

ISSN 2077-8333 (print)
ISSN 2311-4088 (online)

ЭПИЛЕПСИЯ и пароксизмальные состояния

2022 Том 14 №4



EPILEPSY AND PAROXYSMAL CONDITIONS

2022 Vol. 14 №4

www.epilepsia.su

Данная интернет-версия статьи была скачана с сайта www.epilepsia.su. Не предназначено для использования в коммерческих целях.
Информацию о репринтах можно получить в редакции. Тел.: +7 (495) 649-54-95; эл. почта: info@irbis-1.ru.



<https://doi.org/10.17749/2077-8333/epi.par.con.2022.138>

ISSN 2077-8333 (print)
ISSN 2311-4088 (online)

Устройство современного электроэнцефалографа

Иванов А.А.

Общество с ограниченной ответственностью «Нейрософт» (ул. Воронина, д. 5, Иваново 153032, Россия)

Для контактов: Иванов Алексей Алексеевич, e-mail: iva@neurosoft.com

РЕЗЮМЕ

Целью данной статьи является знакомство медицинских специалистов, занимающихся регистрацией и анализом электроэнцефалографических (ЭЭГ) обследований, с базовыми принципами работы и устройством современного ЭЭГ-регистратора. Понимание технических основ работы ЭЭГ-оборудования должно помочь медицинскому персоналу правильно использовать все его возможности и в конечном итоге повысить качество медицинского обслуживания. В статье рассмотрена принципиальная схема работы электроэнцефалографа, представлены типы применяемых ЭЭГ-электродов и их особенности, возможности и ограничения цифровой обработки биоэлектрических сигналов. Проведен обзор основных технических характеристик ЭЭГ-оборудования, показано их влияние на качество регистрируемого сигнала.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА

Электроэнцефалография, ЭЭГ, цифровая фильтрация, аналого-цифровой преобразователь, электроды.

Статья поступила: 25.10.2022 г.; в доработанном виде: 08.12.2022 г.; принята к печати: 30.12.2022 г.

Конфликт интересов

Автор является сотрудником компании «Нейрософт» – российского производителя ЭЭГ-оборудования.

Для цитирования

Иванов А.А. Устройство современного электроэнцефалографа. *Эпилепсия и пароксизмальные состояния*. 2022; 14 (4): 362–378. <https://doi.org/10.17749/2077-8333/epi.par.con.2022.138>.

The structure of modern EEG recorder

Ivanov A.A.

Neurosoft LLC (5 Voronin Str., Ivanovo 153032, Russia)

Corresponding author: Alexey A. Ivanov, e-mail: iva@neurosoft.com

SUMMARY

The article is aimed at familiarizing medical specialists involved in registration and analysis of electroencephalographic (EEG) examinations with the basic principles of operation and the design of a modern EEG recorder. Understanding the technical fundamentals behind operation of EEG equipment should help medical personnel to correctly use all its capabilities and ultimately improve quality of medical care. The basic diagram of the electroencephalograph operation, the types and features of EEG electrodes, the opportunities and limitations of digitally processed bioelectric signals are discussed. A review on the main technical characteristics of EEG equipment and their influence on the quality of the recorded signal is presented.

KEYWORDS

Electroencephalography, EEG, digital filters, analog-to-digital converter, electrodes.

Received: 25.10.2022; in the revised form: 08.12.2022; accepted: 30.12.2022

Conflict of interests

The author is an employee of the Neurosoft company – a Russian manufacturer of EEG equipment.

For citation

Ivanov A.A. The structure of modern EEG recorder. *Epilepsia i paroksizmal'nye sostoania / Epilepsy and Paroxysmal Conditions*. 2022; 14 (4): 362–378 (in Russ.). <https://doi.org/10.17749/2077-8333/epi.par.con.2022.138>.

ВВЕДЕНИЕ / INTRODUCTION

Современный цифровой комплекс для регистрации электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов является сложным с технической точки зрения оборудованием. Часто медицинские специалисты, работающие на нем, имеют лишь поверхностное понимание принципов его функционирования, что затрудняет их работу на подобных системах и корректную интерпретацию результатов.

Данный материал содержит описание базовых принципов работы современного электроэнцефалографа. Его целью является знакомство медицинских специалистов, занимающихся регистрацией и анализом электроэнцефалографических обследований, с базовыми принципами работы и устройством современного ЭЭГ-регистратора. Понимание технических основ работы ЭЭГ-оборудования должно помочь медицинскому персоналу правильно использовать все его возможности и в конечном итоге повысить качество медицинского обслуживания.

ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ ЭЭГ-ОБОРУДОВАНИЯ / HISTORY OF THE DEVELOPMENT OF EEG EQUIPMENT

Отцом метода электроэнцефалографии заслуженно считают немецкого психиатра Ганса Бергера, которому впервые удалось зарегистрировать биоэлектрическую активность головного мозга человека с помощью скальповых электродов и гальванометра. Он смог записать одно отведение ЭЭГ, измеряя разность потенциалов между двумя электродами на голове обследуемого – своего сына (рис. 1).

В 1924 г. Бергер зафиксировал при помощи гальванометра на бумаге в виде кривой электрические сигналы от поверхности головы, генерируемые головным мозгом. Именно он впервые ввел термин «электроэнцефалография».

Исследования Ганса Бергера послужили толчком для развития методики ЭЭГ, и уже к середине XX в. она стала широко применяться в клинической практике. В то время ЭЭГ-регистраторы представляли собой громоздкие аналоговые чернильнопишущие аппараты, способные работать только в специализированных экранированных камерах. Кривые ЭЭГ выводились на рулонную бумагу механически (рис. 2).

С развитием компьютерной техники начиная с 1990-х гг. появляются первые цифровые аппараты для регистрации ЭЭГ. Они стали компактнее, надежнее, проще в использовании. Благодаря дополнительным схемотехническим и программным методам помехозащитности такие регистраторы могут применяться в любых неэкранированных помещениях (рис. 3).

ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФА / TECHNICAL BASICS OF THE ELECTROENCEPHALOGRAPH

Принципиальное устройство аппарата / Overall structure of the device

Со времен Ганса Бергера и чернильнопишущих аппаратов многое изменилось. Схема устройства современного цифрового электроэнцефалографа представлена на рисунке 4.

Электрические сигналы, сгенерированные в результате работы головного мозга, регистрируются электро-

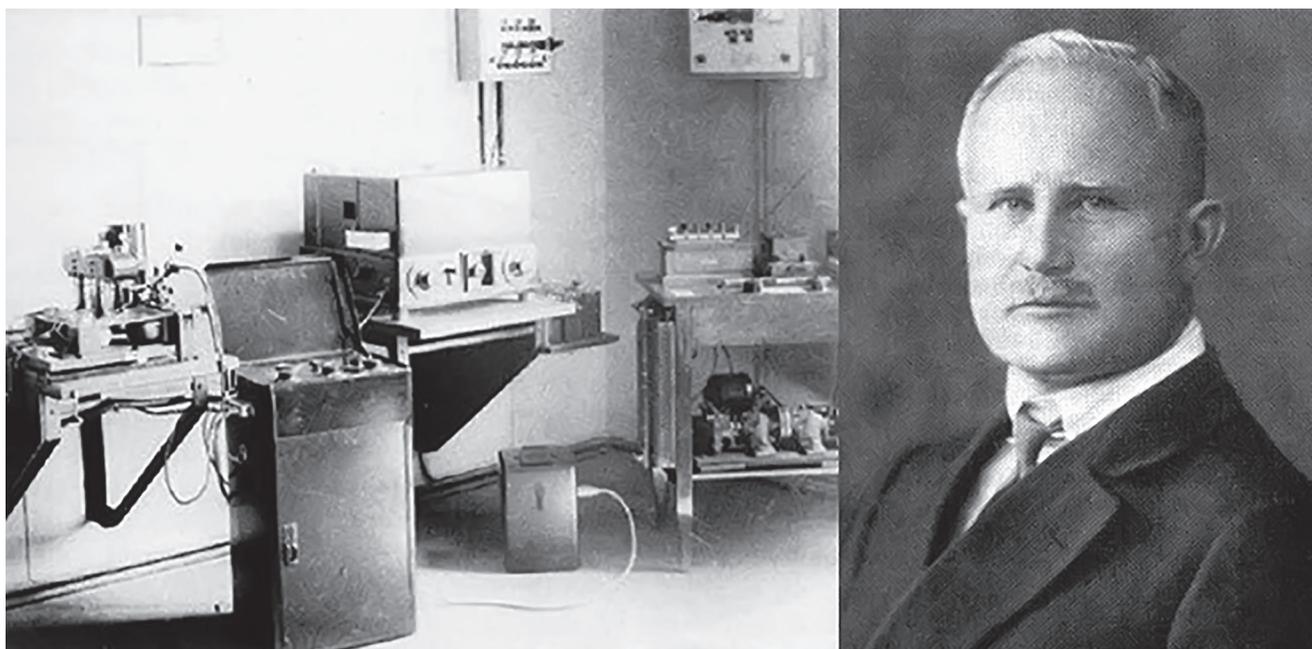


Рисунок 1. Ганс Бергер – немецкий психиатр, впервые зарегистрировавший электроэнцефалографический сигнал с головы человека

Figure 1. Hans Berger, a German psychiatrist who first recorded an electroencephalographic signal from a human head



Рисунок 2. Аналоговый чернильнопишущий аппарат электроэнцефалографии середины XX в.

Figure 2. Mid-20th century analog ink-writing electroencephalography machine



Рисунок 3. Современный компьютерный электроэнцефалограф

Figure 3. Modern computer electroencephalograph

дами, расположенными на голове. От ЭЭГ-электродов сигналы поступают по коммутированным каналам на входы операционных усилителей, затем после многократного усиления оцифровываются блоком аналого-цифрового преобразователя (АЦП) и передаются в ком-

пьютер, где они фильтруются и выводятся на дисплей персонального компьютера. Также в состав комплекса по регистрации ЭЭГ традиционно входит блок стимуляции (фото-, фоно-, паттерн-, токовый стимуляторы) и генератор калибровочного сигнала для проверки работоспособности каналов ЭЭГ [1].

Однако кое-что осталось неизменным: ЭЭГ-отведение по-прежнему отображает *разность потенциалов между двумя точками на голове* обследуемого, измеренную во времени (при скальповой записи ЭЭГ).

Электроды ЭЭГ / EEG electrodes

Какой бы аппарат ЭЭГ ни применялся для регистрации, в первую очередь качество записи сигнала зависит от применяемых электродов. Даже самый современный электроэнцефалограф не сможет записать качественный сигнал с плохих электродов.

В настоящее время существует несколько видов ЭЭГ-электродов, каждый из которых имеет свои преимущества и недостатки: мостиковые (рис. 5), чашечковые (рис. 6), игольчатые, гидрогелевые электроды, одноразовые системы (рис. 7), электродные системы (рис. 8), активные электроды и т.д.

Даже при использовании качественных ЭЭГ-электродов необходимо их правильно наложить на голову обследуемого, обеспечив хороший электрический контакт с кожей головы (при неинвазивном исследовании). Электроды должны быть наложены на голову обследуемого в строгом соответствии с международной системой «10–20%» (рис. 9) [2, 3]. Важно отметить, что при регистрации одного обследования не рекомендуется использовать ЭЭГ-электроды разного типа, поскольку между ними может возникнуть так называемая гальваническая пара – разность потенциалов (или поляризация), которая мешает качественной записи ЭЭГ. Постоянное смещение сигнала может вывести его за пределы диапазона амплитуд, которые способен регистрировать ЭЭГ-аппарат [1].

От правильности позиционирования ЭЭГ-электродов на голове обследуемого зависит корректность интерпре-

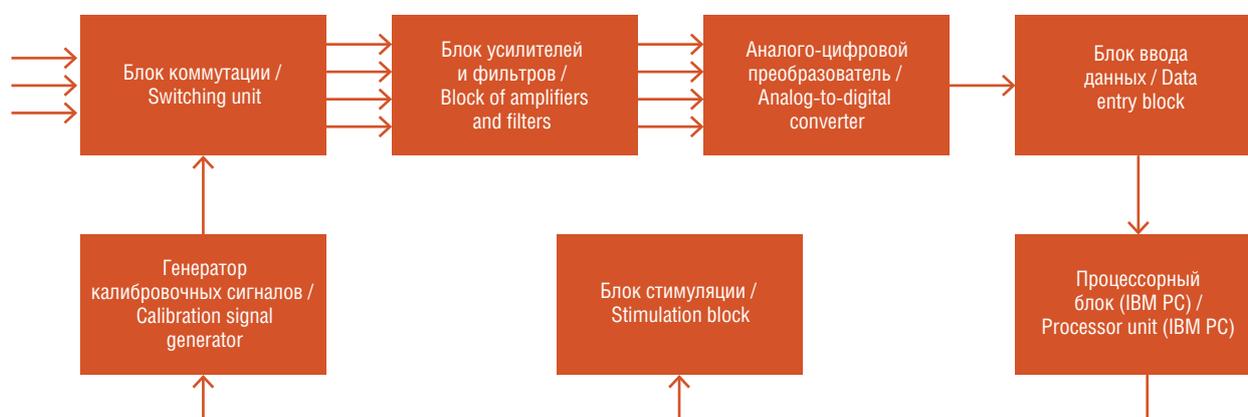


Рисунок 4. Блок-схема устройства современного цифрового электроэнцефалографа

Figure 4. Block diagram of the modern digital electroencephalograph structure



Рисунок 5. Мостиковый электрод – традиционное решение для проведения рутинной электроэнцефалографической записи продолжительностью до 40–60 мин

Figure 5. Bridge electrode – a traditional solution for routine electroencephalographic recording up to 40–60 minutes



Рисунок 7. Одноразовая электродная электроэнцефалографическая система для срочного проведения обследования при оказании экстренной помощи

Figure 7. Disposable electrode electroencephalography system for urgent examination in emergency care settings

тации результатов записи. Особенно важна точность наложения электродов при решении задачи локализации источников патологической активности головного мозга, при топографическом картировании (рис. 10).

Измерение подэлектродного импеданса / Impedance measurement

При качественном наложении электрода на кожу головы необходимо добиться минимально возможного электрического сопротивления (импеданса) между электродом и телом обследуемого. Для этого кожу в местах наложения предварительно обезжиривают, а иногда и обрабатывают абразивной пастой.



Рисунок 6. Чашечковый электроэнцефалографический электрод хорош для длительных исследований – от нескольких часов до нескольких суток

Figure 6. Cup electroencephalographic electrode is good for long-term studies – from several hours to several days



Рисунок 8. Электродная система с предустановленными электроэнцефалографическими электродами идеальна для продолженных обследований

Figure 8. Electrode system with pre-installed electroencephalographic electrodes is ideal for extended examinations

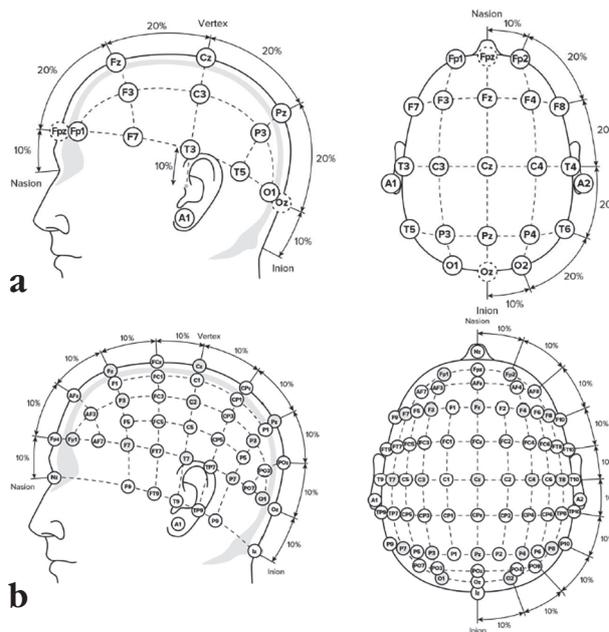


Рисунок 9. Международные системы наложения электроэнцефалографических электродов «10–20%» (а) и «10–10%» (б) [2, 3]

Figure 9. 10–20% (a) and 10–10% (b) international systems for applying electroencephalographic electrodes [2, 3]

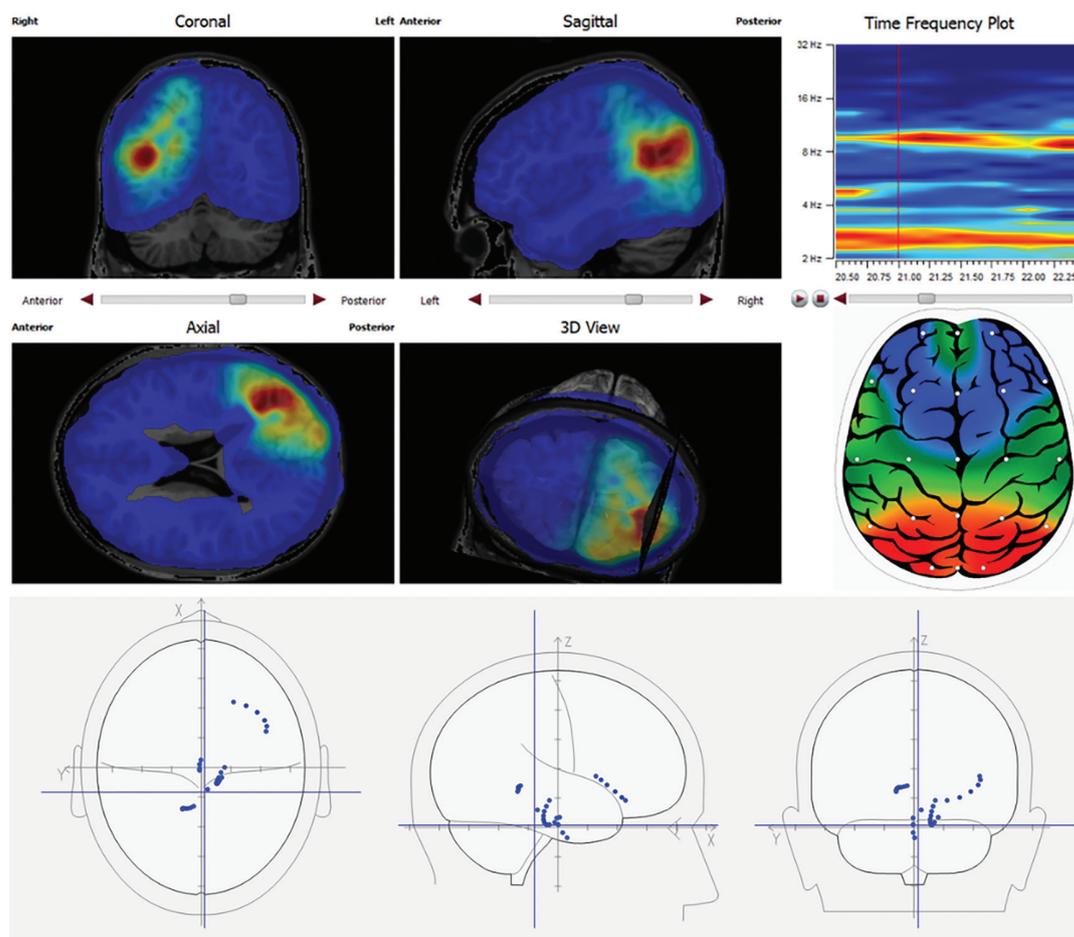


Рисунок 10. Топографическое картирование и 3D-локализация источников патологической активности по электроэнцефалограммам

Figure 10. Topographic mapping and 3D localization of pathological activity sources based on electroencephalograms

Для проверки качества электрического контакта ЭЭГ-электродов с кожей головы все современные электроэнцефалографы имеют функцию измерения подэлектродного импеданса (электрического сопротивления). Нормальными для записи рутинных ЭЭГ-обследований считаются значения сопротивления, не превышающие 25 кОм. А при регистрации вызванных потенциалов мозга, например, рекомендуется добиваться значений импеданса ниже 5 кОм.

Обычно импеданс измеряется непосредственно перед началом записи, во время наложения ЭЭГ-электродов. Также часто это действие осуществляется после окончания ЭЭГ-записи для контроля ее качества. А при длительных ЭЭГ-обследованиях измерять сопротивление необходимо периодически, чтобы своевременно корректировать выявленные отклонения в качестве наложения электродов (рис. 11).

После того как ЭЭГ-электроды наложены, импеданс измерен и находится в зеленой зоне (сопротивление менее 25 кОм), можно приступать непосредственно к регистрации ЭЭГ-сигнала. Для того чтобы вовремя сигнализировать о низком качестве контакта электрода в ходе обследования, в современных ЭЭГ-регистраторах заложена функция онлайн-измерения импеданса.

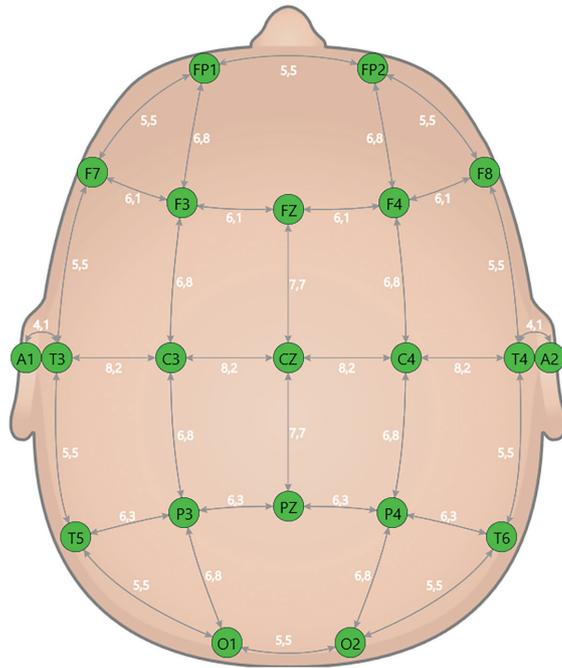
При этом непосредственно во время регистрации сигнала ЭЭГ на электроды с высокой частотой подается зондирующий ток для определения сопротивления каждого электрода.

Монтаж регистрации ЭЭГ / EEG registration mounting

Как было указано выше, ЭЭГ-отведение – это всего лишь разность потенциалов между двумя точками под электродами. Электрод, относительно которого измеряется активный сигнал, называют *референтным* [4, 5]. Отведения, имеющие один общий референтный электрод, называют *монополярными* (рис. 12). Если же каждое отведение монтажа имеет свой собственный референтный электрод, то его называют *биполярным* (рис. 13). Совокупность всех регистрируемых ЭЭГ-отведений в обследовании называют монтажом регистрации.

Как правило, все современные компьютерные электроэнцефалографы всегда регистрируют сигналы ЭЭГ в референтном монтаже с возможностью последующего программного пересчета в любые биполярные монтажи [4, 5]. Поэтому следует четко отличать аппаратные и программные (расчетные) референтные электроды.

Импеданс [зеленый < 25 кОм < желтый < 40 кОм < красный]



Земля
3

Локатор ЭЭГ-электродов

Длина окружности головы (см): 55,0

Расстояние Nasion-Inion (см): 38,7

Между околоушными точками (см): 41,1

Дополнительные расстояния

Parasagittals (FP1-O1) (см): 27,1

Anterior transverse (F7-F8) (см): 24,2

Posterior transverse (T5-T6) (см): 25,3

Показывать расстояния между электродами

Результаты измерений		
Электрод	Импеданс, кОм	Поляризация, мВ
FP1	10,1	-4
FP2	10,1	-4
F7	10	-4
F8	10	-4
F3	10	-4
FZ	10,1	-4
F4	10,1	-4
F8	10	-4
T3	10	-4
C3	10,1	-4
CZ	10,1	-4
C4	10,1	-4
T4	10,1	-4
T5	10,1	-4
P3	10,1	-4
PZ	10,1	-4
P4	10,1	-4
T6	10,1	-4
O1	5	-5
O2	10,1	-4
A1	2,4	-5
A2	2,4	-5

OK Отмена

Рисунок 11. Окно измерения импеданса

Figure 11. Impedance measurement window

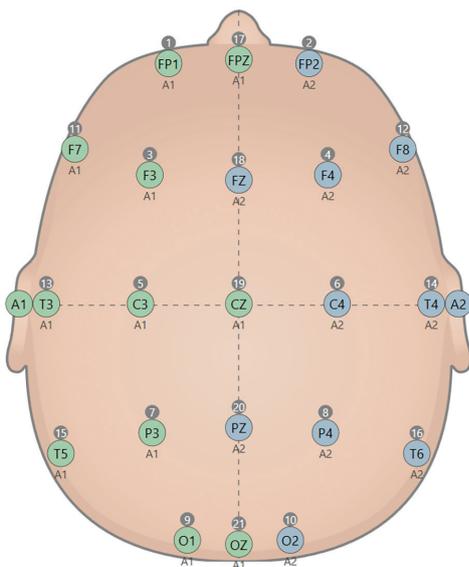


Рисунок 12. Монопольный монтаж, содержащий 21 активный канал электроэнцефалографа, регистрируемый относительно референтных электродов A1 и A2 ипсилатерально. Все отведения левого полушария регистрируются относительно референта A1 (зеленый цвет), правого – относительно A2 (синий цвет)

Figure 12. Monopolar montage containing 21 active electroencephalograph channels recorded ipsilaterally relative to reference electrodes A1 and A2. All left hemisphere leads are recorded relative to the referent A1 (green), the right – relative to A2 (blue)

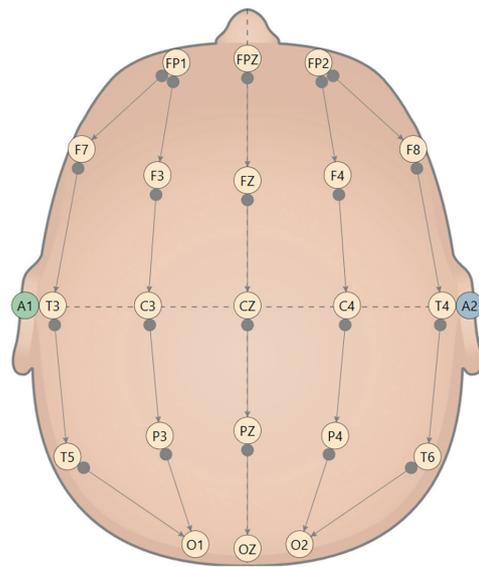


Рисунок 13. Бипольный монтаж по типу double banana, в котором у каждого отведения есть свой активный и пассивный (референтный) электрод. При этом физически все каналы регистрируются относительно заданных референтов A1 и A2. Монтажная реконструкция осуществляется уже в программе на компьютере при отображении электроэнцефалографических кривых на экране монитора

Figure 13. Double-banana bipolar montage, where each lead has its own active and passive (reference) electrode. In this case, all channels are physically registered relative to the set referents A1 and A2. Mounting reconstruction is performed in computer software while displaying electroencephalographic curves on the monitor screen

Аппаратные референтные электроды:

- выделенный референтный электрод (Ref) устанавливается на произвольное место на голове обследуемого, желательно вдоль сагиттальной линии;
- ушные референтные электроды (A1 и A2 (M1 и M2)) устанавливаются на мочки ушей или на сосцевидные отростки (мастоид);
- объединенный ушной электрод (AA) – при таком типе аппаратного референта устанавливается два референтных электрода, но внутри блока регистратора они электрически соединяются;
- центральный электрод (CZ) устанавливается на вертекс;
- выбранный электрод – произвольный электрод монтажа (может быть назначен аппаратным референтом (не для всех регистраторов)).

С помощью математических преобразований внутри компьютерной программы сигналы ЭЭГ-отведений, записанные от аппаратных референтов, могут быть преобразованы к программным референтам.

Программные (расчетные) референтные электроды:

- усредненный электрод (AV) – при этом программном референте все сигналы от всех ЭЭГ-электродов усредняются в одну кривую, и этот сигнал используется в качестве референтного;
- усредненный по левому полушарию (AV1) – при этом преобразовании усредняются все сигналы с электродов левого полушария;
- усредненный по правому полушарию (AV2) – при этом преобразовании усредняются все сигналы с электродов правого полушария;
- отведение от источника (англ. source derivation, SD) – одно из распространенных преобразований, при котором в качестве референтного используется усредненный сигнал с соседних для данного ЭЭГ-электродов (при

таком виде программного референта сигналы, локализованные в некоторой области под несколькими электродами, усиливаются, а локализованные только под одним электродом – ослабляются).

При просмотре и анализе результатов ЭЭГ-обследований применяют как монополярные (референтные), так и биполярные монтажи. В рекомендациях экспертного совета по нейрофизиологии Российской Противозлептической Лиги (РПЭЛ) по регистрации рутинной ЭЭГ 2016 г. [4] прописаны типовые монтажи регистрации.

Усилитель ЭЭГ / EEG amplifier

От электродов по проводам электрический сигнал каждого ЭЭГ-отведения поступает на усилитель аналогового сигнала. Важно подчеркнуть, что для качественной регистрации низкоамплитудных ЭЭГ-сигналов необходимо применять высококачественные медные провода с низким сопротивлением. Для уменьшения артефактов, связанных с движением проводов во время обследования, их рекомендуется сплести в косу.

Поскольку электрическая активность головного мозга на скальпе очень низкоамплитудна, а кроме того, на своем пути к скальповому ЭЭГ-электроду она проходит ряд препятствий в виде костей черепа и кожи, на вход усилителя поступает разность потенциалов очень низкой амплитуды – порядка нескольких десятков микровольт [6, 7]. Чтобы этот сигнал оцифровать и передать в компьютер, его необходимо усилить в несколько десятков раз. Как правило, для повышения амплитуды ЭЭГ-сигнала применяется несколько каскадов усиления (рис. 14). Причем это должны быть достаточно качественные операционные усилители с низким уровнем собственных шумов и помех, вносимых в полезный сигнал. У современных ЭЭГ-усили-

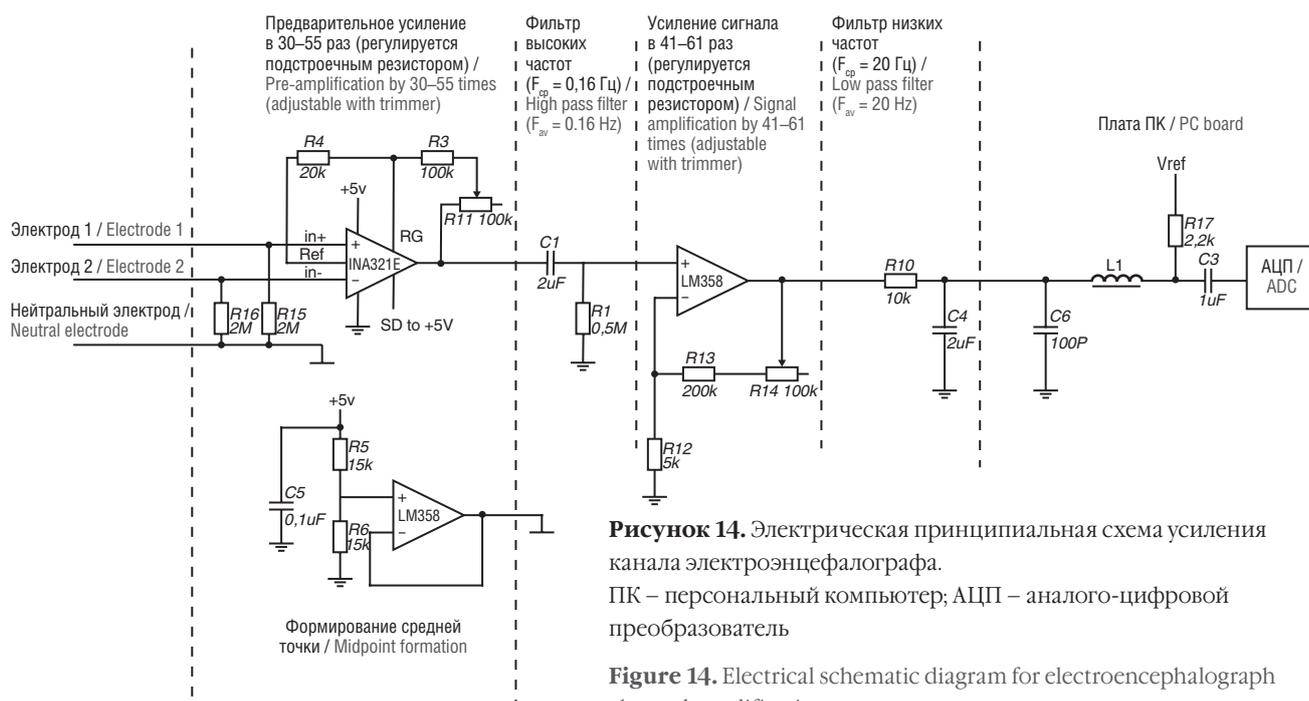


Рисунок 14. Электрическая принципиальная схема усиления канала электроэнцефалографа.

ПК – персональный компьютер; АЦП – аналого-цифровой преобразователь

Figure 14. Electrical schematic diagram for electroencephalograph channel amplification.

PC – personal computer; ADC – analog-to-digital converter

Данная интернет-версия статьи была скачана с сайта <http://www.epilepsia.su>. Не предназначено для использования в коммерческих целях. Информацию о репринтах можно получить в редакции. Тел.: +7 (495) 649-54-95; эл. почта: info@irbis-1.ru.

телей уровень собственного шума не превышает 1,5 мкВ от пика до пика.

Следует обратить внимание, что для регистрации одного ЭЭГ-отведения необходимо наложить три электрода: активный, пассивный и нейтральный (или заземляющий), который необходим для уменьшения синфазной помехи от питающей сети (50–60 Гц). Таким образом, чтобы зарегистрировать, например, 19 ЭЭГ-отведений, нам потребуется установить как минимум 21 ЭЭГ-электрод: 19 активных, 1 пассивный (или референтный) и 1 заземляющий.

Усиление низкоамплитудного ЭЭГ-сигнала необходимо для того, чтобы передать его на вход АЦП, который не может принимать низкоамплитудный сигнал. АЦП, в свою очередь, нужен для перевода сигнала из аналоговой формы в цифровую для его последующей передачи и обработки на компьютере.

Аналого-цифровой преобразователь / Analog-to-digital converter

АЦП переводит сигнал из аналоговой формы в цифровую (рис. 15). Цифровое представление сигнала имеет ряд преимуществ:

- цифровой сигнал не подвержен помехам, его можно передавать на любые расстояния без искажений;
- цифровой сигнал легко может быть представлен в компьютере на дисплее.

Но есть у цифрового представления и свои недостатки и ограничения. Качество цифрового представления сигнала зависит от параметров блока АЦП, а именно от разрешающей способности и частоты квантования (рис. 16).

Разрешающая способность – это минимальный диапазон измерения амплитуды, количество разрядов (ступенек) при измерении амплитуды сигнала [1] (рис. 17). Например, если у АЦП разрешающая способность составляет всего 8 бит, то амплитуда цифрового сигнала на его выходе будет принимать одно из 256 (2^8) значений (ступенек). Если при этом нам нужно измерять сигнал в диапазоне от -10 мВ до $+10$ мВ, то размер ступеньки будет равен 78 мкВ. Для оцифровки ЭЭГ-сигнала такой разрешающей способности явно недостаточно. Поэтому первые цифровые ЭЭГ-регистраторы имели очень узкий амплитудный диапазон и при малейшем его превышении уходили в зашкал. При применении более современных 16-битных АЦП (65 536 ступенек) точность измерения амплитуды того же диапазона уже составит всего 0,3 мкВ, что намного лучше. Самые современные 24-битные АЦП, применяемые в электроэнцефалографах, позволяют обеспечить одновременно и широкий регистрируемый диапазон амплитуд, и высокую точность оцифровки сигнала.

Частота квантования (дискретизации) – это разрешение по времени, минимальный временной диапазон измерения сигнала [1]. Например, если мы можем измерять некий аналоговый сигнал только 100 раз в секунду (100 Гц), а в сигнале содержатся колебания частотой выше 100 Гц, то мы их просто не увидим на нашей оцифрованной кривой.

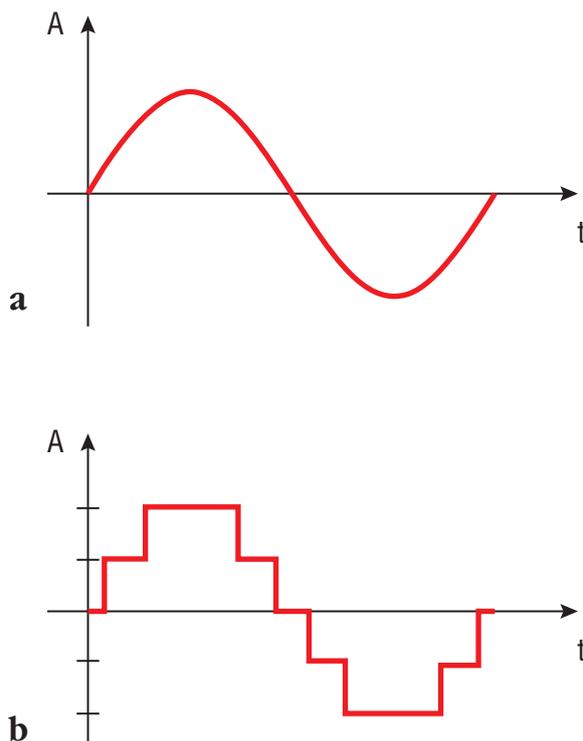


Рисунок 15. Сравнение синусоид в аналоговом и цифровом представлении:

a – аналоговый сигнал; **b** – цифровой сигнал

Figure 15. Comparison of sinusoids in analog and digital representation:

a – analog signal; **b** – digital signal

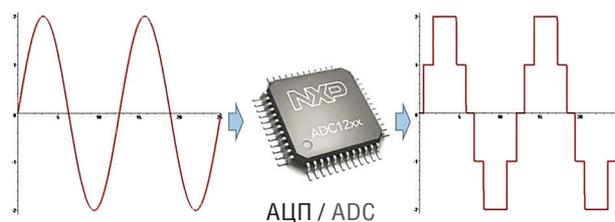


Рисунок 16. Аналого-цифровой преобразователь (АЦП) преобразует аналоговый сигнал в его цифровое представление

Figure 16. An analog-to-digital converter (ADC) transforms an analog signal into its digital representation

На рисунке 18 представлены отличия сигнала, записанного с разной частотой квантования. Сигнал содержит синусоиду частотой 10 Гц. При частоте квантования 100 Гц можно заметить неравномерность пиков синусоиды, обусловленную недостаточной разрешающей способностью по времени. На 200 Гц вершины синусоиды более сглажены, но все-таки неравномерность еще различима. При частоте 500 Гц синусоида 10 Гц выглядит уже гладко, и дальнейшее увеличение частоты квантования не приведет к улучшению качества сигнала, но существенно увеличит его объем при хранении в базе данных обследований на компьютере.

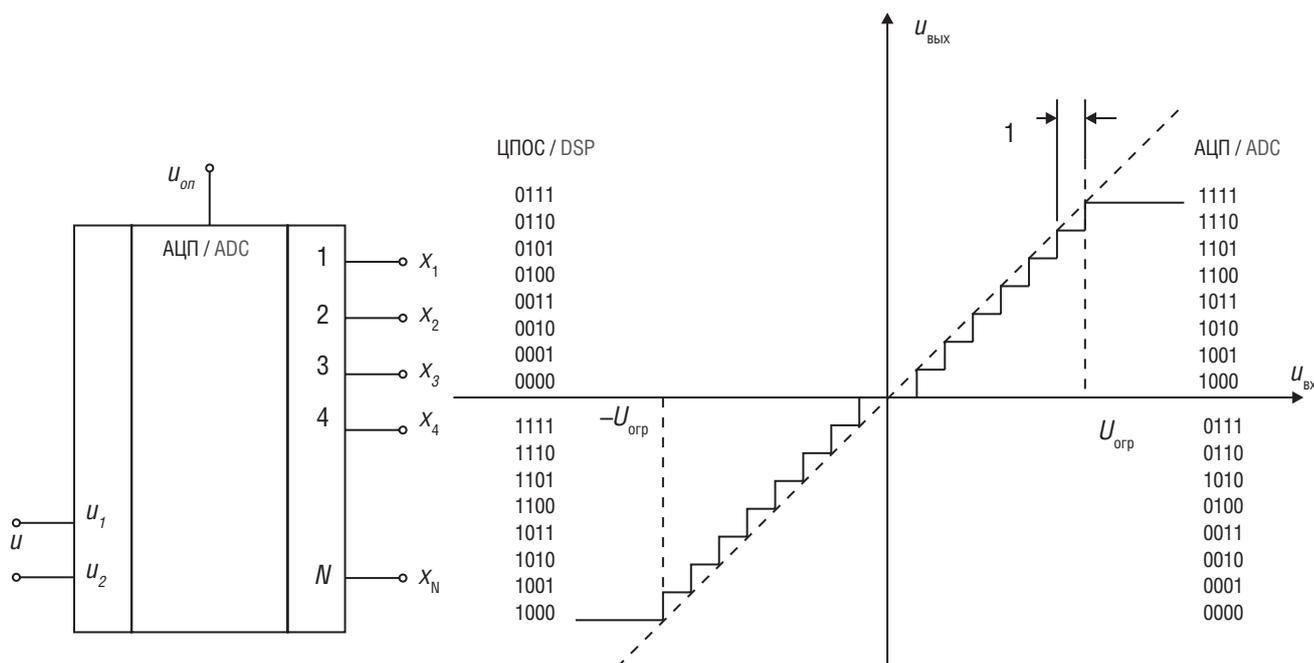


Рисунок 17. Схема 4-разрядного аналого-цифрового преобразователя (АЦП).

ЦПОС – цифровой процессор обработки сигналов

Figure 17. Diagram of a 4-bit analog-to-digital converter (ADC).

DSP – digital signal processor

Важно отметить, что в соответствии с теоремой Котельникова [8] для отображения любой частоты колебаний в цифровом виде необходима частота квантования, как минимум в 2 раза превышающая максимальную частоту колебаний самого сигнала. Таким образом, если на ЭЭГ мы планируем увидеть частоты колебаний сигналов до 75 Гц, то нам нужна частота квантования как минимум 150 Гц. Однако на практике для качественного отображения требуется частота квантования, в 4–8 раз превышающая максимальную частоту колебаний измеряемого сигнала. Именно поэтому для качественного отображения ЭЭГ на экране компьютера рекомендуется использовать частоту квантования от 500 Гц и выше [9].

ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФА / ELECTROENCEPHALOGRAPH TECHNICAL CHARACTERISTICS

В совокупности технические характеристики усилителя и АЦП определяют качество работы ЭЭГ-регистратора. Приведем перечень основных технических характеристик, присущих современным электроэнцефалографам.

Входной диапазон измерения амплитуды ЭЭГ / Input range of EEG amplitude measurement

Если регистрируемый сигнал по амплитуде превышает допустимый входной диапазон ЭЭГ-регистратора, то вместо кривых ЭЭГ на экране компьютера будет виден зашквал или изолиния. Зашквал может происходить в числе

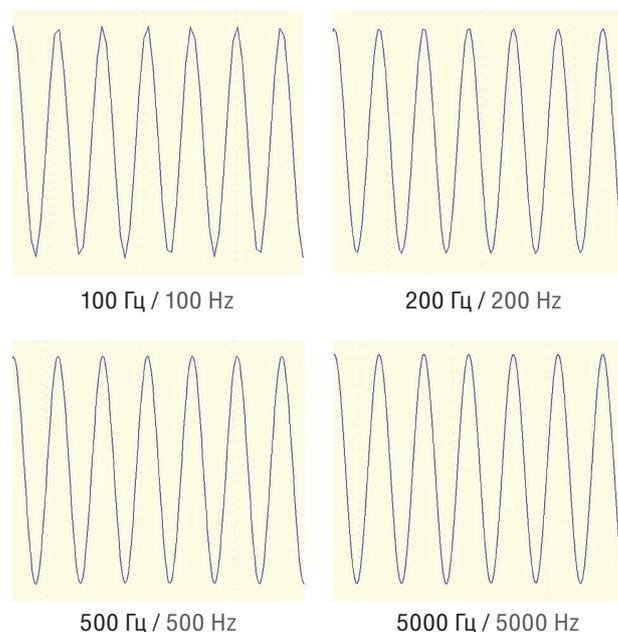


Рисунок 18. Синусоида частотой 10 Гц, записанная с разными частотами квантования

Figure 18. 10 Hz sinusoidal wave recorded with different sample rates

прочего из-за поляризации электродов, которая является вследствие низкого качества электродов или при использовании электродов разного типа. Сделать входной диапазон больше по амплитуде не позволяет ограничение разрешающей способности АЦП. Увеличение входного диапазона влечет за собой снижение точности измерения аналогового сигнала при его оцифровке.

Частотный диапазон регистрируемого сигнала ЭЭГ / Frequency range of the recorded EEG signal

Если регистрируемый сигнал содержит частоты, выходящие за пределы рабочего диапазона, мы их просто не увидим на экране компьютера. Частотный диапазон регистрируемого сигнала обычно ограничен частотой квантования.

Разрядность АЦП / ADC bit rate

Эта характеристика аналого-цифрового преобразователя определяет точность измерения аналогового сигнала, степень его округления при переводе в цифровую форму.

Частота квантования / Quantization frequency

Данный параметр напрямую влияет на разрешающую способность регистрируемого сигнала по времени. От частоты квантования зависит качество ЭЭГ-сигнала на экране монитора. Неоправданное повышение частоты квантования не улучшает качество отображения сигнала, но существенно увеличивает его объем при хранении.

Уровень собственных шумов усилителя / The amplifier's own noise level

Этот параметр имеет особое значение при регистрации низкоамплитудной ЭЭГ, например в палате интенсивной терапии или при диагностике смерти мозга. Но и при обычных рутинных ЭЭГ-обследованиях уровень собственных шумов усилителя является его важной характеристикой, влияющей на качество регистрируемого сигнала.

Возможность онлайн-измерения импеданса / Online impedance measurement capability

Данная функция особенно важна при проведении длительных ЭЭГ-обследований для контроля качества наложения электродов.

Встроенный калибратор для проверки работоспособности каналов ЭЭГ / Built-in calibrator for checking the operability of EEG channels

Перед проведением ЭЭГ-обследования необходимо убедиться в работоспособности ЭЭГ-каналов усилителя и АЦП. Для этого служит встроенный калибратор, который генерирует синусоидальный или прямоугольный калибровочный сигнал заданной амплитуды.

Аналоговые фильтры / Analog filters

Еще одной важной технической характеристикой электроэнцефалографа можно считать встроенные аналоговые фильтры. Фильтрация сигнала помогает выде-

лить из него полезную информацию, отсеив шумов и помехи. Существует три вида аппаратных фильтров: *фильтр верхних частот* (ФВЧ), *фильтр нижних частот* (ФНЧ) и *фильтр подавления синфазной помехи* (сетевой или режекторный) [10].

ФВЧ подавляет низкочастотную составляющую сигнала. Например, ФВЧ частотой 1 Гц будет подавлять медленноволновую активность менее 1 Гц. Для регистрации ЭЭГ-сигнала рекомендуется значение ФВЧ, не превышающее 0,5 Гц [4].

ФНЧ подавляет высокочастотные компоненты сигнала. Например, ФНЧ частотой 35 Гц будет подавлять все частоты выше 35 Гц. Для регистрации ЭЭГ-сигнала рекомендуется значение ФНЧ не менее 70 Гц [4].

Совокупность частот ФВЧ и ФНЧ определяет входной частотный диапазон регистрируемого сигнала. Для ЭЭГ-сигнала этот диапазон традиционно считался от 0,5 до 35 Гц, но в новых клинических рекомендациях Международной Противозепилептической Лиги (англ. International League Against Epilepsy, ILAE) и Международной федерации клинической нейрофизиологии 2022 г. [9] этот диапазон расширен и теперь составляет от 0,5 до 70 Гц.

Степень подавления синфазной помехи (англ. common mode rejection ratio, CMRR) характеризует способность усилителя бороться с частотой питающей сети 50 Гц (или 60 Гц). У современных усилителей данный показатель может достигать 110–120 дБ. Для подавления синфазной помехи применяется тракт с обратной связью, в котором задействуется общий заземляющий электрод. Благодаря именно этой схемотехнической возможности современные электроэнцефалографы могут регистрировать ЭЭГ в неэкранированных помещениях.

Кроме аналоговых фильтров, работающих на уровне аппаратуры, при просмотре ЭЭГ-сигнала на экране компьютера используются и программные (цифровые) фильтры.

ОСОБЕННОСТИ СОВРЕМЕННЫХ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФОВ / FEATURES OF MODERN ELECTROENCEPHALOGRAPHS

Микропроцессорные схемы / Microprocessor circuits

В настоящее время разработаны микропроцессорные схемы для регистрации ЭЭГ, содержащие в своем составе и тракт усиления, и АЦП. При этом такие микросхемы довольно миниатюрны (рис. 19, 20), что позволило производителям создавать носимые регистраторы ЭЭГ.

Активные электроды / Active electrodes

Развитие современной микроэлектроники позволило создать настолько миниатюрные электронные схемы усиления и оцифровки ЭЭГ-сигнала (см. рис. 20), что их удалось поместить в корпус ЭЭГ-электрода (рис. 21). Такой электрод имеет собственное питание и в месте контакта с кожей головы осуществляет преобразование ЭЭГ-сигнала в цифровую форму, а потом передает его в компьютер (рис. 22).

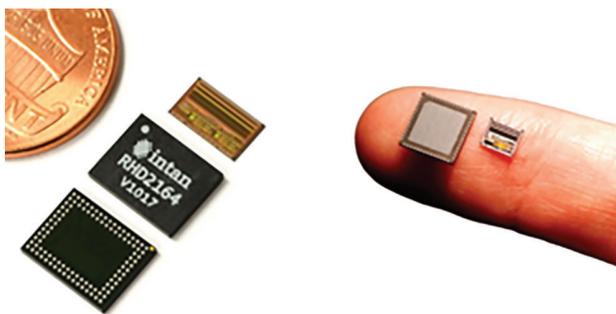


Рисунок 19. Чип для регистрации 64-канальной электроэнцефалограммы

Figure 19. Chip for 64-channel electroencephalogram recording



Рисунок 20. Миниатюрная микросхема для регистрации электроэнцефалограммы

Figure 20. Miniature microcircuit for electroencephalogram recording

Стимуляторы / Stimulators

Кроме регистрации биоэлектрической активности головного мозга современные электроэнцефалографы содержат ряд встроенных стимуляторов, которые необходимы для проведения различных функциональных (нагрузочных, стимуляционных) проб, а также регистрации вызванных потенциалов мозга. В перечень типовых стимуляторов, которыми оснащают современные ЭЭГ-регистраторы, входят:

- фотостимулятор (типа «вспышка»), который применяется для провокационной пробы во время проведения рутинной ЭЭГ, устанавливается на расстоянии 30 см от

глаз обследуемого [4] и генерирует вспышки заданной частоты, длительности и яркости;

- фоностимулятор (или аудиостимулятор), который реже, но все-таки используется в качестве провокационной пробы при ЭЭГ-обследованиях (более распространенная область применения аудиостимулятора – регистрация слуховых вызванных потенциалов);

- паттерн-стимулятор для регистрации зрительных вызванных потенциалов мозга;

- токовый стимулятор для регистрации соматосенсорных вызванных потенциалов (может также использоваться в качестве болевой активационной пробы при регистрации ЭЭГ в палатах интенсивной терапии у критически больных пациентов для оценки реактивности ЭЭГ).

Помимо встроенных стимуляторов могут применяться и внешние стимуляторы, подключаемые к блоку регистратора с помощью синхровхода и синхровыхода. Усилитель обычно содержит синхровход, а стимулятор – синхровыход. В момент стимула стимулятор посылает сигнал на свой синхровыход, который посредством кабеля поступает на синхровход усилителя. Таким образом, работа двух устройств синхронизируется.

В качестве внешнего стимулятора, например, может использоваться магнитный стимулятор для проведения ЭЭГ в сочетании с транскраниальной магнитной стимуляцией.

Обычно любые стимуляторы характеризуются диапазоном частот стимуляции и амплитудным диапазоном стимулов. Параметры задаются в программе на компьютере в соответствии с нуждами конкретного обследования и особенностями пациента. В рекомендациях экспертного совета РПЭЛ по регистрации рутинной ЭЭГ [4] прописаны типовые программы стимуляции.

Встроенный генератор калибровочного сигнала / Built-in calibration signal generator

Как правило, все современные ЭЭГ-регистраторы имеют в своем составе встроенный генератор калибровочного сигнала. В ранних моделях такие генераторы обычно выдавали прямоугольный сигнал определенной частоты и амплитуды (рис. 23). Современные регистраторы имеют несколько вариантов формы калибровочного сигнала (прямоугольная, синусоидальная) с возможностью задания частоты и амплитуды.

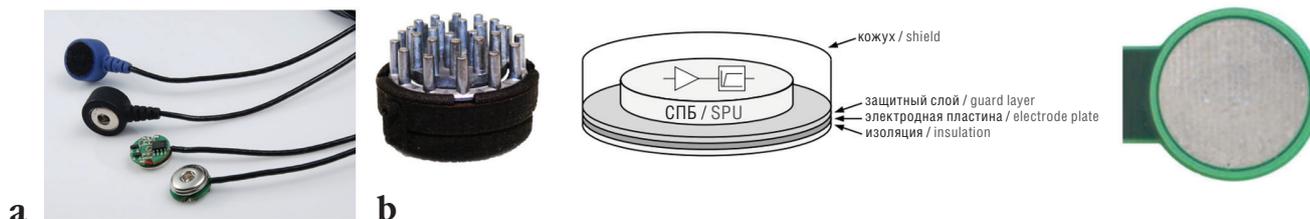


Рисунок 21. Активные электроды (а) содержат внутри усилитель и аналого-цифровой преобразователь (б). СПБ – синергичный процессорный блок

Figure 21. Active electrodes (a) contain an amplifier and an analog-to-digital converter (b). SPU – synergistic processing unit



Рисунок 22. Носимая система на базе активных электродов с беспроводным интерфейсом передачи данных

Figure 22. Wearable system based on active electrodes with a wireless data interface

Запись калибровочного сигнала перед началом ЭЭГ-обследования рекомендована для подтверждения работоспособности всех каналов усилителя. Это особенно важно, когда результаты являются вопросом жизни и смерти – например, при проведении ЭЭГ в палатах интенсивной терапии или для диагностики смерти мозга.

Дополнительные каналы регистрации / Additional registration channels

Кроме ЭЭГ-каналов, предназначенных для регистрации биоэлектрической активности головного мозга, современные электроэнцефалографы содержат и дополнительные каналы.

ЭКГ-канал

Синхронная регистрация одного канала электрокардиограммы (ЭКГ) предусмотрена клиническими рекомендациями экспертного совета РПЭЛ по регистрации

рутинной ЭЭГ [4]. Обычно ЭКГ во время рутинной ЭЭГ-записи регистрируется с конечностей с помощью электродов типа «прищепка» (рис. 24а). При длительных обследованиях может использоваться регистрация со второго стандартного отведения с помощью одноразовых гидрогелевых электродов (рис. 24б).

Основное назначение ЭКГ-канала при записи ЭЭГ – дифференциация ЭКГ-артефакта на кривых ЭЭГ от реальной островолновой активности. Кроме того, канал ЭКГ используется для контроля частоты сердечных сокращений во время регистрации обследования и эпизодов пароксизмальной электрической активности головного мозга.

ЭОГ-канал

Канал регистрации электроокулограммы (ЭОГ) во время ЭЭГ-обследований представлен в клинических рекомендациях ILAE, содержащих минимальные стандарты для записи обычной ЭЭГ и ЭЭГ сна [11]. ЭОГ-канал помогает дифференцировать артефакт от движения глазных яблок и моргания от медленноволновой активности на ЭЭГ (рис. 25).

ЭМГ-канал

Канал регистрации электромиографии (ЭМГ) служит для регистрации электрической активности мышц. Во время ЭЭГ-обследований он может применяться для дифференциации мышечных артефактов движения или напряжения. Часто ЭМГ-сигнал используется при проведении терапии методом биологической обратной связи.

Канал дыхания

Канал дыхания иногда регистрируется во время ЭЭГ-обследований, но чаще этот метод используется в полисомнографических (ПСГ) обследованиях для контроля амплитуды и частоты дыхательных движений.

SpO₂-канал

Канал регистрации уровня сатурации кислорода в крови (SpO₂) иногда применяется при длительных ЭЭГ-обследованиях, но чаще при ПСГ-обследованиях (рис. 26).

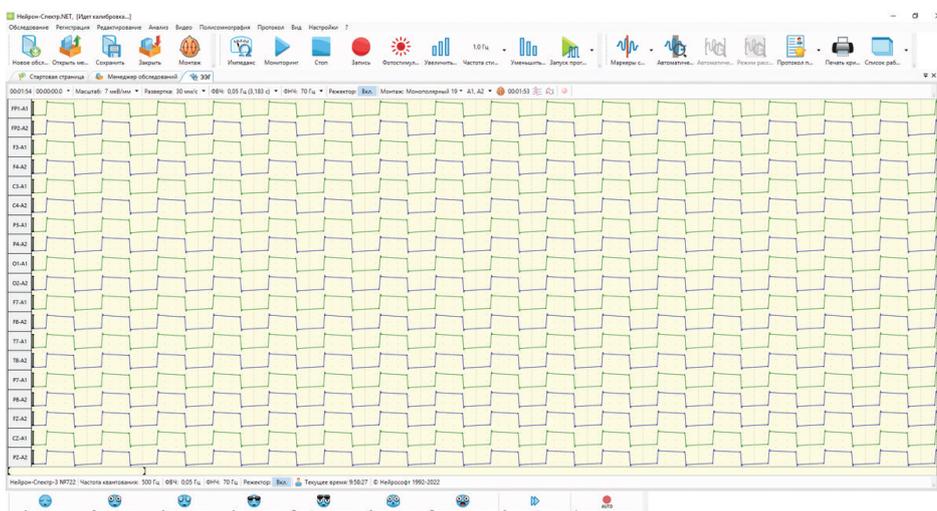


Рисунок 23. Калибровочный сигнал прямоугольной формы частотой 2 Гц и амплитудой 50 мкВ

Figure 23. 2 Hz, 50 μ V square wave calibration signal

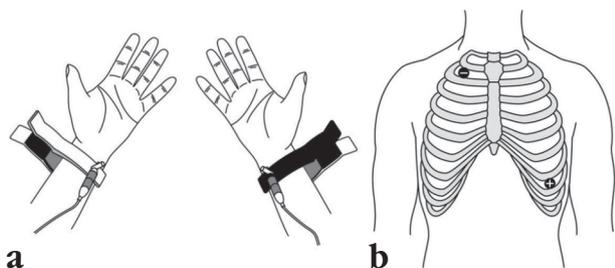


Рисунок 24. Варианты наложения электродов для регистрации электрокардиограммы во время проведения электроэнцефалографического обследования (a, b)

Figure 24. Options for applying electrodes for electrocardiogram recording during electroencephalographic examination (a, b)

Экскурия грудной клетки и брюшной стенки

Экскурия грудной клетки и брюшной стенки регистрируется во время ПСГ-обследований для дифференциации обструктивных и центральных апноэ.

Канал храпа

Канал храпа регистрируется во время ночных ПСГ-обследований для фиксации эпизодов храпа.

DC-каналы

Каналы постоянного тока (англ. direct current, DC) предназначены для подключения к ЭЭГ-регистратору сторонних датчиков, выдающих на выходе сигнал в виде разности потенциалов.

Интерфейс связи с компьютером / Computer communication interface

После того как сигнал ЭЭГ усилен и оцифрован, его необходимо передать в компьютер для обработки и отображения. Для этого может применяться один из интерфейсов связи.

USB – простое в использовании, высокоскоростное и надежное соединение. Преимущество USB-подключения в том, что по одному кабелю осуществляется и электропитание ЭЭГ-регистратора, и передача данных. Это очень удобно на практике. Основной недостаток – ограниченная длина кабеля USB.

LAN – подключение по локальной компьютерной сети. Преимущество в неограниченной длине кабеля. Недостаток – необходимость дополнительного питания ЭЭГ-регистратора. С помощью протокола PoE (англ. Power over Ethernet) питание блока усилителя может осуществляться по кабелю подключения.

Optical – преимущество оптического кабеля связи в том, что регистратор не имеет электрического контакта с компьютером (снижение помех от электросети), но при этом необходимо дополнительное питание от батареи либо сети. Кроме того, существенный недостаток такого интерфейса – хрупкость оптоволоконного кабеля и его высокая стоимость.

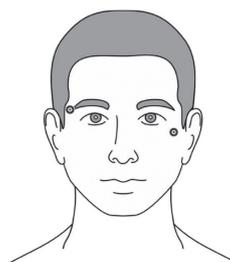


Рисунок 25. Наложение электродов для регистрации канала электроокулограммы

Figure 25. Application of electrodes for electrooculogram channel recording

Bluetooth – беспроводный интерфейс ближнего действия (до 10 м). Преимущество – простота подключения и применения. Недостаток – малый радиус действия, необходимость питания от встроенных батарей или аккумуляторов.

Wi-Fi – беспроводный интерфейс дальностью действия до 100 м. Преимущества – свобода пациента от кабеля подключения, большой радиус действия [12]. Недостаток – необходимость питания от встроенных батарей или аккумуляторов.

Собственный проприетарный интерфейс – например, радиоинтерфейс производителя. Может нивелировать перечисленные выше недостатки, но имеет и собственные ограничения.

Обработка ЭЭГ-сигнала в компьютере / EEG signal computer processing

Когда регистрируемые ЭЭГ-сигналы переданы в компьютер, специализированное программное обеспечение (рис. 27) занимается их обработкой, отображением на экране и хранением.

Цифровая фильтрация

Кроме описанной выше аналоговой фильтрации, которая проводится на уровне схемотехники ЭЭГ-регистратора, в компьютерной программе также предусмотрены инструменты для дополнительной фильтрации записанного сигнала. Фильтрация необходима для очистки записи от шумов, борьбы с артефактами. В программе применяется цифровая фильтрация, т.к. сигнал в компьютер поступает уже в оцифрованном виде.

В соответствии с рекомендациями экспертного совета РПЭЛ по регистрации рутинной ЭЭГ [4] сигнал должен быть отфильтрован в полосе от 0,5 до 70 Гц. Именно в этой полосе частот лежит основной полезный сигнал. Используется несколько видов цифровых фильтров.

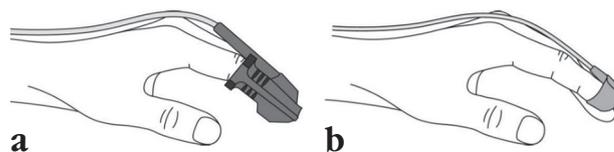


Рисунок 26. Для регистрации уровня сатурации кислорода в крови может применяться многоразовый (a) или одноразовый (b) датчик на палец

Figure 26. A reusable (a) or disposable (b) finger sensor may be used to record level of blood oxygen saturation

ФВЧ помогает отфильтровать паразитные медленно-волновые колебания, справиться с постоянной составляющей на ЭЭГ. Иногда для анализа сверхмедленной ЭЭГ-активности данный фильтр отключают или устанавливают значения, близкие к 0 Гц. Диапазон установки ФВЧ – от 0,01 до 10 Гц.

ФНЧ фильтрует быстрые частоты, которые не нужно видеть на ЭЭГ. Раньше такой фильтр традиционно устанавливался на значение 35 Гц, но в современных рекомендациях прописано значение 70 Гц [9]. Это связано с тем, что ФНЧ на 35 Гц может существенно снижать амплитуду спайков и острых волн, частота которых может превышать 35 Гц. При желании просмотреть и проанализировать более высокие частоты фильтр можно отключить или установить более высокие значения. Диапазон установки ФНЧ – от 15 до 500 Гц.

Режекторный фильтр предназначен для подавления синфазной помехи от питающей сети (50 или 60 Гц). Обычно применяется рекурсивный фильтр, но его недостаток состоит в том, что он грубо вырезает из сигнала частоты около 50 Гц, и если в этой частотной области будет находиться полезный сигнал (например, спайки и острые волны), то он тоже подвергнется резекции. В современных компьютерных программах помимо рекурсивного применяется так называемый адаптивный режекторный фильтр, который вырезает из сигнала только чистую синусоиду 50 Гц, не повреждая полезный сигнал.

Полосовой фильтр может применяться для того, чтобы дополнительно отфильтровать сигнал в заданной полосе частот. Например, с помощью такого фильтра можно отфильтровать только альфа-диапазон от 8 до 14 Гц.

Современные компьютерные программы по обработке ЭЭГ, как правило, позволяют хранить ЭЭГ-сигнал в нефилтрованном виде, применяя фильтрацию только во

время вывода ЭЭГ-кривых на экран компьютера. Это дает возможность изменять фильтры в любой момент регистрации или просмотра обследования.

Следует помнить, что, хотя фильтрация ЭЭГ-сигнала полезна для удаления шумов и помех, любая фильтрация вносит искажения в исходный сигнал. Например, цифровые фильтры могут иметь транспортную задержку. Эти особенности важно учитывать при анализе записанных данных [13].

Сглаживание ЭЭГ-кривых на экране дисплея

На мониторе компьютера изображение формируется с помощью пикселей, и кривые ЭЭГ-сигналов на экране имеют ступенчатую форму. Это особенно заметно при низком разрешении дисплея. В современных программах для просмотра и анализа ЭЭГ применяют различные аппаратные и программные методы сглаживания, которые позволяют просматривать ЭЭГ-кривые в хорошем качестве (рис. 28, 29).

Просмотр и анализ ЭЭГ

Кроме визуального анализа проведенной записи ЭЭГ-сигнала современные компьютерные программы по обработке ЭЭГ позволяют проводить различные математические манипуляции [14, 16], осуществлять автоматический поиск феноменов пароксизмальной активности, существенно сокращая время, затрачиваемое на анализ ЭЭГ-записи (рис. 30). Подробно возможности программного обеспечения будут рассмотрены в следующей статье.

Подготовка заключения ЭЭГ-обследования

Как правило, любое ЭЭГ-обследование завершается написанием заключения специалиста [16]. Современное программное обеспечение имеет встроенные функции

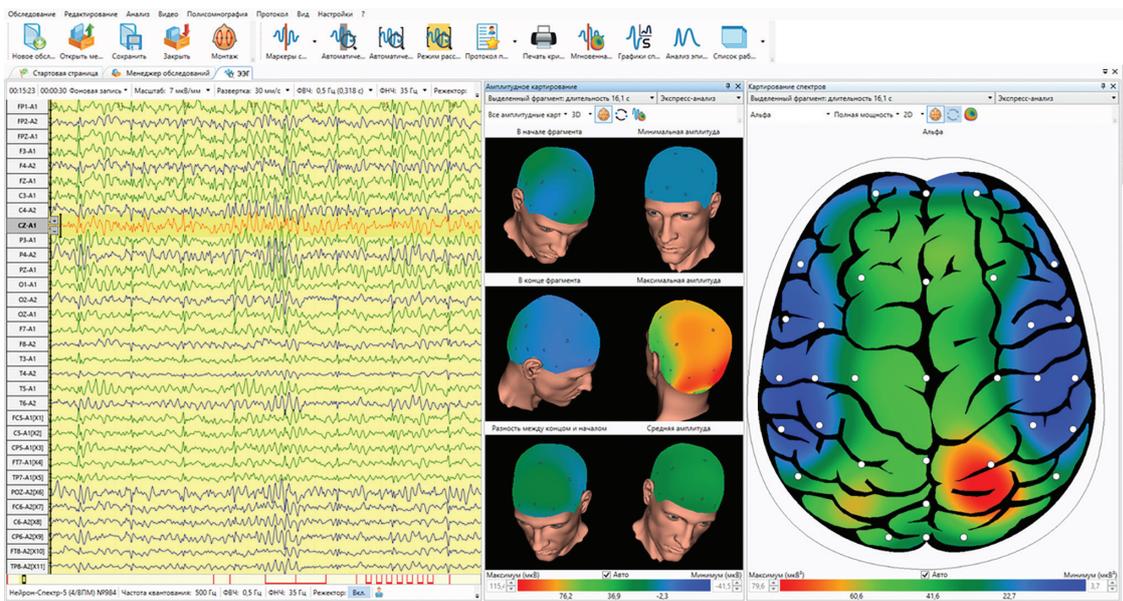


Рисунок 27. Программа для просмотра и анализа электроэнцефалограмм

Figure 27. Software for electroencephalogram revision and analysis

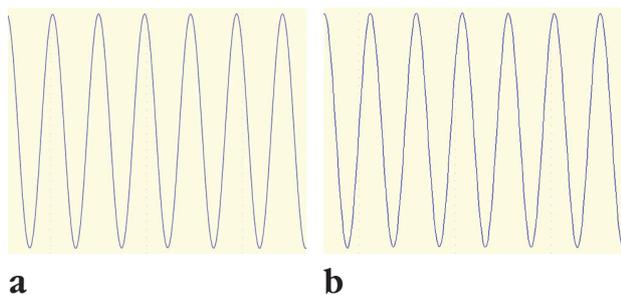


Рисунок 28. Сравнение отображения синусоиды частотой 10 Гц на экране компьютера с применением алгоритма программного сглаживания (а) и без него (b)

Figure 28. Comparison of a 10 Hz sine wave displayed on computer screen with (a) and without (b) software smoothing algorithm

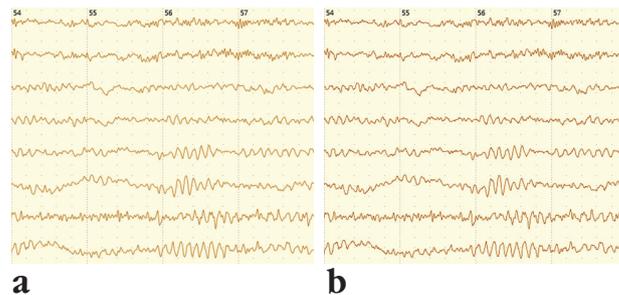


Рисунок 29. Сравнение кривых электроэнцефалограммы (ЭЭГ) на экране компьютера с применением алгоритма программного сглаживания (а) и без него (b). Представлен один и тот же фрагмент ЭЭГ-записи

Figure 29. Comparison of electroencephalogram (EEG) curves on a computer screen with (a) and without (b) software smoothing algorithm. Same fragment of the EEG recording is presented



Рисунок 30. Просмотр и анализ электроэнцефалограммы на компьютере с использованием специализированного программного обеспечения

Figure 30. Electroencephalogram computerized revision and analysis using specialized software package

автоматической генерации заключений ЭЭГ-обследований по заранее сформированному шаблону, чтобы сократить время на написание заключения вручную (рис. 31). Тем не менее программный алгоритм может составлять только техническую часть протокола, а постановка диагноза, формулирование окончательного заключения, конечно, остаются прерогативами специалиста.

Примеры современного ЭЭГ-оборудования / Examples of modern EEG equipment

На рисунках 32, 33 представлены примеры современного ЭЭГ-оборудования.

Существуют и довольно специфические регистраторы ЭЭГ, предназначенные для определенных областей использования. Например, японский электроэнцефалограф компании Nihon Kohden предназначен для реги-

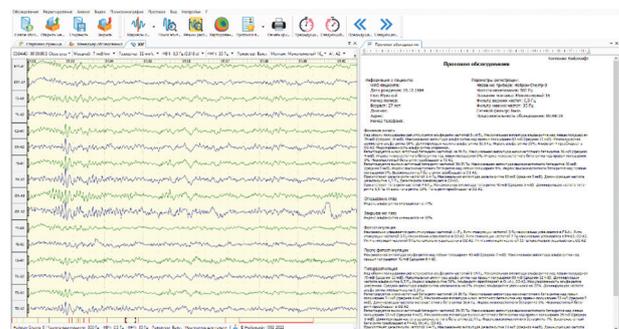


Рисунок 31. Автоматически сгенерированный протокол электроэнцефалографического обследования

Figure 31. Automatically generated electroencephalographic examination protocol

Практические и технические аспекты ЭЭГ / EEG practical and technical aspects

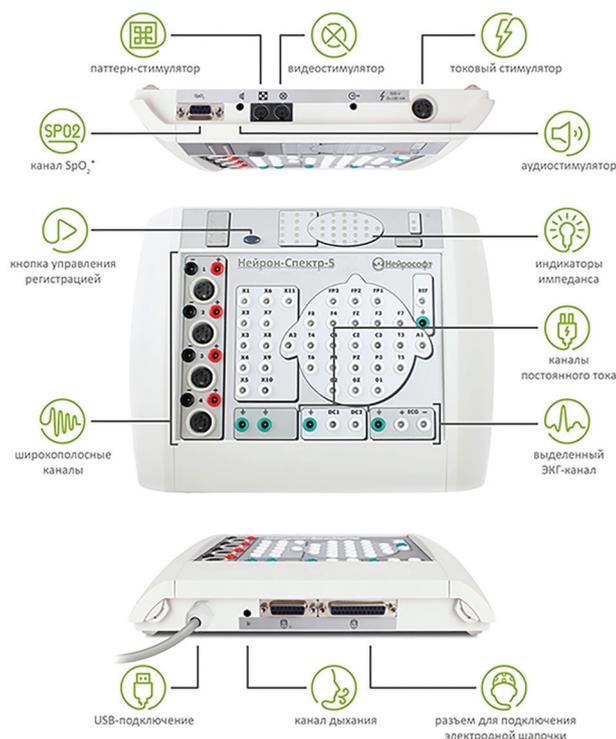


Рисунок 32. Строение современного электроэнцефалографа на примере «Нейрон-Спектр-5»

Figure 32. The design of modern electroencephalograph illustrated by Neuron-Spectrum-5

страции ЭЭГ при экстренных ситуациях, а также в отделениях реанимации и интенсивной терапии (рис. 34).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ / CONCLUSION

В представленном материале рассмотрено устройство современного электроэнцефалографа – начиная от электродов и трактов усиления аналогового сигнала до его оцифровки, передачи в компьютер, обработки и формирования заключения ЭЭГ-обследования. Знание технических основ работы ЭЭГ-оборудования позволит медицинскому персоналу в полной мере использовать его возможности. В конечном итоге это приведет к повышению качества медицинского обслуживания.

В следующих публикациях данной рубрики будут рассмотрены возможности программного обеспечения по количественному анализу ЭЭГ-сигналов.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Киреев А.В., Ледеява В.С., Резниченко А.А. Принципы разработки усилителей биопотенциалов и метод обработки данных о реакции организма. *Инженерный вестник Дона*. 2012; 4-2: 24.
2. Jasper H.H. The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1958; 10: 371–5.
3. Seeck M., Koessler L., Bast T., et al. The standardized EEG electrode array of the IFCN. *Clin Neurophysiol*. 2017; 128 (10): 2070–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.06.254>.
4. Рекомендации экспертного совета по нейрофизиологии Российской Противозепилептической Лиги по регистрации рутинной ЭЭГ. *Эпилепсия и пароксизмальные состояния*. 2016; 8 (4): 99–108.
5. Guideline 1: Minimum technical requirements for performing clinical electroencephalography. *J Clin Neurophysiol*. 2006; 23 (2): 86–91. <https://doi.org/10.1097/00004691-200604000-00002>.
6. Александров М.В. (ред.) *Электроэнцефалография*. СПб.: СпецЛит; 2020: 224 с.
7. Зенков Л.Р. *Клиническая энцефалография (с элементами*

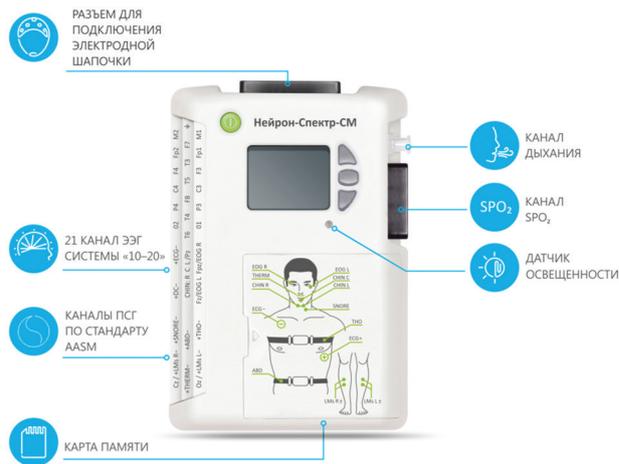


Рисунок 33. Строение беспроводного регистратора на примере «Нейрон-Спектр-СМ»

Figure 33. The design of wireless recorder illustrated by Neuron-Spectrum-SM



Рисунок 34. Носимая на голове система для регистрации электроэнцефалограммы. Данное решение разработано для использования в палатах интенсивной терапии и отделениях реанимации и интенсивной терапии

Figure 34. Head-worn system for electroencephalogram recording. Designed for use in intensive care unit and emergency room

- эпилептологии). 8-е изд. М.: МЕДпресс-информ; 2017: 360 с. URL: https://static-eu.insales.ru/files/1/6854/3136198/original/klinich_electroenzefalografija.pdf (дата обращения 29.11.2022).
8. Худяков Г.И. Теорема отсчетов теории сигналов и ее создатели. *Радиотехника и электроника*. 2008; 53 (9): 1157–68.
 9. Tatum W.O., Mani J., Jin K., et al. Minimum standards for inpatient long-term video-EEG monitoring: a clinical practice guideline of the International League Against Epilepsy and International Federation of Clinical Neurophysiology. *Clin Neurophysiol*. 2022; 134: 111–28. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2021.07.016>.
 10. Якимов Е.В. Цифровая обработка сигналов. 2-е изд. Томск: Издательство Томского политехнического университета; 2011: 168 с. URL: https://portal.tpu.ru/SHARED/s/SOCRAT1975/eng/academics/Tab/DSP_Textbook_2011.pdf (дата обращения 29.11.2022).
 11. International League Against Epilepsy. Proposed guideline: minimum standards for recording routine and sleep EEG. URL: <https://www.ilae.org/guidelines/guidelines-and-reports/proposed-guideline-minimum-standards-for-long-term-video-eeg-monitoring> (дата обращения 29.11.2022).
 12. Иванов А.А. Телемедицинские решения для инструментальной диагностики на дому у пациента в условиях пандемии. *Журнал телемедицины и цифрового здравоохранения*. 2021; 7 (1): 25–34. <https://doi.org/10.29188/2542-2413-2021-7-1-25-34>.
 13. Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика. 4-е изд. М.: Форум; 2007: 639 с.
 14. Budzinski T.H., Budzynski H.K., Evans J.R., Abarbanel A. (Eds.) Introduction to quantitative EEG and neurofeedback. Advanced theory and applications. 2nd ed. Academic Press; 2008: 528 pp.
 15. Kropotov J.D. Quantitative EEG, event-related potentials and neurotherapy. 1st ed. Academic Press; 2010: 924 pp.
 16. Методические рекомендации «Методика регистрации и формирования заключения по ЗЭГ». Департамент здравоохранения города Москвы, 2021. URL: <https://neurosoft.com/files/catalog/catalog/753/ru/files/Methodika-registracii-i-formirovaniya-zaklyucheniya-po-EEG--Moskva--2021.pdf> (дата обращения 29.11.2022).

REFERENCES:

1. Kireev A.V., Ledyayeva V.S., Resnichenko A.A. Principles for the development of biopotential amplifiers and method of processing data on reactions. *Engineering Journal of Don*. 2012; 4-2: 24 (in Russ.).
2. Jasper H.H. The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1958; 10: 371–5.
3. Seeck M., Koessler L., Bast T., et al. The standardized EEG electrode array of the IFCN. *Clin Neurophysiol*. 2017; 128 (10): 2070–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.06.254>.
4. Guidelines for carrying out of routine EEG of Neurophysiology Expert Board of Russian League Against Epilepsy. *Epilepsia i paroksizmal'nye sostoania / Epilepsy and Paroxysmal Conditions*. 2016; 8 (4): 99–108 (in Russ.).
5. Guideline 1: Minimum technical requirements for performing clinical electroencephalography. *J Clin Neurophysiol*. 2006; 23 (2): 86–91. <https://doi.org/10.1097/00004691-200604000-00002>.
6. Aleksandrov M.V. (Ed.) Electroencephalography. Saint Petersburg: SpetsLit; 2020: 224 pp. (in Russ.).
7. Zenkov L.R. Clinical encephalography (with elements of epileptology). 8th ed. Moscow: MEDpress-inform; 2017: 360 pp. Available at: https://static-eu.insales.ru/files/1/6854/3136198/original/klinich_electroenzefalografija.pdf (in Russ.) (accessed 29.11.2022).
8. Khudyakov G.I. The sampling theorem of signal theory and its creators. *Radiotekhnika i Elektronika*. 2008; 53 (9): 1157–68 (in Russ.).
9. Tatum W.O., Mani J., Jin K., et al. Minimum standards for inpatient long-term video-EEG monitoring: a clinical practice guideline of the International League Against Epilepsy and International Federation of Clinical Neurophysiology. *Clin Neurophysiol*. 2022; 134: 111–28. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2021.07.016>.
10. Yakimov E.V. Digital signal processing. 2nd ed. Tomsk; 2011: 168 pp. Available at: https://portal.tpu.ru/SHARED/s/SOCRAT1975/eng/academics/Tab/DSP_Textbook_2011.pdf (in Russ.) (accessed 29.11.2022).
11. International League Against Epilepsy. Proposed guideline: minimum standards for recording routine and sleep EEG. Available at: <https://www.ilae.org/guidelines/guidelines-and-reports/proposed-guideline-minimum-standards-for-long-term-video-eeg-monitoring> (accessed 29.11.2022).
12. Ivanov A.A. Telemedical solutions for instrumental diagnostics at home in a patient in a pandemic. *Russian Journal of Telemedicine and E-Health*. 2021; 7 (1): 25–34 (in Russ.). <https://doi.org/10.29188/2542-2413-2021-7-1-25-34>.
13. Kulaichev A.P. Computer electrophysiology and functional diagnostics. 4th ed. Moscow: Forum; 2007: 639 pp. (in Russ.).
14. Budzinski T.H., Budzynski H.K., Evans J.R., Abarbanel A. (Eds.) Introduction to quantitative EEG and neurofeedback. Advanced theory and applications. 2nd ed. Academic Press; 2008: 528 pp.
15. Kropotov J.D. Quantitative EEG, event-related potentials and neurotherapy. 1st ed. Academic Press; 2010: 924 pp.
16. Methodological recommendations "Methods of registration and formation of an EEG conclusion". Department of Health of the City of Moscow, 2021. Available at: <https://neurosoft.com/files/catalog/catalog/753/ru/files/Methodika-registracii-i-formirovaniya-zaklyucheniya-po-EEG--Moskva--2021.pdf> (in Russ.) (accessed 29.11.2022).

Сведения об авторе

Иванов Алексей Алексеевич – руководитель отдела управления продуктами ООО «Нейрософт» (Иваново, Россия). ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0003-2605-6830>. E-mail: iva@neurosoft.com.

About the author

Alexey A. Ivanov – Head of Product Management Department, Neurosoft LLC (Ivanovo, Russia). ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0003-2605-6830>. E-mail: iva@neurosoft.com.