

УДК 612.067

БАЛАНС ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА В “ГИБРИДНЫХ ПОЗАХ” МЕЖДУ СТОЯНИЕМ И СИДЕНИЕМ В ПАССИВНОМ ЭКСОСКЕЛЕТЕ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

© 2021 г. Н. Д. Бабанов¹, *, И. В. Меркурьев², О. В. Кубряк¹

¹ФГБНУ НИИ нормальной физиологии имени П.К. Анохина, Москва, Россия

²ФГБОУ ВО Национальный исследовательский университет “МЭИ”, Москва, Россия

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

Поступила в редакцию 26.05.2020 г.

После доработки 10.06.2020 г.

Принята к публикации 24.12.2020 г.

В исследовании 16 здоровых добровольцев были показаны отличия баланса тела в “гибридных позах” между стоянием и сидением в экзоскелете от обычного вертикального стояния и от внешне похожих поз без экзоскелета. Отличия от обычной вертикальной позы в условиях данного наблюдения проявлялись несколько сниженной стабильностью (на силовой платформе) и перераспределением активности мышц ног по данным поверхностной электромиографии. В отличие от внешне похожих поз, но без экзоскелета, в “гибридных позах” напряжение мышц ног меньше. Более зависимые от зрения в контексте регуляции вертикальной позы испытуемые хуже контролируют баланс тела в “гибридной позе” в экзоскелете.

Ключевые слова: вертикальная поза, сенсорное обеспечение позы, функциональное состояние, постурография, стабилметрия, опорные реакции, электромиография, экзоскелет, “гибридные позы”.

DOI: 10.31857/S0131164621030024

Важная новая область, связанная с регуляцией вертикальной позы и движений человека – применение устройств, “дополняющих” или “поддерживающих” все тело человека или его части. Устройства “экзоскелетного” типа сегодня получают большое распространение в медицинской реабилитации [1], промышленности [2] и других сферах. Среди них – *пассивные экзоскелеты нижних конечностей* [3], в которых отсутствует дополнительный по отношению к мышцам человека движитель. Влияния, которые такие устройства могут оказывать на регуляцию позы, требуют особого внимания. В связи с актуальностью для вопросов безопасности – например, для предупреждения падений человека в экзоскелете, для медицинской реабилитации – целенаправленного (управляемого) восстановления позы и движения. Следует выделить, по меньшей мере, три типа источников влияний. Во-первых, преимущественно механические – искусственное ограничение подвижности (степени свободы) суставов ног [4]. Во-вторых, преимущественно сенсорные – например, тактильные ощущения от частей устройства [5]. В-третьих, влияния, связанные с вопросами привыкания и обучения пользованию устройством. Исследования в этом направлении

требуют адаптации старых и разработки новых методик.

Существуют радикальные ситуации, например, когда наблюдается резкое снижение или потеря [6] проприоцептивной чувствительности ног. Для адекватного (надежно прогнозируемого) реабилитационного применения экзоскелета особенно актуально ясное понимание специалистом особенностей физиологического обеспечения позы пациента. При этом сегодня большее внимание исследователей пока сфокусировано на “чисто” биомеханических аспектах в оценках влияний экзоскелета на баланс тела [7], чем на вопросах сенсорного обеспечения позы и специфических адаптаций. Можно считать, что акцент на исследованиях тонких особенностей регуляции баланса может обеспечить дополнительный прогресс. Это соответствует взгляду на развитие *от преимущественно механических концепций к системным*, к применению более совершенного научного инструментария в изучении регуляции вертикальной позы человека [8, 9]. Актуальность работ в данном направлении особенно высока для развития надежного управления процессом медицинской реабилитации с использованием экзоскелетов, для развития конкретных решений в области “пластичности”, восстановления или

тренировки моторных функций, где, по выражению П.К. Анохина “общие принципы компенсации представляют собой... своеобразную таблицу умножения, которая может быть с пользой применена в любом случае независимо от того, что именно в данном случае перемножается” [10], а также для выработки методик адекватной оценки эффекта от применения подобных устройств – степени разгрузки мышц, изменений общего баланса тела с устройством поддержки.

В рамках более широких тематических исследований нами проводилось наблюдение на здоровых добровольцах, с целью исследования электромиографических (ЭМГ) и постурографических параметров, связываемых с балансом тела в “гибридных позах” (по типу “стоячего сидения”, например: [11]) в экзоскелете, по сравнению с внешне похожими позициями без экзоскелета. Прогнозируемый полезный результат связывался с адаптацией известных физиологических способов (стабилометрия, ЭМГ) для исследования баланса тела человека в экзоскелетах, а также с установлением возможной связи отдельных особенностей сенсорного обеспечения вертикальной позы со стабильностью человека в “гибридных позах”.

МЕТОДИКА

Наблюдение проводили на 16 здоровых добровольцах (средний возраст 23 ± 2 года), студентах кафедры робототехники, мехатроники, динамики и прочности машин Национального Исследовательского Университета “МЭИ” (г. Москва).

Размер выборки определяли исходя из актуальных представлений об обеспечении достаточной достоверности результатов в наблюдениях на людях, с повторяющимися измерениями [12]. Условия включения: условно здоровые праворукие добровольцы-мужчины от 20 до 25 лет, не имеющие в анамнезе выявленных заболеваний суставов, мышц ног и спины, переломов конечностей, черепно-мозговых травм, каких-либо вестибулопатий, косоглазия. Условия наблюдения исключали: курение перед наблюдением, чувство голода или жажда, другие некомфортные биологические состояния. Все испытуемые не являлись профессиональными спортсменами.

Использовали комплекс беспроводного мониторинга электрофизиологических сигналов “Коллибри” (“Нейротех”, Россия, Регистрационное свидетельство Министерства здравоохранения РФ РЗН 2016/5020) – четыре нательных датчика с одноразовыми сменными электродами, передающие регистрируемые значения по радиоканалу в персональный компьютер с штатной программой “Нейротех миография *SPORT*”. Силовая платформа *ST-150* с штатным программным обеспечением

STPL (“Мера-ТСП”, Россия, Свидетельство о регистрации средства измерений в РФ RU.C.39.004.A № 41201, Регистрационное свидетельство Министерства здравоохранения РФ ФСП 2010/07900, коды GMDN: 43114 Balance/mobility management system platform, 43115 Balance/mobility management system applications software). Проводили одновременную регистрацию поверхностной ЭМГ и измерение координат общего центра давления на силовой платформе. Для изменения условий поддержания вертикальной позы применяли пассивный экзоскелет с ранее описанными характеристиками [13]. По условиям наблюдения поза испытуемого близка к статической, а динамического смещения тела не требуется. Таким образом, влияние масс-инерционных характеристик [14] условно было принято незначительным и в описании не учитывали.

По данным от силовой платформы оценивали интегральный параметр статокинезиограммы по общей формуле:

$$A = m \sum_1^n \frac{|Vx_{i+1}^2 - Vx_i^2| + |Vy_{i+1}^2 - Vy_i^2|}{2}, \quad (1)$$

где суммарный показатель равен значениям, вычисленным на каждом элементарном отрезке статокинезиограммы за время исследования. Данный параметр является исключительно характеристикой статокинезиограммы, который рассчитывается с использованием измеренных дискретных значений координат общего центра давления на плоскость опоры [15]. Применявшийся “энергетический” подход имеет прототипы в исследованиях моторики [16] и продемонстрировал большую точность и чувствительность, чем, например, показатель “длина статокинезиограммы” на силовой платформе [15]. В анализе использовали удельный показатель, рассчитываемый в штатной программе *STPL* – *Av*, миллиджоулей в секунду (мДж/с). Был включен программный фильтр высоких частот (>7 Гц) для предотвращения влияния потенциальных внешних вибраций и сетевых шумов на измерения на силовой платформе.

По данным от поверхностной ЭМГ производили оценку мощности произвольного движения (мкВ с) – критерий, отображающий силовые качества мышцы, определяемый как площадь интегральной огибающей ЭМГ, в штатной программе.

Для сравнений стабильности вертикальной позы у добровольцев с открытыми и закрытыми глазами (фазы 1 и 2 на этапе 1, рис. 1) вычисляли разницы значений показателя *Av* – как постурографический критерий. Аналогичным образом оценивали изменения в параметре ЭМГ – как электромиографический критерий.

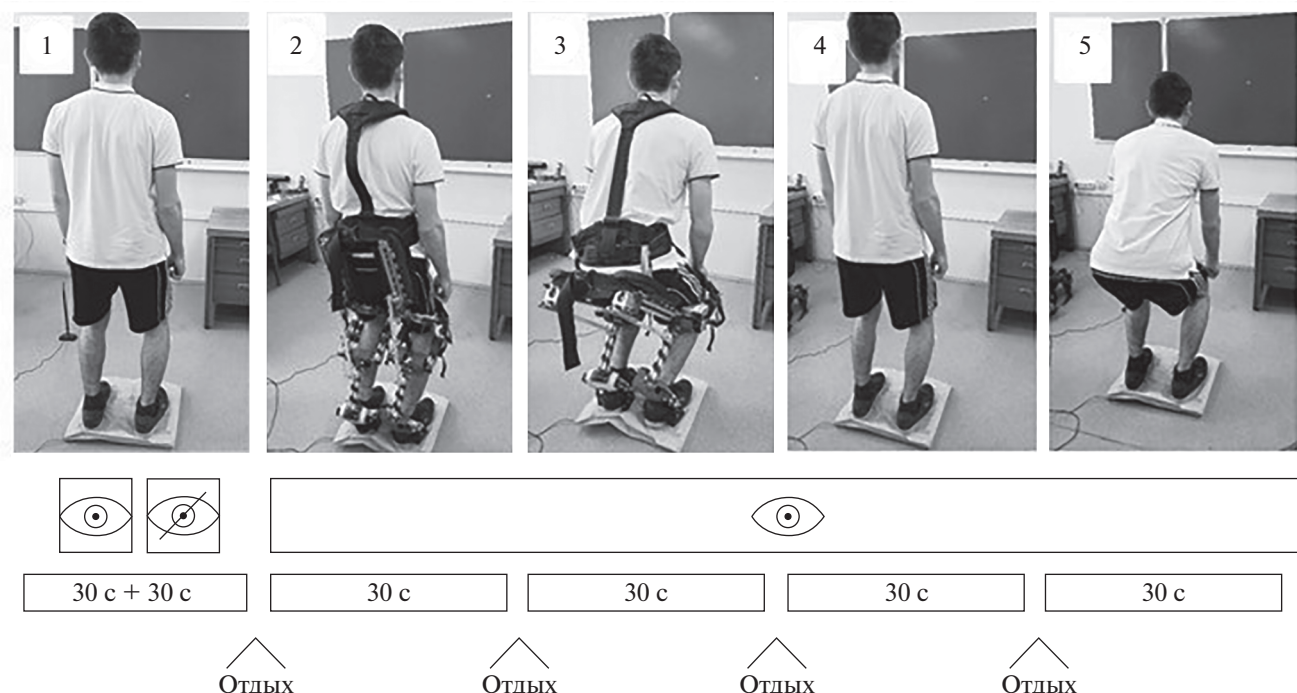


Рис. 1. Общая схема процедуры наблюдения.
Пояснения в тексте.

Оценку асимметрии (между правой и левой ногой) ЭМГ-параметров исследуемых мышц проводили по следующей формуле:

$$k = \frac{MQF(\text{прав}) + MTA(\text{прав})}{MQF(\text{лев}) + MTA(\text{лев})}, \quad (2)$$

где k – коэффициент асимметрии, MQF – четырехглавая мышца бедра (*Musculus quadriceps femoris*) и MTA – передняя большеберцовая мышца (*Musculus tibialis anterior*), правой и левой ноги, соответственно. Определяли вовлеченность каждой мышцы в процесс поддержания позы по сумме мощностей произвольного движения для левой и правой ног.

Наблюдение проводили в одну серию, после инструктажа и предварительного обучения управлению экзоскелетом, заполнения форм информированного согласия и необходимой подготовки. На рис. 1 представлена условная схема наблюдения. Первый этап включал 2 фазы исследования – обычное стояние добровольца в вертикальной позе, голова прямо, руки свободно опущены вдоль туловища, с открытыми и закрытыми глазами, по 30 с; в которых изучали влияние зрительной афферентации на контроль позы. Второй и третий этапы – по 1 фазе в 30 с, где доброволец последовательно принимал 2 варианта вертикальной позы в виде “стоячего сидения” (по типу “гибридных поз” [11]), при этом за счет конструктивных свойств пассивного экзоскелета изменя-

лась “конфигурация” нижних конечностей: полное ограничение естественных степеней свободы в коленном суставе и ограничение движений голеностопного сустава во фронтальной плоскости (вправо–влево). Отличия этих этапов – “высокий” и “низкий” присед (“стоячее сидение”), соответственно, с углом между бедром и голенью испытуемого в 140 и в 90 град – этапы 2 и 3 на рис. 1.

Угол задавали делениями регулятора на экзоскелете или заранее подготовленным картонным шаблоном для этапов 4 и 5, которые отличались от этапов 2 и 3 отсутствием экзоскелета (усложненное стояние). Для обозначения области взгляда на доске перед глазами испытуемого наносили метку. После каждого этапа проводили минутный отдых. Команды подавали встроенными в управляющую программу стандартными голосовыми фразами. Для предотвращения влияния возможной ориентировочной реакции на суммарные (за 30 с) расчетные показатели до начала 30-секундной фазы при выполнении задания добровольцем проходило 8 с в заданной позы – по настройке управляющей программы. Использовали шумоизолированное помещение. Область прикрепления датчика ЭМГ определяли по миографическому атласу [17]. Регистрировали активность четырехглавой (*Musculus quadriceps femoris* – MQF) и передней большеберцовой (*Musculus tibialis anterior* – MTA) мышц правой и левой ног. Выбор

данных мышц обусловлен необходимостью изучения описанных гибридных поз [12].

Использовали методы описательных статистик. Проверка типа распределения – одновыборочный критерий типа Колмогорова–Смирнова. Различия между парными выборками – критерий Вилкоксона. Непараметрический аналог *ANOVA* – критерий Фридмана. Принятый уровень значимости $\alpha = 0.05$. Вычисления и подготовка таблиц – в стандартных программах *MS Excel 2010* и *IBM SPSS Statistics 17*.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Оценка зрительного контроля в обеспечении вертикальной позы добровольцев. Соотношение значений между постурографическими показателями 1-ой и 2-ой фазами 1-го этапа наблюдения, продемонстрировали наличие в группе таких испытуемых, у которых при закрытых глазах преимущественно снижались значения *Av*. То есть, у некоторых была более стабильная поза, и, наоборот. Поэтому были выделены 2 условные подгруппы, где границей была медиана значений, рассчитанных как разности показателя *Av* в фазах 2 и 1 (табл. 1).

Между значениями ЭМГ-показателя мощности произвольного движения для 1-ой и 2-ой фаз 1-го этапа в группе получены значимые различия для *MQF* (левая) ($p = 0.011$) и для *MTA* (правая) ($p = 0.002$). Также проводилась оценка соотношений ЭМГ-показателя мощности произвольного движения для соответствующих (каждой в отдельности) мышц правой и левой ног в фазах 1 и 2 этапа 1. Установлены статистически значимые различия для четырехглавой мышцы бедра правой ноги $p = 0.017$. Для остальных рассматриваемых мышц статистически значимых различий не установлено. В результате, группа была также разделена по медиане значений на тех, у кого этот показатель (как отражение активности мышц) снижался при закрытых глазах, и тех, у кого повышался (табл. 1).

Также проводилась оценка зрительного контроля в обеспечении вертикальной позы добровольцев по комплексному показателю асимметрии (по данным ЭМГ) согласно описанию выше. Получены индивидуальные показатели “коэффициента асимметрии” напряжения мышц для каждой из фаз. Статистически значимых различий в выборке между фазой 1 и 2 этапа 1 не установлено ($p = 0.426$). Аналогично между подгруппами различий не установлено.

Сравнивались суммарные показатели напряжения исследуемых мышц между фазами 1 и 2 этапа 1 для каждой ноги. В подгруппе 1 установлено повышение показателя мощности произвольного движения для правой ноги ($p = 0.017$).

Для мышц левой ноги подгруппы 2 значимые различия не установлены.

Оценены изменения ЭМГ-показателя вовлеченности исследуемых мышц в поддержание позы. Показано, что для подгруппы 2 существуют значимые различия между фазами 1 и 2 этапа 1 ($p = 0.017$ и 0.012 для бедра и голени соответственно). Для подгруппы 1 значимых различий не установлено.

Таким образом, установлено, что закрытие глаз приводит к снижению постуральной устойчивости в целом по выборке, выражаемой, в том числе, в повышении ЭМГ-показателя для рассматриваемых мышц со значимым различием в подгруппе 2.

Динамика ЭМГ-показателя мощности произвольного движения (мкВ с) добровольцев при обычном, усложненном стоянии и “сидячем стоянии”. Выявлены статистически значимые различия в группе между вертикальной позой (этап 1) и “сидячем стоянии” в экзоскелете в этапах 2 и 3. Напряжение передней большеберцовой мышцы выросло в 2.5 ($p = 0.005$) раза для левой и в 1.5 раза ($p = 0.021$) для правой ноги в фазе 2. В фазе 3 – в 4.6 ($p = 0.007$) раза для правой ноги; в 2.8 ($p = 0.002$) раза для левой ноги. Для мышц квадрицепса бедра значимых различий не установлено. При сравнении “стоячего сидения” в экзоскелете в двух различных вариациях поз (этап 2 и 3) с вертикальной стойкой (этап 1) не обнаружено значимых различий: для *MQF* (правая) $p = 0.269$; *MQF* (левая) $p = 0.099$. Также, значимых различий не обнаружено в сравнении гибридных поз (этапы 2 и 3) *MTA* (правая) $p = 0.079$ и *MTA* (левая) $p = 0.179$. Групповая динамика показателя мощности произвольного движения представлена на рис. 2, где использованы робастные характеристики принимаемых значений показателя в выборке.

При наличии индивидуальных особенностей (выраженных различными исследуемыми электрофизиологическими показателями) у всех добровольцев наблюдается снижение значений показателя мощности произвольного движения при “гибридных позах” по сравнению с аналогичными им по геометрии позициям без экзоскелета. В целом, такая характеристика следует общегрупповой динамике. На рис. 3, в качестве примера, представлены индивидуальные характеристики для двух испытуемых.

“Стоячее сидение” в экзоскелете характеризовалось значительным снижением напряжения в четырехглавых мышцах для правой ноги в 6 раз, для левой ноги в 4 раза на этапе 2 ($p < 0.001$) по сравнению с моделированием аналогичной по геометрии позиции без экзоскелета (этап 4); для передней большеберцовой мышцы значимых различий не установлено. На 3 этапе снижение

Таблица 1. Распределение добровольцев по степени влияния зрениия на регуляцию вертикальной позы, в постурографической (мДж/с) и электромиографической (ЭМГ) (мкВ с) оценках

№	Постурографический критерий		ЭМГ критерий*							
	код	разность значений <i>Av</i>	левая нога (разность значений мощности произвольного движения)			правая нога (разность значений мощности произвольного движения)				
			код	<i>MOF</i>	код	<i>MTA</i>	код	<i>MOF</i>	код	<i>MTA</i>
1	<i>BaRu</i>	-3	<i>EvDm</i>	-120	<i>VaDa</i>	-190	<i>MiAr</i>	-310	<i>AgYa</i>	-18
2	<i>AgYa</i>	0	<i>AhDa</i>	-64	<i>ZiVa</i>	-75	<i>PaDa</i>	-111	<i>AhDa</i>	-5
3	<i>AiTi</i>	7	<i>ShiAl</i>	3	<i>AgYa</i>	-34	<i>KrEv</i>	-80	<i>BaRu</i>	-1
4	<i>AhDa</i>	9	<i>AgYa</i>	6	<i>ShiAl</i>	-13	<i>ShiAl</i>	-6	<i>PaDa</i>	1
5	<i>VaIl</i>	9	<i>BaRu</i>	6	<i>KrEv</i>	-10	<i>ZiVa</i>	-5	<i>ChChe</i>	19
6	<i>EvDm</i>	11	<i>DeNi</i>	13	<i>AhDa</i>	-4	<i>AhDa</i>	-2	<i>ShiAl</i>	22
7	<i>KuFi</i>	11	<i>VaIl</i>	15	<i>AiTi</i>	0	<i>DeNi</i>	9	<i>VaIl</i>	24
8	<i>AfVs</i>	14	<i>ZiVa</i>	19	<i>VaIl</i>	19	<i>EvDm</i>	10	<i>KuFi</i>	38
9	<i>ShiAl</i>	19	<i>AiTi</i>	30	<i>KuFi</i>	21	<i>BaRu</i>	11	<i>DeNi</i>	56
10	<i>PaDa</i>	32	<i>VaDa</i>	90	<i>AfVs</i>	22	<i>VaIl</i>	19	<i>KrEv</i>	76
11	<i>DeNi</i>	39	<i>KuFi</i>	90	<i>PaDa</i>	28	<i>VaDa</i>	50	<i>AfVs</i>	79
12	<i>MiAr</i>	65	<i>KrEv</i>	200	<i>BaRu</i>	37	<i>AgYa</i>	92	<i>AiTi</i>	98
13	<i>KrEv</i>	75	<i>PaDa</i>	239	<i>DeNi</i>	79	<i>KuFi</i>	110	<i>EvDm</i>	135
14	<i>ChChe</i>	94	<i>AfVs</i>	344	<i>EvDm</i>	105	<i>ChChe</i>	140	<i>MiAr</i>	285
15	<i>ZiVa</i>	120	<i>MiAr</i>	580	<i>ChChe</i>	205	<i>AiTi</i>	224	<i>VaDa</i>	490
16	<i>VaDa</i>	138	<i>ChChe</i>	880	<i>MiAr</i>	507	<i>AfVs</i>	349	<i>ZiVa</i>	988

Примечание: * – по отдельным мышцам. Жирным шрифтом выделена медиана значений для соответствующих разностей показателей по постурографическому критерию *Av*. Серый фон – значения до медианы, белый – после.

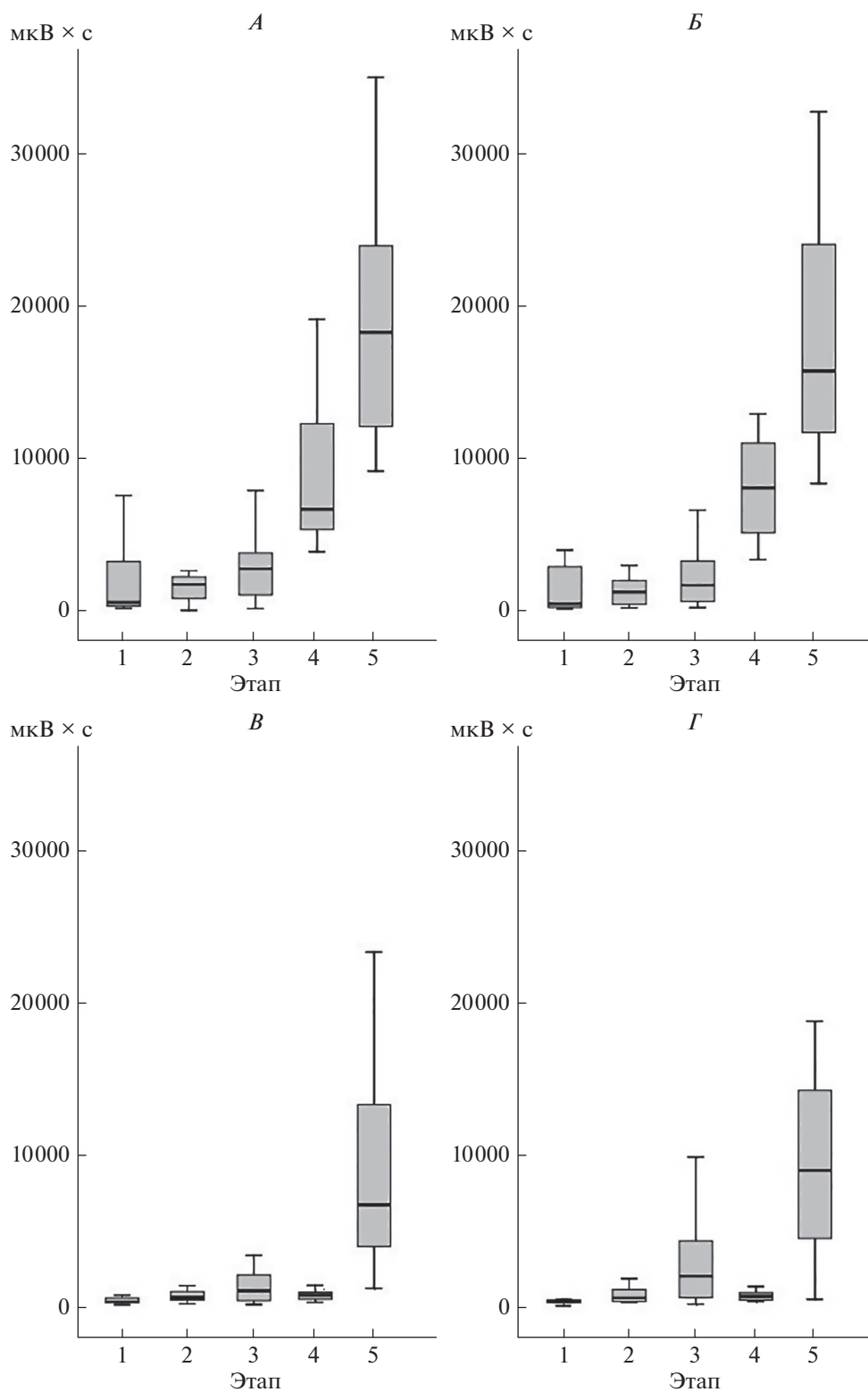


Рис. 2. Групповая динамика ЭМГ-показателя мощности произвольного движения ($\text{мкВ} \times \text{с}$) в различных условиях наблюдения.

Представлены медианы и квартили значений. Цифрами обозначены этапы исследования согласно схеме на рис. 1 (фаза с закрытыми глазами исключена). Группы мышц: А – *Musculus quadriceps femoris* (левая), Б – *Musculus quadriceps femoris* (правая), В – *Musculus tibialis anterior* (левая), Г – *Musculus tibialis anterior* (правая).

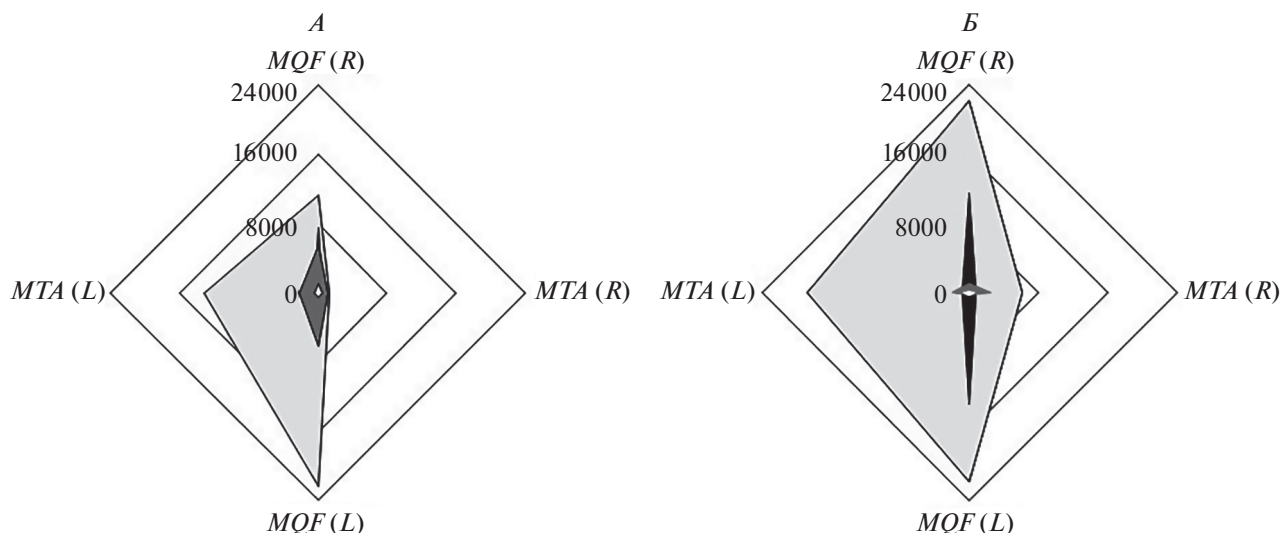


Рис. 3. Пример индивидуальных различий показателя мощности произвольного движения у испытуемых *VaLi* (А) и *BaRu* (Б).

Светло-серый фон – низкий присед без экзоскелета; черный – высокий присед без экзоскелета; белый – низкий присед в экзоскелете; темно-серый – высокий присед в экзоскелете.

напряжения четырехглавых мышц левой и правой ноги в 7 и 9 раз соответственно ($p < 0.001$); для передней большеберцовой в 4 и 6 раз ($p < 0.001$) соответственно по сравнению с моделированием позы в экзоскелете (этап 5).

Таким образом, в “гибридных позах” (“стоячее сидение” в экзоскелете) наблюдается значительное снижение показателя ЭМГ у всех испытуемых по сравнению с позой без экзоскелета.

Динамика постурографического показателя (A_v , мДж/с) добровольцев при обычном, усложненном состоянии и “стоящем сидении”. Аналогично описанному выше, проводился анализ групповых и индивидуальных изменений между фазами наблюдения с открытыми глазами (фаза 1 этапа 1 и последующие этапы) для показателя A_v , мДж/с. В табл. 2 приведены значения показателя для всех добровольцев группы.

Установлены статистически значимые различия для всей выборки между этапами 1 (фаза с открытыми глазами) и 2: увеличение на 27%, $p = 0.005$. Для этапов 1 и 3 получено увеличение показателя A_v на 69%, $p = 0.006$. Наибольшие значения показателя A_v наблюдались для этапа 5 (679 мДж/с), а наименьшие – для этапа 1 (31 мДж/с), достигая разницы в 22 раза (усреднено). На этапе 1 фазы 1 медиана и квартили показателя – 25; 31; 67 мДж/с, для фазы 2 – 39; 52; 178 мДж/с соответственно. Сравнение общегрупповых показателей между этапом 2 и 3 не дали значимых результатов ($p = 0.248$). В среднем показателя A_v в “гибридных позах” были равны 41 и 54 мДж/с, соответственно, для этапов 2 и 3. Показатели для внешне похожих поз, но без поддержки экзоске-

лета (этапы 4 и 5) значительно отличались от предыдущих.

В подгруппе более зависимых в плане влияния зрения на стабильность вертикальной позы (коды, выделенные полужирным, табл. 2) с помощью критерия Фридмана установлены значимые отличия значений показателя A_v на этапах 2 и 3 от этап 1 (открытые глаза), $p = 0.02$. В отличие от тех добровольцев, у которых вклад зрения меньше, и где не наблюдалось значимых отличий (коды, выделенные полужирным, табл. 2). При этом у добровольцев с меньшим “вкладом” зрения в “гибридных позах” наблюдались меньшие значения показателя A_v , чем у других. В частности, для 1-й подгруппы на 3-м этапе $Me = 38$ (30; 94), а для 2-й $Me = 41$ (38; 194) мДж/с. Аналогично и для 4-го этапа: $Me = 39$ (29; 63) и $Me = 94$ (58; 193) мДж/с.

Таким образом, можно полагать, что повышение параметра A_v здесь отражало меньшую скоординированность или большую расслабленность (“мягкость”) позы при использовании экзоскелета (“стоячее сидение”) по сравнению с обычной вертикальной позой (этап 1). В тоже время, использование экзоскелета значительно улучшало постуральную устойчивость по сравнению с похожими позами без экзоскелета (в этапах 4 и 5). При этом добровольцы с большим “вкладом” зрения в сенсорное обеспечение обычной вертикальной позы были менее стабильны в “гибридных позах” по сравнению с теми, у кого “вклад” зрения был меньше.

Таблица 2. Индивидуальные значения показателя A_v (мДж/с) у добровольцев выборки

№	Код добровольца	Этапы наблюдения (согласно схеме на рис. 1)				
		1*	2	3	4	5
1	<i>BaRu</i>	24	30	45	156	962
2	<i>AgYa</i>	39	92	46	171	356
3	<i>AiTi</i>	32	33	32	123	547
4	<i>AhDa</i>	21	43	130	317	812
5	<i>VaIl</i>	44	16	22	85	321
6	<i>EvDm</i>	27	98	113	248	1566
7	<i>KuFi</i>	26	29	11	186	961
8	<i>AfVs</i>	44	395	31	284	1661
9	<i>ShiAl</i>	31	42	61	170	404
10	<i>PaDa</i>	20	39	15	78	364
11	<i>DeNi</i>	30	37	47	154	1067
12	<i>MiAr</i>	21	26	65	191	849
13	<i>KrEv</i>	67	38	122	139	421
14	<i>ChChe</i>	65	191	164	173	337
15	<i>ZiVa</i>	43	225	280	118	283
16	<i>VaDa</i>	40	204	458	217	1376

Примечание: * – для фазы с открытыми глазами. Порядок добровольцев – по степени влияния зрения на регуляцию вертикальной позы в постурографической оценке (по табл. 1). Жирным шрифтом выделены испытуемые с большим вкладом зрения в поддержание стабильности вертикальной позы.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Разделение испытуемых на условно “визуалов” и “проприоцептиков” по простому тесту на силовой платформе с открыванием и закрыванием глаз может представлять практический интерес для прогноза успешности освоения экзоскелетов. В том числе, в реабилитационных целях. Например, для возможной дифференциации нагрузок и длительности курса при обучении или восстановительном тренинге в экзоскелете, для прогнозирования эффективности занятий и так далее. Возможно, что “проприоцептики” будут иметь некоторые преимущества, но, данные предположения нуждаются в более тщательной проверке. Также можно полагать, что различные свойства материала – прилегающих к телу частей устройства, а также плотность прилегания устройства к телу, могут оказывать влияние на эффективность применения экзоскелета за счет обеспечения большей или меньшей роли тактильной чувствительности, с чем может быть связано изменение стабильности позы – по типу ранее описанного [18].

Снижение стабильности позы при закрытых глазах в данном наблюдении было обусловлено большей компенсаторной активностью мышц ног, по типу описанных ранее “голеностопной” и “тазобедренной” стратегий [19]. В “гибридных позах” изменение активности мышц, перерас-

пределение нагрузки, тесно связано со свойствами экзоскелета. Таким образом, форма экзоскелета, заданные углы поддержки конечностей и другие характеристики устройства будут влиять на способы компенсации человеком возникающих возмущений для баланса тела. Важной особенностью “гибридных поз” является сниженная активность мышц ног по сравнению с похожими позами без экзоскелета. Можно полагать, что отсюда может следовать меньшая готовность к внезапным нарушениям баланса, т.е., риску падений в случае, если конструкция экзоскелета не предусматривает какую-либо страховку или устройство компенсации. Понимая, что в случае ходьбы в пассивных или применения активных экзоскелетов будут важны также факторы инерции и другие, полагаем, что данное наблюдение в статичных позах также может играть роль “базового” для дальнейших исследований перемещения человека.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В отличие от обычного вертикального стояния в “гибридных позах” (между стоянием и сидением в случае применения экзоскелетов данного типа), снижается электрическая активность исследуемых мышц ног (*Musculus quadriceps femoris*, *Musculus tibialis anterior*). В отличие от внешне похожих поз, но без экзоскелета, в “гибридных по-

зах” напряжение мышц ног намного меньше. При этом баланс тела добровольцев в пассивном экзоскелете в данном наблюдении в “гибридных позах” отличается от обычной вертикальной позы несколько меньшей стабильностью (по реакции опоры) и перераспределением активности мышц ног, обусловленных влиянием устройства. По сравнению с внешне похожими позами, но без экзоскелета, стабильность по реакции опоры в “гибридных позах” лучше. Большой вклад проприоцепции в контроль обычной вертикальной позы в данном наблюдении соответствовал лучшему контролю “гибридных поз” в экзоскелете.

Этические нормы. Соблюдались современные этические нормы в соответствии с Хельсинкской декларацией Всемирной медицинской ассоциации и ГОСТ Р 56509-2015 “Услуги населению. Надлежащая практика гуманитарных исследований”. А также, согласно требованиям локальной этической комиссии НИИ нормальной физиологии имени П.К. Анохина (Москва).

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

Финансирование работы. В рамках работы ФГБНУ НИИ нормальной физиологии имени П.К. Анохина и ФГБОУ ВО Национальный исследовательский университет “МЭИ”.

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

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Письменная Е.В., Петрушанская К.А., Котов С.В. и др.* Клинико-биомеханическое обоснование применения экзоскелета “Экзоатлет” при ходьбе больных с последствиями ишемического инсульта // Российский журнал биомеханики. 2019. Т. 23. № 2. С. 204.
2. *Pismennaya E.V., Petrushanskaya K.A., Kotov S.V. et al.* Clinical and biomechanical foundation of application of the exoskeleton exoatlet at walking of patients with poststroke disturbances // Russian Journal of Biomechanics. 2019. V. 23. № 2. P. 168.
3. *Schmalz T., Schändlinger J., Schuler M. et al.* Biomechanical and Metabolic Effectiveness of an Industrial Exoskeleton for Overhead Work // Int. J. Environ. Res. Public Health. 2019. V. 16. № 23. P. 4792.
4. *Hensel R., Keil M.* Subjective evaluation of a passive industrial exoskeleton for lower-back support: A field study in the automotive sector // IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors. 2019. V. 7. № 3–4. P. 213.
5. *Noé F., García-Massó X., Delaygue P. et al.* The influence of wearing ski-boots with different rigidity characteristics on postural control // Sports Biomech. 2020. V. 19. № 2. P. 157.
6. *Totaro M., Di Natali C., Bernardeschi I. et al.* Mechanical Sensing for Lower Limb Soft Exoskeletons: Recent Progress and Challenges / Robotics in Healthcare, 2019. P. 69.
7. *Bloem B.R., Allum J.H., Carpenter M.G. et al.* Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss // Exp. Brain Res. 2002. V. 142. № 1. P. 91.
8. *Fasola J., Vouga T., Baud R. et al.* Balance Control Strategies during Standing in a Locked-Ankle Passive Exoskeleton // IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot. 2019. V. 2019. P. 593.
9. *Гурфинкель В.С., Дебрева Е.Е., Левик Ю.С.* Роль внутренней модели в восприятии положения и планировании движения // Физиология человека. 1986. Т. 12. № 5. С. 769.
10. *Gurfinkel V.S., Debreva E.E., Levik Y.S.* [Role of internal model in the position perception and planning of arm movement] // Fiziologiya Cheloveka. 1986. V. 12. № 5. P. 769.
11. *Кубряк О.В., Багдасарьян Н.Г., Глазачев О.С. и др.* Инструменты исследователя и врача: границы достижимых результатов и влияние на выводы исследований / По материалам круглого стола на XIV Вейновских чтениях. К 120-летию П.К. Анохина // Мониторинг общественного мнения: Экономические и социальные перемены. 2018. № 6. С. 386.
12. *Kubryak O.V., Bagdasar'yan N.G., Glazachev O.S. et al.* Researcher's and doctor's tools: the boundaries of achievable results and the impact on the study findings / Proceedings of the XIV Vein Conference round table held on February 10th. 2018 (to the 120th anniversary of P.K. Anokhin) // Public Opinion Monitoring. 2018. № 6. P. 386.
13. *Анохин П.К.* Общие принципы компенсации нарушенных функций и их физиологическое обоснование. М.: АПН РСФСР, 1955. С. 20.
14. *Noguchi M., Glinka M., Mayberry G.R. et al.* Are hybrid sit-stand postures a good compromise between sitting and standing? // Ergonomics. 2019. V. 62. № 6. P. 811.
15. *Baker D.H., Vilidaitė G., Lygo F.A. et al.* Power contours: Optimising sample size and precision in experimental psychology and human neuroscience // Psychol. Methods. 2020. <https://doi.org/10.1037/met0000337>
16. *Мощенко М.Г., Егоров Г.П., Бабанов Н.Д., Кубряк О.В.* Пассивный экзоскелет нижних конечностей человека и облегченный протокол оценки физиологической эффективности // Динамика сложных систем – XXI век. 2019. Т. 13. № 4. С. 23.
17. *Лавровский Э.К., Письменная Е.В.* О походках оператора в пассивном экзоскелете нижних конечностей при использовании режима закрепленного колена // Мехатроника, автоматизация, управление. 2020. Т. 21. № 1. С. 34.
18. *Гроховский С.С., Кубряк О.В.* Метод интегральной оценки эффективности регуляции позы человека // Медицинская техника. 2018. Т. 52. № 2(308). С. 49.
19. *Grokhovskii S.S., Kubryak O.V.* A method for integral assessment of the effectiveness of posture regulation in

- humans // Biomedical Engineering. 2018. V. 52. № 2. P. 138.
16. *Cavagna G.A.* Force platforms as ergometers // J. Appl. Physiol. 1975. V. 39. № 1. P. 174.
17. *Николаев С.Г.* Атлас по электромиографии. 2-е изд., испр. и доп. Иваново: ПресСто, 2015. С. 487.
18. *Кожина Г.В., Левик Ю.С., Попов А.К., Сметанин Б.Н.* Влияние пассивного тактильного контакта руки на поддержание вертикальной позы человека // Физиология человека. 2017. Т. 43. № 4. С. 70.
19. *Horak F.B.* Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss // Exp. Brain Res. 1990. V. 82. № 1. P. 167.
- Kozhina G.V., Levik Y.S., Popov A.K. et al.* Influence of passive tactile contact of arms on the maintenance of upright posture in humans // Human Physiology. 2017. V. 43. № 4. P. 416.

Balance of the Human Body in “Hybrid Poses” Between Standing and Sitting in a Passive Exoskeleton of the Lower Limbs

N. D. Babanov^{1, *}, I. V. Merkurjev², O. V. Kubryak¹

¹*Anokhin Research Institute of Normal Physiology, Moscow, Russia*

²*National Research University “Moscow Power Engineering Institute”, Moscow, Russia*

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

An observation on 16 healthy volunteers showed differences in body balance in “hybrid poses” between standing and sitting in an exoskeleton from normal vertical standing and from similar poses without an exoskeleton. Differences from the usual vertical posture in the conditions of this observation were manifested by a slightly reduced stability (on the power platform) and a redistribution of activity of the leg muscles according to surface electromyography. In contrast to the seemingly similar poses, but without an exoskeleton, in “hybrid poses” the leg muscle tension is less. Initially, a more pronounced role of proprioception in body balance is associated with a clearer control of balance in the “hybrid pose” in the exoskeleton.

Keywords: vertical pose, sensory support of the pose, functional state, posturography, stabilometry, support reactions, electromyography, exoskeleton, “hybrid poses”.