

## МЕТОДИКА ДОКЛИНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК УЗЛА ПОДВИЖНОСТИ ЭНДОПРОТЕЗОВ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА НА ОСНОВЕ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

**М. А. Ксенофонов**

Пензенский государственный университет, Пенза, Россия  
maksenofontov@mail.ru

**Аннотация.** *Актуальность и цели.* Актуальность темы обусловлена потребностью в доклиническом исследовании пар трения эндопротезов тазобедренного сустава, направленном на оптимизацию лечебно-диагностических процессов эндопротезирования тазобедренного сустава человека. Целью работы является разработка и апробация методики исследования медико-биологических процессов функционирования эндопротезов тазобедренного сустава, позволяющая оценить прочность и износостойкость пар трения. *Материалы и методы.* В методике исследования использовано регрессионное математическое моделирование напряжений узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава на основе медико-биологических процессов функционирования тазобедренного сустава и сравнительное испытание объемного износа пар трения. *Результаты.* Разработанные имитационные и математические модели медико-биологических процессов функционирования тазобедренного сустава позволили оценить надежность конструкций пар трения из углеситалла. Оценка полученных данных напряжений выявила высокую надежность узла подвижности с парой трения из углеситалла. Объемный износ пары трения из углеситалла меньше, чем у керамической пары трения, на 31,8 %. *Выводы.* Математические и имитационные модели позволяют определять параметры нагружения узлов подвижности эндопротезов тазобедренного сустава. В результате исследования запас прочности пары трения из углеситалла составил 4,5, что говорит о высокой надежности конструкции. Определение объемного износа позволяет установить возможность новых пар трения снижать риск развития послеоперационных осложнений. Объемный износ пары трения из углеситалла меньше, чем пары трения из керамики, на 31,8 %. Полученные в результате исследования данные позволят оптимизировать лечебно-диагностический процесс эндопротезирования тазобедренного сустава человека за счет предоставления данных о прочности и износостойкости эндопротезов на предоперационном этапе.

**Ключевые слова:** математическое моделирование, эндопротез тазобедренного сустава, углеситалл, пара трения

**Для цитирования:** Ксенофонов М. А. Методика доклинического исследования характеристик узла подвижности эндопротезов тазобедренного сустава на основе математического моделирования // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. 2025. № 1. С. 114–124. doi: 10.21685/2227-8486-2025-1-9

## METHODOLOGY OF PRECLINICAL CHARACTERISTICS STUDYING THE MOBILITY NODE OF HIP JOINT ENDOPROSTHESES BASED ON MATHEMATICAL MODELING

**M.A. Ksenofontov**

Penza State University, Penza, Russia  
maksenofontov@mail.ru

**Abstract.** *Background.* The relevance of the topic is due to the need for preclinical research of friction pairs of hip endoprostheses, aimed at optimizing the treatment and diagnostic processes of human hip arthroplasty. The aim of the work is to develop and test a methodology for studying the medical and biological processes of functioning of hip endoprostheses, which allows assessing the strength and wear resistance of friction pairs. *Materials and methods.* The research methodology uses regression mathematical modeling of stresses in the mobility unit of the hip endoprosthesis based on the medical and biological processes of functioning of the hip joint and a comparative test of volumetric wear of friction pairs. *Results.* The developed simulation and mathematical models of medical and biological processes of functioning of the hip joint made it possible to assess the reliability of the designs of friction pairs made of carbosital alloy. Evaluation of the obtained stress data revealed high reliability of the mobility unit with a friction pair made of carbosital alloy. Volumetric wear of the friction pair made of carbosital-ceramic is 31.8 % less than that of the ceramic friction pair. *Conclusions.* Mathematical and simulation models allow us to determine the loading parameters of the mobility units of hip endoprostheses. As a result of the study, the safety margin of the friction pair made of carbosital-ceramic was 4.5, which indicates high reliability of the design. Determination of volumetric wear allows us to determine the ability of new friction pairs to reduce the risk of postoperative complications. Volumetric wear of the friction pair made of carbosital-ceramic is 31.8 % less than that of the ceramic friction pair. The data obtained as a result of the study will optimize the treatment and diagnostic process of human hip arthroplasty by providing data on the strength and wear resistance of endoprostheses at the preoperative stage.

**Keywords:** mathematical modeling, hip endoprosthesis, carbosital, friction pair

**For citation:** Ksenofontov M.A. Methodology of preclinical characteristics studying the mobility node of hip joint endoprostheses based on mathematical modeling. *Modeli, sistemy, seti v ekonomike, tekhnike, prirode i obshchestve* = *Models, systems, networks in economics, technology, nature and society*. 2025;(1):114–124. (In Russ.). doi: 10.21685/2227-8486-2025-1-9

### **Введение**

В современном эндопротезировании тазобедренного сустава нерешенными остаются проблемы, связанные с асептической нестабильностью, остеоллизисом, вывихами, износом полиэтиленового вкладыша пары трения и др. [1, 2]. Решение данных проблем связано с усовершенствованием технических характеристик эндопротезов тазобедренного сустава [3, 4]. Тем не менее изменение технических характеристик при разработке новых конструкций и узлов подвижности эндопротезов требует подтверждения их эффективности в клинических условиях, но оценить эффективность можно не ранее чем через 10–15 лет [5].

Следовательно, необходимо проводить доклиническую оценку эффективности предлагаемых новых материалов и конструкций эндопротезов. Большинство доклинических исследований новых хирургических методик,

материалов, лекарственных препаратов и других медицинских изделий проводятся на лабораторных животных [6]. Однако исследовать прочность и износостойкость эндопротезов тазобедренного сустава на животных невозможно, так как нет животных с похожей биомеханикой движений и нагрузки тазобедренного сустава человека. Соответственно, существует необходимость в доклинической оценке работоспособности разрабатываемых конструкций, которая определяется напряженно-деформированным состоянием биомеханической системы при физиологических нагрузках. Для этого широко применяется имитационное моделирование, которое стало эффективно благодаря современным программным комплексам [7].

Достоверную информацию можно получить при изучении механобиологических математических моделей, описывающих медико-биологические процессы функционирования искусственных суставов человека, а также их структуру и механические свойства [8]. В связи с этим особую важность приобретают доклинические исследования новых конструкций и материалов эндопротезов путем имитационного и математического моделирования с учетом медико-биологических процессов функционирования сустава, которое позволит проанализировать новую конструкцию на предмет возможности ее использования в условиях физиологических нагрузок [9]. Это позволит оптимизировать лечебно-диагностический процесс эндопротезирования суставов человека и улучшить клинические результаты [10].

### *Материалы и методы*

Доклиническая оценка основывалась на исследовании основных факторах, воздействующих на эндопротез тазобедренного сустава во время эксплуатации. К таким факторам были отнесены нагрузка, угол приложения нагрузки и зазор между головкой и вкладышем, так как эти факторы напрямую влияют на напряжения в конструкции узла подвижности эндопротеза, с последующим исследованием объемного износа пары трения. Для оценки влияния основных факторов на напряжения в конструкции узла подвижности была предложена методика испытания, позволяющая поэтапно исследовать надежность и износостойкость узла подвижности эндопротезов тазобедренного сустава (рис. 1).

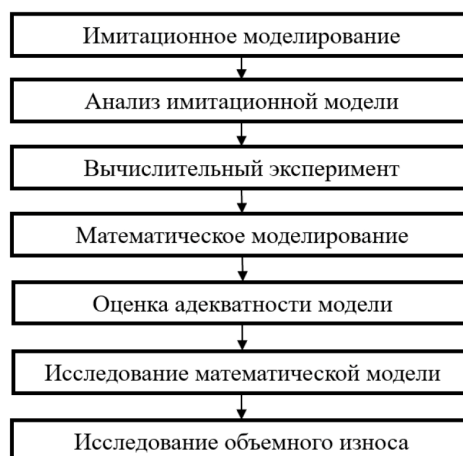


Рис. 1. Схема методики исследования

Схематично эндопротез и направление приложения нагрузки представлены на рис. 2.

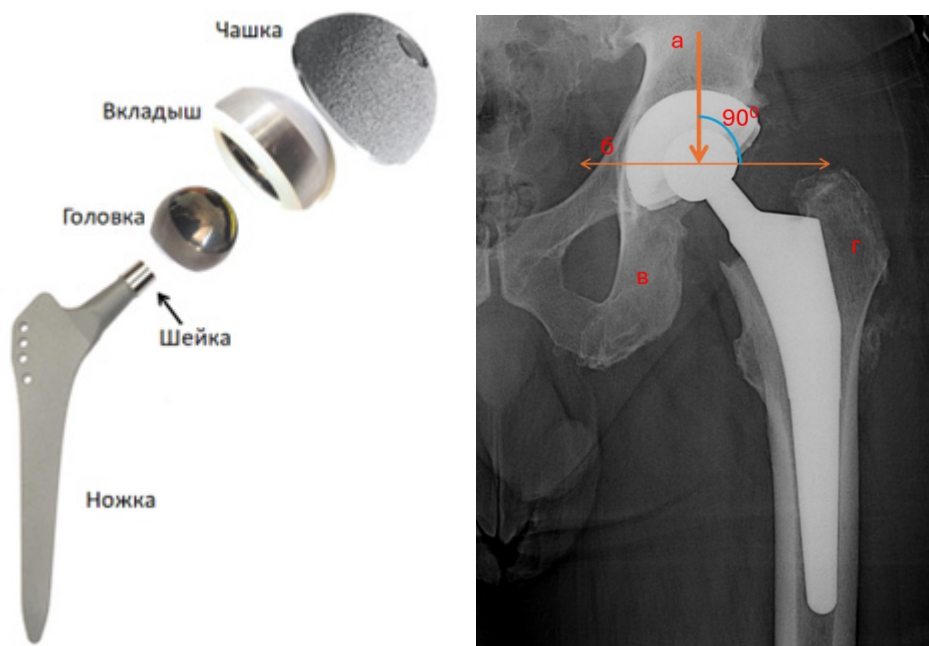


Рис. 2. Внешний вид и направление приложения нагрузки на эндопротез тазобедренного сустава:  
 $a$  – направление приложения нагрузки;  $b$  – горизонтальная ось, проходящая через геометрический центр головки;  $в$  – тазовая кость;  $г$  – бедренная кость

Первый этап методики включал имитационное моделирование напряжений в конструкции узла подвижности. Моделирование проводилось в среде Ansys. При проведении расчетов были заданы параметры угла приложения нагрузки от  $0^\circ$  (вертикальное приложение нагрузки) до  $45^\circ$ , так как в этом диапазоне приходится основная нагрузка на тазобедренный сустав. Зазор между головкой и вкладышем варьировался от 0,15 до 0,35 мм, так как в процессе износа материалов пары трения меняется зазор между головкой и вкладышем, что напрямую влияет на напряжения в конструкции узла подвижности. Нагрузка, действующая на узел подвижности, равнялась 2250 Н. Параметр нагрузки задавался в соответствии с ГОСТ Р ИСО 14242-3–2013.

На втором этапе методики проводился анализ результатов имитационного моделирования. Обработка результатов производилась с использованием методики многофакторного регрессионного анализа на основе центрального композиционного ротатбельного униформ-планирования с последующим построением математической модели.

На третьем этапе проводился вычислительный эксперимент. В качестве основных факторов воздействия на узел подвижности при вычислительном эксперименте были приняты:

- нагрузка  $F$ , Н;
- угол приложения нагрузки  $A$ , град;
- зазор между головкой и вкладышем  $L$ , мм.

Параметром оптимизации являлось относительное напряжение  $\sigma_{\text{бм}}$  в конструкции узла подвижности с парой трения из углеситалла по Баландину.

Относительные напряжения по Баландину могут быть определены по зависимости

$$\bar{\sigma} = \frac{\frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}}{\sqrt{\sigma_p \sigma_c - (\sigma_c - \sigma_p) \sigma_0 \left( \sigma_0 = \frac{1}{3} (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \right)}},$$

где  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$  – главные напряжения;  $\sigma_0$  – среднее напряжение [11].

Уровни и интервалы варьирования факторов приведены в табл. 1.

Таблица 1

Уровни и интервалы варьирования факторов

| Факторы                                      | Кодовое<br>обозначение<br>факторов | Уровни факторов |      |      |      |      | Интервалы<br>варьирования<br>факторов |
|----------------------------------------------|------------------------------------|-----------------|------|------|------|------|---------------------------------------|
|                                              |                                    | −2              | −1   | 0    | +1   | +2   |                                       |
| Значение факторов                            |                                    |                 |      |      |      |      |                                       |
| Угол приложения<br>нагрузки А, град          | $x_1$                              | 5               | 15   | 25   | 35   | 45   | 10                                    |
| Нагрузка $F$ , Н                             | $x_2$                              | 1950            | 2100 | 2250 | 2400 | 2550 | 150                                   |
| Зазор между головкой<br>и вкладышем $L$ , мм | $x_3$                              | 0,05            | 0,15 | 0,25 | 0,35 | 0,45 | 0,1                                   |

Для построения математической модели, описывающей влияние на относительное напряжение ( $\sigma_{\text{бм}}$ ) по Баландину значимых факторов, таких как нагрузка ( $F$ , Н), угол приложения нагрузки ( $A$ , град), зазор между головкой и вкладышем ( $L$ , мм), была использована методика Бокса – Уилсона [12].

Для расчета математической модели была разработана программа ЭВМ, которая автоматически составляла план эксперимента, выводила результат исследования и оценивала адекватность математической модели.

Адекватность моделей определялась с помощью критерия Фишера  $F$ , который рассчитывался по соотношению

$$F_N = \frac{S_{\text{ад}}^2}{S_b^2},$$

где  $S_{\text{ад}}^2$  – остаточная дисперсия;  $S_b^2$  – дисперсия воспроизводимости.

Расчетное значение критерия Фишера  $F_N$  сравнивалось с табличным  $F_T$ .

Если расчетное значение критерия Фишера меньше критического, то модель адекватна. При неадекватности модели проводят дополнительные эксперименты с целью выявления причин неадекватности модели.

После расчетов была построена регрессионная математическая модель, отражающая зависимость напряжений в конструкции узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава от выбранных факторов.

Заключительным этапом исследования, необходимым для оценки износостойкости, было сравнительное исследование объемного износа узлов подвижности с парами трения из углеситалла и керамики. Объемный износ – это

важная характеристика пары трения эндопротеза тазобедренного сустава, отражающая длительность функционирования эндопротеза при физиологических нагрузках в тазобедренном суставе. В испытании использовалась керамическая головка и вкладыш фирмы Zimmer (диаметр головки 28 мм) и головка и вкладыш из углеситалла (диаметр головки 28 мм). Исследование выполнялось на установке, собранной специально для проведения данного испытания, и регламентировалось ГОСТ Р ИСО 14242-3–2013. Парам трения необходимо пройти не менее 5 млн циклов движения при нагрузке в 2250 Н.

### Результаты и обсуждение

При оценке распределения относительных напряжений по Баландину учитывалось, что превышение показателя относительных напряжений единицы. Результаты полученных значений относительных напряжений по Баландину приведены в табл. 2.

Таблица 2

Полученные максимальные значения относительных напряжений в имитационной модели головки и вкладыша с парой трения из углеситалла

| Зазор между головкой и вкладышем, мм | Угол приложения нагрузки, град |       |       |
|--------------------------------------|--------------------------------|-------|-------|
|                                      | 0°                             | 22,5° | 45°   |
| 0,15                                 | 0,129                          | 0,155 | 0,175 |
| 0,25                                 | 0,149                          | 0,222 | 0,202 |
| 0,35                                 | 0,150                          | 0,196 | 0,220 |

При всех варьируемых параметрах значения напряжений в паре трения из углеситалла не превысили предела прочности материалов, что говорит о высокой надежности конструкции при функционировании в тазобедренном суставе. Минимальный запас прочности составил 4,5.

Графически результаты имитационного моделирования в среде Ansys представлены на рис. 3.

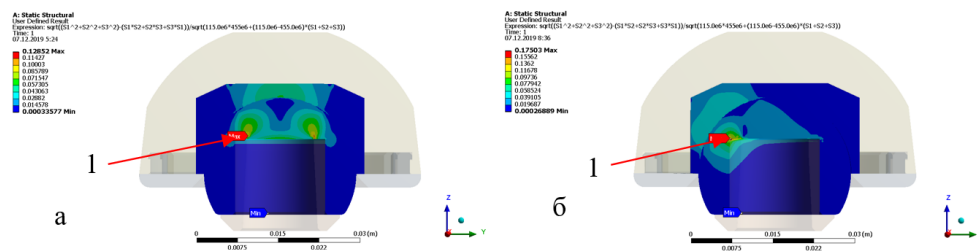


Рис. 3. Распределение относительных напряжений по Баландину в деталях узла подвижности из углеситалла, зазор 0,15 мм:

*а* – угол приложения нагрузки 0°; *б* – угол приложения нагрузки 45°;  
*1* – зона максимального напряжения

После статистической обработки результатов опытов вычислительного эксперимента были получены полиномиальные зависимости влияния основных факторов на относительное напряжение  $\sigma_{\text{бм}}$  по Баландину в кодовых координатах:

$$\sigma_{6M} = 0,227 + 0,022x_1 + 0,032x_2 + 0,016x_3 + 0,003x_1x_2 - 0,002x_1x_3 + 0,003x_2x_3 + 0,001x_3^2. \quad (1)$$

После перехода к натуральным координатам выражение (1) приняло вид

$$\sigma_{6M} = -0,143 - 0,0027A + 0,0001F - 0,1875L + 0,000002AF + 0,0015AL + 0,0002FL + 0,13L^2. \quad (2)$$

Для оценки влияния отдельных технологических факторов (угол приложения нагрузки ( $A$ ), нагрузка ( $F$ ) и зазор между головкой и вкладышем ( $L$ )) на параметры оптимизации были получены частные зависимости. Полученные частные зависимости позволяют оценить влияние отдельных факторов на относительное напряжение по Баландину.

Адекватность математической модели оценивалась по методике обработки результатов вычислительного эксперимента на основе критерия Фишера по сравнению отношений дисперсий адекватности и воспроизводимости. Сходимость же имитационных и математических моделей можно оценить по графику на рис. 4, построенному на основе данных имитационной модели.

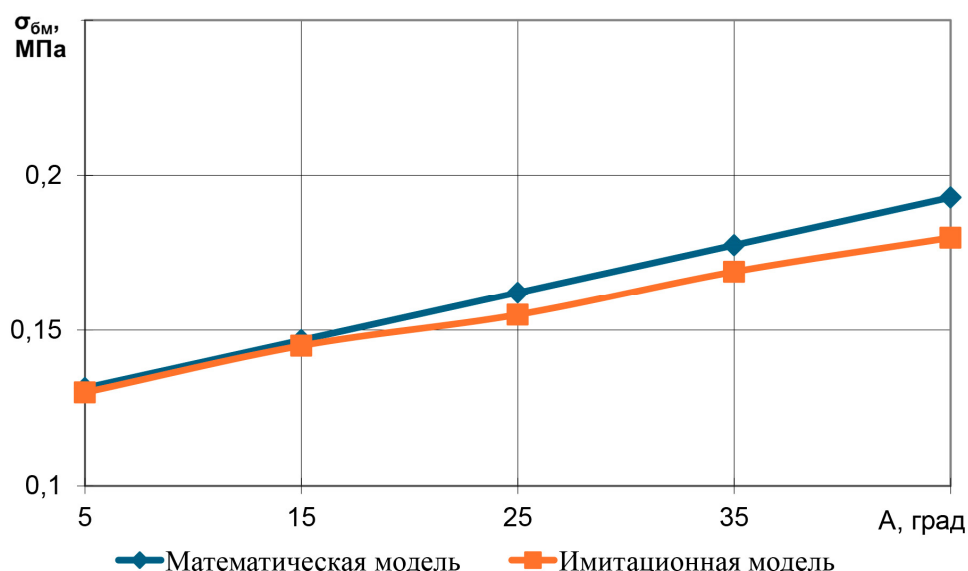


Рис. 4. Сравнительная зависимость относительных напряжений по Баландину в деталях узла подвижности из эндопротеза с парой трения из углеситалла от угла приложения нагрузки: зазор между головкой и вкладышем 0,15 мм; нагрузка 2250 Н

При соответствующих значениях видно хорошую адекватность математической и имитационной моделей. Это визуально отображает корректность оценки адекватности по критерию Фишера в соответствии с методикой обработки результатов вычислительного эксперимента.

Имитационное и математическое моделирование позволило провести оценку надежности узла подвижности дополняя друг друга. Имитационные модели позволяют широко проанализировать сущность процесса функционирования узла подвижности, но требуют больших затрат времени на процесс проведения анализа. Математические модели значительно выигрывают в скорости

использования, но имеют ограниченный предел значимости пределов варьирования входных факторов, в пределах 20 % зоны от исходных значений.

Медико-биологический процесс функционирования тазобедренного сустава включает в себя процесс движения в суставе при высоких нагрузках, следовательно, пара трения подвергается объемному износу в процессе функционирования искусственного сустава. При оценке объемного износа пары трения из углеситалла было принято решение сравнить с объемным износом керамической пары трения, как с наиболее близкой по трибологическим характеристикам.

За время испытания объемного износа обе пары трения прошли необходимые 5 млн циклов, требуемые по условию испытания. Потеря массы керамической головки составила 0,009 г, керамического вкладыша – 0,013 г. Головка из углеситалла потеряла 0,006 г, вкладыш – 0,009 г. Суммарно потеря массы углеродной пары трения меньше, чем у керамической пары трения на 31,8 % (табл. 3).

Таблица 3

Результаты измерений объемного износа  
пар трения из углеситалла и керамики

| Показатель                                  | Керамическая пара трения |         | Пара трения из углеситалла |                                   |
|---------------------------------------------|--------------------------|---------|----------------------------|-----------------------------------|
|                                             | Головка                  | Вкладыш | Головка                    | Вкладыш с металлическим адаптером |
| Масса, г                                    | 36,304                   | 33,269  | 23,756                     | 64,862                            |
| Потеря массы пары трения после испытания, г | 0,009                    | 0,013   | 0,006                      | 0,009                             |
| Суммарная потеря массы парой трения, г      | 0,022                    |         | 0,015                      |                                   |

Исходя из полученных данных были рассчитаны показатели объемного износа исследуемых пар трения и сравнены с другими парами трения, используемыми в эндопротезировании тазобедренного сустава (табл. 4).

Таблица 4

Скорость износа пар трения эндопротеза тазобедренного сустава

| Пара трения             | Объемный износ, мм <sup>3</sup> /млн циклов |
|-------------------------|---------------------------------------------|
| Керамика – Полиэтилен   | 4,09 [13]                                   |
| Металл – Полиэтилен     | 6,71 [14]                                   |
| Керамика – Керамика     | 1,52                                        |
| Углеситалл – Углеситалл | 1,43                                        |

Пара трения из углеситалла имеет наименьший показатель объемного износа среди используемых в эндопротезировании тазобедренного сустава пар трения. В соответствии с тем, что риск развития осложнений, связанных с износом материалов пар трения имеет прямую зависимость от объемного износа, снижение данного показателя приведет к снижению риска развития остеолитического и асептического расшатывания [15].



### **Заключение**

Математическое и имитационное моделирование медико-биологических процессов функционирования тазобедренного сустава позволяет оценить возможность конструкции выдерживать физиологические нагрузки тазобедренного сустава.

В результате исследования узел подвижности эндопротеза тазобедренного сустава с парой трения из углеситалла обеспечивает низкий уровень напряжений в конструкции и высокий запас прочности конструкции, равный 4,5, что говорит о высокой надежности пары трения из углеситалла в эндопротезировании тазобедренного сустава человека.

Полученная регрессионная математическая модель позволяет на доклиническом этапе исследования эндопротезов тазобедренного сустава оценить надежность узлов подвижности из различных материалов. Разработанная программа ЭВМ позволит автоматизировать процессы расчета математической модели, что упростит и ускорит получение результатов доклинического исследования.

Низкий показатель объемного износа узла подвижности с парой трения из углеситалла позволяет снизить риски развития послеоперационных осложнений, связанных с износом материалов пар трения эндопротезов тазобедренного сустава.

Полученные в результате предложенной методики исследования данные позволят оптимизировать лечебно-диагностический процесс эндопротезирования тазобедренного сустава человека за счет предоставления данных о прочности и износостойкости эндопротезов на дооперационном этапе.

### **Список литературы**

1. Cong Y., Wang Y., Yuan T. [et al.]. Macrophages in aseptic loosening: Characteristics, functions, and mechanisms // *Front Immunol.* 2023. Vol. 14. doi: 10.3389/fimmu.2023/1122057
2. Yao K., Chen Y. Comprehensive evaluation of risk factors for aseptic loosening in cemented total knee arthroplasty: A systematic review and meta-analysis // *J Exp Orthop.* 2024. Vol. 11 (3). P. 12095. doi: 10.1002/jeo2.12095
3. Affatato S. Perspectives in Total Hip Arthroplasty: Advances in Biomaterials and Their Tribological Interactions // *Elsevier Science.* 2014. P. 182.
4. Aherwar A., Singh A. K., Patnaik A. Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis // *AIMS Bioeng.* 2015. Vol. 3. P. 23–43.
5. Yang T., Xie J., Hu Y. [et al.]. Mid- and long-term effectiveness of total hip arthroplasty with Ribbed femoral stem prosthesis in 354 cases // *Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery.* 2019. Vol. 33 (9). P. 1116–1120. doi: 10.7507/1002-1892.201901124
6. Ершова А. А., Макаренко Л. В. Доклинические исследования на лабораторных животных // *Актуальные проблемы ветеринарной медицины и биологической безопасности : материалы науч.-практ. конф.* 2024. С. 75–83.
7. Маслов Л. Б., Дмитрюк А. Ю., Жмайло М. А., Коваленко А. Н. Исследование прочности эндопротеза тазобедренного сустава из полимерного материала // *Российский журнал биомеханики.* 2022. Т. 26, № 4. С. 19–33. doi: 10.15593/RZhBiomeh/2022.4.02
8. Ambard D., Swider P. A predictive mechano-biological model of the bone-implant healing // *Eur. J. Mech. A-Solids.* 2006. Vol. 25. P. 927–937.

9. Котельников Г. П., Колсанов А. В., Николаенко А. Н. [и др.]. Анализ биомеханики проксимального межфалангового сустава после эндопротезирования // Гений ортопедии. 2023. Т. 29, № 5. С. 468–474.
10. Günther C., Winner B., Neurath M. F., Stappenbeck T. S. Organoids in gastrointestinal diseases: from experimental models to clinical translation // Gut. 2022. Vol. 71 (9). P. 1892–1908. doi: 10.1136/gutjnl-2021-326560
11. Спиридонов А. А., Васильев Н. Г. Планирование эксперимента : учеб. пособие. Свердловск : Свердловское изд. УПИ им. С. М. Кирова, 1975. 152 с.
12. Машиностроение : энциклопедия : в 40 т. Т. II-1. Физико-механические свойства. Испытания металлических материалов / ред.-сост. Е. И. Мамаева ; отв. ред. Е. Т. Долбенко. М. : Машиностроение, 2010. 856 с.
13. Lee I., Shiroma E. J., Kamada M. [et. al.]. Association of Step Volume and Intensity With All-Cause Mortality in Older Women // JAMA Intern Med. 2019. Vol. 179, № 8. P. 1105–1112. doi: 10.1001/jamainternmed.2019.0899
14. Merola M., Affatato S. Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations (Review) // Materials (Basel). 2019. Vol. 12 (3). P. 495. doi: 10.3390/ma12030495
15. Stratton-Powell A. A., Pasko K. M., Brockett C. L., Tipper J. L. The Biologic Response to Polyetheretherketone (PEEK) Wear Particles in Total Joint Replacement: A Systematic Review // Clin Orthop Relat Res. 2016. Vol. 474 (11). P. 2394–2404. doi: 10.1007/s11999-016-4976-z

### References

1. Cong Y., Wang Y., Yuan T. et al. Macrophages in aseptic loosening: Characteristics, functions, and mechanisms. *Front Immunol.* 2023;14. doi: 10.3389/fimmu.2023/1122057
2. Yao K., Chen Y. Comprehensive evaluation of risk factors for aseptic loosening in cemented total knee arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *J Exp Orthop.* 2024;11(3):12095. doi: 10.1002/jeo2.12095
3. Affatato S. Perspectives in Total Hip Arthroplasty: Advances in Biomaterials and Their Tribological Interactions. *Elsevier Science.* 2014:182.
4. Aherwar A., Singh A.K., Patnaik A. Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis. *AIMS Bioeng.* 2015;3:23–43.
5. Yang T., Xie J., Hu Y. et al. Mid- and long-term effectiveness of total hip arthroplasty with Ribbed femoral stem prosthesis in 354 cases. *Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery.* 2019;33(9):1116–1120. doi: 10.7507/1002-1892.201901124
6. Ershova A.A., Makarenko L.V. Preclinical studies on laboratory animals. *Aktual'nye problemy veterinarnoy meditsiny i biologicheskoy bezopasnosti: materialy nauch.-prakt. konf. = Actual problems of veterinary medicine and biological safety : materials of the scientific and practical conference.* 2024:75–83. (In Russ.)
7. Maslov L.B., Dmitryuk A.Yu., Zhmaylo M.A., Kovalenko A.N. Investigation of the strength of the hip arthroplasty made of polymer material. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki = Russian Journal of Biomechanics.* 2022;26(4):19–33. (In Russ.). doi: 10.15593/RZhBiomeh/2022.4.02
8. Ambard D., Swider P. A predictive mechano-biological model of the bone-implant healing. *Eur. J. Mech. A-Solids.* 2006;25:927–937.
9. Kotelnikov G.P., Kolsanov A.V., Nikolaenko A.N. et al. Biomechanics analysis of the proximal interphalangeal joint after endoprosthetics. *Geniy ortopedii = The genius of orthopedics.* 2023;29(5):468–474. (In Russ.)
10. Günther C., Winner B., Neurath M. F., Stappenbeck T.S. Organoids in gastrointestinal diseases: from experimental models to clinical translation. *Gut.* 2022;71(9):1892–1908. doi: 10.1136/gutjnl-2021-326560

11. Spiridonov A.A., Vasil'ev N.G. *Planirovanie eksperimenta: ucheb. posobie = Experiment planning : textbook*. Sverdlovsk: Sverdlovskoe izd. UPI im. S.M. Kirova, 1975:152. (In Russ.)
12. Mamaeva E.I. (ed.-comp.). *Mashinostroenie: entsiklopediya: v 40 t. T. II-1. Fiziko-mekhanicheskie svoystva. Ispytaniya metallicheskih materialov = Mechanical engineering : encyclopedia : in 40 volumes Vol. II-1. Physical and mechanical properties. Testing of metallic materials*. Moscow: Mashinostroenie, 2010:856. (In Russ.)
13. Lee I., Shiroma E.J., Kamada M. et. al. Association of Step Volume and Intensity With All-Cause Mortality in Older Women. *JAMA Intern Med*. 2019;179(8):1105–1112. doi: 10.1001/jamainternmed.2019.0899
14. Merola M., Affatato S. Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations (Review). *Materials (Basel)*. 2019;12(3):495. doi: 10.3390/ma12030495
15. Stratton-Powell A.A., Pasko K.M., Brockett C.L., Tipper J.L. The Biologic Response to Polyetheretherketone (PEEK) Wear Particles in Total Joint Replacement: A Systematic Review. *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(11):2394–2404. doi: 10.1007/s11999-016-4976-z

### ***Информация об авторах / Information about the authors***

**Михаил Анатольевич Ксенофонов**

старший преподаватель кафедры  
травматологии, ортопедии  
и военно-экстремальной медицины,  
Пензенский государственный университет  
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)  
E-mail: maksenofontov@mail.ru

**Mikhail A. Ksenofontov**

Senior lecturer of the sub-department  
of traumatology, orthopedics  
and military extreme medicine,  
Penza State University  
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

**Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов /  
The author declares no conflicts of interests.**

**Поступила в редакцию/Received 17.10.2024**

**Поступила после рецензирования/Revised 12.03.2025**

**Принята к публикации/Accepted 15.03.2025**