

УДК 159.9

## ВЛИЯНИЕ ПАРАМЕТРОВ И ХАРАКТЕРА БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ НА АМПЛИТУДУ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО ТРЕМОРА

© 2020 г. А. Ю. Александров<sup>1</sup>, К. О. Уплисова<sup>1</sup> \*, В. Ю. Иванова<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Санкт-Петербургский государственный университет,  
Санкт-Петербург, Россия

\*E-mail: k.uplisova@spbu.ru

Поступила в редакцию 20.02.2019 г.

После доработки 24.07.2019 г.

Принята к публикации 05.09.2019 г.

Исследована амплитуда физиологического тремора и возможность ее модификации при использовании биологической обратной связи. Регистрацию физиологического тремора осуществляли трехкоординатными цифровыми акселерометрами, закрепленными на внешней стороне указательных пальцев. Испытуемым предлагали последовательно, с перерывами на отдых, выполнить серию 15-секундных тестирований. Исследовали четыре режима биологической обратной связи с задачей минимизации следующих управляющих параметров: отклонение ладони от горизонтального положения, усредненная по обеим рукам амплитуда физиологического тремора, амплитуда тремора правой и левой руки. Полученные на фоне предъявления сигналов обратной связи значения амплитуды тремора сравнивали с нормальными значениями, полученными до и после тестирования с обратной связью. В результате эксперимента продемонстрирована возможность направленной модификации физиологического тремора ведущей руки в диапазоне 8–12 Гц, проявлявшаяся в достоверном снижении амплитуды тремора при использовании обратной связи. Обнаружен эффект переноса навыка уменьшения амплитуды физиологического тремора в диапазоне 8–12 Гц, заключавшийся в достоверном снижении амплитуды тремора ведущей руки при использовании обратной связи по параметрам тремора контралатеральной руки.

*Ключевые слова:* физиологический тремор, биологическая обратная связь, сингулярный спектральный анализ.

DOI: 10.31857/S0131164620010038

Создание и развитие систем биологической обратной связи в середине прошлого века привели к ее активному использованию в медицине с целью коррекции разнообразных патологических состояний. В большинстве случаев используют биологическую обратную связь по электроэнцефалограмме (ЭЭГ), частоте сердечных сокращений (ЧСС), чуть реже кожно-гальванической реакции (КГР) для коррекции и улучшения эмоционального состояния людей в тяжелых жизненных условиях, в условиях эмоционального стресса [1–3]. Биологическую обратную связь разных видов также используют для коррекции двигательных нарушений [4, 5], но лишь единичные работы используют в качестве параметра для обратной связи тремор и в основном для коррекции патологических форм тремора [6].

Цель данной работы — изучение влияния различных форм биологической обратной связи на амплитуду физиологического тремора. Наряду с необходимостью создания методов коррекции патологических форм тремора [7] существует ряд

областей деятельности в которых востребованы методы временного или постоянного снижения амплитуды физиологического тремора — это, прежде всего, спорт высших достижений и специальные применения, требующие высокой точности при микроманипуляциях. Кроме практических целей данное исследование предполагает рассмотрение парных взаимодействий при удержании рук в горизонтальном положении против действия силы тяжести.

Под понятием “физиологический тремор” в данной работе подразумеваются непроизвольные периодические движения дистальных отделов конечностей в диапазоне 8–12 Гц [8, 9], наблюдаемые у человека в норме при поддержании неподвижного безопорного положения под воздействием силы тяжести. Нормальные значения амплитуды физиологического тремора невелики и обычно не доступны для оценки без применения технических средств.

Существует целый ряд факторов, способных обратимо изменять амплитуду физиологического

тремора. К числу наиболее распространенных причин, вызывающих увеличение амплитуды физиологического тремора, обычно относят введение психотропных веществ, алкоголь, физические упражнения, утомление, гипогликемию, гипотермию, тиреотоксикоз и боль [10]. Кроме перечисленных, имеется достаточное количество преимущественно неврологических причин возникновения постоянных или периодически возникающих состояний, характеризующихся увеличением амплитуды тремора. Наиболее распространенным примером таких расстройств является тремор при болезни Паркинсона. Имеется также значительное число страдающих от различных форм патологического тремора неясной этиологии, обозначаемой как эссенциальный тремор (*essential tremor*).

Представления о влиянии обратной связи на параметры физиологического тремора нельзя считать вполне устоявшимися. Существующие в настоящее время модели изучения влияния обратной связи на динамику физиологического тремора выделяют следующие аспекты применения обратной связи: естественная зрительная обратная связь, усиленная зрительная обратная связь (использование монтируемого на палец лазерного указателя), технологически-опосредованная обратная связь с использованием различных видов регистрации тремора и демонстрацией управляющих параметров на экране компьютера [11]. В последнем направлении следует выделить две основные группы в соответствии с характером используемых управляющих параметров: демонстрация перемещений конечности (первичная запись или огибающая), и использование различных интегральных показателей амплитуды или спектральных характеристик физиологического тремора.

Каждое из перечисленных направлений исторически возникало в связи с противоречивыми результатами, получаемыми при использовании различных методов обратной связи, и в ходе исследования особенностей их применения. Первоначальные работы, связанные с использованием естественной зрительной обратной связи, продемонстрировали неоднозначные результаты. Это привело к возникновению мнения о том, что физиологический тремор представляет собой слишком незначительные по амплитуде движения и, в связи с этим, не может быть адекватно оценен невооруженным глазом [12, 13]. Действительно, амплитуда перемещений, характерная для пальцевого тремора здорового испытуемого, обычно не превышает 2 мм [14, 15].

Закономерным продолжением этих исследований стали работы, связанные с предъявлением различных видов усиленной естественной зрительной обратной связи которые, в свою очередь,

тоже показали неоднозначные результаты. Некоторые работы продемонстрировали ожидаемый эффект снижения амплитуды тремора при использовании усиленной зрительной обратной связи [16, 17], другие – его отсутствие [18, 19]. Более того, чрезмерное усиление зрительной обратной связи приводило к обратному результату – увеличению амплитуды тремора [15, 20, 21].

Еще более неожиданными оказались результаты, полученные при исследовании роли естественной зрительной обратной связи при патологических формах тремора. Данные по эффекту использования зрительной обратной связи при коррекции патологического тремора различной этиологии (*essential tremor, intention tremor, parkinsonic tremor*), показали достоверное снижение амплитуды тремора при отключении зрительной обратной связи [22, 23]. Аналогичный по смыслу результат был получен в норме [24]. Все указанное, по мнению ряда авторов, позволяет говорить об определяющем воздействии зрительного внимания на модуляцию тремора как в норме, так и при различных формах неврологической патологии [25].

Дальнейшие исследования влияния обратной связи на амплитуду физиологического тремора позволили выявить следующую важную закономерность – высокоамплитудная низкочастотная активность в гораздо большей степени модулируется методами биологической обратной связи [16]. Если разделить все микродвижения на три частотных диапазона: 0–4, 4–8 и 8–12 Гц, то наибольшее снижение амплитуды тремора при демонстрации обратной связи будет обнаружено в диапазоне 0–4 Гц [18]. Почти все существенные изменения, регистрируемые при использовании обратной связи, происходят на частотах ниже 7 Гц [9]. Амплитуда колебаний в диапазоне 8–12 Гц остается практически без изменений [16].

Важным источником различий, определяющим эффективность модулирующего влияния обратной связи, может являться характер инструктирующего параметра. При естественной зрительной обратной связи имеет место обратная связь по изменению положения. В более поздних работах с использованием инструментальной обратной связи инструктирующим параметром обычно является какая-либо производная от огибающей, т.е. собственно амплитуда тремора. Данное обстоятельство, по мнению некоторых авторов, может существенно увеличить эффективность модулирующего влияния обратной связи на амплитуду тремора [11]. В связи с этим легко предположить, что использование в качестве инструктирующего параметра амплитуду тремора исключительно в диапазоне 8–12 Гц может привести к увеличению эффективности модулирующего воздействия обратной связи, и позволит распространить ее действие на данный диапазон.

## МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие 24 здоровых испытуемых, не имевших неврологической патологии (студенты СПбГУ, учащиеся 2–3 курсов в возрасте 19–22 лет), среди которых было 5 мужчин и 19 женщин. Все участники предварительно прошли тестирование, направленное на определение предпочитаемой руки, и оказались праворукими.

В ходе проведения эксперимента испытуемого располагали в экранированной звукоизолированной камере, в кресле, в положении сидя. По команде, он должен был вытянуть руки вперед на уровне плеч и удерживать их в таком положении в течение 15 с. После выполнения задания испытуемый опускал руки и отдыхал в течение 30 с. Регистрацию физиологического тремора осуществляли трехкоординатными цифровыми акселерометрами типа *ADXL345 (Analog Devices, США)*. Акселерометры закрепляли симметрично на внешней стороне указательных пальцев правой и левой руки испытуемого. Монитор, на экран которого транслировали индикаторы сигналов обратной связи, находился по средней линии перед испытуемым на расстоянии приблизительно 1 м. Используя сигнал обратной связи испытуемый должен был добиваться, возможно, большего значения контролируемых параметров.

Каждый испытуемый выполнял шесть попыток. Первую и последнюю реализации использовали в качестве нормы и не сопровождали демонстрацией сигналов обратной связи. В ходе второй-пятой реализации испытуемому предлагали использовать четыре типа сигналов обратной связи. Индикаторы сигналов обратной связи на экране монитора предьявляли в виде двух прямоугольников, высоту которых регулировали испытуемые посредством обратной связи и цифрового индекса успешности выполнения задачи. Размер левого прямоугольника управлялся перемещениями акселерометра, закрепленного на указательном пальце левой руки, размер правого — акселерометром, закрепленным на указательном пальце правой руки.

Во второй реализации инструктирующий параметр соответствовал углу отклонения указательных пальцев от горизонтального положения. Числовой индекс успешности выполнения задачи нормировался к 100% и возрастал нелинейно с увеличением отклонения инструктирующего параметра от правильного значения, которое соответствовало точному горизонтальному положению акселерометра.

В третьей, четвертой и пятой реализациях испытуемый работал с обратной связью, инструкти-

рующий параметр которой вычисляли по амплитуде спектрального максимума физиологического тремора в диапазоне 8–12 Гц. Числовой индекс успешности выполнения задачи нормировался к 100% и возрастал нелинейно с увеличением отклонения инструктирующего параметра от правильного значения, соответствовавшего отсутствию механических колебаний в данном диапазоне частот.

В третьей реализации числовой индекс успешности отражал среднее значение показателей правой и левой руки. В четвертой реализации индекс успешности отражал успешность выполнения задачи правой рукой, а индикатор выполнения задачи левой рукой фальсифицировали на его основе с добавлением белого шума. В пятой реализации использовали обратный подход — индекс и индикатор левой руки отражали реальный характер выполнения задачи испытуемым, а индикатор для правой руки фальсифицировали на его основе. В ходе предварительного инструктажа испытуемому не сообщали об этой особенности выполнения задачи.

В ходе предварительного инструктажа испытуемым разъясняли их задачу и проверяли освоение навыков использования двух видов обратной связи, необходимых для выполнения программы эксперимента — умения удерживать руки в горизонтальном положении и достигать возможно большей эффективности выполнения задачи при использовании обратной связи для снижения амплитуды тремора в диапазоне 8–12 Гц.

Данные с двух 3-х координатных акселерометров регистрировали со встроенных 12-разрядных аналого-цифровых преобразователей с частотой дискретизации 200 Гц и аппаратном диапазоне амплитуд  $\pm 2$  g. Для последующей обработки данные группировали в соответствии с типом используемой обратной связи. По трехкоординатным реализациям длительностью 15 с вычисляли евклидову норму:

$$\|x\|_2 = \sqrt{\sum_i |x_i|^2}. \quad (1)$$

Полученный одномерный временной ряд подвергали двукратному интегрированию. Для выделения исследуемой полосы сигнала — 8–12 Гц использовали сингулярный спектральный анализ (*SSA, singular spectrum analysis*) [26], основные этапы которого в кратком изложении выглядят следующим образом:

Перекрывающиеся фрагменты временного ряда ( $x_i, i = 1, 2, \dots, N$ ) длительностью 1 с и шагом

0.01 с центрировали и разворачивали в квадратную ганкелеву матрицу  $X$ .

$$X = (x_{ij})_{ij=1}^{kM} = \begin{Bmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & \dots & x_M \\ x_2 & x_3 & x_4 & \dots & x_{M+1} \\ x_3 & x_4 & x_5 & \dots & x_{M+2} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ x_k & x_{k+1} & x_{k+2} & \dots & x_N \end{Bmatrix}. \quad (2)$$

Далее вычисляли сингулярное преобразование матрицы  $R$ :

$$R = 1/kX(X)^T. \quad (3)$$

Полученные пары собственных вектор-собственное значение разделяли по доминирующей частоте собственных векторов. После исключения пар, не соответствующих целевой полосе частот, осуществляли реконструкцию сигнала с использованием медианной оценки среднего значения по побочным диагоналям. Амплитуду полученного сигнала оценивали по значению евклидовой нормы.

Для дальнейшего статистического анализа полученный ряд оценок амплитуды физиологического тремора разделили на три равных по продолжительности временных интервала длительностью 4 с. Первые три секунды исключили из рассмотрения.

Для статистического оценивания полученных результатов использовали предназначенный для связанных выборок Бутстреп-метод с полной рандомизацией знаков парных разностей. Вычисления достигаемого уровня значимости различий осуществляли по алгоритму, описанному в работе *B.F.J. Manly* [27].

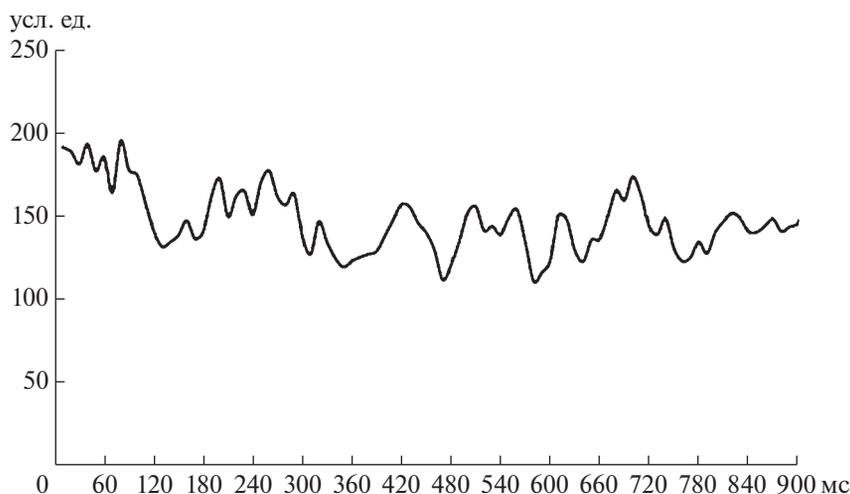
## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Временная динамика амплитуды физиологического тремора в течение 15-секундных интервалов регистрации показала ряд общих особенностей, инвариантных к наличию и характеру обратной связи. Амплитуда тремора обычно снижалась к середине реализации и возрастала в конце интервала регистрации. Типичный пример временной динамики физиологического тремора в ходе единичной реализации длительностью 15 с в норме представлен на рис. 1.

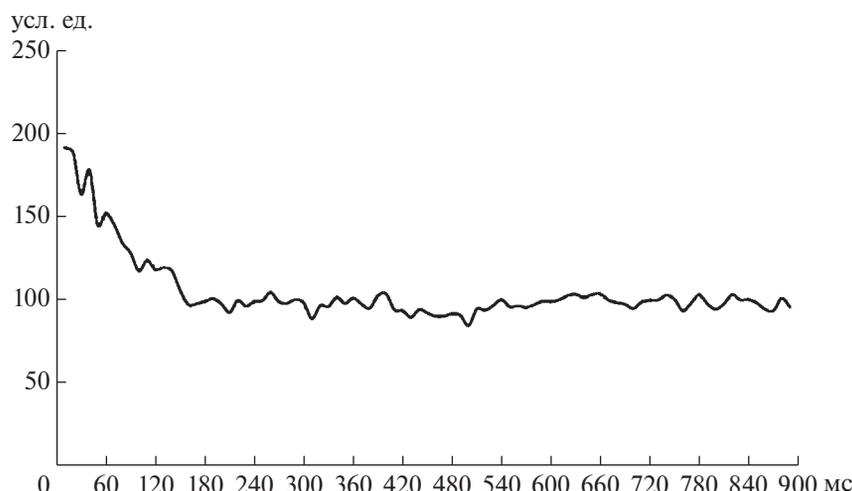
На рис. 2 рассматриваемая тенденция демонстрируется медианным накоплением временной динамики нормированной амплитуды тремора в норме для всех испытуемых.

Обнаруженные особенности развития изменений дали основания для исключения из рассмотрения начального 3-секундного интервала и деления реализации на три временных интервала равной длительности (4 с). Такое деление позволило освободить статистическое сравнение от дисперсии, связанной с типовой динамикой выполнения задачи. Соответственно этому, статистическое оценивание проводилось отдельно для трех временных интервалов и комбинаций из двух последовательных интервалов – второго и третьего. Для оценки средней величины амплитуды тремора в пределах выделенных интервалов использовалось вычисление медианы.

При статистическом оценивании парных различий средних величин амплитуды тремора для показателей в норме до и после выполнения тестирования с использованием обратной связи обнаружено отсутствие достоверных различий для всех комбинаций соответствующих интервалов. Различия показателей амплитуды тремора в норме до и после использования режимов с обратной



**Рис. 1.** Временная динамика амплитуды тремора в норме. Пример реализации. По оси ординат — амплитуда тремора (усл. ед.), по оси абсцисс — время (мс).



**Рис. 2.** Обобщенная временная динамика амплитуды тремора в норме. Накопленные нормированные значения по всем испытуемым. По оси ординат – амплитуда тремора (усл. ед.), по оси абсцисс – время (мс).

связью не были обнаружены при сравнении значений полученных для обеих рук. Это дало основание проводить статистические сравнения модулирующих эффектов применения обратной связи, используя в качестве референта соответствующее усредненное значение, полученное в норме до и после использования режимов с обратной связью.

Применение режима обратной связи, направленного на поддержание горизонтального положения пальцев рук, также не привело к достоверным изменениям амплитуды тремора в исследуемом частотном диапазоне для всех пар сравнений при анализе работы обеих рук. Вызванная применением обратной связи модификация амплитуды тремора показала разнонаправленный характер при существенном количестве испытуемых, продемонстрировавших умеренное увеличение амплитуды тремора при выполнении задачи в режиме поддержания горизонтального положения. На этом основании можно сделать вывод о принципиальном отличии данного режима от режима с обратной связью по амплитуде тремора, которые далее рассматриваются отдельно.

Переходя к обзору данных применения режимов обратной связи непосредственно по амплитуде тремора следует отметить, что начальный временной интервал выполнения задачи не показал устойчивых изменений в сравнении с нормой. Достоверных изменений амплитуды тремора в начальном интервале не обнаружено при анализе моторной активности обеих рук для всех режимов выполнения с обратной связью.

Данные о достоверности различий полученных для наиболее релевантных пар сравнений при анализе амплитуды физиологического тремора правой руки представлены в табл. 1. В табл. 1

включены результаты только по режимам с обратной связью по амплитуде тремора, которые обозначаются порядковыми номерами: 1) обратная связь по среднему значению амплитуды тремора в диапазоне 8–12 Гц для правой и левой руки; 2) обратная связь по амплитуде тремора правой руки в диапазоне 8–12 Гц. Индикаторы, соответствующие левой руке, фальсифицируются на основе данных правой руки; 3) обратная связь по амплитуде тремора левой руки в диапазоне 8–12 Гц. Индикаторы, соответствующие правой руке, фальсифицируются на основе данных левой руки.

В случаях сравнения нескольких режимов или нескольких эпох использовались соответствующие средние значения.

Аналогичный по структуре сравнений материал, полученный по изменениям амплитуды фи-

**Таблица 1.** Достоверность вызванного использованием обратной связи снижения амплитуды тремора правой руки для различных режимов обратной связи и временных интервалов

Временные интервалы	Режимы обратной связи				
	1	2	3	1, 2	1, 2, 3
I	—	—	—	—	—
II	—	*	—	*	*
III	**	*	*	*	*
II–III	—	*	*	*	**

*Примечание:* \* – достигаемый уровень значимости <0.05, \*\* – достигаемый уровень значимости <0.01; 1, 2, 3 – режимы обратной связи, I, II, III – временные интервалы от начала реализации.

**Таблица 2.** Достоверность вызванного использованием обратной связи снижения амплитуды тремора левой руки для различных режимов обратной связи и временных интервалов

Временные интервалы	Режимы обратной связи				
	1	2	3	1, 2	1, 2, 3
I	—	—	—	—	—
II	—	—	—	—	—
III	—	—	—	*	*
II–III	—	—	*	—	*

*Примечание:* обозначения см. табл. 1.

физиологического тремора левой руки, представлен в табл. 2.

Полученные результаты, очевидно, позволяют говорить о возможности направленной модификации амплитуды физиологического тремора в диапазоне 8–12 Гц с использованием обратной связи. Среди наиболее заметных тенденций можно отметить значительное преобладание достоверных изменений амплитуды тремора правой руки по сравнению с изменениями, полученными для левой. Латерализация вызванных изменений физиологического тремора соответствует групповым предпочтениям испытуемых в отношении ведущей руки, все испытуемые по данным тестирования — правши.

Как указывалось выше, в течение первого временного интервала достоверных модификаций амплитуды тремора выявлено не было. Продолжение данной тенденции может быть обнаружено и далее, так как частотность возникновения достоверных изменений во втором временном интервале существенно меньше, чем в третьем. Например, при выполнении задачи в режиме I достоверные изменения наступают только в последнем временном интервале, но носят более отчетливый характер.

Наибольшую эффективность в отношении модификации амплитуды тремора ведущей руки продемонстрировал второй режим, в котором достоверные изменения наступали уже во втором временном интервале и продолжались в третьем.

Важной особенностью вызванных изменений амплитуды тремора ведущей руки является сохранение модулирующего воздействия обратной связи на амплитуду тремора при выполнении задания с фальсифицированным индикатором для правой руки. Изменение характера обратной связи привело к снижению модулирующего влияния на амплитуду тремора по сравнению с двумя предыдущими режимами, но не устранило это влияние полностью. Таким образом, в третьем временном интервале получено достоверное уменьшение амплитуды физиологического тре-

мора правой руки при работе в режиме с фиктивным индикатором обратной связи для данной руки.

Обнаруженный эффект переноса навыка изменения амплитуды тремора на контралатеральную руку дает основание использовать в статистическом анализе усредненные данные нескольких режимов с обратной связью по амплитуде тремора как однородных в отношении фактора наличия обратной связи определенного типа.

Предположение о переносе навыка в отношении модификации тремора неведущей левой руки не нашло прямого подтверждения, так как в режиме 2 достоверных изменений обнаружено не было. Вместе с тем, данное предположение не может быть отклонено полностью вследствие обнаруженных достоверных различий для среднего показателя по режимам 1 и 2 в третьем временном интервале при отсутствии достоверных отличий в первом режиме. Здесь также следует учесть, что вызванные изменения амплитуды тремора левой руки в целом носят гораздо менее выраженный характер и проявляются только при усреднении нескольких интервалов или режимов.

## ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Отсутствие достоверных изменений амплитуды тремора при использовании обратной связи по положению рук относительно горизонта может быть интерпретировано по аналогии с высказанным предположением о принципиальной значимости характера обратной связи для модификации амплитуды тремора [11]. В рамках этой концепции предполагается, что некоторые типы обратной связи могут оказаться малоэффективными вследствие недостаточности точного соответствия динамики инструктирующего параметра и параметра, подвергающегося модификации. Так, например, простая зрительная обратная связь не может являться универсальным индикатором изменений амплитуды тремора в различных диапазонах частот, тем более что эти изменения могут носить взаимно обратный характер. Характер обратной связи имеет принципиальное значение для успешности ее использования при регуляции физиологических параметров помимо тремора, в частности ЭЭГ, ЧСС и КГР [25].

При интерпретации временной динамики амплитуды тремора приходится учитывать две разнонаправленные тенденции — усвоение навыка использования обратной связи и нарастание мышечного утомления. Выраженность влияния обоих факторов на амплитуду тремора характеризуется значительными индивидуальными различиями. Продолжительность освоения навыка использования обратной связи, видимо, является основной причиной отсутствия изменений в начальных временных интервалах. В связи с этим вполне

оправданным представляется деление реализации на интервалы и раздельное статистическое оценивание начала середины и конца каждой реализации.

Латерализация изменений амплитуды физиологического тремора в сторону ведущей руки оказалась наиболее выраженной тенденцией. Физиологический тремор в норме обычно не различается при сравнении ведущей и не ведущей руки [24]. Однако при использовании обратной связи включается дополнительный фактор, связанный с распределением внимания при просмотре зрительных индикаторов, и здесь преобладание фактора ведущей руки может оказаться столь угодно существенным.

Полученный в эксперименте эффект снижения физиологического тремора правой руки при выполнении задачи с обратной связью по амплитуде тремора левой руки соответствует распространенному в литературе мнению [28] об определяющей роли внимания в формировании изменений амплитуды тремора, вызываемых использованием обратной связи. В данном случае можно провести аналогию с имеющими психогенные причины реактивными изменениями амплитуды патологического тремора при различных неврологических заболеваниях [22].

Тема возможности модификации физиологического тремора в диапазоне 8–12 Гц неоднократно рассматривалась в использовании различных видов обратной связи. Широкое распространение получил тезис о высокой устойчивости тремора в данном частотном диапазоне к модификации неспецифическими видами обратной связи. Можно предположить, что маскирующее воздействие высокоамплитудных низкочастотных колебаний является основной причиной неэффективности применявшихся ранее типов обратной связи. Успешность использованного в данной работе подхода, предполагающего предоставление испытуемому обратной связи по параметрам тремора исключительно в целевом диапазоне можно считать косвенным подтверждением такого предположения. По аналогичной причине, использование обратной связи по положению рук относительно горизонта, когда именно высокоамплитудные движения в наибольшей степени определяют поведение индикаторов обратной связи, оказалось неэффективным средством модификации физиологического тремора в диапазоне 8–12 Гц.

## ВЫВОДЫ

1. Использование обратной связи для направленной модуляции физиологического тремора ведущей руки в диапазоне 8–12 Гц может приво-

дить к достоверному снижению амплитуды тремора.

2. Обнаружена возможность переноса навыка уменьшения амплитуды физиологического тремора в диапазоне 8–12 Гц, заключающаяся в достоверном снижении амплитуды тремора ведущей руки при использовании обратной связи по параметрам тремора контралатеральной руки.

**Этические нормы.** Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Санкт-Петербургского государственного университета (Санкт-Петербург).

**Информированное согласие.** Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

**Благодарности.** Авторы данной статьи благодарят всех участников экспериментов.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Сороко С.И., Трубаев В.В.* Нейрофизиологические и психофизиологические основы адаптивного биоуправления. СПб.: Политехника-сервис, 2010. 607 с.
2. *Восковская Л.В., Дыхан Л.Б., Каменская Е.Н.* Развитие эмоциональной устойчивости у спортсменов-стрелков из лука методом функционального биоуправления с биологической обратной связью // Теория и практика физической культуры. 2016. № 9. С. 66.
3. *Джабраилов А.Н., Горгошидзе Л.З.* Биологическая обратная связь как метод оптимизации функционального состояния при психоэмоциональном стрессе // Вестник дагестанского государственного университета. Серия 1: Естественные науки. 2016. № 1. С. 108.
4. *Богданов Е.А., Петров В.А., Ботман С.А. и др.* Разработка нейроустройства с биологической обратной связью для восполнения утраченных двигательных функций // Вестник Российского государственного медицинского университета. 2016. № 2. С. 31.
5. *Шамро О.А., Шамро А.О.* Многофункциональное устройство с биологической обратной связью для восстановления и развития функции кистей рук // MEDICUS. 2016. № 3. С. 61.
6. *Espay A.J., Edwards M.J., Oggioni G.D. et al.* Tremor retraining as therapeutic strategy in psychogenic (functional) tremor // Parkinsonism Relat Disord. 2014. V. 20. № 6. P. 647.

7. *Maneski P.L., Ilic N.J., Dosen S. et al.* Electrical stimulation for the suppression of pathological tremor // *Med. Biol. Eng. Comput.* 2011. V. 49. № 10. P. 1187.
8. *Albert M.V., Kording K.P.* Determining posture from physiological tremor // *Exp. Brain. Res.* 2011. V. 215. № 3–4. P. 247.
9. *Duval C., Jones J.* Assessment of the amplitude of oscillations associated with high-frequency components of physiological tremor: impact of loading and signal differentiation // *Exp. Brain Res.* 2005. V. 163. № 2. P. 261.
10. *Hallett M.* Classification and treatment of tremor // *JAMA.* 1991. V. 266. № 8. P. 1115.
11. *Carignan B., Daneault J., Duval C.* The organization of upper limb physiological tremor // *Eur. J. Appl. Physiol.* 2012. V. 112. № 4. P. 1269.
12. *Legge G.E., Campbell F.W.* Displacement detection in human vision // *Vision Res.* 1981. V. 21. № 2. P. 205.
13. *Regan D., Beverley K.* Visual fields for frontal plane motion and for changing size // *Vision Res.* 1983. V. 23. № 7. P. 673.
14. *Harwell R.C., Ferguson R.L.* Physiologic tremor and microsurgery // *Microsurgery.* 1983. V. 4. № 3. P. 187.
15. *Vasilakos K., Glass L., Beuter A.* Interaction of tremor and magnification in a motor performance task with visual feedback // *J. Mot. Behav.* 1998. V. 30. № 2. P. 158.
16. *Carignan B., Daneault J.F., Duval C.* The amplitude of physiological tremor can be voluntarily modulated // *Exp. Brain Res.* 2009. V. 194. № 2. P. 309.
17. *Morrison S., Keogh J.* Changes in the dynamics of tremor during goal-directed pointing // *Hum. Mov. Sci.* 2001. V. 20. № 4–5. P. 675.
18. *Daneault J.F., Carignan B., Duval C.* Bilateral effect of a unilateral voluntary modulation of physiological tremor // *Clin. Neurophysiol.* 2010. V. 121. № 5. P. 734.
19. *Feys P., Helsen W., Liu X. et al.* Effects of vision and arm position on amplitude of arm postural tremor in patients with multiple sclerosis // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2004. V. 85. № 6. P. 1031.
20. *Beuter A., Haverkamp H., Glass L., Carriere L.* Effect of manipulating visual feedback parameters on eye and finger movements // *Int. J. Neurosci.* 1995. V. 83. № 3–4. P. 281.
21. *Rooks M., Slappery J., Zusmanis K.* Precision of suture placement with microscope and loupe-assisted anastomoses // *Microsurgery.* 1993. V. 14. № 8. P. 547.
22. *Feys P., Helsen W., Buekers M. et al.* The effect of changed visual feedback on intention tremor in multiple sclerosis // *Neurosci. Lett.* 2006. V. 394. № 1. P. 17.
23. *Liu X., Miall C., Aziz T.Z. et al.* Analysis of action tremor and impaired control of movement velocity in multiple sclerosis during visually guided wrist-tracking tasks // *Mov. Disord.* 1997. V. 12. № 6. P. 992.
24. *Keogh J., Morrison S., Barrett R.* Augmented visual feedback increases finger tremor during postural pointing // *Exp. Brain. Res.* 2004. V. 159. № 4. P. 467.
25. *Новиков В.С., Сороко С.И.* Физиологические основы жизнедеятельности человека в экстремальных условиях. СПб.: Политехника-принт, 2017. 476 с.
26. *Golyandina N., Zhigljavsky A.* Singular spectrum analysis for time series. Springer Briefs in Statistics. Springer Heidelberg, 2013. 120 p.
27. *Manly B.F.J.* Randomization, bootstrap and Monte Carlo methods in biology. London: Chapman & Hall, 2007. 480 p.
28. *Gironell A., Ribosa-Nogue J.* Withdrawal of visual feedback in essential tremor // *Parkinsonism Relat. Disord.* 2012. V. 18. № 4. P. 402.

## Biofeedback Specialization Effects on Physiological Tremor Amplitude Modification

A. Yu. Aleksandrov<sup>a</sup>, K. O. Uplisova<sup>a, \*</sup>, V. Yu. Ivanova<sup>a</sup>

<sup>a</sup>*Saint-Petersburg State University, St. Petersburg, Russia*

*\*E-mail: k.uplisova@spbu.ru*

The main idea of this paper is the biofeedback inspired physiological tremor amplitude modification. Subjects were asked to perform a series of 15-second-long physiological tremor tests in sitting position with arms stretched at the shoulder level. Physiological tremor acquisition was implemented by 3-axial digital accelerometers fixed on the external side of index fingers. The biofeedback signals were transferred to the screen placed in front of the subject. We used four biofeedback modes under tremor minimization task: arm inclination, mean tremor amplitude from both arms, tremor amplitude from right hand with simulated left hand parameter, and the inverse combination. The data obtained under biofeedback conditions was compared to normal values recorded before and after biofeedback testing. The opportunity of targeted physiological tremor modification in 8–12 Hz band was explained by the suppression of tremor amplitude in biofeedback conditions. The transition of tremor suppression effect was observed in biofeedback testing with simulated dominant arm biofeedback parameters deduced from contralateral nondominant ones.

*Keywords:* physiological tremor, biofeedback, singular spectrum analysis.