

УДК 612.1/.8

DOI 10.29039/2413-1725-2024-10-4-13-25

СЕНСОМОТОРНЫЙ КОНТРОЛЬ ПОДДЕРЖАНИЯ РАВНОВЕСИЯ У ЧЕЛОВЕКА ПРИ СТИМУЛЯЦИИ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА СПИННОГО МОЗГА С ЧАСТОТОЙ 5 ГЦ

***Бикчентаева Л. М.¹, Желтухина А. Ф.¹, Шульман А. А.¹, Семенова Е. В.²,
Саченков О. А.², Балтина Т. В.¹***

*¹Казанский федеральный университет, Институт фундаментальной медицины и биологии,
Казань, Республика Татарстан, Российская Федерация*

*²Казанский федеральный университет, Институт математики и механики
им. Н. И. Лобачевского, Казань, Республика Татарстан, Российская Федерация
E-mail: leysanbm@mail.ru*

Изучен эффект чрескожной электрической стимуляции шейного отдела спинного мозга (ЧЭССМ) с частотой 5 Гц на механизмы постурального контроля у здоровых лиц. Оригинальный спектральный анализ использовался для выявления эффектов вклада сенсорных систем в поддержание постуральной устойчивости. Положительный эффект ЧЭССМ прослеживался по стабิโลграфическим параметрам, которые при были в пределах нормы, либо получено их снижение. Эффект подпороговой ЧЭССМ в пробах на мягкой поверхности при поддержании позы во фронтальной плоскости выражался в снижении вклада сенсорных систем более высокого порядка. Сверхпороговая ЧЭССМ способствовала увеличению вклада сенсорных систем более высокого порядка при поддержании равновесия, что приводило к улучшению устойчивости. Таким образом, ЧЭССМ обуславливала перераспределение сенсорной информации для поддержания устойчивости. В усложненных условиях, ЧЭССМ выступала как модулирующий фактор, тем самым увеличивая стабильность.

Ключевые слова: чрескожная электрическая стимуляция спинного мозга, постуральная устойчивость, стабิโลграфия, спектр стабิโลграфического сигнала.

ВВЕДЕНИЕ

Постуральная устойчивость – это способность поддерживать равновесие, удерживая центр тяжести тела над основанием опоры с небольшой амплитудой колебаний или максимальной устойчивостью [1, 2]. Низкочастотные колебания всего тела и высокочастотные ускорения, а также движения мышц и иные силы, участвующие в поддержании равновесия должны быть обработаны сенсорными системами, чтобы обеспечить активное управление, необходимое для того, чтобы стоять прямо [3, 4]. Исследования механизмов постурального контроля при наличии или отсутствии информации определенной модальности расширили наше базовое понимание роли сенсорной информации в стабилизации равновесия при стоянии. Так, зрение играет важную роль в поддержании равновесия, однако, мы также способны сохранять равновесие в условиях темноты или с закрытыми глазами, хотя раскачивание в таких условиях увеличивается [5]. Интересно, что легкое активное

прикосновение [6], которое само по себе не обеспечивает механическую стабилизацию, способно снизить уровень колебаний центра давления (ЦД) до значений, сопоставимых с теми, которые мы можем наблюдать при наличии зрения. Подобный эффект наблюдается и при пассивном касании [7]. Различные сенсорные системы предоставляют информацию о положении тела с разной точностью в различных ситуациях.

Для создания подходящих реакций постурального контроля важно надежное восприятие тела [8]. ЦНС способна быстро оценить изменение информации от различных сенсорных входов, чтобы адаптироваться к изменяющимся условиям среды [5]. Надежность различных источников может изменяться со временем и возрастом. Так, известно, что в более старшем возрасте мышечная проприоцепция становится относительно более важной с учетом снижения остроты зрения и вестибулярными нарушениями. Предполагается, что эти нарушения приводят к функциональным потерям, например, неспособность безопасно ходить, подниматься по лестнице и самостоятельно одеваться [4]. Медицинский интерес к процессам адаптации также высок, поскольку проблемы с поддержанием равновесия лишают многих пациентов возможности поддерживать равновесие при ходьбе и других видах деятельности [9, 10].

Был предложен метод чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ), который показал свою эффективность для восстановления двигательной функции, улучшения постуральной устойчивости, и других важных функций организма [10–18]. Безболезненность и неинвазивность этого вида стимуляции позволяет использовать ее для изучения механизмов постурального контроля здоровых людей. Хотя ЧЭССМ зарекомендовала себя как эффективный метод для реабилитации и при применении в исследовательских целях, необходимо понимание физиологических механизмов постурального контроля при применении ЧЭССМ. В настоящем исследовании нами была проведена ЧЭССМ шейного отдела спинного мозга. Известно, что шейная стимуляция может активировать разные модулирующие механизмы, участвующие в поддержании постуральной устойчивости. Поддержание постуральной устойчивости может обеспечиваться через активацию шейно-тонических рефлексов и через нисходящую активацию постуральных мышц [19]. Показано, что эпидуральная стимуляция спинного мозга в поясничном отделе частотой 5–15 Гц вызывает устойчивые тонические реакции, приводит к облегчению тонической разгибательной активности, увеличивая постуральный контроль [20]. Мы предполагаем, что вовлечение сетей шейного отдела спинного мозга посредством tSCS 5Гц различной интенсивности может активировать шейно-поясничную связь и улучшить способность оптимизировать постуральную устойчивость у здоровых участников.

Одной из задач настоящего исследования являлось изучение спектра стабิโลграфического сигнала при ЧЭССМ для выявления возможных изменений вклада разных сенсорных систем при поддержании вертикальной стойки. При изучении постуральной системы здоровых людей применяют усложненные пробы с выключением/ограничением информации со стороны одной из сенсорных систем (депривация зрения, мягкая неустойчивая поверхность опоры), мы также

использовали такие методы для понимания механизмов контроля постуральной устойчивости. Хотя вопросы сенсомоторного взаимодействия в контроле вертикальной позы активно изучаются, все еще необходимы дополнительные исследования для лучшего понимания механизмов контроля позы человека.

Цель исследования: изучить эффект подпороговой и сверхпороговой чрескожной электрической стимуляции шейного отдела спинного мозга с частотой 5 Гц на механизмы постурального контроля у человека.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследовании приняли участие 12 здоровых участников женского и мужского пола с 18 до 25 лет без двигательных и неврологических нарушений. Все исследования были проведены с информированного добровольного согласия участников в соответствии с Хельсинской декларацией, разработанной Всемирной Медицинской Ассоциацией. Протокол исследования одобрен Локальным Этическим Комитетом ФГАОУ ВО КФУ (протокол № 34 от 27.01.2022).

Для изучения параметров поддержания постуральной устойчивости использовали силовую платформу (стабилоплатформа «Стабилан 01-02» с частотой дискретизации 50 Гц, (Таганрог, Россия)). Для ЧЭССМ использовали пятиканальный стимулятор BIOSTIM-5 (Cosyma Ltd., Москва, Россия). Стимулирующий накожный круглый электрод (катод) с адгезивным слоем диаметром 32 мм (PG479/32, Fiab, UK) располагали на коже между остистыми отростками С5 и С6 позвонков, прямоугольные электроды (анод) с адгезивным слоем размером 45×80 мм (PG472W, Fiab, UK) располагались симметрично на ключицах. Стимуляция осуществлялась прямоугольными биполярными импульсами длительностью 1 мс, заполненными несущей частотой 10 кГц [21]. Частота стимуляции составила 5Гц. Интенсивность тока подбирали для каждого участника путем постепенного увеличения силы тока до появления моторного ответа во всех исследуемых мышцах верхних конечностей: *m. Flexor carpi ulnaris*, *m. Extensor carpi radialis*, билатерально, при этом не допуская появления неприятных ощущений. Далее интенсивность тока уменьшали на ~10% (подпороговая стимуляция) и увеличивали на ~50 % (сверхпороговая стимуляция). Интенсивность тока составляла от 12 до 27 мА. Для записи ответов использовали электронейромиограф «Нейро-МВП-8» (Нейрософт, Иваново, Россия), который представляет собой 8-канальный усилитель с программным обеспечением Нейро-МВП. Поверхностные электроды (BE-1, NS990998.028, Нейрософт, Россия) для отведения моторных ответов располагали на брюшке исследуемых мышц, межэлектродное расстояние 20мм.

Стабилографический тест был проведен в условиях: (1) проба без стимуляции в течение 1 минуты; (2) в течение 3 минут со стимуляцией 5 Гц с подпороговой или сверхпороговой силой стимула, (3) в течение 1 минуты без стимуляции непосредственно после ЧЭССМ. Исследование проводили в 2 сеанса: 1 день – с подпороговой силой стимула, на 2 день – со сверхпороговой силой стимула. На каждом сеансе всего было проведено четыре пробы (рис. 1): стойка с открытыми глазами (А); стойка с закрытыми глазами (Б), стойка на мягкой поверхности

(поролоновая подушка 49 см Д × 49 см Ш × 18 см В на которую были нанесены разметки положения стоп) с открытыми (В) и с закрытыми глазами (Г). Каждый сеанс длился не более 90 минут, включая настройку, калибровку и тестирование.

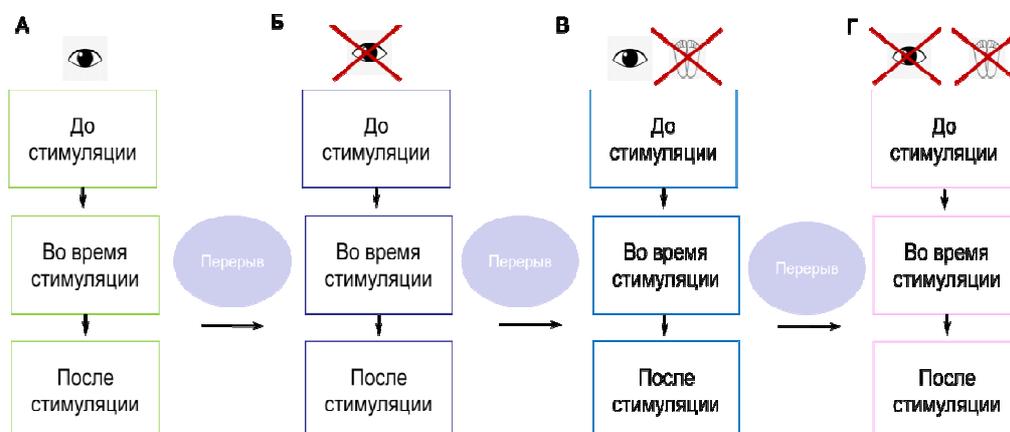


Рис. 1. Схема эксперимента в пробах с частотой стимуляции 5 Гц: (А) проба с открытыми глазами; (Б) проба с закрытыми глазами; (В) проба на мягкой поверхности с открытыми и (Г) закрытыми глазами.

Были проанализированы стабิโลграфические параметры: площадь эллипса, мм², разброс по сагиттальной оси, мм, разброс по фронтальной оси, мм, средняя линейная скорость, мм/с. Был проведен спектральный анализ стабิโลграфического сигнала по оригинальной методике (Свидетельство о государственной регистрации ПЭВМ № 2022661135) [22]. Спектр мощности был разделен на четыре частотных диапазона: зона сверх низких частот от 0 до 0.1 Гц, зона низких частот от 0.1 до 0.5 Гц, зона средних частот от 0.5 Гц до 2 Гц, зона высоких частот более 2 Гц. Сверх низкочастотный диапазон связывают с вкладом визуальной информации в раскачивание тела, низкочастотный диапазон с вестибулярной, средне-высокий диапазон с соматосенсорной и мозжечковой информацией, а высокочастотный – с проприоцептивной информацией [23]. Был рассчитан параметр 60 % мощности спектра (60 %Pw) в сагиттальной (S) и во фронтальной (F) плоскости.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Стабิโลграфические параметры

Результаты показали, что у участников при чрескожной электрической стимуляции спинного мозга (ЧЭССМ) с подпороговой силой стимуляции максимальное снижение исследуемых параметров отмечали в пробе с ЗГ по сравнению со значениями до стимуляции: EHS снижалась на 33 %, Qu снижался на 23 %, Qx снижался на 20 %, ЛСС снижалась на 2 % (табл. 1). Изменения были статистически не значимы. При ЧЭССМ со сверхпороговой силой стимуляции

наибольшее снижение значения показателей отмечено в пробе с ЗГ и ОГ МП по сравнению со значениями до стимуляции. EISS снижалась на 40 % в пробе с ЗГ и на 23 % в пробе с ОГ МП, Qu снижался на 29 % в пробе с ЗГ и на 22 % в пробе с ОГ МП, Qx и ЛСС снижались на 17 % в пробе с ЗГ, ЛСС в пробе с ОГ МП снижалась на 12 % (табл. 1). Изменения были статистически не значимы.

Таблица 1.
Стабилографические параметры при подпороговой и сверхпороговой ЧЭССМ с частотой 5 Гц

Показатели	Проба с ОГ +стимуляция	Проба с ЗГ +стимуляция	Проба с ОГ МП +стимуляция	Проба с ЗГ МП +стимуляция
Подпороговая сила стимуляции				
Площадь эллипса, мм ²	92,34±93,66	66,55±47,86	95,59±55,78	96,22±54,05
Разброс по сагиттальной оси, мм	89,63±40,09	76,59±32,69	89,71±29,61	100,25±35,8
Разброс по фронтальной оси, мм	101,69±70,02	80,54±37,12	107,59±37,69	96,89±28,59
Средняя линейная скорость, мм/с	99,59±51,29	98,23±55,49	89,52±17,91	85,81±23,85*
Сверхпороговая сила стимуляции				
Площадь эллипса, мм ²	87,94±85,99	60,19±40,43	76,88±40,89	109,12±71,83
Разброс по сагиттальной оси, мм	80,25±37,39	71,55±36,66	78,41±28,55	112,29±51,92
Разброс по фронтальной оси, мм	109,76±73,62	82,93±23,72	101,25±28,14	98,63±26,69
Средняя линейная скорость, мм/с	90,17±31,96	82,93±28,34	88,14±16,47	98,21±17,55

Примечание: * $p < 0,05$ – относительно значений показателей до воздействия стимуляции (значения до воздействия стимуляции были взяты за 100 %).

Анализ спектра частот

В сагиттальной плоскости диапазон 60 %Pw(S) увеличивался в сторону высоких частот при подпороговой ЧЭССМ в трех пробах (рис. 2А). Такое смещение произошло в пробе с ОГ за счет увеличения доли Pw3(S); в пробе с ЗГ увеличивалась доля Pw3(S) и Pw4(S) ($p < 0,05$), в пробе с МП за счет увеличения доли Pw4(S) ($p < 0,05$) (рис. 2Б). В пробе с ЗГ МП преобладала доля высоких частот.

Во фронтальной плоскости при подпороговой ЧЭССМ в пробе с ОГ, ОГ МП и ЗГ МП диапазон $60\%Pw(F)$ снижался (рис. 2В), полученное смещение произошло за счет увеличения доли $Pw1(F)$ в пробе с ОГ, за счет снижения $Pw3(F)$ в пробах с ОГ МП и ЗГ МП ($p < 0,05$) (рис. 2Г).

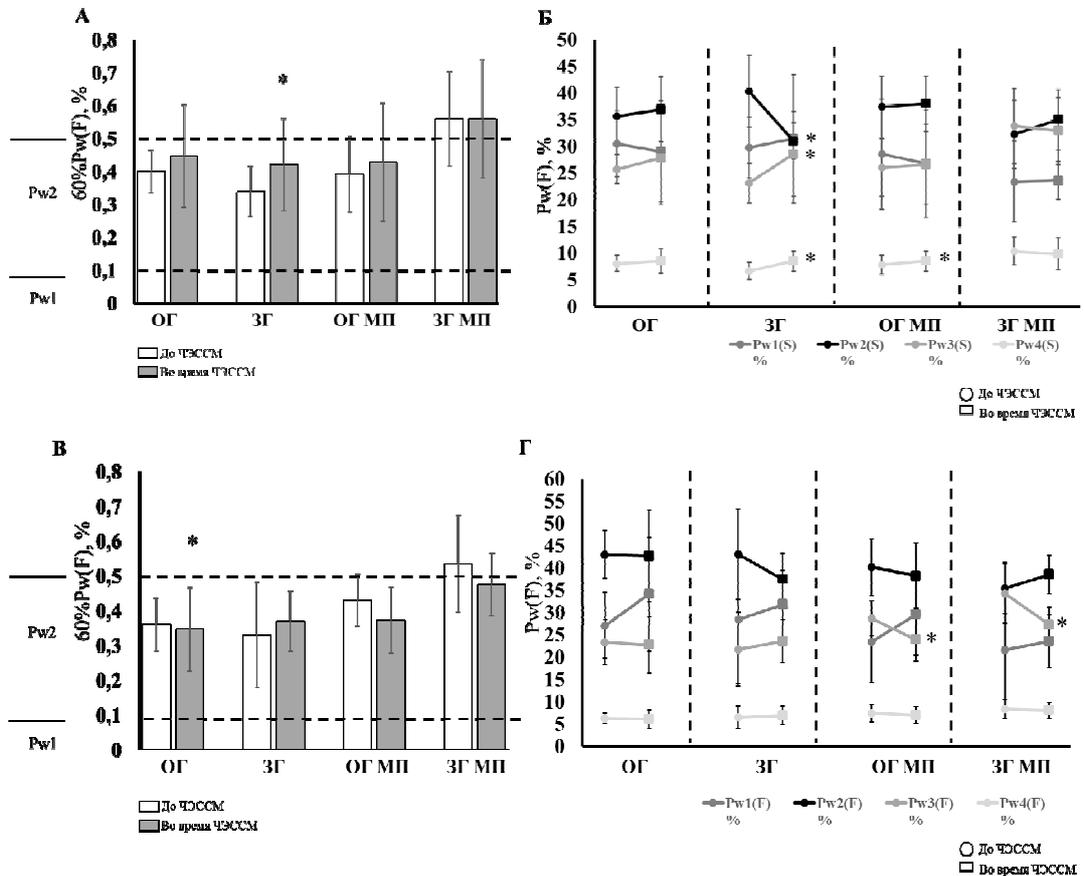


Рис. 2. А, В – Показатель 60% мощности спектра в сагиттальной и фронтальной плоскости; Б, Г – Мощность зон спектра (Pw) в сагиттальной (S) и фронтальной (F) плоскости до и во время стимуляции с частотой 5 Гц с подпороговой интенсивностью, где ОГ – проба с открытыми глазами, ЗГ – с закрытыми глазами, ОГ МП – на мягкой поверхности с открытыми глазами, ЗГ МП – на мягкой поверхности с закрытыми глазами.

Примечание: $p < 0,05$ – относительно значений показателей до воздействия стимуляции.

В сагиттальной плоскости при сверхпороговой ЧЭССМ диапазон $60\%Pw(S)$ снижался в пробе с ОГ и увеличивался в пробе с ЗГ МП (рис. 3А). Такое смещение произошло в пробе с ОГ за счет увеличения доли $Pw1(S)$, в пробе с ЗГ МП за счет увеличения доли $Pw3(S)$ и $Pw4(S)$ (рис. 3Б). Во фронтальной плоскости при

сверхпороговой ЧЭССМ отмечали тенденцию к снижению $60\%Pw(F)$ во всех пробах. Такое смещение произошло в пробе с ОГ и с ЗГ за счет увеличения доли $Pw2(S)$; в пробе с ОГ МП и ЗГ МП за счет снижения доли $Pw2(S)$ (рис. 3В, Г).

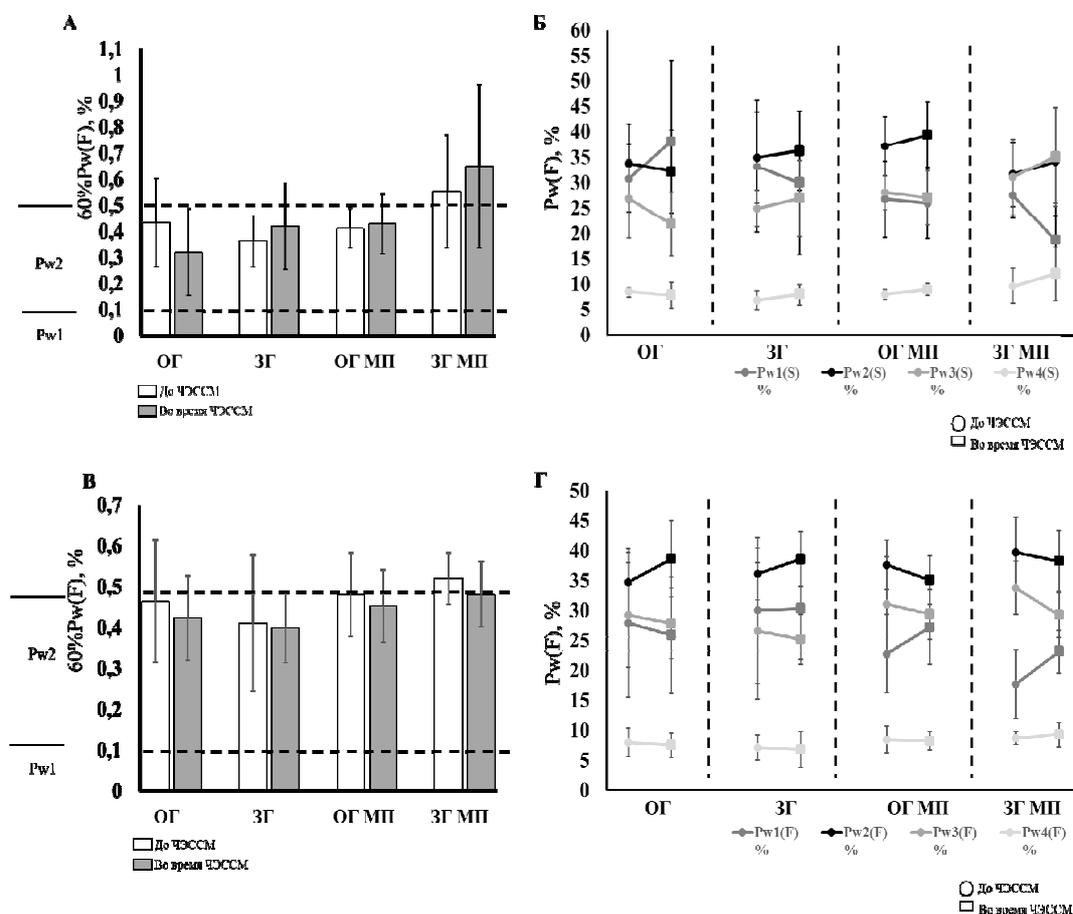


Рис.3. А, В – Показатель 60% мощности спектра в сагиттальной и фронтальной плоскости; Б, Г – Мощность зон спектра (Pw) в сагиттальной (S) и фронтальной (F) плоскости до и во время стимуляции с частотой 5 Гц со сверхпороговой интенсивностью, где ОГ – проба с открытыми глазами, ЗГ – с закрытыми глазами, ОГ МП – на мягкой поверхности с открытыми глазами, ЗГ МП – на мягкой поверхности с закрытыми глазами.

Примечание: $p < 0,05$ – относительно значений показателей до воздействия стимуляции.

Для изучения постуральной устойчивости здоровых людей используют усложненные пробы, увеличивая постуральную неустойчивость. Депривация зрения, мягкая поверхность и их комбинация, как и было ожидаемо, приводили к увеличению постуральных колебаний ЦД, следовательно, увеличивалась

постуральная неустойчивость. При ЧЭССМ с частотой 5 Гц увеличения постуральных колебаний ЦД здоровых участников в усложненных условиях не наблюдали. Стабилографические параметры были в нормативных пределах. Однако, ЧЭССМ приводила к изменению спектральных параметров. При подпороговой ЧЭССМ в пробе с депривацией зрения в сагиттальной плоскости увеличивался контроль со стороны сенсорных систем более высокого порядка, что приводило к увеличению постуральной стабильности. Это хорошо прослеживается и по снижению рабочей площади опоры человека во время стимуляции, следовательно, к более устойчивому положению тела. При усложнении пробы с закрытыми глазами, когда участники вставали на мягкую поверхность, ЧЭССМ с подпороговой силой не приводила к указанным изменениям, в поддержании постуральной устойчивости ведущая роль сохранялась за вестибулярной системой и мозжечком. ЧЭССМ обуславливала уменьшение колебаний ЦД во фронтальной плоскости, которые были увеличены при депривации зрения и стойке на мягкой поверхности. Известно, что в случае неустойчивого положения тела для поддержания равновесия во фронтальной плоскости в механику движения включается тазобедренный сустав [24]. Возможно, это демонстрирует положительное влияние ЧЭССМ на нервно-мышечную регуляцию поддержания постуральной устойчивости. Подпороговую стимуляцию с частотой 5 Гц также можно сравнить с эффектом легкого прикосновения (light touch, [25]). Считается, что сенсорные сигналы от легкого прикосновения трансформируются в постоянную проприоцептивную обратную связь для поддержания равновесия в положении стоя, которое снижает колебания всего тела в медиолатеральной плоскости (фронтальной плоскости) [25].

В условиях неустойчивой мягкой поверхности происходит изменение работы системы поддержания позы с усилением супраспинальных влияний [26]. Видимо, в условиях неоднозначной интерпретации информации от проприоцептивной системы, ЧЭССМ способствовала увеличению вклада других сенсорных систем, дающих надежную информацию о положении тела и снижала степень супраспинальных влияний в поддержании постуральной устойчивости. С другой стороны, улучшение постуральной устойчивости при ЧЭССМ могло произойти через активацию шейно-тонических рефлексов, способствующих регуляции мышечного напряжения и управлению равновесием.

Сверхпороговая ЧЭССМ обуславливала снижение стабилографических показателей в пробе с закрытыми глазами и открытыми глазами на мягкой поверхности, что говорит об улучшении постуральной устойчивости. ЧЭССМ способствовала увеличению вклада сенсорных систем более высокого порядка при поддержании равновесия, что приводило к улучшению устойчивости. При сверхпороговой ЧЭССМ в пробе с закрытыми глазами на мягкой поверхности в поддержании постуральной устойчивости в сагиттальной и фронтальной плоскости ведущая роль принадлежала вестибулярной системе и мозжечку. Возможным механизмом эффектов сверхпороговой ЧЭССМ является активация нисходящих влияний на постуральные мышцы, приводящее к снижению постуральных колебаний ЦД и увеличению постуральной устойчивости [15].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, показано, что ЧЭССМ шейного отдела позвоночника с частотой 5 Гц подпороговой и сверхпороговой силы стимула может улучшать поструральную устойчивость здоровых людей. Данные свидетельствуют о том, что спектральный анализ частоты колебаний тела, дает информацию о режиме управления позой, осуществляемую различными сенсорными входами. Показано, что ЧЭССМ обуславливает перераспределение информации от различных сенсорных входов для поддержания равновесия у здоровых участников. При усложненных условиях, ЧЭССМ выступает как модулирующий фактор при поддержании поструральной устойчивости, тем самым увеличивая поструральную стабильность участников исследования.

Работа выполнена в рамках программы «Стратегическое академическое лидерство Казанского федерального университета» (ПРИОРИТЕТ-2030).

Список литературы

1. Abdel Ghafar M. A. Quantitative assessment of sensory integration and balance in children with autism spectrum disorders: Cross-sectional study / M. A. Abdel Ghafar, O. R. Abdelraouf, A. A. Abdelgalil [et al.] // *Children (Basel)*. – 2022. – Vol. 9, No 3. – P. 353.
2. Molloy C. A. Postural stability in children with autism spectrum disorder. / C. A. Molloy, K. N. Dietrich, A. Bhattacharya // *J Autism Dev Disord*. – 2003. – Vol. 33, No 6. – P. 643–652.
3. Balasubramaniam R. The dynamics of standing balance / R. Balasubramaniam, A. M. Wing // *Trends in cognitive sciences*. – 2002. – Vol. 6, No 12. – P. 531–536.
4. Forbes P. A. Sensorimotor control of standing balance / P. A. Forbes, A. Chen, J. S. Blouin // *Handbook of clinical neurology*. – 2018. – Vol. 159. – P. 61–83.
5. Peterka R. J. Sensory integration for human balance control / R. J. Peterka // *Handbook of clinical neurology*. – 2018. – Vol. 159. – P. 27–42.
6. Assländer L. Sensory integration of a light touch reference in human standing balance / L. Assländer, C. P. Smith, R. F. Reynolds // *PloS one*. – 2018. – Vol. 13, No 6. – P. e0197316.
7. Rogers M. W. Passive tactile sensory input improves stability during standing / M. W. Rogers, D. L. Wardman, S. R. Lord [et al.] // *Experimental brain research*. – 2001. – Vol. 136, No 4. – P. 514–522.
8. Jahn K. Postural control mechanisms in mammals, including humans / K. Jahn, M. Wühr // *The senses: Comprehensive Reference*, 2nd ed. – 2020. – Vol. 6. – P. 344–370.
9. Comber L. Postural control deficits in people with Multiple Sclerosis: A systematic review and meta-analysis / L. Comber, J. J. Sosnoff, R. Galvin [et al.] // *Gait & posture*. – 2018. – Vol. 61. – P. 445–452.
10. Sayenko D. G. Self-assisted standing enabled by non-invasive spinal stimulation after spinal cord injury / D. G. Sayenko, M. Rath, A. R. Ferguson [et al.] // *J Neurotrauma*. – 2019. – Vol. 36, No 9. – P. 1435–1450.
11. Городничев Р. М. Чрезкожная электрическая стимуляция спинного мозга: неинвазивный способ активации генераторов шагательных движений у человека / Р. М. Городничев, Е. А. Пивоварова, А. Пухов [и др.] // *Физиология человека*. – 2012. – Т. 38, вып. 2. – P. 46–46.
12. Gerasimenko Y. P. Noninvasive reactivation of motor descending control after paralysis / Y. P. Gerasimenko, D. C. Lu, M. Modaber [et al.] // *J Neurotrauma*. – 2015. – Vol. 32, No 24. – P. 1968–1980.
13. Hofstoetter U. S. Transcutaneous Spinal Cord Stimulation: Advances in an Emerging Non-Invasive Strategy for Neuromodulation / U. S. Hofstoetter, K. Minassian // *J Clin Med*. – 2022. – Vol. 11, No 13. – P. 3836.
14. Huang R. Minimal handgrip force is needed for transcutaneous electrical stimulation to improve hand functions of patients with severe spinal cord injury / R. Huang, A. A. Nikooyan, L. D. Moore [et al.] // *Sci Rep*. – 2022. – Vol. 12, No 1. – P. 7733.

15. Islam M. A. Modulation of soleus H-reflex excitability following cervical transspinal conditioning stimulation in humans / M. A. Islam, M. Zaaya, E. Comiskey [et al.] // *Neurosci Lett.* – 2020. – Vol. 732. – P. 135052.
16. Militskova A. Supraspinal and afferent signaling facilitate spinal sensorimotor network excitability after discomplete spinal cord injury: A case report / A. Militskova, E. Mukhametova, E. Fatykhova [et al.] // *Front Neurosci.* – 2020. – Vol. 14. – P. 552.
17. Minassian K. Spinal rhythm generation by step-induced feedback and transcutaneous posterior root stimulation in complete spinal cord-injured individuals / K. Minassian, U. S. Hofstoetter, S. M. Danner [et al.] // *Neurorehabil Neural Repair.* – 2016. – Vol. 30, No 3. – P. 233–243.
18. Moshonkina T. R. Novel non-invasive strategy for spinal neuromodulation to control human locomotion / T. R. Moshonkina, A. A. Grishin, I. Bogacheva [et al.] // *Front Hum Neurosci.* – 2021. – Vol. 14. – P. 622533.
19. Parhizi B. Simultaneous cervical and lumbar spinal cord stimulation induces facilitation of both spinal and corticospinal circuitry in humans / B. Parhizi, T. S. Barss, V. K. Mushahwar // *Front Neurosci.* – 2021. – Vol. 15. – P. 615103.
20. Rejc E. Effects of Lumbosacral Spinal Cord Epidural Stimulation for Standing after Chronic Complete Paralysis in Humans / E. Rejc, C. Angeli, S. Harkema // *PloS one.* – 2015. – Vol. 10, No 7. – P. e0133998.
21. Grishin A. A. A five-channel noninvasive electrical stimulator of the spinal cord for rehabilitation of patients with severe motor disorders / A. A. Grishin, T. R. Moshonkina, I. A. Solopova [et al.] // *Biomedical Engineering.* – 2017. – Vol. 50. – P. 300–304.
22. Dakinova M. V. Spectral analysis of stabilographic signals by Fourier and Hilbert – Huang methods / M. V. Dakinova, L. M. Bikchentaeva, I. S. Tagirova [et al.] // *IEEE.* – 2022. – P. 1–4.
23. Lin I. S. Reweighting of the sensory inputs for postural control in patients with cervical spondylotic myelopathy after surgery / I. S. Lin, D. M. Lai, J. J. Ding [et al.] // *J Neuroeng Rehabil.* – 2019. – Vol. 16, No 1. – P. 96.
24. Mergner T. A neurological view on reactive human stance control / T. Mergner // *Annual Reviews in Control.* – 2010. – Vol. 34, No 2. – P. 177–198.
25. Rasman B. G. Sensorimotor manipulations of the balance control loop-beyond imposed external perturbations / B. G. Rasman, P. A. Forbes, R. Tisserand // *Front Neurol.* – 2018. – Vol. 9. – P. 899.
26. Казенников О. В. Влияние дополнительной двигательной задачи для рук на поддержание равновесия во фронтальной и сагиттальной плоскостях у стоящего человека / О. В. Казенников, Т. Б. Киреева // *Физиология человека.* – 2011. – Т. 37, вып. 2. – P. 48–51.

SENSORIMOTOR CONTROL OF BALANCE MAINTENANCE IN HUMANS DURING CERVICAL SPINAL CORD STIMULATION AT 5 HZ

***Bikchentaeva L. M.¹, Zheltukhina A. F.¹, Shulman A. A.¹, Semenova E. V.²,
Sachenkov O. A.², Baltina T. V.¹***

¹*Institute of Fundamental Medicine and Biology, Kazan Federal University, Kazan, Russia*

²*Lobachevskii Institute of Mathematics and Mechanics, Kazan Federal University, Kazan, Russia*

E-mail: leysanbm@mail.ru

The aim of the study was to investigate the effect of subthreshold and suprathreshold transcutaneous electrical stimulation of the cervical spinal cord with a frequency of 5 Hz on the mechanisms of postural control in healthy participants.

Methods: The study involved 12 healthy female and male participants aged 18 to 25 years without motor or neurological disorders.

To study the parameters of maintaining postural stability, a force platform (stabiloplatfrom "Stabilan 01-02" with a sampling frequency of 50 Hz, (Taganrog, Russia)) was used. For transcutaneous electrical stimulation of the cervical spinal cord (tSCS), a five-channel BIOSTIM-5 stimulator (Cosyma Ltd., Moscow, Russia) was used. The stimulating cutaneous round electrode (cathode) was placed on the skin between of the C5 and C6 vertebrae, rectangular electrodes (anode) were located symmetrically on the clavicles. Stimulation was performed with rectangular bipolar pulses of 1 ms duration, filled with a carrier frequency of 10 kHz. The stimulation frequency was 5 Hz. The stimulus intensity was selected for each participant individually. Then the stimulus intensity was decreased by ~10 % (subthreshold stimulation) and increased by ~50 % (suprathreshold stimulation).

The stabilography test was conducted under the following conditions: (1) 1 minute test without stimulation; (2) 3 minutes with 5 Hz stimulation with a subthreshold or suprathreshold stimulus intensity, (3) 1 minute without stimulation after tSCS. The study was conducted in 2 sessions: on day 1 – with a subthreshold stimulus intensity, on day 2 – with a suprathreshold stimulus intensity. These tests were conducted in each session: standing with open eyes; standing with closed eyes, standing on a soft surface with open and closed eyes.

Results. With subthreshold tSCS in the test with closed eyes in the sagittal plane, control by higher-order sensory systems increased, which led to an increase in postural stability. This is clearly seen in the decrease in the area of the subject's support during stimulation, and therefore, to a more stable body position. With a more complex test with closed eyes, when the participants stood on a soft surface, tSCS with a subthreshold intensity did not lead to the above changes, the leading role in maintaining postural stability was retained by the vestibular system and cerebellum. tSCS caused a decrease of the center of pressure oscillations in the frontal plane, which were increased during test with closed eyes and standing on a soft surface. Suprathreshold tSCS caused a decrease in stabilographic indicators in the test with closed eyes and open eyes on a soft surface, which indicates an improvement in postural stability. tSCS increased the contribution of higher-order sensory systems in maintaining balance, which improved stability. In suprathreshold tSCS in a test with closed eyes on a soft surface, the vestibular system and cerebellum played a leading role in maintaining postural stability in the sagittal and frontal planes.

Conclusion. Thus, it is shown that 5 Hz tSCS of the cervical spine with subthreshold and suprathreshold stimulus intensity can improve postural stability in healthy individuals. The data indicate that the spectral analysis of the body oscillation frequency provides information on the posture control mode carried out by various sensory inputs. It is shown that tSCS causes the redistribution of information from various sensory inputs to maintain balance in healthy participants. Under complicated conditions, tSCS acts as a modulating factor in maintaining postural stability, thereby increasing the postural stability of participants.

Keywords: transcutaneous electrical stimulation of the spinal cord, postural stability, stabilography, spectrum of stabilographic signal.

References

1. Abdel Ghafar M. A., Abdelraouf O. R., Abdelgalil A. A., Seyam M. K., Radwan R. E. and El-Bagalaty A.E. Quantitative assessment of sensory integration and balance in children with autism spectrum disorders: Cross-sectional study, *Children (Basel)*, **9(3)**, 353 (2022).
2. Molloy C. A., Dietrich K. N. and Bhattacharya A. Postural stability in children with autism spectrum disorder. *J Autism Dev Disord.*, **33(6)**, 643 (2003).
3. Balasubramaniam R. and Wing A. M. The dynamics of standing balance. *Trends in cognitive sciences*, **6(12)**, 531 (2002).
4. Forbes P. A., Chen A. and Blouin J. S. Sensorimotor control of standing balance. *Handbook of clinical neurology*, **159**, 61 (2018).
5. Peterka R. J. Sensory integration for human balance control. *Handbook of clinical neurology*, **159**, 27 (2018).
6. Assländer L., Smith C. P. and Reynolds R. F. Sensory integration of a light touch reference in human standing balance. *PloS one*, **13(6)**, e0197316 (2018).
7. Rogers M. W., Wardman D. L., Lord S. R. and Fitzpatrick R. C. Passive tactile sensory input improves stability during standing. *Experimental brain research*, **136(4)**, 514 (2001).
8. Jahn K and Wühr M. Postural control mechanisms in mammals, including humans. *The senses: Comprehensive Reference, 2nd ed.*, **6**, 344 (2020).
9. Comber L., Sosnoff J. J., Galvin R. and Coote S. Postural control deficits in people with Multiple Sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Gait & posture*, **61**, 445 (2018).
10. Sayenko D. G., Rath M., Ferguson A. R., Burdick J. W., Havton L. A., Edgerton V. R. and Gerasimenko Y. P. Self-assisted standing enabled by non-invasive spinal stimulation after spinal cord injury. *J Neurotrauma*, **36(9)**, 1435 (2019).
11. Gorodnichev R. M., Pivovarova E. A., Pukhov A., Moiseev S. A., Savokhin A. A., Moshonkina T. R. and Gerasimenko YU. P. Chrezkhozhnaya ehlektricheskaya stimulyaciya spinnogo mozga: neinvazivnyj sposob aktivacii generatorovshagatel'nykh dvizhenij u cheloveka. *Fiziologiya cheloveka*, **38(2)**, 46 (2012) (In Russian).
12. Gerasimenko Y. P., Lu D. C., Modaber M., Zdunowski S., Gad P., Sayenko D. G., Morikawa E., Haakana P., Ferguson A. R., Roy R. R. and Edgerton V. R. Noninvasive reactivation of motor descending control after paralysis. *J Neurotrauma*, **32(24)**, 1968 (2015).
13. Hofstoetter U. S. and Minassian K. Transcutaneous Spinal Cord Stimulation: Advances in an Emerging Non-Invasive Strategy for Neuromodulation. *J Clin Med.*, **11(13)**, 3836 (2022).
14. Huang R., Nikooyan A. A., Moore L. D., Zdunowski S., Morikawa E., Sierro T., Sayenko D., Gad P., Homsey T., Le T., Madhavan M. A., Abdelshahid M., Abdelshahid M., Zhou Y., Nuwer M. R., Sarrafzadeh M., Edgerton V. R., Leiter J. C. and Lu D. C. Minimal handgrip force is needed for transcutaneous electrical stimulation to improve hand functions of patients with severe spinal cord injury. *Sci Rep.*, **12(1)**, 7733 (2022).
15. Islam M. A., Zaaya M., Comiskey E., Demetrio J., O'Keefe A., Palazzo N., Pulverenti T. S. and Knikou M. Modulation of soleus H-reflex excitability following cervical transspinal conditioning stimulation in humans. *Neurosci Lett.*, **732**, 135052 (2020).
16. Militskova A., Mukhametova E., Fatykhova E., Sharifullin S., Cuellar C. A., Calvert J. S., Grah P. J., Baltina T. V. and Lavrov I. Supraspinal and afferent signaling facilitate spinal sensorimotor network excitability after discomplete spinal cord injury: A case report. *Front Neurosci.*, **14**, 552 (2020).
17. Minassian K., Hofstoetter U. S., Danner S. M., Mayr W., Bruce J. A., McKay W. B. and Tansey K. E. Spinal rhythm generation by step-induced feedback and transcutaneous posterior root stimulation in complete spinal cord-injured individuals. *Neurorehabil Neural Repair.*, **30(3)**, 233 (2016).
18. Moshonkina T. R., Grishin A. A., Bogacheva I., Gorodnichev R. M., Ovechkin A., Siu R., Edgerton V. R. and Gerasimenko Y. P. Novel non-invasive strategy for spinal neuromodulation to control human locomotion. *Front Hum Neurosci.*, **14**, 622533 (2021).
19. Parhizi B., Barss T. S. and Mushahwar V. K. Simultaneous cervical and lumbar spinal cord stimulation induces facilitation of both spinal and corticospinal circuitry in humans. *Front Neurosci.*, **15**, 615103 (2021).

20. Rejc E., Angeli C. and Harkema S. Effects of Lumbar Spinal Cord Epidural Stimulation for Standing after Chronic Complete Paralysis in Humans. *PloS one*, **10(7)**, e0133998 (2015).
21. Grishin A. A., Moshonkina T. R., Solopova I. A., Gorodnichev R. M. and Gerasimenko Y. P. A five-channel noninvasive electrical stimulator of the spinal cord for rehabilitation of patients with severe motor disorders. *Biomedical Engineering*, **50**, 300 (2017).
22. Dakinova M. V., Bikchentaeva L. M., Tagirova I. S., Baltina T. V., Yafarova G. G. and Sachenkov O. A. Spectral analysis of stabilographic signals by Fourier and Hilbert – Huang methods. *IEEE*, 1 (2022).
23. Lin I. S., Lai D. M., Ding J. J., Chien A., Cheng C. H., Wang S. F., Wang J. L., Kuo C. L. and Hsu W. L. Reweighting of the sensory inputs for postural control in patients with cervical spondylotic myelopathy after surgery. *J Neuroeng Rehabil.*, **16(1)**, 96 (2019).
24. Mergner T. A neurological view on reactive human stance control. *Annual Reviews in Control*, **34(2)**, 177 (2010).
25. Rasman B. G., Forbes P. A., Tisserand R. and Blouin J. S. Sensorimotor manipulations of the balance control loop-beyond imposed external perturbations. *Front Neurol.*, **9**, 899 (2018).
26. Kazennikov O. V. and Kireeva T. B. Vliyanie dopolnitelnoi dvigatelnoi zadachi dlya ruk na podderzhanie ravnovesiya vo frontalnoi i sagittalnoi ploskostyakh u stoyashchego cheloveka. *Fiziologiya cheloveka*, **37(2)**, 48 (2011) (In Russian).