людьми с нормальным слухом: в одном из экспериментов предлагалось прослушать предложения на китайском языке и распознать в них последнее слово.

Всего в исследовании принимало участие 25 человек (возраст 25-30 лет). При отношении сигнал/шум – 5 дБ (шумная обстановка) пользователи с Hybrid и HiRes120 восприняли 40-50 % слов верно, а с CIS - менее 20 %. При отношении сигнал / шум порядка 0 дБ у группы с Hybrid наблюдалось 80-85 % верного распознавания, с HiRes120 – 70-85 %, а с CIS – менее 50 %. При отношении сигнал / шум 5дБ (тихая обстановка), у пользователей Hybrid и HiRes120 уровень верного распознавания составил более 85 %, у CIS – более 50 %. Дальнейший анализ показал, что существенное различие между Hybrid и HiRes120 наблюдается лишь при отношении сигнал/шум 5 дБ, далее оно размывается. Различие между Hybrid и CIS же наблюдается всегда. Анализ результатов гибридной стратегии с психоакустической моделью и без неё показал, что процент верного распознавания слов практически одинаковый [25].

Заключение

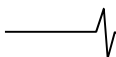
Наиболее инновационной на сегодняшний день является гибридная стимулирующая стратегия, способная гибко активировать электроды, повышая точность воспроизведения спектра. Гибридная стратегия стимуляции имеет более высокую восприимчивость звуков, по сравнению с другими существующими на рынке. Тщательное изучение и улучшение принципов, заложенных в современные стимулирующие стратегии, позволит достичь новых высот в сфере разработки систем кохлеарной имплантации.

Благодарности

Данная статья подготовлена при проведении НИОКР по теме «Разработка технологии изготовления и постановка на производство импортозаменяющей многофункциональной системы кохлеарной имплантации для реабилитации пациентов с сенсоневральной тугоухостью» в МФТИ. НИОКР проводятся при финансовой поддержке Министерством наук и высшего образования Российской Федерации.

Литература

1. Yost W.A. Fundamentals of Hearing: An Introduction (5th Ed.), San Diego: Elsevier Academic Press, 2000. ISBN 9780123704733.
2. Gwon T.M. A Polymer Cochlear Electrode Array: Atraumatic Deep Insertion, Tripolar Stimulation, and Long-Term Reliability. 1-st Ed. Springer, 2018. 87 p. doi: <https://doi.org/10.1007/978-981-13-0472-9>.
3. Djourno A., Eyries C. Auditory prosthesis by means of a distant electrical stimulation of the sensory nerve with the use of an indwelt coiling // Presse Med. 1957. Vol. 65(63). 1417 p.
4. House W.F., Urban J. Long term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea of man // Ann Otol Rhinol Laryngol. 1973. Vol. 85. – 504 p.
5. House W.F. Cochlear Implants // Ann Otol Rhino Laryngol. 1976. Vol. 85. Suppl. 27. P. 1-93.
6. Doyle J., Doyle D., House W. Electrical stimulation of eight nerve deafness // Bulletin of the Los Angeles Neurological Society. 1963. Vol. 28. Pp. 148-150.
7. Zöllner F., Keidel W.D. Gehörvermittlung durch elektrische Erregung des Nervus acusticus [Transmission of hearing by electrical stimulation of the acoustic nerve] // Arch Ohren Nasen Kehlkopfheilkd. 1963. Vol. 181. Pp. 216-223. doi: 10.1007/BF02103758.
8. Clark G.M., Hallworth R.J., Zdanis K. A cochlear implant electrode // Journal of Laryngology and Otology. 1975. Vol. 89. Pp. 787-792.
9. Clark G.M., Tong Y.C., Martin L.F. A multiple - channel cochlear implant: an evaluation using open-set CID sentences // Laryngoscope. 1981. Vol. 91. Pp. 628-634.
10. Kiang N.Y.S., Moxon E.C. Physiological considerations in artificial stimulation of the inner ear. Annals of Otology // Rhinology and Laryngology. 1972. Vol. 81. Pp. 714-730.
11. Lawrence M., Johnsson L.G. The role of the organ of Corti in auditory nerve stimulation. Annals of Otology // Rhinology and Laryngology. 1973. Vol. 82. Pp. 464-472.
12. Merzenich M.M., White M.W., Leake P.A., Schindler R.A., Michelson R.P. Further progress in the development of multichannel cochlear implants // Transactions. Section of Otolaryngology. American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology. 1977. Vol. 84 (2). Pp. 181-182.
13. Schuknecht H.F. Lesions of organ of Corti // Transactions American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology. 1953. Vol. 57. Pp. 366-383.
14. Simmons F.B., Epley J.M., Lummis R.C., Guttman N., Frishkopf R.S., Harmon L.D., Zwicker E. Auditory nerve: electrical stimulation in man // Science. 1965. Vol. 148. Pp. 104-106.
15. Boyle P.J. Electrical Stimulation of the Auditory System. The Human Auditory System - Basic Features and Updates on Audiological Diagnosis and Therapy. IntechOpen. 2019. doi:10.5772/intechopen.
16. Bouafif L., Performances Study of a New Speech Coding Strategy with Reduced Channels for Cochlear Implants // The Open Signal Processing Journal. 2009. Vol. 29. Pp. 29-39. doi: 10.2174/1876825300902010029.
17. Loizou P., Liu X. Improving vowel recognition in noise using the CIS strategy. 29th Annual Neural Prosthesis. Workshop. NIH: Bethesda, MD, USA, 1998.



18. Waibel A., Hanazawa T., Hinton G., Shikano K., Lang K., Phoneme recognition using time-delay neural networks // *IEEE Transaction on Acoustic, Speech and Signal Processing*. 1989. Vol. 37(3). Pp. 328-338.
19. Kiefer J., Hohl S., Sturzebecher E., Pfennigdorff T., Gstoettner W. Comparison of Speech Recognition with Different Speech Coding Strategies (SPEAK, CIS, and ACE) and Their Relationship to Telemetric Measures of Compound Action Potentials in the Nucleus CI 24M Cochlear Implant System: Comparación del reconocimiento del lenguaje utilizando diferentes estrategias (SPEAK, CIS y ACE) y su relación con mediciones telemétricas de potenciales de acción compuestos, con el sistema de implante coclear nucleus CI24M // *Audiology*. 2001. Vol. 40 (1). Pp. 32-42.
20. Swanson B.A. Pitch Perception with Cochlear Implants. PhD thesis. Otolaryngology Eye and Ear Hospital: The University of Melbourne. 2008. URI: <http://hdl.handle.net/11343/39587>.
21. Psarros C.E., Plant K.L., Lee K., Decker J.A., Whitford L.A., Cowan R.S. Conversion from the SPEAK to the ACE strategy in children using the nucleus 24 cochlear implant system: speech perception and speech production outcomes // *Ear and hearing*. 2002. Vol. 23(1). Pp. 18S-27S.
26. Stavros H., Ciorba A., Skarzynski P.H. *The Human Auditory System: Basic Features and Updates on Audiological Diagnosis and Therapy*. London: BoD-Books on Demand, 2020. doi: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.77713>.
27. Manrique M., Huarte A., Morera C., Caballé L., Ramos A., Castillo C., García-Ibáñez L., Estrada E., Juan E. Speech perception with the ACE and the SPEAK speech coding strategies for children implanted with the Nucleus cochlear implant // *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2005. Vol. 69(12). Pp. 1667-1674. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2005.03.049>.
28. Donaldson G.S., Kreft H.A., Litvak, L. Place-Pitch Discrimination of Single versus Dual-Electrode Stimuli by Cochlear Implant Users // *Journal of Acoustic Society of America*. 2005. Vol. 118(22). Pp. 623-626, ISSN 0001-4966.
29. Koch D.B., Osberger M.J., Segal P., Kessler, D. HiResolution and Conventional Sound Processing in the HiResolution Bionic Ear: Using Appropriate Outcome Measures to Assess Speech Recognition Ability // *Audiology and Neurotology*. 2004. Vol. 9(4). Pp. 241-223. ISSN 1420-3030.
30. Tichy T., Sovka P., Vondrasek M. ACE Strategy with Virtual Channels // *Radioengineering*. 2008. Vol. 17(4). Pp. 55-61.
31. Wilson B.S., Dorman M.F. Cochlear Implants: Current Designs and Future Possibilities // *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2008. Vol. 45(5). Pp. 695-730. ISSN 0748-7711.
32. Choi C.T.M., Hsu C.H. Conditions for Generating Virtual Channels in Cochlear Prosthesis Systems // *Annals of Biomedical Engineering*. 2009. Vol. 37(3). Pp. 614-624. ISSN 0090-6964.
33. Choi C.T., Lee Y.H. A review of stimulating strategies for cochlear implants // *Cochlear Implant Research Updates*. 2012. 16 p.