

ВНЕШНИЕ МЕДИЦИНСКИЕ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПОДАВЛЕНИЯ ТРЕМОРА

Козлов Н.Р.¹, Прокопенко С.В.²

¹Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого, Красноярск, Россия

²Федеральный Сибирский научно-клинический центр ФМБА России, Красноярск, Россия

Резюме

Тремор является наиболее распространенным двигательным расстройством, которое часто наблюдается при таких неврологических заболеваниях, как болезнь Паркинсона (БП), эссенциальный тремор (ЭТ), и мешает пациенту самостоятельно выполнять бытовые и профессиональные задачи. Механическое подавление непроизвольных движений является альтернативой медикаментозному лечению или хирургическому вмешательству, которые часто оказываются недостаточно эффективными или вовсе противопоказанными. В настоящей статье рассмотрены различные варианты медицинских устройств, которые могут быть использованы в качестве дополнения к стандартной терапии тремора и способны обеспечить безопасное и эффективное его подавление.

Ключевые слова: тремор, подавление тремора, болезнь Паркинсона, эссенциальный тремор, медицинские устройства, чрескожная электрическая стимуляция нервов, системы электро-стимуляции, ортез, экзоскелет

Для цитирования: Козлов Н.Р., Прокопенко С.В. Внешние медицинские устройства для подавления тремора. *Российский неврологический журнал*. 2025;30(4):10–17. DOI 10.30629/2658-7947-2025-30-4-10-17

Для корреспонденции: Козлов Н.Р., e-mail: nikitromanovich5298@gmail.com

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование выполнено без финансовой поддержки.

Информация об авторах

Козлов Н.Р., <https://orcid.org/0009-0004-5314-0979>; e-mail: nikitromanovich5298@gmail.com

Прокопенко С.В., <https://orcid.org/0000-0002-4778-2586>; e-mail: s.v.proc.58@mail.ru

EXTERNAL MEDICAL DEVICES TO SUPPRESS TREMOR

Kozlov N.R.¹, Prokopenko S.V.²

¹Prof. V.F. Voino-Yasenytsky Krasnoyarsk State Medical University, Krasnoyarsk, Russia

²Federal Siberian Research Clinical Center, Federal Medical and Biological Agency, Krasnoyarsk, Russia

Abstract

Tremor is the most common movement disorder, which is often observed in such neurological diseases as Parkinson's disease (PD), essential tremor (ET), and interferes with household and professional tasks independently. The mechanical suppression of involuntary movements is the alternative way to drug treatment or surgical intervention, which are often insufficiently effective or even contraindicated. In this review there are presented different medical devices that may be used as an addition to standard tremor's therapy and can provide safe and effective suppression of tremor.

Keywords: tremor, tremor suppression, Parkinson's disease, essential tremor, medical devices, transcutaneous electrical nerve stimulation, electrical stimulation systems, orthosis, exoskeleton

For citation: Kozlov N.R., Prokopenko S.V. External medical devices to suppress tremor. *Russian Neurological Journal (Rossijskij Nevrologicheskij Zhurnal)*. 2025;30(4):10–17. (In Russian). DOI 10.30629/2658-7947-2025-30-4-10-17

For correspondence: Kozlov N.R., e-mail: nikitromanovich5298@gmail.com

Conflict of interest. The authors declare there is no conflict of interest.

Funding. The study had no sponsorship.

Information about authors

Kozlov N.R., <https://orcid.org/0009-0004-5314-0979>; e-mail: nikitromanovich5298@gmail.com

Prokopenko S.V., <https://orcid.org/0000-0002-4778-2586>; e-mail: s.v.proc.58@mail.ru

Received 07.01.2025

Accepted 17.01.2025

Сокращения: БП — болезнь Паркинсона; РКИ — рандомизированные контрольные исследования; ФЭС — функциональная электрическая стимуляция; ЧЭС — чрескожная электрическая стимуляция нервов; ЭТ — эссенциальный тремор; ADL (Activity of Daily Living) — повседневная активность; CEDO

(Controlled Energy Dissipation Orthosis) — ортез с контролируемым рассеиванием энергии); DBS (Deep Brain Stimulation) — глубокая стимуляция мозга; DOF (Developed a One Degree-of-Freedom) — локтевой ортез с одной степенью свободы); DRIFTS (Dynamically Responsive Intervention For Tremor

Suppression) — динамически реагирующие вмешательства для подавления тремора; FDA (Food and Drug Administration) — Управление по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов и медикаментов; MRF (Magnetorheological Fluid) — магнито-реологические жидкости; PMLM (Permanent Magnet Linear Motor) — линейный мотор с постоянными магнитами; SETS (Soft Exoskeleton for Tremor Suppression) — мягкий экзоскелет для системы подавления тремора; ТАРО (Task-adjustable passive orthosis) — пассивный ортез с регулируемой вставкой; TETRAS (The Essential Tremor Rating Assessment Scale) — шкала оценки выраженности эссенциального тремора; TMD (Tuned Mass Damper) — настроенный демпфер массы; TVA (Tuned Vibration Absorbers) — настроенные гасители вибрации; WOTAS (Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression) — экзоскелет для оценки и коррекции тремора.

Методы. Проведен систематический обзор литературы и рандомизированных контрольных исследований (РКИ), в которых представлены данные об инвазивных и неинвазивных медицинских устройствах для коррекции тремора. Для поиска данных были использованы следующие ключевые слова: Hand Tremor; Tremor Suppression; Parkinson's Disease; Essential Tremor; Medical Devices; Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation; Electrical Stimulation Systems; Wearable Orthoses; Assistive Feeding Devices. Поисковые термины были объединены с использованием логических операторов. Поиск выходил за рамки традиционных баз данных, включая PubMed, Google Scholar, Scopus, Web of Science, IEEE, Кокрановскую библиотеку; в обзор также включены иные материалы, предоставленные производителями.

Тремор определен целевой группой Международного общества болезни Паркинсона и двигательных расстройств (англ. International Parkinson and Movement Disorder Society) как непроизвольное, ритмичное, колебательное движение части тела [1]. Воздействия, направленные на использование принадлежностей с отягощением, могут уменьшить амплитуду тремора и облегчить проблемы, с которыми сталкивается пациент в повседневной жизни. При наличии дополнительного веса эти принадлежности (например, ложка) могут помочь пациенту принимать пищу и жидкость. Систематический обзор 19 исследований показал, что физиотерапия, охлаждение конечностей, вибрационная терапия, использование дополнительного веса конечностей, яркий свет и транскраниальная магнитная стимуляция являются примерами исследуемых методов воздействия на тремор. Однако эти исследования в основном включали удобные выборки, и долгосрочная эффективность этих вмешательств не оценивалась [2]. За последние несколько десятилетий было предложено множество различных ортопедических и стимулирующих подходов. В конце 1980-х годов М. Rosen и соавт. предложили несколько устройств для подавления тремора. Одной из первых разработок стал

демпфирующий джойстик, предназначенный для облегчения управления инвалидными колясками. Устройство представлено герметичной камерой, заполненной вязкой жидкостью, и сферическим шариком, что действовал как демпфирующий элемент для подавления произвольных движений позиционно-чувствительного привода [3]. Позднее в 1990-х годах был представлен ортез с контролируемым рассеиванием энергии (англ. Controlled Energy Dissipation Orthosis (*CEDO*)), разработанный как прототип вспомогательного устройства для людей, страдающих тремором. Устройство крепилось к креслу или столу пользователя и создавало пропорциональное скорости сопротивление предплечью с помощью магнитных тормозов, управляемых компьютером [4]. Результаты экспериментов показали, что *CEDO* позволяло значительно снижать тремор во время выполнения определенных задач [5]. Аналогичным образом работал манипулятор с модулированной диссипацией энергии (англ. Modulated Energy Dissipation Manipulator) — устройство, разработанное в 1990 г. Scott M. Maxwell, обеспечивало демпфирование тремора с помощью магнитных частиц-тормозов с цифровым контролем в режиме реального времени [6]. Успех этих ранних работ положил начало новому направлению в коррекции тремора. К настоящему времени предложен ряд других перспективных и инновационных устройств (рис. 1) [7].

Стимуляция срединного и лучевого нервов. Высокочастотная чрескожная электрическая стимуляция нервов (ЧЭНС) широко изучена и используется в лечении ноцицептивной и невропатической боли [8–11]. Применение ЧЭНС было впервые предложено американскими исследователями J. Tolia and K. Izzo в 1985 г. [12]. Были получены положительные результаты в плане уменьшения выраженности таких двигательных нарушений, как тремор и миоклонус. Традиционная ЧЭНС предназначена для селективной стимуляции крупных миелинизированных Аβ-сенсорных волокон. Эти волокна переносят проприоцептивную сенсорную информацию в мозжечково-таламо-кортикальные цепи которые, как предполагается, участвуют в генерации тремора [13].

В 2014 г. была основана компания Cala Health, специализирующаяся на разработке устройств для чрескожной электрической стимуляции. Интерес к альтернативным методам лечения возник в процессе работы в области генной терапии и глубокой стимуляции мозга (англ. Deep Brain Stimulation — DBS) для лечения пациентов с болезнью Паркинсона (БП) и эссенциальным тремором (ЭТ), когда пришлось столкнуться с ограничениями оперативных методов лечения. После ряда клинических испытаний в 2016 г. был представлен одноименный опытный образец Cala One, который стал первым чрескожным электростимулятором периферических нервов запястья. Cala Trio включает в себя два рабочих электрода, расположенных над срединным и лучевым нервами на передней поверхности запястья, и противоэлектрод, размещенный на задней поверхности запястья.

Акселерометр в этом устройстве измеряет частоту тремора пациента, что позволяет индивидуально откалибровать интенсивность стимуляции. Два работающих электрода подают электрические сигналы, которые периодически возбуждают срединный и лучевой нервы. Сенсорные волокна также проецируются на вентральное промежуточное ядро (VIM) зрительного бугра и нейронные цепи. В 2019 г. было завершено базовое открытое исследование PROSPECT по симптоматическому облегчению эссенциального тремора [14]. В исследовании приняли участие 263 пациента в 26 центрах США. Участники использовали Cala Trio дважды в день в течение 3 мес., каждый сеанс длился около 40 мин [15]. Результаты, основанные на опросе 205 пациентов, завершивших исследование, показали, что ЧЭНС с помощью Cala Trio привело к значительному улучшению как показателей по шкале оценки выраженности



Рис. 1. Обзор разработанных устройств: а) Cala Trio — браслет с системой чрескожной афферентной стимуляции срединного и лучевого нервов, б) Encaro Plus — вибрационный терапевтический браслет, в) Felix NeuroAI — система чрескожной стимуляции периферических нервов, г) GyroGlove — система гироскопической стабилизации, д) Tremolo — демпфирующая система с настроенной добавленной массой, е) Stedi-Two — система магнитной стабилизации, ж) Move-D — механический ортез локтя, з. STILL orthosis — ортез с демпфирующей системой [7]

Fig. 1. The review of the developed devices: а) Cala Trio — the bracelet with system of transcutaneous afferent stimulation of the median and radial nerves, б) Encaro Plus — the vibration therapeutic bracelet, в) Felix NeuroAI — the system of transcutaneous stimulation of peripheral nerves, д) GyroGlove — the system of gyroscopic stabilization, е) Tremolo — the damping system with Tuned Mass Damper (TMD), е) Stedi-Two — the system of magnetic stabilization, г) Move-D — the mechanical elbow orthosis, h. STILL orthosis — the orthosis with a damping system [7]

эссенциального тремора (англ. The Essential Tremor Rating Assessment Scale (TETRAS)) в разделе повседневной активности (англ. Activity of Daily Living (ADL)), так и баллов по клинической шкале оценки тремора Bain and Findlay ($p < 0,0001$). Среди 193 пациентов, включенных во вторичный анализ, у 54% наблюдалось снижение амплитуды тремора на 50% и более. Тем не менее 14 пациентов не ответили на терапию, что позволяет предположить, что не все пациенты с ЭТ получают пользу от Cala Trio [15]. Важно отметить, что открытая однокрупная форма исследования PROSPECT уменьшает общий эффект Cala Trio; поэтому будущие исследования с более надежным дизайном (например, РКИ) будут полезны для оценки его эффективности. Нежелательные явления, связанные с устройством, были легкой или умеренной степени тяжести. Несерьезные нежелательные явления наблюдались у 18% пациентов, включая раздражение кожи и/или отек, болезненность, дискомфорт (покалывание и/или ощущение слабости или жжение). Все эти нежелательные явления были устранены с помощью мази для местного применения, снижения интенсивности стимуляции или прекращения терапии [15]. Противопоказаниями к использованию Cala Trio являются наличие имплантированного электрического медицинского устройства (кардиостимулятора, дефибриллятора и глубокого стимулятора мозга), эпилепсия или другие пароксизмальные судорожные состояния, беременность. Это устройство также не следует применять при кожных нарушениях. Снижение амплитуды тремора на 50% сопоставимо с фармакотерапией ЭТ препаратами первой линии. Cala Trio может играть важную роль в лечении у пациентов, которые не подходят для DBS или не отвечают на фармакотерапию. Он имеет такой же благоприятный профиль безопасности, как и Cala ONE. 85% пациентов отмечают его удобство и простоту использования [15]. В настоящее время не ясно, сможет ли Cala Trio уменьшить или заменить потребность в лекарственных препаратах при лечении ЭТ. Необходимо оценить, как он будет сочетаться с фармакотерапией и/или вмешательствами по изменению образа жизни для каждого пациента с учетом тяжести тремора. Ретроспективные исследования могли бы ответить на этот вопрос и дать дальнейшее представление о долгосрочной безопасности и эффективности Cala Trio.

Активаторы мышц-антагонистов. В отличие от ЧЭНС, которая стимулирует сенсорные волокна периферических нервов, функциональная электрическая стимуляция (ФЭС) обеспечивает стимуляцию двигательных волокон. ФЭС для подавления тремора была впервые исследована в 1989 г. коллективом канадских ученых из Университета в городе Эдмонтон, во главе с профессором А. Prochazka. При клинической оценке ФЭС подавляла тремор на 73% при ЭТ, на 62% при БП и на 38% при мозжечковом треморе [16, 17]. Ограничения включали потенциально ненадежное размещение поверхностных электродов, что могло привести к недостаточному подавлению тремора. Хотя имплантация чрескожных

внутримышечных электродов могла бы решить эту проблему, этот подход является инвазивным и предназначен для пациентов с тяжелым тремором [18]. Тем не менее, результаты этих экспериментальных работ привели к созданию первого функционального электростимулятора, разработанного специально для подавления тремора [19, 20]. Современные подходы к использованию ФЭС для подавления дрожания включают, в основном, две стратегии: противофазную и ко-сократительную стимуляцию [21]. Система MOTIMOVE (3F-Fit Fabricando Faber, Белград, Сербия), основанная на противофазной стимуляции, получила маркировку европейского соответствия CE (фр. Conformité Européenne) для использования в Европейском Союзе в 2019 году, но не была одобрена FDA. Применение системы MOTIMOVE изучалось у пациентов с ЭТ, тремором при БП и с гемиплегией [22]. Система MOTIMOVE состоит из многоканального стимулятора для активации нескольких электродов, размещенных на предплечье и плече над мышцами-сгибателями и разгибателями, что обеспечивает их селективную активацию. Иннерционные датчики в MOTIMOVE передают оценку движений в режиме реального времени на компьютер, который обеспечивает контроль над стимуляцией мышц. Эта система обеспечивает противофазную стимуляцию путем подачи импульсов электрического тока на мышцы-сгибатели и мышцы-разгибатели [7]. Пилотное исследование MOTIMOVE показало 67% подавление тремора у 6 из 7 пациентов с ЭТ или БП [22]. В настоящее время в Сербии, Франции и Венгрии проводятся дополнительные клинические исследования, оценивающие систему MOTIMOVE.

Сенсорные волокна А α , которые иннервируют антагонистические мышечные пары, по-видимому, играют важную роль в патофизиологии тремора. Реципрокное торможение А α -волокон, вероятно, снижает возбудимость мотонейронов-антагонистов и увеличивает возбудимость мотонейронов-агонистов [23]. Прерывистая стимуляция А α -волокон через ФЭС была изучена у пациентов с ЭТ и БП и продемонстрировала подавление тремора на 58% [24]. Это свидетельствует о том, что возбудимость двигательных нейронов может быть модулирована, тем самым поддерживая механизм, посредством которого происходит уменьшение тремора при ФЭС. Мышечная усталость рассматривается как несерьезное побочное явление [25]. Противопоказания к ФЭС включают ранее имплантированное электрическое устройство, рак, остеомиелит, тромбоз/кровотечение, эпилепсию или беременность [26]. В каждом конкретном случае необходимо оценивать риск и пользу применения ФЭС. Функциональные электростимуляторы являются малоинвазивными и демонстрируют достаточную эффективность в подавлении тремора. Однако мышечная усталость вызванная ФЭС, ограничивает их долгосрочное использование. Чтобы устранить это ограничение, было предложено несколько новых технологий для снижения или противодействия мышечной усталости во время ФЭС [25]. Для подтверждения эффективности и безопасности

этих устройств необходимы крупномасштабные контролируемые рандомизированные исследования.

Фиксирующие устройства, включая ортезы и демпферы. Первый способ механического подавления тремора рук, направленного на внешнюю фиксацию руки, был запатентован американскими инженерами Т. Terry and L. Hoyt в 1980 г. [27]. Устройство было представлено в виде биндажа, обрамляющего руку, который подавлял произвольные мышечные сокращения и позволял выполнять контролируемые, волевые действия. Однако дальнейшего развития этот подход не получил. В 1998 г. был разработан ортез Viscous Beam, который обеспечивает сопротивление движению запястья при сгибании и разгибании за счет вязкой жидкости, заключенной между двумя пластинами. Ортез уменьшает амплитуду тремора и достаточно мал — так, что его можно было носить под рукавом рубашки. Манжеты позволяют полностью двигать пальцами, сгибать и разгибать запястье, а также осуществлять пронацию и супинацию предплечья. Устройство имело успех, однако применение было ограничено фиксированной степенью подавления колебаний, что привело к непостоянному и /или неполному подавлению тремора [28].

Ортезы для подавления тремора верхних конечностей классифицируются на активные, полуактивные или пассивные [29]. Активные ортезы обеспечивают движения, противоположные тремору, при этом не подавляя произвольные движения. В качестве приводов в активных ортезах для подавления тремора обычно используют электрические двигатели постоянного тока или сервопривод, которые приводят в движение суставы верхних конечностей. Данная конструктивная особенность делает устройство тяжелым и громоздким, в то время как приоритетной задачей является оптимизация его размеров и веса. В пассивной системе для подавления тремора используются амортизаторы, прикрепляемые к верхней конечности. Полуактивная система в свою очередь подавляет произвольные колебания как за счет поглощения энергии, так и посредством работы контроллера с обратной связью на основе данных, полученных от датчиков. Ортезы для подавления тремора не инвазивны, тем не менее, профиль их безопасности не установлен, потому что большинство носимых ортезов оценивалось только в небольших группах пациентов или на испытательном стенде с помощью моделирования. Вполне вероятно, что ортезы станут наиболее широко используемыми медицинскими устройствами для подавления тремора. Основные проблемы включают разработку легких и мягких по текстуре ортезов, изучение оптимального расположения, и создание эргономичного дизайна, основанного на анатомии верхних конечностей.

Активное подавление. В 2005 г. в рамках проекта Европейской комиссии «Динамически реагирующие вмешательства для подавления тремора» (англ. Dynamically Responsive Intervention For Tremor Suppression (DRIFTS)) был разработан экзоскелет для оценки и коррекции тремора (англ. Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression

(WOTAS)) [30]. Ортез определяется как медицинское устройство, которое действует параллельно определенному сегменту тела. Этот роботизированный экзоскелет оснащен кинематическими (угловое положение, скорость и ускорение) и кинетическими (сила взаимодействия конечности и ортеза) датчиками. Он способен прикладывать динамическую силу к суставам верхней конечности с помощью набора двигателей постоянного тока. Общая масса системы составляет примерно 850 г. У 10 пациентов эффективность WOTAS в подавлении тремора составила до 40% [31]. Основным недостатком этого устройства является большой размер, что создает проблемы социального взаимодействия пациентов [32].

Последующие активные ортезы были разработаны с аналогичной WOTAS конструкцией и механикой, но различались по типам приводов для снижения веса и повышения эффективности подавления тремора. Пневматический привод был реализован в ортезе вместе с алгоритмом адаптивной оценки тремора для его подавления при сгибании/разгибании запястья и приведении/отведении [57]. Адаптивный контроллер подавления колебаний, использующий линейный мотор с постоянными магнитами (англ. Permanent Magnet Linear Motor — PMLM), продемонстрировал среднее подавление тремора на уровне 30,51 дБ (97,0%) и 13,89 дБ (79,8%) в первой и второй частотных компонентах тремора соответственно. Среднее сопротивление, индуцированное ортопедическим механизмом произвольному движению, составило 0,36 Н, при этом наблюдалось снижение на 7,74 дБ при активном компенсаторе силы. Экспериментальная оценка адаптивного регулятора идентификации и подавления тремора проводилась в реальном времени в эмуляторе суставов человека с использованием записанных сигналов от участников с БП и ЭТ. По сравнению с сервопневматическим приводом, PMLM обеспечивает более высокую энергоэффективность при сопоставимых характеристиках подавления тремора, проще и быстрее в управлении, требует только одного датчика [33].

Как правило, методы подавления тремора оценивают дрожашую составляющую сигнала и создают аналог сигнала, подавляющего тремор. Вместо этого локтевой ортез с одной степенью свободы (англ. Developed a One Degree-of-Freedom — DOF) оценивает добровольную составляющую, затем контроллер приводит в действие ортез на основе сигнала произвольного движения, одновременно тормозя тремор. Исследование проводилось с использованием роботизированной системы с одной степенью свободы, которая имитирует человеческую руку пациента с ЭТ. Результаты слежения за скоростью демонстрируют среднеквадратичную ошибку 0,31 рад/с, а спектральная плотность мощности показывает снижение сигнала тремора на 99,8%, в то время как мощность произвольной составляющей была снижена на < 1% [34]. Другие активные ортезы были направлены на интеграцию сложных сенсорных систем для определения характеристик произвольных

движений и обнаружения тремора. Например, ортез верхней конечности, управляемый посредством электромиографической оценки, включает в себя алгоритм, который распознает произвольные движения за счет поверхностных пьезоэлектрических датчиков [35].

Полуактивное подавление тремора. В некоторых полуактивных ортезах используются магнито-реологические жидкости (англ. Magnetorheological Fluid — MRF) в качестве стратегии подавления тремора, которая под воздействием магнитного поля значительно увеличивает кажущуюся вязкость вплоть до превращения в вязкоупругое твердое тело. MRF состоят из намагничиваемых микроскопических частиц, диспергированных в масле или воде. При встрече с магнитным полем эти частицы испытывают силу притяжения, и вязкость жидкостей увеличивается, противодействуя существующему потоку. Это реологическое свойство было использовано в ортезах для подавления тремора путем изменения интенсивности магнитного поля для настройки силы сопротивления для подавления тремора [36]. Недавно был предложен мягкий экзоскелет для системы подавления тремора (англ. Soft Exoskeleton for Tremor Suppression — SETS) на основе магнито-реологического демпфера [37]. В отличие от ранее разработанных полуактивных ортезов, система SETS оснащена управляемым гибким полуактивным приводом, который динамически адаптируется к движениям в лучезапястном суставе, обеспечивая подавление тремора при сгибании/разгибании, отведении/приведении, вращении кисти. Это устройство также объединяет пассивное подавление с помощью двух гиперэластичных лезвий, которые подавляют тремор при супинации/пронации в запястьях. Система SETS демонстрирует потенциальную клиническую полезность, благодаря возможности настройки в режиме реального времени на основе частоты тремора и легкой конструкции.

Исследователи из технологического колледжа Индии А. Kalaiarasi и L.A. Kumar разработали манжету для рук с пневматическим управлением [38]. Устройство содержит акселерометр, который отправляет данные о частоте тремора на контроллер. Когда порог достигнут, воздушный насос надувает манжету руки, создавая силу сопротивления в возвратно-поступательном, линейном движении для подавления тремора. Надувание и сдувание манжеты обеспечивается двумя отдельными клапанами. Ограниченная эффективность данного подхода наблюдалась у одного пациента с ЭТ, у которого наблюдалось 30% — подавление тремора.

Пассивное подавление. В отличие от систем электростимуляции, носимые ортезы нацелены на проявление тремора. Создавая противоположную силу равной величины, эти устройства пытаются механически противодействовать непроизвольным движениям. В Tremelo использовались два настроенных гасителя вибрации (англ. Tuned Vibration Absorbers — TVA), которые расположены над тыльной и ладонной поверхностями руки (рис.1, д).

Каждая TVA содержит систему пружину-демпфер, в которой вибрационная энергия произвольных движений дрожащей руки передается от пружины к добавленной массе. Это приводит к уменьшению дрожания и существенным перемещениям добавленной массы внутри TVA. Это устройство является чисто механическим, что устраняет необходимость в источнике питания. Предварительные результаты показали подавление тремора на 85% у пациента с БП [39]. В настоящее время ведется набор участников для участия в пилотном клиническом исследовании, которое должно предоставить дополнительные данные.

Steady-One представляет собой механическое устройство, в которое интегрирован настроенный демпфер массы (англ. Tuned Mass Damper — TMD), что устраняет необходимость в источнике питания [40]. Как и TVA, TMD имеет систему «пружина-демпфер». Разница между TMD и TVA заключается в наличии элемента, который в Steady-One является неньютоновской жидкостью во внутреннем пространстве TMD. Когда энергия вибрации передается добавленной массе, эта неньютоновская жидкость становится вязкой, уменьшая амплитуду своих движений. Утверждается, что во время лабораторного моделирования тремор подавляется на 85–90%.

Steady-Two в качестве магнитного настроенного демпфера массы использует диск, окруженный магнитами и встроенный в чехол, который носится на запястье (рис. 1, е). Всякий раз, когда рука движется в одном направлении, диск, который движется вместе с рукой, отталкивается магнитом рядом с ним, тем самым противодействуя дрожательному движению [40].

Компания Steadiwear также представила третье поколение своих интеллектуальных перчаток — Steady-Three. Модернизированная интеллектуальная перчатка претерпела значительные усовершенствования — устройство почти в два раза меньше по размеру и весу по сравнению со своим предшественником. В нем также используется система магнитной стабилизации, предназначенная для противодействия толчкам путем движения в направлении, противоположном движениям руки пользователя. Продукт получил положительные отзывы, 85% пользователей в испытаниях сообщили об улучшении контроля тремора.

В перчатку Readi-Steady встроено множество металлических дисков, которые призваны добавить инерции дрожащей руке. В предварительном исследовании с участием 40 здоровых участников и пациентов с ЭТ подавление тремора достигнуто у 50% исследуемых. Металлические диски функционируют как сенсорные трюки, которые влияют на аберрантную сенсомоторную интеграцию для подавления тремора. При том что нет данных об эффективности феномена сенсорного трюка у пациентов с ЭТ или тремором при БП, он был изучен у 30 пациентов с дистонией музыканта — у пациентов с более тяжелыми симптомами дистонии наблюдалось значимое улучшение контроля мелкой моторики [41].

Пассивный ортез с регулируемой вставкой (англ. Task-adjustable passive orthosis — TAPO) имеет текстильную конструкцию для повышения удобства ношения и комфорта при повседневной деятельности. Наполненная воздухом конструкция, надуваемая по требованию вручную или электрическим насосом, устанавливается внутри перчатки на тыльной поверхности руки. Надутый TAPO оказывает давление на тыльную сторону кисти и предплечья, подавляя произвольные движения. Экспериментальное исследование показало, что ортез значительно снижает силу тремора при выполнении трех из шести задач ADL (питье, наливание и рисование спирали) с эффективностью подавления тремора от 74 до 82% для этих трех задач. С помощью цифрового анализа было подтверждено значительное снижение тремора при рисовании спирали, что свидетельствует о возможности управления мелкой моторикой. Одним из ключевых преимуществ этого ортеза является то, что каждый отдельный пользователь может решить, следует ли надувать воздушную конструкцию для каждой задачи и регулировать жесткость в соответствии со своими потребностями и предпочтениями [42].

Вибробраслет, разработанный с использованием встроенного TMD, подавляет тремор при пронации/супинации в запястье. Исследование на испытательном стенде у одного пациента с БП показало подавление тремора на 85% [43]. Вариант вибробраслета также был представлен компанией Microsoft. Часы Emma представляют собой носимое на запястье устройство, состоящее из нескольких вибрационных приводов, направленных на обеспечение тактильной стимуляции запястья [44]. Тем не менее, в исследовании с участием 18 пациентов с ЭТ сообщалось, что механическая вибрация кисти и предплечья с помощью пьезоэлектрических приводов не приводила к однородному уменьшению амплитуды тремора. При различных частотах вибрационных стимулов у 50–72% пациентов наблюдалось увеличение амплитуды тремора, в то время как у 5–22% пациентов наблюдалось снижение. Часы Emma Watch требуют клинической валидации, поскольку использование тактильной стимуляции для подавления тремора на сегодняшний день привело к неоднозначным результатам.

Гироскопическая стабилизация. Прецессия гироскопа — свойство механического гироскопа, при котором ось вращения поворачивается в плоскости, перпендикулярной к направлению действия внешней силы. Если сила не кратковременна, а действует постоянно, возникает вынужденная прецессия — вращение оси гироскопа с постоянной угловой скоростью вокруг некоторой оси, не являющейся осью его собственного вращения. Это свойство используется в гироскопической стабилизации — системе, которая обеспечивает сохранение заданного положения объекта при действии на него внешних возмущений. Например, гироскопы используются в навигационных системах, системах стабилизации, игрушках. Перспективно использование гироскопов и в медицине.

Перчатка GyroGlove (GyroGear, Лондон, Великобритания) разработана с использованием множества гироскопов, прикрепленных к тканевой перчатке на тыльной поверхности кисти, которые противодействуют тремору. Каждый гироскоп включает в себя вращающийся диск, который способен вращаться вокруг оси, чтобы противостоять непроизвольным движениям. Это позволяет сохранять его угловой момент при возникновении вращательного смещения при воздействии противоположной силы с любого направления. Финальный вариант GyroGlove представляет собой шаг вперед в области вспомогательных технологий для людей с тремором рук (рис. 1, г). Его инновационный дизайн, ориентированный на простоту использования, комфорт и эффективность, предлагает новый уровень независимости и контроля.

Заключение. Хотя тремор не является опасным для жизни двигательным расстройством, он может сильно повлиять на качество жизни пациента. Недостаточная эффективность и возможные ограничения существующей терапии привели к проблеме разработки альтернативных подходов, основанных на механическом подавлении непроизвольных движений. Вполне вероятно, что в будущем подобные медицинские устройства станут важным элементом комплексной терапии тремора, однако необходимы дальнейшие исследования, чтобы оценить их долгосрочную эффективность и безопасность.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование выполнено без финансовой поддержки.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Bhatia KP, Bain P, Bajaj N, Elble RJ, Hallett M, Louis ED, Rathjen J, Stamelou M, Testa CM, Deuschl G; Tremor Task Force of the International Parkinson and Movement Disorder Society. Consensus Statement on the classification of tremors. from the task force on tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society. *Movement Disorders*. 2018;33(1):75–87. <https://doi.org/10.1002/mds.27121>
2. O'Connor RJ, Kini MU. Non-pharmacological and non-surgical interventions for tremor: a systematic review. *Parkinsonism and Related Disorders*. 2011;17(7):509–515. <http://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2010.12.016>
3. Rosen MJ, inventor; Massachusetts Institute of Technology, assignee. Tremor Suppressing Hand Controls. United States patent US 4,689,449, 25 August 1987.
4. Rosen MJ, Arnold AS, Baiges JJ, Aisen ML, Eglowstein SR. Design of a controlled-energy-dissipation orthosis (CEDO) for functional suppression of intention tremors. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1995;32(1):1–16. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7760262/>
5. Arnold AS, Rosen MJ, Aisen ML. Evaluation of a controlled-energy-dissipation orthosis for tremor suppression. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1993;3(3):131–148. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(05\)80001-X](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(05)80001-X)
6. Maxwell, S.M. A Modulated-Energy-Dissipation Manipulator and Application to Suppressing Human Arm Tremor. Ph.D. Thesis, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, USA, 1990.
7. Adabi K, Ondo WG. Shaking Up Essential Tremor: Peripheral Devices and Mechanical Strategies to Reduce Tremor. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements*. 2024;14:55. <https://doi.org/10.5334/tohm.930>

8. Johnson M. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation: Mechanisms, Clinical Application and Evidence. *Reviews in Pain*. 2007;1(1):7–11. <https://doi.org/10.1177/204946370700100103>
9. Gibson W, Wand BM, Meads C, Catley MJ, O'Connell NE. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for chronic pain. An overview of Cochrane Reviews. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2019;2(2):CD011890. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD011890.pub2>
10. Walsh DM, Howe TE, Johnson MI, Sluka KA. Transcutaneous electrical nerve stimulation for acute pain. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2015;(6):CD006142. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006142.pub3>
11. Gibson W, Wand BM, O'Connell NE. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for neuropathic pain in adults. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2017;9(9):CD011976. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD011976.pub2>
12. Togliola JU, Izzo K. Treatment of myoclonic dystonia with transcutaneous electrical nerve stimulation. *Italian Journal of Neurological Sciences*. 1985;6(1):75–78. <https://doi.org/10.1007/BF02229221>
13. Johnson M. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation: Mechanisms, Clinical Application and Evidence. *Reviews of Pain*. 2007;1(1):7–11. <https://doi.org/10.1177/204946370700100103>
14. Shelan KS, Mohammed SL, Al-Askery A. A Review of Techniques Used to Suppress Tremor. *Journal of Techniques*. 2022;4(4):61–70. <https://doi.org/10.51173/jt.v4i4.774>
15. Isaacson SH, Peckham E, Tse W, Waln O, Way C, Petrossian MT, Dahodwala N, Soileau MJ, Lew M, Dietiker C, Luthra N, Agarwal P, Dhall R, Morgan J, Calakos N, Zesiewicz TA, Shamim EA, Kumar R, LeWitt P, Shill HA, Simmons A, Pagan FL, Khemani P, Tate J, Maddux B, Luo L, Ondo W, Hallett M, Rajagopal A, Chidester P, Rosenbluth KH, Delp SL, Pahwa R. Prospective Home-use Study on Non-invasive Neuromodulation Therapy for Essential Tremor. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements*. 2020;10:29. <https://doi.org/10.5334/tohm.59>
16. Prochazka A, Elek J, Javidan M. Attenuation of pathological tremors by functional electrical stimulation. I: Method. *Annals of Biomedical Engineering*. 1992;20(2):205–224. <https://doi.org/10.1007/BF02368521>
17. Javidan M, Elek J, Prochazka A. Attenuation of pathological tremors by functional electrical stimulation. II: Clinical evaluation. *Annals of Biomedical Engineering*. 1992;20(2):225–236. <https://doi.org/10.1007/BF02368522>
18. Munhoz RP, Hanajima R, Ashby P, Lang AE. Acute effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on tremor. *Movement Disorders*. 2003;18(2):191–194. <https://doi.org/10.1002/mds.10311>
19. Law JJ. Reduction of Pathological Tremor by Functional Electrical Stimulation Using Digital Feedback Control. Master's Thesis, University of Alberta, Edmonton, AB, Canada, 1995. <https://www.researchgate.net/publication/36170238> (дата обращения 01.03.2025)
20. Gillard DM, Cameron T, Prochazka A, Gauthier MJ. Tremor suppression using functional electrical stimulation: a comparison between digital and analog controllers. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 1999;7(3):385–388. <https://doi.org/10.1109/86.788474>
21. Dideriksen JL, Laine CM, Dosen S, Muceli S, Rocon E, Pons JL, Benito-Leon J, Farina D. Electrical Stimulation of Afferent Pathways for the Suppression of Pathological Tremor. *Frontiers in Neuroscience*. 2017;11:178. <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00178>
22. Popović Maneski L, Jorgovanović N, Ilić V, Došen S, Keller T, Popović MB, Popović DB. Electrical stimulation for the suppression of pathological tremor. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2011;49(10):1187–1193. <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0803-6>

23. Loureiro RCV, Belda-Lois JM, Lima ER, Pons JL, Sanchez-Lacuesta JJ, Harwin WS. Upper Limb Tremor Suppression in ADL Via an Orthosis Incorporating a Controllable Double Viscous Beam Actuator. In Proceedings of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. 2005. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501065>
24. Jitkriksadukul O, Thanawattano C, Anan C, Bhidayasiri R. Tremor's glove—an innovative electrical muscle stimulation therapy for intractable tremor in Parkinson's disease: A randomized sham-controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2017;381:331–340. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2017.08.3246>
25. Bickel CS, Gregory CM, Dean JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *The European Journal of Applied Physiology*. 2011;111(10):2399–2407. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2128-4>
26. Martin R, Sadowsky C, Obst K, Meyer B, McDonald J. Functional electrical stimulation in spinal cord injury:: from theory to practice. Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation. 2012;18(1):28–33. <https://doi.org/10.1310/sci1801-28>
27. Inventors: Thomas E. Terry, Assignee: E. Athey R.R. #1, Farber, Mo. 63345; Laurance J. Hoyt, Sr., R.R. #2, Laddonia, Mo. 63352. Cerebral Palsy Arm and Hand Brace. United States patent US 4,237,873, 9 December 1980.
28. Kotovsky J, Rosen MJ. A wearable tremor-suppression orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1998;35(4):373–387. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10220215> (дата обращения: 01.03.2025)
29. Nguyen HS, Luu TP. Tremor-Suppression Orthoses for the Upper Limb: Current Developments and Future Challenges. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2021;15:622535. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.622535>
30. Rocon E., Ruiz A., Pons J.L., Belda-Lois J., Sanchez-Lacuesta J. Rehabilitation Robotics: A Wearable Exo-Skeleton for Tremor Assessment and Suppression. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2005:2271–2276. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2005.1570451>
31. Rocon E, Belda-Lois JM, Ruiz AF, Manto M, Moreno JC, Pons JL. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2007;15(3):367–378. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903917>
32. Manto M, Rocon E, Pons J, Belda JM, Camut S. Evaluation of a wearable orthosis and an associated algorithm for tremor suppression. *Physiological Measurement*. 2007;28(4):415–425. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/4/007>
33. Zamanian AH, Richer E. Adaptive disturbance rejection controller for pathological tremor suppression with permanent magnet linear motor. In Proceedings of the ASME 2017 Dynamic Systems and Control Conference. 2017. <https://doi.org/10.1115/DSCC2017-5151>
34. Herrnstadt G, Menon C. Voluntary-Driven Elbow Orthosis with Speed-Controlled Tremor Suppression. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2016;4:29. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2016.00029>
35. Matsumoto Y, Seki M, Ando T, Kobayashi Y, Iijima H, Nagao M, Fujie MG. Analysis of EMG signals of patients with essential tremor focusing on the change of tremor frequency. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2012:2244–2250. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346409>
36. Fromme NP, Camenzind M, Riener R, Rossi RM. Need for mechanically and ergonomically enhanced tremor-suppression orthoses for the upper limb: a systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2019;16(1):93. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0543-7>
37. Zahedi A, Zhang B, Yi A, Zhang D. A Soft Exoskeleton for Tremor Suppression Equipped with Flexible Semiactive Actuator. *Soft Robotics*. 2021;8(4):432–447. <https://doi.org/10.1089/soro.2019.0194>
38. Kalaiarasi A, Kumar LA. Sensor Based Portable Tremor Suppression Device for Stroke Patients. *Acupuncture & Electro-Therapeutics Research*. 2018;43(1):29–37. <https://doi.org/10.3727/036012918X15202760634923>
39. Rudraraju S, Nguyen T. Wearable Tremor Reduction Device (TRD) for Human Hands and Arms. In Proceedings of the 2018 Design of Medical Devices Conference. 2018. <https://doi.org/10.1115/DMD2018-6918>
40. Steadiwear: Device for hand tremors: официальный сайт. URL: <https://steadiwear.com> (дата обращения: 01.03.2025).
41. Paulig J, Jabusch HC, Großbach M, Boulet L, Altenmüller E. Sensory trick phenomenon improves motor control in pianists with dystonia: prognostic value of glove-effect. *Front Psychol*. 2014 Sep 23;5:1012. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01012>
42. Fromme NP, Camenzind M, Riener R, Rossi RM. Design of a lightweight passive orthosis for tremor suppression. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2020;17(1):1–15. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00673-7>
43. Buki E, Katz R, Zacksenhouse M, Schlesinger I. Vib-bracelet: a passive absorber for attenuating forearm tremor. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2018;56(5):923–930. <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1742-7>
44. Pacheco A, van Schaik TA, Paleyes N, Blacutt M, Vega J, Schreier AR, Zhang H, Macpherson C, Desai R, Jancke G, Quinn L. A Wearable Vibratory Device (The Emma Watch) to Address Action Tremor in Parkinson Disease: Pilot Feasibility Study. *JMIR Biomedical Engineering*. 2023;8:e40433. <https://doi.org/10.2196/40433>