



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2022.4.08

УДК: 531/534: [57+61]

## ИССЛЕДОВАНИЕ ИНДИВИДУАЛЬНОГО ЭКСПЛУАТАЦИОННОГО РЕСУРСА ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Н.М. Белокрылов<sup>1,4</sup>, В.Л. Скрябин<sup>2</sup>, А.В. Сотин<sup>3</sup>, Г.В. Миллер<sup>3</sup>, Л.В. Шарова<sup>4</sup>,  
М.И. Шмурак<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Краевая детская клиническая больница, Пермь, Россия

<sup>2</sup> Пермская краевая клиническая больница, Пермь, Россия

<sup>3</sup> Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь, Россия

<sup>4</sup> Пермский государственный гуманитарно-педагогический университет, Пермь, Россия

### О СТАТЬЕ

Получена: 02 июля 2022

Одобрена: 01 ноября 2022

Принята к публикации: 06 декабря 2022

#### Ключевые слова:

физиологические нагрузки, эксплуатационный ресурс, эндопротез тазобедренного сустава

### АННОТАЦИЯ

В большинстве клинических случаев эксплуатационная долговечность эндопротеза тазобедренного сустава ограничена физиологическими изменениями в костной ткани, сопровождающимися потерей стабильности фиксации имплантата в костном ложе. Задача долговечности самой конструкции эндопротеза считается решенной, однако существующие стандарты тестирования прочности и износостойкости имплантата гарантируют его безотказность лишь в ограниченном промежутке времени. Возможности современного диагностического оборудования позволяют определить индивидуальные физиологические нагрузки на тазобедренный сустав и обеспечить контроль за индивидуальным эксплуатационным ресурсом искусственного сустава. Для определения реальных значений параметров эксплуатационных нагрузок на искусственный сустав было проведено экспериментальное исследование параметров физической активности двух пациентов с установленным эндопротезом тазобедренного сустава. После операции пациенты прошли курс послеоперационной реабилитации, вышли на работу и эксплуатировали эндопротез в режиме естественного распорядка дня и выполнения своих профессиональных обязанностей. Проведенное исследование показало, что «гарантированный» эксплуатационный ресурс эндопротеза ограничен сроком в 2–5 лет. Предложенный алгоритм определения индивидуальных функциональных нагрузок на искусственный сустав может быть использован при выработке стратегии послеоперационного ведения больного, планирования сроков ревизионного вмешательства, а так же при разработке и внедрении персонализированных протоколов доклинических испытаний имплантатов.

© ПНИПУ

### Введение

Одним из хирургических способов лечения патоло-

- © Белокрылов Николай Михайлович – д.м.н., заслуженный врач РФ, заведующий отделением травматологии и ортопедии, главный внештатный детский травматолог-ортопед, e-mail [belokrylov1958@mail.ru](mailto:belokrylov1958@mail.ru)
- © Скрябин Владимир Леонидович – к.м.н., заслуженный врач РФ, заведующий отделением
- © Сотин Александр Валерьевич – к.т.н., доцент кафедры, e-mail: [sotin@mail.ru](mailto:sotin@mail.ru) ID: 0000-0003-3889-8023
- © Миллер Гелена Викторовна – учебный мастер кафедры
- © Шарова Людмила Васильевна – д.б.н., профессор кафедры ID: 0000-0001-5801-3603
- © Шмурак Марина Ивановна – к.ф.-м.н., доцент кафедры e-mail: [mishmurak@gmail.com](mailto:mishmurak@gmail.com) ID: 0000-0001-8060-7643



гий крупных суставов опорно-двигательного аппарата



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

человека является эндопротезирование. Замена пораженного сустава искусственным аналогом позволяет в короткие сроки вернуть человека к привычному образу жизни. Однако для обеспечения продолжительной и успешной эксплуатации имплантата необходимо учитывать возможные последствия неправильного выбора режима индивидуальных физических нагрузок. С одной стороны, определенный уровень физической активности необходим для профилактики риска развития заболеваний, связанных с малоподвижным образом жизни. С другой стороны, функциональные нагрузки на нижнюю конечность приводят к расходу ресурса эндопротеза. Учитывая, что искусственный сустав является необслуживаемой конструкцией, в случае износа его деталей единственным решением данной проблемы является замена разрушенного эндопротеза или его элементов на новый имплантат. Ревизионное вмешательство сопряжено с большим количеством сложностей как клинического, так и технического характера, поэтому контроль за эксплуатационным ресурсом искусственного сустава является важной и актуальной задачей.

Для прогнозирования осложнений, связанных с выработкой эксплуатационного ресурса имплантата, необходимо учитывать индивидуальные параметры пациента и характеристики функциональной нагрузки на эндопротез, связанные как с производственной деятельностью пациента, так и с его физической активностью в свободное от работы время. Несмотря на положительный опыт в решении данного вопроса [20], такой подход, в силу своей инвазивности, имеет большое количество ограничений, и на данный момент времени может быть использован преимущественно при решении исследовательских задач. Альтернативным «неинвазивным» способом решения данного вопроса является применение методов математического моделирования. Для расчета сил, действующих на суставы нижней конечности человека при локомоциях, разработаны различные математические модели [9; 19; 22; 28]. Методики определения биомеханических параметров локомоций хорошо изучены и описаны в многочисленных исследованиях отечественных и зарубежных авторов [3; 4; 7; 30]. Все персональные параметры пациента, необходимые для расчета нагрузок на суставы нижней конечности, могут быть измерены с помощью современных диагностических программно-аппаратных комплексов.

Целью нашего исследования явилось экспериментальное измерение параметров эксплуатации эндопротеза тазобедренного сустава и расчет индивидуального эксплуатационного ресурса имплантата.

Возраст, полных лет	56	64
Рост, см	171	170
Вес, кг	68	85

## Материалы и методы

В исследовании принимали участие два пациента (одна женщина и один мужчина), перенесших операцию эндопротезирования тазобедренного сустава (табл. 1).

Пациент женского пола, 1966 г.р.: показаниями к оперативному вмешательству послужил правосторонний коксартроз (M16.1 по МКБ – 10). Эндопротезирование правого тазобедренного сустава проведено в ноябре 2019 г. Установлен бесцементный эндопротез (рис. 1). Замечаний по установке не было, операция прошла успешно. Программа реабилитация пройдена в полном объеме, рекомендовано приступить к работе. В марте пациентка вышла на работу и приступила к исполнению своих прямых должностных обязанностей. Режим работы: стандартный 8-часовой рабочий день при 5-дневной рабочей неделе.



Рис. 1. Рентгеновский снимок после операции (пациент женского пола)

Таблица 1

### Антропометрические данные пациентов

Пол	женский	мужской
-----	---------	---------



Рис. 2. Рентгеновский снимок после операции (пациент мужского пола)

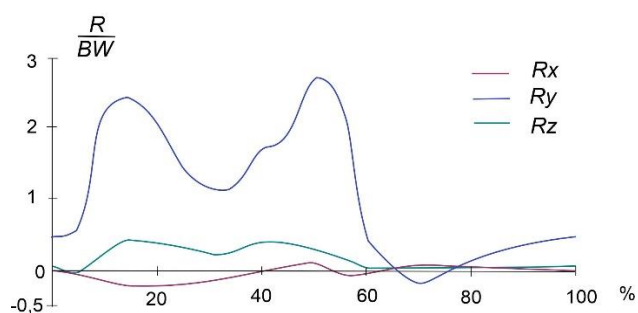


Рис. 3. Нагрузка на тазобедренный сустав за цикл двойного шага.  $BW$  – вес пациента,  $R$  – реакция в тазобедренном суставе.  $R_x$ ,  $R_y$ ,  $R_z$  – сагиттальная, вертикальная и поперечная компоненты реакции

Пациент мужского пола 1958 г.р., показаниями к оперативному вмешательству послужил правосторонний коксартроз (M16.1 по МКБ – 10). Эндопротезирование правого тазобедренного сустава проведено в апреле 2022 г. Установлен бесцементный эндопротез (рис. 2). Замечаний по установке не было, операция прошла без осложнений. Программа реабилитации включала лечебную физкультуру с возрастающей нагрузкой, кинезитерапию с интенсивным использованием изометрических нагрузок, использована тренировка ротационных стабилизаторов нижних конечностей на специальных тренажерах, пройдена в полном объеме, рекомендовано приступить к работе. В июне пациент вернулся на работу к исполнению своих должностных обязанностей. Режим

работы: стандартный 8-часовой рабочий день при 5-дневной рабочей неделе.

Учитывая отсутствие специфических профессиональных нагрузок на опорно-двигательный аппарат у пациентов, участвующих в исследовании, основной функциональной нагрузкой на имплантат можно считать ходьбу в комфортном темпе. В таком случае основными параметрами, описывающими режим эксплуатации эндопротеза у данных пациентов, будем считать профиль нагрузки на тазобедренный сустав в момент опоры на протезированную конечность и количество циклов нагружения в течение суток.

В различных исследованиях доказано, что нагрузки, возникающие в тазобедренном суставе при естественной физической активности человека, зависят от физической формы [17; 27], веса пациента [29] и сопутствующих патологий [12; 14; 18; 23; 25]. В нашем случае, принимая во внимание, что опорная функция оперированной конечности была восстановлена в полном объеме и никаких показаний для проведения измерения индивидуальных динамико-кинематических параметров походки не было, профиль нагрузки на сустав был рассчитан в соответствии с математической моделью «нормальной» ходьбы [19]. Максимальные значения нагрузки при «нормальной» ходьбе (рис. 3) зависят от веса пациента и возникают в момент начального контакта пятки с опорой (момент переднего толчка) и в момент отталкивания носком (момент заднего толчка).

Для измерения количества шагов, которое в течение дня проходили пациенты, были использованы фитнес-браслеты *HUAWEI Band 6* из одной партии (2022 г. выпуска) и мобильное приложение *HUAWEI Health* версии 12.1.4.330.

Фитнес-браслет *HUAWEI* представляет собой носимое на руке, небольшое по размеру устройство, предназначенное для измерения персональных параметров физической активности. Принцип работы основан на обработке данных, поступающих от встроенного акселерометра и гироскопа. Специальный алгоритм распознает различные типы движения (ходьба или бег), а электронный микропроцессор пересчитывает эти данные в количество сделанных шагов, величину пройденного пути и затраченные калории.

Пациенты на протяжении нескольких недель круглосуточно носили фитнес-браслет на левом запястье (в режиме 24/7). Результаты измерений фиксировались в мобильном приложении *HUAWEI Health* (рис. 4).

## Результаты

Результаты измерений, полученных с помощью фитнес-браслетов, приведены в табл. 2. Среднее количество пройденных шагов в различные дни недели, представлено в виде гистограммы на рис. 5.

Таблица 2

Представленные результаты позволяют вычислить среднесуточную физическую нагрузку на опорно-двигательный аппарат. Для пациентки женского пола среднесуточная активность составила 5241 шаг в день, а для пациента мужского пола – 10 021 шаг в день. В таком случае ежедневная нагрузка на протезированный сустав составляет 2621 и 5011 циклов нагружения. В соответствии с полученными данными на рис. 3, табл. 2 условия эксплуатации эндопротеза тазобедренного сустава при «нормальной» ходьбе представляют собой асимметричное циклическое нагружение с величиной нагрузки, достигающей до 2,5 веса пациента, действующей с частотой около 1 Гц (если моделировать профиль нагрузки за весь цикл двойного шага) или 3Гц (если независимо рассматривать нагрузку, возникающую при переднем и заднем толчках).

**Показания фитнес-браслетов HUAWEI Band 6**

День недели	Среднее кол-во шагов	
	пациент женского пола	пациент мужского пола
Понедельник	6540	9943
Вторник	5778	10070
Среда	6389	10019
Четверг	5630	12172
Пятница	5400	9233
Суббота	3242	9806
Воскресенье	3709	8904
Среднее значение	<b>5241</b>	<b>10021</b>

На данный момент при доклинических испытаниях на прочность бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава для успешного прохождения теста имплантат должен выдержать 5 млн циклов нагружения силой в диапазоне от 200÷300 и до 1200÷2300 Н (величина максимальной нагрузки зависит от конструкции ножки эндопротеза) при частоте приложения нагрузки от 1 до 30 Гц.

При тестировании износостойкости тотальных эндопротезов тазобедренного сустава конструкция имплантата в собранном виде подвергается сложному нагружению в условиях, приближенных к функциональным (т.е. моделируемая нагрузка соответствует функциональным нагрузкам на тазобедренный сустав при «нормальной» ходьбе). Испытания проводятся при частоте 1 Гц, нагрузка варьируется в диапазоне от 300 до 3000 Н. Для успешного прохождения теста эндопротез должен выдержать нагрузку в 5 млн циклов.

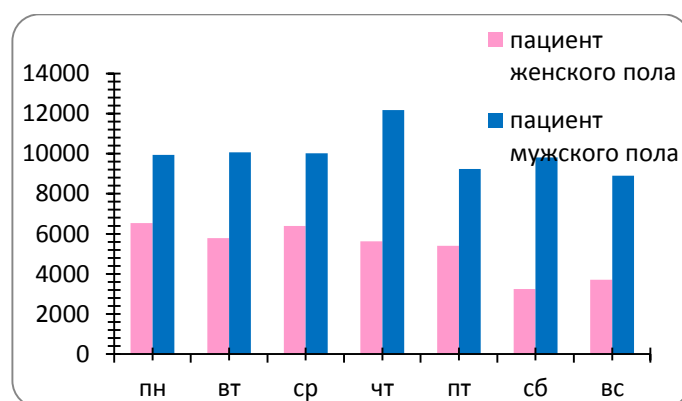


Рис. 5. Среднее количество шагов, проходимых пациентами в различные дни недели

Принимая параметры испытаний на прочность и износостойкость как условия «гарантированного» эксплуатационного ресурса эндопротеза тазобедренного сустава, сопоставим их с реальными условиями функционирования имплантата.

Проведенный сравнительный анализ позволяет утверждать, что при естественном режиме эксплуатации эндопротеза износостойкость имплантата, подтвержденная в ходе проведенных доклинических испытаний, гарантирует функционирование искусственного сустава в течение 5 лет и 3 месяцев (пациентке женского пола) и в течение 2 лет и 9 месяцев (пациенту мужского пола). Если же при оценке эксплуатационного ресурса имплантата руководствоваться испытаниями на прочность бедренного компонента, то данный показатель уменьшается вдвое (так как за один цикл двойного шага эндопротез испытывает пиковое нагружение два раза: в момент переднего и в момент заднего толчков, см. рис. 3). В таком случае «гарантированный» эксплуатационный ресурс искусственного сустава составит менее 3 лет для пациентки женского пола и менее 1,5 года для пациента мужского пола. Кроме того, так как при ходьбе пиковая нагрузка на сустав достигает величины в 2,5 веса пациента, пациенту мужского пола следует обратить внимание на такой параметр, как собственный вес и/или вес пе-



Рис. 4. Программа HUAWEI Health. Внешний вид вкладки с информацией о количестве пройденных шагов

реносимого груза, чтобы не допускать эксплуатацию имплантата при нагрузках, превышающих тестовые (2300 Н – максимальная нагрузка, прикладываемая к имплантату при испытании прочности ножки эндопротеза).

## Обсуждение

Эксплуатационные нагрузки на опорно-двигательный аппарат человека зависят от его физической формы, вида профессиональной деятельности и предпочтений в вопросах рутинного проведения досуга. Предложенный алгоритм определения индивидуальных функциональных нагрузок на эндопротез тазобедренного сустава, включающий в себя регистрацию количества шагов, пройденных пациентом в течение суток, и расчет динамики кинематического профиля нагрузки на имплантат за цикл двойного шага позволяют определить персональные параметры режима эксплуатации искусственного сустава и вычислить фактический эксплуатационный ресурс имплантата.

«Гарантированный» срок эксплуатации эндопротеза, подтвержденный результатами доклинических тестовых испытаний на износостойкость и прочность элементов конструкции имплантата, значительно отличается от клинически ожидаемых сроков службы искусственного сустава, поэтому пациентам с эндопротезом тазобедренного сустава необходимо регулярно проходить профилактический осмотр с обязательным рентгеноконтролем состояния имплантата. Также пациентам с установленным эндопротезом тазобедренного сустава следует с осторожностью относиться к различным рекламным тезисам, популяризирующим «здоровый образ жизни» (например, тезис об обязательной физической нагрузке в 10 000 шагов). Хотя определенный объем физической активности просто необходим для профилактики обострения полиморбидных патологий и предупреждения развития заболеваний, сопряженных с малоподвижным образом жизни, важную роль в данном вопросе занимает объективное обоснование объема и интенсивности требуемых физических нагрузок.

Несмотря на то, что в исследовании участвовали всего два человека, результаты измерений позволили выявить достоверные несоответствия между существующими протоколами доклинических испытаний и реальными условиями эксплуатации искусственных суставов. Мы надеемся, что наши наблюдения позволят привлечь внимание исследователей и производителей медицинских изделий к решению вопросов обеспечения эксплуатационной долговечности как серийно изготавливаемых эндопротезов, так и индивидуальных конструкций имплантатов.

Обобщение результатов исследования позволяет сделать следующие выводы:

- для решения задачи определения остаточного эксплуатационного ресурса эндопротеза тазобедренного сустава можно использовать персональные устройства

для мониторинга индивидуальной суточной активности с функцией подсчета количества пройденных шагов;

- использование программно-аппаратных комплексов регистрации динамико-кинематических параметров локомоций человека позволяет получить необходимые данные для расчета персонального профиля функциональной нагрузки на искусственный сустав;

- данные об индивидуальных функциональных нагрузках на эндопротез тазобедренного сустава могут быть использованы при проведении персонализированных тестовых испытаний на прочность и износостойкость имплантата.

## Заключение

Полученные в ходе проведенного исследования значения «гарантированного» срока службы искусственного сустава находятся в диапазоне от 1,5 до 5,5 года. С одной стороны, согласно регистрам по эндопротезированию тазобедренного сустава, выживаемость современных имплантатов в течение 10 лет превышает 90 %. С другой стороны, актуальные клинические риски от реализации проекта по локализации и импортозамещению при производстве медицинских изделий для травматологии и ортопедии, все более широкого внедрения в клиническую практику персонализированного подхода [6] с применением «несерийных» имплантатов [5; 8; 15], – сопряжены с отсутствием доказательной базы по безопасности и эффективности отечественных эндопротезов [2]. Разрешению данной ситуации будет способствовать внедрение расширенных протоколов доклинических испытаний с увеличенным «гарантийным» сроком эксплуатации имплантатов, а также разработка и внедрение персонализированных протоколов механических испытаний, учитывающих индивидуальные особенности пациента [20; 21; 24; 26]. Предложенный подход может быть так же использован при решении задач, связанных с учетом влияния механических нагрузок на развитие патологий опорно-двигательного аппарата [10; 11; 13], с объективизацией внедрения современных методов лечения [16] и программ реабилитации [1; 23].

## Список литературы

1. Ахтямов И.Ф., Айдаров В.И., Хасанов Э.Р. Особенности реабилитации пациентов с ревматоидным артритом после эндопротезирования: обзор литературы // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2021. – Т. 28, № 2. – С. 77–87. DOI: 10.17816/vto61239.
2. Бушнев С.В., Загородний Н.В., Бурцев А.В., Стогов М.В., Овчинников Е.Н., Губин А.В. Импортозамещение изделий для травматологии и ортопедии в Российской Федерации. Вызовы и нерешенные проблемы // Гений ортопедии. – 2020. – Т. 26, № 2. – С. 161–165. DOI: 10.18019/1028-4427-2020-26-2-161-165.

3. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека – М.: ЦНИИПП, 1998.
4. Витензон А.С., Петрушанская К.А. К фазовому анализу ходьбы и некоторых ритмических движений человека // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Т. 9, № 1. – С. 19–35.
5. Волошин В.П., Галкин А.Г., Ошкуков С.А., Санкаранараянан А.С., Степанов Е.В., Афанасьев А.А. Аддитивные технологии у пациентов с обширными дефектами костей нижних конечностей // Гений ортопедии. – 2021. – Т. 27, № 2. – С. 227–231. DOI: 10.18019/1028-4427-2021-27-2-227-231.
6. Гитман М.Б., Скрябин В.Л., Сотин А.В., Столбов В.Ю., Батин С.Е. Методика комплексного оценивания эксплуатационной долговечности функционального материала при эндопротезировании тазобедренного сустава. Сообщение 1 // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 4. – С.366–376.
7. Долганов Д.В., Долганова Т.И., Сазонова Н.В., Щуров В.А. Некоторые количественные показатели биомеханических параметров походки у здоровых обследуемых // Вестник новых медицинских технологий. – 2008. – Т. XV, № 3. – С. 123.
8. Загородний Н.В., Чрагян Г.А., Алексанян О.А., Каграманов С.В., Полевой Е.В. Применение 3D-моделирования и прототипирования при первичном и ревизионном эндопротезировании // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2018. – № 2. – С. 21–29. DOI: 10.32414/0869-8678-2018-2-21-29.
9. Зациорский В.М., Прилуцкий Б.И. Нахождение усилий мышц человека по заданному движению // Современные проблемы биомеханики. – 1992. – № 7. – С. 81–123.
10. Лобашов В.В., Зайнутдинов А.В., Ахтямов И.Ф. Консервативное лечение асептического некроза головки бедренной кости у взрослых (обзор литературы) // Гений ортопедии. – 2020. – Т. 26, № 4. – С. 585–592. DOI: 10.18019/1028-4427-2020-26-4-585-592.
11. Мурзич А.Э., Соколовский О.А., Урьев Г.А. Органосохраняющее хирургическое лечение некроза головки бедренной кости нетравматического генеза // Гений ортопедии. – 2020. – Т. 26, № 4. – С. 495–501. DOI: 10.18019/1028-4427-2020-26-4-495-501.
12. Нарушения походки в пожилом и старческом возрасте: Методические рекомендации / Под ред. О. Н. Ткачевой. — М.: Прометей. – 2019. – 48 с.
13. Одарченко Д.И., Дзюба Г.Г., Ерофеев С.А., Кузнецов Н.К. Проблемы диагностики и лечения асептического некроза головки бедренной кости в современной травматологии и ортопедии (обзор литературы) // Гений ортопедии. – 2021. – Т. 27, № 2. – С. 270–276. DOI: 10.18019/1028-4427-2021-27-2-270-276.
14. Сазонова Н.В., Щуров В.А., Долганова Т.И. Диагностические критерии подографии и динамометрии у пациентов с остеоартрозами // Клиническая медицина Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. – 2007. – № 6 (58). – С. 119–122.
15. Тихилов Р.М., Джавадов А.А., Денисов А.О., Чилилов А.М., Черкасов М.А., Билык С.С., Хужаназаров И.Э., Шубняков И.И. Анализ экономической эффективности использования индивидуальных и серийных вертлужных конструкций при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава // Гений ортопедии. – 2022. – Т. 28, No 2. – С. 234–240. DOI: 10.18019/1028-4427-2022-28-2-234-240.
16. Череватый Н.И., Соломин Л.Н. Накостный остеосинтез при лечении взрослых пациентов с переломами дистального отдела бедренной кости: история, настоящее, перспективы (обзор мировой литературы) // Гений ортопедии. – 2021. – Т. 27, № 1. – С. 104–111. DOI: 10.18019/1028-4427-2021-27-1-104-111.
17. Шевцов В.И., Щуров В.А., Долганова Т.И., Буторина Н.И., Щуров И.В. Особенности биомеханических параметров ходьбы у спортсменов различной специализации // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 2. – С. 41–49.
18. Щуров В.А., Швед С.И., Щуров И.В., Сазонова Н.В. Опорная и опорно-динамическая функция нижних конечностей у больных с переломами костей голени // Гений ортопедии. – 2008. – № 2. – С. 9–12.
19. Akulich Y.V., Podgaets R.M., Scryabin V.L., Sotin A.V. The investigation of stresses and strains in the hip joint after the operation of endoprosthetics // Russian Journal of Biomechanics. – 2007. – 11(4). – P. 9–35.
20. Bergmann G, Bender A, Dymke J, Duda G, Damm P. Standardized Loads Acting in Hip Implants // PLoS ONE 11(5): e0155612. – 2016. [DOI: 10.1371/ journal.pone.0155612]
21. Fischer MCM, Eschweiler J, Schick F, Asseln M, Damm P, Radermacher K. Patient-specific musculoskeletal modeling of the hip joint for preoperative planning of total hip arthroplasty: A validation study based on in vivo measurements // PLoS ONE. – 2018. – Vol. 13(4). – P. e0195376. DOI: 10.1371/journal.pone.0195376.
22. Hardt D.E. Determining muscle forces in the leg during normal human walking – an application and evaluation of optimization methods // J Biomech Eng. – 1978. – Vol. 100(5). – P. 72–78.
23. Kubonova E., Svoboda Z., Janura M., Gallo J., Duskova S. Lower Limb Loading during Gait in Patients Long Period after Total Hip Arthroplasty Revision // Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International. – 2016. – Vol. 2016. – Article ID 7538236. 6 pages. DOI: 10.1155/2016/7538236.
24. Li J., Redmond A.C., Jin Z., Fisher J., Stone M.H., Stewart T.D. Hip contact forces in asymptomatic total hip replacement patients differ from normal healthy individuals: Implications for preclinical testing // Clinical Biomechanics. – 2014. – Vol. 29. – P. 747–751. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2014.06.005.
25. Li J., McWilliams A.B., Jin Z., Fisher J., Stone M.H., Redmond A.C., Stewart T.D. Unilateral total hip replacement patients with symptomatic leg length inequality have abnormal hip biomechanics during walking // Clinical Biomechanics. – 2015. – Vol. 30. – P. 513–519. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.02.014.
26. Lunn D.E., Pieri E.De, Chapman G.J., Lund M.E., Redmond A.C., Ferguson S.J. Current Preclinical Testing of New Hip Arthroplasty Technologies Does Not Reflect Real-World Loadings: Capturing Patient-Specific and Activity-Related Variation in Hip Contact Forces // The Journal of Arthroplasty. – 2020. – Vol. 35. – P. 877–885. DOI: 10.1016/j.arth.2019.10.006.

27. Pieri E.De, Lunn D.E., Chapman G.J., Rasmussen K.P., Ferguson S.J., Redmond A.C. Patient characteristics affect hip contact forces during gait // *Osteoarthritis and Cartilage*. – 2019. – Vol. 27. – P. 895–905. DOI: 10.1016/j.joca.2019.01.016.
28. Racic V., Pavic A., Brownjohn J.M.W. Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review // *Journal of Sound and Vibration*. – 2009. – Vol. 326. – P. 1–49. DOI: 10.1016/j.jsv.2009.04.020.
29. Sanford B.A., Williams J.L., Zucker-Levin A.R., Mihalko W.M. (2014). Hip, Knee, and Ankle Joint Forces in Healthy Weight, Overweight, and Obese Individuals During Walking. // In: Doyle, B., Miller, K., Wittek, A., Nielsen, P. (eds) *Computational Biomechanics for Medicine*. Springer, New York, NY. – 2014. – DOI: 10.1007/978-1-4939-0745-8\_8.
30. Wren TAL, et al. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review // *Gait Posture*. – 2011. – Vol. 34 (2). – P. 149–153. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.027.
29. Sanford B.A., Williams J.L., Zucker-Levin A.R., Mihalko W.M. (2014). Hip, Knee, and Ankle Joint Forces in  
**Финансирование.** Работа выполнена при финансовой поддержке Пермского научно-образовательного центра «Рациональное недропользование», 2022 г.  
**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## INVESTIGATION OF THE INDIVIDUAL OPERATIONAL RESOURCE OF THE HIP JOINT ENDOPROSTHESIS

N.M. Belokrylov<sup>1,4</sup>, V.L. Scryabin<sup>2</sup>, A.V. Sotin<sup>3</sup>, G.V. Miller<sup>3</sup>, L.V. Sharova<sup>4</sup>, M.I. Shmurak<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Regional Children's Clinical Hospital, Perm, Russia

<sup>2</sup> Perm Regional Clinical Hospital, Perm, Russia

<sup>3</sup> Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russia

<sup>4</sup> Perm State Humanitarian Pedagogical University, Perm, Russia

---

### ARTICLE INFO

Received: 02 July 2022

Approved: 01 November 2022

Accepted for publication: 06 December 2022

Key words:

physiological loads, operating resource, hip endoprosthesis

### ABSTRACT

In most clinical cases the operational durability of the hip endoprosthesis is limited by physiological changes in the bone tissue accompanied by stability loss of the implant fixation in the bone hole. The problem of the durability of the endoprosthesis structure itself is considered solved, but the existing standards for testing the strength and wear resistance of the implant guarantee its reliability only in a limited period of time. The capabilities of modern diagnostic equipment make it possible to determine individual physiological loads on the hip joint and ensure control over the individual operational resource of the artificial joint. An experimental study of the physical activity parameters of two patients with an installed hip replacement was conducted to determine the real values of the operational loads parameters on the artificial joint. After the operation the patients underwent a course of postoperative rehabilitation, went to work and used the endoprosthesis in the mode of natural daily routine and fulfillment of their professional duties. The study showed the "guaranteed" operational resource of the endoprosthesis is limited to a 2-5 years period. The proposed algorithm for determining individual functional loads on an artificial joint can be used in developing a strategy for postoperative control of the patient, planning the timing of revision intervention, as well as in the development and implementation of personalized protocols for preclinical testing of implants.

© PNRPU