

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ
СТАТЬИ

ОСОБЕННОСТИ МОТОРНОГО КОНТРОЛЯ ЗДОРОВЫХ ДОБРОВОЛЬЦЕВ
В ПАССИВНОМ ЭКЗОСКЕЛЕТЕ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

© 2021 г. Н. Д. Бабанов^{1, *}, О. В. Кубряк¹, И. В. Меркурьев², И. А. Орлов³

¹Научно-исследовательский институт нормальной физиологии имени П.К. Анохина,
Москва, Россия

²Национальный исследовательский университет “МЭИ”, Москва, Россия

³Институт прикладной математики им. М.В. Келдыша РАН, Москва, Россия

*E-mail: n.babanov@nphys.ru

Поступила в редакцию 04.03.2021 г.

После доработки 12.07.2021 г.

Принята к публикации 13.07.2021 г.

В наблюдении на 24-х здоровых молодых мужчинах-добровольцах исследовалось влияние пассивного экзоскелета нижних конечностей на моторный контроль. В экзоскелете изучалась поза, представляющая собой промежуточное состояние между стоянием и сидением – “гибридная поза”. Анализировались данные поверхностной электромиографии от *Musculus quadriceps femoris* и *Musculus tibialis anterior* обеих ног, данные от силовой платформы и параметры выполнения инструкции в задаче с визуальной обратной связью по опорной реакции при поочередном манипулировании обеими руками. В исследовании показано, что одним из влияющих условий на параметры моторного контроля в “гибридной позе” является преобладающий тип сенсорной организации обычной вертикальной позы. Отличия “гибридной позы” в описанных условиях от простой вертикальной позы более контрастно выявлялись при ритмичном целенаправленном раскачивании добровольцев в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Наблюдалось перераспределение активности исследуемых мышц в зависимости от направления движения. Показаны различия в амплитуде раскачиваний тела, выраженные в повышении объема движений в экзоскелете в сагиттальной плоскости и понижении во фронтальной плоскости по сравнению с обычной вертикальной позой. Введено деление на подгруппы с большей ролью зрения в регуляции вертикальной позы (“визуалы”) и меньшей (“проприоцептики”). Показано, что во фронтальной плоскости условная подгруппа “проприоцептики” демонстрировала большую амплитуду раскачивания тела в экзоскелете по сравнению с подгруппой “визуалы”. Управление верхними конечностями (обусловленное инструкцией надавливание на неподвижную рукоять) не зависело от особенностей сенсорной организации позы в условиях заданного визуального контроля и отличалось по сложности манипулирования (по показателям стабиллометрии) в вариантах вертикальной позы в экзоскелете и без при одинаковой результативности.

Ключевые слова: вертикальная поза, гибридная поза, сенсорное обеспечение позы, стабиллометрия, опорные реакции, электромиография, экзоскелет, двигательнo-когнитивные задачи, моторные тесты

DOI: 10.31857/S0869813921090089

При выполнении привычных движений руками или просто при стоянии в вертикальной позе человек совершает “стандартный целостный акт” [1]. При облачении в экзоскелет такой естественный “стандартный акт” движения модифициру-

ется. На практике хорошо известны отличия в эффективности последующего движения человека в зависимости от исходной позы. Например, контрастные по внешнему виду и последующей эффективности действия, исходные позиции в легкой атлетике – это “высокий” и “низкий” старт [2]. Иными словами, исходная конфигурация, поза тела связаны с характеристиками афферентации, сенсорного обеспечения дальнейшего движения и, в итоге, его особенностями. В этой связи следует вспомнить работу 1949 г. М.Ф. Чепелюгиной, аспирантки П.К. Анохина, которая на примере известного опыта с лягушкой, где оценивалось изменение локомоции при перерезании дорсальных корешков в различных отделах спинного мозга, давал следующую объяснение полученным результатам: “...афферентные функции функциональной системы динамически меняются и различно распределяются по системе в зависимости от степени ее автоматизации. Эта автоматизация является следствием того, что при прыжке и других формах движения лягушке приходится преодолевать совершенно стандартные препятствия в виде веса конечностей и веса своего тела. Поэтому вся функциональная система прыжка, например, стимулируется с весьма ограниченного количества рецепторных образований. В то же время сам прыжок как целостный акт, формируясь в результате стандартных разрядов среднего мозга, уже не требует афферентации, развиваясь как стандартный целостный акт” [1]. Здесь актуальность полученных нами результатов на примере использования экзоскелета связана также с исследованиями регуляции вертикальной позы человека, например, применительно к распространенной сегодня модели “перевернутого маятника”, суть которой заключается в системе с центром масс, расположенном выше точки опоры и по своей природе являющимся неустойчивым, из-за чего возникает необходимость в постоянном контроле баланса тела через петлю обратной связи по разнице в суставных и “опрокидывающих” моментах сил [3, 4]. Полученные результаты данного исследования могут быть использованы в решении обратной задачи динамики с использованием теоретических моделей движения человека аналогичной модели “перевернутого маятника” [5]. Также актуальность данного исследования связывается с исследованиями влияния дополнительной сенсорной информации, в том числе тактильных контактов руки, на поддержание вертикальной позы (например, [6]).

Специфическая “гибридная поза” или “стоячее сидение”, обусловленное экзоскелетом [7], представляет особый интерес для исследователя, так как отличается и от обычного стояния, и от обычного сидения с присущими им “стандартными” афферентными условиями [8]. Формирование подобных нетипичных поз у человека связано с заменой естественной синергии мышц ног (например, передней большеберцовой, камбаловидной и двуглавой мышцы бедра) искусственной с существенной модификацией паттерна движения и значительными адаптационными перестройками механизмов постурального контроля, обеспечивающих защиту организма от перегрузки или травм. При этом малая исследованность вопроса вместе с расширяющейся популярностью экзоскелетов [9, 10] дополнительно придает теме практическую значимость. Изучение возможных взаимосвязей между оцениваемыми количественными параметрами обеспечения моторного контроля в “гибридных” позах может предоставить базу для системной оценки функционального состояния человека, а также “физиологического качества” разрабатываемых экзоскелетов. В данной работе ставилась цель исследовать особенности моторного контроля добровольцев в экзоскелете, в том числе, провести сравнение выполнения обусловленных инструкцией целенаправленных надавливаний кистями рук на силовой джойстик по типу ранее описанного [11, 12] в “гибридной позе” и, сидя на табурете, так как оценивался вклад “новых” афферентных сигналов при выполнении моторной задачи, чаще выполнимой именно сидя.

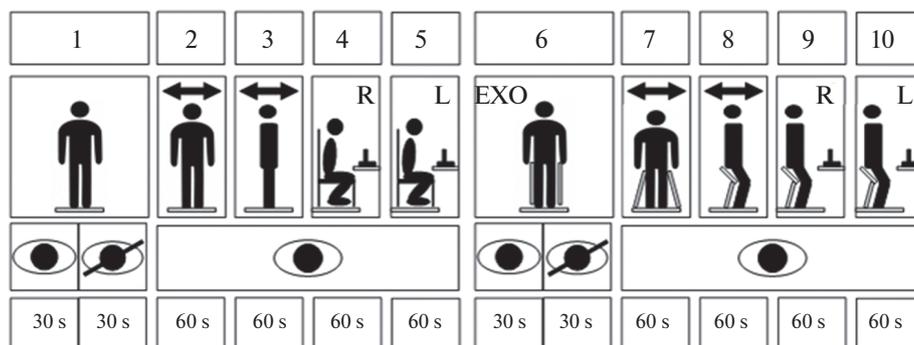


Рис. 1. Общая схема процедуры наблюдения.

Сокращения: R – правая рука, L – левая рука, Exo – экзоскелет, sec – длительность этапа в секундах. Цифрами обозначен номер этапа исследования. Пояснения в тексте.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Добровольцы и условия. Наблюдение проводилось на 24-х условно здоровых добровольцах. Соблюдались современные этические нормы согласно требованиям локальной этической комиссии ФГБНУ НИИ нормальной физиологии им. П.К. Анохина в соответствии с Хельсинкской декларацией Всемирной медицинской ассоциации и ГОСТ Р 56509–2015 “Услуги населению. Надлежащая практика гуманитарных исследований”. Размер выборки определялся, исходя из актуальных представлений об обеспечении достоверности результатов в наблюдениях с повторяющимися измерениями (например, [13]). Критерии включения: условно здоровые праворукие добровольцы-мужчины от 20 до 25 лет, не имеющие в анамнезе выявленных заболеваний суставов, мышц, переломов конечностей, черепно-мозговых травм, вестибулопатии, косоглазия. Никто из испытуемых не являлся профессиональным спортсменом. Курение перед наблюдением, чувство голода или жажда, некомфортные состояния исключались условиями наблюдения.

Процедура. Наблюдение проводилось в одну серию после заполнения форм информированного согласия, инструктажа и предварительного обучения управлению экзоскелетом и джойстиком, проведения необходимой подготовки. Наблюдение проводилось согласно этапам на рис. 1, без рандомизации для исключения влияния усталости (напряженная поза полуприседа) на дальнейшие пробы. Также исключен вариант выполнения процедуры с джойстиком в обычной вертикальной стойке, так как так называемая “гибридная поза” чаще всего применяется для замены обычного сидения.

Процедура включала два условных блока последовательных заданий. Первый блок – этапы с 1-го по 5-й, выполняемые испытуемым без экзоскелета, а второй – этапы с 6-го по 10-й проводились в экзоскелете. Этапы наблюдения обозначены цифрами на рис. 1. *Первый этап* включал 2 фазы – обычное стояние добровольца в вертикальной позе, голова прямо, руки свободно вдоль туловища, с открытыми и закрытыми глазами, по 30 с. *На втором этапе* доброволец под звук метронома раскачивался во фронтальной плоскости (с правой ноги на левую) без отрыва ступней от платформы. Требовалось производить максимально комфортные для испытуемого по амплитуде и точные в ответ на звук движения в задаваемом метрономом медленном ритме 45 уд./мин (0.75 Гц), выбранном для увеличения внимания к выполнению достаточно сложного задания – раскачивания тела в комфортном диапазоне без отрыва ступней от платформы и взмахивания руками, требующего определенного контроля со стороны испытуемого (по аналогии с известными подходами [14]). *Третий этап* – похож на второй, но движения выполнялись в сагит-

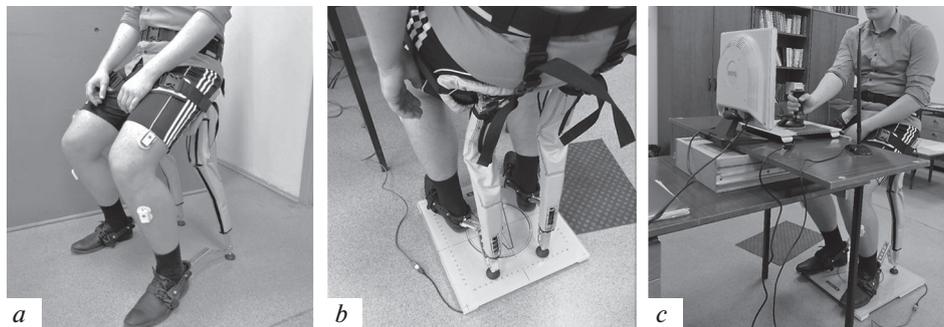


Рис. 2. Экипирование (a) и фрагменты наблюдения в экзоскелете на силовой платформе с закрепленными на ногах электромиографическими датчиками и при выполнении задания с помощью силового джойстика (b, c).

тальной плоскости (вперед – назад). *На четвертом и пятом этапах* производилось поочередное управление силовым джойстиком правой и левой рукой из положения, сидя на стандартном четырехногом табурете, установленном на силовую платформу. *С шестого по десятый этап* последовательно выполнялись действия, сходные с этапами с первого по пятый, но испытуемый экипировался в экзоскелет (рис. 2a). На рис. 2b показано расположение испытуемого в экзоскелете на силовой платформе, а на 2c – выполнение инструкции с силовым джойстиком. Угол сгибания ног испытуемого в экзоскелете составлял 120° и задавался механизмом фиксации заданного положения. Длительность каждого этапа и отдых между этапами составляли 1 мин. Добровольцы были обуты в собственную удобную для них обувь с твердой, тонкой подошвой (рис. 2).

Оборудование и техническое обеспечение. Применялся комплекс беспроводного мониторинга электрофизиологических сигналов “Колибри” (Нейротех, Россия, регистрационное свидетельство Министерства Здравоохранения РФ РЗН 2016/5020) – четыре нательных датчика с одноразовыми сменными липкими электродами, передающие регистрируемые значения по радиоканалу в персональный компьютер со штатной программой “Нейротех миография SPORT”. Использовалось мобильное приложение “Классический метроном” (Netigen, Польша), две силовые платформы ST-150 с одним джойстиком SDB-17 с штатным программным обеспечением STPL (Мера-ТСП, Россия, Свидетельство о регистрации средства измерений в РФ RU.C.39.004.A N 41201, регистрационное свидетельство Министерства Здравоохранения РФ ФСР 2010/07900, коды GMDN: 43114 Balance/mobility management system platform, 43115 Balance/mobility management system application software). Экзоскелет представлял собой двухзвенное механическое устройство без активных движителей и аккумуляторов – рис. 2. Первое звено – в области голеностопного сустава (нижнее звено), второе – в области коленного сустава (верхнее звено). Для ограничения высоты стойки оператора в области коленного шарнира установлен запорный механизм, фиксирующий положение экзоскелета. При выполнении соответствующих этапов испытуемые сидели на стандартном (ГОСТ 13025.2–85) деревянном четырехногом табурете.

Силовая платформа с силовым (неподвижным, реагирующим на прилагаемую силу) джойстиком [11] для выполнения этапов 4, 5, 9 и 10 по схеме на рис. 1 устанавливалась на столе перед экраном визуальной обратной связи. Задача управления силовым джойстиком требовала наведения метки давления рукой на силовой платформе под джойстиком из стартового круга на появляющиеся по периметру круглые “мишени”, где было необходимо удерживать метку на “мишени” до ее ис-

чезновения и возвращать метку давлением рукой в стартовый круг для появления новой “мишени”. Задание регулировалось штатной для силовой платформы программой STPL в режиме “Динамическая проба”, аналогично ранее описанному [11]. Кисть руки располагалась на рукоятки джойстика стандартным хватом, задаваемой формой рукоятки. При этом управляющая рука испытуемого не опиралась локтем на стол, а вторая рука свободно лежала на колене (рис. 2С).

Команды подавались встроенными в управляющую программу стандартными голосовыми фразами. Для предотвращения влияния возможной ориентировочной реакции на суммарные расчетные показатели до начала выполнения задания добровольцем проходило 8 с в заданной условиями этапа позы – по настройкам управляющей программы. Область прикрепления электромиографических датчиков определялась по специализированному атласу [15]. Регистрировались активность четырехглавой (*Musculus quadriceps femoris* – MQF) и передней большеберцовой (*Musculus tibialis anterior* – МТА) мышц правой и левой ноги. Выбор данных мышц связан с их возможной активностью в “гибридных позах” [16], а именно вовлечении MQF при поддержании статической позы в полуприсяде и МТА, вовлеченной для разгибания стопы и поддержании статической позы вертикально стоя. Проводилась одновременная регистрация поверхностной электромиографии (ЭМГ) и измерение координат общего центра давления (ЦД) на силовой платформе и на двух силовых платформах для этапов 4, 5, 9 и 10 (рис. 1).

Показатели. По данным от силовой платформы оценивался показатель “*мощность статокинезиограммы*” (P , мДж/с), рассчитываемый в штатной программе STPL по общей формуле:

$$P = \frac{m}{t} \sum_{i=1}^n \frac{|Vx_{i+1}^2 - Vx_i^2| + |Vy_{i+1}^2 - Vy_i^2|}{2},$$

где показатель равен значениям, вычисленным на каждом элементарном отрезке за общее время записи. Параметр связан исключительно с характеристикой статокинезиограммы и рассчитывается с использованием измеренных значений координат общего центра давления на плоскость опоры [17]. Данный “энергетический” подход имеет различные прототипы в исследованиях моторики (например, [18]) и обладает большей точностью передачи информации о форме статокинезиограммы, чем, например показатель “длина” или “средняя скорость” в измерениях на силовой платформе [17]. *Максимальная амплитуда* движения ЦД в фронтальной ($\text{Max}X$, мм) и сагиттальной ($\text{Max}Y$, мм) плоскости. *Площадь статокинезиограммы* (S , мм²) – площадь эллипса, ограничивающая 95% точек траектории ЦД. Также показатель P применялся в качестве оценки эффективности выполнения целенаправленного движения рукой – как *критерий энергоэффективности управления* (мДж/с) при использовании второй стабиллоплатформы с зафиксированным на ней силовым джойстиком. Был включен программный фильтр высоких частот (>7 Гц) для предотвращения влияния возможных внешних вибраций и сетевых шумов на измерения. *Сила давления* (Н) – это величина, отображающая нагрузку на платформу, создаваемую рукой при управлении джойстиком. *Внешний результат* (Тр, с) – среднее значение периода времени отработки цельного фрагмента пробы “Динамическая проба”, суть которой заключается в перемещении управляемой метки ЦД от начального положения в центре на появившуюся “мишень”, фиксации метки до исчезновения мишени и возвращении управляемой метки обратно в центр.

По данным от поверхностной электромиографии производилась оценка силовых качеств мышцы, определяемая как площадь интегральной огибающей электромиограммы в штатной программе (мкВ с). Для сравнений вклада зрительного контроля на поддержание стабильности вертикальной позы у добровольцев вычислялось значение изменения величины показателя P в процентах между фазой с от-

крытыми и закрытыми глазами (фазы 1 и 2 в этапе 1 и 6, рис. 1) – как оценка “сенсорного профиля” (%) по формуле:

$$\Delta P = \frac{P_i^{\text{закрытые глаза}} \times 100\%}{P_i^{\text{открытые глаза}}} - 100\%.$$

Принимается точка зрения, что чем больше значение, тем больший вклад зрительного контроля в поддержание позы.

Оценка асимметрии (между правой и левой ногой) электромиографических параметров исследуемых мышц проводилась по следующей формуле:

$$k = \frac{\text{MQF (прав)} + \text{МТА (прав)}}{\text{MQF (лев)} + \text{МТА (лев)}},$$

где k – коэффициент асимметрии, MQF – четырехглавая мышца бедра (*Musculus quadriceps femoris*) и МТА – передняя большеберцовая мышца (*Musculus tibialis anterior*), правой и левой ноги соответственно. Определялась активность каждой исследуемой мышцы в процессе поддержания позы по сумме значений интегрального показателя для левой и правой ноги.

Статистический анализ. Для всех этапов применялась проверка типа распределения – одновыборочный критерий типа Колмогорова-Смирнова. Применялся непараметрический критерий Фридмана (аналог дисперсионного анализа ANOVA) с апостериорным тестом Бонферрони для значений площади интегральной огибающей электромиограммы мышц у подгрупп в каждой отдельно взятой фазе этапа 1 и 6; критерия энергоэффективности управления в этапах 4, 5 и 9, 10.

Для оценки различия между зависимыми парными выборками применялся непараметрический критерий Уилкоксона между: этапами 1 и 6 для показателей оценки “сенсорного профиля”; фазами 1 и 2 в этапе 1 и между фазами 1 и 2 в этапе 6 для значения площади интегральной огибающей электромиограммы мышц; для значений площади интегральной огибающей электромиограммы мышц между подгруппами в каждой отдельно взятой фазе этапа 1 и 6; для показателей максимальной амплитуды движения ЦД, площади статокинезиограмм S , мощности статокинезиограммы P , а также значениями P в сагиттальных и фронтальных проекциях между этапами 2 и 7, 3 и 8; при сравнении показателей между положением сидя на табурете и в экзоскелете в этапах 4 и 9, 5 и 10, а также их сравнение в подгруппах интегральной огибающей электромиограммы мышц и “коэффициента асимметрии”.

Для оценки различий между двумя независимыми выборками применялся непараметрический U-критерий Манна–Уитни между: фазами 1 и 2 в этапе 1 в группе для значения площади интегральной огибающей электромиограммы мышц левой и правой ноги; этапами 4 и 5, 9 и 10 в группе при сравнении показателей площади статокинезиограмм S , критерия энергоэффективности управления джойстиком, мощности статокинезиограммы P , а также значений P в сагиттальных и фронтальных проекциях, показателями внешнего результата Тр.

Применялась оценка корреляции с помощью критерия Спирмена при манипулировании джойстиком в этапах 4, 5, 9 и 10 между площадями интегральной огибающей электромиограммы исследуемых групп мышц. Сила связи устанавливалась по шкале Чеддока.

Принятый уровень значимости $\alpha = 0.05$. Вычисления и подготовка таблиц – в стандартных программах MS Excel 2010 и IBM SPSS Statistics 17.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Распределение добровольцев по вкладу зрения в контроль заданной позы (стабилометрия). Значения показателя ЦД в первом этапе – простое вертикальное стояние с открытыми глазами имеют тип нормального распределения. Среднее значение по-

ложения координаты ЦД в фронтальной плоскости составляет 1 мм. Таким образом, вводится допущение, что испытуемые стоят ровно симметрично относительно начала координат. В спокойном свободном стоянии с открытыми глазами (фаза 1, этап 1 на рис. 1) показатель мощности статокинезиограммы P варьировался у добровольцев от 32 до 99 мДж/с, при закрытии глаз (фаза 2, этап 1) – от 67 до 146 мДж/с. При использовании экзоскелета в первой фазе этапа показатель мощности статокинезиограммы P варьировался от 33 до 103 мДж/с; во второй фазе этапа 6 (глаза закрыты) – от 41 до 144 мДж/с. Значение оценки “сенсорного профиля”, характеризующей вклад зрения в регуляцию вертикальной позы согласно принятой методике, в этапе 1 менялось от 36 до 548%, значение медианы – 45%. За условную границу, отличающую испытуемых с большей ролью зрения в регуляции вертикальной позы от меньшей, была принята медиана. Добровольцы с показателями ниже медианы, условно “группа-А (проприоцептики)” – значение медианы в подгруппе 17%. Подгруппа с показателями выше групповой медианы, условно “группа-Б (визуалы)” – значение медианы 143%.

Аналогично оценивался вклад зрительного контроля на стабильность позы испытуемых в экзоскелете (этап 6 на рис. 1). Значение оценки “сенсорного профиля” изменялось от –52 до 268%. Медиана групповых значений равна 64%. Подгруппа ниже медианы условно названа “проприоцептики-Э”, отмечая наличие экзоскелета, выше медианы – “визуалы-Э” соответственно.

Применен непараметрический критерий Уилкоксона для показателей оценок “сенсорного профиля” между этапами 1 и 6. Данные показатели значимо не различались ($p = 0.493$). У 79% испытуемых не произошло перехода из одной подгруппы в другую (выше или ниже медианы). Таким образом, было принято, что вся выборка испытуемых преимущественно сохраняла исходную оценку “сенсорного профиля” и при использовании экзоскелета. В этой связи, далее в описании применялось деление на подгруппы “проприоцептики” и “визуалы” по показателям этапа 1 (рис. 1).

Распределение добровольцев по вкладу зрения в контроль заданной позы (электромиография). Применялся непараметрический критерий Манна-Уитни для оценки силевых качеств мышц левой и правой ноги. Значимые различия отсутствовали, таким образом, характер показателя для левой и правой ноги в мышцах квадрицепсах бедра и передних большеберцовых мышцах не отличался. Групповые значения площади интегральной огибающей электромиограммы исследуемых мышц в первой и второй фазах этапа 1 представлены на рис. 3.

Увеличивался показатель площади интегральной огибающей электромиограммы в фазе с закрытыми глазами в пробе 1 (обычное стояние) в сравнении с фазой с открытыми глазами для всех групп мышц ($p < 0.05$), кроме MQF (левая) ($p = 0.104$); для MQF (правая) на 21%; для МТА (левая) на 16%; для МТА (правая) на 11%. При обычном стоянии в вертикальной позе в экзоскелете в фазе с закрытыми глазами (этап 6) значение площади интегральной огибающей электромиограммы увеличивалось только для правой передней большеберцовой мышцы (МТА) на 32% ($p < 0.01$) в сравнении с фазой с открытыми глазами.

У подгрупп в значениях показателя площади интегральной огибающей электромиограммы рассматриваемых групп мышц в первой и второй фазах при обычном стоянии (этап 1) значимых различий не установлено. При использовании экзоскелета (этап 6) также отсутствовали значимые различия между подгруппами в первой и второй фазах. Также проводилась оценка зрительного контроля в обеспечении вертикальной позы добровольцев по комплексному показателю асимметрии согласно вышеприведенному описанию. Получены индивидуальные показатели “коэффициента асимметрии” напряжения мышц для каждой из фаз. Статистически значимые различия в выборке были установлены только в том случае, когда испытуемые стояли в надетом экзоскелете с закрытыми глазами (фаза 2, этап 6): у подгруппы “проприоцептики” асимметрия выражена в напряжении по правой стороне на 17%, группа “визуалы” – по левой стороне ($p = 0.045$) на 16%.

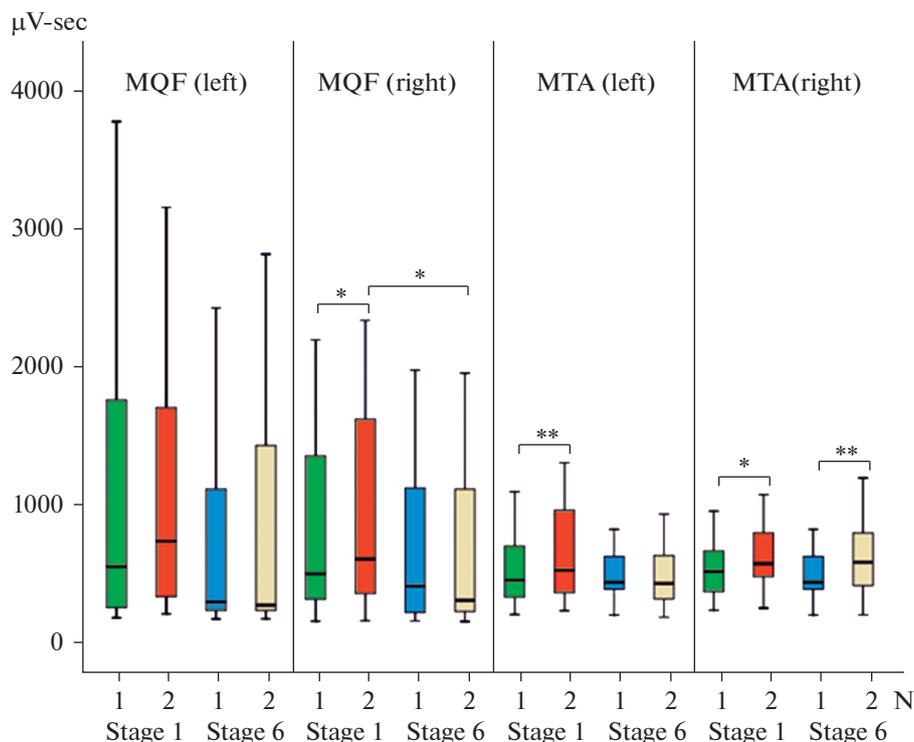


Рис. 3. “Box Plot” – медиана и квантили (отмечены прямоугольником с меткой), выбросы площади интегральной огибающей электромиограммы исследуемых мышц ($\mu\text{V sec}$) в группе добровольцев. Вертикальными линиями отделены группы исследуемых мышц, цифрами на горизонтальной оси обозначены порядковые номера фазы с открытыми (1) и закрытыми (2) глазами в этапах 1 (обычная вертикальная поза) и 6 (обычная вертикальная поза в экзоскелете). * – статистическая значимость различий при $p < 0.05$; ** – $p < 0.01$ по критерию Уилкоксона.

Контроль позы при ритмическом фронтальном раскачивании (стабилометрия). Групповые значения максимальной амплитуды движения ЦД MaxX во время раскачивания тела в фронтальной плоскости (этап 2) варьировались от 86 до 112 мм, в экзоскелете (этап 7) от 70 до 98 мм. При поддержании “гибридной позы” в экзоскелете показатель снижался на 19% ($p = 0.007$).

Сравнение мощности статокинезиограммы Р проводилось между этапами раскачивания тела при обычном стоянии в вертикальной позе (этап 2) и в “гибридной позе” в экзоскелете (этап 7). Значимые различия между этапами 2 и 7 отсутствовали ($p = 0.219$, применен непараметрический критерий Уилкоксона). Дополнительно сравнивались показатели мощности статокинезиограммы в сагиттальной и фронтальной проекциях. При раскачивании тела во фронтальной проекции в экзоскелете значения показателя снижались на 30% ($p = 0.032$), а в сагиттальной проекции увеличивались в 3 раза ($p < 0.001$).

С помощью непараметрического критерия Уилкоксона сравнивались площади статокинезиограмм S в подгруппах. При использовании экзоскелета в подгруппе “визуалы” площадь статокинезиограммы уменьшалась в 2 раза ($p = 0.024$) по сравнению с подгруппой “проприоцептики”. Значимые различия у подгрупп при раскачивании тела в обычном стоянии в фронтальной плоскости без экзоскелета отсутствовали.

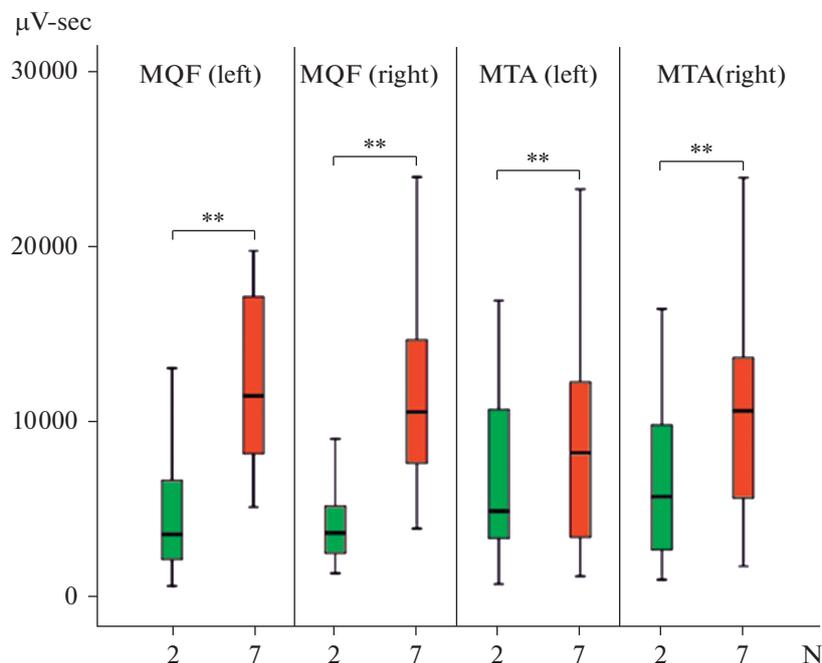


Рис. 4. “Box Plot” – медиана и квантили (отмечены прямоугольником с меткой), выбросы площади интегральной огибающей электромиограммы исследуемых мышц ($\mu\text{V sec}$) в группе добровольцев. Вертикальными линиями отделены группы исследуемых мышц, цифрами на горизонтальной оси обозначены порядковые номера этапов с раскачиванием во фронтальной плоскости согласно описанной выше методике: 2 – раскачивание в обычной вертикальной позе, 7 – раскачивание, сидя в экзоскелете. ** $p < 0.01$ по критерию Уилкоксона.

Контроль позы при ритмическом фронтальном раскачивании (электромиография).

Групповые значения площади интегральной огибающей электромиограммы мышц в этапах 2 и 7 представлены на рис. 4.

При использовании экзоскелета (этап 7) площади интегральной огибающей электромиограммы увеличилась: для MQF (левая) в 3 раза ($p < 0.001$); для MQF (правая) в 3 раза ($p < 0.001$); для МТА (правая) в 2 раза ($p < 0.001$). Применен непараметрический критерий Уилкоксона. Для МТА (левая) значимые различия отсутствовали ($p = 0.086$).

Площади интегральных огибающих электромиограмм исследуемых групп мышц в подгруппах значимо не различались. Аналогично значимые различия мощности статокинезиограммы в подгруппах отсутствовали. Статистически значимых различий в показателях “коэффициента асимметрии” напряжения исследуемых групп мышц в выборке и в подгруппах не установлено.

Контроль позы при ритмическом сагиттальном раскачивании (стабилометрия). При раскачивании тела при вертикальном стоянии (этап 3) в сагиттальной плоскости групповые значения максимальной амплитуды движения ЦД МахУ варьировались от 79 до 93 мм, в экзоскелете (этап 8) – от 83 до 124 мм. Во время раскачивания в экзоскелете (этап 8) показатель увеличивался на 6% ($p = 0.024$, применен непараметрический критерий Уилкоксона).

Мощность статокинезиограммы Р в группе варьировалась от 3918 до 9148 мДж/с в этапе 3, в этапе 8 от 2856 до 9191 мДж/с. При сагиттальном раскачивании в эк-

зоскелете показатель уменьшался на 30% ($p = 0.011$, применен непараметрический критерий Уилкоксона).

Дополнительно были сравнены показатели мощности статокинезиограммы в сагиттальной и фронтальной проекциях. В сагиттальной проекции при использовании экзоскелета показатель снизился на 39% ($p = 0.005$, применен непараметрический критерий Уилкоксона). В фронтальной плоскости значимые различия отсутствовали.

Контроль позы при ритмическом сагиттальном раскачивании (электромиография). Групповые значения площади интегральной огибающей электромиограммы исследуемых групп мышц в этапах 3 и 8 представлены на рис. 5.

Для анализа был применен непараметрический критерий Уилкоксона. В экзоскелете (этап 8) площади интегральной огибающей электромиограммы передних большеберцовых мышц (МТА) обеих ног снизились на 60% ($p < 0.01$). Для четырехглавой мышцы бедра (MQF) правой и левой ноги значимые различия отсутствовали.

При сравнении подгрупп “визуалы” и “проприоцептики” значимые различия были обнаружены только для площади интегральной огибающей электромиограммы левой передней большеберцовой мышцы (МТА): в экзоскелете показатель снизился у подгруппы “визуалы” на 20% ($p = 0.017$). Также статистически значимые различия в выборке были установлены при раскачивании тела без экзоскелета в этапе 3 ($p = 0.045$): у подгруппы “проприоцептики” асимметрия выражена в напряжении по правой ноге на 5%, группа “визуалы” – по левой ноге на 3%. Различий в площадях статокинезиограмм не обнаружено. Аналогично сравнены показатели мощности статокинезиограммы Р у подгрупп – значимых различий не установлено.

Внешние результаты – целенаправленные нажатия рукой

Был проведен однофакторный дисперсионный анализ. Принималась альтернативная гипотеза при анализе критерия энергоэффективности управления, исходя из критерия Фишера ($F = 3.288$; $p = 0.024$). Для остальных параметров значимых различий не обнаружено. Апостериорный тест Бонферрони показывал увеличение показателя критерия энергоэффективности управления при управлении левой рукой в экзоскелете (этап 10) на 36% ($p = 0.048$) по сравнению с позицией, сидя на табурете (этап 5). Наблюдалось незначительное увеличение показателя при управлении правой рукой в экзоскелете ($p = 0.059$, этап 9) при сравнении с показателем, сидя на табурете (этап 4). По остальным показателям значимых различий не обнаружено. Аналогично в положении в экзоскелете (этапы 9 и 10) по рассматриваемым показателям значимых различий не обнаружено.

Параметры моторного контроля при целенаправленных нажатиях рукой в положении сидя и в “гибридной позе”. При прохождении, сидя на табурете, показатели площадей статокинезиограмм S платформы под табуретом варьировались от 32 до 100 мм² при управлении правой рукой и от 42 до 125 мм² при управлении левой рукой. Значимые различия между управлением правой и левой рукой, сидя на табурете, отсутствовали (непараметрический U-критерий Манна–Уитни). В экзоскелете значения показателя варьировались от 93 до 223 мм² при управлении правой рукой (этап 9), при управлении левой (этап 10) – от 84 до 242 мм². Значимые различия между управлением правой и левой рукой в экзоскелете, также отсутствовали (непараметрический U-критерий Манна–Уитни).

Мощность статокинезиограммы Р, сидя на , варьировалась от 83 до 212 мДж/с при управлении левой рукой (этап 4) и от 81 до 230 мДж/с при управлении правой рукой (этап 5). При смене рук значимых различий не установлено (непараметрический U-критерий Манна–Уитни). В экзоскелете в этапе 9 – от 55 до 150 мДж/с, в этапе 10 – от 41 до 124 мДж/с, аналогично значимых различий не установлено (непараметрический U-критерий Манна–Уитни).

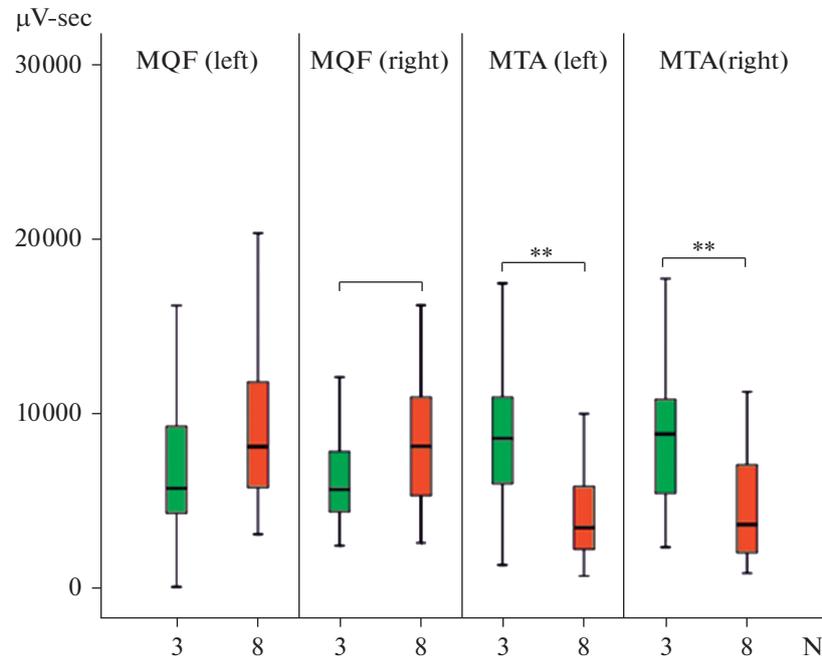


Рис. 5. “Box Plot” – медиана и квантили (отмечены прямоугольником с меткой), выбросы площадей интегральных огибающих электромиограмм мышц ($\mu\text{V sec}$) в группе добровольцев.

Вертикальными линиями отделены группы исследуемых мышц, цифрами на горизонтальной оси обозначены порядковые номера этапов с раскачиванием в сагиттальной плоскости согласно описанной выше методике: 3 – раскачивание в обычной вертикальной позе, 8 – раскачивание, сидя в экзоскелете.

** – статистическая значимость $p < 0.01$ по критерию Уилкоксона.

Групповые значения площади интегральной огибающей электромиограммы мышц в этапах 4, 5 и 9, 10 представлены на рис. 6.

При использовании экзоскелета во время управления правой рукой площадь статокинезиограммы увеличилась в 2.4 раза ($p < 0.001$); мощность статокинезиограммы уменьшилась на 6% ($p = 0.040$); площадь интегральной огибающей электромиограммы в мышцах бедра увеличилась: у MQF (левая) в 4.1 раза ($p < 0.01$), у MQF (правая) в 4.5 раза ($p < 0.01$). Для мышц голени (MTA) значимых различий не установлено. Во время управления левой рукой в экзоскелете площадь статокинезиограммы увеличилась на 50% ($p = 0.001$); показатель мощности статокинезиограммы уменьшился на 40% ($p = 0.003$); площадь интегральной огибающей электромиограммы в мышцах бедра увеличилась: у MQF (левая) в 4.8 раза ($p < 0.01$), у MQF (правая) в 4.7 раза ($p < 0.01$). Для мышц голени (MTA) значимых различий не установлено.

Сравнение показателей и коэффициента асимметрии у подгрупп значимых различий не дало.

Отдельно были оценены показатели мощности статокинезиограммы у платформ в основании во время управления джойстиком, сидя на табурете (этапы 5, 6), и в экзоскелете (этапы 11 и 12) в сагиттальной и фронтальной проекциях. Статистически значимые различия были обнаружены только для сагиттальной проекции (движения вперед-назад) – в экзоскелете показатель уменьшался на 20–50% в сравнении с этапами на табурете при управлении джойстиком правой и левой рукой соответственно. Аналогично оценен критерий энергоэффективности управления джойсти-

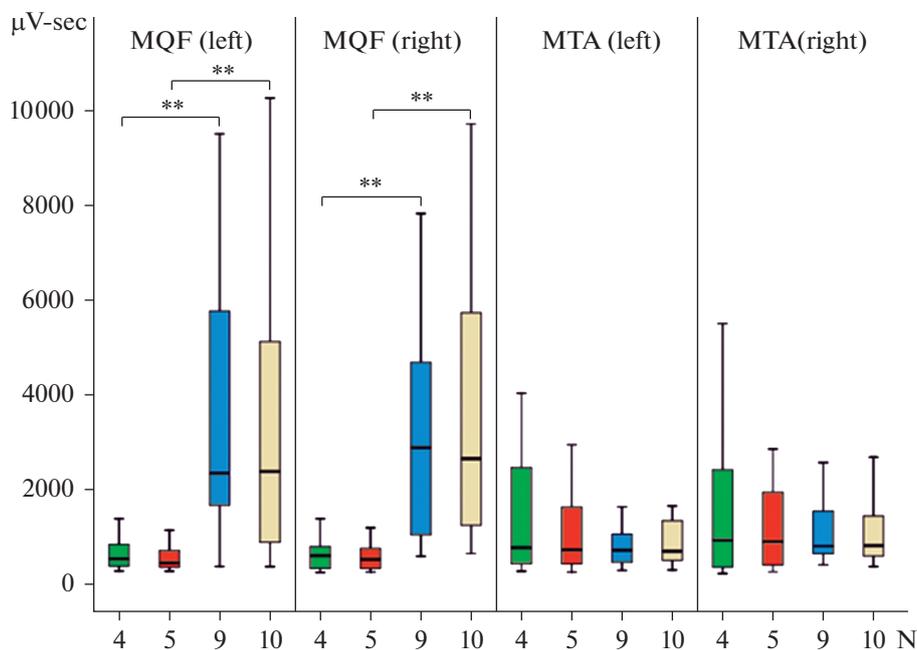


Рис. 6. “Box Plot” – медиана и квантили (отмечены прямоугольником с меткой), выбросы площади интегральной огибающей электромиограммы мышц ($\mu\text{V sec}$) в группе добровольцев. Вертикальными линиями отделены группы исследуемых мышц, цифрами на горизонтальной оси обозначены порядковые номера этапов с управлением джойстиком, сидя на табурете, правой и левой рукой соответственно – 4 и 5, и, сидя в экзоскелете, – 9 и 10 согласно описанной выше методике. ** $p < 0.01$ по критерию Уилкоксона.

ком. В экзоскелете значение показателя увеличивается на 10–35% ($p < 0.001$) для правой и левой руки соответственно. Значимые различия по показателю внешнего результата Tr отсутствовали.

При сравнении показателей площади интегральной огибающей электромиограммы изучаемых групп мышц (для анализа применялся непараметрический критерий Уилкоксона) значимые различия были установлены только для мышц квадрицепсов бедра (MQF) – увеличение показателя в 4 раза в сравнении с сидением на табурете для левой и правой ноги. Показатели, сидя на табурете, в сравнении с вертикальной позой в первой фазе не отличались.

Установлена корреляция между усилением сокращения левого квадрицепса (MQF) и правой передней большеберцовой мышцей (MTA) при манипулировании джойстиком правой рукой (заметная сила связи по шкале Чеддока, $p < 0.001$). Получена корреляция между показателем смещения ЦД и стороной манипулирования (умеренная сила связи по шкале Чеддока, $p < 0.001$). При манипулировании левой рукой происходило смещение координаты ЦД на табурете вправо на 2 мм и на 5 мм в экзоскелете относительно центра платформы. При управлении правой рукой – влево на 9 мм, сидя на табурете, и на 6 мм в экзоскелете.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Несмотря на отсутствие серьезных различий между обычным сидением на табурете и “гибридной позой” по внешнему результату целенаправленных надавливающих рукой на неподвижный джойстик, следует отметить выявленные особенности

моторного контроля, связываемые с “гибридной позой”. На наш взгляд, это вносит новые полезные элементы в изучение организации движений у человека.

Предложенная Бернштейном теория [19] описывала уровни построения движения, предполагая вовлеченность различных уровней центральной нервной системы в регуляцию. Так же, как и широко проникшие в биологию ранее идеи Анохина [20] эти концепции, полагаем, представляют собой биологические адаптации более формализованной теории автоматического управления. Хорошо известны биомеханические модели, связывающие контроль вертикальной позы с адаптивным изменением жесткости мышц, действующих подобно пружинам в системе типа “перевернутого маятника” [3]. Различные виды критики и уточнений к подобным моделям [18] оставляют здесь ключевую идею по отношению к регуляции позы — “экономия” ресурсов нервной системы за счет периферических регулирующих компонентов (самих мышц), действующих автономно. Вместе с тем, давно обсуждаются наблюдения на вертикально стоящих людях, касающиеся рефлекторных взаимосвязей в активности различных мышц, а также спинальных и транскортикальных путей регуляции (например, [21]). По сути, это направление, имея концептуально разные подходы (из “чистой” биомеханики и из нейрофизиологии), связано с изучением упреждающих движений, антиципаторной активности нервной системы и мышц, и, в итоге, двигающееся к теориям типа “внутренней модели тела”, а также к изучению системных влияний опорной афферентации и мультисенсорного обеспечения позы и движений (например, [22, 23]). Наличие дополнительных технических средств может приводить к изменению функциональных состояний человека за счет развития адаптаций к новым условиям. Влияния экзоскелета, очевидно, имеют физиологические эффекты, что, таким образом, подразумевает возможность объективной оценки состояний человека.

Основываясь на высказанном нами предположении, что разделение на подгруппы “визуалы” и “проприоцептики” может продемонстрировать разную эффективность применения устройства, было показано изменение постурального контроля в подгруппах. В связи с более выраженным вовлечением проприоцептивной афферентации на поддержание равновесия, группе “проприоцептики” могло потребоваться больше времени для освоения и тренировки контроля позы при использовании экзоскелетов. Подобное разделение испытуемых по простому тесту на силовой платформе с открыванием и закрыванием глаз может представлять практический интерес для прогноза успешности освоения внешних устройств.

Опираясь на теорию функциональных систем Анохина, мы полагаем, что внешний результат целенаправленного двигательного акта может мало зависеть от особенностей моторного контроля, в том числе, распределения активности мышц конечностей, включенных в систему его выполнения, но при этом может отличаться внутренней архитектоникой — в случае искусственного ограничения подвижности конечностей. На наш взгляд, в какой-то степени предысторией реализованной процедуры наблюдения можно считать эксперименты с силовой платформой и рукоятью, с которой доброволец взаимодействовал в разных режимах (например, [21, 24]). В “гибридной позе” мы наблюдали различные модулирующие влияния стабильности позы и ее конфигурации на особенности выполнения задачи управления. Впервые показаны особенности “гибридной позы”, проявившиеся в перераспределении активности исследуемых мышц относительно раскачивания в обычной вертикальной позе. При этом солидная общая устойчивость тела, обусловленная специальным типом экзоскелета, по-видимому, “оценивалась” мозгом как “достаточная” для того, чтобы не использовать контакт с рукоятью силового джойстика как средство дополнительного контроля позы — то есть, контроль стабильности “гибридной позы”, вероятно, обеспечивался только активностью постуральных мышц и “включением” в схему управления позой экзоскелета, связанной, в том числе, с ограничением степени свободы коленных суставов, доступными условиями

регуляции. Впервые выявлены особенности моторного контроля при целенаправленных нажатиях рукой в положении сидения на табурете и в “гибридной позе” по сравнению с управлением из положения, сидя на табурете, которое характеризовалось повышением сложности манипулирования при одинаковой результативности.

Возвращаясь к объяснению Анохиным работ с его аспиранткой Чепелюгиной, выделим интегрирующую роль функционального образования (“функциональной системы”), состав которого не ограничивается только центральными структурами, но включает и периферические элементы, которые не определяются “топографической близостью структур или их принадлежностью к какой-либо существующей анатомической классификации”, центральная интеграция оказывается бесполезной при соответствующем дефиците афферентации, и что “единственным фактором, определяющим избирательность этих соединений, является биологическая и физиологическая архитектура самой функции, а в отдельных случаях даже ее механика” [1]. Мы полагаем, что в данных представлениях пассивный экзоскелет нижних конечностей, обеспечивая “гибридную позу”, вызывает действие такой функциональной системы, в которой существует дефицит афферентации от временно “выключенных” коленных областей и, наоборот, есть новая афферентация от плотно прилегающих к телу частей экзоскелета, связанных с увеличенной площадью опоры (рис. 2). При этом механика устройства задает тон адаптивной регуляции позы, вызывая непривычные взаимосвязи мышц конечностей и туловища. С прикладной точки зрения – например, реабилитационного применения экзоскелетов, можно отметить, что понимание таких закономерностей будет способствовать разработке более эффективных устройств и способов их применения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящем наблюдении получены следующие выводы, которые можно представить по пунктам, в порядке описанных выше результатов:

1. Распределение добровольцев по вкладу зрения в контроль заданной позы (стабилометрия): условные “проприоцептики” и “визуалы” сохраняют присущие им особенности сенсорного обеспечения вертикальной позы при облачении в специальную экипировку (экзоскелет).

2. Распределение добровольцев по вкладу зрения в контроль заданной позы (электромиография): по асимметрии напряжения мышц контрлатеральных опорных конечностей (квадрицепсы бедра и передние большеберцовые мышцах) добровольцы практически не отличались от установленного по данным стабилометрии их “сенсорного профиля”, демонстрируя значимые отличия “визуалов” и “проприоцептиков” только в части стратегии управления мышцами при закрывании глаз в надетой экипировке (экзоскелете).

3. Контроль позы при ритмическом фронтальном раскачивании (стабилометрия): если без экзоскелета оба исследуемых типа сенсорной организации показывали сходные возможности, то в “гибридной позе” возможность более широкого раскачивания демонстрировали “проприоцептики”.

4. Контроль позы при ритмическом фронтальном раскачивании (электромиография): с точки зрения необходимых мышечных усилий в группе добровольцев практически не было отличий, связанных с наиболее воспринимаемым ими типом сенсорной сигнализации, что может в данном случае указывать на ведущую роль сенсорного обеспечения по сравнению с силой мышц.

5. Контроль позы при ритмическом сагитальном раскачивании (стабилометрия): особенности организации “гибридной позы” в данном случае никак не влияли на обычные возможности раскачивания вертикальной позы добровольцев, что можно объяснить свойствами конструкции.

6. Контроль позы при ритмическом сагиттальном раскачивании (электромиография): установлены особенности “гибридной позы”, проявившиеся в перераспределении активности исследуемых мышц относительно раскачивания в обычной вертикальной позе.

7. Внешние результаты — целенаправленные нажатия рукой: по сравнению с управлением из положения, сидя на табурете, управление в “гибридной позе” отличалось в повышении сложности манипулирования при одинаковой результативности.

8. Параметры моторного контроля при целенаправленных нажатиях рукой в положении сидения на табурете и в “гибридной позе”: в группе добровольцев наблюдалась меньшая стабильность позиционирования тела в данном экзоскелете, чем на табурете; при этом напряжение исследуемых мышц при “стоячем сидении” выше, чем при обычном сидении; выявлены данные, указывающие на системные перестройки для обеспечения управления путем изменения активности мышц ног относительно контрлатеральной и ипсилатеральной управляющей руки; наличие зрительно-моторной задачи и особенности “гибридной позы” здесь нивелировали влияния преимущественно “зрительного” или преимущественно “проприоцептивного” сенсорного обеспечения позиционирования тела.

Полагаем, что наше наблюдение может оказаться полезным для разработки новых методик исследования организации позы и движений у человека с применением устройств, меняющих привычную регуляцию позы, например, экзоскелетов.

ВКЛАД АВТОРОВ

Н.Д.Б. — подготовка и проведение наблюдения, разработка методики, расчеты и анализ данных, подготовка текста и рисунков, оформление и подача рукописи. О.В.К. — разработка методики, интерпретация, участие в подготовке рукописи, общий контроль. И.В.М. — подготовка и проведение наблюдения, координация, участие в подготовке рукописи. И.А.О. — участие в подготовке методики и рукописи. Все авторы прочитали и одобрили окончательный вариант рукописи и согласны с порядком представления авторов (по алфавиту).

ИСТОЧНИКИ ФИНАНСИРОВАНИЯ

Наблюдение выполнялось в рамках работы ФГБНУ “НИИ нормальной физиологии имени П.К. Анохина” и ИПМ им. М.В. Келдыша РАН. Исследование частично выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научных проектов № 18-31-20068, 18-08-01441.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

БЛАГОДАРНОСТИ

Выражаем признательность всем добровольцам, принявшим участие в наблюдении. Благодарим заведующего лабораторией средств индивидуальной защиты НИИ медицины труда им. академика Н.Ф. Измерова к. м. н. А.М. Гереева за техническую поддержку наблюдения согласно договору с НИИ нормальной физиологии им. П.К. Анохина. Особая благодарность врачу-неврологу А.В. Деевой, которая на момент проведения наблюдения работала в лаборатории физиологии функциональных состояний человека НИИ нормальной физиологии им. П.К. Анохина и оказала помощь в регистрации показателей.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Анохин П.К.* (1968) Биология и нейрофизиология условного рефлекса. М. Медицина. [Anohin PK (1968) *Biology and neurophysiology of the conditioned reflex.* M. Medicina. (In Russ)].

2. *Bezodis NE, Willwacher S, Salo AIT* (2019) The Biomechanics of the Track and Field Sprint Start: A Narrative Review. *Sports Med* 49(9): 1345–1364. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01138-1>
3. *Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Periczak K* (1998) Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 80(3): 1211–1221. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1211>
4. *Le Mouel C, Brette R* (2019) Anticipatory coadaptation of ankle stiffness and sensorimotor gain for standing balance. *PLoS Comput Biol* 22; 15(11): e1007463. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1007463>
5. *Кручинин ПА* (2019) Анализ результатов стабилметрических тестов со ступенчатым воздействием с точки зрения механики управляемых систем. *Биофизика* 64(5): 1010–1020. [*Kruchinin PA* (2019) Analysis of the results of stabilometric tests with a step effect from the point of view of the mechanics of controlled systems. *Biofizika* 64(5): 1010–1020. (In Russ)].
6. *Кожина ГВ, Левик ЮС, Попов АК, Сметанин БН* (2017) Влияние пассивного тактильного контакта руки на поддержание вертикальной позы человека. *Физиология человека* 43(4): 70–77. [*Kozhina GV, Levik YuS, Popov AK, Smetanin BN* (2017) Influence of passive tactile contact of the hand on maintaining the vertical posture of a person. *Human Physiol* 43(4): 70–77. (In Russ)]. <https://doi.org/10.31089/1026-9428-2020-60-5-318-328>
7. *Бабанов НД, Кубряк ОВ* (2020) Физиологические методики в изучении “пассивных” промышленных экзоскелетов спины и нижних конечностей. *Медицина труда и промышл экология* 5: 318–328 [*Babanov ND, Kubryak OV* (2020) Physiological methods in the study of “passive” industrial exoskeletons of the back and lower extremities. *Rus J Occupat Health and Industrial Ecology* 5: 318–328. (In Russ)]. <https://doi.org/10.31089/1026-9428-2020-60-5-318-328>
8. *Noguchi M, Glinka M, Mayberry GR, Noguchi K, Callaghan JP* (2019) Are hybrid sit-stand postures a good compromise between sitting and standing? *Ergonomics* 62(6): 811–822. <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1577496>
9. *von Glinski A, Yilmaz E, Mrotzek S, Marek E, Jettkant B, Brinkemper A, Fisahn C, Schildhauer TA, Geßmann J* (2019) Effectiveness of an on-body lifting aid (HAL® for care support) to reduce lower back muscle activity during repetitive lifting tasks. *J Clin Neurosci* 63: 249–255. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2019.01.038>
10. *Письменная ЕВ, Петрушанская КА, Котов СВ, Аведиков ГЕ, Митрофанов ИЕ, Толстов КМ, Ефаров ВА* (2019) Клинико-биомеханическое обоснование применения экзоскелета “Экзоатлет” при ходьбе больных с последствиями ишемического инсульта. *Рос журн биомех* 23(2): 204–230. [*Pismennaya EV, Petrushanskaya KA, Kotov SV, Avedikov GE, Mitrofanov IE, Tolstov KM, Efarov VA* (2019) Clinical and biomechanical substantiation of the use of the exoskeleton “Exoathlet” when walking in patients with the consequences of ischemic stroke. *Rus J Biomech* 23(2): 204–230. (In Russ)]. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2019.2.04>
11. *Джелдубаева ЭР, Бирюкова ЕА, Махин СА, Бабанов НД, Чуян ЕН, Кубряк ОВ* (2020) Максимальная амплитуда электромиограмм сгибателей и разгибателей рук в серии сеансов управления силовым джойстиком у здоровых добровольцев. *Рос физиол журн им ИМ Сеченова* 106(1): 44–54. [*Dzheldubaeva ER, Biryukova EA, Makhin SA, Babanov ND, Chuyan EN, Kubryak OV* (2020) Electromyogram Maximum Amplitudes in Arm Flexors and Extensors in Healthy Volunteers in a Series of the Power Joystick Control Training Sessions. *Neurosci Behav Physiol* 106(1): 44–54. (In Russ)]. <https://doi.org/10.31857/S0869813920010069>
12. *Бабанов НД, Бирюкова ЕА, Джелдубаева ЭР, Махин СА, Чуян ЕН, Кубряк ОВ* (2020) Динамика параметров малоамплитудных движений рук при повторяющейся двигательнo-когнитивной задаче. *Рос физиол журн им ИМ Сеченова* 106(11): 1370–1384. [*Babanov ND, Biryukova EA, Dzheldubaeva ER, Mahin SA, Chuyan EN, Kubryak OV* (2020) Dynamics of parameters of low-amplitude hand movements in a repetitive motor-cognitive task. *106(11): 1370–1384. (In Russ)]. <https://doi.org/10.31857/S0869813920110035>*
13. *Baker DH, Vilidaitė G, Lygo FA, Smith AK, Flack TR, Gouws AD, Andrew TG* (2020) Power contours: optimising sample size and precision in experimental psychology and human neuroscience. *Psychol Methods* Jul 16. <https://doi.org/10.1037/met0000337>
14. *Портнова ГВ, Сысоева ОВ, Иванецкий АМ* (2010) Психофизиологическое исследование влияния звуковой ритмической стимуляции на субъективный отсчет времени и скорость выполнения когнитивных заданий. *Журн высш нерв деятелън им ИП Павлова* 60(4): 419–429. [*Portnova GV, Sysoeva OV, Ivanickij AM* (2010) Psychophysiological study of the effect of sound rhythmic stimulation on the subjective timing and speed of performance of cognitive tasks. *J Higher Nerv Activity IP Pavlova*. 60(4): 419–429. (In Russ)].
15. *Николаев СГ* (2015) Атлас по электромиографии. Иваново. ПресСто. [*Nikolaev SG* *Electromyography Atlas*. Ivanovo. PresSto. (In Russ)].
16. *Моценко МГ, Егоров ГП, Бабанов НД, Кубряк ОВ* (2019) Пассивный экзоскелет нижних конечностей человека и облегченный протокол оценки физиологической эффективно-

- сти. Динамика сложных систем-XXI век 13(4): 23–28. [Moshchenko MG, Egorov GP, Babanov ND, Kubryak OV (2019) Passive exoskeleton of human lower extremities and a lightweight protocol for assessing physiological effectiveness. Dynamics of complex systems-XXI century 13(4): 23–28. (In Russ)].
17. Grokhovskii SS, Kubryak OV (2018) A method for integral assessment of the effectiveness of posture regulation in humans. Biomedical Engineering (Springer US) (English translation of Meditsinskaya Tekhnika) 52(2): 138–141. <https://doi.org/10.1007/s10527-018-9799-7>
 18. Savagna GA (1975) Force platforms as ergometers. J Appl Physiol 39(1): 174–179.
 19. Бернштейн НА (1947) О построении движений. М. Медицина [Bernshtejn NA (1947) About the construction of movements. M. Medicine. (In Russ)].
 20. Анохин ПК (1975) Очерки по физиологии функциональных систем. М. Медицина. [Anokhin PK (1975) Essays on the physiology of functional systems M. Medicina. (In Russ)].
 21. Woollacott MH, Bonnet M, Yabe K (1984) Preparatory process for anticipatory postural adjustments: modulation of leg muscles reflex pathways during preparation for arm movements in standing man. Exp Brain Res 55(2): 263–271. <https://doi.org/10.1007/BF00237277>
 22. Kasai T, Kawai K (1994) Quantitative EMG analysis of anticipatory postural adjustments of voluntary contraction of leg muscles in standing man. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 93(3): 184–187. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(94\)90039-6](https://doi.org/10.1016/0168-5597(94)90039-6)
 23. Левик ЮС (2020) Исследования в космосе и новые концепции в физиологии движений. Авиакосм и эколог мед 54(6):80-91. [Levik YS (2020) Research in space and new concepts in the physiology of movements. Aerospace and Environment Med 54(6): 80–91. (In Russ)]. <https://doi.org/10.21687/0233-528X-2020-54-6-80-91>
 24. Cordo PJ, Nashner LM (1982) Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. J Neurophysiol 47(2): 287–302. <https://doi.org/10.1152/jn.1982.47.2.287>

Features of Motor Control of Healthy Volunteers in a “Hybrid Pose” Due to the Lower Limb Exoskeleton

N. D. Babanov^{a, *}, O. V. Kubryak^a, I. V. Merkurjev^b, and I. A. Orlov^c

^aAnokhin Research Institute of Normal Physiology, Moscow, Russia

^bNational Research University “Moscow Power Engineering Institute”, Moscow, Russia

^cKeldysh Institute of Applied Mathematics (Russian Academy of Sciences), Moscow, Russia

*e-mail: n.babanov@nphys.ru

In an observation on 24 healthy young male volunteers, the effect of the passive exoskeleton of the lower extremities on motor control was studied. In the exoskeleton, a posture was studied, which is an intermediate state between standing and sitting - a “hybrid posture”. *Methods.* We analyzed the data of surface electromyography from *Musculus quadriceps femoris* and *Musculus tibialis anterior* of both legs, data from the force platform, and parameters of instruction execution in a task with visual feedback on the support reaction during alternate manipulation with both hands. One of the conditions influencing the parameters of motor control in the “hybrid posture” is the predominant type of sensory organization in the usual vertical posture. *Results* Differences between the “hybrid posture” under the described conditions from a simple vertical posture were more clearly revealed during rhythmic purposeful swinging of the sample volunteers in the sagittal and frontal planes, as a redistribution of the activity of the muscles under study and differences in the swinging amplitude in the frontal plane for conventional “proprioceptors” and “visuals”. *Discussion.* The control of the upper limbs (pressure on the fixed handle due to the instruction) practically did not depend on the peculiarities of the sensory organization of the posture under the conditions of the given visual control. In the variants of the vertical posture with and without exoskeleton, there was a difference in the complexity of manipulation (more in the “hybrid posture”) with the same effectiveness.

Keywords: vertical posture, hybrid posture, posture sensory support, stabilometry, support reactions, electromyography, exoskeleton, motor-cognitive tasks, motor tests