

Научная статья

УДК 612.766:616.728.2-77-089.843

<https://doi.org/10.18019/1028-4427-2026-32-1-38-47>

Особенности баланса вертикальной стойки при оценке эффективности двигательной реабилитации пациентов после эндопротезирования тазобедренных суставов

С.В. Королева^{1✉}, П.В. Королёв², А.С. Мулык³, А.В. Губин³¹ Ивановский государственный медицинский университет, Иваново, Россия² Ивановский государственный энергетический университет имени В.И. Ленина, Иваново, Россия³ Санкт-Петербургский государственный университет, Клиника высоких медицинских технологий им. Н.И. Пирогова, Санкт-Петербург, РоссияАвтор, ответственный за переписку: Светлана Валерьевна Королева, drqueen@mail.ru

Аннотация

Введение. Баланс вертикальной стойки (БВС) является предиктором восстановления ходьбы, при этом его выполнение возможно в раннем послеоперационном периоде после эндопротезирования (ЭП) тазобедренных суставов (ТБС) для объективной оценки результатов лечения и реабилитации ортопедических больных. Актуальным остается поиск маркеров БВС в оценке эффективности двигательной реабилитации, в том числе ЭП одного (контралатерального) ТБС или обоих суставов.

Цель работы — установить особенности БВС при оценке эффективности двигательной реабилитации у больных коксартрозом после одно- и двустороннего ЭП ТБС.

Материалы и методы. Обследовано 40 больных коксартрозом III–IV ст.: группа 1 ($n = 21$) — одно ЭП контралатерального ТБС; группа 2 ($n = 19$) — ЭП ТБС с обеих сторон. БВС оценивали с использованием инерциального сенсора, установленного в проекции L_{IV} – L_V , с регистрацией угловых и спектральных показателей постуральных колебаний от вертикали во фронтальной и сагиттальной осях. Обследования проводили при поступлении пациента и при выписке после курса двигательной реабилитации в отделении стационарной медицинской реабилитации.

Результаты. В динамике стационарного этапа реабилитации в группе одностороннего ЭП ТБС улучшение БВС сопровождалось увеличением колебаний во фронтальной плоскости с уменьшением в сагиттальной, как проявление фронтальной нестабильности, в группе двустороннего ЭП ТБС — без увеличения девиаций по фронтальной оси с сохранением по сагиттальной. Предложены модели прогнозирования эффективности двигательной реабилитации.

Обсуждение. Объективные показатели БВС у больных коксартрозом при ЭП одного или обоих ТБС, полученные с использованием технологии инерциальных сенсоров, корректны в отражении состояния компенсаторных механизмов опорно-двигательной системы и позволяют выделить маркеры эффективности реабилитации и корректировать программы восстановления.

Заключение. При проведении двигательной реабилитации пациентов после ЭП ТБС следует учитывать, что ЭП с обеих сторон в меньшей степени дестабилизирует биомеханику ТБС, ограничивая избыточные колебания во фронтальной плоскости, но замедляет восстановление статокINETической устойчивости за счет проприоцептивной недостаточности.

Ключевые слова: баланс вертикальной стойки, баланс равновесия, коксартроз, методология, реабилитация, эндопротез тазобедренного сустава, Стэдис

Для цитирования: Королева С.В., Королёв П.В., Мулык А.С., Губин А.В. Особенности баланса вертикальной стойки при оценке эффективности двигательной реабилитации пациентов после эндопротезирования тазобедренных суставов. *Гений ортопедии*. 2026;32(1):38-47. doi: 10.18019/1028-4427-2026-32-1-38-47.



Postural control in assessing the effectiveness of motor recovery following total hip arthroplasty

S.V. Koroleva^{1✉}, P.V. Korolev², A.S. Mulyk³, A.V. Gubin³

¹ Ivanovo State Medical University, Ivanovo, Russian Federation

² Ivanovo State Power Engineering University named after V.I. Lenin, Ivanovo, Russian Federation

³ St. Petersburg State University, Pirogov Clinic of High Medical Technologies, St. Petersburg, Russian Federation

Corresponding author: Svetlana V. Koroleva, drqueen@mail.ru

Abstract

Introduction Postural control (PC) is a predictor of gait recovery and can be performed in the early postoperative period following total hip arthroplasty (THA) for adequate appraisal of the treatment and recovery of orthopedic patients. The search for PC markers is practical for relevant evaluation of the effectiveness of motor rehabilitation following THA of one (contralateral) hip or both joints.

The **objective** was to establish specific features of PC assessing effectiveness of motor rehabilitation in patients with hip osteoarthritis after unilateral and bilateral THA.

Material and methods A total of 40 patients with grade III–IV hip osteoarthritis were examined as Group 1 ($n = 21$) with unilateral THA of the contralateral hip joint and Group 2 ($n = 19$) with bilateral THA. The PC was assessed using an inertial sensor placed at the L4–L5 projection to record angular and spectral parameters of postural fluctuations from the vertical in the coronal and sagittal axes. Examinations were performed on admission and upon discharge after a course of motor rehabilitation in the inpatient medical rehabilitation department.

Results Improvements in the PC during the inpatient rehabilitation were accompanied by greater deviations in the coronal plane and less deviations in the sagittal plane in the unilateral THA group suggesting frontal instability. There was no increase in frontal axis deviations with sagittal deviations being maintained in the bilateral THA group. Models for predicting the effectiveness of motor recovery were offered.

Discussion Objective indicators of the PC in patients with hip osteoarthritis treated with unilateral or bilateral THA, were obtained with inertial sensor technology and could be used to identify compensatory musculoskeletal mechanisms, determine markers of the effectiveness of rehabilitation and adjust recovery programs.

Conclusion Motor rehabilitation of THA patients suggests that bilateral arthroplasty destabilizes the biomechanics of the hip joint to a lesser extent, limiting excessive deviations in the frontal plane and slows down restoration of statokinetic stability due to proprioceptive insufficiency.

Keywords: postural control, equilibrium balance, hip osteoarthritis, methodology, rehabilitation, hip replacement, Steadis

For citation: Koroleva SV, Korolev PV, Mulyk AS, Gubin AV. Postural control in assessing the effectiveness of motor recovery following total hip arthroplasty. *Genij Ortopedii*. 2026;32(1):38-47. doi: 10.18019/1028-4427-2026-32-1-38-47.

ВВЕДЕНИЕ

Остеоартрит тазобедренных суставов (ТБС) является наиболее распространенной локализацией заболевания и поражает более 4,1 % взрослого населения.

Рост количества операций эндопротезирования (ЭП) ТБС при относительной безопасности, технологичности и доступности метода делает его вариантом выбора с частотой 3,3 на 10 000 обратившихся при неуклонном росте числа первичных и ревизионных операций [1, 2].

Отмечается устойчивый рост заболеваемости остеоартритом, что связано с увеличением продолжительности жизни и гиподинамией [3]. Особую востребованность и вместе с тем особую сложность в клинике представляет объективная оценка, визуализация функциональных нарушений у больных коксартритом, особенно при одно- или двустороннем ЭП ТБС. Для пожилых пациентов двухэтапное ЭП ТБС (6–8 мес. между операциями) в ряде случаев предпочтительнее, а ЭП ТБС с одной стороны (например, при асептическом некрозе головки бедра) может значительно изменить паттерны ходьбы и БВС, вызвав необходимость их коррекции. Общеизвестным методом оценки функционального восстановления является анализ походки, позволяющий одновременно оценить и функцию, и потенциальную активность пациента. Но в раннем послеоперационном периоде выполнение теста ходьбы проблематично из-за боли, функциональных ограничений, в ряде случаев — из-за необходимости использования дополнительных средств опоры, что влияет на корректность полученных результатов.

Признанным предиктором восстановления ходьбы является физиологичный баланс вертикальной стойки (БВС), визуализация которого уже в раннем послеоперационном периоде позволяет оценить стратегию удержания равновесия (физиологичная «А» или компенсаторно-приспособительная «Н»), проводить статокINETическую и проприоцептивную коррекцию в соответствии с клиническими рекомендациями на основе объективных критериев эффективности, подбирать технические средства реабилитации [4, 5]. Несмотря на разработанные алгоритмы и параметры, традиционная стабилометрия имеет ряд ограничений и недостатков. Так, корректировка и обнуление внешней системы координат происходят после установки стоп и располагаются строго по центру / в межлодыжечной точке, что часто не соответствует действительности (например, при декомпенсации и переносе общего центра масс тела в сторону контралатеральной конечности) [6]. С этой точки зрения технология инерциальных сенсоров, не требующая установки на платформу, представляется более привлекательной. Целый ряд исследований подтвердил валидность и правомерность информации с инерциальных сенсоров (в иностранной литературе обозначены IMU) в сравнении с показателями традиционных стабилометрических платформ [7, 8]. Установленный сенсор способен различить все три плоскости колебаний со специфичной частотой [9], а также классифицировать показатели БВС, например, под влиянием максимального анаэробного утомления [10], при ДЦП у детей [11], в динамике инсульта [12], в зависимости от места наложения/регистрации [13]. Нами предложена методика оценки БВС с использованием инерциальных сенсоров [14], нормативная база данных интегрирована в автоматический Протокол «Стэдис – Баланс», а подход к анализу амплитудно-частотных характеристик колебаний принят по аналогии с авторским способом оценки степени напряжения компенсаторных механизмов при нарушении функции коленного сустава [6].

Цель работы — установить особенности баланса вертикальной стойки при оценке эффективности двигательной реабилитации больных коксартрозом после одно- и двустороннего эндопротезирования тазобедренного сустава.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Исследование проведено с января по июнь 2025 г. в стационарном отделении медицинской реабилитации Ивановского областного госпиталя для ветеранов войн. Использована технология инерциальных сенсоров (сенсор «Нейросенс» ООО «Нейрософт», г. Иваново, Россия) с программным обеспечением «Стэдис – Баланс» (№ РЗН 2018/7458 от 11.07.2022). Сенсор устанавливали в область проекции $L_{IV}-L_V$ (рис. 1), в реальный центр масс тела человека. Обследования проводили в лаборатории «Биомеханика» в одно и то же время при комфортной температуре при поступлении пациента в отделение и при выписке. Переходные процессы отслеживали предварительным мониторингом без регистрации в течение 1–2 мин, затем проводили регистрацию по 30 сек. с открытыми и закрытыми глазами (тест Ромберга). При необходимости опору осуществляли в виде разгрузки симметрично, центрально (ходунки с фиксацией тормоза потребовались двум пациентам).

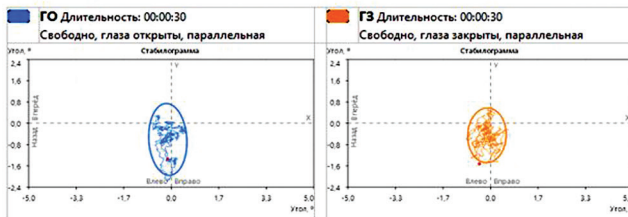
Автоматический протокол (рис. 2) формировался сразу после обследования, фиксировались угловые отклонения сенсора в пояснично-крестцовом отделе позвоночника во фронтальной и сагиттальной плоскостях (среднее отклонение и дисперсия в градусах от вертикали; скорость; площадь; длина колебаний и их отношение к площади эллипса; коэффициент Ромберга как отношение площади при за-

крытых и открытых глазах). Спектральные показатели представлялись как превалирующая частота и 60 % мощности частоты колебаний по осям. Дополнительно в режиме эмуляции у пациентов проведена оценка ускорений колебаний БВС, позволяющая дополнительно вычлнить колебания вверх-вниз во фронтальной плоскости, и выделены критериальные для степени напряжения компенсации показатели. В дополнение к стандартной Индивидуальной программе реабилитации всем пациентам в соответствии с клиническими рекомендациями был добавлен стабилотренинг с использованием механизма биологической обратной связи в игровой среде (от 7 до 20 мин № 10 ежедневно).



Рис. 1. Пример установки инерциального сенсора при обследовании пациента с использованием биологической обратной связи

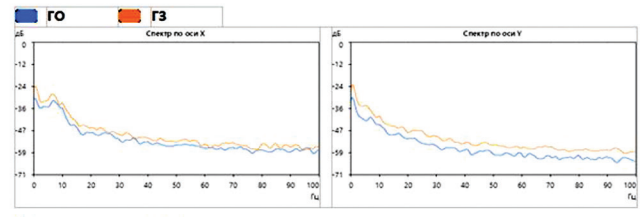
Тест Ромберга



Параметры углов

Название параметра		ГО	ГЗ
Среднее отклонение по оси X	-X, °	-0.12	-0.12
Среднее отклонение по оси Y	-Y, °	-0.60	-0.44
Дисперсия отклонения по оси X	D X, °	0.07 (< 0.04)	0.08 (< 0.09)
Дисперсия отклонения по оси Y	D Y, °	0.29 (< 0.24)	0.17 (< 0.31)
Скорость	V, ° / с	1.05 (< 1.89)	1.39 (< 2.38)
Площадь эллипса	S, °²	2.77 (< 1.70)	2.13 (< 2.78)
Отношение площади к длине траектории	LFS, °	0.088 (< 0.035)	0.051 (< 0.053)
Коэффициент Ромберга	RC	0.77	

ГО ГЗ



Спектральные параметры

Название параметра		ГО	ГЗ
Основная частота по оси X	F X, Гц	0.067 (< 4.902)	0.133 (< 4.792)
Основная частота по оси Y	F Y, Гц	0.100 (< 0.205)	0.133 (< 0.243)
60% частота по оси X	F60 X, Гц	0.167 (< 7.413)	0.233 (< 6.532)
60% частота по оси Y	F60 Y, Гц	0.100 (< 2.432)	0.300 (< 1.027)

Автоматическое заключение

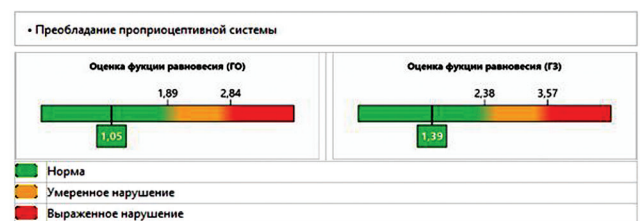


Рис. 2. Пример автоматического протокола анализа БВС

Обследовано 40 больных коксартрозом без сопутствующей патологии в стадии декомпенсации, когнитивных ограничений, заболеваний пояснично-крестцового отдела (ПКО) позвоночника и других суставов нижних конечностей.

Пациенты разделены на две группы: группа 1 (n = 21) — при ЭП одного ТБС (после 1 этапа эндопротезирования); группа 2 (n = 19) — при ЭП двух ТБС (табл. 1). Группы значительно не различались по полу и возрасту, что позволяет сравнивать полученные данные.

Обследования проводили при поступлении и при выписке после стационарного курса реабилитации, включившего тренинг БВС с использованием механизма биологической обратной связи.

Характеристика групп исследования

Показатели		Группа 1 (n = 21)	Группа 2 (n = 19)
Мужчины	абс.	10	10
	%	48	53
Средний возраст мужчин, лет		60,10 ± 3,23	53,20 ± 5,76
Женщины	абс.	11	9
	%	52	47
Средний возраст женщин, лет		63,18 ± 3,53	69,33 ± 1,86
Цель включения		Оценка влияния на БВС одностороннего ЭП ТБС в отсутствие других ЭП	Оценка влияния на БВС перехода от одностороннего к двустороннему ЭП ТБС

Статистическую обработку полученных данных выполняли в программе IBM SPSS Statistics v/23.0. Нормальность распределения полученных количественных данных подтверждали использованием теста Шапиро – Уилка. Достоверность различий оценивали с использованием критерия Стьюдента (для независимых и зависимых групп), корреляционных взаимосвязей между параметрами – ранговой корреляции Спирмена. Уровень достоверности принят за $\alpha = 0,05$. Результаты представлены в виде ($M \pm m$), где M – среднее арифметическое, m – стандартная ошибка среднего. В группе фронтальных девиаций для показателя X принято абсолютное значение, без учета стороны поражения.

Обследование проведено в соответствии с общепринятыми этическими принципами, нормами и правилами проведения научных исследований, регламентированных Хельсинской декларацией Всемирной медицинской ассоциации 1964 г., Федеральным законом № 323 «Об основах охраны здоровья граждан в Российской Федерации» от 21.11.2011, Федеральным законом N 152 «О персональных данных» от 27.07.2006.

РЕЗУЛЬТАТЫ

С использованием программы Adams проведено моделирование колебаний при выключении отдельных узлов/суставов (по типу пассивного замыкания в сгибательной контрактуре) (рис. 3). Получено визуальное подтверждение высокой синхронизации колебаний ПКО позвоночника и ТБС как при одностороннем «замыкании» с нарастанием мощности колебаний почти в два раза (рис. 3, б, в), так и при двустороннем «замыкании» с нарастанием колебаний в нижележащих уровнях баланса (рис. 3, в, г). Установлено значимое влияние на БВС (с усилением мощности колебаний во фронтальной плоскости) пери- и параартикулярных механизмов компенсации, — корреляционный анализ по критерию Спирмена показал значимую корреляцию средней заметной и сильной высокой степеней взаимосвязи положительной направленности (при $p \leq 0,05$) по показателям Jerk $r = 0,64$; PWR $r = 0,7$ и F50 $r = 0,70$.

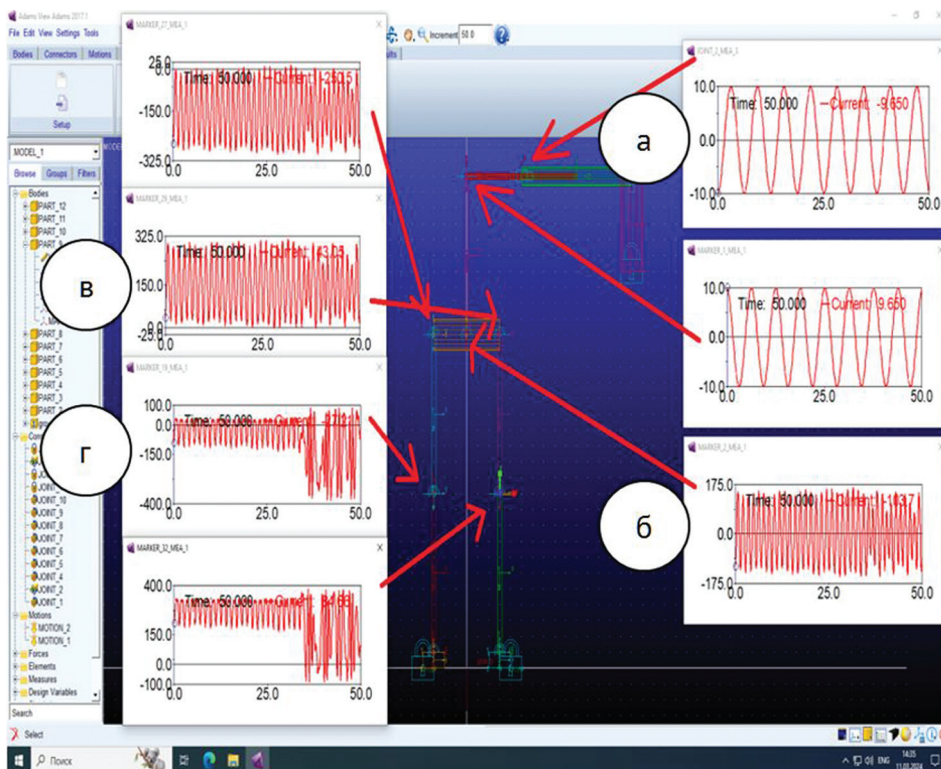


Рис. 3. Моделирование колебаний в программе Adams: а — узел отклонения / приложения силы; б — спектр колебаний центрального гонеза пояснично-крестцовый отдел позвоночника; в — спектр колебаний ТБС; г — спектр колебаний коленного сустава

К анализу приняты все показатели автоматического протокола, результаты представлены в табл. 2.

Таблица 2

Результаты баланса вертикальной стойки в тесте Ромберга при поступлении и после курса медицинской реабилитации (МР), $M \pm m$ ($n = 40$)

	Глаза открыты (ГО)				Глаза закрыты (ГЗ)				p
	Группа 1 (одностороннее ЭП ТБС), n = 21		Группа 2 (двустороннее ЭП ТБС), n = 19		Группа 1 (одностороннее ЭП ТБС), n = 21		Группа 2 (двустороннее ЭП ТБС), n = 19		
	при поступлении	после МР	при поступлении	после МР	при поступлении	после МР	при поступлении	после МР	
	1	2	3	4	5	6	7	8	
RC					2,18 ± 0,62	1,69 ± 0,30	1,85 ± 0,34	1,73 ± 0,39	
~X, °	0,11 ± 0,02	0,08 ± 0,01	0,15 ± 0,03	0,14 ± 0,03	0,11 ± 0,03	0,11 ± 0,2	0,16 ± 0,03	0,16 ± 0,04	
~Y, °	-0,02 ± 0,09	0,07 ± 0,08	-0,01 ± 0,11	0,001 ± 0,09	0,19 ± 0,12	0,18 ± 0,13	-0,18 ± 0,17	0,09 ± 0,16	$p_{7-8} \leq 0,001$
D X, °	0,04 ± 0,02	0,01 ± 0,002	0,03 ± 0,005	0,03 ± 0,01	0,05 ± 0,02	0,02 ± 0,002	0,06 ± 0,02	0,03 ± 0,006	$p_{7-8} \leq 0,05$
D Y, °	0,13 ± 0,03	0,12 ± 0,03	0,18 ± 0,03	0,23 ± 0,09	0,21 ± 0,04	0,13 ± 0,01	0,27 ± 0,04	0,16 ± 0,02	$p_{7-8} \leq 0,05$
L, °	35,02 ± 1,59	38,56 ± 1,17	43,40 ± 3,8	38,61 ± 2,99	45,86 ± 4,06	46,40 ± 3,25	59,94 ± 7,84	48,49 ± 5,09	$p_{1-2} \leq 0,05$ $p_{3-4} \leq 0,1$ $p_{7-8} \leq 0,05$
V, °/с	1,17 ± 0,5	1,29 ± 0,4	1,45 ± 0,1	1,29 ± 0,10	1,53 ± 0,14	1,55 ± 0,11	2,00 ± 0,26	1,62 ± 0,17	$p_{1-2} \leq 0,05$ $p_{3-4} \leq 0,1$ $p_{7-8} \leq 0,05$
S, °2	1,06 ± 0,45	0,63 ± 0,11	1,12 ± 0,19	0,90 ± 0,18	1,46 ± 0,47	0,75 ± 0,09	1,92 ± 0,45	1,02 ± 0,20	$p_{7-8} \leq 0,05$
LFS, °	0,02 ± 0,008	0,02 ± 0,002	0,02 ± 0,003	0,02 ± 0,003	0,03 ± 0,007	0,02 ± 0,001	0,03 ± 0,003	0,02 ± 0,002	$p_{7-8} \leq 0,05$
F X, Гц	0,56 ± 0,27	0,55 ± 0,27	0,20 ± 0,08	0,08 ± 0,02	1,04 ± 0,49	0,52 ± 0,26	0,17 ± 0,04	0,25 ± 0,11	
F Y, Гц	0,10 ± 0,007	0,12 ± 0,02	0,10 ± 0,02	0,08 ± 0,006	0,11 ± 0,02	0,11 ± 0,02	0,10 ± 0,02	0,11 ± 0,02	
F60 X, Гц	4,05 ± 0,63	3,71 ± 0,41	2,90 ± 0,51	4,15 ± 0,63	3,42 ± 0,59	3,34 ± 0,39	2,70 ± 0,47	2,84 ± 0,59	$p_{3-4} \leq 0,05$
F60 Y, Гц	0,25 ± 0,06	0,28 ± 0,05	0,18 ± 0,03	0,17 ± 0,02	0,24 ± 0,04	0,34 ± 0,04	0,23 ± 0,03	0,31 ± 0,03	$p_{3-6} \leq 0,1$ $p_{7-8} \leq 0,1$

Следует изначально отметить превалирование зрительной системы в удержании БВС в обеих группах. В динамике курса медицинской реабилитации улучшение клинического состояния и расширения двигательных возможностей в выделенных группах происходило по-разному, отражая восстановление центрального контроля баланса равновесия за счет различных стратегий и синергий.

Принимая во внимание все трансформации БВС под влиянием реабилитации, в большей степени выраженный центральный контроль БВС при поступлении уменьшает свой вклад в группе одностороннего ЭП ТБС за счет усиления вклада так называемой «тазобедренной стратегии» (достоверное уменьшение длины траектории колебаний угла от вертикали (L, °) с увеличением скорости колебаний до/после реабилитации с открытыми глазами, с увеличением 60 % мощности колебаний в сагиттальной плоскости при закрывании глаз и уменьшением девиаций по оси Y), в отличие от группы 2 без увеличения девиаций во фронтальной плоскости X с сохранением по сагиттальной оси Y.

Выявленные маркеры отражают увеличение проприоцептивного вклада в статокINETическую устойчивость в А-синергии в отсутствии значимой силы корреляций с основными механизмами компенсации, — не установлено признаков уменьшения фронтальной нестабильности (по показателю (~X, °), среднего отклонения по оси X). Кроме того, определена прямой направленности заметная корреляционная взаимосвязь изменения фронтального отклонения (~X, °) с показателем 60 % частоты по оси Y ($r = 0,52$; т.е. увеличение фронтального отклонения сопровождается увеличением мощности частоты в сагиттальной плоскости), что свидетельствует об увеличении вклада Н-синергии (тазобедренной стратегии) в статокINETическую устойчивость.

При схожих реакциях на мероприятия двигательной реабилитации в группе двустороннего ЭП ТБС установлены более стабильные и функционально значимые изменения с тенденцией улучшения статокINETической устойчивости по энергоэффективному «центральному» варианту с усилением вклада А-синергий в БВС. Наглядно показано, что в раннем реабилитационном периоде более устойчивые функциональные изменения с формированием физиологических колебаний преимущественно в сагиттальной плоскости (голеностопная, центральная А-стратегия) формируются в группе двустороннего ЭП ТБС за счет улучшения проприоцептивной чувствительности (проба Ромберга с закрытыми глазами до и после курса медицинской реабилитации, — табл. 2 столбцы 8 и 9). Определено напряжение ме-

ханизмов компенсации с активным замыканием ТБС (большей централизацией БВС при неизменном отклонении по оси X, достоверные уменьшения девиаций угла отклонения по обеим анализируемым осям, значимым уменьшениям длины колебаний, скорости, площади эллипса угла отклонения) при увеличении мощности колебаний по сагиттальной оси. Клинически значимым моментом стало выявление заметной силы корреляций отклонения по оси X (фронтальных колебаний) обратной направленности с показателем LFS, отношение площади колебаний к длине ($r = -0,53$) и прямой ($r = 0,52$) с 60 % мощностью колебаний по оси X, что является отражением конкордантных/декомпенсаторных изменений.

Все показатели протоколов проанализированы в классификационной дискриминантной модели принудительным включением, и при значимости меньше 0,05 предикторы включены в дискриминантную модель по установлению группы риска неудовлетворительного прогноза на успешность двигательной реабилитации:

- при одностороннем ЭП ТБС (1 группа) — развитию фронтальной нестабильности (отклонение по оси X);
- при двустороннем ЭП ТБС (2 группа) — развитию сагиттальной нестабильности (скорость колебаний).

Согласно модели, для одностороннего ЭП ТБС наиболее весомыми дискриминантами стали показатели с открытыми глазами и коэффициент Ромберга: смещение по оси X ($^{\circ}$) ($X_{го}$ — значимость 0,009 при Лямбде Уилкса 0,695); 60 % мощности колебаний по оси Y ($^{\circ}$) ($60Y_{го}$ — значимость 0,015 при Лямбде Уилкса 0,725); коэффициент Ромберга (значимость 0,063 при Лямбде Уилкса 0,829), — включен в анализ при устойчивой тенденции со степенью точности 83,3 %:

$$F1 = -0,894 + 0,199 \times KP - 6,105 \times X_{го} + 2,619 \times 60Y_{го}$$

(центроид для группы с неудовлетворительным реабилитационным прогнозом = 1,575, группы с удовлетворительным = -0,787).

Для двустороннего ЭП ТБС наиболее весомыми дискриминантами стали показатели с закрытыми глазами: дисперсия колебаний по оси Y ($^{\circ}$) ($ДУ_{гз}$ — значимость 0,001 при Лямбде Уилкса 0,421); площади эллипса колебаний S ($^{\circ 2}$) ($S_{гз}$ — значимость 0,047 при Лямбде Уилкса 0,748); отношение площади к длине колебаний LFS ($^{\circ}$) ($LFS_{гз}$ — значимость 0,027 при Лямбде Уилкса 0,698) со степенью точности 87,5 %:

$$F1 = -1,802 + 11,677 \times ДУ_{гз} - 0,104 \times S_{гз} - 32,378 \times LFS_{гз}$$

(центроид для группы с неудовлетворительным реабилитационным прогнозом = -1,316, для группы с удовлетворительным = +1,24).

Таким образом, проведение одностороннего ЭП ТБС более значимо влияет на биомеханику БВС, что актуализирует включение в программу реабилитации объективные методы контроля функции БВС с прогнозированием эффективности восстановительных мероприятий и подбора наиболее эффективных из них. Наличие двустороннего ЭП ТБС в меньшей степени дестабилизирует биомеханику ТБС, ограничивая избыточные колебания во фронтальной плоскости, но ограничивает восстановление статокINETической устойчивости за счет проприоцептивной чувствительности (проприоцептивная недостаточность).

ОБСУЖДЕНИЕ

В настоящее время мы наблюдаем активное развитие и внедрение в клиническую практику инновационных методов лечения, значимо опережающих средства и способы объективной оценки самих результатов [11–13, 15]. В большинстве случаев основным запросом пациента после ЭП ТБС является восстановление функции и активности ходьбы [16]. Учитывая длительный послеоперационный период, требуются не только восстановление ходьбы, но и перестройка, переучивание пациента с патологического паттерна на физиологический, не возвращение к норме, а компенсация возникших изменений [16–18]. Отдельной проблемой являются необратимые изменения, которые также нуждаются в объективизации и визуализации. Мультидисциплинарный характер ведения пациентов требует получения точных цифровых, а не только описательных результатов при использовании современных реабилитационных технологий и методик для выбора их оптимальных комбинаций. Традиционные клинко-лабораторные методы обследования, в полной мере отвечая на вопросы анатоMO-функционального восстановления, не «визуализируют» способность к функционированию, активность человека — целевые в современном взгляде на медицинскую реабилитацию.

Функция равновесия и способность человека поддерживать баланс в процессе стояния и при ходьбе — значимые характеристики общего состояния человека и предиктор двигательной активности в целом, например, качества ходьбы. Для моделирования баланса равновесия чаще используют биомеханическую модель перевернутого маятника, при этом в зависимости от целей исследования авторы прибегают либо к однозвенной, либо к многозвенной модели [19–21]. Объективное исследование функции

БВС с использованием инструментальных методов известно с конца XX — начала XXI вв. Наиболее распространена методика применения платформы с датчиками силы, в разное время получившая названия «постурография», «стабилометрия», «стабилография» [7]. Несмотря на разработанные алгоритмы и параметры, традиционная 2D-стабилометрия имеет ряд ограничений и недостатков, критичных для ортопедических пациентов [6]. Предлагаемая к клиническому использованию технология 3D-стабилометрии с использованием инерциальных / сенсорных датчиков / акселерометров (в иностранной литературе обозначаемые как IMU) решает эти вопросы, в автоматическом режиме дополняя БВС значимым для интерпретации у больных травматолого-ортопедического профиля амплитудно-частотным спектром постуральных колебаний во всем многообразии включаемых компенсаторных механизмов, включая вышележащие уровни компенсации. С биомеханической точки зрения, вопросы иерархии центральных и периферических механизмов при осуществлении контроля БВС до настоящего времени носят дискуссионный характер, но большинство авторов склоняются к ведущему «центральному» механизму прямого управления при наличии «автоматической» генерации корректирующих мышечных усилий в ответ на возмущение равновесия, что также актуализирует интерпретацию частот равновесия [9, 19, 21–23]. Для здоровых людей тело человека моделируется в виде одномерного перевернутого маятника, который может вращаться в голеностопном суставе в сагиттальной плоскости как единое твердое. В этом случае коленный и ТБС находятся в замкнутом состоянии, появляется возможность непосредственного измерения контролируемой переменной (угловых ускорений в голеностопном суставе) при игнорировании движений в других суставах нижних конечностей. Такая стратегия носит название голеностопной (A(ankle)-стратегия), вовлеченные в нее механизмы – голеностопной синергией. Таким образом, А-стратегия характеризуется преобладающим вкладом в кинематику движения поворотом в голеностопном суставе, антигравитационное восстановление положения общего центра масс происходит при «медленных» возмущениях в сагиттальной плоскости. При замыкании ТБС интактного сустава вследствие болевого синдрома, либо после установки ЭП в положении сгибания происходит укорочение конечности, включающее целый каскад компенсаторных механизмов при ходьбе – разгибание в коленном суставе, тыльное сгибание в голеностопном, ограничение амплитуды сгибания/разгибания в интактном суставе, сагиттальную нестабильность в пояснично-крестцовом отделе позвоночника и т.д. Для БВС эти перестройки проявляются переносом основных балансирующих движений в так называемую Н(hip)-стратегию. В целом они становятся более энергозатратными с переносом основной нагрузки на ягодичные и четырехглавую мышцы бедра с вовлечением противоположного сустава и нижележащих отделов. Необходимость вырабатывать корректирующие силовые моменты в измененных суставах и изменения колебаний в каждом конкретном случае следует рассматривать с точки зрения ограничений «обратной» высокочастотной связи [20, 21]. Для ортопедических пациентов центральный механизм – вышележащий иерархический уровень ПКО позвоночника и А-стратегия БВС, периферический – дополнительные включения Н-стратегии, но их соотношения для различных заболеваний требуют дополнительных исследований.

В системах IMU акселерометрические, гироскопические, магнитометрические датчики позволяют регистрировать изменения одновременно в трех взаимноперпендикулярных плоскостях (фронтальной, горизонтальной и сагиттальной) с большей частотой, чем традиционные стабилометрические платформы, что расширяет их клиническое применение. Воспроизводимость и устойчивость параметров БВС при использовании технологии инерциальных датчиков неоднократно была показана и в других исследованиях как у здоровых людей с различными особенностями развития и возраста [23, 24], так и у пациентов с нарушениями мобильности [25, 26, 27], когнитивными ограничениями [28–30], вестибулярными и неврологическими заболеваниями [31, 32]. Определенным ограничением при использовании технологии инерциальных сенсоров является «накопление ошибки» при длительных по времени наблюдениях [7, 21], что следует учитывать, ограничивая анализ временем и маркером (БВС – две пробы по 30 секунд).

В работе V. Lugade et al. [33] была показана значимость выявления фронтальной и сагиттальной нестабильности в перспективе восстановления после ЭП ТБС. Дизайн предложенного исследования позволил показать, что как одностороннее, так и последующее контралатеральное ЭП ТБС, решая вопросы анатомического восстановления, ограничивает и делает «многослойной» функциональную биомеханику опорных моментов стояния. При этом одностороннее ЭП ТБС при сохранении центрального механизма баланса равновесия, высокой синхронизации колебаний в ТБС и ПКО позвоночника значительно усиливает нагрузку на вышележащий иерархический уровень компенсации и в большей степени способствует Н-стратегии и синергии, более ригиден в нормализации БВС, поскольку дополнительно ограничен измененным, большим суставом без ЭП. Двустороннее ЭП ТБС в меньшей степени асимметрично, но в большей сопровождается проприоцептивной недостаточностью, обусловленной последствиями ортопедической операции. Мы не обнаружили исследований, показывающих влияния одно- и двустороннего ЭП ТБС на БВС и его изменения в динамике двигательной реабилитации в раннем послеоперационном периоде. Целый ряд авторов предлагают собственные варианты проведения

теста вертикального баланса (стоя на вспененной резине, со скрещенными руками и т.д.), уточняя механизмы и степень проприоцептивной недостаточности в статокинетической устойчивости. Предложенное исследование приближает решение задачи унификации методики оценки БВС для интеграции в клиническую практику. Полученные данные и установленные тенденции могут помочь в объективном контроле и сопровождении реабилитационного процесса, способны улучшить междисциплинарное сопровождение пациентов с коксартрозом, особенно, в пред- и послеоперационном периоде при двухэтапном ЭП ТБС.

Очевидно, что данное исследование ограничено по объему выборки, что не позволяет сформировать окончательный алгоритм для популяции пациентов с коксартрозом. Но проведенный дискриминантный анализ выявил значимые дискриминанты, критериальные для одно- и двустороннего ЭП ТБС, что актуализирует дальнейшие исследования с увеличением выборки, учете сопутствующей патологии, валидации с использованием шкальных оценок для машинного обучения.

Основываясь на полученных результатах и учитывая имеющиеся работы по применению технологии инерциальных сенсоров, авторы статьи предлагают к клиническому использованию перспективный неинвазивный, безопасный и эффективный способ оценки баланса равновесия в вертикальной стойке для характеристики контроля позы в динамике эндопротезирования и реабилитации пациентов с коксартрозом.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Двустороннее ЭП ТБС в меньшей степени дестабилизирует биомеханику ТБС, ограничивая избыточные колебания во фронтальной плоскости, но замедляет восстановление статокинетической устойчивости за счет проприоцептивной недостаточности.

ЭП контралатерального ТБС более значимо влияет на биомеханику БВС из-за усиления фронтальной нестабильности в тазобедренной стратегии БВС.

Конфликт интересов. Отсутствует.

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования и подготовке публикации.

Этические нормы. Исследование проведено в соответствии с общепринятыми этическими принципами, нормами и правилами проведения научных исследований.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

- Boekesteijn RJ, Smolders JMH, Busch VJF, et al. Independent and sensitive gait parameters for objective evaluation in knee and hip osteoarthritis using wearable sensors. *BMC Musculoskelet Disord*. 2021;22(1):242. doi: 10.1186/s12891-021-04074-2.
- Costa D, Lopes DG, Cruz EB, et al. Trajectories of physical function and quality of life in people with osteoarthritis: results from a 10-year population-based cohort. *BMC Public Health*. 2023;23(1):1407. doi: 10.1186/s12889-023-16167-9.
- GBD 2021 Osteoarthritis Collaborators. Global, regional, and national burden of osteoarthritis, 1990-2020 and projections to 2050: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet Rheumatol*. 2023;5(9):e508-e522. doi: 10.1016/S2665-9913(23)00163-7.
- Кубряк О. *Стабилометрия, вертикальная поза человека в современных исследованиях*. Обзор. М.: Литрес; 2022:88.
- Pinto D, Pastene F, Godoy J, et al. Static Balance Characterization using a single IMU Located in the Lower Back: Preliminary Results. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2022;2022:1489-1492. doi: 10.1109/EMBC48229.2022.9870929.
- Королева С.В., Львов С.Е., Григорьев Э.В. и др. *Способ оценки степени напряжения компенсаторных механизмов при нарушении функции коленного сустава*. Патент РФ на изобретение № 2325839. 10.06.2008, Бюл. № 16. Доступно по: https://www.fips.ru/registers-doc-view/fips_servlet?DB=RUPAT&DocNumber=2325839&TypeFile=html. Ссылка активна на 17.11.2025.
- Mancini M, Salarian A, Carlson-Kuhta P, et al. iSway: a sensitive, valid and reliable measure of postural control. *J Neuroeng Rehabil*. 2012;9:59. doi: 10.1186/1743-0003-9-59.
- Ivanenko Y, Gurfinkel VS. Human Postural Control. *Front Neurosci*. 2018;12:171. doi: 10.3389/fnins.2018.00171.
- McAuley JH, Marsden CD. Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain*. 2000;123 (Pt 8):1545-1567. doi: 10.1093/brain/123.8.1545.
- Johnston W, O'Reilly M, Dolan K, et al. Objective Classification of Dynamic Balance Using a Single Wearable Sensor. In: *Proceedings of the 4th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support (icSPORTS 2016)*. 2016:15-24. doi: 10.5220/0006079400150024.
- Valenciano PJ, Conceição NR, Marcori AJ, Teixeira LA. Use of accelerometry to investigate standing and dynamic body balance in people with cerebral palsy: A systematic review. *Gait Posture*. 2022;96:357-364. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.06.017.
- Pérez-López JF, Cano-de-la-Cuerda R, Ortiz-Gutiérrez RM. Accelerometry in the Functional Assessment of Balance in People with Stroke: A Systematic Review. *J Clin Med*. 2023;12(24):7701. doi: 10.3390/jcm12247701.
- Abdollah V, Noamani A, Ralston J, et al. Effect of test duration and sensor location on the reliability of standing balance parameters derived using body-mounted accelerometers. *Biomed Eng Online*. 2024;23(1):2. doi: 10.1186/s12938-023-01196-7.
- Королева С.В., Михайлов Д.В., Королёв П.В. Баланс равновесия с использованием технологии инерциальных сенсоров – методология и нормы. *Современные проблемы науки и образования*. 2024;(3). doi: 10.17513/spno.33439.
- Волченко Д.В., Ахтямов И.Ф., Терсков А.Ю. и др. Краткосрочные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с анкилозирующим спондилоартритом (первичное сообщение). *Гений ортопедии*. 2021;27(1):38-42. doi: 10.18019/1028-4427.2021-27-1-38-42.
- Сомов Д.А., Макарова М.Р., Майоров Е.А. и др. Особенности биомеханики ходьбы пациентов в раннем восстановительном периоде после эндопротезирования тазобедренного сустава. *Вестник восстановительной медицины*. 2024;23(4):38-46. doi: 10.38025/2078-1962-2024-23-4-38-46.

17. Павлов В.В., Мушкачев Е.А., Тургунов Э.Н. и др. Альтернативный способ измерения параметров сагиттального баланса у пациентов в положении сидя и стоя. *Гений ортопедии*. 2024;30(3):362-371. doi: 10.18019/1028-4427-2024-30-3-362-371.
18. Tasca P, Salis F, Rosati S, et al. Estimating Gait Speed in the Real World With a Head-Worn Inertial Sensor. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2025;33:858-867. doi: 10.1109/TNSRE.2025.3542568.
19. Bessone V, Höschele N, Schwirtz A, Seiberl W. Validation of a new inertial measurement unit system based on different dynamic movements for future in-field applications. *Sports Biomech*. 2022;21(6):685-700. doi: 10.1080/14763141.2019.1671486.
20. Bergamini E, Ligorio G, Summa A, et al. Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors (Basel)*. 2014;14(10):18625-18649. doi: 10.3390/s141018625.
21. Александров А.В., Фролов А.А., Хорак Ф.Б. и др. Биомеханический анализ стратегий поддержания равновесия при вертикальном стоянии у человека. *Российский журнал биомеханики*. 2004;8(3):30-47.
22. Winter DA Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and posture*. 1995;3(4):193-214. doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9.
23. Noaman DS. The Relation between Different body weights and Center of Pressure Displacement in adolescents during quiet standing: a review. *Delta Univ Sci J*. 2025;8(1):160-179.
24. Eltoughy MA, Kuenze C, Oh J, Signorile JF. Validation of Static and Dynamic Balance Assessment Using Microsoft Kinect for Young and Elderly Populations. *IEEE J Biomed Health Inform*. 2018;22(1):147-153. doi: 10.1109/JBHI.2017.2686330.
25. Patel M, Pavic A, Goodwin VA. Wearable inertial sensors to measure gait and posture characteristic differences in older adult fallers and non-fallers: A scoping review. *Gait Posture*. 2020;76:110-121. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.10.039.
26. Li K J, Wong N LY, Law MC, et al. Reliability, Validity, and Identification Ability of a Commercialized Waist-Attached Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor-Based System in Fall Risk Assessment of Older People. *Biosensors (Basel)*. 2023;13(12):998. doi: 10.3390/bios13120998.
27. Yu X, Cai Y, Yang R et al. Revisiting sensor-based intelligent fall risk assessment for older people: A systematic review. *Eng Appl Artif Intell*. 2025;144:110176. doi: 10.1016/j.engappai.2025.110176.
28. Bayot M, Dujardin K, Tard C, et al. The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiol Clin*. 2018;48(6):361-375. doi: 10.1016/j.neucli.2018.10.003.
29. Solomon AJ, Jacobs JV, Lomond KV, Henry SM. Detection of postural sway abnormalities by wireless inertial sensors in minimally disabled patients with multiple sclerosis: a case-control study. *J Neuroeng Rehabil*. 2015;12:74. doi: 10.1186/s12984-015-0066-9.
30. Mc Ardle R, Pratt S, Buckley C, et al. Balance Impairments as Differential Markers of Dementia Disease Subtype. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021;9:639337. doi: 10.3389/fbioe.2021.639337.
31. Alessandrini M, Micarelli A, Viziano A, et al. Body-worn triaxial accelerometer coherence and reliability related to static posturography in unilateral vestibular failure. *Acta Otorhinolaryngol Ital*. 2017;37(3):231-236. doi: 10.14639/0392-100X-1334.
32. Hansen C, Beckbauer M, Romijnders R, et al. Reliability of IMU-Derived Static Balance Parameters in Neurological Diseases. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(7):3644. doi: 10.3390/ijerph18073644.
33. Lugade V, Klausmeier V, Jewett B, et al. Short-term recovery of balance control after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(12):3051-3058. doi: 10.1007/s11999-008-0488-9.

Статья поступила 08.09.2025; одобрена после рецензирования 01.11.2025; принята к публикации 08.12.2025.

The article was submitted 08.09.2025; approved after reviewing 01.11.2025; accepted for publication 08.12.2025.

Информация об авторах:

Светлана Валерьевна Королева — доктор медицинских наук, профессор кафедры, drqueen@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-7677-1077>;

Павел Владимирович Королёв — кандидат технических наук, доцент кафедры, vedunking@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2196-8136>;

Анжела Сергеевна Мулык — врач — травматолог-ортопед, md.amulyk@mail.ru, <https://orcid.org/0009-0007-5041-1915>;

Александр Вадимович Губин — доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой, главный врач, врач — травматолог-ортопед, shugu19@gubin.spb.ru, <https://orcid.org/0000-0003-3234-8936>.

Information about the authors:

Svetlana V. Koroleva — Doctor of Medical Sciences, Professor of the Department, drqueen@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-7677-1077>;

Pavel V. Korolev — Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of the Department, vedunking@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-2196-8136>;

Anzhela S. Mulyk — orthopaedic surgeon, md.amulyk@mail.ru, <https://orcid.org/0009-0007-5041-1915>;

Alexander V. Gubin — Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department, Deputy Chief Physician, orthopaedic surgeon, shugu19@gubin.spb.ru, <https://orcid.org/0000-0003-3234-8936>.

Вклад авторов:

Королева С.В. — существенный вклад в разработку концепции и дизайна исследования, сбор данных, написание текста.

Королёв П.В. — анализ и интерпретация данных, написание текста.

Мулык А.С. — вклад в разработку концепции и дизайна исследования, написание текста.

Губин А.В. — редактирование, утверждение окончательного варианта рукописи для публикации.