

УДК 612.821

АКТИВАЦИЯ СЕНСОМОТОРНОЙ КОРЫ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ АППАРАТА ДЛЯ МЕХАНИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ ОПОРНЫХ ЗОН СТОПЫ

© 2012 г. Е. И. Кремнева¹, Л. А. Черникова¹, Р. Н. Коновалов¹, М. В. Кротенкова¹, И. В. Саенко², И. Б. Козловская²

¹ Научный центр неврологии РАМН, Москва

² Учреждение Российской академии наук ГНЦ РФ – Институт медико-биологических проблем РАН, Москва

Поступила в редакцию 15.07.2011 г.

Многочисленные исследования механизмов управления движениями, выполненные в интересах космической медицины, явились основанием для развития представлений о ведущей роли опорного входа в регуляции позно-тонической системы млекопитающих. Внедрение методики функциональной магнитно-резонансной томографии (фМРТ) позволило изучить *in vivo* активность различных участков мозга при стимуляции опорной афферентации. Целью нашей работы было выявление зон активации головного мозга при механической стимуляции опорных зон стопы в различных режимах при помощи специального имитатора “Корвит”. Были обследованы 12 здоровых добровольцев обоего пола в возрасте от 22 до 42 лет, которым однократно проводилась фМРТ. Во время сканирования каждому испытуемому была проведена стимуляция опорных зон стопы: 1) в режиме имитации опоры на обе ноги (стояния) и 2) в режиме имитации медленной ходьбы; использовался блоковый дизайн. Паттерны активации при каждом режиме исследования анализировались при помощи пакета статистической обработки *SPM5* для каждого из испытуемых и для группы в целом. Во всех парадигмах значимая активация ($p_{\text{коррект}} < 0,05$ на кластерном уровне) была получена в первичной соматосенсорной коре, премоторной и дорсолатеральной префронтальной коре, островковой доле. При имитации опоры на нижние конечности определялось большее вовлечение префронтальной коры, при имитации медленной ходьбы — обширное вовлечение первичной и вторичной сенсомоторной коры.

Ключевые слова: фМРТ, сенсомоторная кора, имитация опоры на обе стопы, имитация медленной ходьбы.

Ходьба является наиболее естественной локомоцией человека. Ее осуществление происходит при помощи системы постурального контроля — регуляции положения тела в пространстве [1], которая состоит из двух подсистем [2]. К первой, мышечно-скелетной, относятся, например, угол движения в суставах, свойства мышц, эластичность и гибкость позвоночного столба, биомеханические процессы между соседними сегментами тела. Вторая подсистема — невральная, и в ней, в свою очередь, выделяют двигательную часть (прежде всего, нервно-мышечные синергии), сенсорную (соматосенсорная, вестибулярная и зрительная афферентация) и высшую центральную часть (это, в первую очередь, двигательная память). Соматосенсорные сигналы — проприоцепция и опорная афферентация, т.е. информация о контакте ноги с опорой — наряду с указанными выше видами чувствительности служат триггерами, запускающими нервно-мышечные синергии и, как следствие, сам процесс ходьбы.

Одним из направлений развития и углубления представления о пусковой роли опорной депривации в развитии двигательных нарушений являлись исследования двигательной сферы, проведенные в интересах космической медицины. Выполненные исследования показали, что центральным механизмом запуска двигательных изменений в условиях невесомости является устранение опоры и, соответственно, уменьшение притока раздражений от опорных рецепторов. Это обуславливает в первую (срочную) фазу воздействия невесомости существенное снижение активности тонических двигательных единиц и, соответственно, — снижение мышечного тонуса [3]. В дальнейшем, в фазу хронической адаптации, реорганизуется нервно-мышечная передача, изменяется скорость проведения возбуждения по медленным мышечным волокнам, нарушается электромеханическое сопряжение [4]. В итоге развиваются снижение собственных жесткостных свойств мышечных волокон и атрофия сократительного аппарата [5].



Рис. 1. Подошвенный имитатор опорной нагрузки “Корвит”.



Рис. 2. Инструктирование пациента непосредственно перед началом сканирования.

Эти данные явились основанием для развития представлений о ведущей роли опорного входа в регуляции позно-тонической системы млекопитающих.

Благодаря развитию современных технологий, в настоящее время появилась возможность *in vivo* исследовать активацию головного мозга в ответ на стимуляцию проприоцепторов при ходьбе. К одной из методик, позволяющих проводить подобные исследования, относится методика *BOLD*-контрастной функциональной магнитно-резонансной томографии (фМРТ), при которой выявляются изменения гемодинамики в отдельных участках головного мозга в ответ на их активацию. К сожалению, сам процесс ходьбы в условиях горизонтально расположенного МР-томографа невозможен. Поэтому существуют различные варианты дизайна исследования для выявления зон активации, ответственных за ходьбу: обследуемому предлагают вообразить необходимое движение [6–8] или же используют различные приспособления и устройства для осуществления пассивного движения конечностей в режиме ходьбы [9, 10].

Целью нашей работы было выявление зон активации головного мозга при механической стимуляции опорных зон стопы, имитирующей процессы стояния и ходьбы, при помощи специального имитатора “Корвит”, разработанного в Институте медико-биологических проблем РАН.

МЕТОДИКА

В исследовании участвовали 12 здоровых добровольцев (6 женщин, 6 мужчин) в возрасте от 22 до 42 лет (средний возраст 28.8 лет). Все испытуемые — правши, доминирование правой руки подтверждалось с помощью Эдинбургского теста для определения рабочей руки [11]. У всех испытуемых отсутствовали неврологические, психические, сердечно-сосудистые заболевания в анамнезе, а также изменения вещества головного мозга по данным МРТ в стандартных режимах.

Стимуляция проводилась при помощи совместимого с МРТ подошвенного имитатора опорной нагрузки “Корвит”, разработанного в Институте медико-биологических проблем РАН для пациентов с длительной иммобилизацией (рис. 1–2). Имитатор состоит из блока управления, блока питания, воздухопроводов, пневмоортезов со встроенными в стельки пневмокамерами, закрепляющихся на ступнях обследуемого. Работа аппарата осуществляется по принципу создания пневмомеханического давления на соответствующие опорные зоны стопы с помощью пневмокамер, работающих в режимах реальных локомоций. При этом пневмокамеры вмонтированы в стельку таким образом, чтобы осуществлять стимуляцию участков ступней с максимальной плотностью механорецепторов. При подобном моделировании опорных реакций формируется мощный афферентный поток импульсации, который оказывает регулирующее действие на структуры ЦНС, контролиру-

щие движение, и моделирует сенсорный образ ходьбы.

В течение одной сессии (рис. 2) каждому испытуемому выполнялось по 2 режима сканирования: каждый режим начинался с периода покоя, во время которого любая стимуляция отсутствовала; затем следовал период активации — стимуляции опорных зон стопы в режиме имитации опоры на нижние конечности (1-й режим) и имитации медленной ходьбы (2-й режим). Данные периоды чередовались по 3 раза для каждого режима. Общая продолжительность каждого задания составила 3 мин 53 с, за которые всего было получено 60 функциональных срезов головного мозга.

MPT-данные были получены на МР-томографе с напряженностью магнитного поля 1.5 Т (Magnetom Avanto фирмы Siemens, Erlangen, Германия). Исследование начиналось со стандартного режима T_2 турбо-спин эхо в аксиальной проекции для исключения патологических изменений вещества головного мозга. Для получения анатомических данных выполнялось исследование в режиме 3D- T_1 градиентное эхо (T_1 -mpr) с получением набора из 176 сагиттальных срезов, покрывающих весь объем вещества мозга (время повторения (TR) — 1940 мс, время эхо (TE) — 3.1 мс, угол наклона — 15 град, матрица — 256×256 мм, толщина среза — 1.0 мм, размер вокселя — $1 \times 1 \times 1$ мм). Затем последовательно были получены 2 набора функциональных данных (для каждой из парадигм) в режиме T_2^* -градиентное эхо в аксиальной проекции (TR — 3800 мс, TE — 50 мс, угол наклона — 90 град, матрица — 64×64 мм, толщина среза — 3.0 мм, размер вокселя — $3 \times 3 \times 3$ мм, 36 срезов в слабе). Каждый T_2^* режим включал в себя 60 измерений всего объема вещества мозга.

Оценка полученных данных проводилась при помощи пакета для статистической обработки SPM5 (Wellcome Trust Centre of Neuroimaging, London, UK) отдельно для каждой парадигмы на этапе препроцессинга. Все объемы функциональных данных были выровнены относительно первого для коррекции движения испытуемого, после чего средний функциональный файл линейно корегистрировался с соответствующим анатомическим файлом с последующей пространственной нормализацией первого ($3 \times 3 \times 3$ мм) и второго ($1 \times 1 \times 1$ мм) относительно стандартного пространства координат Монреальского Неврологического Института — Montreal Neurological Institute (MNI). Непосредственно перед статистическим анализом преобразованные функциональные данные размывались при помощи гауссовой функции с размером ядра $10 \times 10 \times 10$ мм для увеличения соотношения сигнал-шум (за счет ослабления высокочастотного шума) и компенсации вариативности строения извилин между субъектами. Статистические параметрические карты генериро-

вались на основании повоксельного сравнения при помощи общей линейной модели (*general linear model*) [12]. Для снижения артефактов от движения испытуемого параметры ригидной трансформации при выравнивании вводились в качестве регрессоров при статистической обработке первого уровня (для каждого испытуемого). При групповом анализе применялась модель со случайными уровнями факторов (*random effects model*) с установленным порогом статистической значимости $p < 0.001$ (без коррекции) для выявления значимых зон активации. В результатах представлены только зоны активации (кластеры) с $p_{\text{коррект}} < 0.05$ на кластерном уровне.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Полученные результаты (групповые карты активации) для каждого задания представлены в таблице и на рис. 3.

При групповом анализе данных первого задания — имитации опоры на нижние конечности — отмечается двусторонняя активация первичной и вторичной зон сенсомоторной коры: в постцентральных извилинах (3 поле Бродмана — ПБ), верхних и нижних теменных долях (7 и 40 ПБ, соответственно), верхних лобных извилинах (6 ПБ — SMA), а также правосторонняя активация в прецентральной извилине (4 ПБ) и дорсолатеральной префронтальной коре (46, 9 ПБ). В выполнении задания также задействованы подкорковые структуры (хвостатое ядро, ограда, таламус), мозжечок. Зоны активации выявлены и в обеих островковых долях (13 ПБ).

В ходе обработки групповых данных второго задания — в режиме имитации медленной ходьбы — также была выявлена активация сенсомоторной коры: в парацентральных долях (1, 2, 3, 4 ПБ), постцентральных извилинах (2 ПБ), нижних теменных долях (40 ПБ), верхних лобных извилинах (6 ПБ) с обеих сторон. Также отмечались зоны активации в обеих островковых долях (13 ПБ), в нижней лобной извилине слева (9 ПБ), мозжечке, оgrade справа.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Основные характеристики локомоции, т.е. перемещения человека или животного в окружающей среде при помощи координированных движений конечности, так же как и принятия и поддержания позы (позные функции), запрограммированы на уровне спинного мозга; однако у человека очень хорошо развит супраспинальный контроль спинальных генераторов шагания и поддержания позы: при потере супраспинального управления (например, при параплегии с полным разрывом спинного мозга) человек, в отличие от низших млекопитающих, теряет способность к

Зоны активации для каждого задания (групповой анализ, $p_{\text{коррект}} < 0.05$).

Локализация зоны активации	Поле Бродмана	Координаты			
		<i>x</i>	<i>y</i>	<i>z</i>	<i>T</i>
Имитация опоры на нижние конечности					
верхняя лобная извилина, <i>R-SMA</i>	6	18	3	63	6.27
верхняя лобная извилина, <i>L-SMA</i>	6	−15	9	63	5.99
верхняя лобная извилина, <i>L</i>	8	−12	36	48	5.66
прецентральная извилина, <i>R</i>	4	18	−21	69	4.84
верхняя теменная доля, <i>L</i>	7	−15	−57	66	6.03
верхняя теменная доля, <i>R</i>	7	15	−54	66	5.95
постцентральная извилина, <i>L</i>	3	−12	−45	69	5.06
постцентральная извилина, <i>R</i>	3	24	−36	57	4.77
надкраевая извилина, <i>L-IPL</i>	40	−63	−24	39	4.6
надкраевая извилина, <i>R-IPL</i>	40	66	−24	39	4.54
средняя лобная извилина, <i>R-DLPFC</i>	46	54	21	27	4.46
средняя лобная извилина, <i>R-DLPFC</i>	9	57	9	33	4.48
хвостатое ядро (головка и тело), <i>L</i>		−3	9	6	5.37
островковая доля, <i>R</i>	13	36	12	0	5.18
островковая доля, <i>L</i>	13	−36	−21	6	4.33
ограда, <i>R</i>		36	−15	3	4.33
таламус, <i>L</i>		−15	−30	9	4.36
передняя доля мозжечка, <i>R</i>		9	−45	−12	4.54
Имитация медленной ходьбы					
надкраевая извилина, <i>L-6IPL</i>	40	−48	−33	27	8.32
надкраевая извилина, <i>R-IPL</i>	40	51	−27	27	7.89
постцентральная извилина, <i>L</i>	2	−60	−27	18	8
постцентральная извилина, <i>R</i>	2	66	−21	30	6.7
парацентральная доля, <i>R</i>	4 + 1, 2, 3	9	−36	69	7.16
парацентральная доля, <i>L</i>	4 + 1, 2, 3	−12	−45	69	5.44
островковая доля, <i>L</i>	13	−33	−27	15	5.89
островковая доля, <i>R</i>	13	33	−24	15	4.12
островковая доля, <i>L</i>		−36	−6	9	4.66
верхняя лобная извилина, <i>L</i> и <i>R-SMA</i>	6	−9	−15	69	5.66
средняя лобная извилина, <i>L-DLPFC</i>	9	−42	3	36	7.07
ограда, <i>R</i>		36	−15	3	4.99
передняя доля мозжечка, <i>L</i>		−18	−36	−24	4.47
передняя доля мозжечка, <i>R</i>		15	−36	−27	4.15
нижняя лобная извилина, <i>L</i>	45	−48	24	21	4.07

Примечание. *R* – правое полушарие большого мозга, *L* – левое полушарие большого мозга, *SMA* – дополнительная моторная кора, *DLPFC* – дорсолатеральная префронтальная кора, *IPL* – нижняя теменная доля.

шагательным движениям [13]. Экспериментальных данных о роли коры полушарий большого мозга в локомоции мало, что и побудило нас к изучению корковых представительства этих функций

при помощи подошвенного имитатора опорной нагрузки в условиях фМРТ. Конечно, подобным образом мы воссоздаем только один из компонентов двигательного процесса, однако известно, что

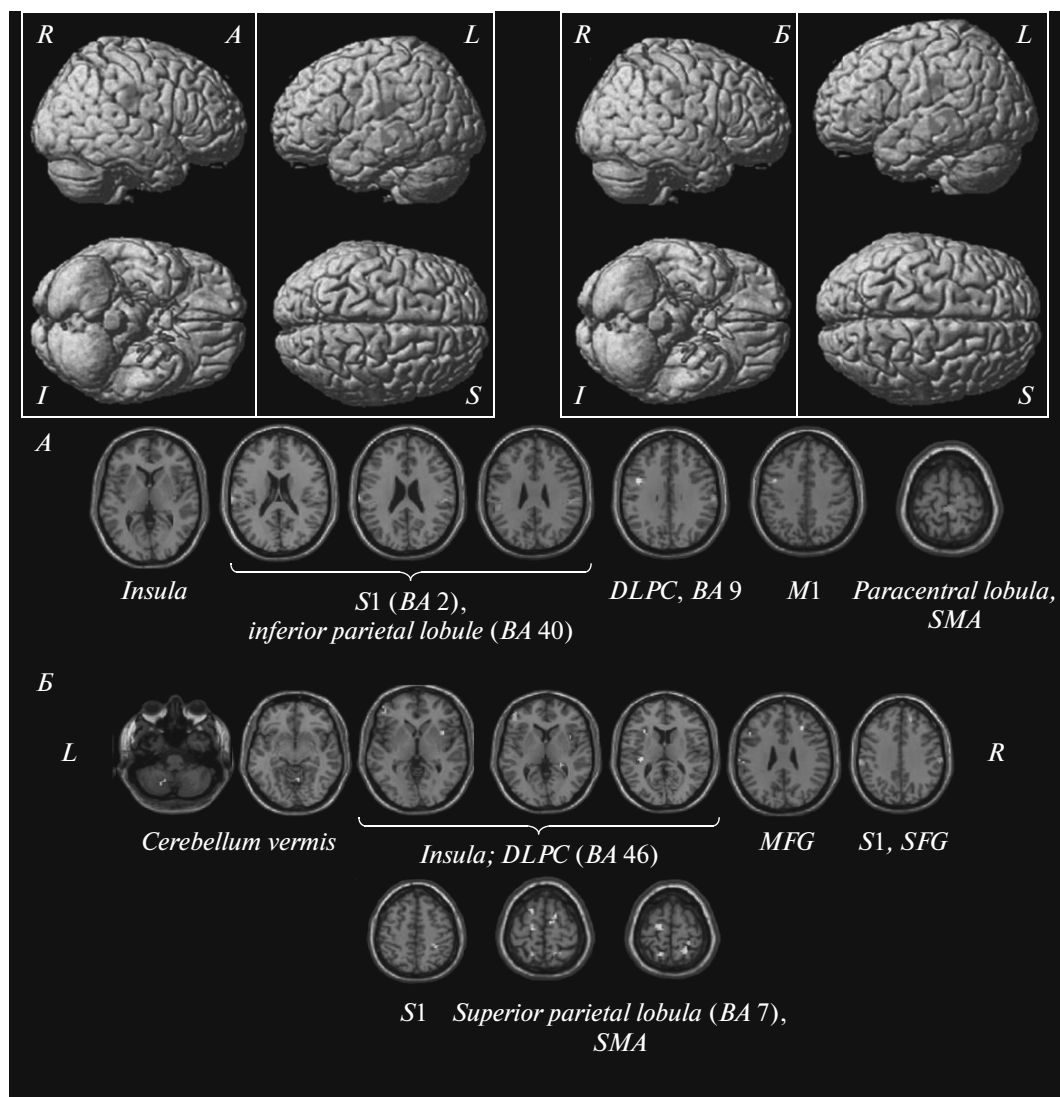


Рис. 3. Зоны активации (групповой анализ) при выполнении заданий, наложенные на объемное изображение головного мозга (вверху), и срезы в аксиальной проекции (внизу; цифры — расстояние в мм до среза относительно референтной плоскости (0) на уровне передней спайки мозга). *А* — режим имитации опоры на нижние конечности; *Б* — режим имитации ходьбы. *Р* — правое полушарие большого мозга, *Л* — левое полушарие, *И* — нижняя поверхность, *С* — верхняя поверхность. Зоны активации: *S1* — первичная сенсорная кора, *DLPFC* — дорсолатеральная префронтальная кора, *M1* — первичная моторная кора, *SMA* — премоторная кора, *MFG* — средняя лобная извилина, *SFG* — верхняя лобная извилина; ПБ — поле Бродмана.

проприоцептивные и кожные стимулы также влияют на локомоцию: они могут индуцировать и поддерживать шагательные ритмы [13].

С помощью разработанных нами заданий — стимуляции опорных зон стоп в режимах стояния (1) и медленной ходьбы (2) — были локализованы участки активации головного мозга, схожие с данными классической нейрофизиологии и работами исследователей в области функциональной нейровизуализации [7, 13–15]. В обеих парадигмах отмечается активация первичной сенсорной коры (*S1*) (2.3 поля Бродмана) в ответ на стимуляцию подошвенных механорецепторов; интересным явля-

ется тот факт, что данная активация наблюдается не только по медиальной поверхности полушарий, но и в нижних отделах постцентральных извилин, что не вполне согласуется с общепринятой соматотопической организацией корковой зоны *S1* у человека [13, 16] и может свидетельствовать о более широком вовлечении коры головного мозга в ответ на локальную стимуляцию того или иного участка кожи. В режиме имитации медленной ходьбы участки активации первичной сенсорной коры являлись частью обширных двусторонних зон активации в парацентральных долях, включающих в себя и первичную моторную кору (*M1*), что доказывает действенность данной парадигмы

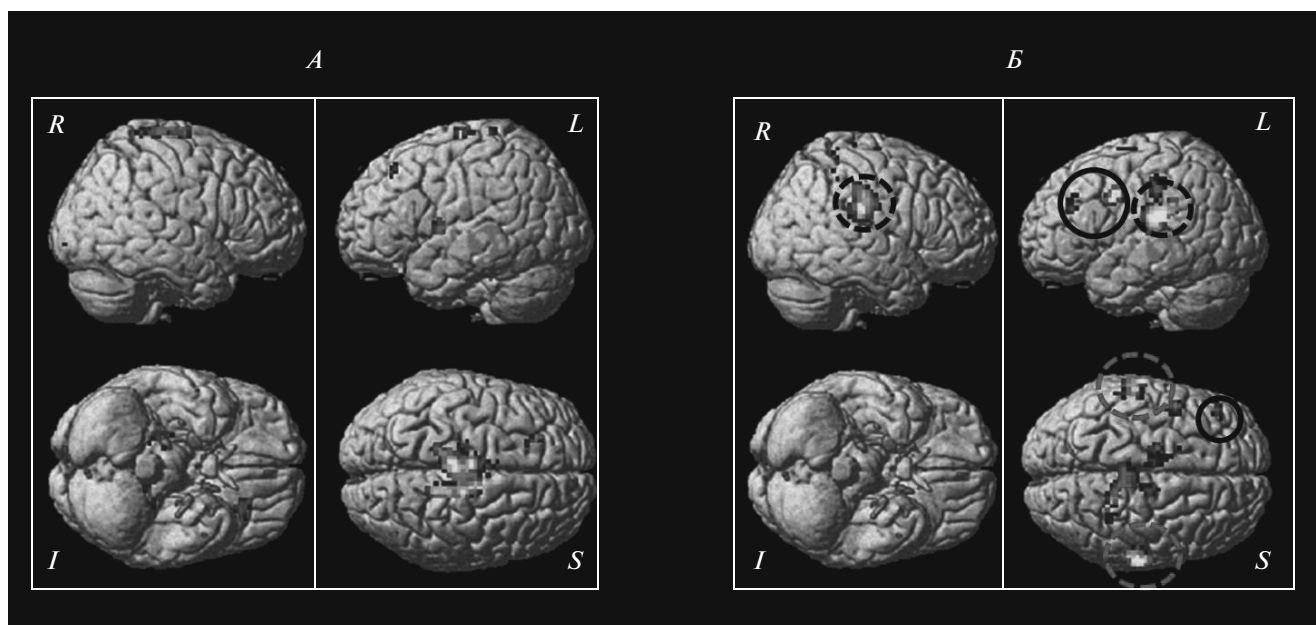


Рис. 4. Зоны активации при активном попеременном подошвенном сгибании-разгибании стоп (*А*) и при имитации медленной ходьбы (*Б*), наложенные на объемное изображение головного мозга. Пунктирной линией обведена нижняя париетальная доля, сплошной — дорсолатеральная префронтальная кора. *R* — правое полушарие большого мозга, *L* — левое полушарие, *I* — нижняя поверхность, *S* — верхняя поверхность.

для имитации именно активных движений. Важно отметить активацию 6 ПБ, к которому относится латеральная (премоторная) зона, которая в иностранной литературе часто обозначается как *SMA* — supplementary motor area. Двусторонняя активация этой зоны в нашей работе выявлялась в обеих парадигмах, поскольку считается, что *SMA* активизируется при намерении выполнить действие (при этом само действие может и не последовать) и его прогнозировании [16], а также при стимуляции движения без его выполнения [17], что и происходило в наших заданиях. Как следствие подобных функций *SMA*, в работах исследователей была продемонстрирована роль этой зоны в иницировании и прекращении процесса ходьбы [18–20].

Также была получена активация задних теменных областей, представляющих собой сложную ассоциативную кору, а именно: верхняя и нижняя теменные доли (7 и 40 ПБ, соответственно) с обеих сторон в режиме имитации опоры на нижние конечности, и нижние теменные доли (больше слева) (40 ПБ) в режиме имитации ходьбы. Верхняя теменная доля и предклинье вовлечены в процессы (в том числе и двигательные), где необходимо вовлечение памяти и внимания [21], нижняя теменная доля играет важную роль в оценке когнитивных стратегий и моторных программ, вовлеченных при последовательных движениях ногами [22, 23]. При этом в литературе отмечается тот факт, что активация нижней теменной доли при выполнении сложных двигательных актов у правшей преобладает в левом полушарии

[24], что подтверждается развитием двухсторонней апраксии при повреждениях левого полушария большого мозга [25, 26]. Кроме того, в обеих парадигмах отмечалась активация дорсолатеральной префронтальной коры — ДЛПФК (9, 46 ПБ), более выраженная при имитации стояния. Эта ассоциативная зона представляет собой высший уровень планирования, организации и регулирования движения и играет важную роль в интеграции сенсорной и мнемонической информации, а также в процессах рабочей памяти.

Двусторонняя активация островковой доли при выполнении обоих заданий может быть связана с когнитивным контролем, координацией задания и включением рабочей памяти [27]. Кроме того, отмечается активация мозжечка, более выраженная во втором задании, что связано с его контролем за тонусом любого двигательного акта, поддержанием тонуса и интеграцией соответствующих участков коры полушарий большого мозга, а также в осуществлении стереотипных движений [28].

Следует отметить, что полученные во втором задании (имитация медленной ходьбы) зоны активации соответствуют не просто зонам, определяемым при активном движении нижними конечностями, а участкам коры, вовлеченным в сложный двигательный акт — ходьбу. Это видно на рис. 4, где показаны зоны активации при активном попеременном подошвенном сгибании-разгибании стоп (рис. 4, *А*) и при имитации медленной ходьбы (рис. 4, *Б*). В режиме имитации ходьбы, по сравне-

нию с активным движением ступнями, отмечается двусторонняя активация соматосенсорной коры, нижних париетальных долек и ДЛПФК слева. Конечно, при активном движении определяются более обширные зоны активации первичной моторной коры (M1) и в полушариях мозжечка, не так выраженные в нашем втором задании, но одной из наших задач являлась именно оценка зон, вовлеченных в сложный акт ходьбы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Как известно, раздражение опорных рецепторных зон играет существенную роль в организации тонических реакций мышечного аппарата, протекающих по типу рефлекторных гроссинергий; опорная афферентация вносит значительный вклад в обеспечение активности экстензорных моторных центров. В нашем исследовании была показана активация различных сенсомоторных и других зон коры под влиянием механической стимуляции опорных зон стопы при помощи аппарата "Корвит"; причем для определения наиболее оптимального режима работы были разработаны два режима: имитация опоры на обе стопы (стояния) и имитация медленной ходьбы. Следует отметить, что, несмотря на схожесть полученных зон активации, были выявлены важные особенности каждого из режимов. Так, при имитации опоры на нижние конечности определяется большее вовлечение префронтальной коры, что может свидетельствовать о важной роли этих зон в контроле за позными функциями. При имитации медленной ходьбы было выявлено обширное вовлечение первичной и вторичной сенсомоторной коры, что может применяться для картирования этих зон в норме и патологии, а также для изучения механизмов нейропластичности у пациентов с двигательными и/или чувствительными дефицитами. Таким образом, можно сделать следующие выводы:

1. Подошвенный имитатор опорной нагрузки "Корвит" может быть использован в фМРТ-исследованиях для имитации различных режимов локомоции.
2. Преимуществом отработанных нами режимов является автоматизация и объективизация стимуляции, которая проводится с постоянной силой и частотой, и может быть воспроизведена многократно; задания требуют минимальной кооперации со стороны исследуемого.
3. Преимущество в оценке сенсомоторных зон следует отдавать режиму имитации медленной ходьбы.
4. Полученные нами зоны активации включают в себя как первичные моторные области, так и дополнительные зоны активации (SMA, нижняя париетальная доля, фронтальная премоторная ко-

ра), ответственные за выполнение сложного локомоторного действия (ходьбы).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кадыков А.С., Черникова Л.А., Шахпаронова Н.В. Реабилитация неврологических больных. М.: МЕД-пресс-информ, 2008. 560 с.
2. Shumway-Cook A., Anson D., Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients // Arch. Phys. Med. Rehabil. 1998. V. 69 (Suppl. 6). P. 395.
3. Grigoriev A.I., Kozlovskaya I.B., Shenkman B.S. The role of support afferents in organization of the tonic muscle system // Russian Physiological Journal. 2004. V. 90. № 5. P. 508.
4. Kozlovskaya I.B., Sayenko I.V., Sayenko D.G. et al. Role of support afferentation in control of the tonic muscle activity // Acta Astronautica. 2007. V. 60. № 4–7. P. 285.
5. Miller T., Ivanov O., Galanov D. et al. The method of support stimulation as a way to maintain activity of the tonic muscular system during functional support deprivation // J. Gravit. Physiol. 2005. V. 12. № 1. P. 149.
6. Golaszewski S.M., Siedentopf C.M., Baldauf E. et al. Functional magnetic resonance imaging of the human sensorimotor cortex using a novel vibrotactile stimulator // NeuroImage. 2002. V. 17. P. 421.
7. Jahn K., Deutschlander A., Stephan T. et al. Brain activation patterns during imagined stance and locomotion in functional magnetic resonance imaging // NeuroImage. 2004. V. 22. P. 1722.
8. Iseki K., Hanakawa T., Shinozaki J. et al. Neural mechanisms involved in mental imagery and observation of gait // NeuroImage. 2008. V. 41. P. 1021.
9. la Fougere C., Zwergal A., Rominger A. et al. Real versus imagined locomotion: A [18F]-FDG PET-fMRI comparison // NeuroImage. 2010. V. 50. P. 1589.
10. Mehta J.P., Verber M.D., Wieser J.A. et al. A novel technique for examining human brain activity associated with pedaling using fMRI // J. Neurosci. Methods. 2009. V. 179. P. 230.
11. Henry J.D., Crawford J.R. A meta-analytic review of verbal fluency performance following focal cortical lesions // Neuropsychology. 2004. V. 18(2). P. 284.
12. Friston K.J., Holmes A.P., Worsley K.J. et al. Statistical parametric maps in functional imaging: A general linear approach // Human Brain Mapping. 1995. V. 2(4). P. 189.
13. Физиология человека (в 3-х томах) / Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса, 3-е изд. М.: Мир, 2005. Т. 1. С. 157.
14. Golaszewski S.M., Siedentopf C.M., Koppelstaetter F. et al. Human brain structures related to plantar vibrotactile stimulation: A functional magnetic resonance imaging study // NeuroImage. 2006. V. 29. P. 923.
15. Sacco K., Cauda F., Cerliani L. et al. Motor imagery of walking following training in locomotor attention. The effect of 'the tango lesson' // NeuroImage. 2006. V. 32(3). P. 1441.

16. Бернштейн Н.А. О построении движений. М.: Медгиз, 1947. С. 107.
17. Lotze M., Montoya P., Erb M. et al. Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study // J. Cogn. Neurosci. 1999. V. 11(5). P. 491.
18. Crenna P., Frigo C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans // J. Physiol. 1991. V. 437. P. 635.
19. Jian Y., Winter D.A., Ishac M.G., Gilchrist L. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait // Gait Posture. 1993. V. 1. P. 9.
20. McFadyen B., Winter D.A. Anticipatory locomotor adjustments during obstructed human walking // Neurosci. Res. 1991. V. 9. P. 37.
21. Nair D.G., Purcott K.L., Fuchs A. et al. Cortical and cerebellar activity of the human brain during imagined and executed unimanual and bimanual action sequences: a functional MRI study // Brain Res. Cogn. Brain Res. 2003. V. 15(3). P. 250.
22. Lafleur M.F., Jackson P.L., Malouin F. et al. Motor learning produces parallel dynamic functional changes during the execution and imagination of sequential foot movements // Neuroimage. 2002. V. 16(1). P. 142.
23. Jackson P.L., Lafleur M.F., Malouin F. et al. Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery // Neuroimage. 2003. V. 20(2). P. 1171.
24. Gerardin E., Sirigu A., Lehericy S. et al. Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements // Cereb. Cortex. 2002. V. 10(11). P. 1093.
25. De Renzi E., Faglioni P., Sorgato P. Modality-specific and supramodal mechanisms of apraxia // Brain. 1982. V. 105(2). P. 301.
26. Heilman K.M., Rothi L.J., Valenstein E. Two forms of ideomotor apraxia // Neurology. 1982. V. 32(4). P. 342.
27. Derrfuss J., Brass M., von Cramon D.Y. Cognitive control in the posterior frontolateral cortex: evidence from common activations in task coordination, interference control, and working memory // Neuroimage. 2004. V. 23(2). P. 604.
28. Holmes G. The Croonian lectures on the clinical symptoms of cerebellar disease and their interpretation // Lancet. 1922. V. 1. P. 1177.

Activation of the Sensorimotor Cortex with the Use of a Device for the Mechanical Stimulation of the Plantar Support Zones

E. I. Kremneva, L. A. Chernikova, R. N. Konovalov, M. V. Krotenkova, I. V. Saenko, I. B. Kozlovskaya

Studies of the control movements mechanisms have been performed in the interest of space medicine were the basis for the development of the concept about the leading role of the support afferent input in the regulation of postural-tonic system of mammals. Introduction of functional magnetic resonance imaging (fMRI) made it possible to investigate in-vivo brain mapping during stimulation of support afferent input. The aim of our study was to investigate brain activation due to mechanical support stimulation of the soles with the special device "Korvit". 12 healthy participants (6 women, 6 men; average age = 28.8 years) were scanned. fMRI protocol for each person consisted of 2 different blocked paradigms: soles stimulation in stance imitation (1) and slow walking imitation (2) modes. The results were analyzed with statistical program SPM5 for each person and then for the whole group. In all our paradigms there was significant ($p_{\text{correct}} < 0, 05$ for cluster level) activation of primary somatosensory, premotor and dorsolateral cortex, insula. During the stance imitation mode, extensive prefrontal cortex activation was observed; during the slow walking imitation mode there was activation of different primary and secondary sensorimotor cortex areas.

Keywords: fMRI, sensorimotor cortex, soles mechanical support stimulation.