

## СОПОСТАВЛЕНИЕ НАПРЯЖЕННОГО СОСТОЯНИЯ УЗЛОВ ПОДВИЖНОСТИ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА РАЗНОЙ КОНСТРУКЦИИ

М. А. Ксенофонтов<sup>1</sup>, А. Ю. Муйземнек<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup> Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

<sup>1</sup> MAKsenofontov@mail.ru, <sup>2</sup> muyzemnek@yandex.ru

**Аннотация.** *Актуальность и цели.* Актуальность темы обусловлена потребностью в паре трения для эндопротезирования тазобедренного сустава, которая могла бы обеспечить более длительное функционирование без необходимости выполнения ревизионных операций. Целью работы является сопоставление прочности конструкции головки и вкладыша эндопротеза тазобедренного сустава с парой трения из монолитного и немонолитного углеситалла марки УСБ. *Материалы и методы.* В основу компьютерной модели тазобедренного сустава положен метод конечных элементов. Для оценки прочности использовался критерий П. П. Баландина. *Результаты.* Разработанные компьютерные модели позволили оценить прочность различных конструкций головки и вкладыша эндопротеза тазобедренного сустава. Оценка полученных данных напряжений выявила недостаточную прочность конструкции узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава с немонолитным углеситаллом марки УСБ. Конструкция эндопротеза с монолитным углеситаллом марки УСБ имеет запас прочности равный 4,5. *Выводы.* Конструкция головки и вкладыша с использованием монолитных компонентов углеситалла марки УСБ позволяет обеспечить достаточный запас прочности узла подвижности для использования в эндопротезировании тазобедренного сустава.

**Ключевые слова:** компьютерное моделирование, эндопротезирование тазобедренного сустава, углеситалл марки УСБ, пара трения

**Для цитирования:** Ксенофонтов М. А., Муйземнек А. Ю. Сопоставление напряженного состояния узлов подвижности эндопротеза тазобедренного сустава разной конструкции // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2024. № 3. С. 88–93. doi: 10.21685/2307-5538-2024-3-11

## COMPARISON OF THE STRENGTH OF THE DESIGN OF THE MOBILITY UNIT OF THE HIP JOINT ENDOPROSTHESIS WITH MONOLITHIC AND NON-MONOLITHIC USB CARBOSITALL

M.A. Ksenofontov<sup>1</sup>, A.Yu. Muiyemnek<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup> Penza State University, Penza, Russia

<sup>1</sup> MAKsenofontov@mail.ru, <sup>2</sup> muiyemnek@yandex.ru

**Abstract.** *Background.* The relevance of the topic is due to the need for a friction pair for hip replacement, which could ensure longer functioning without the need for revision operations. The purpose of the work is a comparison of the strength of the design of the head and liner of the hip joint endoprosthesis with a friction pair made of monolithic and non-monolithic USB carbosital. *Materials and methods.* The computer model of the hip joint is based on the finite element method. To assess the strength, the P.P. Balandin criterion was used. *Results.* The developed computer models made it possible to evaluate the strength of various designs of the head and liner of the hip joint endoprosthesis. Evaluation of the obtained stress data revealed insufficient strength of the design of the mobility unit of the hip joint endoprosthesis with non-monolithic USB carbosital. The design of the endoprosthesis with monolithic USB carbosital has a safety margin of 4.5. *Conclusions.* The design of the head and liner using monolithic components of USB carbosital makes it possible to provide a sufficient margin of safety for the mobility unit for use in hip arthroplasty.

**Keywords:** computer modelling, hip replacement, USB carbosital, friction pair

**For citation:** Ksenofontov M.A., Muiyemnek A.Yu. Comparison of the strength of the design of the mobility unit of the hip joint endoprosthesis with monolithic and non-monolithic usb carbosital. *Izmerenie. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measuring. Monitoring. Management. Control.* 2024;(3):88–93. (In Russ.). doi: 10.21685/2307-5538-2024-3-11

### Введение

При дегенеративно-дистрофических заболеваниях тазобедренного сустава более 10 % становятся инвалидами. Одним из самых частых дегенеративно-дистрофических заболеваний является коксартроз. Частота заболеваемости коксартрозом у пациентов старше 35 лет достигает 10,8 % и с возрастом увеличивается, достигая 35,4 % у пациентов старше 85 лет [1]. При неэффективности консервативного лечения на первое место выходит хирургический способ лечения – тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава [2–5]. В России количество операций эндопротезирования тазобедренного сустава человека в 2019 г. составило более 76 тыс. [6, 7].

Одним из основных недостатков искусственного сустава является износ материалов пары трения узла подвижности эндопротеза, так как пара трения эндопротеза в процессе функционирования подвергается циклическим механическим воздействиям, приводящим к постепенному износу контактирующих поверхностей. В результате трения и нагрузки на трущиеся поверхности узел подвижности эндопротеза тазобедренного сустава подвергается адгезивному и абразивному износу [8]. Частицы износа, различные по размеру и форме, образуются на всех поверхностях соприкосновения компонентов эндопротеза.

Одной из основных проблем образования частиц износа материалов пар трения является развитие асептической нестабильности, вызванной макрофагальной реакцией на частицы износа, с последующим развитием остеолита костной ткани вокруг имплантата [9].

Основной целью использования новых материалов в парах трения является снижение износа до такой степени, при которой количество образованных частиц износа материалов пары трения минимальное [10].

Разработки материалов для пар трения эндопротезов ведутся в направлении увеличения жесткости, ударной вязкости, способности выдерживать статические и динамические нагрузки, повышения стойкости к механическому и химическому износу. При этом все характеристики должны сочетаться с биоинертностью [11, 12]. На сегодняшний день разработка оптимальной конструкции и выбор материала пары трения сохраняют свою актуальность [13, 14].

### Материалы и методика

Компьютерная модель эндопротеза создавалась для расчета напряжений в конструкциях узла подвижности методом конечных элементов. Компьютерное моделирование выполнялось в среде ANSYS. При реализации компьютерной модели предлагаемой конструкции узла подвижности тазобедренного сустава учитывались физико-механические свойства титанового сплава ВТ-6 и углеситалла марки УСБ (табл. 1 и 2). Из титана изготавливалась втулка головки и корпуса вкладыша эндопротеза тазобедренного сустава. Углеситалл марки УСБ использовался как материал трущихся поверхностей головки и вкладыша. При расчетах было принято, что вышеперечисленные материалы модели (титановый сплав, углеситалл марки УСБ) имеют линейные эластичные свойства, изотропны и гомогенны.

Таблица 1

Характеристики механических свойств углеситалла марки УСБ

Модуль упругости на сжатие	Модуль упругости на растяжение	Коэффициент Пуассона	Предел прочности на растяжение	Предел прочности на сжатие	Предел прочности на изгиб (средний)
9 ГПа	15 ГПа	0,3	115 МПа	455 МПа	360 МПа

Таблица 2

Характеристики механических свойств титанового сплава ВТ-6

Модуль упругости	Коэффициент Пуассона	Предел текучести	Временное сопротивление
113 ГПа	0,3	800–900 МПа	900–1000 МПа

При проведении расчетов напряженно-деформированного состояния узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава с парой трения из углеситалла считается, что головка узла закреплена по внутренней поверхности втулки, а нагрузка к вкладышу узла подвижности приложена под углом 0° (вертикальное приложение нагрузки), 22,5° и 45°. Нагрузка, действующая на вкладыш узла подвижности, регламентировалась ГОСТ Р ИСО 14242-3–2013 и составляла

2250 Н, что соответствует максимальной нагрузке в здоровом тазобедренном суставе. Величина зазора между углеситалловыми частями головки и вкладыша равнялась 0,2 мм.

Изучались две конструкции головки и вкладыша. Первая конструкция состояла из головки узла подвижности и имела сферическую наружную поверхность диаметром 28 мм. Головка была изготовлена из немонолитного углеситалла и усилена титановой втулкой, установленной внутрь сферы. Углеситалловая сфера состояла из двух частей, соединяющихся в наклонной плоскости. Геометрическая модель представлена на рис. 1.

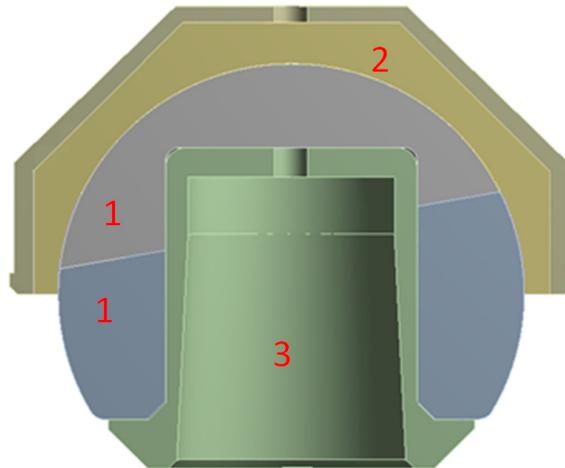


Рис. 1. Первый вариант конструкции узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава с парой трения из углеситалла марки УСБ:  
1 – углеситалловая часть головки, состоящая из двух компонентов;  
2 – углеситалловая часть вкладыша; 3 – втулка из сплава титана

Вторая конструкция также имела головку, состоящую из титановой втулки и углеситалловой сферической части диаметром 28 мм. Головка была изготовлена из монолитного углеситалла и усилена титановой втулкой, установленной внутрь сферы. Вкладыш узла изготовлен из углеситалловой части и запрессован в титановую обойму. Геометрическая модель представлена на рис. 2. Так как на нагружаемые поверхности материалов влияет однородность структуры нагружаемой поверхности, использование монолитных компонентов позволит сделать конструкцию более прочной.

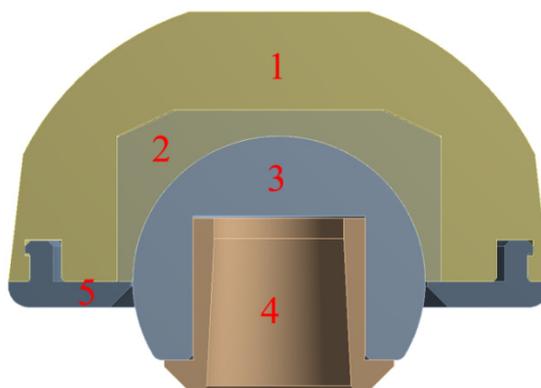


Рис. 2. Первая конструкция узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава:  
1 – титановая часть вкладыша; 2 – вставка из монолитного углеситалла марки УСБ;  
3 – монолитная головка из углеситалла; 4 – втулка из сплава титановая; 5 – полиэтиленовый буртик

Критерием оценки прочности деталей узлов подвижности эндопротеза из углеситалла марки УСБ являлось относительное напряжение по Баландину.

Задавались параметры механических свойств углеситалла и титанового сплава ВТ-6 в соответствии с табл. 1 и 2. Нагрузка, действующая в узле подвижности, составляла 2250 Н.

Особенностями реализации компьютерных моделей узлов подвижности тазобедренного сустава в среде моделирования ANSYS являлись:

- уникальные для каждой из рассматриваемых конструкций узлов подвижности тазобедренного сустава состав, форма и размеры деталей;
- параметры изотропной модели упругости, используемой для описания деформационного поведения элементов конструкции, выбранные модели и параметры контактного взаимодействия тел, включая значения коэффициентов трения;
- использование достаточно мелкой конечно-элементной гексаэдрической конечно-элементной сетки, состоящей из 943878 узлов и 244639 элементов в первой компьютерной модели и 992546 узлов и 257532 элементов – во второй;
- использование критерия прочности П. П. Баландина, который был реализован в программе ANSYS в виде пользовательской подпрограммы.

### Результаты

Характеристики физико-механических свойств углеситалла свидетельствуют о существенном различии в его сопротивлении разрушению при растяжении и сжатии, что требует учета при оценке прочности деталей, которые изготовлены из этого материала. Поэтому, основываясь на данных о сопротивлении углеситалла марки УСБ разрушению, для оценки прочности деталей узла подвижности эндопротеза тазобедренного сустава был выбран критерий прочности Баландина.

Относительные напряжения по Баландину могут быть определены по зависимости

$$\bar{\sigma} = \frac{\sigma_i}{\sigma_b(\sigma_0)},$$

где  $\sigma_i = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}$  – приведенное по Мизесу напряжение;

$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$  – главные напряжения;  $\sigma_b = \sqrt{\sigma_p \sigma_c - (\sigma_c - \sigma_p) \sigma_0}$  – зависящий от среднего напряжения предел прочности;  $\sigma_0 = \frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)$  – среднее напряжение.

Данные распределения построены на основе результатов вычислительных экспериментов. Результаты расчета вычислительных экспериментов представлены в табл. 3.

Таблица 3

Максимальные значения относительных напряжений по Баландину в головке и вкладыше с монолитными и немонолитными углеситалловыми компонентами

Вариант конструкции	Угол приложения нагрузки		
	0°	22,5°	45°
С немонолитным углеситаллом	1,628	0,580	0,390
С монолитным углеситаллом	0,149	0,222	0,202

На рис. 3 показано распределение относительных напряжений по Баландину в конструкции узла подвижности при угле приложения нагрузки 22,5°.

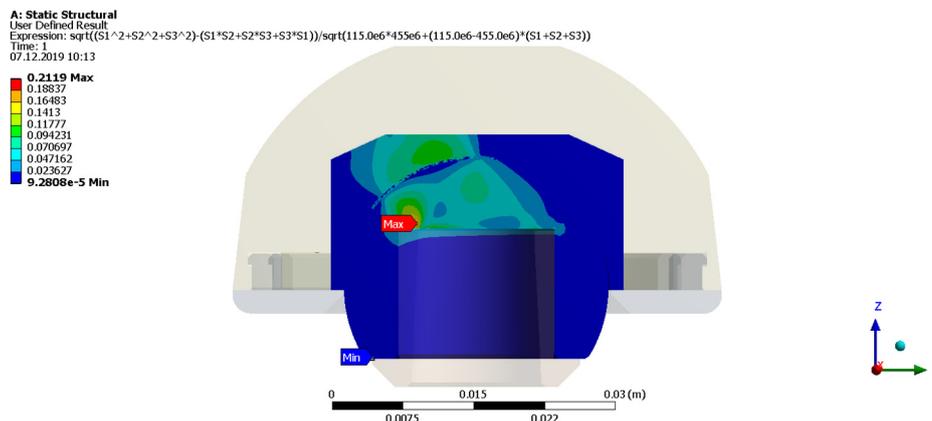


Рис. 3. Распределение относительных напряжений по Баландину в деталях узла подвижности из монолитного углеситалла (угол приложения нагрузки 22,5°)

Условие, при котором наступает повреждение конструкции, – это достижение показателя относительного напряжения по Баландину единицы. Максимальные значения относительных напряжений по Баландину в головке и вкладыше эндопротеза тазобедренного сустава с монокристаллическим углеситаллом при всех рассматриваемых углах приложения нагрузки не превышают единицы, следовательно, прочность деталей узлов подвижности эндопротеза из углеситалла марки УСБ при всех значениях угла приложения нагрузок обеспечивается. Минимальный запас прочности составил 4,5.

### Заключение

Конструкция, в которой использовался монокристаллический углеситалл, обеспечивает более низкий уровень относительных напряжений в деталях узла подвижности во всем рассматриваемом диапазоне углов приложения нагрузки по сравнению с конструкцией, в которой использовался немонотонный углеситалл.

### Список литературы

1. Корьяк В. А., Сороковиков В. А., Свистунов В. В., Шарова Т. В. Эпидемиология коксартроза // Сибирский медицинский журнал. 2013. № 8. С. 39–45
2. Загородний Н. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. М. : ГЭОТАР-Медиа, 2013. 704 с.
3. Сементковский А. В. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава при асептической нестабильности бедренного компонента // Травматология и ортопедия России. 2011. № 1. С. 153–159.
4. Mihalko W. M., Haider H., Kurtz S. [et al.]. New materials for hip and knee joint replacement: What's hip and what's in kneed? // Journal of orthopaedic research. 2020. Vol. 38, № 7. P. 1436–1444.
5. Neuprez A., Neuprez H., Kaux J. F. [et al.]. Total joint replacement improves pain, functional quality of life, and health utilities in patients with late-stage knee and hip osteoarthritis for up to 5 years // Clinical Rheumatology. 2020. Vol. 39, № 3. P. 861–871.
6. Травматизм, ортопедическая заболеваемость, организация травматолого-ортопедической помощи в Российской Федерации в 2019 году. ЦИТО. М., 2019. С. 115–116.
7. Шубняков М. И. Тихилов Р. М., Шубняков И. И., Денисов А. О. Долгосрочная выживаемость эндопротезов у пациентов разных возрастных групп // Травматология Және ортопедия. 2020. № 3 (53). С. 38–41.
8. Kottinen Y. T., Zhao D. Z., Beklen A. THR microenvironment // Clin. Orthop. 2005. Vol. 93, № 1. P. 165–176.
9. Cong Y., Wang Y., Yuan T. [et al.]. Macrophages in aseptic loosening: Characteristics, functions, and mechanisms // Front Immunol. 2023. № 14. P. 1122057.
10. Morscher E. W. Failures and successes in total hip replacement – why good ideas may not work. Review // Scand. J. Surg. 2003. Vol. 92. P. 113–120.
11. Affatato S. Perspectives in Total Hip Arthroplasty: Advances in Biomaterials and Their Tribological Interactions // Elsevier Science. 2014. P. 182.
12. 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.
13. Таштанов Б. Р. Корыткин А. А., Павлов В. В., Шубняков И. И. Раскол керамического вкладыша эндопротеза тазобедренного сустава: клинический случай // Травматология и ортопедия России. 2022. Т. 28, № 3. С. 63–73.
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.

### References

1. Kor'yak V.A., Sorokovikov V.A., Svistunov V.V., Sharova T.V. Epidemiology of coxarthrosis. *Sibirskiy meditsinskiy zhurnal = Siberian Medical Journal*. 2013;(8):39–45. (In Russ.)
2. Zagorodniy N.V. *Endoprotezirovaniye tazobedrennogo sustava = Hip replacement*. Moscow: GEOTAR-Media, 2013:704. (In Russ.)
3. Sementkovskiy A.V. Revision hip replacement in aseptic instability of the femoral component. *Travmatologiya i ortopediya Rossii = Traumatology and orthopedics of Russia*. 2011;(1):153–159. (In Russ.)
4. Mihalko W.M., Haider H., Kurtz S. et al. New materials for hip and knee joint replacement: What's hip and what's in kneed? *Journal of orthopaedic research*. 2020;38(7):1436–1444.
5. Neuprez A., Neuprez H., Kaux J.F. et al. Total joint replacement improves pain, functional quality of life, and health utilities in patients with late-stage knee and hip osteoarthritis for up to 5 years. *Clinical Rheumatology*. 2020;39(3):861–871.

6. *Travmatizm, ortopedicheskaya zabolevaemost', organizatsiya travmatologo-ortopedicheskoy pomoshchi v Rossiyskoy Federatsii v 2019 godu. TsITO = Traumatism, orthopedic morbidity, organization of trauma and orthopedic care in the Russian Federation in 2019. CITO. Moscow, 2019:115–116. (In Russ.)*
7. Shubnyakov M.I. Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I., Denisov A.O. Long-term survival of endoprostheses in patients of different age groups. *Travmatologiya Zhəne ortopediya = Traumatology and orthopedics. 2020;(3):38–41. (In Russ.)*
8. Kottinen Y.T., Zhao D.Z., Beklen A. THR microenvironment. *Clin. Orthop. 2005;93(1):165–176.*
9. Cong Y., Wang Y., Yuan T. et al. Macrophages in aseptic loosening: Characteristics, functions, and mechanisms. *Front Immunol. 2023;(14):1122057.*
10. Morscher E.W. Failures and successes in total hip replacement – why good ideas may not work. Review. *Scand. J. Surg. 2003;92:113–120.*
11. Affatato S. Perspectives in Total Hip Arthroplasty: Advances in Biomaterials and Their Tribological Interactions. *Elsevier Science. 2014:182.*
12. Aherwar A., Singh A. K., Patnaik A. Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis. *AIMS Bioeng. 2015;3:23–43.*
13. Tashtanov B.R. Korytkin A.A., Pavlov V.V., Shubnyakov I.I. Splitting of the ceramic insert of the hip joint endoprosthesis: a clinical case. *Travmatologiya i ortopediya Rossii = Traumatology and orthopedics of Russia. 2022;28(3):63–73. (In Russ.)*
14. Merola M., Affatato S. Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations (Review). *Materials (Basel). 2019;12(3):495.*

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

##### **Михаил Анатольевич Ксенофонов**

старший преподаватель кафедры травматологии, ортопедии и военно-экстремальной медицины, Медицинский институт, 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, Medical Institute, Penza State University (40 Krasnaya street, Penza, Russia)

##### **Александр Юрьевич Муземнек**

доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой теоретической и прикладной механики и графики, Пензенский государственный университет (Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)  
E-mail: muzemnek@yandex.ru

##### **Aleksandr Yu. Muземнек**

Doctor of technical sciences, professor, head of the sub-department of theoretical and applied mechanics and graphics, Penza State University (40 Krasnaya street, Penza, Russia)

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /  
The authors declare no conflicts of interests.**

**Поступила в редакцию / Received 16.05.2024**

**Поступила после рецензирования / Revised 03.06.2024**

**Принята к публикации / Accepted 01.07.2024**