

Климовицкий Р.В.¹, Карпинская Е.Д.², Тяжелов А.А.², Гончарова Л.Д.¹

¹НИИ травматологии и ортопедии Донецкого национального медицинского университета, г. Лиман, Украина

²ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов имени профессора М.И. Ситенко Национальной академии медицинских наук Украины», г. Харьков, Украина

Стабилографические особенности стояния у больных до и после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава

Резюме. Актуальность. Одним из способов оценки исходов тотального эндопротезирования тазобедренного сустава является стабилографическое исследование. По данным обследования, у пациентов после эндопротезирования нарушения стояния сохраняются в течение 12–24 месяцев. Мы объясняем эти нарушения недостаточной работой мышц тазового пояса, связанной с длительно существующей контрактурой тазобедренного сустава до операции. **Материалы и методы.** Нами выполнено стадиографическое обследование 24 пациентов с коксартрозом за несколько дней до операции и через 9–12 месяцев после операции, после полного восстановления пациентами опороспособности. Исследованы две группы пациентов: первую группу составили пациенты, у которых после операции величина общего бедренного офсета уменьшилась по сравнению с дооперационными значениями более чем на 5 мм. Во вторую группу вошли пациенты, у которых величина общего бедренного офсета после операции не изменилась в сравнении с аналогичными показателями до операции. Анализировали изменение координат проекции общего центра масс (ОЦМ) и частоту колебаний. **Результаты.** Установлено, что уменьшение длины плеча абдукторов после эндопротезирования приводит к статистически значимому изменению формы и площади перемещения проекции ОЦМ, а также к повышению скорости и частоты колебаний проекции ОЦМ, что говорит об увеличении энергетических затрат на поддержание вертикальной позы. **Выводы.** С уменьшением длины плеча абдукторов после эндопротезирования энергетические затраты мышц на поддержание вертикальной позы пациента возрастают. Следовательно, быстрее наступает энергетическое истощение, что клинически проявляется симптомами недостаточности абдукционного механизма.

Ключевые слова: общий бедренный офсет; стабилография

Введение

Эффективность эндопротезирования оценивают клинически, также с помощью биомеханических критериев оценивают опорно-кинематическую функцию, часто это касается показателей силы мышц, стабилографии и/или подографии. При этом отмечают недостаточную силу мышц, нижних конечностей и нарушение стояния и походки у больных после эндопротезирования тазобедренного сустава [1–3]. Иными словами, причиной нарушения функциональной активности мышц после эндопротезирования считают неадекватное восстановительное лечение в послеоперационном периоде. Но только ли в этом заключается проблема?

Проведенные нами клинические и рентгенометрические исследования [4, 5] позволили определить роль изменения величины общего бедренного офсета в нарушении постурального баланса у больных после тотального бесцементного эндопротезирования тазобедренного сустава. Полученные данные позволили нам предложить концепцию, согласно которой причиной нарушения постурального баланса является уменьшение общего бедренного офсета, обусловленное структурными изменениями мышц тазового пояса, развившимися на фоне длительно существующей сгибательно-приводящей контрактуры. Объективное подтверждение концепции меха-

низма развития нарушения постурального баланса в клинических условиях — результаты стабиллографических исследований.

Материалы и методы

Нами был проведен анализ влияния изменения длины плеча действия абдукторов бедра у больных после эндопротезирования тазобедренного сустава на особенности стояния, которые оценивали по характеристикам стабиллографических (стабиллографических) исследований. В частности, были оценены следующие показатели: положение пятна перемещения проекции общего центра масс (ОЦМ) относительно площади опоры, форма и площадь пятна перемещения проекции ОЦМ, а также амплитудно-частотные характеристики стабиллографического сигнала (амплитуда и частота перемещения проекции ОЦМ). Все исследования и расчеты проведены как для двухопорного стояния, так и для одноопорного стояния отдельно для оперированной и неоперированной конечности.

Нами выполнены стабиллографические исследования и проанализированы характеристики стояния 24 больных коксартрозом до и после эндопротезирования тазобедренного сустава. Из них 14 больных имели двустороннее поражение тазобедренного сустава. На момент первого исследования больные с двусторонней патологией нуждались в эндопротезировании только одного сустава, где была диагностирована 3–4-я стадия коксартроза, тогда как в противоположном тазобедренном суставе заболевания не отмечали или диагностировали преимущественно 1-ю или 2-ю его стадию. Стабиллографическое обследование проводили за несколько суток перед оперативным вмешательством и через 9–12 месяцев после операции, когда больные восстанавливали опороспособность оперированной конечности.

Безусловно, включение в исследование большого количества больных с двусторонней патологией тазобедренного сустава влияло на характеристики двухопорного стояния. Но в данном исследовании

нас интересовало, прежде всего, будут ли меняться протокольные показатели стабиллограммы и отдельные дополнительные характеристики стабиллограммы при уменьшении длины плеча действия абдукторов бедра при одноопорном стоянии именно на оперированной конечности. Поэтому мы включили в анализ стабиллограммы больных с двусторонней патологией и анализировали все показатели, но особое внимание уделяли именно оперированной конечности до и после операции эндопротезирования тазобедренного сустава.

Все пациенты были распределены на две группы. Первую группу больных составили 11 пациентов, у которых после эндопротезирования длина плеча действия абдукторов бедра или величина общего бедренного офсета по сравнению с длиной плеча действия абдукторов бедра до операции уменьшилась более чем на 5 мм (I группа). Во вторую группу вошли 13 пациентов, у которых длина плеча действия абдукторов бедра после операции эндопротезирования не изменилась (II группа). Первыми параметрами, подлежащими анализу, стали изменения координат проекции ОЦМ при двухопорном стоянии и стоянии с опорой преимущественно на одну конечность. Анализировали расположение координат проекции ОЦМ по оси X (фронтальная плоскость) и по оси Y (сагиттальная плоскость).

Результаты и обсуждение

Результаты статистического анализа полученных стабиллографических показателей приведены в табл. 1

Проведенный статистический анализ показал, что при двухопорном стоянии пациенты с коксартрозом, требующие оперативного лечения, смещают пятно перемещения проекции ОЦМ в сторону условно здоровой конечности. Так, у пациентов, результаты которых были исследованы, смещение координаты X ОЦМ в сторону здоровой конечности до эндопротезирования достигало 30 мм (в среднем 22 ± 12 мм). В обеих группах значения смещения координаты X были близкими ($t = -0,833$; $p = 0,415$). В сагиттальной

Таблица 1. Анализ изменения координат ОЦМ у больных до и после протезирования

Координата	Двухопорное стояние				Оперированная конечность				Условно здоровая конечность				
	X	X	Y	Y	X	X	Y	Y	X	X	Y	Y	
Группа	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	
I (<)	20 ± 11	3 ± 5	34 ± 18	39 ± 19	33 ± 28	39 ± 13	19 ± 9	28 ± 11	64 ± 12	32 ± 13	-29 ± 7	31 ± 13	
Т-тест	t	5,491		0,580		0,710		1,821		5,273		0,322	
	p	0,001		0,576		0,495		0,102		0,001		0,755	
II (=)	24 ± 13	3 ± 3	38 ± 11	-46 ± 23	25 ± 21	51 ± 9	14 ± 29	16 ± 26	56 ± 7	34 ± 6	-32 ± 10	-29 ± 8	
Т-тест	t	5,898		1,278		3,717		0,117		10,391		-1,197	
	p	0,001		0,230		0,040		0,909		0,001		0,259	
Т-тест	t	0,833	0,205	0,573	0,836	0,730	2,529	0,557	1,475	1,685	0,633	0,800	0,366
	p	0,415	0,840	0,573	0,413	0,475	0,020	0,584	0,162	0,109	0,538	0,434	0,718

плоскости до операции отмечалось смещение ОЦМ преимущественно вперед, это смещение колебалось в значительных пределах (от 10 до 50 мм) и было практически одинаковым в обеих группах ($t = 0,573$; $p = 0,573$). После эндопротезирования у большинства больных наблюдалось выравнивание фронтальной координаты (до 3 ± 5 мм) (пятно давления располагалось близко к центру). У некоторых больных наблюдали даже смещение фронтальной координаты X ОЦМ в сторону оперированной конечности, что объясняется отсутствием либо уменьшением болевого синдрома в прооперированной конечности и прогрессированием патологического процесса на противоположной конечности. Смещение фронтальной координаты было существенным в обеих группах и достигло статистически значимого уровня (I группа: $t = 5,491$; $p = 0,001$; II группа: $t = 5,898$; $p = 0,001$). Что касается сагиттальной координаты Y проекции ОЦМ, то у больных обеих групп после операции наблюдалось некоторое отклонение пятна перемещения проекции ОЦМ назад, то есть выравнивания тела в пространстве, но эти значения статистически не значимы в обеих группах. Анализ одноопорного стояния при опоре преимущественно на больную конечность до операции показал значительное смещение фронтальной координаты X в сторону пятна перемещения проекции ОЦМ при двухопорном стоянии, что свидетельствует о недостаточной опороспособности больной конечности. Наблюдали перемещение пятна проекции ОЦМ в среднем на 20–30 мм. После эндопротезирования изменилось смещение фронтальной координаты в обеих группах, то есть у больных обеих групп наблюдалось восстановление опороспособности оперированной конечности, но в первой группе смещение координаты X увеличилось до 39 ± 13 мм (в среднем на 10 мм) и не достигло статистически значимого уровня ($t = 0,710$; $p = 0,495$), а во II группе координата X достигла уровня 50 ± 9 мм, то есть увеличилась на 30 мм, и это изменение статистически значимое ($t = 3,717$; $p = 0,040$). Что касается сагиттального смещения проекции ОЦМ (координата Y), то не произошло существенного изменения, но

наблюдали определенное смещение пятна перемещения проекции ОЦМ назад. При анализе опоры преимущественно на условно здоровую конечность было определено, что смещение фронтальной координаты X достигает в среднем 65 мм, практически одинаково в обеих группах ($t = 1,685$; $p = 0,109$), а вот через год после эндопротезирования это смещение значительно уменьшается ($t = 5,273$; $p = 0,001$ — в I группе и $t = 10,391$; $p = 0,001$ — во II группе). Причем практически одинаково в обеих группах (в среднем до 30–35 мм), практически до значений смещения фронтальных координат ОЦМ первичного обследования при исследовании опоры на больную конечность до протезирования.

Аналогично ведет себя и такой параметр, как распределение нагрузки на конечность при одноопорном стоянии. Статистический анализ показал, что до операции эндопротезирования пациенты разгружают больную нижнюю конечность. Нагрузка условно здоровой конечности в отдельных случаях более чем в три раза превышает нагрузку, приходящуюся на больную конечность. Это объясняется не только болевым синдромом, но и слабостью мышц и наличием укорочения больной конечности (нагрузка переносится на более длинную конечность). В табл. 2 показаны результаты статистического анализа нагрузки нижних конечностей при проведении теста стояния с преимущественной нагрузкой на одну конечность. Нами также был рассчитан коэффициент асимметрии нагрузки, который представлял собой отношение меньшего показателя к большему, для более наглядного сравнения показателей. Чем ближе показатель к единице, тем более равномерно нагружены конечности.

Проведенный статистический анализ показал, что до лечения показатели нагрузки у больных были близки, хотя и имели большой разброс значений — от симметричной нагрузки конечностей (коэффициент асимметрии K_a близкий к 0,9) к разнице почти в три раза (коэффициент асимметрии $K_a = 0,3–0,4$). После эндопротезирования через 9–11 месяцев наблюдаем выравнивание нагрузки у больных обеих групп почти

Таблица 2. Распределение нагрузки (процент от полной массы тела) при преимущественном стоянии на одной конечности ($M \pm SD$)

Группа	До эндопротезирования			После эндопротезирования		
	Больная конечность	Условно здоровая	K_a	Больная конечность	Условно здоровая	K_a
I	$40,6 \pm 5,2$	$55,1 \pm 10,5$	$0,6 \pm 0,3$	$54,2 \pm 7,8$	$45,4 \pm 5,6$	$0,8 \pm 0,2$
Т-тест	t	2,435		-0,765		
	p	0,048		0,529		
II	$36,6 \pm 7,2$	$65,1 \pm 12,5$	$0,4 \pm 0,4$	$50,3 \pm 7,4$	$49,5 \pm 5,8$	$0,9 \pm 0,6$
Т-тест	t	2,935		-0,796		
	p	0,038		0,447		
Т-тест	t	$0,935$ $0,068$	$0,835$ $0,067$	$1,835$ $0,068$	$0,122$ $0,382$	$0,459$ $0,624$ $0,035$ $0,838$

до нормы. У некоторых пациентов наблюдаются увеличение нагрузки на эндопротезированную конечность и разгрузка контралатеральной конечности.

Это объясняется только тем, что на момент контрольного осмотра через год после первичного протезирования большинство больных с двусторонней патологией имели прогрессирование коксартроза на другом суставе и нуждались в эндопротезировании уже второго сустава. Определенное влияние на показатели стадиограммы имели контрактуры тазобедренного сустава. У большинства больных в процессе предоперационного обследования были выявлены сгибательно-приводящие контрактуры тазобедренного сустава, величина сгибания бедра у некоторых больных достигала 45°. В связи с тем, что больных с такими значительными контрактурами было немного (5 человек), проведение статистического анализа было нецелесообразным, но индивидуальный сравнительный анализ для таких больных был проведен. Заметим, что мы не наблюдали значительных изменений в протокольных параметрах стадиограммы у больных с небольшими (до 10° сгибания) сгибательно-приводящими контрактурами тазобедренного сустава. То есть наличие небольшой контрактуры не мешает больному стоять, а имеющиеся изменения при опоре преимущественно на больную конечность компенсируются наклоном таза, асимметричной работой мышц и другими механизмами. Но при более выраженных сгибательно-приводящих контрактурах больные заметно наклоняют туловище вперед, что несколько меняет положение пятна перемещения проекции ОЦМ при опоре преимущественно на больную конечность. После эндопротезирования наклона туловища вперед уменьшался, то есть происходила оптимизация положения тела.

Одним из важнейших параметров являются форма и размеры пятна перемещения проекции ОЦМ на протяжении исследования. Были рассчитаны такие показатели, как коэффициент геометрии пятна пере-

мещения проекции ОЦМ, а именно отношение разброса по оси X к разбросу по оси Y, и площадь пятна как умножение разбросов по этим осям. Результаты предоставлены в табл. 3

Рассмотрим, как менялась геометрическая форма пятна ОЦМ у больных в процессе лечения. Заметим, что коэффициент геометрии пятна характеризует только форму прямоугольника, который очерчивает траекторию ОЦМ при исследовании и не отмечает размер пятна. Чем ближе коэффициент к 1, тем больше разброс по оси X соответствует разбросу по оси Y. Коэффициент более 1 свидетельствует об увеличении колебания во фронтальной плоскости. Так, у некоторых пациентов наблюдали увеличение такого качания. До лечения у больных отмечали почти квадратные пятна, коэффициент в группах равен 0,9 и выше. После эндопротезирования у больных обеих групп наблюдали вытягивания пятна перемещения проекции ОЦМ в сагиттальной плоскости. Геометрия пятна при двухопорном стоянии до и после лечения в группах статистически была близка. При исследовании оперируемой конечности до лечения отмечали у всех пациентов вытягивания пятна проекции ОЦМ, а после эндопротезирования у больных I группы наблюдаем статистически значимое ($p = 0,046$) уменьшение отношения разброса колебания во фронтальной плоскости к разбросу колебания в сагиттальной плоскости, у больных II группы такого не наблюдаем. На условно здоровой конечности в процессе наблюдения не отмечали каких-либо существенных изменений в конфигурации пятна ОЦМ. Другим показателем, характеризующим геометрию пятна, является площадь прямоугольника, который окружает пятно перемещения проекции ОЦМ в процессе стояния (табл. 4).

Показатель площади S является прямым параметром, который показывает уровень разброса точек перемещения проекции ОЦМ (мм^2) в процессе исследования. Статистический анализ этого показателя

Таблица 3. Анализ геометрии (K_{xy}) пятна перемещения проекции ОЦМ в процессе лечения у больных коксартрозом

Группа	Двухопорное стояние		Оперированная конечность		Условно здоровая конечность		
	$K1_{xy1}$	$K2_{xy1}$	$K1_{xyпр}$	$K2_{xyпр}$	$K1_{xyзд}$	$K2_{xyзд}$	
	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	
I	$1,15 \pm 0,54$	$0,65 \pm 0,39$	$0,60 \pm 0,11$	$0,85 \pm 0,32$	$0,54 \pm 0,28$	$0,61 \pm 0,10$	
Т-тест	t	1,961		-2,312		-0,655	
	p	0,081		0,046		0,529	
II	$0,93 \pm 0,53$	$0,66 \pm 0,06$	$0,62 \pm 0,11$	$0,60 \pm 0,09$	$0,54 \pm 0,24$	$0,59 \pm 0,10$	
Т-тест	t	1,576		0,964		-0,796	
	p	0,149		0,360		0,447	
Т-тест	t	0,909	-0,094	-0,550	2,414	0,022	0,359
	p	0,376	0,927	0,589	0,036	0,982	0,724

теля указывает, что в процессе лечения у больных обеих групп при двухопорном стоянии увеличилась площадь пятна ОЦМ, то есть усилилось качание туловища, причем у больных II группы этот показатель увеличился значимо ($t = -2,294$; $p = 0,047$). Что касается анализа изменения площади пятна эндопротезированной конечности, то надо отметить, что, несмотря на то что у больных II группы первично в среднем площадь пятна была статистически больше, после эндопротезирования этот параметр стал меньше, чем у больных I группы, хотя и не статистически значимо ($p = 0,229$). Надо отметить, что в период наблюдения у всех больных статистически значимо ($p = 0,01$) увеличилась площадь пятна ОЦМ на второй конечности. А если учитывать, что повторное исследование проводилось у большинства больных с двусторонней патологией именно в период планирования операции эндопротезирования на второй конечности, то можно считать этот параметр прогностическим, а именно: увеличение площади пятна может свидетельствовать о прогрессировании дегенеративного процесса в суставе, который ухудшает опороспособность конечности и влияет на поддержание равновесия при стоянии.

Важными показателями качества поддержания равновесия при стоянии являются скорость и амплитуда колебания тела в пространстве. Эти показатели демонстрируют, как мышечный аппарат человека реагирует на внешние и внутренние воздействия, которые выводят тело из равновесия. Равновесие тела будет сохраняться, если при отклонении тела в любую сторону оно возвращается через центр равновесия назад. То есть количество движений отклонения от центра равновесия должно равняться количеству отклонений в центр равновесия (теорема Такенса). Колебания тела могут иметь большую амплитуду и малую скорость, и наоборот, малую амплитуду, но большую скорость (состояние, подобное мышечному тремору). При разрушении сустава и ухудшении его опороспособности больной

для поддержания равновесия вынужден подключать мышцы вышележащих отделов тела, что приводит к значительному повышению амплитуды и скорости качания. По данным статограммы, амплитудой качания считаем разброс значений координат ОЦМ в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Разброс координат имеет индивидуальную корреляцию с плоскостью пятна перемещения проекции ОЦМ, потому что является ее составляющей в расчетах. Скорость — самостоятельный, независимый параметр статограммы. Амплитуда и скорость перемещения тела в пространстве определяют частоту сигнала статограммы и его мощность — спектральные характеристики сигнала статограммы. Результаты статистического анализа скорости перемещения (колебания) тела в пространстве по данным статограммы приведены в табл. 5.

В результате анализа скорости колебания тела в пространстве по данным статографии нами были получены следующие данные. При тесте двухопорного стояния у больных до и после лечения изменение скорости колебаний проекции ОЦМ было незначительным в обеих группах больных. При стоянии с преимущественной опорой на больную конечность у больных наблюдали скорость перемещения около 20 мм/с, после протезирования у больных II группы наблюдали статистически значимое уменьшение скорости колебаний ($p = 0,003$), а у больных I группы — статистически значимое увеличение ($p = 0,036$) скорости колебаний. Этот параметр был значимо ($p = 0,001$) большим в первой группе ($22,5 \pm 1,8$ мм/с), чем у больных II группы ($16,7 \pm 1,9$ мм/с). Скорость перемещения при опоре на здоровую конечность у больных в процессе наблюдения оставалась практически без существенных изменений. Своеобразным показателем, который отражает качество стояния, являются спектральные характеристики сигнала статограммы. В качестве частотных характеристик сигнала были выбраны частота (Гц) первых четырех пиков, на которые

Таблица 4. Анализ площади прямоугольника, окружающего пятно перемещения проекции ОЦМ, до и после операции

Группа	Двухопорное стояние		Оперированная конечность		Условно здоровая конечность		
	S1_1	S1_2	Spn_1	Spn_2	Sзд_1	Sзд_2	
	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	
I	257 ± 108	315 ± 122	746 ± 365	878 ± 265	255 ± 55	684 ± 362	
Т-тест	t	-1,237		-0,777		-3,937	
	p	0,247		0,457		0,003	
II	275 ± 151	395 ± 148	1097 ± 372	730 ± 269	245 ± 33	724 ± 254	
Т-тест	t	-2,294		2,824		-5,998	
	p	0,047		0,020		0,010	
Т-тест	t	-0,308	-1,322	-2,131	1,246	0,498	-0,282
	p	0,761	0,203	0,047	0,229	0,624	0,781

приходится наибольшая мощность сигнала (Вт). В качестве центральной статистики для частоты пиков мы выбрали моду среди значений частоты наиболее мощного пика, которая встречается в выборке больных. Результаты представлены в табл. 6.

Анализ спектральных характеристик статографического сигнала больных коксартрозом показал, что до эндопротезирования у всех больных наблюдается увеличение частоты до 1 Гц и выше (при норме 0,1–0,2 Гц), особенно заметное увеличение частоты колебания при опоре на больную ногу. При этом и затраты энергии для поддержания равновесия при стоянии на больной конечности значительно больше, чем

при опоре на здоровую конечность и при двухопорном стоянии. Мощность сигнала статограммы при стоянии на больной конечности достигает 1050 Вт по сравнению с мощностью при опоре на здоровую конечность примерно в 150 Вт. При проведении статистического анализа не было выявлено значимых различий в энергетических показателях между группами больных. Через 1 год после протезирования статистический анализ показал значительные ($p < 0,001$) различия в энергетических показателях больных разных групп, причем по всем тестам статографического исследования. При двухопорном стоянии в обеих группах больных наблюдалось значительное умень-

Таблица 5. Результаты анализа скорости перемещения (колебания) тела у больных в процессе лечения

Группа	Скорость перемещения (колебания), мм/с						
	Двухопорное стояние		Оперированная конечность		Условно здоровая конечность		
	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	До опер.	После опер.	
I	15,4 ± 1,3	15,0 ± 1,1	20,2 ± 2,2	22,5 ± 1,8	17,5 ± 0,9	16,7 ± 2,2	
Т-тест	t	0,748		-2,469		1,168	
	p	0,474		0,036		0,273	
II	14,9 ± 1,2	14,4 ± 1,4	20,1 ± 2,7	16,7 ± 1,9	17,3 ± 1,2	18,7 ± 2,2	
Т-тест	t	1,484		4,119		-1,776	
	p	0,172		0,003		0,110	
Т-тест	t	1,097	0,937	0,076	7,011	0,432	-2,010
	p	0,287	0,361	0,940	0,001	0,671	0,060

Таблица 6. Результаты анализа спектральных характеристик статограммы у больных коксартрозом в течение лечения

Тест	Группа	До лечения				После операции				
		F (Гц) (min ÷ max)	ΣF (Гц) (Mo)	P (Вт) (min ÷ max)	ΣP (Вт) (M, SD)	F (Гц) (min ÷ max)	ΣF (Гц) (Mo)	P (Вт) (min ÷ max)	ΣP (Вт) (M, SD)	
Двухопорное стояние	I	X1	0,1 ÷ 0,8	0,2	50 ÷ 250	464 ± 101	0,1 ÷ 0,5	0,2	25 ÷ 75	129 ± 46
		Y1	0,1 ÷ 1,1		130 ÷ 690		0,13 ÷ 0,7		60 ÷ 200	
	II	X1	0,1 ÷ 1,0	0,2	50 ÷ 250	544 ± 104	0,1 ÷ 1,0	0,3	20 ÷ 50	269 ± 24
		Y1	0,1 ÷ 0,9		200 ÷ 480		0,2 ÷ 0,5		200 ÷ 280	
	Т-тест (t, p)	x				t = -1,744 p = 0,098	x			
Больная конечность	I	X1	0,1 ÷ 0,5	0,5	250 ÷ 550	1013 ± 238	0,12 ÷ 1,1	0,7	240 ÷ 270	1122 ± 29
		Y1	0,1 ÷ 1,0		400 ÷ 1000		0,2 ÷ 1,1		800 ÷ 1000	
	II	X1	0,2 ÷ 0,6	0,4	180 ÷ 240	1041 ± 271	0,2 ÷ 0,6	0,5	150 ÷ 175	494 ± 10
		Y1	0,1 ÷ 0,7		380 ÷ 1040		0,1 ÷ 0,7		320 ÷ 350	
	Т-тест (t, p)	x				t = -0,244 p = 0,810	x			
Условно здоровая конечность	I	X1	0,12 ÷ 0,6	0,3	30 ÷ 70	150 ± 57	0,1 ÷ 0,8	0,3	70 ÷ 90	288 ± 16
		Y1	0,3 ÷ 0,6		50 ÷ 150		0,04 ÷ 0,4		160 ÷ 220	
	II	X1	0,2 ÷ 0,9	0,2	45 ÷ 80	145 ± 65	0,2 ÷ 0,9	0,3	50 ÷ 70	230 ± 10
		Y1	0,3 ÷ 0,9		130 ÷ 160		0,3 ÷ 0,9		100 ÷ 240	
	Т-тест (t, p)	x				t = 0,169 p = 0,867	x			

шение мощности сигнала, причем у больных I группы (129 ± 46 Вт) он был статистически значимо меньшим, чем у больных II группы (269 ± 24 Вт). При исследовании стояния с преимущественной опорой на оперированную конечность было обнаружено, что у больных I группы мощность сигнала статограммы осталась без изменения, даже немного увеличилась (1122 ± 29 Вт), а у больных II группы наблюдалось значительное уменьшение мощности сигнала (494 ± 10 Вт). При опоре на здоровую конечность не обнаружено значительной разницы между группами больных, но наблюдается незначительный рост мощности сигнала по сравнению с предыдущим исследованием.

Выводы

Таким образом, в результате сравнительного стадиографического анализа выявлены определенные отличия в характеристиках стояния пациентов, у которых величина плеча абдукторов после операции эндопротезирования уменьшилась в сравнении с аналогичными показателями у больных, где изменение длины плеча абдукторов не произошло.

Во-первых, уменьшение длины плеча абдукторов после эндопротезирования приводит к статистически значимому изменению формы пятна давления (при одноопорном стоянии). Во-вторых, уменьшение длины плеча абдукторов после эндопротезирования приводит к статистически значимому увеличению площади пятна давления. В-третьих, уменьшение длины плеча абдукторов после эндопротезирования приводит к увеличению скорости и частоты колебаний проекции ОЦМ. Но самое важное — это статистически значимое увеличение энергетических затрат на поддержание вертикальной позы при уменьшении длины плеча абдукторов после эндопротезирования.

Отмеченные нами изменения характеристик статограммы в определенной степени отражают особенности работы мышц, обеспечивающих сохранение

постурального баланса, из чего можно сделать вывод, что у больных с уменьшением длины плеча абдукторов после эндопротезирования энергетические затраты мышц на поддержание вертикальной позы возрастают. Следовательно, быстрее наступает энергетическое истощение, что клинически проявляется симптомами недостаточности мышц тазового пояса — хромотой, положительным симптомом Тренделенбурга, Дюшена, необходимостью использования дополнительной опоры и т.д.

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

Список литературы

1. Beaulieu M.L., Lamontagne M., Beaulé P.E. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty // *Gait and Posture*. — 2010. — № 32. — P. 269-273.
2. Lamontagne M., Beaulieu M.L., Beaulé P.E. Comparison of joint mechanics of both lower limbs of THA patients with healthy participants during stair ascent and descent // *J. Orthop. Res.* — 2011 Mar. — 29(3). — P. 305-11. — doi: 10.1002/jor.21248.
3. McCrory J.L., White S.C., Lifeso R.M. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty // *Gait and Posture*. — 2001 Oct. — 14(2). — P. 104-9.
4. Климовицкий Р.В. Усовершенствованная методика клинической оценки функциональной активности мышц тазового пояса, отвечающих за сохранение постурального баланса / Р.В. Климовицкий, А.А. Тяжелов, Л.Д. Гончарова // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2017. — № 4. — С. 28-33.
5. Подбор компонентов эндопротеза и величина общего бедренного офсета после эндопротезирования тазобедренного сустава (рентгенометрическое исследование) / В.А. Филиппенко, Р.В. Климовицкий, А. Тяжелов, М.Ю. Карпинский, Е.Д. Карпинская, Л.Д. Гончарова // *Травма*. — 2017. — № 1. — С. 17-24.

Получено 12.04.2018 ■

Клімовицький Р.В.¹, Карпінська О.Д.², Тяжелов О.А.², Гончарова Л.Д.¹

¹НДІ травматології та ортопедії Донецького національного медичного університету, м. Лиман, Україна

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

Стабілографічні особливості стояння у хворих до та після тотального ендопротезування кульшового суглоба

Резюме. Актуальність. Одним із способів оцінки результатів тотального ендопротезування кульшового суглоба є стабілографічні дослідження. За даними обстеження, у пацієнтів після ендопротезування порушення стояння зберігаються протягом 12–24 місяців. Ми пояснюємо ці порушення недостатністю роботи м'язів тазового пояса, що обумовлена довгостроково існуючою контрактурою кульшового суглоба до операції. **Матеріали та методи.** Нами виконано стабілографічне обстеження 24 пацієнтів із коксартрозом за кілька днів до операції і через 9–12 місяців після операції, після повного відновлення пацієнтами опороздатності. Досліджено дві групи пацієнтів: першу групу становили пацієнти, у яких після операції величина загально-го стегнового офсету зменшилася порівняно з доопераційними значеннями більш ніж на 5 мм. До другої групи ввійшли пацієнти, у яких величина загального стегнового офсету після

операції не змінилася порівняно з аналогічними показниками до операції. Аналізували зміни координат проекції загального центру мас (ЗЦМ) і частоту коливань. **Результати.** У результаті дослідження встановлено, що зменшення довжини плеча абдукторів після ендопротезування призводить до статистично значимої зміни форми і площі переміщення проекції ЗЦМ, а також до збільшення швидкості і частоти коливань проекції ЗЦМ, що говорить про збільшення енергетичних витрат на підтримку вертикальної пози. **Висновки.** Зі зменшенням довжини плеча абдукторів після ендопротезування енергетичні витрати м'язів на підтримку вертикальної пози пацієнта зростають. Отже, швидше настає енергетичне виснаження, що клінічно проявляється симптомами недостатності абдукційного механізму.

Ключові слова: загальний стегновий офсет; стабілографія

R.V. Klimovitsky¹, H.D. Karpinskaya², A.A. Tyazhelov², L.D. Goncharova¹

¹Scientific and Research Institute of Traumatology and Orthopedics of Donetsk National Medical University, Lyman, Ukraine

²State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Stabilographic features of standing in patients before and after the total hip replacement

Abstract. Background. One of the methods for evaluating the outcomes of total hip replacement is stabilography. According to the examination of patients after arthroplasty, standing disorders persist for 12–24 months. We associated these disorders with the inadequacy of the pelvic muscles due to the long-existing hip joint contracture prior to surgery. **Materials and methods.** We performed a statographic examination of 24 patients with coxarthrosis several days before and 9–12 months after the operation, after complete restoration of patients' ability to walk. Two groups were studied: the first group consisted of patients whose postoperative global femoral offset decreased by more than 5 mm compared to baseline values. The second group included patients whose global femoral offset after surgery had not changed in comparison with the same parameters before surgery.

The change in the coordinates of the common center of mass projection and the oscillation frequency were analyzed. **Results.** It was found that a decrease in the abductor arm length after surgery leads to a statistically significant change in the shape and area of displacement of common center of mass projection, and also to an increase in the speed and frequency of the oscillations of the common center of mass projection that indicates an increase in energy expenditure for maintaining the vertical posture. **Conclusions.** As the abductor arm length decreases after replacement, the energy expenditure of the muscles to maintain the patient's erect posture increases. Consequently, energy exhaustion occurs more quickly, which is clinically manifested by symptoms of abductor mechanism failure.

Keywords: global femoral offset; stabilography