



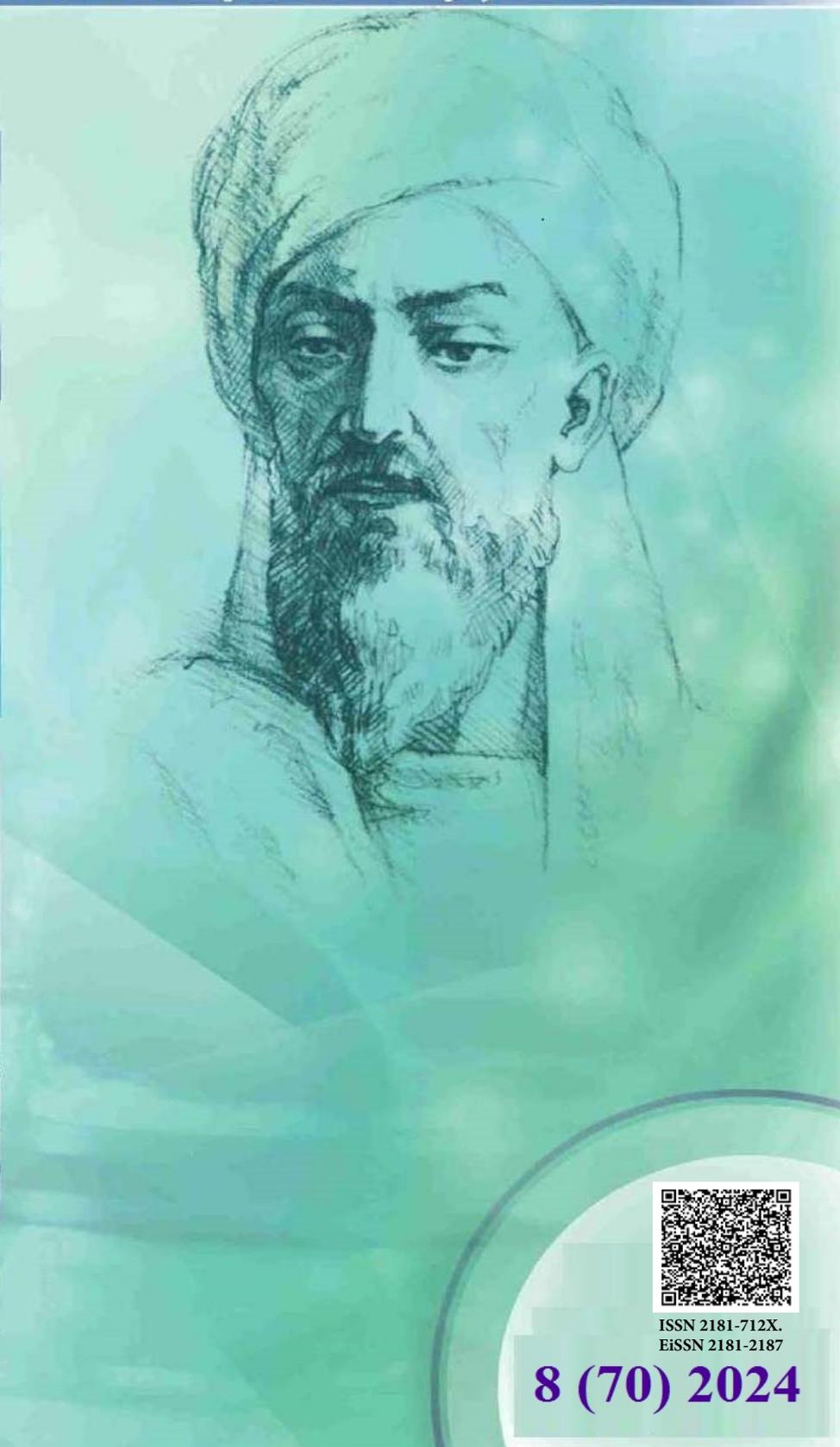
New Day in Medicine
Новый День в Медицине

NDM



TIBBIYOTDA YANGI KUN

Ilmiy referativ, marifiy-ma'naviy jurnal



AVICENNA-MED.UZ



ISSN 2181-712X.
EiSSN 2181-2187

8 (70) 2024

Сопредседатели редакционной коллегии:

**Ш. Ж. ТЕШАЕВ,
А. Ш. РЕВИШВИЛИ**

Ред. коллегия:

М.И. АБДУЛЛАЕВ
А.А. АБДУМАЖИДОВ
Р.Б. АБДУЛЛАЕВ
Л.М. АБДУЛЛАЕВА
А.Ш. АБДУМАЖИДОВ
М.А. АБДУЛЛАЕВА
Х.А. АБДУМАДЖИДОВ
Б.З. АБДУСАМАТОВ
М.М. АКБАРОВ
Х.А. АКИЛОВ
М.М. АЛИЕВ
С.Ж. АМИНОВ
Ш.Э. АМОНОВ
Ш.М. АХМЕДОВ
Ю.М. АХМЕДОВ
С.М. АХМЕДОВА
Т.А. АСКАРОВ
М.А. АРТИКОВА
Ж.Б. БЕКНАЗАРОВ (главный редактор)
Е.А. БЕРДИЕВ
Б.Т. БУЗРУКОВ
Р.К. ДАДАБАЕВА
М.Н. ДАМИНОВА
К.А. ДЕХКОНОВ
Э.С. ДЖУМАБАЕВ
А.А. ДЖАЛИЛОВ
Н.Н. ЗОЛотова
А.Ш. ИНОЯТОВ
С. ИНДАМИНОВ
А.И. ИСКАНДАРОВ
А.С. ИЛЬЯСОВ
Э.Э. КОБИЛОВ
А.М. МАННАНОВ
Д.М. МУСАЕВА
Т.С. МУСАЕВ
М.Р. МИРЗОЕВА
Ф.Г. НАЗИРОВ
Н.А. НУРАЛИЕВА
Ф.С. ОРИПОВ
Б.Т. РАХИМОВ
Х.А. РАСУЛОВ
Ш.И. РУЗИЕВ
С.А. РУЗИБОВЕВ
С.А.ГАФФОРОВ
С.Т. ШАТМАНОВ (Кыргызстан)
Ж.Б. САТТАРОВ
Б.Б. САФОВЕВ (отв. редактор)
И.А. САТИВАЛДИЕВА
Ш.Т. САЛИМОВ
Д.И. ТУКСАНОВА
М.М. ТАДЖИЕВ
А.Ж. ХАМРАЕВ
Д.А. ХАСАНОВА
А.М. ШАМСИЕВ
А.К. ШАДМАНОВ
Н.Ж. ЭРМАТОВ
Б.Б. ЕРГАШЕВ
Н.Ш. ЕРГАШЕВ
И.Р. ЮЛДАШЕВ
Д.Х. ЮЛДАШЕВА
А.С. ЮСУПОВ
Ш.Ш. ЯРИКУЛОВ
М.Ш. ХАКИМОВ
Д.О. ИВАНОВ (Россия)
К.А. ЕГЕЗАРЯН (Россия)
DONG JINCHENG (Китай)
КУЗАКОВ В.Е. (Россия)
Я. МЕЙЕРНИК (Словакия)
В.А. МИТИШ (Россия)
В.И. ПРИМАКОВ (Беларусь)
О.В. ПЕШИКОВ (Россия)
А.А. ПОТАПОВ (Россия)
А.А. ТЕПЛОВ (Россия)
Т.Ш. ШАРМАНОВ (Казахстан)
А.А. ЩЕГОЛОВ (Россия)
Prof. Dr. KURBANHAN MUSLUMOV (Azerbaijan)
Prof. Dr. DENIZ UYAK (Germany)

**ТИББИЁТДА ЯНГИ КУН
НОВЫЙ ДЕНЬ В МЕДИЦИНЕ
NEW DAY IN MEDICINE**

*Илмий-рефератив, маънавий-маърифий журнал
Научно-реферативный,
духовно-просветительский журнал*

УЧРЕДИТЕЛИ:

**БУХАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
МЕДИЦИНСКИЙ ИНСТИТУТ
ООО «ТИББИЁТДА ЯНГИ КУН»**

Национальный медицинский
исследовательский центр хирургии имени
А.В. Вишневского является генеральным
научно-практическим
консультантом редакции

Журнал был включен в список журнальных
изданий, рецензируемых Высшей
Аттестационной Комиссией
Республики Узбекистан
(Протокол № 201/03 от 30.12.2013 г.)

РЕДАКЦИОННЫЙ СОВЕТ:

М.М. АБДУРАХМАНОВ (Бухара)
Г.Ж. ЖАРЫЛКАСЫНОВА (Бухара)
А.Ш. ИНОЯТОВ (Ташкент)
Г.А. ИХТИЁРОВА (Бухара)
Ш.И. КАРИМОВ (Ташкент)
У.К. КАЮМОВ (Тошкент)
Ш.И. НАВРУЗОВА (Бухара)
А.А. НОСИРОВ (Ташкент)
А.Р. ОБЛОКУЛОВ (Бухара)
Б.Т. ОДИЛОВА (Ташкент)
Ш.Т. УРАКОВ (Бухара)

8 (70)

2024

август

www.bsmi.uz

https://newdaymedicine.com E:

ndmuz@mail.ru

Тел: +99890 8061882

УДК 616.718

АНАЛИЗ ТЕНДЕНЦИЙ РАЗВИТИЯ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА (Обзор литературы)

¹Шакиров Х.Х. <https://orcid.org/0009-0000-0545-1220>

²Ирисметов М.Э. Email: IrismetovM@mail.ru

³Прохоренко В.М. Email: ProxorenkoV@mail.ru

¹Специализированная клиника травматологии и ортопедии «Гавхар», Ташкент, Узбекистан
Ташкент, ул. Фазокорлар 46 тел: +998(71) 208-77-93

²Республиканский специализированный научно-практический медицинский центр
травматологии и ортопедии, улица Тараққийет, 78, г. Ташкент, 100047, тел: +998 (71) 232-20-89
<https://uzniito.uz/>

³Федеральное государственное бюджетное учреждение «Новосибирский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии имени Я.Л. Цивьяна Министерства здравоохранения Российской Федерации», Новосибирск, Российская Федерация

✓ Резюме

Эндопротезирование тазобедренного сустава в настоящее время считается одной из самых распространенных операций на крупных суставах. Тенденции развития эндопротезирования позволяют учесть ошибки и понять перспективы и пути развития этой отрасли хирургии.

Цель. Анализ тенденций развития эндопротезирования тазобедренного сустава.

Материалы и методы. Для достижения цели, произведен поиск и анализ опубликованных работ по теме эндопротезирования тазобедренного сустава в библиографических базах данных Elibrery, Pubmed и Web of Science, включая исследования, рассматривающие основные сложности, успехи и достижения в области эндопротезирования тазобедренного сустава.

Результаты. Рассмотрена история эндопротезирования, трудности и их преодоление, показана роль российских и зарубежных исследователей в становлении современных основ эндопротезирования тазобедренного сустава.

Обсуждение. В последние годы эндопротезирование тазобедренного сустава стало менее инвазивным, с более качественными материалами, более устойчивыми к износу и более биосовместимыми, а профилактика осложнений и периоперационное лечение значительно улучшаются вместе с достижениями в области контроля боли, анестезии и реабилитации. Актуальными сегодня остаются условия долговечности протеза, сформулированные ещё Charnley (1970) это: необходимый объем движений с минимальной затратой энергии; надежное крепление протеза к костям, низкий коэффициент трения вращения между частями протеза; прочность протеза должна быть достаточная для длительного функционирования без повреждений при нагрузке, а при износе должна быть обеспечена возможность замены.

Заключение. Конечной целью хирургии тазобедренного сустава было и остается облегчение боли и восстановление подвижности пациента. Будущее эндопротезирования тазобедренного сустава возможно связано с персонализированной имплантологией, с имплантатами для конкретных пациентов и хирургией с помощью искусственного интеллекта, а также с робототехникой.

Ключевые слова: эндопротезирование тазобедренного сустава, история эндопротезирования, тенденции развития эндопротезирования.

TOZ CHANOK BUGIMI ENDOPROTEZLASHNI RIVOJLANISH TENDENTSIYALARI TAHLILI (Adabiyotlar sharhi)

¹Shakirov X.X., <https://orcid.org/0009-0000-0545-1220>

²Irismetov M.E. Email: IrismetovM@mail.ru

³Proxorenko V.M. Email: ProxorenkoV@mail.ru

¹“Gavhar” ixtisoslashtirilgan travmatologiya va ortopediya klinikasi, Toshkent, O‘zbekiston
Toshkent, st. Fazokorlar 46 tel: +998(71) 208-77-93

²Respublika ixtisoslashtirilgan travmatologiya va ortopediya ilmiy-amaliy tibbiyot markazi,
100047, Toshkent sh., Tarakkiet ko‘chasi, 78-uy, tel: +998 (71) 232-20-89 <https://uzniito.uz/>

³Federal davlat byudjet muassasasi "Ya.L. nomidagi Novosibirsk travmatologiya va ortopediya
ilmiy-tadqiqot instituti. Rossiya Federatsiyasi Sog'liqni saqlash vazirligining Tsivyan, Novosibirsk,
Rossiya Federatsiyasi

✓ Rezyume

Hozirgi vaqtda kalçani almashtirish katta bo'g'inlardagi eng keng tarqalgan operatsiyalardan biri hisoblanadi. Endoprotetikani rivojlantirish tendentsiyalari xatolarni hisobga olish va jarrohlikning ushbu bo'limining istiqbollari va rivojlanish yo'llarini tushunish imkonini beradi.

Maqsad. Kestirib qo'yishning rivojlanish tendentsiyalarini tahlil qilish.

Materiallar va usullar. Maqsadga erishish uchun Elibrery, Pubmed va Web of Science bibliografik ma'lumotlar bazalarida son artroplastikasi mavzusiga oid nashr etilgan ishlarni qidirish va tahlil qilish, shu jumladan son artroplastika sohasidagi asosiy qiyinchiliklar, muvaffaqiyatlar va yutuqlarni o'rganuvchi tadqiqotlar olib borildi.

Natijalar. Endoprotetika tarixi, qiyinchiliklar va ularni bartaraf etish ko'rib chiqiladi, sonni almashtirishning zamonaviy asoslarini shakllantirishda rus va xorijiy tadqiqotchilarning roli ko'rsatilgan.

Munozara. So'nggi yillarda kestirib, almashtirish kamroq invaziv bo'lib qoldi, yaxshi materiallar aşinmaya bardoshli va ko'proq biomaslashuvchan bo'lib, og'riqni nazorat qilish, behushlik va reabilitatsiya sohasidagi yutuqlar bilan birga asoratlarning oldini olish va perioperativ parvarishlash sezilarli darajada yaxshilandi.

Charnley (1970) tomonidan ishlab chiqilgan protezning chidamliligi uchun shartlar bugungi kunda ham dolzarb bo'lib qolmoqda: minimal energiya sarfi bilan kerakli harakatlar diapazoni; protezning suyaklarga ishonchli mahkamlanishi, protez qismlari orasidagi past aylanish ishqalanish koeffitsienti; Protezning mustahkamligi yuk ostida shikastlanmasdan uzoq muddatli ishlash uchun etarli bo'lishi kerak va eskirgan taqdirda uni almashtirish imkoniyati bo'lishi kerak.

Xulosa. Kestirib, jarrohlikning yakuniy maqsadi og'riqni yo'qotish va bemorning harakatchanligini tiklashdir va shunday bo'lib qoladi. Kestirib almashtirishning kelajagi shaxsiylashtirilgan implantologiya, bemorga maxsus implantlar va sun'iy intellekt yordamidagi jarrohlik, shuningdek robototexnikani o'z ichiga olishi mumkin.

Kalit so'zlar: sonni almashtirish, sonni almashtirish tarixi, sonni almashtirishning rivojlanish tendentsiyalari.

ANALYSIS OF TRENDS IN THE DEVELOPMENT OF HIP REPLACEMENT

(Literature review)

¹Shakirov X.X., <https://orcid.org/0009-0000-0545-1220>

²Irismetov M.E. Email: IrismetovM@mail.ru

³Proxorenko V.M. Email: ProxorenkoV@mail.ru

¹Specialized Clinic of Traumatology and Orthopedics “Gavkhar”, Tashkent, Uzbekistan
Tashkent, st. Fazocorlar 46 tel: +998(71) 208-77-93

²Republican Specialized Scientific and Practical Medical Center of Traumatology and Orthopedics,
Tarakkiet street, 78, Tashkent, 100047, tel: +998 (71) 232-20-89 <https://uzniito.uz/>

³Federal State Budgetary Institution “Novosibirsk Research Institute of Traumatology and
Orthopedics named after Ya.L. Tsivyan of the Ministry of Health of the Russian Federation”,
Novosibirsk, Russian Federation

✓ **Resume**

Hip replacement is currently considered one of the most common operations on large joints. Trends in the development of endoprosthetics make it possible to take into account errors and understand the prospects and development paths of this branch of surgery.

Target. Analysis of trends in the development of hip replacement.

Materials and methods. To achieve the goal, a search and analysis of published works on the topic of hip arthroplasty was carried out in the bibliographic databases Elibrery, Pubmed and Web of Science, including studies examining the main difficulties, successes and achievements in the field of hip arthroplasty.

Results. The history of endoprosthetics, difficulties and overcoming them are considered, the role of Russian and foreign researchers in the formation of modern foundations of hip replacement is shown.

Discussion. In recent years, hip replacement has become less invasive, with better materials that are more wear-resistant and more biocompatible, and complication prevention and perioperative care have improved significantly along with advances in pain control, anesthesia, and rehabilitation.

The conditions for the durability of the prosthesis, formulated by Charnley (1970), remain relevant today: the required range of movements with minimal energy consumption; reliable fastening of the prosthesis to the bones, low coefficient of rotational friction between parts of the prosthesis; The strength of the prosthesis must be sufficient for long-term operation without damage under load, and when worn, it must be possible to replace it.

Conclusion. The ultimate goal of hip surgery is and remains to relieve pain and restore the patient's mobility. The future of hip replacement may involve personalized implantology, patient-specific implants and AI-assisted surgery, as well as robotics.

Key words: hip replacement, history of hip replacement, trends in the development of hip replacement.

Актуальность

Статья посвящена обзору тенденций развития эндопротезирования тазобедренного сустава, попытки которого начали осуществляться с середины XIX века и уже в XXI веке стало одним из основных методов лечения патологических изменений тазобедренного сустава. Приводятся исторические научные данные о материалах, из которых изготавливались имплантаты тазобедренных суставов, способах и методах их имплантации, побочных эффектов от данных технологий, а также износостойкости самих имплантатов. Рассматриваются способы хирургических вмешательств, в том числе с использованием технологий искусственного интеллекта.

Эндопротезирование тазобедренного сустава, пораженного артритом, дегенеративными заболеваниями, травмой, инфекциями, – долгое время было непростой задачей, хотя в настоящее время, в связи с большими достижениями в этой высокотехнологичной и многоплановой отрасли медицины, эта операция считается одной из самых распространенных операций на крупных суставах. Технологии постоянно совершенствуются, появляются новые материалы, новые модели имплантов, улучшаются способы крепления к костям, совершенствуется анестезиологическое пособие и т.д. (Максимов А.Л., 2017; Тихилов Р.М., 2022; Линник С.А., 2021) [1,2,3].

Развитие эндопротезирования (ЭП) крупных суставов в последние несколько десятилетий сопровождалось большими достижениями. Усилиями отечественных и зарубежных учёных были разработаны и внедрены в практику хирургические технологии имплантации, большое количество конструкций и моделей эндопротезов, специальных инструментов и оборудования (Абдулхабирова М.А., 2012; Вороков А.А., 2020; Тихилов Р.М., 2009, 2014) [4,5,6,7]. Эволюция эндопротезирования тазобедренного сустава (ЭП ТБС) представляет интерес в связи с тем, что позволяет понять пути развития технологий, учесть возможные ошибки и рассмотреть перспективы дальнейшего усовершенствования данного направления хирургии.

Цель настоящего обзора заключается в анализе тенденций развития ЭП тазобедренного сустава.

Материал и методы: для достижения цели осуществлен поиск и анализ опубликованных работ по теме эндопротезирования тазобедренного сустава в библиографических базах данных

Elibrary, Pubmed и Web of Science, включая исследования, рассматривающие основные сложности, успехи и достижения в области ЭП ТБС.

Результат и обсуждения

Дегенеративные заболевания тазобедренного сустава археологи находят даже у неандертальцев, а хирургия тазобедренного сустава упоминается еще в Древнем Египте. Успешные попытки восстановления подвижности в тазобедренном суставе предпринимались хирургами более ста лет назад, о чём свидетельствует большое количество вариантов паллиативных операций. Артропластика с остеотомией, артропластика с интерпозицией и варианты реконструктивной артропластики лишь частично улучшали функциональность оперированной конечности, но не решали проблему безболезненного скольжения в подвижной части сустава [Прохоренко, 2007, 2010] [8,9].

Радикальные методы восстановления мобильности пораженного сустава впервые предложены более 100 лет тому назад, когда великий русский хирург Н.И. Пирогов (1830) предложил заменять поражённый тазобедренный сустав протезом из слоновой кости, а спустя годы были осуществлены первые операции, которые были неудачны из-за нагноения (Gluck Th., 1890). Глюк Т. изготовил и имплантировал трем больным шарнирные эндопротезы коленного сустава. Однако через некоторое время из-за развившихся воспалительных осложнений протез пришлось удалить [Надеев А.А., 2012] [10].

Появлялись новые разработки, модели, инструменты и оперативные техники. Большой вклад в развитие вопроса внесли Willes (1936), Smyth-Peterson (1938), Moor (1940), братья Judet J. и Judet R. (1946), Mc. Kee (1951), Thompson (1952), Сиваш К.С. (1956), Charnley (1961), Ring (1968), Ferrar W. (1969), Cameron (1973) (Надеев А.А., 2012; Котельников Г.П., 2009) [11].

Французский хирург Пьер Дельбе впервые использовал резиновый протез для замены головки бедренной кости в 1919 году. В 1927 году британский хирург Эрнест Хей-Гроувс использовал слоновую кость. В 1933 году он описал, что для того, чтобы лучше разместить бедренный имплантат, необходимо отрезать передний и нижний края «лунки» (вертлужной впадины). В 1948 году братья Жюде, Роберт и Жан, использовали акриловый протез. Этот имплантат, несмотря на свои преимущества, был очень нестойким к износу и не годился в долгосрочной перспективе (Amstutz H.C., 1991; Warren N.P., 1990) [12,13].

Позднее появились протезы из биологически инертного материала виталлия, использовавшегося в стоматологической практике (Smith-Peterson, 1939). Основываясь на концепции Жюде, в 1950 году Фредерик Рок Томпсон разработал протезы на основе виталлиума, которые имели расклепанный воротник под головкой и вертикальный интрамедуллярный стержень. Гарольд Р. Болман и Остин Мур создали бедренный имплантат из виталлия и имплантировали его в 1940 году пациенту с гигантоклеточной опухолью проксимального отдела бедренной кости. К 1952 году они усовершенствовали свой имплантат в модель, которая имела фенестрированный стебель, который позволял вращать кости. Стержень Мура, как он известен сегодня, является первым продуктом для ЭП, который был широко распространен и до сих пор используется при лечении переломов шейки бедренной кости у пожилых людей (Moore A.T., 1983) [14].

В 1938 году Филип Уайлс из Лондона впервые описал конструкцию сустава с использованием компонентов из нержавеющей стали, прикрепленных к кости с помощью болтов и винтов, и произвел полную замену тазобедренного сустава (Ungethüm M., 1987; Warren N.P., 1994) [14,15]. Эндопротез состоял из головки в виде металлического шара и ацетабулярной чашки, которые на 100% дополняли друг друга. Чашка соединялась с костями таза с помощью винтов, а металлическая головка держалась на конце болта, который проходил через шейку бедра. Но результаты замены сустава были неудовлетворительными.

В 1953 году Джордж Макки использовал ножку бедренной кости Томпсона, а для вертлужной впадины – комбинацию кобальтхрома в качестве единого куска. От них отказались, когда британский травматолог-ортопед сэр Джон Чарнли разработал концепцию ЭП с низким трением на основе 3 различных идей (Learmonth I.D., 2007) [17].

1) идея ЭП с низким крутящим моментом трения; 2) использование акрилового цемента для фиксации компонентов к кости; 3) введение полиэтилена высокой плотности в качестве несущего материала. Артропластика с низким трением, по данным Чарнли, имела 77-81% выживаемости через 25 лет наблюдения (Paul Fenton MRCS, 2009) [18]. До Чарнли компоненты тазобедренного сустава должны были имитировать нативную анатомию сустава, имея тот же размер и конфигурацию, что и головка бедренной кости, и вертлужная впадина пациента. Он заметил, что эта конфигурация подвержена сбоям, поэтому он разработал систему, основанную на стальном шаре, который катился

по политетрафторэтиленовому (ПТФЭ/тефлоновому) основанию вертлужной впадины. Шар имел размер 22-22,5 мм. Это означало, что поверхностные подшипники были близки к нативному моменту трения шарнира, и, уменьшив размер головки бедренной кости с 40 мм до 22 мм, он обеспечил большой диапазон движения, до 90°. После этого Мюллер увеличил размер головки бедренной кости до 32 мм, увеличив таким образом диапазон движений до 106°. Поначалу опыт работы с тефлоном был не очень хорошим, у большинства тазобедренных суставов развилось асептическое воспаление и остеолит. Поэтому Чарнли потребовался новый материал подшипника, и он нашел его в виде сверхвысокомолекулярного полиэтилена (СВМПЭ) (Charnley J., 1960) [19].

Еще в 1940-х годах Эдвард Хабуш и Кеннет Макки экспериментировали со стоматологическим акриловым цементом для фиксации. John Charnley в 1950-х годах представил костный цемент ПММА (полиметилметакрилат). Несмотря на то, что в 1951 году он приписал первое использование костного цемента Макки из Копенгагена и Хабушу из Нью-Йорка, в статье Чарнли «*Крепление протеза головки бедренной кости к стержню бедренной кости*» от 1960 года были изложены некоторые из основных принципов, таких как медуллярное развёртывание бедренной кости перед цементированием и фиксацией стержня (Charnley J., 1960) [19]. Цементная фиксация включает в себя фиксацию как на границе между костью и цементом, так и на границе имплант-цемента. Основная проблема с цементной фиксацией заключается в том, что это техника, зависящая от хирурга, смесь готовится на месте (в операционной) и в то же время при дефицитарной технике. В этом аспекте ранние методы цементации не подразумевали какой-либо подготовки костного ложа, цемент вводился антеградно, и единственным способом повышения давления был метод тампонажного пальца. Это означает, что цемент плохо проникал в губчатую кость, что позволяло формироваться цементной мантии и соединительной ткани.

John Charnley в 1961 году изобрел и использовал в клинической практике низкофрикционную систему протеза с ацетабулярным компонентом из высококачественного полиэтилена. Этот вид протеза до сегодняшнего дня широко используется европейскими травматологами-ортопедами, а отдаленные виды существуют как «золотой стандарт» для всех других типов эндопротезов.

В 1982 году Krause et al. (Charnley J., 1960) [19] подчеркнул важность сопряжения костного цемента и подготовки костного ложа. В 1984 году Askew et al. доказали, что давление цемента увеличивает его проникновение в кость, и связали этот факт с увеличением растягивающих сил на границе раздела костного цемента.

После того, как Чарнли представил на рынке свои решения и конструкции подшипников, хирурги начали использовать различные комбинации материалов, смешанных с цементированными или бесцементными конструкциями. Так, в 60-х годах Питер Ринг использовал бесцементное эндопротезирование металлом по металлу (MoM), (Ring P.A., 1970) [20] с использованием кобальт-хромового сплава, (McKee G.K., 1966) [21] в отличие от Макки и Фаррара, которые продвигали первые цементированные конструкции. Французский хирург Бутен разработал глиноземно-керамический подшипник (CoC), (Knight S.R., 2011) [22] разработав позже, в 1977 году, модульный керамический подшипник.

В 70-х годах бесцементные подшипники становились все более популярными, отчасти из-за концепции «цементной болезни», а отчасти из-за простоты воспроизводимости хирургической техники. Такие хирурги, как Лорд, Жюде, Миттлмайер и Цвеймюллер, продвигали эту технику.

В 80-х годах подшипники CoC становились все более популярными после того, как в 1970-х годах исследователи описали так называемую «цементную болезнь» (Harris W.H., 1976) [23]. Они заметили микроскопические частицы цемента ПММА в макрофагах и популяции гигантских клеток на уровне границы раздела кость-цемент и пришли к выводу, что асептическое разрушение было связано с неправильной цементной фиксацией компонентов (Harris W.H., 1976) [23]. После этого наблюдения был разработан несцементированный тотальный тазобедренный сустав. Пионером этой техники был Ринг (Ring P.A., 1970) [20].

В 60-х годах использовали винты на вертлужной впадине и вальгусную установку имплантата для достижения фиксации. Стержень с пористым покрытием был разработан для того, чтобы обеспечить врастание костной ткани и успешную интеграцию имплантата. Одними из первых, кто опубликовал работу по этому вопросу, были Галанте и Ростокер в 1971 году (Galante J., 1971) [24]. Сначала стержни были покрыты цементом со всех сторон, но это привело к жесткому имплантату и высокому уровню боли в бедре. В результате стержни покрываются только в метафизарной области, обеспечивая более устойчивую конструкцию. Это привело к появлению современных бесцементных стержневых имплантатов: анатомических, конических и цилиндрических.

Цементные фиксации имели очень много проблем и недостатков, расдвигались со временем, и попытки устранить этот недостаток способствовали к созданию бесцементных способов установки эндопротеза. Огромный вклад в создании бесцементного эндопротезирования внес советский учёный и травматолог-ортопед К.М. Сиваш, который в 50-ые годы создал тотальный эндопротез с парой трения металл-металл, что оказалось большим развитием в диагностике и лечении коксартроза (Надеев А.А.; 2012, Котельников Г.П.; 2009, Лапин Д.В., 2022) [10,11,25]. «Титано-кобальтовый тазобедренный сустав Сиваша» (1970) и хирургические методы имплантации и оригинальная концепция бесцементного тотального ЭП К.М. Сиваша применяются во всём мире (Абдулхабирова М.А., 2012) [4]. На основе модели К.М. Сиваша созданы комбинированные протезы Цваймюллера-Эндлера и другие. (Вороков А.А., 2020; Надеев А.А., 2012; Котельников Г.П., 2009) [5,10,11].

Широкому использованию тотальных эндопротезов тазобедренного сустава положили К.М. Сиваш (неразделимый протез тазобедренного сустава) и Charnley и McKee (разъемные конструкции). С их появлением показания к эндопротезированию были расширены. Стало возможно использование протеза для больших механических нагрузок у лиц в молодом возрасте, с высокой продолжительностью предстоящей жизни. Однако в процессе эксплуатации усиливается износ протеза и возникает необходимость реимплантации в массовом порядке.

70-е годы были десятилетием инноваций в области ствольных технологий. Были разработаны такие конструкции, как Эксетер, Стэнмор, Лорд и Мюллер с прямым стеблем. Что касается конструкции форштевня, то стали популярны два типа: конический-скользящий (Exeter) шток и композитно-балочный (Stanmore, Charnley) шток. Конус-скольжение оказалось немного лучше, главным образом потому, что ему удалось перенести силы напряжения сдвиговой нагрузки с границы раздела костного цемента на радиальные силы на границе имплант-цемент. В этих условиях в 1970-х годах во Франции хирурги начали использовать фиксацию бедренной ножки с 2 точками опоры (от коры до коры) с тонкой цементной мантией и интенсивной протяжкой бедренного канала. Это стало неожиданностью для того времени, потому что противоречило распространенному мнению о том, что бедренная кость должна быть окружена толстой цементной мантией и достаточным количеством губчатой кости для поддержки. Эта концепция была капитализирована Kerboull, что привело к разработке ствола Charnley-Kerboull. ®®®®®®®® (Kerboull L., 2004) [26].

Результаты улучшились, однако во многих случаях через некоторое время развивалась несостоятельность имплантатов. В случае гнойных последствий эндопротез вытаскивали полностью и санировали очаг нагноения. При увеличении асептической непостоянности по мере возможности делали консервативную терапию, но в случае явных болевых ощущений или значительной функциональной несостоятельности эндопротеза ТБС приходилось удалять эндопротез, в результате чего конечность становилась короче и нельзя было восстановить её опорную функцию (Надеев А.А., 2012, Лапин Д.В., 2022) [10,25].

Несостоятельность первых моделей эндопротезов развивалась по следующим основным причинам. Модули гибкости костной, хрящевой ткани и металла отличаются между собой. Поэтому при нагрузке на систему эндопротеза получается разрыв суставного хряща ацетабулярной впадины и прилегающей к нему кости. Прогрессирует болевой синдром, развивается функциональная несостоятельность, может произойти пенетрация протеза в полость таза. Кроме того, вследствие недостаточно надежной фиксации короткой ножки эндопротеза в бедренной кости очень быстро развивалась нестабильность (Шильников В.А., 2008) [27].

Были предложены конструкции, имеющие длинную изогнутую ножку, головку, шейку с углом антеверсии, что позволило сохранить межвертельную область и значительно улучшить привязку эндопротеза к бедренной кости (Thompson F.R., 1954) [28]. Эти методы долгий период с успехом использовались для первичного и ревизионного эндопротезирования после удаления эндопротезов класса Judet. Но все-таки оставалась проблема ацетабулярной нестабильности.

Единственным решением было одновременное эндопротезирование обоих суставных впадин так, чтобы подвижный узел был за пределами сустава, а сила тяжести тела оказывала давление в основном на конструкцию протеза. Этому требованию могла соответствовать только конструкционная система тотального эндопротезирования сустава.

Обсуждение результатов

Все виды эндопротезирования различаются между собой по типу фиксации компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава (бесцементная, цементная, комбинированная, с использованием блокирующих винтов, вкручивание в канал), по строению протеза (однополюсной, двухполюсной), по материалу протеза (металл, пластик, керамика), по уровню фиксации в канале

бедренной кости (метафизарная, дистальная, дистально-метафизарная фиксация), по размеру конуса на бедренном компоненте (Вороков А.А., 2020; Надеев А.А., 2012) [5,10]. По данным РНИИТО им. Р.Р. Вредена (2007), бесцементная фиксация при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава составляет 65%, при ре эндопротезировании тазобедренного сустава – 53% (Тихилов Р.М., 2020) [29]. В Новосибирском НИИТО им. Я.Л. Цивьяна используются различные типы и конструкции эндопротезов с цементной, бесцементной и комбинированными видами фиксации: Феникс (33%), ЭСИ (32%), Цваймюллера (18%), Протек (10%), Вальдемар-Линк (4%), Эскулап (3%) (Корнилов Н. В., 2004) [30], в клинике РНИИТО им. Р.Р.Вредена для первичного эндопротезирования чаще всего используются протезы Zimmer (60%), De Puy (20%), БИОМЕТ (12%), Plus Endoprothetic (2%) и др.

Требования, предъявляемые к первичному эндопротезированию тазобедренного сустава, не только справедливы по отношению к ревизионным оперативным вмешательствам, но и являются более высокими, учитывая сложность этих операций и наличие отягощающих факторов. Несмотря на достигнутые успехи, в настоящее время остаются актуальными условия долговечности протеза, сформулированные ещё Charnley (1970):

- Протез должен позволять физиологически необходимый объем движений с минимальной затратой энергии;

- Крепление протеза к костям должно быть надёжным;

- Низкий коэффициент трения вращения между частями протеза. Малая степень износа материалов. Эндопротез должен качественно выполнять свои функции в организме в течение 10-20 лет без явных признаков и причин разрушения материала;

- Любая структура протеза может быть заменена при возникновении износа, без нарушения функционирования всего протеза (Mittelmeier W., 2022; Perka C., 2023) [31,32].

Прочность протеза должна быть достаточная для длительного функционирования без повреждений при нагрузке, а при износе должна быть обеспечена возможность замены, что более актуально у молодых пациентов. Подвижный узел ЭП сконструирован с учётом возможности замены без нарушения связи чашки с костями.

Подвижная пара трения в протезе должна иметь быть с низким коэффициентом трения, чтобы сустав мог действовать без больших усилий энергий, и достаточно максимальное время износа, чтобы обеспечить максимально долгую жизнь функционирования эндопротеза и минимальный выброс веществ износа в ткани. Имеется два четких направления, сформировавшиеся в результате исследования материалов для несущих пар: сочетание пар металл-металл и металл-пластик. Из имеющихся сочетаний наиболее эффективны сплавы кобальта и хрома и нержавеющей сталь и полиэтилен с высокой молекулярной массой.

На протяжении более тридцати лет высокомолекулярный полиэтилен был основным материалом и показывал высокую клиническую эффективность, хотя он имеет невысокую износоустойчивость. Однако в процессе эксплуатации имплантата из обычного высокомолекулярного полиэтилена образуются продукты износа, накапливающиеся в окружающих тканях. Количество, форма, размер этих частиц зависят от особенностей конструкции, условий эксплуатации и кристаллической структуры молекул полиэтилена. Концентрация дебриса в окружающих тканях может достигать миллиардов частиц в 1 г. (Feuzi M, 2021, Hunter AM, 2019) [33,34].

В настоящее время большая часть данных, существующих в литературе, собрана из национальных регистров эндопротезирования. По сути, это огромные базы данных, которые собирают антропометрические данные о пациенте (такие как масса тела, рост и т.д.), производитель имплантата и тип имплантата. Старейшим национальным реестром является Шведский регистр эндопротезирования тазобедренного сустава, созданный в 1979 году. Вскоре, в 1980 году, за ним последовал Финский, в 1987 году – Норвежский регистр эндопротезирования, в 1995 году – датский, в 1999 году – Австралийский, а в 2002 году – Британский. Данные, собранные из этих реестров, не только помогли производителям в разработке более качественных и безопасных продуктов, но и привели к разработке клинических и хирургических рекомендаций, которые были обобщены в виде диагностических и лечебных протоколов, наиболее известным из которых является протокол и руководство NICE (National Institute for Health and Care Excellence), созданное в Великобритании в 2002 году.

Скорее всего в будущем эндопротезирование будет тесно связано с технологией искусственного интеллекта (ИИ). Цементное эндопротезирование тазобедренного сустава, скорее всего, ограничится ревизионным эндопротезированием в будущем, так как их количество (цементированное) уменьшается с каждым годом. В поддержку этого утверждения, основанного на ретроспективном исследовании населения Германии, Klug et al.. обнаружили, что 50% артропластик в период с 2007 по

2016 год были бесцементными, а 18% - гибридными. Более вероятно, что по мере увеличения количества эндопротезов тазобедренного сустава компоненты будут более индивидуальными и индивидуальными для конкретного пациента (Klug A., 2021) [35].

В последние годы эндопротезирование тазобедренного сустава стало менее инвазивным, с более качественными материалами, более устойчивыми к износу и более биосовместимыми, а профилактика осложнений и периоперационное лечение значительно улучшаются вместе с достижениями в области контроля боли, анестезии и реабилитации.

Заключение

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава является одной из наиболее воспроизводимых и часто выполняемых ортопедических хирургических процедур. Тазобедренный сустав является сложным суставом с определенной анатомией и биомеханикой, поэтому операция на тазобедренном суставе очень сложна: необходимо воссоздать естественный диапазон движений и механику тазобедренного сустава, особенно после эндопротезирования.

Первые шаги в хирургии тазобедренного сустава были связаны с травмами и туберкулезом, операции проводились в тяжелых условиях, без какой-либо дезинфекции и анестезии. Поэтому осложнения были частыми и тяжелыми, зачастую приводили к смерти больного.

Конечной целью хирургии тазобедренного сустава было облегчение боли и восстановление подвижности пациента. Сначала лечение было предпочтительным методом резекции и анатомической реконструкции, но со временем хирурги осознали трудности реконструкции сустава по естественным причинам (например, интерпозиция мягких тканей) и обратились к различным имплантатам, чтобы заменить больные суставные поверхности.

Как показывают многолетние наблюдения, результат операции эндопротезирования во многом зависит от стабильности крепления эндопротеза к костям. Жесткость конструкции не должна снижаться даже при самом большом усилии. При остальных равных условиях прочность крепления основывается на использовании костного цемента или плотным установлением протеза в кость.

Будущее эндопротезирования тазобедренного сустава, возможно, связано с персонализированной имплантологией, с имплантатами для конкретных пациентов и хирургией с помощью искусственного интеллекта, а также с робототехникой.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Максимов А.Л. Особенности ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава при асептической нестабильности компонентов (обзор литературы). //Уральский медицинский журнал 2017;7(151):93-100.
2. 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;28(2):234-240. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-2-234-240>
3. Линник С.А., Афиногенов Г.Е., Афиногенова А.Г., Квиникадзе Г.Э., Кравцов Д.В., Ключин Н.М., Мадай Д.Ю., Хайдаров В.М., Карагезов Г., Вороков А.А. Выбор спейсера на первом этапе лечения поздней глубокой перипротезной инфекции тазобедренного сустава. //Гений ортопедии, 2021;27(5):548-554. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2021-27-5-548-554>
4. Абдулхабирова М.А. Константин Сиваш – воин, хирург, инженер и изобретатель. //Журнал Земский врач, 2012;3(14):51-53.
5. Вороков А.А., Бортулев П.И., Хайдаров В.М., Линник С.А., Ткаченко А.Н. Эндопротезирование тазобедренного и коленного суставов: показания к операции. //Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста, 2020;8(3):355-364.
6. Тихилов Р.М. Воронцова Т.Н., Лучанинов С.С. Монография Организационно-методическая работа по созданию и развитию травматологической службы//СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2009; 372 с.
7. Тихилова Р.М., Шубнякова И.И. Руководство по хирургии тазобедренного сустава. //СПб.: ЭЛБИ-СПб, РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2014;1:368.
8. Прохоренко В.М. Первичное и ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава. Новосибирск: Новосибирский НИИТО, 2007; 348 с.
9. Прохоренко В.М., Павлов В.В. Инфекционные осложнения при эндопротезировании тазобедренного сустава. Новосибирск: Наука, 2010; 179 с.
10. Надеев А.А., Иванников С.В. Эндопротезы тазобедренного сустава в России: философия построения, обзор имплантатов, рациональный выбор. /М.: БИНОМ Лаборатория знаний, 2012;2:78.

11. Котельников Г.П., Мирошниченко В.Ф. Закрытые травмы конечностей. /М.: ГЭОТАР-Медиа (Библиотека врача-специалиста), 2009; 496 с.
12. Amstutz H.C., Clarke I.C. Evolution of hip arthroplasty. In: Amstutz HC, ed. Hip arthroplasty. //New York: Churchill Livingstone, 1991; 1-14.
13. Warren N.P. A short history of total hip replacement, In: Coombs R, Gristina A, Hungerford D, eds. //Joint replacement, state of the art. St. Louis: Mosby Year Book, 1990; 41-2.
14. Moore A.T., Böhlman H.R. The classic. Metal hip joint. A case report. By Austin T. Moore and Harold R. Bohlman. Clin Orthop, 1983; 3-6.
15. Ungethüm M. Technologie der zementlosen Hüftendoprothetik Der Orthopäde, 1987;16:170-84.
16. Warren N.P. A short history of total hip replacement. //Mosby Year Book, 1994; 41-42.
17. Learmonth I.D., Young C., Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. Lancet, 2007, 370, 1508-1519. doi:10.1016/S0140-6736(07)60457-7
18. Paul Fenton MRCS, Ashok Rampurada MRCS Ed, Ford Qureshi FRCS. Bone cement, its history, its properties and developments in its use, 2009. <http://usmorthopaedic.wordpress.com/2009/08/24/bone-cement-its-history-and-developments-in-its-use>
19. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. //J Bone Joint Surg Br, 1960;42B:28-30.
20. Ring P.A. Total replacement of the hip. //Clin Orthop Relat Res, 1970;72:161-168.
21. McKee G.K., Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. //J Bone Joint Surg Br, 1966;48:245-59.
22. Knight S.R., Aujla R., Biswas S.P. Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history. //Orthop Rev (Pavia), 2011;3:e16.
23. Harris W.H., Schiller A.L., Scholler J.M., et al. Extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. //J Bone Joint Surg Am, 1976;58:612-8.
24. Galante J., Rostoker W., Lueck R., Ray R.D. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. //J Bone Joint Surg Am, 1971;53:101-14.
25. Лапин Д.В., Паршиков М.В., Гурьев В.В., Ярыгин Н.В. Факторы риска и причины осложнений при эндопротезировании тазобедренного сустава (обзор литературы). Кафедра травматологии и ортопедии, 2022;1(47):66-75.
26. Kerboull L., Namadouche M., Courpied J.P., Kerboull M. Long-term results of Charnley-Kerboull hip arthroplasty in patients younger than 50 years. //Clin Orthop Relat Res, 2004;418:112-8. doi: 10.1097/00003086-200401000-00018
27. Шильников В.А., Тихилов Р.М., Денисов А.О. Болевой синдром после эндопротезирования тазобедренного сустава. //Травматология и ортопедия России, 2008;2(48):106-109.
28. Thompson F.R. Two and a half years' experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. //J Bone Joint Surg Am, 1954;36-A:489-502.
29. Тихилов Р.М., Джавадов А.А., Коваленко А.Н., Денисов А.О., Демин А.С., Ваграмян А.Г., Шубняков И.И. Какие особенности дефекта вертлужной впадины влияют на выбор ацетабулярного компонента при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава? //Травматология и ортопедия России, 2020;26(2):31-49.
30. Корнилов Н.В. (Ред.). Травматология и ортопедия: руководство для врачей в 4 томах. СПб.: Гиппократ, 2004.
31. Mittelmeier, W., Osmanski-Zenk, K. Planung des Hüftendoprothesenwechsels. Orthopädie, 2022;51:631-637. <https://doi.org/10.1007/s00132-022-04275-0>
32. Perka, C., Ascherl, R. Fallstricke bei endoprothetischen Wechseleingriffen. //Orthopädie, 2023;52:35-47. <https://doi.org/10.1007/s00132-022-04282-1>
33. Feyzi M, Fallahnezhad K, Taylor M, Hashemi R. A review on the finite element simulation of fretting wear and corrosion in the taper junction of hip replacement implants. //Computers in Biology and Medicine, 2021;130:104-196. doi: 10.1016/j.combiomed.2020.104196
34. Hunter, A.M., Hsu, A., Shah, A. et al. A case example and literature review of catastrophic wear before catastrophic failure: identification of trunnionosis and metallosis in metal-on-polyethylene hip arthroplasty prior to frank failure or fracture. //Eur J Orthop Surg Traumatol, 2019;29:711-715. <https://doi.org/10.1007/s00590-018-2333-5>
35. Klug A, Gramlich Y, Hoffmann R, et al. Trends in Total Hip Arthroplasty in Germany from 2007 to 2016: What Has Changed and Where Are We Now? //Z Orthop Unfall, 2021;159(2):173-180. doi: 10.1055/a-1028-7822 Epub 2019.

Поступила 20.08.2024