УДК:612.825.24+004.93+612.824_

Системы интерфейсов мозг-компьютер на основе спектроскопии ближнего инфракрасного диапазона

Коршаков А.В.*

Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова, ГБОУ ВПО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва, Российская Федерация,

Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, Москва, Российская Федерация,

Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт», Москва, Российская Федерация.

Аннотация. В статье рассматриваются современные системы взаимодействия человека и компьютерного оборудования типа интерфейс мозг-компьютер. Особое внимание уделено интерфейсам, основанным на измерении интенсивности гемодинамической активности коры головного мозга человека, посредством спектроскопии ближнего инфракрасного диапазона, а также системам, основанным на совместном использовании энцефалографии других модальностей. Приведены теоретические основы функционирования приборов, использующих ближний инфракрасный диапазон спектра для исследования биологических объектов, а также дано описание типичных экспериментов. Уделено некоторое внимание функциональной магнитно-резонансной томографии и другим методам получения данных. Рассматриваются различные практические реализации и технические решения устройств упомянутого типа в сфере медицины и медицинской реабилитации. Приводится анализ практических приложений рассматриваемых систем и системный обзор литературы, учтены источники в смежных областях знаний. Также приводится несколько примеров использования интерфейсов совместно с роботизированными системами, построенными для компенсации утерянных функций тела человека. Уделяется некоторое внимание явлению быстрых оптических сигналов и исследованиям в области оптогенетики. Результаты проведённого исследования говорят о том, что рассматриваемое направление достаточно молодо, в отдельных областях всё ещё идёт стадия «случайного» поиска новых фактов и технических решений, хотя и с крайне высокой интенсивностью. Тем не менее, данное направление можно считать перспективной областью знаний, затрагивающей широкий круг смежных дисциплин и имеющий широкий спектр применений.

Ключевые слова: спектрометрия ближнего инфракрасного диапазона, энцефалография, гемодинамическая активность коры головного мозга, интерфейс мозг–компьютер, электроэнцефалография, пульсометрия, фМРТ с контрастом, зависящим от уровня оксигенации крови, fMRI BOLD, экзоскелеты, роботизированные системы реабилитации.

^{*}korshakov_av@mail.ru

введение

Различным технологиям протезирования конечностей и другим методам восстановления функций тела человека не один десяток лет. Однако только в последнее потенциальные возможности время появились для практически полного восстановления или компенсации утраченных функций. Этому способствует некоторый прогресс в области методов исследования и получения данных о работе нервной системы и в области робототехники. Управление внешними объектами, той или иной формой протеза конечностей, а также, сам процесс реабилитации, приспосабливания или привыкания организма в целом к использованию протеза, или процесс «научения», в рамках реабилитационных мероприятий, требует, совершенствования методов и технологий получения информации об активности нервной системы в целом, и, методов картирования головного мозга человека, в частности. Одной из технологий изучения нервной системы, на сегодняшний день является технология интерфейса мозг-компьютер (ИМК), основанного на регистрации, интерпретации и классификации паттернов активности коры головного мозга человека.

В качестве примера можно привести интерфейс мозг-компьютер, построенный на обработке паттернов активности моторных зон головного мозга человека (испытуемого), связанных с двигательной активностью. Регистрация таких паттернов возможна с применением различных, технологий биомедицинской визуализации или регистрации биопоказателей организма. Решающими в данной ситуации является два фактора. Во-первых, скорость реакции метода, то есть время регистрации изменения биопоказателя, отсчитанное с момента его фактического изменения в ходе эксперимента или функционирования интерфейса мозг-компьютер (ИМК), то есть время отклика, влияющее на скорость взаимодействия человека с компьютером. Вовторых, точность, то есть по возможности большая «уникальность» соответствия регистрируемого паттерна и фактического ментального состояния, а также точность соответствия фактическим физиологическим процессам, проходящим в организме пользователя рассматриваемой «ассистивной» технологии (технологии реабилитации, или восполнение утерянных функций, посредством, замещение например. экзоскелетов, протезирование). Так же, большое значение имеет точность работы классификатора состояний. На сегодняшний день ни один из существующих методов не имеет существенных преимуществ перед другими. Тем не менее, существуют лидеры по совокупности факторов. С точки зрения методов регистрации биопоказателей, примером лидера в скорости реакции является электроэнцефалография (ЭЭГ), в области физиологического соответствия – спектрометрия ближнего инфракрасного диапазона (БИКС), регистрирующая гемодинамику в области интереса. Оба метода регистрации являются лидерами по соотношению цена/качество по сравнению со всеми остальными методами.

Кроме всего прочего, отличительной чертой интерфейса мозг–компьютер (ИМК) является возможность испытуемого тренировать представление движений или выполнение других ментальных задач, и улучшать таким способом общее качество функционирования всего устройства.

В качестве примера приведём устройство интерфейса мозг-компьютер, описанное в [1]. Представление движений, как и их реальное выполнение, сопровождаются подавлением мю-ритма в областях сенсомоторной коры, связанных с той частью тела, движение которой воображается. Поскольку представительства конечностей в коре пространственно разнесены, то воображение сенсомоторной лвижения определенной конечности порождает специфическое пространственное распределение активности мозга, регистрируемое пространственно разнесёнными электродами при электроэнцефалографии. Изменения в активности областей сенсомоторной коры, ассоциированных конечностями, сопровождаются изменением с локальной гемодинамики, вследствие естественной активности нейронных популяций, что может быть зафиксировано спектрометрией ближнего инфракрасного диапазона (БИКС) как изменение уровня концентрации оксигенированного и деоксигенированного гемоглобина. Такие изменения можно, с использованием специально настроенного классификатора, связать с выполняемыми ментальными задачами и построить, таким образом, интерфейс мозг–компьютер. При этом, построение интерфейса может и не быть самоцелью, а, например, являться частью стратегии по изучению откликов нервной системы на внешние раздражители.

Приведённым примером разнообразие методов и средств построения систем интерфейс мозг-компьютер не исчерпывается. В этой статье рассматриваются наиболее заметные в этой области достижения. Целью настоящего исследования является описание текущего положения дел в области разработки такого перспективного направления нейронауки, как нейрокомпьютерные интерфейсы, в которых сбор информации о состоянии головного мозга человека ведётся с использованием спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона (БИКС) или гибридных систем, составной частью которых может являться БИКС. Так же, одной из целей данной работы было предоставить информацию о спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона и её характеристиках, достоинствах и недостатках. Имеются данные о связи между спектрометрией инфракрасного диапазона и фМРТ с контрастом, зависящим от уровня оксигенации крови (fMRI-BOLD, fMRI Blood-Oxygenation Level-dependent) откликами. В подавляющем большинстве случаев при описании гибридных систем в качестве сопутствующего методу спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона, различными авторами используется электроэнцефалография. Также, в статью включён анализ публикаций по теме интерфейсов мозг-компьютер, основанных только на электроэнцефалографии, что сделано для сравнения их характеристик с таковыми для интерфейсов, основанных только на спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона и гибридных интерфейсов. Кроме этого, в данной статье приводится обзор публикаций об использовании робототехнических систем в связке с разнообразными интерфейсами мозг-компьютер, а также, кратко освещается феномен быстрых оптических сигналов (БОС) и потенциальная возможность использования технологии БИКС в области оптогенетики.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ СПЕКТРОСКОПИИ В БЛИЖНЕМ ИНФРАКРАСНОМ ДИАПАЗОНЕ ПРИМЕНИТЕЛЬНО К БИОЛОГИЧЕСКИМ ИЗМЕРЕНИЯМ

Измерение параметров вещества с использованием излучений – не новая концепция и уже была реализована в различных отраслях науки и техники. Применительно к биологическим исследованиям и наукам о теле человека широко применяются, например, компьютеризированные рентген - исследования. В оптическом диапазоне широко используются пульсометры. Также идут исследования и процедуры апробации глюкометров, основанных на принципах спектрометрии и работающих в инфракрасном диапазоне, в области длин волн 2100-2400 нм [2-6]. Весь диапазон инфракрасного три области: ближнюю излучения условно делят на $(\lambda = 740 \text{ нм} - 2500 \text{ нм}).$ среднюю ($\lambda = 2500$ нм–50 мкм), дальнюю ($\lambda = 50$ мкм–2000 мкм). При этом следует иметь в виду, что луч с длиной волны более 1400 нм значительно поглощается водой в живых тканях. Отличительной особенностью ближнего инфракрасного диапазона электромагнитного спектра является его относительно низкое поглощение тканями тела человека, что ведёт к большей глубине проникновения (по сравнению, например, с серединой инфракрасного диапазона). Перспективы применения спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона обусловлены, главным образом, тем, что при помощи такого оборудования, возможно, получить информацию о сатурации крови

кислородом, что при исследовании малых объёмов ткани может выявить особенности микроциркуляции капиллярного сосудистого русла рассматриваемой ткани, в частности нервной ткани. Также возможны исследования содержания различных веществ в тканях. Томография в БИК-диапазоне, если зоной интереса является черепная коробка, практически ещё не применяется, что связано как с техническими причинами, так и с недостаточно разработанными математическими методами; но подходы к решению этой задачи существуют, например, похожие методы рассматриваются в теории диффузионной оптической томографии (DOT). Свет ближнего инфракрасного диапазона проникает на глубину до нескольких сантиметров в ткани (как правило, до 3–5 см), при этом часть видов биологических тканей для него практически прозрачна. При распространении света рассматриваемого диапазона в биологических тканях преобладают процессы рассеяния. Эти факторы, а также зачастую достаточно большая оптическая плотность вещества, накладывают ограничения на получение чётких изображений структуры зондируемого объёма в потенциальные проходящем свете. Однако, возможности, неинвазивность. безопасность для пациентов, портативность и относительно низкая цена заставляют бороться с указанными недостатками.

Таким образом, прогресс в электронике и компьютерной технике позволил сегодня вывести на новый уровень такое, известное ранее медицинское исследование, как, трансиллюминация черепа. Этот предшественник метода спектрометрии ближнего диапазона применялся (и применяется) преимущественно инфракрасного V новорождённых, например, при подозрении на внутричерепные кровоизлияния. Мягкие, костные ткани и покровы черепа новорожденных позволяют проводить исследование в проходящем свете в видимом диапазоне спектра. Кости черепа взрослого человека менее прозрачны, поэтому «приходится» использовать ближний инфракрасный диапазон и работать с методами селекции потоков фотонов, несущих информацию о коэффициентах ослабления света в структурах биологических тканей, как в сильно рассеивающей среде [7-8]. Точность метода повышается за счёт использования света такой длины волны, которая гарантировала бы преимущественное взаимодействие только с хромофором структурно значимым для данного типа биологической ткани. Наиболее интересными хромофорами, с этой точки зрения, можно назвать гемоглобин, глюкозу, миоглобин, цитохром-оксидазу [9]. Эти вещества играют существенную роль в метаболизме практически всех тканей человеческого тела. В случае неинвазивного наблюдения концентраций оксигенированного и деоксигенированного гемоглобина, с использованием систем спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона можно определить степень оксигенации крови в сосудистых руслах и капиллярах, снабжающих работающую мышечную ткань или ткань головного мозга. Такие системы мониторинга имеют много общего с оптической оксиметрией и пульсометрией, и, по сути, являются их идейными наследниками [10].

Развитие техники пошло по пути увеличения точности, числа каналов и разрешающей способности каждого из каналов. При прочих равных, при наличии нескольких десятков каналов на поверхности скальпа, информация в каналах обладает локальной зональностью, то есть каналы расположенные, например, над моторными зонами будут давать информацию о гемодинамике преимущественно в моторных зонах. Такой подход позволяет получить информацию об оксигенации не просто интегрально от значительного объёма черепной коробки, а гораздо более локально – от объема порядка менее 10 см³.

Типичная установка спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона представлена на рисунке 1. Общая схема энцефалографических измерений этим методом может быть описана следующим образом. На поверхности скальпа при помощи специальных приспособлений (державок, энцефалографических шапочек, шлемов) в выбранных местах закрепляются оптоды – источники и приёмники излучения ближнего инфракрасного диапазона, представляющие из себя, как правило, соответственно лазерные диоды и фототранзисторы, излучающие и регистрирующие полученный сигнал в проходящем или диффузно отражённом свете. Важна перпендикулярность расположения к поверхности скальпа, и «шахматный порядок» расположения (рис. 2). Каждый канал представляет собой пару источник-приёмник и информация об ослаблении структурами тканей пучка света, выпущенного источником, может обсуждаться только в контексте объёма, расположенного «между и немного вглубь» относительно расположения источника и приёмника. Поэтому по азимутальному направлению скальпа меридиональному И возможно только чередование оптодов-источников и оптодов-приёмников для достижения наибольшего объема покрытия (однако, от этого правила можно и отступить, если в эксперименте или измерениях на это предусмотрены специальные причины). Зона наибольшей чувствительности из-за рассеяния по форме напоминает «банан», и это есть эффективная «форма» канала представленная на рисунке 3, которую формируют преимущественные траектории фотонов, диффузно рассеивающихся рассматриваемом объёме биологического вещества. На пути от оптода-источника к оптоду-приёмнику часть излучения теряется в объёме вещества (эта часть никогда не попадёт ни в один из оптодов-приёмников), а часть, диффузно отразившаяся от объёма, и, ослабившаяся в нём за счёт поглощения на целевом хромофоре, попадает оптод-приёмник, где и может быть количественно оценена. Через такую оценку можно получить представление о концентрации рассматриваемого хромофора. Метод также чувствителен к поверхностному или скальповому кровотоку – кровотоку в капиллярах кожи и крупных сосудах, но этот недостаток можно либо не принимать во внимание в случае «правильного» выбора расстояния между оптодами, от которого зависит глубина проникновения излучения в скальп, либо купировать математическими методами. Разумеется, с точки зрения глубины проникновения значение имеет также и мощность лазерного диода, использованного в конструкции оптодов-источников, но в приборах медицинского назначения она обычно не превосходит 5 мВт.



Рис. 1. Типичный прибор БИКС (в данном случае NIRX Scout) [11].

88



Рис. 2. Схематичное представление двух (вставка слева) измерительных каналов, образуемых одним оптодом-приёмником и двумя оптодами-источниками излучения. Справа - топологическое расположение оптодов-источников (красные) и оптодов-приёмников (светло-зелёные) излучения ближнего инфракрасного лиапазона на поверхности скальпа, монтируемые в энцефалографическую приспособленную шапочку, также для монтажа электроэнцефалографических электродов (серые), по расширенной системе 10-20 (приведён один из возможных монтажей). Например, источник S1 и приёмник D2 образуют канал S1-D2 (обозначено светло синей линией) [11].



Рис. 3. Схематичное представление распространения излучения в тканях. Показаны «траектории» распространения фотонов для случаев попадания и не попадания (соответственно выхода из рассматриваемого объёма зондируемой биологической ткани) в оптод-приёмник.

После подачи импульса света лазерными диодами, свет проходит кожу, покровы и достигает целевых тканей. Пути прохождения излучения различны из-за рассеяния в веществе. При распространении света ближнего инфракрасного диапазона в биологических тканях характерно большое упругое рассеяние и сравнительно малое поглощение, из-за чего пучок ослабляется преимущественно за счёт изотропизации, а измерения для головного мозга взрослого человека, например, возможны только в диффузно отражённом свете. В приборах различных конструкций могут измеряться как степень ослабления пучка, так и другие параметры, такие, как изменение фазы,

подвижки в частотном спектре регистрируемого света относительно излучённого, задержка (такие приборы называют соответственно приборами «постоянной волны», «частотной» и «временной» области). Основным параметром для измерения в самых распространённых приборах медицинского назначения является ослабление оптического излучения (приборы постоянной волны), устройства остальных типов встречается гораздо реже.

В этой связи хочется отметить преимущества так называемой спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона временной области (Time domain functional NIRS imaging, TD fNIRS). В отличие от приборов постоянной волны глубина проникновения, и, следовательно, зондирования, в этом методе не является функцией расстояния между оптодами, а есть величина, зависящая от времени пролёта фотонов внутри вещества. TD fNIRS различает, в отличие от оборудования постоянной волны внутре- и внецеребральные сигналы, или, иными словами, обладает большей глубинной чувствительностью. Оборотной стороной таких достоинств является большая сложность устройства и сложность эксплуатации, а также, дороговизна по сравнению со спектрометрами постоянной волны [12, 13].

Как правило, в спектрометрах ближнего инфракрасного диапазона, применяемых для исследования головного мозга, используют источники света с различными центральными частотами, что позволяет дифференцировать несколько веществ (или несколько форм вещества), в частности оксигенированный и деоксигенированный гемоглобин. Это возможно благодаря тому, что зависимости коэффициентов ослабления (входящих в уравнение, описывающее степень ослабления света в тканях) от частоты имеют некоторые особенности в различных для каждого вещества областях спектра. Кроме концентраций гемоглобинов таким образом, можно косвенно измерять, или, по крайней мере, оценивать, общую сатурацию кислородом тканей (STO2), объём церебральной крови, венозную (SvO2) и артериальную кислородную сатурации (SaO2), общее потребление кислорода мозгом, метаболические уровни кислорода (CMRO2), при условии, что известна взаимосвязь между общим церебральным объёмом крови (CBV) и церебральным потоком крови (CBF), или, если проводятся явные измерения, потока крови.

Для подавляющего большинства приборов медицинского назначения, построенных с целью измерения церебральной гемодинамики и являющихся приборами «постоянной волны», использование источников света с центральными значениями длин волн около 735–760 нм и 810–860 нм на мощности около 2÷5 мВт позволяет регистрировать изменение концентраций оксигенированного гемоглобина, изменение концентрации дезоксигенированного гемоглобина, показатель оксигенации тканей (TOI) и нормализованный индекс гемоглобина тканей (nTHI). Величина nTHI, выражаемая в условных единицах, отражает содержание гемоглобина или полного гемоглобина в тканях, то есть эта величина является индикатором гематокрита.

Из-за явлений изотропизации и поглощения метод нечувствителен к глубинным частям мозга, у взрослых он может быть чувствителен к тонкой физиологии скальпа, то есть к рисунку капилляров кожи. Последнее обстоятельство, однако, носит скорее теоретический характер и на данный момент не оценивается количественно в литературе, фактически просто игнорируется. Учитывая результаты большинства исследований можно сказать, что это явление не вносит существенной погрешности. Также теоретически такое влияние может быть купировано использованием некоторых методов измерений и монтажа оптодов на поверхности скальпа или математическими методами. Другим недостатком является низкое, по сравнению с функциональной магнитно-резонансной томографией, пространственное разрешение метода, что является обратной стороной дешевизны. Необходимо отметить важность разработки оптимального монтажа оптодов на поверхности скальпа, в каждом конкретном случае, позволяющего получать данные, соответствующие фактической активности в корковых структурах и уникальные для каждого канала, для максимизации получаемой информации. Такая задача решается расстановкой датчиков сообразно положению исследуемых областей мозга, анатомически и физиологически приспособленных для выполнения соответствующих ментальных задач. В качестве методов для поиска соответствующих монтажей можно, например, использовать оценку корреляции показаний между каналами.

Регистрация соотношения концентраций окси- и дезоксигемоглобина с помощью спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона основана на знании коэффициентов ослабления излучения в веществе. На рисунке 4 приведены значения коэффициентов поглощения окси- и дезоксигемоглобина в зависимости от длины волны излучения в ближнем инфракрасном диапазоне [14]. До длины волны порядка 800 нм большие коэффициенты поглощения имеет дезоксигемоглобин, для больших длин волн – оксигемоглобин. Этими факторами, как правило, и обусловлен выбор длин волн в спектрометрах ближнего инфракрасного диапазона, построенных для наблюдения оксигенации крови. Для длины волны 735 нм оксигенация гемоглобина приводит к уменьшению поглощения излучения и, соответственно, к увеличению светового потока, регистрируемого приемником излучения. Для длины волны 850 нм оксигенация гемоглобина приводит к противоположному эффекту.



Рис. 4. Молярные коэффициенты поглощения (спектры поглощения) оксигемоглобина и дезоксигемоглобина (растворённого в воде) в ближнем инфракрасном диапазоне. Часто применяются источники излучения ближнего инфракрасного диапазона с длиной волны 760 нм и 850 нм. На длине волны 760 нм дезоксигенированный гемоглобин демонстрирует локальный максимум поглощения и доминирует по поглощению над оксигенированным гемоглобином. Обратная ситуация наблюдается на длине волны 850 нм. (Спектры Takatani S., Graham M.D. [14]).

В общем случае, для одного физического канала источник-детектор, для интенсивности излучения R(t), регистрируемого приемником излучения, при интенсивности S(t) источника излучения, можно записать уравнение:

$$R(t) = S(t) \cdot g[\mathbf{r}_{so}, \mathbf{r}_{do}, \{\varepsilon_1, \varepsilon_2, ...\}, \mu_a(\mathbf{r}, t), \mu_s(\mathbf{r}, t)],$$
(1)

где \mathbf{r}_{so} – позиция источника излучения, \mathbf{r}_{do} – позиция приемника излучения, ε – набор коэффициентов оптической связи. Коэффициент оптической связи учитывает эффективность передачи энергии от источника к приёмнику при прохождении через различные типы тканей, области или компартменты (1, 2,...), он безразмерен, $0 \le \varepsilon_1, \varepsilon_2, \ldots \le 1$, часто рассматривается как отношение мощностей. В уравнении (1) с помощью коэффициентов є учитывается зависимость энергии на выходе из среды от геометрических параметров: 3D-углов падения и рассеяния, углов раскрытия пучков. Фактически эти коэффициенты учитывают в уравнении только ту порцию света, которая попала в тот виртуальный канал распространения излучения в среде, только не покидая который, она сможет дойти до детектора. Коэффициент поглощения $\mu_a(\mathbf{r}, t)$, зависит от положения рассматриваемого объёма в пространстве и от времени, коэффициент рассеяния $\mu_{s}(\mathbf{r}, t)$ зависит от положения рассматриваемого объёма в пространстве и от времени. Восстановить картину распределения изменения концентраций гемоглобина внутри некоторого объёма – значит разрешить это уравнение относительно $\mu_a(\mathbf{r},t)$ и $\mu_s(\mathbf{r},t)$, исходя из натурных измерений R(t) при известных значениях S(t).

В подавляющем большинстве случаев не существует способа точного определения вида функции g. В методе, предлагаемом в [11], выходом из положения является замена искомых коэффициентов рассеяния и поглощения на составляющие двух типов – зависимые и независимые от времени:

$$\mu_{s}(\mathbf{r},t) = \overline{\mu_{s}(\mathbf{r})} + \Delta\mu_{s}(\mathbf{r},t), \ \mu_{a}(\mathbf{r},t) = \overline{\mu_{a}(\mathbf{r})} + \Delta\mu_{a}(\mathbf{r},t)$$
(2)

что приведёт к тому, что

$$\overline{R}' + \Delta R'(t) = g \left[\mathbf{r}_{so}, \mathbf{r}_{do}, \left\{ \varepsilon_{1}, \varepsilon_{2}, \ldots \right\}, \overline{\mu_{a}(\mathbf{r})} + \Delta \mu_{a}(\mathbf{r}, t), \overline{\mu_{s}(\mathbf{r})} + \Delta \mu_{s}(\mathbf{r}, t) \right]$$
(3)

где $\overline{R'} + \Delta R'(t)$ сумма независимой и зависимой от времени составляющих нормированной на силу источника света величины зарегистрированного излучения $R'(t) = \frac{R(t)}{S(t)}$. Черта над символом означает усреднение по времени. При характерных

временах исследования на головном мозге человека (вплоть до 10 минутного или часового диапазона) можно считать, что изменения по времени этих коэффициентов малы по сравнению с их средними значениями. Тогда можно разложить функцию *g* в бесконечный ряд:

$$\overline{R}' + \Delta R'(t) = g \left[\mathbf{r}_{so}, \mathbf{r}_{do}, \{\varepsilon_{1}, \varepsilon_{2}, ...\}, \overline{\mu_{a}(\mathbf{r})}, \overline{\mu_{s}(\mathbf{r})} \right] + \int \left[\frac{\partial \overline{R}'}{\partial \overline{\mu_{a}(\mathbf{r})}} \cdot \Delta \mu_{a}(\mathbf{r}, t) + \frac{\partial \overline{R}'}{\partial \overline{\mu_{s}(\mathbf{r})}} \cdot \Delta \mu_{s}(\mathbf{r}, t) \right] d\mathbf{r} + \tag{4}$$

$$\iint \left[\frac{\partial^{2} \overline{R}'}{\partial \overline{\mu_{a}(\mathbf{r})}^{2}} \cdot \Delta \mu_{a}(\mathbf{r}, t)^{2} + \frac{\partial \overline{R}'^{2}}{\partial \overline{\mu_{s}(\mathbf{r})}^{2}} \cdot \Delta \mu_{s}(\mathbf{r}, t)^{2} + \frac{\partial^{2} \overline{R}'}{\partial \overline{\mu_{a}(\mathbf{r})} \cdot \partial \overline{\mu_{s}(\mathbf{r})}} \cdot \Delta \mu_{a}(\mathbf{r}, t) \cdot \Delta \mu_{s}(\mathbf{r}, t) \right] d\mathbf{r}^{2} + ...$$

Ограничившись в уравнении (4) только линейными членами разложения можно записать:

$$\overline{R}' + \Delta R'(t) = g \left[\mathbf{r}_{so}, \mathbf{r}_{do}, \{ \varepsilon_1, \varepsilon_2, ... \}, \mu_a(\mathbf{r}), \mu_s(\mathbf{r}) \right] + \int \left[\frac{\partial \overline{R}'}{\partial \overline{\mu}_a(\mathbf{r})} \cdot \Delta \mu_a(\mathbf{r}, t) + \frac{\partial \overline{R}'}{\partial \overline{\mu}_s(\mathbf{r})} \cdot \Delta \mu_s(\mathbf{r}, t) \right] d\mathbf{r}$$
(5)

Из уравнения (5) видно, что только по одному члену с каждой стороны знака равенства зависят от времени, т.е. можно предположить, что только вторые члены отвечают именно за гемодинамику.

Также биологически правдоподобным является предположение, что искомые коэффициенты поглощения и рассеяния слабо изменяются с изменением пространственных координат. Тогда в объеме ткани, где интенсивность излучения отлична от нуля, значения $\Delta \mu_a$ и $\Delta \mu_s$ можно положить постоянными по объему и записать:

$$\Delta R'(t) = \sum_{i} \Delta \mu_{a}(V_{i}) \int_{V_{i}} \left[\frac{\partial \overline{R'}}{\partial \overline{\mu}_{a}(\mathbf{r})} \right] d\mathbf{r} + \sum_{i} \Delta \mu_{s}(V_{i}) \int_{V_{i}} \left[\frac{\partial \overline{R'}}{\partial \overline{\mu}_{s}(\mathbf{r})} \right] d\mathbf{r}$$
(6)

Здесь $V_i - i$ -й элементарный объём, а i – индекс, нумерующий все рассматриваемые элементарные объёмы. Интегралы, содержащиеся в уравнении (6) (обозначим их через W_i - составляющие вектора **W**), могут быть вычислены, например, методом, описанным в [14–16], независимо от каких бы то ни было специфических данных измерений. После элементарных преобразований, рассматриваемое уравнение может быть переписано (для одного из каналов многоканальной системы) в векторной форме:

$$\Delta R'(t) = \mathbf{W} \Delta \boldsymbol{\mu}(t) \,. \tag{7}$$

Здесь W может быть вычислено заранее, а $\Delta R'(t)$ является измеряемой величиной, которая используется в математических процедурах восстановления объёмной картины изменения коэффициентов ослабления, и, следовательно, изменений концентрации гемоглобина в тканях. $\Delta \mu(t)$ – Зависящий от времени искомый вектор коэффициентов ослабления, содержащий соответствующие значения для каждого из элементарных объёмов. Однако, точное вычисление W в уравнении (7) подразумевает знание значений $\overline{\mu_a(\mathbf{r})}$ и $\overline{\mu_s(\mathbf{r})}$, входящих в (2) в качестве первого слагаемого. В приложении к медицинской нейровизуализации практически не существует безопасного, точного, надёжного и допустимого по экономическим и этическим соображениям метода определения этих величин. Вместо этого приходиться пользоваться некоторыми приближениями, такими как, например, измерение соответствующих величин для веществ не *in vivo*, а, например, растворённых в воде. Более того, практика и опыты говорят о том, что члены более высокого порядка в уравнении (4) перестают быть исчезающее малыми. Таким образом, следует иметь в виду, что в формуле (7) могут быть ошибки, которые в общем случае необходимо иметь в виду и контролировать.

Для типичного «интегрального» химического состава тканей головы (кожа/скальп, поверхностный и приповерхностный слои коры головного мозга) коэффициент поглощения может быть оценён как $\mu_a = 0.1 \text{ см}^{-1}$, коэффициент рассеяния $\mu_s = 8 \text{ см}^{-1}$ [17], по другим данным $\mu_s = 3 \text{ см}^{-1}$ для пакетов спинномозговой жидкости внутри массива основной ткани [18]. В реальных условиях эффективная глубина проникновения излучения в ткань мозга составляет около 1.5 см, что подтверждается экспериментально [19] и численным моделированием методом Монте–Карло [20–25]. Основой для таких выводов является зависимость «глубины залегания» в тканях точки или области с максимумом плотности энергии излучения и зависимость этой величины от расстояния между оптодом-источником и оптодом-приёмником.

Расположение излучателя и приёмника на расстоянии около 30 мм на поверхности скальпа, таким образом, с одной стороны, позволяет обеспечить глубину зондирования, достаточную для детектирования активности корковых структур головного мозга, а с другой стороны оставляет достаточно пространства для размещения других датчиков на поверхности скальпа, например, ЭЭГ-электродов, причём в непосредственной близости от оптодов ДЛЯ проведения совместных измерений. Электроэнцефалографические электроды спектрометрии ближнего И оптоды инфракрасного диапазона на поверхности скальпа не взаимодействуют между собой по физическим причинам и, таким образом не может возникнуть ситуация взаимовлияния датчиков. Тем не менее, на практике можно столкнуться с явлением наводки паразитного сигнала от тока, текущего в проводах питания оптодов-излучателей на каналы электроэнцефалографического оборудования [1, 26].

Чаще, однако, в программном обеспечении, поставляемом вместе с оборудованием, используют более простую форму математических расчётов, получаемую непосредственно из модифицированного закона Бера–Ламберта. Такая формулировка зависимости зарегистрированной приёмником интенсивности от известной величины мощности источника и свойств зондируемого вещества не требует громоздких математических выкладок и является феноменологической.

В теории рассеяния излучения, часто рассматривают рассеяние как сложный процесс, проходящий по двум «каналам». Первый канал – неупругое рассеяние, или, поглощение, в рамках процессов, проходящих в этом канале, рассматривают только деградацию энергии падающего излучения. Второй канал – упругое рассеяние, в процессов, проходящих В этом канале, рассматривают изменение рамках геометрических параметров пучка (без учёта потерь энергии), таких, как угол следования луча после акта рассеяния. Последний тип преобладает в биологических тканях для излучения ближнего инфракрасного диапазона. Уравнение Бера–Ламберта – чисто неупругое приближение. Учёт геометрических параметров объекта исследования может быть введён в это уравнение в виде поправочных коэффициентов В и G (так называемый «модифицированный» закон Бера–Ламберта).

Закон Бера–Ламберта [27] – физический закон, определяющий ослабление параллельного монохроматического пучка света при распространении его в поглощающей среде. Закон выражается следующей формулой:

$$I(l) = I_0 \cdot e^{-k_\lambda l},\tag{8}$$

где I(l) – интенсивность света, прошедшего слой вещества толщиной l, I₀ – интенсивность света на входе в вещество, k_{λ} – показатель поглощения. Показатель поглощения определяется свойствами вещества и в общем случае зависит от длины волны λ поглощаемого света. Для растворов поглощающих веществ в не поглощающих свет растворителях (так называемые «мутные среды» [28]) показатель поглощения может быть записан как $k_{\lambda} = \chi_{\lambda} C$, где χ_{λ} – коэффициент, характеризующий взаимодействие молекулы поглощающего растворённого вещества со светом с длиной волны λ, С – концентрация растворённого вещества (в моль/л) [27]. Поглощение хромофоров зависит от длины волны. Использование двух или более длин волн теоретически позволяет определить концентрации до двух (соответственно, и более) хромофоров. Исторически закон Бера-Ламберта был записан для растворов поглощающих, но слабо рассеивающих веществ. Для сильно рассеивающих веществ, особенно для их высоких концентраций наблюдается отклонение от этого закона и с этим на практике приходиться мериться, уповая на малую величину ошибки, вызванной таким отклонением. Кроме того, приходится мириться с невозможностью оценить или измерить ряд параметров, связанных с геометрией задачи прохождения излучения ближнего инфракрасного диапазона через рассматриваемый объём вещества.

Для учёта этих эффектов вводится «модифицированный» закон Бера–Ламберта, который также даёт величину ослабления света при его прохождении через вещество, но учитывает геометрию области, в которой формируется световое поле излучателя, и траектории фотонов, через соответствующие коэффициенты. Модифицированный закон также учитывает множественные рассеяния.

Рассмотрим модифицированный закон Бера-Ламберта, записанный для применения в расчётах интенсивности излучения, прошедшего через покровы черепа, кость и вещество мозга – то есть для исследований в области гемодинамики головного мозга. Пусть *d* – расстояние между расположенными на поверхности скальпа приёмником и источником излучения, В – так называемый дифференциальный фактор длины пути (обычно принимается равным от 4 до 6) – член, относящийся к свойствам среды и их влиянию на распространение излучения, χ_λ для *i*-го вещества в растворе и длины волны λ обозначим как $a_{i\lambda}$, подразумевая при этом, что это некоторая «интегральная» характеристика рассматриваемого объёма, содержащего целевое вешество. описывающая процессы ослабления потока излучения, как за счёт поглощения, так и за счёт рассеяния. C_i – концентрация i-го вещества. Если предположить, что G – постоянная во времени и, вообще говоря, неизвестная величина, учитывающая геометрические параметры процесса, то можно выразить изменение ослабления излучения как:

$$lg\left(\frac{I_0}{I(d)}\right) = a_{i,\lambda} \cdot C_i \cdot d \cdot B + G.$$
⁽⁹⁾

Модифицированный закон Бера-Ламберта подразумевает, что изменения концентраций происходят глобально в тестируемом объёме ткани. Оптические свойства среды (исключая структуры, содержащие целевые хромофоры) должны быть гомогенны или хотя бы приблизительно гомогенны для масштаба линейных размеров, который интересен для исследования, условия рассеяния не должны изменяться в течение времени эксперимента. Для мозга и подобных тканей с богатой микроциркуляцией [29] это довольно грубое приближение, хотя бы потому, что измеряемый объём может быть больше действительного активного объёма, в котором изменяются свойства гемоглобина (так называемый эффект частичного объёма, свойственный не только спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона, но И другим методам нейровизуализации).

Если записать два таких уравнения для двух длин волн и двух рассматриваемых веществ, то путём элементарных математических преобразований можно исключить из уравнения неизвестный параметр G. Цена такого преобразования – невозможность измерять абсолютные значения концентраций веществ, а лишь их изменения во времени (сказанное верно для приборов спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона типа «постоянной волны», которые наиболее распространены). Это, однако, не сказывается критическим образом на большинстве типов исследований с рассматриваемым оборудованием, в частности для приложений типа интерфейс мозгкомпьютер. С практической точки зрения можно ограничиться локальным во времени изменением гемодинамики, вызванным соответствующей работой нейронов Например, концентраций активностью возбудимой нервной ткани. ДЛЯ оксигенированного (для формулы (9) i = 1) гемоглобина и деоксигенированного (для (9) *i* = 2) модифицированный закон Бера–Ламберта, таким образом, можно переписать в следующем виде:

$$\begin{bmatrix} lg\left(\frac{I_{\lambda_{1}}(t_{2})}{I_{\lambda_{1}}(t_{1})}\right)\\ lg\left(\frac{I_{\lambda_{2}}(t_{2})}{I_{\lambda_{2}}(t_{1})}\right) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_{1} & 0\\ 0 & B_{2} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_{1,\lambda_{1}} \cdot d & a_{2,\lambda_{1}} \cdot d\\ a_{1,\lambda_{2}} \cdot d & a_{2,\lambda_{2}} \cdot d \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \Delta C_{1}\\ \Delta C_{2} \end{bmatrix}.$$
(10)

Это выражение применяется для преобразования исходных данных (измеренные аналогово-цифровым преобразователем уровни напряжения на приёмниках излучения) в концентрации оксигемоглобина и восстановленного гемоглобина. В уравнении (10) $I_{\lambda_n}(t_m)$ – зарегистрированная оптодом-приёмником интенсивность на *n*-й длине волны, $n \in [1, 2]$, в момент времени t_m , $m \in [1, 2]$. При этом моменты времени один и два соответствуют текущему моменту и некоторому выбранному референтному моменту времени, d – линейное расстояние между оптодом-источником и оптодом-приёмником, веществ ($i \in [1, 2]$).

Косвенным подтверждением грубости такого приближения является наличие в наблюдаемом сигнале помех, соответствующих сердцебиению и дыхательным циклам (что можно определить по характерной частоте этих процессов). Эти включения в сигнал необходимо подвергать фильтрации, так как их частота может совпадать с частотами процессов, являющихся целевыми для данного эксперимента. Но самое главное – их наличие означает, что в регистрируемый сигнал попадает не только важная для понимания работы мозга гемодинамика капилляров, где толчки потока от сердца сглаживаются, а течение крови становиться ламинарным, но и сигнал от более крупных сосудов, артериол, артерий, вен и венул, где пульсации сердца и временный рост концентрации оксигенизированного гемоглобина, из-за переноса локального, более насыщенного кислородом объёма крови от лёгких, более заметны. При параллельном наблюдении за дыханием и сердцебиением, возможно с использованием методов регрессии идентифицировать и исключить из записи участки с сильными артефактами, явно относящимися к внемозговой активности. Без наблюдения за такими показателями возможно использовать специализированные методы разделения сигналов, например, анализ независимых компонент [30] или метод эмпирических мод и его вариации [26, 31] для идентификации и вычитания внемозговых сигналов, в частности пульса или эволюции концентраций оксигенированного гемоглобина связанных с ритмикой дыхания. Это важный этап обработки исходных данных, применяемый для устранения медленных нефизиологических трендов, прочих помех не физиологической природы, возможно связанных с работой электронных компонент оборудования, а также физиологических помех, не представляющих интереса для исследования нервной деятельности.

Стоит отметить, что в реальности процесс рассеяния в тканях намного сложнее. Представленная аппроксимация даёт удовлетворяющие большинство исследователей нервной системы результаты. Кроме того, и представление о гемодинамике в возбудимых тканях и эти данные находятся в соответствии с физиологией. В контексте сложности процессов рассеяния стоит отметить, некоторые эффекты, которые расчёты с использованием модифицированного уравнения Бера–Ламберта, уже не могут обнаружить. Так, например, отмечено, что цельная кровь, в которой гемоглобин находится в эритроцитах, в общем, поглощает больше, чем гемолизированная кровь. Возрастание поглощения связано с эффектом рассеяния на эритроцитах. При низком гематокрите (объемный процент эритроцитов в цельной крови) пропущенный свет представляет собой очень «узкий» пучок; это указывает на «меньшее» рассеяние. При возрастании гематокрита пучок пропущенного света расширяется, то есть растет рассеяние. Рассеяние при низких значениях гематокрита происходит в основном на

эритроцитах. При более высоких значениях гематокрита эритроциты слипаются вместе, образуя гомогенную массу поглощающего гемоглобина, и рассеяние происходит на полостях, содержащих плазму, расположенных между массами красных кровяных телец. С дальнейшим ростом гематокрита уменьшаются полости, содержащие плазму крови, что приводит к наблюдаемому уменьшению рассеяния [32, 33].

Гемоглобин, который часто является единственным веществом, динамику концентрации которого можно наблюдать, сам по себе имеет сложную структуру, которая сказывается на рассеянии света. Так, в общем случае следовало бы учитывать фактор формы частицы гемоглобина, как характеристику размера и формы рассеивающей частицы. Кроме того, сам гемоглобин не является свободным элементом крови, а является динамическим структурным элементом более крупных структурных элементов – эритроцитов, также обладающих особенностями формы, и хаотично движущихся в кровяном потоке. Эти, а также многие другие факторы, на микроуровне, играют существенную роль в процессах рассеяния, но на масштабах наблюдаемых объёмов измеряемых доступным сегодня оборудованием, составляющих 1–5 см линейных размеров, вряд ли являются существенными [28], что делает применение модифицированного закона Бера–Ламберта оправданным для решения поставленных задач.

СОВРЕМЕННОЕ ПРИМЕНЕНИЕ СИСТЕМ СПЕКТРОМЕТРИИ БЛИЖНЕГО ИНФРАКРАСНОГО ДИАПАЗОНА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КОРЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА И РЕАЛИЗАЦИИ НЕЙРОКОМПЬЮТЕРНЫХ ИНТЕРФЕЙСОВ

Для того, чтобы оценить насколько перспективную и необходимую технологию представляет собой интерфейс мозг-компьютер и оценить ещё не реализованное пространство для роста, можно обратиться к обзорам [34–39] В [39] приводится пример мозг-компьютер, работающего в рамках парадигмы вызванных интерфейса потенциалов для набора с клавиатуры, позволяющий печатать любые клавиатурные знаки. Для получения общей информации о состоянии дел в области этих исследований с использованием оборудования спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона можно обратиться, например, к [40]. О технических особенностях конструкции и применения спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона можно прочитать в [41-45]. В [38] приводится верификация оптического отклика с использованием функциональной магнитно-резонансной томографии и позитронно-эмиссионной томографии. Потенциал применения спектрометрии широкого ближнего инфракрасного диапазона рассмотрен в [46].

В целом систему интерфейс мозг-компьютер можно рассматривать как набор подсистем, общий состав которых приведён на рисунке 5. При этом набор приборов для регистрации активности нейронов головного мозга может не ограничиваться одной модальностью. Более того, зачастую использование различного оборудования даёт преимущества либо в скорости получения информации об изменении параметров активности с момента начала выполнения экспериментальной задачи, либо просто в её количестве. Спектрометрию ближнего инфракрасного диапазона полезно совмещать, например с электроэнцелографией, функциональной магнитно-резонансной томографией, что даёт возможность верифицировать и уточнять область активности.

Работа [36] представляет собой обзор недавних достижений в области интерфейс мозг-компьютер, и его использования в области реабилитации постинсультных больных, с упором на методологию, при результатах реабилитации, приведшей к улучшению двигательного акта. Обсуждаются некоторые вызовы и нерешённые проблемы. Вместе с тем интерфейс мозг-компьютер на основе спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона ещё недостаточно проник в клиническую практику

– упоминается только одна работа, в которой использовалась спектрометрия ближнего инфракрасного диапазона. Сравнивалась эффективность интерфейса мозг–компьютер на основе спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона с визуальной обратной связью и плацебо в качестве обратной связи. В первом случае исследования показали существенное улучшение моторики.

В настоящий момент существует обширная литература об интерфейсах мозгкомпьютер на основе электроэнцефалографии и число публикаций на эту тему постоянно растёт, вместе с тем основными направлениями, которые освящаются в этих статьях, являются интерфейсы на основе парадигмы ERD/ERS (Event Related Desynchronization / Event Related Synchronization) и на основе ЕР-парадигмы (Evoked Potentials). К наиболее интересным работам, связанным с первой парадигмой можно отнести [47, 48], со второй парадигмой можно, например, соотнести [49]. В данной статье предлагается интерфейс мозг-компьютер (ИМК), реализующий функции виртуального манипулятора типа «мышь», основанный на регистрации вызванного потенциала Р300 по электроэнцефалографии. Система является аналоговой в том смысле, что ни в одной точке, где принимается бинарное решение, она на самом деле не зависит от того была ли или не была зарегистрирована волна Р300, в ответ на предъявление стимула. В этом смысле интерфейс производит действие отклика «плавно», что является важным свойством для пользователя. Движение осуществляется в двумерном пространстве экрана монитора, параметры движения определяются прямой комбинацией амплитуд сигналов регистрируемого электроэнцефалографического сигнала, обработанных специальным фильтром, в присутствии альтернативного стимула. Фильтр признаков, фактически являющийся классификатором признаков, оптимизируется посредством генетического алгоритма.



Рис. 5. Общая схема измерительного комплекса для получения информации об активности областей головного мозга и нервной системы человека при использовании оборудования различных «модальностей», спектрометрии ближнего инфра-красного диапазона (БИКС), электроэнцефалографии (ЭЭГ), поверхностной миографии (ЭМГ). КС – контролирующая эксперимент система.

Следует также отметить работу [50], в которой с использованием спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона, с фундаментальными целями изучалась зависимость качества вызванных потенциалов зрительной коры от возраста испытуемого. Рассматривались две группы испытуемых, отличающихся только возрастом (21 год и 71 год). Обе группы показали возрастание изменения концентрации оксигенированного гемоглобина и уменьшение восстановленного гемоглобина во время стимуляции шахматным паттерном. Пожилые люди в среднем производили вариабельный гемодинамический ответ и имели сравнимый уровень концентраций оксигенированного и восстановленного гемоглобина во время стимуляции и состояния покоя (базовой линии). Молодые люди имели большие концентрации как оксигенированного, так и восстановленного гемоглобина в каждом исследовании вне значимости p < 0.05). зависимости от типа стимуляции (уровень Средняя вариабельность, ассоциированная с эффектом возраста, составила 88 % по 91 % по восстановленному гемоглобину. оксигенированному и Пассивное рассматривание визуального стимула без какого-либо когнитивного ввода показало яркое, связанное с возрастом, падение кортикального гемодинамического ответа. Более того, вне зависимости от стимула и его параметров, таких, как размер, гемодинамический ответ был характеристикой возраста. В противоречие литературе по нейроимиджингу авторы делают заключение, что визуальный гемодинамический ответ падает с возрастом. Изучалась зона V1. Результаты анализировались методом дисперсионного анализа.

Возможно, основной причиной частого использования вызванных потенциалов является не только простота их регистрации и разработанность математических методов их обработки, но и то, что объяснение экспериментальной задачи испытуемому в рамках этой парадигмы проще. С другой стороны, при выполнении задач, связанных с физическими действиями, например, движением конечностями, и/или воображение таких действий может оказаться более естественным для испытуемого, а недостатки и неточность воспроизведения таких состояний можно, в теории, устранить при распознавании таких паттернов ментальной активности с использованием соответствующих случаю математических методов. Так, например, работа [51] посвящена разработке метода, использующего для этих целей хаотические свойства кривых изменения концентраций гемоглобинов в условиях выполнения испытуемым различных ментальных задач.

Исследованию когнитивной сферы, а именно памяти, посвящены работы [52–55], в [56, 57] используются также методы психологии для улучшения качества работы интерфейс мозг-компьютер. В [52] исследуются паттерны гемодинамической активности для оценки восприятия чисел у испытуемых во время выполнения задачи «ментальная арифметика». Точность различения «сложных вычислений» в уме от состояния отдыха, и состояния «лёгких вычислений» от состояния отдыха позволяет говорить о возможности использования этих когнитивных состояний в устройствах типа интерфейс мозг-компьютер на основе спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона как аналогов воображению движений или других когнитивных задач. Приводится проверка достоверности результата.

В [53] описываются результаты исследования с использованием аппаратуры спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона с большим числом и высокой плотностью расположения оптодов. Рассматривается 348 каналов, при этом применяются вполне стандартные математические методы предварительной обработки самих сигналов. Для селекции лучших каналов и выбора признаков целевого события применялся алгоритм выбора отличительных признаков числовых последовательностей на основе взаимной информации (Mutual Information-based Sequential Feature Selection – MISFS, Mutual Information based Best Individual Feature – MIBIF). Состав выбранных

признаков и каналов, относительно которых проводится классификация состояний, таким образом, варьируется. Эти методы селекции каналов, в своей основе имеют жадный алгоритм, для предотвращения ситуации выбраковки хороших, то есть информативных каналов в процессе селекции. Также рассматривается комбинированный алгоритм с выбраковкой избыточных признаков. Эффективное число каналов, таким образом, для целей классификации сокращается. Классификация производилась с использованием метода опорных векторов.

В публикации [58] рассматривается система, в которой спектрометр ближнего инфракрасного диапазона используется как устройство, регистрирующее желания человека использовать речь – то есть состоянием для интерфейса мозг-компьютер является речь или проговаривание слов, их вокализация. Что используется как признак того, что испытуемый хочет активировать систему интерфейс мозг-компьютер в целом. Точность распознавания такого состояния достигала 73 %. Участки записи гемодинамической активности, в течение которых испытуемый проговаривал слова, могут быть отличимы от таковых, когда он находился в покое. Проводятся исследования классических зон коры головного мозга, признанных отвечающими за речь, а также пограничные им области, то есть зоны Брока, Вернике и частично моторной коры. Исследования также проводятся на аппаратуре спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона с высокой плотностью расположения оптодов, позволяющей рассматривать более 1000 каналов, при этом применяются вполне стандартные математические методы предварительной обработки самих сигналов. Для селекции признаков также применялся алгоритм выбора MIBIF.

Изучению особенностей активности речевых зон в приложении к практическому применению посвящена работа [59], где рассматривается устройство, распознающее внутреннее произнесение гласных звуков естественного языка по соответствующему изменению гемодинамики речевых центров (зоны Брока). Это рассматривается авторами как попытка разработки меры «присутствия сознания» для парализованных пациентов и пациентов с синдромом запертого внутри. Исследование строится вокруг понятия «индекс сознания» и попытки ввести объективный численный критерий наличия сознания у пациента.

Исследование [60] рассматривает задачу распознавания факта изменения эмоционального состояния человека посредством измерения изменений общего уровня гемодинамической активности в префронтальной коре методами спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона. Конечная цель работы состояла в создании устройства-интерфейса с биологической обратной связью, В том числе с развлекательными или рекреационными целями. Представленная система В соответствии с измеренным уровнем гемодинамики изменяет характер и свойства предъявляемой испытуемому стимуляции.

Большое значение для функционирования интерфейса мозг-компьютер имеет процесс обучения испытуемого использованию устройства. Целью работы [61] было изучение динамики кортикальных эффектов активности у испытуемого в процессе обучения использованию интерфейса мозг-компьютер. В качестве состояния рассматривалось воображение правой руки и ног. При этом всё обучение для классификатора проводилось только на этапе предварительного скринирования испытуемых, и классификатор в процессе экспериментальных сессий никак не модифицировался. Была зафиксирована существенная разница в активности, выработанной в процессе тренировки, мозговых паттернов для воображения движений. Использовался классификатор, построенный на основе линейного дискриминантного анализа (LDA). Над каждым испытуемым проводились измерения гемодинамической активности с использованием спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона, но их результаты в статье не рассматриваются, и по ним планировалось выпустить другую работу. «Кортикальные эффекты» обучения были зарегистрированы только у испытуемых, для которых точность управления интерфейсом мозг-компьютер была низкой. По словам авторов, исследование демонстрирует, что тренировка в управлении интерфейсом мозг-компьютер ведёт к изменению паттернов кортикальной активации, но только в случае, если испытуемого заставляют обучаться посредством предоставляемой ему обратной связи, демонстрирующей низкую точность работы самого интерфейса мозг-компьютер.

Работа [62] посвящена оцениванию эффективности использования различных ментальных задач в приложениях типа интерфейс мозг-компьютер на основе спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона. Оценено большое количество ментальных состояний. До сих пор исследования в области спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона и интерфейса мозг-компьютер были сфокусированы в увеличении точности классификации в различных ментальных задачах. В данном исследовании произведён поиск пары ментальных состояний, которые были бы наилучшими с точки зрения тонкой настройки интерфейс мозг-компьютер. Был записан событийно зависимый гемодинамический ответ на восьми каналах системы спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона для различных ментальных состояний у семи испытуемых. Основываясь на этом анализе, в выборку ментальных состояний с относительно большими точностями классификации часто включались следующие комбинации: «ментальное умножение», «ментальное вращение», и «моторное воображение правой руки». Пары ментальных состояний, включающие в себя два из перечисленных трех ментальных состояний, показывают высочайшие средние точности классификации. Авторы статьи ожидают, что их результаты будут полезны для уменьшения времени, потраченного в исследовательских, технических и методических работах, для определения наилучших индивидуально-специфичных ментальных состояний и их комбинаций. Использовались следующие ментальные состояния: LMI – воображение движения левой рукой (Left motor imagining), RMI – воображение движения правой рукой (right motor imagining), FMI – воображение движения ногой (foot motor imagining), SING – пение про себя (mental singing), SUB – ментальная арифметика – последовательное вычитание малых чисел (sequential subtraction of small numbers), MUL – ментальная арифметика – умножение чисел (mental multiplication), ROT – воображение вращения в пространстве заданной трёхмерной геометрической фигуры (mental rotation of a given three-dimensional (3D) geometric figure), WRT – ментальное письмо – воображение рукописания (Mental character writing). Начало симуляции состояния для испытуемого обозначалось звуками, за которыми следовала 15 секундная пауза для устранения последействия. Пауза между подходами к выполнению экспериментальных задач варьировалась от 10 до 15 секунд для устранения эффекта привыкания. Классификация проводилась с использованием линейного дискриминантного анализа (LDA) с использованием только показаний гемодинамики, концентраций полного гемоглобина и каждого в отдельности (оксигенированного и деоксигенированного), то есть всего три признака. Применяли также оценивание Фишера как отношение средних по вектору к сумме квадратов вариаций по векторам. Далее выбор наилучшего состояния был обусловлен разделяемостью в пространстве в соответствии с LDA. Также состояния выбирались по признакам наилучшей классификации в различных каналах спектрометра ближнего инфракрасного диапазона.

К группе статей, сюжетом которых является «методическое обеспечение» экспериментов с использованием спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона и интерфейса мозг–компьютер можно отнести публикацию [63]. Исследование направлено на получение метода эффективного выбора тренировочных выборок данных для классификатора в системе интерфейса мозг–компьютер. В частности,

рассматривается интерфейс мозг-компьютер для определения концентрации или сосредоточенности испытуемых во время эксперимента. Это также пилотное исследование, направленное на интеграцию электроэнцефалографии и спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона для их возможного совместного использования в задачах измерения «когнитивного уровня» ИЛИ уровня заинтересованности испытуемого или его вовлечённости в процесс эксперимента. Для построения такого интерфейса используется парадигма, основанная на вызванном потенциале Р300. В работе представлены два эксперимента: первый – математическое задание, регистрируемое только с использованием спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона. Второй - с использованием гибрида: электроэнцефалография плюс спектрометрия ближнего инфракрасного диапазона. Измеряется Р300 и строится интерфейс мозг-компьютер, а на его основе или машина типа ON-OFF (так называемый «Mentalswitch»-устройство меняющее своё бинарное состояние в зависимости от ментального состояния испытуемого). Эксперименты показали, что с спектрометрии ближнего инфракрасного использованием лиапазона можно дифференцировать состояния концентрации (ментальной активности) и отличать их от уровня ментального покоя. Второй эксперимент, однако, выявил существенный и статистически значимый результат только при использовании электроэнцефалографии.

Часто самым естественным для испытуемого является воображение движения собственных рук, что применяется во многих системах интерфейс мозг-компьютер, основанных на ERD-парадигме. Работа [64] представляет собой исследование и доказательство того, что воображение движений кисти правой и левой рук обладают отличимыми паттернами гемодинамической активности, которые могут быть расклассифицированы линейным классификатором и, таким образом, применены в устройствах типа интерфейс мозг-компьютер. Условия опытов: десять здоровых испытуемых, кинестетическое воображение, флексии левой и правой кисти, индикация команды на компьютерном экране. Сигналы от правой и лево-латеральной моторной коры были зарегистрированы одновременно с использованием многоканальной системы спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона постоянной волны. В качестве классификатора использовался линейный дискриминантный анализ, который позволил добиться средней по испытуемым точности классификации в 73.35 % и 83.0 % для правой и левой руки соответственно.

О применении рассматриваемого оборудования в клинике рассказывает ряд публикаций [65-68]. Так, например статья [65] – обзорная работа о применении интерфейсов мозг-компьютер и различных систем нейровизуализации различных модальностей в клинической практике. Упоминается электроэнцефалография, магнитоэнцефалография (МЭГ), функциональная магнитно-резонансная томография, спектрометрия ближнего инфракрасного диапазона. Утверждается, что на момент написания статьи (2009) интерфейс мозг-компьютер на основе спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона не достиг уровня функциональности для аналогичных устройств на основе электроэнцефалографии. Примерно, то же, но с допущениями, сказано и об остальных методах регистрации нейронной активности. Описывается схема функционирования обобщённого интерфейса мозг-компьютер, возможные клинические применения: коммуникация для людей с ограниченными возможностями, контроль движений (восстановление двигательной активности, утраченной в силу паралича), контроль среды вокруг испытуемого, восстановление способности передвигаться, нейрореабилитация. Приводятся ограничения различных вариантов интерфейса мозг-компьютер и их конструкций. Указывается на неудобство при необходимости хирургического вмешательства при использовании инвазивного интерфейса мозг-компьютер, неудобство в ношении шапочки, требование отвлечения внимания или концентрации при использовании и т.п. Аналогичные выводы делаются и, например, в [69]. Также отмечается неудобство в использовании «сырых» электродов в электроэнцефалографии, заправляемых гелем. Для преодоления этого неудобства некоторые исследователи предпочитают использовать так называемые «сухие» электроды и системы регистрации электроэнцефалографии, которые также не требуют тщательной очистки после использования. Основной недостаток, связанный с сухими электродами заключается в том, что регистрируемый электроэнцефалографический сигнал, имеет худшее качество по сравнению с заправляемыми гелем электродами. Устройства с сухими или безгелевыми электродами производимые сегодня такими компаниями как Quasar, Emotiv Systems, и NeuroSky, ещё недостаточно совершенны, а в некоторых случаях есть сомнения о физиологической природе сигналов, регистрируемых данными системами [70].

Работа [71] описывает концепт устройства для терапии СІМТ (терапия движением, индуцированным ограничением – эффективный метод кинезотерапии у больных с умеренным или легким парезом руки в раннем, позднем и даже резидуальном восстановительных периодах), использующий обратную связь по активности моторных зон головного мозга. Описания таких устройств также можно найти в [72, 73] CIMT требует остаточных движений, служащих источником обратной связи. Существенные изменения в усилиях пациента по противодействию сдерживающих конечность сил, наложенных тем или иным видом роботезированного актуатора могут быть использованы для целей тренировки по реинтеграции повреждённых нейронных путей, участвовавших в формировании паттерна движения до травмы, и для нивелирования, возможно неправильных, патологических паттернов движения, возникших вследствие компенсации пациентом развившегося пареза. Это может предоставить новые возможности для пациентов, до настоящего времени исключённых из терапии из-за тяжести их состояния. Для поддерживания такого статуса в статье дается небольшой обзор по состоянию технологии CIMT на настоящее время. Приводится введение в технологии измерения и контроля гемодинамических ответов с использованием спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона. Приводится пример удачной терапевтической системы CIMT использованием реализации с макета роботизированного протеза. Такие устройства полезны ещё и тем, что не только позволяют снять кинематические и кинетические данные о движении, но и позволяют количественно оценивать уровень работы, эффективность и степень восстановления из патологического состояния. Основная особенность всех устройств подобного типа требование повторяемости упражнений и тренировки пациента, что и позволяет добиться результата. Наибольший успех на этом пути достигается в [73].

В [74] рассматривается активность сенсомоторной зоны. Для её регистрации использовался двухканальный спектрометр ближнего инфракрасного диапазона постоянной волны, длина волны 760 нм и 880 нм, что является негласным стандартом. В экспериментах участвовало пять испытуемых, из них – одна женщина. Волосы изымались из области контакта с оптодами. Расстановка оптодов была такова, что они охватывали окрестности электроэнцефалографических каналов СЗ и С4 по системе 10-20. Обратная связь осуществлялась по монитору на экране в текстовом формате и графически, если отклик превосходит отклик в предыдущей попытке испытуемого решить экспериментальную задачу – стрелкой вверх. Эксперимент проводился по следующей схеме: 30 секунд отдыха 25 секунд действия – волевого изометрического сжатия обозначенного предплечья, при этом локоть находится на специальной прочной подставке, затем 15 секунд отдыха. 80 попыток. Оцифровка спектрометрических данных проводилось на частоте 10 Гц. После пересчёта сигнала в изменения концентраций гемоглобинов применялся фильтр скользящего среднего. Обработанные таким образом данные подвергались классификации, результат верного распознавания составил 95 %. Дана оценка будущего технологии робототехники в протезировании.

Эта статья примечательна также и «хрестоматийными» параметрами экспериментов, которые подобны описанным во многих работах. Похожий интерфейс с упором на его низкую стоимость приводится в [75]

Сама идея реабилитации с использованием роботизированного протеза была представлена более 10 лет назад. Клинически достоверная эффективность была доложена в большом количестве работ, например в [76–78].

Одной из основных областей применения интерфейсов мозг-компьютер (ИМК) на основе спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона являются ассистивные системы и комплексы. Здесь может применяться не только ИМК, а как, например, в работе [79] рассматриваться интерфейс «тело-машина».

работах [80-82] применяется классификация полученных посредством B спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона паттернов гемодинамической активности при моторном воображении с целью построения ИМК для людей с ограниченными возможностями. В работе [82] упоминаются предыдущие исследования других авторов, в которых рассматривали и другие парадигмы, например, воображение движений и вызов специфических эмоций, концентрация, электрическая стимуляция (реакция на неё). Описывается общая схема классических экспериментов, сбор информации об изменениях в гемодинамике, сопровождающих нервную активность, получение сигнала, выбор и экстракция признаков, оценка команды/классификация, результирующая оценка. Приводится подробное описание процесса обработки спектрометрических сигналов, упоминаются тренды и способы борьбы с ними при помощи усреднения, применяются два типа усреднения. Приводятся некоторые спектрометрии теоретические основы ближнего инфракрасного диапазона. Описываются проблемы влияния респираторных циклов, волн Майера, отклики сердца. В качестве надёжных методов редукции шумов в сигнале предлагается использовать обобщённую линейную модель (GLM) и анализ независимых компонент (ICA). Основная цель статьи – найти разницу между «активным» и «пассивным» состоянием используя спектрометрию ближнего инфракрасного диапазона.

Интерфейс мозг-компьютер – это сложная система, состоящая из нескольких подсистем. Одной из таких подсистем является подсистема классификации сигналов, вне зависимости от происхождения. Это ключевой блок, так как от качества его работы зависит функционирование интерфейса в целом. В этой ситуации было любопытно провести анализ используемых систем классификации и связанных с ними особенностей программного обеспечения, подходам к выделениям «качеств» сигналов, производимых описываемыми в рассматриваемых публикациях устройствами. Работа любого классификатора сопровождается предварительным выделением признаков (селекцией). также выделением значимых компонент а сигналов неклассифицирующими алгоритмами. В работах, рассмотренных в данном обзоре, используются следующие классификаторы и алгоритмы идентификации состояний (список дан в порядке убывания встречаемости метода в публикациях):

- 1. скрытые марковские цепи (Hidden Markov Chains);
- 2. обобщённая линейная модель (General linear model);
- 3. метод опорных векторов (Support Vector Machine, SVM);
- 4. линейный дискриминантный анализ (Linear discriminant analysis, LDA);

5. мета-классификаторы или комитеты, совокупности классификаторов (Meta-classifier);

- 6. байесовский наивный классификатор (Naive Bayes classifier, BC);
- 7. перцептрон (Perceptron Neural Networks);
- 8. операторы нечёткой логики (Fuzzy operator);
- 9. нейро-нечёткие системы (Neuro-Fuzzy system, NFS).

Пример самого простого интерфейса мозг-компьютер (ИМК), ориентированного,

тем не менее, на сложное когнитивное состояние, дан в [83], где описывается одноканальная установка спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона, являющаяся прототипом оптического ИМК. Управляющее состояние – ментальная арифметика, регистрация проводится на префронтальной коре. В статье даются ключевые медицинские термины, связанные с оксигенацией крови. Рассматривается теоретическая связь между электрическими процессами и процессами оксигенации. Рассматривается теория спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона, борьба с артефактами. В [84] исследуются временные аспекты взаимоотношений концентраций оксигенированного и восстановленного гемоглобинов. Подобные интерфейсы рассматриваются также в [85]. Это не единственный пример работы, в которой в качестве маркерного состояния интерфейса мозг-компьютер используются сложные когнитивные состояния. Так, например, в работах [86, 87], качестве состояния для распознавания кроме ментальной арифметики и других когнитивных состояний используется воображения музыки или «внутреннее пение» и подобные этим состояния.

Что касается борьбы с артефактами, то статья [88] выводит её на новый уровень. Работа ставит целью разработку и применение методов отсечки артефактов как не физиологической природы, так и физиологической, но обусловленных внешними факторами (например, изменение частоты сердцебиения, связанное с резким отвлечением внимания на внешний объект или обстановку). Рассматривается ряд внешних отвлекающих факторов, в частности резкие звуки – отвлекающий шум. Целью работы была компенсация таких влияний, для приближения ИМК на основе БИКС к практическим условиям применения. В статье рассматривается система фильтрации упомянутых видов артефактов, основанная на скрытых цепях Маркова. Похожее внимание к внешним акустическим влияниям уделяется и в [57]. В [55] применяется борьба с артефактами медикаментозными методами – путём местного приложения вазоделитирующего препарата.

В [89] рассматривается межсессионная повторяемость классифицируемости состояний в экспериментах, основанных только на одном повторении при исследовании префронтального отклика на выполнение когнитивной залачи «ментальная арифметика» и состояния No-Control (так авторы обозначают состояние спокойного естественного бодрствования) посредством спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона (БИКС). Авторы признают недостаточность публикаций по теме повторяемости экспериментов практически любой парадигмы с использованием спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона. В литературе отсутствует оценка классифицируемости сигналов БИКС в экспериментах с одним предъявлением. Это важно для оценки возможности выхода за пределы лаборатории в сторону практической системы интерфейс мозг-компьютер, где ключевым моментом является надёжность. Рассматриваются два вопроса: 1) может ли ответ на предъявление стимула быть повторяемо отличим от нулевого уровня во время многих сессий и многих экспериментов; 2) являются ли временно-пространственные характеристики такого ответа постоянными и предсказуемыми в ряде сессий и экспериментов. В результате исследования была выявлена повторяемость регистрации отклика над нулевой линией, непостоянство однако, также было выявлено пространственно-временных характеристик такого отклика. При этом общая точность классификации составила 67%. Рассматривались следующие варианты: 1) изменения во время различных сессий, 2) одной и той же сессии; 3) комбинации обоих вариантов. Приводится качественный анализ и оценка достоверности результатов. У предложенного интерфейса мозгкомпьютер полностью отсутствовала обратная связь и это признаётся авторами как недостаток.

Хочется также отметить работу [90], в которой исследование направлено на

разработку методов определения направления движения рук, исходя ИЗ отклика. Для детектирования планируемого испытуемым гемодинамического моторного акта по гемодинамической активности, регистрируемой в моторной зоне головного мозга человека, использовалось 64 специальным образом распределённых по поверхности скальпа оптода, во время свободного движения руками в ортогональных направлениях (х- и у-направления в горизонтальной плоскости). В качестве признаков рассматривались изменения концентраций оксигенированного и восстановленного гемоглобинов, их сумма и разность. Полная доставка кислорода и его эвакуация была вычислена для локальных нейронных популяций в моторной коре, лежащей под оптодами. Анализ этих сигналов показал, что они могут быть разделены в пространстве и времени в зависимости от направления движения. Таким образом, анализируя пространственно-временные профили активации мозга, можно идентифицировать направления движения руки в реальном времени.

В качестве примера интерфейса мозг-компьютер на основе спектрометрии инфракрасного диапазона, в котором рассматриваются ближнего несколько ментальных состояний, можно привести работу [91]. В данной статье авторы измеряют и классифицируют, а также сравнивают результаты измерений активности для трех различных ментальных задач, а именно: ментальная арифметика, воображение моторной активности правой руки и воображение моторной активности левой руки. Опыты проводились с участием 10 здоровых испытуемых. Применялась спектрометрия ближнего инфракрасного диапазона постоянной волны, сигнал записывался с моторной и префронтальной зон «конкурентно», по очереди. Многоклассовый линейный дискриминантный анализ применён в качестве классификатора. Состояния классифицируются одно против другого. Средняя точность классификации составила 75.6 % по всем субъектам, на 2–7 секундном окне в течение 10 секундного временного окна, отведённого на выполнение задания. Артефакты респирации и сердцебиения нивелировались использованием Гауссова фильтра высоких с частот И вейвлет-преобразования. В качестве команды «стоп» выступало состояние «отдых». Максимальная точность рассматривалась, как возможность для классификатора отличить одно из состояний от отдыха. Так верное распознавание состояния «лево» (от отдыха) составляло 99.8 %, что является лучшим результатом.

В [92] утверждается, что на настоящий момент методы обработки сигнала спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона ещё не устоялись и не отработаны. По этой причине качества интерфейсов мозг-компьютер на основе спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона пока невысоки. Работа в целом посвящена описанию устройства интерфейса мозг-компьютер для контроля роботизированного манипулятора MR-999 (Elekit, Japan). Предложен новый метод оценивания мозговой активности, основанный на персептроне. Метод используется для того, чтобы с высокой точностью решать задачу типа on/off, связанную с классификацией. Активность мозга во время выполнения задачи «граспинг» (хватание предмета кистью руки) и воображения действия типа граспинг рассматриваются как мера точности интерфейса мозг-компьютер. Указывается, что результат может быть существенно улучшен для обеих задач – воображения и реального выполнения. Испытуемому даётся пять попыток, по 30 сек на выполнение задания, перемежающиеся с 10-секундными паузами. Первые две попытки – подготовительные, когда механизм извлечения признаков и алгоритм распознавания обучаются флюктуирующему паттерну изменения концентраций гемоглобинов испытуемого. Начиная с третьей попытки, рука-робот вращается в соответствии выученным паттерном.

Ещё одним примером работ, в которых на базе спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона реализуется on/off интерфейс, является работа [93], в ней также уделяется внимание стабильности откликов систем интерфейсов мозг– компьютер на основе спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона для перехода на следующее поколение устройств типа ИМК, с новыми качествами.

Одним из бурно развивающихся направлений внутри «основного потока» исследований, связанных с интерфейсом мозг-компьютер является ветвь, связанная с робототехникой. Так в [94] рассматривается сама идея использования спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона для управления роботами (не важно, какими). И возможность eë технической реализации. Фактически это обзор по программно-аппаратным комплексам, реализующим рассматриваемую функцию. Также в [95] приводится слепое рандомизированное исследование, в котором реабилитационный робот для руки MIT-Manus использовался в связке с интерфейсом мозг-компьютер управление которого осуществлялось И электроэнцефалографическими сигналами мозга, возникающими при воображении движения. При управлении движениями экзоскелетов, которые совмещены с интерфейсом мозг-компьютер, используется более или менее единый подход, который можно описать следующим образом: движение экзоскелета программируется заранее, а успешное распознавание команд интерфейса мозг-компьютер позволяет либо запускать это движение, либо поддерживать его скорость. В случае, когда интерфейс мозг-компьютер перестает распознавать то, что пациент воображает целевое движение, экзоскелет либо останавливается, либо возвращается в исходное положение под действием пассивных тяг и пружин, активно, с помощью своих силовых приводов. Хорошей иллюстрацией данного подхода также является статья, в которой описывается система сопряжения «Armeo Spring» с интерфейсом мозг-компьютер, с целью создания реабилитационного тренажера [96]. Любопытен пример исследований, связанный с разработкой протезов рук. Так в [97] рассматривается система управления роботизированной рукой при помощи интерфейса мозг-компьютер, основанного на функциональной магнитно-резонансной томографии, проводимой в режиме реального времени. Управлению роботизированной рукой через наблюдение за динамикой мюритма посвящены работы [98] и [99], а, управлению средствами передвижения, например, управлению инвалидной коляской с использованием интерфейса мозгкомпьютер на основе регистрации мю-ритма – [100, 101]. Существуют исследования и с использованием парадигмы вызванных потенциалов [102, 103]. В публикациях [104-106] приводятся примеры реализации робототехнических систем с использованием интерфейса мозг-компьютер оценка Полобные И ИХ качеств. технологии разрабатываются и отечественными специалистами [107-111].

В статье [112] представлен концепт мобильного неинвазивного интерфейса мозгкомпьютер, основанного на спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона для контроля сложного робота. Разрабатывается концепция AutInEx (Automated autonomous intention execution), что означает автоматическое выполнение возможно очень сложных действий и последовательностей действий, выражающих намерение человека через автономного робота. К сожалению, приводится только констатация факта и схема экспериментальной установки. В этом направлении, однако, требуется ещё многое сделать.

В целом о методиках изучения нервных процессов может рассказать [113]. Здесь отмечено, что спектрометрия ближнего инфракрасного диапазона обладает низким временным разрешением, что может даже препятствовать обнаружению переходов между состояниями. Для нивелирования этого недостатка рекомендуется использовать спектрометрию совместно с электроэнцефалографией. Утверждается, что интерфейсы мозг-компьютер, основанные на спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона, недороги, но не демонстрируют высококачественных результатов. Рассматриваются и оцениваются различные методы предобработки: Common Average Referencing (CAR), Surface Laplacian (SL), Independent Component Analysis (ICA), Common Spatial Patterns

(CSP), Principal Component Analysis (PCA), Singular Value Decomposition (SVD), Common Spatio-Spatial Patterns (CSSP), Frequency Normalization (Freq-Norm), Local Averaging Technique (LAT), Robust Kalman Filtering (LKF), Common Spatial Subspace Decomposition (CSSD). Наиболее часто используемые: ICA, CAR, LS, PCA, CSP, а также различные алгоритмы адаптивной фильтрации. В статье также упоминается гибридный ИМК на основе БИКС и МЭГ.

МЭГ, как устройство для получения информации о нервной активности, не в последнюю очередь, как часть ИМК, используются, например, в [114]. К ряду работ, описывающих преимущества и особенности использования МЭГ для исследования головного мозга можно также отнести [115–123].

В этом же ключе ведётся изложение и в работе [124]. Статья направлена на улучшение качества функционирования ИМК, основанного на распознавании моторных состояний. Для этих целей рассматривались процедуры слияния данных, и проверка эффективности работы различных классификаторов (метод опорных векторов, *k*-ближайших соседей, Байесов классификатор, классификатор, основанный на методе Парзена, многослойный перцептрон, комбинация классификаторов). Подробно описывается метод взвешенного усреднения (ordered weighted averaging) OWA метод, впервые предложенный в [125] в отношении задачи мультикритериальной агрегации, для формирования общего решающего правила. Максимально достигнутое качество классификации составило 85 % при использовании классификатора Парзена.

Одной из методик, направленных на улучшение качеств ИМК является использование так называемых гибридных ИМК, в которых сигналы о состоянии испытуемого получают посредством как минимум двух приборов различной модальности. В [43, 88, 126–132] вводиться концепция гибридного ИМК вообще – не только в смысле различных модальностей, но и в смысле различных парадигм записи. Вводятся основные критерии такого устройства применительно к практике. Оговариваются необходимые стандарты качества. Рассматриваются различные типы ИМК, например «мозговой выключатель».

[133] описывается неинвазивный В ИМК для использования R нейропротезировании. Работы в области ЭЭГ показывают, что требуется большая точность и стабильность работы таких ИМК. В статье рассматривается вопрос возможности улучшения показателей ИМК, основанных на ЭЭГ при совместном использовании с методом БИКС. Оба метода были применены одновременно для записи сенсомоторного ритма. Исследование включает как работу с реальными, так и воображаемыми движениями. Тестируется, как классификация БИКС может совмещаться и улучшать процесс классификации ЭЭГ паттернов и результаты такой классификации. Результаты работы говорят о том, что одновременная запись ЭЭГ и БИКС может существенно улучшить классификацию моторного воображения до показателей около 90 %, в среднем улучшив показатель точности на 5 % (уровень значимости p < 0.01) по сравнению с использованием только ЭЭГ. Тем не менее, длительная задержка по времени гемодинамического ответа может препятствовать улучшению общей точности классификации. Более того, авторы обнаружили комплиментарность БИКС и ЭЭГ друг другу в смысле информационного содержания и, следовательно, эти методы являются надёжной мультимодальной техникой имиджинга. Для работы использовался 24-канальный БИКС, показания которого усреднялись во времени и были признаками, которые передавались классификатору, работающему по алгоритму линейного дискриминантного анализа. Оказалось, что результаты классификации для ЭЭГ и БИКС коррелируют, но с некоторой задержкой во времени, что связано с природой БИКС. Необходимость использования мультимодальности в изучении нервной системы также подчёркивается в [134]. По мнению авторов мультимодальный ИМК позволит улучшить точность распознавания состояний, что может помочь в декодировании состояний. Рассматривается экспериментальный гибрид электроэнцефалографии и спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона, который используется для извлечения и декодирования четырёх различных типов сигналов. Оптоды располагались над префронтальной корой, а ЭЭГ электроды – над правыми и левыми моторными зонами двух испытуемых, которым показывали четыре символа направления: вперёд, назад, лево и право. Команды вперёд и назад оценивались по проведению испытуемыми ментальной арифметики, что проявляется в заметном изменении концентрации оксигенированного гемоглобина. Направления направо и налево ассоциировались соответственно с «таппингом» (постукиванием) левой и правой рукой. Высокая точность классификации являлись следствием использования гибридной технологии.

В [133] рассматриваются методы обработки многоканальных данных, методы «слияния» данных, получаемых от интерфейса мозг-компьютер. Данная статья является обзором нескольких техник слияния и совместного использования данных различных модальностей в устройствах типа ИМК. Авторы фокусируются на ИМК, основанном на сенсомоторных ритмах. Дано описание трех главных линий исследований в данной области: интеграция комплиментарных признаков нейронной активации, интеграция информации множества предыдущих сессий, и данных множества испытуемых. Также показано, как рассматриваемые техники влияют на качество функционирования ИМК. Приведён большой обзор типов ИМК, описывается базовая теория и свойства сенсомоторных ритмов, а также гемодинамические подписи, сопровождающие электрофизиологическую сенсомоторную активацию. Вводиться оценка влияния на качество вариаций сигнала в различных частотных полосах и пространственных локализациях. Приводятся популярные техники обработки данных, так, например, в качестве «популярного» алгоритма пространственной фильтрации рассматривается Common Spatial Pattern (CSP), а также Байесовская классификация, линейный дискриминантный анализ (LDA). Указывается, что наблюдаемые сигналы всегда являются суммой откликов на большое число одновременно протекающих физиологических процессов, что не способствует их корректному разделению вне зависимости от используемого метода.

направлением повышения качества Другим является метод, В котором постулируется отсутствие необходимости во множестве калибровочных, тренировочных, предварительных и тому подобных данных. Это так называемые ИМК с нуль тренировкой. Такие ИМК популярны в таких направлениях использования технологии, как компьютерные игры или в сегменте «готовые решения» [134]. Во всех устройствах такого типа эксплуатируется тот или иной метод переноса ранее накопленных данных, с предыдущей сессии, или особым образом предобработанные данные другого испытуемого. В целом всегда используются те же, быть может только, слегка модифицированные методы селекции признаков и классификаторы. К сожалению, такой метод не всегда устойчив относительно случайных выбросов. То есть он может хорошо работать на большинстве данных, но рано или поздно найдётся такой испытуемый, на котором будет получено такое ЭЭГ, при котором классификатор не сможет дать однозначный результат и точность катастрофически упадёт. Для купирования этого эффекта и корректного переноса данных используются разнообразные методики модификации уже известных методов. Например, обобщение, на некоторой мере, данных. Упор делается на утверждение, что в силу закона больших чисел на большом числе испытуемых экспериментатор получит некоторую универсальную выборку и таким образом ИМК с нуль тренировкой. Одним из интересных методов, дающих результаты при этом, является метод сравнения выборок при помощи расчёта обычной взаимной корреляции. Также в [133] сравнивается БИКС с фМРТ. Говорится, о том, что БИКС при использовании в гибриде с ЭЭГ даёт небольшой прирост точности – в пределах 5 %, но стабильный на большой выборке испытуемых (у 90 % испытуемых) что, в общем, даст существенное улучшение результата. Ограничения в использовании спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона обсуждаются также в [135], где приводится интересный перечень приложений реального мира при взаимодействии человека и компьютера.

Для семейства приборов БИКС с фазовой и частотной модуляцией зондирующего излучения, и приборов «непрерывной волны», отличительной особенностью является родство с откликом на функциональной магнитно-резонансной томографии – фМРТ, с контрастом, зависящим от уровня оксигенации крови (fMRI-BOLD), фактически имеющим ту же физиологическую природу. Это важное свойство является причиной, по которой БИКС получает всё большую популярность среди исследователей, как дешёвый и доступный аналог фМРТ. Так, например, в [136] проводилась одновременная запись БИКС и фМРТ-BOLD и представлены результаты подробного исследования взаимосвязи двух упомянутых модальностей энцефалографического сигнала, полученного во время выполнения простой моторной задачи испытуемым. В работе использовался спектрометр с оптодами-излучателями длин волн 786 нм и 830 нм, и диаметром лазерного диода, равным 2.7 мм, 10 м световодами (специальный фотодиодный модуль фирмы Хамаматсу). В магнитно-резонансный томограф испытуемого загружали уже в смонтированном устройстве крепления оптодов. На МРТ Siemens Sonata scanner 1.5 Тл (Siemens Corp) сначала проводились три измерения с анатомическими целями. Общие параметры сканирований были следующими использованные последовательности: 3D-SPGR (время повторения импульсов время регистрации эха TE = 3.2 мс, $\theta = 7^{\circ}$, размер TR = 7.25 Mc,вокселя – $1 \times 1 \times 1.33$ мм, 0.9375×0.9375 мм разрешение по слою), T1 взвешенное изображение всего мозга, эхо-планарная последовательность (время повторения импульсов TR = 8 с, время регистрации эха TE = 39 мс, $\theta = 90^{\circ}$, 27 слоев, толщиной 5 мм, 3.125 мм разрешение по слою). фМРТ – сканирование было проведено с градиентным эхо BOLD-EPI последовательностью, информация собиралась в тех же плоскостях, что и при эхо-планарном T1 сканировании (время повторения импульсов TR = 2.5 с, время регистрации эха TE = 40 мс, $\theta = 90^{\circ}$, 27 слоев, толщиной 5 мм, 3.125×3.125 мм разрешение по слою). Двигательной задачей было сжимание-разжимание четырех пальцев руки, моргание – все с различной характерной продолжительностью и соответственно частотой отклика.

Пары источник-детектор располагали как можно ближе к зонам интереса. Несмотря на немагнитность датчики БИКС всё равно порождают свои собственные изображения и артефакты. Для расчёта концентраций использовался модифицированный закон Бера–Ламберта и три различные величины дифференциального фактора пути. По МРТ зарегистрировали активацию в верхней паристальной доле Superior parietal lobule. Все воксели области были сильно активированы (уровень значимости $p < 10^{-6}$). Сигналы активации фMPT-BOLD и спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона (30 c) довольно хорошо совпадали. Также с фМРТ-BOLD сравнивались «сырые» данные спектрометрии – до пересчёта в концентрации гемоглобинов. По форме можно увидеть корреляцию между БИКС сигналом и BOLD. Для фильтрации спектрометрического сигнала использовался метод скользящего среднего. Авторы применили нормализацию сигнала. Параметр дифференциального фактора пути варьировался в пределах ±20 %. Такое варьирование казалось физиологически оправданным, так как оно находится в пределах естественного шума при непосредственных измерениях этого параметра в эксперименте. Его вариабельность не производит существенного эффекта на результирующие концентрации гемоглобинов и их корреляцию при контрастировании в зависимости от оксигенации. Как оказалось, корреляция зависит от частоты, с которой в эксперименте выполняются движения. Корреляция по восстановленному гемоглобину с BOLD-сигналом составила -0.76 (уровень значимости $p < 10^{-7}$), с оксигенированным гемоглобином составила 0.91 (уровень значимости $p < 10^{-7}$) с учётом устойчивости по отношению к вариабельности дифференциального фактора пути. В работе также указывается на то, что оптимальная величина дифференциального фактора пути (дающая наилучшие корреляции с BOLD откликом) может меняться от испытуемого к испытуемому.

в виду и явления физиологического характера, Необходимо иметь но «второстепенной» природы, на фоне которых происходит изменение концентраций гемоглобина, связанные с экспериментальной парадигмой. Такие явления наблюдаются на длительном отрезке времени в пассивном состоянии отдыха. Часть этих сигналов идентифицирована, ими в первую очередь являются пульс и волны Майера [137, 138]. Такие явления обычно сильнее выражены в кривой оксигенированного гемоглобина. Они могут влиять на корреляцию, не будучи связанными с выполняемой испытуемым экспериментальной задачей. Тем не менее, даже если учитывать и эти явления всё равно корреляция оксигенированного гемоглобина с BOLD ответом сильнее. Тем не менее, систематические отклонения между оптическим и магнитно-резонансным откликами, должны приниматься во внимание. Различия могут быть вызваны такими факторами, как природа магнитно-резонансного сигнала и проблемами обработки оптического сигнала, самого по себе. В целом показано, что пространственное разрешение для обоих методов имеет подобные числовые характеристики. В статье [136] делается вывод, что оптический метод чувствителен ко всем размерам сосудов и пространственным масштабам изменения кровотока, и с несколько заниженной чувствительностью к артериям и венам в диаметре больше чем 1 мм.

Рассматривая некоторые кровонаполненные «полости» или вернее, объёмы, можно заключить, что фМРТ-BOLD более чувствителен к венозным компартментам, в то время как оптический метод более чувствителен к венозным и капиллярным компартментам, так как именно там возникают изменения соотношений концентраций восстановленного гемоглобина. Расхождение, таким образом, может быть обусловлено зависимостью вклада капиллярных компартментов в оптические изменения, что в свою очередь может влиять на магнитуду и устойчивость корреляций.

Авторы рекомендуют использовать Монте–Карло моделирование для получения адекватной модели распространения излучения в веществе, выбора оптимальной геометрии и представления этой геометрии в компьютере для решения прямой и обратной задачи. Использование метода моделирования позволит в будущем решить обратную задачу и локализовывать источники активности в 3D.

Ожидаемая сильная корреляция деоксигемоглобина с BOLD ответом не реализовалась. Вместо этого, на начальном этапе исследования, обнаружилась сильно вариабельная корреляция, что давало основание полагать наличие потребности введения поправки на индивидуальность испытуемых для БИКС. Причины этого, по мнению авторов, состоят в ошибках измерения, свойственных каждой ИЗ рассматриваемых систем. Например: 1) ошибки частичного объёма в силу изменений фокальной концентрации, 2) зависимость длины волны от эффекта частичного объёма, 3) ошибки модели тканей, 4) возможная пространственная некогерентность между изменениями концентраций оксигенированного и восстановленного гемоглобина. После того, как эти эффекты были приняты во внимание, была обнаружена сильная корреляция. Особенно важно то, что эта корреляция сохраняется, даже если в BOLD сигнале учитывать при усреднении скальп, череп, неактивные мозговые ткани. Для оптических измерений это может указывать, по крайней мере, частично, на превосходство по отношению сигнал/шум измерений оксигенированного против восстановленного гемоглобина. В статье постулируется, что активность коры по БИКС - огрублённое изображение аналогичных карт по фМРТ. Несмотря на то, что на этот факт регулярно обращают внимание в литературе, источники, в которых давалась бы количественная оценка соотношению амплитуд активностей по БИКС и по фМРТ, кроме рассматриваемой статьи, фактически отсутствуют.

Следует заметить, что, процессы, обуславливающие чувствительность по отношению к тканям, включая ткани головного мозга, всё ещё плохо поняты. Косвенным подтверждением этому может служить количество публикаций на аналогичную тему, в которых авторы пытались сравнить и установить взаимно однозначную связь БИКС и фМРТ. Ссылок на таковые приводиться не более пяти [139–143].

Более того, остаётся неясным, как и насколько чувствительны вычисления HbR (восстановленного или дезоксигенированного гемоглобина) HbO2 И гемоглобина) к тканей (оксигенированного ошибкам упрощения модели И геометрических форм объектов, внутри которых распространяется излучение. Как следствие надёжные численные значения абсолютных величин концентраций также пока отсутствуют. Без знания этих величин количественно точных спектрометрических измерений гемодинамики нет, и не может быть в условиях любого оборудования. Оправданием может служить только то, что для подавляющего большинства биологически значимых хромофоров измерение их фундаментальных оптических характеристик *in vivo* по меньшей мере, затруднительно. С другой стороны, одновременная запись БИКС и фМРТ поможет преодолеть эти ограничения. Также такую информацию можно получить и косвенно с использованием, например, моделирования Монте-Карло на основе доступной анатомической информации, полученной по фМРТ, что необходимо для улучшения оптической модели. Такие работы по моделированию, в частности [144], также утверждают, что например, изменение объёма мозговой ткани могут быть ответственны за некоторую нечувствительность к величинам оптических параметров и параметров оборота хроматофоров в теле человека. Модельные «карты чувствительности» могут быть использованы для восстановления объёмного изображения по оптическому сигналу, во всяком случае, для улучшения качества восстановленного изображения. При этом «численное» совпадение данными функциональной точное между магнитно-резонансной томографии с контрастом, зависящим от уровня оксигенации крови и БИКС было получено только однажды в остром опыте по скальпированию молодой особи свиньи [145] с одновременной регистрацией фМРТ, результаты опыта показали сильную корреляцию.

При условии достоверного сравнения с фМРТ можно говорить о фБИКС функциональной спектроскопии ближнего инфракрасного диапазона. Также как и фМРТ – это неинвазивный метод регистрации гемодинамического сигнала мозга, причём преимуществом здесь является физиологическая значимость сигнала (при условии, конечно, что его удастся однозначно связать с концентрациями гемоглобинов). В настоящее время наблюдается всплеск публикаций и исследований, посвящённых ИМК, построенном на БИКС и гемодинамике головного мозга вообще. Одним из областей применения таких устройств является изучение физиологической значимости самого сигнала изменения концентрации и его связи с поведенческими явлениями организма. БИКС, как и фМРТ способны зарегистрировать изменения гемодинамики, связанные с таким поведенческим аспектом. В обзоре [146] рассматриваются фундаментальные принципы, а также последние достижения в данной области. Особо отмечено, что в отличие от фМРТ, где процедуры обработки и конвертации исходного сигнала в данные отработаны и стандартизированы, в спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона такая стандартизация ещё не прошла и БИКС SPM – статистическое параметрическое картирование ещё предстоит реализовать. Эта проблема также поднимается и в [147], где ставится задача сравнения

спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона И функциональной томографии магнитно-резонансной И построения методов статистического параметрического картирования или имиджинга для БИКС. Спектрометрические измерения были проведены на приборе Oxymon MK III (Artinis, Netherlands). Результаты также указывают на корреляцию с фМРТ-BOLD- сигналом. Авторы заявляют, что одновременная запись фМРТ и БИКС может дать существенное улучшение качества временного и пространственного разрешения, также утверждается, что хотя и существует множество средств параметрического картирования для фМРТ, для БИКС свободно доступное программное обеспечение такого рода имеет некоторые ограничения, относящиеся к количественному анализу для исследований совместных с данной статье анализируется свободно распространяемый φMPT. В пакет дополнительного программного обеспечения для MATLab NIRS-SPM. Данный пакет программ содержит процедуры количественного анализа спектрометрического сигнала, такие как, например, статистический анализ БИКС сигнала. NIRS-SPM не только позволяет строить карты активации оксигенированного и деоксигенированного гемоглобина, а также полного гемоглобина, но и позволяет с «супер-разрешением» локализовывать источники, что невозможно с использованием обычных инструментов локализации. Следует заметить, что описание данного программного продукта в столь превосходной степени является некоторым преувеличением. В статье приводятся исчерпывающие результаты экспериментов типа «finger tapping» и выполнений заданий на память, подтверждающие достоверность методов рассматриваемого программного обеспечения. БИКС, и его сигналы или сигналы его модальности в статье описываются терминах фМРТ, так, утверждается, что: «БИКС имеет многочисленные В преимущества над всеми остальными модальностями получения информации о нервной системе. Одним из таких преимуществ является возможность непосредственно измерять широкий спектр «контрастов» такие как окси-, деокси- и полный гемоглобин, причём с высоким пространственным разрешением, что позволяет изучать временное поведение гемодинамики в ответ на нейронную активацию. Напротив, фМРТ-BOLD сигнал является физиологически неоднозначным, так как может включать в себя отклик на церебральный кровоток, оксигенационный метаболизм и изменение церебрального объёма крови (CVB)». Тут же признаётся наличие ограничения пространственного разрешения, вследствие, ограниченной глубины проникновения излучения ближнего инфракрасного диапазона в ткани [148, 149].

Дополнительно приводится обсуждение изменчивости параметров модифицированного закона Бера–Ламберта применительно к биологическим тканям. Признаётся изменчивость таких величин как дифференциальный фактор пути, которые могут сильно меняться от испытуемого к испытуемому, что приводит к несправедливым оценкам концентраций, что наиболее характерно для устройств с постоянным излучением. Как альтернативу этой ситуации можно рассматривать технологию DOT (Диффузной оптической томографии). Здесь дифференциальный фактор пути вообще не используется из-за природы алгоритма реконструкции по многим каналам данных [136, 148, 150–157]

В статье [158] также делается заявление, что в отличие от ПЭТ и фМРТ на настоящий момент не существует стандартных методов для анализа БИКС данных, и различные исследовательские группы проводят анализ на основании различных инструментов, нередко собственного производства. Из программных продуктов на роль первого кандидата для работы с БИКС сигналом предлагается HomER, написанный на MATLab [159].

Следует отметить также, что из-за ограниченности в расстояниях между оптодами сложно делать измерения совместно с картами активации в функциональной магнитно-резонансной томографии. При работе с БИКС сигналом авторы сталкиваются

также с трудностями интерполяции, и соответственно сопоставления карт активности БИКС и фМРТ. Аналогичная проблема, связанная с глубиной проникновения БИКС излучения в ткань, и фактически формализация математического аппарата локализации или, вернее оценки глубины залегания источника активности по межоптодному расстоянию рассматривается в [160].

Упомянутые трудности во много раз значительнее для работы с ЭЭГ/МЭГ, где можно получить 3-мерную карту распределения источников активности при решении обратной задачи и сопоставлять уже её с фМРТ. Основная задача таким образом получить на основе малого количества спектрометрических каналов достаточно гладкое и соответствующее физиологии распределение активности по поверхности скальпа. Вместо того, чтобы обращаться к технологии 3-мерного реконструирования DOT (Диффузной оптической томографии), данная статья сосредоточена на построении 2D реконструкции активности коры. Любопытно, что полученная реконструкция является интерполяцией по результатам каждого из каналов БИКС при использовании негомогенных интерполяционных ядер. При рассмотрении теоретических аспектов распространения излучения в биологическом веществе в [147] внимание читателя обращается на то, что уравнение Бера-Ламберта – всего лишь линейное приближение или первая аппроксимация диффузного рассеяния. То есть для получения более точных результатов, касающихся рассеяния, при моделировании и решении «обратных» оптических задач любых типов, и восстановления изображения по проекциям, при решении томографической задачи, только измерениями в рамках закона Бера-Ламберта ограничиваться, вообще говоря, некорректно, так как в некоторых случаях, рассматриваемые задачи «слишком сильно» выводят экспериментатора за пределы применимости этого закона. Необходимо использовать диффузионное приближение или ещё лучше решать задачу с привлечением уравнения переноса излучения, возможно с поправками на особенности мутной среды.

Рассматриваемая работа [147] интересна ещё и тем, что тут проводилась регрессия БИКС данных на фМРТ, осуществляющаяся в несколько этапов: вычитание среднего из сигналов обоих типов, приведение сигналов к одному виду, с использованием специально разработанного метода для того, чтобы можно было вычитать один из другого, и таким образом, сравнивать. Упоминаются тренды: БИКС эксперименты обычно имеют глобальные дрейфы при оптическом измерении сигналов. Это объясняется авторами несколькими причинами, например, движениями во время эксперимента, вазомоторными эффектами, вариациями кровяного давления. изменениями физиологических параметров организма, растянутыми во времени, а также, нестабильностью параметров измерительных инструментов. Сглаживание осуществлялось с использованием свёртки с гауссовым ядром. В работе отмечается, что особенно тщательно следует следить за тем, чтобы до и после обработки сигналов они сохраняли физиологическую значимость, и не выходили за, например, значения максимального кровенаполнения – максимального церебрального объёма крови. В статье постулируется, что корреляция между фМРТ и БИКС составляет от 75 % до 90 % с высокой точностью.

В БИКС суммарное поле измерений негомогенно, так как, помимо всего прочего, в отличие, например, от МЭГ, где электромагнитное поле распространяется в веществе мозга, не претерпевая существенных изменений, БИКС-излучение сильно рассеивается и, следовательно, не может быть гомогенным, так как уже на расстоянии в несколько средних длин пробегов фотонов от одного из источников, световое поле не может рассматриваться как суперпозиция световых полей источников. Таким образом некоторые традиционные статистические критерии оценки становятся неприменимыми. То есть не все каналы БИКС могут быть использованы для интерполяции активностей конкретной точке, поля В В отличие, от

СИСТЕМЫ ИНТЕРФЕЙСОВ МОЗГ-КОМПЬЮТЕР НА ОСНОВЕ СПЕКТРОСКОПИИ ИНФРАКРАСНОГО ДИАПАЗОНА

электроэнцефалографии и магнитоэнцефалографии (ЭЭГ/МЭГ) [28, 65, 117, 161, 162].

Низкое временное разрешение является существенным недостатком спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона и это указывается во множестве работ, в том числе и с ориентацией на практику применения ИМК. Так, например, в [163] отмечается, что работа любого БИКС ИМК сопровождается задержкой в несколько секунд, что ограничивает практическое применение этой системы в реальной жизни. Здесь для классификации использовался метод многопаттерновой классификации И классификатор на основе метода опорных векторов (SVM), для определения истинного ментального состояния (Finger tapping или отдыха). Приводятся оценки эффективности различных пространственных признаков: история сигнала, история градиента сигнала, пространственное распределение оксигенированного и восстановленного гемоглобина. Обнаружено, что задержка для декодирования изменений в поведенческом состоянии может быть сокращена на 50 % (с 4.8 с до 2.4 с) что существенно улучшает показатели ИМК БИКС в реальной жизни. Рассматриваются результаты классификации в зависимости от набора применённых признаков. Максимально достижимая точность – 87 %

Тренды и специфические артефакты, судя по всему, являются визитной карточкой рассматриваемого метода, применительно к измерению церебральной гемодинамики. Так в [164] указано, что к несчастью, кроме самого гемодинамического фокального сигнала в зоне локализации можно ещё и наблюдать сигнал, связанный с системными флюктуациями церебральной гемодинамики, к которым также чувствителен спектрометрический метод. К таким проявлениям относятся: артериальный пульс, дыхание, флюктуации сердечного ритма. В данной работе использовался БИКС для неивазивного измерения церебральной активности человека в состоянии покоя. В таком состоянии у человека наблюдаются осцилляции концентраций гемоглобина с частотой сердца около 1 Гц, респираторные осцилляции с частотой около 0.2 Гц, и низкочастотные волны которые ассоциируются с флюктуациями сердечного ритма и вазомоторной активностью. С использованием БИКС измерены пространственные карты временных изменений в церебральных концентрациях гемоглобинов во время моторной активности – таппинга ладонью. Отмечается также влияние вариации временных параметров эксперимента в предъявлении стимулов или в характере выполнения экспериментальных задач. Это одна из не многих статей, где авторы пытались привязать свои выводы к фактически измеренным величинам изменения концентрации в физических единицах измерения и рассматривали величины, которые могли зарегистрировать доступным оборудованием – малые изменения концентрации 0.05-0.1 мкМ.

Статья [165] является ещё одним примером сравнения спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона (БИКС) И функциональной магнитно-резонансной томографии. Приводится стандартный набор достоинств БИКС в сравнении с фМРТ, включая и лучшее, чем у фМРТ временное разрешение. В качестве недостатков называется плохое пространственное разрешение и меньшее значение отношения сигнал/шум. И хотя фМРТ стал золотым стандартом для in vivo наблюдений за человеческим мозгом, на практике БИКС является более удобным инструментом и менее дорогим. Статья посвящена не только сравнению, но и методам сравнения фМРТ и БИКС. Тестирование такого сравнения проводится на наборе когнитивных задач, при расположении оптодов как над фронтальными, так и над височными областями головного мозга. Приводятся детальные сравнения, как во временной, так и в пространственной области. В статье обнаружено, что БИКС сигнал имеет существенно более слабое значение отношения сигнал/шум, но, тем не менее, часто сильно коррелирует с результатами фМРТ измерений. Отношение сигнал/шум и расстояние между скальпом и мозгом дают вклад в вариабельность БИКС/фМРТ корреляций. В пространственной области было обнаружено, что результаты БИКС измерений, обусловленные фотонами, путь которых представляет собой «полу-эллипс» между БИКС источником и детектором, и проходит внутри зоны интереса (RegionOfInterest, ROI), наиболее сильно коррелируют с фМРТ с контрастом, зависящим от уровня оксигенации крови (BOLD). Рассматривая эти находки, можно резюмировать, что хотя метод спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона и является допустимым заменителем фМРТ для изучения активности мозга, относящейся к когнитивным задачам, его необходимо применять с осторожностью, чтобы быть уверенным в том, что: 1) пространственное разрешение адекватно поставленной задаче, 2) необходимые меры и действия, направленные на увеличение отношения сигнал/шум были предприняты, особенно при изучении областей мозга, которые естественно удалены от поверхности скальпа.

Исследованию так называемых быстрых оптических сигналов (БОС) посвящены работы [166-169]. В работе [166] экспериментальная задача состояла в быстром просматривании фотографий животных, и испытуемому нужно было нажать на кнопку, когда картинка ему знакома – парадигма Go/no-Go. После проведения опыта рассматривалась корреляций электроэнцефалограммой карта между И зарегистрированными быстрыми оптическими сигналами (БОС, Fast Optical Signals -FOS). В этой статье применялось усреднение сигнала для выделения БОС-откликов. В работе отмечается, что БИКС метод потенциально чувствителен как к гемодинамике головного мозга (в статье используется термин «медленные сигналы»), так и к откликам нейронной активности, или так называемым быстрым оптическим сигналам или БОС. Регистрация последних сложна тем, что их природа предполагает низкий уровень сигнал/шум и из-за этого возможность их регистрации часто подвергается сомнению. Авторам удалось достоверно зарегистрировать БОС для 11 испытуемых, одновременно с регистрацией ЭЭГ. Оптоды устанавливались билатерально над префронтальной корой. Для удаления артефактов применялся метод разложения на независимые компоненты. Коэффициенты корреляции для выбранных высоко коррелирующих БОС-ЭЭГ сигналов достоверны с уровнем значимости $p < 10^{-8}$ и таким образом оптический «событийно зависимый» сигнал (Event related Fast Optical Signal, EROS) был обнаружен для всех субъектов. Некоторые событийно-зависимые компоненты в БИКС-диапазоне были подобны событийно зависимым потенциалам ЭЭГ – вызванным потенциалам (Event Related Potentials, ERP). Наиболее устойчивым оказался оптический N200, обнаруженный на t = 225 мс и совпадающий с N200 ERP ЭЭГ. Оба типа сигналов демонстрировали значимую разницу между «целевым» и «не целевым» изображением, а время их появления коррелирует со скоростью реакции испытуемого. Также была зарегистрирована корреляция между единичным испытанием для БОС и ЭЭГ, что подтверждает, что, по крайней мере, некоторые компоненты БОС отражают электрическую активность мозговых процессов. Эти данные дают доказательства участия префронтальной коры в быстром распознавании изображений. EROS - сильно локализованный отклик и может использоваться как инструмент для картирования когнитивных процессов.

Стоит отметить, что регистрация быстрых оптических сигналов достаточно сложна. Исследования корреляций быстрых оптических сигналов в спектрометрии ближнего инфракрасного диапазона с откликами функциональной магнитно-резонансной томографии также являются затруднительными. фМРТ-BOLD сигнал со временем получения в слое в 2.5 с не имеет достаточного временного разрешения. Тем не менее, это очень интересная задача, но её, по сути, можно решить только с использованием многоканального БИКС-регистратора с большой частотой оцифровки сигнала, превосходящей по этому параметру существующее сегодня доступное оборудование.

Следует отметить необходимость в настоящий момент более тонкого исследования

особенностей гемодинамического ответа, регистрируемого в БИК-диапазоне, более детального описания его особенностей с точки зрения физиологии и физики процессов обуславливающих широкий спектр эффектов, ответственных за наблюдаемые явления. Например, крайне интересна работа [170], в которой представлены экспериментальные свидетельства, того, что существует временная невязка между гемодинамическими ответами по окси- и восстановленному гемоглобину. Авторами обнаружено, что кривых профиль изменений концентраций гемоглобинов временной десинхронизирован, то есть их уровни не падают и не поднимаются одновременно, то же верно для их сумм и разностей. Эти величины соответствуют доставке кислорода, эвакуации кислорода, полному объёму доставки и полной оксигенации. Явление рассматривается в контексте распознавания специфических направлений движения конечностями. Эти показатели связаны и могут коррелировать для некоторого направления движения руками, но могут терять связность для другого направления. Таким образом доставка и эвакуация кислорода не всегда связаны между собой по времени. То есть, измерения количества доставленного кислорода может быть недостаточно для определения факта того, что данная область коры активирована или деактивирована. Только комбинация тонически всех четырех мер может характеризовать степень активности данной области коры головного мозга. Такие измерения могут выявить разницу в паттернах, при движениях рук влево-вправо и вперёд-назад.

В заключение, обратимся к ряду работ по оптогенетике [171], описывающих исследования, не относящиеся напрямую к интерфейсам мозг-компьютер, но к нейробиологии в целом, и в некотором смысле к нейрокомпьютерным интерфейсам. Причём, в контексте данной статьи, имеет смысл сосредоточиться на публикациях, цели и задачи которых, в связи с оборудованием ближнего инфракрасного диапазона выходили за рамки только использования в исследованиях конфокального микроскопа, самого по себе [172, 173]. Так, работа [174], посвящена оптогенетическим методам исследования и, в частности, методу активации нервных клеток с высокой пространственной точностью и разрешением, путём внедрения в них генных конструкций, кодирующих канальный родопсин-2. В предлагаемом в статье методе используется возбуждение лазером с длиной волны соответствующей ближнему инфракрасному диапазону (860-1028 нм). Дальней целью данного направления можно назвать достижение возможности с высокой пространственной точностью, в том числе в известном смысле дистанционно, внешне и неинвазивно, активации клеток, глубинно залегающих в мозге экспериментальных животных, целевым образом, в зависимости от длины волны возбуждающего излучения. Работа интересна, прежде всего, тем, что предоставляет полностью оптический и только оптический метод для мониторинга, возбуждения и определения наличия нервной активности на клеточном уровне.

Работы [175, 176] описывают методы, использующие излучение ближнего инфракрасного диапазона в конфокальном микроскопе для коррекции и «управления» ростом нервной клетки. Развитие данного направления можно наблюдать, например, по публикации [177], где описывается лазерная микрохирургия клеточных мембран.

выводы

По объективным данным количество работ в динамике за более чем 10-летний срок растет, и рассматриваемая область исследований расширяется. Также расширяется и детализируется тематика исследований в этой области, прирастая подробностями и новыми данными.

Обращает на себя внимание тот факт, что значительная часть работ в рассматриваемой области является обзорами. Это может свидетельствовать о большом числе научных коллективов, которые начинали или начинают в настоящий момент

свою работу по рассматриваемой проблематике. Также из этого числа можно сделать косвенные выводы о количестве самих научных коллективов.

Из работ, касающихся ИМК и БИКС, наиболее популярны работы, исследование и изложение результата в которых строится по некоторому шаблону. Это большая группа статей, в которых используется только спектрометрия ближнего инфракрасного диапазона и применяется парадигма, в рамках которой измеряются эффекты, аналогичные событийно зависимой десинхронизации (или синхронизации) в электроэнцефалографии, или довольно ограниченный круг когнитивных эффектов.

Исследования, в которых используются гибридные интерфейсы, по сравнению с вышеупомянутыми малочисленны. Ещё меньше исследований, в которых проводится изучение быстрых оптических сигналов (БОС), фундаментальных физиологических вопросов с использованием БИКС, связи нервной активности и оптических свойств живой ткани или физических особенностей распространения излучения ближнего инфракрасного диапазона в веществе, живой материи, обладающей сложной структурой и строением. Гибридные интерфейсы ориентированы преимущественно на использование когнитивных состояний и их регистрацию с использованием БИКС и регистрацию моторной активности с использованием только ЭЭГ, параллельно БИКСизмерениям.

Исключительно мало публикаций, касающихся технического устройства и улучшения характеристик спектрометрического оборудования. Технические особенности даже не освящаются в деталях в работах, в которых используются устройства «собственного производства». Эта область, очевидно, отдана на откуп исключительно производителям оборудования. Это, с другой стороны, не должно удивлять, так как цели научных исследований в упомянутой области направляются тематикой соответствующих групп грантов, предоставляемых разнообразными фондами, стандартами отчётности которых чаще всего является количество публикаций, выпущенных в рамках работы, возможно содержащих новый научный результат, и лишь во вторую очередь техническое усовершенствование оборудования, хотя новые и необычные аспекты использования оборудования – приветствуются. По этим причинам не следует ожидать существенного перелома в данной области в обозримом будущем.

Незначительная часть статей посвящена использованию БИКС/ЭЭГ ИМК в совокупности с ассистивными робототехническими устройствами, экзоскелетами. В силу актуальности, и при условии, появления прорывных результатов в ближайшее время в этой области, очевидно, доля таких публикаций, будет только расти, возможно, вовлекая в себя работы, касающиеся технического устройства таких установок в целом, включая БИКС.

Приходится констатировать, что прототипирование и конструирование скольконибудь значимых с практической точки зрения интерфейсов с использованием технологии оптогенетики, на сегодняшний день не представляется возможным, так как оптогенетика лишь в очень малой степени стала практической наукой и используется преимущественно в фундаментальных исследованиях, однако имеющиеся результаты говорят о перспективности такого направления.

Наконец, стоит отметить, что, несмотря на существенные успехи в области построения ИМК и машинных интерфейсов (это исследования, которые генерируют по несколько сотен публикаций каждый год), прогресс в области создания устройств, которые позволили бы пациентам с полным параличом и синдромом запертого внутри взаимодействовать с внешним миром, можно охарактеризовать как крайне умеренный [178].

Работа выполнена при частичной поддержке РФФИ (грант №16-29-08206).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1. Frolov A., Bobrov P., Mokienko O., Húsek D., Chernikova L., Konovalov R. Korshakov A. Sources of EEG activity most relevant to performance of brain-computer interface based on motor imagery. *Neural Network World*. 2012. V. 22. № 1. P. 21–37.
- 2. Tavada J.A., Lesho M., Tierney M.J. Keeping Watch on Glucose. *IEEE. Spectrum*. 2002. P. 52–57.
- 3. Фесечко В.А., Луай Х.А. Афана, Романов В.В., Елизаров А.А. Анализатор инфракрасного поглощения для неинвазивного измерения концентрации глюкозы в крови. Электроника и связь. Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии». Ч. 2. 2009. С. 230–235.
- Ishizawa H., Muro A., Takano T., Honda K., Kanai H. Non-invasive blood glucose measurement based on ATR infrared spectroscopy. *SICE Annual Conference*. 2008. P. 321–324.
- 5. Smith J.L. *The Pursuit of Noninvasive Glucose*. 5th Edition. 2017. URL: <u>https://www.researchgate.net/publication/317267760_The_Pursuit_of_Noninvasive_Glucose_5th_Edition</u> (дата обращения: 01.03.2018).
- 6. Khalil O.S. Spectroscopic and clinical aspects of noninvasive glucose measurements. *Clinical Chemistry*. 1999. № 45. P. 165–177.
- 7. *Medical Optical Tomography: Functional Imaging and Monitoring*. Eds. G.J. Mueller, Chance B., Alfano R.R., Arridge S.R., Beuthan J., Gratton E., Kaschke M.F., Masters B.R., Svanberg S., van der Zee P. Bellingham: SPIE, 1993. Vol. IS11. 656 p.
- 8. Selected Papers on Tissue Optics: Applications in Medical Diagnostics and Therapy. Ed. Tuchin V.V. Bellingham: SPIE, 1994. Vol. MS102. 700 p.
- Kolyva C., Ghosh A., Tachtsidis I., Highton D., Cooper C.E., Smith M., Elwell C.E. Cytochrome c oxidase response to changes in cerebral oxygen delivery in the adult brain shows higher brain-specificity than haemoglobin. *NeuroImage*. 2014. V. 85. P. 234–244. doi: <u>10.1016/j.neuroimage.2013.05.070</u>
- 10. Приезжев А.В., Тучин В.В, Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. М.: Наука, 1989.
- 11. *fNIRS Analysis Environment User's Manual.* URL: <u>http://www.nirx.net</u>, URL: <u>http://nirx.net/nirscout/</u> (дата обращения: 28.02.2018)
- 12. Bakker A., Smith B., Ainslie P., Smith K. In: *Near-Infrared Spectroscopy, Applied Aspects of Ultrasonography in Humans.* Ed. Prof. Philip Ainslie. 2012. P. 65–88. ISBN: 978-953-51-0522-0.
- Torricelli A., Contini D., Pifferi A., Caffini M., Re R., Zucchelli L., Spinelli L. Time domain functional NIRS imaging for human brain mapping. *NeuroImage*. 2014. V. 85. P. 28–50. doi: <u>10.1016/j.neuroimage.2013.05.106</u>
- 14. Takatani S., Graham M.D. Theoretical analysis of diffuse reflectance from a two-layer tissue model. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1979. V. 26. № 12. P. 656–664.
- Schmitz C.H., Löcker M., Lasker J.M., Hielscher A.H., Barbour R.L. Instrumentation for fast functional optical tomography. *Review of Scientific Instruments*. 2002. V. 73. № 2. P. 429–439. doi: 10.1063/1.1427768
- 16. Pei Y., Graber H.L., Barbour R.L. Influence of systematic errors in reference states on image quality and on stability of derived information for DC optical imaging. *Applied Optics Copyright Optical Society of America*. 2001. V. 40. P. 5755–5769.
- 17. Myers D., McGraw M., George M., Mulier K., Beilman G. Tissue hemoglobin index: a non-invasive optical measure of total tissue hemoglobin. *CriticalCare*. 2009. V. 13. Suppl. 5.
- 18. Noponen T.E.J., Kotilahti K., Nissila I., Kajava T., Merilainen P.T. Effects of improper source coupling in frequency-domain near-infrared spectroscopy. *Physics in Medicine and Biology*. 2010. V. 55. № 10. P. 2941–2960.

- Punwani S., Cooper C.E., Clemence M., Penrice J., Amess P., Thorton J., Ordidge R.J. Correlation between absolute deoxyhaemoglobin [dHb] measured by near infrared spectroscopy (NIRS) and absolute R2 as determined by magnetic resonance imaging (MRI). *Adv. Exp. Med. Biol.* 1997. V. 413. P. 129–137.
- Song S., Kobayashi Y., Masakatsu G. Fujie. Monte-Carlo Simulation of Light Propagation considering Characteristic of Near-infrared LED and Evaluation on Tissue Phantom. In: *Procedia CIRP*: The First CIRP Conference on Biomanufacturing. 2013. V. 5. P. 25–30.
- 21. Durduran T., Choe R., Baker W.B., Yodh A.G., Diffuse optics for tissue monitoring and tomography. *Rep. Prog. Phys.* 2010. V. 73. № 076701. P. 43.
- 22. Martelli F., Del Bianco S., Ismaelli A., Zaccanti G. Light Propagation through Biological Tissue and Other Diffusive Media: Theory, Solutions, and Software. Washington, USA: SPIE Press., 2009.
- Gorshkov A.V., Kirillin M.Yu. Monte Carlo simulation of brain sensing by optical diffuse spectroscopy. *Journal of Computational Science*. 2012. V. 3. № 6. P. 498–503. doi: 10.1016/j.jocs.2012.08.016
- 24. Jeeva J.B., Singh M. Reconstruction of optical scanned images of inhomogeneities in biological tissues by Monte Carlo simulation. *Computers in Biology and Medicine*. 2015. V. 60. № 1. P. 92–99. doi: 10.1016/j.compbiomed.2015.02.014
- Gagnon L., Yucel M.A., Dehaes M., Cooper R.J., Perdue K.L., Selb J., Huppert T.J., Hoge R.D., Boas D.A. Quantification of the cortical contribution to the NIRS signal over the motor cortex using concurrent NIRS-fMRI measurements. *NeuroImage*. 2012. V. 59. № 4. P. 3933–3940. doi: 10.1016/j.neuroimage.2011.10.054
- 26. Коршаков А.В. Обработка БИКС сигнала модифицированным методом эмпирических мод с целью выделения гемодинамических откликов на целевое ментальное состояние для ИМК, характеризующееся специфическим временем становления. В: XIII Международный междисциплинарный конгресс "Нейронаука для медицины и психологии". 2017. С. 222–223.
- 27. Сивухин Д.В. Поглощение света и уширение спектральных линий. В: Общий курс физики. Т. IV. Оптика. М.: Наука, 2005. С. 582–583.
- 28. Шифрин К.С. Рассеяние света в мутной среде. М., Ленинград: Гос. изд-во технико-теоретической литературы, 1951. 288 с.
- 29. Клоссовский Б.Н. *Циркуляция крови в мозгу*. Под ред. Б.Н. Клоссовского. М.: Медгиз, 1951. 371 с.
- 30. Cichocki A., Amari S. Adaptive blind signal and image processing: Learning Algorithms and Applications. John Wiley & Sons, Ltd, 2002. 564 p.
- 31. Huang N.E., Shen Z., Long S.R., Wu M.C., Shih H.H., Zheng Q., Yen N-C., Tung C.C., Liu H.H. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Royal Society. Proc. R. Soc. Lond. A.* 1998. 995 p.
- 32. Джонсон К., Гай А. Воздействие неионизирующего электромагнитного излучения на биологические среды и системы. *ТИИЭР*. 1972. Т. 60. № 6. С. 49–79.
- 33. Физиология человека. Т. 2. Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. М.: Мир, 1996. 313 с.
- 34. Birbaumer N., MurguialdayA.R., Cohend L. Brain-computer interface in paralysis. *Current Opinion in Neurology*. 2008. № 21. P. 634–638.
- Фролов А.А., Рощин В.Ю. Интерфейс мозг-компьютер. реальность и перспективы. В: Научная сессия МИФИ-2008. Всероссийская научно-техническая конференция «Нейроинформатика-2008»: лекции по нейроинформатике. 2008. Часть 1. С. 82–125.
- 36. Ang K.K., Guan C. Brain-computer interface in stroke rehabilitation. *Journal of Computing Science and Engineering*. 2013. V. 7. № 2. P. 139–146.

- 37. Padmavathi R., Ranganathan V. A review on EEG based brain computer interface systems. *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*. 2014. V. 4.
- 38. Purkayastha S.S., Jain V.K., Sardana H.K. Topical Review: A review of various techniques used for measuring brain activity in brain computer interfaces. *Advance in Electronic and Electric Engineering*. 2014. V. 4. P. 513–522.
- Birbaumer N., Cohen L.G. Brain–computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis. J. Physiol. 2007. V. 579. P. 621–636. doi: 10.1113/jphysiol.2006.125633
- 40. Adams R., Bahr G.C., Moreno B. Brain computer interfaces: psychology and pragmatic perspectives for the future. In: *AISB 2008. Vol. 5. Proceedings of the AISB 2008 Symposium on Brain Computer Interfaces and Human Computer Interaction: A Convergence of Ideas.* 2008. P. 1–6.
- 41. Zepeda A., Arias C., Sengpiel F. Optical imaging of intrinsic signals:recent developments in the methodology and its applications. *Neuroscience Methods*. 2004. № 136. P. 1–21.
- Xu G., Li X., Li D., Liu X. A DAQ-Device-Based continuous wave near-infrared spectroscopy system for measuring human functional brain activity. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2014. V. 2014. Article ID 107320. doi: 10.1155/2014/107320
- 43. Almajidy R.K., Le K.S., Hofmanna U.G. Novel near infrared sensors for hybrid BCI applications. In: *Proc. SPIE 9536, Advanced Microscopy Techniques IV; and Neurophotonics II.* 95361H. 2015. doi: 10.1117/12.2182066
- 44. Coyle S., Ward T., Markham C. Cerebral Blood Flow Changes related to Motor Imagery, using Near-infrared Spectroscopy (NIRS). In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. 2003.
- 45. Matthews F., Soraghan C., Ward T., Markham C., Pearlmutter B. Software platform for rapid prototyping of NIRS brain computer interfacing techniques. In: *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2008. V. 2008. P. 4840–4843. doi: <u>10.1109/IEMBS.2008.4650297</u>
- 46. Van Erp J.B.F., Lotte F., Tangermann M. Brain-computer interfaces: Beyond medical applications. *Computer. IEEE Computer Society*. 2012. V. 45. № 4. P. 26–34.
- 47. Bobrov P.D., Isaev M.R., Korshakov A.V., Oganesyan V.V., Kerechanin J.V., Popodko A.I., Frolov A.A. Sources of electrophysiological and foci of hemodynamic brain activity most relevant for controlling a hybrid brain–Computer interface based on classification of EEG patterns and near-infrared spectrography signals during motor imagery. *Human Physiology*. 2016. V. 42. № 3. P. 241–251.
- 48. Pfurtscheller G. Neuper C., Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proc. IEEE Neural Eng.* 2001. V. 89. P. 1123.
- 49. Citi L., Poli R., Cinel C., Sepulveda F. P300-Based BCI Mouse With Genetically-Optimized Analogue Control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.* 2008. V. 16. № 1.
- 50. Ward L.M., Aitchison R.T., Tawse M., Simmers A.J., Shahani U. Reduced Haemodynamic Response in the Ageing Visual Cortex Measured by Absolute fNIRS. *PloS ONE*. 2015. V. 10. № 4. Article No. e0125012.
- 51. Soe N.N., Nakagawa M. Chaotic properties of hemodynamic response in functional near infrared spectroscopic measurement of brain activity. *World Academy of Science. Engineering and Technology International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering.* 2008. V. 2. № 3. P. 95–104.
- 52. Limongi T., Di Sante G., Ferrari M., Quaresima V. Detecting Mental Calculation Related Frontal Cortex Oxygenation Changes for Brain Computer Interface Using

Multi-Channel Functional Near Infrared Topography. International Journal of Bioelectromagnetism. 2009. V. 11. № 2. P. 86–90.

- 53. Ang K.K., Yu J., Guan C. Extracting and selecting discriminative features from high density NIRS-based BCI for numerical cognition. In: *The 2012 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*. 2012. P. 1–6.
- 54. Fishburn F.A., Norr M.E., Medvedev A.V., Vaidya C.J. Sensitivity off NIRS to cognitive state and load. Frontiers in Human. *Neuroscience*. 2014. V. 8. Article No. 76.
- 55. Villringer A., Planck J., Hock C., Schlenkofer L., Dirnagl U. Near infrared spectroscopy (NIRS): a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults. *Neuroscience Letters*. 1993. № 154. P. 101–104.
- 56. Matsuda G., Hiraki K. Sustained decrease in oxygenated hemoglobin during video games in the dorsal prefrontal cortex: A NIRS study of children. *NeuroImage*. 2006. № 29. P. 706–711.
- 57. Guirgis M., Falk T., Power S., Blain S., Chau T. Harnessing physiological responses to improve NIRS-based brain-computer interface performance. In: *Proc. ISSNIP Biosignals Biorobotics Conf.* 2010. P. 59–62.
- 58. Herff C., Heger D., Putze F., Guan C., Schultz T. Self-paced BCI with NIRS based on speech activity. *International BCI Meeting*. 2013.
- 59. Li W.S., Li Y.T. FOMs of Consciousness Measurement. *Proceedings of the 2015 International Conference on Artificial Intelligence and Industrial Engineering*. 2015.
- 60. Hori S., Mori M., Takehisa M., Akitoshi S. Development and inspection of NIRS-Based real-time feedback BCI system: Fusion of Neuroscience and Media-Art. *Transactions of Japanese Society for Medical and Biological Engineering*. 2013. V. 51. № Suppl. Article No. R-90. doi: 10.11239/jsmbe.51.R-90
- 61. Kaiser V., Bauernfeinda G., Kaufmannb T., Kreilingera A., Kublerb A., Neupera C. Cortical Effects of User Learning in a Motor-Imagery BCI Training. *International Journal of Bioelectromagnetism.* 2011. V. 13. № 2. P. 60–61.
- 62. Hwang H.-J., Lim J.-H., Kim D.-W., Ima C.-H. Evaluation of various mental task combinations for near-infrared spectroscopy-based brain-computer interfaces. *Journal of Biomedical Optics*. 2014. V. 19. № 7.
- 63. Gupta C.N., Palaniappan R. Using EEG and NIRS for brain-computer Interface and Cognitive Performance Measures: A Pilot Study. *International Journal of Cognitive Performance Support*. 2013. V. 1 № 1. P. 69.
- 64. Naseer N., Honga K-S. Classification of functional near-infrared spectroscopy signalscorresponding to the right- and left-wrist motor imagery fordevelopment of a brain-computer interface. *Neuroscience Letters*. 2013. V. 553. P. 84–89.
- 65. Mak J.N., Wolpaw J.R. Clinical Applications of Brain-Computer Interfaces: Current State and Future Prospects. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 2009. V. 2. P. 187–199.
- Belda-Lois J.-M., Mena-del Horno S., Bermejo-Bosch I., Moreno J.C., Pons J.L., Farina D., Losa M., Molinari M., Tamburella F., Ramos A., Caria A., Solis-Escalante T., Brunner C., Rea M. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011. V. 8. P. 66. doi: <u>10.1186/1743-0003-8-66</u>
- Buch E., Weber C., Cohen L.G., Braun C., Dimyan M.A., Ard T., Mellinger J., Caria A., Soekadar S., Fourkas A. et al. Think to move: a neuromagnetic braincomputer interface (BCI) system for chronic stroke. *Stroke*. 2008. V. 39 P. 910–917. doi: <u>10.1161/STROKEAHA.107.505313</u>
- 68. Soraghan C., Matthews F., Markham C., Pearlmutter B.A., O'Neill R., Ward T.E. A 12-Channel, real-time near-infrared spectroscopy instrument for brain-computer interface applications. In: *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2008. P. 5648–5651.

- Birbaumer N., Piccione F., Silvoni S., Wildgruber M. Ideomotor silence: the case of complete paralysis and brain–computer interfaces (BCI). *Psychological Research*. 2012. V. 76. P. 183–191.
- 70. Bi L.-H., Fan X.-A., Liu Y.-I. EEG-Based-Controlled Mobile Robots. A Survey IEEE Transactions on human-machine systems. 2003. V. 43. № 2.
- 71. Ward T.E., Soraghan C.J., Matthews F., Markham C. A Concept for Extending the Applicability of Constraint-Induced Movement Therapy through Motor Cortex Activity Feedback Using a Neural Prosthesis. *Computational Intelligence and Neuroscience*. 2007. Article No. 51363.
- 72. Volpe B.T., Ferraro M., Lynch D., Christos P., Krol J., Trudel Ch., Krebs H.I., Hogan N. Robotics and other devices in the treatment of patients recovering from stroke. *Current Neurology and Neuroscience Reports*. 2005. V. 5. № 6. P. 465–470.
- 73. Johnson M.J. Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2006. V. 3. P. 29.
- 74. Dipietro L., Ferraro M., Palazzolo J.J., Krebs H.I., VolpeB.T., Hogan N. Customized interactive robotic treatment for stroke: EMG-triggered therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2005. V. 13. № 3. P. 325–334.
- 75. Portelli A., Daly I., Spencer M., Nasuto S. Low Cost Brain Computer Interface First Results. In: Proceedings of the 5th International Brain-Computer Interface Conference (September 22-24, 2011, Graz University of Technology, Austria).2011. P. 320–323. URL: <u>https://www.tugraz.at/.../Proceedings_BCI_Conference_2011_neu.pdf</u> (дата обращения: 10.03.2018).
- Volpe B.T., Krebs H.I., Hogan N., Edelsteinn L., Diels C.M., Aisen M.L. Robot training enhanced motor outcome in patients with stroke maintained over 3 years. *Neurology*. 1999. V. 53. № 8. P. 1874–1876.
- Ferraro M., Palazzolo J.J., Krol J., Krebs H.I., Hogan N., Volpe B.T. Robot-aided sensorimotor arm training improves outcome in patients with chronic stroke. *Neurology*. 2003. V. 61. № 11. P. 1604–1607.
- 78. Colombo R., Pisano F., Micera S., Mazzone A., Delconte C., Carrozza M.Ch., Dario P., Minuco G. Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2005. V. 13. № 3. P. 311–324.
- 79. Tai K., Chau T. Single-trial classification of NIRS signals during emotional induction tasks: towards a corporeal machine interface. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009. V. 6. P. 39.
- 80. Akilandeswari K., Nasira G.M. Swarm Optimized Feature Selection of EEG Signals for Brain-Computer Interface. *International Journal of Computational Intelligence and Informatics*. 2014. V. 4. № 1.
- 81. Sitaram R., Zhang H., Guan C., Manoj Thulasidas M., Hoshi Y., Ishikawa A., Shimizu K., Birbaumer N. Temporal classification of multichannel near-infrared spectroscopy signals of motor imagery for developing a brain-computer interface. *NeuroImage*. 2007. V. 34. P. 1416–1427.
- 82. Tomita Y., Vialatte F.-B., Dreyfus G., Mitsukura Y., Bakardjian H., Cichocki A. Bimodal BCI using simultaneously NIRS and EEG. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2014. V. 61. № 4. P. 1274–1284.
- Bauernfeind G., Leeb R., Wriessnegger S.C., Pfurtscheller G. Development, set-up and first results for a one-channel near-infrared spectroscopy system. *Biomed. Tech. (Berl.)*. 2008. V. 53. № 1. P. 36–43. doi: 10.1515/BMT.2008.005.
- 84. Wolf M., Wolf U., Toronov V., Michalos A., Paunescu L.A., Choi J.H., Gratton E. Different time evolution of oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin concentration

changes in visual and motor cortices during functional stimulation: a near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage*. 2002. № 16. P. 704–712.

- 85. Coyle S.M., Ward T.E., Markham C.M. Brain–computer nterface using a simplified functional near-infrared spectroscopy system. *J. Neural. Eng.* 2007. V. 4. P. 219–226.
- 86. Power S.D., Falk T.H., Chau T. Classification of prefrontal activity due to mental arithmetic and music imagery using hidden Markov models and frequency domain near-infrared spectroscopy. *Neural. Eng.* 2008. V. 7.
- 87. Ogata H., Mukai T., Yagi T. A study on the frontal cortex in cognitive tasks using nearinfrared spectroscopy. *Proc. IEEE EMBS*. 2007. P. 4731–4734.
- 88. Falk T.H., Guirgis M., Sarah Power S., Chau T. Taking NIRS-BCIs outside the lab: towards achieving robustness against environment noise. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2011. V. 19. № 2.
- 89. Power S.D., Kushki A., Chau T. Intersession consistency of single-trial classification of the prefrontal response to mental arithmetic and the no-control state by NIRS. *PLoS ONE*. 2012. V. 7. № 7.
- 90. Tam N.D., Zouridakis G. Optical imaging of motor cortical hemodynamic response to directional arm movements using near-infrared spectroscopy. *International Journal of Biological Engineering*. 2013. V. 3. № 2. P. 11–17.
- 91. Hong K.-S., Naseer N., Kimc Y.-H. Classification of prefrontal and motor cortex signals for three-class. fNIRS–BCI. *Neuroscience Letters*. 2015. V. 587. P. 87–92.
- 92. Yanagisawa K., Sawai H., Tsunashima H. Development of NIRS-BCI system using Perceptron. In: 12th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS 2012) (17–21 Oct. Korea). 2012. P. 17–21.
- Coyle S.M., Ward T.E., Markham C.M., McDarby G. On the suitability of near-infrared (NIR) systems for next generation brain-computer interfaces. *Physiol. Meas.* 2004. V. 25. P. 815–822.
- 94. Strait M., Scheutz M. Building a literal bridge between robotics and neuroscience using functional near infrared spectroscopy. In: *HRI '14: Proceedings of the 2014 ACM/IEEE international conference on Human-robot interaction* (Bielefeld, Germany, March 03– 06, 2014). doi: <u>https://doi.org/10.1145/2559636.2559670</u>
- 95. Ang K.K., Chua K.S.G., Phua K.S., Wang C., Chin, Z.Y., Kuah C. W.K., Guan C. A Randomized controlled trial of EEG-based motor imagery Brain-Computer Interface robotic rehabilitation for stroke. *Clinical EEG and Neuroscience*. 2015. V. 46. № 4. P. 310–320. doi: <u>10.1177/1550059414522229</u>
- 96. Brauchle D., Vukelic M., Bauer R., Ghabaraghi A. Brain state-dependent robotic reaching movement with a multi-joint arm exoskeleton: combining brain-machine interfacing and robotic rehabilitation. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2015. V. 9. P. 564. doi: 10.3389/fnhum.2015.00564
- 97. Lee J.-H., Ryu J., Jolesz F.A., Cho Z.-H., Yoo S.-S. Brain-machine interface via realtime fMRI: preliminary study on thoughtcontrolled robotic arm. *Neurosci. Lett.* 2009. V. 450. № 1. P. 1–6.
- 98. McFarland D.J., Wolpaw J.R. Brain-computer interface operation of robotic and prosthetic devices. *Computer*. 2010. V. 41. P. 52–56.
- 99. Muller-Putz G.R., Scherer R., Pfurtscheller G., Rupp R. EEG-based neuroprosthesis control: a step towards clinical practice. *Neurosci. Lett.* 2005. V. 382. № 1–2. P. 169–174.
- 100. Galan F., Nuttin M., Lew E., Ferrez P.W., Vanacker G., Philips J., Milla'n J. del R. A brain-actuated wheelchair: asynchronous and non-invasive Brain-computer interfaces for continuous control of robots. *Clin. Neurophysiol.* 2008. V. 9. № 119. P. 2159–2169.
- 101. Tanaka K., Matsunaga K., Wang H.O. Electroencephalogrambased control of an electric wheelchair. *IEEE Trans. Robotics.* 2005. V. 21. P. 762–766.

- 102. Aminaka D., Makino S., Rutkowski T.M. SSVEP Brain-computer Interface using Green and Blue Lights. In: 10th AEARU Workshop on Computer Science and Web Technology: The Association of East Asian Research Universities (AEARU). Tsukuba, Japan: University of Tsukuba, 2015.
- 103. Aminaka D., Makino S., Rutkowski T.M. Chromatic SSVEP BCI paradigm targeting the higher frequency EEG Responses. Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA), 2014 Asia-Pacific.2014. P. 1–7. doi: 10.1109/APSIPA.2014.7041761
- 104. Kim D-J., Wang Z., Paperno N., Behal A. System design and implementation of UCF-MANUS-<u>An intelligent assistive robotic manipulator</u>. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2014. V. 19. № 1. P. 225-237.
- 105. Tsui K.M., Feil-Seifer D.J., Matarić M.J., Yanco H.A. Performance Evaluation Methods for Assistive Robotic Technology. In: *Performance Evaluation and Benchmarking of Intelligent Systems*. Eds. Madhavan R., Tunstel E., Messina E. Springer, 2009. P. 41– 66.
- 106. Choi K., Cichocki A. Control of a wheelchair by motor imagery in real Time. *Intelligent Data Engineering and Automated Learning IDEAL 2008.* 2008. V. 5326. P. 330–337.
- 107. Котов С.В., Турбина Л.Г., Бобров П.Д., Фролов А.А., Павлова О.Г., Курганская М.Е., Бирюкова Е.В. Реабилитация больных, перенесших инсульт, с помощью биоинженерного комплекса «интерфейс мозг–компьютер + экзоскелет». Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2014. № 12. С. 66–72.
- 108. Люкманов Р.Х., Мокиенко О.А., Черникова Л.А., Червяков А.В., Супонева Н.А., Пирадов М.А. Интерфейс мозг-компьютер в реабилитации больных с постинсультным парезом в руке: первый опыт клинического применения в России. В: Избранные вопросы нейрореабилитации: материалы VII международного конгресса «Нейрореабилитация – 2015». Москва, 2015.
- 109. Бабушкина Н.А., Бирюкова Е.В., Бобров П.Д., Керечанин Я.В., Курганская М.Е., Фролов А.А. Определение репертуара движений многосуставного экзоскелетаруки, управляемого интерфейсом мозг-компьютер (ИМК). В: Избранные вопросы нейрореабилитации: материалы VII международного конгресса «Нейрореабилитация – 2015». Москва, 2015.
- 110. Котов С.В., Турбина Л.Г., Бобров П.Д., Фролов А.А., Павлова О.Г., Курганская М.Е., Бирюкова Е.В. Применение компьютерной технологии для восстановления движения после инсульта. В: Избранные вопросы нейрореабилитации: материалы VII международного конгресса «Нейрореабилитация – 2015». Москва, 2015.
- 111. Фролов А.А., Бирюкова Е.В., Бобров П.Д., Платонов А.К., Пряничников В.Е. Биологически адекватные принципы управления экзоскелетоном руки человека. Информационно-измерительные и управляющие системы. 2013. Т. 11. № 1. С. 12– 19.
- 112. Tumanov K., Goebel R., Mockel R., Sorger B., Weiss G. fNIRS-based BCI for robot Control. In: *Proceedings of the 14th International Conference on Autonomous Agents and Multiagent Systems* (AAMAS 2015). Turkey, 2015. V. 4. № 8.
- 113. Lakshmi R., Prasad T.V., Chandra Prakash V. Survey on EEG signal processing methods. *International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering*. 2014. V. 4. № 1.
- 114. MellingerJ., SchalkG., BraunC., PreisslH., RosenstielW., N. Birbaumer, KublerA. AnMEG-basedbrain–computerinterface (BCI). *NeuroImage*. 2007. V. 36. № 3. P. 581– 593. <u>10.1016/j.neuroimage.2007.03.019</u>
- 115. Lopes da Silva F. EEG and MEG: Relevance to Neuroscience. *Neuron*. 2013. V. 80.
 P. 1112–1128. <u>10.1016/j.neuron.2013.10.017</u>

- 116. Панкратова Н.М., Устинин М.Н., Линас Р.Р. Обнаружение патологической активности головного мозга по данным магнитной энцефалографии. Математическая биология и биоинформатика. 2013. Т. 8. № 2. С. 679–690. doi: 10.17537/2013.8.679
- 117. Коршаков А.В., Поликарпов М.А., Устинин М.Н., Сычев В.В., Рыкунов С.Д., Наурзаков С.П., Гребёнкин А.П., Панченко В.Я. Регистрация и анализ точных частотных ЭЭГ/МЭГ откликов аудиторной коры головнорго мозга человека в ответ на монауральную стимуляцию звуком с фиксированными частотными составляющими. *Математическая биология и биоинформатика*. 2014. Т. 9. № 1. С. 296–308. doi: 10.17537/2014.9.296
- 118. Устинин М.Н., Поликарпов М.А., Панкратов А.Н., Рыкунов С.Д., Наурзаков С.П., Гребенкин А.П., Панченко В.Я. Сравнительный анализ экспериментальных данных магнитной энцефалографии. *Математическая биология и биоинформатика*. 2011. Т. 6. № 1. С. 63–70. doi: <u>10.17537/2011.6.63</u>
- 119. Jas M., Engemann D.A., Bekhti Y., Raimondo F., Gramfort A. Autoreject: Automated artifact rejection for MEG and EEG data. *NeuroImage*. 2017. V. 159. P. 417–429. doi: <u>10.1016/j.neuroimage.2017.06.030</u>
- 120. Schaeffer M.-C., Labyt E., Rohu V., Tarrin N., Vergara I., Cokgungor S., Eliseyev A., Charvet G., Benabid C.M. A.-L., Aksenova T. Hand movement decoding from signals magnetoencephalographic for BCI applications. Neurophysiologie *Clinique/Clinical* Neurophysiology. 2016. V. 46. № P. 104. 2. doi: 10.1016/j.neucli.2016.05.026
- 121. Ustinin M.N., Sychev V.V., Walton K.D., Llinas R.R. New Methodology for the Analysis and Representation of Human Brain Function: MEGMRIAn. *Mathematical Biology and Bioinformatics*. 2014. V. 9. № 2. P. 464–481. doi: 10.17537/2014.9.464
- 122. Рыкунов С.Д., Устинин М.Н., Полянин А.Г., Сычев В.В., Линас Р.Р. Комплекс программ для расчета парциальных спектров головного мозга человека. Математическая биология и биоинформатика. 2016. Т. 11. № 1. С. 127–140. doi: <u>10.17537/2016.11.127</u>
- 123. Daliri M.R. A hybrid method for the decoding of spatial attention using the MEG brain signals. *Biomedical Signal Processing and Control.* 2014. V. 10. P. 308–312. doi: <u>10.1016/j.bspc.2012.12.005</u>
- 124. Zarshenas H., Bamdad M., Grailu H., Shakoori A.A. Classifier Combination Approach in Motion Imagery Signals Processing for Brain Computer Interface. World Academy of Science, Engineering and Technology. *International Journal of Mechanical, Aerospace, Industrial, Mechatronic and Manufacturing Engineering.* 2013. V. 7. № 6.
- 125. Yager R.R. On ordered weighted averaging aggregation operators in multi criteria decision making. *Man and Cybernetics*. 1988. V. 18. P. 183–190.
- 126. Khan M.J., Hong K.-S., Naseer N., Bhutta M.R., Yoon S.-H. Hybrid EEG-NIRS BCI for rehabilitation using different-source brain signals. In: *Proc. of the SICE Annual Conference (September 9-12, 2014, Hokkaido University, Sapporo, Japan).* 2014.
- 127. Khan M.J., Hong M.J., Hong K.-S. Decoding of four movement directions using hybrid NIRS-EEG brain-computer interface. *Frontiers in Human Neuroscience.Methods*. 2014. V. 8. Article No. 244.
- 128. Khan M.J., Hong K.-S., Naseer N., Bhutta M.R. Multi-decision detection using EEG-NIRS based hybrid Brain-Computer Interface (BCI). In: 20th Annual Meeting of the Organization for Human Brain Mapping (OHMB). 2014.
- 129. Fazli S., Mehnert J., Steinbrink J., Curio G., Villringer A., Muller K.-R., Blankertz B. Enhanced performance by a hybrid NIRS–EEG brain computer interface. *NeuroImage*. 2012. V. 59. P. 519–529. doi: <u>10.1016/j.neuroimage.2011.07.084</u>

- 130. Koo B., Lee H.G., Nam Y., Kang H., Koh C.S., Shin H.C., Choi S. A hybrid NIRS-EEG system for self-paced brain computer interface with online motor imagery. *Neuroscience Methods.* 2015. V. 244. P. 26–32.
- 131. Leeb R., Sagha H., Chavarriaga R., Del R., Millan J. Multimodal fusion of muscle and brain signals for a hybrid-BCI. In: *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol.* 2010. P. 4343– 4346. doi: <u>10.1109/IEMBS.2010.5626233</u>
- 132. Pfurtscheller G., Allison B.Z., Brunner C., Bauernfeind G., Solis-Escalante T., Scherer R., Zander T.O., Mueller-Putz G., Neuper C., Birbaumek N. The hybrid BCI. *Frontiers in Neuroscience*. 2010. V. 4. Article No. 30.
- 133. Fazli S., Dahne S., Samek W., Biemann F., Muller K.-R. Learning from more than one data source: data fusion techniques for sensorimotor rhythm-based Brain-Computer Interfaces. In: *Proceedings of the IEEE*. 2015. V. 103. № 6. doi: 10.1109/JPROC.2015.2413993.
- 134. Soraghan C.J., Matthews F., Kelly D., Markham C., Pearlmutter B. A., O'Neill R. A Dual-channel optical Brain-Computer Interface in a gaming environment. In: *Proceedings of9th International Conference on Computer Games: AI, Animation, Mobile, Educational and Serious Games (CGAMES).* Ireland: Dublin Institute of Technology, 2006.
- 135. Strait M., Canning C., Scheutz M. Limitations of NIRS-Based BCI for realistic applications in human-computer interaction. In: *Proceedings of the Fifth International Brain-Computer Interface Meeting*. 2013. Article ID 002. doi: <u>10.3217/978-3-85125-60-6-2</u>
- 136. Strangman G., Culver J.P., Thompson J.H., Boas D.A. A quantitative comparison of simultaneous BOLD fMRI and NIRS recordings during functional brain activation. *NeuroImage*. 2002. V. 17. P. 719–731.
- 137. Obrig H., Neufang M., Wenzel R., Kohl M., Steinbrink J., Einhaupl K., Villringer A. Spontaneous low frequency oscillations of cerebral hemodynamics and metabolism in human adults. *NeuroImage*. 2000. V. 12. P. 623–639.
- 138. Scarpa F., Cutini S., Scatturin P., Dell'Acqua R., Sparacino G. Bayesian filtering of human brain hemodynamic activity elicited by visual short-term maintenance recorded through functional near-infrared spectroscopy (fNIRS). *Optics Express*. 2010. V.18. № 25. P. 26550-26568. doi: 10.1364/OE.18.026550
- 139. Duong T.Q., Kim D.S., Ugurbil K., Kim S.G. Spatiotemporal dynamics of the BOLD fMRI signals: Toward mapping submillimeter cortical columns using the early negative response. *Magn. Reson. Med.* 2000. V. 44. P. 231–242.
- 140. Menon R.S., Ogawa S., Hu X., Strupp J.S., Andersen P., Ugurbil K. BOLD based functional MRI at 4 Tesla includes a capillary bed contribution: Echo-planar imaging mirrors previous optical imaging using intrinsic signals. *Magn. Reson. Med.* 1995. V. 33. P. 453–459.
- 141. Malonek D., Grinvald A. Vascular regulation at sub millimeter range. Sources of intrinsic signals for high resolution optical imaging. *Adv. Exp. Med. Biol.* 1996. V. 413. P. 215–220.
- Vanzetta I., Grinvald A. Increased cortical oxidative metabolism due to sensory stimulation: Implications for functional brain imaging. *Science*. 1999. V. 286. P. 1555– 1558.
- 143. Cannestra A.F., Pouratian N., Bookheimer S.Y., Martin N.A., Beckerand D.P., Toga A.W. Temporal spatial differences observed by functional MRI and human intraoperative optical imaging. *Cereb. Cortex.* 2001. V. 11. P. 773–782.
- 144. Firbank M., Okada E., Delpy D.T. A theoretical study of the signal contribution of regions of the adult head to near-infrared spectroscopy studies of visual evoked responses. *NeuroImage*. 1998. V. 8. P. 69–78.

- 145. Punwani S., Ordidge R.J., Cooper C.E., Amess P., Clemence M. MRI measurements of cerebral deoxyhaemoglobin concentration [dHb]–Correlation with near infrared spectroscopy (NIRS). *NMR Biomed*. 1998. V. 11. P. 281–289.
- 146. Sitaram R., Caria A., Birbaumer N., Hemodynamic brain-computer interfaces for communication and rehabilitation. *Neural Networks*. 2009.
- 147. Ye J.C., Tak S., Jang K.E., Jung J., Jang J. NIRS-SPM: Statistical parametric mapping for near-infrared spectroscopy. *NeuroImage*. 2009. V. 44. № 2. 15. P. 428–447.
- 148. Hoge R., Franceschini M., Covolan R., Huppert T., Mandeville J., Boas D.A. Simultaneous recording of task-induced changes in blood oxygenation, volume, and flow using diffuse optical imaging and arterial spin-labeling MRI. *NeuroImage*. 2005. V. 25. № 3. P. 701–707.
- 149. Logothetis N. The underpinnings of the BOLD functional magnetic resonance imaging signal. *Neurosci.* 2003. V. 23. № 10. P. 3963-3971.
- 150. Benaron D., Hintz S., Villringer A., Boas D.A., Kleinschmidt A., Frahm J., Hirth C., Obrig H., van Houten J., Kermit E., et al. Noninvasive functional imaging of human brain using light. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* 2000. V. 20. P. 469–477.
- 151. Boas D.A., O'Leary M.A., Chance B., Yodh A.G. Detection and characterization of optical inhomogeneities with diffuse photon density waves: a signal-to-noise analysis. *Appl. Opt.* 1997. V. 36. P. 75–92.
- 152. Boas D., Brooks D., Miller E., DiMarzio C., Kilmer M., Gaudette R. Imaging the body with diffuse optical tomography. *IEEE Signal Process. Mag.* 2001. V. 18. № 6. P. 57–75.
- 153. Boas D., Strangman G., Culver J., Hoge R., Jasdzewski G., Poldrack R., Rosen B., Mandeville J. Can the cerebral metabolic rate of oxygen be estimated with near-infrared spectroscopy? *Phys. Med. Biol.* 2003. V. 48. № 15. P. 2405–2418.
- 154. Boas D., Dale A., Franceschini M. Diffuse optical imaging of brain activation: approaches to optimizing image sensitivity, resolution, and accuracy. *NeuroImage*. 2004. V. 23. P. 275–288.
- 155. Hoge R., Diamond S., Franceschini M., Boas D. A temporal comparison of BOLD, ASL, and NIRS hemodynamic responses to motor stimuli in adult humans. *NeuroImage*. 2006. V. 29. № 2. P. 368–382.
- 156. Boas D., Chance B., Yodh A. Experimental images of heterogeneous turbid media by frequency-domain diffusing-photon tomography. *Opt. Lett.* 1995. V. 20. № 5. P. 426–428.
- 157. Siegel A., Culver J., Mandeville J., Boas D. Temporal comparison of functional brain imaging with diffuse optical tomography and fMRI during rat forepaw stimulation. *Phys. Med. Biol.* 2003. V. 48. № 10. P. 1391–1403.
- Theodore J.H., Diamond S.G., Franceschini M.A., Boas D.A. Homer: a review of timeseries analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain. *Applied Optics*. 2009. V. 48. № 10. P. D280–D298. doi: 10.1364/AO.48.00D280
- 159. HOMER2 Download Page. URL: <u>http://optics.martinos.org/research/software/</u> (дата обращения: 28.02.2018)
- Haihong Z., Cuntai G. A Kernel-based signal localization method for NIRS Braincomputer Interfaces. In: 18th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'06). 2006. V. 1. P. 1158–1161.
- 161. Sun J. Tail probabilities of the maxima of Gaussian random fields. Ann. Probab. 1993.
 V. 21. № 1. P. 34–71.
- 162. Sun J., Loader C. Simultaneous confidence bands for linear regression and smoothing. *Ann. Stat.* 1994. V. 22. № 3. P. 1328–1345.
- 163. Cui X., Bray S., Reiss A.L. Speeded Near Infrared Spectroscopy (NIRS) response detection. *PloS ONE*. 2010. V. 5. № 11.

- 164. Franceschini M.A., Fantini S., Toronov V., Filiaci M.E., Gratton E. Cerebral hemodynamics measured by Near-Infrared Spectroscopy at rest and during motor activation. In: *Proceedings of the Optical Society of America In Vivo Optical Imaging Workshop*. 2000. P. 73–80.
- 165. Cui X., Bray S., Bryant D.M., Glover G.H., Reiss A.L. A quantitative comparison of NIRS and fMRI across multiple cognitive tasks. *NeuroImage*. 2011. V. 54. № 4. P. 2808–2821.
- 166. Medvedev A.V., Borisov S.V., Gandjbakhche A.H., VanMeter J. "Seeing" electroencephalogram through the skull: imaging prefrontal cortex with fast optical signal. *Biomedical Optics*. 2010. V. 15. № 6.
- 167. Huang J., Wang S., I Jia S., Mo D., Chen H.-C. Cortical dynamics of semantic processing during sentence comprehension: evidence from event-related optical signals. *Plos ONE*. 2013. V. 8. № 8.
- 168. Medvedev A.V., Kainerstorfer J. M., Borisov S.V., VanMetera J. Functional connectivity in the prefrontal cortex measured by near-infrared spectroscopy during ultrarapid object recognition. *Journal of Biomedical Optics*. 2011. V. 16. № 1.
- Chiarelli A. M., RomaniG. L., Merla A. Fast optical signals in the sensorimotor cortex: General Linear Convolution Model applied to multiple source–detector distance-based data. *NeuroImage*. 2014. V. 85. P. 245–254.
- 170. Tam N.D., Zouridakis G. Temporal decoupling of oxy- and deoxy-hemoglobin hemodynamic responses detected by functional near-infrared spectroscopy (fNIRS). *Journal of Biomedical Engineering and Medical Imaging*. 2014. V. 1. № 2. P. 18–28.
- 171. Zhang F., Aravanis A.M., Adamantidis A., de Lecea L., Deisseroth K. Circuit-breakers: optical technologies for probing neural signals and systems. *Nature Reviews Neuroscience*. 2007. V. 8. P. 577–581. doi: 10.1038/nrn2192
- 172. Kim P., Puoris'haag M., Cote D., Lin C.P., Yun S.H. In vivo confocal and multiphoton microendoscopy. *J. of Biomedical Optics*. 2008. V. 13. № 1. doi: <u>10.1117/1.2839043</u>
- 173. Kobat D., Durst M.E., Nishimura N., Wong A.W., Schaffer C.B., Xu C. Deep tissue multiphoton microscopy using longer wavelength excitation. *Optics Express*. 2009. V. 17. № 16. P. 11.
- 174. Mohanty S.K., Reinscheid R.K., Liu X., Okamura N., Krasieva T.B., Berns M.W. In-Depth Activation of Channelrhodopsin-2 Sensitized Excitable Cells with High Spatial Resolution Using Two-Photon Excitation with a Near-Infrared Laser Microbeam. *Biophysical Journal*. 2008. V. 95. P. 11. doi: <u>10.1529/biophysj.108.130187</u>
- 175. Ebbesen C.L., Bruus H. Analysis of laser-induced heating in optical neuronal guidance. Journal of Neuroscience Methods. 2012. V. 209. P. 168–177. doi: <u>10.1016/j.jneumeth.2012.02.006</u>
- 176. Ehrlicher A., Betz T., Stuhrmann B., Koch D., Milner V., Raizen M.G., Kas J. Guiding neuronal growth with light. *PNAS*. 2002. doi: <u>10.1073/pnas.252631899</u>
- 177. Ilina I.V., Ovchinnikov A.V., Sitnikov D.S., Chefonov O.V., Agranat M.B., Khramova Yu.V., Semenova M.L. Microsurgery of cell membrane with femtosecond laser pulses for cell fusion and optical injection. *Advanced Laser Technologies*. 2012. doi: <u>10.12684/alt.1.61</u>
- 178. Birbaumer N., Gallegos-Ayala G., Wildgruber M., Silvoni S., Soekadar S.R. Direct brain control and communication in paralysis. *Brain Topography*. 2014. V. 27. № 1. P. 4–11. doi: 10.1007/s10548-013-0282-1

Рукопись поступила в редакцию 01.03.2018. Дата опубликования 26.04.2018.