

КОСТНЫЙ ЦЕМЕНТ В ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

Ключевые слова: тазобедренный сустав, эндопротезирование, костный цемент, цементное эндопротезирование.

Одной из основных проблем эндопротезирования тазобедренного сустава, несмотря на многообразие различных конструкций эндопротезов, остаётся поиск методов стабильной фиксации компонентов эндопротеза. На сегодняшний день известно три типа фиксации компонентов эндопротеза: бесцементный, цементный и гибридный.

При бесцементном эндопротезировании фиксация компонентов эндопротеза в костном ложе осуществляется за счёт конструктивных особенностей выбранной модели, позволяющих достигнуть максимально плотного контакта с костью путём анатомической адаптации конструкции; изменения рельефа поверхности (лазерное напыление, покрытие с порами и другими рельефными образованиями, покрытие эндопротезов остеоиндуктивным и остеопролиферативным напылением, например гидроксиапатитом и др.) или дополнительными крепежными приспособлениями. Всё это способствует достижению более прочной вторичной стабильности эндопротеза. Использование костного цемента, на основе полиметилметакрилата, ведёт к увеличению первичной стабильности эндопротеза (в 8-9 раз по сравнению с бесцементным типом фиксации), что даёт возможность более ранней физической нагрузки на оперированную конечность [1,2,4,12,15,19]. Гибридное же эндопротезирование подразумевает под собой фиксацию одного из компонентов при помощи костного цемента, а второго без его использования.

Ещё в начале нашего века соотношение выполнения цементного и бесцементного эндопротезирования тазобедренного сустава в мире было приблизительно равным. На сегодняшний день, предпочтение ортопедов, в том числе и в Украине отдаётся бесцементным методикам, хотя удельный вес цементного эндопротезирования всё ещё остаётся достаточно высоким [1,2,5,6,7,11]. Здесь можно выделить несколько причин.

Во-первых, в последнее время чётко определились показания к цементному эндопротезированию тазобедренного сустава. Цементное эндопротезирование применяется преимущественно у больных старшей возрастной группы (65-70 лет

и старше) с коксартрозом, медиальными переломами шейки бедренной кости, ревматоидным артритом, опухолями шейки и головки бедренной кости и другими патологическими состояниями, осложнёнными остеопенией и остеопорозом. Применение цементной технологии также возможно у молодых пациентов, страдающих ревматоидным артритом и другими системными поражениями суставов с сопутствующим остеопорозом [1,2,3,4,5,6,7,11,12,15,18].

Во-вторых, за последние 10-15 лет в эндопротезировании тазобедренного сустава разработано множество конструкций бесцементной фиксации, которые, в определённой доле случаев с успехом могут заменить цементные эндопротезы у больных с сопутствующими остеопенией и остеопорозом.

В-третьих, данная операция должна сопровождаться более тщательным анестезиологическим обеспечением, по сравнению с обычным эндопротезированием. Доказано, что на этапе установки бедренного компонента эндопротеза при введении под давлением костного цемента в костномозговой канал развивается синдром имплантации, являющийся следствием рассеянной лёгочной эмболии и обусловленный тем, что жировые клетки и клетки костного мозга, а также частички костной пыли запрессовываются в сосудистую систему. Компоненты костного цемента являются высокотоксичными соединениями, поэтому при попадании в кровоток они оказывают депрессивное действие на органы и системы, в том числе и на сердечно-сосудистую систему. Также, имеются сообщения о величине и значимости высвобождения гистамина с развитием тяжёлой реакции гиперчувствительности в ответ на введение цемента [5,6,7,15,21].

В-четвёртых, современных ортопедов сдерживают от использования костного цемента не редкие неудовлетворительные ранние и отдалённые результаты данного вида эндопротезирования тазобедренного сустава.

Но, несмотря на постепенное уменьшение сторонников цементного эндопротезирования, в мире остаётся ряд стран (Швеция, Норвегия, Финляндия, США), где до сегодняшнего дня имеются школы ортопедов, предпочитающие использование данного типа фиксации компо-

Основные марки цемента и типы полимеров

Тип полимера	Марка цемента
Чистый полиметилметакрилат	CMW1, CMW3, Cemex, Zimmer regular +LVC
Полиметилметакрилат+ метакрилат	Palacos R, Palamed, Osteopal, Versabond, Smart-Set NV
Полиметилметакрилат+ бутилметакрилат	Sulfix-6, Boneloc, Bioloc
Полиметилметакрилат+ стеарин	Simplex RO, Osteobond, CMW Endurans

нентов эндопротеза тазобедренного сустава бесцементному. И эффективность данного вида эндопротезирования подтверждается хорошими и отличными отдалёнными результатами через 20 лет и более [1,2,5,11,15,19].

Сегодня в мировой практике широко применяется более 10 различных марок костного цемента, а всего их известно более тридцати.

Основой любого костного цемента используемого при эндопротезировании тазобедренного сустава является порошкообразное вещество полиметилметакрилат (ПММА), который был открыт в 1902 году химиком Otto Röhm [15].

В 1936 году компания Kulzer определила, что масса тестообразной консистенции твердеет при смешивании порошкообразного полимера ПММА с жидким мономером после добавления пероксида бензоила и при нагревании этой смеси до 100°C.

Впервые смесь полиметилметакрилата была клинически использована при замещении дефектов черепа у обезьян в 1938 году [15].

В 1940 г. E. Schnebel обнаружил возможность полимеризации метилметакрилата при комнатной температуре (холодная полимеризация) под влиянием третичных ароматических аминов. Таким образом, появилась возможность проведения этой реакции при помощи смеси полимера и мономера “in situ” [15].

Идея применения костного цемента для эндопротезирования, использовавшегося до этого в стоматологической практике для пломбировки зубов, принадлежит американскому ортопеду из Нью-Йорка E.J. Naboush (1953), который первым описал в литературе особенности данной технологии [5].

В 1957 г. Wiltse et al. опубликовали результаты своих экспериментальных исследований с использованием костного цемента в ортопедической хирургии [5,8,15].

Однако наиболее активно пропагандировал и довёл до высокого клинического уровня данную технологию John Charnley (1961). Именно его «низкофрикционное» эндопротезирование тазобедренного сустава считалось и остаётся «золотым стандартом» в цементном эндопротезировании [5,6,7,8,12,13,15,20,22]. С этого момента берёт начало активное развитие эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием костного цемента.

Как уже отмечалось, основой всех видов костного цемента является порошкообразный полимер и жидкий мономер. Разновидности полимеров входящих в ту или иную марку цемента представлены в таблице 1 [7].

При смешивании жидкой и порошкообразной частей происходит полимеризация метилметакрилата с образованием твёрдого полимерного материала. Для того чтобы можно было наблюдать за распространением и поведением костного цемента в зоне имплантации, в него добавляют специальные рентгенконтрастные вещества: циркония диоксид (ZrO_2) либо бария сульфат ($BaSO_4$) [6,7,15].

Жидкий компонент содержит мономер — метилметакрилат (ММА), катализатор реакции полимеризации вместе с ингибитором (гидрохинон), который добавляется для предотвращения преждевременной полимеризации мономера, и другие активные ингредиенты (хлорофилл, аскорбиновая кислота и др.). Таким образом, биологические свойства получаемого мономера зависят от конкретной марки цемента, в то время как физические и химические характеристики зависят от способа смешивания и хирургической техники имплантации, а также от конструкции используемого эндопротеза.

В момент смешивания твёрдые частицы полиметилметакрилата (ПММА) окутываются мономером, и благодаря эффекту взаимодействия в системе амин/пероксид, полимеризация начинается внутри и вокруг окутанных частиц.

Изменяя размеры частиц, концентрацию инициатора и катализатора, используя различные акриловые мономеры, можно получить костный цемент с различными свойствами. Сравнение различных видов цемента по составу полимера и мономера представлено в таблице 2 [15]. Современные составы позволяют быстро получать полимеризованный акриловый цемент (в течение 15 мин).

Главные отличия между этими разновидностями цемента состоят в молекулярной массе полимера, содержании гомополимера и сополимера, содержании рентгенконтрастного вещества и наличии, или отсутствии специальных добавок, например, хлорофилла в цементе Palacos R (хлорофилл выступает в роли контрастного вещества, которое облегчает удаление цементной мантии

Наиболее распространённые марки акрилового цемента и подробный состав их компонентов

Марка цемента	Производитель	Состав порошка	Состав жидкости
Simplex P	Howmedica, Inc. (США) Shannon Industrial Estate Co. (Ирландия)	75% Сополимер ПММА/стирол 15% ПММА 10% BaSO ₄	97,4% ММА 2,6% ДМПТ 75 ppm Гидрохинон
Zimmer Regular	Zimmer, Inc (США)	ПММА+BaSO ₄	ММА
Zimmer LVC (Low Viscosity)		89,2% Сополимер ПММА/ стирол 10% BaSO ₄ 0,75% БПО	97,25% ММА 2,75% ДМПТ 75 ppm Гидрохинон
Zimmer Osteobond		87,5% Сополимер ПММА/ стирол 10% BaSO ₄ 1,2-2,5% БПО	99,25% ММА 0,75% ДМПТ 75 ppm Гидрохинон
Palacos R	Производитель: Haereus, Kulzer GmbH, Германия Дистрибьютор: Smith and Nephew Orthopedics, Inc (США) – Schering-Plough (Великобритания) – E. Merck (Германия)	84% Сополимер ПММА/ стирол 15% ZrO ₂ (200 ppm) Хлорофилл	98% ММА 0,02% ДМПТ (267 ppm) Хлорофилл
CMW-1	Wright Medical Technology (США)	88,8% ПММА 2,05% БПО 9,1% BaSO ₄	98,2% ММА 0,82% ДМПТ 20 ppm Гидрохинон 0,945% Этанол 0,02% Аскорбиновая кислота
CMW-3	Johnson & Johnson/ DePuy (США)	88% ПММА 2% БПО 9,1% BaSO ₄	96,54% ММА 0,82% ДМПТ 20 ppm Гидрохинон 0,945% Этанол 0,02% Аскорбиновая кислота
CEMEX RX	Tecres SpA (Италия)	88,27% ПММА 2,73% БПО 9% BaSO ₄	99,1% ММА 0,9% ДМПТ 75 ppm Гидрохинон
CEMEX Extra Low Viscosity		85% ПММА 12% BaSO ₄ 3% БПО	98,2% ММА 1,8% ДМПТ 75 ppm Гидрохинон
CEMEX Isoplastic		84,3% ПММА 2,7% БПО 13% BaSO ₄	99,1% ММА 0,9% ДМПТ 75 ppm Гидрохинон
CEMEX System		85% ПММА 12% BaSO ₄ 3% БПО	98,2% ММА 1,8% ДМПТ 75 ppm Гидрохинон
CEMEX Fluoride LV		85% ПММА 6% BaSO ₄ 3% БПО 6% NaF	98,2% ММА 1,8% ДМПТ 75 ppm Гидрохинон

ПММА – полиметилметакрилат; **БПО** – бензоил пероксид;

ДМПТ – N,N-диметил-п-толуидина (третичный амин); **Ppm** – миллионная доля.

при проведении ревизионного эндопротезирования).

С практической точки зрения при подготовке акрилового цемента можно выделить 2 периода:

- период смешивания, который длится от начала смешивания компонентов до момента, когда цемент может быть перенесен в костную полость. Смешивание выполняется в специальном пластиковом, керамическом, или нержавеющей контейнере при помощи шпателя, либо в специальных вакуумных смесителях. Для каждой марки цемента определено время смешивания, рекомендованное производителем. По окончании этого периода вязкость цемента начинает быстро нарастать вследствие полимеризации;
- рабочее время, которое длится от момента имплантации до момента, когда цемент начинает твердеть [10,11,13,21,22].

После этих двух периодов наступает третий, когда отмечается повышение температуры, как проявление реакции полимеризации. Время полимеризации акрилового цемента существенным образом зависит от факторов окружающей среды. Незначительные колебания температуры, даже несколько градусов, могут привести к значительному изменению времени полимеризации (таблица 3) [16].

В процессе полимеризации акрилового цемента, по мере увеличения вязкости, выделяется

Таблица 3

Зависимость времени готовности цемента от температуры окружающей среды

Температура воздуха в операционной	Готовность цемента при открытом смешивании	Готовность цемента при вакуумном смешивании
24 градуса	3 мин	3,5 мин
16 градусов	8 мин	7,5 мин

тепло в размере 57 кДж на 1 г метилметакрилата. Это приводит к подъёму местной температуры (максимальный пик) до 80-124°C в зависимости от соотношения мономера и полимера, концентрации бензоила пероксида и N,N-диметил-п-толуидина, а также других параметров. Тем не менее, клинические исследования показали, что на границе кость-цемент происходит значительное интраоперационное снижение температуры (до 40-46°C) [8,12,17].

Выделение тепла, наряду с высвобождением мономера в окружающие ткани, являются главными негативными моментами при использовании костного цемента в ортопедической практике.

К повышению максимальной температуры приводят: большая масса акрилового цемента, низкая теплопроводность имплантата, эндопротез, не охлаждённый перед имплантацией, недостаточное промывание операционной области, большое количество мономера, большое количество инициатора или катализатора, который быстро инициирует полимеризацию.

Температура на поверхности полимера 120°C, если его масса составляет ≈ 60 г (т.е. одна упаковка). При повышении массы цемента до 120 г температура возрастает до 140°C. В литературе описано много случаев ожогов живых тканей. На цементном слое толщиной 1,25 мм во время полимеризации температура повышается до 56°C, что является порогом сохранения белковых тел. Таким образом, такая толщина цементной мантии является оптимальной. Всё, что более — недопустимо. Например, при толщине цементной мантии 1,75 мм температура на поверхности достигает приблизительно 80°C [10,21].

В то же время, когда количество выделенной энергии при полимеризации акрилового цемента зависит от количества мономера, который берёт участие в реакции полимеризации, максимальная местная температура зависит от количества рассеянной энергии. В реальных условиях существует несколько факторов, которые приводят к рассеиванию энергии, включая местное кровообращение и пористость костной ткани. Доказано, что существует линейная зависимость между средним размером частиц порошкообразного полимера и максимальной температурой полимеризации [17].

Замеры температуры на поверхности цементной массы во время операции дают более успокоительные результаты. На поверхности цемента, который выступал из костного канала температура не поднималась выше 47°C. Эту разницу в температуре ($\approx 120^\circ\text{C}$ на воздухе и $\approx 47^\circ\text{C}$ в операционной ране) можно объяснить наличием в ране влаги, которая испаряясь резко уменьшает мест-

ную температуру и предотвращает ожог биологических тканей [8].

При использовании акрилового цемента также необходимо иметь ввиду, что во время полимеризации происходит его уменьшение в объёме (расширение, а потом усадка) в диапазоне 1-6%. Поэтому увеличение толщины цементной мантии в дальнейшем ведёт к образованию зазора между ней и костью. Если толщина мантии составляла 1,2 мм, то зазор будет незначительным — 0,07 мм. При толщине цементной мантии 6 мм зазор увеличится до 0,35 мм. Такой зазор может стать причиной недостаточной первичной стабильности имплантата, возникновения подвижности при циклических нагрузках. Микроподвижность между цементом и костью приводит к износу частей искусственного сустава, которые трутся между собой, что в дальнейшем может привести к воспалительным процессам и нестабильности [7,19,20,22].

Цементная мантия, которая образовывается вокруг ножки эндопротеза, выполняет роль защитной прокладки, которая затрудняет пролиферацию костной ткани в имплантат и берёт на себя силовые потоки.

Прочность цементной прокладки сильно зависит от её толщины: чем она толще, тем легче её разрушить компрессионной нагрузкой. Исследования показывают, что прокладка толщиной 1,25 мм способна выдержать 1500 кгс/см², а прокладка толщиной 6 мм — только 800 кгс/см². Поэтому подбор размеров ножки имеет очень большое значение. Нежелательно допускать большие зазоры между имплантатом и костной тканью — это будет негативно влиять на прочность фиксации эндопротеза [7].

Перед полимеризацией расстояние между молекулами мономера составляет 4 Е (силы Ван дер Ваальса), в то время как после операции, вследствие формирования ковалентных связей, они разъединяются межмолекулярными расстояниями (1,9 Е). Это и обуславливает значительную усадку, которая в случае полимеризации только одного мономера составляла бы 21-22% и не позволяла бы использовать этот материал в качестве цемента для эндопротезирования суставов. Однако смешивание мономера с частицами преполimerизированного полимера значительно уменьшает степень усадки и позволяет использовать акриловый цемент в ортопедической практике. Кроме того, наличие пористости ещё больше уменьшает усадку материала, которая составляет 2-4% от первичного объёма [13].

Следующей немаловажной характеристикой костного цемента является вязкость. Время сме-

шивания и время перенесения в костную полость для каждой марки цемента должно определяться отдельно, учитывая показатели вязкости в динамике. Вязкость повышается с течением времени, т.е. с нарастанием реакции полимеризации.

В условиях операционной нужна достаточно низкая вязкость цемента, которая бы позволяла пастообразной смеси проходить через систему доставки (шприц, или цементный пистолет) и проникать между костными трабекулами.

Идеальный костный акриловый цемент должен демонстрировать низкую и практически одинаковую вязкость в течение всего рабочего периода (обычно 3-6 мин после смешивания) с последующим быстрым её повышением благодаря кратковременной окончательной полимеризации [14,18].

Если вязкость цемента слишком низкая, это может привести к более длительному затвердеванию, чем ожидалось, следствием чего может быть формирование дефектов, расслоение цементной мантии, смещение имплантата, если он двигается до окончательной полимеризации цемента. С другой стороны, высокая вязкость может привести к образованию дефектов на границе цемент-кость и цемент-имплантат из-за низкого проникновения цемента в костные поры и/или плохую его текучесть.

Одни авторы советуют использовать цементы с низкой вязкостью (или, равноценно, цемент на ранней стадии подготовки), потому, что они могут одинаково легко проникать в костные поры при любом приложенном давлении [14]. Другие — утверждают, что лучшие показатели цементной мантии могут быть получены при использовании цементов высокой вязкости (или, равноценно, цементом на поздней стадии подготовки) [18].

Вязкость цемента возрастает при добавлении волокон, увеличении молекулярной массы полимера и растворимости полимера в мономере, изменении состава порошкообразного компонента, или размеров частиц полимера и повышении температуры компонентов цемента. Охлаждение компонентов цемента, по отношению к температуре окружающей среды, приводит к увеличению времени его полимеризации и снижает вязкость некоторых видов цемента [14].

Ещё одной характеристикой костного цемента, влияющей на стабильность эндопротеза, является пористость цементной массы.

Существует несколько причин появления пористости цемента. К ним относятся: воздух, который изначально содержится в жидком и порошкообразном компоненте цемента, попадание воздуха при переносе порошка в контейнер и во

время смешивания, испарение мономера, попадание воздуха при переносе цементной смеси в костную полость.

В полимеризованном цементе выделяют два типа пор: макропоры (шириной более 1 мм) и микропоры (шириной от 0,1 до 1 мм).

Поры действуют как концентраторы напряжений. С них начинается раскалывание, что может стать причиной раннего разрушения цементной мантии от усталости. Тем не менее, некоторые авторы [20,21] отмечают, что поры защищают мантию от окончательного разрушения, и тем самым продлевают срок функционирования эндопротеза [22].

Основываясь на этом, допустимым является положение, что при любых условиях должны быть приложены все силы для снижения микро- и макропористости костного цемента. Уровень пористости снижается при использовании центрифугирования и вакуумного смешивания. К тому же успех этих манипуляций зависит от температуры, при которой хранился мономер перед использованием [9,15,16].

Проникновение цемента между трабекулами спонгиозной кости является одним из самых важных факторов, от которого зависит надёжность и длительность фиксации имплантата. Исследования показали, что метод перенесения цемента и подготовки поверхности кости значительно влияют на механические свойства системы кость-цемент. Пальцевое введение тестообразной цементной массы на неподготовленную поверхность кости ведёт к образованию системы с низкой прочностью, по сравнению с системой, образованной при использовании цемента с низкой вязкостью, перенесенного на хорошо подготовленную поверхность кости. Наилучшие механические свойства были получены после обработки кости при помощи пульсационного промывания или с использованием полиэтиленовой щётки и при проникновении цемента в между костными трабекулами на глубину 5-10 мм [9,20].

Заключение

Подытоживая, следует сказать, что качество, успешность и характер отдалённых результатов цементного эндопротезирования тазобедренного сустава зависит от совокупности следующих факторов:

- опыта оперирующего хирурга и слаженности работы оперирующей бригады;
- тщательности предоперационного планирования и адекватного подбора конструкции эндопротеза;
- тщательной подготовки костного ложа;

- выбора костного цемента и технологии его использования;
- равномерности распределения и достаточной толщины цементной мантрии, как вертлужного, так и бедренного компонентов эндопротеза;
- выбора пары трения эндопротеза;
- удаления остатков цемента из области сустава и операционного поля;
- пери- и послеоперационного ведения пациента.

Также остаётся ряд вопросов по поводу свойств и характеристик костного цемента при использовании его в ортопедии и непосредственно в эндопротезировании тазобедренного сустава. В доступной нам литературе мы не нашли ответов на некоторые интересующие нас вопросы. Одним из самых важных, по нашему мнению, является вопрос об изменении жёсткостных и прочностных характеристик костного цемента с течением времени. Ответ на этот вопрос поможет более качественно подходить как к раннему послеоперационному ведению больных после цементного эндопротезирования, так и предвидеть поведение системы кость-цемент-эндопротез в более отдалённые периоды её функционирования.

Литература

1. Торчинський В.П. Тотальне ендопротезування кульшового суглоба з використанням кісткового цементу (клініко-експериментальне дослідження): Дис... канд. мед. наук: 14.01.21 / Торчинський В.П. – АМН України; Інститут травматології та ортопедії. – К., 2001. – 144 с.
2. Васильчишин Я.М. Оптимізація технології цементного ендопротезування кульшового суглоба : автореф. дис... канд. наук: 14.01.21 / Васильчишин Ярослав Миколайович. – К., 2008. – 198 с.
3. Методика вибору способу фіксації компонентів ендопротеза кульшового суглоба у хворих на ревматоїдний артрит / С.І. Герасименко [та ін.] // Ортопедія, травматологія і протезування. – 2011. – № 1. – С. 18–24.
4. Клінічні та біомеханічні аспекти цементного ендопротезування кульшового суглоба / В.Л.Васюк [та ін.]. – Чернівці: БДМУ, 2009. – 201 с.
5. А.Е.Лоскутов. Эндопротезирование тазобедренного сустава / А.Е.Лоскутов. – Днепропетровск: Лира, 2010. – 344 с.
6. Прохоренко В.М. Первичное и ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / Прохоренко В.М. – Новосибирск: АНО Клиника НИИТО, 2007. – 348 с. ил.
7. Р.М.Тихилов. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава / Р.М.Тихилов, В.М.Шаповалов. – СПб.: РНИИТО им. Р.Р.Вредена, 2008. – 557 с.
8. Breusch S.J. Cementing technique in total hip replacement: factors influencing survival of femoral components // Breusch S.J. – Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: Springer, 2001. – 307 p.
9. Dynamic mechanical behavior of PMMA based bone cements in wet environment / De Santis R. [et al.] // J. Materials Sci. Materials in Med. – 2003. – №14. – P. 583–594.
10. Lewis G. Use of Isothermal Heat-Conduction Microcalorimetry (IHCMC) for the Evaluation of Synthetic Biomaterials / G. Lewis, A.U. Daniels // J. Biomed Materials Res. – 2003. – №66B. – P. 487–501.
11. Prognosis of total hip replacement: Update and validation of results from the Swedish National Hip Arthroplasty Registry [Електронний ресурс] / Malchau H, Herberts P, Söderman P, Odén A // 67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. “Orlando, USA, March 15–19, 2000. Режим доступу: <http://www.mcmmincentre.co.uk/pdf/update-validation-results-from-swedish-hip-arthroplasty-registry.pdf>. “ Назва з екрану.
12. Results of in vitro studies about the mechanism of wear in the stem-cement interface in THR. / Wirz D. [et al.] // ASTM International, Conshohocken PA, USA. – 2003. – P. 222–234.
13. Using nanotechnology to increase the fatigue life of acrylic bone cement / Bellare A, Lee Y-L, Fitz W, Thornhill T.S. // Transactions 51th Annual Meeting ORS, Washington, February 20–23 2005, P. 288.
14. Factors affecting the mechanical and viscoelastic properties of acrylic bone cement / Lee A.J.C. [et al.] // J. Mater. Sci. – Mater. in Med. – 2002. – № 13. P. 723–733.
15. Breusch S.J. The well-cemented total hip arthroplasty / S.J. Breusch, H. Malchau. – Medizin, Verlag, Heidelberg: Springer, 2005. – 377 p.
16. Kühn K.D. Acrylic bone cements: composition and properties / K.D. Kühn, W. Ege, U. Gopp // Orthop. Clin. N. Am. – 2005. – # 36. P. 17–28.
17. R. Amirfeyz. The effect of bone porosity on the shear strength of the bone–cement interface / Rouin Amirfeyz, Gordon Bannister // International Orthopaedics (SICOT). – 2009. – №33. – P. 843–846.
18. Mixing Method Affects Elution and Strength of High-dose ALBC: A Pilot Study / Ryan Miller [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2012. “ №470. “ P. 2677–2683.
19. The relationship between stem subsidence and improvement in the radiolucency in polished tapered stems / Ayumi Kaneuji [et al.] // International Orthopaedics (SICOT). – 2006. – №30. – P. 387–390.
20. Pulsed lavage improves fixation strength of cemented tibial components / Ulf J. Schlegel [et al.] // International Orthopaedics (SICOT). – 2011. – №35. – P. 1165–1169.
21. Hand-mixed and premixed antibiotic-loaded bone cement have similar homogeneity / Alex C. [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2009. – №467. – P. 1693–1698.
22. Strength of antimicrobial bone cement decreases with increased poragen fraction / Matt Nugent [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2010. – №468. – P. 2101–2106.