

© Коллектив авторов, 2015
УДК 616.728.2-089.28-06

**ПРОБЛЕМЫ ЦЕМЕНТНОЙ ФИКСАЦИИ КОМПОНЕНТОВ
ПРИ ПЕРВИЧНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА
У БОЛЬНЫХ С ПЕРЕЛОМОВ ШЕЙКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ
(ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)**

*А.В. Федосеев, А.А. Литвинов, А.А. Чекушин, П.С. Филоненко,
А.Ю. Аль Мансур, Е.Е. Юрчикова*

Рязанский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, г. Рязань

Эндопротезирование тазобедренного сустава (ЭТБС) один из основных методов лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний и повреждений тазобедренного сустава. Существуют два метода фиксации компонентов эндопротеза тазобедренного сустава – цементный и бесцементный. Авторы статьи приводят данные о проблемах цементного ЭТБС как на этапе рассмотрения свойств костного цемента, так и на клиническом этапе. Также освещены перспективы разработок новых видов костного цемента.

Ключевые слова: *эндопротезирование тазобедренного сустава, костный цемент, цементная фиксация эндопротеза, синдром цементной интоксикации.*

На сегодняшний день ЭТБС является незаменимым методом реабилитации при его заболеваниях и травмах. ЭТБС оттеснило долгое время использовавшиеся методики, такие как артропластика тазобедренного сустава, межвертельная остеотомия, артродез тазобедренного сустава при дегенеративных заболеваниях, и различные виды металлоостеосинтеза при травмах [4].

Одной из основных проблем в ЭТБС, а также других суставов является проблема фиксации компонентов эндопротеза, причем не только в момент операции, но и в долгосрочной перспективе, учитывая время службы эндопротеза. Можно выделить ряд факторов, влияющих на стабильность эндопротеза тазобедренного сустава: остеопороз у пожилых пациентов; остеолит костной ткани вокруг имплантата; наличие ревматологического заболевания; избыточная масса тела пациента; форма вертлужного и бедренного компонентов сустава, их пространственная ориентация; нарушение условий послеоперационной реабилитации; аллер-

гические реакции на металл эндопротеза и костный цемент; выполнение больным хронического гемодиализа [4].

Переломы проксимального отдела бедренной кости во всем мире рассматриваются как показатель распространенности остеопороза [6], что в свою очередь косвенно указывает на возраст, пол и морбидный фон пациентов. Хирургическое лечение медиальных переломов шейки бедренной кости с помощью трехлопастного гвоздя, пучка спиц, проведенных транскutánно, спонгиозными винтами может быть рекомендовано пациентам лишь в возрасте до 50 лет, так как у пациентов старше остеосинтез несостоятелен из-за остеопороза и приводит к формированию ложного сустава в 18-40% случаев [5].

Существуют два метода фиксации компонентов эндопротеза тазобедренного сустава: бесцементный (*press-fit*) и цементный. Однако четких показаний к использованию метилметакрилатного цемента при фиксации эндопротеза у кон-

кретного пациента не выработано [2]. Считается, что костный цемент заполняет поры костной ткани и, таким образом, более предпочтителен при остеопорозе, то есть у более пожилых [4].

Проблемы использования костного цемента при ЭТБС у больных с переломом шейки бедренной кости существуют на всех этапах.

1. Свойства костного цемента на основе ПММА *in vivo*, *in vitro*

Полиметилметакрилат (ПММА) известен с 1894 г. Костный цемент на основе полиметилметакрилата завоевал свое место в ортопедии, придя из офтальмологической и стоматологической областей. Чуть позже с его помощью заполнялись остеопоротические и необластические полости, фиксировались отломки костей, выполнялась вертебропластика при травмах, фиксировались компоненты эндопротеза [9].

Современную технику использования костного цемента заложил Charnley (1970), когда фиксировал компоненты эндопротеза, передающие нагрузку на кость, а не моделировал головку бедренной кости, как его предшественники. Уже на этапе испытаний *in vitro* стало ясно, что температура полимеризации ПММА (от 70 до 120 °С) гораздо выше температуры денатурации коллагена, однако некоторые авторы обнаружили более низкую температуру полимеризации *in vivo* (возможно за счет кровоснабжения кости, теплопроводности ножки эндопротеза). Однако указанное свойство может быть причиной асептической нестабильности в дальнейшем. В то же время полимеризация костного цемента напрямую зависит от температуры окружающей среды, при повышении которой рабочее время с цементом сокращается.

Другими потенциальными проблемами являются уменьшение объема цемента в процессе полимеризации, приводящее к конфликту на границе кость/цемент; различные модули упругости кости, цемента и металла эндопротеза, что приводит к микроподвижности и образованию дебриса [23, 25].

Еще в 1976 г. Lautenschlager et al. выдвинули на первый план отсутствие

стандартов регулирования использования костного цемента, что затрудняло сравнение различных исследований. И хотя в дальнейшем эта проблема была устранена, различные марки костного цемента ведущих производителей имеют различные вязко-эластичные свойства, а сам цемент *in vivo* продолжает полимеризоваться в течение нескольких недель. Пластификаторы, которые включают непрореагировавшие мономеры метилметакрилата, и липиды увеличивают текучесть цемента. К тому же эффекту приводит и добавление антибиотиков [25].

На стабильность же эндопротеза влияет сила сцепления на границе цемент/кость, где она должна быть выше, и на границе цемент/металл, где она должна быть ниже и таким образом не препятствовать некоторому опусканию ножки эндопротеза на 2-4 мм в течение первого года после операции. Указанные выше обстоятельства требуют дальнейшего изучения.

2. Дизайн цементного эндопротеза тазобедренного сустава и техника установки

Без сомнения, то, что сделано во время операции ЭТБС, определяет дальнейшую судьбу эндопротеза, поэтому к выбору компонентов при эндопротезировании следует относиться очень тщательно.

На долговечность эндопротеза тазобедренного сустава влияют параметры бедренного и вертлужного компонентов: характер поверхности, наличие воротничка, модульной шейки, диаметр головки, – корригируемые факторы, зависящие от производителей, хирургов.

Вторая группа – это те механизмы, которые разворачиваются после имплантации эндопротеза и включают в себя механические, метаболические, иммунологические аспекты взаимодействия систем «имплантат-организм».

Ножка эндопротеза. Предпочтительными оказались средние по длине, без острых продольных выступов, изготавливаемые из сплава «кобальт-хром» ножки, которые обеспечивают передачу нагрузки на цемент-кость в средних отделах (меньше реакция *stress-shielding*,

stress-bypass, чем у длинных ножек, и меньше нагрузки на проксимальные отделы бедра, как у коротких ножек); дают хорошую ротационную стабильность, имеют высокие показатели усталости. Поверхность ножки должна обеспечивать хорошее сцепление с цементом, однако при нарушении этой связи должно образовываться минимальное количество продуктов износа цемента, так как это приводит к быстрому остеолиту и нестабильности. В настоящее время существуют два подхода к форме и поверхности ножки. Первый подход – полированные прямые ножки (*force-closed*), второй – изогнутые матовые ножки (*shaped-closed*). Они по-разному передают нагрузку на мантию костного цемента, имеют различное сцепление с цементом, способность к образованию дебриса, но в целом, *in vivo*, обе концепции показывают хорошие результаты при соблюдении правил их использования [4, 23, 25].

Воротничок ножки. Долгое время считалось, что наличие воротничка уменьшает напряжение в дистальных отделах цементной мантии, *stress-shielding* синдром, вероятность дистального смещения ножки эндопротеза. Однако, модели ножек, как с воротничком, так и без него показали неплохие результаты и могут применяться [4].

Шейка эндопротеза. Обеспечивает оптимальный *offset*, угол между ножкой, а наличие модульных шеек обеспечивает удобство при первичных и ревизионных операциях. Данные параметры изменяют натяжение мышц, длину конечности, стабильность сустава, его функционирование. Эти параметры чрезвычайно важны и для цементных, и для бесцементных моделей эндопротезов [4].

Головка эндопротеза. Это часть непосредственного узла движения, между головкой и чашкой имеется определенная сила трения, которая тем меньше, чем больше диаметр головки (22, 26, 28, или 32 мм), более гладкая её поверхность. Следует учитывать то факт, что больший диаметр головки (32 мм) вызывает больший объемный износ полиэтилена чашки,

что вместе с дебрис-синдромом приводит к остеолиту. Поэтому диаметр головки 28 мм некоторые считают оптимальным с точки зрения компромисса между силой и площадью трения, что приводит к уменьшению продуктов износа.

Имеет значение и материал, из которого она изготовлена, им может быть сплав «кобальт-хром» (чаще), керамика (реже), последняя имеет лучшие трибологические показатели, но она более хрупкая, что и ограничивает ее применение [4].

Цементная мантия. Оптимальное расположение ножки эндопротеза относительно канала бедренной кости, равномерное распределение цемента толщиной 2-3 мм, – залог успеха. Величина мантии может изменяться с величиной ножки, поэтому необходимо при предоперационном планировании прогнозировать возможный типоразмер ножки, соотнося его с формой канала.

Техника имплантации ножки эндопротеза цементной фиксации на современном этапе подразумевает подготовку канала бедренной кости (сверла, рашпили, щетки, пульсирующая струя) для выравнивания канала и удаления жира и крови. Большое значение придается технике смешивания и подачи костного цемента в канал, – смешивание шпателем и ручная подача менее выгодны по сравнению с устройствами для разведения костного цемента и его введения в костномозговой канал, при котором не допускается попадание воздуха и жидкостей в цемент, а заполнение полости происходит равномерно [4].

3. Нахождение в организме, реакция тканей на цемент

Доказано, что частицы цемента (дебрис-синдром) и продукты износа (главным образом полиэтилена) эндопротеза увеличивают вероятность развития остеолита и асептической нестабильности компонентов эндопротеза.

Так, S.M. Horowitz et al. (1993) показали, что при цементной фиксации эндопротеза, кроме частиц износа пары трения, механическое разрушение цементной мантии с образованием частиц полиметилметакрилата от 1 до 12 мкм приводит

к усилению продукции фактора некроза опухолей макрофагами, активации остеокластов на границе с костной тканью, и, как следствие, к асептической нестабильности компонентов эндопротеза [24].

Исследование потерь минеральной плотности костной ткани в области эндопротеза тазобедренного сустава в настоящее время осуществимо благодаря достижениям лучевой диагностики – двухэнергетической рентгеновской костной абсорбциометрии (DXA) в зонах Груена [18].

Остеопороз и остеопения существенно увеличивают риск АНКЭ за счет отсутствия адаптивной перестройки у женщин в зонах R2, R6, R7 и у мужчин в зонах R5 и R6 Груена. Дефицит минеральной плотности кости, сохраняющийся в проксимальных зонах Груена, создает условия для микроподвижности и способствует нестабильности [8].

Наиболее выраженные изменения наступают в сроки через 6 мес. после операции эндопротезирования, причем более выраженные – вокруг ацетабулярного компонента, к концу первого года наблюдается положительная динамика минеральной плотности кости [7].

Уменьшить вероятность развития остеолита можно путем повышения износоустойчивости полиэтилена, либо путем применения других пар трения [13].

С момента начала использования костного цемента появилась проблема в виде серьезных кардиоваскулярных нарушений, которые в настоящее время обозначаются как синдром имплантации костного цемента. Он проявляется тромбофлебитами, тромбоэмболиями легочных артерий, нарушениями сердечного ритма, цереброваскулярными нарушениями [16].

Авторы указывали на развитие гипотензии, которая чаще встречается с увеличением возраста пациентов [17]; прогрессирование АВ-блокады вплоть до летального исхода [21], причем превентивные меры в виде лаважа бедренного канала, стопроцентной оксигенации, введения эфедрина не всегда могут помочь в профилактике синдрома имплантации костного цемента [20]. Активация сосудисто-тромбоцитар-

ного звена гемостаза [12] увеличивает риск тромбоэмболических осложнений. Нестабильность компонентов эндопротеза вследствие ожога, остеолита костной ткани вкупе с вышеуказанными проявлениями данного синдрома изменили предпочтение хирургов в использовании цементной фиксации: все чаще используется бесцементная фиксация эндопротеза тазобедренного сустава у больных пожилого и старческого возраста [2].

Частота асептической нестабильности компонентов эндопротеза увеличивается с течением времени, причем чаще расшатывается вертлужный компонент [4].

4. Ревизионные операции, проблема удаления старого цемента

Даже успешная интеграция эндопротеза тазобедренного сустава не избавляет от ревизионных вмешательств, число которых увеличивается со временем и достигает 34–94% случаев [11]. Интересно, что число ревизий выше у более молодых пациентов, так как они, во-первых, более активны физически, и эндопротез, таким образом, испытывает повышенные нагрузки. Во-вторых, продолжительность жизни с момента эндопротезирования у них дольше, а значит и число циклов нагрузки больше.

Имеется взаимосвязь между скоростью изнашивания эндопротеза, частотой асептической нестабильности компонентов эндопротеза и ревизионных вмешательств.

Этот процесс объясняется остеолитом вокруг компонентов эндопротеза вследствие активации антиген-представляющих клеток – макрофагов. Остеолит вызван дебрис-синдромом и образованием частиц износа полиэтилена [25].

Кроме прочего, при удалении эндопротеза цементной фиксации существует трудность при извлечении остатков цемента, что заставило ученых механизировать этот процесс, используя ультразвук, либо роботизированные системы [10, 22].

5. Биоактивные костные цементы

В ходе развития материалов для травматологии и ортопедии происходила постепенная эволюция их от биотолерантных и биоинертных к биоактивным. Примером последнего в эндопротезировании служит биорезорбируемый кост-

ный цемент на основе гидроксиапатита, октокальцийфосфата и дигидрата дикальцийфосфата. Эти виды цемента непрерывно улучшаются по показателям прочности, значениям pH твердеющего раствора, пористости и скорости биорезорбции затвердевшего материала [13].

Помочь в решении этого сложного вопроса, возможно, смогут также деминерализованные костные трансплантаты, которые за счет содержания в них в незначительных количествах (0,1% от массы) факторов роста фибробластов (FGF), инсулиноподобного фактора роста 1 и 2 (IGF-1 и IGF-2), трансформирующего фактора роста β -1 (TGF β -1) и некоторых других обладают, тем не менее, высокой остеоиндуктивностью [19]. Имеются сообщения о выделении костных морфогенетических белков и из не костных тканей, например, из плаценты [1].

Таким образом, проблема цементной фиксации компонентов эндопротеза тазобедренного сустава встает перед хирургами на любом этапе: создания модели эндопротеза, первичного и ревизионного эндопротезирования, оценки результатов лечения в отдаленном периоде. Проблема эта многогранна и требует дальнейшего изучения.

Литература

1. Выявление белка с регенеративной и остеоиндуктивной активностью в плаценте / А.А. Ларионов [и др.] // Астраханский мед. журнал. – 2011. – №3. – С. 231-233.
2. Дадаев М.Х. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава эндопротезами с бесцементной фиксацией компонентов при переломе шейки бедренной кости у лиц пожилого и старческого возрастов: дис. ... канд. мед. наук / М.Х. Дадаев; РМАПО. – М., 2006. – 124 с.
3. Джованни К. Костный цемент и техника цементирования, антибиотики и костноцементные спейсеры, что следует знать? / К. Джованни // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2013. – №4. – С. 87-92.
4. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика: руководство / Н.В. Загородний. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2011. – 704 с.
5. Зоря В.И. К вопросу о тотальном эндопротезировании повреждений тазобедренного сустава у лиц старческого возраста / В.И. Зоря, С.Ф. Гнетецкий, В.В. Гурьев // Бюл. ВСНЦ СО РАМН. – 2006. – №4. – С. 117-122.
6. Мазуренко С.О. Диагностика и лечение остеопороза в общей клинической практике: руководство для врачей / С.О. Мазуренко. – СПб.: Изд-во С-Петербур. ун-та, 2010. – 56 с.
7. Макаров С.А. Оценка динамики минеральной плотности костной ткани вокруг эндопротеза после операции тотального бесцементного эндопротезирования тазобедренного сустава у больных с ревматическими заболеваниями / С.А. Макаров, М.А. Макаров // Современная ревматология. – 2008. – №2. – С. 63-66.
8. Остеопороз как фактор риска асептической нестабильности при эндопротезировании тазобедренного сустава / С.С. Родионова [и др.] // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2007. – №2. – С. 35-40.
9. Педаченко Е.Г. Современные костные цементы для пункционной вертебропластики (обзор литературы) / Е.Г. Педаченко, С.В. Кушаев // Украинский нейрохирургический журнал. – 2001. – №4. – С. 24-31.
10. Резник Л.Б. Эффективность применения ультразвука для удаления костного цемента при ревизионном эндопротезировании / Л.Б. Резник, Г.Г. Дзюба, А.А. Новиков // Травматология и ортопедия России. – 2012. – №1. – С. 30-35.
11. Сементковский А.В. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава при асептической нестабильности бедренного компонента эндопротеза (обзор литературы) / А.В. Сементковский // Травматология и ортопедия России. – 2011. – №1. – С. 153-159.

12. Синдром имплантации костного цемента в периоперационном периоде эндопротезирования крупных суставов / И.А. Томашевский [и др.] // *Общая реаниматология*. – 2007. – №4. – С. 93-97.
13. Сравнительный анализ медицинских цементов для ортопедии / В.Е. Формазюк [и др.] // *Материалы Междунар. конгр. «Травматология и ортопедия: современность и будущее» (7-9 апреля 2003 г.)*. – М.: РУДН, 2003. – С. 178.
14. Сравнительный анализ отдаленных результатов применения бедренных компонентов цементной фиксации СРТ и Libinus Classic Plus при первичном тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / Р.М. Тихилов [и др.] // *Травматология и ортопедия России*. – 2009. – №4. – С. 5-14.
15. Экспериментальное обоснование применения хирургического цемента и использование результатов для эндопротезирования тазобедренного сустава в клинике / Б. Бхаджан [и др.] // *Вестник РУДН*. – 2002. – №3. – С. 78-81.
16. Bone cement implantation syndrome / W.R. Lamadé [et al.] // *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. – 1995. – №6. – P. 335-339.
17. Circulatory changes following implantation of polymethylmethacrylate bone cement / F.T. Schuh [et al.] // *Anesthesiology*. – 1973. – №4. – P. 455-457.
18. Dual X-ray absorptiometry for the evaluation of bone density from the proximal femur after total hip arthroplasty: analysis protocols and reproducibility / C. Trevisan [et al.] // *Calcified tissue international*. – 1993. – №3. – P. 158-161.
19. Etienne G. Use of cancellous bone chips and demineralized bone matrix in the treatment of acetabular osteolysis: preliminary 2-year follow-up / G. Etienne, P.S. Ragland, M.A. Mont Etienne // *Orthopedics*. – 2004. – №1. – P. 123-126.
20. Kiyoshi T. Cardiac arrest during hip arthroplasty with cement gun / T. Kiyoshi // *Journal of anesthesia*. – 1998. – №12. – P. 168-170.
21. Learned D.V. Lethal progression of heart block after prosthesis cementing with methylmethacrylate / D.V. Learned, S.B. Hantler // *Anesthesiology*. – 1992. – №5. – P. 1044-1046.
22. Nogler M. Cement removal with the ROBODOC system in total hip arthroplasty stem – revision / M. Nogler, M. Krismer // *Navigation and robotics in total joint and spine surgery*. – 2004. – P. 151-154.
23. Scheerlinck T. The design features of cemented femoral hip implants / T. Scheerlinck, P.-P. Casteley // *The journal of bone and joint surgery*. – 2006. – Vol. 88-B, №11. – P. 1409-1418.
24. Studies of the mechanism by which the mechanical failure of polymethylmethacrylate leads to bone resorption / S.M. Horowitz [et al.] // *The journal of bone and joint surgery*. – 1993. – №6. – P. 802-813.
25. Webb J.C. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery / J.C. Webb, R.F. Spencer // *The journal of bone and joint surgery*. – 2007. – Vol. 89, №7. – P. 851-857.

**THE PROBLEMS OF CEMENT FIXATION OF HIP PROSTHESIS COMPONENTS
IN PATIENTS WITH HIP FRACTURE (REVIEW)**

*A.V. Fedoseyev, A.A. Litvinov, A.A. Chekushin, P.S. Filonenko,
A.Al. Mansoor, E.E. Yurchikova*

Hip joint arthroplasty one of wasps mainly treatment of degenerative diseases and injuries of the hip joint. There are two methods of fixing components of hip prosthesis – cement and cementless. The authors present data on the problems of cement hip joint arthroplasty both during consideration of the properties of bone cement, and clinical stage. Also highlight the prospects development of new types of bone cement.

Keywords: hip replacement, bone cement, cement fixation of the prosthesis, cement intoxication syndrome.

Федосеев А.В. – д.м.н., проф., зав. кафедрой общей хирургии РязГМУ им. акад. И.П. Павлова Минздрава России.

E-mail: Hirurgiarzn@gmail.com

Литвинов А.А. – к.м.н., доц. кафедры общей хирургии РязГМУ им. акад. И.П. Павлова Минздрава России.

E-mail: Hirurgiarzn@gmail.com

Чекушин А.А. – к.м.н., ассист. кафедры общей хирургии РязГМУ им. акад. И.П. Павлова Минздрава России.

E-mail: rmi-62@rambler.ru

Филоненко П.С. – к.м.н., ассист. кафедры общей хирургии РязГМУ им. акад. И.П. Павлова Минздрава России.

E-mail: Hirurgiarzn@gmail.com

Ахмад Аль Мансур – очный аспирант кафедры общей хирургии РязГМУ им. акад. И.П. Павлова Минздрава России.

E-mail: dr.ahmad_almansour@yahoo.com

Юрчикова Е.Е. – ординатор кафедры общей хирургии РязГМУ им. акад. И.П. Павлова Минздрава России.

E-mail: Hirurgiarzn@gmail.com