

УДК 612.821

НАРУШЕНИЕ И ВОССТАНОВЛЕНИЕ ДВИЖЕНИЙ ПАРЕТИЧНОЙ И СОХРАННОЙ РУКИ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ЛАТЕРАЛИЗАЦИИ ПОРАЖЕНИЯ И ТЯЖЕСТИ ПЕРЕЗА: БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ

© 2023 г. Е. В. Бирюкова¹, А. А. Кондур², С. В. Котов^{2, *},
Л. Г. Турбина², П. Д. Бобров^{1, 3}

¹ФГБУН Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН,
Москва, Россия

²ГБУЗ Московский областной научно-исследовательский клинический институт
имени М.Ф. Владимирского, Москва, Россия

³ФГАОУ ВО Российский национальный исследовательский медицинский университет
имени Н.И. Пирогова, Москва, Россия

*E-mail: kotovsv@yandex.ru

Поступила в редакцию 03.04.2022 г.

После доработки 30.05.2022 г.

Принята к публикации 10.06.2022 г.

Цель исследования – выяснение зависимости постинсультных нарушений двигательной функции (ДФ) сохранной и паретичной рук от латерализации поражения и тяжести переза. Также было исследовано влияние латерализации поражения и тяжести переза на восстановление ДФ в результате реабилитационных процедур, использующих экзоскелет кисти, управляемый интерфейсом мозг-компьютер. В исследование были включены 24 пациента, 12 с левосторонним и 12 с правосторонним поражением головного мозга. В каждую из групп входило 6 пациентов с умеренным и 6 с тяжелым перезами. В качестве двигательных тестов, регистрируемых до и после реабилитационных процедур, использовались изолированные движения в суставах паретичной и сохранной рук. Моменты мышечных сил в суставах и степень изолированности движения использовались для оценки состояния ДФ. Показано, что суставные моменты сохранной руки были больше в случае левостороннего поражения; в этом случае асимметрия суставных моментов была выражена сильнее, чем при правостороннем поражении, что может означать более выраженный дисбаланс активностей полушарий. Эффективность реабилитации проявляется: 1) в возрастании моментов мышечных сил в суставах как сохранной, так и паретичной рук и 2) в увеличении симметрии биомеханических параметров сохранной и паретичной рук, что может свидетельствовать о восстановлении баланса активностей сохранного и пораженного полушарий. Биомеханический анализ изолированных движений в суставах позволяет считать, что движение пронации-супинации при вертикальном положении предплечья является чувствительным индикатором восстановления ДФ после инсульта.

Ключевые слова: сохранная рука, паретичная рука, латерализация поражения, восстановление движений после инсульта, биомеханический анализ, интерфейс мозг-компьютер.

DOI: 10.31857/S013116462270014X, EDN: APQCCZ

Общепринято, что двигательный дефицит после инсульта касается не только паретичной [1–3], но и сохранной руки [4, 5]. Нарушение мозгового кровообращения – синдром не только локального, но и диффузного поражения мозга, обусловленного недостаточностью кровоснабжения в обоих полушариях, в результате чего в преморбидной фазе заболевания обе руки испытывают дефицит регуляторных влияний. Вследствие очагового поражения мозга нарушаются межполушарные связи (в частности, ответственные за бимануальные координации), что сказывается на состоянии двигательной функции (ДФ) сохранной руки [6, 7].

Как следствие, в исследованиях ДФ руки после инсульта избегают термина “сохранная рука” (*intact arm*), предпочитая термины “непаретичная” (*non-paretic*) или “менее пораженная” (*less affected*). В настоящем исследовании для краткости используется термин “сохранная” в смысле “в меньшей степени пораженная”.

Несмотря на то, что расстройство моторики сохранной руки как правило значительно меньше, чем паретичной, оно может существенно ограничивать функциональную активность пациента, особенно в случае тяжелых поражений [8–11], т.к. в этом случае больные используют сохранную ру-

ку в 3–6 раз чаще, чем паретичную [12]. Показано, что нарушения ДФ сохранной руки не исчезают спонтанно со временем [13]. Таким образом, в случае тяжелых парезов, когда основная двигательная нагрузка падает на сохранную руку, она в наибольшей степени нуждается в восстановительном лечении. Однако реабилитационные процедуры после инсульта направлены в основном на восстановление ДФ паретичной руки. Традиционные методы, включающие в реабилитацию сохранную руку, дают противоречивые результаты. В некоторых работах показано улучшение ДФ паретичной руки в случае включения в реабилитацию сохранной руки [14, 15], в других работах различий эффективности унилатеральных и билатеральных подходов не обнаруживают [16].

В этой связи процедуры, использующие интерфейс мозг-компьютер (ИМК), управляющий экзоскелетом кисти на основе кинестетического воображения движения [17–22], представляются адекватными для одновременной реабилитации паретичной и сохранной рук. Воображение движения обеих рук, используемое в этих процедурах, стимулируют процессы нейропластичности в обоих полушариях, способствуя прогрессу ДФ каждой руки и бимануальных координаций. Важно, что воображение движения остается единственным активным способом реабилитации для случаев тяжелых парезов [23, 24] и/или для пациентов в позднем восстановительном периоде, достигшим функционального плато в восстановлении ДФ [25].

Процедуры ИМК + экзоскелет являются новыми разработками, которые только начинают использоваться в клинической практике [26]. Исследования их эффективности в основном уделяли внимание прогрессу ДФ паретичной руки. Исследования сохранной руки касались сравнительного анализа электрофизиологической [27] и гемодинамической [20, 28] активности контралатерального и ипсилатерального полушарий. Биомеханический анализ ДФ сохранной руки проводился только для отдельных клинических случаев [24, 29, 30]. Движения сохранной руки могут служить индикатором нейропластических перестроек, происходящих в результате реабилитационных процедур, а в случае тяжелого пареза являться единственным надежным индикатором успешного хода реабилитации. Как следствие, биомеханический анализ движений сохранной руки позволяет дать объективную оценку как степени нарушения ее ДФ, так и эффективности ее восстановления.

Исследования движений сохранной руки показали, что двигательный дефицит сохранной руки существенным образом зависит от латерализации поражения. Отличия касаются как степени нарушения ДФ, так и специфики нарушенной функции. Показано, например, что двигательный

дефицит сохранной руки пациентов с поражением в левом полушарии (*LHD* – *left-hemisphere damage*) выражен значительно сильнее, чем у пациентов с поражением в правом полушарии (*RHD* – *right-hemisphere damage*) [31], и касается координации движения [13]. Двигательный дефицит сохранной руки у пациентов с *RHD* касается точности движения [13] и поддержания статического положения конечности [32–34].

Цель настоящего исследования – выяснение зависимости ДФ сохранной руки от латерализации поражения и тяжести пареза на основе биомеханического анализа движений паретичной и сохранной рук до и после реабилитационных процедур ИМК + экзоскелет кисти. В качестве двигательных тестов используются изолированные движения в суставах сохранной и паретичной рук. Эти тесты позволяют проанализировать координацию позной и двигательной компонент организации движений.

Результаты наших исследований показали, что эффективность тренировок кинестетического воображения движения проявляется: 1) в возрастании моментов мышечных сил в суставах как сохранной, так и паретичной рук и 2) в восстановлении симметрии суставных моментов сохранной и паретичной рук, что может свидетельствовать о восстановлении баланса активностей полушарий.

Суставные моменты сохранной руки были больше в случае *LHD*, чем в случае *RHD*, что свидетельствует о менее выраженном мышечном дефиците сохранной руки в случае *LHD*. Как следствие, в случае *LHD* сильнее выражена асимметрия суставных моментов сохранной и паретичной рук, что может означать более выраженный дисбаланс активностей полушарий, т.е. более высокую степень нарушения ДФ, проявляющуюся, в частности, в нарушении координаций левой сохранной руки.

Сравнение с результатами, полученными в рамках гипотезы о латерализации механизмов двигательного управления [35], позволяет предположить, что постинсультное поражение механизмов поддержания позы сохранной руки выражено в меньшей степени, чем поражение механизмов координации ее движений.

МЕТОДИКА

Исследовали движения 24-х пациентов, проходивших курс постинсультной реабилитации, использующей экзоскелет кисти, управляемый ИМК, основанном на кинестетическом воображении движения. Реабилитационные процедуры проводили на базе неврологического отделения ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского (г. Москва).

Таблица 1. Характеристики пациентов, принимавших участие в исследовании

Пациент	Возраст, лет	Латерализация поражения (L/R)	Тип инсульта (Г/И)	Локализация поражения (К-П/П)	Давность инсульта, мес.	FM до процедур и степень пареза (m/s)
1	46	L	Г	П	10	38 (m)
2	47	L	Г	П	15	43 (m)
3	32	L	Г	К-П	4	33 (m)
4	53	L	И	К-П	7	36 (m)
5	56	L	И	К-П	13	39 (m)
6	60	L	И	К-П	19	40 (m)
7	63	R	И	П	6	43 (m)
8	69	R	И	К-П	11	58 (m)
9	66	R	И	К-П	6	29 (m)
10	59	R	И	П	7	37 (m)
11	59	R	И	К-П	2	56 (m)
12	64	R	И	П	18	38 (m)
13	47	L	И	К-П	7	6 (s)
14	47	L	И	К-П	14	9 (s)
15	42	L	Г	П	16	21 (s)
16	42	L	Г	П	21	22 (s)
17	43	L	Г	П	26	20 (s)
18	54	L	И	К-П	4	17 (s)
19	78	R	И	П	8	17 (s)
20	66	R	И	К-П	6	12 (s)
21	64	R	И	П	10	16 (s)
22	62	R	И	К-П	3	28 (s)
23	63	R	И	К-П	10	28 (s)
24	72	R	И	П	10	10 (s)

Примечание: L – поражение в левом полушарии, R – поражение в правом полушарии, Г – геморрагический инсульт, И – ишемический инсульт, К-П – корково-подкорковое поражение, П – поражение в подкорке, *m* – умеренный парез, *s* – тяжелый парез.

Для всех пациентов правая рука была доминантной. 12 пациентов имели поражение в левом полушарии, 12 – в правом. В каждую из этих групп входили 6 пациентов с умеренным и 6 с тяжелым парезом. Тяжесть пареза оценивали по шкале *Fugl-Meyer (FM)* [36], исходя из максимальных 66-и баллов для верхней конечности. 29 баллов по шкале *FM* принимали в качестве границы между умеренным (*m*) и тяжелым (*s*) парезом [37]. Характеристики пациентов представлены в табл. 1.

Процедура реабилитации. Процедура реабилитации проходила по ранее разработанному протоколу [22]. Пациент располагался в кресле перед монитором компьютера. На обеих руках пациента фиксировали экзоскелеты кисти, управляемые электромоторами (НПО “Андронидная техника”, Россия). Отведение электроэнцефалографической (ЭЭГ) активности выполнялось 32 электродами, наложенными по международной системе

10–20. Для управления ИМК пациент должен был воспроизводить следующие три состояния: расслабление (покой), кинестетическое представление разгибания пальцев левой или правой кисти. Инструкции по воображению движения предъявляли пациенту на экране монитора в случайном порядке, каждая в течение 10 с, между ними давали инструкцию на 10-секундный период покоя. Для распознавания воображаемого движения применяли классификатор паттернов ЭЭГ, основанный на методе Байеса [38]. Результаты распознавания воображаемого движения предъявляли по зрительной и кинестетической обратной связи: фиксирующая взор метка на экране меняла яркость, а экзоскелет осуществлял пассивное разгибание пальцев кисти. Проводили 10 ежедневных занятий, каждое включавшее 3 сессии по 10 мин. Интервал между сессиями для отдыха пациента составлял 5 мин.

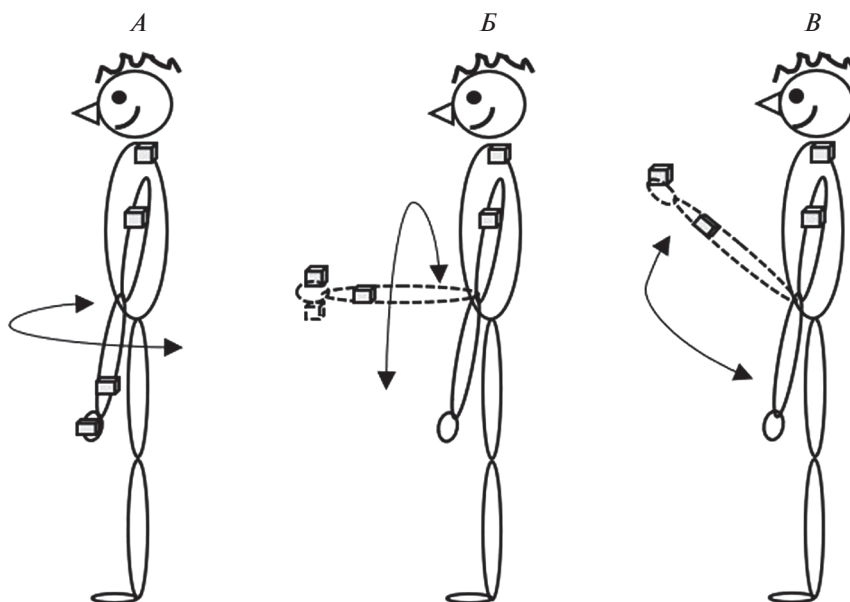


Рис. 1. Движения руки, включенные в двигательные тесты.

A – пронация-супинация при вертикальном положении предплечья (*psev*); *B* – пронация-супинация при горизонтальном положении предплечья (*pseh*); *B* – сгибание-разгибание в локте (*fee*).

Биомеханический анализ движений. Движения сохранной и паретичной рук регистрировали непосредственно перед первой процедурой и сразу после последней процедуры курса реабилитации. Идеология реабилитационного процесса предполагала запуск нейропластических процессов в коре головного мозга. Условия для такого запуска создает ранняя вертикализация и стимуляция опорных зон стоп пациентов, способствующая активации афферентного потока в мозг. Поэтому отдали предпочтение регистрации параметров движения в положении пациента стоя, при вертикальном начальном положении руки.

В качестве двигательных тестов пациенту предлагали совершить изолированные движения, соответствующие каждой из степеней свободы руки, т.н. кинематический портрет [29]: отведение-приведение и сгибание–разгибание в лучезапястном суставе, сгибание–разгибание и пронацию-супинацию в локтевом суставе, сгибание-разгибание, отведение-приведение и вращение относительно продольной оси плеча в плечевом суставе. Пациент должен был выполнить каждое движение три раза с максимальной амплитудой и удобной скоростью. Пациента просили избегать движений по степеням свободы, не входящих в инструкцию. Кроме этого, все тестовые движения выполнял пассивно врач, проводивший процедуры. Активные и пассивные движения регистрировали с помощью 4-х датчиков электромагнитной системы *trakStar* (*Ascension Technology Corp.*, США), установленных на тыльной поверхности кисти, на дистальной части предплечья, на плече

и на акромионе лопатки (рис. 1). Частота опроса при регистрации движений составляла 100 Гц.

Далее анализировали изолированные движения в локтевом суставе: пронация-супинация при вертикальном (*psev*) (рис. 1, *A*) и горизонтальном (*pseh*) (рис. 1, *B*) положениях предплечья и сгибание-разгибание (*fee*) (рис. 1, *B*). Выбор этих движений обусловлен следующими соображениями. Известно, что проксимальный плечевой сустав управляется обоими полушариями, а управление дистальными суставами латерализовано [39]. Движения в дистальном лучезапястном суставе после инсульта существенно ограничены, а в случае тяжелых парезов часто отсутствуют. В связи с этим для анализа двигательных особенностей, связанных с латерализацией поражения, движения в локтевом суставе представляются оптимальными.

По данным регистрации пассивных движений вычисляли индивидуальные положения осей вращения в суставах, а по данным регистрации активных движений – суставные углы, соответствующие всем степеням свободы руки [40]. Суставные скорости определяли численно по пятиточечной схеме с весами 1, 2, 4, 2, 1 [41]. Примеры зависимостей суставных скоростей от времени до и после курса реабилитации для сохранной и паретичной рук показаны на рис. 2.

В качестве оценки ДФ сохранной и паретичной рук принимаются два параметра: 1) суммарный момент мышечных сил, обеспечивающих движение по каждой степени свободы, и 2) степень выраженности изолированного движения, характеризующая координацию между степеня-

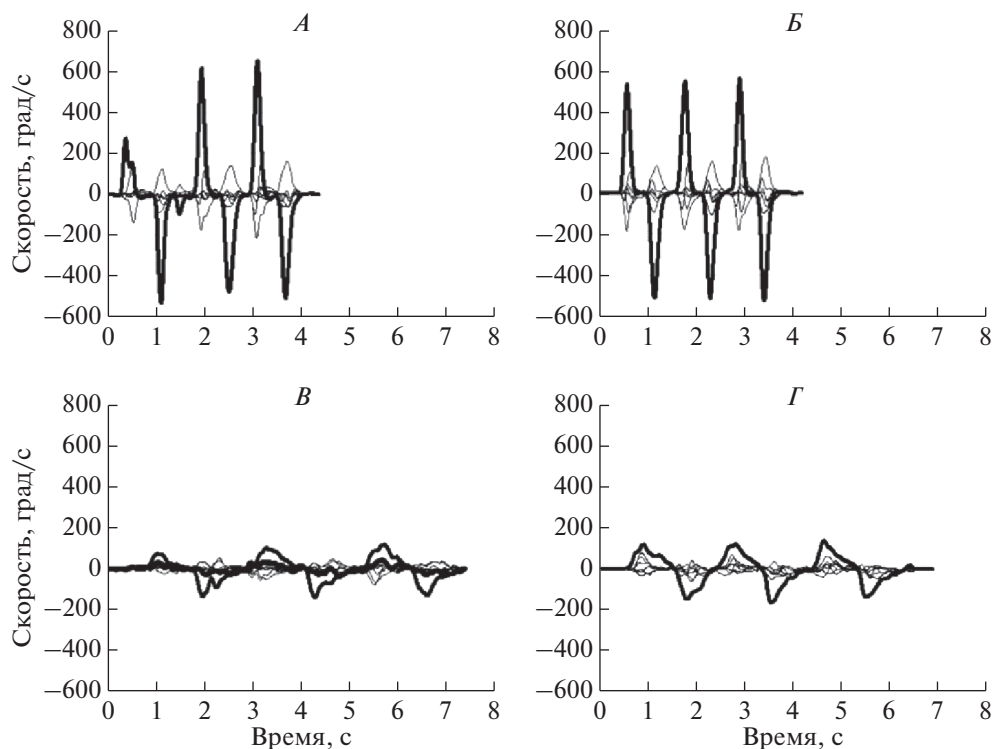


Рис. 2. Зависимости суставных скоростей от времени в процессе выполнения пронации-супинации при горизонтальном положении предплечья (*pseh*) пациентом с умеренным парезом и поражением в левом полушарии. Жирной линией показана скорость *pseh*, тонкими линиями – скорости движений по остальным степеням свободы руки. Скорости суставных движений сохранной руки: *A* – до процедур, *B* – после процедур. Скорости суставных движений паретичной руки: *B* – до процедур, *Г* – после процедур.

ми свободы. Для оценки момента мышечных сил вычисляется стандартное отклонение скорости ΔV по каждой степени свободы [42]. Этот параметр описывает изменение угловой скорости в процессе движения и может служить оценкой углового ускорения, а, следовательно, и оценкой суммарного момента сил в суставе. Степень выраженности изолированного движения вычисляли как отношение стандартного отклонения скорости движения, входящего в инструкцию, к сумме стандартных отклонений скоростей по всем степеням свободы руки.

В случае тяжелого пареза один пациент с *LHD* и 4 пациента с *RHD* не смогли выполнять пронацию-супинацию, удерживая предплечье в горизонтальном положении. Поэтому далее момент в суставе ΔV_{pseh} и степень изолированности *pseh* исследовали только для пациентов с умеренным парезом.

Для описания изменений ДФ в результате процедур ИМК + экзоскелет используется относительное изменение биомеханических параметров: отношение их разности после и до процедур к значению до процедур. Например, изменение суставного момента вычисляли по формуле: $(\Delta V_2 - \Delta V_1) / \Delta V_1 \times 100\%$, где индексами 1 и 2 обозначены

величины суставных моментов до и после процедур.

Статистический анализ. Для описаний отличий между биомеханическими параметрами применяли критерий Вилкоксона, а для описания корреляций – коэффициент ранговой корреляции Спирмена.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Моменты мышечных сил в суставах. Средние значения суставных моментов сохранной руки до процедур были выше для *LHD*, чем для *RHD*, как для умеренного, так и для тяжелого парезов (рис. 3). Достоверное отличие *LHD* от *RHD* было только для *pseh* в случае умеренного пареза ($p = 0.006$) и для *psev* в случае тяжелого пареза ($p = 0.04$) (белые прямоугольники слева и справа, рис. 3).

Для паретичной руки, напротив, суставные моменты в случае умеренного пареза были в среднем выше, хотя и статистически недостаточно, для *RHD* (заштрихованные прямоугольники, рис. 3, *A*). Для тяжелого пареза средние значения суставных моментов *psev* и *fee* для *LHD* и *RHD* были одинаковыми (заштрихованные прямоугольники, рис. 3, *B*).

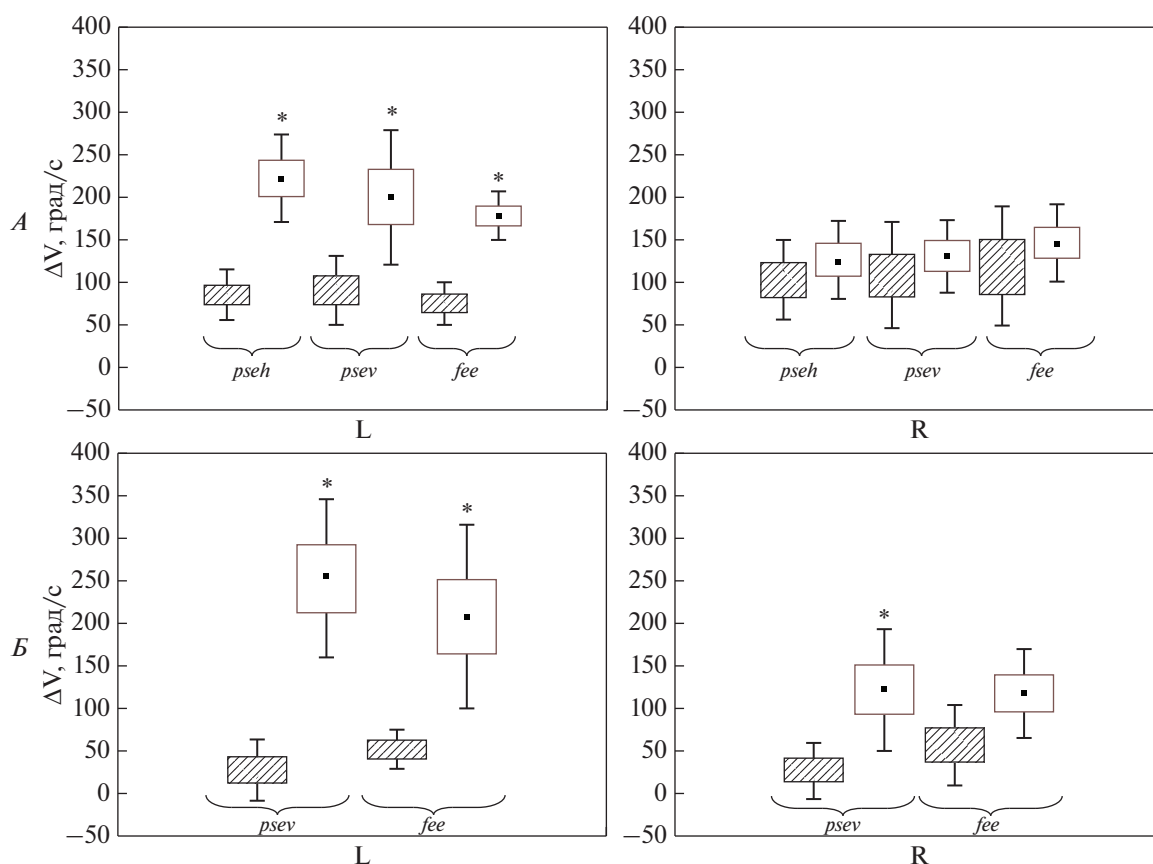


Рис. 3. Оценка моментов мышечных сил в суставах паретичной (заштрихованные прямоугольники) и сохранной (белые прямоугольники) рук до процедур. Показаны средние значения (точки внутри прямоугольников), стандартные ошибки (прямоугольники) и среднеквадратичные отклонения (усы). Слева – данные пациентов с *LHD*, справа – данные пациентов с *RHD*. *A* – данные пациентов с умеренным парезом, *B* – пациентов с тяжелым парезом. Звездочкой обозначены достоверные отличия параметров паретичной и сохранной рук.

Средние значения суставных моментов для всех тестовых движений были больше для сохранной руки, чем для паретичной, как для *LHD*, так и для *RHD*, как для умеренного, так и для тяжелого парезов (рис. 3). У пациентов с *LHD* суставные моменты до процедур во всех исследуемых суставах были достоверно выше для сохранной руки, чем для паретичной. Это отличие характерно как для умеренного – *pseh* ($p = 0.03$), *psev* ($p = 0.03$), *fee* ($p = 0.03$), так и для тяжелого пареза – *psev* ($p = 0.03$), *fee* ($p = 0.03$).

У пациентов с *RHD* такое отличие было статистически достоверно ($p = 0.04$) только *psev* в случае тяжелого пареза (рис. 3).

Степень изолированности суставного движения. Средние значения изолированности движений сохранной руки до процедур были выше для *LHD*, чем для *RHD* (рис. 4). Это касалось как умеренного, так и тяжелого парезов. Исключение составляло движение *fee* для случая умеренного пареза: его изолированность была в среднем выше

для *RHD* (рис. 4). Однако отличие *LHD* от *RHD* по этому параметру было статистически недостоверно.

Для паретичной руки степень изолированности движения была в среднем выше для *LHD* только для движений *pseh* и *psev* пациентов с умеренным парезом (рис. 4). Для остальных суставных движений – *fee* в случае умеренного пареза и *psev* и *fee* в случае тяжелого, степень изолированности была в среднем выше, хотя и статистически недостоверно, для *RHD* (рис. 4).

Средние значения изолированности движения во всех суставах были больше для сохранной руки, чем для паретичной, для случаев как *LHD*, так и *RHD*, как для умеренного, так и для тяжелого парезов (рис. 4). Достоверные отличия встречались только в случае тяжелого пареза: у пациентов с *LHD* для *psev* ($p = 0.03$) и для *fee* ($p = 0.03$) и для пациентов с *RHD* для *psev* ($p = 0.03$).

Низкие средние значения изолированности движений – от 0.4 до 0.6 для паретичной руки и от 0.5 до 0.6 для сохранной связаны с тем, что мо-

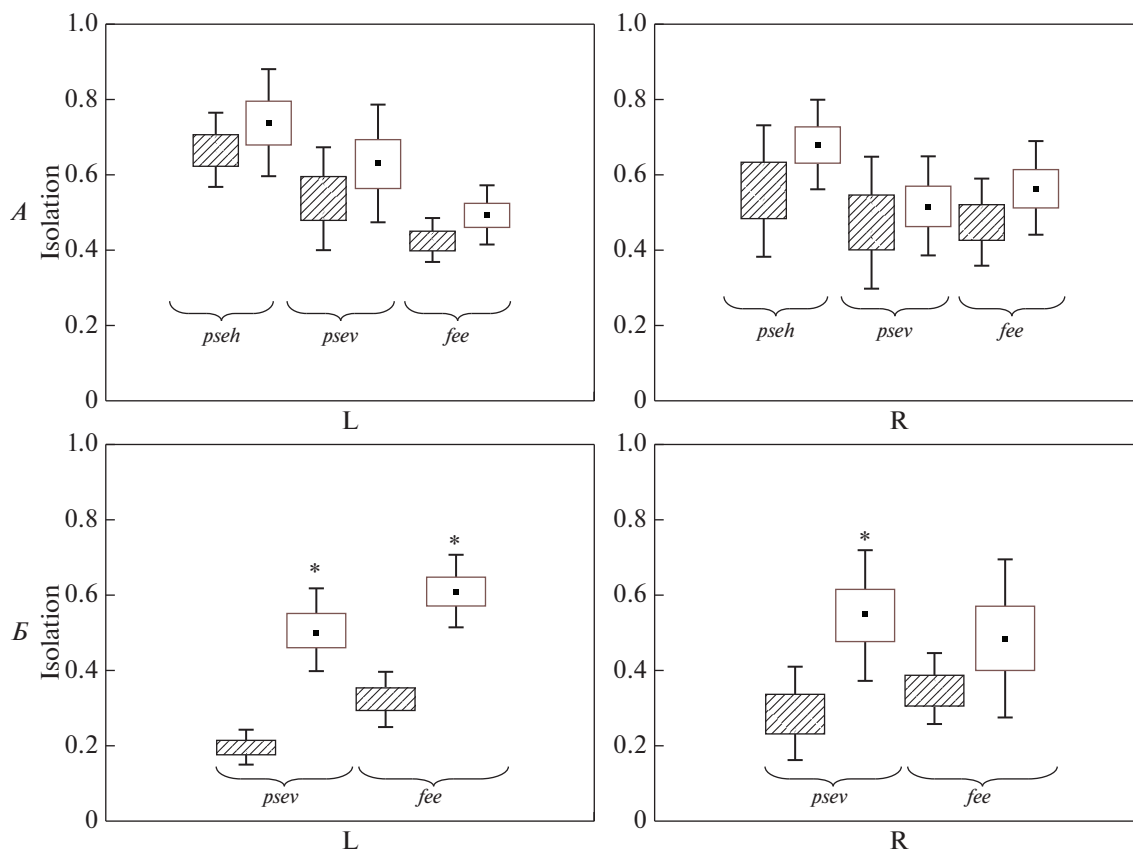


Рис. 4. Степень изолированности движений в суставах паретичной (заштрихованные прямоугольники) и сохранной (белые прямоугольники) рук до процедур. Обозначения см. рис. 3.

мент в суставе, входящим в инструкцию, коррелировал с суммой моментов в суставах, не входящих в инструкцию. Наибольшие значения корреляций получены для *psev* паретичной руки в случае тяжелого пареза ($R = 0.87$, $p = 0.0002$), наименьшие – для *fee* сохранной руки в случае умеренного пареза ($R = 0.61$, $p = 0.03$).

Отличия биомеханических параметров в случаях умеренного и тяжелого парезов. Данные о достоверности отличий биомеханических параметров в случаях умеренного и тяжелого парезов приведены в табл. 2. Достоверные отличия умеренного и тяжелого парезов были для суставного момента и изолированности *psev* паретичной руки, как для *LHD*, так и для *RHD*. Для суставных моментов *fee* паретичной руки достоверных отличий между умеренным и тяжелым парезом не было обнаружено ни для *LHD*, ни для *RHD*. Для изолированности *fee* достоверное отличие между умеренным и тяжелым парезом встречалось только для *LHD*. Для сохранной руки достоверное отличие между умеренным и тяжелым парезом было только для степени изолированности *fee* для пациентов с *LHD*.

Изменение ДФ сохранной и паретичной руки в результате процедур ИМК + экзоскелет. Суставные моменты как паретичной, так и сохранной руки увеличивались после процедур (рис. 5). Исключение составил момент *pseh* сохранной руки для случая умеренного пареза и левостороннего поражения (*LHDm*), который после процедур незначительно уменьшился. Прогресс ДФ паретичной руки в наибольшей степени был выражен для *psev* в случае тяжелого пареза: суставной момент при совершении этого движения вырос на 59% для *LHD* и на 67% для *RHD*.

Для *LHD* суставные моменты паретичной руки возрастали в большей степени, чем сохранной во всех случаях, кроме *fee* в случае тяжелого пареза (рис. 5). Однако после процедур статистически достоверное отличие суставных моментов сохранной и паретичной рук сохранялось.

Для *RHD* в большинстве случаев суставные моменты сохранной руки возрастали в большей степени, чем паретичной (рис. 5). Статистически достоверных отличий между суставными моментами сохранной и паретичной рук не было обнаружено ни до, ни после процедур.

Таблица 2. Достоверность отличий биомеханических параметров в случаях умеренного и тяжелого парезов

Биомех. параметры	Паретичная рука		Сохранная рука		Разность между параметрами сохранной и паретичной рук	
	<i>LHD</i>	<i>RHD</i>	<i>LHD</i>	<i>RHD</i>	<i>LHD</i>	<i>RHD</i>
<i>pseh</i> (dv)	×	×	—	—	×	×
<i>pseh</i> (isol)	×	×	—	—	×	×
<i>psev</i> (dv)	0.02*	0.02*	—	—	0.03*	—
<i>psev</i> (isol)	0.04*	0.04*	—	—	0.02*	—
<i>fee</i> (dv)	—	—	—	—	—	—
<i>fee</i> (isol)	0.02*	—	0.04*	—	0.04*	—

Примечание: × — невозможно выполнить движение в случае тяжелого пареза, — статистически недостоверное отличие умеренного и тяжелого парезов, * — статистически достоверное отличие умеренного и тяжелого парезов.

Прогресс суставных моментов сохранной руки был выражен в большей степени, чем для паретичной для суставного момента *fee* в случае тяжелого пареза (*LHDs* и *RHDs*), а также для моментов *fee* и *psev* для умеренного пареза и правостороннего поражения (*RHDm*).

Достоверная корреляция между изменениями суставных моментов сохранной и паретичной рук наблюдалась только в случае умеренного пареза: для *pseh* ($R = 0.68, p = 0.015$) и *psev* ($R = 0.61, p = 0.03$).

Степень изолированности суставного движения как паретичной, так и сохранной рук не имела такого явно выраженного прогресса в результате процедур, как суставные моменты (рис. 6). Увеличение степени изолированности суставных движений паретичной руки более чем на 20%, было только для пациентов с *RHD*: для *psev* в случае

как тяжелого, так и умеренного парезов и для *pseh* в случае умеренного пареза (рис. 6).

Изолированность движения в некоторых случаях ухудшалась после процедур (отрицательные значения на рис. 6), как для паретичной, так и для сохранной руки, однако такое ухудшение было незначительным (менее 10%). Исключение составляло уменьшение на 22% изолированности *psev* в случае тяжелого пареза пациентов с *RHD*.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Нарушение ДФ ипсилатеральной (сохранной) руки при центральных парезах подтверждается данными нейрофизиологических [6, 7], анатомических [43, 44], клинических [15, 31] и биомеханических [13] исследований.

Многочисленные работы показали, что тип двигательных нарушений сохранной руки зави-

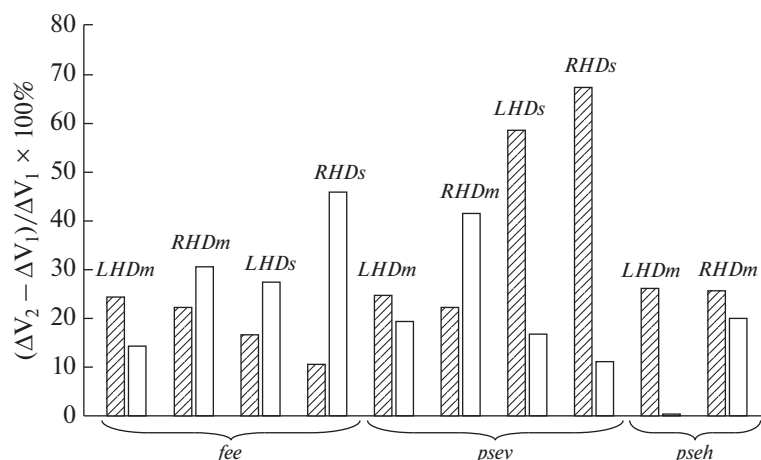


Рис. 5. Относительное изменение суставных моментов в результате процедур: *fee*, *psev* и *pseh*. Заштрихованные столбцы показывают среднее относительное изменение суставных моментов паретичной руки, белые столбцы — сохранной для пациентов с умеренным парезом и левосторонним поражением (*LHDm*), с умеренным парезом и правосторонним поражением (*RHDm*), с тяжелым парезом и левосторонним поражением (*LHDs*), с тяжелым парезом и правосторонним поражением (*RHDs*).

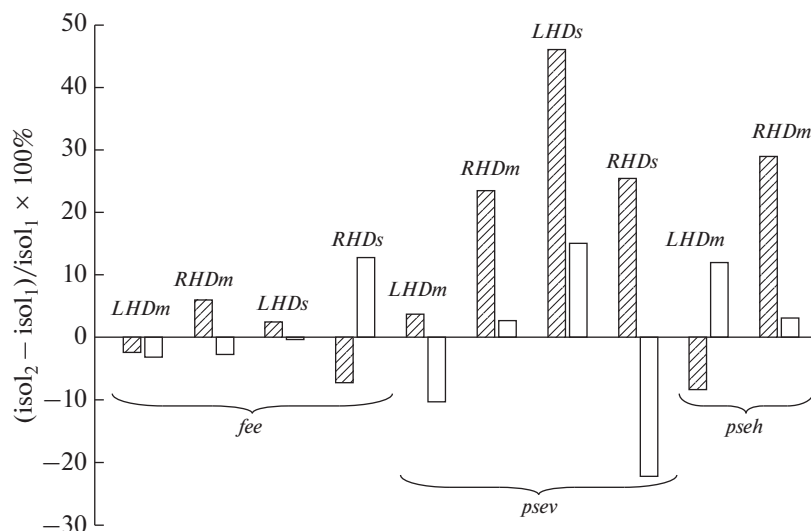


Рис. 6. Изменение степени изолированности *fee*, *psev* и *pseh*.

Заштрихованные столбцы показывают изменение степени изолированности движений паретичной руки, белые столбцы — сохранной. Показаны средние значения для пациентов с умеренным парезом и левосторонним поражением (*LHDm*), с умеренным парезом и правосторонним поражением (*RHDm*), с тяжелым парезом и левосторонним поражением (*LHDs*), с тяжелым парезом и правосторонним поражением (*RHDs*).

сит от латерализации поражения и тяжести пареза. В основе этих исследований лежит анализ совершаемых движений, и, как следствие, на их результаты существенно влияют выбор двигательных тестов и способ оценки ДФ.

С этой точки зрения исследования можно разделить на две группы:

1) в работах [15, 31, 45] в качестве двигательных тестов используются повседневные движения из набора тестов *Jebesen-Taylor* [46], а для оценки ДФ — время выполнения этих тестов;

2) в работах [13, 35, 45, 47–50] в качестве двигательных тестов используются движения руки к неподвижным целям во внешнем пространстве, а для оценки ДФ — биомеханические параметры траектории рабочей точки руки.

В обоих случаях двигательные тесты существенно латерализованы: доминантная рука в большей степени вовлечена в повседневные движения из набора тестов *Jebesen-Taylor*, а движения к цели более координированы и точны при их выполнении доминантной рукой [51]. Что касается оценки движений, время выполнения тестов *Jebesen-Taylor* характеризует координационную составляющую двигательной организации [52, 53]. Близость траектории рабочей точки к прямой при выполнении целевых движений также характеризует межсуставную координацию [54]. Позная составляющая оценивается по точности удержания положения рабочей точки при достижении цели.

Все вышеперечисленные параметры описывают результирующий эффект координированных движений в суставах руки. Однако к одному и то-

му же уровню функционального дефицита может приводить нарушение разных механизмов управления суставами. Исследования нарушений суставных движений после инсульта касаются в основном координации между плечевым и локтевым суставами [2, 33, 55]. В настоящей статье исследуются нарушения изолированных движений в локтевом суставе — сгибания–разгибания и пронации–супинации при вертикальном и горизонтальном положениях предплечья.

В основе выбора таких двигательных тестов лежат следующие соображения:

1) нарушение способности выполнить изолированное движение в суставе является одним из важных признаков нарушения ДФ после инсульта: показано, что эта способность в большей степени влияет на координацию целевых движений, чем спастика или нарушение чувствительности [56];

2) выполнение изолированного движения подразумевает сохранение неподвижности во всех суставах, кроме входящего в инструкцию; это требует межсуставной координации, включающей как двигательную, так и позную компоненты, что важно для выявления отличий между *LHD* и *RHD*;

3) изолированные движения, в отличие от движений к цели и повседневных движений не имеют функционального значения и, как следствие, не связаны с доминантностью руки, что также важно для выявления отличий, связанных с латерализацией поражения.

Наши данные, как и данные предыдущих биомеханических исследований, показывают меньшее нарушение ДФ сохранной руки по сравне-

нию с паретичной (рис. 3, 4). Однако степень отличия поражений ДФ сохранной и паретичной руки в зависимости от латерализации поражения, насколько известно, ранее не исследовалась. Согласно нашим данным различия между суставными моментами сохранной и паретичной рук были выражены значительно сильнее у пациентов с *LHD*, чем у пациентов с *RHD* (рис. 3).

Асимметрия суставных моментов сохранной и паретичной рук может быть следствием нарушения баланса активностей полушарий, возникающим после инсульта в результате ослабления межполушарных взаимодействий и усиления функциональных связей в сохранном полушарии [7], а также в результате увеличения числа межполушарных тормозных проекций от сохранного полушария к поврежденному [6]. Ранее такое восстановление после процедур ИМК + экзоскелет было показано на примере гемодинамической активности пациента с тяжелым парезом в позднем восстановительном периоде [28]. Асимметрия суставных моментов, сильнее выраженная в случае *LHD*, может означать более выраженный дисбаланс активностей полушарий и, как следствие, более высокую степень нарушения ДФ в случае *LHD*. Это, в частности, может выражаться в нарушении координации левой сохранной руки [13].

По нашим данным суставные моменты сохранной руки были больше в случае *LHD*, чем в случае *RHD* (рис. 3). Причиной этого может быть более выраженная активность левого (доминантного) полушария при управлении левой сохранной рукой, по сравнению с активностью правого (не доминантного) полушария при управлении правой сохранной рукой [57, 58]. Возможно, благодаря меньшему поражению силы мышц сохранной руки в случае *LHD*, левая сохранная рука больше вовлечена в каждодневную двигательную активность и, как следствие, ее двигательный дефицит, в отличие от двигательного дефицита правой сохранной руки в случае *RHD* коррелирует с функциональной независимостью пациента [45].

В отличие от суставных моментов, степень изолированности суставных движений сохранной руки была сходной для пациентов с *LHD* и *RHD* (рис. 4), что является следствием высокой положительной корреляции между моментами в суставе, входящим в инструкцию, и суммой моментов в остальных суставах. Этот результат вписывается в рамки гипотезы о единой двигательной команде, управляющей позными преднастройками и движением [59, 60]. Выполнение изолированного движения тесно связано с позными преднастройками, которые нарушаются после инсульта [61, 62]. Это нарушение связано с задержкой позных преднастроек по сравнению с нормой. Показано, что для недоминантной руки эти задержки больше, чем в случае доминантной

[63], что объясняет худшую позную стабильность (большие суммарные моменты в суставах, не входящих в инструкцию) сохранной руки в случае *LHD*. Задержка позных настроек, наряду с ошибками сенсомоторных преобразований, может давать вклад в нарушение координации движений недоминантной руки. Более выраженное нарушение координации целевых движений [13], а также повседневных движений из набора тестов *Jebsen-Taylor* [31] пациентов с *LHD* может быть связано с излишним разгибанием в локте, вызванным задержкой позных настроек [63].

Имеются данные, показывающие, что двигательный дефицит сохранной руки тем больше, чем больше тяжесть пареза, причем этот эффект выражен сильнее для *LHD* [13, 31]. Для подавляющего большинства наших параметров такого отличия обнаружено не было (табл. 2). Единственное исключение — статистически достоверное отличие умеренного и тяжелого пареза в случае *LHD* для степени изолированности *fee*. Необходимо отметить, что даже для паретичной руки статистически достоверные отличия суставных моментов и степень изолированности были обнаружены только для *psev* (табл. 2). Оценка двигательного дефицита в работах [13, 30] основывалась на оценках времени выполнения каждодневных привычных движений. Время выполнения этих движений зависит как от координации суставных движений, так и от позных преднастроек, в то время как выполнение изолированных движений в большей степени определялось позными настройками. Можно предположить, что различие наших данных с результатами работ [13, 31] объясняется тем, что с усугублением тяжести пареза координация нарушается в большей степени, чем регуляция позных настроек. Это может быть связано с тем, что управление позой организовано на более низком подкорковом уровне, чем управление координацией многосуставной конечности [64, 65]. Пациенты, включенные в анализ, имели подкорковые и корково-подкорковые поражения (табл. 1), однако выполняли тестовые движения, сохраняя вертикальную позу, что свидетельствовало о том, что управление позой было нарушено не грубо и не являлось главным признаком очагового поражения [66].

Различие между умеренным и тяжелым парезами было обнаружено не для самих параметров изолированных движений сохранной руки, а для их соотношения с параметрами движений паретичной руки. Для умеренного пареза параметры движений сохранной и паретичной рук различались существенно меньше, чем для тяжелого (рис. 3 и 4). Средние значения разностей параметров были больше для тяжелого пареза, чем для умеренного как для *LHD*, так и для *RHD*, однако статистически достоверное отличие было только для *LHD* (табл. 2). Этот результат можно рассмат-

ривать как аргумент в пользу того, что симметрия биомеханических параметров сохранной и паретичной рук является индикатором баланса активностей полушарий, который, в свою очередь, является индикатором их нормального функционирования [67].

Прогресс ДФ в результате процедур ИМК + экзоскелет. Показано, что процедуры ИМК + экзоскелет ведут к прогрессу ДФ паретичной руки [17–22], однако влияние таких процедур на ДФ сохранной руки специально не исследовалось. В то же время, процедуры ИМК + экзоскелет направлены на стимуляцию нейропластичности обоих полушарий, что должно сказаться на состоянии ДФ как паретичной, так и сохранной руки. Действительно, суставные моменты возрастали после процедур как для паретичной, так и для сохранной руки (рис. 5). По отчетам пациентов, прошедших процедуру реабилитации, воображение движения было тесно связано с ощущением сопротивления этому движению. Возможно, эффективность восстановления мышечных сил связана с этими ощущениями пациентов.

В отличие от суставных моментов, увеличение изолированности движения в основном касалось паретичной руки, а для сохранной было незначительным, а в некоторых случаях возникало и уменьшение. Изолированность суставов вычислялась как отношение момента сил в суставе, входящим в инструкцию, к сумме моментов сил в суставах, не входящих в инструкцию. Учитывая, что суставные моменты изолированных движений возросли после процедур, отсутствие роста изолированности движений означает, что моменты сил в суставах, не входящих в инструкцию, также возрастали. Желаемое их уменьшение (стабилизация суставов, не входящих в инструкцию) связано с коактивацией мышц-антагонистов, которая, по-видимому, восстанавливалась в ходе процедур менее эффективно, чем мышечные силы.

В случае умеренного пареза относительные изменения суставных моментов сохранной и паретичной рук достоверно коррелировали между собой для *pseh* и *psev*, что является естественным следствием одновременной тренировки активностей обоих полушарий, лежащей в основе процедуры ИМК + экзоскелет кисти. Отсутствие корреляции между суставными моментами *fee*, а также между суставными моментами в случае тяжелого пареза, возможно связано с недостаточной интенсивностью (например, кратковременностью) курса реабилитации.

Для *LHD* увеличение суставных моментов паретичной руки в большинстве случаев было больше, чем сохранной (рис. 5), что приводит к более симметричному паттерну суставных моментов. Это может свидетельствовать об эффективности процедур, способствующих восстановлению ба-

ланса активностей полушарий, нарушенного в результате инсульта. Для *RHD*, напротив, в большинстве случаев суставные моменты сохранной руки возрастали после процедур в большей степени, чем суставные моменты сохранной (рис. 5). И до, и после процедур для *RHD* не было статистически достоверных различий между суставными моментами сохранной и паретичной руки. Таким образом, тренировки кинестетического воображения движений были более эффективными для пациентов с *LHD* и выражались не только в росте суставных моментов, но и в уменьшении асимметрии суставных моментов сохранной и паретичной рук. Влияние соотношения активностей правого и левого полушарий на эффективность восстановления ДФ остается предметом дискуссий [67], однако восстановление баланса активностей, свойственного норме, можно считать общепринятым показателем эффективности реабилитационных процедур [68].

В исследованиях, использующих ИМК для реабилитации после инсульта, показано, что улучшение ДФ в случае тяжелого пареза коррелирует с увеличением активности первичной моторной коры как сохранного [25, 69, 70], так и пораженного [20, 71] полушарий. Активность какого полушария в большей степени способствует запуску механизмов нейропластичности и восстановлению ДФ – открытый вопрос. От ответа на него зависит каждый конкретный дизайн процедур, использующих ИМК. Например, в работе [70] предлагается использовать ИМК, который стимулирует активность сохранного полушария для приведения в движение экзоскелета паретичной руки. Билатеральная активация стимуляция представляется, однако, более адекватной, т.к. способствует восстановлению баланса активностей полушарий [28], успешно приводя в движение экзоскелеты как паретичной, так и сохранной рук.

Биомеханические параметры движений объективно отражают изменения ДФ паретичной и сохранной рук, происходящие в результате реабилитационных процедур, в частности, в результате тренировок кинестетического воображения движений [24, 29, 30, 42]. Результаты вышеприведенного анализа показали, что пронация-супинация паретичной руки при вертикальном положении предплечья в случае тяжелого пареза в наибольшей степени прогрессировала в результате процедур: значительно увеличивался как суставной момент (рис. 5), так и степень изолированности этого движения (рис. 6). Этот результат может быть следствием того, что выполнение этого движения не требует: 1) дополнительных мышечных сил для уравнивания силы тяжести и 2) координации между несколькими мышцами со сходными функциями, т.к. управляется парой независимых мышц-антагонистов (*m. pronator teres* и *m. supinator*). В силу этих причин движение прона-

ции-супинации представляется весьма показательным для оценки эффективности реабилитации. Однако его редко включают в биомеханический анализ [24, 42]. Как правило, анализ суставных движений ограничивается сгибанием—разгибанием в локтевом и плечевом суставах [2, 33, 55].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Идеомоторные тренировки кинестетического воображения движения для управления экзоскелетом конечности принципиально направлены на активацию активностей обоих полушарий. Их эффективность основана на стимуляции механизмов нейропластичности, и проявляется: 1) в возрастании моментов мышечных сил в суставах как сохранной, так и паретичной рук и 2) в увеличении симметрии биомеханических параметров сохранной и паретичной рук, что может свидетельствовать о восстановлении баланса активности сохранного и пораженного полушарий.

Суставные моменты сохранной руки были больше в случае *LHD*, чем в случае *RHD*, что свидетельствует о менее выраженном мышечном дефиците сохранной руки в случае *LHD*. Как следствие, в случае *LHD* сильнее выражена асимметрия суставных моментов сохранной и паретичной рук, что может означать более выраженный дисбаланс активностей полушарий, т.е. более высокую степень нарушения ДФ, проявляющуюся, в частности, в нарушении координаций левой сохранной руки.

Сравнение с результатами, полученными в рамках гипотезы о латерализации механизмов двигательного управления [35], позволяет предположить, что постинсультное поражение механизмов поддержания позы сохранной руки выражено в меньшей степени, чем поражение механизмов координации ее движений.

Биомеханический анализ изолированных движений в суставах позволяет считать, что движение пронации-супинации при вертикальном положении предплечья является чувствительным индикатором восстановления ДФ после инсульта.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях и одобрены локальным этическим комитетом Московского областного научно-исследовательского клинического института им. М.Ф. Владимирского (Москва), (протокол № 9 от 2.10.2014).

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. Работа поддержана РФФИ (гранты № 19-015-00192, 20-015-00370) и Министерством науки и образования РФ.

Благодарности. Авторы выражают глубокую благодарность проф. Жану Массьону за обсуждение результатов исследования.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Given J.D., Dewald J.P., Rymer W.Z.* Joint dependent passive stiffness in paretic and contralateral limbs of spastic patients with hemiparetic stroke // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.* 1995. V. 59. № 3. P. 271.
2. *Levin M.F.* Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis // *Brain.* 1996. V. 119. P. 281.
3. *Beer R.F., Dewald J.P., Dawson M.L., Rymer W.Z.* Target-dependent differences between free and constrained arm movements in chronic hemiparesis // *Exp. Brain Res.* 1989. V. 156. № 4. P. 458.
4. *Haaland K.Y., Harrington D.L.* Hemispheric asymmetry of movement // *Curr. Opin. Neurobiol.* 1996. V. 6. № 6. P. 796.
5. *Sunderland A.* Recovery of ipsilateral dexterity after stroke // *Stroke.* 2000. V. 31. № 2. P. 430.
6. *Duque J., Hummel F., Celnik P. et al.* Transcallosal inhibition in chronic subcortical stroke // *Neuroimage.* 2005. V. 28. № 4. P. 940.
7. *Gerloff C., Bushara K., Sailer A. et al.* Multimodal imaging of brain reorganization in motor areas of the contralesional hemisphere of well recovered patients after capsular stroke // *Brain.* 2006. V. 129. P. 791.
8. *Desrosiers J., Bourbonnais D., Bravo G. et al.* Performance of the 'unaffected' upper extremity of elderly stroke patients // *Stroke.* 1996. V. 27. № 9. P. 1564.
9. *Lang C.E., Wagner J.M., Edwards D.F., Dromerick A.W.* Upper extremity use in people with hemiparesis in the first few weeks after stroke // *J. Neurol. Phys. Ther.* 2007. V. 31. № 2. P. 56.
10. *Wetter S., Poole J.L., Haaland K.Y.* Functional implications of ipsilesional motor deficits after unilateral stroke // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2007. V. 86. № 4. P. 776.
11. *Rinehart J.K., Singleton R.D., Adair J.C. et al.* Arm use after left or right hemiparesis is influenced by hand preference // *Stroke.* 2009. V. 40. № 2. P. 545.
12. *Vega-González A., Granat M.H.* Continuous monitoring of upper-limb activity in a free-living environment // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2005. V. 86. № 3. P. 541.
13. *Sainburg R.L., Maenza C., Winstein C., Good D.* Motor lateralization provides a foundation for predicting and treating non-paretic arm motor deficits in stroke // *Adv. Exp. Med. Biol.* 2016. V. 957. P. 257.
14. *Pandian S., Arya K.N., Kumar D.* Effect of motor training involving the less-affected side (MTLA) in post-stroke subjects: a pilot randomized controlled trial // *Top. Stroke Rehabil.* 2015. V. 22. № 5. P. 357.
15. *Maenza C., Wagstaff D.A., Varghese R. et al.* Remedial training of the less-impaired arm in chronic stroke survivors with moderate to severe upper-extremity paresis improves functional independence: a pilot study // *Front. Hum. Neurosci.* 2021. V. 15. P. 645714.

16. *Delden van A.E.Q., Peper C.E., Beek P.J., Kwakkel G.* Unilateral versus bilateral upper limb exercise therapy after stroke: A systematic review // *J. Rehabil. Med.* 2012. V. 44. № 2. P. 106.
17. *Ang K.K., Guan C., Chua K.S.G. et al.* A large clinical study on the ability of stroke patients to use an EEG-based motor imagery brain-computer interface // *Clin. EEG Neurosci.* 2011. V. 42. № 4. P. 253.
18. *Ang K.K., Guan C., Phua K.S. et al.* Brain-computer interface-based robotic end effector system for wrist and hand rehabilitation: results of a three-armed randomized controlled trial for chronic stroke // *Front. Neuroeng.* 2014. V. 7. P. 30.
19. *Ang K.K., Chua K.S.G., Phua K.S. et al.* A randomized controlled trial of EEG-based motor imagery brain-computer interface robotic rehabilitation for stroke // *Clin. EEG Neurosci.* 2015. V. 46. № 4. P. 310.
20. *Ramos-Murguialday A., Broetz D., Rea M. et al.* Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: a controlled study // *Ann. Neurol.* 2013. V. 74. № 1. P. 100.
21. *Ono T., Shindo K., Kawashima K. et al.* Brain-computer interface with somatosensory feedback improves functional recovery from severe hemiplegia due to chronic stroke // *Front. Neuroeng.* 2014. V. 7. P. 19.
22. *Frolov A.A., Mokienko O., Lyukmanov R. et al.* Post-stroke rehabilitation training with a motor-imagery based brain-computer interface (BCI)-controlled hand exoskeleton: a randomized controlled multicenter trial // *Front. Neurosci.* 2017. V. 11. P. 400.
23. *Buch E., Weber C., Cohen L.G. et al.* Think to move: a neuromagnetic brain-computer interface (BCI) system for chronic stroke // *Stroke.* 2008. V. 39. № 3. P. 910.
24. *Бирюкова Е.В., Павлова О.Г., Курганская М.Е. и др.* Восстановление двигательной функции руки с помощью экзоскелет кисти, управляемого интерфейсом “мозг-компьютер”. Случай пациента с обширным поражением мозговых структур // *Физиология человека.* 2016. Т. 42. № 1. С. 19.
Biryukova E.V., Pavlova O.G., Kurganskaya M.E. et al. Recovery of the motor function of the arm with the aid of a hand exoskeleton controlled by a brain-computer interface in a patient with an extensive brain lesion // *Human Physiology.* 2016. V. 42. № 1. P. 13.
25. *Young B.M., Nigogosyan Z., Walton L.M. et al.* Changes in functional brain organization and behavioral correlations after rehabilitative therapy using a brain-computer interface // *Front. Neuroeng.* 2014. V. 7. P. 26.
26. *Cervera M.A., Soekadar S.R., Ushiba J. et al.* Brain-computer interfaces for post-stroke motor rehabilitation: a metaanalysis // *Ann. Clin. Transl. Neurol.* 2018. V. 5. № 5. P. 651.
27. *Котов С.В., Романова М.В., Кондур А.А. и др.* Реорганизация биоэлектрической активности неокортекса после инсульта в процессе реабилитации с использованием интерфейса “мозг-компьютер”, управляющего экзоскелетом кисти // *Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова.* 2020. Т. 70. № 2. С. 217.
28. *Frolov A.A., Bobrov P.D., Biryukova E.V. et al.* Electrical, hemodynamic and motor activities in post-stroke rehabilitation provided by the hand exoskeleton under control of brain-computer interface: clinical case study // *Front. Neurol.* 2018. V. 9. P. 1135.
29. *Кондур А.А., Бирюкова Е.В., Котов С.В. и др.* Кинематический портрет пациента как объективный показатель состояния двигательной функции в процессе нейрореабилитации с использованием экзоскелета руки, управляемого интерфейсом мозг-компьютер // *Ученые записки СПбГМУ им. И.П. Павлова.* 2016. Т. 23. № 3. С. 28.
30. *Dzhalagoniya I., Biryukova E., Bushkova Y. et al.* Biomechanical assessment of Fugl-Meyer score: the case of one post stroke patient who has undergone the rehabilitation using hand exoskeleton controlled by brain-computer interface // *Int. J. Phys. Med. Rehabil.* 2018. V. 6. № 3. P. 2.
31. *Maenza C., Good D.C., Winstein C.J. et al.* Functional deficits in the less-impaired arm of stroke survivors depend on hemisphere of damage and extent of paretic arm impairment // *Neurorehabil. Neur. Rep.* 2020. V. 34. № 1. P. 39.
32. *Schaefer S.Y., Haaland K.Y., Sainburg R.L.* Ipsilesional motor deficits following stroke reflect hemispheric specializations for movement control // *Brain.* 2007. V. 130. P. 2146.
33. *Schaefer S.Y., Haaland K.Y., Sainburg R.L.* Hemispheric specialization and functional impact of ipsilesional deficits in movement coordination and accuracy // *Neuropsychologia.* 2009. V. 47. № 13. P. 2953.
34. *Mani S., Mutha P.K., Przybyla A. et al.* Contralateral motor deficits after unilateral stroke reflect hemisphere-specific control mechanisms // *Brain.* 2013. V. 136. P. 1288.
35. *Mutha P.K., Haaland K.Y., Sainburg R.L.* Rethinking motor lateralization: specialized but complementary mechanisms for motor control of each arm // *PLoS One.* 2013. V. 8. № 3. P. e58582.
36. *Fugl-Meyer A.R., Jääskö L., Leyman I. et al.* The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance // *Scand. J. Rehabil. Med.* 1975. V. 7. № 1. P. 13.
37. *Woytowicz E.J., Rietschel J., Goodman R.N. et al.* Determining levels of upper extremity movement impairment by applying a cluster analysis to the Fugl-Meyer assessment of the upper extremity in chronic stroke // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2017. V. 98. № 3. P. 456.
38. *Бобров П.Д., Коршаков А.В., Роцин В.Ю., Фролов А.А.* Байесовский подход к реализации интерфейса мозг-компьютер, основанного на представлении движений // *Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова.* 2012. Т. 62. № 1. С. 89.
39. *Lemon R.* Descending pathways in motor control // *Annu. Rev. Neurosci.* 2008. V. 31. P. 195.
40. *Biryukova E.V., Roby-Brami A., Frolov A.A., Mokhtari M.* Kinematics of human arm reconstructed from Spatial Tracking System recordings // *J. Biomech.* 2000. V. 33. № 8. P. 985.
41. *Хемминг Р.В.* Численные методы для научных работников и инженеров. М.: Наука, 1972. С. 400.
42. *Кондур А.А., Бирюкова Е.В., Фролов А.А. и др.* Восстановление двигательной функции руки после инсульта с помощью интерфейса “мозг-компьютер”, управляющего экзоскелетом кисти: эффект п

- овторных госпитализаций // Физиология человека. 2020. Т. 46. № 3. С. 99.
- Kondur A.A., Biryukova E.V., Frolov A.A. Rehabilitation of the Arm Motor Function in Poststroke Patients with an Exoskeleton—Controlling Brain—Computer Interface: Effect of Repeated Hospitalizations // Human Physiology. V. 46. № 3. P. 321.
43. Bradnam L.V., Stinear C.M., Byblow W.D. Ipsilateral motor pathways after stroke: implications for non-invasive brain stimulation // Front. Hum. Neurosci. 2013. V. 7. P. 184.
44. Noskin O., Krakauer J.W., Lazar R.M. et al. Ipsilateral motor dysfunction from unilateral stroke: implications for the functional neuroanatomy of hemiparesis // J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry. 2008. V. 79. № 4. P. 401.
45. Jayasinghe S.A.L., Good D., Wagstaff D.A. et al. Motor deficits in the ipsilesional arm of severely paretic stroke survivors correlate with functional independence in left, but not right hemisphere damage // Front. Hum. Neurosci. 2020. V. 14. P. 599220.
46. Jebson R.H., Taylor N., Trieschmann R.B. et al. An objective and standardized test of hand function // Arch. Phys. Med. Rehab. 1969. V. 50. № 6. P. 311.
47. Haaland K.Y., Prestopnik J.L., Knight R.T., Lee R.R. Hemispheric asymmetries for kinematic and positional aspects of reaching // Brain. 2004. V. 127. P. 1145.
48. Winstein C.J., Pohl P.S. Effects of unilateral brain damage on the control of goal-directed hand movements // Exp. Brain Res. 1995. V. 105. № 1. P. 163.
49. Mutha P.K., Haaland K.Y., Sainburg R.L. The effects of brain lateralization on motor control and adaptation // J. Mot. Behav. 2012. V. 44. № 6. P. 455.
50. Schaefer S.Y., Mutha P.K., Haaland K.Y., Sainburg R.L. Hemispheric specialization for movement control produces dissociable differences in online corrections after stroke // Cereb. Cortex. 2012. V. 22. № 6. P. 1407.
51. Sainburg R.L., Kalakanis D. Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching // J. Neurophysiol. 2000. V. 83. № 5. P. 2661.
52. Johansson G.M., Grip H., Levin M.F., Häger C.K. The added value of kinematic evaluation of the timed finger-to-nose test in persons post-stroke // J. NeuroEng. Rehab. 2017. V. 14. № 1. P. 11.
53. Rodrigues M.R.M., Slimovitch M., Chilingaryan G., Levin M.F. Does the Finger-to-Nose Test measure upper limb coordination in chronic stroke? // J. NeuroEng. Rehab. 2017. V. 14. № 1. P. 6.
54. Flash T., Hogan N. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model // J. Neurosci. 1985. V. 5. № 7. P. 1688.
55. Mutha P.K., Sainburg R.L., Haaland K.Y. Coordination deficits in ideomotor apraxia during visually targeted reaching reflect impaired visuomotor transformations // Neuropsychologia. 2010. V. 48. № 13. P. 3855.
56. Zackowski K.M., Dromerick A.W., Sahrmann S.A. et al. How do strength, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis? // Brain. 2004. V. 127. № 5. P. 1035.
57. Kawashima R., Yamada K., Kinomura S. et al. Regional cerebral blood flow changes of cortical motor areas and prefrontal areas in humans related to ipsilateral and contralateral hand movement // Brain Res. 1993. V. 623. № 1. P. 33.
58. Kim S.G., Ashe J., Hendrich K. et al. Functional magnetic resonance imaging of motor cortex: Hemispheric asymmetry and handedness // Science. 1993. V. 261. № 5121. P. 615.
59. Cavallari P., Bolzoni F., Bruttini C., Esposti R. The organization and control of intra-limb anticipatory postural adjustments and their role in movement performance // Front. Hum. Neurosci. 2016. V. 10. P. 525.
60. Bruttini C., Esposti R., Bolzoni F., Cavallari P. Ischemic block of the forearm abolishes finger movements but not their associated anticipatory postural adjustments // Exp. Brain Res. 2014. V. 232. № 6. P. 1739.
61. Dickstein R., Shefi S., Marcovitz E., Villa Y. Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in post stroke hemiparetic patients // Arch. Phys. Med. Rehabil. 2004. V. 85. № 2. P. 261.
62. Yang C.-L., Creath R.A., Magder L. et al. Impaired posture, movement preparation, and execution during both paretic and nonparetic reaching following stroke // J. Neurophysiol. 2019. V. 121. № 4. P. 1465.
63. Bruttini C., Esposti R., Bolzoni F., Cavallari P. Higher precision in pointing movements of the preferred vs. non-preferred hand is associated with an earlier occurrence of anticipatory postural adjustments // Front. Hum. Neurosci. 2016. V. 10. P. 365.
64. Massion J., Ioffe M., Schmitz C. et al. Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects // Exp. Brain Res. 1999. V. 128. № 1–2. P. 229.
65. Viallet F., Massion J., Massarino R., Khalil R. Coordination between posture and movement in a bimanual load lifting task: putative role of a medial frontal region including the supplementary motor area // Exp. Brain Res. 1992. V. 88. № 3. P. 674.
66. Hsieh C.L., Sheu C.F., Hsueh I.P., Wang C.H. Trunk control as an early predictor of comprehensive activities of daily living function in stroke patients // Stroke. 2002. V. 33. № 11. P. 2626.
67. Hoyer E.H., Celnik P.A. Understanding and enhancing motor recovery after stroke using transcranial magnetic stimulation // Restor. Neurol. Neurosci. 2011. V. 29. № 6. P. 395.
68. Dodd K.C., Nair V.A., Prabhakaran V. Role of the contralesional vs. ipsilesional hemisphere in stroke recovery // Front. Hum. Neurosci. 2017. V. 11. P. 469.
69. Song J., Young B. M., Nigogosyan Z. et al. Characterizing relationships of DTI, fMRI, and motor recovery in stroke rehabilitation utilizing brain-computer interface technology // Front. Neuroeng. 2014. V. 7. P. 31.
70. Bundy D.T., Souders L., Baranyai K. et al. Contralesional brain-computer interface control of a powered exoskeleton for motor recovery in chronic stroke survivors // Stroke. 2017. V. 48. № 7. P. 1908.
71. Pichiorri F., Morone G., Petti M. et al. Brain-computer interface boosts motor imagery practice during stroke recovery // Ann. Neurol. 2015. V. 77. № 5. P. 851.

Non-Paretic Arm Motor Deficit and Recovery as a Function of Damage Lateralization after Stroke: Biomechanical Study

E. V. Biryukova^a, A. A. Kondur^b, S. V. Kotov^{b, *}, L. G. Turbina^b, P. D. Bobrov^{a, c}

^a*Institute of Higher Nervous Activity and Neurophysiology of RAS, Moscow, Russia*

^b*Vladimirskiy Moscow Regional Research and Clinical Institute, Moscow, Russia*

^c*Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia*

*E-mail: kotovsv@yandex.ru

The aim was to study the dependence of post stroke motor impairments of the paretic and the intact arm of lesion lateralization and paresis severity. The influence of lateralization of the lesion and the severity of paresis on the recovery of motor functions after rehabilitation using a hand exoskeleton controlled by a brain-computer interface was also studied. The study included 24 patients, 12 with left hemisphere involvement and 12 with right hemisphere involvement. Each group included 6 patients with moderate paresis and 6 patients with severe paresis. As motor tests, isolated movements in the joints of the paretic and intact hands were used before and after the rehabilitation course. Joint torque and motion isolation degree were used to assess motor function. It is shown that the muscle moments of the intact arm are greater in the case of damage to the left hemisphere; the asymmetry of the moments in the joints in this case was more pronounced than in the case of damage to the right hemisphere. This may be due to a greater imbalance in the activity of the hemispheres. The effectiveness of rehabilitation was manifested in: 1) an increase in moments in the joints in both paretic and intact hands; 2) an increase in the symmetry of the biomechanical parameters of the paretic and intact hands, which may indicate the restoration of the balance of the activity of the hemispheres. Biomechanical analysis of isolated movements allows suggests the pronation-supination in the vertical position of the arm as a sensitive indicator of motor function recovery after stroke.

Keywords: intact arm, paretic arm, lesion lateralization, movement recovery after stroke, biomechanical analysis, brain-computer interface.