

УДК 616.728.2-089.843+616.718.16-089.844:615.464

Применение современных биоматериалов для пластики костных дефектов вертлужной впадины при эндопротезировании тазобедренного сустава

В.А. Филиппенко, С.Е. Бондаренко, В.А. Мезенцев, Н.А. Ашукина

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

The article contains results of experimental studies and a clinical use of varieties of calcium-phosphate ceramics for substituting acetabular cavitory bone defects in primary and revision hip arthroplasty. The obtained findings indicate efficacy of the use of each of the suggested types of calcium-phosphate ceramics as a biomaterial for osteoplasty of acetabular cavitory bone defects in primary and revision hip arthroplasty. Besides, a good osteoceramic block was obtained, which stabilized the endoprosthesis.

У статті наведено результати експериментальних досліджень та клінічного використання різновидів кальцій-фосфатної кераміки для заміщення порожнинних кісткових дефектів кульшової западини у випадках первинного та ревісійного ендопротезування кульшового суглоба. Отримані результати свідчать про ефективність використання кожного із запропонованих видів кальцій-фосфатної кераміки як біоматеріалу для пластики кісткових дефектів кульшової западини під час первинного і ревісійного ендопротезування кульшового суглоба. Крім того, одержано добрий кістково-керамічний блок, який стабілізує ендопротез.

Ключевые слова: кальций-фосфатная керамика, полостной костный дефект, вертлужная впадина, тазобедренный сустав, первичное и ревизионное эндопротезирование

Введение

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава в условиях дефицита костной ткани вертлужной впадины является сложной и до конца не решенной проблемой. Результат зависит от надежности крепления компонентов эндопротеза в кости, возможности которого существенно ограничены при наличии костных дефектов.

При первичном эндопротезировании тазобедренного сустава могут встречаться дефекты костной ткани вертлужной впадины, образовавшиеся в результате дисплазии, лизиса кости при артритах, последствий травм тазобедренного сустава и др. При ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава, которое чаще всего выполняется по причине развития асептической нестабильности компонентов эндопротеза, практически всегда имеют место дефекты стенок вертлужной впадины разной степени выраженности.

Согласно классификации J.A. D'Antonio и соавт. [14] выделяют в основном два типа дефектов стенок

вертлужной впадины: сегментарный и полостной. Сегментарный — это полная потеря костной ткани для поддержки чашки, включая и медиальную стенку. Полостная недостаточность костной ткани — это ее объемная потеря во впадине. Сегментарный и полостной дефекты подразделяют в зависимости от локализации на периферический (передний, верхний, задний) и центральный. Эти дефекты могут быть изолированными или встречаться в комбинации.

В настоящее время при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава для пластики сегментарных дефектов стенок вертлужной впадины эффективно используют структурные аутотрансплантаты, а для пластики небольших полостных дефектов — спонгиозные в виде «стружки» или «чипсов» [3, 7, 8, 10, 20]. Однако при больших полостных дефектах стенок вертлужной впадины костного материала может быть недостаточно, есть риск рассасывания трансплантатов во время их перестройки под действием нагрузок с развитием не-

стабильности чашки эндопротеза [6]. Традиционным является использование аллотрансплантатов для пластики полостных костных дефектов вертлужной впадины во время ревизионных операций по поводу асептической нестабильности эндопротеза тазобедренного сустава [22]. Однако это не всегда приводит к положительному результату за счет уплотнения и рассасывания трансплантатов в течение небольшого периода времени после хирургического вмешательства, что может стать причиной ранней миграции эндопротеза [12, 23].

Вышеперечисленные недостатки ауто- и аллотрансплантатов стимулируют поиск новых пластических материалов для применения при эндопротезировании.

В последнее время сделан существенный шаг вперед в реконструктивно-восстановительной хирургии с применением натуральных и искусственных материалов, которые способны заменить костную ткань.

Значительному прогрессу костнопластических восстановительных операций способствовало внедрение искусственных заместительных материалов небиологического происхождения. Важными преимуществами имплантатов над трансплантатами является их доступность, неограниченное количество материала, сокращение времени хирургического вмешательства. Однако большинство известных имплантационных материалов существенно отличаются от кости по своим физико-химическим и механическим свойствам, а также неспособностью к самовосстановлению и модификации структуры и свойств в зависимости от действия окружающих факторов [5, 6, 18].

Научные данные свидетельствуют об активизации разработок по созданию новых и усовершенствованию известных биоматериалов, используемых для пластики костных дефектов при эндопротезировании суставов [2, 5, 21].

Среди них следует выделить разновидности кальций-фосфатных биоматериалов, к которым относятся гидроксилапатит, трикальцийфосфат, бифазная керамика, биостекло. Особое внимание к ним обусловлено уникальными свойствами данных материалов — биосовместимостью, остеокондукцией, остеотропизмом, биодеградацией [1, 4, 9, 11, 16].

Цель исследования — изучить результаты применения разновидностей кальций-фосфатной керамики для замещения полостных дефектов костной ткани вертлужной впадины при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава.

Материал и методы

Экспериментальные исследования. С целью изучения перестройки костной ткани в условиях имплантации керамических образцов, а также определения прочности сформированного костно-керамического комплекса в экспериментах на животных использовали гранулы кальций-фосфатной керамики, изготовленные по оригинальной методике в Харьковском национальном университете им. В.Н. Каразина на кафедре физики твердого тела (зав. кафедрой — проф. Зыман З.З.):

- пористые гранулы гидроксилапатита с общим объемом пор 40–70 мкм. Архитектонику пор составляла система сквозных взаимосвязанных микро- (до 10 мкм) и макропор (350–600 мкм);
- пористые гранулы бифазной керамики, в которой соотношение гидроксилапатита к трикальцийфосфату составляло 60% к (40±3)%, архитектура пор бифазной керамики была аналогичной описанной для пористых гранул гидроксилапатита. Параметры данных материалов полностью соответствуют Международному стандарту ASTM F1185-88.

Морфологические исследования перестройки костной ткани в условиях имплантации керамических образцов выполнены на 18 кроликах. Анализ прочности сформированного костно-керамического комплекса проведен на 84 белых лабораторных крысах [6].

Для прогнозирования результатов пластики полостных дефектов вертлужной впадины кальций-фосфатной керамикой при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава были проведены биомеханические исследования с помощью математического моделирования методом конечных элементов [9].

Клиническая часть. В клинике ортопедической артрологии и эндопротезирования ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М.И. Ситенко АМН Украины» 63 пациентам было выполнено эндопротезирование тазобедренного сустава с пластикой полостных костных дефектов вертлужной впадины с применением разновидностей кальций-фосфатной керамики (с 2002 по 2008 гг.). Из них у 11 пациентов (13 прооперированных суставов) было выполнено первичное эндопротезирование тазобедренного сустава по поводу коксартроза IV ст. вследствие протрузионной формы реактивного артрита, у 52 — ревизионное эндопротезирование по поводу асептической нестабильности компонентов эндопротеза.

Сегментарные костные дефекты вертлужной впадины восполняли с помощью структурных кор-

тикально-губчатых ауто- или аллотрансплантатов.

При первичном эндопротезировании тазобедренного сустава пластика полостных дефектов медиальной стенки вертлужной впадины осуществлялась смесью из спонгиозных «чипсов» и гранул бифазной керамики в соотношении 1:2.

При ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава пластика полостных дефектов стенок вертлужной впадины осуществлялась гранулами пористой гидроксилapatитной керамики и смесью из пористой гидроксилapatитной и бифазной керамики в соотношении 1:1.

Для оценки костного дефекта вертлужной впадины при первичном эндопротезировании использовали классификацию J.A. D'Antonio и соавт. [14].

У 10 пациентов (12 суставов) был полостной дефект медиальной стенки вертлужной впадины, у одного пациента — комбинированный центральный дефект.

Для оценки костного дефекта вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании использовали классификацию Bradford-Paprosky [13]. Согласно этой классификации у 19 пациентов был тип IIВ, у 11 — IIА, у 9 — IIС, у 10 — IIIА, у трех — IIIВ.

При дефектах вертлужной впадины типа IIIВ (по классификации Bradford-Paprosky) использовали опорное кольцо Мюллера или антипротрузионную чашку Бурш-Шнайдера.

Результаты эндопротезирования оценивали с помощью известной шкалы Harris [18].

Рентгенологическую оценку состояния костной структуры вокруг чашки эндопротеза проводили по схеме DeLee and Charnley [15].

Оценку биодеградации кальций-фосфатной керамики выполняли на основе рентгенологических данных по 4-балльной системе L. Galois и соавт. [17].

Результаты и их обсуждение

В результате экспериментальных исследований на лабораторных животных установлено, что на процессы перестройки керамики влияют как условия нагрузки в месте имплантации, так и структурные особенности керамики. Остеоинтеграционные процессы протекают активнее в зонах с большей нагрузкой. Повышение пористости кальций-фосфатной керамики и добавление трикальцийфосфата к гидроксилapatиту (бифазная керамика) улучшают процессы костной регенерации и ускоряют биодеградацию керамического материала.

Результаты математического моделирования показали, что уровень напряжений в вертлужной

впадине при пластике с применением биокерамики приближается к показателям напряжений при отсутствии дефектов. Для пластики полостных дефектов медиальной стенки вертлужной впадины в условиях первичного эндопротезирования оптимальным является использование комбинации из гранул бифазной керамики и спонгиозных «чипсов». В условиях ревизионного эндопротезирования для заполнения полостных дефектов стенок вертлужной впадины оптимальным является применение пористой гидроксилapatитной керамики. Для ускорения формирования костно-керамического блока можно использовать смесь из пористой гидроксилapatитной и бифазной керамики в соотношении 1:1.

Результаты клинического применения разновидностей кальций-фосфатной керамики для замещения полостных дефектов костной ткани вертлужной впадины при первичном и ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава подтвердили данные математического моделирования. Положительные результаты лечения в сроки наблюдений от 3 мес до 5 лет после операции были получены в 97 % случаев. Функциональное состояние тазобедренного сустава по шкале Harris повысилось в среднем с 32 до 85 баллов.

Признаки остеоинтеграции бифазной керамики и начало формирования костно-керамического блока были выявлены уже через 3 мес после эндопротезирования. Рентгенологически процесс формирования костно-керамического блока проявлялся тем, что промежутки между керамическими гранулами постепенно заполнялись губчатой костью и тень керамики становилась однородной. Процесс биодеградации выявлялся послаблением интенсивности рентгенологической тени имплантатов и особенно был выражен на границе «керамика-кость». В этой зоне постепенно уменьшалась четкость контуров керамики и наблюдалось ее замещение костной тканью. Зон лизиса кости, свидетельствующих об образовании фиброзной капсулы вокруг керамики, не было отмечено ни в одном случае.

Клинический пример 1

Пациентка В., 49 лет. Двусторонний коксартроз IV стадии в результате протрузионной формы реактивного артрита (рис. 1, а). Выполнено цементное эндопротезирование правого тазобедренного сустава протезом «DePuy Elite Plus» с пластикой полостного дефекта медиальной стенки вертлужной впадины комбинацией из спонгиозных «чипсов» и бифазной керамики в соотношении 1:2 (рис. 1, б). Через 3 мес выполнена контрольная рентгенография. Положение чашки осталось без изменений, признаков ее нестабильности не обна-



Рис. 1. Фотоотпечатки рентгенограмм тазобедренных суставов больной В.

ружено. Кальций-фосфатная керамика выполняет возложенную на нее функцию. Через 4 мес после первой операции выполнено эндопротезирование левого тазобедренного сустава протезом «DePuy Elite Plus» с пластикой полостного дефекта медиальной стенки вертлужной впадины комбинацией из спонгиозных «чипсов» и бифазной керамики в соотношении 1:2. Выполнена рентгенография через 1,5 года после эндопротезирования правого тазобедренного сустава и 1 год и 1 мес после эндопротезирования левого (рис. 1, в), положение эндопротезов осталось стабильным, выявлены признаки перестройки керамики.

Клинический пример 2

Пациент Ф., 66 лет. Асептическая нестабильность бесцементного эндопротеза Герчева правого тазобедренного сустава (рис. 2, а). В результате асептической нестабильности чашки эндопротеза сформировался полостной дефект вертлужной впадины типа IIIВ. Выполнено цементное ревизионное эндопротезирование правого тазобедренного сустава протезом «Stryker Exeter» с пластикой дефекта

смесью из пористых гранул гидроксилапатитной и бифазной керамики в соотношении 1:1 (рис. 2, б). Послеоперационный период протекал без осложнений, через 2 суток пациент начал передвигаться с дополнительной опорой на костыли, дозировано нагружая больную конечность. Больной использовал костыли до 3 мес (время, необходимое для формирования костно-керамического блока). Рентгенологические обследования выполнены через 3 мес (рис. 2, в) и 1 год (рис. 2, г) после операции. Положение чашки осталось без изменений, признаков ее нестабильности не обнаружено. Кальций-фосфатная керамика выполняет возложенную на нее функцию.

Выводы

Наличие дефектов стенок вертлужной впадины создает значительные трудности при эндопротезировании тазобедренного сустава. Результаты исследований свидетельствуют о высокой эффективности каждого из предложенных видов кальций-фосфатной керамики в качестве биоматериала для

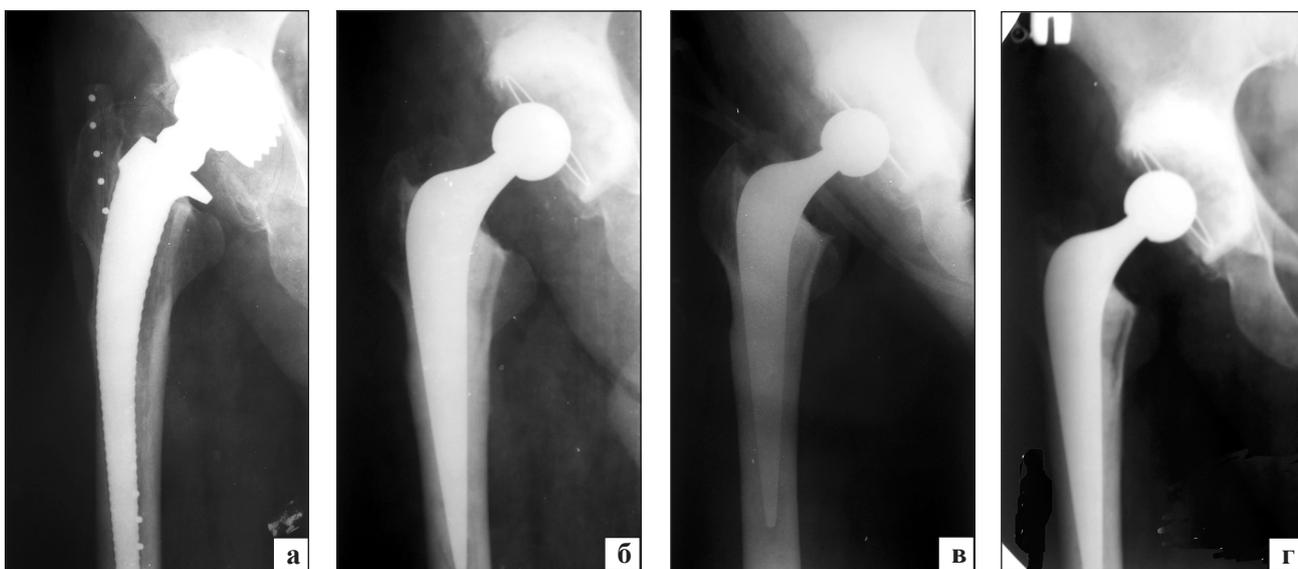


Рис. 2. Фототпечатки рентгенограмм больного Ф.

пластики костных дефектов вертлужной впадины как при первичном, так и при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава.

Применение новых пластических биоматериалов позволяет получить костно-керамический блок высокой прочности, способный адекватно противостоять необходимым нагрузкам в месте имплантации и обеспечить стабильную фиксацию чашки эндопротеза в вертлужной впадине.

Литература

1. Пористый гидроксилатапатит — материал для замещения кости в участках скелета с различной физиологической нагрузкой / Н.В. Дедух, Н.А. Ашукина, С.В. Малышкина и др. // Ортопед. травматол. — 2006. — № 1. — С. 9–13. — ISSN 0030-5987.
2. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава с применением «Остеоматрикса» / Н.В. Загородний, В.В. Левин, А.С. Канаев и др.: сб. тез. IX Съезда травматологов-ортопедов России, (Саратов, 15–17 сентября 2010 г.) / М-во здравоохранения и социального развития РФ, Федеральное государственное учреждение «ЦИТО им. Н.Н. Приорова», Федеральное государственное учреждение «СарНИТО». — Саратов, 2010. — С. 386.
3. Особенности тотального эндопротезирования при диспластическом коксартрозе / В.Г. Климовицкий, А.И. Канзюба, Л.И. Донченко и др.: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю «Актуальні проблеми ендопротезування», (Вінниця, 13–14 березня 2008 р.) / АМН України, МОЗ України, ДУ «ІТО АМНУ», Вінницький мед. ун-т ім. М.І. Пирогова. — Вінниця, 2008. — С. 43–44.
4. Корж Н.А. Имплантационные материалы и остеосинтез. Роль оптимизации и стимуляции в реконструкции кости / Н.А. Корж, Л.А. Кладченко, С.В. Малышкина // Ортопед. травматол. — 2008. — № 4. — С. 5–14. — ISSN 0030-5987.
5. Малишкіна С.В. Медико-біологічні дослідження штучних біоматеріалів для ортопедії та травматології / С.В. Малишкіна, Н.В. Дедух // Ортопед. травматол. — 2010. — № 2. — С. 93–100. — ISSN 0030-5987.
6. Мезенцев В.О. Диференційоване застосування різновидів кальцій-фосфатної кераміки для пластики порожнинних кісткових дефектів: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.21 / Мезенцев Володимир Олексійович. — Харків, 2006. — 225 с.
7. Танькут В.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава при тяжелых формах диспластического коксартроза / В.А. Танькут: мат. наук.-практ. конф. з міжнародною участю «Актуальні проблеми ендопротезування», (Вінниця, 13–14 березня 2008 р.) / АМН України, МОЗ України, ДУ «ІТО АМНУ», Вінницький мед. ун-т ім. М.І. Пирогова. — Вінниця, 2008. — С. 83–84.
8. Филиппенко В.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава при последствиях реактивных артритов / В.А. Филиппенко, С.Е. Бондаренко, В.Ю. Сайко // Вісн. ортопед., травматол. та протез. — 2008. — № 1. — С. 31–35.
9. Обґрунтування пластики порожнинних дефектів кульшової западини різновидами кальцій-фосфатної кераміки при цементному ендопротезуванні за допомогою тривимірної моделі кульшового суглоба / В.А. Філіппенко, З.М. Мітелева, В.О. Мезенцев та ін. // Ортопед. травматол. — 2008. — № 4. — С. 35–40. — ISSN 0030-5987.
10. Пластика дефектов вертлужной впадины при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава / В.А. Филиппенко, В.А. Танькут, В.А. Мезенцев, С.Е. Бондаренко // Вісник морської медицини. — 2006. — №3 (34). — С. 348–354.
11. Albrektsson T. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration / T. Albrektsson, C. Johansson // Eur. Spine J. — 2001. — № 10. — P. 96–101.
12. Acetabular defect reconstruction with impacted morsellized bone grafts or TCP/HA particles. A study on mechanical stability of cemented cups in an artificial acetabulum model / S.B. Bolder, N. Verdonschot, B.W. Schreus et al. // Biomaterials. — 2002. — Vol. 23. — P. 659–666.
13. Bradford M.S. Acetabular defect classification: A detailed radiographic approach / M.S. Bradford, W.G. Paprosky // Sem. Arthroplasty. — 1995. — Vol. 6, № 2. — P. 76–85.
14. Classification and management of acetabular abnormalities in total hip arthroplasty / J.A. D'Antonio, W.N. Capello, L.S. Borden et al. // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1989. — Vol. 243, № 6. — P. 126–137.
15. De Lee J.G. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement / J.G. De Lee, J. Charnley // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1976. — Vol. 121, № 11. — P. 20–32.
16. Finkemeier Ch.G. Bone-grafting and bone-graft substitutes / Ch.G. Finkemeier // J. Bone Joint Surg. — 2002. — Vol. 84-A. — P. 454–464.
17. Galois L. Beta-tricalcium phosphate ceramic as a bone substitute in orthopaedic surgery / L. Galois, D. Mainard, J.P. Delagoutte // Int. Orthop. — 2002. — Vol. 26. — P. 109–115.
18. Harris W.H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty / W.H. Harris // J. Bone Joint Surg. — 1969. — Vol. 51-A, № 4. — P. 737–755.
19. Hench L.L. The challenge of orthopaedic materials / L.L. Hench // Current Orthop. — 2000. — Vol. 14. — P. 7–15.
20. Cementless acetabular reconstruction and structural bone-grafting in displastic hips / C. Hendrich, F. Engelmaier, U. Sauer et al. // J. Bone Joint Surg. — 2007. — Vol. 89-A, Suppl. 2. — P. 54–67.
21. Development of an artificial vertebral body using a novel biomaterial, hydroxyapatite/collagen composite / S. Itoh, M. Kikuchi, Y. Koyama et al. // Biomaterials. — 2002. — Vol. 23. — P. 3919–3926.
22. Paprosky W.G. Total acetabular allografts / W.G. Paprosky, T.D. Sekundiak // J. Bone Joint Surg. — 1999. — Vol. 81-A, № 2 — P. 280–289.
23. Impaction bone grafting in revision hip surgery. A high incidence of complications / J. Pekkarinen, A. Alho, J. Lepisto et al. // J. Bone Joint Surg. — 2000. — Vol. 82-B. — P. 103–107.