

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 1. Исследование активности *m. erector spinae*

Резюме. Цель работы: исследование изменений электромиографической активности мышц, обеспечивающих стабильность крестцово-подвздошных суставов во время удерживания вертикального осевого положения при одно- и двухопорном стоянии с грузом и без него при различных показателях фронтального позвоночно-тазового баланса. **Материалы и методы.** Было исследовано 36 практически здоровых добровольцев — студентов факультета физической культуры. В группу вошли 25 юношей и 11 девушек. Средний рост волонтеров составлял 173 см (от 168 до 183 см), средний индекс массы тела — 2,99 (от 2,62 до 3,34). Проводили электромиографическое исследование мышц, поддерживающих стабильность крестцово-подвздошных суставов при двухопорном, одноопорном стоянии («тест аиста»), одноопорном стоянии с грузом 5 кг в контралатеральной руке. Волонтер принимал необходимое положение тела и удерживал его в течение 10–15 с. В течение этого времени записывали билатерально на *m. erector spinae* биоэлектрическую активность. Использовали поверхностные электроды *Skintact RT-34*. Анализировали следующие показатели электромиографии: максимальную амплитуду, среднюю амплитуду, суммарную амплитуду и среднюю частоту при фильтрации частот ниже 20 Гц. Всем волонтерам делали рентгенографию таза стоя с захватом обоих тазобедренных суставов. **Результаты.** Наклон крестца и таза приводит к асимметричной активности *m. erector spinae*, которая повышается с увеличением угла их наклона. При одноопорном стоянии при отсутствии наклона крестца и таза было отмечено повышение активности *m. erector spinae* на стороне опорной конечности, однако увеличение угла наклона таза в сторону опорной конечности приводит к увеличению активности *m. erector spinae* на стороне поднятой конечности. При усиленном варианте выполнения теста (стояние на одной ноге с грузом) была обнаружена большая разница между активностью этой мышцы на стороне опорной конечности и активностью — поднятой конечности. При опоре на нижнюю конечность на стороне, противоположной наклону, была отмечена повышенная активность *m. erector spinae* на опорной стороне.

Ключевые слова: наклон основания крестца; тазовый наклон; электромиография; одноопорное стояние; двухопорное стояние

Введение

Крестцово-подвздошные суставы (КПС) являются ключевым звеном, передающим вес верхней половины туловища на таз и нижние конечности. Адекватная функция КПС также обеспечивает целостность тазового кольца и осевую стабильность тела. Осевая стабильность тела обеспечивается за счет жесткости

как пассивных (кости и связки), так и динамических (координированное мышечное сокращение) структур (Panjabi M. et al.) [1]. Осевая стабилизация важна не только для защиты поясничного отдела позвоночника, но и для передачи широкого спектра сил, которые воздействуют на позвоночник и осевые мышцы при движении конечностей (Grakovetsky S. et al.) [2].

В работах на математической модели (Корж Н.А.) [3, 4] было доказано, что при наклоне таза и инклинации крестца целый ряд связок, обеспечивающих осевую стабильность туловища (Grakovetsky S. et al. [2], Panjabi M. et al. [5]), испытывают избыточные нагрузки, которые могут привести при определенных условиях к их повреждению. В связи с этим возникает вопрос: как ведут себя мышцы, которые принимают участие в натяжении этих связок и могут менять их жесткость и обеспечивают осевую стабильность тела (Kavic N. et al. [6], Panjabi M. et al. [5], Richardson C.A. et al. [7])?

Цель работы: изучить изменение электромиографической активности позных мышц, обеспечивающих стабильность КПС во время поддержания вертикального осевого положения при двухопорном и одноопорном стоянии с грузом и без него с учетом различных показателей фронтального позвоночно-тазового баланса.

Предметом исследования была активность *m. erector spinae* — основного осевого стабилизатора тела, принимающего участие в натяжении *lig. iliolumbarum*, *lig. iliocostalis*, *lig. sacrospinale*, *lig. sacrotuberositas*. По данным M. Yoshio et al. [8], *m. erector spinae* при вертикальном стоянии является синергистом *m. iliopsoas*, которая обеспечивает стабильность как КПС, таза, так и поясничного отдела позвоночника. Мышца *m. erector spinae* входит в группу мышц, которые являются глобальными стабилизаторами по C.A. Richardson et al. [7].

J.P. Van Wingerden et al. [9] считают, что жесткость фиксации КПС существенно возрастает при активации этих мышц, препятствующих сдвигающим деформациям в суставе. Особый интерес представляют функциональные взаимоотношения разных позных мышц в условиях, когда человек стоит на одной ноге, а другую поднял вверх, выполняя «тест аиста» (*stork test*). По данным P. Hunderford et al. [10], этот тест свидетельствует о возможности оптимального асимметричного замыкания КПС, с одной стороны, для удержания бедра в согнутом положении, а с другой — для оптимальной передачи веса тела на нижнюю конечность. При этом, по данным V. Mooney et al. [11], C.A. Richardson et al. [7], активироваться будут с разных сторон разные мышечные паттерны (рис. 1).

Многие авторы приводят классификацию локальных и глобальных (Richardson C.A. et al. [7], Panjabi M. et al. [5], Mc. Gill S.M. [12]) или поверхностных и глубоких мышечных стабилизаторов (Hodges P.W. [13]), которые вместе обеспечивают стабильность вертикальной оси положения тела при стоянии. Локальные, или межсегментарные, мышцы, как считают, функционируют как стабилизаторы, а глобальные, или мультисегментарные, — как стабилизаторы и генераторы движения (Kavic N. et al. [5]).

Материалы и методы

Обследовано 36 студентов факультета физической культуры Харьковского национального педагогического университета им. Г.С. Сковороды, периодически

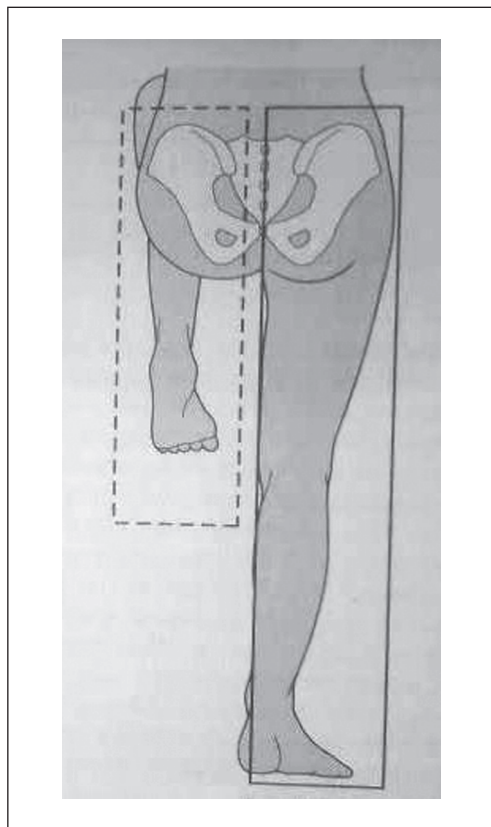


Рисунок 1. Схема «теста аиста»

жалующихся на боли внизу поясницы. Группа состояла из 25 юношей и 11 девушек в возрасте от 17 до 23 лет. Средний рост исследуемых составлял 173 см (от 168 до 183 см), средний индекс массы тела — 2,99 (от 2,62 до 3,34). Таким образом, была набрана группа практически здоровых молодых людей нормостенического телосложения, регулярно занимающихся спортом.

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

У всех исследуемых регистрировали поверхностную миограмму на четырехканальном электромиографе «Нейро-МВП» ООО «Нейрософт». Входной диапазон сигнала — 30 мВ, нижняя частота — 20 Гц, верхняя частота — 10 000 Гц. Одновременно записывали четыре кривые электромиографии с симметричных мышц. Использовали одноразовые поверхностные электроды Skintact RT-34.

Обработку сигналов выполняли с использованием пакетов программного обеспечения «Нейро-МВП», 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, мкВхс).

Анализировали следующие показатели миографического сигнала: максимальную амплитуду, среднюю амплитуду, 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 статистики (средние (M) стандартные отклонения (SD), минимальное (min) и максимальное (max) значения), парного Т-теста для парных выборок для сравнения контрлатеральных мышц, однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA) с использованием апостериорного теста Дункана при сравнении миографических параметров при различных углах наклона таза и крестца.

Проводили исследование мышц, участвующих в поддержании вертикальной позы при различных положениях тела — при двухопорном стоянии на ровной поверхности без обуви (рис. 2а), одноопорном стоянии поочередно на правой и левой ноге — «поза аиста» (рис. 2б).

Дополнительно проводили пробы с одноопорным стоянием и удержанием груза весом 5 кг в контрлатеральной руке. Испытуемому рекомендовали принять соответствующее положение тела и удерживать его 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. Для записи активности разгибателя туловища регистрирующие электроды размещали паравертебрально, в месте наибольшей контурированности *m. erector spinae*, то есть на 2,5–3 см латеральнее остистых отростков пояс-

ничных позвонков на уровне L4–L5. Для других мышц электроды располагали в проекциях соответствующих двигательных точек мышц (рис. 3).

Всем исследуемым также выполнялась рентгенография таза в положении стоя с захватом обоих тазобедренных суставов на системе рентгенографической и флюороскопической OPERA T90 сех (GMM, Italy) на строго горизонтально выставленной платформе. Вес тела распределялся равномерно между обеими ногами. Трубка располагалась на фокусном расстоянии 115 см и центрировалась на уровне L5, таким образом, чтобы нижний край рентген-снимка был расположен строго горизонтально по методу R.E. Irvin [14].

На полученных рентгенограммах измеряли:

1) угол наклона таза — угол между линией, соединяющей верхние точки подвздошных костей, и линией горизонта (Орел А.М.) [15];

2) угол инклинации крестца. Определяли по методу R.E. Irvin [14]. Для этого проводили дополнительную линию краниальной поверхности крестца. Измеряли угол между этой линией и линией горизонта.

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

По наклону таза исследуемых распределили следующим образом:

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

— $D < 3$ (9 чел.) — угол наклона вправо меньше 3° ;

— $D > 3$ (2 чел.) — угол наклона вправо больше 3° ;

— $S < 3$ (10 чел.) — угол наклона влево меньше 3° ;

— $S > 3$ (8 чел.) — угол наклона влево больше 3° .

По наклону крестца распределение аналогичное:

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

— $D < 3$ (11 чел.) — угол наклона вправо меньше 3° ;

— $D > 3$ (2 чел.) — угол наклона вправо больше 3° ;

— $S < 3$ (12 чел.) — угол наклона влево меньше 3° ;

— $S > 3$ (8 чел.) — угол наклона влево больше 3° .

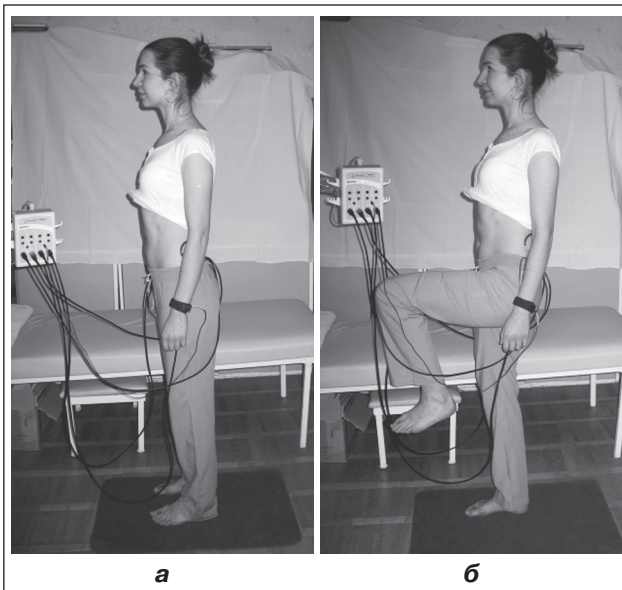


Рисунок 2. Запись биоэлектрической активности *m. erector spinae* в положении стоя: а) двухопорное стояние; б) одноопорное стояние («поза аиста»)

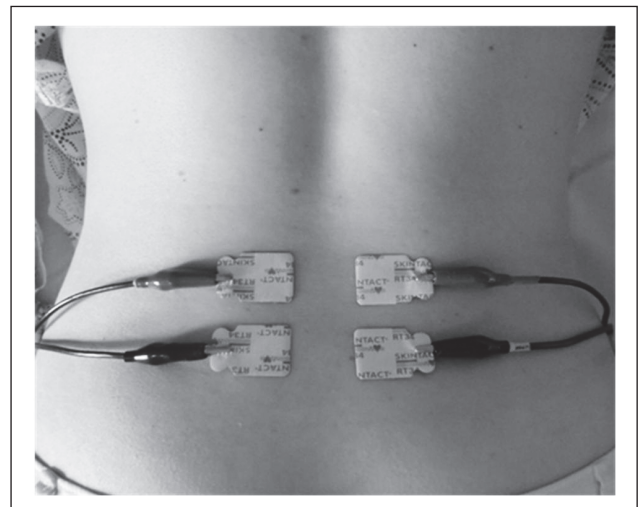


Рисунок 3. Расположение накожных электродов при регистрации биоэлектрических потенциалов *m. erector spinae*

Результаты

Исследование активности *m. erector spinae* при спокойном стоянии на двух ногах. Были проанализированы параметры миографического сигнала при записи биоэлектрической активности с *m. erector spinae* (средние значения (M), стандартное отклонение (SD),

минимальное (min) и максимальное (max) значения) и проведены результаты сравнительного анализа параметров миографического сигнала с правой и левой мышцей, а также результаты дисперсионного анализа активности мышц при разных углах наклона таза и крестца (табл. 1).

Таблица 1. Параметры миографического сигнала *m. erector spinae* в зависимости от угла наклона таза и крестца при двухпорном стоянии, $M \pm SD$ (min-max)

Параметр DS	Угол наклона	Таз			Крестец		
		Сторона съема сигнала		Т-тест	Сторона съема сигнала		Т-тест
		D	S		D	S	
Максимальная амплитуда (мВ)	0	151,5 ± 84,2 (57,7–260,0)	109,2 ± 64,0 (52,3–218,0)	t = 2,639 p = 0,046	194,0 ± 79,2 (138,0–250,0)	116,9 ± 53,9 (78,8–155,0)	t = 4,307 p = 0,145
	S < 3	151,3 ± 144,5 (28,8–450,0)	124,0 ± 129,4 (41,5–467,0)	t = 0,740 p = 0,478	130,6 ± 137,7 (28,8–450,0)	106,1 ± 120,6 (29,8–467,0)	t = 0,796 p = 0,443
	S > 3	143,7 ± 122,1 (29,6–414,0)	107,2 ± 50,1 (29,8–182,0)	t = 0,882 p = 0,407	156,6 ± 113,5 (66,5–414,0)	121,9 ± 40,4 (70,5–182,0)	t = 0,835 p = 0,431
	D < 3	132,2 ± 80,4 (25,1–236,0)	122,3 ± 60,9 (24,6–225,0)	t = 0,399 p = 0,700	141,3 ± 82,4 (25,1–260,0)	124,7 ± 66,1 (24,6–225,0)	t = 0,808 p = 0,438
	D > 3	95,2 ± 26,6 (76,4–114,0)	147,5 ± 9,2 (141,0–154,0)	t = -4,252 p = 0,147	95,2 ± 26,6 (76,4–114,0)	147,5 ± 9,2 (141,0–154,0)	t = -4,252 p = 0,147
	ANOVA	F = 0,262 p = 0,900	F = 0,139 p = 0,967		F = 0,262 p = 0,900	F = 0,139 p = 0,967	
Средняя амплитуда (мВ)	0	40,8 ± 10,3 (27,5–51,6)	33,9 ± 4,9 (29,2–40,9)	t = 2,283 p = 0,071	41,0 ± 12,9 (31,9–50,1)	35,0 ± 5,8 (30,9–39,1)	t = 1,200 p = 0,442
	S < 3	39,1 ± 18,1 (22,5–79,5)	37,1 ± 14,3 (24,1–74,2)	t = 0,416 p = 0,687	36,1 ± 18,1 (14,6–79,5)	32,6 ± 16,7 (0–74,2)	t = 0,851 p = 0,413
	S > 3	39,1 ± 18,4 (14,6–78,6)	30,7 ± 13,5 (0–43,0)	t = 1,480 p = 0,182	41,8 ± 15,7 (31,9–78,6)	35,6 ± 5,5 (28,3–43,0)	t = 1,072 p = 0,319
	D < 3	33,6 ± 14,9 (0–49,9)	34,6 ± 15,0 (0–50,2)	t = -0,160 p = 0,877	36,5 ± 14,9 (0–51,6)	35,0 ± 13,6 (0–50,2)	t = 0,279 p = 0,786
	D > 3	33,9 ± 2,1 (32,4–35,4)	41,8 ± 2,5 (40,0–43,6)	t = 26,333 p = 0,024	33,9 ± 2,1 (32,4–35,4)	41,8 ± 2,5 (40,0–43,6)	t = -26,333 p = 0,024
	ANOVA	F = 0,226 p = 0,922	F = 0,232 p = 0,918		F = 0,226 p = 0,922	F = 0,232 p = 0,918	
Суммарная амплитуда (мВ/с)	0	3,8 ± 4,8 (0,4–11,3)	3,7 ± 4,6 (0,1–11,8)	t = 0,244 p = 0,817	5,0 ± 4,7 (1,6–8,3)	4,2 ± 3,2 (1,9–6,4)	T = 0,727 p = 0,600
	S < 3	6,0 ± 9,8 (0–28,3)	4,9 ± 8,3 (0–26,1)	t = 0,512 p = 0,621	5,0 ± 9,2 (0–28,3)	4,0 ± 7,8 (0–26,1)	t = 0,568 p = 0,581
	S > 3	4,8 ± 7,9 (0–22,3)	3,3 ± 3,4 (0–9,4)	t = 0,576 p = 0,583	5,0 ± 7,8 (0,3–22,3)	3,7 ± 3,1 (0,4–9,4)	t = 0,482 p = 0,645
	D < 3	2,8 ± 3,6 (0–9,5)	3,7 ± 3,9 (0–10,2)	t = -0,572 p = 0,583	3,4 ± 4,2 (0–11,3)	4,1 ± 4,5 (0–11,8)	t = -0,591 p = 0,568
	D > 3	1,1 ± 1,1 (0,3–1,9)	9,2 ± 3,0 (7,1–11,3)	t = -2,793 p = 0,219	1,1 ± 1,1 (0,3–1,9)	9,2 ± 3,0 (7,1–11,3)	t = -2,793 p = 0,219
	ANOVA	F = 0,193 p = 0,940	F = 0,418 p = 0,794		F = 0,193 p = 0,940	F = 0,418 p = 0,794	
Частота сигналов (1/с)	0	82,3 ± 95,6 (6,8–236,0)	96,9 ± 110,4 (2,6–289,0)	t = -1,489 p = 0,197	108,1 ± 80,5 (51,2–165,0)	112,5 ± 70,1 (62,9–162,0)	t = -0,592 p = 0,660
	S < 3	103,2 ± 131,6 (0,6–356,0)	92,5 ± 127,3 (0,2–351,0)	t = 0,418 p = 0,685	85,9 ± 125,5 (0,5–356,0)	75,9 ± 120,4 (0,2–351,0)	t = 0,477 p = 0,643
	S > 3	83,8 ± 109,8 (0,5–284,0)	84,5 ± 80,2 (0,3–218,0)	t = -0,018 p = 0,986	88,3 ± 106,6 (10,5–284,0)	94,5 ± 72,8 (13,7–218,0)	t = -0,152 p = 0,884
	D < 3	69,0 ± 78,0 (0,1–196,0)	88,1 ± 83,1 (0–221,0)	t = -0,647 p = 0,535	78,6 ± 89,1 (0,1–236,0)	98,6 ± 100,8 (0–289,0)	t = -0,830 p = 0,426
	D > 3	31,3 ± 30,8 (9,5–53,1)	222,5 ± 84,1 (163,0–282,0)	t = -2,352 p = 0,256	31,3 ± 30,8 (9,5–53,1)	222,5 ± 84,1 (163,0–282,0)	t = -2,352 p = 0,256
	ANOVA	F = 0,157 p = 0,958	F = 0,904 p = 0,474		F = 0,157 p = 0,958	F = 0,904 p = 0,474	

В результате анализа параметров электромиографического сигнала с *m. erector spinae*, снимаемых с контрлатеральных мышц, статистически значимые ($t = 26,333$; $p = 0,024$) различия были выявлены только для его средней амплитуды в группе исследуемых с углом наклона таза и крестца больше 3° вправо ($D > 3$). В результате проведения дисперсионного анализа не было выявлено статистически значимых различий параметров миографического сигнала ни при различных углах наклона таза, ни при различных углах наклона крестца.

Для выявления возможных зависимостей между углом наклона таза и крестца и параметрами миографического сигнала был проведен корреляционный анализ, результаты которого показаны в табл. 2.

Корреляционный анализ показал, что у лиц, у которых рентгенологически не было выявлено перекосов или перекося не превышал 3° в системе «крестец — таз», между сигналами с парных мышц существует сильная высокозначимая корреляционная связь. С увеличением угла наклона больше 3° корреляция уменьшается пропорционально увеличению угла наклона, уменьшается и статистическая значимость коэффициента корреляции. Данное явление свидетельствует о том, что с увеличением наклона таза и крестца *m. erector spinae* справа и слева функционируют асинхронно. Таким образом, показатель снижения корреляционных взаимоотношений может являться диагностическим признаком нарушения баланса системы «крестец — таз».

Был проведен статистический анализ параметров биоэлектрической активности правой и левой *m. erector spinae* при выполнении теста «стоя на правой ноге с поднятой до 90° и согнутой в колене левой ногой». Тест «стоя на одной ноге» позволяет получить представление о работе *m. erector spinae* при одностороннем напряжении. При этом можно ожидать, что при анатомической симметрии уровень электромиографического сигнала будет примерно одинаковым при попеременном поднятии правой и левой ноги. Отсутствие функциональной симметрии будет свидетельствовать о нарушении мышечного баланса.

Корреляционный анализ показал, что у лиц, у которых рентгенологически не было выявлено перекосов или перекося не превышал 3° в системе «крестец — таз», между сигналами с парных мышц существует сильная высокозначимая корреляционная связь. С увеличением угла наклона больше 3° корреляция уменьшается пропорционально увеличению угла наклона, уменьшается и статистическая значимость коэффициента корреляции. Данное явление свидетельствует о том, что с увеличением наклона таза и крестца *m. erector spinae* справа и слева функционируют асинхронно. Таким образом, показатель снижения корреляционных взаимоотношений может являться диагностическим признаком нарушения баланса системы «крестец — таз».

Таблица 2. Изменение степени асимметричности параметров биоэлектрических сигналов с увеличением угла наклона в системе «крестец — таз» (по данным корреляционного анализа)

Уровень	Угол наклона DS	Показатели электромиографии <i>m. erector spinae</i>			
		Максимальная амплитуда	Средняя амплитуда	Суммарная амплитуда	Средняя частота
Таз	0	$r = 0,894$ $p = 0,016$	$r = 0,740$ $p = 0,093$	$r = 0,978$ $p = 0,001$	$r = 0,983$ $p = 0,001$
	< 3	$r = 0,609$ $p = 0,007$	$r = 0,426$ $p = 0,078$	$r = 0,861$ $p = 0,003$	$r = 0,698$ $p = 0,001$
	≥ 3	$r = 0,214$ $p = 0,528$	$r = 0,429$ $p = 0,188$	$r = 0,078$ $p = 0,820$	$r = 0,072$ $p = 0,833$
Крестец	0	$r = 1,000$			
	< 3	$r = 0,653$ $p = 0,001$	$r = 0,494$ $p = 0,017$	$r = 0,699$ $p = 0,001$	$r = 0,755$ $p = 0,001$
	≥ 3	$r = 0,004$ $p = 0,992$	$r = -0,048$ $p = 0,898$	$r = 0,009$ $p = 0,980$	$r = -0,028$ $p = 0,943$

Таблица 3. Параметры биоэлектрических сигналов *m. erector spinae* в зависимости от угла наклона таза и крестца при стоянии на правой ноге ($D+$) (подъем левой), $M \pm SD$ (min-max)

D+	Угол наклона	Таз			Крестец		
		Сторона съема сигнала		Т-тест	Сторона съема сигнала		Т-тест
		D	S		D	S	
1	2	3	4	5	6	7	8
Максимальная амплитуда (мВ)	0	$173,7 \pm 96,1$ (52,6–278,0)	$159,3 \pm 90,5$ (77,3–308,0)	$t = 0,336$ $p = 0,750$	$245,5 \pm 44,5$ (214,0–277,0)	$114,3 \pm 25,0$ (96,6–132,0)	$t = 2,667$ $p = 0,228$
	S < 3	$186,0 \pm 123,4$ (52,4–466,0)	$116,1 \pm 81,5$ (46,4–312,0)	$t = 1,877$ $p = 0,093$	$169,2 \pm 120,8$ (52,4–466,0)	$119,7 \pm 74,3$ (46,4–312,0)	$t = 1,560$ $p = 0,147$
	S > 3	$210,5 \pm 100,6$ (89,1–395,0)	$116,1 \pm 67,2$ (48,1–234,0)	$t = 4,748$ $p = 0,002$	$208,1 \pm 100,1$ (89,1–395,0)	$105,2 \pm 66,7$ (48,1–234,0)	$t = 4,947$ $p = 0,002$
	D < 3	$175,9 \pm 64,7$ (71,0–261,0)	$116,9 \pm 47,1$ (73,5–205,0)	$t = 3,179$ $p = 0,013$	$180,3 \pm 68,3$ (71,0–278,0)	$144,7 \pm 76,7$ (73,5–308,0)	$t = 1,594$ $p = 0,142$
	D > 3	$84,2 \pm 37,9$ (57,4–111,0)	$129,1 \pm 47,9$ (95,2–163,0)	$t = -0,740$ $p = 0,595$	$84,2 \pm 37,9$ (57,4–111,0)	$129,1 \pm 47,9$ (95,2–163,0)	$t = -0,740$ $p = 0,595$
	ANOVA	$F = 0,688$ $p = 0,606$	$F = 0,448$ $p = 0,773$		$F = 0,925$ $p = 0,462$	$F = 0,391$ $p = 0,814$	

Окончание табл. 3

1	2	3	4	5	6	7	8
Средняя амплитуда (мВ)	0	44,6 ± 5,0 (28,6–63,5)	34,2 ± 3,6 (29,0–38,9)	t = 1,831 p = 0,127	54,3 ± 8,8 (48,0–60,5)	35,6 ± 4,7 (32,3–38,9)	t = 1,953 p = 0,301
	S < 3	44,4 ± 19,5 (26,8–94,0)	32,3 ± 7,6 (26,5–52,2)	t = 2,039 p = 0,072	41,8 ± 18,3 (26,8–94,0)	32,9 ± 7,4 (26,5–52,2)	t = 1,757 p = 0,107
	S > 3	44,9 ± 10,8 (31,0–57,3)	32,8 ± 4,8 (27,4–41,3)	t = 3,313 p = 0,013	45,5 ± 11,2 (31,0–57,3)	31,4 ± 3,4 (27,4–37,6)	t = 4,779 p = 0,007
	D < 3	43,4 ± 8,3 (28,3–53,9)	33,8 ± 4,9 (28,7–43,0)	t = 4,588 p = 0,002	44,4 ± 10,2 (28,3–63,5)	34,2 ± 4,5 (28,7–43,0)	t = 3,922 p = 0,003
	D > 3	31,3 ± 5,2 (27,6–34,9)	38,0 ± 8,1 (32,3–43,7)	t = -0,722 p = 0,602	31,3 ± 5,2 (27,6–34,9)	38,0 ± 8,1 (32,3–43,7)	t = -0,722 p = 0,602
	ANOVA	F = 0,417 p = 0,795	F = 0,475 p = 0,754		F = 0,803 p = 0,533	F = 0,727 p = 0,580	
Суммарная амплитуда (мВ/с)	0	8,97 ± 8,0 (0,3–20,7)	7,9 ± 10,6 (2,1–29,2)	t = 0,369 p = 0,727	12,6 ± 2,3 (10,9–14,2)	5,0 ± 2,2 (3,4–6,5)	t = 2,375 p = 0,254
	S < 3	9,7 ± 11,0 (0,8–38,6)	3,3 ± 3,1 (0,4–10,7)	t = 1,984 p = 0,079	8,0 ± 10,3 (0,3–38,6)	3,5 ± 2,9 (0,4–10,7)	t = 1,631 p = 0,131
	S > 3	201,7 ± 80,9 (88,6–337,0)	84,6 ± 62,9 (7,6–175,0)	t = 3,705 p = 0,008	10,3 ± 5,7 (2,8–19,1)	2,5 ± 2,1 (0,2–6,6)	t = 4,487 p = 0,003
	D < 3	8,8 ± 3,9 (2,3–15,2)	4,1 ± 1,8 (0,9–7,0)	t = 4,876 p = 0,001	9,4 ± 5,3 (2,3–20,7)	6,2 ± 7,8 (0,9–29,2)	t = 2,188 p = 0,054
	D > 3	2,5 ± 2,0 (1,1–3,9)	5,6 ± 3,1 (3,4–7,8)	t = -0,861 p = 0,547	2,5 ± 2,0 (1,1–3,9)	5,6 ± 3,1 (3,4–7,8)	t = -0,861 p = 0,547
	ANOVA	F = 0,408 p = 0,802	F = 1,106 p = 0,372		F = 0,612 p = 0,657	F = 0,810 p = 0,529	
Частота сигналов (1/с)	0	168,8 ± 113,5 (11,8–325,0)	220,2 ± 283,6 (72,9–795,0)	t = -0,581 p = 0,587	231,0 ± 5,7 (227,0–235,0)	136,5 ± 44,5 (105,0–168,0)	t = 2,662 p = 0,229
	S < 3	176,6 ± 111,2 (30,7–411,0)	89,3 ± 59,9 (15,2–205,0)	t = 3,011 p = 0,015	151,1 ± 108,8 (11,8–411,0)	94,6 ± 57,4 (15,2–205,0)	t = 2,101 p = 0,080
	S > 3	9,8 ± 5,7 (2,8–19,1)	3,0 ± 2,5 (0,2–6,6)	t = 4,436 p = 0,003	210,7 ± 81,7 (88,6–337,0)	75,8 ± 56,6 (7,6–175,0)	t = 5,803 p = 0,001
	D < 3	194,0 ± 58,7 (81,2–282,0)	116,3 ± 40,1 (30,7–178,0)	t = 4,591 p = 0,002	198,0 ± 72,2 (81,2–325,0)	174,8 ± 209,1 (30,7–795,0)	t = 0,452 p = 0,661
	D > 3	76,2 ± 50,6 (40,4–112,0)	142,0 ± 50,9 (106,0–178,0)	t = -0,916 p = 0,528	76,2 ± 50,6 (40,4–112,0)	142,0 ± 50,9 (106,0–178,0)	t = -0,916 p = 0,528
	ANOVA	F = 0,833 p = 0,515	F = 1,268 p = 0,304		F = 1,552 p = 0,213	F = 0,868 p = 0,495	

Результаты анализа параметров электромиограммы при одноопорном стоянии на правой ноге приведены в табл. 3, на левой — в табл. 4.

Статистически значимая разница сигналов со стороны опорной и поднятой конечностей наблюдается при величине угла наклона таза больше 3° влево по всем измеряемым параметрам (табл. 3). Отмечена также статистически значимая разница показателей электромиограммы со стороны опорной и поднятой конечностей в случаях угла наклона таза меньше 3° вправо. По средней частоте выявлены также статистически значимые отличия и для случаев с углом наклона таза меньше 3° влево.

При анализе показателей в группах лиц с различным углом наклона крестца выявлены различия только для группы с углом наклона больше 3° влево. Статистическая разница выявлена только по параметру средней амплитуды в группе с углом наклона крестца меньше 3°

вправо. При выполнении теста «стоя на правой ноге» наблюдается увеличение всех показателей сигнала справа, то есть со стороны опорной конечности, кроме случаев с наклоном крестца и таза вправо на угол, превышающий 3°. В этих случаях наблюдается радикальное изменение — сигнал со стороны опорной конечности меньше, чем сигнал со стороны поднятой, хотя статистической разницы выявлено не было.

Был проведен аналогичный анализ обследования волонтеров при стоянии на левой ноге. При сравнении показателей *m. erector spinae* со стороны опорной и неопорной конечности, зарегистрированных во время стояния на левой ноге, выявлены несколько иные закономерности (табл. 4).

Так, при анализе параметров миограммы волонтеров с различным углом наклона таза установлены достоверные различия по всем параметрам только у группы с углом наклона таза меньше 3° вправо. Кроме

Таблиця 4. Параметри біоелектричної активності *m. erector spinae* в залежності от угла наклона таза и крестца при стоянии на левой ноге (S+) (подъем правой), $M \pm SD$ (min-max))

S+	Угол наклона	Таз			Крестец		
		Сторона съема сигнала		Т-тест	Сторона съема сигнала		Т-тест
		D	S		D	S	
Максимальная амплитуда (мВ)	0	144,3 ± 51,0 (101,0–237,0)	143,1 ± 55,5 (68,5–209,0)	t = 0,048 p = 0,964	128,5 ± 2,1 (127,0–130,0)	164,5 ± 36,1 (139,0–190,0)	t = -1,333 p = 0,410
	S < 3	125,2 ± 69,1 (46,8–265,0)	175,1 ± 86,9 (69,1–356,0)	t = -2,199 p = 0,055	118,5 ± 59,0 (46,8–265,0)	163,4 ± 83,7 (68,5–356,0)	t = -2,015 p = 0,069
	S > 3	150,5 ± 115,5 (73,7–412,0)	184,2 ± 72,8 (96,8–282,0)	t = -0,953 p = 0,372	162,7 ± 115,7 (73,7–412,0)	187,0 ± 73,1 (96,8–282,0)	t = -0,691 p = 0,512
	D < 3	105,2 ± 48,3 (57,8–188,0)	197,8 ± 115,5 (95,1–462,0)	t = -3,633 p = 0,007	117,1 ± 58,7 (57,8–237,0)	189,0 ± 108,5 (89,4–462,0)	t = -2,882 p = 0,016
	D > 3	166,5 ± 62,9 (122,0–211,0)	90,8 ± 8,2 (85,0–96,6)	t = 1,505 p = 0,373	166,5 ± 62,9 (122,0–211,0)	90,8 ± 8,2 (85,0–96,6)	t = 1,505 p = 0,373
	ANOVA	F = 0,566 p = 0,689	F = 0,840 p = 0,511		F = 0,639 p = 0,638	F = 0,614 p = 0,656	
Средняя амплитуда (мВ)	0	37,4 ± 8,3 (29,6–52,2)	38,7 ± 11,1 (27,8–54,6)	t = -2,410 p = 0,699	35,5 ± 3,0 (33,4–37,6)	43,9 ± 8,1 (38,2–49,6)	t = -2,333 p = 0,258
	S < 3	34,0 ± 8,9 (26,2–54,8)	41,9 ± 11,8 (29,4–67,8)	t = -2,616 p = 0,028	33,4 ± 8,0 (26,2–54,8)	39,7 ± 11,5 (27,8–67,8)	t = -2,036 p = 0,067
	S > 3	35,0 ± 10,2 (29,4–60,1)	42,6 ± 11,1 (27,9–61,60)	t = -1,695 p = 0,134	36,1 ± 10,5 (29,4–60,1)	42,9 ± 11,2 (27,9–61,6)	t = -1,537 p = 0,168
	D < 3	35,1 ± 8,4 (27,4–51,3)	48,3 ± 16,9 (30,0–85,4)	t = -4,197 p = 0,003	36,3 ± 9,3 (27,4–52,2)	47,2 ± 16,3 (29,9–85,4)	t = -3,665 p = 0,004
	D > 3	33,3 ± 6,5 (28,7–37,9)	33,0 ± 0,8 (32,4–33,5)	t = 0,086 p = 0,945	33,3 ± 6,5 (28,7–37,9)	33,0 ± 0,8 (32,4–33,5)	t = 0,086 p = 0,945
	ANOVA	F = 0,154 p = 0,960	F = 0,863 p = 0,497		F = 0,205 p = 0,934	F = 0,778 p = 0,548	
Суммарная амплитуда (мВ/с)	0	5,0 ± 3,5 (1,0–10,5)	6,6 ± 6,3 (1,3–17,2)	t = -0,886 p = 0,416	4,4 ± 1,0 (3,7–5,1)	8,3 ± 3,4 (5,9–10,7)	t = -2,294 p = 0,262
	S < 3	4,4 ± 4,6 (0,6–14,6)	8,7 ± 6,9 (2,4–25,4)	t = -2,167 p = 0,058	3,8 ± 4,0 (0,6–14,6)	7,2 ± 6,6 (1,3–25,4)	t = -1,860 p = 0,090
	S > 3	3,4 ± 4,2 (0,5–13,4)	8,5 ± 6,5 (0,9–20,8)	t = -2,308 p = 0,054	4,3 ± 4,9 (0,5–13,4)	9,1 ± 6,6 (0,9–20,8)	t = -2,157 p = 0,068
	D < 3	4,5 ± 3,6 (0,8–10,7)	11,9 ± 8,8 (1,9–31,3)	t = -3,787 p = 0,005	4,9 ± 3,8 (0,8–10,7)	11,4 ± 8,6 (1,5–31,3)	t = -3,790 p = 0,004
	D > 3	3,4 ± 3,1 (1,2–5,6)	3,3 ± 1,7 (2,1–4,5)	t = 0,029 p = 0,981	3,4 ± 3,1 (1,2–5,6)	3,3 ± 1,7 (2,1–4,5)	t = 0,029 p = 0,981
	ANOVA	F = 0,164 p = 0,955	F = 0,847 p = 0,507		F = 0,123 p = 0,973	F = 0,805 p = 0,532	
Частота сигналов (1/с)	0	122,1 ± 63,6 (33,4–201,0)	145,3 ± 105,8 (45,7–316,0)	t = -0,636 p = 0,553	124,0 ± 17,0 (112,0–136,0)	184,0 ± 43,8 (153,0–215,0)	t = -3,158 p = 0,195
	S < 3	109,9 ± 85,0 (21,0–267,0)	184,2 ± 90,4 (80,2–375,0)	t = -3,038 p = 0,014	98,1 ± 71,9 (21,0–267,0)	158,1 ± 89,4 (45,7–375,0)	t = -2,281 p = 0,043
	S > 3	82,5 ± 69,5 (18,1–223,0)	177,4 ± 104,4 (33,7–337,0)	t = -3,130 p = 0,017	99,3 ± 89,5 (18,1–241,0)	187,7 ± 107,9 (33,7–337,0)	t = -2,782 p = 0,027
	D < 3	114,6 ± 69,3 (27,6–209,0)	219,8 ± 90,3 (62,6–367,0)	t = -5,199 p = 0,001	118,5 ± 69,0 (27,6–209,0)	213,1 ± 101,5 (49,5–367,0)	t = -4,701 p = 0,001
	D > 3	95,3 ± 75,9 (41,6–149,0)	99,7 ± 54,2 (61,4–138,0)	t = -0,048 p = 0,970	95,3 ± 75,9 (41,6–149,0)	99,7 ± 54,2 (61,4–138,0)	t = -0,048 p = 0,970
	ANOVA	F = 0,322 p = 0,861	F = 0,949 p = 0,449		F = 0,167 p = 0,953	F = 0,844 p = 0,508	

этого, по величине средней амплитуды была выявлена достоверная асимметрия в группе с углом наклона таза меньше 3° влево, а по средней частоте — в группе с углом наклона таза меньше 3° влево и группе с углом наклона таза меньше 3° вправо. При анализе данных у лиц с различным углом наклона крестца также все значимые различия параметров электромиографического сигнала справа и слева отмечены только для группы с углом наклона крестца меньше 3° вправо.

В проведенном исследовании был также использован усиленный тест — одноопорное стояние с грузом

на стороне поднятой ноги. Результаты статистического анализа представлены в табл. 5 при одноопорном стоянии на правой ноге с грузом в левой руке, а в табл. 6 — при одноопорном стоянии на левой ноге с грузом в правой руке.

В трех группах исследуемых студентов с разной направленностью наклона крестца и таза при выполнении теста «стоя на правой ноге с грузом в левой руке» (кроме группы с нулевым наклоном таза и группы с $D > 3$) отмечается статистически значимое различие параметров электромиограммы с пре-

Таблица 5. Параметры электромиографических сигналов *m. erector spinae* в зависимости от угла наклона таза и крестца при стоянии на правой ноге ($D++$) (подъем левой) с грузом в левой руке, $M \pm SD$ (min-max)

$D++$	Угол наклона	Таз			Крестец		
		Сторона съема сигнала		Т-тест	Сторона съема сигнала		Т-тест
		D	S		D	S	
1	2	3	4	5	6	7	8
Максимальная амплитуда (мВ)	0	298,0 ± 213,1 (95,2–608,0)	138,0 ± 74,1 (60,2–271,0)	t = 1,736 p = 0,143	539,0 ± 97,6 (470,0–608,0)	131,5 ± 16,3 (120,0–143,0)	t = 7,087 p = 0,089
	S < 3	298,9 ± 275,7 (82,5–968,0)	160,2 ± 179,3 (47,5–645,0)	t = 3,751 p = 0,005	262,4 ± 258,3 (82,5–968,0)	165,0 ± 167,1 (47,5–645,0)	t = 2,565 p = 0,026
	S > 3	308,5 ± 196,1 (138,0–771,0)	97,3 ± 33,5 (49,9–165,0)	t = 3,201 p = 0,015	315,8 ± 198,0 (138,0–771,0)	94,2 ± 26,8 (49,9–140,0)	t = 3,372 p = 0,012
	D < 3	215,2 ± 116,0 (47,7–368,0)	105,1 ± 33,6 (65,0–174,0)	t = 2,765 p = 0,024	220,9 ± 115,5 (47,7–368,0)	105,3 ± 36,4 (60,2–174,0)	t = 3,446 p = 0,006
	D > 3	120,1 ± 76,2 (66,2–174,0)	189,2 ± 169,4 (69,4–309,0)	t = -0,398 p = 0,759	120,1 ± 76,2 (66,2–174,0)	189,2 ± 169,4 (69,4–309,0)	t = -0,398 p = 0,759
	ANOVA	F = 0,562 p = 0,692	F = 0,634 p = 0,642		F = 1,514 p = 0,223	F = 0,819 p = 0,523	
Средняя амплитуда (мВ)	0	52,4 ± 22,8 (28,7–81,2)	39,2 ± 11,4 (28,0–58,8)	t = 1,238 p = 0,271	70,8 ± 14,8 (60,3–81,2)	37,5 ± 2,6 (35,6–39,3)	t = 2,707 p = 0,225
	S < 3	57,2 ± 26,6 (30,9–112,0)	32,4 ± 7,4 (26,3–48,7)	t = 3,789 p = 0,004	52,2 ± 25,6 (28,7–112,0)	34,3 ± 10,2 (26,3–58,8)	t = 2,518 p = 0,029
	S > 3	59,9 ± 22,1 (40,5–111,0)	32,5 ± 4,7 (27,1–42,7)	t = 3,485 p = 0,010	60,9 ± 22,5 (40,5–111,0)	32,5 ± 4,7 (27,1–42,7)	t = 3,637 p = 0,008
	D < 3	48,9 ± 15,6 (26,1–71,2)	32,2 ± 4,1 (28,1–42,0)	t = 3,231 p = 0,012	50,0 ± 16,8 (26,1–75,0)	32,9 ± 5,4 (28,0–44,2)	t = 3,796 p = 0,004
	D > 3	36,4 ± 11,9 (28,0–44,8)	43,9 ± 21,0 (29,0–58,7)	t = -0,320 p = 0,803	36,4 ± 11,9 (28,0–44,8)	43,9 ± 21,0 (29,0–58,7)	t = -0,320 p = 0,803
	ANOVA	F = 0,641 p = 0,638	F = 1,717 p = 0,172		F = 0,951 p = 0,449	F = 0,910 p = 0,471	
Суммарная амплитуда (мВ/с)	0	14,8 ± 12,9 (1,4–31,5)	7,3 ± 6,5 (0,7–18,9)	t = 1,236 p = 0,271	23,4 ± 4,9 (19,9–26,8)	6,2 ± 1,2 (5,3–7,0)	t = 4,000 p = 0,156
	S < 3	17,2 ± 15,3 (2,9–50,6)	3,8 ± 3,7 (1,0–13,4)	t = 3,494 p = 0,007	14,3 ± 14,7 (1,4–50,6)	5,1 ± 5,6 (1,0–18,9)	t = 2,255 p = 0,045
	S > 3	18,2 ± 11,7 (8,1–45,6)	3,1 ± 2,4 (0,2–7,5)	t = 3,622 p = 0,008	19,0 ± 11,7 (8,1–45,6)	3,0 ± 2,1 (0,2–6,5)	t = 3,959 p = 0,005
	D < 3	12,2 ± 7,3 (0,9–22,2)	3,8 ± 1,5 (2,3–7,3)	t = 3,540 p = 0,008	13,3 ± 9,2 (0,9–31,5)	4,0 ± 2,4 (0,7–9,6)	t = 3,961 p = 0,003
	D > 3	6,4 ± 7,0 (1,4–11,3)	9,1 ± 9,8 (2,1–16,0)	t = -0,227 p = 0,858	6,4 ± 7,0 (1,4–11,3)	9,1 ± 9,8 (2,1–16,0)	t = -0,227 p = 0,858
	ANOVA	F = 0,600 p = 0,666	F = 1,737 p = 0,168		F = 0,796 p = 0,537	F = 0,991 p = 0,428	

Окончание табл. 5

1	2	3	4	5	6	7	8
Частота сигналов (1/с)	0	233,1 ± 146,2 (49,7–420,0)	162,6 ± 104,0 (24,1–322,0)	t = 0,977 p = 0,373	330,0 ± 0 (330,0–330,0)	163,0 ± 19,8 (149,0–177,0)	t = 11,929 p = 0,053
	S < 3	255,7 ± 113,7 (94,2–450,0)	104,2 ± 70,6 (36,2–275,0)	t = 6,985 p = 0,001	222,8 ± 120,2 (49,7–450,0)	122,7 ± 91,1 (36,2–322,0)	t = 2,520 p = 0,028
	S > 3	285,4 ± 70,2 (200,0–410,0)	92,3 ± 59,3 (4,5–176,0)	t = 6,409 p = 0,001	293,3 ± 68,6 (200,0–410,0)	89,4 ± 55,0 (4,5–153,0)	t = 8,044 p = 0,001
	D < 3	225,5 ± 97,6 (33,3–312,0)	115,0 ± 27,9 (76,2–174,0)	t = 3,580 p = 0,007	235,3 ± 109,7 (33,3–420,0)	116,1 ± 50,1 (24,1–218,0)	t = 4,532 p = 0,001
	D > 3	151,4 ± 143,7 (49,8–253,0)	172,1 ± 142,8 (71,1–273,0)	t = -0,102 p = 0,935	151,4 ± 143,7 (49,8–253,0)	172,1 ± 142,8 (71,1–273,0)	t = -0,102 p = 0,935
	ANOVA	F = 0,762 p = 0,559	F = 1,250 p = 0,311		F = 1,296 p = 0,294	F = 0,792 p = 0,540	

Таблица 6. Параметры биоэлектрических сигналов *m. erector spinae* в зависимости от угла наклона таза и крестца при стоянии на левой ноге (S++) (подъем правой) с грузом в правой руке, M ± SD (min–max)

S++	Угол наклона	Таз			Крестец		
		Сторона съема сигнала		Т-тест	Сторона съема сигнала		Т-тест
		D	S		D	S	
1	2	3	4	5	6	7	8
Максимальная амплитуда (мВ)	0	137,8 ± 71,0 (77,4–249,0)	251,0 ± 132,5 (91,9–445,0)	t = -2,643 p = 0,046	154,0 ± 67,9 (106,0–202,0)	370,0 ± 106,1 (295,0–445,0)	t = -8,000 p = 0,079
	S < 3	108,9 ± 48,2 (44,5–214,0)	268,4 ± 138,0 (74,8–539,0)	t = -4,026 p = 0,003	95,0 ± 29,3 (44,5–133,0)	244,4 ± 133,8 (74,8–539,0)	t = -4,267 p = 0,001
	S > 3	113,0 ± 69,0 (58,8–272,0)	253,5 ± 137,4 (74,1–457,0)	t = -3,846 p = 0,006	126,1 ± 77,6 (58,8–272,0)	266,8 ± 137,7 (74,1–457,0)	t = -3,852 p = 0,006
	D < 3	108,4 ± 73,9 (33,3–269,0)	196,2 ± 98,2 (49,8–360,0)	t = -4,325 p = 0,003	121,7 ± 78,5 (33,3–269,0)	197,9 ± 97,9 (49,8–360,0)	t = -4,099 p = 0,002
	D > 3	202,0 ± 94,8 (135,0–269,0)	137,5 ± 7,8 (132,0–143,0)	t = 0,890 p = 0,537	202,0 ± 94,8 (135,0–269,0)	137,5 ± 7,8 (132,0–143,0)	t = 0,890 p = 0,537
	ANOVA	F = 1,032 p = 0,407	F = 0,767 p = 0,555		F = 1,397 p = 0,259	F = 1,368 p = 0,268	
Средняя амплитуда (мВ)	0	34,9 ± 9,5 (28,9–54,0)	48,8 ± 15,2 (30,0–69,6)	t = -2,016 p = 0,100	32,8 ± 1,3 (32,6–33,0)	59,7 ± 14,0 (49,8–69,6)	t = -2,663 p = 0,229
	S < 3	33,3 ± 7,4 (26,1–51,7)	56,1 ± 18,3 (30,7–85,6)	t = -4,451 p = 0,002	31,4 ± 3,7 (26,1–37,7)	53,1 ± 17,7 (30,7–85,6)	t = -4,680 p = 0,001
	S > 3	31,4 ± 4,2 (27,7–38,7)	53,1 ± 17,8 (31,1–75,5)	t = -3,472 p = 0,010	33,2 ± 8,3 (27,7–51,7)	55,1 ± 18,1 (31,1–75,5)	t = -3,524 p = 0,010
	D < 3	34,0 ± 9,4 (25,0–53,3)	49,4 ± 14,7 (28,7–74,3)	t = -4,778 p = 0,001	35,6 ± 10,4 (25,0–54,0)	47,8 ± 14,4 (28,7–74,3)	t = -3,659 p = 0,004
	D > 3	49,1 ± 22,3 (33,3–64,8)	35,9 ± 2,5 (34,1–37,7)	t = 0,749 p = 0,591	49,1 ± 22,3 (33,3–64,8)	35,9 ± 2,5 (34,1–37,7)	t = 0,749 p = 0,591
	ANOVA	F = 1,721 p = 0,171	F = 0,742 p = 0,571		F = 1,933 p = 0,131	F = 0,843 p = 0,509	

1	2	3	4	5	6	7	8
Суммарная амплитуда (мВ/с)	0	4,6 ± 3,9 (1,5–11,2)	12,8 ± 8,0 (2,2–20,7)	t = -3,030 p = 0,029	5,6 ± 2,3 (4,0–7,2)	15,9 ± 6,9 (11,0–20,7)	t = -3,154 p = 0,195
	S < 3	4,0 ± 3,7 (0,4–13,2)	17,0 ± 10,8 (3,2–33,3)	t = -4,156 p = 0,002	3,0 ± 1,9 (0,4–5,9)	15,4 ± 10,6 (3,2–33,3)	t = -4,419 p = 0,001
	S > 3	2,8 ± 2,4 (0,7–7,5)	15,0 ± 10,4 (3,2–28,9)	t = -3,271 p = 0,014	3,8 ± 4,4 (0,7–13,2)	16,4 ± 10,3 (3,2–28,9)	t = -3,450 p = 0,011
	D < 3	3,7 ± 3,7 (0,1–11,2)	12,2 ± 8,1 (0,1–23,7)	t = -3,964 p = 0,004	4,2 ± 4,1 (0,1–11,2)	11,8 ± 8,1 (0,1–23,7)	t = -4,040 p = 0,002
	D > 3	14,0 ± 9,3 (7,4–20,5)	5,7 ± 3,2 (3,4–7,9)	t = 0,943 p = 0,519	14,0 ± 9,3 (7,4–20,5)	5,7 ± 3,2 (3,4–7,9)	t = 0,943 p = 0,519
	ANOVA	F = 3,609 p = 0,016	F = 0,775 p = 0,550		F = 3,732 p = 0,014	F = 0,748 p = 0,567	
Частота сигналов (1/с)	0	119,6 ± 77,6 (50,8–220,0)	237,1 ± 110,8 (72,3–345,0)	t = -3,302 p = 0,021	170,5 ± 70,0 (121,0–220,0)	259,0 ± 53,7 (221,0–297,0)	t = -7,696 p = 0,082
	S < 3	107,3 ± 70,8 (15,0–256,0)	274,2 ± 103,2 (105,0–402,0)	t = -6,045 p = 0,000	89,8 ± 48,0 (15,0–168,0)	259,9 ± 104,2 (105,0–402,0)	t = -6,639 p = 0,001
	S > 3	83,3 ± 59,0 (23,8–195,0)	249,9 ± 114,4 (104,0–397,0)	t = -3,957 p = 0,005	97,4 ± 83,7 (23,8–256,0)	264,3 ± 113,8 (104,0–397,0)	t = -3,972 p = 0,005
	D < 3	92,5 ± 71,8 (2,8–210,0)	217,7 ± 126,3 (3,0–338,0)	t = -3,324 p = 0,010	99,2 ± 74,7 (2,8–210,0)	215,6 ± 127,9 (3,0–340,0)	t = -3,646 p = 0,004
	D > 3	268,5 ± 67,2 (221,0–316,0)	154,6 ± 78,3 (99,2–210,0)	t = 1,107 p = 0,468	268,5 ± 67,2 (221,0–316,0)	154,6 ± 78,3 (99,2–210,0)	t = 1,107 p = 0,468
	ANOVA	F = 3,065 p = 0,031	F = 0,619 p = 0,653		F = 3,492 p = 0,019	F = 0,613 p = 0,657	

обладанием уровней сигналов на стороне опорной конечности. При этом, как и в тесте с одноопорным стоянием на правой ноге без груза, наблюдается увеличение показателей со стороны неопорной (левой) конечности, хотя разница значений не достигает статистической значимости.

У лиц с различным углом наклона крестца отмечается аналогичная тенденция, то есть для групп с S < 3, S > 3 и D < 3 наблюдаются различия по всем параметрам электромиограммы, а для группы с D > 3 — изменение значений.

При выполнении теста «стоя на левой ноге с грузом» достоверная асимметрия уровней электромиографических показателей с преобладанием их амплитуды на опорной стороне была отмечена в трех группах: с S < 3, S > 3 и D < 3. Важно отметить, что, как и при стоянии на правой ноге, в группе с D > 3 наблюдается преобладание значения уровня сигналов на неопорной стороне. При анализе данного теста впервые отмечено статистически значимое отличие уровня максимальной амплитуды, суммарной амплитуды и средней частоты для лиц с нулевым наклоном таза.

Следует отметить интересную особенность, выявленную в ходе анализа результатов нагрузочных тестов. Так, при опоре на правую нижнюю конечность у во-

лонтеров без рентгенологических определенных искривлений таза и крестца (с углом наклона 0°) не было выявлено статистической разницы между миографическими показателями контрлатеральных мышц. В то же время в этой же группе результаты нагрузочного теста при опоре на левую ногу показывают статистически значимые различия миографических данных, снимаемых с контрлатеральных мышц, и отсутствие значимых различий у волонтеров с углом наклона таза больше 3° вправо.

Было проведено также сравнение средних показателей активности контрлатеральных мышц, которая развивается у них при поочередном одноопорном стоянии. Данные исследования приведены в табл. 7.

Как показали результаты анализа, не было обнаружено статистически значимых различий в активности левой и правой m. erector spinae, развивающейся во время одноопорного стояния как на стороне опорной, так и поднятой конечности. Аналогичные результаты были получены и при анализе групп с разным наклоном крестца, таза и при всех нагрузочных тестах.

Анализ полученных результатов позволяет также отметить следующие особенности проявления активности m. erector spinae в различных условиях.

Таблица 7. Результаты сравнения параметров электромиографических сигналов *m. erector spinae*, регистрируемых при поочередном одноопорном стоянии

Параметр электромиографического сигнала	Пара сравнения	Угол наклона таза	Разность средних значений, $M \pm SD$	T-тест парных сравнений
1	2	3	4	5
Максимальная амплитуда, мВ	Опорная правая/ опорная левая	0	$30,5 \pm 69,7$	$t = 1,073$ $p = 0,332$
		S < 3	$10,9 \pm 50,9$	$t = 0,677$ $p = 0,516$
		S > 3	$26,23 \pm 54,70$	$t = 1,358$ $p = 0,217$
		D < 3	$-21,9 \pm 79,7$	$t = -0,824$ $p = 0,434$
		D > 3	$-6,6 \pm 29,7$	$t = -0,314$ $p = 0,806$
	Неопорная правая/ неопорная левая	0	$14,9 \pm 69,7$	$t = 0,526$ $p = 0,621$
		S < 3	$-9,1 \pm 56,8$	$t = -0,506$ $p = 0,625$
		S > 3	$-34,5 \pm 102,9$	$t = -0,947$ $p = 0,375$
		D < 3	$11,8 \pm 41,6$	$t = 0,848$ $p = 0,421$
		D > 3	$-37,4 \pm 14,9$	$t = -3,528$ $p = 0,176$
Средняя амплитуда, мВ	Опорная правая/ опорная левая	0	$5,9 \pm 8,8$	$t = 1,648$ $p = 0,160$
		S < 3	$2,5 \pm 9,4$	$t = 0,860$ $p = 0,412$
		S > 3	$2,3 \pm 6,23$	$t = 1,013$ $p = 0,345$
		D < 3	$-4,9 \pm 11,4$	$t = -1,29$ $p = 0,230$
		D > 3	$-1,7 \pm 5,9$	$t = -0,405$ $p = 0,755$
	Неопорная правая/ неопорная левая	0	$-3,2 \pm 7,23$	$t = -1,072$ $p = 0,333$
		S < 3	$-1,7 \pm 4,9$	$t = -1,093$ $p = 0,303$
		S > 3	$-2,2 \pm 9,1$	$t = -0,689$ $p = 0,513$
		D < 3	$-1,4 \pm 4,5$	$t = -0,917$ $p = 0,386$
		D > 3	$4,7 \pm 1,6$	$t = 4,273$ $p = 0,146$
Суммарная амплитуда, мВ/с	Опорная правая/ опорная левая	0	$2,3 \pm 3,3$	$t = 1,659$ $p = 0,158$
		S < 3	$1,1 \pm 4,8$	$t = 0,689$ $p = 0,508$
		S > 3	$1,2 \pm 2,7$	$t = 1,252$ $p = 0,251$
		D < 3	$-3,0 \pm 6,3$	$t = -1,441$ $p = 0,187$
		D > 3	$-0,8 \pm 0,3$	$t = -4,000$ $p = 0,156$

Окончание табл. 7

1	2	3	4	5
	Неопорная правая/ неопорная левая	0	2,9 ± 7,9	t = 0,901 p = 0,409
		S < 3	-1,1 ± 2,8	t = -1,267 p = 0,237
		S > 3	-0,5 ± 2,78	t = 0,481 p = 0,645
		D < 3	-0,5 ± 2,2	t = -0,611 p = 0,558
Средняя частота, Гц	Опорная правая/ опорная левая	0	23,6 ± 40,7	t = 1,416 p = 0,216
		S < 3	-7,6 ± 40,3	t = -0,598 p = 0,565
		S > 3	24,3 ± 53,4	t = 1,288 p = 0,239
		D < 3	-25,8 ± 45,7	t = -1,695 p = 0,128
		D < 3	1,7 ± 45,3	t = 0,113 p = 0,912
	Неопорная правая/ неопорная левая	0	98,1 ± 246,7	t = 0,974 p = 0,375
		S < 3	-20,6 ± 60,2	t = -1,081 p = 0,308
		S > 3	2,1 ± 30,0	t = 0,200 p = 0,847
		D > 3	-23,5 ± 3,5	t = -9,400 p = 0,067
		D > 3	46,7 ± 25,0	t = 2,638 p = 0,231

При двухопорном стоянии максимальная активность правой *m. erector spinae* по всем параметрам отмечается при наклоне крестца и таза влево, а левой, наоборот, при их наклоне вправо. Эта разница повышается с увеличением наклона компонентов системы «крестец — таз».

При стоянии на одной ноге наблюдается более высокая активность *m. erector spinae* со стороны опорной конечности. С увеличением наклона таза в сторону опорной конечности отмечается повышение биоэлектрической активности мышц на стороне поднятой конечности.

При выполнении нагрузочного теста активность мышц с контрлатеральной стороны увеличивается, вплоть до статистически значимого уровня, если наклон крестца и таза манифестирует в сторону опорной конечности.

Если обнаружены признаки наклона крестца и таза на стороне поднятой конечности, то в этих случаях активность мышц преобладает со стороны опорной конечности и увеличивается с увеличением степени наклона. При выполнении теста с нагрузкой активность мышц на стороне опорной конечности выражена еще больше.

Обсуждение

Длинная *lig. sacroiliac dorsalis* имеет тесное анатомическое взаимоотношение с *m. erector spinae* и *fascia thoracolumbar* (Vleeming A. et al. [16]). A. Vleeming считает, что *m. erector spinae* вносит огромный вклад в стабилизацию КПС и поддержание вертикальной позы. Автор считает *m. erector spinae* основной мышцей, стабилизирующей позвоночник и таз. По его мнению, соединение *m. erector spinae* с задними крестцово-подвздошными связками индуцирует нутацию (подготовительное движение по методу Hodges P.W. et al. [13]) в КПС и натяжение таких связок, как межостистые, крестцово-подвздошные, крестцово-бугорные и крестцово-остистые. Принято считать, что нутация является обязательным движением в КПС при любом нагружении.

J.P. Van Wingerden et al. [9] изучали функцию нескольких мышц, которые принимают участие в стабилизации таза и влияют на показатель жесткости КПС. Было доказано, что активация этих мышц, особенно *m. erector spinae*, *m. biceps femoris* и группы *mm. gluteus*, значительно повышает жесткость связок КПС и стабильность КПС и таза. Авторы пришли к выводу, что жесткость связок КПС увеличивается даже при не-

большой активности мышц, поддерживая эффективную передачу нагрузок от позвоночника на нагружаемую нижнюю конечность.

Существуют также указания (Cholewicki et al.) [17] на то, что удовлетворительная стабильность позвоночника достигается у большинства людей с определенным уровнем согласованной активации мышц спины и брюшной стенки. Это мнение содержится и в работе С.А. Richardson et al. [7], которые показали, что совместное сокращение мышц живота и m. erector spinae значительно уменьшает подвижность КПС.

D.J. Barker и R.E. Irvin [18] в своем исследовании отметили, что при наличии наклона крестца и таза во фронтальной плоскости m. erector spinae активируется асимметрично слева и справа, и эта тенденция усиливается при увеличении наклона при двухопорном стоянии.

В. Hungerford и W. Gillard [19] отмечают увеличение активации m. erector spinae на опорной стороне при одноопорном стоянии в контрольной группе, что совпадает с нашими результатами.

Однако в ходе исследования мы пришли к интересным наблюдениям, что левая сторона m. erector spinae имеет в среднем большую активность, чем правая. В результате анализа полученных результатов данную особенность можно объяснить следующим фактом. Волонтерами были студенты института физической культуры, то есть люди, в режим которых входят ежедневные интенсивные тренировки. В большинстве видов спорта правая конечность является маховой (то есть более подвижной), а левая — опорной (принимает на себя основную массу тела). В результате этого формируются и особенности функциональности правой и левой стороны мышечного корсета тела.

Выводы

1. Фронтальный наклон компонентов скелета — крестца и таза приводит к несимметричной активности m. erector spinae слева и справа, которая увеличивается с увеличением угла наклона.

2. При одноопорном стоянии у лиц с отсутствием бокового наклона крестца и таза наблюдается более высокая активность мышцы со стороны опорной конечности, однако с увеличением наклона таза в сторону опорной конечности происходит значительная активация мышцы со стороны поднятой конечности. При усиленном варианте данного теста (стояние на одной ноге с грузом) выявляется большее различие между активностью мышц со стороны опорной конечности и активностью — со стороны поднятой.

3. При опоре на нижнюю конечность со стороны, противоположной наклону, регистрируется повышенная активность мышцы на стороне опорной конечности, что более ярко проявляется при нагрузочных тестах.

С увеличением наклона таза и крестца в сторону поднятой конечности происходит перенапряжение мышцы со стороны опорной конечности, что четче проявляется при усиленном варианте теста.

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

Список литературы

1. Panjabi M., White A. *Clinical biomechanics of the spine*. — 2nd ed. — Philadelphia, PA: Lippincott, 1995.
2. Gracovetsky S. *Analysis and interpretation of gait in relation to lumbopelvic function* // Vleeming A. et al. (eds). *Proceedings of the Fourth Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvic Pain*. — Montreal, Canada: ECO Rotterdam, 2001. — P. 45-63.
3. Корж Н.А., Стауде В.А., Кондратьев А.В., Карпинский М.Ю. *Напряженно-деформированное состояние системы «поясничный отдел позвоночника — крестец — таз» при фронтальном наклоне таза* // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2016. — 1(602). — С. 54-62.
4. Корж Н.А., Стауде В.А., Кондратьев А.В., Карпинский М.Ю. *Напряженно-деформированное состояние кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника — крестец — таз» при асимметрии суставных щелей крестцово-подвздошного сустава* // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2015. — 3(600). — С. 5-14.
5. Kavic N., Grenier S., McGill S. *Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises* // *Spine*. — 2004. — 29. — P. 1254-1265.
6. Panjabi M., Abumi K., Duranceau J. et al. *Spine stability and inter segmental muscle forceca biomechanical model* // *Spine*. — 1989. — 14. — P. 194-200.
7. Rirhardson C.A., Snijders C.J., Hides J.A. et al. *The relationship between the transversely oriented abdominal muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain* // *Spine*. — 2002. — 27. — P. 399-405.
8. Yoshio M., Murakami G., Sato T. et al. *The function of the psoas major muscle—passive kinetics and morphological studies using donated cadavers* // *Journal of Orthopaedic Science*. — 2002. — 7. — P. 199-207.
9. Van Wingerden J.P., Vleeming A., Buyruk H.M., Raissadat K.L. *Stabilisation of the sacroiliac joint in vivo — verification of muscular contribution to force closure of the pelvis* // *Eur. Spine J.* — 2004. — 13(3). — P. 199-205.
10. Hungerford B., Gilleard W., Hodges P. *Evidence in altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac pain* // *Spine*. — 2003. — 28. — P. 1593-1600.
11. Mooney V., Pozos R., Vleeming A. et al. *Coupled motion of contralateral latissimus dorsi and gluteus maximus its role in sacroiliac stabilization* // Vleeming A. et al. (eds). *Movement, stability and low back pain*. — Edinburgh: Chyrchill Livingstone, 1997. — P. 5-122.
12. McGill S.M. *Low back disorders evidenc-based prevention and rehabilitation*. — Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 2002.
13. Hodges P.W., Kaigle-Holm A., Holm S. et al. *Postero-anterior stiffness of the lumbar spine is increased by contraction of transversus abdominis and the diaphragm—porcine studies — Fourteenth International Congress of the World Confederation for Physical Therapy*. — Barcelona, Spain, 2003.

14. 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.

15. Орел А.М. Рентгенодіагностика позвоночника для мануальних терапевтів. — Видар, 2007. — 311 с.

16. Vleeming A., Stoeckart 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. Stoeckart. *Movement Stability & Lumbopelvic Pain. Integration of Research and Therapy*. — Edinburg: Chyrchill Livingstone, 2007. — Ch. 8. — P. 113-137.

17. Cholewicki J., Simons A.P.D., Radebold A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability // *Journal of Biomechanics*. — 2000. — 33(11). — P. 1377-1385.

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

19. 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. Stoeckart. *Movement Stability & Lumbopelvic Pain. Integration of Research and Therapy*. — Edinburg: Chyrchill Livingstone, 2007. — Ch. 18. — P. 361-376.

Получено 30.06.2017 ■

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 і крижів у фронтальній площині

Повідомлення 1. Дослідження активності m. erector spinae

Резюме. Мета роботи: дослідження змін електроміографічної активності м'язів, що забезпечують стабільність крижово-клубових суглобів під час утримування вертикального осевого положення при одно- та двоножному стоянні з вантажем та без нього при різних показниках фронтального хребтово-тазового балансу.

Матеріали та методи. Було досліджено 36 практично здорових волонтерів — студентів факультету фізичної культури. У групу дослідження ввійшли 25 юнаків та 11 дівчат. Середній ріст волонтерів становив 173 см (від 168 до 183 см), середній індекс маси тіла — 2,99 (від 2,62 до 3,34). Проводили електроміографічне дослідження м'язів, підтримуючих стабільність крижово-клубових суглобів при двоножному, одноножному стоянні («тест лелеки»), одноножному стоянні з вантажем 5 кг у контрлатеральній руці. Волонтер приймав необхідне положення тіла та утримував його протягом 10–15 с. Протягом цього часу записували білатерально на m. erector spinae біоелектричну активність. Використовували поверхневі електроди Skintact RT-34. Аналізували такі показники електроміо-

графії: максимальну амплітуду, середню амплітуду, сумарну амплітуду та середню частоту при фільтрації частот нижче 20 Гц. Усім волонтерам робили рентгенографію таза стоячи із захватом обох кульшових суглобів. **Результати.** Нахил крижі та таза призводить до асиметричної активності m. erector spinae, що підвищується із збільшенням кута їх нахилу. При одноножному стоянні за відсутності нахилу крижі та таза було відмічено підвищення активності m. erector spinae на стороні опорної кінцівки, однак збільшення кута нахилу таза в сторону опорної кінцівки призводить до збільшення активності m. erector spinae на стороні піднятої кінцівки. При посиленому варіанті виконання тесту (стоянні на одній нозі з вантажем) була виявлена більша різниця між активністю цього м'яза на стороні опорної кінцівки і активністю — піднятої кінцівки. При опорі на нижню кінцівку на стороні, протилежній нахилу, була відмічена підвищена активність m. erector spinae на опорній стороні.

Ключові слова: нахил основи крижів; тазовий нахил; електроміографія; одноножне стояння; двоножне стояння

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 1. Study of m. erector spinae activity

Abstract. Background. The purpose was to investigate electromyography (EMG) activity of muscles, which stabilized sacroiliac joint and support trunk vertical stability during two- and one-leg standing with and without load with different angles of pelvic and sacral base tilt in frontal plane. **Materials and methods.** Thirty six healthy volunteers were examined. The group consisted of 25 males and 11 females. Average height of patients was 173 cm (from 168 to 183 cm), average body mass index — 2.99 (from 3.34 to 2.62). We have studied EMG activity of muscles, which stabilized sacroiliac joint during two-leg standing, one-leg standing (Stork test), one-leg standing with 5 kg load in contralateral hand. Volunteers were standing in needed position for 10–15 s. During this test, EMG activity in m. erector spinae was recorded. Maximal, average, summary amplitude and average frequency of EMG

were analyzed. All volunteers were examined using X-ray. On X-ray, sacral base tilt and pelvic tilt in frontal plane were measured. **Results.** The sacral base and pelvic tilt cause asymmetry of m. erector spinae activity, which increases with increasing sacral base and pelvic tilt. During one-leg standing without sacral base and pelvic tilt, there was an increase in m. erector spinae activity on support side. When sacral base and pelvic tilt is increasing in support leg side, there was recorded an increase of m. erector spinae activity on the lifting leg side. During the test with loading, we have detected an increasing difference between left and right side m. erector spinae activity. At one-leg standing on contralateral side of tilt, m. erector spinae activity increased on support side.

Keywords: sacral base tilt; pelvic tilt; electromyography; one-leg standing position; two-leg standing position