

4

**САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ НАУЧНЫЙ ЦЕНТР
РОССИЙСКОЙ АКАДЕМИИ НАУК**

УТВЕРЖДАЮ
Председатель СПбНЦ РАН
академик

Ж. И. Алфёров



**ОТЧЕТ
по теме
«АВТОМАТИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ РЕЧЕВЫХ
ФУНКЦИЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА
МЕТОДОМ ДИХОТИЧЕСКОГО ПРОСЛУШИВАНИЯ
С ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОЙ
ОБЪЕКТИВИЗАЦИЕЙ РЕЗУЛЬТАТОВ ТЕСТИРОВАНИЯ»**

по Государственному заданию СПбНЦ РАН в 2014–2016 гг.

(Тема 36.2)

Научный руководитель

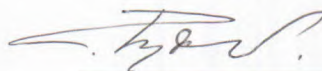
д.т.н.  С.Б.Рудницкий

Санкт-Петербург

2014

Список исполнителей

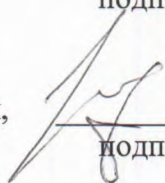
Руководитель темы, ведущий
научный сотрудник, доктор
технических наук



С. Б. Рудницкий

подпись, дата

Ответственный исполнитель темы,
старший научный сотрудник,
кандидат медицинских наук



Е. Л. Вассерман

подпись, дата

Исполнители

Научный сотрудник



Н. К. Карташев

подпись, дата

Нормоконтролер



Г.С. Боброва

подпись, дата

Реферат

Отчет 14 с., 3 ч., 11 источников

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: электроэнцефалограмма, дихотическое прослушивание, синхронизация.

Объектом исследования является человек.

Цель работы: разработка методов и программных средств для исследования речевых функций головного мозга методом дихотического прослушивания (ДП) с электроэнцефалографической объективизацией результатов тестирования.

Новизна:

- намечены возможные пути модификации методики ДП, которая бы позволила в дальнейшем объективизировать результаты тестирования путем анализа электроэнцефалограммы (ЭЭГ) испытуемого;

- решена задача синхронного воспроизведения аудиостимулов, предъявляемых испытуемому, и регистрации многоканального ЭЭГ-сигнала, а также, при необходимости, фиксации ответов испытуемого и важных для эксперимента внешних событий.

Эффективность: предложенный метод синхронизации позволяет добиться точности в один отсчет устройства с самой низкой частотой дискретизации.

Область применения: разрабатываемые методы и программные средства могут быть использованы в лечебной и научной практике.

Содержание

Введение.....	5
Возможные пути модификации процедуры ДП.....	6
Проблема синхронизации дихотических стимулов и записи ЭЭГ.....	8
Предлагаемое решение проблемы синхронизации.....	10
Заключение.....	11
Список использованных источников.....	12
Приложение А.....	13
Приложение Б.....	14

Введение

Дихотическое прослушивание (ДП) речи — психофизиологический метод исследования, который используется в неврологии и нейрохирургии в основном для определения преимущественной латерализации речевых функций в полушариях большого мозга (для обзора см., например, [Handbook of Dichotic Listening; Hugdahl K., 2000; Pelletier I., 2007]). Несколько более низкая, чем при использовании ряда других методов, надёжность его результатов во многих случаях оказывается достаточной; кроме того, этот недостаток частично компенсируется простотой, доступностью, неинвазивностью и безопасностью процедуры, а также информативностью в отношении не только речи, но и некоторых других мозговых функций [Hugdahl K., 2000; Pelletier I., 2007; Takio F., 2009].

В основе традиционной методики ДП — синхронное предъявление пар одинаковых или различающихся звуковых стимулов в оба уха испытуемого. В соответствии с предварительно полученной инструкцией, испытуемый после каждого предъявления сообщает, что он услышал, а проводящий исследование фиксирует, с каким из двух стимулов совпадает этот ответ: с предъявленным в левое ухо или с предъявленным в правое ухо. Таким образом, непосредственным результатом исследования является ряд значений бинарной переменной $S \in \{ "левое", "правое" \}$. На основании этого ряда можно рассчитать «эффект правого уха» (ЭПУ) I — показатель, вычисляемый по формуле:

$$I = 100 \frac{R - L}{R + L} [\%],$$

где R — количество правильно распознанных стимулов, предъявленных в правое ухо, L — количество правильно распознанных стимулов, предъявленных в левое ухо. Полученное значение ЭПУ и позволяет врачу или психологу обосновать некоторые диагностические предположения. Преимущественная латерализация речевых функций определяется по знаку ЭПУ, а её выраженность — по абсолютной величине ЭПУ.

Важной особенностью традиционной методики ДП является использование поведенческой активности испытуемого для получения ответа, фиксируемого в переменной S . С одной стороны, это позволяет оценивать не только латерализацию речевых функций, но и целый комплекс когнитивных и нейродинамических процессов, запускаемых предъявленным стимулом у человека [Hugdahl K., 2000]. С другой стороны, необходимость активного участия испытуемого существенно ограничивает применимость ДП у пациентов с нейродинамическими нарушениями, умственной отсталостью, а также у детей [Pelletier I., 2007].

На наш взгляд, можно попытаться преодолеть эти ограничения, а заодно и дополнительно объективизировать результаты ДП, модифицировав процедуру его

проведения. Активное участие испытуемого нужно минимизировать, а в перспективе и вовсе заменить пассивным, то есть простым согласием прослушивать стимульный материал. В качестве непосредственно регистрируемого сигнала вместо ответов испытуемого мы предлагаем использовать электроэнцефалограмму (ЭЭГ). Во-первых, потому что это один из наиболее доступных для записи сигналов, порождаемых головным мозгом. Во-вторых, поскольку ЭЭГ содержит информацию и о процессах восприятия и узнавания испытуемым звуковых стимулов, и о процессе выработки решения, какому из дихотически предъявленных стимулов отдать предпочтение в ответе (для обзора см., например, [Auditory evoked potentials]). Причём обнаруживаются различия в ЭЭГ-коррелятах этих процессов в зависимости от того, одинаковые или разные стимулы предъявляют в правое и левое уши испытуемого, отдает он предпочтение стимулу, предъявленному в левое ухо, или стимулу, предъявленному в правое ухо [Bayazit O. et al., 2009].

Как показывают новейшие исследования, паттерны электрической активности головного мозга различаются в зависимости от направленности произвольного внимания на аудиостимулы, воспринимаемые одним или другим ухом, что можно использовать для разработки интерфейса «мозг–компьютер» на основе регистрации всего одного отведения ЭЭГ [Lopez-Gordo M.A. et al., 2012].

Возможные пути модификации процедуры ДП

Модифицировать процедуру ДП с минимизацией активного участия в ней испытуемого за счет регистрации и анализа ЭЭГ можно, как нам представляется, тремя путями.

Первый путь хорошо согласуется с традиционной методикой ДП и предполагает анализ коротких временных эпох ЭЭГ. В этом случае мы тоже получаем ряд значений переменной S , но только не из ответов испытуемого, а по результатам распознавания ЭЭГ-паттернов, соответствующих периодам восприятия предъявляемых звуковых стимулов. Преимуществом такого подхода является возможность использования накопленного опыта проведения ДП, возможным недостатком — трудность выделения слабого полезного сигнала из фоновой ЭЭГ, так как он на один-два порядка слабее её при том же диапазоне частот [Auditory evoked potentials].

Второй путь предполагает использование когерентного усреднения тех же ЭЭГ-эпох, как это принято делать при регистрации вызванных потенциалов (ВП) нервной системы (для обзора см., например, [Auditory evoked potentials]). В этом случае мы

лишаемся ряда значений S , но сохраняем возможность оценивать величину, близкую по смыслу к ЭПУ, по хорошо поддающимся выделению и идентификации усредненным фрагментам ЭЭГ, то есть по ВП.

Третий возможный путь — вовсе отказаться от выделения определенных эпох ЭЭГ и анализировать всю мозговую активность за период проведения ДП. При этом наиболее простыми оказываются подготовка и проведение самой процедуры ДП с одновременной регистрацией ЭЭГ, а также предобработка ЭЭГ-сигнала. Однако соотношение потенциально информативных и неинформативных фрагментов ЭЭГ остаётся неизвестным, а искомая величина, которая должна заменить ЭПУ, может оказаться трудно трактуемой с физиологической точки зрения.

Для первого этапа исследования была выбрана наиболее традиционная процедура ДП с синхронной регистрацией ЭЭГ и пробным распознаванием отдельных последовательных ЭЭГ-паттернов. Процедуру ДП предлагается реализовывать с помощью программы «Дихотик» [Вассерман, Карташев, 2008; Wasserman, Kartashev, 2010]. Предъявляться должны слоги без направленного внимания.

Синхронно с ДП должна производиться запись ЭЭГ не менее чем с 19 точек поверхности головы (по схеме 10—20%, относительно выделенного референтного электрода). Для этого целесообразно использовать цифровой электроэнцефалограф с АЦП, имеющим не менее чем 16-разрядный регистр памяти, работающий с частотой дискретизации не менее 200 Гц и полосой пропускания не уже 0—100 Гц.

Для обеспечения точной (до отсчёта электроэнцефалографа) синхронизации звуковых стимулов и ЭЭГ следует модифицировать программу «Дихотик» и стимульный материал для неё. Модифицированное программное обеспечение должно обеспечивать формирование импульсов синхронизации для подачи в электроэнцефалограф.

После регистрации ЭЭГ будет подвергнута визуальному анализу, и «вручную» будут отмечены эпохи сигнала, содержащие выраженные артефакты (сигналы немозгового происхождения), а также эпохи, в которых паттерн ЭЭГ значительно отличался от основного фона по не связанным со стимуляцией причинам. Затем на основе информации, полученной по дополнительному каналу электроэнцефалографа и протоколов дихотического исследования, в каждом файле будут отмечены фрагменты сигнала, соответствующие четырём возможным типам ответа испытуемого на стимул:

- 1) слог, предъявленный в левое ухо (если предъявлялись разные слоги);
- 2) слог, предъявленный в правое ухо (если предъявлялись разные слоги);
- 3) правильный ответ (если предъявлялись одинаковые слоги);
- 4) неправильный ответ (назван слог, который не предъявлялся).

Эта разметка послужит основой для последующей вторичной обработки.

Проблема синхронизации дихотических стимулов и записи ЭЭГ

Проблема синхронизации дихотических стимулов и записи сигнала ЭЭГ является частным случаем проблемы организации синхронного сбора информации при использовании программно-аппаратных комплексов (ПАК) разных производителей.

В самых разных областях экспериментальной и клинической физиологии часто возникает необходимость в полиграфической записи — синхронной регистрации нескольких сигналов биологического и технического происхождения. Измеряться могут как разноименные, так и одноименные характеристики объекта исследования, а методы измерения могут быть основаны на одинаковых или разных физических принципах. Всё это существенно расширяет возможности комплексной обработки и дальнейшего анализа полученных данных и увеличивает их потенциальную информативность. Конкретный набор синхронно регистрируемых сигналов определяется задачами самого исследования и может варьироваться при переходе от одной серии измерений к другой.

Каждый из регистрируемых сигналов (будь то электро-, механо-, фоно- или видеодиаграмма, параметр стимуляции исследуемого объекта, отметка значимого события, показатель работы аппаратуры и т. д.) в общем случае представляет собой временной ряд или сводится к нему с допустимой погрешностью. Готовые системы, способные синхронно регистрировать все интересующие исследователя сигналы, легко удается подобрать только для проведения рутинных диагностических процедур. Аппаратура, пригодная для решения исследовательских задач, связанных с записью нестандартных наборов сигналов, на рынке практически отсутствует и чаще всего изготавливается по специальному заказу, что требует больших временных и материальных затрат. Универсальной же подобная аппаратура не может быть по определению.

Поэтому обычна ситуация, когда исследователь производит сбор интересующей его информации при помощи тех регистрирующих приборов, которые есть у него в распоряжении. В настоящее время каждый из этих приборов чаще всего представляет собой ПАК, в который составной частью входит обычный персональный компьютер (ПК), работающий под управлением одной из широко распространенных операционных систем (ОС) с разделением времени (Microsoft Windows, UNIX-подобные системы). В среде ОС запускается программное обеспечение (ПО), написанное создателями комплекса, которое взаимодействует с его инструментальной частью: настраивает параметры записи,

принимает поток измеренных данных и т. п. Это ПО, как правило, является закрытым: набор его функций не может быть расширен силами пользователей комплекса, для обмена и хранения информации используются протоколы и форматы, разработанные авторами ПО и не публикуемые ими, а исходный код этого ПО представляет собой коммерческую тайну.

Все это создает предпосылки для возникновения проблемы синхронизации сигналов, записанных различными ПАК, особенно если точность синхронизации должна быть высокой. Ведь все сигналы регистрируются не связанными между собой ПАК, каждый из которых функционирует в собственном времени. Даже если удаётся установить ПО всех ПАК на один ПК или синхронизировать системные таймеры всех используемых ПК, время для всех ПАК не станет единым, поскольку работают они под управлением ОС с разделением времени, а сами являются закрытыми системами с неизвестным и, возможно, переменным запаздыванием. Таким образом, оказывается невозможным отметить, например, момент предъявления испытываемому стимулу в записях, сделанных всеми задействованными ПАК, средствами самих этих ПАК.

Мы считаем, что в такой ситуации исследователю целесообразно не менять полностью приборную базу при появлении потребности в новых каналах, а лишь пополнять ее недостающими приборами, сохраняя, если нужно, уже имеющиеся. Но для того, чтобы производить с помощью этих разнородных приборов многоканальную запись в едином времени, нужно синхронизировать все приборы между собой. Мы предлагаем осуществлять это при помощи специального внешнего устройства. Основная функция этого устройства (будем называть его синхронизатором) — формирование импульсов для подачи на свободные входы регистрирующей аппаратуры, или, если таких входов нет, — подмешивание импульсов к измеряемому аппаратурой сигналу. Предлагаемое нами решение преодолевает ограничения, присущие всем вариантам программной синхронизации, благодаря тому, что импульсы, формируемые синхронизатором, существуют в том же самом времени, что и сигналы, регистрируемые приборами, входящими в состав ПАК, и проходят те же самые предварительную обработку, фильтрацию, оцифровку и прочие преобразования, что и основной измеряемый сигнал.

Будучи устройством с открытой архитектурой, такой синхронизатор становится основой комплекса регистрирующих приборов, легко адаптируемого для решения разнообразных исследовательских задач. Особые требования к синхронизируемой аппаратуре в этом случае минимальны: либо (лучше) наличие одного свободного цифрового или аналогового канала, либо принципиальная техническая возможность подмешивать синхроимпульсы к одному из регистрируемых сигналов. Мощность,

длительность и форма синхроимпульсов, а также частота их следования задаются в зависимости от характеристик синхронизируемых приборов, дизайна исследования и планируемых методов последующей обработки полученных данных.

Предлагаемое решение проблемы синхронизации

Для обеспечения точной (до отсчёта электроэнцефалографа) синхронизации звуковых стимулов и ЭЭГ мы предлагаем выпустить специальную редакцию стимульного материала для программы «Дихотик». В ней звук будет смонтирован в системе 5.1: каналы Front Left (FL) и Front Right (FR) будут использоваться для предъявления звуковых стимулов, канал Surround Left (SL) будет содержать синхроимпульсы для подачи в электроэнцефалограф. В электроэнцефалограф сигнал канала SL мы планируем подавать по одному из его дополнительных универсальных входов через устройство, разработанное нами ранее и функционально идентичное прибору «Полиграф-синхронизатор ЛБМИ-001» в части решения задач согласования уровней и гальванической развязки для ЭЭГ-каналов. При необходимости на второй дополнительный универсальный вход электроэнцефалографа можно будет подавать сигнал от кнопки отметки событий, сопряжение с которой также обеспечивает вышеупомянутое устройство.

Заключение

Таким образом, мы наметили возможные пути модификации методики ДП, которая бы позволила в дальнейшем объективизировать результаты тестирования путем анализа ЭЭГ испытуемого, и решили задачу синхронного воспроизведения аудиостимулов, предъявляемых испытуемому, и регистрации многоканального ЭЭГ-сигнала, а также, при необходимости, фиксации ответов испытуемого и важных для эксперимента внешних событий.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- 1) Вассерман Е.Л., Карташев Н.К. Программа для дихотического предъявления звуковых стимулов. // XI Санкт-Петербургская международная конференция «Региональная информатика — 2008» (РИ-2008), Санкт-Петербург, 22-24 октября 2008 г.: Материалы конференции. — СПб.: СПОИСУ, 2008. — С. 226—227
- 2) Abou-Khalil B. An update on determination of language dominance in screening for epilepsy surgery: the Wada test and newer noninvasive alternatives // *Epilepsia*. 2007, V. 48, N. 3, P. 442–455
- 3) Auditory evoked potentials: basic principles and clinical application / R.F. Burkard, J.J. Eggermont, M. Don (Eds.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007
- 4) Bayazit O., Oniz A., Hahn C., Güntürkün O., Özgören M. Dichotic listening revisited: trial-by-trial ERP analyses reveal intra- and interhemispheric differences // *Neuropsychologia*. 2009, V. 47, N. 2, P. 536-545.
- 5) de Bode S., Sininger Y., Healy E.W., Mathern G.W., Zaidel E. Dichotic listening after cerebral hemispherectomy: methodological and theoretical observations // *Neuropsychologia*. 2007, V. 45, N. 11, P. 2461–2466
- 6) Handbook of Dichotic Listening: Theory, Methods, and Research / K. Hugdahl (Ed.). New York: John Wiley & Sons, 1988
- 7) Hugdahl K. What can be learned about brain function from dichotic listening? // *Revista española de neuropsicología*. 2000, V. 2, N. 3, P. 62–84
- 8) Lopez-Gordo MA, Fernandez E, Romero S, Pelayo F, Prieto A. An auditory brain–computer interface evoked by natural speech. // *J Neural Eng*. 2012;9(3):036013.
- 9) Pelletier I., Sauerwein H.C., Lepore F., Saint-Amour D., Lassonde M. Non-invasive alternatives to the Wada test in the presurgical evaluation of language and memory functions in epilepsy patients // *Epileptic Disorders*. 2007, V. 9, N. 2, P. 111–126
- 10) Takio F., Koivisto M., Jokiranta L., Rashid F., Kallio J., Tuominen T., Laukka S.J., Hamalainen H. The effect of age on attentional modulation in Dichotic listening // *Dev Neuropsychol*. 2009, V. 34, N. 3, P. 225–239.
- 11) Wasserman E., Kartashev N. Dichotic listening: computer implementation, methodical problems, and modeling prospects. // The Third International Conference «Problems of Cybernetics and Informatics» (PCI'2010), September 6-9, 2010, Baku, Azerbaijan. — V. 1. — Baku: Elm, 2010. — P. 106—109.

Приложение А

Список основных публикаций по НИР:

1. Вассерман Е.Л., Карташев Н.К. Программа для проведения психофизиологических исследований с дихотическим предъявлением звуковых стимулов «Дихотик 2». // XIV Санкт-Петербургская международная конференция «Региональная информатика (РИ-2014)», Санкт-Петербург, 29-31 октября 2014 г. : Материалы конференции. — СПб.: СПОИСУ, 2014. — С. 383—384.

Приложение Б

Перечень конференций и семинаров, проведенных по данной НИР:

1. XIV Санкт-Петербургская международная конференция «Региональная информатика (РИ-2014)», Санкт-Петербург, 29-31 октября 2014 г. (Вассерман Е.Л., Карташев Н.К. Программа для проведения психофизиологических исследований с дихотическим предъявлением звуковых стимулов «Дихотик 2»