

(19)



**Евразийское  
патентное  
ведомство**

(21) **202391802** (13) **A1**

**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ**

(43) Дата публикации заявки  
**2023.09.06**

(51) Int. Cl. **A61B 5/00** (2006.01)  
**A61B 5/291** (2021.01)  
**A61B 5/296** (2021.01)  
**A61B 5/297** (2021.01)  
**A61B 5/16** (2006.01)

(22) Дата подачи заявки  
**2021.12.22**

**(54) СИСТЕМЫ И СПОСОБЫ ДЛЯ АНАЛИЗА ПРИЗНАКОВ НА ОСНОВЕ СИГНАЛОВ С ЦЕЛЮ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КЛИНИЧЕСКИХ РЕЗУЛЬТАТОВ**

(31) **63/129,357**

(32) **2020.12.22**

(33) **US**

(86) **PCT/US2021/064949**

(87) **WO 2022/140602 2022.06.30**

(71) Заявитель:

**РИДЖЕНЕРОН  
ФАРМАСЬЮТИКАЛЗ, ИНК. (US)**

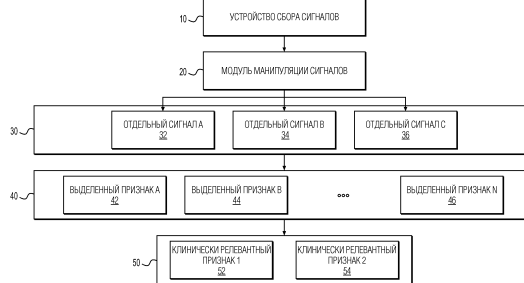
(72) Изобретатель:

**Уиппермен Мэттью Ф., У Сюэфан,  
Чэнь Ицзыин, Элейдж Райнол, Хэмон  
Сара, Харари Оливье, Шэнь Тун (US)**

(74) Представитель:

**Медведев В.Н. (RU)**

(57) Настоящее изобретение предлагает способы для получения отдельных электрических сигналов, сформированных в зависимости от части тела, формирования множества выделенных признаков на основании отдельных электрических сигналов, идентификации клинически релевантных признаков из множества выделенных признаков, при этом клинически релевантные признаки соответствуют порогу, установленному по клиническому результату.



**A1**

**202391802**

**202391802**

**A1**

## ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

2420-578354EA/072

### **СИСТЕМЫ И СПОСОБЫ ДЛЯ АНАЛИЗА ПРИЗНАКОВ НА ОСНОВЕ СИГНАЛОВ С ЦЕЛЬЮ ОПРЕДЕЛЕНИЯ КЛИНИЧЕСКИХ РЕЗУЛЬТАТОВ**

#### ПЕРЕКРЕСТНАЯ ССЫЛКА НА РОДСТВЕННЫЕ ЗАЯВКИ

[0001] Для настоящей заявки испрашивается приоритет по предварительной заявке США № 63/129,357, поданной 22 декабря 2020 г., которая в полном объеме включена в настоящую заявку путем отсылки.

#### ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

[0002] Варианты осуществления, раскрытые в настоящем документе, относятся к системам и способам для профилирования признаков, полученных из сигналов (например, сигналов, основанных на биометрических указателях у субъекта, использующего биометрическое устройство, в том числе, но без ограничения, носимые устройства), для применения в клинических результатах. Клинические результаты могут включать в себя раннее распознавание и/или лечение потенциального заболевания или расстройства, испытываемого пациентом. Раскрываются также аспекты примерного носимого биометрического устройства.

#### ВВЕДЕНИЕ

[0003] Идентификация статистических данных для обеспечения клинических результатов (например, для клинических испытаний, для выявления заболевания или нарушения здоровья, для планирования лечения и т.п.) является сложной задачей ввиду типа, объема и/или глубины доступных данных.

[0004] Например, различные нервно-мышечные расстройства затрагивают нервы, переносящие электрические сигналы, которые управляют произвольно сокращающимися мышцами. Расстройства поражают и могут прогрессивно истощать нервы, приводя к атрофии и, со временем, гибели мышц. Одним из примеров нервно-мышечного расстройства является тяжелая миастения (Myasthenia Gravis (MG)), которая вызывает такие лицевые аффекты, как опущение верхнего века (птоз), двоение зрения (диплопия) и/или нарушение механизма лицевых экспрессий. Тяжелая миастения (MG) может дополнительно вызывать затруднение речи, дыхания, жевания и/или глотания. Медработники традиционно проводят скрининг пациентов для выявления нервно-мышечных расстройств путем наблюдения и самооценок (например, результатов по оценкам пациентов). Например, исследование может заключаться в выполнении клиницистом балльной оценки (далее, оценки) по опроснику наблюдаемых пациентом его физиологических аффектов (например, птоза и взгляда) и способности выполнять некоторые действия (например, смыкать глаз, говорит и жевать). Такие способы не точны, поскольку наблюдения являются субъективными, и поскольку пациент может адаптировать свои поведенческие реакции со временем, чтобы компенсировать проблематичные симптомы. При посещениях врача, пациенты часто неполно сообщают о симптомах, относящихся к жеванию и глотанию, и степенях тяжести из-за адаптации

пациентов к питанию более мягкой и жидкой пищей, особенно, когда пациенты имеют симптомы долговременно. Следовательно, существующие способы оценки, которые применялись клинически, могут приводить к неправильным и ошибочным диагнозам и путям лечения. По сути, существует неудовлетворенная медицинская потребность в точной, объективной и количественной оценке симптомов и их степеней тяжести у пациентов.

[0005] Использование статистических данных для получения диагнозов и лечения может обеспечивать результаты, базирующиеся на объективных данных. Однако применение статистических данных осложняется из-за типа, объема и/или глубины доступных данных для заданного исследования. Например, данные, применимые для идентификации одного клинического результата, могут быть неприменимы для идентификации другого клинического результата. Кроме того, заданные параметр данных, механизм сбора сигналов и/или действие в процессе сбора сигналов могут быть оптимальными для первого клинического выхода, но неоптимальными для второго клинического выхода.

[0006] Соответственно существует потребность в улучшенных методах выполнения оценки, постановки диагнозов и назначении лечений пациентам с нервно-мышечными расстройствами.

#### СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0007] Аспекты настоящего изобретения относятся к анализу признаков на основе сигналов. В одном аспекте, настоящее изобретение относится к способу, включающему в себя этап получения отдельных электрических сигналов, сформированных в зависимости от части тела, этап формирования множества выделенных признаков на основании отдельных электрических сигналов и этап идентификации клинически релевантных признаков из множества выделенных признаков, при этом клинически релевантные признаки соответствуют порогу, установленному по клиническому результату.

[0008] Способ может также включать в себя применение клинически релевантных признаков для определения клинического результата, при этом клинический результат является каким-то одним из диагноза или плана лечения. Отдельные электрические сигналы могут быть сформированы по электрическому сигналу тела, сформированному частью тела. Отдельные электрические сигналы могут формироваться на основании движения части тела. Отдельные электрические сигналы могут формироваться на основании свойства части тела. Множество выделенных признаков может базироваться на одном или более из амплитудных признаков, частоты переходов через ноль, стандартного отклонения, дисперсии, среднеквадратического значения, коэффициента эксцесса, частоты, мощности полосы частот или асимметрии. Отдельные электрические сигналы могут формироваться носимым устройством, содержащим датчики, при этом носимое устройство может быть выполнено с возможностью формирования на выходе смешанного сигнала, и/или модуль разделения сигналов извлекает выделенные признаки из смешанного сигнала.

[0009] Например, модуль разделения сигналов может применять что-то одно или более из слепого разделения сигналов, слепого разделения источников, дискретного преобразования, преобразования Фурье, интегрального преобразования, двухстороннего преобразования Лапласа, преобразования Меллина, преобразования Хартли, кратковременного преобразования Фурье (или оконного преобразования Фурье) (STFT), кратковременного преобразования Фурье с прямоугольным окном, чирплет-преобразования, дробного преобразования Фурье (FRFT), преобразования Ханкеля, преобразования Фурье-Броза-Ягольницера или линейного канонического преобразования, чтобы извлекать выделенные признаки из смешанного сигнала. Для оценки выделенных признаков можно применять алгоритм случайного леса. Порог может быть порогом классификации методом случайного леса, и выделенные признаки, имеющие оценку методом случайного леса на уровне или выше порога классификации методом случайного леса, можно идентифицировать как клинически релевантные признаки. Порог может быть порогом надежности, и выделенные признаки, имеющие оценку надежности на уровне или выше порога надежности, можно идентифицировать как клинически релевантные признаки. Оценка надежности может основываться на чем-то одном или более из корреляции Спирмена, внутригрупповой корреляции (ICC), ковариации (CV), площади под кривой (AUC), кластеризации или Z-оценки.

[0010] В другом аспекте настоящее изобретение относится к системе, включающей в себя носимое устройство, включающее в себя множество датчиков, процессор, компьютерно-читаемое запоминающее устройство, хранящее команды, которые, при выполнении процессором, предписывают системе получать информацию об электрической активности субъекта из носимого устройства, при этом электрическая активность определяется множеством датчиков, и идентифицировать клинически релевантные признаки на основании информации об электрической активности.

[0011] Система может быть дополнительно выполнена с возможностью классификации клинически релевантных признаков как одну или более болезней, определения заболевания субъекта по одной или более болезням, определения масштаба заболевания и/или определение плана лечения на основании масштаба заболевания. Множество датчиков может включать в себя датчик электроэнцефалографии (ЭЭГ), датчик электроокулографии (ЭОГ), датчик электромиографии (ЭОГ), датчик изображения и/или датчик трекинга глаз. Клинически релевантные признаки можно идентифицировать с применением алгоритма машинного обучения.

#### КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ФИГУР

[0012] Прилагаемые чертежи, которые включены в настоящее описание и являются его частью, иллюстрируют различные примеры и, вместе с описанием, служат для пояснения принципов раскрываемых примеров и вариантов осуществления.

[0013] Аспекты изобретения могут быть реализованы в связи с вариантами осуществления, изображенными на прилагаемых чертежах. Данные чертежи представляют разные аспекты настоящего изобретения и, когда целесообразно, номера

позиций, поясняющие сходные конструкции, компоненты, материалы и/или элементы на разных фигурах являются одинаковыми. Следует понимать, что предполагается, что возможны различные комбинации конструкций, компонентов и/или элементов, отличающиеся от тех, которые конкретно показаны, и они находятся в пределах объема настоящего изобретения.

[0014] Вместе с тем, в настоящей заявке описано и проиллюстрировано много вариантов осуществления. Настоящее изобретение не ограничивается каким-либо одним его аспектом или вариантом осуществления, и не ограничивается какими-либо комбинациями и/или перестановками таких аспектов и/или вариантов осуществления. Кроме того, каждый из аспектов настоящего изобретения и/или вариантов его осуществления можно использовать по одному или в комбинации с одним или более из других аспектов настоящего изобретения и/или вариантов его осуществления. Для краткости, некоторые перестановки и комбинации не рассматриваются и/или не иллюстрируются отдельно в настоящей заявке. А именно, вариант осуществления или исполнения, описанный в настоящей заявке как «примерный», не следует истолковывать как предпочтительный или выгодный, например, по сравнению с другими вариантами осуществления или реализации; наоборот, вариант(ы) осуществления предполагается изображать и показывать, как «примерный(ые)» вариант(ы) осуществления.

[0015] Фиг. 1А - схема зависимостей, поясняющая выделение и отбор признаков, в соответствии с аспектами настоящего изобретения.

[0016] Фиг. 1В - блок-схема системы, изображающая примерное оголовье, в соответствии с аспектами настоящего изобретения.

[0017] Фиг. 2 - блок-схема системы, изображающая пример оборудования для реализации систем и процессов, в соответствии с аспектами настоящего изобретения.

[0018] Фиг. 3 - блок-схема, изображающая пример контроллера, в соответствии с аспектами настоящего изобретения.

[0019] Фиг. 4А и 4В - блок-схемы последовательностей операций, изображающие пример способа, выполняемого системой, в соответствии с аспектами настоящего изобретения.

[0020] Фиг. 4С - блок-схема последовательности операций, поясняющая идентификацию и применение клинически релевантных признаков, в соответствии с аспектами настоящего изобретения.

[0021] Фиг. 5 - ограничения существующих критериев клинических результатов, когда некоторые результаты подвержены ошибкам памяти.

[0022] Фиг. 6 - примерные выходные показания в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0023] Фиг. 7 - дополнительные примерные выходные показания в соответствии с аспектом настоящего изобретения.

[0024] Фиг. 8 - тепловая карта четырех (4) заданий и корреляции Z-оценок в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0025] Фиг. 9 - тепловая карта переменных параметров и действий, которая демонстрирует качественные различия между субъектами и между действиями, в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0026] Фиг. 10 - графическое представление результатов корреляции Спирмена для данных с фиг. 9, доказывающее, что высококоррелированные параметры, по всей видимости, служат мерой одинаковых аспектов биологических особенностей лица, в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0027] Фиг. 11 - представление показателей внутригрупповой корреляции (ICC-показателей), которые служат для проверки ретестовой надежности параметров и определяют клиническую значимость, в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0028] Фиг. 12 - также представление ICC-показателей, которые служат для проверки ретестовой надежности параметров и помогают определить клиническую значимость, в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0029] Фиг. 13 - схема способа случайного леса в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0030] Фиг. 14 - оценка(и) F1 для изменения, насколько хорошо модель классифицирует конкретное действие (например, глотание), в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0031] Фиг. 15 - улучшенные оценки F1, использующие параметры из двух циклов конструирования признаков, приводящих к улучшению оценки F1 для некоторых действий, в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0032] Фиг. 16 - улучшенные оценки F1 в формате гистограммы в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0033] Фиг. 17 - оценки F1 утром и вечером в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0034] Фиг. 18 - схема для вариантов алгоритмов выбора в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0035] Фиг. 19 - значения для глотания для разных полос частот в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0036] Фиг. 20 - кластеры и соответствующие каналы в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0037] Фиг. 21 - амплитудные, частотные каналы и каналы мощности полос частот с другими факторами в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0038] Фиг. 22 - представление значения ковариации (CV) для модели со смешанными эффектами на основании утренних измерений, в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0039] Фиг. 23 - результаты измерений различных составляющих, собранных в течение нескольких периодов времени измерения, в соответствии с вариантом

осуществления настоящего изобретения.

[0040] Фиг. 24 - представление  $Z$ -оценок для различных сочетаний индивидуумов, времени и заданий в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0041] Фиг. 25 - представление заданий на диаграмме унифицированной аппроксимации и проекции многообразий (UMAP) в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0042] Фиг. 26 - представление индивидуальных данных на диаграмме унифицированной аппроксимации и проекции многообразий (UMAP) в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0043] Фиг. 27 - представление временных данных на диаграмме унифицированной аппроксимации и проекции многообразий (UMAP) в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0044] Фиг. 28 - представление значений по глотанию по нескольким каналам в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0045] Фиг. 29 - представление значений значимости, полученных методом случайного леса, по нескольким каналам в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0046] Фиг. 30 - статистическая характеристика кластеров в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0047] Фиг. 31 - представление  $Z$ -оценок по заданиям во время выборок утренних данных в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0048] Фиг. 32 - представление  $Z$ -оценок по заданиям во время выборок вечерних данных в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0049] Фиг. 33 - представление  $Z$ -оценок для анализа методом перекрестной проверки с исключением по одному (LOOCV) по заданиям в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0050] Фиг. 34 - представление  $Z$ -оценок для стандартного отклонения ( $SD$ ) во время выборок утренних данных в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0051] Фиг. 35 - представление  $Z$ -оценок по заданиям во время выборок вечерних данных в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0052] Фиг. 36 - представление значений  $CV$  для модели со смешанными эффектами для выборок вечерних данных в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0053] Фиг. 37 - разбросы результатов измерений мощностей полос частот для выборок данных по улыбкам в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0054] Фиг. 38 - тепловая карта кластеров ИСС для результатов вечерних измерений в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0055] Фиг. 39 - тепловая карта кластеров ИСС для модели со смешанными

эффектами, при использовании результатов вечерних измерений в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0056] Фиг. 40 - диаграммы стохастического вложения соседей с t-распределением (t-SNE) для индивидуумов, заданий и времени в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0057] Фиг. 41 - различные диаграммы для классов выборок данных в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0058] Фиг. 42 - диаграммы UMAP для индивидуумов, заданий и времени в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0059] Фиг. 43 и 44 - результаты подтверждения для разных заданий по различным каналам в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0060] Фиг. 45 - блок-схема последовательности операций процесса конструирования признаков в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0061] Фиг. 46 - представление признаков в частотно-временной области в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0062] Фиг. 47 - представление качественных различий, наблюдаемых по репрезентативным сигналам, в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0063] Фиг. 48 - представление корреляции Спирмена признаков в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0064] Фиг. 49 - представление качественных различий между 16 действиями по имитации оценки результатов работы (mock-PerfOs) в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0065] Фиг. 50 - тепловые карты признаков в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0066] Фиг. 51 - модели CNN, построенные по исходным данным биоэлектрических сигналов биометрического сенсорного устройства в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0067] Фиг. 52 - диаграмма действий для действий с оценками F1 классификации уровней для признаков из биометрического сенсорного устройства в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0068] Фиг. 53 - тепловая карта анализа атрибуции признаков в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

[0069] Фиг. 54 - поток данных для обучения модели машинного обучения в соответствии с одним или более вариантами осуществления.

[0070] Фиг. 55 - примерная схема компьютерного устройства в соответствии с одним или более вариантами осуществления.

[0071] В контексте настоящей заявки, формулировки «содержит», «содержащий», «включает в себя», «включающий в себя», или любое другое видоизменение данных



формулировок предназначены, чтобы предусматривать неэксклюзивное включение, в результате чего процесс, способ, изделие или устройство, который(ое) содержит перечень элементов, включает в себя не только данные элементы, но может включать в себя другие элементы, не перечисленные явным образом или присущие такому процессу, способу, изделию или устройству. Выражение «примерный» применяется в смысле «пример», а не «наиболее подходящий». Кроме того, определения «первый», «второй» и тому подобное в настоящей заявке не означают никаких порядка, количества или значимости, а применяются, чтобы отличать элемент или конструкцию от других. Кроме того, признаки единственного числа (в форме неопределенного артикля в оригинале) в настоящей заявке не означают ограничения количества, а означают наличие одного или более из упомянутых объектов.

[0072] При этом, для простоты и четкости изображения, некоторые аспекты фигур показывают общую конструкцию и/или способ создания различных вариантов осуществления. Описания и подробные сведения о широко известных элементах и методах могут опускаться, чтобы избежать излишнего затемнения других признаков. Элементы на фигурах не обязательно вычерчены в масштабе; размеры некоторых элементов могут быть преувеличены по сравнению с другими элементами, чтобы сделать примерные варианты осуществления более понятными. Например, средний специалист в данной области техники понимает, что виды сбоку вычерчены не в масштабе и не должны считаться представляющими пропорциональные отношения между разными компонентами. Виды сбоку предложены для помощи в изображении различных компонентов показанного узла и демонстрации их расположения друг относительно друга.

#### КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ

[0073] Далее будут приводиться подробные ссылки на примеры настоящего изобретения, которые изображены на прилагаемых чертежах. Везде, где это возможно, одинаковые номера позиций будут использоваться на всех чертежах для обозначения одинаковых или похожих частей. Определение «дистальный» относится к участку, наиболее удаленному от пользователя, при введении устройства в субъекта. Напротив, определение «проксимальный» относится к участку, ближайшему к пользователю, при установке устройства на субъекте. В последующем описании, термины относительного значения, такие как «около», «по существу», «приблизительно» и т.п., применяются для указания возможной вариации  $\pm 10\%$  заявленного численного значения.

[0074] Аспекты раскрытого предмета изобретения относятся, в общем, к получению сигналов, сформированных в зависимости от составной части тела индивидуума. Сигналы могут базироваться на или могут формироваться на основании электрической активности, физической активности, биометрических данных, данных о движении или любом характерном свойстве тела индивидуума, действия, соответствующего телу индивидуума, реакции тела индивидуума или чего-то подобного. Сигналы могут формироваться устройством сбора сигналов, которое может получать

сигналы с использованием одного или более датчиков. Например, аспекты раскрываемого предмета изобретения относятся к способам профилирования биометрических указателей субъекта с использованием носимого биометрического устройства. Описано также профилирование с использованием компьютеров с целью раннего распознавания потенциального заболевания или расстройства у пациента, в результате которого можно получать ранний диагноз и осуществлять терапию. Раскрыты также аспекты примерного носимого биометрического устройства.

[0075] Реализации раскрытого предмета изобретения включают в себя носимую систему для идентификации биометрических указателей у людей. Системы и методы, раскрытые в настоящей заявке, можно использовать для устранения неприемлемых пробелов в выявлении и лечении пациентов, присутствующих при неврологическом заболевании или расстройстве. В частности, раскрыто неинвазивное носимое биометрическое устройство (например, заушное устройство) для обнаружения движения пациента, в частности, лицевых движений, таких как речь, жевание, глотание, движения шеи и/или движения глаз.

[0076] Реализации раскрытого предмета изобретения предлагают способы загрузки большого массива данных для анализа. Например, анализ можно выполнять с применением сложного статистического анализа и машинного обучения (или искусственного интеллекта), вследствие чего можно обеспечивать, повторно тестировать и осмысливать надежные результаты. Системы и методы, раскрытые в настоящей заявке, предусматривают для пациента удобство и соблюдение предписаний, большую группу каналов ввода/вывода для сбора большого массива данных, машинные статистические анализы с высокой надежностью, раннее распознавание расстройств или заболеваний, раннее вмешательство на предмет расстройства или заболевания и улучшенные клинические результаты.

[0077] Реализации раскрытого предмета изобретения можно использовать для обнаружения заболевания и/или расстройства на основе сбора объективных статистических данных. Например, реализации раскрытого предмета изобретения могут быть пригодны при неврологическом заболевании, например, тяжелой миастении (MG), когда предклинические сигналы могут оказаться необнаруженными.

[0078] Усовершенствование конвейерных процессов для разработки и анализа данных носимых датчиков и интегрированные среды для использования этих данных в клинических условиях имеют решающее значение для повышения точности диагноза пациента и контроля эффектов лечения на всех стадиях клинического исследования лекарств. При разработке как носимых устройств, так и способов, с применением которых обрабатываются и анализируются данные носимых устройств в клинических условиях, существуют проблемы. Методы, раскрытые в настоящей заявке, решают данные проблемы и включают в себя примерные доказательства концепции, использующие устройства 10 сбора сигналов (например, прибор для улучшения сна/носимый биометрический датчик, который измеряет сигналы электромиографии (ЭМГ)),

электроэнцефалографии (ЭЭГ) и электроокулографии (ЭОГ)), как показано на фиг. 1В, чтобы оценивать движения лицевых и/или глазных мышц при исследовании здоровых пациентов контрольной группы. Раскрывается полезность метода конструирования объективных признаков для классификации действий, предназначенных отражения истинных оценок результатов работы (PerfOs). Раскрывается метод анализа и ранжирования полезности признаков, выработанных благодаря биометрическим сенсорным устройства, и то, как эти данные можно использовать для классификации действий, выполняемых в данных условиях исследования. Раскрываются также ограничения анализа временных рядов, выполняемого для данных биоэлектрических сигналов, собираемых в течение коротких периодов времени, по сравнению с аналитическим методом на основе признаков.

[0079] Данные, сформированные биометрическими сенсорными устройствами, можно использовать для классификации информации о теле индивидуума (например, о некоторых типах движений мышц черепа и глаз). Информация, раскрытая в настоящей заявке, дает основание предположить, что биометрические носимые устройства можно применять для объективного контроля некоторой информации о теле (например, движений черепа, таких как частота мигания глаз). Например, такая информация о теле может включать в себя движение, размах которого увеличивается при некоторых нервно-мышечных расстройствах, таких как тяжелая глазная миастения, и уменьшается при паркинсоновских расстройствах. Кроме того, имеются преимущества одновременного измерения форм сигналов нескольких типов из одного устройства, с учетом продемонстрированной полезности данных форм сигналов для количественной оценки заболевания в клинических условиях.

[0080] Как раскрывается в настоящей заявке, анализы значимости признаков могут показывать, что ЭОГ связана, в основном, с вкладом в двигательную активность взгляда или глаз (вверх, влево и вправо), во время анализа того, какие признаки являются самыми значимыми при классификации действий с применением модели случайного леса (RF-модели). Сигналы ЭОГ, ЭМГ и другие играют важную роль в таких показаниях. Присутствие артефактов в сигналах может затруднять анализ вклада форм сигналов. Например, при выполнении жевательных движений, когда остаточная ЭМГ-активность, которая накладывается на типичные частоты ЭЭГ, сохранившиеся в сигнале ЭЭГ после разделения сигналов, получается переоценка вклада формы сигнала ЭЭГ. Существуют многочисленные нервно-мышечные и/или нейродегенеративные расстройства, для которых, возможно, полезно усовершенствовать применение технологии носимых датчиков, как описано в настоящей заявке.

[0081] Методы, раскрытые в настоящей заявке, включают в себя ряд особенностей конструирования и анализа признаков. Сравняются точности классификации (оценки F1) моделей, построенных по обработанным данным датчиков, а также моделей, построенных по необработанным данным биоэлектрических сигналов. Независимо от аугментации, регуляризации данных и других методов, применяемых против чрезмерной

аппроксимации, замечено, что набор данных для обучения, применяемый в примерах, представленных в настоящей заявке, был слишком мал для обучения обобщаемой модели сверточной нейронной сети (CNN). Однако уровень или массив данных, собранных в примерах, раскрытых в настоящей заявке, может быть характерным для данных, собираемых в условиях клинической лаборатории. По существу, как раскрывается далее в настоящей заявке, важно осознавать наиболее подходящий способ анализа (например, клинически релевантные признаки) для конкретного клинического результата. Способ анализа (например, клинически релевантные признаки), применяемый для заданного клинического результата, может отличаться от способа для другого клинического результата.

[0082] Термин «алгоритм» относится к последовательности компьютерно-выполняемых команд, обычно, чтобы решить класс задач или выполнить вычисление. На фиг. 1-3, 4А и 4В представлены составляющие для исполнения алгоритмов и/или примеры алгоритмов.

[0083] Обозначение «AUC» относится к термину площадь под кривой, понятному в области, относящейся к статистическому анализу.

[0084] Обозначение «BCI» относится к системе интерфейса «мозг-компьютер», которая измеряет активность центральной нервной системы (ЦНС) и преобразует активность в искусственные и/или цифровые сигналы для анализа.

[0085] Обозначение «BMI» относится к значению индекса массы тела, полученному по массе и росту человека. Значение BMI является признанным показателем для грубой классификации человека как имеющего вес ниже нормального, нормальный вес и вес выше нормального. Значение BMI часто измеряют в качестве фактора для включения в клиническое испытание.

[0086] Обозначение «CNN» относится к алгоритму сверточной нейронной сети, который может получать входные данные, присваивать значимость (обучаемые весовые коэффициенты и смещения) различным аспектам/объектам во входных данных и быть способным различать различные аспекты/объекты. CNN может использовать глубокое обучение для выполнения как порождающих, так и описательных задач, часто с использованием машинного зрения, которое включает в себя распознавание изображений и видеоданных вместе с рекомендательными системами и обработкой информации на естественном языке (NLP). Слои CNN могут включать в себя входной слой, выходной слой и скрытый слой, который включает в себя несколько сверточных слоев, объединяющих слоев, полносвязных слоев и нормализующих слоев. Устранение ограничений и повышение эффективности обработки дает, в результате, систему, которая является намного эффективнее и проще для обучения.

[0087] Обозначение «CV» относится к ковариации в статистике, при этом положительное число является выходным значением, если измеряемые переменные имеют положительную связь, и отрицательное число является выходным значением, если измеряемые переменные имеют отрицательную связь. Высокая ковариация может

указывать, что между переменными существует сильная корреляция. Низкое значение может указывать, что между переменными существует слабая корреляция.

[0088] Обозначение «ЭЭГ» относится к электроэнцефалографии, биометрическому исследованию активности головного мозга. ЭЭГ может обнаруживать аномалии в электроэнцефалограмме или в электрической активности головного мозга. ЭЭГ можно получить с использованием электродов, содержащих небольшие металлические диски с тонкими проводами и наклеенных на кожу головы. Электроды могут обнаруживать электрические заряды, которые возникают в результате активности клеток головного мозга. Как раскрывается в настоящей заявке, данные ЭЭГ можно получать с использованием неинвазивного устройства (например, заушного устройства).

[0089] Обозначение «ЭМГ» относится к электромиографии, биометрическому исследованию слабости лицевых мышц. Данные ЭМГ можно получить путем записи или получения электрической активности мышечной ткани или ее представления в форме отображаемого видео или звукового сигнала, с использованием электродов, прикрепленных к коже или введенных в мышцу. Как раскрывается в настоящей заявке, данные ЭМГ можно принимать с помощью неинвазивного устройства (например, заушного устройства).

[0090] Обозначение «ЭОГ» относится к электроокулографии, исследованию двигательной активности глаз. Данные ЭОГ можно собирать измерением электрического потенциала между точками вблизи глаза и использовать для изучения движений глаз, в частности, при физиологическом исследовании. Как раскрывается в настоящей заявке, данные ЭОГ можно получать с помощью неинвазивного устройства (например, заушного устройства).

[0091] Термин «оценка F1» относится к измерению точности модели на наборе данных в качестве двоичной классификации, в которой оценка 0 является неудовлетворительной, и оценка 1 является наивысшей. Оценку F1 можно вычислять по точности и отклику тестирования, где точность равняется числу истинно-положительных результатов, деленному на число всех положительных результатов, включая неправильно идентифицированные результаты, и отклик равняется числу истинно-положительных результатов, деленному на число всех отсчетов, которые идентифицированы как положительные. Точность может быть положительным прогностическим значением, и отклик может быть чувствительностью при диагностической двоичной классификации. Оценка F1 может быть средним гармоническим значением точности и отклика.

[0092] Термин «ложноположительный» относится к результату, когда модель неправильно прогнозирует положительный класс.

[0093] Термин «ложноотрицательный» относится к результату, когда модель неправильно прогнозирует отрицательный класс.

[0094] Обозначение «ИСС» относится к коэффициенту внутригрупповой корреляции, который можно применять, когда количественные измерения выполняются на отдельных элементах, которые организованы в группы. Этот коэффициент можно

использовать для оценки постоянства или воспроизводимости количественных измерений, выполненных разными наблюдателями, измеряющими одну и ту же величину.

[0095] Обозначение «ISO» относится к изометрическому измерению, относящемуся к или означающему мышечное действие, при котором развивается напряжение, без сокращения мышцы.

[0096] Обозначение «LOOCV» означает анализ методом перекрестной проверки с исключением по одному, т.е. процедуру, применяемую для оценки эффективности алгоритмов машинного обучения. При проведении LOOCV, число блоков может равняться числу примеров в наборе данных. Таким образом, обучающий алгоритм может применяться однократно для каждого примера, с использованием всех остальных примеров в качестве обучающего множества и использованием выбранного примера в качестве одноэлементного тестового набора.

[0097] Обозначение «MG» означает тяжелую миастению, нейродегенеративное заболевание, которое можно оценивать с применением раскрытого предмета изобретения.

[0098] Обозначение «PSG» относится к полисомнографии, виду исследования пациента во время сна с использованием мультипараметрических тестов в качестве средства диагностики в медицине сна. В процессе анализа PSG могут записываться и/или анализироваться электроэнцефалограмма, уровень кислорода в крови, частота сердечных сокращений, дыхание, а также движения глаз и ног.

[0099] Термин «случайный лес» относится к объединению множества решающих деревьев в одну модель. В отдельности, прогнозы, сделанные решающими деревьями (или людьми), могут быть неточными, но сочетание таких прогнозов может повысить их общую точность. Случайные леса или случайные леса решений представляют собой способ ансамблевого обучения для классификации, регрессии и других задач, который работает путем построения совокупности решающих деревьев во время обучения. Для задач классификации, результатом случайного леса может быть класс, выбранный большинством деревьев.

[0100] Обозначение «RMS» относится к среднеквадратическому значению, статистической мере величины изменяющегося количества. RMS может вычисляться для серии дискретных значений или для непрерывно изменяющейся функции.

[0101] Обозначение «SD» относится к стандартному отклонению. Невысокое стандартное отклонение указывает, что значения обычно бывают близкими к среднему значению (называемым также математическим ожиданием) набора, тогда как высокое стандартное отклонение указывает, что значения разбросаны в широком диапазоне.

[0102] Термин «спектрограмма» относится к визуальному представлению спектра частот сигнала, когда он изменяется во времени.

[0103] Термин «истинно-положительный» относится к результату, в котором модель правильно прогнозирует положительный класс.

[0104] Термин «истинно-отрицательный» относится к результату, в котором модель правильно прогнозирует отрицательный класс.

[0105] Термин «Z-оценка» относится к тому, на сколько стандартных отклонений определенные данные отклоняются от среднего значения. Если Z-оценка равна 0, данные равны среднему значению. Положительная Z-оценка указывает, что необработанная оценка находится выше среднего значения. Отрицательная Z-оценка указывает, что необработанная оценка находится ниже среднего значения.

[0106] Публикации A review of classification techniques of EMG signals during isotonic и isometric contractions; Sensors. 2016 Aug 17;16(8):1304; Real-Time Surface EMG Pattern Recognition for Hand Gestures Based on an Artificial Neural Network. Sensors. 2019 Jul; 19(14): 3170; и Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification, и applications. Biol. Proceedings. Online. 2006; 8: 11-35, включены в настоящую заявку, каждая, путем ссылки и относятся к EMG и/или EOG.

[0107] Публикация Nagpale, V. K. and Vinayak K. Bairagi. «Time и frequency domain analysis of EEG signals for seizure detection: A review». 2016 International Conference on Microelectronics, Computing и Communications (MicroCom) (2016): 1-6 включена в настоящую заявку путем ссылки и относится к алгоритмам, описанным в настоящей заявке.

[0108] Публикация Challenges in Detecting Physiological Changes Using Wearable Sensor Data (SciPy 2019) включена в настоящую заявку путем ссылки и относится к интерпретации временных данных.

[0109] Документ WO2016110804A1 включен в настоящую заявку путем ссылки и описывает примерные мобильные носимые системы мониторинга, включающие в себя устройства оголовьев, применяемых в связи с принципами настоящего изобретения.

[0110] В соответствии с вариантами реализации раскрытого предмета изобретения, как показано на фиг. 1A, для сбора сигналов, относящихся к телу индивидуума, можно применять устройство 10 сбора сигналов. Сигналы могут быть основаны на электрической активности, физическом движении, биометрической информации, температурной информации, действиях, реакциях или любом характерном свойстве тела, которые можно собирать в форме сигнала (например, электрического сигнала). Устройство 10 сбора сигналов может включать в себя один или более датчиков, электродов, камер или других компонентов, применяемых для сбора сигнала, зависящих от тела индивидуума. Сигналы, собранные устройством 10 сбора сигналов, могут включать в себя один или более отдельных сигналов 30 (например, отдельный сигнал А 32, отдельный сигнал В 34 и отдельный сигнал С 36).

[0111] В качестве альтернативы, сигналы, собранные устройством 10 сбора сигналов, могут обрабатываться модулем 20 манипуляции сигналов. Модуль 20 манипуляции сигналов может применять методы фильтрации сигналов, чтобы выделять отдельные сигналы 30 из необработанных данных, полученных из устройства 10 сбора сигналов. Например, модуль 20 манипуляции сигналов может применять что-то одно или более из слепого разделения сигналов, слепого разделения источников, дискретного преобразования, преобразования Фурье, интегрального преобразования, двухстороннего

преобразования Лапласа, преобразования Меллина, преобразования Хартли, кратковременного преобразования Фурье (или оконного преобразования Фурье) (STFT), кратковременного преобразования Фурье с прямоугольным окном, чирплет-преобразования, дробного преобразования Фурье (FRFT), преобразования Ханкеля, преобразования Фурье-Броза-Ягольницера, линейного канонического преобразования и/или чего-то подобного, чтобы идентифицировать отдельные сигналы 30 из сигналов, обеспечиваемых устройством 10 сбора сигналов.

[0112] Отдельные сигналы 30 можно использовать для формирования множества выделенных признаков 40 (например, выделенный признак А 42, выделенный признак В 44, ..., выделенный признак N 46). Выделенные признаки 40 могут формироваться на основании свойств выделенных признаков 40 либо по одному, либо в сочетании друг с другом. Например, выделенные признаки 40 могут базироваться на чем-то одном или более из мощности полос частот сигналов (например, для каждого из отдельных сигналов 30 по нескольким частотам), спектральной энтропии, сжатий пиковых частот, пиковой частоты, средних амплитуд, процента абсолютных амплитуд, стандартного отклонения, стандартных отклонений абсолютных амплитуд, среднеквадратических значений, максимальных амплитуд начальных отклонений, полярностей начальных отклонений, параметров флуктуации Херста с исключением тренда, фрактальных размерностей Петросяна, приблизительных энтропий, частот переходов через ноль, коэффициента эксцесса амплитуды, асимметрий амплитуды, ощутимых времен начала, дисперсий амплитуды и/или любого характерного свойства, основанного на сигнале.

[0113] Варианты реализации, раскрытые в настоящей заявке, можно использовать для идентификации клинически релевантных признаков 50 (например, клинически релевантного признака 52 и/или клинически релевантного признака 54) для данного клинического выхода, на основании выделенных признаков 40. Например, первый набор выделенных признаков может быть оптимальным для идентификации первого клинического выхода (например, диагноза или лечения заболевания или расстройства), а второй набор выделенных признаков может быть неоптимальным для идентификации первого клинического выхода, но может быть оптимальным для идентификации второго клинического выхода. Соответственно, методы, раскрытые в настоящей заявке, можно применить для идентификации клинически релевантных признаков 50 для данного клинического выхода на основании чего-то одного или более из выделенных признаков 40, отдельных сигналов 30, модуля 20 манипуляции сигналов, устройство 10 сбора сигналов, клинического выхода, индивидуума и тому подобного. Например, устройство 10 сбора сигналов может иметь уровень чувствительности для удовлетворительного формирования первого признака, но может быть недостаточно чувствительным для формирования второго признака. Соответственно, при использовании устройства 10 сбора сигналов, первый признак может идентифицироваться как клинически релевантный признак, а второй признак не может идентифицироваться как клинически релевантный признак.



[0114] Аналогично, заданный клинический результат (например, диагноз болезни Паркинсона) можно идентифицировать с использованием первого признака, который имеет небольшое стандартное отклонение среди индивидуумов с болезнью Паркинсона, по сравнению со вторым признаком, который имеет большее стандартное отклонение среди индивидуумов с болезнью Паркинсона. Соответственно, первый признак можно идентифицировать как клинически релевантный признак, так как он может быть более уместным, например, при прогнозировании присутствия болезни Паркинсона, чем второй признак.

[0115] Клинически релевантные признаки 50 можно идентифицировать на основании данных сигналов, собранных и проанализированных для тестируемого пользователя или контингента тестируемых пользователей. Контингент тестируемых пользователей может быть любой группой тестируемых пользователей или группой тестируемых пользователей, у которых имеется характерное свойство (например, демографическое характерное свойство), которое совпадает с одним или более индивидуумами. Например, одно или более устройств 10 сбора сигналов можно применять для формирования отдельных сигналов 30 для одного или более тестируемых пользователей. По этим отдельным сигналам 30 можно сформировать выделенные признаки 40. Клинически релевантные признаки 50 можно идентифицировать для каждого индивидуума и для заданного клинического выхода (например, определения расстройства). Как раскрывается в настоящей заявке, упомянутые клинически релевантные признаки 50 могут соответствовать или превосходить один или более порогов надежности, вследствие чего клинически релевантные признаки 50 можно брать за основу, чтобы получить клинический выход с некоторой степенью достоверности. Клинически релевантные признаки 50, идентифицированные по данным от одного или контингента тестируемых пользователей, могут быть утверждены для применения в клиническом испытании на основании степени достоверности клинического выхода. В таком клиническом испытании могут участвовать один или более индивидуумов таким образом, что данные, соответствующие клинически релевантным признакам 50 для этих одного или более индивидуумов можно сравнить с опорными данными (например, данными от одного или контингента тестируемых пользователей).

[0116] В качестве дополнения или альтернативы, данные, полученные для заданных личных и/или сводных данных для множества индивидуумов, могут быть использованы как конечный результат при заданном испытании. Конечным результатом при клиническом испытании может быть, например, идентификация клинически релевантных факторов 50. Конечный результат может обеспечивать показание качества и/или возможности устройства 10 сбора сигналов, тестируемого в клиническом испытании. Конечный результат может в качестве альтернативы обеспечить показание клинически релевантных факторов 50, которые надежно обеспечивают клинический выход, при заданных контингенте пациентов, типе заболевания или расстройства и/или данных сигналов.

[0117] В качестве дополнения или альтернативы, данные (например, данные сигналов, дискретные сигналы 30, выделенные признаки 40 и/или клинически релевантные признаки 50) по индивидууму можно сравнивать с соответствующими данными по одному или более другим индивидуумам. Например, такие данные можно собрать для каждого из множества пользователей в ходе клинического испытания. В настоящем примере данные для одного или более индивидуумов, получающих лечение (например, лекарство, терапию и т.п.), можно сравнивать с соответствующими данными для одного или более индивидуумов, получающих альтернативное лечение (например, отличающееся по дозе, длительности или типу лекарства или терапии), не получающих лечение (например, для группы, получающей плацебо), и/или с опорным набором данных (например, контрольными данными). В соответствии с вариантом реализации, данные, относящиеся к заданному индивидууму в первый момент времени, можно сравнивать с данными по тому же индивидууму во второй момент времени.

[0118] Сравнение данных (например, данных сигналов, дискретных сигналов 30, выделенных признаков 40 и/или клинически релевантных признаков 50) по разным индивидуумам (например, получающих разное лечение, плацебо, контрольной группы и т.п.) или одному и тому же индивидууму с течением времени можно применять для идентификации клинически релевантного фактора. Клинически релевантный фактор может быть, например, эффектом заданного лечения, эффектом от дозировки или срока лечения, различий проявления заданного заболевания или расстройства у разных индивидуумов (например, для оптимального планирования лечения), идентификации кластера или группы и/или чего-то подобного.

[0119] В соответствии с примерным вариантом реализации, раскрытым в настоящей заявке, можно получать информацию об электрической активности головного мозга, нервной системы и/или мышц индивидуума. В качестве дополнения или альтернативы можно получать сенсорную (например, визуальную) информацию (например, видео, изображения, инфракрасные изображения, термографические изображения, вибрации и т.п.) о теле индивидуума (например, лице индивидуума или его частях). В соответствии с вариантами реализации, для сбора сигналов от тела индивидуума можно использовать оголовье или носимое устройство (например, устройство 10 сбора сигналов). Оголовье или носимое устройство может включать в себя один или более датчиков для сбора информации об электрической активности и/или сенсорной информации. Следует понимать, что, хотя в настоящей заявке применяются термины оголовье и/или носимое устройство, в соответствии с методами, раскрытыми в настоящей заявке, можно применять любой прибор, который выполнен с возможностью сбора электрической или сенсорной информации на части тела (например, лице индивидуума или его частях). Оголовье и/или носимое устройство могут включать в себя любые устройства, выполненные с возможностью плотного размещения и/или установки на или вокруг головы или части тела индивидуума. Оголовье и/или носимое устройство можно закреплять к участку тела индивидуума или откреплять от него.

[0120] В соответствии с примерным вариантом реализации, оголовье и/или носимое устройство могут включать в себя датчики для сбора электрических сигналов. Такие электрические сигналы могут включать в себя данные электроэнцефалографии (ЭЭГ), данные электроокулографии (ЭОГ) и/или данные электромиографии (ЭМГ). Кроме того, примерные оголовье и/или носимое устройство могут включать в себя датчики сенсорной информации (например, датчики изображения, видеодатчики, инфракрасные датчики, тепловые датчики, вибрационные датчики и т.п.) для сбора входных данных индивидуума, таких как данные о лице (например, данные распознавания лица), данные трекинга глаз, данные движения, данные об окружающей среде (например, данные о температуре) или подобные данные. Кроме того, контроллер может получать данные сигналов (например, ЭЭГ, ЭОГ, ЭМГ, а также входные данные индивидуума).

[0121] Контроллер может быть выполнен с возможностью классификации данных сигналов (например, ЭЭГ, ЭОГ, ЭМГ и входных данных индивидуума), и эти данные сигналов можно использовать для определения клинического результата. Например, данные сигналов можно использовать для идентификации, болеет ли индивидуум одной или более болезнями. В качестве альтернативы или дополнения, данные сигналов могут служить для определения особенностей болезней индивидуума, чтобы предложить план лечения индивидуума. В соответствии с вариантами реализации, раскрытыми в настоящей заявке, классификация может выполняться с применением методов машинного обучения. Кроме того, в некоторых вариантах реализации системы и способы могут дополнительно сочетать данные сигналов (например, данные ЭЭГ, ЭОГ, ЭМГ и входные данные индивидуума) при классификации потенциального нарушения здоровья.

[0122] Методы, раскрытые в настоящей заявке, можно применять для определения масштаба нарушения здоровья и/или плана лечения, соответствующего масштабу. В соответствии с вариантами реализации раскрытого предмета изобретения, носимые биометрические устройства (например, оголовье и/или носимое устройство) можно применять для обнаружения и/или лечения заболевания или расстройства индивидуума. Раскрытый предмет изобретения можно применять для ранней идентификации заболевания или расстройства, которое может быть предклиническим по своему проявлению, латентным и/или невыявленным. Методы, раскрытые в настоящей заявке, находят широкое применение для количественной оценки целого ряда неврологических и мышечных заболеваний и расстройств.

[0123] В соответствии с вариантом реализации раскрытого предмета изобретения можно реализовать методы в области сбора анамнеза пациента, статистического анализа, применения носимых электронных устройств, искусственного интеллекта (ИИ), алгоритмов, машинного обучения, статистического анализа и носимых устройств и/или электронных способов измерения обследуемого человека, чтобы обеспечить неискаженные объективные количественные показатели, относящиеся к индивидууму и/или заболеванию или расстройству. Анализ по объективным данным можно применять для устранения неточностей в сведениях, предоставленных самими пациентами, и

потенциального статистического шума, чтобы получать надежные количественные показатели для опережающей идентификации заболевания или расстройств человека. Хотя такая информация может дополняться субъективными опросами в процессе сбора анамнеза и/или для определения исходного состояния, объективный анализ можно применять для более точной идентификации заболевания или расстройства и/или для создания плана лечения.

[0124] В соответствии с вариантами реализации раскрытого предмета изобретения, измерение с высокой степенью надежности биометрических указателей у индивидуума можно применять для определения и/или лечения заболеваний или расстройств. Для сбора данных биометрических измерений индивидуума в заданный момент времени и/или в течение некоторого периода времени можно использовать один или более датчиков (например, размещенных на оголовье или по нему). На фиг. 1В представлена блок-схема, поясняющая пример системной конфигурации 100 для реализации систем и способов в соответствии с аспектами настоящего изобретения. В некоторых вариантах реализации системная конфигурация 100 может включать в себя индивидуума 101, оголовье 103 и контроллер 105. Оголовье 103 может соответствовать устройству 10 сбора сигналов, показанное на фиг. 1А.

[0125] Индивидуум 101 может быть любым человеком. В некоторых вариантах реализации индивидуум 101 может быть индивидуумом в исходном состоянии для сбора контрольных данных. В некоторых вариантах реализации индивидуум 101 может быть пациентом терапевтического профиля. Например, индивидуум 101 может быть пациентом, у которого может быть такое нервно-мышечное расстройство, как тяжелая миастения. Следует понимать, что, хотя в настоящей заявке обычно упоминаются «оголовье» и «носимое устройство», устройство для сбора электрических и/или входных данных индивидуума может быть расположено над, под, вокруг, частично вокруг любого подходящего положения или в любом подходящем положении вблизи головы или другой части тела индивидуума. Например, оголовье 103 может означать очки, которые могут надеваться на уши индивидуума. В другом примере оголовье 103 может означать наушники, которые вставлены в ухо или находятся вблизи уха индивидуума.

[0126] Оголовье 103 может быть устройством, включающим в себя один или более датчиков, которые собирают информацию, относящуюся к индивидууму 101 и представляющую работу произвольно сокращающихся мышц. Датчики могут собирать информацию по электрической активности и/или входную информацию об индивидууме (например, данные о лице (например, данные распознавания лица), данные трекинга глаз, данных движения, данные об окружающей среде (например, данные о температуре) или подобные данные.) В некоторых вариантах реализации оголовье 103 может включать в себя электрические датчики 111, датчики 113 сенсорной информации и/или контроллер 115 устройства. Электрические датчики 111 могут быть выполнены с возможностью сбора данных ЭЭГ, данных ЭОГ, и данных ЭМГ. Датчики 113 сенсорной информации могут включать в себя датчики распознавания лица, датчики трекинга глаз, датчики

изображения, видеодатчики, инфракрасные датчики, тепловые датчики, вибрационные датчики.

[0127] Контроллер 115 устройства может быть компьютерным устройством, подключенным к контроллеру 105 по одному или более проводным или беспроводным коммуникационным каналам 121. Коммуникационные каналы 121 могут использовать разнообразные протоколы последовательной связи, параллельной связи и/или передачи (например, передачи видеоинформации). Контроллер 115 устройства может включать в себя аппаратуру, программное обеспечение, аппаратно-программное обеспечение или их комбинацию для выполнения операций в соответствии с настоящим изобретением. Операции могут включать в себя получение ЭЭГ, ЭОГ, ЭМГ, входных данных индивидуума, таких как данные о лице (например, данные распознавания лица), данные трекинга глаз, данные движения, данные об окружающей среде (например, данные о температуре) или подобные данные, из электрических датчиков 111 и/или датчиков 113 сенсорной информации и передачу данных в контроллер 105 с использованием коммуникационного канала 12,1 использующего один или более протоколов передачи данных.

[0128] Контроллер 105 может включать в себя аппаратуру, программное обеспечение или их комбинацию для выполнения операций в соответствии с настоящим изобретением. Операции, выполняемые контроллером 105, могут включать в себя получение, фильтрацию и нормализацию данных, передаваемых контроллером 115 устройства оголовья 103. Операции могут также включать в себя классификацию по отдельности ЭЭГ, ЭОГ, ЭМГ и/или входных данных индивидуума посредством определения одной или более дескриптивных категорий и соответствующих степеней тяжести. Категории могут быть видами или родами симптомов или расстройств. В некоторых вариантах реализации классификация может выполняться с использованием методов машинного обучения. Например, детально проработанные сложные статистические данные можно интерпретировать с использованием метода случайного леса, как дополнительно описано в настоящей заявке.

[0129] Варианты реализации раскрытого предмета изобретения включают в себя классификацию комбинации ЭЭГ, ЭОГ, ЭМГ и входной информации об индивидууме посредством определения одной или более дескриптивных категорий или расстройств. В некоторых вариантах реализации классификация может выполняться с использованием методов машинного обучения для классификации симптомов или расстройств, определяемых с использованием отдельных классификаций данных. В некоторых вариантах реализации операции дополнительно включают в себя определение плана лечения, соответствующего одному или более расстройствам и соответствующим им степеням тяжести.

[0130] Например, фиг. 1В представляет схему системы, изображающую пример оголовья 103 в соответствии с аспектами настоящего изобретения. Оголовье 103 может быть таким же, как вышеописанное оголовье и/или носимое устройство или подобным им.

В некоторых вариантах реализации оголовье 103 может включать в себя контроллер 115 устройства, электрические датчики 111 и датчики 113 сенсорной информации, которые могут быть такими же, как вышеописанные контроллер и датчики или подобными им.

[0131] Фиг. 2 является блок-схемой системы, изображающей пример оборудования для реализации систем и способов, раскрытых в настоящей заявке. Электрические датчики 111 могут включать в себя любые применимые датчики, такие как, например, датчик ЭЭГ 205, датчик ЭОГ 207 и датчик ЭМГ 209, которые вырабатывают данные ЭЭГ, данные ЭОГ и данные ЭМГ, которые могут быть такими же, как вышеописанные данные или подобными им. Хотя датчик ЭЭГ 205, датчик ЭОГ 207 и датчик ЭМГ 209 изображены как отдельные датчики, следует понимать, что один или более из датчиков ЭЭГ, датчика ЭОГ и датчика ЭМГ могут быть комбинированными.

[0132] Датчики 113 сенсорной информации могут включать в себя датчик 211 изображения и датчик 213 трекинга глаз, которые вырабатывают данные распознавания лица и данные трекинга глаз, которые могут быть такими же, как вышеописанные данные или подобными им. Хотя датчик 211 изображения и датчик 213 трекинга глаз изображены как отдельные датчики, следует понимать, что датчик 211 изображения и датчик 213 трекинга глаз можно объединить.

[0133] Контроллер 201 устройства может представлять собой или входить в состав контроллер(а) 115 устройства, показанный(ого) на фиг. 1В, и может быть одним или более устройствами, которые обрабатывают данные, выработанные датчиком ЭЭГ 205, датчиком ЭОГ 207, датчиком ЭМГ 209, датчиком 211 изображения и датчиком 213 трекинга глаз. В некоторых вариантах реализации контроллер 201 устройства может включать в себя процессор 225, память 227, запоминающее устройство 229, связной интерфейс 231, процессор 233 ввода/вывода (I/O) и шины 235 данных. Контроллер 201 устройства может включать в себя модуль 20 манипуляции сигналами, или модуль 20 манипуляции сигналами может быть, в общем, независимым от контроллера 201 устройства и/или устройства 10 сбора сигналов. Например, модуль 20 манипуляции сигналами может входить в состав компонента анализа, удаленного или отличающегося от устройства 10 сбора сигналов.

[0134] В некоторых вариантах реализации процессор(ы) 225 может(могут) включать в себя один или более микропроцессоров, микрочипов или специализированных интегральных схем. Память 227 может включать в себя какой-то один или более типов из памяти с произвольной выборкой (RAM), постоянной памяти (ROM) и кэш-памяти, используемых в процессе выполнения программных команд. Процессор 225 может использовать шины 235 данных для информационного обмена с памятью 227, запоминающим устройством 229, связным интерфейсом 231, процессором изображений и/или датчиками пространственного положения. Запоминающее устройство 229 может включать в себя компьютерно-читаемое, энергонезависимое аппаратное запоминающее устройство, которое хранит информацию и программные команды.

[0135] Например, запоминающее устройство 229 может быть чем-то одним или

более из карт флэш-памяти и/или накопителей на жестких дисках. Для передачи сигналов можно использовать приемопередатчик, который может быть одним или более устройствами, которые кодируют/декодируют данные в/из беспроводные(ых) сигналы(ов), например, сигнал(а) дальности.

[0136] Процессор 225 может выполнять программные команды (например, операционной системы и/или прикладных программ), которые могут храниться в памяти 227 и/или запоминающем устройстве 229. Процессор может также выполнять программные команды сенсорного модуля 251. Сенсорный модуль 251 может содержать программные команды, которые обрабатывают данные, вырабатываемые датчиком ЭЭГ 205, датчиком ЭОГ 207, датчиком ЭМГ 209, датчиком 211 изображения и датчиком 213 трекинга глаз. Обработка может включать в себя фильтрацию, усиление и нормализацию данных, например, чтобы подавлять шумы и другие артефакты. Следует отметить, что контроллер 201 устройства служит только для представления различных возможных эквивалентных компьютерных устройств, которые могут выполнять процессы и функции, описанные в настоящей заявке. Для этого, в некоторых вариантах реализации функциональные возможности, обеспечиваемые контроллером 201 устройства, могут представляться любым сочетанием универсального и/или специализированного оборудования и/или программных команд. В каждом варианте реализации программные команды и аппаратура могут быть созданы с использованием стандартных программных и инженерных методов.

[0137] Фиг. 3 является функциональной блок-схемой, изображающей контроллер 105 в соответствии с аспектами настоящего изобретения. Контроллер 105 может быть таким же, как вышеописанный контроллер или подобным ему. Контроллер 105 может включать в себя компьютерное устройство 306 с процессором 305, память 307, запоминающее устройство 309 и процессор I/O 325, и шину 331 данных. Кроме того, контроллер 105 может включать в себя соединения ввода (например, соединения ввода изображения) и/или соединения вывода (например, соединения вывода изображения), которые принимают и/или передают сигналы изображения в/из процессор(а) изображений. Далее, контроллер 105 может включать в себя соединения ввода/вывода, которые принимают/передают сигналы данных в/из процессор(а) I/O 325.

[0138] В вариантах реализации, контроллер 105 может включать в себя один или более микропроцессоров, микрочипов или специализированных интегральных схем. Память 307 может включать в себя какой-то один или более типов из памяти с произвольной выборкой (RAM), постоянной памяти (ROM) и кэш-памяти, используемых в процессе выполнения программных команд. Контроллер 105 может дополнительно включать в себя одну или более шин 331 данных, по которым связан с памятью 307, запоминающим устройством 309 и процессором I/O 325.

[0139] Запоминающее устройство 309 может включать в себя компьютерно-читаемое, энергонезависимое аппаратное запоминающее устройство, которое хранит информацию и программные команды. Например, запоминающее устройство 309 может

быть чем-то одним или более из карт флэш-памяти и/или накопителей на жестких дисках. Запоминающее устройство 309 может включать в себя эталонные данные 310 для выборки по коммуникационной шине 331 данных.

[0140] Процессор I/O 325 может быть подключен к процессору 305. Процессор I/O 325 может включать в себя любое устройство, которое позволяет индивидууму взаимодействовать с процессором 305 (например, пользовательский интерфейс), и/или любое устройство, которое позволяет процессору 305 обмениваться данными с одним или более другими компьютерными устройствами, с использованием линии связи любого типа. Процессор I/O 325 может формировать и принимать, например, цифровые и аналоговые входные/выходные сигналы (например, электронные сигналы) в соответствии с различными протоколами передачи данных.

[0141] Процессор 305 выполняет программные команды (например, операционной системы и/или прикладных программ), которые могут храниться в памяти 307 и/или запоминающем устройстве 309. Процессор 305 может также выполнять программные команды модуля 351.

[0142] Контроллер 105 может включать в себя модуль 20 манипуляции сигналами, или модуль 20 манипуляции сигналами может быть независимым от контроллера 105. Например, модуль 20 манипуляции сигналами может входить в состав компонента анализа, удаленного или отличающегося от устройства 10 сбора сигналов. Контроллер 105 может включать в себя модуль 355 классификации расстройств и/или модуль 359 классификации датчиков. Модуль 355 классификации расстройств и/или модуль 359 классификации датчиков могут применять методы статистического анализа, раскрытые в настоящей заявке, чтобы идентифицировать и/или применять клинически релевантные признаки к классификации расстройств и/или сигналов датчиков.

[0143] Контроллер 105 может включать в себя связной интерфейс 311, который поддерживает информационный обмен между контроллерами или внутри контроллера (например, по шине 331 данных). Контроллер 105 может также включать в себя одно или более устройств 333 ввода/вывода (I/O) для связи с процессором I/O 325. В соответствии с вариантом реализации устройства I/O могут включать в себя контроллер 201 устройства и/или контроллер 115 устройства.

[0144] Следует отметить, что контроллер 105 служит только для представления различных возможных эквивалентных компьютерных устройств, которые могут выполнять процессы и функции, описанные в настоящей заявке. Для этого, в некоторых вариантах реализации функциональные возможности, обеспечиваемые контроллером 105, могут представляться любым сочетанием универсального и/или специализированного оборудования и/или программных команд. В каждом варианте реализации программные команды и аппаратура могут быть созданы с использованием стандартных программных и инженерных методов.

[0145] Фиг. 4А и 4В содержат блок-схему 400 последовательности операций, изображающую пример варианта реализации, раскрытого в настоящей заявке. Как



описано в настоящей заявке, варианты реализации раскрытого предмета изобретения можно применять для идентификации клинически релевантных признаков для заданного клинического выхода, на основании признаков, выделенных из данных сигналов. На фиг. 4А и 4В описан пример, относящийся к применению носимого устройства для формирования данных сигналов на основании результатов датчиков на носимом устройстве. На фиг. 4А и 4В изображен пример функциональных возможностей и работы возможных вариантов реализации систем, способов и компьютерных программных продуктов в соответствии с различными вариантами реализации по настоящему изобретению.

[0146] Каждый этап на блок-схеме последовательности операций, показанной на фиг. 4А или 4В, может представлять собой модуль, сегмент или участок программных команд, который включает в себя одну или более компьютерно-выполняемых команд для реализации показанных функций и операций. В некоторых альтернативных вариантах реализации функции и/или операции, показанные на конкретном этапе блок-схемы последовательности операций, могут выполняться не в том порядке, который показан на фиг. 4А или 4В.

[0147] Например, два этапа, показанные как следующие один за другим, могут выполняться по существу параллельно, или этапы могут иногда выполняться в обратном порядке, в зависимости от предполагаемых функциональных возможностей. Следует также отметить, что каждый этап блок-схемы последовательности операций и комбинации из этапов блок-схемы могут быть реализованы системами, построенными на базе специализированного оборудования, которые выполняют заданные функции или действия, или комплексными системами на базе специализированного оборудования и компьютерных команд.

[0148] На этапе 401 блок-схемы 400 последовательности операций, субъект может совершать лицевые движения. Лицевые движения могут выполняться по запросу, в зависимости от естественного состояния субъекта или подобной причине. Следует понимать, что, хотя в настоящей заявке конкретно раскрыты лицевые движения, составляющей раскрытого предмета изобретения может считаться любая составная часть тела, действие или свойство. На этапе 405 может быть получена информация ЭЭГ из одного или более датчиков ЭЭГ на носимом устройстве. Информация ЭЭГ может собираться путем контактного или бесконтактного приема сигналов посредством электродов. На этапе 409 может быть получена информация ЭОГ из одного или более датчиков ЭОГ на носимом устройстве. Информация ЭОГ может собираться путем контактного или бесконтактного приема сигналов посредством электродов.

[0149] На этапе 413 может быть получена информация о лице из датчика сенсорной информации, такого как датчик изображения. Информация о лице может включать в себя движение, информацию о характерном свойстве (например, температуре, длине, эластичности, углах и т.п.) или подобную информацию. Информация о лице может собираться с использованием датчика сенсорной информации по сигналу включения

(например, запросу информации о лице, действии или изменении лица и т.п.) или может собираться постоянно. На этапе 418 может быть получена информация о положении глаз из датчика трекинга глаз. Информация о положении глаз может включать в себя движение, информацию о характерном свойстве (например, степень подвижности, направление движения, расширение, углы и т.п.) или подобную информацию. Информация о положении глаз может собираться с использованием датчика сенсорной информации по сигналу включения (например, запросу информации о положении глаз, действии или изменении и т.п.) или может собираться постоянно.

[0150] На этапе 421, информация какого-то одного или более типов из информации ЭЭГ, информации ЭОГ, информации о лице и/или информации о положении глаз может фильтроваться и/или нормализоваться. Информация может фильтроваться и/или нормализоваться на основе любого применимого метода, раскрытого в настоящей заявке. Информация может фильтроваться и/или нормализоваться для подавления шумов, выделения свойств или чего-то подобного. На этапе 425 может классифицироваться информация ЭЭГ. На этапе 429 может классифицироваться информация ЭОГ. На этапе 433 может классифицироваться информация о лице. На этапе 437 может классифицироваться информация о положении глаз.

[0151] На этапе 441 (показанном на фиг. 4В) могут объединяться информация ЭОГ, о лице и информация трекинга глаз. На этапе 445 могут объединяться информация ЭЭГ и информация о лице. Следует понимать, что информация может объединяться на основании клинического результата. Например, этапы 441 и 445, показанные на фиг. 4В, могут различаться для разных клинических результатов таким образом, что возможно объединение иной информации, чем информация, представленная на фиг. 4А и 4В. Следует понимать, что любую сигнальную информацию, относящуюся к индивидууму, можно оценивать статистически на основании маршрутов, показанных, например, на фиг. 1А, 4А и 4В.

[0152] На этапе 449, объединенные информацию ЭОГ, информацию о лице, информацию трекинга глаз и/или другую комбинированную информацию можно сравнивать с опорной информацией. Как показано на фиг. 1А, сравнение может базироваться на выделенных признаках из информации ЭОГ, ЭЭГ, информации о лице, информации о положении глаз или любой другой применимой информации. Сравнение может базироваться на выделенных признаках, которые определены как клинически релевантные признаки, показанные на фиг. 1А.

[0153] На этапе 453, клинически релевантные признаки, основанные на информации из датчиков, можно применять для определения нарушения здоровья субъекта. Например, нарушение здоровья можно определять на основании объединенных информации ЭОГ, информации о лице и информации трекинга глаз, а также объединенных информации ЭЭГ и информации о лице и опорной информации. На этапе 457 может выполняться определение, удалось ли определить нарушение здоровья. Если нарушение здоровья не было определено, то можно повторить описанные здесь этапы,

начиная с этапа 401 (например, как указано буквами «В» на фиг. 4А и 4В). Если нарушение здоровья определено на этапе 457, то на этапе 461 может быть выполнено определение масштаба нарушения здоровья на основании, например, второй опорной информации. На этапе 465 может определяться план лечения на основании третьей опорной информации и/или второй опорной информации (например, на основании масштаба нарушения здоровья). На фиг. 4С показана блок-схема 470 последовательности операций для идентификации и применения клинически релевантных признаков. На этапе 472, может быть получено множество выделенных признаков. Как описано в настоящей заявке, множество выделенных признаков может базироваться на сигналах, собранных с или около тела индивидуума. Сигналы могут собираться, когда выполняется действие или наблюдается конкретная часть тела (например, выражение гнева, жевание, движение глаз, действие глаз-Iso, действие втягивания щек-Iso, действие челюстью, взгляд левым глазом влево, взгляд левым глазом вправо, взгляд правым глазом влево, взгляд правым глазом вправо, действие надувания щек-Iso, выражение грусти, действие улыбка-Iso, выражение удивления, глотание, речь, взгляд вверх, действие по сморщиванию-Iso и т.п., как дополнительно описано в таблице 7). Соответственно, заданный выделенный признак может базироваться на заданном типе сигнала (например, ЭКГ, ЭЭГ и т.п.), действии, когда собирается сигнал, времени, когда собирается сигнал, индивидууме и/или чем-то подобном. На этапе 472 можно получать множество имеющихся выделенных признаков.

[0154] На этапе 473 можно определить метод статистического фильтра для применения к множеству выделенных признаков. Метод статистического фильтра может быть единственным методом, или можно одновременно применять множество методов. Метод статистического фильтра можно определять для выработки клинически релевантных признаков таким образом, чтобы можно было применять клинически релевантные признаки для оптимального определения клинического результата. Как описано в настоящей заявке, клинический результат может быть идентификацией заболевания или расстройства (например, на этапе 453, показанном на фиг. 4В) и/или может быть планом лечения для идентифицированного заболевания или расстройства (например, этап 465, показанный на фиг. 4В). Клинический результат может быть основан на объективных данных (например, на сигналах, собранных датчиками).

[0155] На этапе 474, один или более методов статистического фильтра, идентифицированных на этапе 473, можно применять к множеству выделенных признаков, полученных на этап 472. Методы статистического фильтра могут включать в себя, но без ограничения, корреляцию Спирмена 474А, метод ИСС 474В, алгоритм случайного леса 474С, метод CV 474D, метод AUC 474Е, кластеризацию 474F, Z-оценки 474G и/или подобные методы, или их комбинацию. Упомянутые методы статистических фильтров дополнительно описаны в настоящей заявке.

[0156] На этапе 476, клинически релевантные признаки можно идентифицировать на основании методов статистических фильтров, примененных на этапе 474. При идентификации клинически релевантных признаков из множества признаков, полученных

на этапе 472, клиническое испытание или другую программу можно выполнить с использованием только клинически релевантных признаков, исходя, например, из заданного клинического результата. Идентифицирующие клинически релевантные признаки могут быть признаками, которые можно применять для надежного тестирования клинического результата таким образом, чтобы идентифицированные клинически релевантные признаки могли обеспечивать надежные данные для заданного клинического результата. Надежность может соответствовать заданному порогу надежности для заданного клинического результата. Заданный порог надежности может быть численным значением, найденным на основании чего-то одного или более из корреляции Спирмена, ICC, результата алгоритма случайного леса, CV, AUC, кластеризации и/или Z-оценки, соответствующих данным. Например, заданный порог надежности может базироваться на минимальном или максимальном значениях, соответствующих чему-то одному или более из корреляция Спирмена, ICC, результата алгоритма случайного леса, CV, AUC, кластеризации и/или Z-оценки для заданного набора необработанных данных или признаков. Необработанные данные могут соответствовать признакам, полученным на этапе 427. Соответственно, порог надежности может быть единственным значением (например, бинарной оценкой, отношением, процентным значением и т.п.) или набором значений (например, по одному для каждого подхода из корреляции Спирмена, ICC, результата алгоритма случайного леса, CV, AUC, кластеризации и/или Z-оценки), которые указывают, что заданный набор клинически релевантных признаков обеспечивает релевантные данные для заданного клинического результата. На этапе 478, клинически релевантные признаки можно применить для определения клинически релевантного результата.

[0157] Следует понимать, что, хотя на фиг. 4С представлен набор примерных методов статистических фильтров (корреляция Спирмена, ICC, результат алгоритма случайного леса, CV, AUC, кластеризация и/или Z-оценка), можно применить один или более дополнительных методов, и что набор методов статистических фильтров не ограничивается методами, раскрытыми в настоящей заявке. Для идентификации клинически релевантных признаков можно использовать любой метод статистического фильтра, который показывает надежность одного или более признаков.

[0158] В соответствии с вариантами реализации раскрытого предмета изобретения, идентификацию клинически релевантных признаков на этапе 476, показанном на фиг. 4С, можно использовать для определения ограничений и/или характеристик устройства, основанного на применении датчиков, (например, устройства 10 сбора сигналов, показанного на фиг. 1А) применяемого для сбора одного или более сигналов (например, отдельных сигналов 30 или сигналов, подаваемых в модуль 20 манипуляции сигналами), используемых для определения выделенных признаков, полученных на этапе 472. При применении методов (например, протокола), раскрытых в настоящей заявке, на этапе 477, клинически релевантные факторы для заданного клинического результата (например, прогнозирования конкретного расстройства и/или лечения конкретного расстройства)

могут указывать ограничения и/или характеристики устройства, основанного на применении датчиков. Например, могут быть идентифицированы клинически релевантные признаки, полученные на основе носимого устройства, и заданный клинический результат. По клиническим признакам (например, одной или более частотам, одному или более типам каналов электрических сигналов, одному или более значениям спектральной энтропии, одной или более пиковым частотам, одной или более амплитудам, одному или более стандартным отклонениям, одному или более среднеквадратическим значениям, одному или более отклонениям, одной или более флуктуациям, одной или более фрактальным размерностям, одной или более частотам перехода через ноль, одному или более коэффициентам эксцесса амплитуды, одному или более значениям асимметрии, одному или более временам начала, одному или более значениями дисперсии и т.п.) может быть сделано определение, способно ли соответствующее устройство, основанное на применении датчиков, надежно выдавать клинический результат (например, если пороговое число выделенных признаков соответствует порогам надежности, если клинически релевантные пороги превосходят пороги надежности и т.п.).

### **Примеры**

[0159] Варианты реализации раскрытого предмета изобретения раскрываются в настоящей заявке со ссылками на примеры. Следует понимать, что варианты реализации, раскрываемые в настоящей заявке, не ограничиваются только данными, правилами или отличительными признаками, раскрытыми в примерах.

#### **[0160] Пример 1**

[0161] Фиг. 5 включает в себя таблицу 500, которая представляет ограничения существующих критериев клинических результатов, когда некоторые результаты подвержены ошибкам памяти. Например, таблица 500 может служить медицинскому специалисту для получения субъективных врачебных оценок 502 на основании нарушения здоровья 504. Например, лечащий врач может исследовать птоз (легкость взгляда вверх) путем измерения времени удерживания направления взгляда в секундах. Субъективная физикальная оценка может определяться лечащим врачом. Однако такие физикальные оценки и соответствующие наблюдения подвержены ошибкам, ошибкам памяти, потерям информации и могут приводить к ошибочному диагнозу.

[0162] Для совершенствования процесса сбора надежных биометрических данных проведено исследование. Выполняли сбор объективных данных, и провели исследование со следующими целями, чтобы:

[0163] 1) выяснить качество и пропуски (потерянные значения) данных биометрического устройства;

[0164] 2) выяснить ретестовую надежность биометрического устройства; и

[0165] 3) выяснить возможности биометрического устройства по количественному определению и различению действий различных лицевых мышц.

[0166] Как раскрывается в настоящей заявке, достижение вышеупомянутых целей

определяли на основании, например, статистического анализа, на фиг. 4С.

[0167] В общем, для исследования было выбрано 16 заданий по движениям лица и глаз (глотание, жевание, речь, выражение лица, смыкание глаз, взгляд в разных направлениях). К исследованию привлекали, в общем, N=10 контрольных участников. В ходе исследования, данные получали с помощью биометрического устройства с 31 переменными параметрами. Исследование исходных данных проводили по значениям измерения.

[0168] В соответствии с вариантами реализации раскрытого предмета изобретения, анализ методами ИСС и CV получает ретестовые характеристики по переменным параметрам (например, 31 тестируемым переменным параметрам). С использованием ИСС и/или CV оценивали прогностические возможности всех переменных параметров по заданию (действиям) с помощью модели мультиномиальной логистической регрессии. Например, в клиническом отношении, особое внимание уделяли заданию на «глотание» (наиболее подходящее действие).

[0169] Получали дополнительные данные измерений из датчиков ЭОГ. Датчики размещали на биометрическом устройстве в непосредственной близости от индивидуума. В общем 60 сводных переменных параметров и анализ ИСС включали некоторые дополнительные переменные параметры с ретестовыми характеристиками. Выполняли выбор модели (например, на этапе 473, показанном на фиг. 4С). Результатом выбора модели была идентификация наилучшей модели (например, основанной на сигналах и/или биометрическом устройстве) в качестве модели случайного леса для прогнозирования действий и субъектов.

[0170] Фиг. 6 представляет примерные выходные показания, собранные с использованием одного или более датчиков биометрического устройства. Как показано на графике 602, альфа-волны (0,3-35 Гц) собирали из различных датчиков в то время, когда выполнялось заданное действие глазами. Как показано на графике 604, данные ЭОГ (0,3-10 Гц) для вертикальных движений собирали из нескольких датчиков во время задания на мигание. Как показано на графике 606, данные ЭОГ (0,3-10 Гц) собирали для горизонтальных движений во время заданий по взгляду влево и взгляду вправо. Как показано на фиг. 6, ЭМГ (10-100 Гц) лицевых мышц собирали с использованием нескольких датчиков в то время, когда выполнялось задание на скрежетание зубами. Как показано на графике 610, показания электродермальной активности (EDA) (кожно-гальванический рефлекс) (0,1-1,5 Гц) собирали в то время, когда выполнялось задание на реакцию при пробуждении.

[0171] На фиг. 7 представлены примерные выходные показания, собранные с использованием одного или более датчиков биометрического устройства. Выходные показания, представленные на фиг. 7, собирали с использованием устройства (например, устройства 10 сбора сигналов), которое может надежно измерять различные аспекты биологических особенностей лица с использованием волновых сигналов для активности головного мозга, движения глаз, лицевой мышцы или чего-то подобного, которые

проверялись методом полисомнографии (PSG). Амплитуды (мкВ), собираемые во время задания на улыбку, собирали на этапе 702, амплитуды, собираемые во время надувания щек, собирали на этапе 704, амплитуды, собираемые во время плотного закрывания глаз, собирали на этапе 706, и амплитуды, собираемые во время жевания яблока, собирали на этапе 708. Амплитуды, показанные на графиках 702, 704, 706 и 708 показаны в течение фактической длительности (в секундах).

[0172] Сигналы, показанные на фиг. 6 и/или фиг. 7, могут быть отдельными сигналами 30, показанными на фиг. 1А, и/или могут подаваться в модуль 20 манипуляции сигналов, чтобы формировать отдельные сигналы 30. Прогнозируемость, основанную на задании и отдельных субъектах, анализировали с использованием оценок F1, с использованием модели случайного леса. Получали также Z-оценки. Z-оценки представлены здесь в виде тепловых карт. Тепловые карты переменных параметров и действий (заданий) демонстрируют качественные различия между субъектами и между действиями, как показано на фиг. 8 и фиг. 9.

[0173] Фиг. 8 является тепловой картой четырех заданий и корреляции Z-оценок. Фиг. 8 включает в себя таблицу 802, которая содержит описания и комментарии по примерным признакам. Описания признаков (например, фрактальная размерность, энтропия выборки, сжатие пиковых частот, спектральная энтропия и мощность полосы частот) могут быть выделены из, например, сигналов, показанных на фиг. 6 и 7, (например, выделенные признаки 40). Комментарии, соответствующие признакам в таблице 802, поясняют соответствующие фигуры. Диаграмма 804 представляет Z-оценки 804В для каждого из множества признаков 804С, вычисленные по нормализованным необработанным данным, разбитым по заданиям (например, улыбка, надувание щек, закрывание глаз, жевание), индивидуумам (субъектам) и времени (например, утро/вечер). Z-оценки распределены с использованием значений в диапазоне от -3 до +3, и каждому значению присвоен цвет в соответствии с системой обозначения 804А.

[0174] Аналогично, на фиг. 9 представлена тепловая карта переменных параметров и действий, которая демонстрирует качественные различия между субъектами и между действиями. Диаграмма 904 представляет Z-оценки 904В для каждого из множества признаков 904С, вычисленные по нормализованным необработанным данным, разбитым по заданиям (например, выражение гнева, жевание, глаз, глаз-Iso, втягивание-Iso, челюсть, взгляд левым глазом влево (L-взгляд-L), взгляд левым глазом вправо (L-взгляд-R), надувание-Iso, выражение грусти, улыбка-Iso, выражение удивления, глотание, речь, взгляд вверх, сморщивание-Iso, как дополнительно описано в таблице 7), индивидуумам (лицам) и времени (например, утро/вечер). Z-оценки распределены с использованием значений в диапазоне от -3 до +3, и каждому значению присвоен цвет в соответствии с системой обозначения 904А.

[0175] Фиг. 10 представлена диаграмма 1000 корреляции Спирмена каждого из признаков 1000В, которая показывает корреляцию признаков 1000В между собой. Диаграмму 1000 корреляции Спирмена можно использовать для идентификации связей

между признаками. Признаки, которые связаны сильной корреляцией, по-видимому, являются мерами сходных аспектов биологических особенностей лица и/или других сигналов (например, электрической активности), собранных устройством 10 сбора сигналов, (например, сходных аспектов отдельных сигналов 30). Диаграмму 1000 корреляции Спирмена можно использовать для идентификации кластеров 1000А таким образом, что сходные признаки в одном и том же кластере можно опускать или устранять иначе, чтобы сократить дублирование анализа. Например, снижение размерности на основе кластеров можно применить к идентификации клинически релевантных признаков 50.

[0176] На фиг. 11 представлены ИСС-показатели 1100, и на фиг. 12 представлены ИСС-показатели 1200 для признаков 1200А, которые служат для проверки ретестовой надежности параметров и определяют клиническую значимость. ИСС-показатели 1100 представлены в виде тепловой карты и соответствуют признакам 1100А на основе утренних измерений, при фиксированном возрасте, значении ВМІ и поле человека. Измеренные ИСС-показатели могут иметь клиническую значимость от низкой (например, 0) до высокой (например, 1), как показано в системах обозначений 1100В и 1200В, соответственно.

[0177] ИСС-показатели можно относить к каждому субъекту (индивидууму) таким образом, что высокая клиническая значимость (например, 1) может указывать, что, если заданное измерение повторяется для субъекта, то следует ожидать похожие данные. Низкая клиническая значимость (например, 0) может указывать, что, если для субъекта повторяется заданное измерение, то следует ожидать отличающиеся данные. Для заданного клинического результата, повышенная клиническая значимость (например, выше порога клинической значимости) может приводить к заданной картине, обозначаемой как клинически релевантная (например, как клинически релевантный признак 50). Повышенная клиническая значимость (например, в диапазоне 0,6-1) может потребоваться при клиническом испытании. ИСС-показатели можно использовать для кластеризации признаков, как показано на 1100С и 1200С, соответственно. Кластеры признаков с повышенной клинической значимостью можно обозначить как клинически релевантные (например, как клинически релевантный признак 50).

[0178] На фиг. 13 представлена примерная прогнозирующая модель 1300 (например, модель случайного леса) в соответствии с вариантами реализации раскрытого предмета изобретения. Как показано на фиг. 13, для построения моделей можно применить бутстрэп-выборку (например, решающие деревья или сети). Для бутстрэп-выборки, можно выбрать значение  $\gamma$  (процентное отношение) примеров (например, 0,63 в классических вариантах реализации), которые можно разделить на случайные подвыборки. Как показано, исходную выборку 1300А можно разделить на подвыборки 1300В. Для каждой подвыборки 1300В можно построить решающее дерево на этапе 1300С на основании случайного набора из  $m$  признаков (ковариантов), и результаты могут попадать в листья. На этапе 1300D можно выполнить бутстрэп-агрегирование результатов



из всех построенных деревьев, которые собирают и усредняют. На этапе 1300E можно вывести окончательный прогноз из каждого из прогнозов с этапа 1300D.

[0179] Для оптимизации оценок F1 опробовали несколько методов машинного обучения, и случайные леса оказались эффективнее других моделей. Данные разделили: 80% на обучение для подгонки модели и 20% для тестирования. Случайный лес состоит из множества решающих деревьев для прогнозирования действий индивидуумов/субъектов, с прогнозированием действий индивидуумов/субъектов по набору данных для обучения и взвешенной сумме выходных результатов.

[0180] Для количественной оценки точности прогнозирования методом случайного леса использовали оценки F1. Оценка F1 измеряет, насколько точно модель классифицирует конкретное действие типа глотания, как показано результатами и вычислениями на фиг. 14 и фиг. 15. При использовании параметров из обоих циклов конструирования признаков наблюдалось улучшение оценки F1 для некоторых действий, как указано на фиг. 15 и фиг. 16. Как показано на фиг. 14 с помощью вычисления и результатов 1400, на выходе, на основании истинно-положительных, ложноотрицательных и ложноположительных результатов 1400A тестирования, были получены отклик 0,987 и точность 0,975. В 1400B была выведена оценка F1, равная 0,98. 1400C представляет модель, использованную для вывода критерия для оценки F1.

[0181] Фиг. 15 представлена таблица 1500 результирующих оценок F1, разделенных на утренние, вечерние и общие. Как показано, на основании используемого устройства 10 сбора сигналов, глотание получило наивысшую общую оценку F1, равную 0,98 и действие глаз-Iso получило самую низкую общую оценку F1, равную 0,39. На фиг. 16 представлена диаграмма 1600 с результатами из результатов модели случайного леса, при использовании модели CNN, первой модели дисперсионного анализа и второй модели дисперсионного анализа. Как показано, некоторые признаки (параметры) демонстрируют улучшение по сравнению с другими признаками, основанными на использованной модели. На фиг. 17 представлена таблица 1700 с результатами исследования, использующего все переменные параметры из конкретного задания (действия), чтобы делать прогноз по каждому субъекту, или использующему все заданные действия, чтобы делать прогноз по субъекту, с разделением по утренней и вечерней оценкам. Как показано, жевание получало наивысшие утреннюю и вечернюю комбинированные оценки (0,55 и 0,75, соответственно). Жевательное действие, сморщивание-Iso и речь являются наилучшими действиями для прогнозирования по отдельному субъекту (оценки F1 >0,85). Отслеживание выражения грусти, действий глазами, выражения гнева было не столь надежным путем при прогнозировании для индивидуумов. Регистрировались незначительные различия при прогнозировании индивидуумов из утренних и вечерних показателей. Измеренные, в общем, лицевые движения изменялись в утренние и вечерние периоды времени в течение дня. Применение устройства, используемого в клинических условиях, рассматривали с особым вниманием к измерению жевания, речи и глотания, вследствие надежности, основанной на повышенной оценке F1.

[0182] На фиг. 18 представлена схема 1800 для вариантов алгоритма выбора (например, для применения случайного леса). Данные, собранные устройством сбора сигналов, можно обрабатывать с применением одного или более алгоритмов (дробно-рационального дискретного кратковременного преобразования Фурье (DSTFT), преобразования Фурье, дробно-рационального вейвлет-преобразования с линейным классификатором, вейвлет-преобразования Габора, параметра Юрта, преобразования Гильберта-Хуанга (ННТ), сглаженного распределения Вигнера-Вилла (SWV D)). Схема 1800 дает методологию, применение, преимущества и ограничения упомянутых примерных алгоритмов.

[0183] На фиг. 19 показаны диаграммы 1900 признака мощности полосы частот для десяти индивидуумов, при выполнении действия глотания. На четырех соответствующих диаграммах показаны четыре разных мощности полос частот. Как показано, для каждого индивидуума выбраны несколько амплитуд во время как утреннего, так и вечернего тестирования. В соответствии с вариантом реализации, четыре разных мощности полос частот на четырех соответствующих диаграммах могут быть, каждая, конечным результатом при клиническом испытании. Например, данные, представленные на четырех соответствующих диаграммах, могут быть клиническим выходом, который требуется найти как результат клинического испытания.

[0184] На фиг. 20 представлены кластеры и соответствующие каналы в таблицах 2000. Каждый признак, выделенный из отдельных сигналов 30, может помещаться в кластер на основании, например, кластеризации методом CV, кластеризации методом ICC, кластеризация методом случайного леса или подобным методом, как раскрывается в настоящей заявке. Признаки с похожими результатами можно группировать, как показано в примерах в таблицах 2000. Кластеры можно использовать для уменьшения общего числа признаков до признаков, которые могут быть наиболее релевантными для клинического выхода.

[0185] На фиг. 21 представлена таблица 2100 с признаками, объединенными в кластеры по типу (например, амплитудные, частотные каналы и каналы мощности полос частот и/или другие факторы). Кластеры можно использовать для уменьшения общего числа признаков до признаков, которые могут быть наиболее релевантными для клинического выхода.

[0186] На фиг. 22 представлена тепловая карта 2200 значений CV на основе модели со смешанными эффектами, использующая утренние измерения с фиксированными возрастом, значением BMI и полом человека. Тепловая карта CV 2200 показывает значения CV для признаков 2200A для заданий 2200C, основанные на системе обозначений 2200B с диапазоном 0-1,2. Результаты тепловой карты CV 2200 можно использовать для идентификации признаков, которые будут надежными (например, с низкой дисперсией) для определения клинического выхода (например, обозначения заболевания). Например, меньшее значение CV для заданного признака и действия может указывать, что заданный признак может надежно повторяться (например, соответствует

порогу надежности CV) для нескольких тестов. Клиническое испытание может требовать, чтобы признаки, применяемые для испытания, соответствовали такому порогу надежности CV.

[0187] На фиг. 23 представлена диаграмма 2300, которая показывает, насколько надежно заданное задание можно применять для классификации индивидуумов. Результаты измерений мощности полос частот, оценивающие AUC для различных заданий, показаны в таблице 2300A. Результаты таких измерений показаны для задания улыбка-Iso на диаграмме 2300B и задания выражения грусти на диаграмме 2300C. Повышенный результат измерения AUC для мощности полосы частот может указывать, что заданное задание (например, улыбка-Iso) соответствует порогу AUC для классификации индивидуумов (например, установлению отличия одного индивидуума от следующего), тогда как низкий результат измерения AUC для мощности полосы частот может указывать, что заданное задание (например, выражение грусти) не соответствует порогу AUC. Соответственно, устройство 10 сбора сигналов, используемое для получения результатов измерений, показанных на фиг. 23, может надежнее различать индивидуумов в случае, когда выполняется задание на улыбку, чем в случае, когда выражается эмоция грусти.

[0188] На фиг. 24 представлена тепловая карта 2400 (включающая в себя тепловые карты 2400A и 2400B), похожая на диаграмму 904, показанную на фиг. 9 для параметров 2400C. Тепловая карта 2400 представляет тепловую карту переменных параметров и действия, которая демонстрирует качественные различия между субъектами и между действиями. Тепловая карта 2400 показывает Z-оценки для каждого из множества признаков, вычисленных на основании нормализованных необработанных данных, с разбиением по заданиям (например, выражение гнева, жевание, движения глаз, глаз-Iso, втягивание-Iso, челюсть, взгляд влево вбок (L-взгляд-L), взгляд вправо вбок (L-взгляд-R), надувание-Iso, выражение грусти, улыбка-Iso, выражение удивления, глотание, речь, взгляд вверх, сморщивание-Iso, как дополнительно описано в таблице 7), индивидуумам (лицам) и времени (например, утро/вечер). Z-оценки распределяются с использованием значений в диапазоне от -3 до +3, и каждому значению присваивается цвет, как показано в системе обозначений.

[0189] На фиг. 25 представлены задания 2500A в виде диаграммы UMAP 2500. Диаграмма UMAP 2500 может быть образована на основании визуального отображения, созданного посредством снижения размерности каждого из множества параметров (например, параметров 2400C на фиг. 24) до двух значений. Соответственно, каждое испытание с несколькими циклами (например, строками) сокращается до двух циклов (например, строк), и результаты представляются диаграммой UMAP. Диаграмма UMAP 2500 представляет полученные данные, разделенные по заданиям 2500A. Например, диаграмму UMAP 2500 можно использовать для кластеризации по каждому из заданий 2500A. Аналогично, фиг. 26 является диаграммой UMAP 2600, которая сформирована с использованием таких же данных, которые использованы для формирования диаграммы

UMAP 2500. Диаграмма UMAP 2600 представляет полученные данные, разделенные по индивидуумам 2600A. Например, диаграмму UMAP 2600 можно использовать для кластеризации по каждому из индивидуумов 2600A. Аналогично, фиг. 27 является диаграммой UMAP 2700, которая сформирована с использованием таких же данных, которые использованы для формирования диаграммы UMAP 2500 и диаграммы UMAP 2600. Диаграмма UMAP 2700 представляет полученные данные, разделенные по времени сбора 2700A. Например, диаграмму UMAP 2700 можно использовать для кластеризации по каждому из времен сбора 2700A.

[0190] Фиг. 28 подобна фиг. 19 и представляет диаграммы 2800 различных признаков для глотательного действия десяти индивидуумов. На соответствующих диаграммах представлены тридцать один разных графиков данных. Как показано, для каждого индивидуума собраны данные по нескольким амплитудам для каждого индивидуума как в утреннее, так и в вечернее время тестирования. Данные, представленные на диаграммах 2800, можно использовать для формирования тепловой карты на основе Z-оценок, показанной, например, на фиг. 24. В соответствии с вариантом реализации, тридцать один разных графиков данных, каждый или в комбинированном наборе данных, могут быть конечным результатом при клиническом испытании. Например, данные, представленные отдельными графиками данных, или комбинированно представленные данные могут быть клиническим выходом, который требуется найти как результат клинического испытания.

[0191] Фиг. 29 представляет значения значимости, полученные методом случайного леса, по нескольким признакам 2900B на диаграмме 2900, на основании окончательных решений, показанных в системе обозначений 2900A. Диаграмма 2900 представляет распределение для каждого признака 2900B заданного задания. Диаграмма 2900 может быть создана с использованием алгоритма Boruta, отбирающего признаки, для выбора признаков из набора данных. Применяемый алгоритм Boruta может выполнять функцию оберточного алгоритма по случайному лесу. Алгоритм Boruta повышает степень случайности заданного набора данных при заданных параметрах посредством создания перемешанных копий всех признаков (например, теневых признаков). Затем, классификатор на основе случайного леса можно обучить по расширенному набору данных. Для оценки значимости каждого признака можно применять показатель значимости признаков (например, среднее уменьшение точности модели при их исключении), при этом более высокие средние являются более значимыми. На каждом цикле может выполняться проверка, имеет ли реальный признак более высокую значимость, чем наилучший из его теневых признаков (например, имеет ли признак более высокую Z-оценку, чем максимальная Z-оценка его теневых признаков), и признаки, которые полагаются крайне незначимыми (например, превышают, так называемый, порог Boruta для отбора признаков) можно отбрасывать из набора для идентификации клинического выхода. Клинические испытания могут требовать применения признаков, которые соответствуют порогу Boruta или превосходят его). Алгоритм может заканчивать

цикл, либо когда подтверждены или отброшены все признаки, либо когда достигается заданный предел проходов алгоритма случайного леса.

[0192] Значения значимости, полученные методом случайного леса, для нескольких признаков, показанных на фиг. 29, можно использовать для определения значимости, которую имеет каждый признак для классификации некоторого действия. Признаки, которые являются высокозначимыми (например, превосходящими порог *Voruta*), можно определить как клинически релевантные признаки 50. Например, результаты, показанные на фиг. 29, можно использовать для уменьшения числа признаков на основании сравнения фактических значений заданного признака с перемешанными значениями (созданными путем дублирования). Заданный признак, который обеспечивает увеличение значения для классификации (например, найденное путем исключения признака и определения, сколько информации теряется), может получить более высокую оценку. Машинное обучение можно применять для определения оценки, основанной на перестановках. Заданный признак можно определить как клинически более релевантный для заданного задания, чем другой признак. В качестве дополнения или альтернативы, конечный результат при клиническом испытании можно определять, когда исключение любых остающихся признаков снижает возможность классификации информации по заданному порогу. Оценка методом случайного леса может базироваться на результате модели, использующей алгоритм *Voruta*, в которой признакам с более сильным влиянием дается более высокая оценка. Выделенные признаки, имеющие оценку методом случайного леса на уровне или выше порога классификации методом случайного леса, идентифицируются как клинически релевантные признаки.

[0193] На фиг. 30 представлен график 3000, включающий в себя статистику разрыва. При использовании статистики разрыва (например, *k*-значений) можно определять оптимальное число кластеров для заданного набора данных. График 3000 может быть связан, например, с графиком корреляции Спирмена, показанным на фиг. 10, при этом корреляцию Спирмена можно применять для идентификации числа кластеров по данным, полученным из имеющихся сигналов. Как показано, оптимальное число кластеров 3000А, полученное на основании данных и представленное на графике 3000, равно 4, вследствие чего 4 кластера, при наличии соответствующих данных, обеспечивают граничный баланс между различиями между признаками в кластерах и числом кластеров.

[0194] На фиг. 31 представлены *Z*-оценки с использованием тепловой карты 3100, по заданиям во время выборок утренних данных. *Z*-оценки даны каждому признаку 3100А по каждому заданию 3100В и основаны на системе обозначений 3100С, в которой значения находятся в диапазоне от -3 до +3 и имеют присвоенные цвета. На фиг. 32 представлены *Z*-оценки с использованием тепловой карты 3200, по заданиям во время выборок вечерних данных. *Z*-оценки даны каждому признаку 3200А по каждому заданию 3200В и основаны на системе обозначений 3200С, в которой значения находятся в диапазоне от -3 до +3 и имеют присвоенные цвета. Как раскрывается в настоящей заявке, *Z*-оценки, показанные на тепловой карте (например, тепловой карте 3100 и/или 3200),

нормализованы относительно соответствующих диапазонов, а именно, высокое значение в диапазоне возможных значений соответствует высокой Z-оценке, и низкое значение в диапазоне возможных значений соответствует низкой Z-оценке.

[0195] На фиг. 33 представлены Z-оценки на тепловой карте 3300 для анализа LOOCV по всем заданиям. Тепловая карта 3300, показанная на фиг. 33, создана с использованием процедуры, применяемой для оценки эффективности алгоритмов машинного обучения. Данные обеспечены для индивидуумов 3300А и заданий 3300В и базируются на системе обозначений 3300С, в которой значения находятся в диапазоне от -3 до +3 и имеют присвоенные цвета. При анализе LOOCV, число блоков может равняться числу примеров в наборе данных. Таким образом, обучающий алгоритм можно применять однократно для каждого примера, при использовании всех остальных примеров в качестве обучающего множества и использовании выбранного примера в качестве одноэлементного тестового набора. Например, для формирования тепловой карты 3300, данные индивидуума можно исключить из обучающего множества прогнозирующего алгоритма машинного обучения, и остающиеся данные можно использовать для обучения алгоритма. Затем алгоритм можно применять для прогнозирования по исключенным данным индивидуума. Z-оценки, показанные на тепловой карте 3300, можно формировать на основании того, насколько прогноз сопоставим с фактическими данными, и/или насколько точно прогноз идентифицирует заданное задание для индивидуума.

[0196] На фиг. 34 представлены Z-оценки на тепловой карте 3400 для стандартного отклонения (SD) во время выборок утренних данных. Тепловая карта 3400 дает Z-оценки стандартного отклонения для признаков 3400А во время заданий 3400В, на основе системы обозначений 3400С, в которой значения находятся в диапазоне от -3 до +3 и имеют присвоенные цвета. На фиг. 35 представлены Z-оценки на тепловой карте 3500 для SD во время выборок вечерних данных. Тепловая карта 3500 представляет Z-оценку стандартного отклонения для признаков 3500А во время заданий 3500В, на основе системы обозначений 3500С, в которой значения находятся в диапазоне от -3 до +3 и имеют присвоенные цвета. Стандартные отклонения указывают величину изменчивости данных признака таким образом, что большое стандартное отклонение может показывать меньшую надежность, а небольшое стандартное отклонение может показывать более высокую надежность.

[0197] На фиг. 36 представлена CV с тепловой картой 3600 для модели со смешанными эффектами для выборок вечерних данных. Фиг. 36 подобна фиг. 22. На фиг. 36 представлены значения CV на основании модели со смешанными эффектами, при использовании результатов вечерних измерений, с фиксированным возрастом, значением BMI и полом человека. Тепловая карта CV 3600 представляет значения CV для признаков 3600А в заданиях 3600С на основе системы обозначений 3600В, в которой значения находятся в диапазоне от 0 до 1,2 и имеют присвоенные цвета. Результаты тепловой карты CV 3600 можно использовать для идентификации, при которой признаки будут надежными (например, с низкой дисперсией) для определения клинического выхода

(например, определения заболевания). Например, меньшее значение CV для заданного признака и действия может указывать, что заданный признак может надежно повторяться (например, соответствует порогу надежности CV) для нескольких тестов. Клиническое испытание может требовать, чтобы признаки, применяемые для испытания, соответствовали такому порогу надежности CV.

[0198] На фиг. 37 представлены разбросы 3700 результатов измерений мощностей полос частот для выборок данных по улыбкам. Графики разбросов 3700 похожи на те, что были вычислены для глотания на фиг. 28. Графики разбросов 3700 представляют различные признаки для десяти индивидуумов при выполнении действия улыбки. Соответствующие разбросы показаны с использованием десяти разных графиков данных. Как показано, для каждого индивидуума собрано несколько амплитуд в утренние и вечерние периоды времени тестирования. Данные, представленные на графиках разбросов 3700, можно применять для формирования тепловой карты на основе Z-оценок, показанной, например, на фиг. 24.

[0199] На фиг. 38 представлена тепловая карта 3800 кластеров ICC для результатов вечерних измерений, при фиксированных возрасте, значении ВМІ и поле человека. Тепловая карта 3800 основана на признаках 3800А для заданий 3800С и использует систему обозначений 3800В, в которой значения находятся в диапазоне от 0 до 1 и имеют присвоенные цвета. Результаты измерений ICC, показанные на тепловой карте 3800, указывают, если один и тот же результат измерения вычисляется для заданного лица по нескольким выборкам данных, насколько сходными являются результаты для заданного лица. Результат определяет корреляцию для одного и того же индивидуума с данными индивидуума. Соответственно, тепловая карта 3800 указывает ретестовую надежность. Повышенное значение ICC (например, 1) указывает, что, для заданного индивидуума, различие в нескольких тестах является небольшим, так что данные индивидуума коррелируются между собой. Пониженное значение ICC (например, 0) указывает, что, для заданного индивидуума, различие в нескольких тестах является большим. Тепловая карта 3800 указывает также признаки, которые соответствуют порогу ICC, вследствие чего признак, соответствующий более высокому значению ICC (например, 1) по нескольким субъектам, можно использовать для клинического испытания, так как он надежно обеспечивает данные для индивидуумов. Как показано на 3800D, различные корреляционные значения ICC можно объединить в кластеры (например, в 6 кластеров в данном примере).

[0200] Фиг. 39 представлена тепловая карта 3900 кластеров ICC для результатов вечерних измерений, при фиксированных возрасте, значении ВМІ и поле человека. Тепловая карта 3900 основана на признаках 3900А для заданий 3900С и использует систему обозначений 3900В, в которой значения находятся в диапазоне от 0 до 1 и имеют присвоенные цвета. Результаты измерений ICC, показанные на тепловой карте 3900, указывают, если один и тот же результат измерения вычисляется для заданного лица по нескольким выборкам данных, насколько сходными являются результаты для заданного

лица. Результат определяет корреляцию для одного и того же индивидуума с данными индивидуума. Соответственно, тепловая карта 3900 указывает ретестовую надежность. Повышенное значение (например, 1) указывает, что, для заданного индивидуума, различие в нескольких тестах является небольшим, так что данные индивидуума коррелируются между собой. Пониженное значение ИСС (например, 0) указывает, что, для заданного индивидуума, различие в нескольких тестах является большим. Тепловая карта 3900 указывает также признаки, которые соответствуют порогу ИСС, вследствие чего признак, соответствующий более высокому значению ИСС (например, 1) по нескольким субъектам, можно использовать для клинического испытания, так как он надежно обеспечивает данные для индивидуумов. Как показано на 3900D, различные корреляционные значения ИСС можно объединить в кластеры (например, в 4 кластера в данном примере).

[0201] На фиг. 40 представлены диаграммы 4000A, 4000B и 4000C стохастического вложения соседей с  $t$ -распределением ( $t$ -distributed Stochastic Neighbor Embedding,  $t$ -SNE) для индивидуумов, заданий и времени. Диаграмма 4000A соответствует сниженной размерности данных для индивидуумов 4000D, диаграмма 4000B соответствует сниженной размерности данных для заданий 4000E, и диаграмма 4000C соответствует уменьшенному числу моментов времени 4000F сбора данных. Диаграммы 4000A, 4000B и 4000C могут быть сформированы на основании алгоритма для уменьшения числа наборов данных до двух измерений. Диаграммы 4000A, 4000B и 4000C можно использовать для сравнения степеней сходства или различия между соответствующими наборами данных (например, насколько изменчивыми являются данные, соответствующие каждому индивидууму в 4000D, как показано на диаграмме 4000A). Сравнение диаграмм 4000A, 4000B и 4000C может указывать вклад дисперсии, основанной на заданном параметре, (например, по индивидуумам 4000D, по заданиям 4000E и/или по времени сбора данных 4000F).

[0202] На фиг. 41 представлены различные диаграммы 4100 для визуализации данных, сокращенных до двух измерений, на основании заданий 4100A. Диаграмма 4100B основана на анализе главных компонент (PCA), при этом главными компонентами сбора значений в пространстве действительных координат являются последовательность  $r$ -единичных векторов, где  $i$ -тый вектор является направлением линии, которая наиболее точно соответствует данным и при этом ортогональна первым  $i-1$  векторам. Диаграмма 4100C основана на снижении размерности данных методами как PCA, так и  $t$ -SNE. Диаграмма 4100D основана на снижении размерности данных методом  $t$ -SNE. Диаграмма 4100E основана на снижении размерности данных методом UMAP.

[0203] На фиг. 42 представлены диаграммы UMAP 4200, а именно, диаграмма 4200A для индивидуумов, диаграмма 4200B для заданий и диаграмма 4200C для времени. Диаграммы 4200A, 4200B и 4200C могут быть похожими на диаграммы, представленные на фиг. 25-27. Диаграмма 4200A может представлять задания, графически представленные с использованием снижения размерности данных методом UMAP. Диаграмма 4200A



является визуальным отображением, сформированным посредством снижения размерности каждого из множества параметров (например, параметров 2400С на фиг. 24) до двух значений. Соответственно, каждое испытание с несколькими циклами (например, строками) сокращается до двух циклов (например, строк), и результаты представляются диаграммой UMAP. Диаграмма 4200А представляет полученные данные, разделенные по заданиям. Например, диаграмму 4200А можно использовать для кластеризации по каждому из заданий. Аналогично, диаграмма 4200В сформирована с использованием таких же данных, которые использованы для формирования диаграммы 4200А. Диаграмма 4200В представляет полученные данные, разделенные по индивидуумам. Например, диаграмму 4200В можно использовать для кластеризации по каждому из индивидуумов. Аналогично, диаграмма 4200С сформирована с использованием таких же данных, которые использованы для формирования диаграммы 4200А или 4200В. Диаграмма 4200С представляет полученные данные, разделенные по времени сбора. Например, диаграмму 4200С можно использовать для кластеризации по каждому из времен сбора.

[0204] На фиг. 43 и 44 представлены результаты подтверждения на диаграммах 4300 и 4400 для разных заданий по различным каналам. Данные, представленные на диаграммах 4300 и 4400, могут быть сформированы на основании анализа по алгоритму Boruta (например, значимости признаков), описанному в связи с фиг. 29. Диаграммы 4300 и 4400 представляют результаты 4300В и 4400В подтверждения для заданий 4300А и 4400А по параметрам 4300С и 4400С. На фиг. 29, например, показаны результаты анализа для единственного задания, тогда как на фиг. 43 и 44 показаны результаты анализа для нескольких заданий. Диаграммы 4300 и 4400 указывают, являются ли определенные данные (например, результаты 4300В и 4400В для заданий 4300А и 4400А по параметрам 4300С и 4400С) клинически релевантными при идентификации клинического результата. Релевантные данные указаны как подтвержденные, тогда как нерелевантные данные исключаются. Данные, которые не соответствуют порогу релевантности или порогу нерелевантности обозначены как подлежащие уточнению. Клиническое испытание может требовать, чтобы признаки, применяемые для испытания, соответствовали порогу релевантности для подтверждения, чтобы применяться в клиническом испытании для определения клинического результата.

#### [0205] Пример 2

[0206] Данный пример представляет протокол, используемый для оценки способности устройства 10 сбора сигналов поддерживать определение клинически релевантных признаков на основании возможностей устройства 10 сбора сигналов и на основании клинических результатов. Хотя пример предлагает конкретные применения методов, раскрытых в настоящей заявке, следует понимать, что возможна реализация дополнительных применений методов.

[0207] В соответствии с методами, раскрытыми в настоящей заявке, в качестве начального этапа для разработки метода численной оценки нервно-мышечных расстройств проведено исследование для определения, можно ли биометрическое

сенсорное устройство использовать для объективного измерения движения лицевых мышц и глаз, предназначенного, чтобы характеризовать оценки результатов работы (PerfOs) с заданиями, предназначенными для моделирования клинических PerfOs, называемых действиями по имитации PerfOs (mock-PerfOs). Конкретные цели настоящего исследования состояли в том, чтобы: определить, можно ли необработанные сигналы ЭМГ, ЭОГ и ЭЭГ биометрического сенсорного устройства обрабатывать для извлечения признаков, описывающих формы этих сигналов; определить качество данных о признаках, ретестовую надежность и статистические характеристики признаков, полученных из биометрического сенсорного устройства; определить, можно ли признаки, полученные из биометрического сенсорного устройства, использовать для определения различия между двигательными действиями различных лицевых мышц и глаз; и определить признаки и типы признаков, которые важны для классификации уровней действий по mock-PerfOs.

[0208] Следует понимать, что клинический результат, подлежащий тестированию в настоящем примере, идентифицирует признаки и типы признаков, которые важны для классификации уровней действий по mock-PerfOs, на базе биометрического сенсорного устройства.

[0209] Биометрическое сенсорное устройство, применяемое в настоящем примере, является носимым за ухом, первоначально разработанным для измерения когнитивной функции. Так как биометрическое сенсорное устройство измеряет, например, данные электроэнцефалографии (ЭЭГ), электромиографии (ЭМГ) и электроокулографии (ЭОГ), оно может быть способным объективно количественно определять двигательную активность лицевых мышц и глаз, подходящую для оценки нервно-мышечных расстройств.

[0210] В исследовании добровольно участвовало, в общем, N=10 здоровых человек. Каждый участник исследования выполнял 16 действий для mock-PerfOs, включающих в себя речь, жевание, глотание, смыкание глаз, взгляд в разных направлениях, надувание щек, жевание яблока и создание различных выражений лица. Каждое действие повторялось четыре раза утром и четыре раза ночью. Из данных биодатчиков ЭЭГ, ЭМГ и ЭОГ выделено, в сумме, 161 сводных признаков. Вектора признаков использовали как входные данные моделей машинного обучения для классификации действий по mock-PerfOs, и качество модели оценивали на контрольном тестовом наборе. Дополнительно применяли сверточную нейронную сеть (CNN) для классификации низкоуровневых представлений необработанных данных биодатчиков для каждого задания, и качество модели соответственно оценивали и сравнивали непосредственно с эффективностью классификации признаков.

[0211] Точность прогнозирования модели по классификационным возможностям биометрического сенсорного устройства оценивалась количественно. Результаты исследования показывают, что испытываемое биометрическое сенсорное устройство может, в принципе, количественно оценивать разные аспекты движений лица и глаз и может применяться для различения действий по mock-PerfOs. А именно,

идентифицированные клинически релевантные признаки показали, что испытываемое биометрическое сенсорное устройство отличает задания по речи, жеванию и глотанию от других заданий с измеренными оценками  $F1 > 0,9$ . При том, что признаки ЭМГ вносят вклад в точность классификации всех заданий, признаки ЭОГ важны для классификации заданий по взгляду. Как было обнаружено, анализ по сводным признакам превосходил CNN в отношении классификация действий.

[0212] Как дополнительно описано в настоящей заявке, установлено, что биометрическое сенсорное устройство удовлетворяет клиническим порогам в такой мере, что его можно применять для измерения активности мышц черепа, подходящей для оценки нервно-мышечных расстройств. Эффективность классификации действий по  $\text{task-PerfOs}$  с использованием сводных признаков делает возможной стратегию для определения сигналов, указывающих на конкретное заболевание, в отношении контрольных участников, а также для мониторинга эффекта лечения отдельного субъекта.

[0213] Дисфункция движений лица/черепа и глаз является важным признаком нескольких неврологических расстройств, которые влияют на несколько уровней осевой части центральной нервной системы. Примеры включают в себя явную слабость лицевой мускулатуры вследствие паралича лицевого нерва или инсульта, диплопии, птоза и дисфагии, обусловленных нервно-мышечными расстройствами, такими как тяжелая миастения, дистония, комплексное нарушение движений экстраокулярных мышц, гипомимия и дисфагия, вызванными паркинсоническими (и другими нейродегенеративными) состояниями.

[0214] Как описано в настоящей заявке, клиническая оценка упомянутых симптомов остается сложной задачей в медицине и клинических исследованиях. Существующие клинические оценки, такие как результаты, сообщаемые клиницистами, (ClinRO) или результаты по оценкам пациентов (PRO), могут требовать от пациента часто посещать стационары, полагаться, в первую очередь, на субъективные показатели и не обязательно могут отражать состояние(ия) пациента в реальности. Важно отметить, что симптомы пациентов могут быть непостоянными и изменяться в течение дня, что затрудняет надежную оценку. И наконец, симптомы могут изменяться от пациента к пациенту, в зависимости от их адаптации к увеличению мышечной слабости. Например, таблица 500, показанная на фиг. 5, подчеркивает субъективный характер врачебных оценок 502, базирующихся на наблюдении. Такая субъективная постановка оценок может приводить к изменчивости от пациента к пациенту, а также от врача к врачу.

[0215] Средства для выполнения количественного анализа функции мышц черепа существуют, однако данные средства имеют значительные ограничения. Например, лицевые движения можно измерять с помощью видеотехники, путем съемки статических изображений или видео. Также можно применять поверхностную ЭМГ, которая записывает электрические сигналы движений лицевых мышц, либо самостоятельно, либо в сочетании со способами видеосъемки. Небольшие исследования привели к предположению, что ЭОГ, которая измеряет электрический потенциал между передней

стороной и задней стороной глаза, может обнаруживать различия между больными паркинсонизмом и контрольными участниками. Для мониторинга движений экстраокулярных мышц и активности верхних мышц черепа (например, мигания) применяли экранные трекеры и надеваемые очки. Вместе с их текущим применением, данные подходы могут быть трудоемкими, сложными для реализации и, что важнее всего, могут получать лицевые движения в течение коротких периодов времени в искусственно созданной обстановке.

[0216] Соответственно, методы раскрытые в настоящей заявке, выгодны потому, что они предоставляют возможность выявлять и/или разрабатывать новые, неинвазивные подходы к измерению характерных свойств индивидуума (например, краниальные симптомы нервно-мышечных и нейродегенеративных расстройств), чтобы решать проблемы основных групп пациентов. Методы, раскрытые в настоящей заявке, предназначены для поддержки врачебных оценок диагностирования и хода заболеваний, а также оценок результатов при клиническом исследовании. Если такие подходы могут использовать технологию носимых датчиков, они способны устранять затруднения с существующими клиническими датчиками, применение которых ограничено хорошо контролируруемыми условиями, в отличие от более естественных окружающих условий (например, домашних условий).

[0217] Тестируемое биометрическое сенсорное устройство является заушным устройством, разработанным для измерения нейрональных и физиологических процессов. Электрофизиологические сигналы снимаются на частоте 250 Гц четырьмя многократными электродами, изготовленными из проводящего силиконового материала. Электроды устройства устанавливаются в местах на волосистой части черепа, непосредственно над левым и правым ушами, и на левом и правом сосцевидными отростками височной кости и выдают необработанные данные биоэлектрических сигналов, аналогичные тем, которые можно получать при электроэнцефалографии (ЭЭГ) в референтных локализациях Т3, Т4, М1 и М2 из 10-20 положений наложения электродов, при этом ЭЭГ является измерением функции поверхностной активности головного мозга. Упомянутая конфигурация электродов допускает также сбор высококачественных данных ЭМГ-активности, при активизации височных и окружающих групп мышц, и сигналы ЭОГ, выдаваемые при отклонениях глаз.

[0218] Тогда как традиционная клиническая оценка с использованием биофизиологических данных может быть инвазивной, дорогой и длительной, тестируемое биометрическое сенсорное устройство предназначено обеспечивать сбор и обработку высококачественных данных для широкого населения. Сигналы ЭМГ, ЭЭГ и ЭОГ, контролируемые с помощью тестируемого биометрического сенсорного устройства использовались для обнаружения и исследования множества различных физиологических явлений, например, для мониторинга сна, обнаружения микросна и количественной оценки острой послеоперационной боли. На основе идентификации клинически релевантных признаков 50 с помощью биометрического сенсорного устройства

(устройства 10 сбора сигналов) было установлено, что устройство способно поддерживать оценивание результатов для нервно-мышечных расстройств посредством объективного количественного определения заданий на движения лицевых мышц и глаз путем сбора и анализа данных биоэлектрических сигналов. Качество объективного количественного определения оценивали по выделенным признакам 40, сформированным из отдельных сигналов 30, собранных биометрическим сенсорным устройством. Отдельные сигналы 30 формировались с использованием модуля 20 манипуляции сигналами, который получал сигналы из биометрического сенсорного устройства. Методы, раскрытые в настоящей заявке, применяли для идентификации клинически релевантных признаков 50 из выделенных признаков 40. Клинически релевантные признаки 50 соответствуют пороговым значениям для клинических результатов, включающих в себя диагностику и/или лечение нервно-мышечных расстройств.

[0219] Сложность задачи, исследуемой методами, раскрытыми в настоящей заявке, состоит в том, что необработанные данные биоэлектрических сигналов, по существу, являются зашумленными из-за ряда факторов, например, участники двигаются во время получения клинических оценок, возможны нарушения контакта между электродами и кожей, и/или существуют артефакты по причине сердечной деятельности, или что-то подобное. Кроме того, аналогичные факторы естественным образом наводят артефакты в собранных данных сигналах; сигналы ЭЭГ, ЭМГ и ЭОГ налагаются в типичных диапазонах частот, что делает нетривиальным непосредственное разделение и анализ данных о формах сигналов.

[0220] Соответственно, настоящее примерное исследование проведено для выработки численной оценки нервно-мышечных расстройств, чтобы определить, может ли биометрическое сенсорное устройство измерять движения лицевых мышц и глаз. Некоторые специальные цели исследования были поставлены для того, чтобы: определить, как можно обрабатывать сигналы ЭМГ/ЭОГ/ЭЭГ биометрического сенсорного устройства, чтобы выделять признаки; определить качество данных о признаках, ретестовую надежность и статистические характеристики для биометрического сенсорного устройства; определить, могут ли признаки, полученные из биометрического сенсорного устройства, количественно оценивать различные действия лицевых и окулярных мышц; и определить признаки, которые важны (например, являются клинически релевантными признаками 50) для классификации уровней активности, по сравнению с подходами по классификации данных необработанных биоэлектрических сигналов.

[0221] В настоящем исследовании, 16 имитационных оценок результатов работы (mock-PerfOs) предназначались для оценки движений лица и глаз с помощью биометрического сенсорного устройства на N=10 контрольных добровольных участниках. Реализуется конвейерный процесс конструирования признаков соответственно целевому назначению, при этом признаки выводятся из форм сигналов ЭМГ, ЭОГ и ЭЭГ, связи между признаками оцениваются путем сравнения друг с другом, и выполняется

качественная оценка того, как признаки классифицируют разные действия по mock-PerfOs. Этапы, выполняемые в ходе этого примерного исследования, поддерживали этапы валидации применимости и аналитических методов интегрированной среды для выработки численных оценок. В целом, результаты настоящего примерного исследования иллюстрируют полезность биометрического сенсорного устройства как возможного средства измерения в условиях клинических испытаний для оценки заданий по движениям лица и глаз и создают возможность для дальнейших клинических исследований с этим и сходными устройствами. Полезность биометрического сенсорного устройства определяется посредством идентификации достаточных клинически релевантных признаков 50, как описано в настоящей заявке.

[0222] Для оценки степени качества, с которой биометрическое сенсорное устройство может классифицировать задания по движениям лицевых мышц и глаз (например, проводить различие между ними), проводилось исследование с N=10 участниками, которые выполняли 16 заданных движений лицевыми мышцами (mock-PerfOs) четыре раза утром и четыре раза вечером. Таблица 1 содержит демографические характеристики участников исследования.

**Таблица 1**

<b>Характеристика</b>	<b>Среднее (SD)</b>
<b>Пол</b>	5, 50%
Мужской (N, %)	5, 50%
Женский (N, %)	
<b>Возраст (лет)</b>	32,03 (11,66)
<b>Рост (дюймы)</b>	71,33 (14,83)
<b>Вес (фунты)</b>	154,8 (21,83)
<b>ВМІ (кг/м<sup>2</sup>)</b>	22,91 (5,33)

[0223] Необработанные данные биоэлектрических сигналов биометрического сенсорного устройства обрабатывались с получением 161 сводных признаков, из которых большинство описывает формы сигналов ЭМГ, ЭОГ и ЭЭГ. Как показано на фиг. 1А, биометрическое сенсорное устройство (устройство 10 сбора сигналов) подавало необработанные сигналы в модуль 20 манипуляции сигналами. Модуль 20 манипуляции сигналами формировал отдельные сигналы 30 (например, формы сигналов ЭМГ, ЭОГ и ЭЭГ) из необработанных сигналов. Исходя из свойств отдельных сигналов 30, формировались 161 сводных признаков.

[0224] Процесс сведения необработанных данных биоэлектрических сигналов биометрического сенсорного устройства в признаки подробно описан в настоящей заявке. Вкратце, признаки вычислялись по составляющим форм сигналами ЭМГ, ЭОГ и ЭЭГ, которые выделялись из необработанных биометрических сигналов со смешанными формами посредством механизмов комбинирования и фильтрации сигналов (например, посредством модуля 20 манипуляции сигналами). Обобщенный обзор процесса 4500

конструирования признаков также представлен на фиг. 45.

[0225] Как показано на фиг. 45, из биометрического сенсорного устройства принимается форма 4502 смешанного сигнала. Модуль 4504 разделения сигналов может выделять отдельный виртуальный сигнал ЭЭГ 4506А, виртуальный сигнал ЭОГ 4506В и виртуальный сигнал ЭМГ 4506С из формы 4502 смешанного сигнала. На этапе алгоритма 4508 сегментации на основе событий может быть применен алгоритм сегментации на основе событий, и вычисление признаков на этапе 4510 может приводить к выделению признаков посредством представлений 4512 векторов признаков. Как показано, модуль 4504 разделения сигналов применяется к смешанному сигналу, полученному из биометрического сенсорного устройства, чтобы разделять формы сигналов ЭЭГ, ЭМГ, и ЭОГ на их составляющие. Затем упомянутые сигналы обрабатываются алгоритмом 4508 сегментации на основе событий, и выделяются признаки.

[0226] Как показано на фиг. 46, признаки могут характеризовать сигнал биометрического устройства как в частотной, так и в временной области, изменением амплитуды 4600А и частоты 4600В во времени, полученными для субъекта, пьющего воду. На фиг. 46 представлены время и частота ЭМГ-активности для пьющего воду участника. График 4600 показывает около 6,5 сек данных ЭМГ как во временной 4600А, так и частотной 4600В областях.

[0227] Репрезентативная форма смешанного сигнала 4502 собрана для каждого из 16 действий по mock-PerfOs. Например, на фиг. 47 показаны качественные различия, вытекающие из репрезентативных сигналов 4700 от каждого из 16 действий по mock-PerfOs. Как показано, каждое действие дает качественно отличающуюся форму сигнала. Репрезентативные сигналы 4700 показывают ЭМГ-активность, визуализированную во временной области по 16 действиям.

[0228] Например, множество признаков, выделенных из репрезентативных сигналов 4700, по каждому из 16 действий по mock-PerfOs, можно использовать для формирования тепловых карт Z-оценок, как дополнительно описано в настоящей заявке, а также показано на фиг. 8 и фиг. 9.

[0229] В таблице 2 приведен перечень признаков, выделенных в настоящем примере, где признаки описаны в рассмотренных категориях. Амплитудные признаки, частота переходов через ноль, стандартное отклонение, дисперсия, среднееквадратическое значение, коэффициент эксцесса, частота, уровень мощности в заданной полосе частот, асимметрия 2, а также другие стандартные признаки формы сигнала обрабатывались по данным биометрических датчиков. Признаки выбирались в соответствии со стандартными конвейерными процессами обработки признаков. Амплитудные признаки описывают амплитуду или максимальное расстояние от линии отсчета для каждой формы сигнала в пространстве релевантной составляющей. Признаки мощности полосы частот описывают среднюю мощность формы сигнала в конкретном диапазоне частот (при этом существует несколько диапазонов частот, характерных для каждого типа сигнала биометрического сенсорного устройства). Другие упомянутые признаки математически описывают форму,

дисперсию или комплексность форм сигналов ЭМГ, ЭОГ или ЭЭГ.

**Таблица 2**

Название признака	Единицы измерения	Группа	Область
ЭОГ 0,5-4 Гц канал 1 мощности полосы частот	децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭОГ 4-10 Гц канал 1 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭОГ 0,5-4 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭОГ 4-10 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭЭГ 1-4 Гц канал 1 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭЭГ 4-7 Гц канал 1 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭЭГ 7-12 Гц канал 1 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭЭГ 12-30 Гц канал 1 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭЭГ 1-4 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭЭГ 4-7 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭЭГ 7-12 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭЭГ 12-30 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭМГ 10-33 Гц канал 1 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭМГ 33-56 Гц канал 1 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭМГ 56-79 Гц канал 1 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭМГ 79-102 Гц канал 1 мощности	Децибелы	Мощность	Частота



полосы частот		полосы частот	
ЭМГ 102-125 Гц канал 1 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭМГ 10-33 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭМГ 33-56 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭМГ 56-79 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭМГ 79-102 Гц канал 2 мощности полосы частот	Децибелы	Мощность полосы частот	Частота
ЭМГ 102-125 Гц канал 2 мощности полосы частот	децибелы	Мощность полосы частот	Частота
Канал 1 спектральной энтропии	Безразмерные	Комплексность	Частота
Канал 2 спектральной энтропии	Безразмерные	Комплексность	Частота
ЭМГ канал 1 сжатия пиковых частот	Число	Частота	Частота
ЭМГ канал 2 сжатия пиковых частот	число	Частота	Частота
Канал 1 пиковой частоты 1	Герцы	Частота	Частота
Канал 1 пиковой частоты 2	Герцы	Частота	Частота
Канал 1 пиковой частоты 3	Герцы	Частота	Частота
Канал 1 пиковой частоты 4	Герцы	Частота	Частота
Канал 1 пиковой частоты 5	Герцы	Частота	Частота
Канал 2 пиковой частоты 1	Герцы	Частота	Частота
Канал 2 пиковой частоты 2	Герцы	Частота	Частота
Канал 2 пиковой частоты 3	Герцы	Частота	Частота
Канал 2 пиковой частоты 4	Герцы	Частота	Частота
Канал 2 пиковой частоты 5	Герцы	Частота	Частота
Канал 1 средней абсолютной амплитуды	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 2 средней абсолютной амплитуды	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 1 максимальной абсолютной амплитуды	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 2 максимальной абсолютной	Микровольты	Амплитуда	Время

амплитуды			
Канал 1 абсолютной амплитуды 25-го процентиля	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 1 абсолютной амплитуды 50-го процентиля	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 1 абсолютной амплитуды 75-го процентиля	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 1 абсолютной амплитуды 90-го процентиля	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 2 абсолютной амплитуды 25-го процентиля	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 2 абсолютной амплитуды 50-го процентиля	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 2 абсолютной амплитуды 75-го процентиля	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 2 абсолютной амплитуды 90-го процентиля	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 1 стандартного отклонения	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 2 стандартного отклонения	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 1 стандартного отклонения абсолютной амплитуды	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 2 стандартного отклонения абсолютной амплитуды	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 1 среднеквадратического значения	Микровольты	Амплитуда	Время
Канал 2 среднеквадратического значения	Микровольты	Амплитуда	Время
ЭОГ канал 1 максимальной амплитуды начального отклонения	Микровольты	Амплитуда	Время
ЭОГ канал 2 максимальной амплитуды начального отклонения	Микровольты	Амплитуда	Время
ЭОГ канал 1 полярности начального отклонения	Микровольты	Амплитуда	Время
ЭОГ канал 2 полярности начального	микровольты	Амплитуда	Время

отклонения			
Канал 1 параметра флюктуаций Херста с исключенным трендом	безразмерные	Комплексность	Время
Канал 2 параметра флюктуаций Херста с исключенным трендом	Безразмерные	Комплексность	Время
Канал 1 фрактальной размерности Петросяна	Безразмерные	Комплексность	Время
Канал 2 фрактальной размерности Петросяна	Безразмерные	Комплексность	Время
Канал 1 приближительной энтропии	безразмерные	Комплексность	Время
Канал 2 приближительной энтропии	безразмерные	Комплексность	Время
Канал 1 частоты переходов через ноль	число раз/секунда	Частота	Время
Канал 2 частоты переходов через ноль	число раз/секунда	Частота	Время
Канал 1 коэффициента эксцесса амплитуды	безразмерные	Коэффициент эксцесса	Время
Канал 2 коэффициента эксцесса амплитуды	безразмерные	Коэффициент эксцесса	Время
Канал 1 асимметрии амплитуды	безразмерные	Асимметрия	Время
Канал 2 асимметрии амплитуды	безразмерные	Асимметрия	Время
Ощутимое время начала	секунды	Время	Время
Канал 1 дисперсии амплитуды	микровольты в квадрате	Дисперсия	Время
Канал 2 дисперсии амплитуды	микровольты в квадрате	Дисперсия	Время

[0230] Признаки, полученные из биометрического сенсорного устройства и приведенные в вышеприведенной таблице 2, могут измерять однозначно определенные аспекты движений лица и глаз. Взаимосвязь между параметрами по всем 16 действиям по *task-PerfOs* анализировалась путем выполнения корреляций Спирмена всех параметров друг с другом (например, так, как описано в связи с фиг. 4С и фиг. 10). Для определения оптимального числа групп параметров, которые описывают изменение общего сигнала, выполнялась кластеризация *k*-средних корреляций Спирмена всех признаков для всех действия друг с другом, как показано на фиг. 48. Из корреляций Спирмена были определены шесть однозначно определяемых кластеров параметров (на основании кластеризации *k*-средних). Кластеризация *k*-средних является способом квантования векторов для разбиения *n* наблюдений (например, признаков, основанных на корреляциях Спирмена) на *k* кластеров, в которых каждое наблюдение относится к кластеру с

ближайшим средним значением, что служит прототипом кластера.

[0231] Как описано в настоящей заявке, диаграмма 4800 корреляций Спирмена используется для идентификации связей между признаками. Признаки, которые связаны сильной корреляцией, по-видимому, измеряют сходные аспекты сигналов биологии лица и/или других сигналов (например, электрической активности), собираемых биометрическим сенсорным устройством (например, сходные аспекты отдельных сигналов 30). Диаграмма 4800 корреляций Спирмена используется для идентификации шести кластеров таким образом, что сходные признаки в одном кластере можно исключить или иначе сократить, чтобы снизить степень дублирования анализа. Например, снижение размерности данных на основе кластеров можно применять для идентификации клинически релевантных признаков 50. На фиг. 47 показана корреляция Спирмена всех 161 пригодных признаков друг с другом, представленная в виде тепловой карты. Показаны  $K=6$  кластеров, полученных методом кластеризации  $K$ -средних (оптимальное число). Все 16 действий по mock-PerfOs объединяются для корреляционного анализа, показанного на фиг. 47.

[0232] В настоящем примере, параметры амплитуды и мощности полосы частот обычно вместе объединяются в два кластера из шести кластеров, тогда как другие параметры, подобные параметрам из частотной области, объединяются в отдельные кластеры.

[0233] Для исследования качественных различий между 16 действиями по mock-PerfOs (по каждому участнику и моменту времени, и всем 161 параметрам из биометрического сенсорного устройства), выполнялось снижение размерности данных методом UMAP. Качественные различия между 16 действиями 4900A по mock-PerfOs представлены на диаграмме 4900 на фиг. 49. Несмотря на существовавшее совпадение между некоторыми из действий 4900A, действия типа глотания явно выделяется из остальных, при описанном подходе. Снижение размерности данных методом UMAP, показанное на диаграмме 4900 можно использовать для идентификации кластеров данных и/или разделения данных по размерностям (например, по заданиям). Снижение размерности методом UMAP всех 161 признаков, полученных из биометрического сенсорного устройства, показано на фиг. 49. Каждое повторение действия индивидуума является точкой на диаграмме 4900. Видимый признак заданной точки представляет действия, выполненные во время таких повторений.

[0234] Фиг. 50 содержит диаграмму 5000, которая представляет тепловые карты 5000A (признаки на основе ЭЭГ), 5000B (признаки на основе ЭМГ), 5000C (признаки на основе ЭОГ) и 5000D (другие признаки)  $Z$ -оценки признаков по данным, которые показывают различия между заданиями 5004 для разных классов 5002 признаков (амплитуда, мощность полосы частот, частота, коэффициент эксцесса, другие, асимметрия, время, дисперсия). Данные для каждого индивидуума 5006 собираются в моменты времени 5008 и представляются как  $Z$ -оценки на основе системы обозначений 5010, в которой значения находятся в диапазоне от -3 до +3 и имеют присвоенные цвета.

Диаграмма 5000 может быть создана и может включать в себя информацию подобно тому, как показано на вышеописанных фиг. 8, 9 и 24. В совокупности, результаты, показанные на диаграмме 5000, демонстрируют полезную способность биометрического сенсорного устройства для формирования параметров, которые могут описывать однозначно определенные действия по mock-PerfOs.

[0235] Фиг. 50 содержит тепловые карты всех 161 признаков (строк), полученных из биометрического сенсорного устройства, для всех повторяемых действий (столбцы). Строки сортируются сначала по 16 действиям в ходе исследования и, в рамках каждого действия, по участникам, и затем по времени дня, когда выполнялось действие, как описано выше.

[0236] Для оценки ретестовой надежности признака, полученного из биометрического сенсорного устройства, применялось линейное моделирование со смешанными эффектами, с участниками в виде случайных эффектов, чтобы оценить свойства признаков. Таблица 3 представляет анализ компонентов дисперсии признаков, полученных из биометрического сенсорного устройства. Во-первых, для каждого из 161 признаков, полученных из биометрического сенсорного устройства, на основании маршрута, показанного в таблице 4, определяется ICC для участников с целью оценки дисперсии, соответствующей каждому лицу, для каждого признака. Как описано в настоящей заявке, ICC является мерой того, насколько одни и те же данные от одного участника являются похожими и, следовательно, надежными для одного и того же действия, и изменяется в диапазоне 0-1 (например, значение ICC меньше, чем 0,5 означает низкую надежность, значение ICC в диапазоне 0,5-0,7 означает среднюю надежность, и значение ICC больше, чем 0,7 можно интерпретировать как надежный количественный показатель). Наблюдаемые значения ICC были в диапазоне 0-0,92, и среднее значение ICC для всех параметров по 16 действиям составило 0,31. Во-вторых, для каждого параметра, соответствующего одному участнику, вычисляются значения CV во все моменты времени (утренние и вечерние) в соответствии с методами, раскрытыми в настоящей заявке. Вычисляется дисперсия для каждого признака для каждого действия, в связи со временем дня (утром или вечером), когда выполнялись действия, самими отдельными участниками, и повторениями отдельных испытаний, а также необъяснимая дисперсия. Вычисленное ICC, значение CV и/или изменчивость применялись, например, для идентификации клинически релевантных признаков 50 в выделенных признаках 40, как показано на фиг. 1A. В настоящем примере результаты служат доказательством того, что многие признаки, сформированные биометрическим сенсорным устройством, надежно измеряют изменения для отдельного участника и обеспечивают количественный показатель, по которому пригодные признаки можно ранжировать для дополнительного последующего анализа. Соответственно, такие признаки можно обозначить как клинически релевантные признаки 50.

### Таблица 3

Признак, сформированный биометрическим сенсорным устройством														Компонент дисперсии		
Задание 1							Задание 2							Задание		
Утро				Вечер				Утро				Вечер				Время
Участник 1		Участник 2		Участник 1		Участник 2		Участник 1		Участник 2		Участник 1		Участник 2		Участник
Повторение 1	Повторение 2	Повторение 1	Повторение 2	Повторение 1	Повторение 2	Повторение 1	Повторение 2	Повторение 1	Повторение 2	Повторение 1	Повторение 2	Повторение 1	Повторение 2	Повторение 1	Повторение 2	Повторение

Таблица 4

Переход 1: Значения ИСС для каждого из 16 действий для всех параметров биометрического сенсорного устройства.
Переход 2: % значения CV для каждого из 16 действий для всех параметров биометрического сенсорного устройства.
Переход 3: Число анализируемых заданий (n), минимальное значение (мин), максимальное значение (макс), медианное значение (медиана), среднее значение (среднее), стандартное отклонение среднего (sd), и стандартная ошибка среднего (se).
Переход 4: Компоненты дисперсии для каждого признака из биометрического сенсорного устройства для каждого из 16 действий, показанных в таблице 3.

[0237] Установлено, что тестируемое биометрическое сенсорное устройство может точно классифицировать некоторую двигательную активность лицевых мышц. Для исследования того, можно ли по данным биометрического сенсорного устройства классифицировать заданное одно из шестнадцати действий по mock-PerfOs, строится модель классификации методом случайного леса, упомянутая в настоящей заявке, для получения отличия каждого действия от других пятнадцати действий (классификация 1 против всех) (например, как описано в отношении фиг. 29, 43 и 44). Оценки F1 распознавания действия используются в качестве основного количественного показателя для оценки качества модели, как дополнительно описано в настоящей заявке.

[0238] После экспериментального исследования с тестовым набором данных для всех 161 признаков, строится вторая модель для классификации уровней действий. Такая вторая модель использует оптимизированный набор признаков из биометрического сенсорного устройства признаки с целью исключения зашумленных признаков, которые не будут вносить вклад в общую эффективность классификации. Для определения оптимизированного набора признаков из биометрического сенсорного устройства

выполняется сокращение размерности с помощью пакета Boruta. Такое сокращение признаков описано в связи с фиг. 29, 43 и 44 в настоящей заявке. Например, все 161 признаков в признаках на фиг. 29, 43, и 44 копируются (например, обозначаются как теневые признаки), и метки их классов случайным образом перемешиваются. Каждый теневой признак сравнивается с фактическими значениями для 1,000 циклов классификации, и только те признаки, которые дают результат выше заданного порога (например, 50%), определяются как подтвержденные. Этот анализ показал подтвержденный набор из 101 признаков в признаках фиг. 29, 43, и 44, которые были использованы для второй модели классификации.

[0239] Для оценки результативности, которую обеспечивают признаки из биометрического сенсорного устройства в отношении использования низкоуровневых представлений данных о формах сигналов биометрического сенсорного устройства, с использованием необработанных данных о биоэлектрических сигналах биометрического сенсорного устройства, строят модели CNN, чтобы классифицировать 16 действий по ток-PerfOs, как показано на фиг. 51. На фиг. 51 показана модель 5100, которая реализует схему архитектуры конечной CNN, предназначенной для классификации действий. Во время классификации, входной информацией для модели является одноканальная спектрограмма, вычисленная по сегментированной форме сигнала. На выходе получается распределение вероятностей по каждому из 16 действий. Следствием является действие, связанное с наивысшей выходной оценкой правдоподобия. При таком моделировании, спектрограммы с фиксированным размером, которые количественно определяют то, как мощность на заданной частоте изменяется в зависимости от времени, вычисляются по сегментам сигналов ток-PerfOs и используются в качестве входной информации модели.

[0240] На фиг. 52 представлена диаграмма 5200 действий для действий 5200A с оценками F1 классификации уровней всех признаков (161 признаков) 5200B из биометрического сенсорного устройства, признаков (101 признаков) 5200C из биометрического сенсорного устройства, выбранных алгоритмом Boruta, и с использованием необработанных данных форм сигналов (CNN) 5200D. Оценки F1 находятся в диапазоне 0-1, при этом 1 указывает на точную классификацию. Признаки (101 признаков) 5200C из биометрического сенсорного устройства, выбранные алгоритмом Boruta, могут быть клинически релевантными признаками 50, выделенными из признаков (161 признаков) 5200B из биометрического сенсорного устройства (например, как показано на фиг. 29, 43 и 44). Необработанные данные форм сигналов (CNN) 5200C могут быть сформированы с использованием модели 5100, показанной на фиг. 51. Фиг. 53 содержит тепловую карту 5300, которая представляет анализ атрибуции признаков с использованием значений по методу SHapley Additive exPlanations (SHAP) для каждого признака (строки) 5300A для каждого действия (столбцы) 5300B, установленного на модели из полного набора из 161 признаков. Значения SHAP получают Z-оценки по всем действиям, как указано в системе обозначений 5300C, в которой значения находятся в диапазоне от -3 до +3 и имеют присвоенные цвета.

[0241] Как показано на фиг. 52, выполняется сравнение оценок F1 по точности классификации полного набора из 161 признака 5200B, оптимизированного набора из 101 признака 5200C, а также прогнозов на основе CNN 5200D. Для определения основных признаков, которые наиболее важны для полной модели случайного леса с 161 признаками (например, клинически релевантными признаками 50), на фиг. 54 применен анализ атрибуции признаков методом SHAP. Для прогнозирования конкретного действия, значение SHAP признака из биометрического сенсорного устройства вычисляется как изменение математического ожидания выходного результата модели, когда наблюдается этот признак, по сравнению со случаем, когда этот признак отсутствует, для прогнозов по тестовому набору. Влияние каждого признака, когда он вводится в модель, суммируется и усредняется по всем используемым 161 признакам из биометрического сенсорного устройства. На фиг. 53, признаки представлены как среднее значение SHAP и показаны на тепловой карте (десятичными логарифмами) 5300. Таблица 5 представляет найденный процентный вклад для каждого действия каждой группы форм сигналов признаков. Нормированная сумма абсолютных значений SHAP для каждого действия сравнивается с суммой в признаках ЭМГ, ЭЭГ и ЭОГ и нормируется по числу признаков в данной группе, чтобы вычислить процентный вклад каждой формы сигнала в точность классификации.

Таблица 5

Действие	Нормированная сумма абсолютных значений SHAP	% вклад ЭМГ	% вклад ЭЭГ	% вклад ЭОГ
L Взгляд-R	0,517996133	48,5	21,5	30,0
L Взгляд-L	0,49281577	48,1	22,9	29,0
Взгляд вверх	0,526086224	48,2	27,9	23,9
Жевание	0,669707634	49,8	27,3	22,9
Глаз-Iso	0,50169248	58,1	22,3	19,5
Надувание- Iso	0,478709587	58,3	22,6	19,1
Глаз	0,671975561	62,9	18,1	18,9
Втягивание- Iso	0,553403349	60,4	20,8	18,8
Челюсть	0,759305572	62,4	20,5	17,1
Удивление	0,502448985	57,5	25,7	16,8
Сморщиван	0,528007475	56,7	26,7	16,6



ие-Iso				
Речь	0,577886127	61,4	22,4	16,2
Выражение гнева	0,485578854	66,6	18,0	15,4
Выражение грусти	0,468684661	67,4	17,4	15,3
Глотание	0,784064192	68,9	17,9	13,2
Улыбка-Iso	0,558172499	75,6	16,0	8,4

[0242] Таблица 5 содержит 16 действий по mock-PerfOs и показывает, какой вклад группы признаков ЭМГ, ЭЭГ и ЭОГ вносят в точность классификации. Таблица 5 показывает нормированную сумму абсолютных значений SHAP из модели случайного леса, а также относительные процентные вклады ЭМГ, ЭЭГ и ЭОГ в значимость классификации. Значимость признаков нормализуется на основании общего числа признаков в каждой группе ЭМГ, ЭЭГ или ЭОГ, по сравнению с общим числом признаков во всех трех категориях. Признаки, не связанные с какой-либо формой сигнала, исключаются из настоящего анализа.

[0243] Как раскрывается в настоящей заявке, в настоящем примерном исследовании приняло участие в общем 10 здоровых добровольцев (5 мужчин и 5 женщин). Все участники выполняли два 45-минутных сеанса. В ходе каждого сеанса, каждого участника просили выполнить последовательность заданий, перечисленных ниже в таблице 6. Эти задания были выбраны, чтобы представлять задания, которые с трудом могут выполнить пациенты с MG. Участников просили делать одноминутный перерыв после каждого задания.

**Таблица 6**

Задание	Длительность каждого задания	Число повторений	Общая длительность (включая подготовку к заданию)
Форма информированного согласия, введение и вопросы и ответы	5 минут	Не применимо	5 минут
Настройка носимого устройства	5 минут	Не применимо	5 минут
Широко улыбнуться и показать зубы как можно сильнее	15 секунд	4	1 минута

Наморщить лоб как можно сильнее	15 секунд	4	1 минута
Закрывать глаза нормально	5 секунд	4	20 секунд
Закрывать глаза как можно сильнее	15 секунд	4	1 минута
Надуть щеки как можно сильнее	15 секунд	4	1 минута
Втянуть щеки как можно сильнее	15 секунд	4	1 минута
Жевание	30 секунд	4	2 минут
Глотание	10 секунд	4	40 секунд
Взгляд вверх	45 секунд	4	3 минут
Взгляд-влево вбок	45 секунд	4	3 минут
Взгляд-вправо вбок	45 секунд	4	3 минут
Речь	30 секунд	4	2 минут
Раскрыть челюсти как можно шире и сомкнуть челюсти	15 секунд	4	1 минута
Выражение лица - выражение удивления (только с диагностической целью)	15 секунд	4	1 минута
Выражение лица - выражение грусти (только с диагностической целью)	15 секунд	4	1 минута
Выражение лица - выражение гнева (только с диагностической целью)	15 секунд	4	1 минута
Общее время			33 минут

[0244] Каждый участник исследования выполнял два сеанса исследования, один утром и один ночью. Сеансы тестирования проводились один на один с ведущим исследования. Во время утреннего сеанса, ведущий исследования просматривал форму информированного согласия (ICF) с участником, обеспечивал его понимания формы и согласие на участие. Участники имели время задавать вопросы перед подписанием ICF.

[0245] Ведущий исследования зачитывал сценарий исследования, который

обеспечивал общий обзор исследования и описание различных действий в ходе исследования. Затем ведущий исследования собирал исходную (основную) информацию об участниках.

[0246] Затем ведущий исследования просил участников выполнить следующее во время каждого сеанса исследования:

Широко улыбнуться и показать зубы как можно сильнее

1-минутный перерыв

Наморщить лоб как можно сильнее

1-минутный перерыв

Закрывать глаза как можно сильнее

1-минутный перерыв

Надуть щеки как можно сильнее

1-минутный перерыв

Втянуть щеки как можно сильнее

1-минутный перерыв

Жевание в течение 30 секунд

1-минутный перерыв

Глотание

1-минутный перерыв

Закрывать глаза нормально в течение 5 секунд

1-минутный перерыв

Речь 30 секунд

1-минутный перерыв

Взгляд вверх в течение 45 секунд

1-минутный перерыв

Взгляд влево вбок в течение 45 секунд

1-минутный перерыв

Взгляд влево вбок в течение 45 секунд

1-минутный перерыв

Раскрыть челюсти как можно шире и сомкнуть челюсти

1-минутный перерыв

Выражение лица - выражение удивления

1-минутный перерыв

Выражение лица - выражение грусти

1-минутный перерыв

Выражение лица - выражение гнева

[0247] Аннотации к обозначениям, раскрытым в настоящей заявке, соответствуют следующим заданиям, представленным в таблице 7.

**Таблица 7**

Задание	Обозначение/ аннотация
---------	------------------------

Широко улыбнуться и показать зубы как можно сильнее	Улыбка-Iso
Наморщить лоб как можно сильнее	Сморщивание-Iso
Закрыть глаза как можно сильнее	Глаз-Iso
Надуть щеки как можно сильнее	Надувание-Iso
Втянуть щеки как можно сильнее	Втягивание-Iso
Жевание	Жевание
Глотание	Глотание
Закрыть глаза нормально	Глаз
Раскрыть челюсти как можно шире и сомкнуть челюсти	Челюсть
Взгляд вверх	Взгляд вверх
Взгляд влево вбок	L-взгляд-L
Взгляд вправо вбок	L-взгляд-R
Речь	Речь
Выражение лица - выражение удивления	Удивление
Выражение лица - выражение грусти	Грусть
Выражение лица - выражение гнева	Выражение гнева

[0248] Необработанные данные биометрического сенсорного устройства собирались непрерывно во время каждого действия настоящего примерного исследования. Чтобы обеспечивать надежные основные аннотации к фактическим данным, данные по каждому действию обозначались вручную опытным лаборантом. Для каждого действия, конечные результаты начала и конца каждого выполняемого действия аннотировались соответственно. Синхронизированная по времени видеозапись участника использовалась как справочный материал при такой процедуре аннотирования. При использовании таких аннотаций действий, сигналы сегментировались в соответствии с упомянутыми временными метками начала и конца действия. Следует понимать, что сбор необработанных данных в соответствии с методами, раскрытыми в настоящей заявке, может проводиться автоматически с использованием датчиков, которые передают необработанные данные в один или более приемников или контроллеров (например, как показано на фиг. 1-3).

[0249] После выполнения действия, полученные сигналы из каждого канала изменялись в масштабе для противодействия эффектам усиления, выполняемого а аппаратуре устройства, с целью подавления шумов и фильтровались напрямую с использованием режекторного фильтра второго порядка с бесконечной импульсной характеристикой (PIR), чтобы подавить 60-Гц шум линии питания. Каждый сигнал включал в себя смесь данных ЭЭГ, ЭМГ и ЭОГ (например, форму 4502 смешанного сигнала). Для улучшенного выделения каждой составляющей применяли алгоритм разделения сигналов (например, модуль 4504 разделения сигналов), выделяющий, в

общем, шесть каналов (по два для каждой из ЭЭГ, ЭМГ, ЭЭГ) в настоящем примере.

[0250] После изменения масштаба, фильтрации и разделения сигналов, сигналы каждого из шести отдельных каналов сегментировались с учетом наличия или отсутствия действия по движению лицевых мышц, как показано на фиг. 45. Для выделения признаков применялся комплексный подход для дополнительного последующего анализа (например, 4510, показанного на фиг. 45). Общие признаки для каждой формы сигнала, кроме поднабора признаков, характерных для активности ЭМГ, ЭОГ или ЭЭГ, складывались. Признаки, которые будут четко идентифицировать действия по mock-PerfOs, выполняемые в рамках процесса сбора данных, но не будут распространяться на характеристику действия вне лаборатории, исключались (например, длительность действия, которое предписывалось выполнять каждому участнику в течение заданного периода).

[0251] Выполнялись алгоритм 4508 сегментации на основе событий и этап 4510 вычисления признаков. Вычислялись статистические показатели из каждого отдельного сегмента сигнала, чтобы обобщенно охарактеризовать сигнал во временной области (например, смотри фиг. 46). Такие показатели допускают отображение информации, например, характера изменения амплитуды во времени, амплитудных распределений и тенденций изменения сигнала, наблюдаемых в их необработанных формах. Так как частотная и частотно-временная области также содержат большие объемы информации в данных о биоэлектрических сигналах, то выполнялись анализы путем цифровой обработки сигналов (DSP), чтобы разложить каждый отдельный сегмент сигнала на частотные компоненты и оценить картины в таком альтернативном представлении, как показано на фиг. 45. Вычислялись признаки, имеющие отношение к теоретическим характеристикам ЭМГ, ЭОГ и ЭЭГ во время конкретного действия по mock-PerfOs, чтобы лучше представлять такие действия сводными векторами признаков.

[0252] Как описано в настоящей заявке, вышеописанные этапы (как также показано на фиг. 45) формировали на выходе представления 161-мерного вектора признаков для каждого выполненного действия по mock-PerfOs, как показано в таблице 2. Эти признаки соответствуют выделенным признакам 40, показанным на фиг. 1А. Чтобы исключить признаки, возможно, не имеющие отношения к классификации по действиям для заданного рассматриваемого клинического результата, выполняли снижение размерности признаков с использованием алгоритма Boruta. Как показано на фиг. 52, общее число 161 признаков сокращалось, с получением для каждого действия по mock-PerfOs представлений вектора признаков с меньшей размерностью. Как показано, 60 признаков, которые были оценены как «незначимые», были исключены из каждого вектора признаков, что дает 101-мерные вектора признаков. Для снижения размерности признака использовали вариант реализации пакета Boruta в языке A Python (BorutaPy, версия 0,3).

[0253] Наблюдается корреляция параметров биометрического сенсорного устройства и различий параметров с действиями. Значения корреляции Спирмена между всеми параметрами и всеми действиями вычислялись, как показано на фиг. 48. Для

определения оптимального числа кластеров с использованием пакета `factoextra` в R, с функцией `fviz_nbclust` со 100 бутстрэп-выборками, применяли метод силуэтов. Для каждого из 16 действий, для всех 161 вычисленных  $b$  параметров, сообщается число анализируемых заданий ( $n$ ), минимальное значение (мин), максимальное значение (макс), медианное значение (медиана), среднее значение (среднее), стандартное отклонение среднего ( $sd$ ), и стандартная ошибка среднего ( $se$ ), как указано в таблице 4.

[0254] Определялись связи между признаками из биометрического сенсорного устройства признаками и действиями или демографической информацией. Для данных из примерного исследования, значения ИСС для участников в группе вычислялись с использованием линейного моделирования со смешанными эффектами с помощью пакета `lmer` в R, по следующей формуле:  $\sim(1|\text{участник})$ . ИСС вычислялись отдельно для каждого из 16 действий для каждого из 161 признаков, полученных из биометрического сенсорного устройства, в соответствии с таблицей 4. Вычислялись также коэффициенты вариации путем сравнения в рамках каждого действия в соответствии с таблицей 4.

[0255] В рамках исследования и между ними вычислялась изменчивость, обусловленная повторными измерениями, временем суток и участниками. Вычислялась также дисперсия, не объясняемая этими тремя факторами, в соответствии с таблицей 4. Для вывода изменения, объясняемого каждой составляющей:  $\sim 1+(1|\text{время})+(1|\text{участник})+(1|\text{повторение/время})$ , применялась иерархическая линейная модель со смешанными эффектами, где составляющая времени указывает время суток (утро или вечер), составляющая участников указывает субъекта, и составляющая повторения указывает повторение одного действия, вложенного в то же время.

[0256] Как показано на фиг. 25, 26, 27, 40, 41, 42 и 49, снижение размерности признаков из биометрического устройства выполнялось в Python посредством `umap-learn` или одного или более применимых методов снижения размерности. Снижение размерности выполнялось с использованием эффективного минимального расстояния между его вложенными точками и стандартных параметров. Например, как показано на фиг. 49, координаты UMAP строились с помощью `ggplot2` в R. Как показано на фиг. 50, тепловые карты признаков из биометрического сенсорного устройства отображаются с отдельными действиями в столбцах и признаками из биометрического сенсорного устройства в строках. Тепловые карты (например, фиг. 8-12, 22, 24, 31-36, 38, 39, 48, 50, и 53) данных биометрического сенсорного устройства отображают строки признаков в Z-оценках, вычисленных по всем действиям. Тепловые карты были построены с использованием пакета `ComplexHeatmap` в R.

[0257] Действия во время исследования и прогнозы на уровне участников оценивались количественно. Для определения, каким образом можно использовать признаки из биометрического сенсорного устройства, чтобы классифицировать каждое из 16 действий, были реализованы модели многоклассовой классификации, с использованием модуля `sklearn` в Python. Для построения модели реализовали классификатор на основе случайного леса (например, при использовании класса `sklearn`

RandomForestClassifier) с 500 решающими деревьями. При каждой настройке классификации, выполнялись обучение и обоснование модели с использованием 80% набора данных, а остальные 20% набора данных отводились для тестирования. Выборки данных распределялись одному из двух поднаборов случайным образом, чтобы уменьшить систематическую ошибку при исследовании результаты. Как показано на фиг. 52, вычислялась оценка F1, чтобы оценивать качество моделей на тестовом наборе. Оценка F1 является средним гармоническим значением точности и отклика и выявляет число прогнозов, которые были точными по модели, с выравниванием как ложноотрицательных, так и ложноположительных.

[0258] Определялись модели CNN прогнозирования уровней активности. Для обеспечения высокой эффективности в ходе многих заданий, относящихся к классификации данных биоэлектрических сигналов, были применены модели глубокого обучения. Из многих распространенных архитектур глубокого обучения, эффективно используемых в таких заданиях, CNN широко применяются благодаря их способности обучаться комбинациям в структурированных, многомерных данных (например, частотно-временных представлениях сигналов). При применении таких технологий к заданиям классификации уровня действия по mock-PerfOs были разработаны и проанализированы 16-классовые классификационные модели CNN. Эти модели CNN создавались для преобразования 2-мерных представлений спектрограмм сегментов сигналов действий по mock-PerfOs в распределение вероятности по 16 классам.

[0259] Поскольку модели глубокого обучения часто требуют больших наборов данных для обучения обобщаемым функциям, то для максимальной диверсификации обучающего множества использовали аугментацию данных. Каждый раз, когда сегмент сигнала считывается в набор данных для обучения, в обучающее множество добавляется также несколько случайных множественных отображений этого сегмента. Это позволяло в какой-то степени увеличивать объем набора данных для обучения, без сбора дополнительных выборок, что способствует принятию мер против чрезмерной аппроксимации. Чтобы обеспечивать входные сигналы постоянной длительности для действий по mock-PerfOs, которые имели разную длительность, сегменты действий с длительностью короче, чем фиксированная длительность входных данных (например, 30 секунд), повторялись после сдвига сегмента в соответствии с рандомизированной схемой множественных отображений, а сегменты большей длительности обрезались до фиксированной длительности входных данных путем рандомизированного обрезания. Аугментация данных не выполнялась для тестового набора, так как она влияла бы на получаемую оценку качества модели. Дополнительные методы, примененные для уменьшения дисперсии модели, включали в себя использование регуляризация с ядром L2 в сверточных и полносвязных слоях модели и включение выпадающих слоев по всей сети. После разработки и исследования на обучающих и проверочных наборах данных, неглубокая CNN, как показано на фиг. 51, была обучена и применена для тестирования.

[0260] Данные из этого примерного исследования предполагают, что тестируемое

биометрическое сенсорное устройство, а также подобные носимые устройства можно использовать для объективной количественной оценки движений мышц черепа и глаз. Методы, раскрытые в настоящей заявке, (например, для идентификации клинически релевантных признаков 50) можно применять для идентификации возможностей и пределов данных устройств, на основании клинических результатов. Методы, раскрытые в настоящей заявке, можно применять для тестирования пригодности носимого устройства в группах людей с заболеваниями, более точного количественного оценивания хода заболеваний у участников, тестирования того, как признаки или данные из носимого устройства соотносятся с существующими результатами, сообщаемыми пациентами, (PRO) и/или для более точного измерения эффектов лечения в группах людей с заболеваниями. Применение биометрического сенсорного устройства в длительных исследованиях, когда можно измерять ход заболеваний, например, продолжающихся исследованиях естественного развития заболевания, может способствовать выявлению признаков, которые являются наиболее важными для количественной оценки эффектов заболевания. Экспериментальное применение этих устройств в клинических испытаниях в рамках стратегии клинической разработки носимых устройств может создать условия для более чувствительного определения эффектов лечения в группах людей с заболеваниями. Такие этапы клинической валидации могут дополнительно поддерживать стратегию применения устройств, подобных тестируемому биометрическому сенсорному устройству, для пассивного мониторинга. Такой мониторинг можно реализовать посредством получения сигналов из устройства 10 сбора сигналов, идентификации клинически релевантных признаков 50 по данным, собранным устройством 10 сбора сигналов, и/или применения клинически релевантных признаков 50 для обеспечения клинического результата в рамках продолжающегося (например, непрерывного) процесса (например, идентификации заболевания или расстройства и/или планирования лечения на основе такой идентификации).

[0261] Один или более вариантов реализации, раскрытых в настоящей заявке, включают в себя модель машинного обучения. Модель машинного обучения, раскрытую в настоящей заявке, можно обучать с использованием потока данных 5410, показанного на фиг. 54. Как показано на фиг. 54, данные для обучения 5412 могут включать в себя одни или более из входных данных 5414 циклов и известных результатов 5418, относящихся к модели машинного обучения, подлежащей обучению. Входные данные 5414 циклов могут быть из любого применимого источника, включающего в себя данные, вводимые в или выводимые из компонент(а), этап(а) или модуль(я), показанный(ого) на фиг. 1А, 1В, 2, 3, 4А и/или 4В. Известные результаты 5418 могут включаться для моделей машинного обучения, создаваемых на базе обучения, контролируемого или полуконтролируемого оператором. Неконтролируемая модель машинного обучения не может обучаться с использованием известных результатов 5418, Известные результаты 5418 могут включать в себя известные или искомые выходные данные для будущих входных данных, подобных или находящихся в той же категории, к которой относятся входные данные 5414 циклов,



которые не имеют соответствующих известных выходных данных.

[0262] Данные 5412 для обучения и алгоритм 5420 обучения могут быть обеспечены для компонента 5430 обучения, который может подавать данные 5412 для обучения в алгоритм 5420 обучения, чтобы сформировать модель машинного обучения. В соответствии с вариантом реализации, в компонент 5430 обучения могут подаваться результаты 5416 сравнения, которые сравнивают предыдущие выходные данные соответствующей модели машинного обучения, чтобы применить предыдущий результат для переобучения модели машинного обучения. Результаты 5416 сравнения могут применяться компонентом 5430 обучения для коррекции соответствующей модели машинного обучения. Алгоритм 5420 обучения может использовать сети и/или модели машинного обучения, включающие в себя, но без ограничения, сеть глубокого обучения, такую как глубокая нейронная сеть (DNN), сверточные нейронные сети (CNN), полностью сверточные сети (FCN) и рекуррентные нейронные сети (RCN), статистические модели, такие как Байесовские сети и графические модели, и/или дискриминантные модели, такие как решающие леса и способы максимальной разницы, или что-то подобное.

[0263] Фиг. 55 является упрощенной функциональной блок-схемой компьютерной системы 5500, которая может быть сконфигурирована как устройство для выполнения методов, раскрытых в настоящей заявке, в соответствии с примерными вариантами осуществления настоящего изобретения. Фиг. 55 является упрощенной функциональной блок-схемой компьютерной системы, которая может формировать признаки, статистические данные, данные анализа, и/или другой системы в соответствии с примерными вариантами осуществления настоящего изобретения. В различных вариантах осуществления, любая из систем (например, компьютерная система 5500), раскрытых в настоящей заявке, может быть совокупностью аппаратуры, включающей в себя, например, интерфейс 5520 передачи данных для пакетной передачи данных. Компьютерная система 5500 может также включать в себя центральный процессор («ЦП») 5502 в форме одного или более процессоров для выполнения программных команд 5524. Компьютерная система 5500 может включать в себя внутреннюю коммуникационную шину 5508 и запоминающее устройство 5506 (например, ROM, накопитель на жестких дисках (HDD), полупроводниковый накопитель (SDD) и т.п.), которое может хранить данные на компьютерно-читаемом носителе 5522, хотя компьютерная система 5500 может получать программы и данные с помощью сетевых средств связи (например, по сети 110). Компьютерная система 5500 может также содержать память 5504 (например, RAM), хранящую команды 5524 для выполнения методов, представленных в настоящей заявке, хотя команды 5524 могут временно или долговременно храниться в других модулях компьютерной системы 5500 (например, процессоре 5502 и/или на компьютерно-читаемом носителе 5522). Компьютерная система 5500 может также включать в себя порты 5512 ввода и вывода и/или дисплей 5510 для подключения к устройствам ввода и вывода, таким как клавиатуры, мышь, сенсорные экраны, мониторы, дисплеи и т.п. Различные функции системы могут быть реализованы распределенно на нескольких

похожих платформах, чтобы распределять нагрузку по обработке данных. В качестве альтернативы, системы могут быть реализованы соответствующим программированием одной компьютерной аппаратной платформы.

[0264] Программные аспекты технологии могут считаться «продуктами» или «изделиями», обычно в форме выполняемого кода и/или связанных данных, которые содержатся на машиночитаемом носителе или осуществляются на некотором его типе. Носители типа «носителей информации» включают в себя любые из или все материальные запоминающие устройства компьютеров, процессоров или подобных устройств, или их соответствующих модулей, например различные полупроводниковые устройства памяти, накопители на магнитных лентах, дисковые накопители и тому подобное, которые могут обеспечивать долговременное хранение в любое время в течение составления программного обеспечения. Все программное обеспечение или его части могут иногда передаваться по сети Интернет или различным другим сетям электросвязи. Такая передача информации, например, может предоставлять возможность загрузки программного обеспечения из одного компьютера или процессора в другие, например, из сервера управления или хост-компьютера сети мобильной связи в компьютерную платформу сервера и/или из сервера в мобильное устройство. Таким образом, носитель другого типа, который может содержать элементы программного обеспечения, включает в себя оптические, электрические и электромагнитные формы колебательных сигналов, например, применяемых в физических интерфейсах между локальными устройствами, в проводных и оптиковолоконных сетях и в различных эфирных каналах. Физические элементы, которые переносят такие колебательные сигналы, например, проводные или беспроводные линии, оптические линии или что-то подобное, также могут считаться носителями, содержащими программное обеспечение. В контексте настоящей заявки, кроме случаев ограничения долговременным, материальным «запоминающим» носителем, такие термины, как компьютерно- или машино-«читаемый носитель», относятся к любому носителю, который участвует в подаче команд в процессор для выполнения.

[0265] Хотя раскрытые здесь способы, устройства и системы описаны с примерной ссылкой на передачу данных, следует понимать, что раскрытые здесь варианты осуществления можно применять к любому оборудованию, такому как настольный или переносной компьютер, мобильное устройство, носимое устройство, приложение или подобное устройство. Кроме того, раскрытые здесь варианты осуществления можно применять к любому типу Интернет-протокола.

[0266] Специалистам в данной области техники должно быть очевидно, что в раскрытые устройства и способы можно вносить различные модификации и изменения, не выходящие за пределы объема изобретения. Другие аспекты изобретения будут очевидны специалистам в данной области техники после рассмотрения описания и практического осуществления признаков, раскрытых в настоящей заявке. Следует понимать, что описание и примеры предназначены только для примера.

[0267] Аспекты настоящего изобретения относятся к анализу признаков на основе

сигналов. В одном аспекте настоящее изобретение относится к способу, включающему в себя получение отдельных электрических сигналов, сформированных в зависимости от части тела, формирование множества выделенных признаков на основании отдельных электрических сигналов, и идентификацию клинически релевантных признаков из множества выделенных признаков, при этом клинически релевантные признаки соответствуют порогу, установленному по клиническому результату.

[0268] Способ может также включать в себя применение клинически релевантных признаков для определения клинического результата, при этом клинический результат является каким-то одним из постановки диагноза или планирования лечения. Отдельные электрические сигналы могут быть сформированы по электрическому сигналу тела, сформированному частью тела. Отдельные электрические сигналы могут формироваться на основании движения части тела. Отдельные электрические сигналы могут формироваться на основании свойства части тела. Множество выделенных признаков может базироваться на одном или более из амплитудных признаков, частоте переходов через ноль, стандартном отклонении, дисперсии, среднеквадратическом значении, коэффициенте эксцесса, частоте, уровне мощности в заданной полосе частот или асимметрии. Отдельные электрические сигналы могут формироваться носимым устройством, содержащим датчики, при этом носимое устройство может быть выполнено с возможностью формирования на выходе смешанного сигнала, и/или при этом модуль разделения сигналов извлекает выделенные признаки из смешанного сигнала.

[0269] Например, модуль разделения сигналов может применять что-то одно или более из слепого разделения сигналов, слепого разделения источников, дискретного преобразования, преобразования Фурье, интегрального преобразования, двухстороннего преобразования Лапласа, преобразования Меллина, преобразования Хартли, кратковременное преобразование Фурье (или оконное преобразование Фурье) (STFT), кратковременного преобразования Фурье с прямоугольным окном, чирплет-преобразования, дробного преобразования Фурье (FRFT), преобразования Ханкеля, преобразования Фурье-Броза-Ягольницера или линейного канонического преобразования, чтобы извлекать выделенные признаки из смешанного сигнала. Для оценки выделенных признаков можно использовать алгоритм случайного леса. Порог может быть порогом классификации методом случайного леса, и выделенные признаки, имеющие оценку методом случайного леса на уровне или выше порога классификации методом случайного леса, можно идентифицировать как клинически релевантные признаки. Порог может быть порогом надежности, и выделенные признаки, имеющие оценку надежности на уровне или выше порога надежности, можно идентифицировать как клинически релевантные признаки. Оценка надежности может основываться на чем-то одном или более из корреляции Спирмена, внутригрупповой корреляции (ICC), ковариации (CV), площади под кривой (AUC), кластеризации или Z-оценки.

[0270] В другом аспекте, настоящее изобретение относится к системе, включающей в себя носимое устройство, включающее в себя множество датчиков, процессор,

компьютерно-читаемое запоминающее устройство, хранящее команды, которые, при выполнении процессором, предписывают системе получать информацию об электрической активности субъекта из носимого устройства, при этом электрическая активность определяется множеством датчиков, и идентифицировать клинически релевантные признаки на основании информации об электрической активности.

[0271] Система может быть дополнительно выполнена с возможностью классификации клинически релевантных признаков как одну или более болезней, определения заболевания субъекта по одной или более болезням, определения масштаба заболевания и/или определение плана лечения на основании масштаба заболевания. Множество датчиков может включать в себя датчик электроэнцефалографии (ЭЭГ), датчик электроокулографии (ЭОГ), датчик электромиографии (ЭОГ), датчик изображения и/или датчик трекинга глаз. Клинически релевантные признаки можно идентифицировать с использованием алгоритма машинного обучения.

**ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ**

1. Способ, содержащий следующие этапы:  
получение отдельных электрических сигналов, сформированных в зависимости от части тела;  
формирование множества выделенных признаков на основании отдельных электрических сигналов; и  
идентификация клинически релевантных признаков из множества выделенных признаков, при этом клинически релевантные признаки соответствуют порогу, определенному на основе клинического результата.  
.
2. Способ по п. 1, дополнительно содержащий этап применения клинически релевантных признаков для определения клинического результата.
3. Способ по п. 2, в котором клинический результат является одним из диагноза или плана лечения.
4. Способ по п. 1, в котором отдельные электрические сигналы формируются по электрическому сигналу тела, сформированному частью тела.
5. Способ по п. 1, в котором отдельные электрические сигналы формируются на основании движения части тела.
6. Способ по п. 1, в котором отдельные электрические сигналы формируются на основании свойства части тела.
7. Способ по п. 1, в котором множество выделенных признаков основано на одном или более из амплитудных признаков, частоты переходов через ноль, стандартного отклонения, дисперсии, среднеквадратического значения, коэффициента эксцесса, частоты, мощности полосы частот или асимметрии.
8. Способ по п. 1, в котором отдельные электрические сигналы формируются носимым устройством, содержащим датчики.
9. Способ по п. 8, в котором носимое устройство выполнено с возможностью формирования на выходе смешанного сигнала.
10. Способ по п. 9, в котором модуль разделения сигналов извлекает выделенные признаки из смешанного сигнала.
11. Способ по п. 10, в котором модуль разделения сигналов применяет что-то одно или более из слепого разделения сигналов, слепого разделения источников, дискретного преобразования, преобразования Фурье, интегрального преобразования, двухстороннего преобразования Лапласа, преобразования Меллина, преобразования Хартли, кратковременного преобразования Фурье (или оконного преобразования Фурье) (STFT), кратковременного преобразования Фурье с прямоугольным окном, чирплет-преобразования, дробного преобразования Фурье (FRFT), преобразования Ханкеля, преобразования Фурье-Броза-Ягольницера или линейного канонического преобразования, чтобы извлекать выделенные признаки из смешанного сигнала.
12. Способ по п. 1, в котором для оценки выделенных признаков применяется

алгоритм случайного леса.

13. Способ по п. 12, в котором порог является порогом классификации методом случайного леса, и при этом выделенные признаки, имеющие оценку методом случайного леса на уровне или выше порога классификации методом случайного леса, идентифицируются как клинически релевантные признаки.

14. Способ по п. 1, в котором порог является порогом надежности, и при этом выделенные признаки, имеющие оценку надежности на уровне или выше порога надежности, идентифицируются как клинически релевантные признаки.

15. Способ по п. 14, в котором оценка надежности основана на чем-то одном или более из корреляции Спирмена, внутригрупповой корреляции (ICC), ковариации (CV), площади под кривой (AUC), кластеризации или Z-оценки.

16. Система, содержащая:

носимое устройство, содержащее множество датчиков;

процессор;

компьютерно-читаемое запоминающее устройство, хранящее команды, которые, при выполнении процессором, предписывают системе:

получать информацию об электрической активности субъекта из носимого устройства, при этом электрическая активность определяется множеством датчиков; и

идентифицировать клинически релевантные признаки на основании информации об электрической активности.

17. Система по п. 16, дополнительно выполненная с возможностью классификации клинически релевантных признаков как одну или более болезней.

18. Система по п. 17, дополнительно выполненная с возможностью определения заболевания субъекта по одной или более болезням.

19. Система по п. 18, в которой система дополнительно выполнена с возможностью;

определения масштаба заболевания; и

определения плана лечения на основании масштаба заболевания.

20. Система по п. 16, в которой множество датчиков содержит датчик электроэнцефалографии (ЭЭГ).

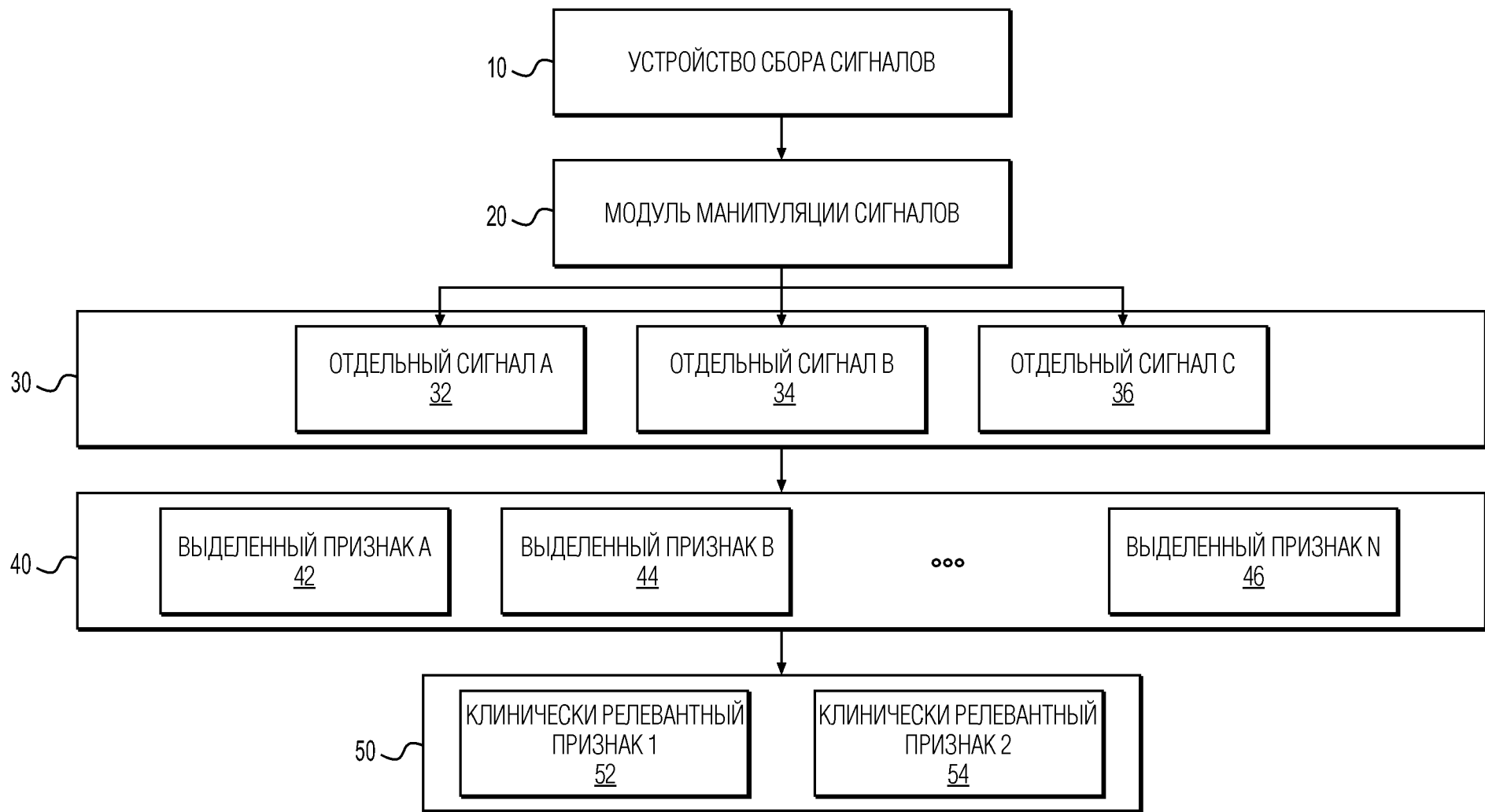
21. Система по п. 16, в которой множество датчиков содержит датчик электроокулографии (ЭОГ).

22. Система по п. 16, в которой множество датчиков содержит датчик электромиографии (ЭОГ).

23. Система по п. 16, в которой множество датчиков содержит датчик изображения.

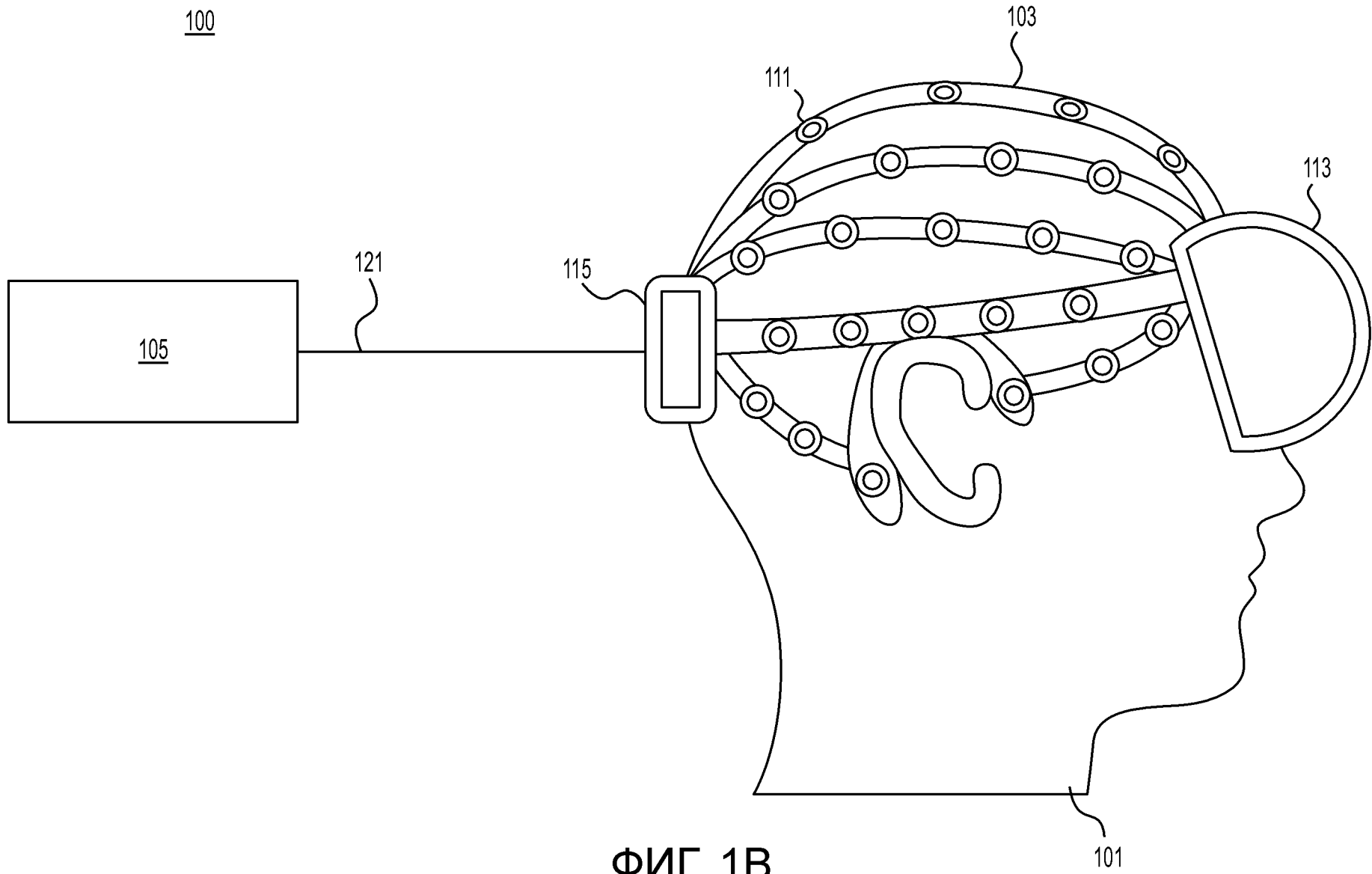
24. Система по п. 16, в которой множество датчиков содержит датчик трекинга глаз.

25. Система по п. 16, в которой клинически релевантные признаки идентифицируются с использованием алгоритма машинного обучения.



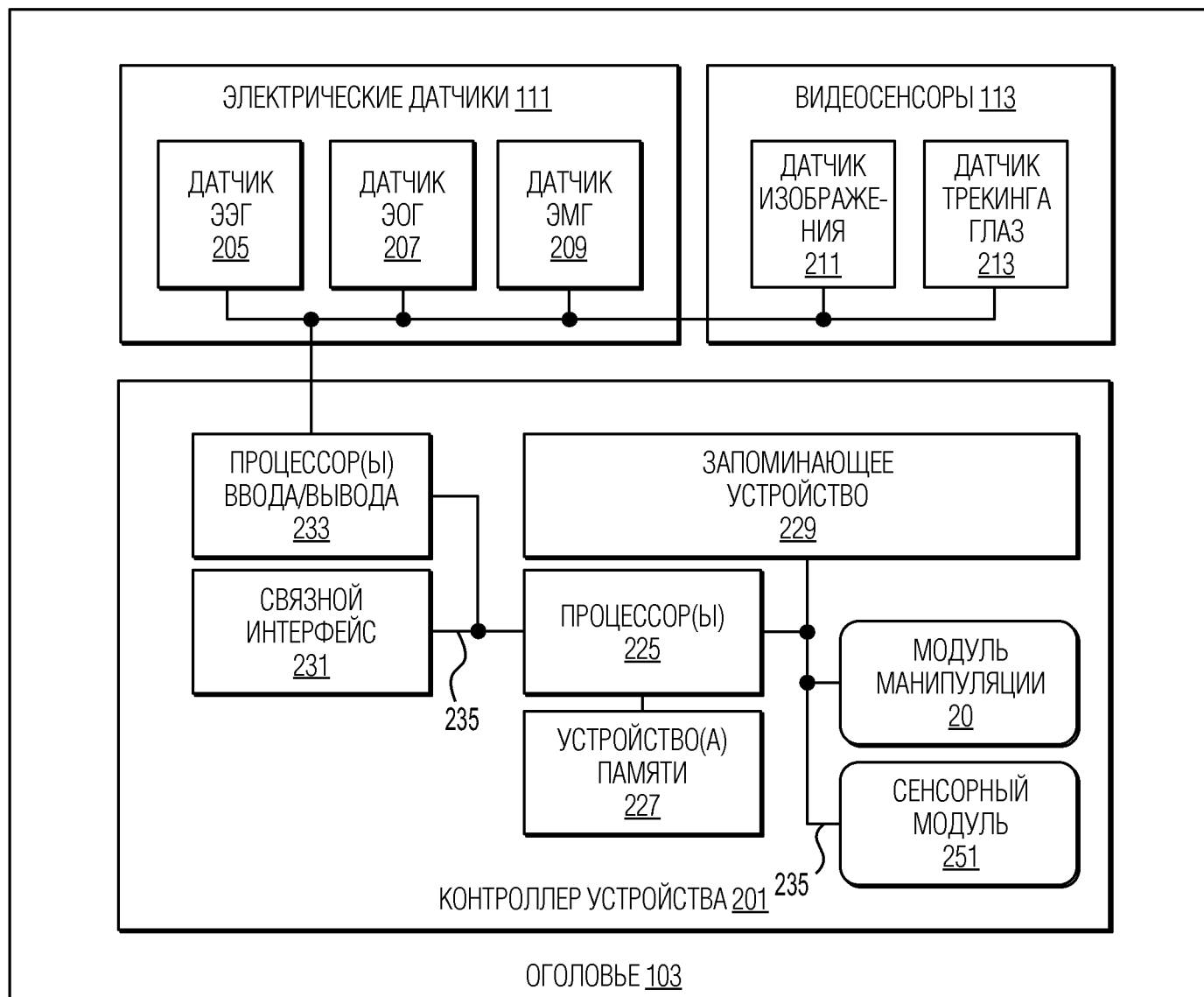
1/84

ФИГ. 1А

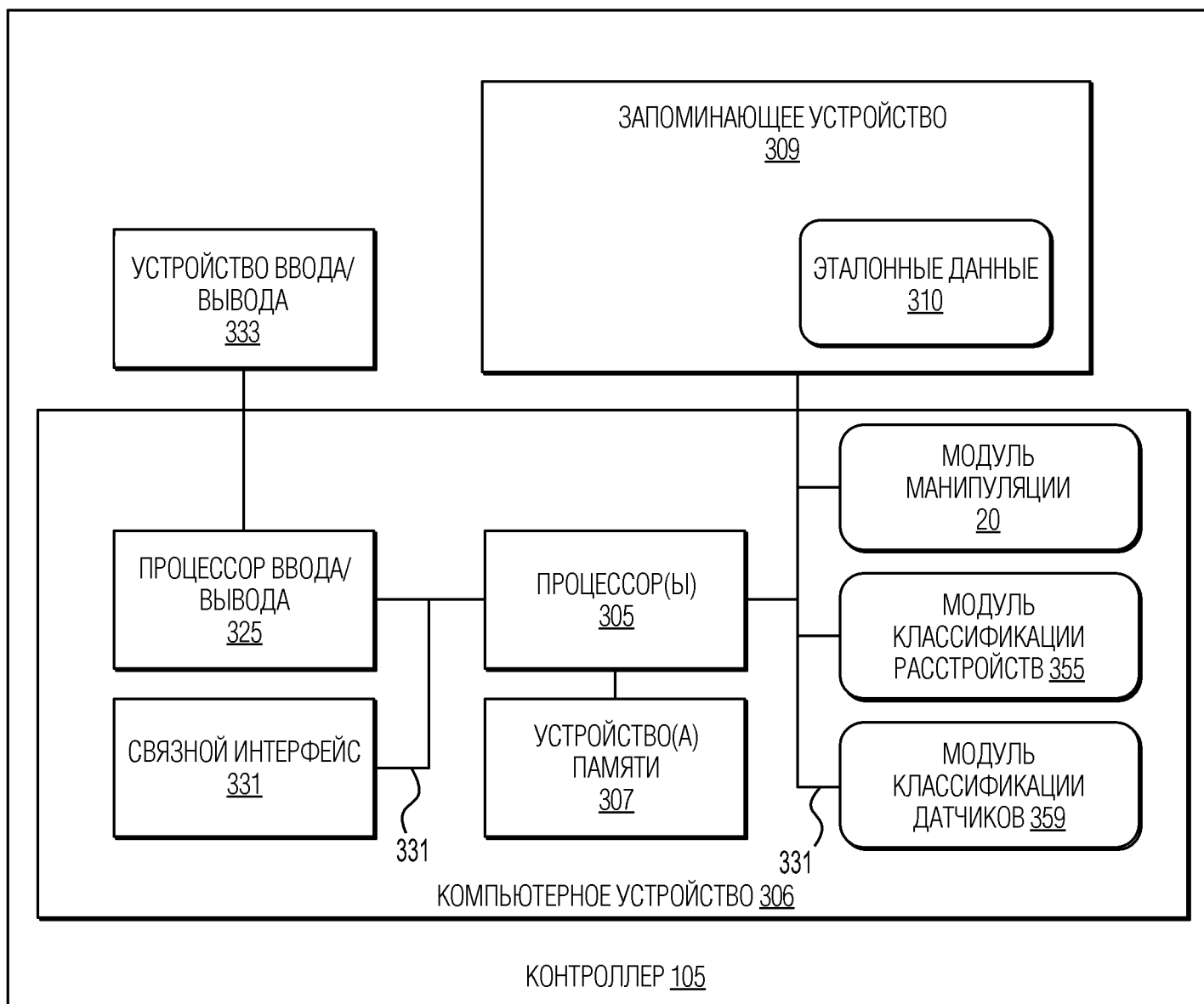


ФИГ. 1В



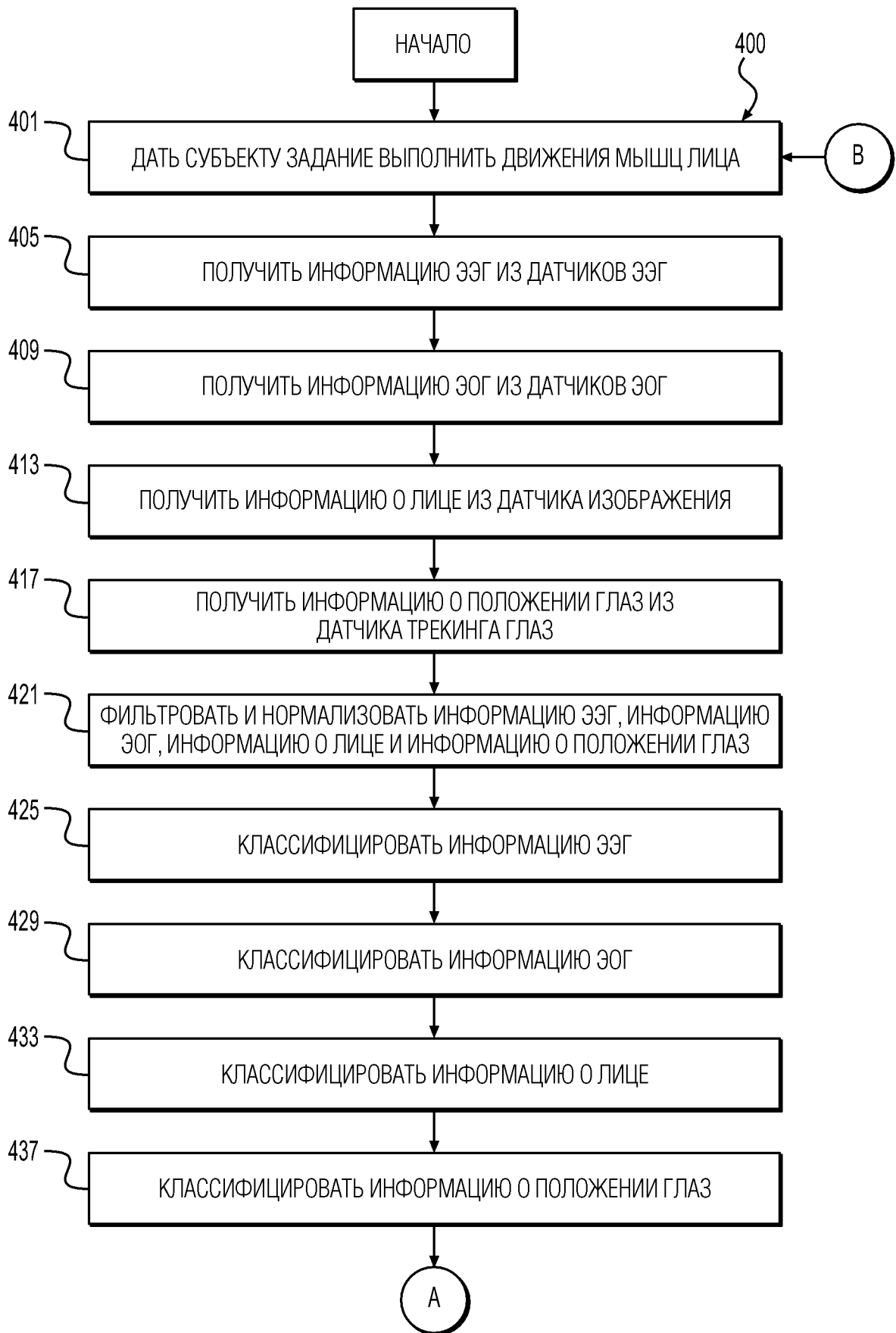


ФИГ. 2

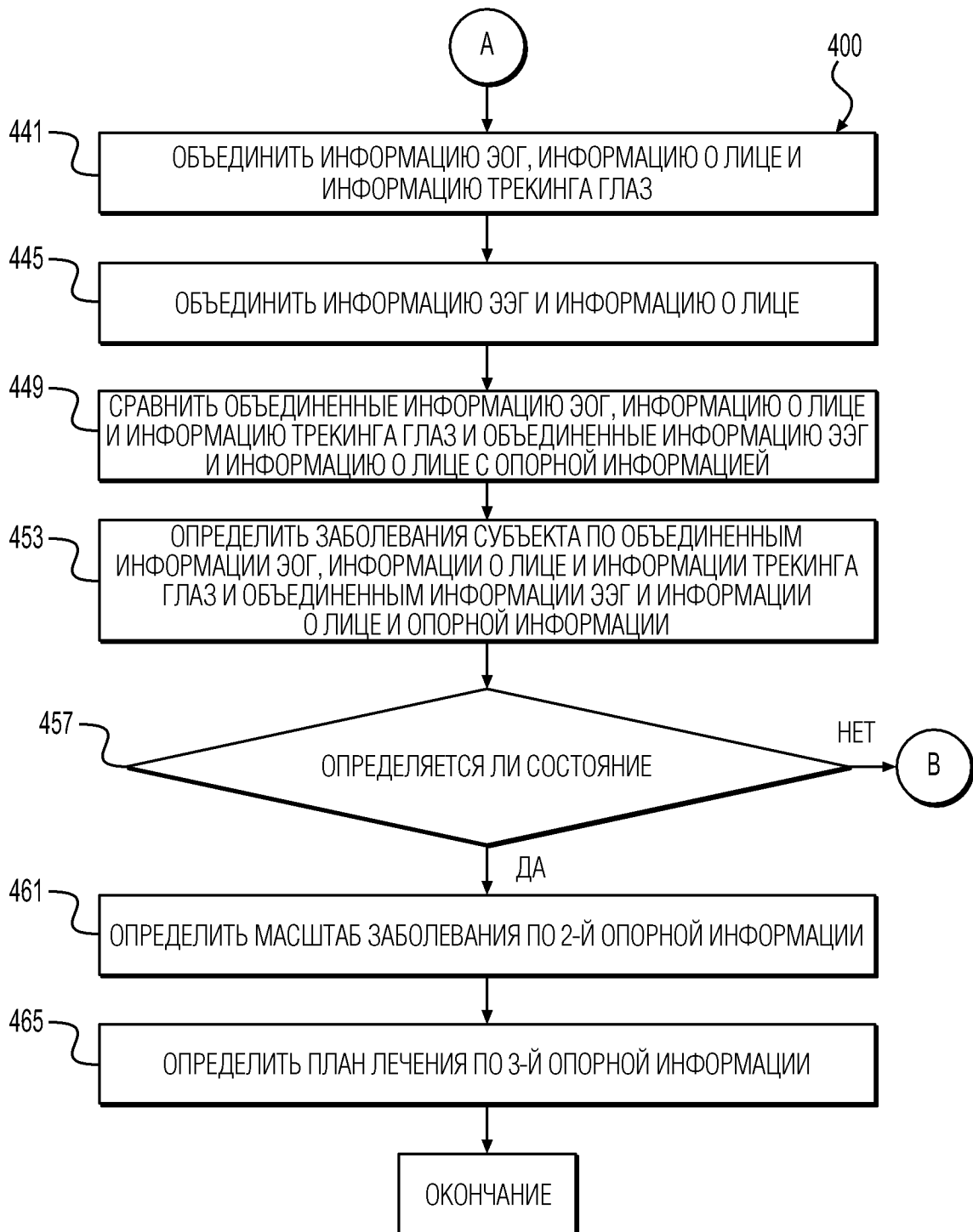


ФИГ. 3

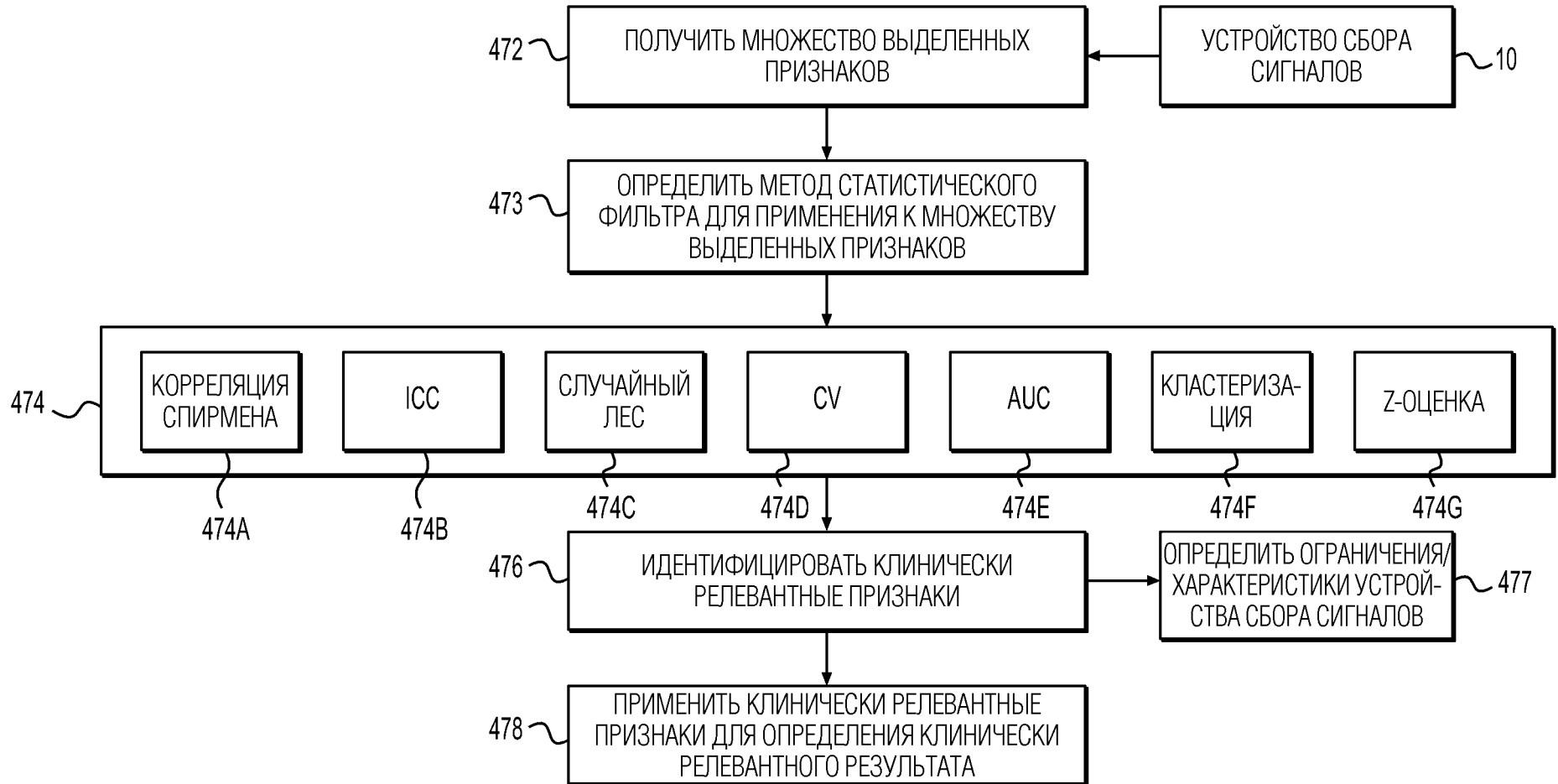
5/84



ФИГ. 4А



ФИГ. 4В



ФИГ. 4С

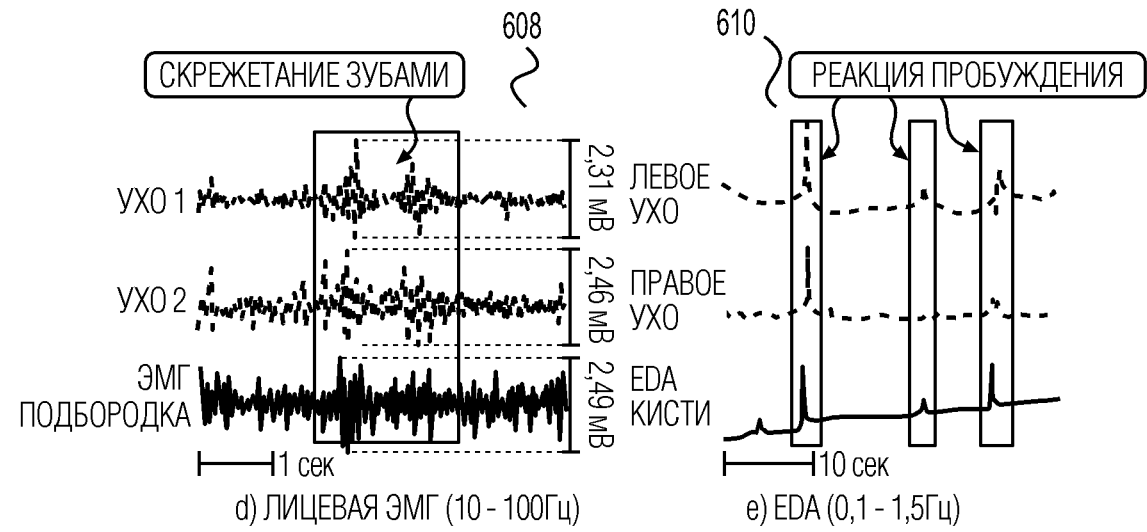
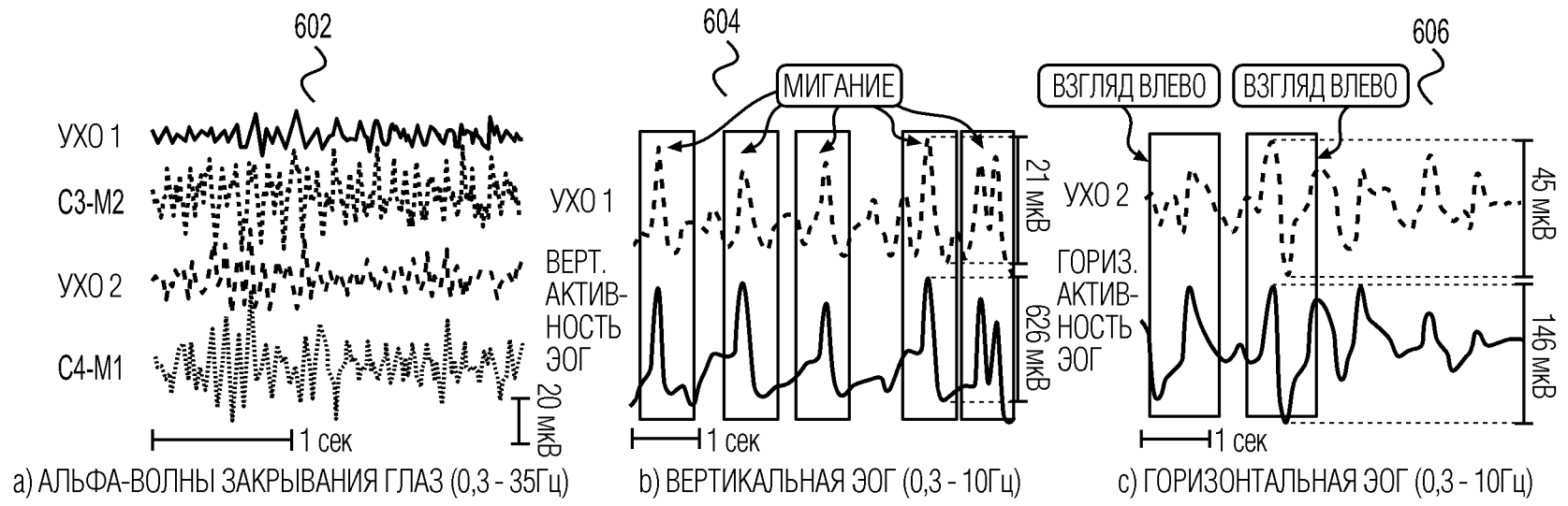
504

502

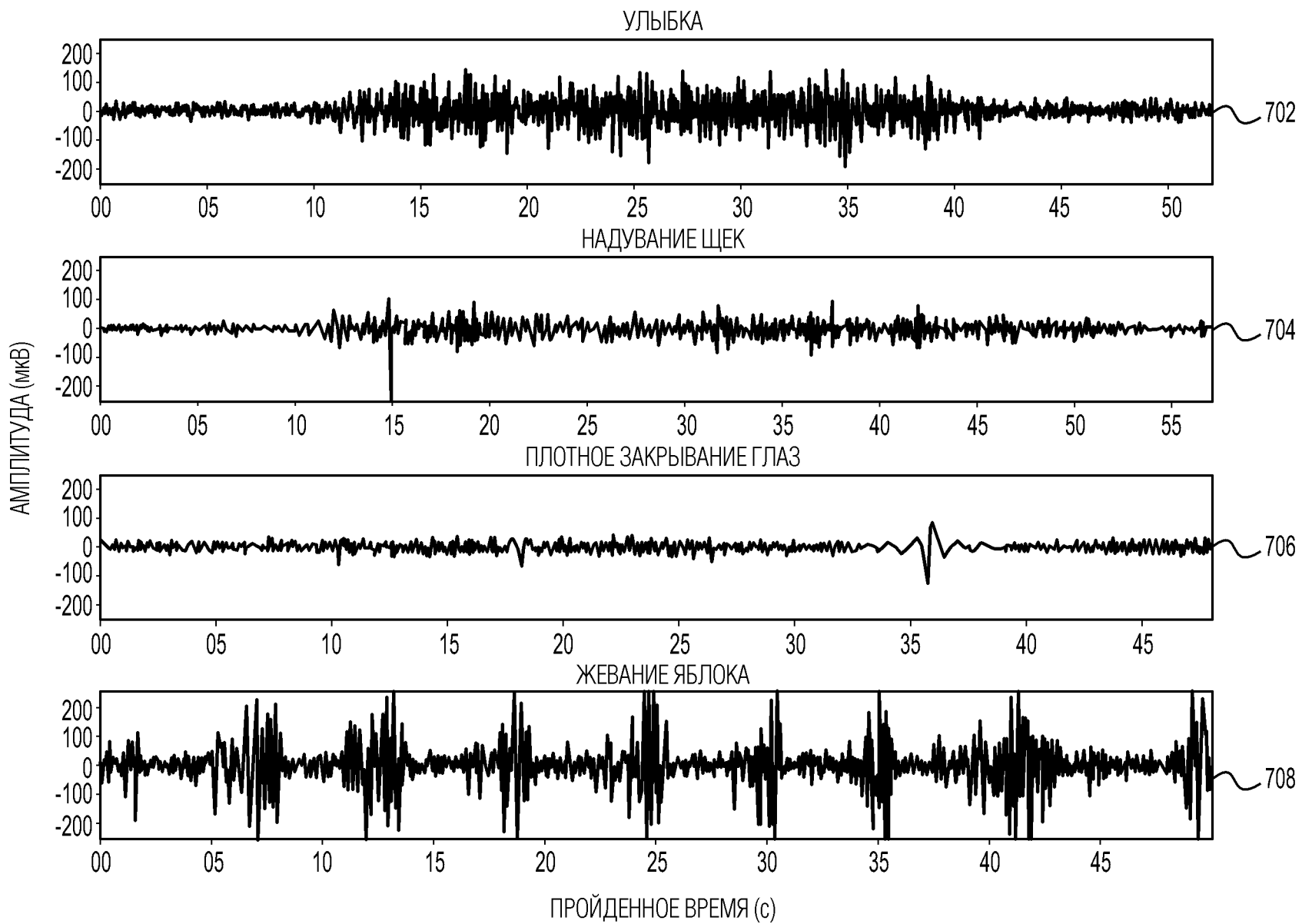
500

ЗАБОЛЕВАНИЕ	ВРАЧЕБНАЯ ОЦЕНКА			
ПТОЗ, ЛЕГКОСТЬ ВЗГЛЯДА ВВЕРХ (ВРАЧЕБНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)	>45 СЕКУНД = 0	11-45 СЕКУНД = 1	1-10 СЕКУНД = 2	МГНОВЕННЫЙ = 3
ДВОЙНОЕ ЗРЕНИЕ ПРИ БОКОВОМ ВЗГЛЯДЕ, ВЛЕВО ИЛИ ВПРАВО (ВРАЧЕБНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)	>45 СЕКУНД = 0	11-45 СЕКУНД = 1	1-10 СЕКУНД = 3	МГНОВЕННЫЙ = 3
ЗАКРЫВАНИЕ ГЛАЗА (ВРАЧЕБНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)	НОРМАЛЬНОЕ = 0	НЕБОЛЬШАЯ СЛАБОСТЬ (МОЖНО ОТКРЫТЬ С УСИЛИЕМ) = 0	СРЕДНЯЯ СЛАБОСТЬ (МОЖНО ОТКРЫТЬ ЛЕГКО) = 1	ЗНАЧИТЕЛЬНАЯ СЛАБОСТЬ (НЕВОЗМОЖНО СОХРАНЯТЬ ГЛАЗ ЗАКРЫТЫМ) = 2
РЕЧЬ (АНАМНЕЗ ПАЦИЕНТА)	НОРМАЛЬНОЕ = 0	ПЕРИОДИЧЕСКИ НЕВНЯТНАЯ РЕЧЬ ИЛИ ГНУСАВОСТЬ = 2	ПОСТОЯННО НЕВНЯТНАЯ РЕЧЬ ИЛИ ГНУСАВОСТЬ, НО МОЖНО ПОНЯТЬ = 4	ТРУДНО ПОНЯТЬ РЕЧЬ = 6
ЖЕВАНИЕ (АНАМНЕЗ ПАЦИЕНТА)	НОРМАЛЬНОЕ = 0	УСТАЛОСТЬ ПРИ ТВЕРДОЙ ПИЩЕ = 2	УСТАЛОСТЬ ПРИ МЯГКОЙ ПИЩЕ = 4	ЖЕЛУДОЧНЫЙ ЗОНД = 6
ГЛОТАНИЕ (АНАМНЕЗ ПАЦИЕНТА)	НОРМАЛЬНОЕ = 0	РЕДКИЕ СЛУЧАИ ЗАСТРЕВАНИЯ ИЛИ ЗАТРУДНЕНИЯ ГЛОТАНИЯ = 2	ЧАСТЫЕ ЗАТРУДНЕНИЯ ГЛОТАНИЯ, НАПРИМЕР, НЕОБХОДИМОСТЬ ИЗМЕНЕНИЯ ДИЕТЫ = 5	ЖЕЛУДОЧНЫЙ ЗОНД = 6
ДЫХАНИЕ (ПРЕДПОЛОЖИТЕЛЬНО, ОБУСЛОВЛЕНО МГ)	НОРМАЛЬНОЕ = 0	УДУШЬЕ ПРИ НАПРЯЖЕНИИ = 2	УДУШЬЕ В ПОКОЕ = 4	ЗАВИСИМОСТЬ ОТ ДЫХАТЕЛЬНОГО АППАРАТА = 9
СГИБАНИЕ ИЛИ ВЫТЯЖЕНИЕ ШЕИ (ВРАЧЕБНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)	НОРМАЛЬНОЕ = 0	НЕБОЛЬШАЯ СЛАБОСТЬ = 1	СРЕДНЯЯ СЛАБОСТЬ = 3	ЗНАЧИТЕЛЬНАЯ СЛАБОСТЬ = 4
АБДУКЦИЯ ПЛЕЧА (ВРАЧЕБНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)	НОРМАЛЬНОЕ = 0	НЕБОЛЬШАЯ СЛАБОСТЬ = 2	СРЕДНЯЯ СЛАБОСТЬ = 4	ЗНАЧИТЕЛЬНАЯ СЛАБОСТЬ = 5
СГИБАНИЕ БЕДРА (ВРАЧЕБНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ)	НОРМАЛЬНОЕ = 0	НЕБОЛЬШАЯ СЛАБОСТЬ = 2	СРЕДНЯЯ СЛАБОСТЬ = 4	ЗНАЧИТЕЛЬНАЯ СЛАБОСТЬ = 5

ФИГ. 5



ФИГ. 6



10/84

ФИГ. 7

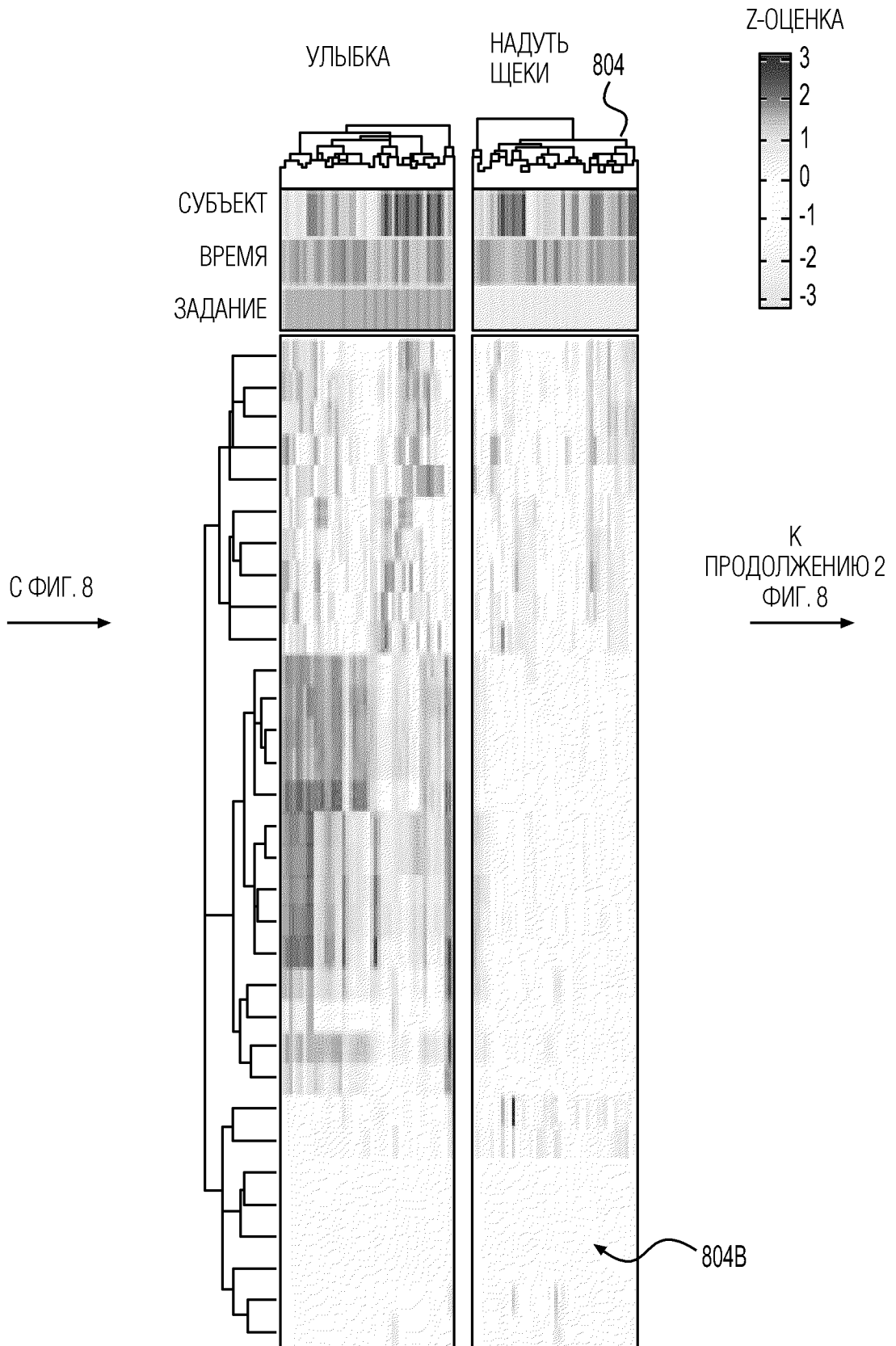


ПРИЗНАК	КОММЕНТАРИИ
ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ	ПОКАЗАТЕЛЬ СЛОЖНОСТИ ФОРМЫ СИГНАЛА (ПРИМЕНЯЕТСЯ ПРИ АНАЛИЗЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ, ТАКИХ КАК ЭЭГ И ЧАСТОТА СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ)
ЭНТРОПИЯ ВЫБОРКИ	МОЖЕТ ОТРАЖАТЬ КОЛИЧЕСТВО НЕРЕГУЛЯРНОСТЕЙ В ДАННЫХ СИГНАЛА ЭМГ. (ЧАСТО ПРИМЕНЯЕТСЯ КАК ПРИЗНАК ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ ЭПИЛЕПСИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СИГНАЛОВ ЭЭГ)
СЖАТИЕ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ	ЧИСЛО СЖАТИЯ НА ПИКОВОЙ ЧАСТОТЕ СИГНАЛА ЭМГ
СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ	ПОКАЗАТЕЛЬ НЕРЕГУЛЯРНОСТИ СИГНАЛА В ЧАСТОТНОЙ ОБЛАСТИ (ШИРОКО ИСПОЛЬЗУЕМЫЙ ПРИЗНАК ПРИ ОБРАБОТКЕ БИОСИГНАЛА И РАСПОЗНАВАНИИ РЕЧИ)
МОЩНОСТЬ В ПОЛОСАХ ЧАСТОТ 72-102, 102-125 ГЦ	АКТИВАЦИЯ МЫШЦ С БОЛЬШОЙ МОЩНОСТЬЮ ОБЫЧНО ВЫЗЫВАЕТ ВЫСОКОЧАСТОТНУЮ АКТИВНОСТЬ EMG. ТАКИЕ ДЕЙСТВИЯ (НАПРИМЕР, ЖЕВАНИЕ) ОБЫЧНО ДЕМОНСТРИРУЮТ ВЫСОКУЮ МОЩНОСТЬ НА ЭТИХ ЧАСТОТАХ

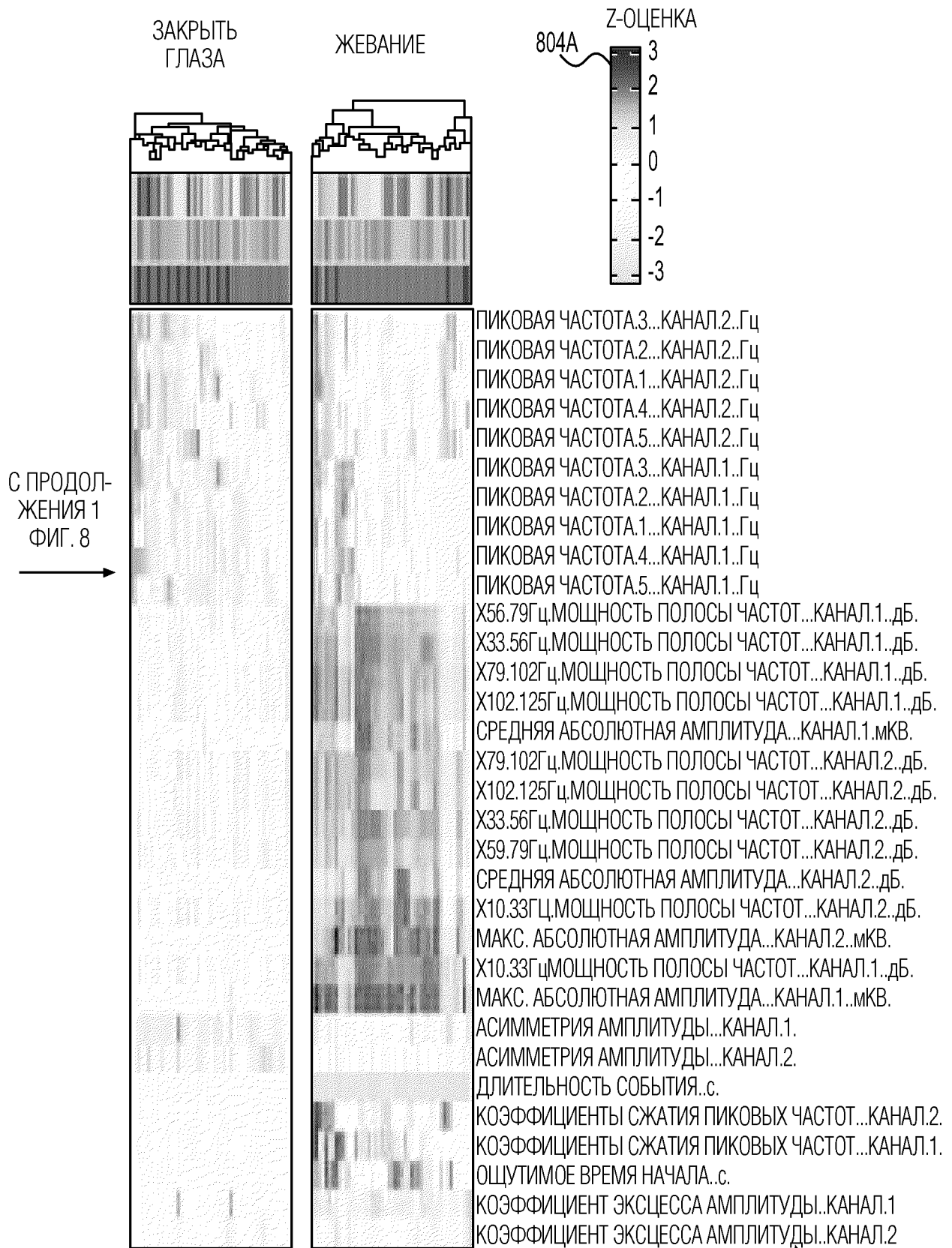
К  
ПРОДОЛЖЕНИЮ 1  
ФИГ. 8



ФИГ. 8



ФИГ. 8 (Продолжение 1)



804C

ФИГ. 8 (Продолжение 2)

ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 6 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 7 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 8 ФИГ. 9

ЗАДАНИЕ

- ГНЕВ
- ЖЕВАНИЕ
- ГЛАЗ
- ГЛАЗ-ISO
- ВТЯГ. ЩЕК-ISO
- ЧЕЛЮСТЬ
- ВЗГ. ВЛ. ВБОК
- ВЗГ. ВПР. ВБОК
- НАДУВ. ЩЕК-ISO
- ГРУСТЬ
- УЛЫБКА-ISO
- УДИВЛЕНИЕ
- ГЛОТАНИЕ
- РЕЧЬ
- ВЗГЛЯД ВВЕРХ
- СМОРЩИВАНИЕ-ISO

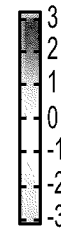
ВРЕМЯ

- ВЕЧЕР
- УТРО

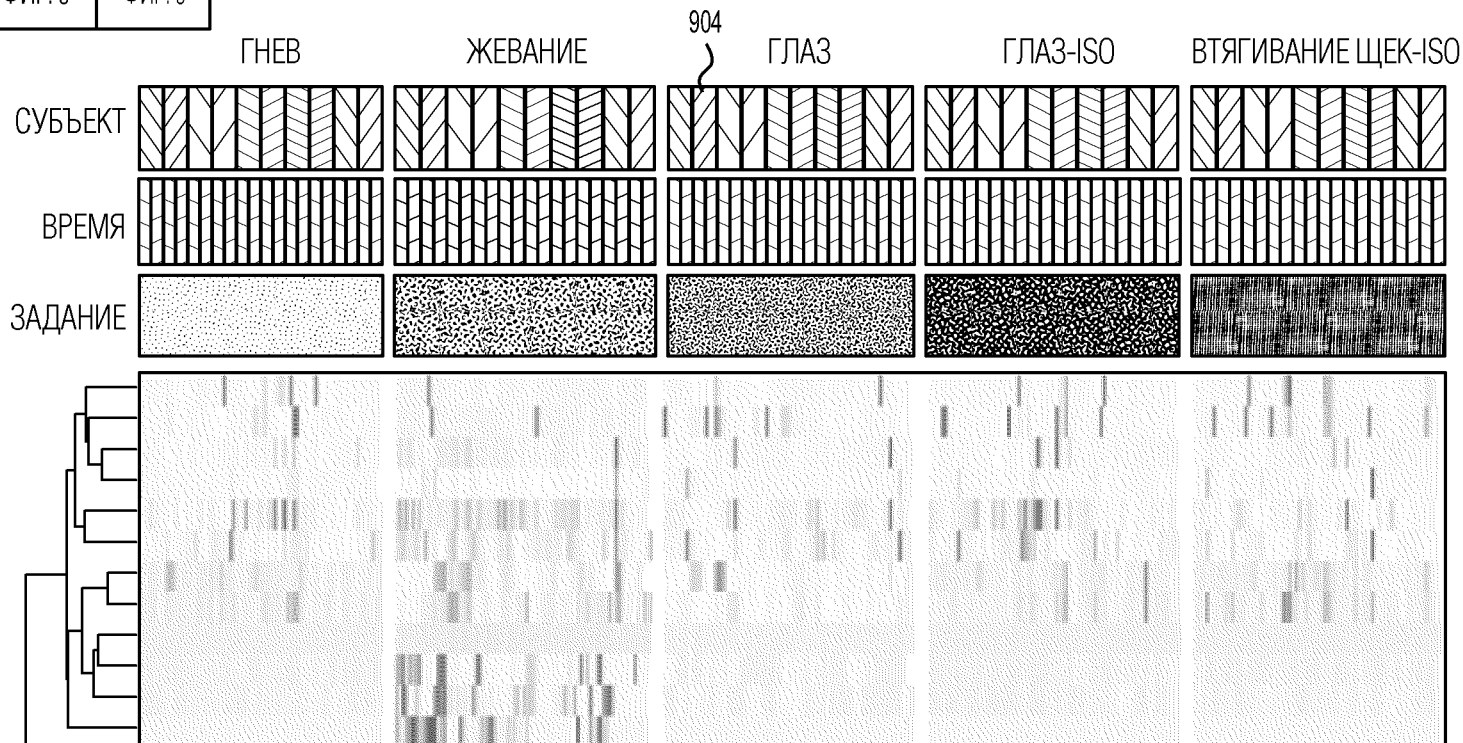
СУБЪЕКТ

- P1\_AO
- P10\_DR
- P2\_AO
- P3\_AM
- P4\_GP
- P5\_AV
- P6\_OO
- P7\_MP
- P8\_MC
- P9\_JM

Z-ОЦЕНКА



904A



14/84

К ПРОДОЛЖЕНИЮ 1  
ФИГ. 9

ФИГ. 9

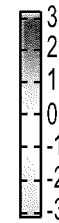
К ПРОДОЛЖЕНИЮ 3  
ФИГ. 9

ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 6 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 7 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 8 ФИГ. 9

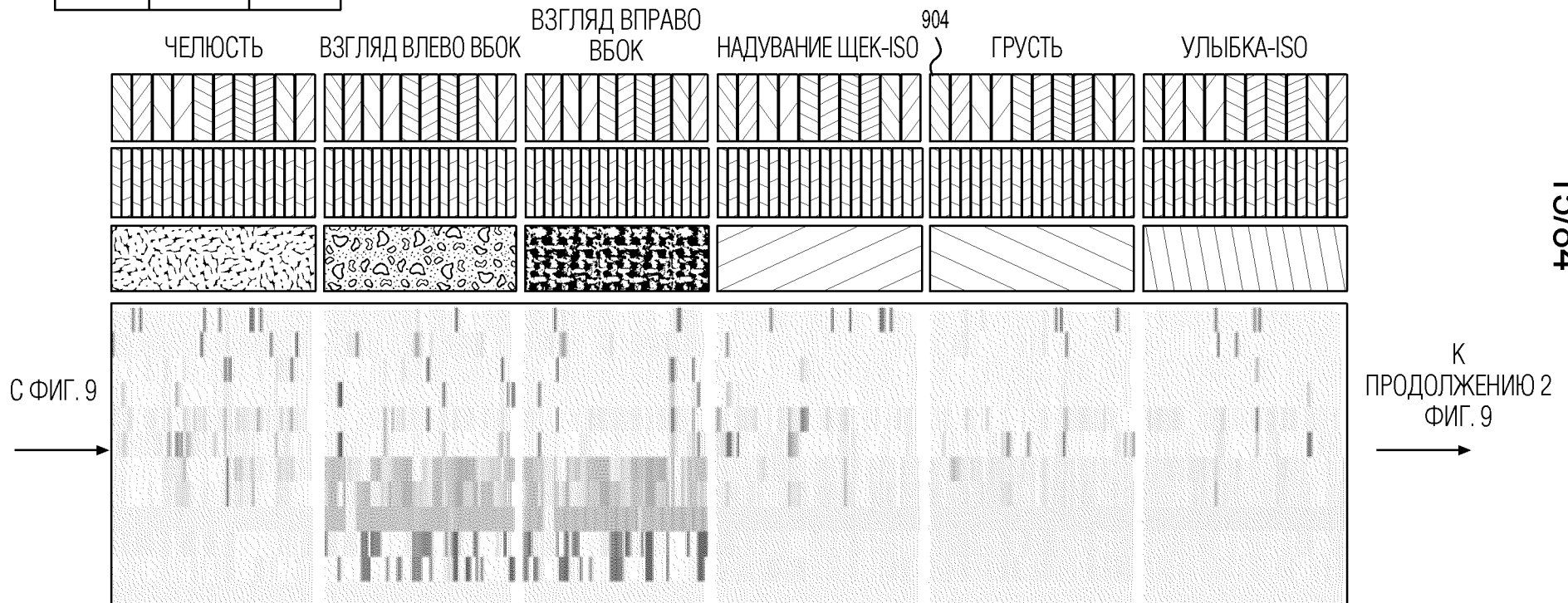
- ЗАДАНИЕ**
- ☐ ГНЕВ
  - ☐ НАДУВ. ЩЕК-ISO
  - ☐ ЖЕВАНИЕ
  - ☐ ГРУСТЬ
  - ☐ ГЛАЗ
  - ☐ УЛЫБКА-ISO
  - ☐ ГЛАЗ-ISO
  - ☐ УДИВЛЕНИЕ
  - ☐ ВТЯГ. ЩЕК-ISO
  - ☐ ГЛОТАНИЕ
  - ☐ ЧЕЛЮСТЬ
  - ☐ РЕЧЬ
  - ☐ ВЗГ. ВЛ. ВБОК
  - ☐ ВЗГЛЯД ВВЕРХ
  - ☐ ВЗГ. ВПР. ВБОК
  - ☐ СМОРЩИВАНИЕ-ISO
- ВРЕМЯ**
- ☐ ВЕЧЕР
  - ☐ УТРО

- СУБЪЕКТ**
- ☐ P1\_AO
  - ☐ P5\_AV
  - ☐ P10\_DR
  - ☐ P6\_00
  - ☐ P2\_AO
  - ☐ P7\_MP
  - ☐ P3\_AM
  - ☐ P8\_MC
  - ☐ P4\_GP
  - ☐ P9\_JM

Z-ОЦЕНКА



904A



15/84

ФИГ. 9 (Продолжение 1)

К ПРОДОЛЖЕНИЮ 5  
ФИГ. 9

ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 6 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 7 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 8 ФИГ. 9

ЗАДАНИЕ

- ГНЕВ
- ЖЕВАНИЕ
- ГЛАЗ
- ГЛАЗ-ISO
- ВТЯГ. ЩЕК-ISO
- ЧЕЛЮСТЬ
- ВЗГ. ВЛ. ББОК
- ВЗГ. ВПР. ББОК
- НАДУВ. ЩЕК-ISO
- ГРУСТЬ
- УЛЫБКА-ISO
- УДИВЛЕНИЕ
- ГЛОТАНИЕ
- РЕЧЬ
- ВЗГ ЛЯД ВВЕРХ
- СМОРЩИВАНИЕ-ISO

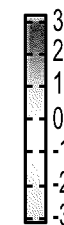
ВРЕМЯ

- ВЕЧЕР
- УТРО

СУБЪЕКТ

- P1\_AO
- P10\_DR
- P2\_AO
- P3\_AM
- P4\_GP
- P5\_AV
- P6\_OO
- P7\_MP
- P8\_MC
- P9\_JM

Z-ОЦЕНКА



904A

УДИВЛЕНИЕ

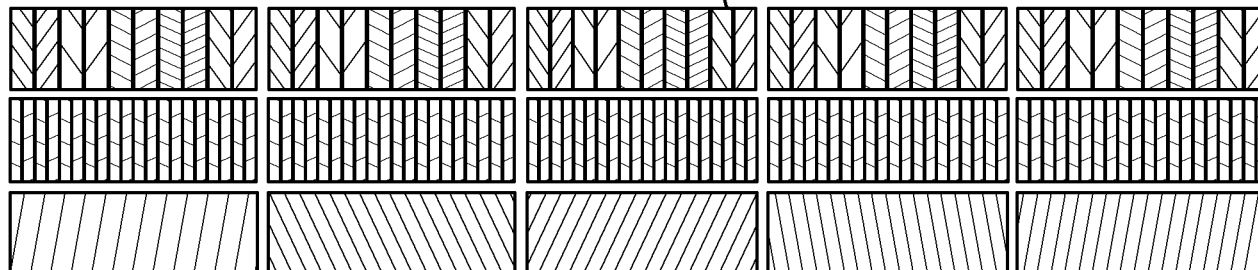
ГЛОТАНИЕ

РЕЧЬ

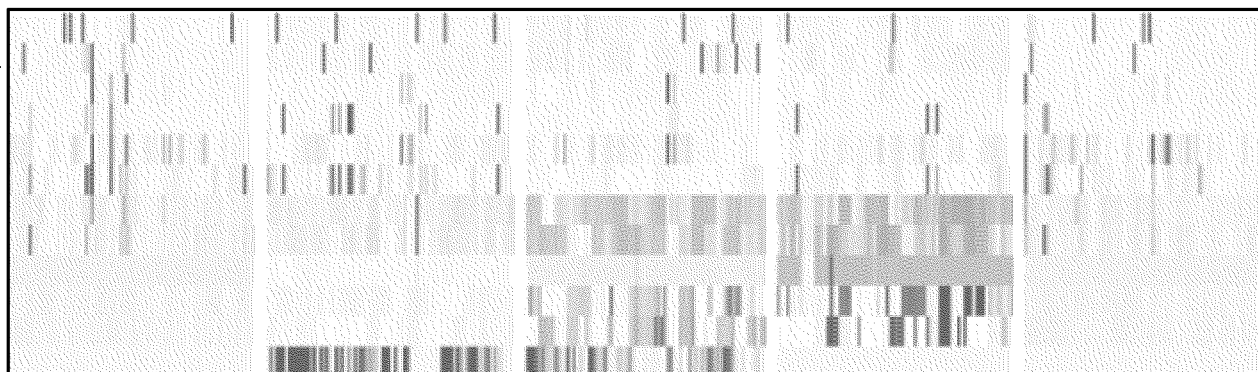
904

ВЗГЛЯД ВВЕРХ

СМОРЩИВАНИЕ-ISO



С ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЯ 1  
ФИГ. 9



- СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.2
- СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.1
- КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1
- КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2
- АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1
- АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2
- ПРИБЛИЗИТЕЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.1
- ПРИБЛИЗИТЕЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.2
- ДЛИТЕЛЬНОСТЬ СОБЫТИЯ..с.
- КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2
- КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1
- ОЩУТИМОЕ ВРЕМЯ НАЧАЛА..с.

16/84

ФИГ. 9 (Продолжение 2)

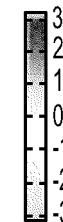
К ПРОДОЛЖЕНИЮ 5  
ФИГ. 9

ФИГ. 9	ПРОДЛ. 1 ФИГ. 9	ПРОДЛ. 2 ФИГ. 9
ПРОДЛ. 3 ФИГ. 9	ПРОДЛ. 4 ФИГ. 9	ПРОДЛ. 5 ФИГ. 9
ПРОДЛ. 6 ФИГ. 9	ПРОДЛ. 7 ФИГ. 9	ПРОДЛ. 8 ФИГ. 9

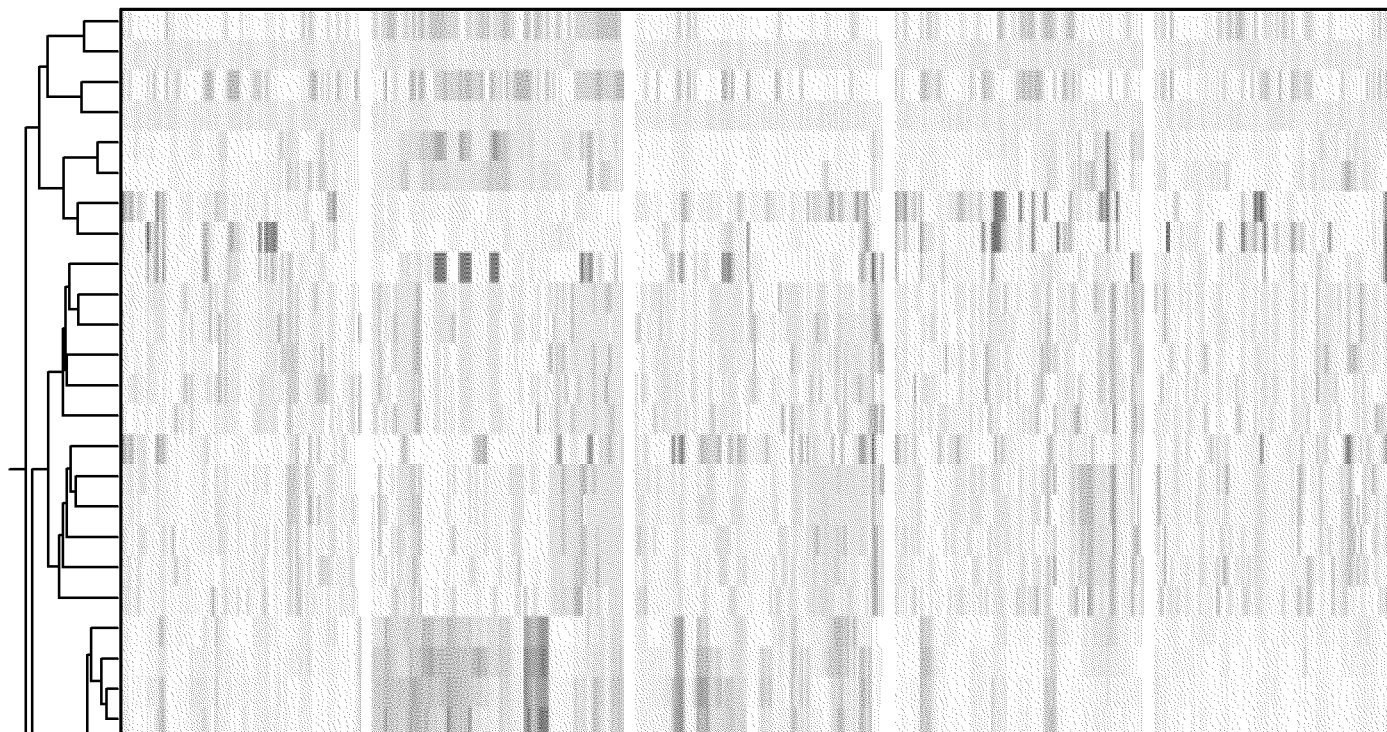
↓  
С ФИГ. 9

- | ЗАДАНИЕ                                 |  | ВРЕМЯ                          | СУБЪЕКТ                         |                                |
|---|--|--------------------------------|---------------------------------|--------------------------------|
| <input type="checkbox"/> ГНЕВ           | <input type="checkbox"/> НАДУВ. ЩЕК-ISO  | <input type="checkbox"/> ВЕЧЕР | <input type="checkbox"/> P1_AO  | <input type="checkbox"/> P5_AV |
| <input type="checkbox"/> ЖЕВАНИЕ        | <input type="checkbox"/> ГРУСТЬ          | <input type="checkbox"/> УТРО  | <input type="checkbox"/> P10_DR | <input type="checkbox"/> P6_00 |
| <input type="checkbox"/> ГЛАЗ           | <input type="checkbox"/> УЛЫБКА-ISO      |                                | <input type="checkbox"/> P2_AO  | <input type="checkbox"/> P7_MP |
| <input type="checkbox"/> ГЛАЗ-ISO       | <input type="checkbox"/> УДИВЛЕНИЕ       |                                | <input type="checkbox"/> P3_AM  | <input type="checkbox"/> P8_MC |
| <input type="checkbox"/> ВТЯГ. ЩЕК-ISO  | <input type="checkbox"/> ГЛОТАНИЕ        |                                | <input type="checkbox"/> P4_GP  | <input type="checkbox"/> P9_JM |
| <input type="checkbox"/> ЧЕЛЮСТЬ        | <input type="checkbox"/> РЕЧЬ            |                                |                                 |                                |
| <input type="checkbox"/> ВЗГ. ВЛ. ВБОК  | <input type="checkbox"/> ВЗГЛЯД ВВЕРХ    |                                |                                 |                                |
| <input type="checkbox"/> ВЗГ. ВПР. ВБОК | <input type="checkbox"/> СМОРЩИВАНИЕ-ISO |                                |                                 |                                |

Z-ОЦЕНКА



904A



↓  
К ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЮ 6  
ФИГ. 9

**ФИГ. 9 (Продолжение 3)**

→  
К ПРОДОЛЖЕНИЮ 4  
ФИГ. 9

ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 6 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 7 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 8 ФИГ. 9

↓ С ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЯ 1  
ФИГ. 9

ЗАДАНИЕ

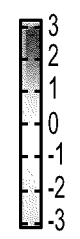
- |                |                 |       |
|----------------|-----------------|-------|
| ГНЕВ           | НАДУВ. ЩЕК-ISO  | ВЕЧЕР |
| ЖЕВАНИЕ        | ГРУСТЬ          | УТРО  |
| ГЛАЗ           | УЛЫБКА-ISO      |       |
| ГЛАЗ-ISO       | УДИВЛЕНИЕ       |       |
| ВТЯГ. ЩЕК-ISO  | ГЛОТАНИЕ        |       |
| ЧЕЛЮСТЬ        | РЕЧЬ            |       |
| ВЗГ. ВЛ. ВБОК  | ВЗГЛЯД ВВЕРХ    |       |
| ВЗГ. ВПР. ВБОК | СМОРЦИВАНИЕ-ISO |       |

ВРЕМЯ

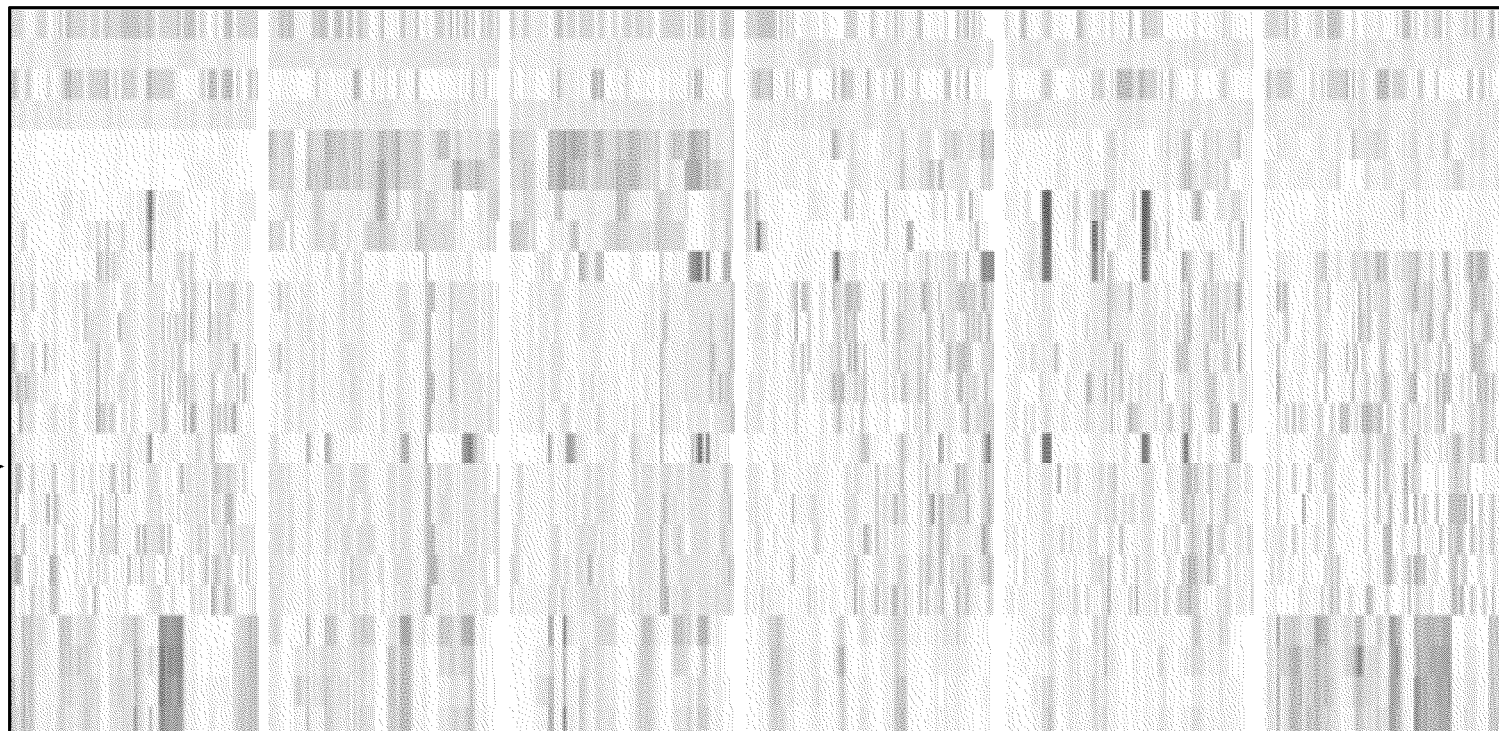
СУБЪЕКТ

- |        |       |
|--------|-------|
| P1_A0  | P5_AV |
| P10_DR | P6_00 |
| P2_A0  | P7_MP |
| P3_AM  | P8_MC |
| P4_GP  | P9_JM |

Z-ОЦЕНКА



904A



← С ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЯ 3  
ФИГ. 9

→ К ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЮ 5  
ФИГ. 9

↓ К ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЮ 5  
ФИГ. 7

ФИГ. 9 (Продолжение 4)



ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 6 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 7 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 8 ФИГ. 9

С ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЯ 1  
ФИГ. 9

### ЗАДАНИЕ

- |   |  |
|---|--|
| <input type="checkbox"/> ГНЕВ           | <input type="checkbox"/> НАДУВ. ЩЕК-ISO  |
| <input type="checkbox"/> ЖЕВАНИЕ        | <input type="checkbox"/> ГРУСТЬ          |
| <input type="checkbox"/> ГЛАЗ           | <input type="checkbox"/> УЛЫБКА-ISO      |
| <input type="checkbox"/> ГЛАЗ-ISO       | <input type="checkbox"/> УДИВЛЕНИЕ       |
| <input type="checkbox"/> ВТЯГ. ЩЕК-ISO  | <input type="checkbox"/> ГЛОТАНИЕ        |
| <input type="checkbox"/> ЧЕЛЮСТЬ        | <input type="checkbox"/> РЕЧЬ            |
| <input type="checkbox"/> ВЗГ. ВЛ. ВБОК  | <input type="checkbox"/> ВЗГЛЯД ВВЕРХ    |
| <input type="checkbox"/> ВЗГ. ВПР. ВБОК | <input type="checkbox"/> СМОРЩИВАНИЕ-ISO |

### ВРЕМЯ

- |                                |
|--------------------------------|
| <input type="checkbox"/> ВЕЧЕР |
| <input type="checkbox"/> УТРО  |

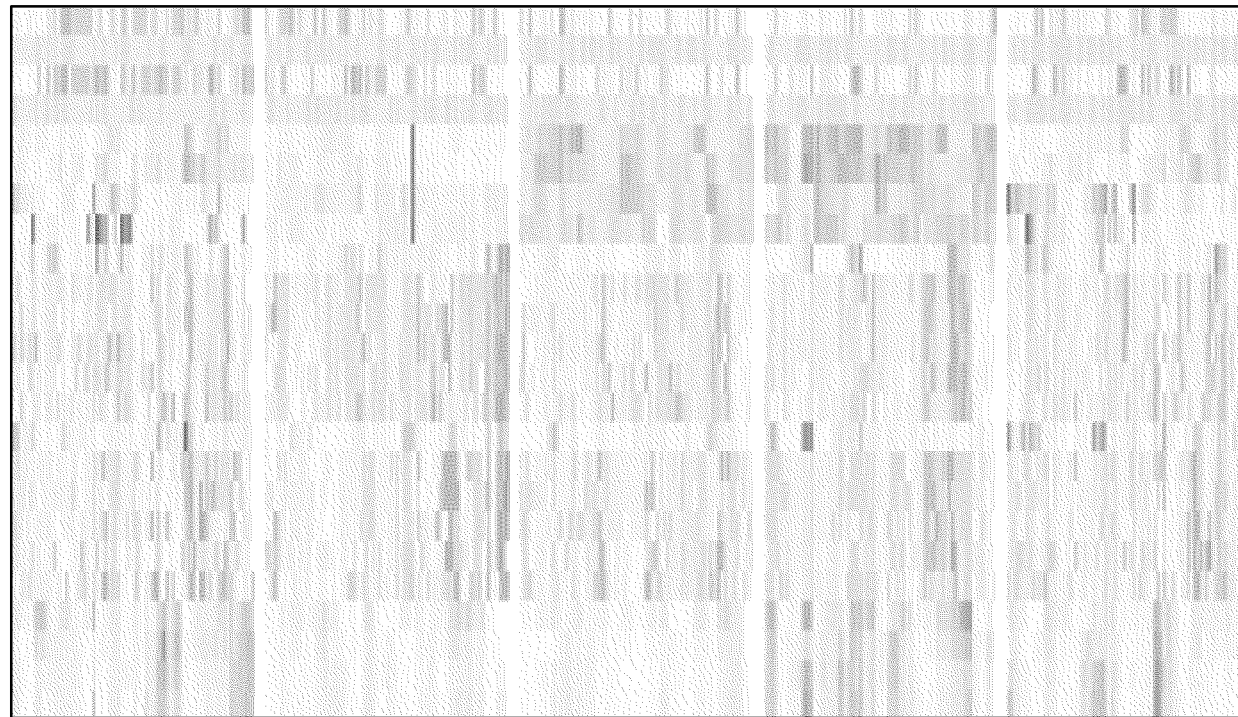
### СУБЪЕКТ

- |                                 |                                |
|---------------------------------|--------------------------------|
| <input type="checkbox"/> P1_AO  | <input type="checkbox"/> P5_AV |
| <input type="checkbox"/> P10_DR | <input type="checkbox"/> P6_00 |
| <input type="checkbox"/> P2_AO  | <input type="checkbox"/> P7_MP |
| <input type="checkbox"/> P3_AM  | <input type="checkbox"/> P8_MC |
| <input type="checkbox"/> P4_GP  | <input type="checkbox"/> P9_JM |

### Z-ОЦЕНКА



904A



- НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ..ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ.1
- ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ..ЗНАК...КАНАЛ.1
- НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ..ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ.2
- ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ..ЗНАК...КАНАЛ.2
- ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ.1
- ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ.2
- ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛЮЧЕНИЕМ ТРЕНДА...КАНАЛ.1
- ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛЮЧЕНИЕМ ТРЕНДА...КАНАЛ.2
- ЧАСТОТА ПЕРЕХОДОВ ЧЕРЕЗ НОЛЬ...КАНАЛ.2
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.2..Гц
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.2..Гц
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.2..Гц
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.2..Гц
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.2..Гц
- ЧАСТОТА ПЕРЕХОДОВ ЧЕРЕЗ НОЛЬ...КАНАЛ.1
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.1..Гц
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.1..Гц
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.1..Гц
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.1..Гц
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.1..Гц
- X56.79Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1.,дБ.
- X33.56Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1.,дБ.
- X79.102Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1.,дБ.
- X102.125Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1.,дБ.

19/84

С ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЯ 4  
ФИГ. 9

К ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЮ 8  
ФИГ. 9

ФИГ. 9 (Продолжение 5)

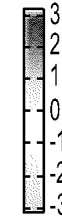
ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 6 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 7 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 8 ФИГ. 9

С ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЯ 3  
ФИГ. 9

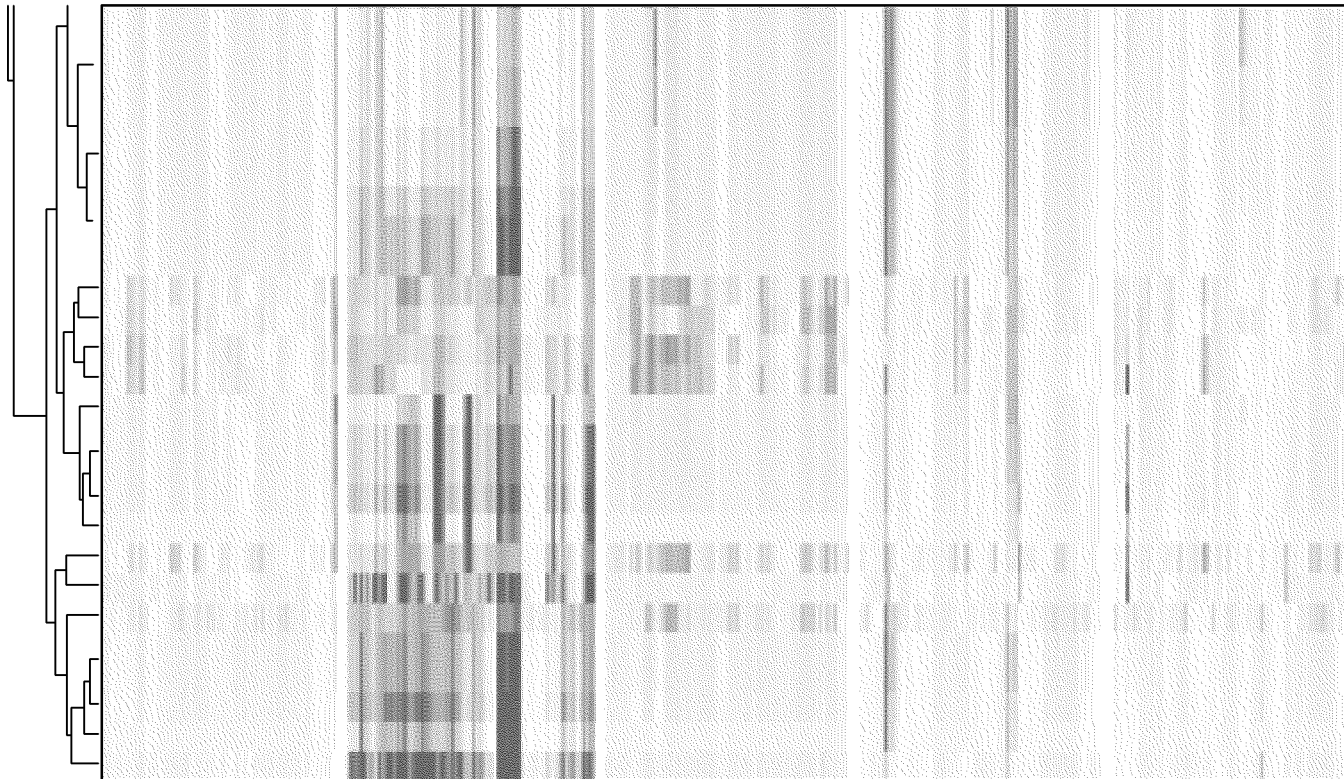
- | ЗАДАНИЕ        |                 | ВРЕМЯ |
|----------------|-----------------|-------|
| ГНЕВ           | НАДУВ. ЩЕК-ISO  | ВЕЧЕР |
| ЖЕВАНИЕ        | ГРУСТЬ          | УТРО  |
| ГЛАЗ           | УЛЫБКА-ISO      |       |
| ГЛАЗ-ISO       | УДИВЛЕНИЕ       |       |
| ВТЯГ. ЩЕК-ISO  | ГЛОТАНИЕ        |       |
| ЧЕЛЮСТЬ        | РЕЧЬ            |       |
| ВЗГ. ВЛ. ВБОК  | ВЗГЛЯД ВВЕРХ    |       |
| ВЗГ. ВПР. ВБОК | СМОРЩИВАНИЕ-ISO |       |

- | СУБЪЕКТ |       |
|---------|-------|
| P1_AO   | P5_AV |
| P10_DR  | P6_OO |
| P2_AO   | P7_MP |
| P3_AM   | P8_MC |
| P4_GP   | P9_JM |

Z-ОЦЕНКА



904A



К ПРОДОЛ-  
ЖЕНИЮ 7  
ФИГ. 9

ФИГ. 9 (Продолжение 6)

ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 6 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 7 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 8 ФИГ. 9

ЗАДАНИЕ

ГНЕВ	НАДУВ.ЩЕК-ISO	ВЕЧЕР
ЖЕВАНИЕ	ГРУСТЬ	УТРО
ГЛАЗ	УЛЫБКА-ISO	
ГЛАЗ-ISO	УДИВЛЕНИЕ	
ВТЯГ.ЩЕК-ISO	ГЛОТАНИЕ	
ЧЕЛЮСТЬ	РЕЧЬ	
ВЗГ.ВЛ.ВБОК	ВЗГЛЯДВВЕРХ	
ВЗГ.ВПР.ВБОК	СМОРЦИВАНИЕ-ISO	

С ПРОДОЛЖЕНИЯ 4  
ФИГ. 9

СУБЪЕКТ

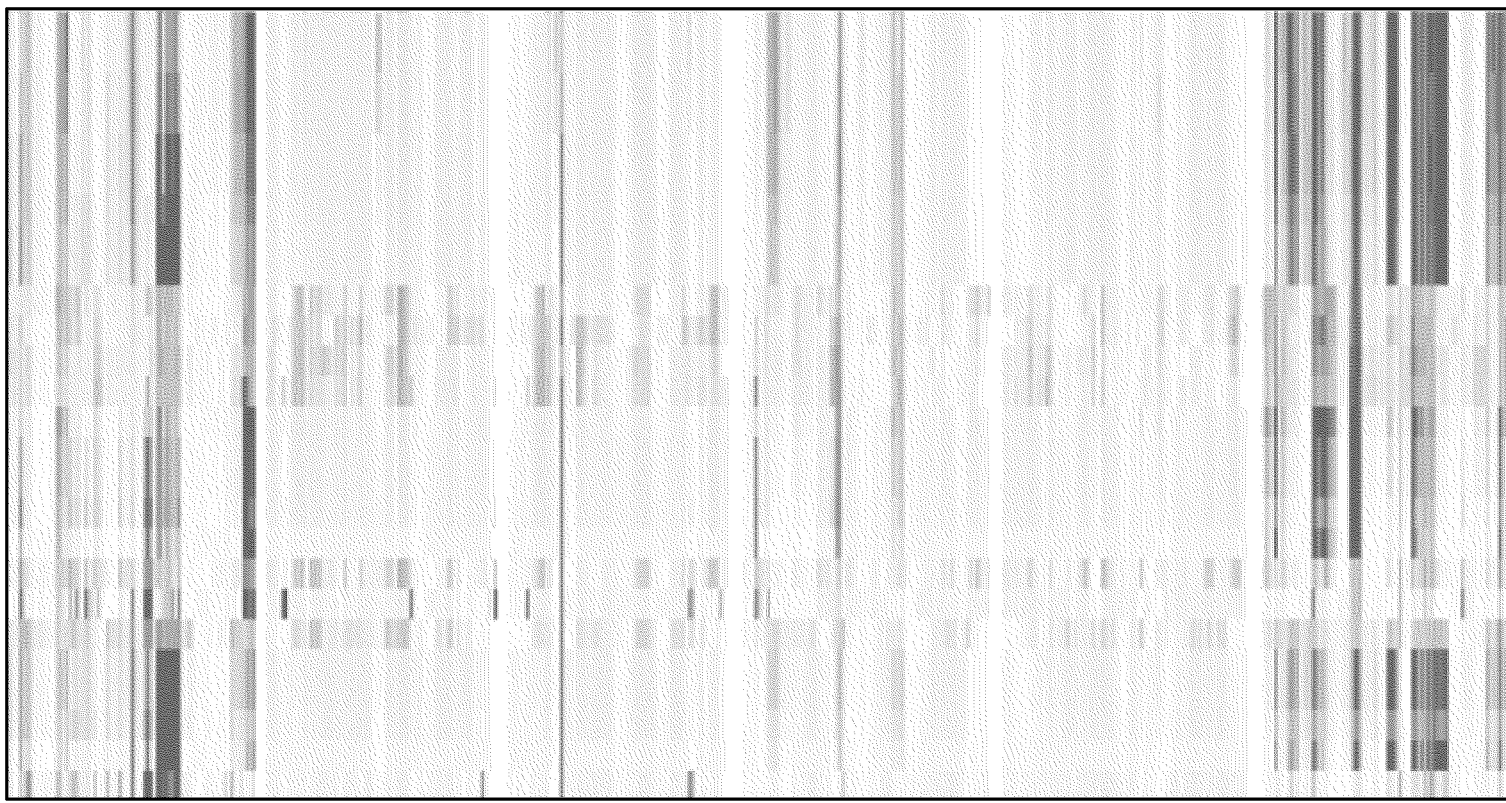
P1_AO	P5_AV
P10_DR	P6_OO
P2_AO	P7_MP
P3_AM	P8_MC
P4_GP	P9_JM

Z-ОЦЕНКА

904A

С ПРОДОЛЖЕНИЯ 6  
ФИГ. 9

→



К ПРОДОЛЖЕНИЮ 8  
ФИГ. 9

→

21/84

ФИГ. 9 (Продолжение 7)

ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 9
ПРОДОЛ. 6 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 7 ФИГ. 9	ПРОДОЛ. 8 ФИГ. 9

С ПРОДОЛЖЕНИЯ 5  
ФИГ. 9

ЗАДАНИЕ

- ГНЕВ
- ЖЕВАНИЕ
- ГЛАЗ
- ГЛАЗ-ISO
- ВТЯГ. ЩЕК-ISO
- ЧЕЛЮСТЬ
- ВЗГ. ВЛ. ВБОК
- ВЗГ. ВПР. ВБОК
- НАДУВ. ЩЕК-ISO
- ГРУСТЬ
- УЛЫБКА-ISO
- УДИВЛЕНИЕ
- ГЛОТАНИЕ
- РЕЧЬ
- ВЗГЛЯД ВВЕРХ
- СМОРЩИВАНИЕ-ISO

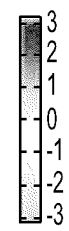
ВРЕМЯ

- ВЕЧЕР
- УТРО

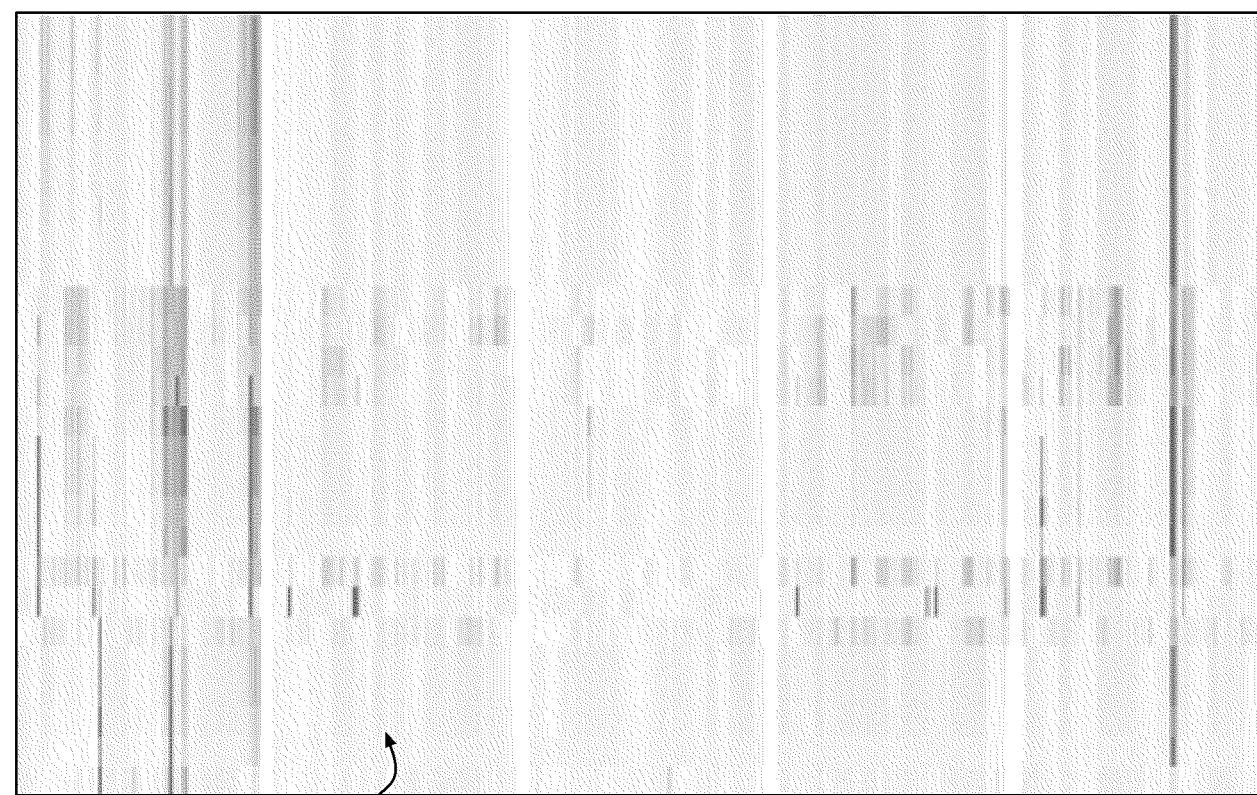
СУБЪЕКТ

- P1\_AO
- P10\_DR
- P2\_AO
- P3\_AM
- P4\_GP
- P5\_AV
- P6\_OO
- P7\_MP
- P8\_MC
- P9\_JM

Z-ОЦЕНКА



904A



X25ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1  
X25ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2  
X50ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1  
X50ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2  
X75ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1  
X75ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2  
СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1..МКВ.  
X90ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1  
X90ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2  
X56.79Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
X33.56Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
X79.102Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
X102.125Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2..МКВ.  
СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ...КАНАЛ.2  
СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ...КАНАЛ.2  
СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2  
ДИСПЕРСИЯ...КАНАЛ.1.1  
X10.33Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
МАКС. АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2..МКВ.  
X10.33Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1...дБ.  
СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ...КАНАЛ.1  
СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ...КАНАЛ.1  
СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1  
ДИСПЕРСИЯ...КАНАЛ.1  
МАКС. АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1..МКВ.

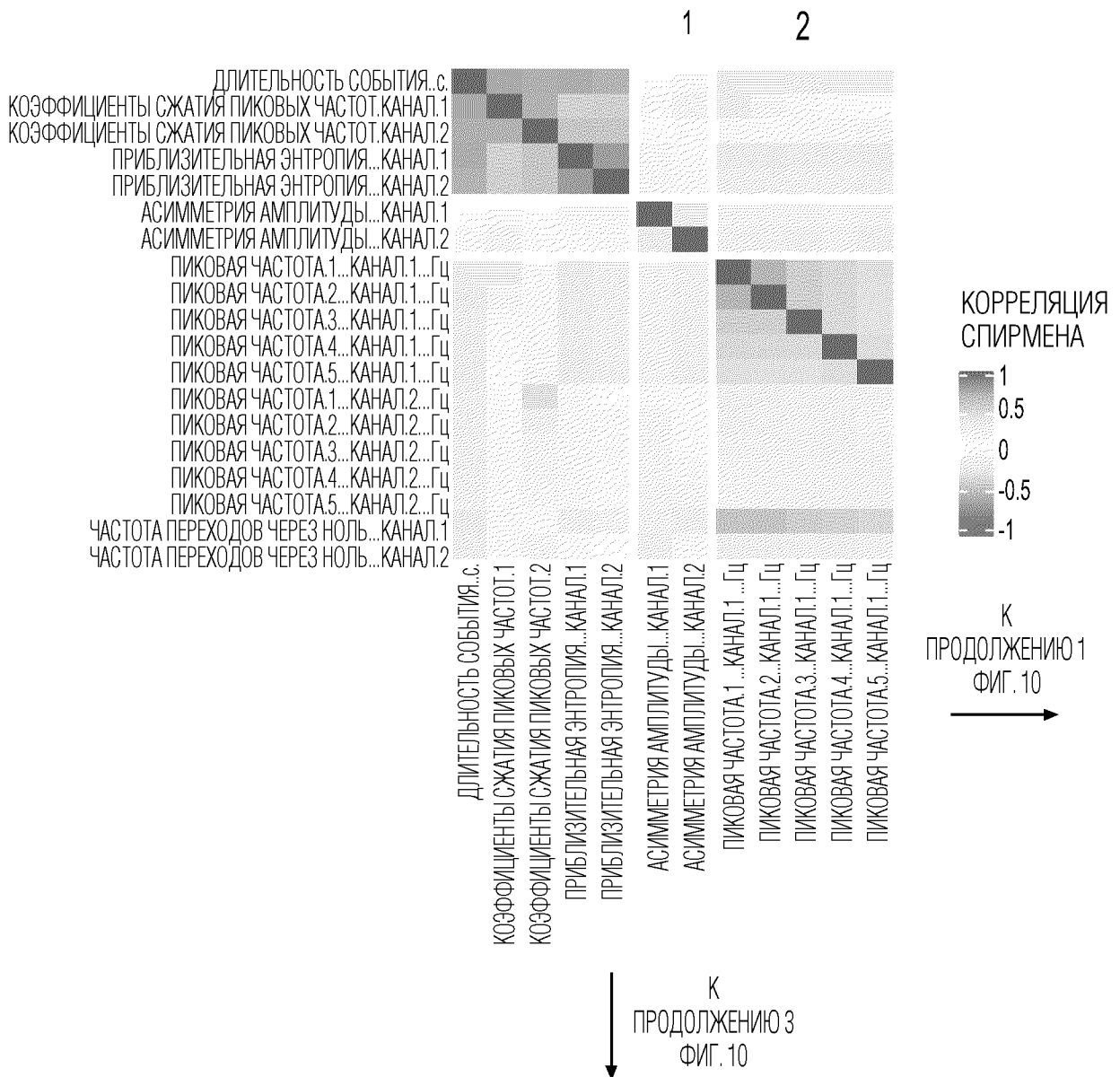
С ПРОДОЛЖЕНИЯ  
7 ФИГ. 9

904B

ФИГ. 9 (Продолжение 8)

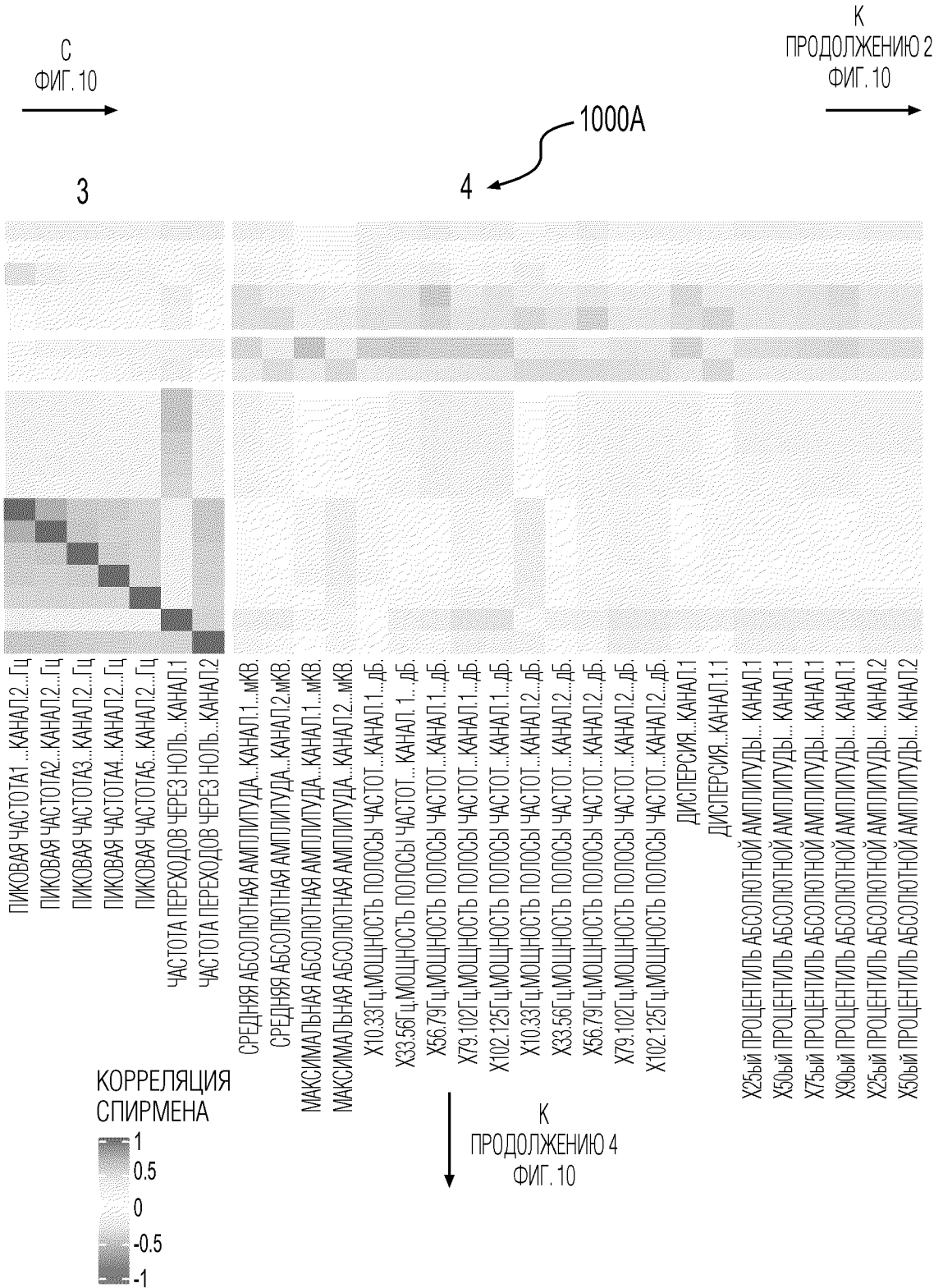
ФИГ. 10	ПРОДЛ. 1 ФИГ. 10	ПРОДЛ. 2 ФИГ. 10
ПРОДЛ. 3 ФИГ. 10	ПРОДЛ. 4 ФИГ. 10	ПРОДЛ. 5 ФИГ. 10

K=6



ФИГ. 10

ФИГ. 10	ПРОДЛ. 1 ФИГ. 10	ПРОДЛ. 2 ФИГ. 10
ПРОДЛ. 3 ФИГ. 10	ПРОДЛ. 4 ФИГ. 10	ПРОДЛ. 5 ФИГ. 10



ФИГ. 10 (Продолжение 1)

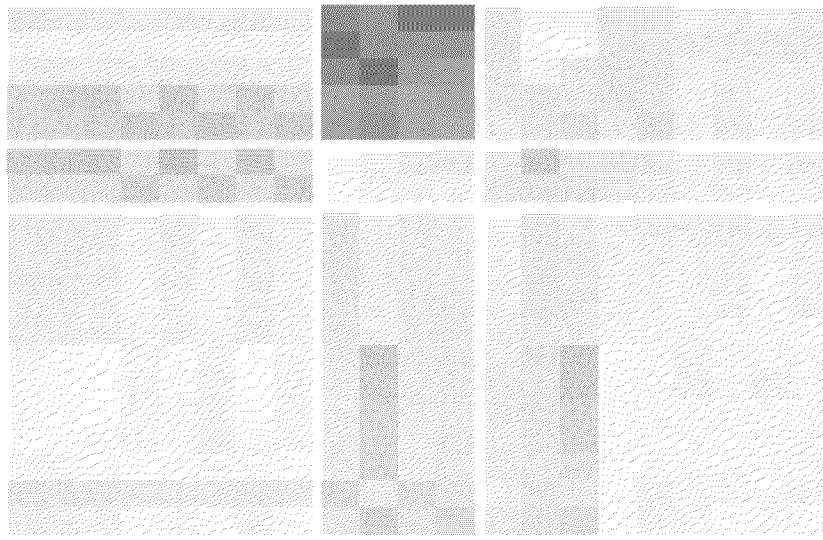
ФИГ. 10	ПРОДЛ. 1 ФИГ. 10	ПРОДЛ. 2 ФИГ. 10
ПРОДЛ. 3 ФИГ. 10	ПРОДЛ. 4 ФИГ. 10	ПРОДЛ. 5 ФИГ. 10

С ПРОДОЛЖЕНИЯ 1  
ФИГ. 10

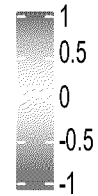


5

6



КОРРЕЛЯЦИЯ  
СПИРМЕНА



Х75ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ2  
 Х90ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ2  
 СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ...КАНАЛ1  
 СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ...КАНАЛ2  
 СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ1  
 СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ2  
 СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ...КАНАЛ1  
 СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ...КАНАЛ2  
 ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛЮЧЕНИЕМ ТРЕНДА...КАНАЛ1  
 ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛЮЧЕНИЕМ ТРЕНДА...КАНАЛ2  
 ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ1  
 ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ2  
 ОЩУТИМОЕ ВРЕМЯ НАЧАЛА...с.  
 КОЭФФИЦИЕНТ ЭКЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ1  
 КОЭФФИЦИЕНТ ЭКЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ1  
 СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ1  
 СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ2  
 НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ...ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ1  
 НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ...ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ2  
 ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ...ЗНАК...КАНАЛ1  
 ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ...ЗНАК...КАНАЛ2

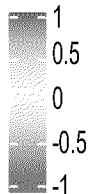
↓  
 К  
 ПРОДОЛЖЕНИЮ 5  
 ФИГ. 10

ФИГ. 10 (Продолжение 2)



ФИГ. 10	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 10	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 10
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 10	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 10	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 10

КОРРЕЛЯЦИЯ  
СПИРМЕНА

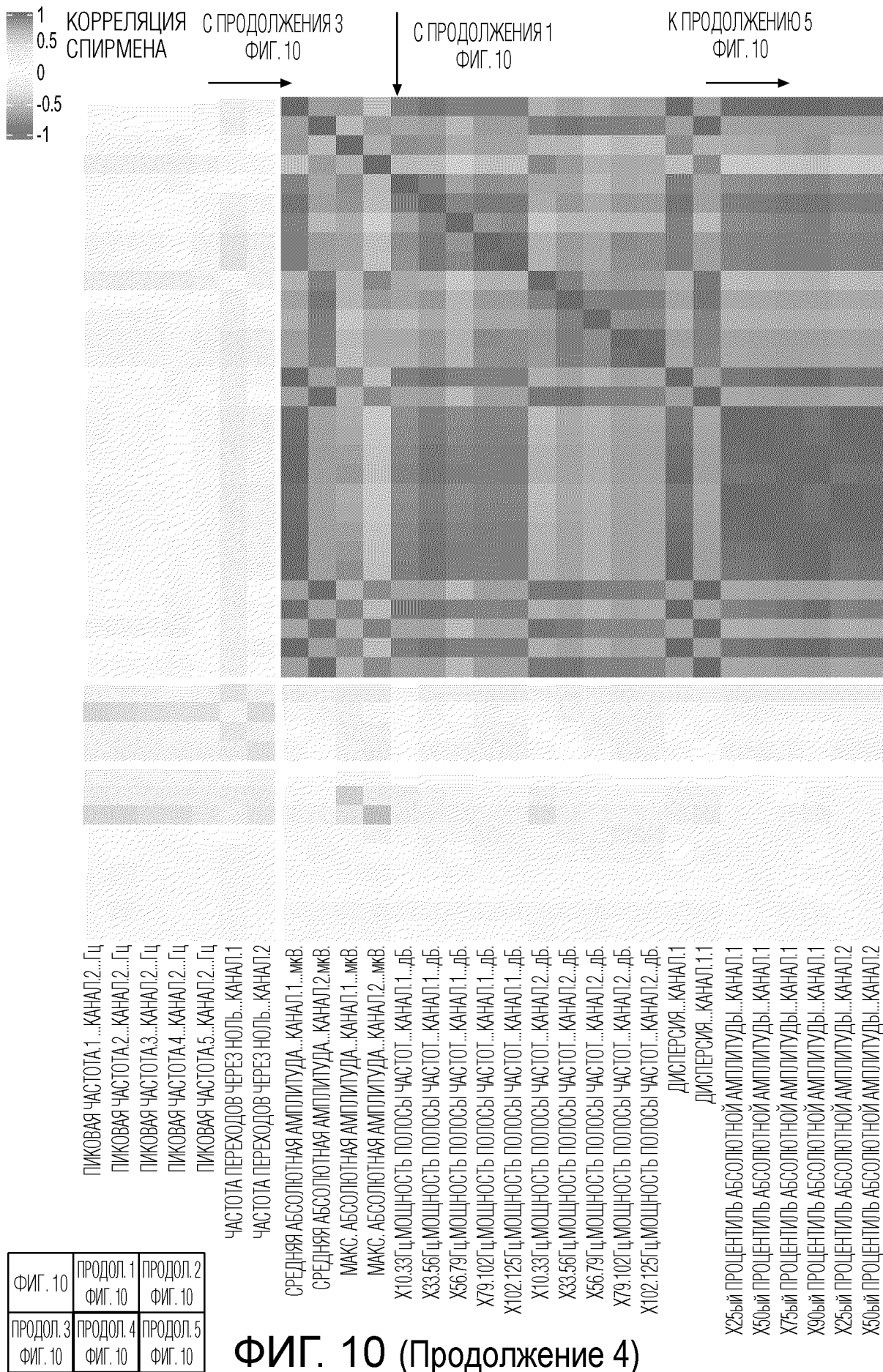


К ПРОДОЛЖЕНИЮ 4  
ФИГ. 10



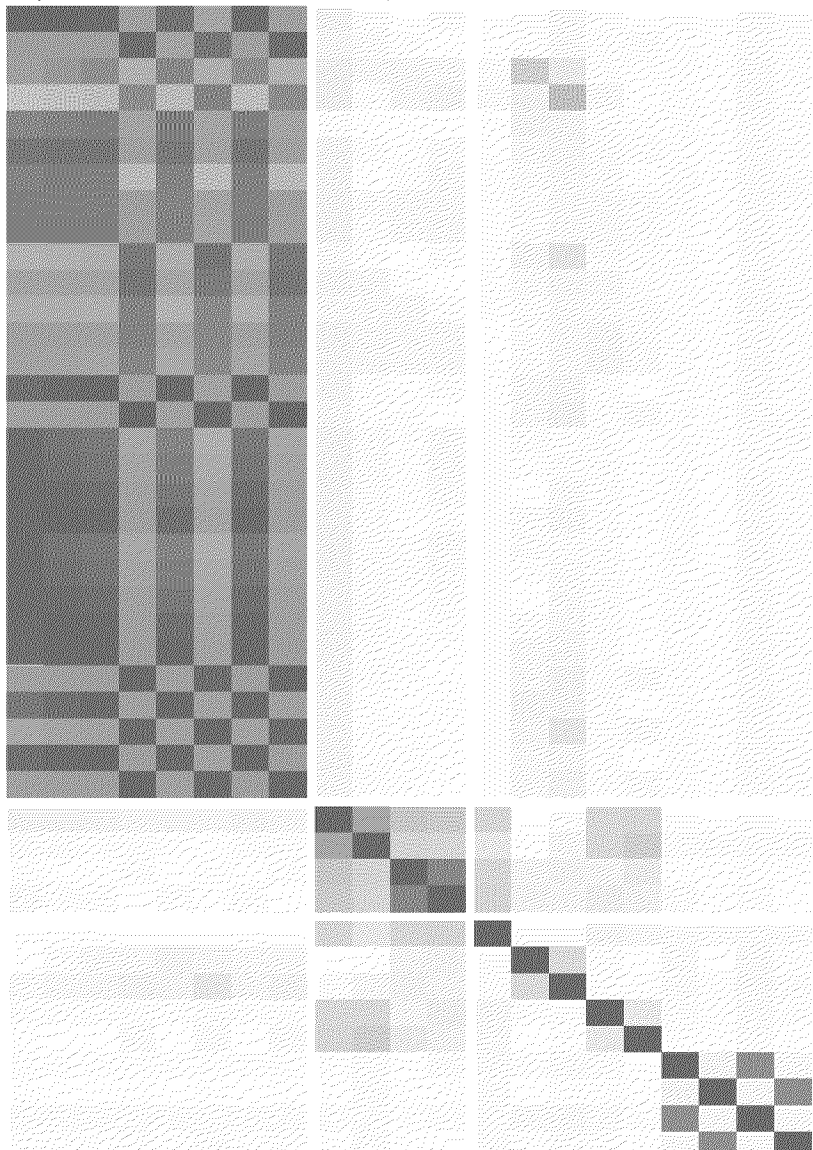
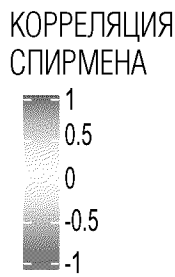
ФИГ. 10 (Продолжение 3)





С ПРОДОЛЖЕНИЯ 4  
ФИГ. 9

С ПРОДОЛЖЕНИЯ 2  
ФИГ. 9



ФИГ. 10	ПРОДОЛ. 1 ФИГ. 10	ПРОДОЛ. 2 ФИГ. 10
ПРОДОЛ. 3 ФИГ. 10	ПРОДОЛ. 4 ФИГ. 10	ПРОДОЛ. 5 ФИГ. 10

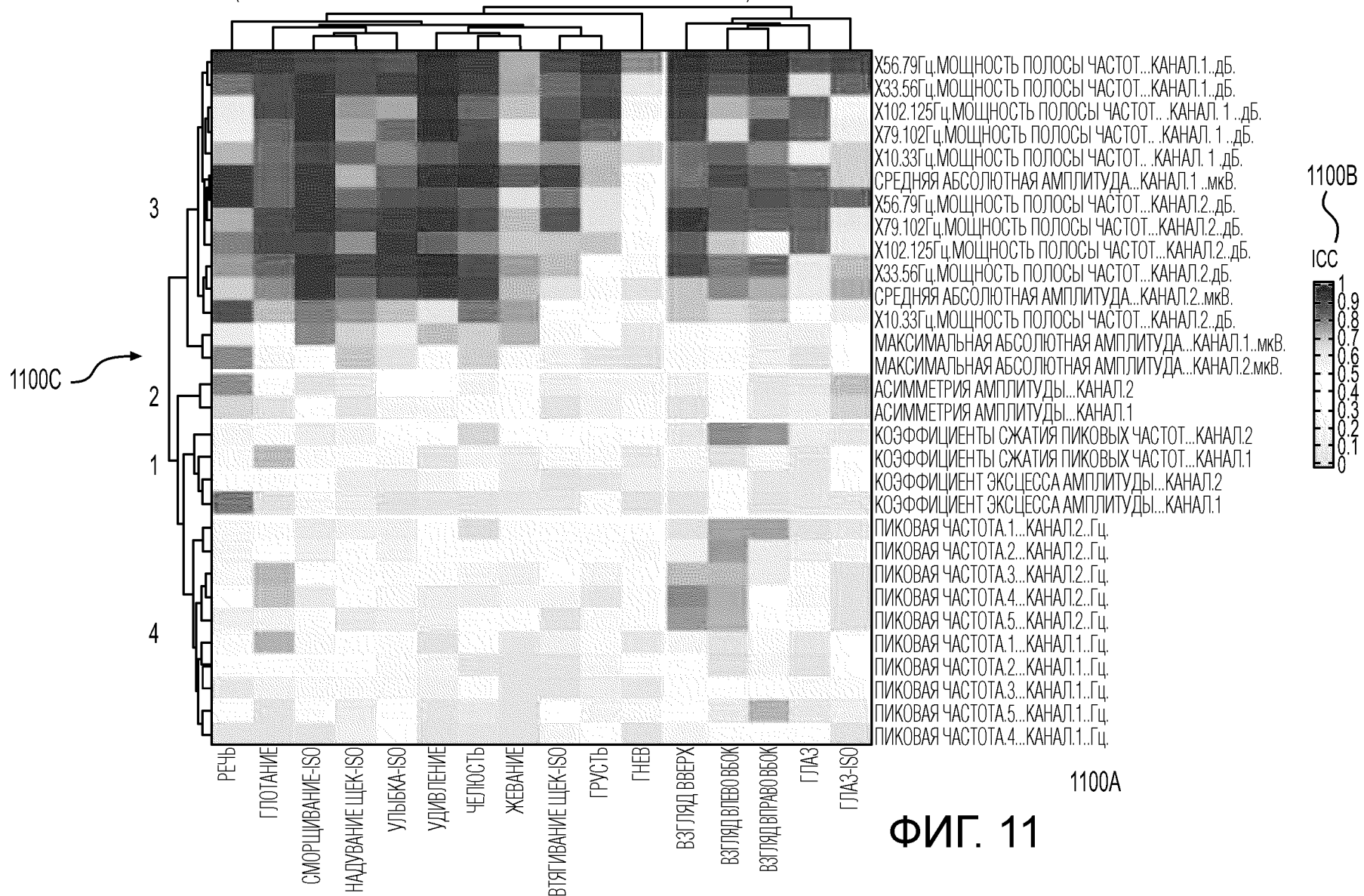
- Х75ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ2
- Х90ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ2
- СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ...КАНАЛ1
- СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ...КАНАЛ2
- СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ КАНАЛ1
- СТАНДАРТНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ КАНАЛ2
- СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ...КАНАЛ1
- СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ...КАНАЛ2
- ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛЮЧЕНИЕМ ТРЕНДА...КАНАЛ1
- ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛЮЧЕНИЕМ ТРЕНДА...КАНАЛ2
- ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ1
- ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ2
- ОЩУТИМОЕ ВРЕМЯ НАЧАЛА...с.
- КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ1
- КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ2
- СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ1
- СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ2
- НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ...ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ1
- НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ...ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ2
- ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ...ЗНАК...КАНАЛ1
- ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ...ЗНАК...КАНАЛ2

ФИГ. 10  
(Продолжение 5)

ЗНАЧЕНИЯ ИСС ПО КЛАСТЕРАМ ДЛЯ МОДЕЛИ СО СМЕШАННЫМИ ЭФФЕКТАМИ, УТРЕННИЕ ИЗМЕРЕНИЯ  
4 КЛАСТЕРА

1100

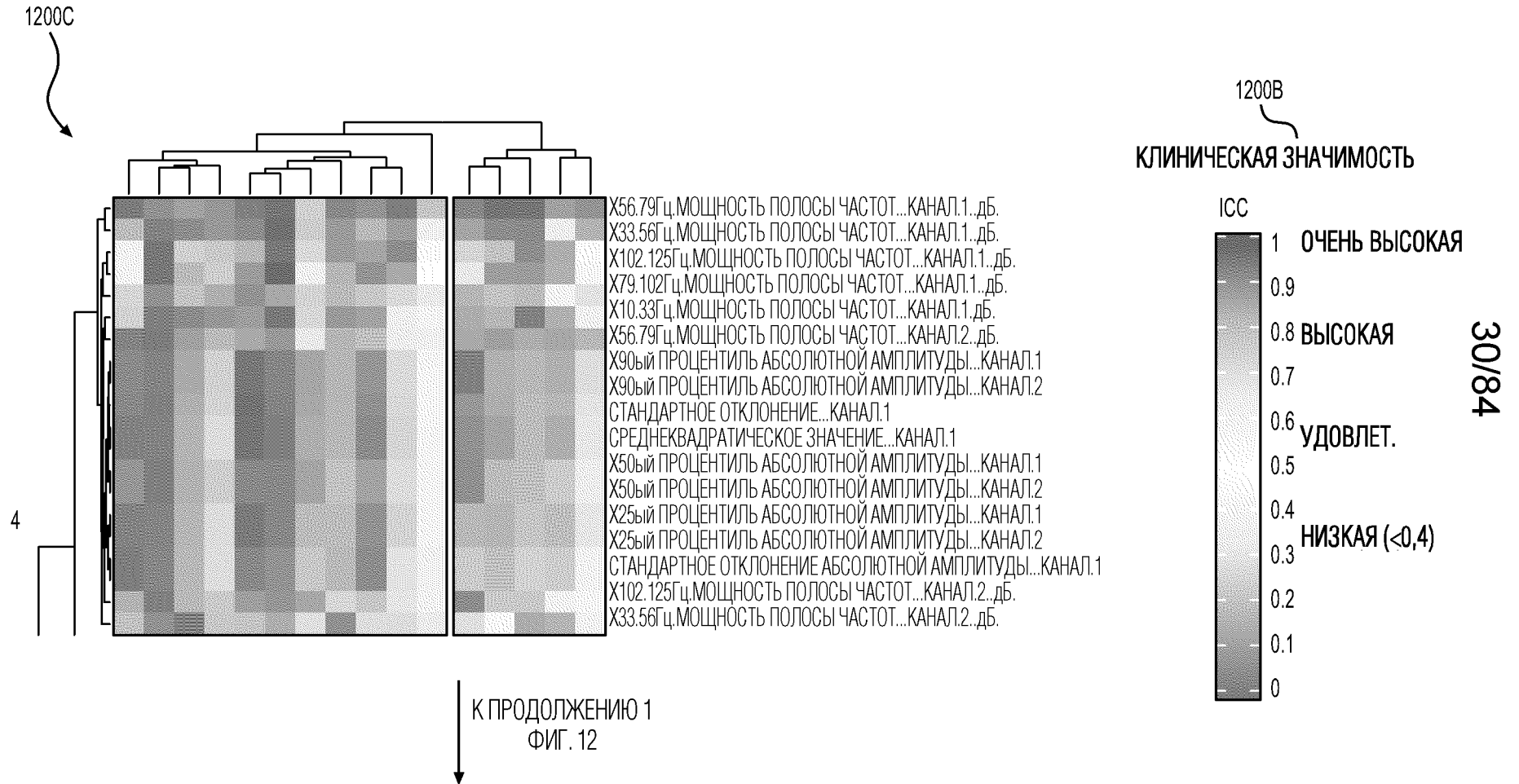
(ФИКСИРОВАННЫЕ ЭФФЕКТЫ: ВОЗРАСТ+ЗНАЧЕНИЕ ВМІ+ПОЛ)



ФИГ. 11

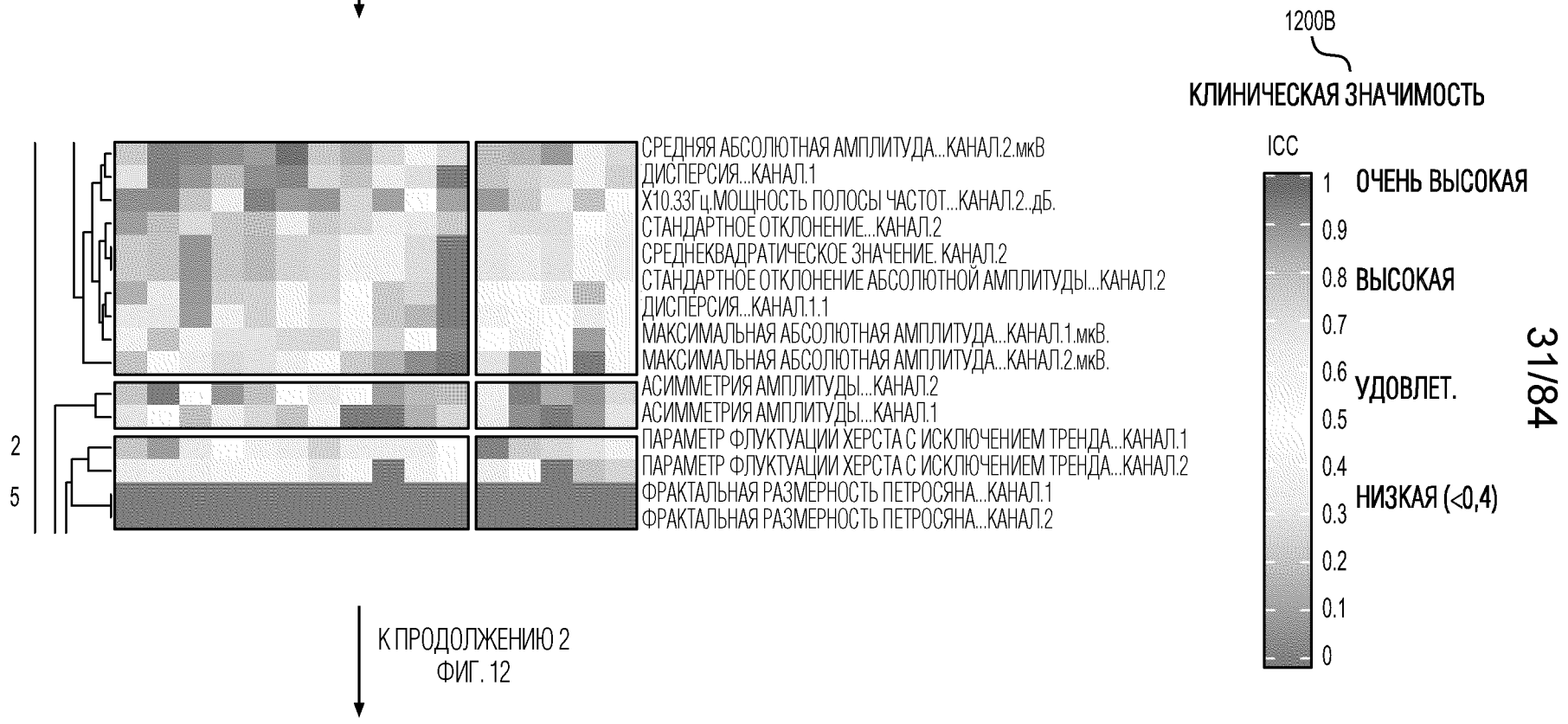
ТЕПЛОВАЯ КАРТА ЗНАЧЕНИЙ ИСС ПО КЛАСТЕРАМ ДЛЯ УТРЕННИХ ИЗМЕРЕНИЙ  
(ФИКСИРОВАННЫЕ ЭФФЕКТЫ: ВОЗРАСТ+ЗНАЧЕНИЕ ВМІ+ПОЛ)

1200

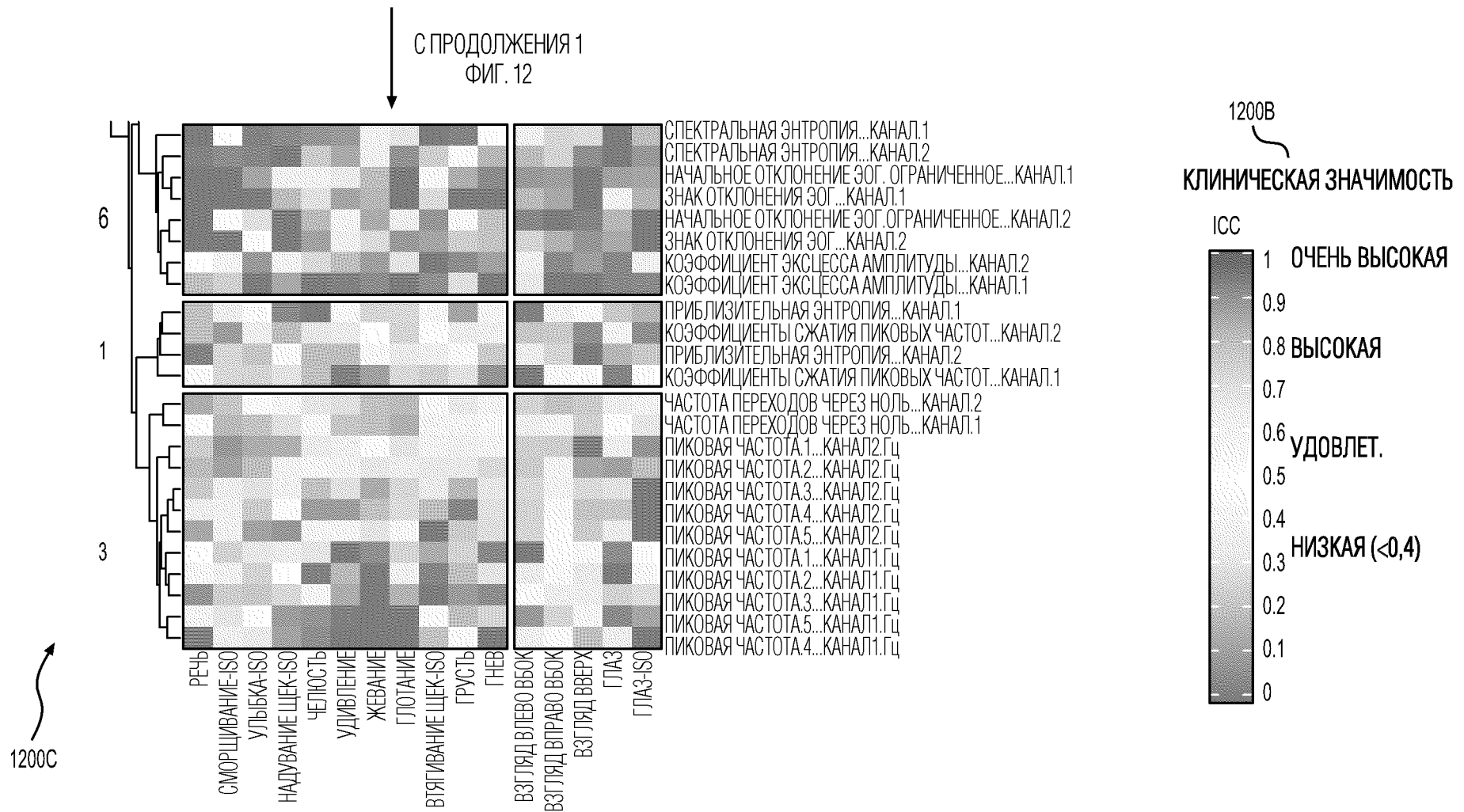


ФИГ. 12

С ФИГ. 12



ФИГ. 12 (Продолжение 1)



ФИГ. 12 (Продолжение 2)

# ФОРМИРОВАНИЕ ВЫБОРОК МЕТОДОМ БУТСТРЭПА

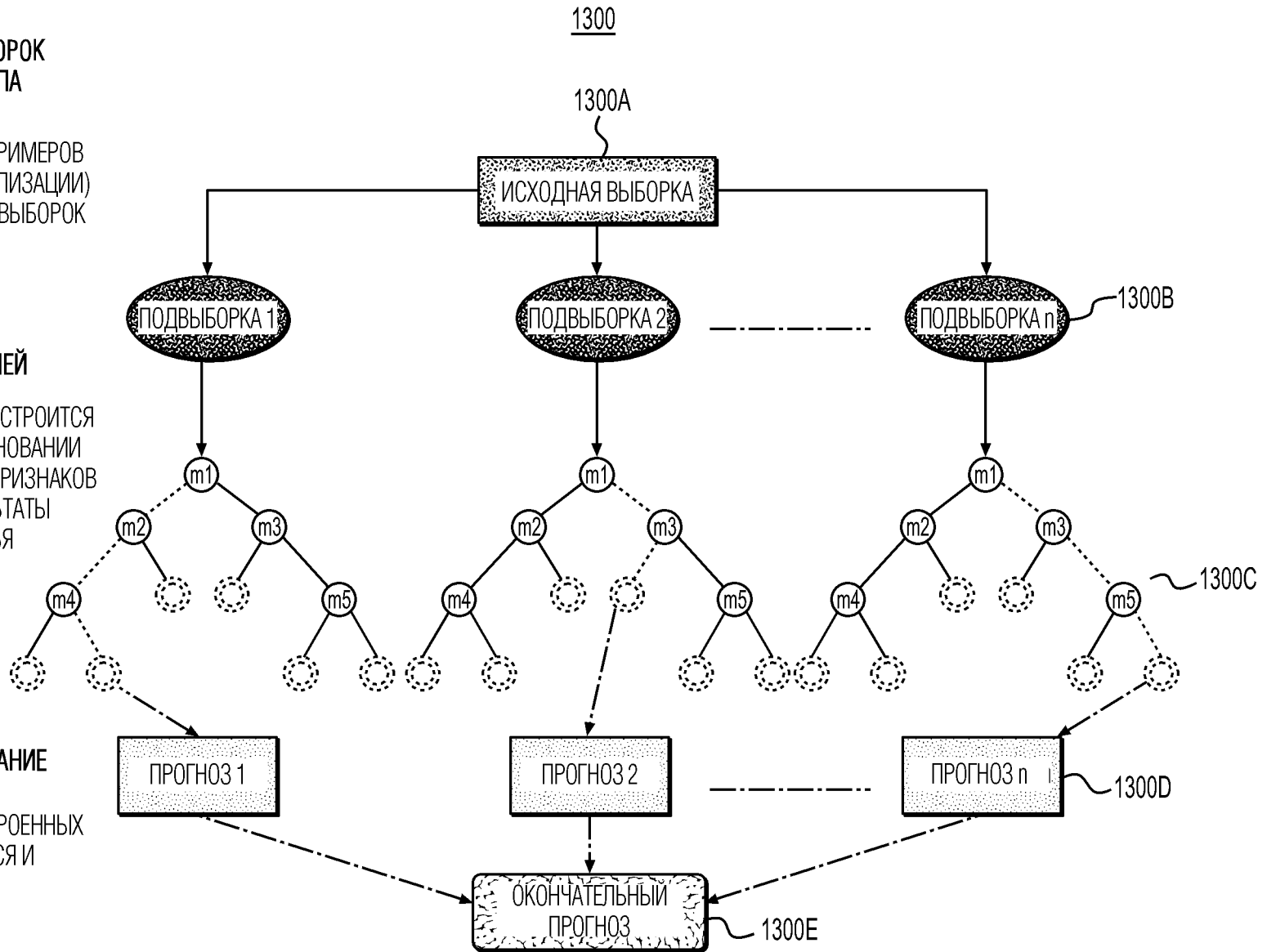
ВЫБРАНО  $r$  (ПРОЦЕНТОВ) ПРИМЕРОВ  
(0,63 В КЛАССИЧЕСКОЙ РЕАЛИЗАЦИИ)  
В ВИДЕ  $n$  СЛУЧАЙНЫХ ПОДВЫБОРОК

## ПОСТРОЕНИЕ МОДЕЛЕЙ

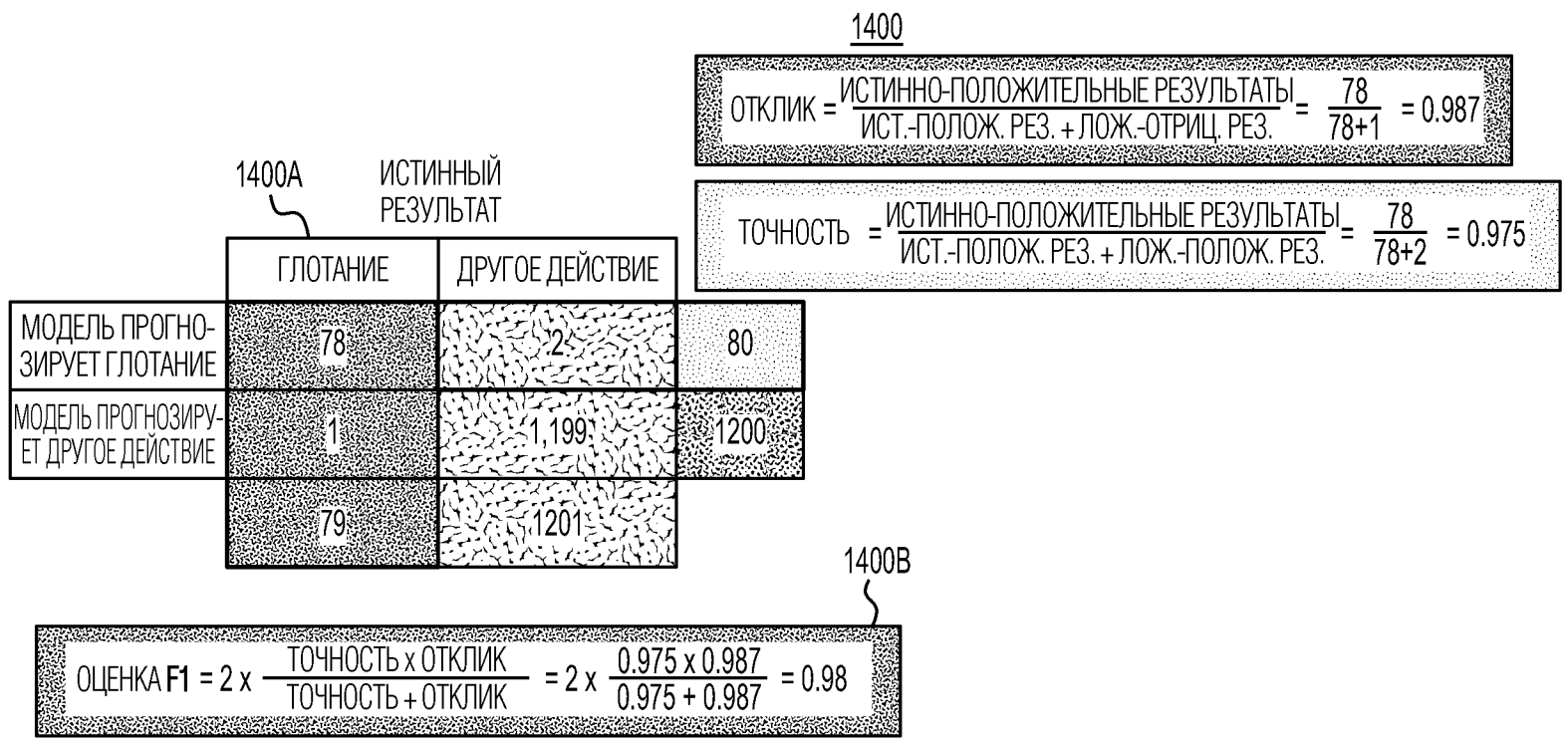
ДЛЯ КАЖДОЙ ПОДВЫБОРКИ СТРОИТСЯ  
РЕШАЮЩЕЕ ДЕРЕВО НА ОСНОВАНИИ  
СЛУЧАЙНОГО НАБОРА ИЗ  $m$  ПРИЗНАКОВ  
(КОВАРИАНТОВ), РЕЗУЛЬТАТЫ  
ПОПАДАЮТ В ЛИСТЬЯ

## БУТСТРЭП-АГРЕГИРОВАНИЕ

РЕЗУЛЬТАТЫ ОТ ВСЕХ ПОСТРОЕННЫХ  
ДЕРЕВЬЕВ СОБИРАЮТСЯ И  
УСРЕДНЯЮТСЯ



ФИГ. 13



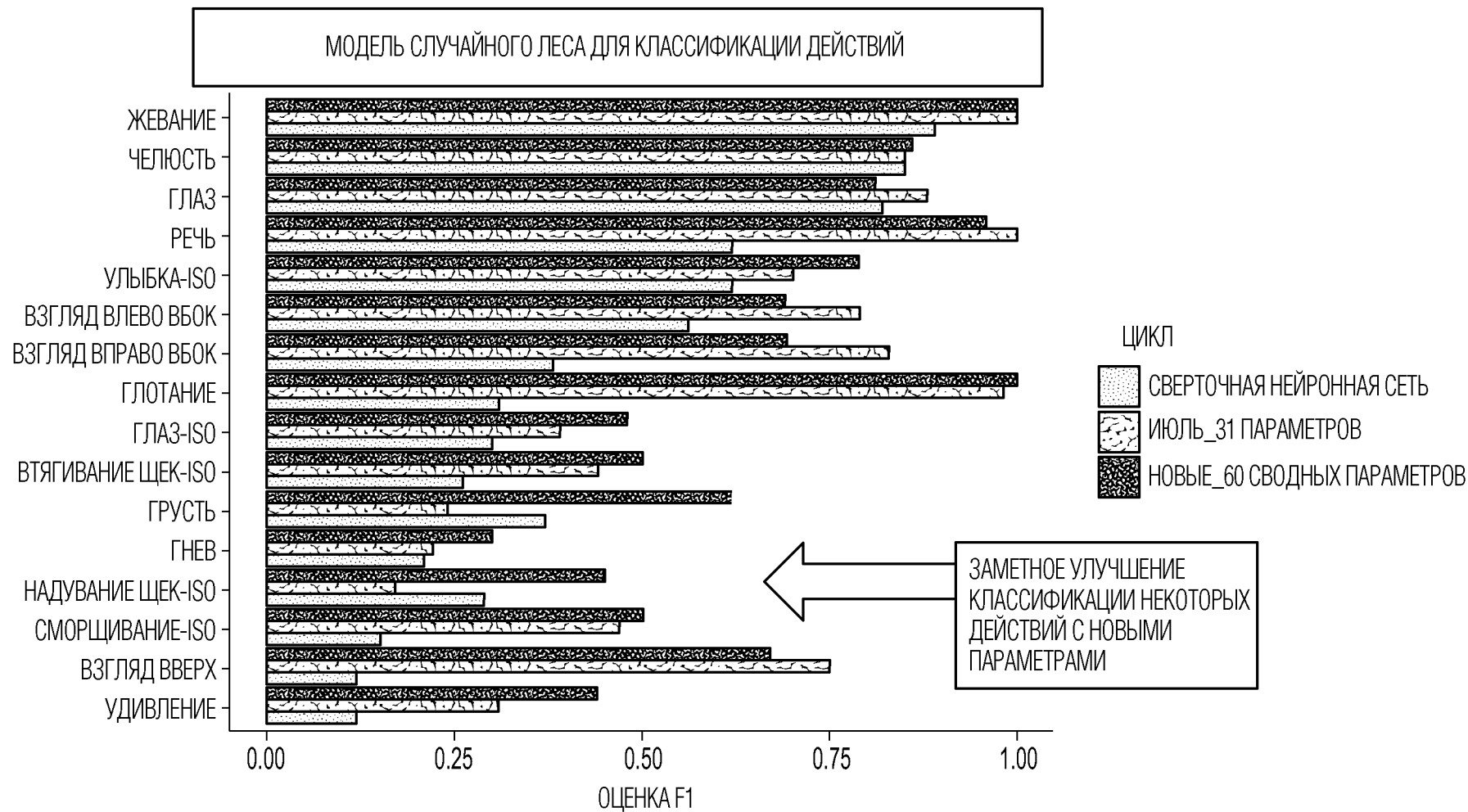
ФИГ. 14



ЗАДАНИЯ НА ДВИЖЕНИЯ ЛИЦЕВЫХ МЫШЦ	ОЦЕНКА F1 ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДЕЙСТВИЯ (УТРО)	ОЦЕНКА F1 ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДЕЙСТВИЯ (ВЕЧЕР)	ОЦЕНКА F1 ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДЕЙСТВИЯ (ОБЩАЯ)
ГЛОТАНИЕ	0.99	0.96	0.98
РЕЧЬ	0.97	0.95	1
ЖЕВАНИЕ	0.94	0.93	1
ЧЕЛЮСТЬ	0.87	0.91	0.85
ГЛАЗ	0.88	0.93	0.88
ВЗГЛЯД ВПРАВО ВБОК	0.71	0.78	0.83
ВЗГЛЯД ВВЕРХ	0.68	0.76	0.75
УЛЫБКА-ISO	0.77	0.74	0.7
ВЗГЛЯД ВЛЕВО ВБОК	0.74	0.67	0.79
ВТЯГИВАНИЕ ШЕК-ISO	0.53	0.54	0.44
УДИВЛЕНИЕ	0.53	0.45	0.31
НАДУВАНИЕ ШЕК-ISO	0.29	0.55	0.17
ГРУСТЬ	0.56	0.52	0.24
ГНЕВ	0.40	0.44	0.22
СМОРЩИВАНИЕ-ISO	0.47	0.46	0.47
ГЛАЗ-ISO	0.38	0.47	0.39

ФИГ. 15

1600



36/84



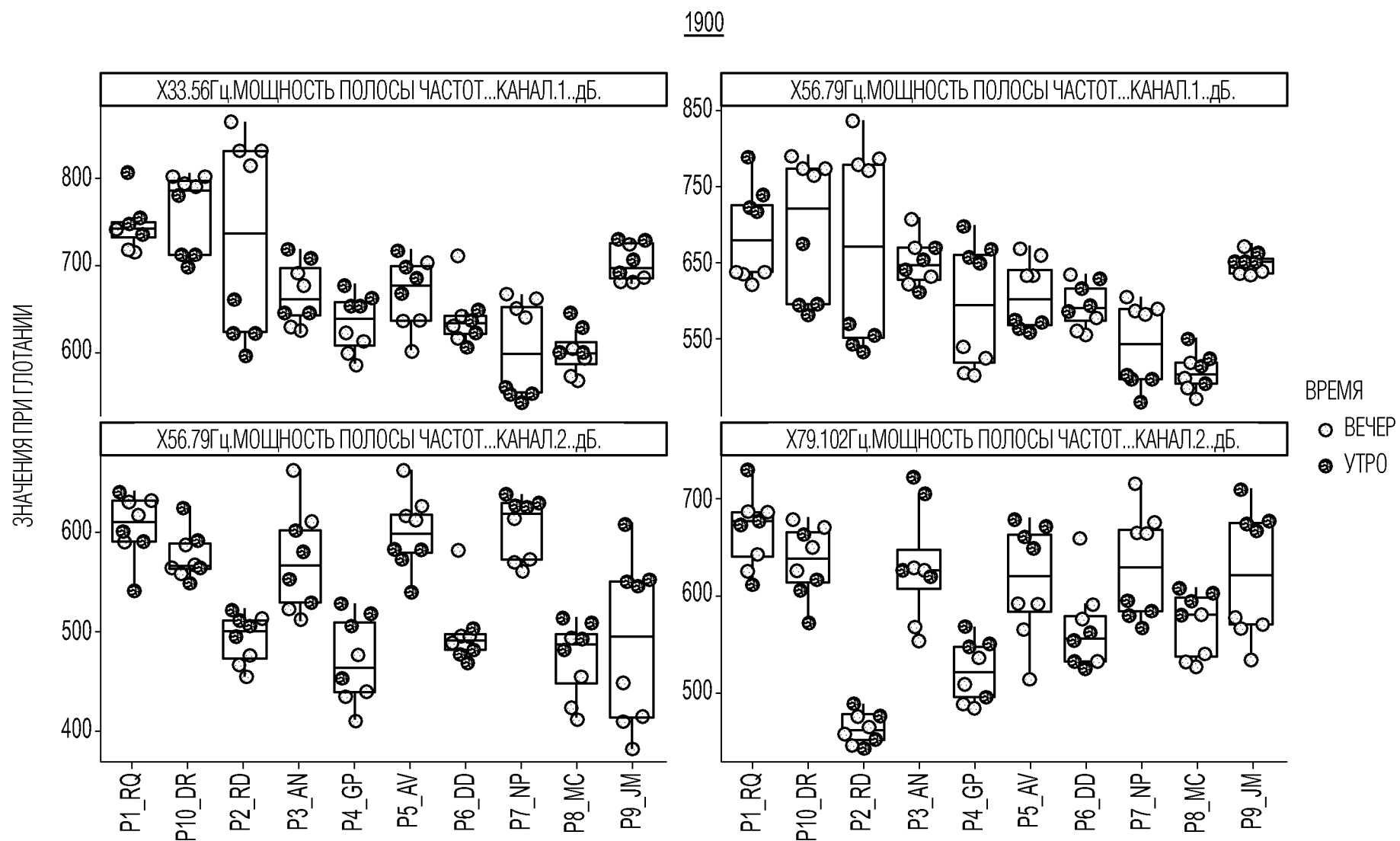
ФИГ. 16

1700

ТИП ДЕЙСТВИЯ	СРЕДНЯЯ ОЦЕНКА F1 РАСПОЗНАВАНИЯ СУБЪЕКТА (УТРО)	СРЕДНЯЯ ОЦЕНКА F1 РАСПОЗНАВАНИЯ СУБЪЕКТА (ВЕЧЕР)
<b>ВСЕ ДЕЙСТВИЯ</b>	<b>0.79</b>	<b>0.78</b>
ЖЕВАНИЕ	0.88	0.90
РЕЧЬ	0.89	0.85
ВЗГЛЯД ВЛЕВО ВБОК	0.79	0.78
ВЗГЛЯД ВВЕРХ	0.75	0.89
ЧЕЛЮСТЬ	0.82	0.75
СМОРЩИВАНИЕ-ISO	0.88	0.70
ГЛОТАНИЕ	0.75	0.82
ВЗГЛЯД ВПРАВО ВБОК	0.83	0.69
УЛЫБКА-ISO	0.78	0.68
УДИВЛЕНИЕ	0.85	0.80
ГЛАЗ	0.65	0.73
НАДУВАНИЕ ЩЕК-ISO	0.73	0.88
ГЛАЗ-ISO	0.70	0.70
ВТЯГИВАНИЕ ЩЕК-ISO	0.68	0.65
ГНЕВ	0.66	0.72
ГРУСТЬ	0.55	0.75

ФИГ. 17

АЛГОРИТМ	МЕТОДОЛОГИЯ	ПРИМЕНЕНИЕ	ПРЕИМУЩЕСТВА	ОГРАНИЧЕНИЯ
ДРОБНО-РАЦИОНАЛЬНОЕ ДИСКРЕТНОЕ КРАТКОВРЕМЕННОЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ФУРЬЕ (DSTFT)	НА ОСНОВЕ КОМПЛЕКСНОЙ СИНУСОИДАЛЬНОЙ БАЗИСНОЙ ФУНКЦИИ БЕЗ ОКНА	ОБНАРУЖЕНИЕ ЭПИЛЕПСИИ (ПРИСТУП)	ПРОСТОТА, БЫСТРОТА ВЫЧИСЛЕНИЙ, ВЫСОКОЕ РАЗРЕШЕНИЕ ПО ЧАСТОТЕ	ПРИМЕНЯЕТСЯ К СТАЦИОНАРНЫМ СИГНАЛАМ, НИЗКОЕ ВРЕМЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ
ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ФУРЬЕ	ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ФУРЬЕ, ПРИМЕНЕННОЕ К СЛЕДУЮЩИМ ДРУГ ЗА ДРУГОМ ОКНАМ, ВКЛЮЧАЕТ В СЕБЯ АНАЛИЗ С ПЕРЕМЕННЫМ РАЗРЕШЕНИЕМ (MRA), НЕПРЕРЫВНОЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЕ (SWT) И ДИСКРЕТНОЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЕ (DWT)	ПРИМЕНЕНИЕ ВСИ (НЕЙРОИНТЕРФЕЙС)	БЫСТРОТА ВЫЧИСЛЕНИЙ, ХОРОШАЯ ЛОКАЛИЗАЦИЯ	ФИКСИРОВАННЫЙ РАЗМЕР ОКНА, СЛОЖНОСТЬ ВЫБОРА РАЗМЕРА ОКНА
ДИСКРЕТНОЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЕ С ЛИНЕЙНЫМ КЛАССИФИКАТОРОМ		ОБНАРУЖЕНИЕ ЭПИЛЕПСИИ (ПРИСТУП)	ИЗМЕНЯЕМЫЙ РАЗМЕР ОКНА, СОКРАЩЕНИЕ ВРЕМЕНИ И ПОВЫШЕНИЕ РАЗРЕШЕНИЯ ПО ЧАСТОТЕ	ВЫБОР ФУНКЦИИ МАТЕРИНСКОГО ВЕЙВЛЕТА (MWF) ОДИНАКОВ ДЛЯ ВСЕХ ЧАСТОТ
ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ГАБОРА	МОДИФИЦИРОВАННОЕ ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ГАБОРА	РАСПОЗНАВАНИЕ ЭМОЦИЙ	РАЗРЕШЕНИЕ ПО ВРЕМЕНИ И ЧАСТОТЕ, ПОДХОДЯЩЕЕ ДЛЯ АНАЛИЗА ЧАСТОТНЫХ СОСТАВЛЯЮЩИХ ЭЭГ СНА	ПОДРОБНОСТИ ОТСУТСТВУЮТ
ПАРАМЕТР ЮРТА	НА ОСНОВЕ ВЫБОРА ГЛАВНОЙ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ И ОТНОШЕНИЯ ФИШЕРА	ПРИМЕНЕНИЕ ВСИ (НЕЙРОИНТЕРФЕЙС)	ВЫЧИСЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ДЕЙСТВИЯ И ПОДВИЖНОСТИ, ВЫСОКОЕ ВРЕМЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ	ХОРОГАЯ ТОЧНОСТЬ КЛАССИФИКАЦИИ
ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ГИЛЬБЕРТА-ХУАНГА (ННТ)	СОЧЕТАНИЕ РАЗЛОЖЕНИЯ В ЭМПИРИЧЕСКОМ РЕЖИМЕ (EMD) И СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ГИЛЬБЕРТА (NAS)	ОБНАРУЖЕНИЕ ПРИСТУПА ЭПИЛЕПСИИ	БЫСТРОТА ДИАГНОСТИКИ, ВЫСОКАЯ ТОЧНОСТЬ, ДОСТАТОЧНЫЕ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ И СПЕЦИФИЧНОСТЬ	ПРИМЕНИМО, В ОСНОВНОМ, К УЗКОПОЛОСНЫМ СИГНАЛАМ
СГЛАЖЕННОЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ВИГНЕРА-ВИЛЛА (SWV D)	НА ОСНОВЕ СИНУСОИДАЛЬНОЙ МОДЕЛИ МАКАУЛАУ И КВАТИЕРИ	ОБНАРУЖЕНИЕ ПРИСТУПА ЭПИЛЕПСИИ	ВЫСОКОЕ РАЗРЕШЕНИЕ И ОБЛЕГЧЕНИЕ ВЫДЕЛЕНИЯ ПРИЗНАКОВ, ХОРОШАЯ РАБОТА С МНОКОМПОНЕНТНЫМИ НЕСТАЦИОНАРНЫМИ СИГНАЛАМИ	ПОДВЕРЖЕНО ВЛИЯНИЮ ПЕРЕКРЕСТНЫХ ПОМЕХ



ФИГ. 19

КЛАСТЕР 1
КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1
КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2
ПРИБЛИЗИТЕЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.1
ПРИБЛИЗИТЕЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.2

КЛАСТЕР 2
АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1
АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1

КЛАСТЕР 3
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.1..Гц.
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.1..Гц.
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.1..Гц.
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.1..Гц.
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.1..Гц.
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.2..Гц.
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.2..Гц.
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.2..Гц.
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.2..Гц.
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.2..Гц.
ЧАСТОТА ПЕРЕХОДОВ ЧЕРЕЗ НОЛЬ...КАНАЛ.1
ЧАСТОТА ПЕРЕХОДОВ ЧЕРЕЗ НОЛЬ...КАНАЛ.2

КЛАСТЕР 4
X90ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1
X25ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2
X50ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2
X75ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2
X90ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2
СТАНД. ОТКЛОНЕНИЕ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1
СТАНД. ОТКЛОНЕНИЕ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2
СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ...КАНАЛ.1
СРЕДНЕКВАДРАТИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ...КАНАЛ.2

КЛАСТЕР 5
ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛ. ТРЕНДА...КАНАЛ.1
ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛ. ТРЕНДА...КАНАЛ.2
ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ.1
ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ.2

КЛАСТЕР 6
КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1
КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2
СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.1
СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.2
НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЗОГ ..ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ.1
НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЗОГ ..ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ.1
ОТКЛОНЕНИЕ ЗОГ .ЗНАК...КАНАЛ.1
ОТКЛОНЕНИЕ ЗОГ .ЗНАК...КАНАЛ.2

КЛАСТЕР 4
«СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1..мкВ
СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2...мкВ
МАКС. АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1..мкВ
МАКС. АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2..мкВ
X33.56.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ
X56.79.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ
X79.102.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ
X102.125.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ
X10.33.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ
X33.56.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ
X56.79.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ
X79.102.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ
X102.125.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ
ДИСПЕРСИЯ...КАНАЛ.1»»ДИСПЕРСИЯ...КАНАЛ.1
X25ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1
X50ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1
X75ый ПРОЦЕНТИЛЬ АБСОЛЮТНОЙ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1

2100

АМПЛИТУДА	
СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1..мкВ	мкВ
СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2..мкВ	мкВ
МАКС. АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1..мкВ	мкВ
МАКС. АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2..мкВ	мкВ
КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1	
КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2	
АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1	
АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2	

ЧАСТОТА	
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.1..Гц	Гц
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.1..Гц	Гц
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.1..Гц	Гц
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.1..Гц	Гц
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.1..Гц	Гц
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.2..Гц	Гц
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.2..Гц	Гц
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.2..Гц	Гц
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.2..Гц	Гц
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.2..Гц	Гц
КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1	
КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2	

ДРУГИЕ	
ДЛИТЕЛЬНОСТЬ СОБЫТИЯ.с	с
ОЩУТИМОЕ ВРЕМЯ НАЧАЛА.с	с

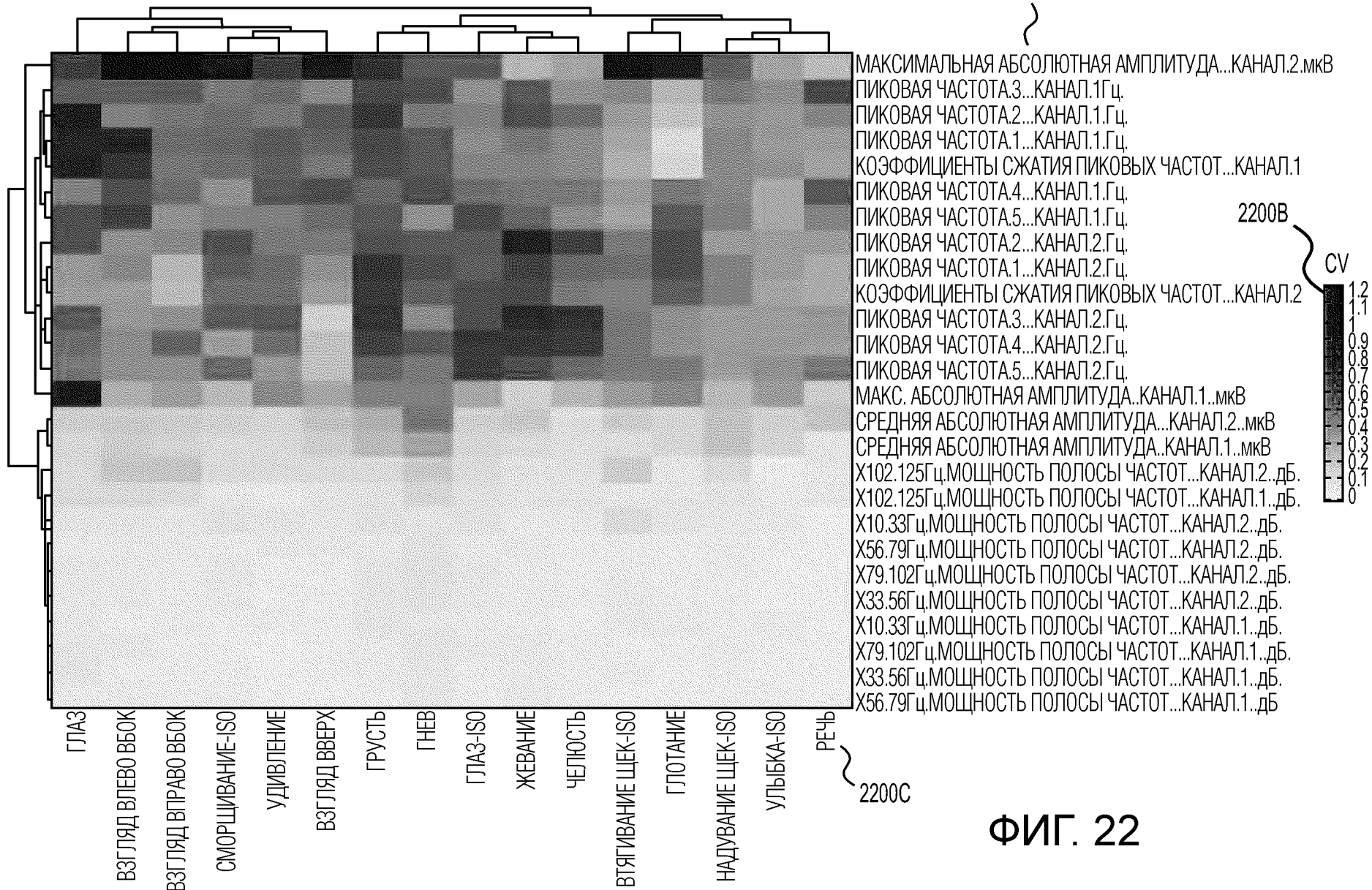
МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ		
X10.33.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ		дБ
X33.56.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ		дБ
X56.79.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ		дБ
X79.102.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ		дБ
X102.125.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ		дБ
X10.33.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ		дБ
X33.56.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ		дБ
X56.79.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ		дБ
X79.102.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ		дБ
X102.125.Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ		дБ

ФИГ. 21

ЗНАЧЕНИЯ CV ДЛЯ МОДЕЛИ СО СМЕШАННЫМИ ЭФФЕКТАМИ, УТРЕННИЕ ИЗМЕРЕНИЯ  
(ФИКСИРОВАННЫЕ ЭФФЕКТЫ: ВОЗРАСТ+ЗНАЧЕНИЕ ВМІ+ПОЛ)

2200

2200A



42/84

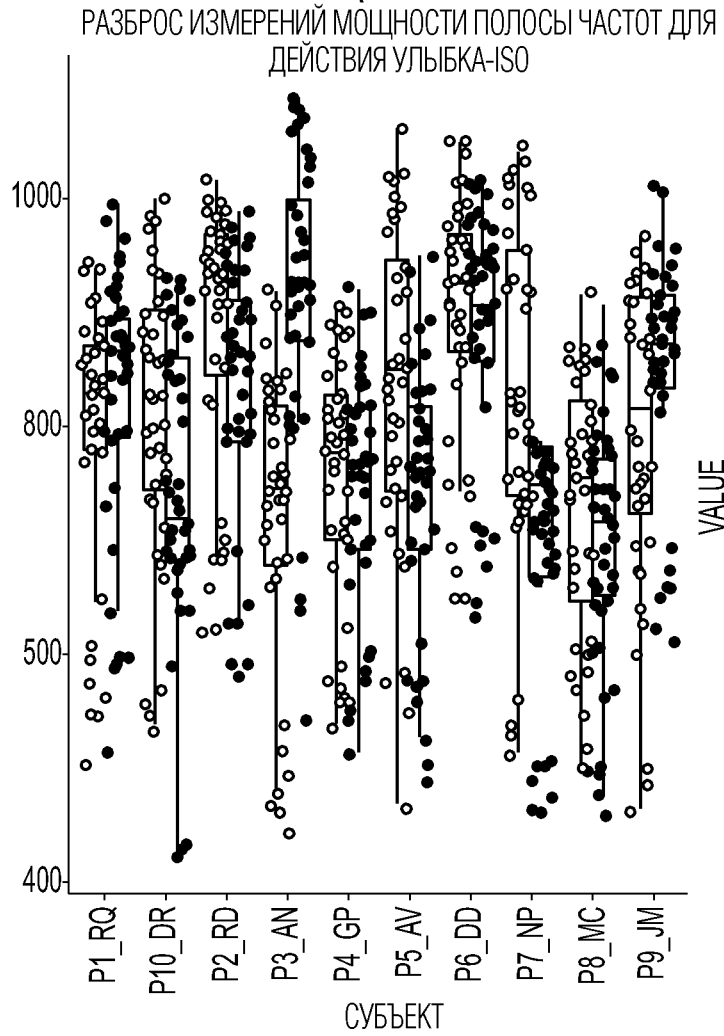
ФИГ. 22



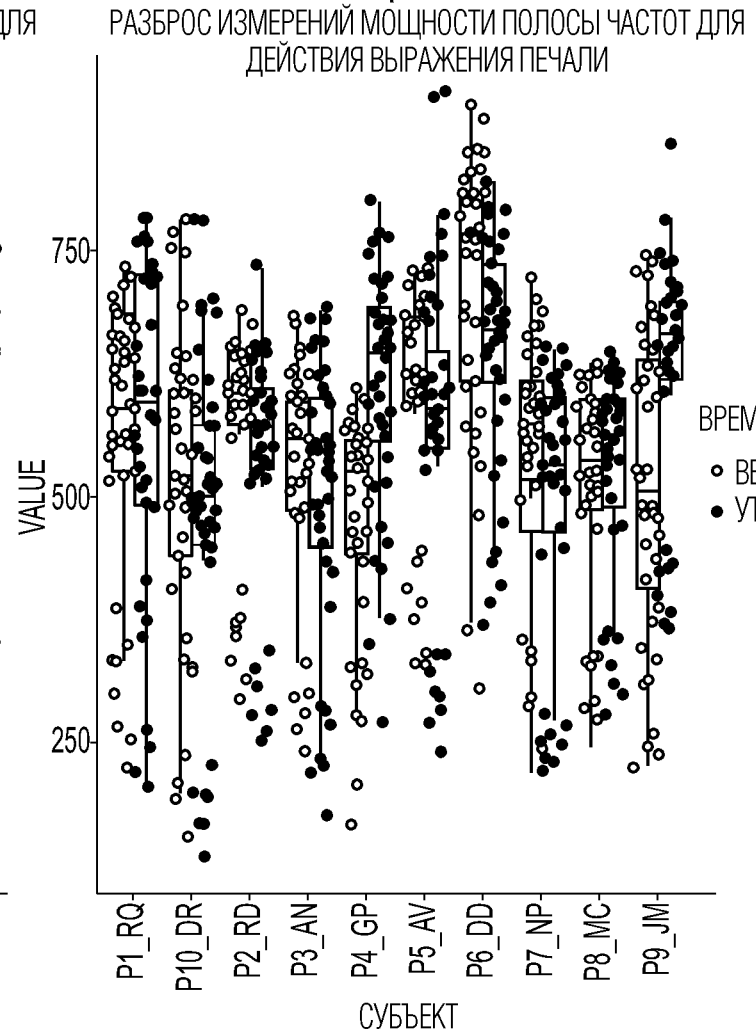
2300A

НАЗВАНИЕ ЗАДАНИЯ	AUC ПО НЕСКОЛЬКИМ КЛАССАМ
УЛЫБКА-ISO	1
УДИВЛЕНИЕ	1
ВЗГЛЯД ВВЕРХ	1
РЕЧЬ	1
ВЗГЛЯД ВЛЕВО ВБОК	0.938
ВЗГЛЯД ВПРАВО ВБОК	0.875
ГЛАЗ-ISO	0.75
ЧЕЛЮСТЬ	0.688
ГЛОТАНИЕ	0.625
ГЛАЗ	0.5
ВТЯГ. ЩЕК-ISO	0.312
ЖЕВАНИЕ	0.312
НАДУВ. ЩЕК-ISO	0.25
ГНЕВ	0.188
СМОРЩ.-ISO	0.062
ГРУСТЬ	0.062

2300B



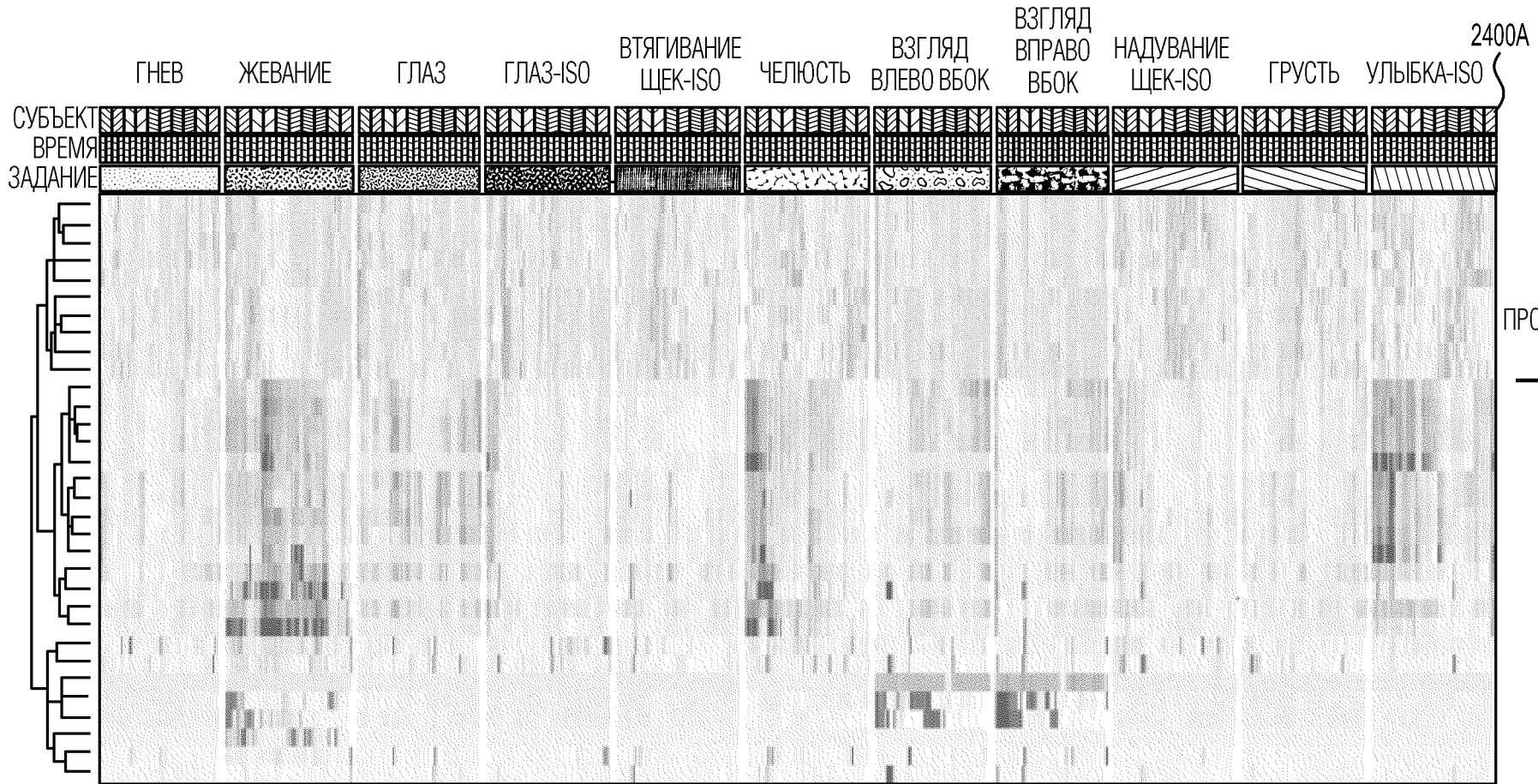
2300C



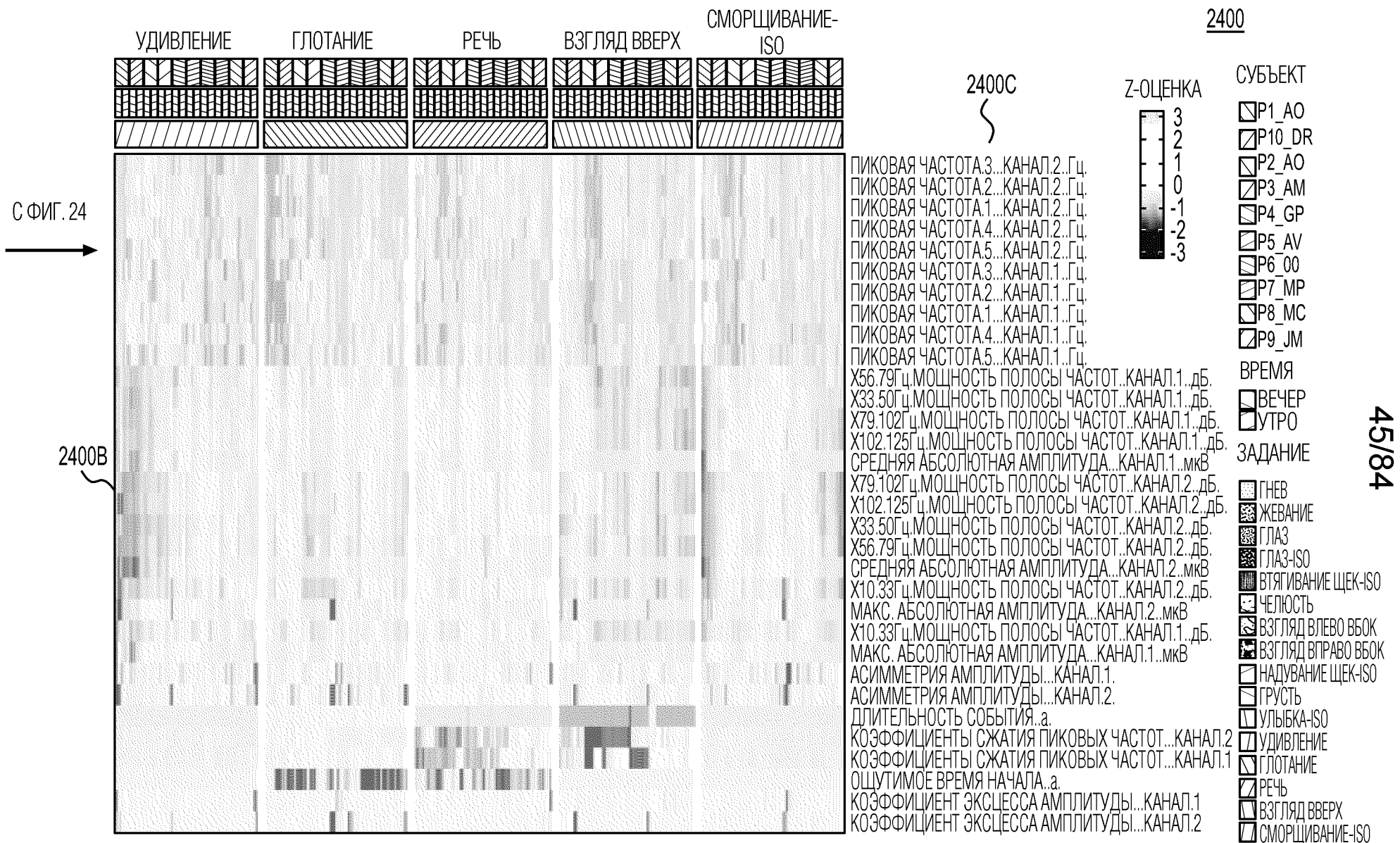
2300

ФИГ. 23

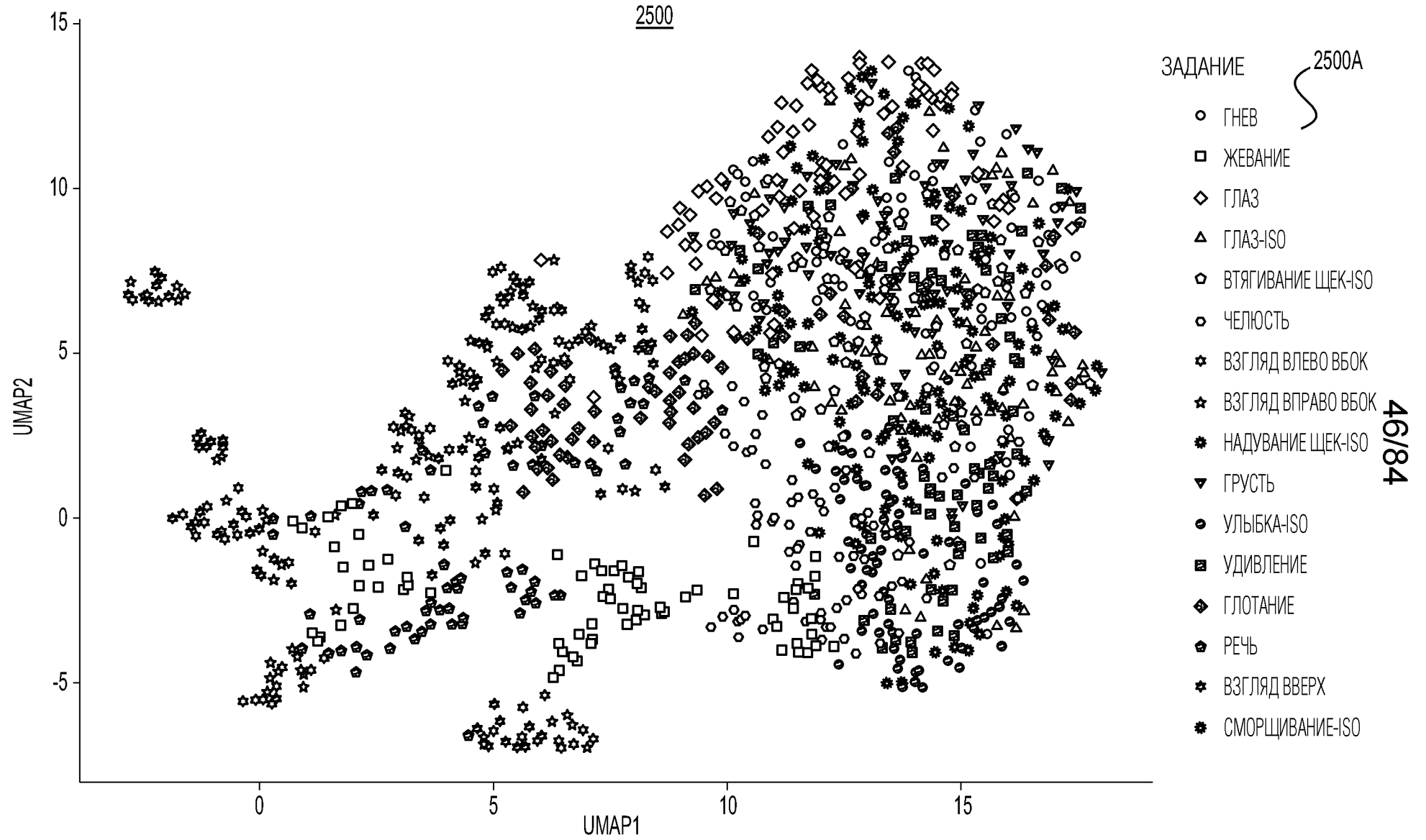
2400



ФИГ. 24

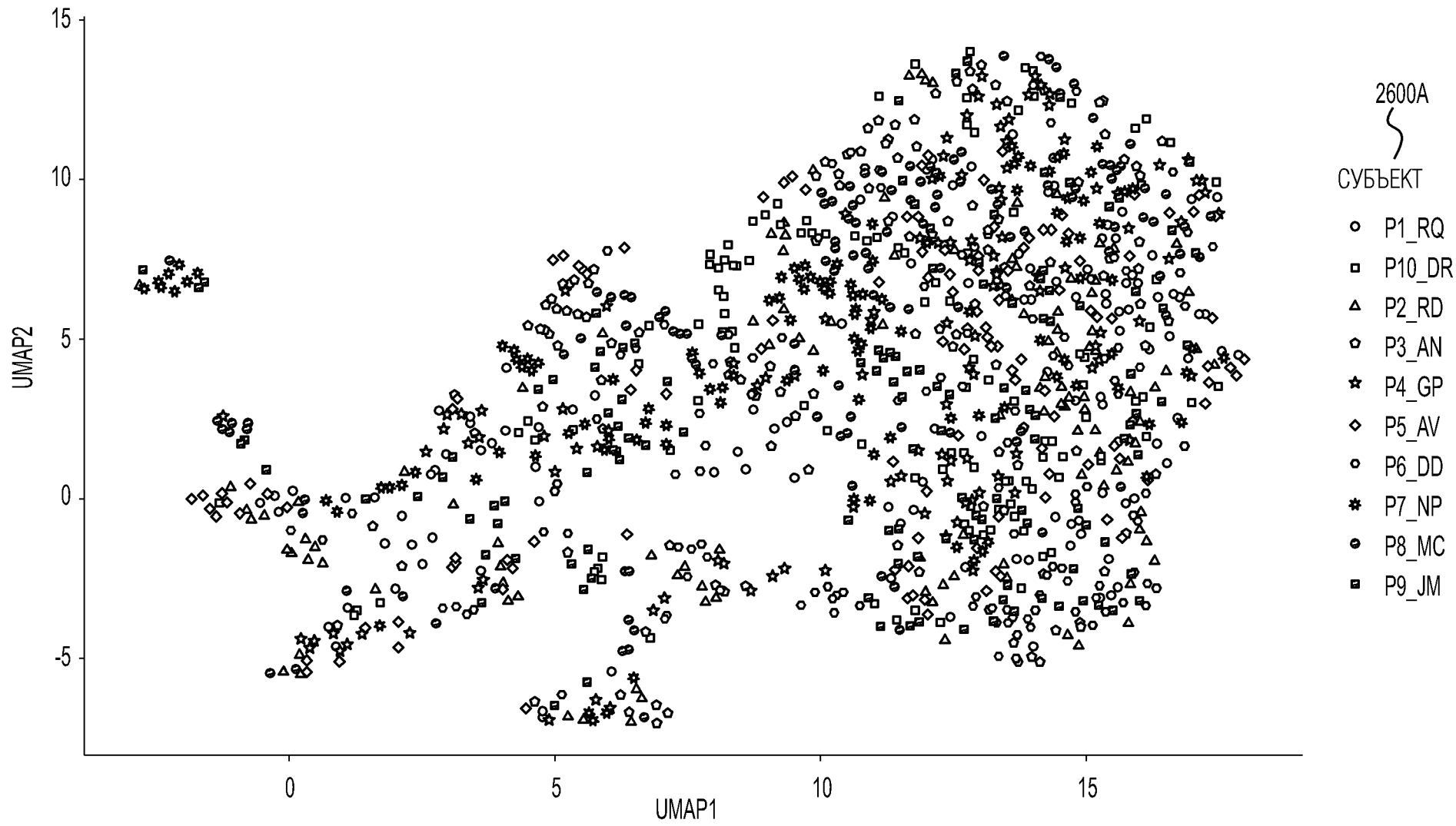


ФИГ. 24 (Продолжение 1)



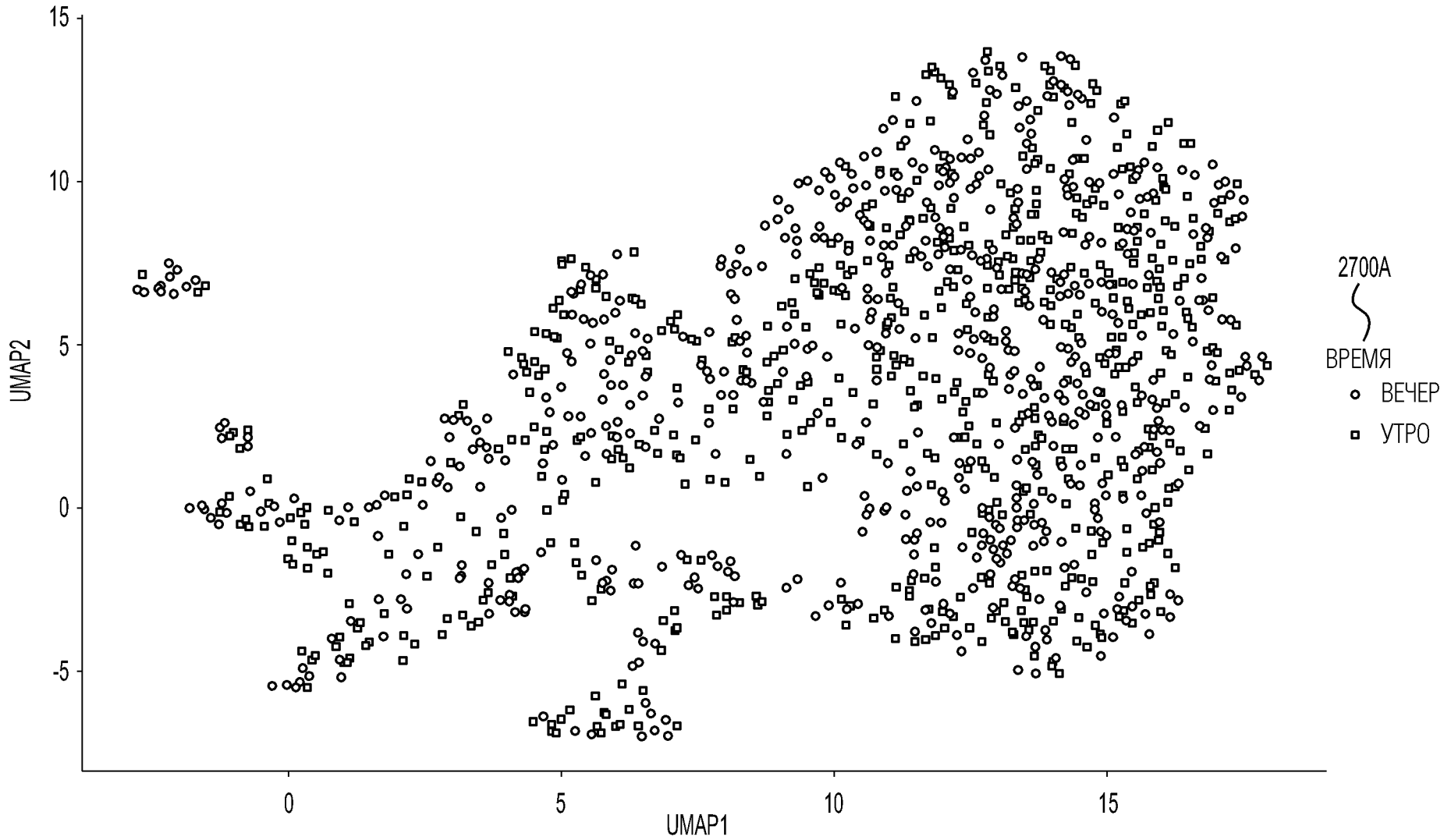
ФИГ. 25

2600



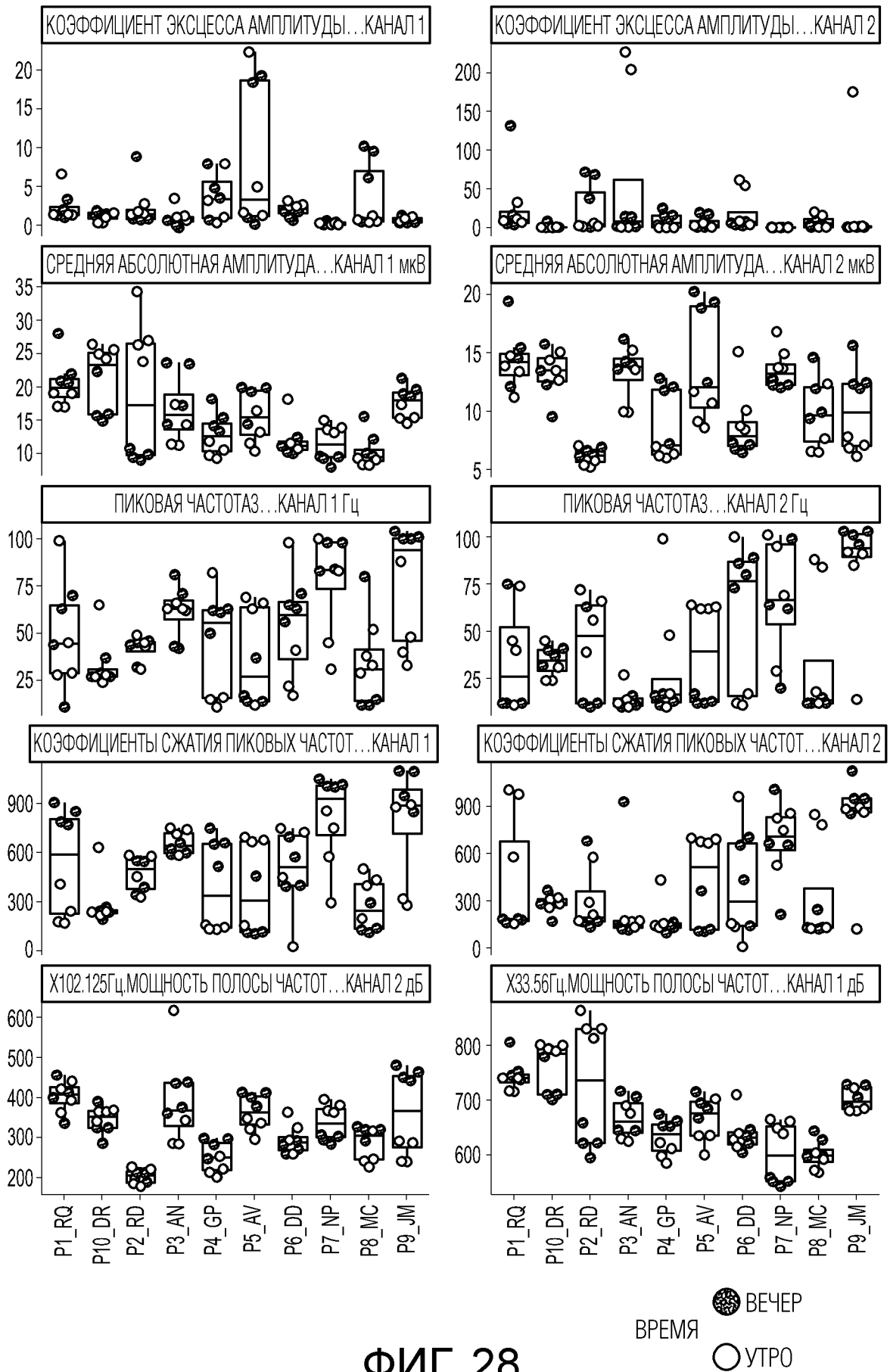
ФИГ. 26

2700

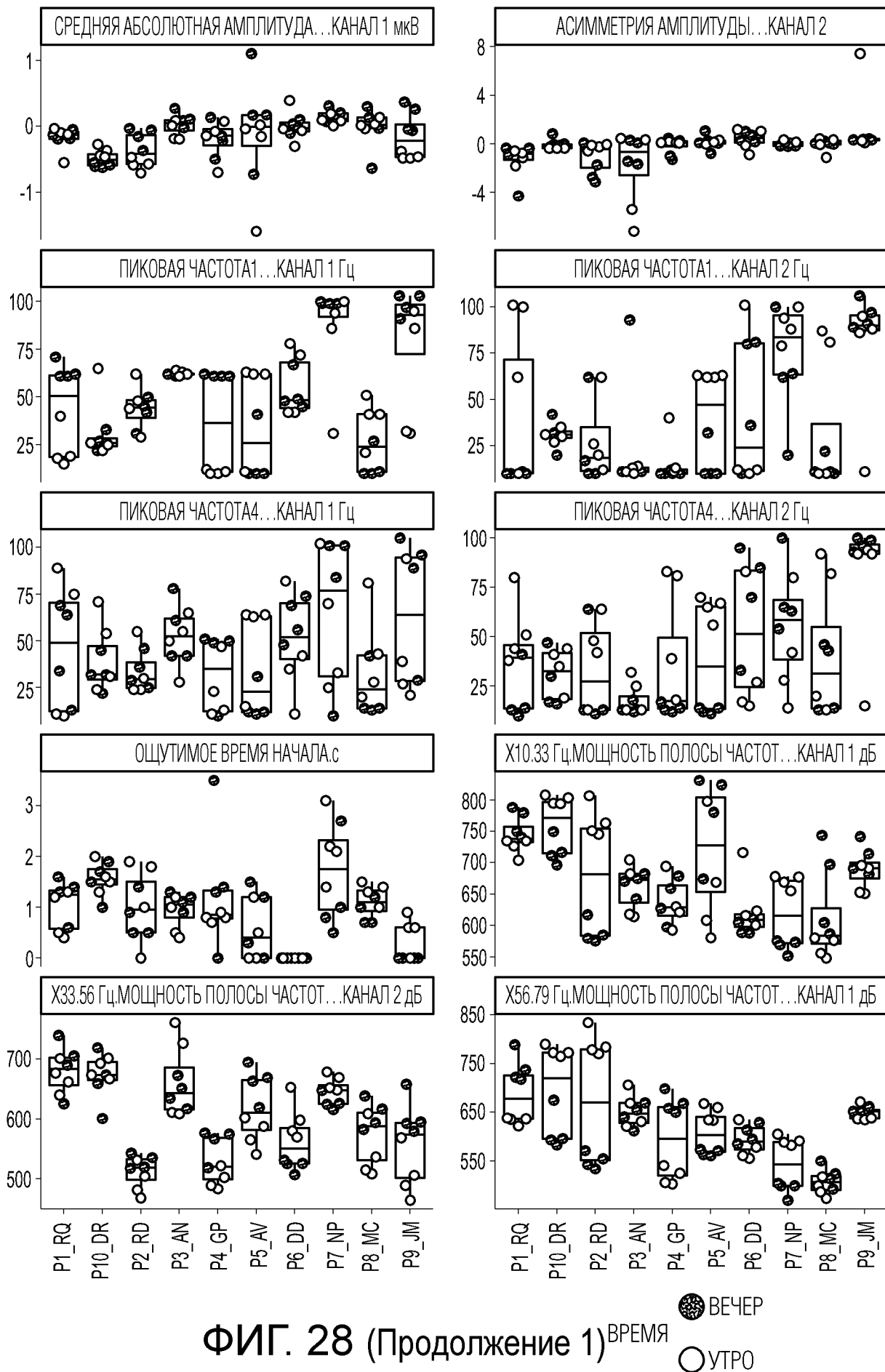


48/84

ФИГ. 27



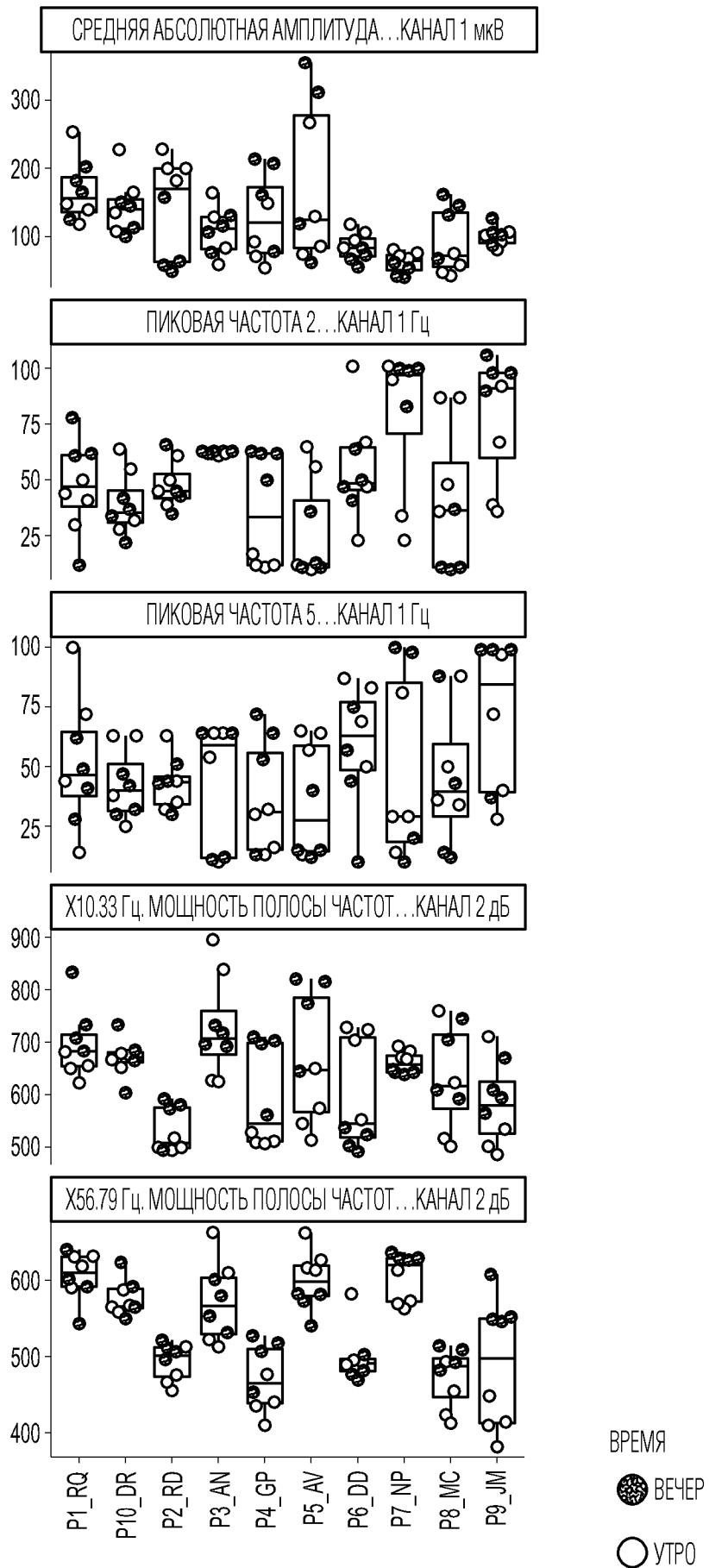
ФИГ. 28



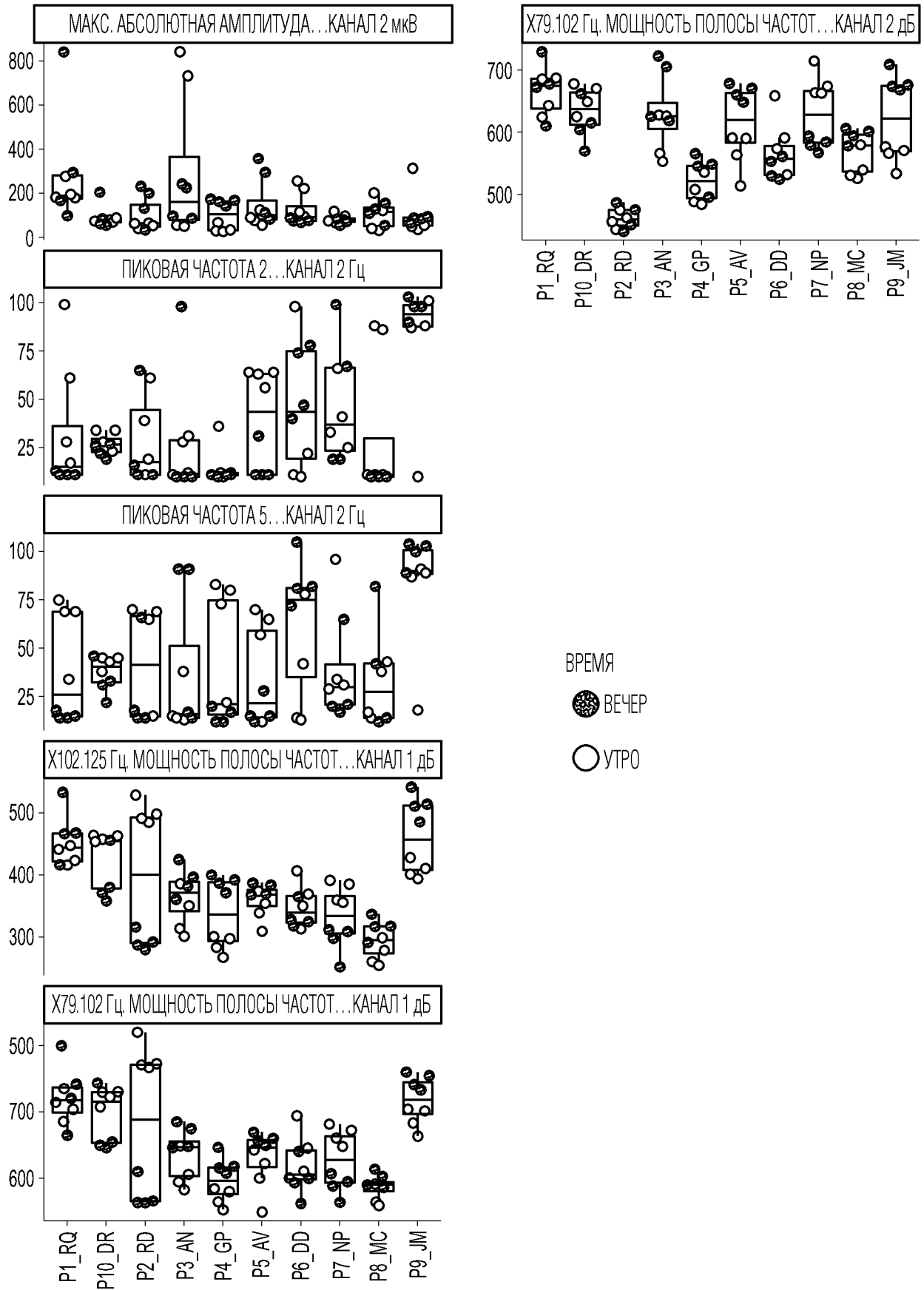
ФИГ. 28 (Продолжение 1) ВРЕМЯ

● ВЕЧЕР  
○ УТРО



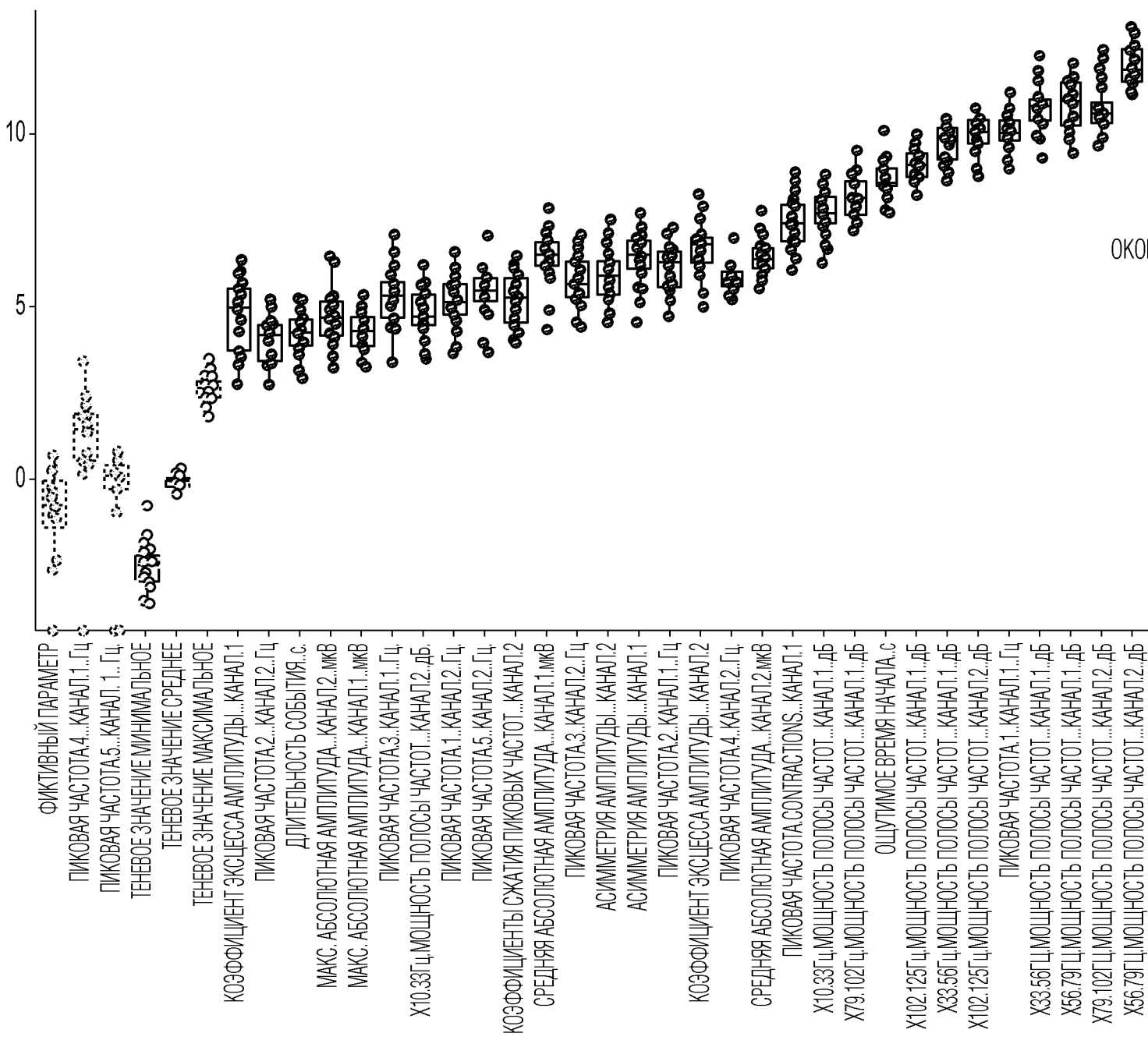


ФИГ. 28 (Продолжение 2)



ФИГ. 28 (Продолжение 3)

ЗНАЧИМОСТЬ ПО МЕТОДУ СЛУЧАЙНОГО ЛЕСА

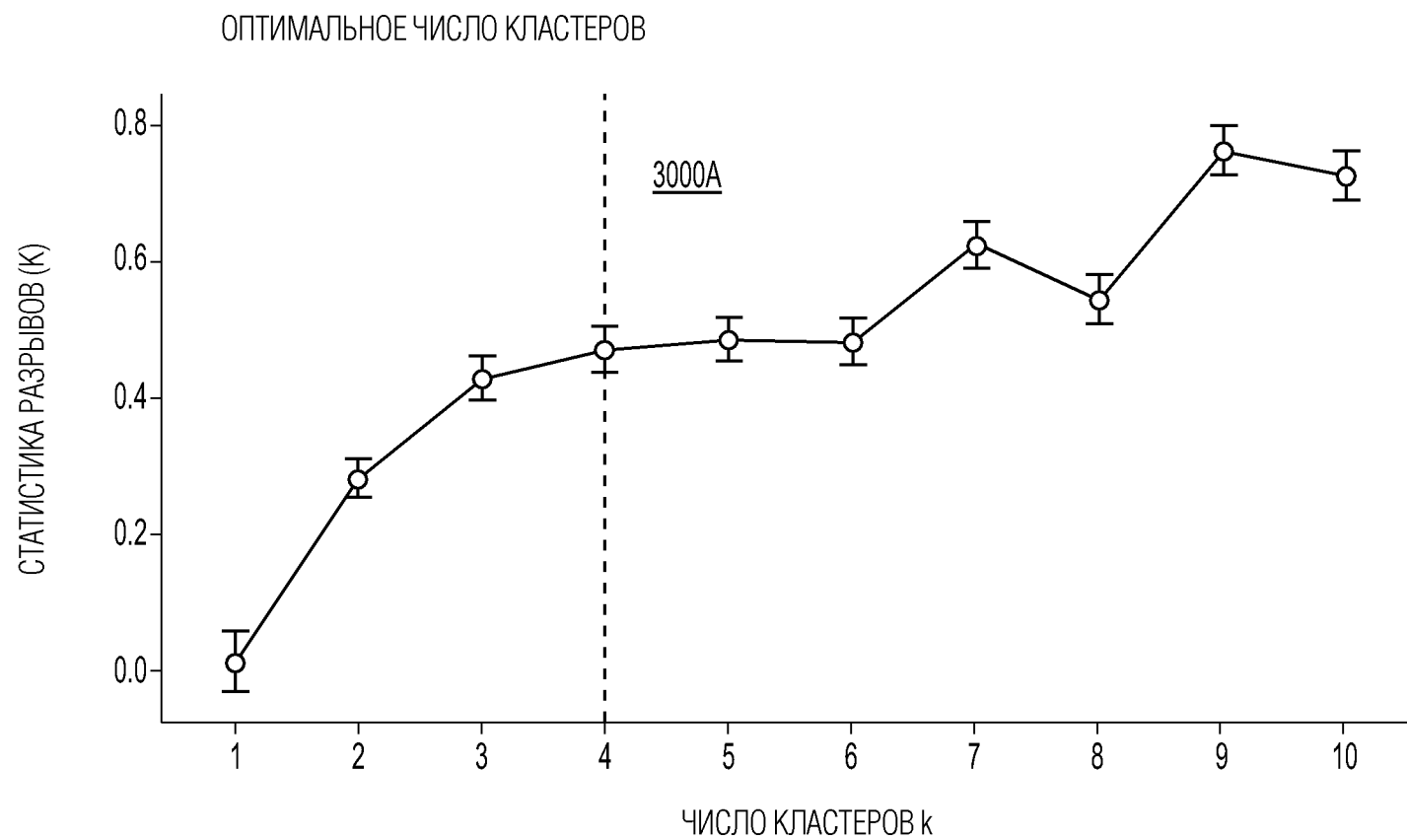


2900A

ОКОНЧАТЕЛЬНОЕ РЕШЕНИЕ

- ПОДТВЕРЖДЕННОЕ
- ОТБРОШЕННОЕ
- ТЕНЕВОЕ

ФИГ. 29

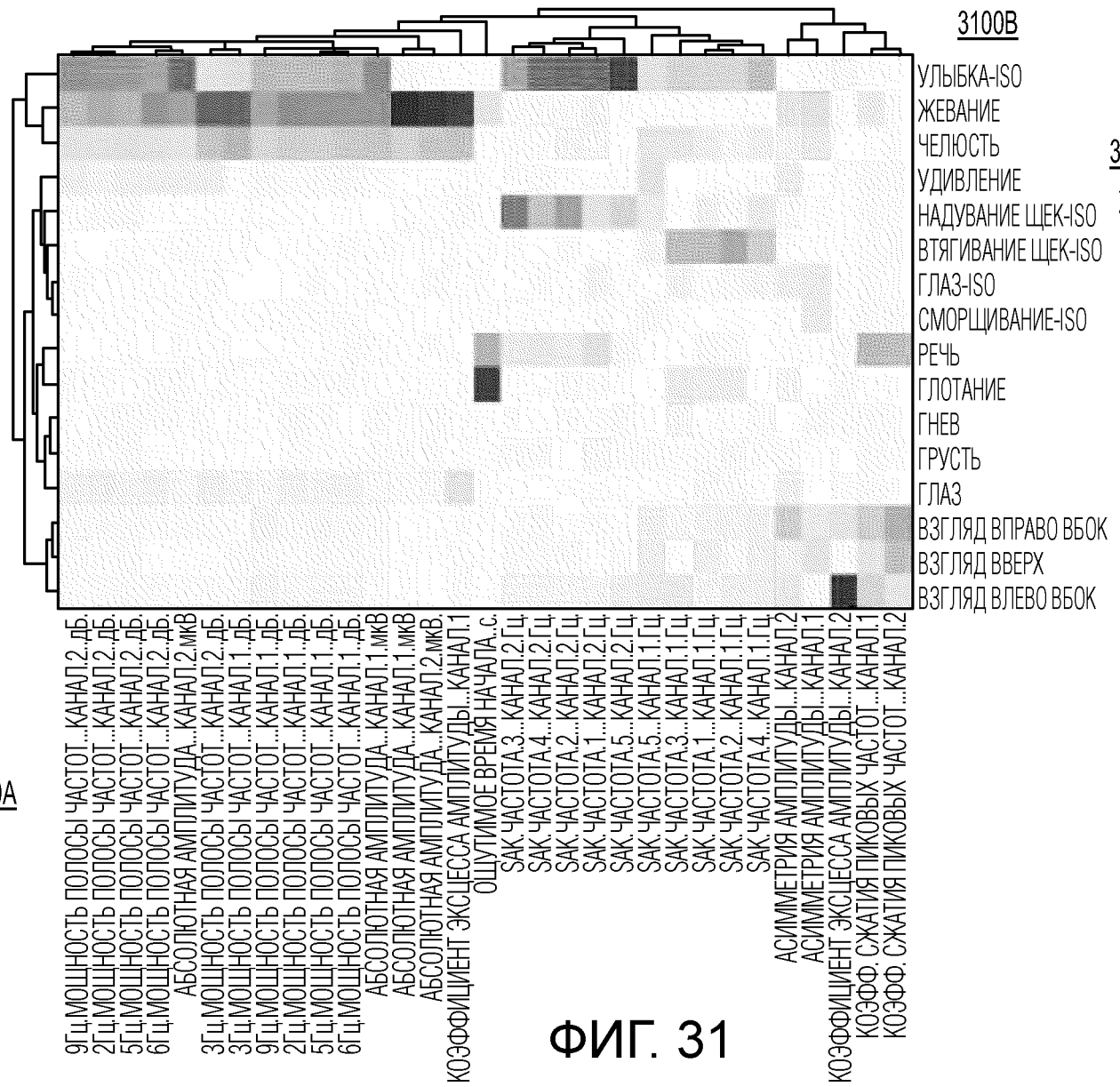


54/84

ФИГ. 30

Z-ОЦЕНКИ ДЛЯ СРЕДНЕГО ЗНАЧЕНИЯ ПО ЗАДАНИЯМ УТРОМ

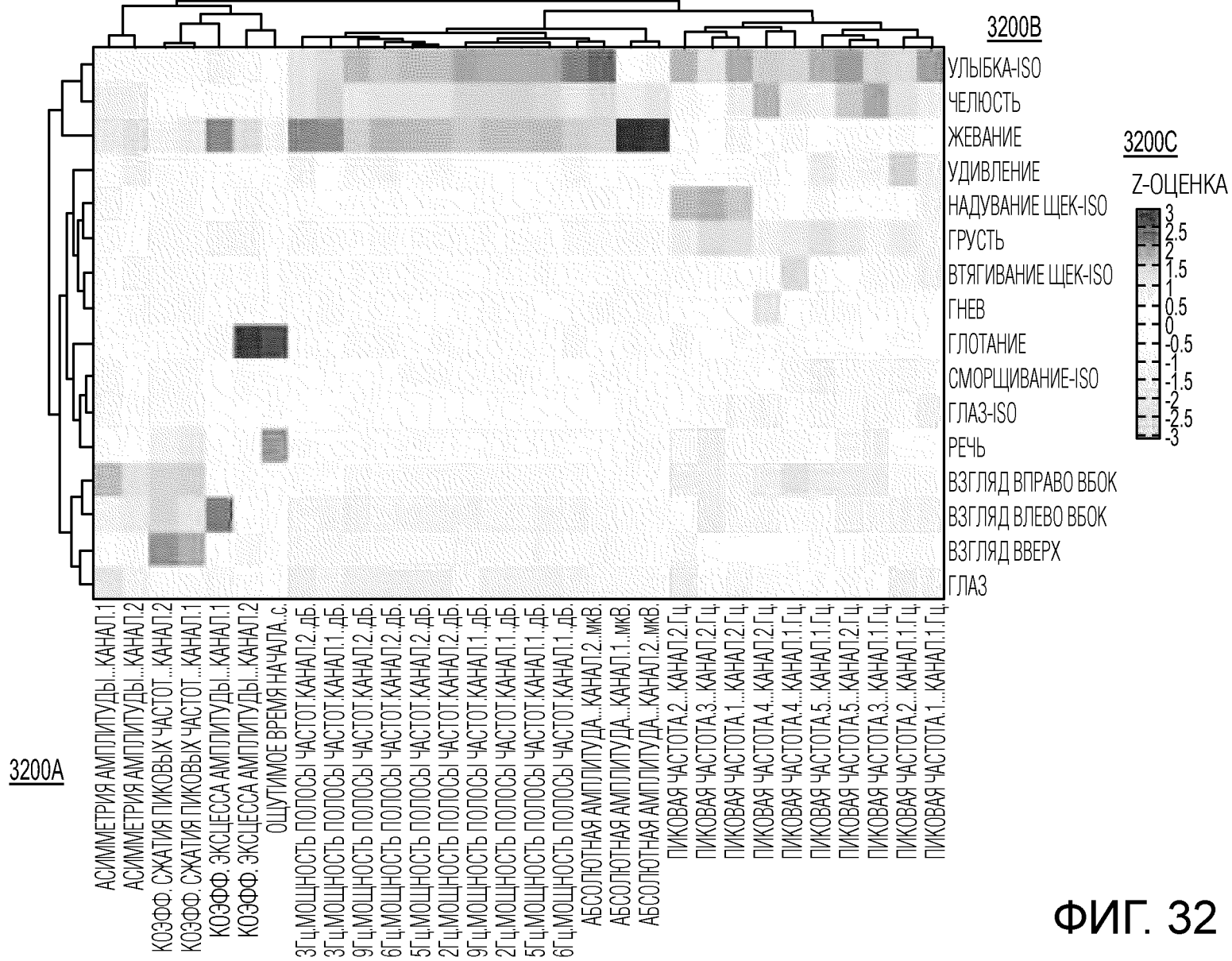
3100A



ФИГ. 31

Z-ОЦЕНКИ ДЛЯ СРЕДНЕГО ЗНАЧЕНИЯ ПО ЗАДАНИЯМ УТРОМ

3200



56/84

ФИГ. 32

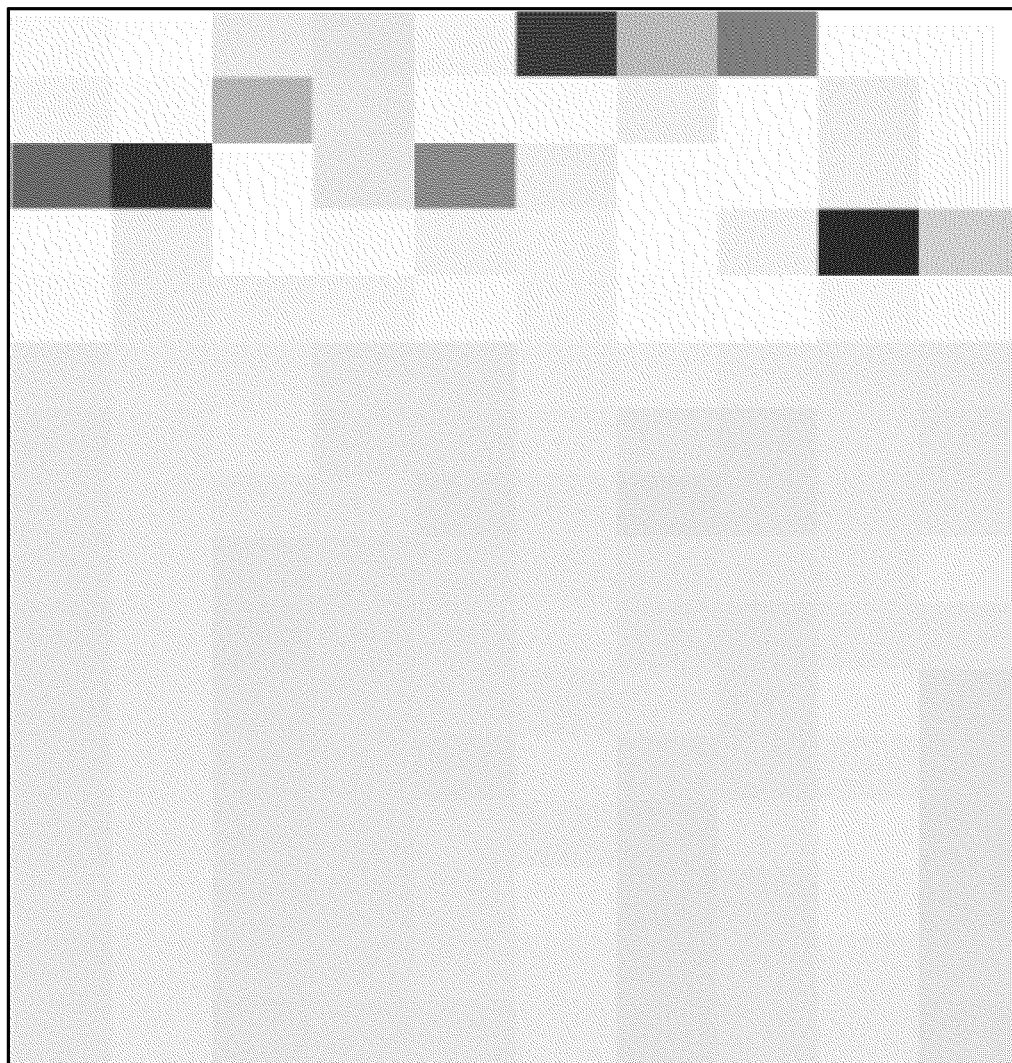
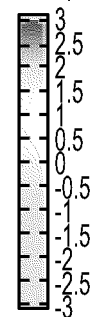
3300

Z-ОЦЕНКИ ДЛЯ LOOCV ПО ЗАДАНИЯМ

3300B

3300C

Z-ОЦЕНКА



ВЗГЛЯД ВПРАВО ВБОК  
ВЗГЛЯД ВЛЕВО ВБОК  
ВЗГЛЯД ВВЕРХ  
ЖЕВАНИЕ  
РЕЧЬ  
ГЛОТАНИЕ  
ЧЕЛЮСТЬ  
УЛЫБКА-ISO  
НАДУВАНИЕ ЩЕК-ISO  
УДИВЛЕНИЕ  
СМОРЩИВАНИЕ-ISO  
ВТЯГИВАНИЕ ЩЕК-ISO  
ГЛАЗ-ISO  
ГЛАЗ  
ГРУСТЬ  
ГНЕВ

3300A

PB\_MC P2\_RD P5\_AV P7\_NP P4\_CP P9\_JM P1\_RQ P8\_DD P10\_DR P3\_AN

ФИГ. 33

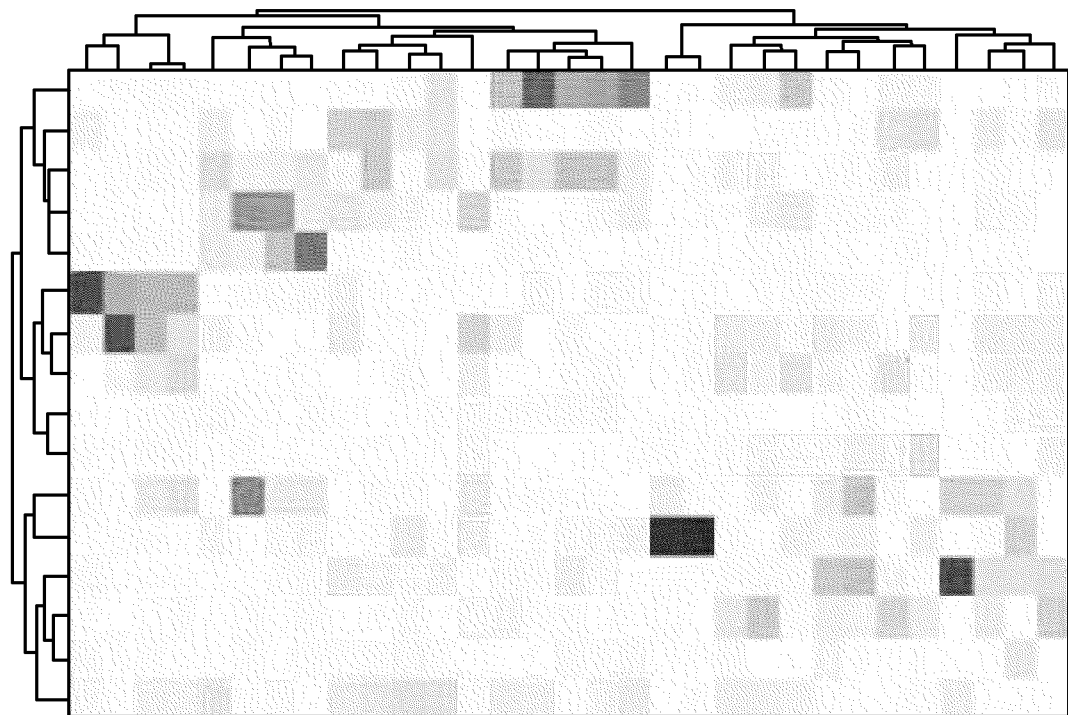
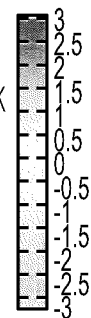
3400

Z-ОЦЕНКИ ДЛЯ СТАНДАРТНОГО ОТКЛОНЕНИЯ (SD) ПО ЗАДАНИЯМ УТРОМ

3400B

3400C

Z-ОЦЕНКА



- СМОРЩИВАНИЕ-ISO
- НАДУВАНИЕ ЩЕК-ISO
- УДИВЛЕНИЕ
- ЧЕЛЮСТЬ
- УЛЫБКА-ISO
- ВЗГЛЯД ВПРАВО ББОК
- ВЗГЛЯД ВЛЕВО ББОК
- ВЗГЛЯД ВВЕРХ
- ГРУСТЬ
- ГНЕВ
- ЖЕВАНИЕ
- ГЛАЗ
- ГЛОТАНИЕ
- ГЛАЗ-ISO
- ВТЯГИВАНИЕ ЩЕК-ISO
- РЕЧЬ

3400A

- АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ2
- КОЭФФ. ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ2
- КОЭФФ. СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ1
- КОЭФФ. СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ2
- 3Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ.КАНАЛ1..дБ.
- АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ1..мкВ.
- АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ1..мкВ.
- АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ2..мкВ.
- 9Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ1..дБ.
- 6Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ1..дБ.
- 5Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ1..дБ.
- 2Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ1..дБ.
- АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ2..мкВ.
- 5Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ2..дБ.
- 2Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ1..дБ.
- 9Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ1..дБ.
- 3Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ1..дБ.
- 3Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ1..дБ.
- КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ1
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ1..Гц.
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ1..Гц.
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ1..Гц.
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ2..Гц.
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ2..Гц.
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ1..Гц.
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ1..Гц.
- ОЩУТИМОЕ ВРЕМЯ НАЧАЛА.с.
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ2..Гц.
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ2..Гц.
- ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ2..Гц.

58/84

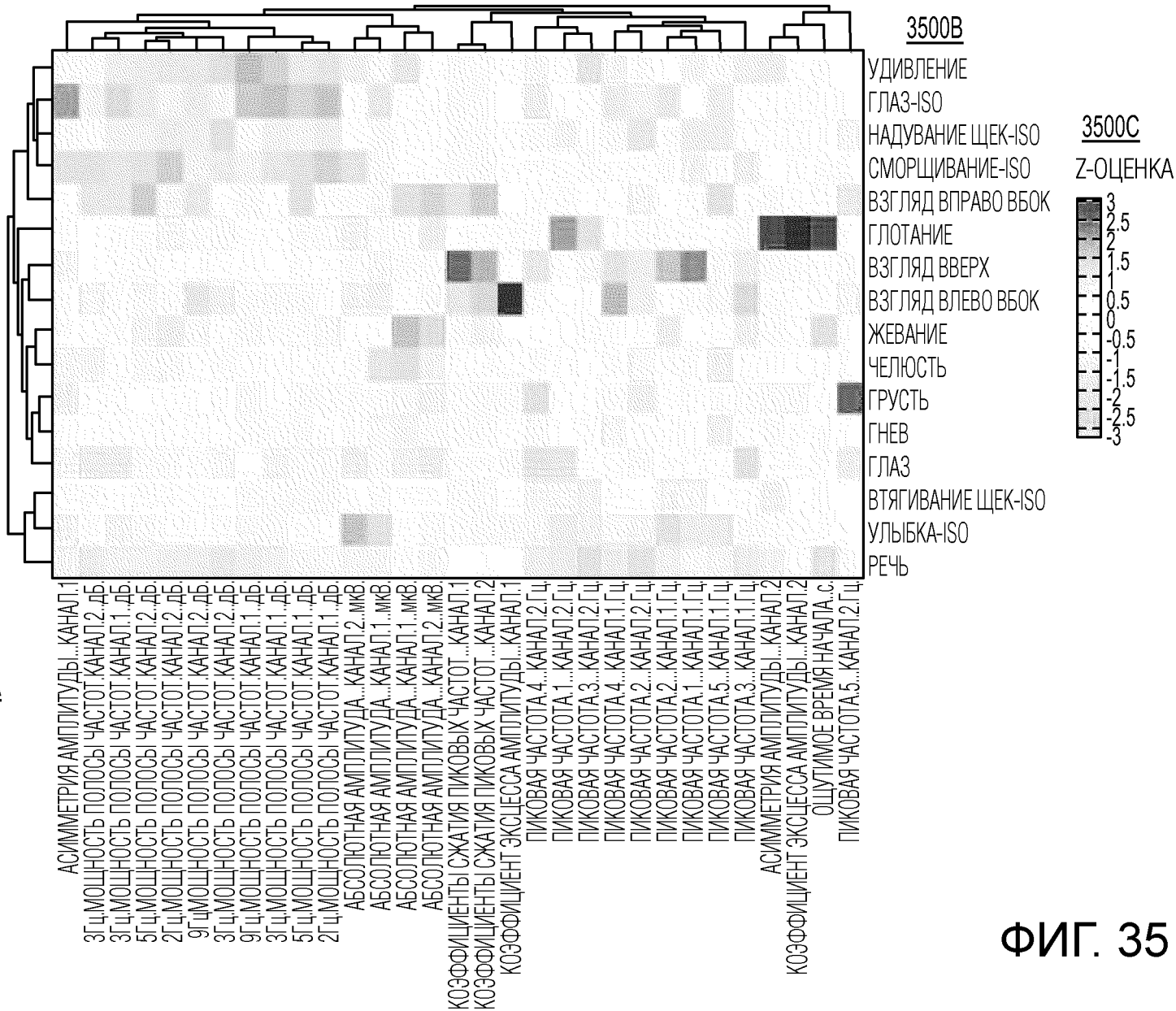
ФИГ. 34



3500

Z-ОЦЕНКИ ДЛЯ СТАНДАРТНОГО ОТКЛОНЕНИЯ (SD) ПО ЗАДАНИЯМ ВЕЧЕРОМ

3500A



59/84

ФИГ. 35

ЗНАЧЕНИЯ CV ДЛЯ МОДЕЛИ СО СМЕШАННЫМИ ЭФФЕКТАМИ ПРИ ВЕЧЕРНИХ ИЗМЕРЕНИЯХ  
(ФИКСИРОВАННЫЕ ЭФФЕКТЫ: ВОЗРАСТ+ЗНАЧЕНИЕ ВМІ+ПОЛ)

3600

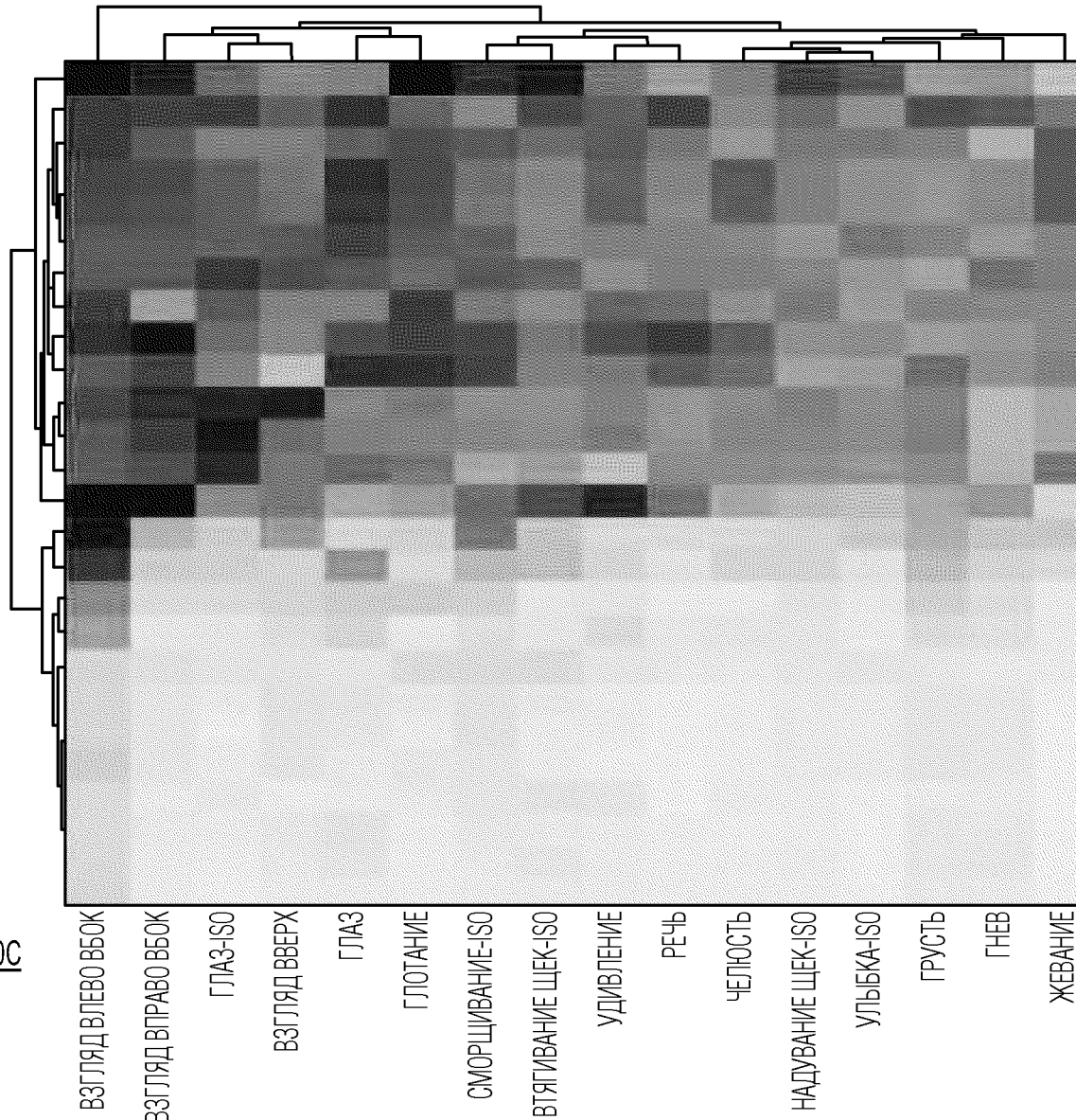
3600A

3600B



60/84

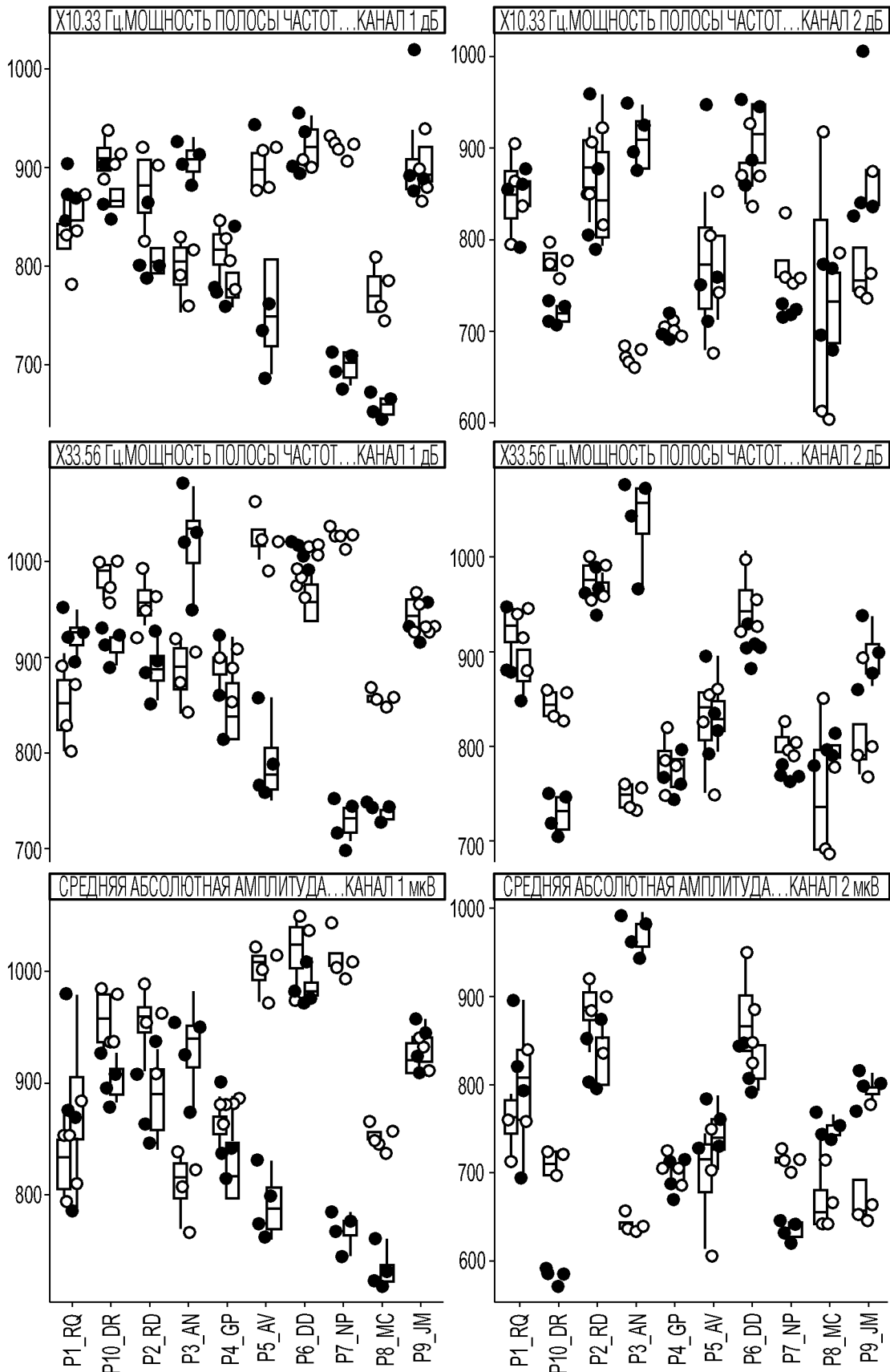
3600C



МАКСИМАЛЬНАЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2..мкВ.  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА. 5...КАНАЛ.2..Гц.  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА. 4...КАНАЛ.2..Гц.  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА. 1...КАНАЛ.2..Гц.  
КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2.  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА. 3...КАНАЛ.1..Гц.  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА. 5...КАНАЛ.1..Гц.  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА. 4...КАНАЛ.1..Гц.  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.2..Гц.  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА. 2...КАНАЛ.2..Гц.  
КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.1..Гц.  
ПИКОВАЯ ЧАСТОТА. 2...КАНАЛ.1..Гц.  
МАКС. АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1..мкВ.  
СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2..мкВ.  
СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1..мкВ.  
X102.120Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
X102.120Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ.  
X10.99Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
X33.56Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
X79.102Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
X58.79Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2..дБ.  
X10.93Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ.  
X79.102Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ.  
X33.56Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ.  
X56.75Гц,МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1..дБ.

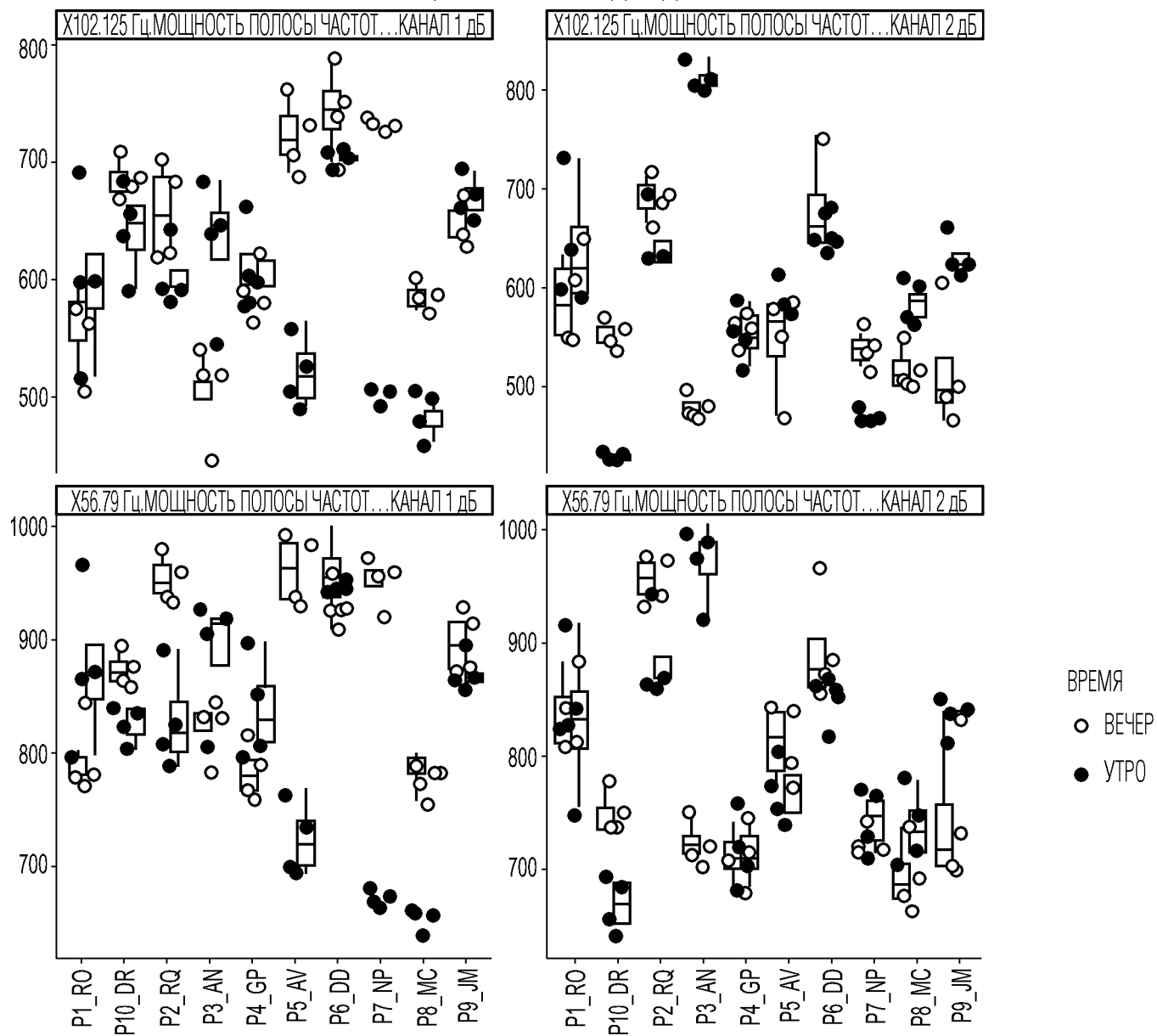
ФИГ. 36

РАЗБРОС ИЗМЕРЕНИЙ МОЩНОСТИ ПОЛОСЫ ДЛЯ ДЕЙСТВИЯ УЛЫБКА-ISO ВРЕМЯ ○ ВЕЧЕР ● УТРО



ФИГ. 37

## РАЗБРОС ИЗМЕРЕНИЙ МОЩНОСТИ ПОЛОСЫ ДЛЯ ДЕЙСТВИЯ УЛЫБКА-ISO



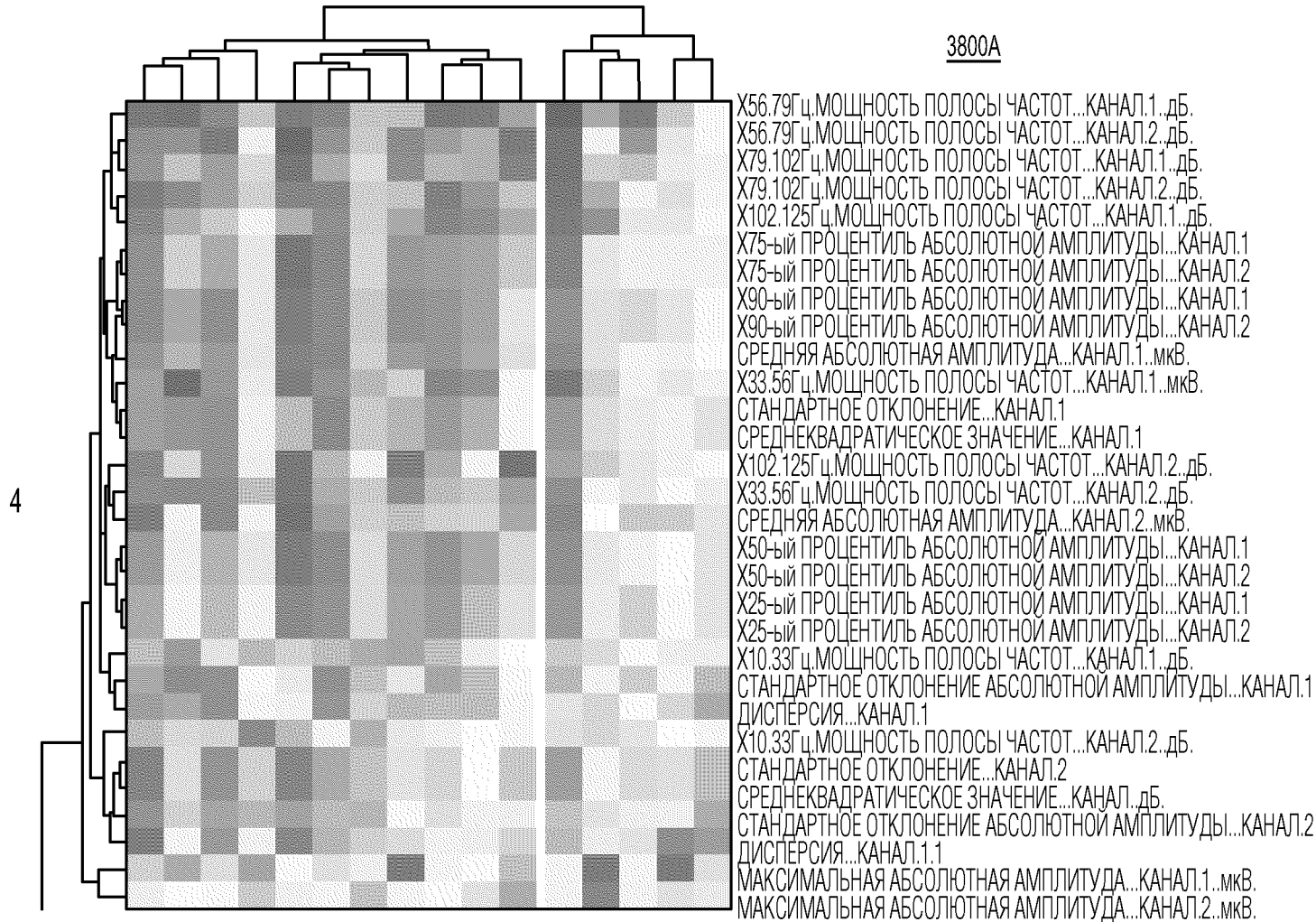
ФИГ. 37  
(Продолжение 1)

ТЕПЛОВАЯ КАРТА КЛАСТЕРОВ ИСС ДЛЯ ВЕЧЕРНИХ ИЗМЕРЕНИЙ  
(ФИКСИРОВАННЫЕ ЭФФЕКТЫ: ВОЗРАСТ+ЗНАЧЕНИЕ ВМИ+ПОЛ)

3800

3800A

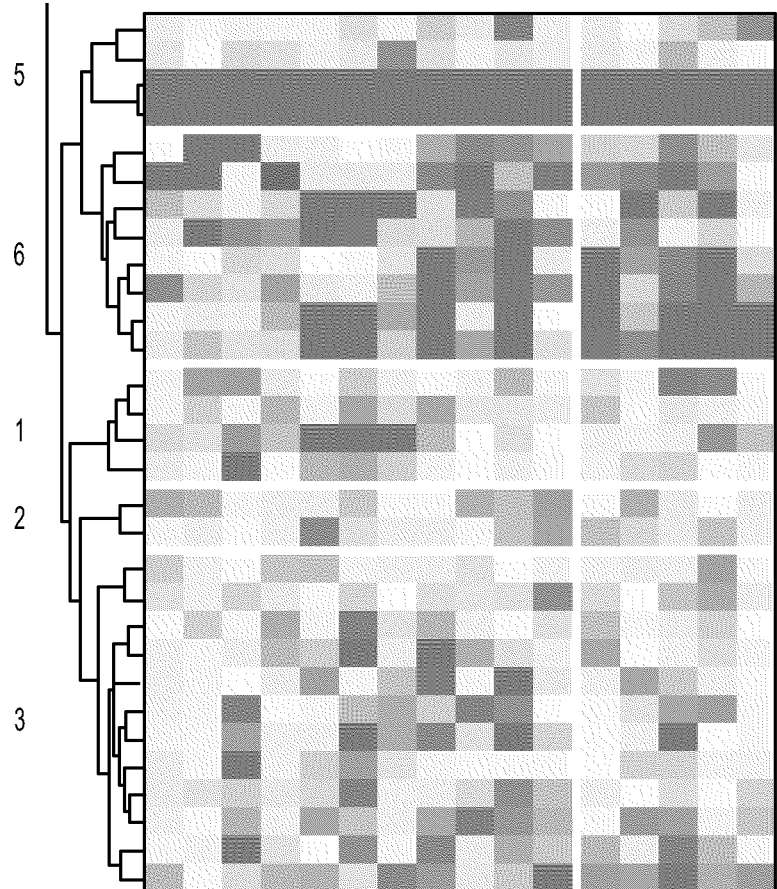
3800B



↓ К ПРОДОЛЖЕНИЮ 1  
ФИГ. 38

ФИГ. 38

3800D

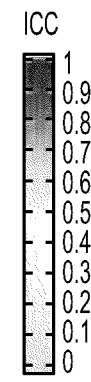


3800C

НАДУВАНИЕ ЩЕК-ISO  
 ЖЕВАНИЕ  
 ЧЕЛЮСТЬ  
 ГНЕВ  
 УДИВЛЕНИЕ  
 УЛЫБКА-ISO  
 ГРУСТЬ  
 РЕЧЬ  
 СМОРЩИВАНИЕ-ISO  
 ГЛОТАНИЕ  
 ВТЯГИВАНИЕ ЩЕК-ISO  
 ГЛАЗ-ISO  
 ВЗГЛЯД ВЛЕВО ВБОК  
 ГЛАЗ  
 ВЗГЛЯД ВВЕРХ  
 ВЗГЛЯД ВПРАВО ВБОК

ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛЮЧЕНИЕМ ТРЕНДА...КАНАЛ.1  
 ПАРАМЕТР ФЛУКТУАЦИИ ХЕРСТА С ИСКЛЮЧЕНИЕМ ТРЕНДА...КАНАЛ.2  
 ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ.1  
 ФРАКТАЛЬНАЯ РАЗМЕРНОСТЬ ПЕТРОСЯНА...КАНАЛ.2  
 СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.1  
 КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2  
 КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1  
 СПЕКТРАЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.2  
 НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ.1  
 ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ.ЗНАК...КАНАЛ.1  
 НАЧАЛЬНОЕ ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ ОГРАНИЧЕННОЕ...КАНАЛ.2  
 ОТКЛОНЕНИЕ ЭОГ.ЗНАК...КАНАЛ.2  
 ПРИБЛИЗИТЕЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.1  
 КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1  
 ПРИБЛИЗИТЕЛЬНАЯ ЭНТРОПИЯ...КАНАЛ.2  
 КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2  
 АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1  
 АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2  
 ЧАСТОТА ПЕРЕХОДОВ ЧЕРЕЗ НОЛЬ...КАНАЛ.1  
 ЧАСТОТА ПЕРЕХОДОВ ЧЕРЕЗ НОЛЬ...КАНАЛ.2  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.1.Гц  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.1.Гц  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.1.Гц  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.2.Гц  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.1.Гц  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.2.Гц  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.2.Гц  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.2.Гц  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.1.Гц  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.2.Гц

3800B

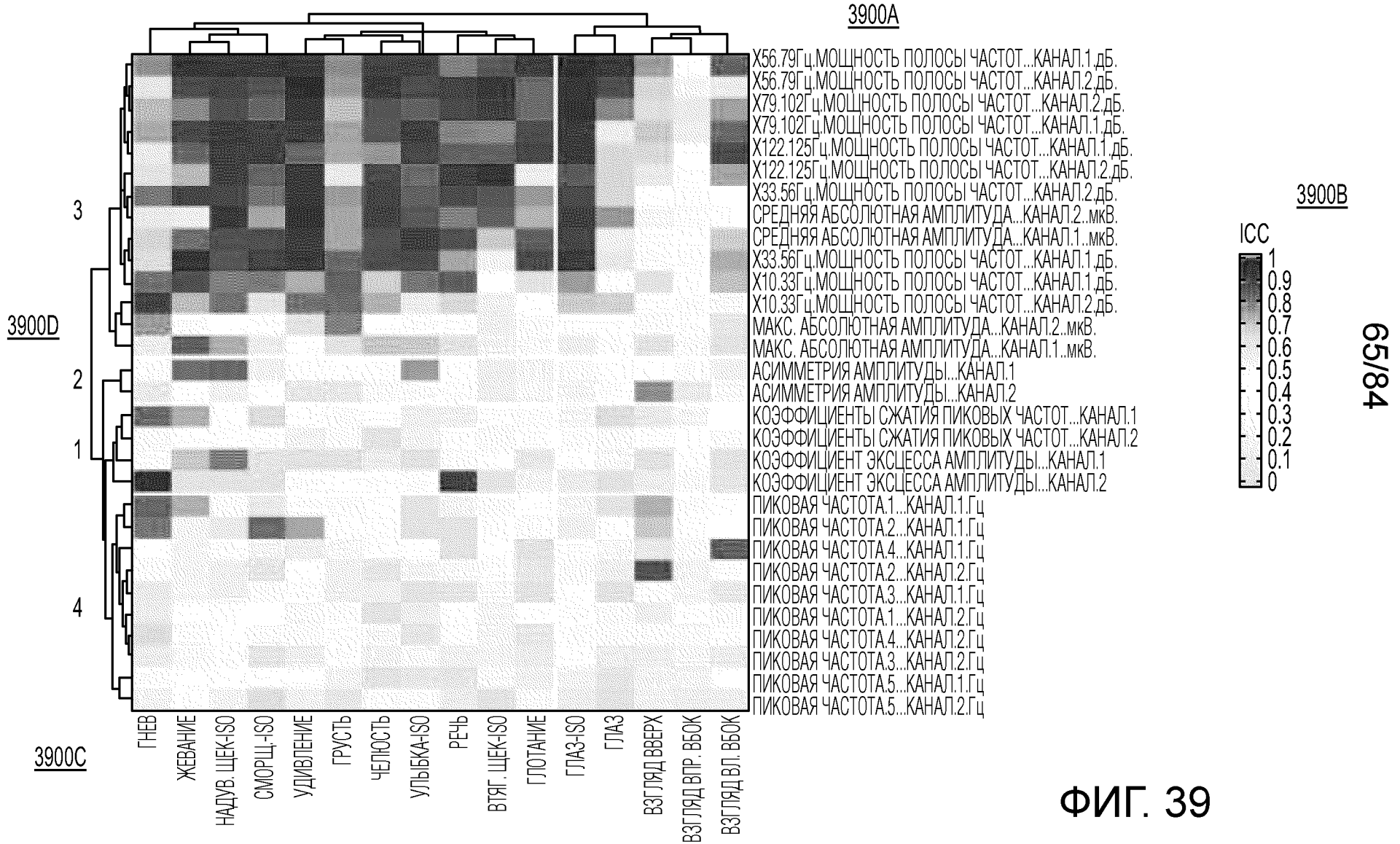


64/84

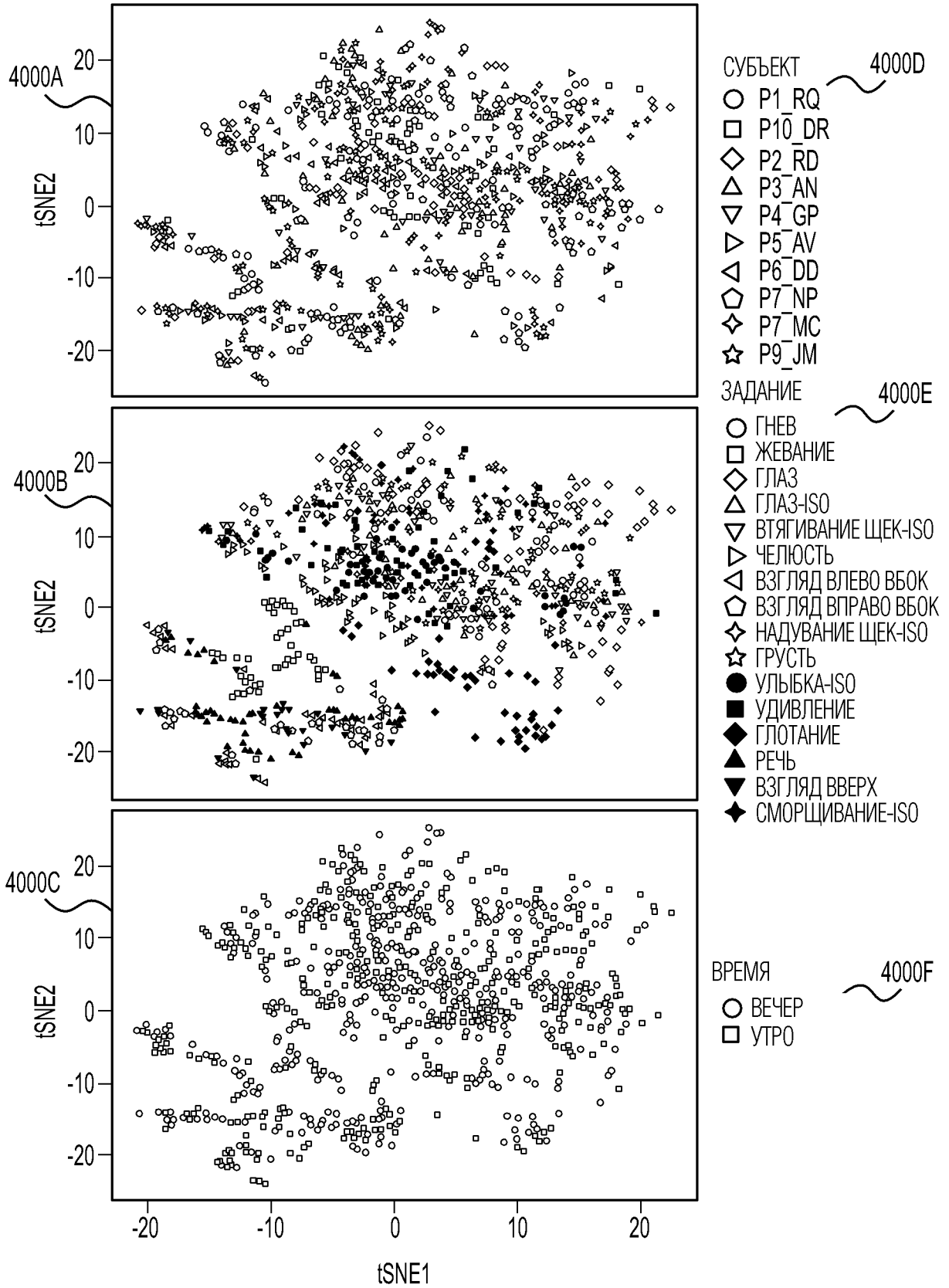
ФИГ. 38 (Продолжение 1)

ЗНАЧЕНИЯ ИСС ПО КЛАСТЕРАМ ДЛЯ МОДЕЛИ СО СМЕШАННЫМИ ЭФФЕКТАМИ, ВЕЧЕРНИЕ ИЗМЕРЕНИЯ  
 4 КЛАСТЕРА  
 (ФИКСИРОВАННЫЕ ЭФФЕКТЫ: ВОЗРАСТ+ЗНАЧЕНИЕ ВМИ+ПОЛ)

3900

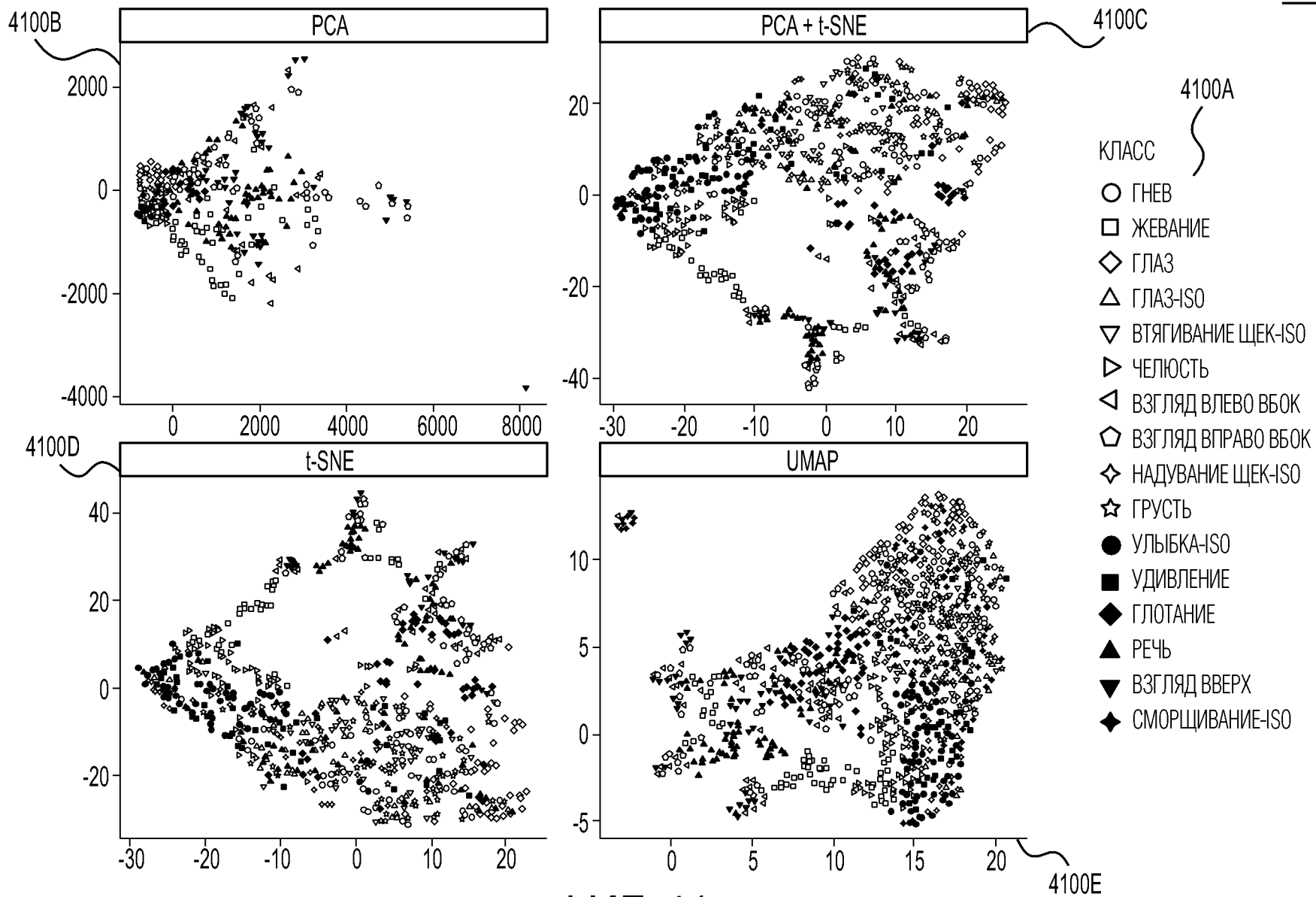


ФИГ. 39



ФИГ. 40

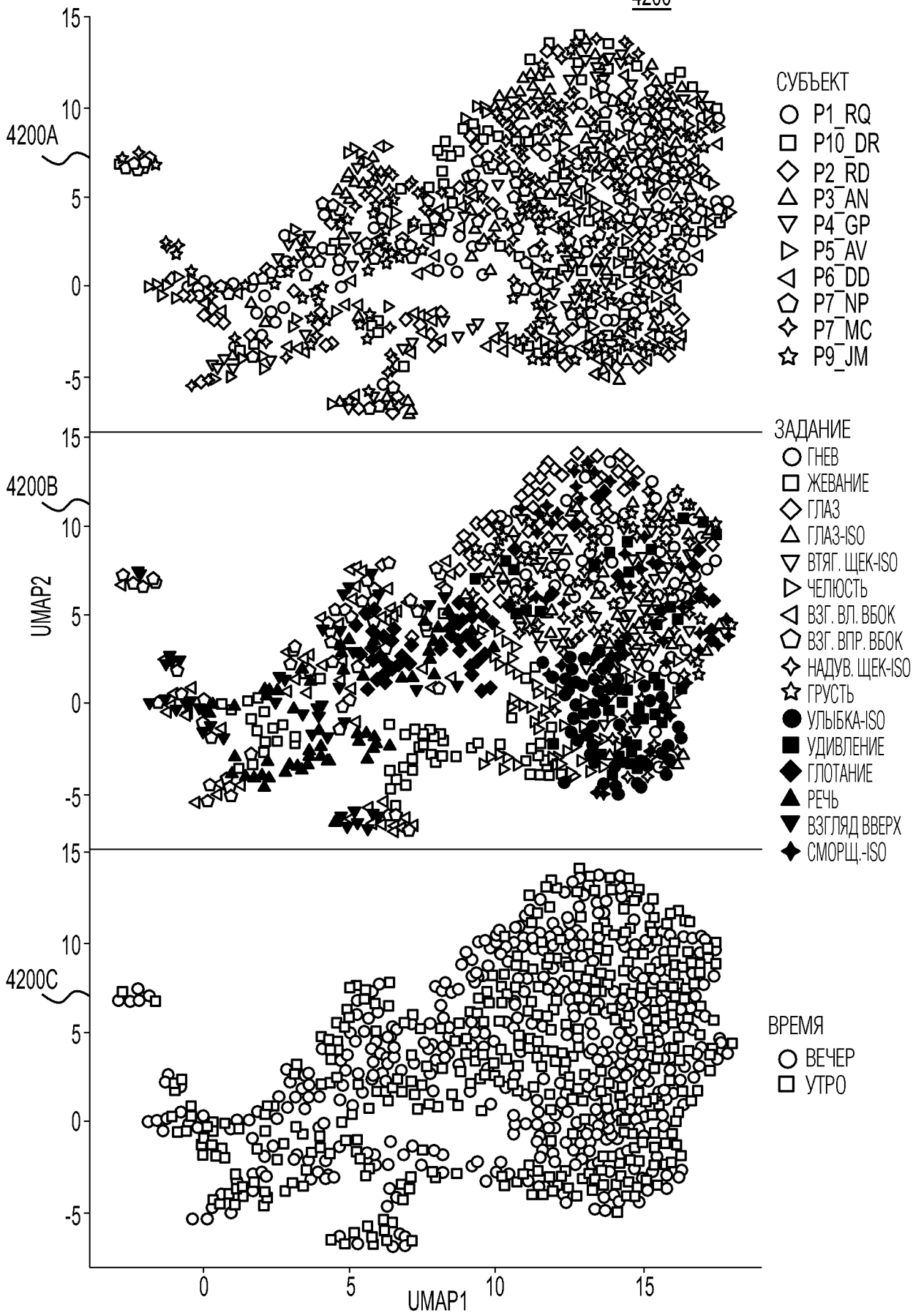




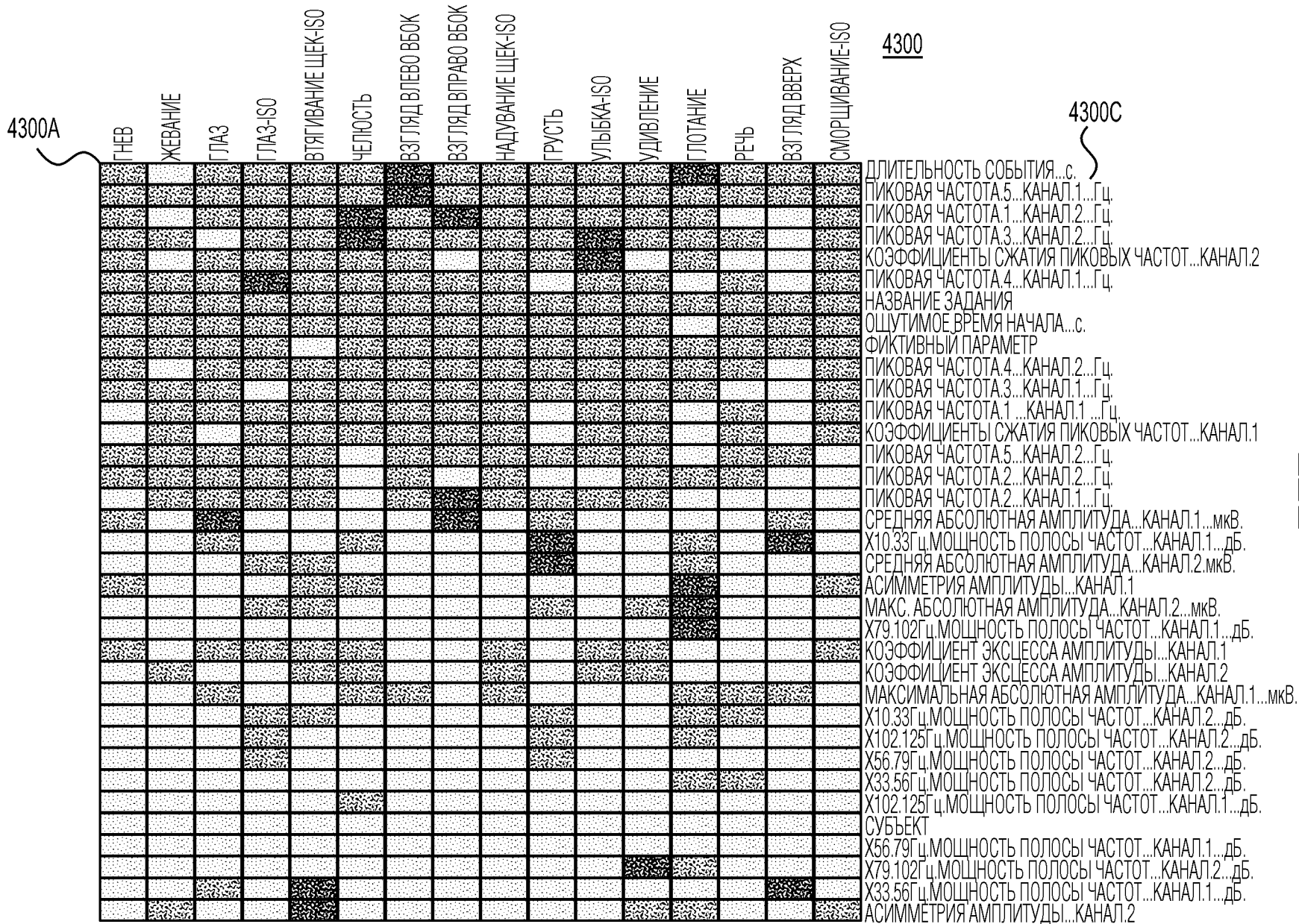
ФИГ. 41

68/84

4200



ФИГ. 42



4300B

ПОДТВЕРЖДЕННЫЕ  
 ОТБРОШЕННЫЕ  
 ТРЕБУЮЩИЕ  
 УТОЧНЕНИЯ

69/84

ФИГ. 43

4400A

4400

4400C

4400B

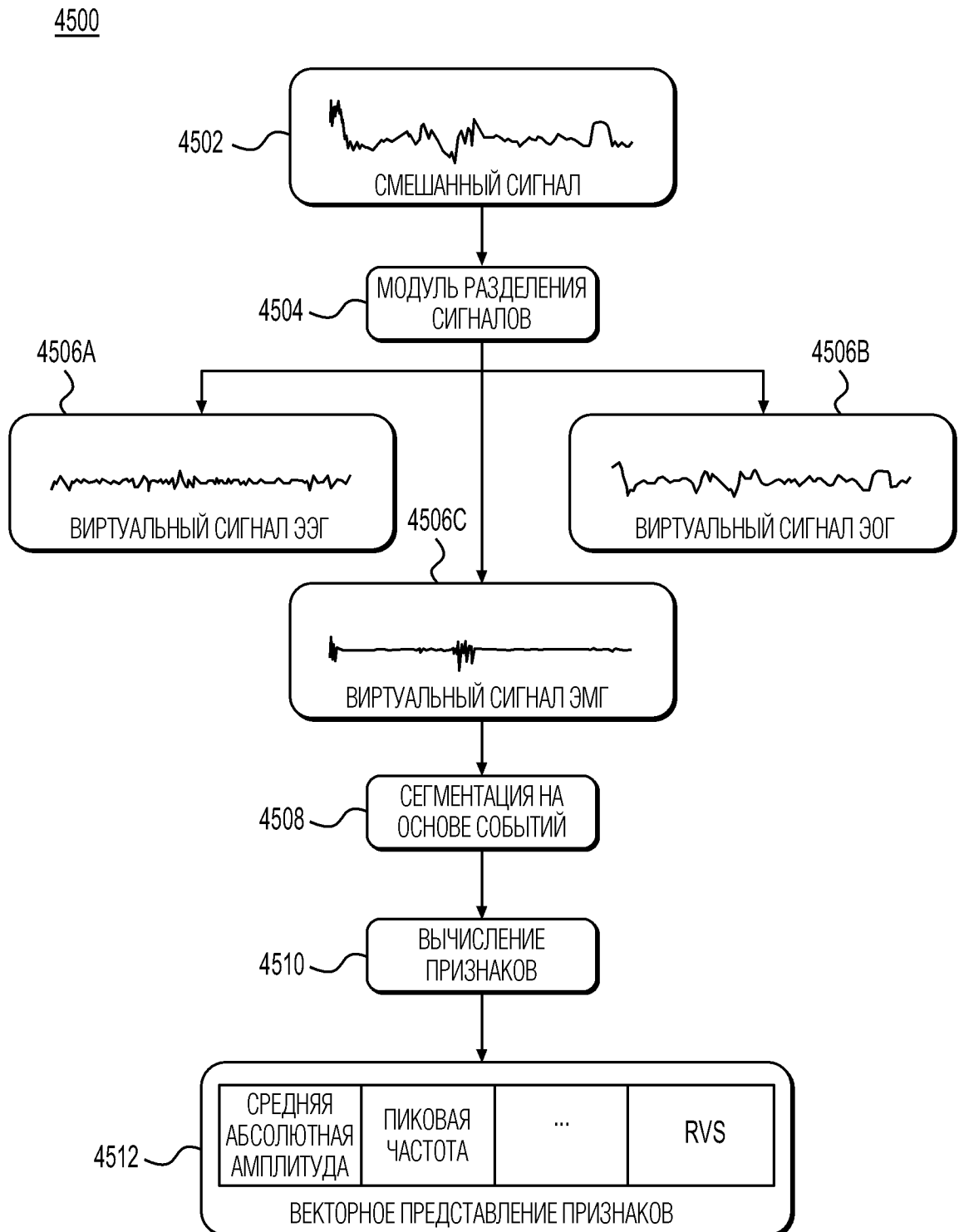
[White box] ПОДТВЕРЖДЕННЫЕ  
 [Dotted box] ОТБРОШЕННЫЕ  
 [Hatched box] ТРЕБУЮЩИЕ УТОЧНЕНИЯ

70/84

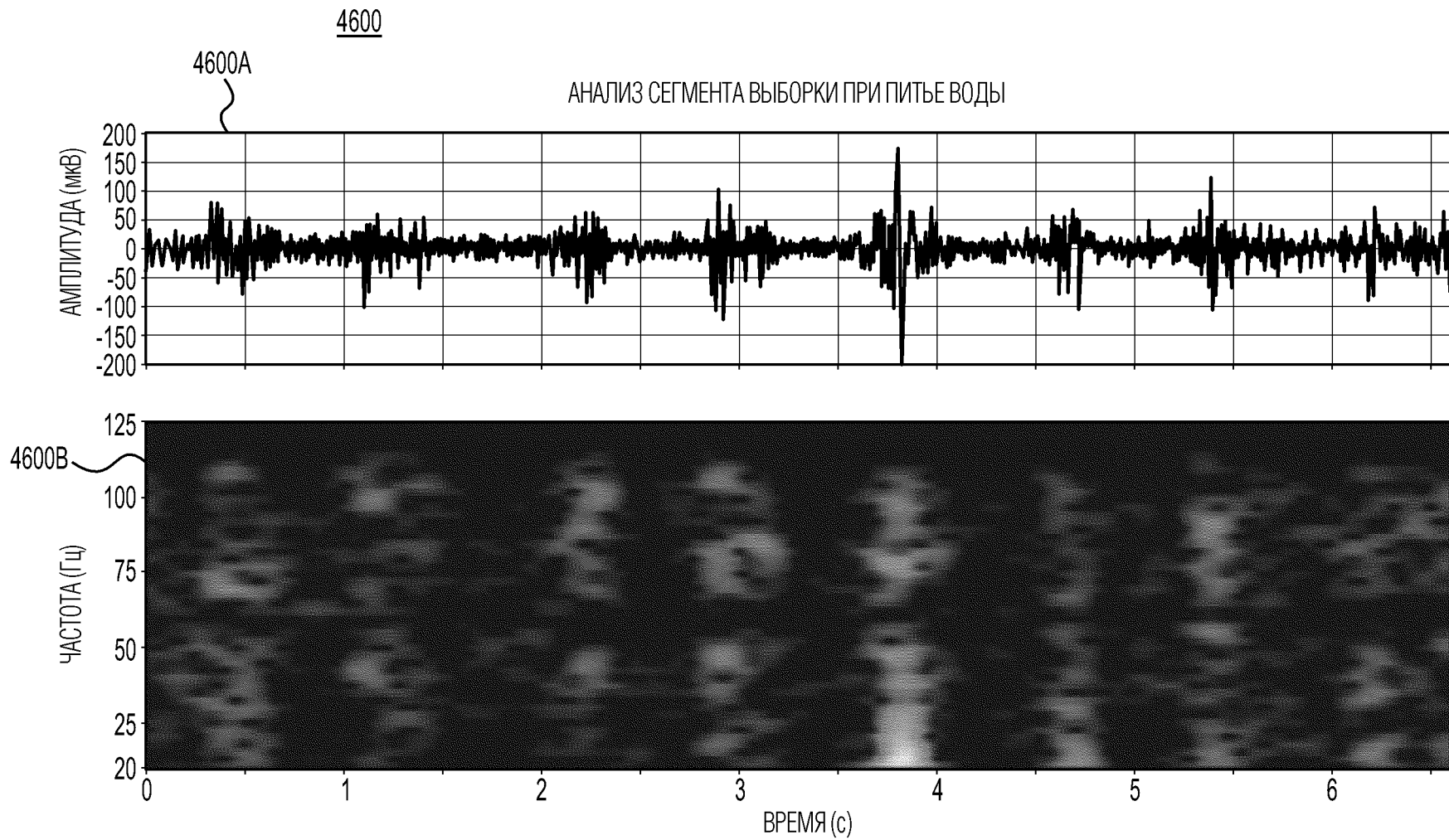
ГИЕВ  
 ЖЕВАНИЕ  
 ГЛАЗ  
 ГЛАЗ-ISO  
 ВТЯГИВАНИЕ ЩЕК-ISO  
 ЧЕЛЮСТЬ  
 ВЗГЛЯД ВЛЕВО ВБОК  
 ВЗГЛЯД ВПРАВО ВБОК  
 НАДУВАНИЕ ЩЕК-ISO  
 ГРУСТЬ  
 УЛЫБКА-ISO  
 УДИВЛЕНИЕ  
 ГЛОТАНИЕ  
 РЕЧЬ  
 ВЗГЛЯД ВВЕРХ  
 СМОРЩИВАНИЕ-ISO

ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.1...Гц.  
 КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.1 ...Гц.  
 ФИКТИВНЫЙ ПАРАМЕТР  
 НАЗВАНИЕ ЗАДАНИЯ  
 ОЩУТИМОЕ ВРЕМЯ НАЧАЛА...с.  
 ДЛИТЕЛЬНОСТЬ СОБЫТИЯ...5.  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.1...Гц.  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1 ...КАНАЛ.1 ...Гц.  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.2...КАНАЛ.2...Гц.  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.4...КАНАЛ.2...Гц.  
 КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.1...КАНАЛ.2...Гц.  
 МАКСИМАЛЬНАЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1...мкВ.  
 МАКСИМАЛЬНАЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2...мкВ.  
 АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2  
 X102.125Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2...дБ.  
 X79.102Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2...дБ.  
 X56.79Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1...дБ.  
 X33.56Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2...дБ.  
 X10.33Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.2...дБ.  
 X102.125Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1...дБ.  
 X79.102Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1...дБ.  
 X56.79Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1...дБ.  
 X33.56Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1...дБ.  
 X10.33Гц.МОЩНОСТЬ ПОЛОСЫ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1...дБ.  
 СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.1...мкВ.  
 СРЕДНЯЯ АБСОЛЮТНАЯ АМПЛИТУДА...КАНАЛ.2...мкВ.  
 АСИММЕТРИЯ АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.1  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.3...КАНАЛ.2...Гц.  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.1...Гц.  
 ПИКОВАЯ ЧАСТОТА.5...КАНАЛ.2...Гц.  
 КОЭФФИЦИЕНТЫ СЖАТИЯ ПИКОВЫХ ЧАСТОТ...КАНАЛ.1  
 КОЭФФИЦИЕНТ ЭКСЦЕССА АМПЛИТУДЫ...КАНАЛ.2

ФИГ. 44

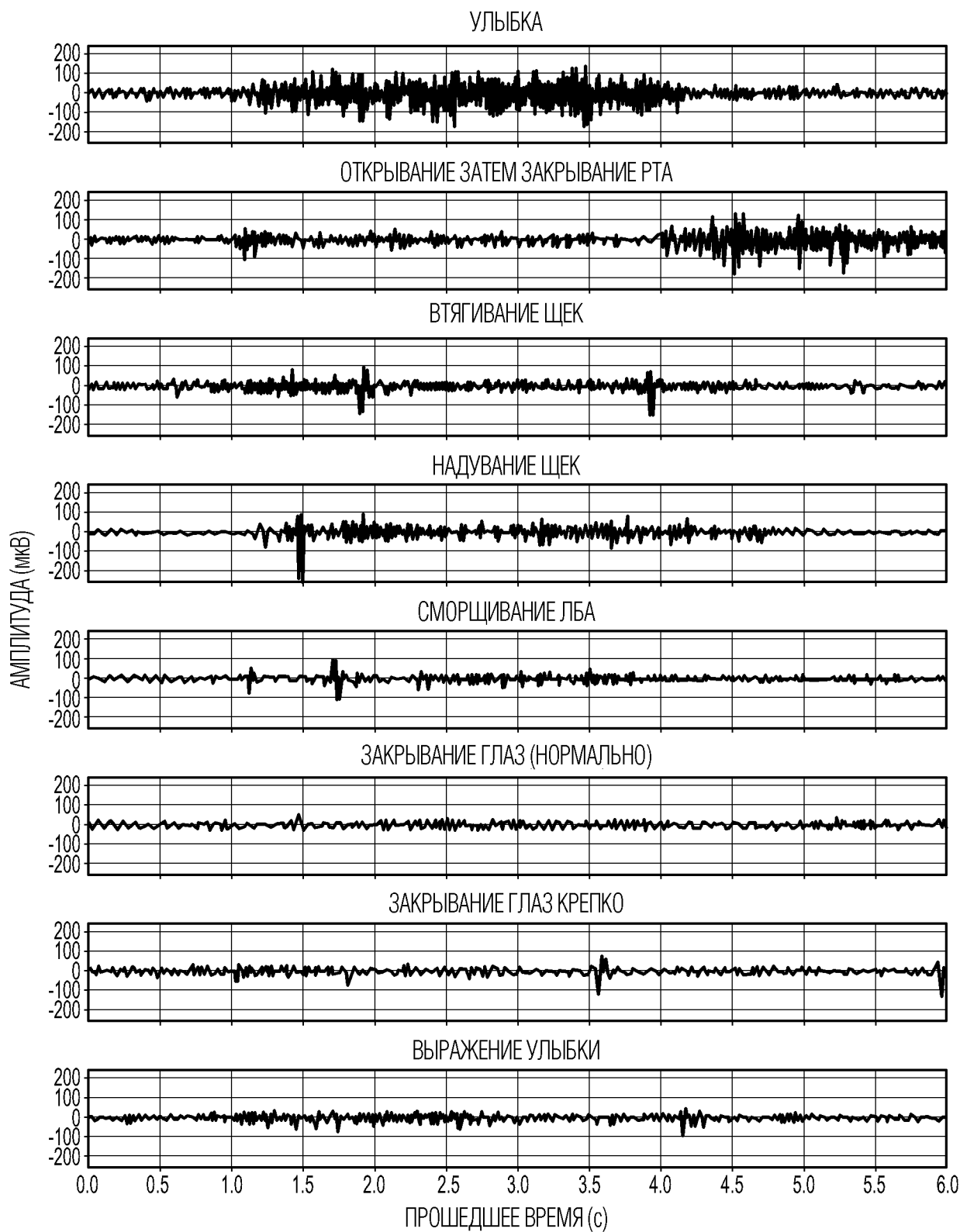


ФИГ. 45



ФИГ. 46

73/84

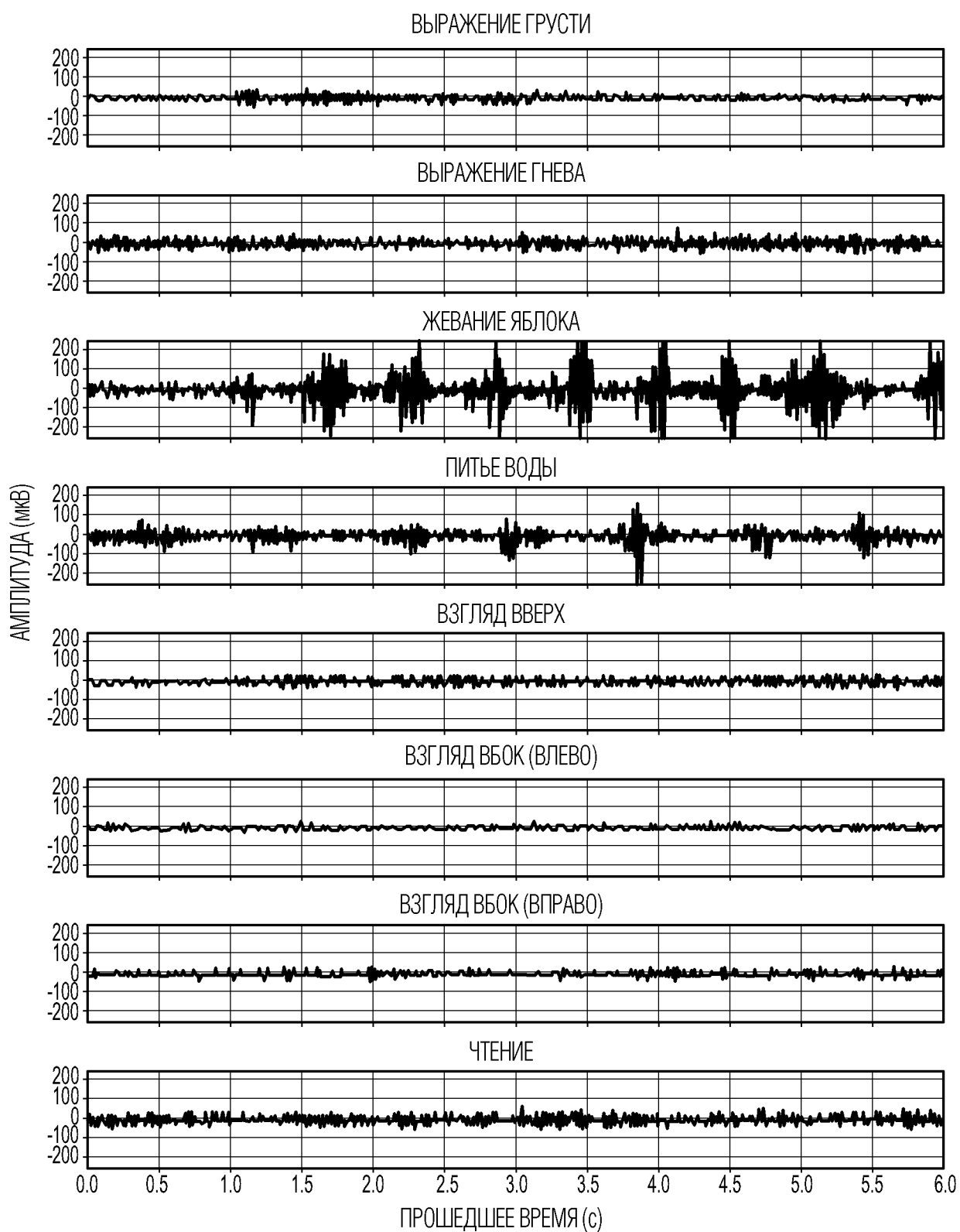


↓  
К ПРОДОЛЖЕНИЮ 1  
ФИГ. 47

ФИГ. 47

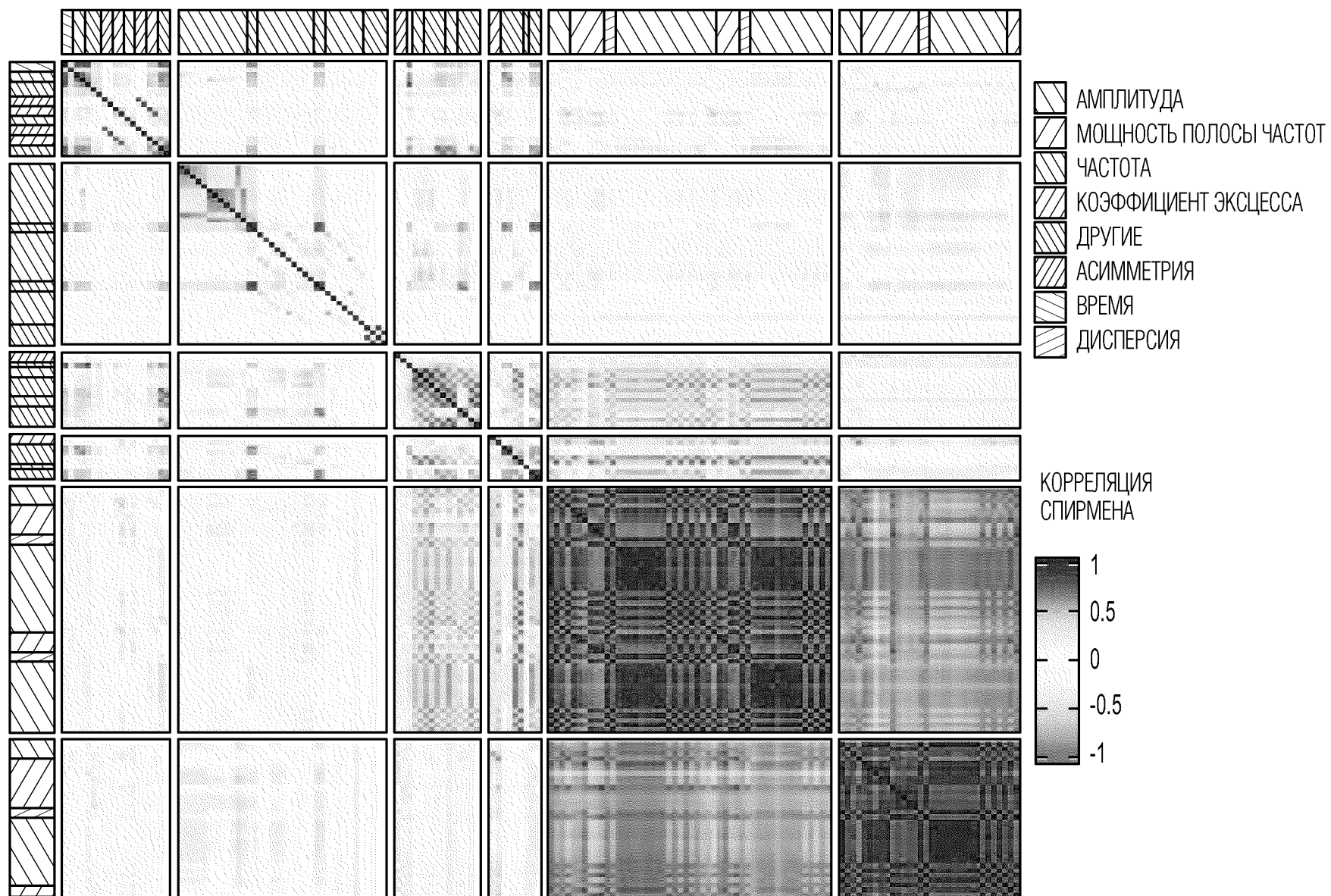
74/84

С ФИГ. 47  
↓



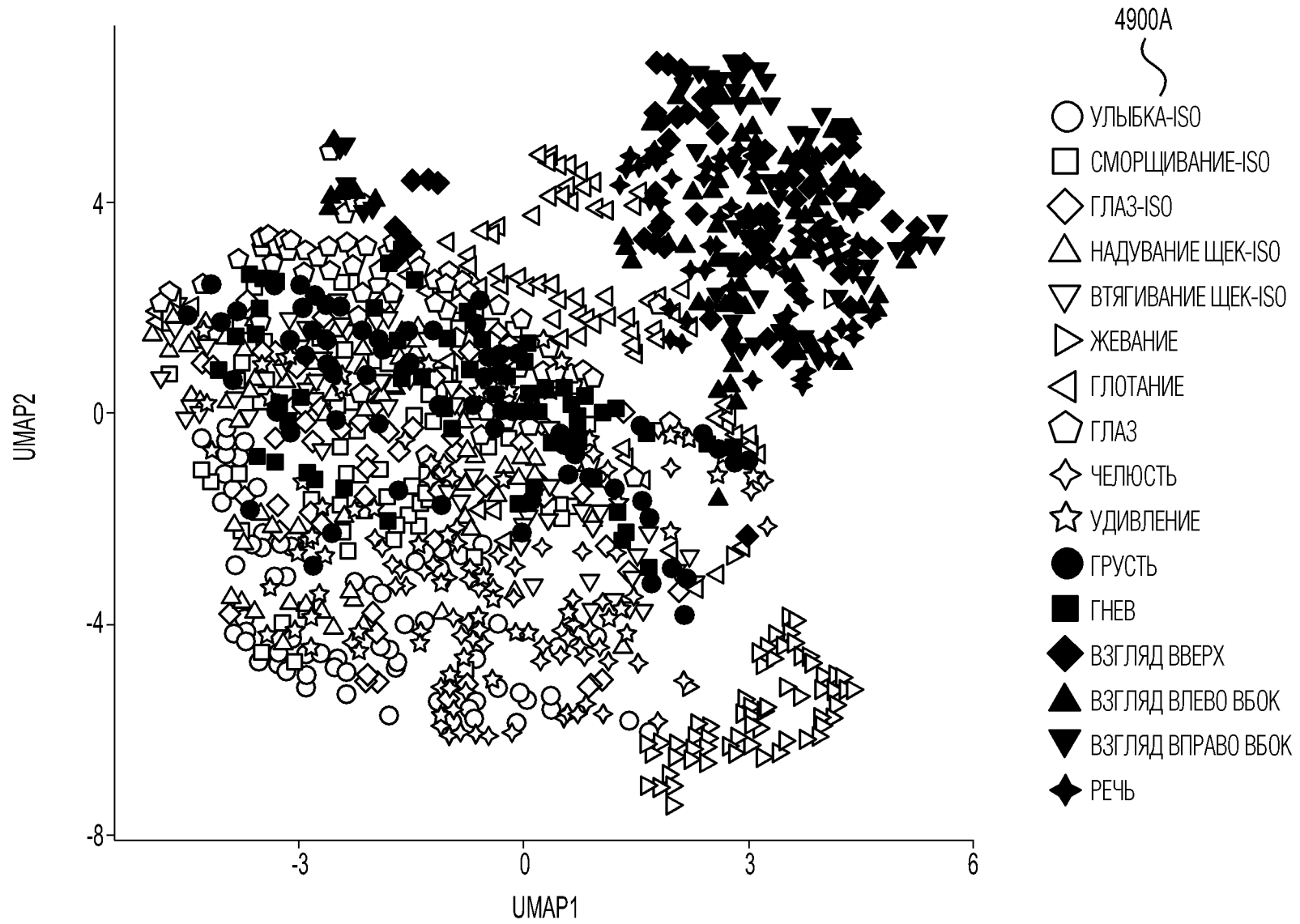
ФИГ. 47 (Продолжение 1)



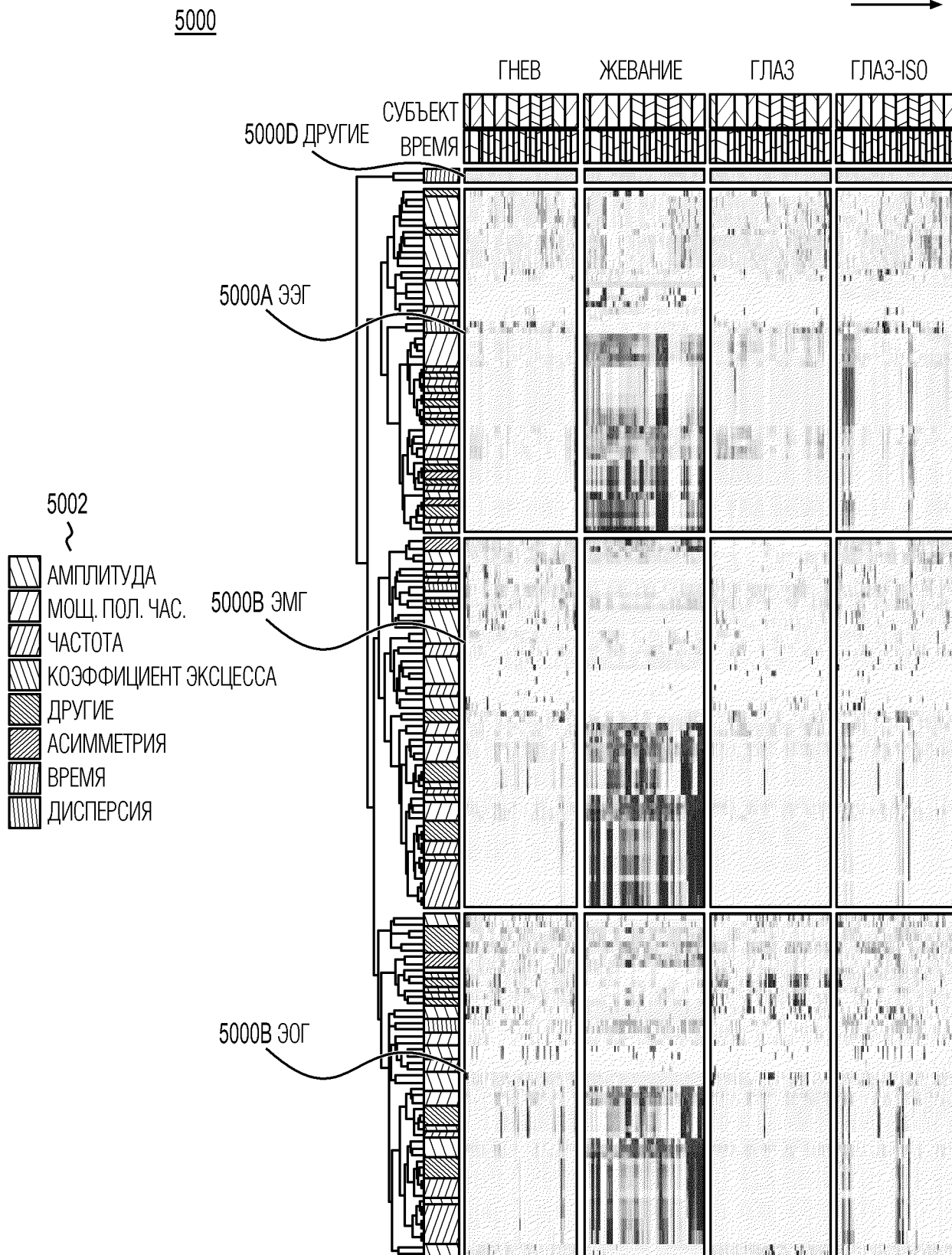


75/84

ФИГ. 48

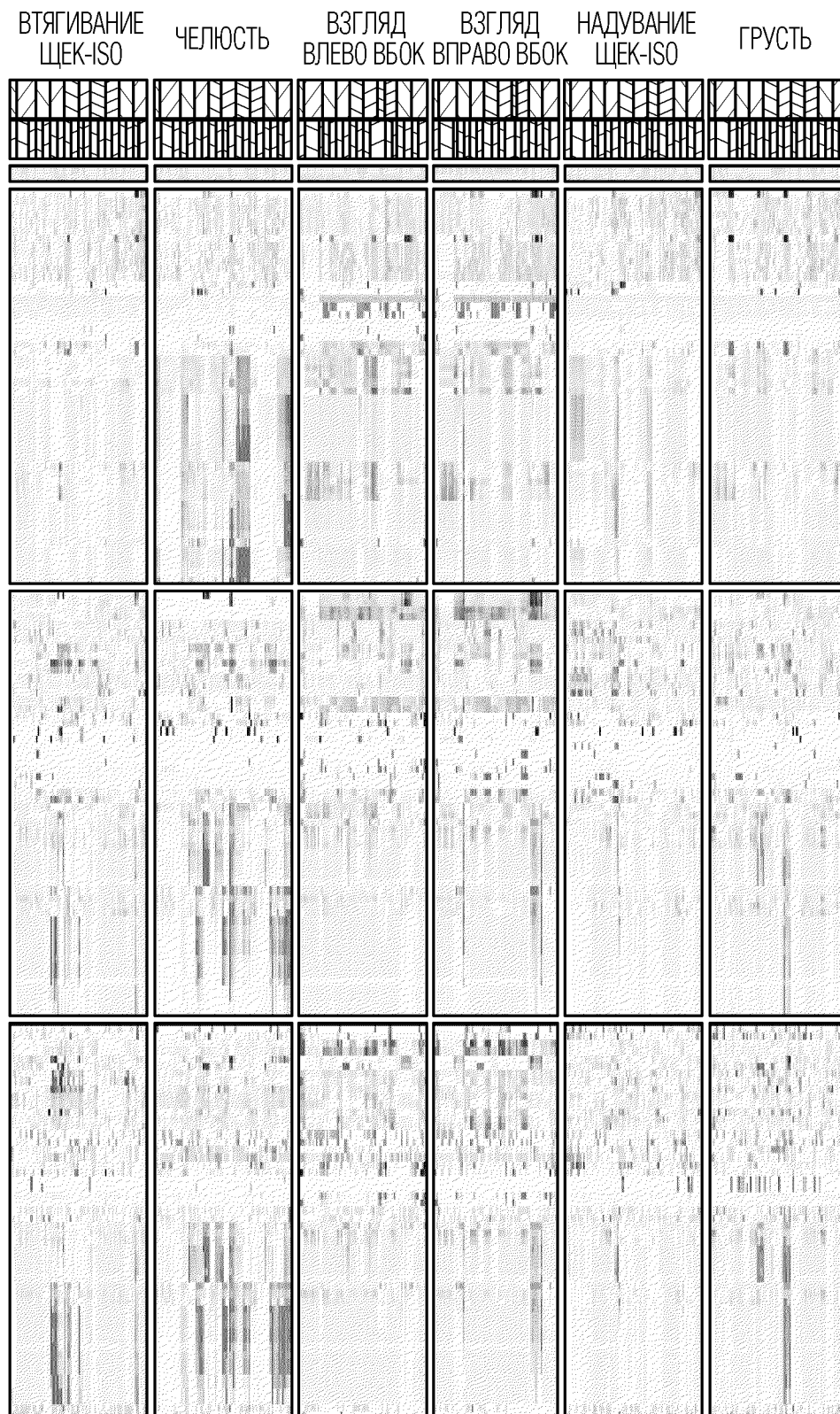


ФИГ. 49



ФИГ. 50

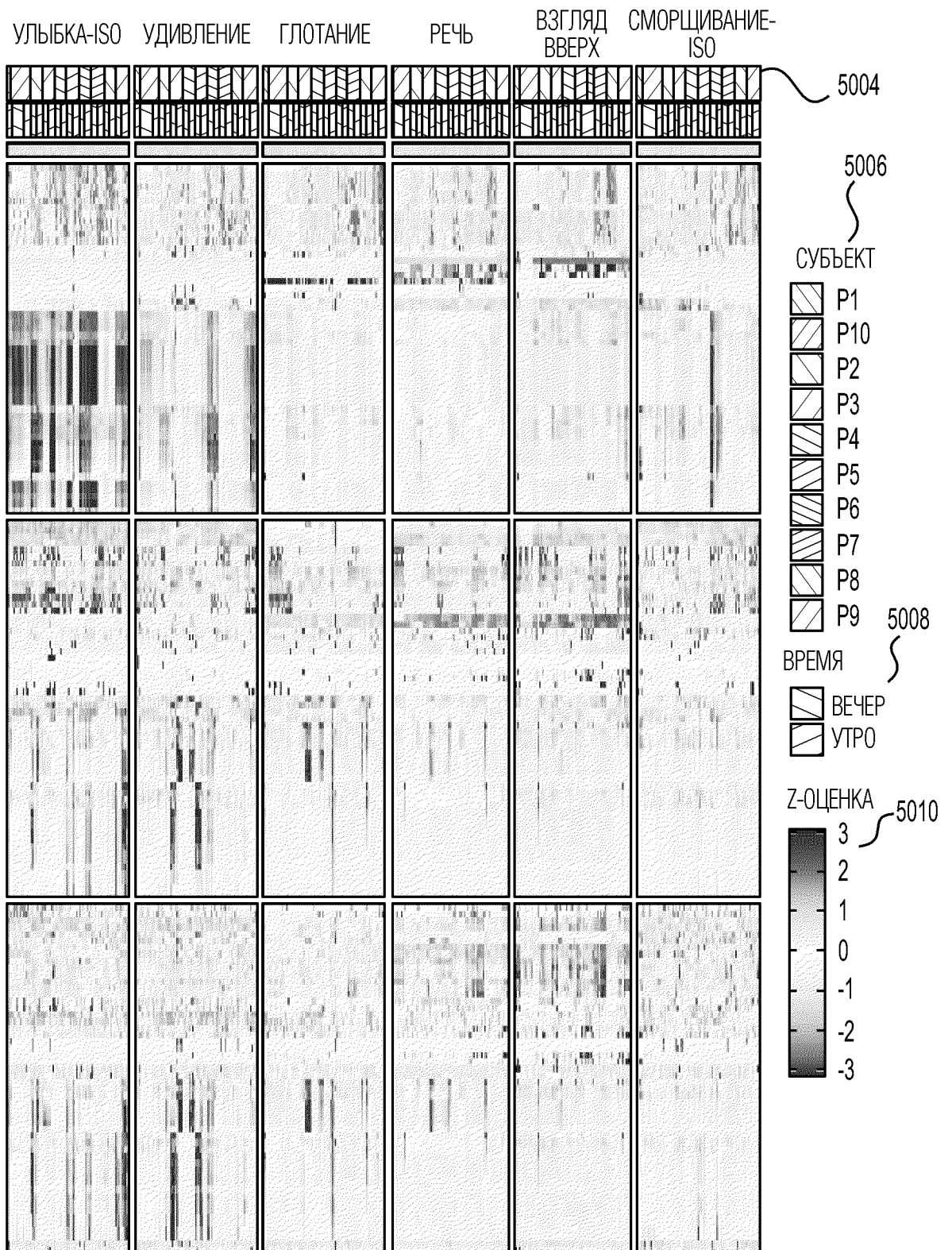
С ФИГ. 50

К ПРОДОЛЖЕНИЮ 2  
ФИГ. 50

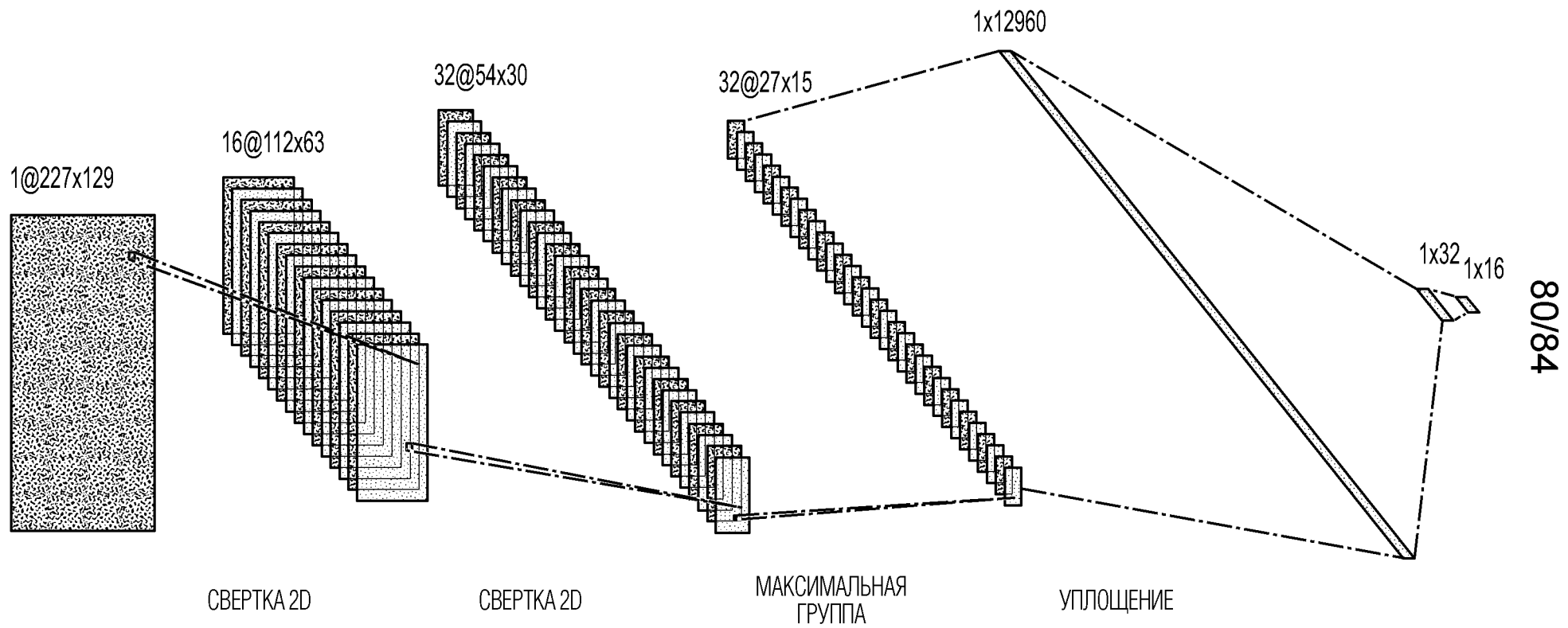
ФИГ. 50 (Продолжение 1)

С ПРОДОЛЖЕНИЯ 2

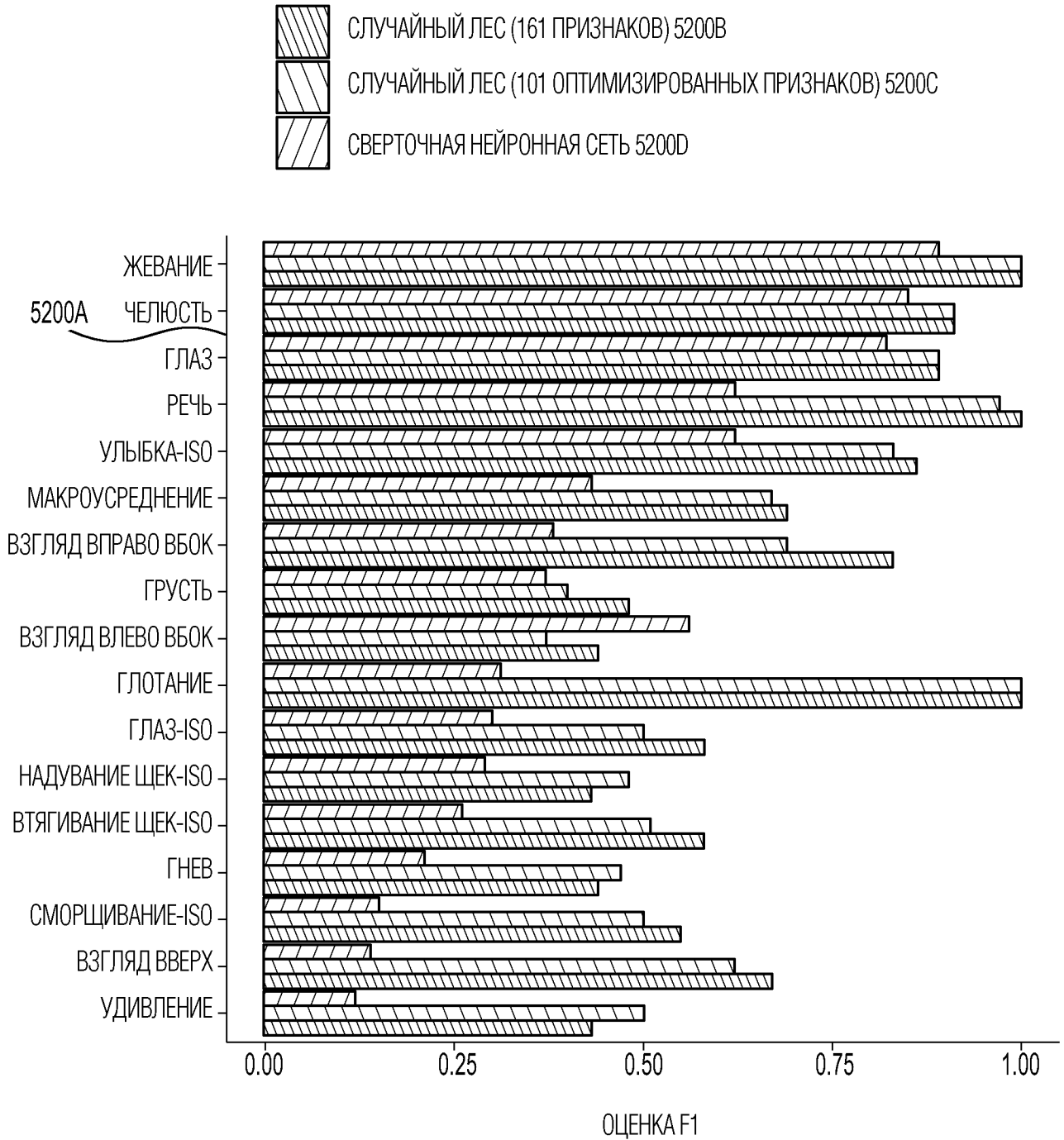
ФИГ. 50



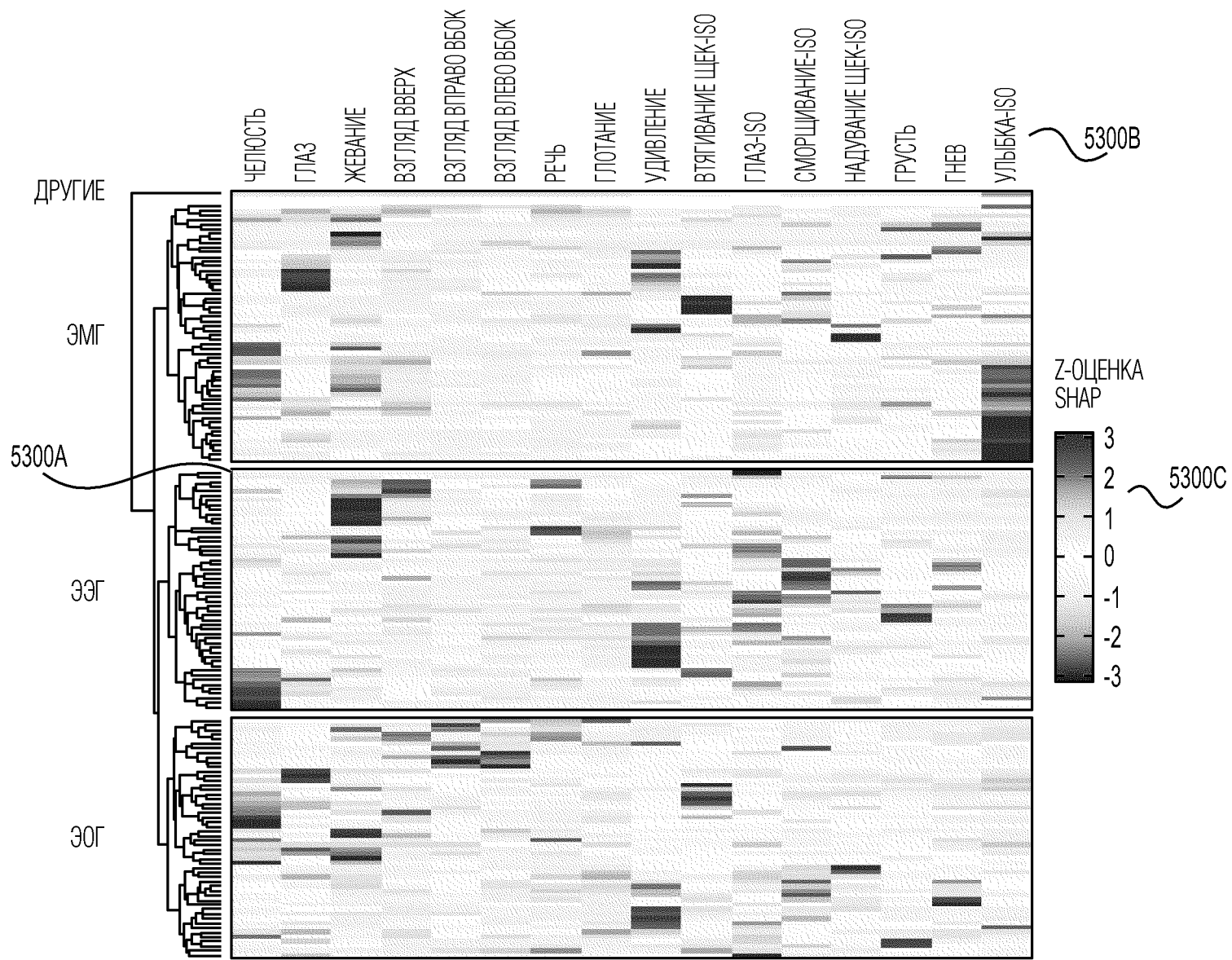
ФИГ. 50 (Продолжение 2)



ФИГ. 51

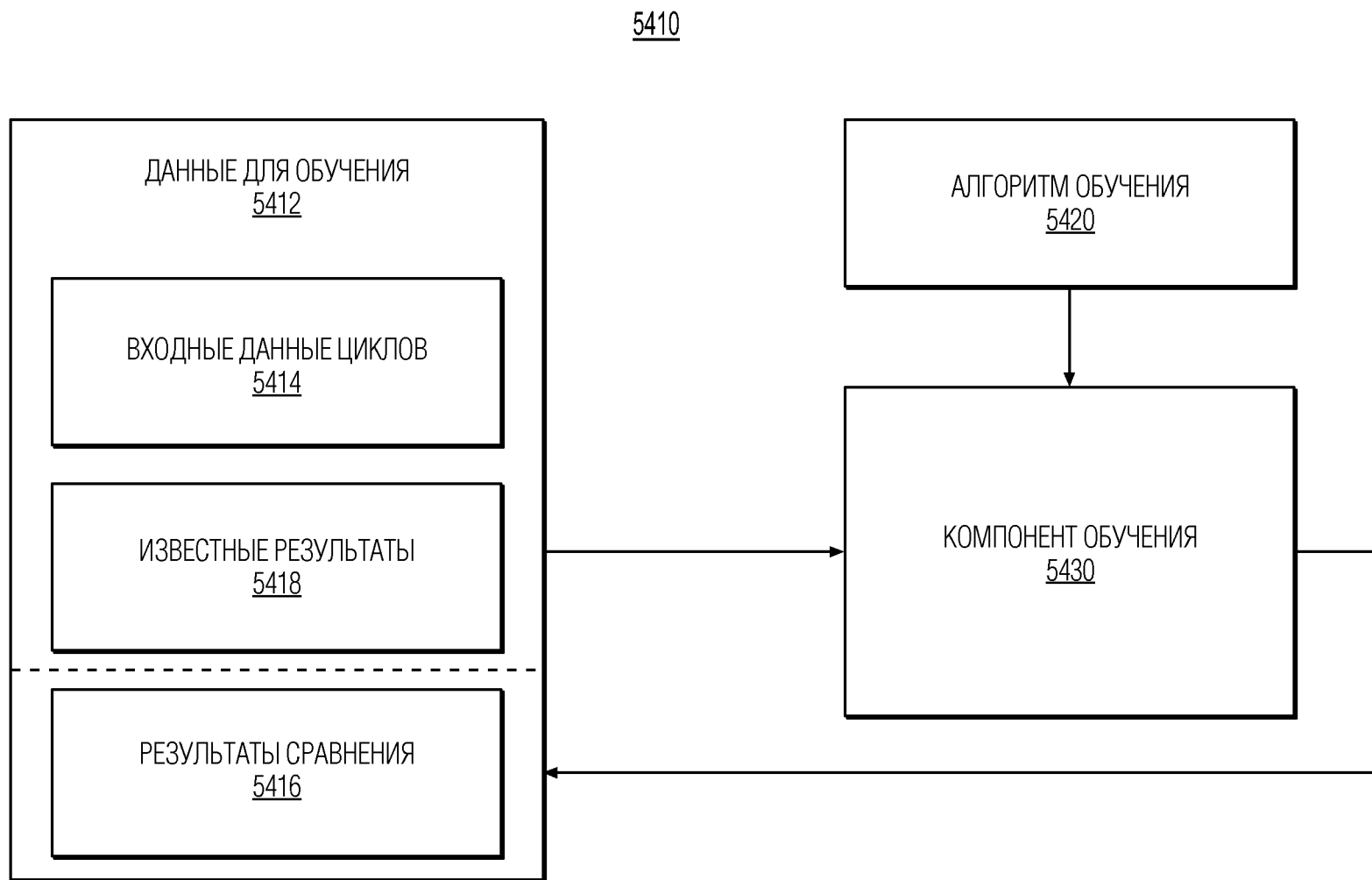


ФИГ. 52

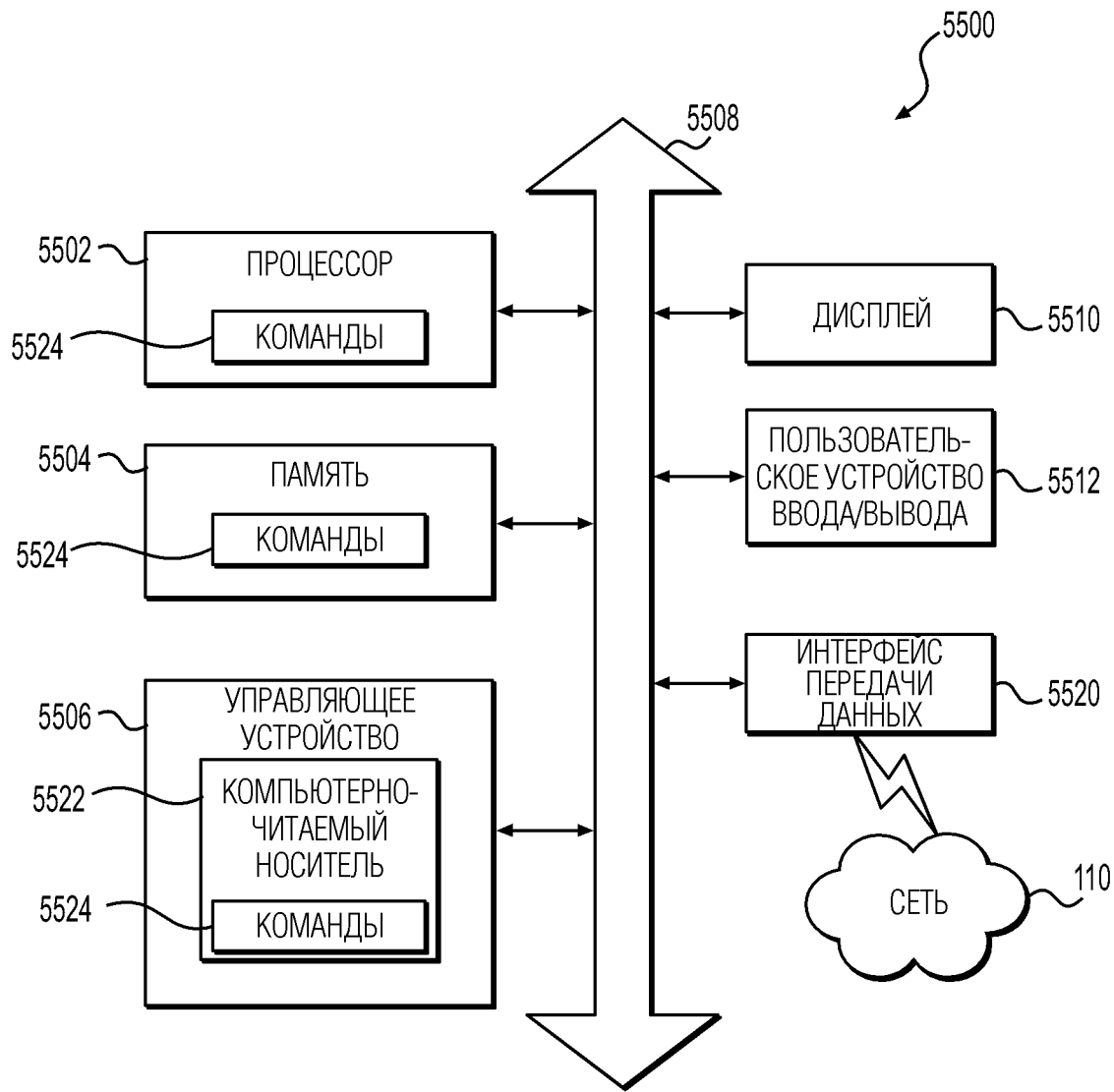


ФИГ. 53





ФИГ. 54



ФИГ. 55