

Стауде В.А., Котульский И.В., Дуплий Д.Р., Карпинская Е.Д.  
ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов имени профессора М.И. Ситенко  
Национальной академии медицинских наук Украины», г. Харьков, Украина

## Особенности функционирования мышц — глобальных стабилизаторов у лиц с асимметричным расположением таза и крестца во фронтальной плоскости

### Сообщение 2. Исследование активности *m. gluteus medius*, *m. obliquus externus*, *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris*

**Резюме. Актуальность.** В работе исследованы электромиографические параметры мышц *m. erectorspinae*, *m. gluteus medius*, *m. abdominis obliquus*, *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris* у волонтеров при выполнении двухопорного стояния, стояния на одной ноге и стояния на одной ноге с грузом. **Цель исследования:** изучить изменение электромиографических показателей мышц при различных углах наклона системы «крестец — таз» при выполнении тестов. **Материалы и методы.** Было обследовано 36 волонтеров, которых разделили на 5 групп по величине и стороне наклона таза и крестца. Изучали следующие параметры миограммы: максимальную, среднюю и суммарную амплитуды и частоту. **Результаты.** В результате анализа данных было определено, что при двухопорном стоянии у волонтеров не было выявлено значимых отличий параметров миограммы. При одноопорном стоянии, особенно с грузом, наблюдается значительное увеличение всех параметров миограммы на стороне опорной конечности. Повышение угла наклона таза и крестца вызывает еще большее увеличение активности показателей миограммы, особенно при контралатеральном наклоне системы «крестец — таз». **Выводы.** Увеличение угла наклона таза и крестца вызывает повышение всех параметров активности электромиограммы *m. gluteus medius* на стороне наклона при двухопорном стоянии. При одноопорном стоянии наблюдаются значимые увеличения амплитудных параметров электромиограммы *m. gluteus medius* на стороне опорной конечности при всех вариантах наклона крестца и таза. При одноопорном стоянии с грузом эта тенденция сохраняется. При одноопорном стоянии активность *m. abdominis obliquus externus* повышается с обеих сторон.

## Введение

В работах на математической модели (Корж Н.А. с соавт.) [1, 2] было доказано, что при наклоне таза и инклинации крестца целый ряд связок, обеспечивающих осевую стабильность крестцово-подвздошного сустава (КПС), испытывает избыточные нагрузки, микротравматизацию, что в определенных условиях может привести к их повреждению. В связи с этим возник вопрос, как ведут себя мышцы, которые принимают участие в натяжении этих связок и могут ме-

нять их жесткость, и обеспечивают стабильность КПС и осевую стабильность тела (Panjabi et al., Richardson et al.) [3–5].

Для обследования были выбраны следующие мышцы — глобальные стабилизаторы (Richardson et al.) [5]: *m. gluteus medius*, *m. obliquus abdominis externus*, *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris*.

**Цель:** исследование изменения электромиографической активности мышц — глобальных стабилизаторов во время поддержания осевой стабильности при

двухопорном и одноопорном стоянии с грузом и без него при различных показателях фронтального позвоночно-тазового баланса.

## Материалы и методы

Было обследовано 36 волонтеров — студентов факультета физической культуры Харьковского национального педагогического университета им. Г.С. Сковороды, периодически жалующихся на боли внизу поясницы. Группа состояла из 25 юношей и 11 девушек в возрасте от 17 до 23 лет. Средний рост волонтеров составлял 173 см (от 168 до 183 см), средний индекс массы тела — 2,99 (от 3,34 до 2,62). Таким образом, была набрана группа практически здоровых молодых людей нормостенического телосложения, регулярно занимающихся спортом.

Проводили электромиографическое исследование мышц, участвующих в поддержании вертикальной позы, при различных положениях тела: при двухопорном стоянии на ровной поверхности без обуви (рис. 1а), одноопорном стоянии на правой ноге, одноопорном стоянии на левой ноге — «поза аиста» (рис. 1б).

Дополнительно проводили пробы с одноопорным стоянием и удержанием груза 5 кг в контралатеральной руке. Испытуемому рекомендовали принять соответствующее положение тела и удерживать в течение 10–15 с. В это время билатерально записывали биоэлектрическую активность на следующих мышцах: *m. erector spinae*, *m. gluteus medius*, *m. abdominis obliquus*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris*. Заземляющий электрод в виде ленты располагали на предплечье руки. Использовали одноразовые поверхностные электроды Skintact RT-34 (рис. 2). Регистрировали поверхностную миограмму на четырехканальном электромиографе «НейроМВП» ООО «Нейрософт». Входной диапазон сигнала — 30 мВ, нижняя частота — 20 Гц, верхняя частота — 10 000 Гц. Одновременно записывали четыре кривые электромиографии с симметричных мышц.

Обработку сигналов выполняли с использованием пакетов программного обеспечения «НейроМВП», с помощью пакета турно-амплитудного анализа миограмм по Виллисону. Для полученных миограмм рассчитывали следующие показатели: максимальную амплитуду (размах) кривой в микровольтах (макс. ампл., мкВ), среднюю амплитуду турна в микровольтах, суммарную амплитуду турнов за одну секунду в милливольтках, среднюю частоту турнов (средн. част., 1/с), отношение средней амплитуды турна к средней частоте в микровольтах на секунду (ампл/част, мкВ • с).

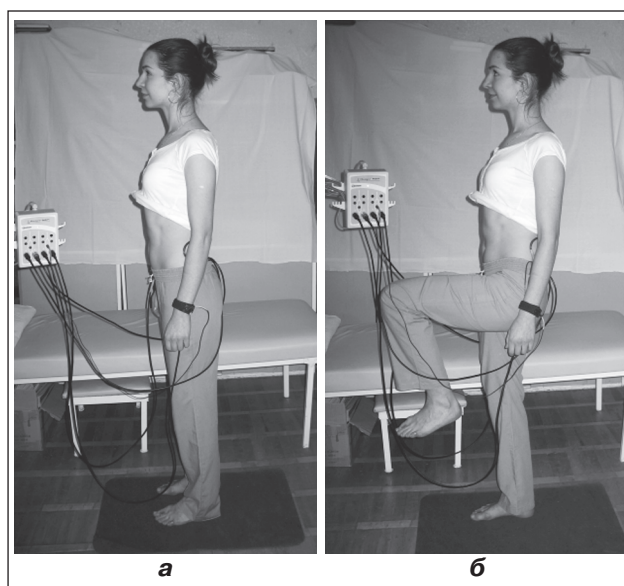
Анализировали следующие показатели миографического сигнала: максимальную, среднюю, суммарную амплитуду и среднюю частоту сигнала по данным турно-амплитудного анализа при фильтрации частот ниже 20 Гц.

Полученные данные были обработаны статистически с помощью методов описательной статисти-

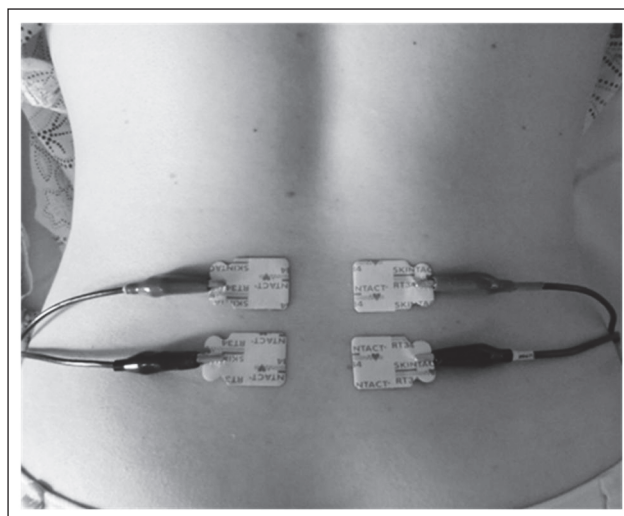
ки (средние и стандартные отклонения) парного Т-теста, однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA).

Всем волонтерам выполнялась рентгенография таза стоя с захватом обоих тазобедренных суставов на системе рентгенографической и флюороскопической OPERA T-90 sex (GMM, Italy) на строго горизонтально выставленной платформе.

Волонтеры располагались стоя вертикально в анатомическом положении. Ноги были на ширине плеч. Вес тела распределялся равномерно между двумя ногами. Трубка располагалась на фокусном расстоянии 115 см и центрировалась на уровне L5, таким образом, чтобы нижний край рентгенснимка был расположен строго горизонтально по R.E. Irvin (1991) [6].



**Рисунок 1. Положения тела, в которых проводили запись: а — двухопорное стояние; б — одноопорное стояние («поза аиста»)**



**Рисунок 2. Расположение накожных электродов при регистрации биоэлектрических потенциалов *m. erector spinae***

На полученных рентгенограммах измеряли:

1) угол наклона таза — угол между линией, соединяющей верхние точки подвздошных костей, и линией горизонта (Орел А.М.) [7];

2) угол наклона крестца — определяли по методу R.E. Irvin [6]. Для этого проводили дополнительную линию краниальной поверхности крестца. Измеряли угол между этой линией и линией горизонта.

Все волонтеры были разделены на группы по углу наклона таза и крестца.

По наклону таза волонтеры распределились следующим образом:

— 0 (6 чел.) — наклон рентгенологически не определялся;

—  $D < 3$  (9 чел.) — угол наклона вправо меньше  $3^\circ$ ;

—  $D > 3$  (2 чел.) — угол наклона вправо больше  $3^\circ$ ;

—  $S < 3$  (10 чел.) — угол наклона влево меньше  $3^\circ$ ;

—  $S > 3$  (8 чел.) — угол наклона влево больше  $3^\circ$ .

По наклону крестца распределение аналогично:

— 0 (2 чел.) — наклон рентгенологически не определялся;

—  $D < 3$  (11 чел.) — угол наклона вправо меньше  $3^\circ$ ;

—  $D > 3$  (2 чел.) — угол наклона вправо больше  $3^\circ$ ;

—  $S < 3$  (12 чел.) — угол наклона влево меньше  $3^\circ$ ;

—  $S > 3$  (8 чел.) — угол наклона влево больше  $3^\circ$ .

Материалы исследования утверждены комитетом по биоэтике ГУ «ИППС им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины» (протокол № 99 от 12.03.2012 г.).

Данные были обработаны статистически. Учитывая необходимость сравнения 5 групп волонтеров, применяли дисперсионный анализ (ANOVA). Данные внутри группы обрабатывали с помощью парного T-теста.

## Результаты

Были проанализированы данные миографического исследования *m. gluteus medius* с двух сторон у волонтеров с различными углами наклона таза и крестца. Первый тест проводили при двухопорном стоянии (рис. 1а). Не было выявлено статистических отличий в параметрах миографического сигнала при всех величинах угла наклона, кроме наклона влево до  $3^\circ$  ( $S < 3$ ) для параметров «максимальная амплитуда (МахА, мВ) справа» —  $49,3 \pm 39,6$  мВ, «МахА слева» —  $87,4 \pm 74,8$  мВ ( $t = -2,359$ ,  $p = 0,043$ ). При этом отметим, что, хотя разница и не достигает статистических различий, на стороне наклона значение всех параметров миографического сигнала больше у волонтеров без искривления. По данным ANOVA, были выявлены статистически значимые отличия показателей миографического сигнала с правой стороны, причем при всех анализируемых компонентах системы «крестец — таз». Значения параметров миографического сигнала у волонтеров без наклона таза или крестца были статистически значимо больше, чем аналогичные показатели у волонтеров с наличием наклонов этих компонентов. При наклоне таза влево ( $S < 3$ ) отмечается увеличение МахА слева до  $87,4 \pm 74,8$  мВ, что почти в два раза больше, чем справа —  $49,3 \pm 39,6$  мВ. Такая же тенденция сохраняется при увеличении угла наклона  $S > 3$  слева:

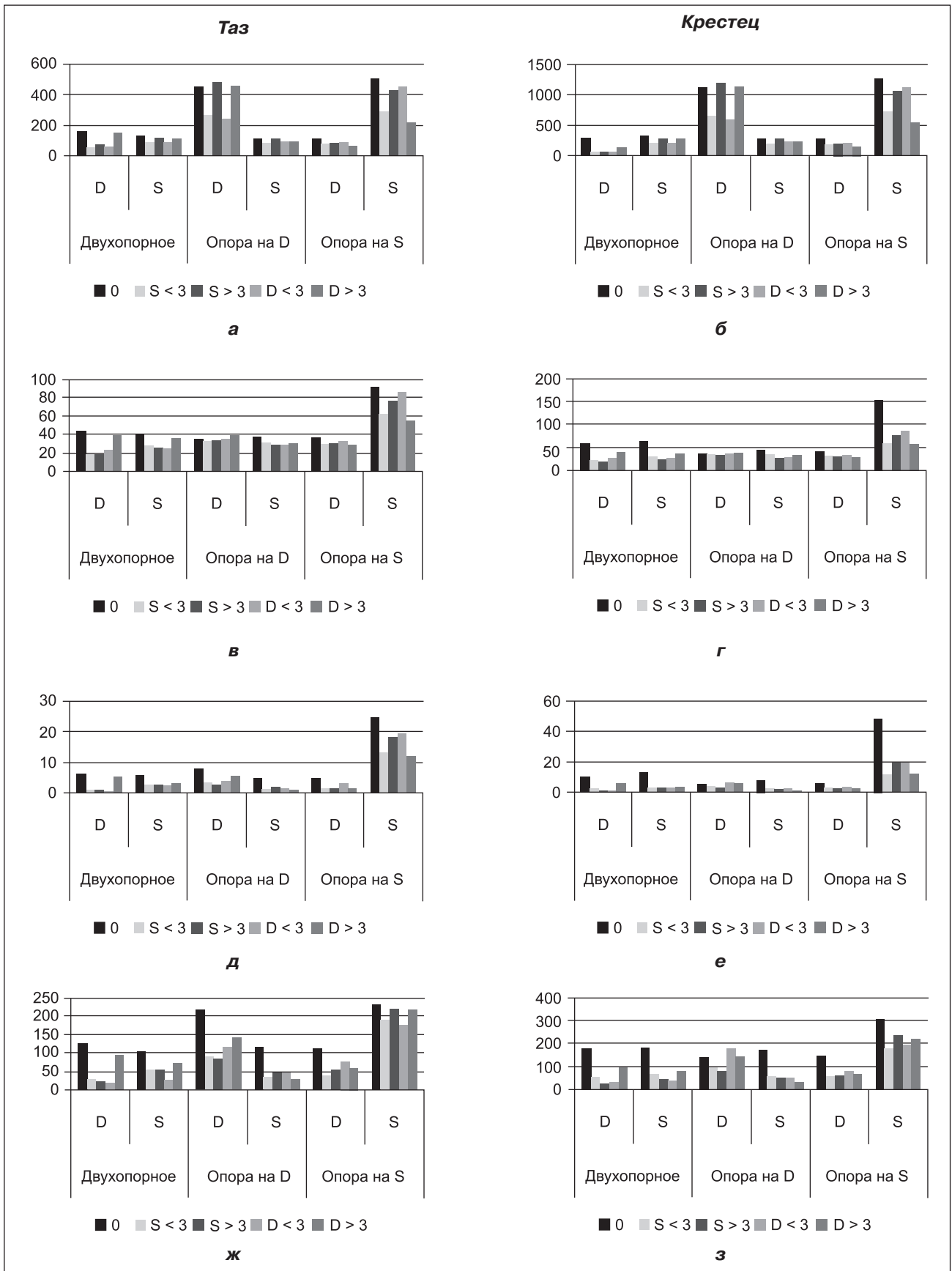
МахА —  $114,5 \pm 154,3$  мВ, а справа —  $72,2 \pm 86,6$  мВ. При наклоне таза вправо при угле  $S > 3$  наблюдается значительное увеличение МахА: до  $146,1 \pm 171,0$  мВ справа, а слева — до  $108,4 \pm 91,4$  мВ. Такая же тенденция сохраняется и при наклоне крестца. При анализе суммарной амплитуды (Asum) при наклоне таза влево ( $S < 3$ ) величина Asum *m. gluteus medius* достигает с левой стороны  $2,5 \pm 4,0$  мВ/с, что почти в три раза больше, чем справа —  $0,9 \pm 1,4$  мВ/с, такая же тенденция сохраняется при увеличении угла наклона слева. При наклоне таза вправо только при угле больше  $3^\circ$  ( $D > 3$ ) отмечается значительное повышение Asum справа — до  $5,4 \pm 7,6$  мВ/с, что почти в два раза больше, чем слева —  $3,1 \pm 4,0$  мВ/с. Такая же тенденция увеличения Asum на стороне наклона с повышением угла наклона сохраняется в группах с наклоном крестца.

При анализе средней частоты сокращений наблюдаем с увеличением угла наклона таза влево ( $S < 3$ ) повышение средней частоты сокращений слева до  $53,1 \pm 77,5$  Гц, что почти в два раза больше, чем справа —  $27,3 \pm 40,6$  Гц. При увеличении наклона таза вправо ( $D > 3$ ) увеличение средней частоты сокращений справа доходит до  $96,2 \pm 135,5$  Гц, что в 1,5 раза больше, чем слева —  $72,6 \pm 85,4$  Гц. Такая же тенденция увеличения средней частоты сокращений на стороне наклона с повышением угла наклона сохраняется в группах с наклоном крестца.

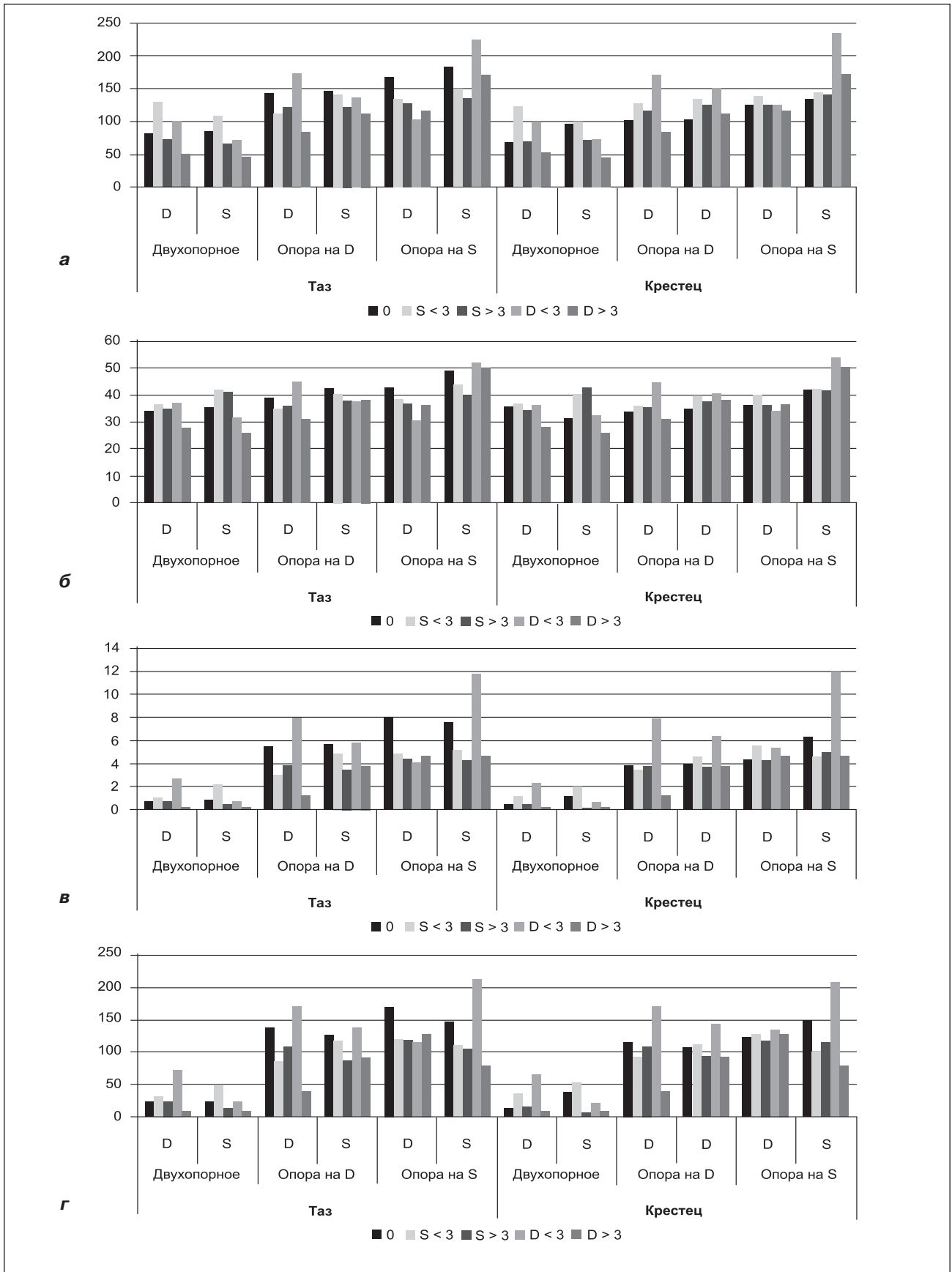
При анализе результатов миографического исследования при стоянии на правой ноге были выявлены следующие данные (рис. 4). Уровень параметров миограммы со стороны опорной конечности превышал уровень параметров со стороны поднятой ноги. При этом статистически значимо сигнал отличался по показателю максимальной амплитуды. Более выраженными оказались результаты анализа данных миографического исследования при выполнении теста стояния на левой конечности (рис. 4). При стоянии на левой ноге на опорной стороне наблюдается резкое повышение уровня всех параметров миографического сигнала по сравнению с неопорной стороной, вплоть до статистического различия, при этом значительного снижения активности мышцы со стороны неопорной конечности (правой) не наблюдалось, кроме волонтеров без наклона тазо-крестцового компонента, у которых уровень активности мышц с обеих сторон остается статистически значимо большим по сравнению с волонтерами с наличием наклона таза или крестца.

Если сравнить параметры миограммы опорной и неопорной конечностей (рис. 4), то можно отметить, что у волонтеров с наклоном таза и крестца наблюдаются статистически значимые различия амплитудных параметров (средняя и суммарная) на стороне опорной конечности.

Следующим этапом работы стал анализ активности *m. obliquus abdominis externus* по данным миограммы, снимаемой при выполнении тестов волонтерами. Был проведен анализ параметров миограммы, снимаемых с правой и левой сторон при двухопорном стоянии. Данные миограммы и результаты статистического



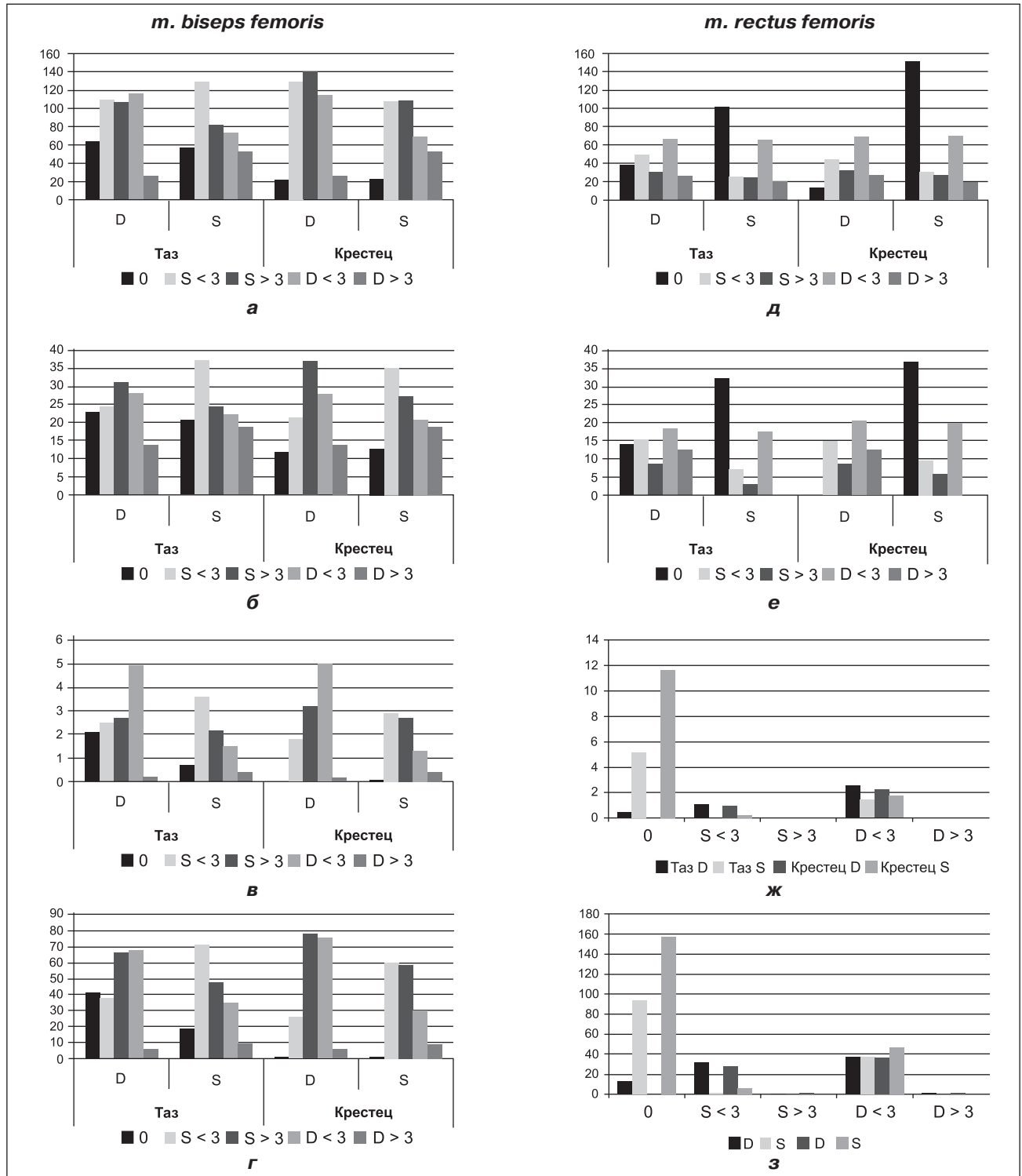
**Рисунок 3. Диаграмма уровня миографического сигнала *m. gluteus medius*: а, б) максимальная амплитуда; в, г) средняя амплитуда; д, е) суммарная амплитуда; ж, з) частота**



**Рисунок 4. Диаграмма параметров миограммы *m. abdominis externus*:  
а) MaxA, мВ; б) Amean, мВ; в) Asum, мВ/с; г) Fmean, 1/с**

анализа представлены на рис. 5. Как показали исследования, каких-либо отличий параметров миограммы при равнонагружаемом состоянии не было выявлено, то есть наличие незначительных наклонов системы «крестец — таз» не вызывает значимых изменений в активности работы мышцы.

В тестах одноопорного стояния не были выявлены статистически значимые различия в увеличении активности со стороны опорной конечности. При выполнении нагрузочных тестов параметры мышечной активности как на опорной, так и на неопорной сторонах сгиба миограммы повышаются, что говорит об



**Рисунок 5. Диаграмма уровня миографического сигнала *m. biceps femoris* и *m. rectus femoris* при двухопорном стоянии: а, д) максимальная амплитуда; б, е) средняя амплитуда; в, ж) суммарная амплитуда; г, з) частота**

усилении работы мышцы *m. obliquus abdominis externus* с обеих сторон в условиях нагрузки. Статистической разницы между параметрами миограммы опорных и неопорных сторон не выявлено.

Анализ активности *m. biceps femoris* и *m. rectus femoris* показал, что, несмотря на очень большой интервал полученных значений в процессе проведенного статистического анализа, не выявлено значимых различий при снятии показаний с правой и левой сторон при двухопорном стоянии. При тесте «стояние на одной ноге» статистически значимо возрастает активность мышц на опорной стороне. При выполнении теста «стояние на одной ноге с грузом» значение параметров миограммы заметно возрастает, причем как на опорной (в большей степени), так и на неопорной сторонах. Следует отметить, что разброс значений параметров миограммы у этой группы мышц очень большой, что при данном количестве волонтеров в контрольной группе может говорить только о тенденции изменения активности мышц при различных тестах.

## Обсуждение

Согласно теории стабилизации КПС А. Vleeming [8], во время вертикального двухопорного стояния у здоровых людей КПС нагружается следующим образом. Крестец при вертикальной нагрузке совершает ротационное движение вперед вокруг горизонтальной оси ротационной подвижности, расположенной на уровне S2 (так называемая нутация крестца). В это время безымянная кость совершает ротационное движение назад (контрнутация). Мышцы, окружающие КПС, создают компрессионное усилие в КПС, создавая компрессионную нагрузку поперек сустава, либо непосредственно сдавливая крестец и безымянную кость между собой (*m. gluteus maximus*, *m. transversus abdominis*), либо через сухожилия, которые вплетаются в дорсальные крестцово-подвздошные связки и тораколумбальную фасцию (*m. biceps femoris*, *m. obliquus internus*, *externus*) [8]. При этом наиболее мощные дорсальные связки крестца и тораколумбальная фасция натягиваются и стабилизируют КПС.

*M. gluteus medius* начинается от безымянной кости, подвздошной ее части, наружной поверхности крыла подвздошной кости и прикрепляется к *trochanter major* бедренной кости. Действие: отводит бедро, передние пучки вращают бедро внутрь, задние — кнаружи [9].

В работах Н.А. Корж с соавт. [1] и N. Hammer [10] на математической модели было доказано, что при наклоне крестца и таза горизонтальная ось ротационной подвижности (нутации) крестца будет смещаться на более высокой стороне кпереди и книзу, а на более низкой стороне — кзади, кверху и будет значительно возрастать сила трения между крестцовой и подвздошной частями сустава. Это будет вызывать увеличение объема нутации крестца на более высокой стороне и практически отсутствие нутации крестца на нижестоящей стороне. В связи с этим для того, чтобы натянуть дорсальные связки КПС на нижестоящей стороне до необходимой степени натяжения, безымянная кость

должна совершить контрнутацию на больший угол, чтобы компенсировать недостаток нутации крестца на этой стороне и преодолеть при этом значительно большую силу трения. Этим объясняется, с нашей точки зрения, повышение мышечной активности *m. gluteus medius* при двухопорном стоянии на стороне наклона крестца и таза.

При одноопорном стоянии повышение активности *m. gluteus medius* на стороне опоры, по нашему мнению, объясняется другим механизмом. При одноопорном стоянии независимо от угла наклона крестца и таза возрастает нагрузка на опорную сторону КПС. Это вызывает значительное повышение активности всей группы *mm. gluteus*, функционирующих как синергисты и стабилизирующих КПС [11].

С учетом перпендикулярной ориентации к КПС *m. gluteus maximus* могут непосредственно сдавливать эти суставы и косвенно — через их соединение с *lig. sacrotuberous* (Gibbons, 2004) [12]. По мнению Gibbons, каудальная часть *m. gluteus maximus*, начинающаяся от *lig. sacrotuberous*, может функционировать в согласовании с мышцами тазового дна. Vleeming et al. [9] отмечают в своем исследовании, что сжатие КПС может выполняться в комплексе *m. gluteus* с контралатеральной *m. latissimus dorsi* через *fascia thoracolumbar*.

Noe et al. (1992) [13] при выполнении своих EMG-исследований обнаружили, что во время вертикального нагружения возникает активность *m. gluteus* и *m. erector spinae*.

Van Wingerden et al. [14] в своем исследовании показали, что активация *m. gluteus*, *m. biceps femoris* значительно повышает жесткость КПС. Увеличение жесткости КПС значительно улучшает эффективность передачи нагрузок с позвоночника на таз и нижние конечности.

B. Hungerford и W. Gillard [11] в своем исследовании показали значительное увеличение на электромиографии показателей активности на опорной стороне при выполнении «теста аиста» в *m. erector spinae*, *m. gluteus maximus* и *m. gluteus medius*, *m. obliquus abdominis*, *m. biceps femoris* в контрольной группе.

Повышение мышечной активности *m. biceps femoris* при одноопорном стоянии связано с участием *m. biceps femoris* в натяжении дорсальных связок крестца через натяжение *lig. sacrotuberous* и, соответственно, в стабилизации КПС [8].

Натяжение *lig. sacrotuberous* осуществляется за счет каудальной тракции длинной головки *m. biceps femoris*. Это возможно благодаря тому, что не все волокна длинной головки *m. biceps femoris* соединяются с седалищной бугристостью, частично и достаточно прочно своим проксимальным сухожилием соединяются с *lig. sacrotuberous*.

Van Wingerden et al. [14] считают, что механизм натяжения зависит от положения тела. Натяжение *lig. sacrotuberous* зависит не только от *m. biceps femoris*, но и от мышц, которые имеют прикрепление к *lig. sacrotuberous*, — это крестцовая часть апоневроза *m. erector spinae* и *m. gluteus maximus*. Barker [15] в своих исследо-

ваниях подтверждает, что *m. biceps femoris* соединяется с *lig. sacrotuberous*.

При нутации (Sturesson et al., 1989) [16] *m. biceps femoris* натягивает *lig. sacrotuberous*. По его мнению, нутация помогает избежать избыточной нагрузки на заднюю часть межпозвоночных дисков поясничного отдела позвоночника.

Используя данные EMJ, Snijders et al. [17] обнаружили, что активность *m. abdominis obliquus externus* и *internus* значительно повышается в положении стоя по сравнению с положением сидя и лежа.

Полученные нами данные совпадают с показателями A. Vleeming [9], который сообщает о повышенной активации мышц — стабилизаторов вертикального положения и КПС при вертикальном положении и одноопорном стоянии. Наши предположения подтверждаются работами Hammer [10], Richardson [5].

## Выводы

Увеличение угла наклона таза и крестца вызывает повышение всех параметров активности электромиограмм *m. gluteus medius* на стороне наклона при двухопорном стоянии у волонтеров.

При одноопорном стоянии мы получили статистически значимое увеличение амплитудных параметров электромиограммы *m. gluteus medius* на стороне опорной конечности при всех вариантах наклона крестца и таза.

При одноопорном стоянии с грузом эта тенденция сохраняется.

При одноопорном стоянии активность *m. abdominis obliquus externus* повышается с обеих сторон.

Наличие наклона крестца или таза не влияет на активность *m. abdominis obliquus externus*.

При одноопорном стоянии активность *m. biceps femoris* и *m. rectus femoris* на опорной стороне повышается. Наличие наклона крестца или таза не влияет на изменение активности *m. biceps femoris* и *m. rectus femoris* как на стороне опоры, так и на противоположной стороне.

Данные исследования будут продолжены у пациентов с нижнепоясничной болью и дисфункцией КПС.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии какого-либо конфликта интересов при подготовке данной статьи.

## Список литературы

1. Напряженно-деформированное состояние системы «поясничный отдел позвоночника — крестец — таз» при фронтальном наклоне таза / Корж Н.А., Стауде В.А., Кондратьев А.В., Карпинский М.Ю. // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2016. — № 1. — С. 54-62.
2. Напряженно-деформированное состояние кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника — крестец — таз» при асимметрии суставных щелей крестцово-подвздошного сустава / Корж Н.А., Стауде В.А., Кондратьев А.В., Карпинский М.Ю. // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2015. — № 3. — С. 5-14.

3. Panjabi M., White A. *Clinical biomechanics of the spine*, 2<sup>nd</sup> ed. — Lippincott, Philadelphia, PA, 1995.

4. *Spine stability and inter segmental muscle forces: a biomechanical model* / Panjabi M., Abumi K., Duranceau J. et al. // *Spine*. — 1989. — № 14. — P. 194-200.

5. *The relationship between the transversely oriented abdominal muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain* / Richardson C.A., Snijders C.J., Hides J.A. et al. // *Spine*. — 2002. — № 27. — P. 399-405.

6. Irvin R.E. *Reduction of lumbar scoliosis by the use of heel lift to level the sacral base* // *Journal of the American Osteopathic Association*. — 1991. — № 911. — P. 34-44.

7. Орел А.М. Рентгенодиагностика позвоночника для мануальных терапевтов. — Вудар, 2007. — 311 с.

8. Vleeming A., Stoecart R. *The role of the pelvic girdle in coupling the spine and the legs: a clinical-anatomical perspective on pelvic stability* // A. Vleeming, V. Mooney, R. Stoecart. *Movement Stability & Lumbopelvic Pain. Integration of Research and Therapy*. — Chyrchill Livingstone, Edinburg, 2007. — Chapter 8. — P. 113-137.

9. Синельников Р.Д. *Атлас анатомии человека. Том 1. Учение о костях, суставах, связках и мышцах*. — М.: Гос. изд-во мед. литературы, 1963. — 402 с.

10. Hammer N., Steinke H., Lingslebe U. et al. *Ligamentous influence in pelvic load distribution* // *Spine J.* — 2013. — Vol. 13(10). — P. 1321-1330. — doi: 10.1016/j.spinee.2013.03.050.

11. Hungerford B., Gilleard W. *The pattern of intrapelvic motion and lumbopelvic muscle recruitment alters in the presence of pelvic girdle pain* // A. Vleeming, V. Mooney, R. Stoecart. *Movement Stability & Lumbopelvic Pain. Integration of Research and Therapy*. — Chyrchill Livingstone, Edinburg, 2007. — Chapter 18. — P. 361-376.

12. Gibbons S. *The caudomedial part of the gluteus maximus and its relation to the sacrotuberous ligament* // *Fifth Interdisciplinary World Congress on Low Back Pain*. — Melbourne, Australia, 2004.

13. *Myoelectric activity and sequencing of selected trunk muscles during isokinetic lifting* / Noe D.A., Mostardi R.A., Jackson M.E. et al. // *Spine*. — 1992. — V. 17(2). — P. 225

14. *Stabilisation of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis* / van Wingerden J.P., Vleeming A., Buyruk H.M., Raissadat K.L. // *Eur. Spine J.* — 2004. — V. 13(3). — P. 199-205

15. *Electromyographic responses to osteopathic manipulative treatment and structural balancing* / Barker D.F., Irvin R.E. // *Journal of the American Osteopathic Association*. — 1986. — V. 86. — P. 605-122.

16. *Movements of the sacroiliac joints. A roentgen stereophotogrammetric analysis* / Sturesson B., Selvik G., Uden A. // *Spine*. — 1989. — V. 14. — P. 162-165.

17. *Why leg-crossing? The influence of common postures on abdominal muscle activity* / Snijders C.J., Slagter A., Strik R. et al. // *Spine*. — 1995. — V. 20(18). — P. 1989-1993.

Получено 17.09.2017 ■



Стауде В.А., Котульський І.В., Дуплій Д.Р., Карпінська Є.Д.  
 ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії  
 медичних наук України», м. Харків, Україна

## Особливості функціонування м'язів — глобальних стабілізаторів в осіб з асиметричним розташуванням таза та крижів у фронтальній площині

### Повідомлення 2. Дослідження активності *m. gluteus medius*, *m. obliquus externus*, *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris*

**Резюме.** *Актуальність.* У роботі досліджені електроміографічні параметри м'язів *m. erectorspinae*, *m. gluteusmedius*, *m. abdominis obliquus*, *m. bicepsfemoris*, *m. rectus femoris* у волонтерів при виконанні двоножного стояння, стояння на одній нозі і стояння на одній нозі з вантажем. *Мета дослідження:* вивчити зміну електроміографічних показників м'язів при різних кутах нахилу системи «крижі — таз» при виконанні тестів. *Матеріали та методи.* Було обстежено 36 волонтерів, яких розподілили на 5 груп за величиною і стороною нахилу таза та крижів. Вивчали такі параметри міограми: максимальну, середню та сумарну амплітуди й частоту. *Результати.* У результаті аналізу даних було визначено, що при двоножному стоянні у волонтерів не було виявлено значимих відмінностей параметрів міограми. При одноножному стоянні,

особливо з вантажем, спостерігається значне збільшення всіх параметрів міограми на стороні опорної кінцівки. Підвищення кута нахилу таза і крижів викликає ще більше збільшення активності показників міограми, особливо при контралатеральному нахилі системи «крижі — таз». *Висновки.* Збільшення кута нахилу таза та крижів викликає підвищення всіх параметрів активності електроміограми *m. gluteus medius* на стороні нахилу при двоножному стоянні. При одноножному стоянні спостерігаються значні збільшення амплітудних параметрів електроміограми *m. gluteus medius* на стороні опорної кінцівки при всіх варіантах нахилу крижів і таза. При одноножному стоянні з вантажем ця тенденція зберігається. При одноножному стоянні активність *m. abdominis obliquus externus* підвищується з обох сторін.

V.A. Staude, I.V. Kotulskyi, D.R. Duplii, O.D. Karpynska  
 State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Science of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

## Features of the functioning of global stabilizer muscles in persons with pelvic and sacral frontal plane asymmetry

### Report 2. Studying the activity of *m. gluteus medius*, *m. obliquus externus*, *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris*

**Abstract.** *Background.* Electromyographic parameters of muscles *m. erector spinae*, *m. gluteus medius*, *m. abdominis obliquus*, *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris* were studied in volunteers when performing a two-leg standing, one-leg standing and one-leg standing with a load. The purpose of our study was to investigate the change in electromyographic parameters of muscles at different angles of the sacrum-pelvis system tilt when performing tests. *Materials and methods.* 36 volunteers were examined. They were divided into 5 groups in terms of the size and side of pelvic and sacral tilt. The following parameters of the myogram were determined: maximum, average and total amplitudes and frequency. *Results.* As a result of data analysis, it was found that in two-leg standing the volunteers did not have significant differences in the myogram parameters. In

one-leg standing, especially with a load, there is a significant increase in all parameters of the myogram on the side of the supporting limb. An increase in the angle of pelvic and sacral tilt causes even greater increase in the activity of myogram indices, especially in the contralateral tilt of the sacrum-pelvis system. *Conclusions.* An increase in the angle of inclination of the pelvis and sacrum causes a growth in all the activity parameters of the electromyogram for *m. gluteus medius* on the side of the tilt with two-leg standing. In one-leg standing, the significant increases in the amplitude parameters of the electromyogram of *m. gluteus medius* are observed on the side of the supporting limb in all types of pelvic and sacral tilt. In one-leg standing with a load, this trend persists. In one-leg standing, the activity of *m. abdominis obliquus externus* increases on both sides.