

**СИСТЕМА ПОСТИНСУЛЬТНОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ НА ОСНОВЕ
СТАЦИОНАРНЫХ ЗРИТЕЛЬНЫХ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ****В.А. Попова**

popovava@student.bmstu.ru

SPIN-код: 7205-6852

И.С. Гремицкий

gis171200@student.bmstu.ru

SPIN-код: 5715-9675

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация**Аннотация**

Выполнен литературный обзор работ по вопросу изменения двигательной активности после инсульта при использовании высокотехнологичных методов аппаратной реабилитации. Проведен обзор реабилитационных устройств на основе поверхностной электромиографии с использованием биологической обратной связи. Рассмотрена классификация методов регистрации активности головного мозга, а также приведено сравнение преимуществ и недостатков каждого из интерфейсов на основе электроэнцефалографии для обоснования выбора наиболее рационального метода для решения поставленных задач. Предложена новая методика постинсультной реабилитации с применением биологической обратной связи на основе синхронной регистрации биоэлектрической активности мозга, а именно стационарного зрительного вызванного потенциала (SSVEP) и поверхностной электромиографии, которая обеспечивает активные тренировки при минимальном уровне сохранности нейромышечного аппарата.

Ключевые слова

Инсульт, реабилитация, мелкая моторика верхних конечностей, интерфейс мозг — компьютер, биологическая обратная связь, электроэнцефалография, электромиография, стационарный зрительный вызванный потенциал

Поступила в редакцию 23.08.2021

© МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2021

Введение. Инсульт является одной из важных медико-социальных проблем, что обусловлено высокой заболеваемостью и смертностью населения. По статистике Минздрава России, за последние годы смертность от цереброваскулярных заболеваний, в том числе от инсульта, незначительно снизилась. Однако число заболевших людей с каждым годом увеличивается.

После инсульта главной задачей является восстановление утраченных функций организма. Среди постинсультных дефектов, инвалидизирующих больных, ведущая роль принадлежит двигательным нарушениям, к основным из которых относятся параличи, парезы, спастичность, атаксия и апраксия [1]. Парез руки формируется у 80 % выживших, причем у 40 % парез остается пожизненно [2].

Возможность восстановления нарушенных функций обусловлена нейропластичностью — свойством мозга изменять свою функциональную и структурную реорганизацию, способностью различных его структур вовлекаться в разные формы деятельности [3].

Ведущая роль в облегчении тяжести двигательного дефекта принадлежит реабилитации. В реабилитации нуждаются практически все пациенты, перенесшие инсульт. Многие исследователи отмечают тенденцию к омоложению контингента больных с сосудистыми заболеваниями головного мозга, что выводит важность реабилитации на абсолютно новый уровень [4].

На первых этапах в комплексе лечебных мероприятий постинсультных пациентов участвует медикаментозная терапия. При переводе в стационарный этап реабилитации на первое место переходят немедикаментозные методы лечения [2, 5].

Ни один из методов отдельно не обладает преимуществами в восстановлении пациентов после инсульта. Только комплексное использование различных методов может оказать положительное влияние на восстановление функций пациентов.

Высокотехнологичные методы аппаратной реабилитации верхних конечностей. На сегодняшний день существуют зарекомендовавшие себя методы аппаратной реабилитации верхних конечностей. В обзоре [6] и исследовании [7] отмечается, что при использовании электромеханических устройств в комплексе с другими реабилитационными методами можно значительно улучшить двигательные функции верхних конечностей. Схожие результаты получены в анализе [8], в результате которого выяснилось, что у пациентов, проходящих реабилитацию с применением электромеханических и роботизированных устройств, увеличилась мышечная сила парализованной руки. Также в исследовании [9] утверждается, что аппаратное восстановление подвижности верхних конечностей даже в резидуальном периоде после инсульта улучшает функциональные возможности по сравнению с традиционным лечением. Эти данные подтверждаются работой [10], где отмечается, что в даже позднем восстановительном периоде проявляется нейропластичность мозга, это позволяет рассчитывать на возможность последующим функциональным улучшениям.

Часто роботизированное устройство для восстановления мелкой моторики верхних конечностей представляет собой медицинский экзоскелет, который помогает увеличить мышечную силу с помощью переноса механической энергии от устройства к пациенту [11], [12].

Среди всех высокотехнологичных методов реабилитации можно выделить аппараты, работающие на основе биологической обратной связи (БОС). Методика БОС заключается в непрерывной регистрации определенных физиологических показателей, представляемых пациенту, который в процессе выполнения задания, видя положительный результат, старается запомнить свое состояние и добиться не худшего результата при следующих тренировках. Данная методика

положительно влияет на реабилитацию, поскольку повышает мотивацию пациента и позволяет принимать активное участие в коррекции движения [13].

Одним из популярных как в России [14], так и за рубежом [15] направлений применения данной технологии является реабилитация верхних конечностей на основе поверхностной электромиографии (ЭМГ). Данный метод имеет большую доказательную базу, ее эффективность подтверждена множеством исследований [16].

Методика ЭМГ реабилитации с БОС состоит в тренировке определенных мышечных групп одновременно с записью ЭМГ-сигнала [17]. Обратная связь о функционировании мышц предоставляется пациенту в виде изображений, графиков, символов или цифр на экране, в результате чего появляется возможность восстановить функцию пораженного сегмента.

На рынке современной медицинской техники широко представлены устройства с БОС для лечения и реабилитации верхних конечностей. Например, Hand of Hope (Rehab Robotics, Китай) представляет собой медицинский экзоскелет с двумя поверхностными датчиками ЭМГ для обеспечения активного управления. Однако ЭМГ-сигналы могут быть достаточно малыми по амплитуде и не распознаваться системой. Другим примером является устройство Amadeo (Tyromotion, Австрия). Данное роботизированное устройство обеспечивает тренировку мелкой моторики кисти, но выполнено оно не в виде экзоскелета. Amadeo обладает пятью подвижными каретками, с помощью которых осуществляются различные движения пальцев. Однако для ассилирующих тренировок требуется, чтобы пациент сохранял возможность движения каждым пальцем в отдельности, что часто не выполняется после инсульта, а для обеспечения активного режима используется повехностная ЭМГ, с помощью которой можно упражняться в выполнении лишь ограниченного количества движений.

Рассмотренные роботизированные устройства позволяют проводить пассивную тренировку на высоком уровне, обеспечивая тренировку разнообразных движений, однако каждое из них имеет ограничения при активных тренировках мелкой моторики кисти.

Интерфейс мозг — компьютер. Отдельным разделом высокотехнологичной реабилитации являются нейрокомпьютерные интерфейсы (интерфейсы мозг — компьютер (ИМК)) с БОС на основе регистрации активности головного мозга. ИМК — это информационно-управляющая система, которая регистрирует активность мозга, анализирует ее и переводит в команды, поступающие на выходные технические устройства для осуществления желаемого действия [18]. Эта технология позволяет установить связь между неповрежденными участками мозга и вспомогательными устройствами, которые способны компенсировать моторные и сенсорные функции. При регистрации сигналов мозговой активности важную роль играет выбранная техника регистрации, от которой зависят точность и качество получаемых сигналов.

Системы ИМК можно подразделить на три группы:

1) инвазивные ИМК, при реализации которых используются электроды, внедренные непосредственно в серое вещество коры больших полушарий головного мозга. При таком решении можно зарегистрировать активность отдельных нейронов, следовательно, такие системы регистрируют сигналы высокого качества, однако со временем сигналы становятся слабее из-за развития вокруг электродов рубцовой ткани;

2) частично инвазивные ИМК реализуются на основе электрокортикографии (ЭКоГ). При этом электроды располагаются на поверхности коры больших полушарий головного мозга [19]. При использовании инвазивных и частично инвазивных методов существует риск возникновения инфекции и повреждений тканей головного мозга [20];

3) неинвазивные ИМК. К данному типу ИМК относятся разные методы регистрации сигналов мозговой активности: электроэнцефалография (ЭЭГ), магнитоэнцефалография (МЭГ), функциональная магнитно-резонансная томография (фМРТ), функциональная ближняя инфракрасная спектроскопия (фБИКС).

Методы ЭЭГ и МЭГ имеют хорошее временное разрешение, т. е. позволяют осуществлять регистрацию мозговой активности в реальном времени, однако МЭГ являются слишком маломобильными и дорогостоящими аппаратами, что затрудняет их использование для ИМК. Метод фМРТ не может быть использован для данных целей из-за низкого временного разрешения и отсутствия мобильности. Метод фБИКС в отличие от ЭЭГ имеет высокое пространственное разрешение, не требует громоздкой аппаратуры, но в большинстве источников указано низкое временное разрешение, которое затрудняет использование данного метода в ИМК [21, 22].

Системы ИМК на основе ЭЭГ применяются наиболее часто, поскольку они имеют высокое временное разрешение, неинвазивны, удобны для пользователя и требуют минимального обучения, являются относительно недорогими, легкими и портативными [23]. Также ИМК на основе ЭЭГ активно используется для записи и анализа сигналов мозга, чтобы определить намерение пользователя (спеллер для написания слов [24], управление протезами [25], управление инвалидным креслом [26]). ИМК на основе ЭЭГ классифицируют по типу анализируемого сигнала. Эти сигналы можно подразделить в зависимости от фактора, который является источником или причиной возникновения сигнала [27]:

1) саморегулируемые потенциалы (эндогенные) — обусловлены внутренними факторами: медленные корковые потенциалы, сенсомоторные ритмы (СМР);

2) потенциалы, связанные с событиями (экзогенные), — вызываются внешними факторами, такими как стимул, например, визуальный или слуховой: P300, SSVEP [27].

Преимущества и недостатки нейромеханизмов сведены в таблицу [28].

Сравнение нейроинтерфейсов для приложений ИМК

Нейромеханизм	Преимущества	Недостатки
Сенсомоторные ритмы (СМР)	Подтвержденная эффективность. Связь воображения движения с реальным совершением движения. Не используется стимуляция	Малое число движений. Требуется длительного обучения пациентов. Скорость передачи данных 20 бит/мин
P300	Возможность реализации разных типов движений. Не требуется долгое обучение	Требуется высокий уровень внимания. Используется стимуляция. Скорость передачи данных 35 бит/мин. Утомляемость пользователей
Медленные корковые потенциалы	Не используется стимуляция	Скорость передачи данных 1...10 бит/мин
SSVEP	Возможность реализации разных типов движений. Не требует обучения. Скорость передачи данных 300 бит/мин	Нет прямой связи с моторной корой. Используется стимуляция. Утомляемость пользователей

Стационарный зрительный вызванный потенциал (SSVEP). Поскольку для постинсультной реабилитации важны отсутствие обучения, возможность реализации разных типов движения и высокая скорость передачи информации, для реализации ИМК в целях постинсультной реабилитации был выбран нейроинтерфейс — стационарные зрительные вызванные потенциалы (SSVEP).

Схема ИМК на основе SSVEP представлена на рис. 1.

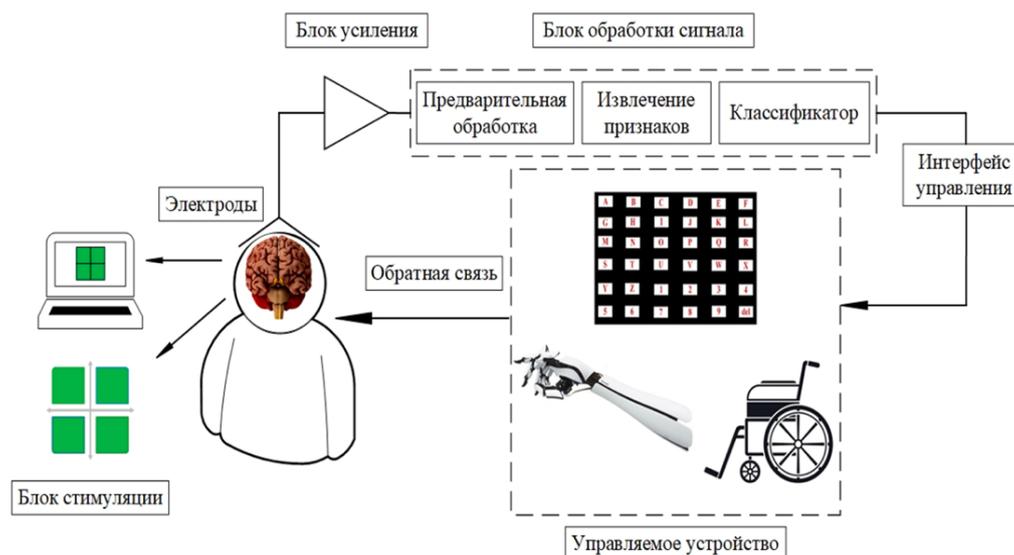


Рис. 1. Схема ИМК на основе SSVEP

Рассматриваемый нейромеханизм первоначально был описан как повторяющийся вызванный потенциал, частотные компоненты которого постоянны по фазе и амплитуде в течение бесконечно долгого периода времени [29]. В большинстве источников отмечается, что SSVEP вызывается миганием визуального раздражителя с постоянной частотой, превышающей 6 Гц [30].

При использовании ИМК на основе SSVEP пользователи выбирают команды, фокусируясь на визуальных стимулах, которые чередуются с определенной частотой, вследствие чего в затылочных областях коры происходит навязывание ритма (усвоение ритма), т. е. генерируются колебания, по частоте и фазе соответствующие предъявляемым стимулам [31].

Свойства стимулов, такие как размер, цвет, яркость и частота, а также устройство, на котором они отображаются, могут значительно повлиять на производительность, комфорт и безопасность системы, также они напрямую влияют на амплитуду SSVEP [32].

Выбор частотного диапазона мерцания стимулов. В ИМК на основе SSVEP используют частоту в качестве отличительной характеристики для определения цели пользователя. Следовательно, в системе с N целями должны использоваться N частот, которые различаются настолько, что их можно отличить друг от друга на этапе обработки сигнала. Частотный диапазон также влияет на производительность. Частоты стимулов, используемые для обнаружения SSVEP, можно разделить на три полосы частот: низкую (1...12 Гц), среднюю (12...30 Гц), высокую (30...100 Гц). SSVEP являются наиболее выраженными, когда зрительный стимул подается с частотой около 15 Гц [33]. Более высокие частоты вызывают меньшие амплитуды SSVEP, и поэтому чаще используются полосы от низких (до 15 Гц) до средних (15...30 Гц) частот. Однако они имеют существенные недостатки: сильная утомляемость пользователей, большая вероятность проявления эпилептических припадков на частотах 15...25 Гц; низкочастотный диапазон также пересекается с альфа-диапазоном (8...13 Гц), который может вызвать ложные срабатывания [34].

Возможность возникновения визуальной усталости является ключевой проблемой в использовании данного метода для постинсультных пациентов, а выбор параметров стимуляции является важным звеном проектирования данной системы. Многих недостатков можно избежать, используя высокочастотный диапазон, но в таком случае амплитуда сигнала уменьшается. Недостаток слабого ответа SSVEP смягчается тем фактом, что в высокочастотном диапазоне регистрируется меньше спонтанной активности мозга по сравнению с более низкими частотами [35].

В последнее время проводится все больше исследований, связанных с возможностью перенесения стимуляции в высокочастотную область. Например, в исследовании [36] изучали влияние стимулов на частотах, превышающих критическую частоту мерцания (50...60 Гц), на амплитуду сигнала SSVEP. В результате данного исследования было выявлено, что при частоте мерцания светодиода

дов 40 Гц и 60 Гц SSVEP был успешно обнаружен. В работе [37] эксперименты проводили в течение 40 дней (четыре эксперимента) с разными промежутками времени. Использовали девять частот стимуляции (от 30 до 46 Гц с шагом 2). Исследование проводили с целью выявить высокие частоты, при которых можно стабильно регистрировать SSVEP, чтобы избежать подбор частот для каждого пользователя. В результате данного исследования было выявлено, что в среднем стимуляция на 32 и 40 Гц вызывает выраженный сигнал SSVEP у всех участников в большинстве испытаний, в то время как стимуляция на соседних частотах (30 и 42 Гц) не вызывает такого эффекта. Другие частоты (30, 34, 36, 38, 42, 44, 46 Гц) не вызывают стабильных сигналов SSVEP.

Выбор цвета стимулов. Зрительная стимуляция вызывает усталость, вследствие чего снижается производительность системы, поэтому следует принимать во внимание выбранный цвет стимулов и их связь с SSVEP. Разные цвета стимулов будут вызывать разные сигналы SSVEP. В настоящее время для ИМК на основе SSVEP используются зеленые, красные, серые, черные и белые стимулы [38]. В случае частоты стимуляции 10 Гц красные стимулы вызывают самую высокую амплитуду SSVEP-сигнала. Амплитуда сигнала SSVEP, вызванного синими стимулами, ниже, чем красными стимулами, и выше, чем желтыми [39].

Трудно определить, какой цвет является лучшим, потому что в настоящее время нет сравнения, показывающего, как цвет влияет на производительность и комфорт пользователя.

Выбор ориентационного расположения стимулов. Наряду с частотой и цветом следует предположить, что на амплитуду SSVEP влияет также ориентация стимулов. Так, в работе [40] изучалось влияние ориентаций стимула (использовались вертикальная и горизонтальная ориентации стимулов), цвета (красный/зеленый/синий) и частоты (7, 8, 9, 11 Гц). Данное исследование показало, что при обеих ориентациях стимуляция зеленого цвета вызывала максимальную амплитуду SSVEP, горизонтальный зеленый стимул на всех частотах генерировал сигналы большей амплитуды, чем вертикальный.

Технические требования к блоку фотостимуляции. На основе проведенного обзора можно сформировать технические требования к блоку стимуляции. В соответствии с исследованием [40] выберем геометрическое расположение светодиодной матрицы. В соответствии с исследованиями [36, 40] выберем цвет всех стимулов — зеленый. Поскольку система постинсультной реабилитации предназначена для пациентов, перенесших инсульт, у которых велик риск возникновения усталости, выберем частоты из высокого диапазона, превышающие критическую частоту мерцания. Использование высокочастотного диапазона позволит фоточувствительным пациентам, перенесшим инсульт, избежать дискомфорта.

Биотехническая система (БТС). Следует принимать во внимание, что для осуществления активных тренировок требуется обеспечить антропоморфность управления. В работе [41] показано, что задержка от момента принятия реше-

ния о совершении движения до его выполнения должна соответствовать 100...200 мс. Большое время задержки вызывает дискомфорт, что приводит к ухудшению реабилитации. Однако длительность усваивание ритма SSVEP вари- абельно и может достигать 1 с, поэтому для обеспечения антропоморфного управления в разрабатываемую систему включен блок ЭМГ. Таким образом, разрабатываемая БТС — гибридная система, объединяющая регистрацию SSVEP с помощью ЭЭГ и синхронную регистрацию ЭМГ-сигнала. Схема био- технической системы приведена на рис. 2.

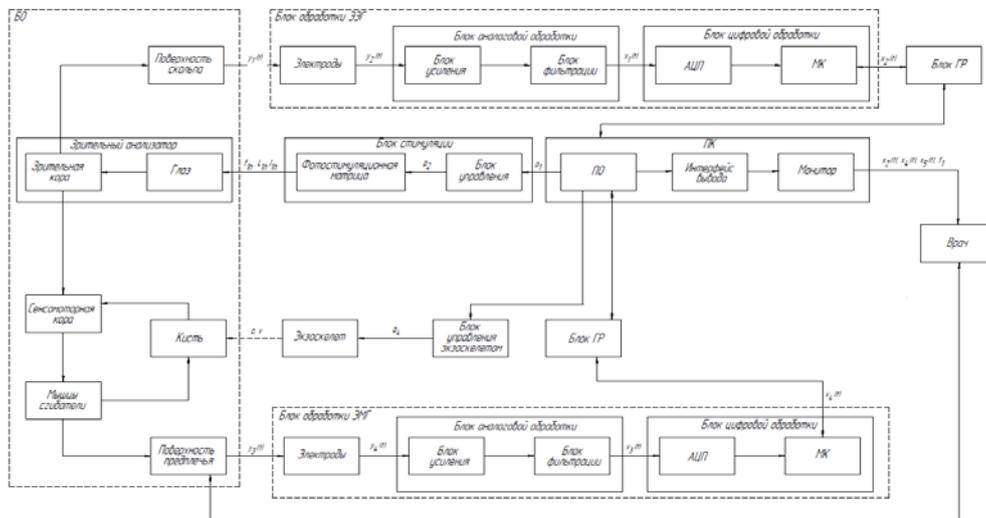


Рис. 2. Схема БТС:

$y_1(t)$ — ЭЭГ-сигнал с синфазной помехой; $y_2(t)$ — сигнал $y_1(t)$ с учетом шумов электродов и потенциалов поляризации; $y_3(t)$ — ЭМГ-сигнал с синфазной помехой; $y_4(t)$ — сигнал $y_3(t)$ с учетом шумов электродов и потенциалов поляризации; $x_1(t)$ — усиленный ЭЭГ-сигнал с удалением шумов; $x_2(t)$ — оцифрованный ЭЭГ-сигнал; $x_3(t)$ — усиленный ЭМГ-сигнал с удалением шумов; $x_4(t)$ — оцифрованный ЭМГ-сигнал; $x_5(t)$ — эпилептическая активность; $f_1(t)$ — результаты частотной обработки; p_1 — сигнал, информирующий о завершении обработки ЭЭГ; p_2 — сигнал управления фотостимуляционной матрицей; f_{in} — частота мерцания светодиодов; l_{in} — длина волн светодиодов; I_{in} — яркость светодиодов; p_3 — сигнал, информирующий о завершении обработки ЭМГ; p_4 — сигнал управления экзоскелетом кисти; α — угол поворота пальцев экзоскелета; v — скорость; АЦП — аналогово-цифровой преобразователь; МК — микроконтроллер; ПК — персональный компьютер; ГР — гальваническая развязка; \longrightarrow — информационная связь; $- - - - - \longrightarrow$ — энергетическая связь

Перед пациентом на расстоянии 0,5 м располагается фотостимуляционная матрица, состоящая из пяти групп светодиодов, каждая из которых мерцает с определенной частотой и ассоциируется с движением конкретного пальца. В данной БТС выбраны пять типовых движений — последовательное сгибание и разгибание каждого пальца. Таким образом, на светодиодной матрице формируются стимулы с разной частотой (всего пять частот). Пациент выбирает движение, фокусируясь на группе светодиодов, ответственных за него. При воздействии мерцания с конкрет-

ной частотой на зрительный анализатор происходит навязывание данного ритма в коре головного мозга, что отражается на биоэлектрической активности.

Электроды блока регистрации ЭЭГ размещаются на проекции зрительной коры для регистрации SSVEP. Сигналы с измерительных электродов подаются на вход блока аналогового тракта биологических сигналов для аналоговой обработки. С блока аналоговой обработки сигналы подаются на вход аналогово-цифрового преобразователя (АЦП), с которого оцифрованные сигналы подаются на вход микроконтроллера (МК) и далее на персональный компьютер. На основе зарегистрированного сигнала в соответствующем программном обеспечении (ПО) на персональном компьютере (ПК) происходит частотная обработка для выделения доминирующей частоты, связанной с выбранным движением. Далее через блок управления к блоку стимуляции подается сигнал, оповещающий пациента об успешном завершении обработки ЭЭГ и разрешающий инициацию совершения выбранного движения.

Пациент совершает данное движение (разгибание конкретного пальца), которое вследствие поражения не может совершить в полной мере, однако возникающего сигнала ЭМГ достаточно для определения момента совершения данного движения. Электроды блока регистрации ЭМГ размещаются на поверхности предплечья. После аналогичной обработки данные передаются на ПК для дальнейшего управления исполнительным механизмом — медицинским экзоскелетом, который совершает выбранное пациентом движение.

Таким образом, выбор типа движения детектируется с помощью ЭЭГ-сигнала, а момент совершения движения — с помощью ЭМГ-сигнала.

Для защиты пользователей от поражения электрическим током БТС содержит блоки гальванической развязки (ГР). Врач, в свою очередь, получает все данные через ПК, анализирует успешность реабилитации и осуществляет взаимодействие с пациентом.

Заключение. На основе проведенного литературного обзора сформированы технические требования к блоку регистрации и синтезирована биотехническая система постинсультной реабилитации, предназначенная для реабилитации мелкой моторики пациентов, перенесших инсульт. В работе изложены основные принципы функционирования БТС. Отличительной особенностью системы является гибридизация ЭЭГ и ЭМГ для обеспечения антропоморфного управления и тем самым повышения комфорта пользователя.

Литература

- [1] Бандаков М.П., Ковязина Г.В. Обоснование содержания методики физической реабилитации последствий инсульта в различные периоды заболевания. *Вестник ВятГГУ*, 2011, № 1-3, с. 90–94.
- [2] Мокиенко О.А., Супонева Н.А., ред. Инсульт у взрослых: центральный парез верхней конечности. Клинические рекомендации. М., МЕДпресс-Информ, 2018.
- [3] ГОСТ Р. 52600.5-2008. Протокол ведения больных. Инсульт. Национальный стандарт Российской Федерации. М., Стандартинформ, 2009.

- [4] Мачинский П.А., Плотникова Н.А., Ульянов В.Е. и др. Сравнительная характеристика показателей смертности и летальности от ишемического и геморрагического инсультов в России. *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки*, 2019, т. 19, № 3, с. 101–117. DOI: <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2019-3-10>
- [5] Алферова В.В., Белкин А.А., Вознюк И.А. и др. Клинические рекомендации по ведению больных с ишемическим инсультом и транзиторными ишемическими атаками. М., МЕДпресс-Информ, 2017.
- [6] Kwakkel G., Kollen B.J., Krebs H.I. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabil. Neural Repair*, 2008, vol. 22, no. 2, pp. 111–121. DOI: <https://doi.org/10.1177/1545968307305457>
- [7] Germanotta M., Cruciani A., Pecchioli C. et al. Reliability, validity and discriminant ability of the instrumental indices provided by a novel planar robotic device for upper limb rehabilitation. *J. NeuroEngineering Rehabil.*, 2018, vol. 15, no 1. pp. 1–14. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0385-8>
- [8] Mehrholz J., Pohl M., Platz T. et al. Electromechanical and robotassisted arm training for improving activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. *Cochrane Database Syst. Rev.*, 2018, no 9. DOI: <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006876.pub5>
- [9] Бондаренко Ф.В., Макарова М.Р., Турова Е.А. Восстановление сложных двигательных функций верхней конечности у больных после ишемического инсульта. *Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры*, 2016, т. 93, № 1, с. 11–15. DOI: <https://doi.org/10.17116/kurort2016111-15>
- [10] Cramer S.C., Riley J.D. Neuroplasticity and brain repair after stroke. *Curr. Opin. Neurol.*, 2008, vol. 21, no. 1, pp. 76–82. DOI: <https://doi.org/10.1097/WCO.0b013e3282f36cb6>
- [11] Клочков А.С., Черникова Л.А. Роботизированные и механотерапевтические устройства для восстановления функции руки после инсульта. *РМЖ*, 2014, т. 22, № 22, с. 1589–1592.
- [12] Воробьев А.А., Андрущенко Ф.А., Засыпкина О.А. и др. Терминология и классификация экзоскелетов. *Вестник ВолгГМУ*, 2015, № 3, с. 71–78.
- [13] Van Dijk H., Jannink M.J.A., Hermens H.J. et al. Effect of augmented feedback on motor function of the affected upper extremity in rehabilitation patients: a systematic review of randomized controlled trials. *J. Rehabil. Med.*, 2005, vol. 37, no. 4, pp. 202–211. DOI: <https://doi.org/10.1080/16501970510030165>
- [14] Туровский Я.А., Арефьев Я.В., Алексеев А.В. et al. Информационная система биологической обратной связи по электромиографическому каналу с использованием очков дополненной реальности. *Вестник новых медицинских технологий*, 2017, т. 24, № 2, с. 147–151. DOI: https://doi.org/10.12737/article_5947d3f44242c4.01994237
- [15] De Nunzio A.M., Dosen S., Lemling S. et al. Tactile feedback is an effective instrument for the training of grasping with a prosthesis at low-and medium-force levels. *Exp. Brain Res.*, 2017, vol. 235, no 8, pp. 2547–2559. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00221-017-4991-7>
- [16] Богданов О.В., Варман Б.Г., Алиев А.Т. Восстановление двигательных расстройств с помощью приемов функционального биоуправления. *Журнал невропатологии и психиатрии*, 1985, т. 85, № 3, с. 359–365.
- [17] Кузьмичева О.А. Применение метода биологической обратной связи по электромиограмме для коррекции двигательных нарушений. *Биологическая обратная связь*, 1999, № 3, с. 6–11.

- [18] Федотчев А.И., Парин С.Б., Полевая С.А. и др. Технологии «интерфейс мозг–компьютер» и нейробиоуправление: современное состояние, проблемы и возможности клинического применения (обзор). *СТМ*, 2017, т. 9, № 1, с. 175–184. DOI: <https://doi.org/10.17691/stm2017.9.1.22>
- [19] Жадин М.Н. Биофизические механизмы формирования электроэнцефалограммы. М., Наука, 1984.
- [20] Lew E., Chavarriaga R., Zhang H. et al. Self-paced movement intention detection from human brain signals: invasive and non-invasive EEG. *2012 Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2012, pp. 3280–3283. DOI: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346665>
- [21] Денисова Е.Н., Махров С.С. Анализ современных методов регистрации сигналов мозговой активности посредством нейрокомпьютерного интерфейса. *T-COMM: Телекоммуникации и транспорт*, 2017, т. 11, № 12, с. 14–17.
- [22] Bamdad M., Zarshenas H., Auais M.A. Application of BCI systems in neurorehabilitation: a scoping review. *Disabil. Rehabil.: Assist. Technol.*, 2015, vol. 10, no 5, pp. 355–364. DOI: <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.961569>
- [23] Gandhi V. Brain-computer interfacing for assistive robotics: electroencephalograms, recurrent quantum neural networks, and user-centric graphical interfaces. Academic press, 2014.
- [24] Lim J.H., Lee J.H., Hwang H.J. et al. Development of a hybrid mental spelling system combining SSVEP-based brain–computer interface and webcam-based eye tracking. *Biomed. Signal Process. Control*, 2015, vol. 21, pp. 99–104. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2015.05.012>
- [25] Muller-Putz G.R., Pfurtscheller G. Control of an electrical prosthesis with an SSVEP-based BCI. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2008, vol. 55, no 1, pp. 361–364. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.897815>
- [26] Li Y., Pan J., Wang F. et al. A hybrid BCI system combining P300 and SSVEP and its application to wheelchair control. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2013, vol. 60, no. 11, pp. 3156–3166. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2270283>
- [27] Diez P. Smart wheelchairs and brain-computer interfaces. Academic Press, 2018.
- [28] Мокиенко О.А., Черникова Л.А., Фролов А.А. Интерфейс мозг-компьютер как новая технология нейрореабилитации. *Анналы клинической и экспериментальной неврологии*, 2011, т. 5, № 3, с. 46–52.
- [29] Regan D. Human brain electrophysiology. Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine. Elsevier, 1989.
- [30] İşcan Z., Nikulin V.V. Steady state visual evoked potential (SSVEP) based brain-computer interface (BCI) performance under different perturbations. *PLoS ONE*, 2018, vol. 13, no. 1, art. e0191673. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191673>
- [31] Nawrocka A., Holewa K. Brain – Computer interface based on Steady – State Visual Evoked Potentials (SSVEP). *Proc. 14th ICCG*, 2013, pp. 251–254. DOI: <https://doi.org/10.1109/CarpathianCC.2013.6560548>
- [32] Bieger J., Molina G.G., Zhu D. Effects of stimulation properties in steady-state visual evoked potential based brain-computer interfaces. *Proc. 32nd Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2010, pp. 3345–3348.
- [33] Bakardjian H., Tanaka T., Cichocki A. Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command brain–computer interface. *Neurosci. Lett.*, 2010, vol. 469, no. 1, pp. 34–38. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.11.039>

- [34] Fisher R.S., Harding G., Erba G. et al. Photocand patterninduced seizures: a review for the Epilepsy Foundation of America Working Group. *Epilepsia*, 2005, vol. 46, no. 9, pp. 1426–1441. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1528-1167.2005.31405.x>
- [35] Wang Y., Wand R., Gao X. et al. A practical VEP-based brain-computer interface. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 2006, vol. 14, no 2, pp. 234–240. DOI: <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2006.875576>
- [36] Sakurada T., Kawase T., Komatsu T. et al. Use of high-frequency visual stimuli above the critical flicker frequency in a SSVEP-based BMI. *Clin. Neurophysiol.*, 2015, vol. 126, no. 10, pp. 1972–1978. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.12.010>
- [37] Ehlers J., Lueth T., Graeser A. High frequency steady-state visual evoked potentials: an empirical study on re-test stability for brain-computer interface usage. *Proc. 3rd Int. Conf. CHIRA*, 2019, pp. 164–170. DOI: <https://doi.org/10.5220/0008348401640170>
- [38] Zhu D., Bieger J., Garcia Molina G. et al. A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs. *Comput. Intell. Neurosci.*, 2010. vol. 2010, art. 702357. DOI: <https://doi.org/10.1155/2010/702357>
- [39] Cao T., Wan, F., Mak P.U. et al. Flashing color on the performance of SSVEP-based brain-computer interfaces. *2012 Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2012, pp. 1819–1822. DOI: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346304>
- [40] Mouli S., Palaniappan R., Sillitoe I.P. et al. Quantification of SSVEP responses using multi-chromatic LED stimuli: analysis on colour, orientation and frequency. *7th CEEC*, 2015, pp. 93–98. DOI: <https://doi.org/10.1109/CEEC.2015.7332706>
- [41] Сафин Д.Р. Информационно-измерительная система управления биоэлектрическим протезом. Дисс. ... канд. тех. наук. Астрахань, ПГУ, 2011.
- [42] <https://doi.org/10.1155/2010/702357>

Попова Виктория Андреевна — студентка кафедры «Медико-технические информационные технологии», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Гречицкий Иван Сергеевич — студент кафедры «Биомедицинские технические системы», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Научный руководитель — Дмитриев Александр Николаевич, старший преподаватель кафедры «Медико-технические информационные технологии», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Попова В.А., Гречицкий И.С. Система постинсультной реабилитации на основе стационарных зрительных вызванных потенциалов. *Политехнический молодежный журнал*, 2021, № 10(63). <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2021-10-741>

POST-STROKE REHABILITATION SYSTEM BASED ON STATIONARY VISUAL EVOKED POTENTIALS

V.A. Popova

popovava@student.bmstu.ru

SPIN-code: 7205-6852

I.S. Gremitsky

gis171200@student.bmstu.ru

SPIN-code: 5715-9675

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation

Abstract

The authors carried out a review of works on the issue of motor activity changes after a stroke using high-tech methods of apparatus rehabilitation. The paper presents a review of rehabilitation devices based on surface electromyography using biofeedback. The classification of methods for recording brain activity is considered, as well as a comparison of the advantages and disadvantages of the interfaces based on electroencephalography to substantiate the choice of the most rational method for solving the tasks posed. The authors proposed a new method of post-stroke rehabilitation using biofeedback based on synchronous recording of brain bioelectrical activity in the form of stationary visual evoked potential (SSVEP) and surface electromyography, which provides active training with a minimum level of neuromuscular system preservation.

Keywords

Stroke, rehabilitation, fine motor skills of the upper extremities, brain-computer interface, biofeedback, electroencephalography, electromyography, stationary visual evoked potential

Received 23.08.2021

© Bauman Moscow State Technical University, 2021

References

- [1] Bandakov M.P., Kovyazina G.V. Physical readiness as one of the most important components of professional activity. *Vestnik VyatGGU* [Herald of Vyatka State University], 2011, no. 1-3, pp. 90–94 (in Russ.).
- [2] Mokienko O.A., Suponeva N.A., eds. *Insul't u vzroslykh: tsentral'nyy parez verkhney konechnosti. Klinicheskie rekomendatsii* [Adult stroke: central paresis of the upper limb. Clinical recommendations]. Moscow, MEDpress-Inform Publ., 2018 (in Russ.).
- [3] GOST R. 52600.5-2008. *Protokol vedeniya bol'nykh. Insul't. Natsional'nyy standart Rossiyskoy Federatsii* [GOST R. 52600.5-2008. Protocol for patient's management. Stroke]. Moscow, Standartinform Publ., 2009 (in Russ.).
- [4] Machinskiy P.A., Plotnikova N.A., Ul'yankin V.E. et al. Comparative characteristics of the indicators of mortality and lethality from ischemic and hemorrhagic insult in Russia. *Povolzhskiy region. Meditsinskie nauki* [University Proceedings. Volga Region. Medical Sciences], 2019, vol. 19, no. 3, pp. 101–117. DOI: <https://doi.org/10.21685/2072-3032-2019-3-10> (in Russ.).
- [5] Alferova V.V., Belkin A.A., Voznyuk I.A. et al. *Klinicheskie rekomendatsii po vedeniyu bol'nykh s ishemicheskimi insultom i tranzitornymi ishemicheskimi atakami* [Clinical recommendations on management of patient with an ischemic stroke and transient ischemic attacks]. Moscow, MEDpress-Inform Publ., 2017 (in Russ.).

-
- [6] Kwakkel G., Kollen B.J., Krebs H.I. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabil. Neural Repair*, 2008, vol. 22, no. 2, pp. 111–121. DOI: <https://doi.org/10.1177/1545968307305457>
- [7] Germanotta M., Cruciani A., Pecchioli C. et al. Reliability, validity and discriminant ability of the instrumental indices provided by a novel planar robotic device for upper limb rehabilitation. *J. NeuroEngineering Rehabil.*, 2018, vol. 15, no 1. pp. 1–14. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0385-8>
- [8] Mehrholz J., Pohl M., Platz T. et al. Electromechanical and robotassisted arm training for improving activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. *Cochrane Database Syst. Rev.*, 2018, no 9. DOI: <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006876.pub5>
- [9] Bondarenko F.V., Makarova M.R., Turova E.A. Restoration of the complicated locomotor functions of the upper extremities in the patients surviving ischemic stroke. *Voprosy kurtologii, fizioterapii i lechebnoy fizicheskoy kul'tury* [Problems of Balneology, Physiotherapy, and Exercise Therapy], 2016, vol. 93, no. 1, pp. 11–15. DOI: <https://doi.org/10.17116/kurort2016111-15> (in Russ.).
- [10] Cramer S.C., Riley J.D. Neuroplasticity and brain repair after stroke. *Curr. Opin. Neurol.*, 2008, vol. 21, no. 1, pp. 76–82. DOI: <https://doi.org/10.1097/WCO.0b013e3282f36cb6>
- [11] Klochkov A.S., Chernikova L.A. Robotic and mechanic therapeutic devices for recovering arm function after a stroke. *RMZh*, 2014, vol. 22, no. 22, pp. 1589–1592 (in Russ.).
- [12] Vorob'yev A.A., Andryushchenko F.A., Zasypkina O.A. et al. Terminology and classification of exoskeleton. *Vestnik VolgGMU* [Journal of VolgSMU], 2015, no. 3, pp. 71–78 (in Russ.).
- [13] Van Dijk H., Jannink M.J.A., Hermens H.J. et al. Effect of augmented feedback on motor function of the affected upper extremity in rehabilitation patients: a systematic review of randomized controlled trials. *J. Rehabil. Med.*, 2005, vol. 37, no. 4, pp. 202–211. DOI: <https://doi.org/10.1080/16501970510030165>
- [14] Turovskiy Ya.A., Aref'yev Ya.V., Alekseev A.V. et al. Information system of biological feedback by electromyographic channel with use of glasses of augmented reality. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy* [Journal of New Medical Technologies], 2017, vol. 24, no. 2, pp. 147–151. DOI: https://doi.org/10.12737/article_5947d3f44242c4.01994237 (in Russ.).
- [15] De Nunzio A.M., Dosen S., Lemling S. et al. Tactile feedback is an effective instrument for the training of grasping with a prosthesis at low-and medium-force levels. *Exp. Brain Res.*, 2017, vol. 235, no 8, pp. 2547–2559. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00221-017-4991-7>
- [16] Bogdanov O.V., Varman B.G., Aliev A.T. Recovery of a motor disorder using methods of functional biocontrol. *Zhurnal nevropatologii i psikiatrii*, 1985, vol. 85, no. 3, pp. 359–365 (in Russ.).
- [17] Kuz'micheva O.A. Using method of biofeedback from electrogram for correction of motor disorders. *Biologicheskaya obratnaya svyaz'*, 1999, no. 3, pp. 6–11 (in Russ.).
- [18] Fedotchev A.I., Parin S.B., Poleyaya S.A. et al. Brain–computer interface and neurofeedback technologies: current state, problems and clinical prospects (review). *STM* [Modern Technologies in Medicine], 2017, vol. 9, no. 1, pp. 175–184. DOI: <https://doi.org/10.17691/stm2017.9.1.22> (in Russ.).
- [19] Zhadin M.N. Biofizicheskie mekhanizmy formirovaniya elektroentsefalogrammy [Biophysical mechanisms of electroencephalogram formation]. Moscow, Nauka Publ., 1984 (in Russ.).

- [20] Lew E., Chavarriaga R., Zhang H. et al. Self-paced movement intention detection from human brain signals: invasive and non-invasive EEG. *2012 Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2012, pp. 3280–3283. DOI: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346665>
- [21] Denisova E.N., Makhrov S.S. Analysis of modern methods for recording brain activity signals via a brain-computer interface. *T-COMM: Telekommunikatsii i transport* [T-COMM], 2017, vol. 11, no. 12, pp. 14–17 (in Russ.).
- [22] Bamdad M., Zarshenas H., Auais M.A. Application of BCI systems in neurorehabilitation: a scoping review. *Disabil. Rehabil.: Assist. Technol.*, 2015, vol. 10, no 5, pp. 355–364. DOI: <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.961569>
- [23] Gandhi V. Brain-computer interfacing for assistive robotics: electroencephalograms, recurrent quantum neural networks, and user-centric graphical interfaces. Academic press, 2014.
- [24] Lim J.H., Lee J.H., Hwang H.J. et al. Development of a hybrid mental spelling system combining SSVEP-based brain-computer interface and webcam-based eye tracking. *Biomed. Signal Process. Control*, 2015, vol. 21, pp. 99–104. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2015.05.012>
- [25] Muller-Putz G.R., Pfurtscheller G. Control of an electrical prosthesis with an SSVEP-based BCI. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2008, vol. 55, no 1, pp. 361–364. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.897815>
- [26] Li Y., Pan J., Wang F. et al. A hybrid BCI system combining P300 and SSVEP and its application to wheelchair control. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2013, vol. 60, no. 11, pp. 3156–3166. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2270283>
- [27] Diez P. Smart wheelchairs and brain-computer interfaces. Academic Press, 2018.
- [28] Mokienko O.A., Chernikova L.A., Frolov A.A. Brain-computer interface as a novel tool of neurorehabilitation. *Annaly klinicheskoy i eksperimental'noy nevrologii* [Annals of Clinical and Experimental Neurology], 2011, vol. 5, no. 3, pp. 46–52 (in Russ.).
- [29] Regan D. Human brain electrophysiology. Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine. Elsevier, 1989.
- [30] İşcan Z., Nikulin V.V. Steady state visual evoked potential (SSVEP) based brain-computer interface (BCI) performance under different perturbations. *PLoS ONE*, 2018, vol. 13, no. 1, art. e0191673. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191673>
- [31] Nawrocka A., Holewa K. Brain – Computer interface based on Steady – State Visual Evoked Potentials (SSVEP). *Proc. 14th ICCCC*, 2013, pp. 251–254. DOI: <https://doi.org/10.1109/CarpathianCC.2013.6560548>
- [32] Bieger J., Molina G.G., Zhu D. Effects of stimulation properties in steady-state visual evoked potential based brain-computer interfaces. *Proc. 32nd Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2010, pp. 3345–3348.
- [33] Bakardjian H., Tanaka T., Cichocki A. Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command brain-computer interface. *Neurosci. Lett.*, 2010, vol. 469, no. 1, pp. 34–38. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2009.11.039>
- [34] Fisher R.S., Harding G., Erba G. et al. Photocand patterninduced seizures: a review for the Epilepsy Foundation of America Working Group. *Epilepsia*, 2005, vol. 46, no. 9, pp. 1426–1441. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1528-1167.2005.31405.x>
- [35] Wang Y., Wand R., Gao X. et al. A practical VEP-based brain-computer interface. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 2006, vol. 14, no 2, pp. 234–240. DOI: <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2006.875576>

- [36] Sakurada T., Kawase T., Komatsu T. et al. Use of high-frequency visual stimuli above the critical flicker frequency in a SSVEP-based BMI. *Clin. Neurophysiol.*, 2015, vol. 126, no. 10, pp. 1972–1978. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.12.010>
- [37] Ehlers J., Lueth T., Graeser A. High frequency steady-state visual evoked potentials: an empirical study on re-test stability for brain-computer interface usage. *Proc. 3rd Int. Conf. CHIRA*, 2019, pp. 164–170. DOI: <https://doi.org/10.5220/0008348401640170>
- [38] Zhu D., Bieger J., Garcia Molina G. et al. A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs. *Comput. Intell. Neurosci.*, 2010. vol. 2010, art. 702357. DOI: <https://doi.org/10.1155/2010/702357>
- [39] Cao T., Wan, F., Mak P.U. et al. Flashing color on the performance of SSVEP-based brain-computer interfaces. *2012 Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2012, pp. 1819–1822. DOI: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346304>
- [40] Mouli S., Palaniappan R., Sillitoe I.P. et al. Quantification of SSVEP responses using multi-chromatic LED stimuli: analysis on colour, orientation and frequency. *7th CEEC*, 2015, pp. 93–98. DOI: <https://doi.org/10.1109/CEEC.2015.7332706>
- [41] Safin D.R. Informatsionno-izmeritel'naya sistema upravleniya bioelektricheskim protezom. Diss. kand. tekhn. nauk [Information measurement control system with bioelectrical prosthesis. Kand. tech. sci. diss.]. Astrakhan', PGU Publ., 2011 (in Russ.).

Popova V.A. — Student, Department of Medical and Technical Information Technologies, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Gremitsky I.S. — Student, Department of Biomedical Engineering Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Scientific advisor — Dmitriev A.N., Senior Lecturer, Department of Medical and Technical Information Technologies, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Please cite this article in English as:

Popova V.A., Gremitsky I.S. Post-stroke rehabilitation system based on stationary visual evoked potentials. *Politekhnicheskiy molodezhnyy zhurnal* [Politechnical student journal], 2021, no. 10(63). <http://dx.doi.org/10.18698/2541-8009-2021-10-741.html> (in Russ.).