

УДК 616.72-003.215

DOI: 10.22141/1608-1706.4.19.2018.142103

Стауде В.А.¹, Радзишевская Е.Б.², Дуплий Д.Р.¹¹ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов имени профессора М.И. Ситенко Национальной академии медицинских наук Украины», г. Харьков, Украина²Харьковский национальный медицинский университет, г. Харьков, Украина

Биоэлектрическая активность мышц-стабилизаторов крестцово-подвздошного сустава у пациентов с дисфункцией этого сустава

Резюме. Цель: исследование биоэлектрической активности (БЭА) мышц — основных стабилизаторов крестцово-подвздошного сустава (КПС) и вертикальной позы в условиях двухопорного и одноопорного стояния у пациентов с дисфункцией КПС в сравнении с БЭА этих мышц у здоровых волонтеров. **Материалы и методы.** Обследовано 36 практически здоровых волонтеров — студентов факультета физической культуры и 56 пациентов с дисфункцией КПС. Критериями включения пациентов были: локализация боли в области *posterior spine iliac superior*, иррадиирующая в пах, ягодицы и бедро; анамнез боли более чем 3 месяца; безуспешность предыдущего консервативного лечения; позитивные 4 и более из 6 провокативных тестов. Критерием исключения были позитивные только 1 или 2 провокативных теста. В результате 50 пациентов были включены в исследование. Пациентам и волонтерам проводили электромиографическое исследование мышц, стабилизирующих КПС. Изучали биоэлектрическую активность *m. erector spinae*, *m. obliques abdominis externus*, *m. gluteus medius*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris* в положении двухопорного и одноопорного стояния (тест *Stork*). Все волонтеры и пациенты были обследованы рентгенологически. На полученных рентгенограммах измеряли: угол наклона крестца, угол наклона таза, угол ротации крестца; ширину суставных щелей КПС измеряли в трех отделах (вентральном, медиальном, дорсальном). Полученные результаты были обработаны статистически. **Результаты.** В результате кластерного анализа все пациенты с дисфункцией КПС были разделены на 4 рентгенометрических кластера. Для 1-го кластера характерной являлась высокая степень асимметрии ширины суставных щелей в вентральном отделе КПС и небольшая в двух остальных отделах, 2-й кластер характеризовался минимальной степенью асимметрии ширины суставных щелей во всех отделах КПС, 3-й — высокой степенью асимметрии ширины суставных щелей в медиальном отделе КПС и небольшой в дорсальном, а 4-й — высокой степенью асимметрии в дорсальном отделе КПС и небольшой в медиальном. Анализ попарных различий значений выделенных показателей БЭА мышц с группой условной нормы в пределах кластерных типов полностью соответствовал характеристикам кластеров с позиций дисфункции КПС: наибольшее расхождение с показателями БЭА в норме имели пациенты 4-го кластера, следующими были пациенты 3-го, затем — 1-го кластера. У пациентов 2-го кластера различий с нормой выявлено не было. **Выводы.** С помощью кластерного анализа было установлено, что все пациенты были разделены на 4 рентгенометрических кластера, для каждого из которых были характерны свои параметры. Наиболее неблагоприятный прогноз с математической и биомеханической точки зрения имели пациенты 1, 3 и 4-го кластеров. Эти пациенты имели асимметрию ширины суставных щелей КПС в двух отделах. Наибольшее расхождение БЭА мышц-стабилизаторов КПС у пациентов с дисфункцией КПС с показателями БЭА этих мышц у волонтеров имели пациенты 4-го кластера, следующими были пациенты 3-го, затем — 1-го кластера. У пациентов 2-го кластера отличий показателей БЭА этих мышц от показателей БЭА мышц волонтеров выявлено не было.

Ключевые слова: биоэлектрическая активность мышц; дисфункция крестцово-подвздошного сустава; одноопорное стояние; устойчивость крестцово-подвздошного сустава

© «Травма» / «Травма» / «Trauma» («Trauma»), 2018

© Видавець Заславський О.Ю. / Издатель Заславский А.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2018

Для корреспонденции: Стауде Владимир Анатольевич, ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов имени профессора М.И. Ситенко Национальной академии медицинских наук Украины», ул. Пушкинская, 80, г. Харьков, 61024, Украина; e-mail: redact@i.ua

For correspondence: V. Staude, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: redact@i.ua

Введение

Дисфункция крестцово-подвздошного сустава (КПС) встречается в 15–30 % случаев всех пояснично-тазовых болей [1–3]. На математической модели было доказано, что при асимметрии ширины суставных щелей КПС, наклоне крестца и таза во фронтальной плоскости происходит смещение горизонтальной оси ротации крестца относительно подвздошных костей. Это вызывает перерастяжение и микротравматизацию ряда связок КПС [4–6]. Перерастяжение и микротравматизация связок КПС сопровождаются развитием энтензопатий этих связок [7–9] — сначала гипертонусом и укреплением мышц, натягивающих эти связки, а затем дегенеративными изменениями этих мышц. Этот процесс будет сопровождаться изменением биоэлектрической активности (БЭА) этих мышц [10, 11].

Целью данной работы явилось исследование БЭА мышц — основных стабилизаторов КПС и вертикальной позы в условиях двухопорного и одноопорного стояния у пациентов с дисфункцией КПС в сравнении с БЭА этих мышц у здоровых волонтеров.

Для обследования были выбраны следующие мышцы — глобальные стабилизаторы (Richardson et al.) [11, 12]:

- 1) *m. erector spinae*;
- 2) *m. gluteus medius*;
- 3) *m. obliquus abdominis externum*;
- 4) *m. biceps femoris*;
- 5) *m. rectus femoris*.

Материалы и методы

Обследовано 36 практически здоровых 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.

Была обследована группа из 56 пациентов с жалобами на длительные пояснично-тазовые боли. Критериями включения пациентов в исследование были:

- 1) локализация боли в области *spinae ilica posterior superior*, иррадиирующая в пах, ягодицы или бедро;
- 2) анамнез боли более 3 месяцев;
- 3) безуспешность предыдущего консервативного лечения;
- 4) положительные 4 и более из 6 провокативных тестов:
 - а) тест Stork;
 - б) тест ASLR от 1 до 3 баллов;
 - в) тест Fortin;
 - г) тест блокирования КПС из положения лежа — сидя;
 - д) тест Gaenslen;
 - е) тест толчка.

Критерием исключения были положительные только 1 или 2 из перечисленных провокативных тестов [3, 13, 14].

В результате 50 пациентов из 56 были включены в исследование. Возраст пациентов был от 20 до 71 года. Средний возраст составил 39 лет.

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

Проводили электромиографическое исследование мышц, участвующих в поддержании вертикальной позы, по методике, описанной в предыдущих работах [15, 16].

Всем волонтерам и пациентам проводилась рентгенография таза с захватом обоих тазобедренных суставов по методике, описанной в предыдущей работе [17].

На полученных рентгенограммах измеряли:

- 1) угол наклона крестца (по методу Irvin R.E. [18]);
- 2) угол наклона таза — угол между линией, соединяющей верхние точки подвздошных костей, и линией горизонта;
- 3) угол ротации крестца (по методу Орла А.М. [19]);
- 4) ширину суставных щелей КПС измеряли в трех отделах: а — вентральном, m — медиальном, d — дорсальном.

Полученные данные подвергались статистической обработке в программной среде STATISTICA. Количественные показатели представлялись при помощи среднего выборочного (M), медианы (Me), стандартного отклонения (m), интерквартильного размаха (LQ ÷ UQ) и размаха выборки (min ÷ max). Статистическую значимость различий проверяли при помощи U-критерия Манна — Уитни (КМУ) (в случае парных независимых совокупностей), критерия Краскела — Уоллиса (ККУ) и медианного теста (MT) (в случае множественных независимых совокупностей). В работе использовались также методы многомерной статистики (кластерный анализ).

В исследовании решалась задача установления естественного расслоения группы исследуемых пациентов на подгруппы по величине асимметрии ширины суставных щелей, возникающих за счет наклона основания крестца и таза во фронтальной плоскости, и, в частности, сопровождаемой ротацией крестца.

Для решения поставленной задачи использовались методы кластерного анализа, позволяющие разбить изучаемую совокупность объектов на группы схожих объектов, называемых кластерами (таксономиями, классами). Другими словами, процедуры кластерного анализа позволяют упорядочить объекты по однородным группам таким образом, чтобы элементы, входящие в одну группу, были максимально схожими (по какому-то заранее определенному критерию, в нашем случае — по величине асимметрии суставных щелей), а элементы из разных групп — максимально отличными друг от друга.

В предыдущих работах нами было выявлено, что наклон таза и крестца у здоровых волонтеров коррелирует с показателями биоэлектрической активно-

сти *m. erector spinae*, *m. gluteus medius* в положении двухопорного и одноопорного стояния на уровне тенденции [15, 16]. Эта группа волонтеров была проанализирована на предмет наличия не только угла наклона крестца и таза, но и асимметрии ширины суставной щели и ротации крестца. В результате волонтеры были разделены на несколько рентгенометрических кластеров [17]. Для выявления возможной взаимосвязи между рентгенометрическим кластером волонтеров и показателями БЭА мышц-стабилизаторов КПС и вертикального положения в положении двухопорного и одноопорного стояния (Stork test) была проведена серия непараметрических аналогов дисперсионного анализа (MT и ККУ). В результате исследования было установлено, что ни один из 200 проанализированных показателей не зависел от рентгенометрического кластера на статистически значимом уровне.

Для развития предложенной теории были проанализированы взаимосвязи между рентгенометрическим типом и показателями биоэлектрической активности *m. erector spinae*, *m. obliquus abdominis externus*, *m. gluteus medius*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris* у пациентов, исследованных методом поверхностной электромиографии (ЭМГ) в положении двухопорного и одноопорного стояния. При этом для оценивания зависимости показателя от кластера использовали ККУ и MT, а для сравнения в пределах кластера показателя с условной нормой — КМУ. В качестве условной нормы рассматривались аналогичные показатели биоэлектрической активности мышц группы волонтеров.

Результаты

В результате стратификации выборки пациентов с дисфункцией КПС, содержащей рентгенометрические данные об асимметрии ширины суставных щелей КПС, углах наклона крестца и таза и угле ротации крестца, нами было выделено 4 кластера, характеризующих рентгенометрические типы крестца и таза. Для 1-го кластера характерной являлась высокая степень асимметрии ширины суставных щелей в вентральном отделе КПС и небольшая в двух остальных отделах; 2-й кластер характеризовался минимальной степенью асимметрии ширины суставных щелей во всех отделах КПС; 3-й — высокой степенью асимметрии ширины суставных щелей в медиальном отделе КПС и небольшой в дорсальном, а 4-й — высокой степенью асимметрии в дорсальном отделе КПС и небольшой в медиальном. У пациентов всех рентгенометрических кластеров наблюдались наклон таза, крестца и ротация крестца. При этом было показано, что неблагоприятный прогноз с математической и биомеханической точек зрения имели пациенты 1, 3, 4-го кластеров [20].

Дальнейший анализ набора из 200 показателей биоэлектрической активности вышеперечисленных мышц в положениях стоя на обеих ногах и стоя на одной ноге позволил выделить 18 показателей, которые на статистически значимом уровне зависели от кластерного типа пациента (табл. 1).

В табл. 2 приведены соответствующие описательные статистики для выделенной группы показателей в пределах каждого из 4 кластеров.

Таблица 1. Показатели БЭА мышц пациентов с дисфункцией КПС, зависящие от кластерного типа пациента на статистически значимом уровне

Показатель		Номер исследования	Сторона	Мышцы	Условное обозначение показателя	Статистический критерий; уровень значимости
1	2	3	4	5	6	7
Двухопорное стояние	Суммарная амплитуда	7	S	Abdominis	Asum[mV/s]	ККУ; p = 0,0107
Двухопорное стояние	Средняя частота	7	S	Abdominis	Fmean[1/s]	ККУ; p = 0,0141
Стоя на правой ноге	Суммарная амплитуда	3	S	Erector spinae	Asum[mV/s]	MT; p = 0,0539
Стоя на правой ноге	Суммарная амплитуда	3	S	Gluteus	Asum[mV/s]	ККУ; p = 0,0188
Стоя на правой ноге	Средняя частота	3	S	Gluteus	Fmean[1/s]	ККУ; p = 0,0202
Стоя на правой ноге	Суммарная амплитуда	8	S	Abdominis	Asum[mV/s]	ККУ; p = 0,0307
Стоя на правой ноге	Средняя частота	8	S	Abdominis	Fmean[1/s]	ККУ; p = 0,0198
Стоя на правой ноге	Максимальная амплитуда	13	S	Biceps	MaxA[mV]	MT; p = 0,0373
Стоя на правой ноге	Средняя амплитуда	13	S	Biceps	Amean[mV/s]	ККУ; p = 0,0137
Стоя на правой ноге	Средняя амплитуда	13	D	Rectus femoris	Amean[mV/s]	ККУ; p = 0,0256

Окончание табл. 1

1	2	3	4	5	6	7
Стоя на левой ноге	Суммарная амплитуда	4	D	Erector spinae	Asum[mV/s]	MT; p = 0,0151
Стоя на левой ноге	Суммарная амплитуда	4	D	Gluteus	Asum[mV/s]	KKY; p = 0,0535
Стоя на левой ноге	Средняя частота	4	D	Gluteus_	Fmean[1/s]	KKY; p = 0,0232
Стоя на левой ноге	Средняя амплитуда	4	S	Gluteus	Amean[mV/s]	MT; p = 0,0154
Стоя на левой ноге	Средняя амплитуда	9	S	Abdominis	Amean[mV/s]	MT; p = 0,0300
Стоя на левой ноге	Суммарная амплитуда	9	S	Abdominis	Asum[mV/s]	KKY; p = 0,0506
Стоя на левой ноге	Средняя частота	9	S	Abdominis	Fmean[1/s]	MT; p = 0,0267
Стоя на левой ноге	Средняя амплитуда	14	D	Rectus femoris	Amean[mV/s]	MT; p = 0,0390

Таблица 2. Описательные статистики показателей БЭА мышц пациентов с дисфункцией КПС в зависимости от кластерного типа пациента

Стояние	Показатель	M	Me	Min	Max	LQ	UQ
1	2	3	4	5	6	7	8
<i>Кластер 1</i>							
DS	7S_Abdominis_Asum[mV/s]	1,3	0,9	0,0	4,1	2,2	1,3
DS	7S_Abdominis_Fmean[1/s]	43,2	30,0	0,2	124,0	72,3	41,5
D	3S_Erector spinae_Asum[mV/s]	2,2	1,9	0,2	4,8	3,8	1,7
D	3D_Gluteus_Asum [mV/s]	9,2	7,4	1,0	23,1	13,8	6,7
D	3D_Gluteus_Fmean[1/s]	165,5	171,0	9,4	284,0	230,0	79,1
D	8S_Abdominis_Asum[mV/s]	4,7	3,6	0,7	12,1	5,6	3,1
D	8S_Abdominis_Fmean[1/s]	117,9	106,5	20,0	244,0	138,5	56,3
D	13S_Biceps_MaxA[mV]	86,3	69,4	46,1	211,0	99,1	46,9
D	13S_Biceps_Amean[mV/s]	30,0	27,4	25,2	56,2	30,7	7,5
D	13D_RFemoris_Amean[mV/s]	32,4	32,6	26,5	40,9	35,0	4,6
S	4D_Erector spinae_Asum[mV/s]	3,4	2,4	0,5	14,7	4,2	3,7
S	4D_Gluteus_Asum[mV/s]	2,0	1,2	0,0	6,9	3,1	2,0
S	4D_Gluteus_Fmean[1/s]	61,9	37,9	0,6	210,0	90,9	57,5
S	4S_Gluteus_Amean[mV/s]	43,4	42,8	29,0	70,2	46,9	11,5
S	9S_Abdominis_Amean[mV/s]	40,5	38,6	27,7	64,2	45,7	9,9
S	9S_Abdominis_Asum[mV/s]	7,4	6,2	1,2	19,9	10,1	5,4
S	9S_Abdominis_Fmean[1/s]	165,7	162,5	40,3	316,0	224,0	85,0
S	14D_RFemoris_Amean[mV/s]	44,1	43,8	29,0	63,5	51,9	11,0
<i>Кластер 2</i>							
DS	7S_Abdominis_Asum[mV/s]	3,9	1,1	0,0	37,1	3,4	8,4
DS	7S_Abdominis_Fmean[1/s]	65,3	31,2	0,1	285,0	97,5	80,8
D	3S_Erector spinae_Asum[mV/s]	4,1	3,5	0,0	10,8	6,0	3,1
D	3D_Gluteus_Asum[mV/s]	10,8	8,8	1,5	31,0	15,0	7,9

Продолжение табл. 2

1	2	3	4	5	6	7	8
D	3D_Gluteus_Fmean[1/s]	186,1	202,5	53,7	279,0	244,5	71,8
D	8S_Abdominis_Asum[mV/s]	4,3	3,3	0,2	13,6	5,5	4,1
D	8S_Abdominis_Fmean[1/s]	99,9	93,3	8,3	291,0	139,5	76,9
D	13S_Biceps_MaxA[mV]	126,3	100,4	32,0	431,0	133,0	84,9
D	13S_Biceps_Amean[mV/s]	34,9	32,2	23,8	56,5	36,0	9,7
D	13D_RFemoris_Amean[mV/s]	33,3	31,0	0,0	60,9	40,0	13,7
S	4D_Erector spinae_Asum[mV/s]	2,9	2,5	0,3	5,7	4,3	1,7
S	4D_Gluteus_Asum[mV/s]	3,1	2,2	0,0	13,2	5,2	3,4
S	4D_Gluteus_Fmean[1/s]	78,0	73,0	1,2	188,0	139,0	65,4
S	4S_Gluteus_Amean[mV/s]	53,3	54,0	29,0	86,9	64,6	16,9
S	9S_AbdominisAmean[mV/s]	40,9	35,7	23,2	82,9	46,0	14,7
S	9S_Abdominis_Asum[mV/s]	7,3	3,7	0,0	29,3	9,7	8,4
S	9S_Abdominis_Fmean[1/s]	145,5	106,0	0,1	416,0	220,5	119,1
S	14D_RFemoris_Amean[mV/s]	55,5	48,7	27,7	156,0	66,4	29,5
<i>Кластер 3</i>							
DS	7S_Abdominis_Asum[mV/s]	1,8	1,6	0,7	3,5	2,5	1,0
DS	7S_Abdominis_Fmean[1/s]	55,0	47,0	16,8	108,0	74,9	29,7
D	3S_Erector spinae_Asum[mV/s]	3,8	3,9	0,1	7,2	5,4	2,4
D	3D_Gluteus_Asum[mV/s]	7,1	6,5	1,1	15,2	10,5	4,7
D	3D_Gluteus_Fmean[1/s]	153,3	161,5	24,9	261,0	211,5	78,2
D	8S_Abdominis_Asum[mV/s]	3,5	2,7	1,4	8,3	4,2	2,2
D	8S_Abdominis_Fmean[1/s]	87,7	80,3	40,4	171,0	105,3	42,7
D	13S_Biceps_MaxA[mV]	125,1	129,5	76,9	200,0	130,0	37,2
D	13S_Biceps_Amean[mV/s]	37,9	32,9	28,2	64,4	41,4	11,8
D	13D_RFemoris_Amean[mV/s]	34,0	37,2	0,0	57,4	40,2	16,3
S	4D_Erector spinae_Asum[mV/s]	5,4	4,4	2,8	11,1	7,3	3,1
S	4D_Gluteus_Asum[mV/s]	0,5	0,1	0,0	2,9	0,5	1,0
S	4D_Gluteus_Fmean[1/s]	18,0	4,5	0,1	94,9	19,2	32,2
S	4S_Gluteus_Amean[mV/s]	43,5	44,5	29,2	64,6	46,8	10,7
S	9S_Abdominis_Amean[mV/s]	41,4	37,6	32,7	59,0	47,9	9,6
S	9S_Abdominis_Asum[mV/s]	6,2	5,5	2,0	10,2	8,8	2,8
S	9S_Abdominis_Fmean[1/s]	146,9	138,0	60,0	243,0	171,0	53,8
S	14D_RFemorisAmean[mV/s]	61,0	50,3	43,6	93,6	77,3	20,2
<i>Кластер 4</i>							
DS	7S_Abdominis_Asum[mV/s]	0,1	0,1	0,0	0,2	0,2	0,1
DS	7S_Abdominis_Fmean[1/s]	2,6	2,4	0,0	6,2	4,8	2,5
D	3S_Erector spinae_Asum[mV/s]	2,1	2,1	0,3	4,3	2,7	1,4
D	3D_Gluteus_Asum[mV/s]	7,0	6,8	1,6	11,2	10,4	3,5
D	3D_Gluteus_Fmean[1/s]	158,0	172,0	55,2	201,0	187,0	52,5
D	8S_Abdominis_Asum[mV/s]	1,2	0,9	0,0	3,2	1,9	1,3
D	8S_Abdominis_Fmean[1/s]	31,3	21,0	0,0	97,6	48,2	37,7
D	13S_Biceps_MaxA[mV]	152,4	69,7	40,1	505,0	164,0	177,9
D	13S_Biceps_Amean[mV/s]	26,0	28,2	0,0	45,2	29,4	14,6

Окончание табл. 2

1	2	3	4	5	6	7	8
D	13D_RFemoris_Amean[mV/s]	60,6	53,1	31,1	112,0	66,9	27,8
S	4D_Erector spinae_Asum[mV/s]	3,4	3,1	0,0	7,8	5,3	3,0
S	4D_Gluteus_Asum[mV/s]	1,3	0,3	0,0	5,8	1,2	2,3
S	4D_Gluteus_Fmean[1/s]	34,3	10,5	0,0	140,0	44,8	54,5
S	4S_Gluteus_Amean[mV/s]	66,3	53,3	28,8	154,0	59,5	44,3
S	9S_Abdominis_Amean[mV/s]	26,3	31,4	0,0	34,7	34,0	13,2
S	9S_Abdominis_Asum[mV/s]	1,7	1,3	0,0	4,3	2,7	1,7
S	9S_Abdominis_Fmean[1/s]	51,4	43,7	0,0	124,0	88,8	48,8
S	14D_RFemoris_Amean[mV/s]	35,2	37,4	0,0	56,3	47,1	19,4

Анализ попарных различий значений выделенных показателей БЭА мышц с группой условной нормы в пределах кластерных типов (табл. 3) полностью соответствовал характеристикам кластеров с позиций дисфункции КПС: наибольшее расхождение с показателями БЭА в норме имели пациенты 4-го кластера, следующими были пациенты 3-го, затем — 1-го кластера. У пациентов 2-го кластера различий с нормой выявлено не было.

Описательные статистики показателей БЭА мышц (группы относительной нормы) волонтеров приведены в табл. 4.

Наиболее интересные, с нашей точки зрения, зависимости приведены ниже в виде коробчатых графиков.

На рис. 1 представлены значения показателей суммарной амплитуды БЭА *m. obliques abdominis externus* слева при двухопорном стоянии (7S_Abdominis_Asum) и средней частоты БЭА той же мышцы при двухопорном стоянии (7S_Abdominis_Fmean). Для 4-го кластера оба показателя отличаются от нормы, а первый из них находится вне нормы также у пациентов 3-го кластера. При этом в обоих случаях наблюдается достаточно распространенная среди показателей БЭА мышц наших пациентов картина: от 1-го к 3-му кластеру — устойчивый рост значений в диапазоне величин выше нормальных, а в 4-м кластере — резкое снижение ниже нормы. Так, например, медиальные значения суммарной амплитуды БЭА *m. obliques adominis externus* слева

Таблица 3. Статистическая значимость различий с нормой показателей БЭА мышц у пациентов с дисфункцией КПС в зависимости от кластерного типа

Стояние	Показатель	Уровень значимости (КМУ)			
		1-й кластер	2-й кластер	3-й кластер	4-й кластер
DS	7S_Abdominis_Asum[mV/s]	—	—	0,008	0,009
DS	7S_Abdominis_Fmean[1/s]	—	—	—	0,017
D	3S_E.spinae_Asum[mV/s]	0,038	—	—	—
D	3S_Gluteus_Asum[mV/s]	—	—	—	0,037
D	3S_Gluteus_Fmean[1/s]	—	—	—	0,031
D	8S_Abdominis_Asum[mV/s]	—	—	—	0,004
D	8S_Abdominis_Fmean[1/s]	—	—	—	0,004
D	13S_Biceps_MaxA[mV]	—	—	—	—
D	13S_Biceps_Amean[mV/s]	0,042	—	—	—
D	13D_RFemoris_Amean[mV/s]	—	—	—	0,006
S	4D_E.spinae_Asum[mV/s]	—	—	—	—
S	4D_Gluteus_Asum[mV/s]	—	—	0,021	—
S	4D_Gluteus_Fmean[1/s]	—	—	0,015	—
S	4S_Gluteus_Amean[mV/s]	0,005	—	0,035	—
S	9S_Abdominis_Amean[mV/s]	—	—	—	0,007
S	9S_Abdominis_Asum[mV/s]	—	—	—	0,013
S	9S_Abdominis_Fmean[1/s]	—	—	—	0,015
S	14D_RFemoris_Amean[mV/s]	—	—	0,012	—

Таблица 4. Описательные статистики показателей БЭА мышц волонтеров (группы относительной нормы)

Состояние	Показатель	M	Me	Min	Max	LQ	UQ
DS	7S_Abdominis_Asum[mV/s]	1,0	0,3	0,0	8,9	0,1	1,2
DS	7S_Abdominis_Fmean[1/s]	27,8	10,0	0,0	175,0	3,5	36,8
D	3S_E.spinae_Asum[mV/s]	4,6	3,4	0,2	29,2	1,8	6,3
D	3D_Gluteus_Asum[mV/s]	4,6	3,4	0,2	29,2	1,8	6,3
D	3D_Gluteus_Fmean[1/s]	122,9	105,0	7,6	795,0	57,4	153,0
D	8S_Abdominis_Asum[mV/s]	4,8	5,2	0,0	10,5	2,1	7,3
D	8S_Abdominis_Fmean[1/s]	113,3	131,0	0,2	242,0	64,9	161,0
D	13S_Biceps_MaxA[mV]	154,2	113,0	0,0	520,0	52,3	227,0
D	13S_Biceps_Amean[mV/s]	39,5	34,0	0,0	105,0	26,9	46,0
D	13D_RFemoris_Amean[mV/s]	34,2	31,6	0,0	145,0	26,2	39,1
S	4D_E.spinae_Asum[mV/s]	4,8	3,5	0,2	20,7	1,2	7,2
S	4D_Gluteus_Asum[mV/s]	4,0	1,9	0,0	43,1	0,3	3,5
S	4D_Gluteus_Fmean[1/s]	79,1	66,5	0,2	295,0	11,3	107,0
S	4S_Gluteus_Amean[mV/s]	74,0	57,6	26,4	213,0	42,8	99,0
S	9S_Abdominis_Amean[mV/s]	37,5	36,2	0,0	60,9	34,0	41,0
S	9S_Abdominis_Asum[mV/s]	4,8	4,7	0,0	16,2	2,4	6,0
S	9S_Abdominis_Fmean[1/s]	121,1	129,0	0,1	274,0	65,7	159,0
S	14D_RFemoris_Amean[mV/s]	44,4	38,1	22,4	105,0	32,2	52,6

в положении стоя на двух ногах (7S_Abdominis_Asum) у пациентов 1–3-го кластеров составляют 0,9; 1,1; 1,6 mV/s, а в 4-м кластере снижаются до 0,1 mV/s при норме 0,3 mV/s. Таким образом, в 3-м кластере показатель в 5,3 раза выше нормы, а в 4-м кластере — в 3 раза ниже, чем у волонтеров.

Рис. 2 демонстрирует сходные тенденции для показателя средней амплитуды БЭА *m. biceps femoris* слева в положении стоя на правой ноге (13S_Biceps_Amean).

В этом случае значения показателя средней амплитуды БЭА *m. biceps femoris* слева в положении стоя на правой ноге в 1–3-м кластерах составляют 27,4; 32,2;

32,4 mV/s, а в 4-м кластере снижаются до 28,2 mV при норме 34,2 mV/s.

Аналогичная картина наблюдалась также для показателей суммарной амплитуды БЭА *m. erector trunci* справа (4D_TRUNCI_Asum) и средней амплитуды БЭА *m. rectus femoris* справа (14D_RFemoris_Amean) в положении стоя на левой ноге (рис. 3).

В отличие от предыдущих случаев у показателей БЭА *m. obliques abdominis externus* слева в положении стоя на левой ноге (9S_Abdominis) не наблюдается монотонных изменений от 1-го к 3-му кластеру: значения 1-го и 3-го кластера лежат выше пока-

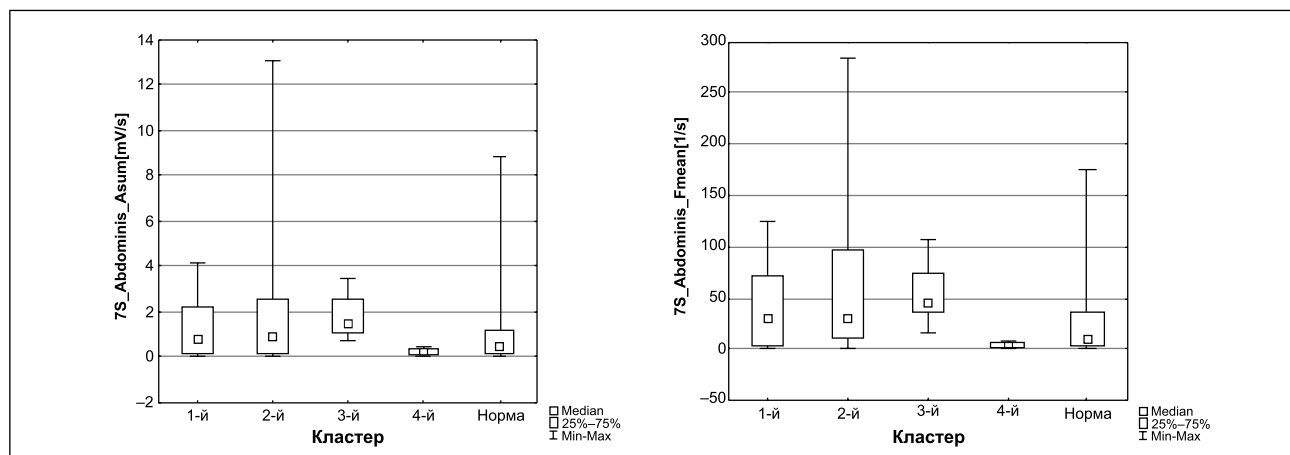


Рисунок 1. Характеристики показателей суммарной амплитуды и средней частоты БЭА *m. obliques abdominis externus* слева в положении стоя на двух ногах (7S_Abdominis) по кластерам и в норме

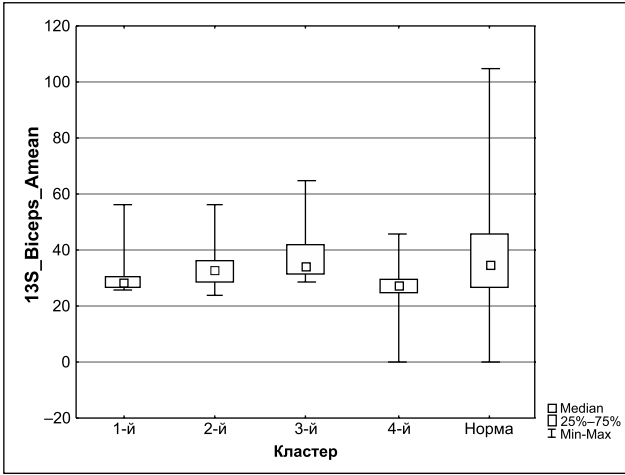


Рисунок 2. Характеристики показателя средней амплитуды БЭА *m. biceps femoris* слева в положении стоя на правой ноге (13S_Biceps_Amean) по кластерам и в норме

зателей нормы, 4-го — по-прежнему ниже нормы (рис. 4).

Например, для показателя средней амплитуды БЭА *m. obliques abdominis externus* (9S_Abdominis_Amean) соответствующие медиальные значения составляют: 1-й и 3-й кластер — 38,6 и 37,6 mV/s соответственно; 4-й — 31,4 mV/s; норма — 36,2 mV/s; 2-й (статистически сопоставимый с нормой) — 35,7 mV/s.

Принципиально иная ситуация по отношению к пациентам 4-го кластера наблюдается при исследовании средней амплитуды БЭА *m. rectus femoris* справа в положении стоя на правой ноге (13D_RFemoris_Amean) и средней амплитуды БЭА *m. gluteus medius* слева в положении стоя на левой ноге (4S_Gluteus_Amean) (рис. 5): показатели выходят в зону значений выше нормы. Например, медиальное значение средней амплитуды БЭА *m. rectus femoris* справа в положении стоя на правой ноге (13D_RFemoris_Amean) в 4-м кластере — 53,1 mV/s, в группе относительной нормы — 31,6 mV/s.

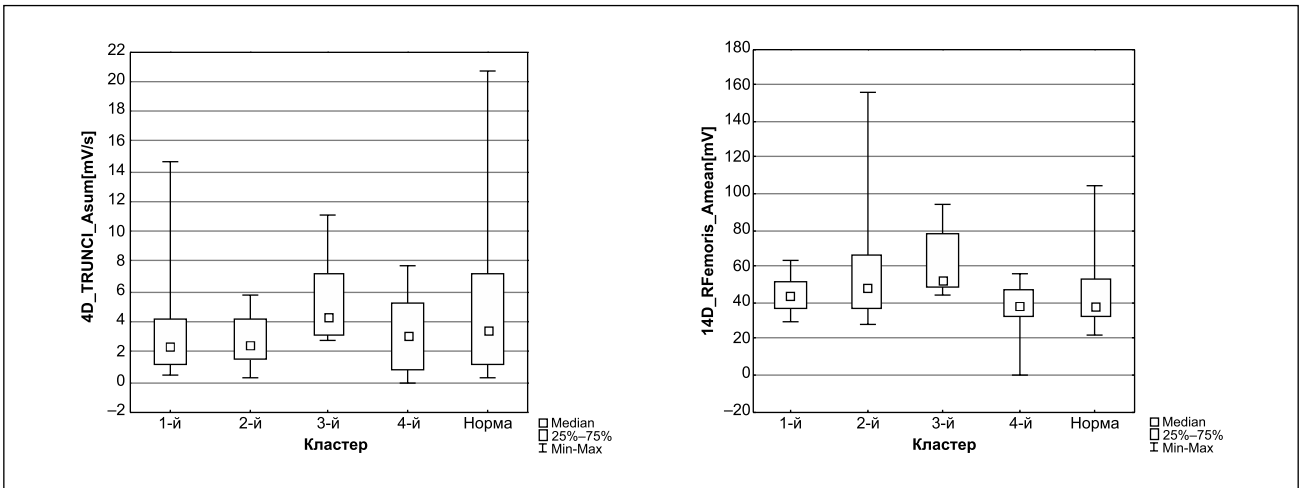


Рисунок 3. Характеристики показателей суммарной амплитуды БЭА *m. erector trunci* справа (4D_TRUNCI_Asum) и средней амплитуды БЭА *m. rectus femoris* справа (14D_RFemoris_Amean) в положении стоя на левой ноге по кластерам и в норме

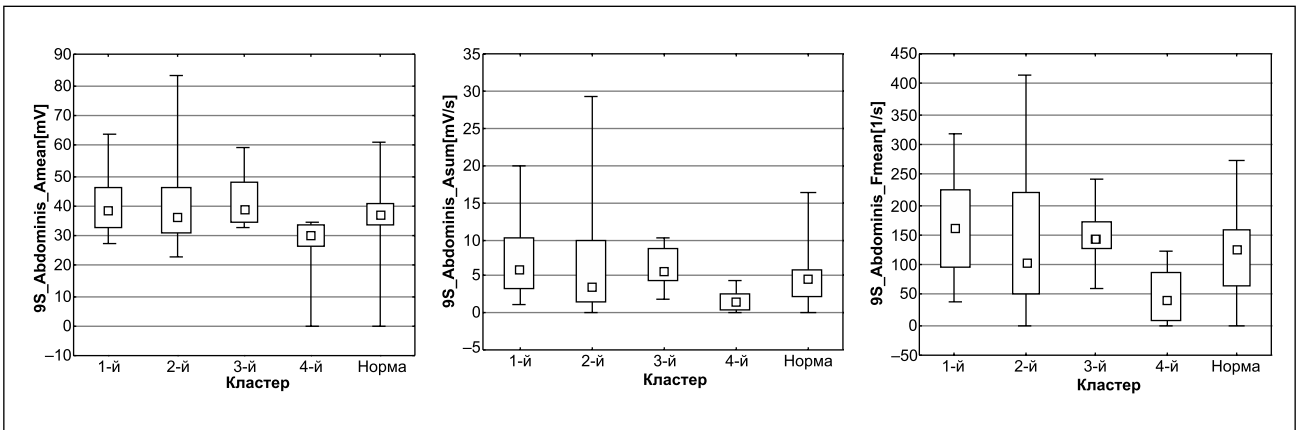


Рисунок 4. Характеристики показателей средней амплитуды, суммарной амплитуды, средней частоты осцилляций БЭА *m. obliques abdominis externus* слева в положении стоя на левой ноге (9S_Abdominis_Amean, 9S_Abdominis_Asum, 9S_Abdominis_Fmean) по кластерам и в норме

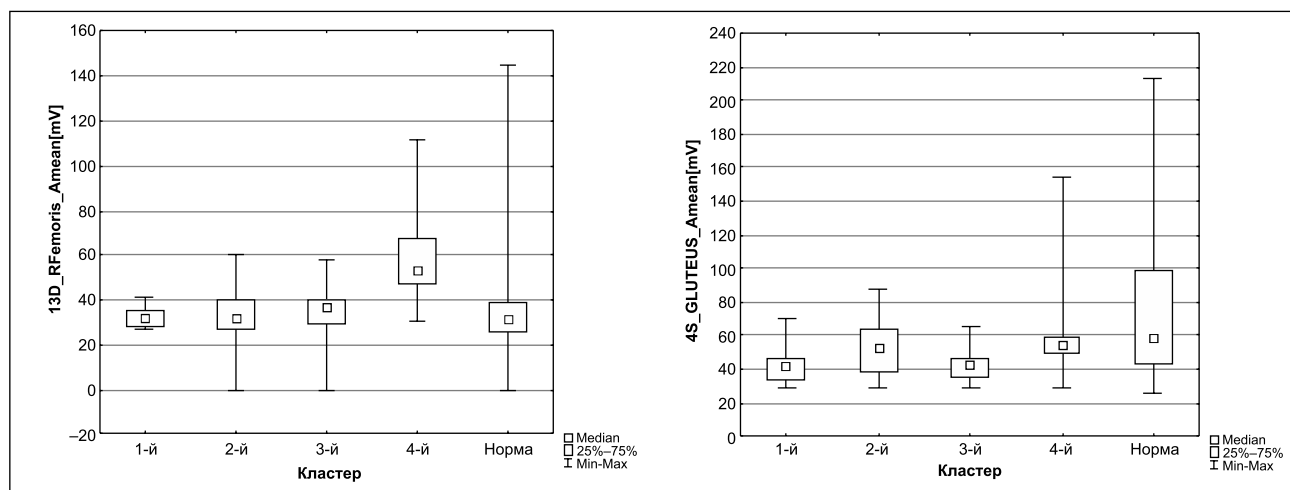


Рисунок 5. Характеристики показателей средней амплитуды БЭА *m. rectus femoris* справа в положении стоя на правой ноге (13D_RFemoris_Amean) и средней амплитуды БЭА *m. gluteus medius* слева в положении стоя на левой ноге (4S_GLUTEUS_Amean) по кластерам и в норме

М. Panjabi et al. [21, 22] считают, что стабильность позвоночника обеспечивается за счет как пассивных (кости и связки), так и динамических (координированное мышечное сокращение) структур.

Несимметричная активность одних и тех же мышц в одном кластере при одностороннем стоянии, вероятно, может быть связана, во-первых, с функцией нервной системы, во-вторых — с особенностями функциональной анатомии и биомеханики КПС у больных с дисфункцией КПС, что может вызывать асимметричное нагружение связок и мышц, стабилизирующих КПС. При дисфункции КПС факторами, которые на это будут сильно влиять, являются асимметрия ширины суставных щелей КПС, наклон крестца, таза, ротация крестца. Эти факторы вызывают изменение положения горизонтальной оси вращения крестца в КПС [4, 5, 19].

Нарушение биомеханики КПС ведет к изменению натяжения связок и изменению БЭА мышц, стабилизирующих КПС, не только на опорной, но и на контралатеральной стороне.

Полученные нами данные говорят о том, что все исследованные нами мышцы принимают участие в поддержании вертикального положения тела и стабилизации КПС. Причем БЭА некоторых из них (*m. obliques abdominis externus*, *m. biceps femoris*) от 1-го к 3-му кластеру возрастает, а у пациентов 4-го кластера понижается в сравнении с БЭА этих мышц у волонтеров.

Другие же мышцы (*m. rectus femoris*, *m. gluteus medius*) показывают другую картину изменений БЭА — у пациентов наиболее неблагоприятного 4-го кластера БЭА этих мышц значительно выше, чем у волонтеров.

Обсуждение

В. Hunderford и W. Gillard исследовали взаимосвязь движений костей таза и БЭА мышц-стабилизаторов КПС и вертикального положения тела у здоровых волонтеров и у пациентов с дисфункцией КПС во вре-

мя двухопорного и одноопорного стояния. Движения костей таза у пациентов с дисфункцией КПС сравнили с движениями костей таза у здоровых волонтеров. Они исследовали 14 пациентов с дисфункцией КПС и 14 добровольцев контрольной группы. Каждому исследуемому были прикреплены на коже пятнадцать 15-мм светоотражающих маркеров для обозначения основных костных ориентиров крестца, тазовой кости и бедер [23].

Запись ЭМГ активности проводилась при помощи поверхностных электродов со следующих мышц: *m. adductor longus*, *m. biceps femoris*, *m. tensor fascia latae*, *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus*, *m. erector spinae*, *m. obliques abdominis internus*. Тесты камер Expert Vision Motion Analysis (EVA) использовались для записи видео движений исследуемого во время двух- и одноопорного стояния. Система записи движений EVA использовалась для записи трехмерной траектории движений каждого маркера. Эти данные были обработаны с помощью специального программного обеспечения Kintrak, после чего были определены трехмерные траектории движения маркеров относительно друг друга и, соответственно, угловые и продольные смещения крестца, тазовых костей и бедер относительно друг друга.

Авторы пришли к выводу, что у пациентов с дисфункцией КПС меняется схема движения крестца и тазовой кости [24], что сопровождается изменением БЭА мышц-стабилизаторов (в сравнении с БЭА этих мышц у волонтеров) КПС и вертикальной позы. Это созвучно результатам нашего исследования: более выраженные рентгенометрические изменения обуславливают большие изменения биомеханики передачи вертикальной нагрузки через КПС (пациенты 4-го кластера), что приводит к большим изменениям БЭА мышц, стабилизирующих КПС и вертикальное положение тела в сравнении с показателями БЭА этих мышц у волонтеров. Эти изменения усиливаются при переходе от двухопорного стояния к одноопорному.

Предыдущие исследования [20] показали, что максимальные значения асимметрии суставных щелей КПС, наклона крестца, таза сопровождаются асимметрией подвижности КПС и изменяют стратегию стабилизации КПС и натяжение основных связок КПС. Это проявляется энтезопатиями этих связок. Наша работа показала, что у пациентов 4-го кластера (максимальная асимметрия ширины суставных щелей в дорсальном отделе, небольшая — в медиальном) наблюдается выраженная асимметрия подвижности КПС и, как следствие, нарушение передачи вертикальных нагрузок через КПС. Данные особенности сопровождались максимальной степенью изменений показателей БЭА мышц-стабилизаторов КПС и вертикального положения.

Наши результаты созвучны с мнением ряда авторов (Damen et al., 2001; Lee, 2004) [25, 26], которые также говорят о том, что при дисфункции КПС меняется стратегия стабилизации таза. Это вызвано, по их мнению, асимметрией подвижности КПС, что изменяет схему движений костей КПС при вертикальной нагрузке. Это сопровождается изменением БЭА мышц-стабилизаторов КПС и вертикальной позы.

По мнению Т.Р. Oxland et al. [27], травма или повторяющаяся микротравма связок может вызвать неадекватную механику позвоночника и суставов. При этом они говорят о том, что мышцы позвоночника вовлекаются в некоординированное сокращение в страхе повторной травмы. Это может усиливать неадекватную механику позвоночника и суставов и может быть причиной повторяющейся травмы связок. М.М. Ranjabi [28] считает, что позвоночный столб имеет две функции: структурную и передающую. Структурная функция обеспечивает стабильность позвоночника. Передающая функция обеспечивает информацию, необходимую для поддержания постурального баланса мышц-стабилизаторов позвоночника, адекватных движений позвоночника, рациональной передачи вертикальных нагрузок на таз и нижние конечности. Эта информация передается с многочисленных механорецепторов, расположенных в связках позвоночного столба, в систему нейромышечного контроля. Система нейромышечного контроля на основании полученной информации обеспечивает стабильность позвоночника через координированное мышечное сокращение мышц-стабилизаторов и натяжение соответствующих связок. Если структурная функция скомпрометирована в связи с повторяющейся микротравмой связок, то возрастает роль мышечной стабилизации для компенсации потери структурной функции. Это реализуется изменением БЭА мышц-стабилизаторов позвоночника.

Выводы

1. Наибольшее расхождение БЭА мышц-стабилизаторов КПС у пациентов с дисфункцией КПС с показателями БЭА этих мышц у волонтеров имели пациенты 4-го кластера, следующими были пациенты 3-го, затем — 1-го кластера. У пациентов 2-го кластера различий показателей БЭА этих мышц с показателями БЭА мышц волонтеров выявлено не было.

2. Эта картина изменения БЭА мышц-стабилизаторов КПС говорит о том, что чем к более рентгенометрически неблагоприятному кластеру относятся пациенты с дисфункцией КПС, то есть чем более выражена степень асимметрии ширины суставных щелей КПС, тем более выражены изменения БЭА мышц-стабилизаторов КПС.

3. Полученные нами данные говорят о том, что для успешного лечения дисфункции КПС перспективной является разработка технологий лечения, направленных не только на восстановление показателей БЭА мышц-стабилизаторов КПС, но и на уменьшение таких рентгенометрических параметров, как асимметрия ширины суставных щелей КПС, угол наклона таза и крестца, угол ротации крестца.

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

Список литературы

1. Maigne J.Y., Aivaliklis A., Pfefer F. Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain // *Spine*. — 1996. — 21. — P. 1889-1892.
2. Schwarzer A.C., Aprill C.N., Bogduk N. The sacroiliac joint in chronic low back pain // *Spine*. — 1995. — 20. — P. 31-37.
3. Perlman R., Golan J., Lugo M. Diagnosis of sacroiliac joint syndrome in low back/pelvic pain: reliability of 3 key clinical signs // 9th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Pain, Singapore. October 31 — November 4, 2016. — P. 408-409.
4. 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.
5. 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.
6. Hammer N., Steinke H., Lingslebe U. Ligamentous influence in pelvic load distribution // *Spine J*. — 2013. — Vol. 13(10). — P. 1321-1330. doi: 10.1016/j.spinee.2013.03.050.
7. Palesy P.D. Tendon and ligament insertions — a possible source of musculoskeletal pain // *J. Craniomandibular Practice*. — 1997. — 15. — P. 194-202.
8. Benjamin M. et al. Where tendons and ligaments meet bone; attachment sites (enthesis) in relation to exercise and/or mechanical load // *J. Anat*. — 2006. — 208. — P. 471-490.
9. McKay Unique mechanism for lumbar musculoskeletal pain defined from primary care research into periosteal entheses response to biomechanical stress and formation of small fibre polyneuropathy // 9th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Pain, Singapore. October 31 — November 4, 2016. — P. 384.

10. Ravin T. Visualization of pelvic biomechanical dysfunction / A. Vleeming, V. Mooney, R. Stoeckart // *Lumbopelvic Pain Integration of Research and Therapy*. — Chyrchill Livingstone, Edinburg, 2007. — Chapter 20. — P. 335.
11. McGill S.M., Grenier S., Kacic N., Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. — 2003. — 13. — P. 353-359.
12. Richardson 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.
13. Laslett M. Diagnosing painful sacroiliac joints: A validity study of a McKenzie evaluation and sacroiliac provocation tests / S.B. Young, C.N. Aprill, B. McDonald / *Aust. J. Physiother.* — 2003. — Vol. 49. — P. 89-97.
14. Vleeming A., Albert H.B., Ostgaard H.C., Sturesson B., Stuge B. European guidelines for the diagnosis and treatment of pelvic girdle pain // *Eur. Spine J.* — 2008. — 17. — P. 794-819.
15. Стауде В.А., Котульський І.В., Дуплій Д.Р., Карпинська Е.Д. Особенности функционирования мышц — глобальных стабилизаторов у лиц с асимметричным расположением таза и крестца во фронтальной плоскости. Сообщение 1. Исследование активности *m. erector spinae* // *Травма*. — 2017. — Т. 18, № 4. — С. 63-66.
16. Стауде В.А., Котульський І.В., Дуплій Д.Р., Карпинська Е.Д. Особенности функционирования мышц — глобальных стабилизаторов у лиц с асимметричным расположением таза и крестца во фронтальной плоскости. Сообщение 2. Исследование активности *m. gluteus medius*, *m. obliques abdominis externus*, *m. biceps femoris*, *m. rectus femoris* // *Травма*. — 2017. — Т. 18, № 5. — С. 64-72.
17. Стауде В.А., Радзишевская Е.Б., Златник Р.В. Рентгенометрические параметры крестца и таза, влияющие на позвоночно-тазовый баланс во фронтальной плоскости у здоровых волонтеров // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2017. — 2(607). — С. 52-61.
18. Irvin R.E. Why and how to optimize posture / A. Vleeming, V. Mooney, R. Stoeckart // *Lumbopelvic Pain Integration of Research and Therapy*. — Chyrchill Livingstone, Edinburg, 2007. — Chapter 16. — P. 239-251.
19. Орел А.М. Рентгенодиагностика позвоночника для мануальных терапевтов. — М.: Вудар, 2007. — 311 с.
20. Стауде В.А., Радзишевская Е.Б., Златник Р.В. Рентгенометрические параметры крестца и таза у пациентов с дисфункцией крестцово-подвздошного сустава, влияющие на позвоночно-тазовый баланс во фронтальной плоскости // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2017. — 3(608). — С. 54-62.
21. Panjabi M.M. The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation and enhancement (discussion 7) // *J. Spinal Disord.* — 1992. — 5. — P. 383-389.
22. Panjabi M.M. The stabilizing system of the spine. Part 2. Neutral zone and instability hypothesis // *J. Spinal Disord.* — 1992. — 5(4). — P. 390-396.
23. 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*. — Churchill Livingstone, Edinburg, 2007. — Chapter 25. — P. 361-376.
24. Фениш Ханц (при участии В. Даубера). Карманный атлас человека на основе Международной номенклатуры. — Минск: Вышэйшая школа, 1996. — 466 с.
25. Damen I., Buyruk H.M., Guler-Uysal F. et al. Pelvic pain during pregnancy is associated with asymmetric laxity of the sacroiliac joints // *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*. — 2001. — 80. — P. 1019-1024.
26. Lee D. The pelvic girdle: an approach to examination and treatment of lumbo-pelvic-hip region. — Edinburg: Churchill Livingstone, 2004.
27. Oxland T.R., Crisco J.J., Panjabi M.M. et al. The effect of injury on rotational coupling at the lumbosacral joint. A biomechanical investigation // *Spine*. — 1992. — 17. — P. 74-80.
28. Panjabi M.M. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction // *Eur. Spine J.* — 2006. — 15. — P. 668-676.

Получено 25.05.2018 ■

Стауде В.А.¹, Радзишевська Є.Б.², Дуплій Д.Р.¹¹ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», м. Харків, Україна²Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна

Біоелектрична активність м'язів-стабілізаторів крижово-клубового суглоба в пацієнтів з дисфункцією цього суглоба

Резюме. Мета: дослідження біоелектричної активності (БЕА) м'язів — основних стабілізаторів крижово-клубового суглоба (ККС) і вертикальної пози в умовах двоножного та одноножного стояння у хворих з дисфункцією ККС порівняно з БЕА цих м'язів у здорових волонтерів. **Матеріал та методи.** Досліджено 36 практично здорових волонтерів — студентів факультету фізичної культури та 56 пацієнтів з дисфункцією ККС. Критеріями включення пацієнтів були: локалізація болі в ділянці *posterior spinae iliaca superior*, що іррадіює в пах, сідниці та стегно; анамнез болю більш ніж 3 місяці; безуспішність попереднього консервативного лікування; позитивні мінімум 4 із 6 провокаційних тестів. Критеріями виключення були позитивні тільки 1 або 2 провокаційні тести. В результаті 50 пацієнтів

були включені в дослідження. Пацієнтам та волонтерам проводили електроміографічне дослідження м'язів, що стабілізують ККС. Вивчали біоелектричну активність *m. erector spinae*, *m. obliques abdominis externus*, *m. gluteus medius*, *m. rectus femoris*, *m. biceps femoris* у положенні двоножного та одноножного стояння (тест Stork). Всі волонтери та пацієнти були обстежені рентгенологічно. На отриманих рентгенограмах вимірювали: кут нахилу крижі, кут нахилу таза, кут ротації крижі; ширину суглобових щілин ККС в трьох відділах (вентральному, медіальному та дорсальному). Отримані результати були оброблені статистично. **Результати.** В результаті кластерного аналізу всі пацієнти з дисфункцією ККС були поділені на 4 кластери. Для 1-го кластера був характерний високий ступінь асиметрії

ширини суглобових щілин у вентральному відділі ККС та невеликий в двох остальных відділах, 2-й кластер характеризувався мінімальним ступенем асиметрії ширини суглобових щілин у всіх відділах ККС, 3-й — високим ступенем асиметрії ширини суглобових щілин у медіальному відділі ККС і невеликим у дорсальному, а 4-й — високим ступенем асиметрії у дорсальному відділі ККС і невеликим у вентальному та медіальному. Аналіз попарних відмінностей значень відокремлених показників БЕА м'язів з групою умовної норми в між кластерних типів повністю відповідав характеристикам кластерів з позицій дисфункції ККС: найбільше відходження від показників БЕА в нормі мали пацієнти 4-го кластера, наступними були пацієнти 3-го, потім — 1-го кластера. У пацієнтів 2-го кластера відмінностей з нормою виявлено не було. **Висновки.** За допомогою кластерного аналізу

було встановлено, що всі пацієнти були розподілені на чотири рентгенометричні кластери, для кожного з яких були характерні свої рентгенометричні параметри. Найбільш несприятливий прогноз із математичної та біомеханічної точки зору мали пацієнти 1, 3, 4-го рентгенометричних кластерів. У цих пацієнтів була асиметрія ширини суглобових щілин ККС в двох відділах. Найбільші відмінності БЕА м'язів-стабілізаторів ККС з показниками БЕА цих м'язів волонтерів мали пацієнти 4-го кластера, наступними були пацієнти 3-го, потім — 1-го кластера. У пацієнтів 2-го кластера відмінностей БЕА цих м'язів від показників БЕА м'язів волонтерів виявлено не було.

Ключові слова: біоелектрична активність м'язів; дисфункція крижово-клубового суглоба; одноопорне стояння; стійкість крижово-клубового суглоба

V.A. Staude¹, Ye.B. Radzishavska², D.R. Dupliy¹

¹State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

²Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine

EMG activity of stabilizing muscles in sacroiliac joint in patients with sacroiliac dysfunction

Abstract. Background. The purpose was to investigate EMG activity of muscles, which stabilized sacroiliac joint and support trunk vertical stability while two legs standing and one leg standing in patients with sacroiliac joint (SIJ) dysfunction with the pelvic tilt, sacral base tilt in frontal plane, sacrum rotation, asymmetry SIJ space width in comparison with healthy volunteers. **Materials and methods.** Thirty-six healthy volunteers were examined. Average volunteers height was 173 cm (from 168 cm to 183 cm), average body mass index was 2.99 (from 3.34 to 2.62). Fifty-six patients with SIJ dysfunction were investigated. Inclusion criteria were: pain in the area posterior spinae iliac superior, irradiated to groin, buttocks, thigh; more than 3 months history of pain; failed previous conservative treatment; positive 4 from 6 provocative tests. Exclusive criterion was positive only 1 or 2 from 6 provocative tests. As a result 50 patients were included in the investigation. The patients' age was from 20 to 71 years old. Average age was 39 years. All patients and volunteers were examined with X-ray, standing in anatomical position. On X-rays we measured sacral base tilt in frontal plane; pelvic tilt in frontal plane; angle of sacral rotation around axial line; sacroiliac joint space width in three parts: ventral, medial and dorsal. We investigated EMG activity of muscles, which stabilize SIJ during two legs standing, one leg standing (Stork test). During this test EMG activity of m. erector spinae, m. gluteus medius, m. abdominis obliquus externum, m. biceps femoris, m. rectus femoris was recorded. **Results.** After cluster analysis

all patients were divided into four clusters. The first cluster was characterized by large asymmetry in sacroiliac joint width in ventral part, small asymmetry in medial and dorsal parts. The second cluster was characterized by symmetry of width of SIJ space in all parts. The third cluster was characterized by large asymmetry sacroiliac joint space width in medial part, small asymmetry in dorsal part. The fourth cluster was characterized by large asymmetry in width of sacroiliac joint space in dorsal part and small asymmetry in medial part. EMG activity of stabilizing muscles in 4th cluster patients has the most difference with EMG activity in healthy volunteers. EMG activity of the muscles in the 3rd cluster patients has less difference with healthy volunteers and EMG activity in the 1st cluster patients has less difference with volunteers. EMG activity of the muscles in the 2nd cluster patients has no difference with EMG activity in healthy volunteers. **Conclusions.** Every cluster has typical parameters. Patients (first, third, fourth clusters) have unfavorable mathematical prognosis. These patients have large integrative asymmetry indices of SIJ space in at least two parts. EMG activity of stabilizing muscles in the 1st, 3rd, 4th clusters patients has large difference with EMG activity of the muscles of volunteers. Only EMG activity of the muscles in the 2nd cluster patients has no difference with EMG activity in healthy volunteers. Mathematical prognosis for the 2nd cluster patients is most favorable.

Keywords: EMG activity; SIJ dysfunction; one leg standing position; asymmetrical SIJ stiffness