

УДК 616.711—089.844:541.64

Современные костные цементы для пункционной вертебропластики (обзор литературы)

Педаченко Е.Г., Куцаев С.В.

Институт нейрохирургии им.акад.А.П.Ромоданова АМН Украины, Киев

Ключевые слова: *вертебропластика, костные цементы, Palacos, минимальноинвазивная спинальная нейрохирургия.*

Введение. Пункционная вертебропластика (ПВ) является современным методом лечения больных с разнообразными поражениями тел позвонков на почве остеопороза, травмы, опухолевого процесса.

В предлагаемой статье анализируются данные литературы по вопросам выбора костного цемента для проведения вертебропластики. Проведена сравнительная оценка наиболее распространенных костных цементов, используемых для вертебропластики.

Введение костных цементов в пораженное тело позвонка обеспечивает его надежную консолидацию, предотвращает развитие компрессионного перелома, устраняет болевой синдром. Именно от адекватного выбора костного цемента и метода его использования зависят результаты операции.

Использование полиметилметакрилата. Полиметилметакрилат (ПММА) является производным акриловых смол, разработан как пластический материал в 30-х годах XX столетия [6,7,21].

Первоначально полимеры на основе эфиров акриловой и метакриловой кислот использовались в стоматологии. И сегодня практически все современные композиционные пломбировочные материалы содержат в качестве органической основы полифункциональные метакрилаты. Однако уникальные свойства метакрилатов в хирургии были использованы несколько позже — их применение в пластической и реконструктивной хирургии для ринопластики и пластики орбитальной области началось в 50—60-х годах. В торакальной хирургии некоторое время выполнялось “пломбирование” легких при туберкулезе, однако позже от этого метода отказались [21].

В ортопедии наиболее широкое применение ПММА нашел для фиксации протезов и имплантатов. В 1958 г. впервые были использованы акриловые смолы для укрепления протеза головки бедренной кости при артропластике [6,7,21]. Методика используется до настоя-

щего времени. Проведенные многочисленные исследования показали высокие биомеханические свойства производных акриловых смол, их надежность и прочность [3,6,17,21,42,56]. В последующем для ортопедической практики были разработаны специальные полиметилметакрилаты, получившие название *костных цементов*.

В нейрохирургии композиционные материалы на основе полиметилметакрилата начали применять для пластики дефектов черепа и используются с этой целью до сих пор. Некоторыми авторами ПММА даже использовался для окутывания аневризм сосудов головного мозга [21].

В спинальной нейрохирургии ПММА впервые применен в 1959 г. [33]. При проведении стабилизирующей операции на шейном отделе позвоночника произведена консолидация пораженных сегментов позвоночника путем окутывания метакрилатом остистых отростков и дуг позвонков [33]. В 1967 г. впервые описана техника корпородеза метилметакрилатом после корпорэктомии по поводу лимфомы на шейном отделе позвоночника [21]. С того времени подобные операции стали использоваться в нейрохирургии на всех уровнях позвоночника. В большинстве случаев — это открытые оперативные вмешательства с последующей установкой различных типов металлических стабилизирующих систем [21]. В 1998 г. было описано использование ПММА для корпоропластики при торакоскопической корпорэктомии [18].

Пункционная вертебропластика. Пункционная вертебропластика (перкутанная цементопластика, перкутанная вертебропластика, транспедикулярная вертебропластика) — новый малоинвазивный метод обеспечения стабилизации и консолидации поврежденных тел позвонков с использованием костных цементов [2,11,12,13,17,20,29,30,41,45,53]. Метод разработан в конце 80-х — начале 90-х годов во Франции для хирургического лечения агрессивных форм гемангиом позвоночника [10,12,17,20,42]. В на-

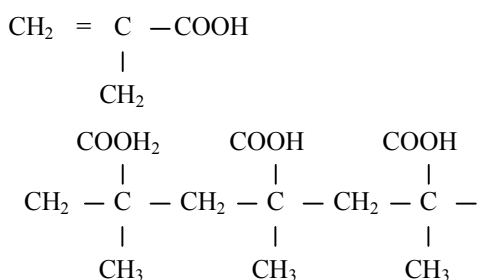
стоящее время применяются методики ПВ на шейном, грудном и пояснично-крестцовом отделах позвоночника [12,17,29,30,45,53].

Принцип вмешательства заключается во введении костных цементов в тело пораженного позвонка. Полужидкий цемент распространяется по губчатой ткани и по мере полимеризации костного цемента обеспечивается консолидация пораженного позвонка. Другим важным свойством метода является обеспечение надежной стабилизации тела позвонка и предупреждение развития его компрессионного перелома [15,20,30,45].

Помимо обеспечения опорной функции, введение в тело позвонка стабилизирующего агента приводит к значительному уменьшению выраженности болевого синдрома [12,13,20,29,53]. Эта особенность вмешательства позволила использовать введение композиционных материалов при остеопорозе и при метастазах в тела позвонков [10,11,12,13,29,30,41,45]. В настоящее время в США 80% ПВ выполняется при хирургическом лечении остеопороза позвоночника [10,29].

В последние годы ПВ применяется при первичных и метастатических опухолях тел позвонков, “критическом” остеопорозе позвоночника, травматических повреждениях тел позвонков [2,11,12,13,17,20,29,30,41,45,53].

Физико-химические свойства ПММА. Костный цемент, применяемый в хирургии, представлен двумя составными частями — жидким мономером и сыпучим порошком-полимером (см.формулу).



Мономер является легко воспламеняющейся жидкостью с неприятным запахом. Имеет свойство самостоятельной медленной полимеризации, ускоряющейся под действием высоких температур и при ультрафиолетовом облучении. Для предотвращения этого процесса в мономер добавляют ингибитор реакции — стабилизатор гидрохинон. В мономере содержится N,N-диметил-п-толуидин — активатор реакции взаимодействия мономера и полимера. Токсичность ПММА обеспечивается за счет мономера [28,42].

При попадании мономера на кожу возможно развитие контактного дерматита, пары мо-

номера могут воздействовать на контактные линзы работающего. Сообщается о вредном влиянии летучих паров мономера на дыхательные пути [22,40,43,55].

Полимер представлен полимеризованным ПММА с метилметакрилатом — сополимером.

При смешивании двух составляющих происходит реакция: диметил-п-толуидин, который располагается в жидкой части цемента, активирует катализатор полимеризации пероксид бензоила, содержащийся в порошке, и в течение последующих 10 мин происходит реакция полимеризации мономера, которая приводит к связыванию гранул полимера. Во время полимеризации полужидкая масса превращается в твердый конгломерат с высокой прочностью и образует костный цемент [28,42].

Обычно для придания костному цементу рентгеноконтрастности добавляют либо металл (например, цирконий в Palacos либо бария сульфат (например, Simplex) [28,42].

В настоящее время выпускается более 30 видов различных костных цементов. Все они разработаны на основе ПММА и отличаются друг от друга различным соотношением мономера (жидкого компонента) и полимера (порошкообразного компонента). Соотношением составляющих костного цемента определяется текучесть цемента и его вязкость. Так, были разработаны цементы с низкой вязкостью, которые способны хорошо распространяться по губчатой ткани позвонка, проникая в небольшие по размерам интратрабекулярные пространства [42].

Скорость реакции полимеризации после смешивания мономера и полимера зависит от следующих основных факторов [28,42]:

- 1) молекулярной массы полимера,
- 2) метода производства полимера,
- 3) качества полимера,
- 4) соотношения мономера и полимера,
- 5) влажности и температуры помещения, в котором происходит смешивание,
- 6) наличия других химических веществ и компонентов.

Обычной пропорцией жидкого и сухого компонентов вещества является, соответственно, 20 мл и 40 г. Даже небольшое отступление от этого соотношения ведет к значительному изменению свойств цемента и временных фаз полимеризации [27,28,42].

В процессе приготовления костного цемента различают четыре основные фазы:

- 1) фазу смешивания (длительностью до 30—40 с),
- 2) фазу склеивания (длительностью от 5 до 30 с),

3) рабочую фазу (длительностью от 3 до 5 мин),

4) фазу затвердения (длительностью 4—5 мин).

Время каждой из фаз может изменяться в связи с изменением температуры окружающей среды, в которой происходит смешивание [28,42].

В зависимости от взаимоотношения вышеописанных фаз различают три вида костных цементов: высокой вязкости, средней и низкой вязкости (табл. 1).

Костные цементы высокой вязкости имеют короткие первую и вторую фазы. Рабочая фаза обычно характеризуется достаточной протяженностью, в течение этого времени выделение тепла происходит равномерно.

Костные цементы низкой вязкости длительное время после смешивания сохраняют жидкое состояние. Затем цементы быстро затвердевают и при этом резко выделяется тепло.

Таблица 1. Классификация костных цементов в зависимости от вязкости

Цементы высокой вязкости	Palacos, Palamed G, Gopal
Цементы средней вязкости	VersaBond
Цементы низкой вязкости	Osteopal, Sulcem, Coriplast, Sulfix-60, Cemex

Костные цементы средней вязкости, подобно цементам низкой вязкости, сохраняются в таком состоянии длительно, а затвердение их происходит медленно, как и цементов высокой вязкости.

Смешивание цемента можно производить вручную или с помощью специальных миксеров (чаще вакуумных). В процессе смешивания композитов образуются макропоры (1 мм) и микропоры (<1 мм) [6,28,42,47]. Наличие пор в деполиризованном костном цементе называется *порозностью костного цемента*. Считается, что прочность цемента определяется степенью его порозности. Использование аппаратов обеспечивает лучшее смешивание компонентов, что в последующем повышает его прочность [21,23,31].

Использование вакуумных миксеров приводит к значительному уменьшению порозности цемента, вследствие чего увеличивается его прочность [54].

Изучались механические свойства костного цемента палакос (Palacos), смешивание составляющих которого производилось механически и с помощью различных аппаратов. Показано, что костный цемент, смешанный аппаратным способом, обладает меньшей порозностью и вы-

держивает большие нагрузки, чем приготовленный вручную [19].

Реакция полимеризации костного цемента сопровождается выделением тепла, в некоторых случаях температура достигает 80°C [16].

Добавки для улучшения свойств цемента. Антибиотики. Хотя метилметакрилат обладает антимикробными свойствами за счет температурной реакции и определенной токсичности полимера, в некоторые костные цементы добавляются антибактериальные препараты. Так, костный цемент Simplex содержит в своем составе тобрамицин, Palacos G — гентамицин, Gopal — гентамицин и клиндамицин и т.д. [24]

Согласно заключению ФКА, включенные в состав цементов антибактериальные препараты служат только для профилактики инфекционных осложнений операции. Введение цементов в очаги острой или хронической инфекции недопустимо [24].

Добавки для улучшения контрастирования. Несмотря на включение контрастных веществ в состав костных цементов, рентгеноконтрастность большинства из них следует признать недостаточной (особенно цирконийсодержащих). Для улучшения рентгеноконтрастности цементов большинство хирургов дополнительно используют танталовую пыль. В то же время, барийсодержащие цементы (Simplex) дополнительного контрастирования не требуют [6,12,21].

Добавки для улучшения механических свойств цемента. Процесс улучшения механических свойств композиционных материалов непрерывно продолжается. Это обусловлено, в первую очередь, недостаточной прочностью цементов при проведении артропластики тазобедренного сустава. Основными показателями механической прочности костных цементов являются коэффициент усталости костного цемента, его прочность на излом и на растяжение, жесткость на изгиб и на компрессию и др. [24].

В настоящее время основным направлением в совершенствовании механических свойств цементов является добавление в ПММА различных компонентов.

Так, механические свойства цемента повышаются при добавлении к нему апатитов, воластонита, гидроксилapatита, фосфата кальция [44].

По данным литературы, считается целесообразным добавлять гидроксилapatитовые стронцийсодержащие композиты в стандартные цементы для повышения их устойчивости при выполнении ПВ [36].

Для улучшения механических свойств костного цемента некоторые хирурги предлагают

добавлять карбографит, костную стружку, титановую пыль и др. [1,3,4,5,21,25,28,31].

Несмотря на существующую тенденцию к постоянному совершенствованию костных цементов, следует признать, что большинство известных цементов обеспечивают надежную стабилизацию тел позвонков, которые после ПВ могут противостоять компрессии в 76—100 мПа [25].

Сравнительная оценка цементов для пункционной вертебропластики. Технология использования костных цементов для вертебропластики является предметом дискуссий. Тем не менее, по многим вопросам найден единый подход. Это стало возможным благодаря глубоким и ширококомасштабным исследованиям, которые были проведены для оценки свойств различных цементов [2,11,12,13,17,20,29,30,41,45,53].

Несмотря на многообразие известных костных цементов, лишь ограниченное количество их может быть использовано для ПВ [11, 12, 20, 30, 41, 45].

Для вертебропластики следует применять препараты, обладающие следующими основными свойствами: высокой вязкостью, умеренным термическим эффектом, биоактивностью и биосовместимостью, рентгеноконтрастностью, антибактериальными свойствами, а также достаточными биомеханическими особенностями [28, 39, 42].

1. Высокая вязкость цементов. Высокая вязкость цемента при выполнении вертебропластики обеспечивает более безопасное заполнение пораженной губчатой ткани тела позвонка, уменьшает вероятность выхода цемента за пределы тела. Вязкость цемента позволяет контролировать его распространение в теле позвонка, что снижает вероятность выхода цемента в эпидуральное пространство [13,17,20,29,30].

В течение 10 лет было проведено 407 операций ПВ с использованием костного цемента высокой вязкости (Palacos). Высокая вязкость препарата обеспечила крайне малую частоту его побочных эффектов [0,5%], связанных с экстравертебральным распространением цемента [20].

2. Умеренный термический эффект. Группа цементов высокой вязкости имеет длительную фазу полимеризации. Это обеспечивает умеренный и равномерный тепловой эффект, предупреждая термическое поражение анатомических структур.

В эксперименте изучали температурные реакции в центре тела позвонка, на его передней поверхности и в области спинномозгового канала при введении 10 мл метилметакрилата. Выявлено, что в центре тела позвонка, куда

вводился цемент, температура повышалась до 50—60°C. В спинномозговом канале она не превышала 41°C в течение всего срока полимеризации цемента [16].

По данным литературы последних лет, температура в губчатой кости при введении цементов не превышает 55°C [36].

3. Биоактивность и биосовместимость цементов. Взаимодействие введенных цементов и костной ткани недостаточно изучено. Тем не менее, некоторые аспекты взаимоотношений губчатой ткани тела позвонка и ПММА исследуются достаточно интенсивно. Так, клиническими исследованиями [8,9] было показано, что введение костных цементов в губчатую ткань позвонка вызывает развитие остеолизиса по периферии от места введения. Связывают этот процесс с активацией интерлейкина-6, который вызывает резорбцию кости. Детальное исследование показало, что существует корреляция между содержанием пероксида бензоила и сульфата бария в цементе и развитием перифокального остеолизиса. Учитывая тот факт, что пероксид бензоила содержится во всех костных цементах и исключить его влияние на этот процесс невозможно, то для профилактики развития остеолизиса следует избегать применения цементов, содержащих сульфат бария (как рентгеноконтрастное вещество), а использовать металлосодержащие цементы [8].

4. Рентгеноконтрастность цементов. При проведении вертебропластики все манипуляции выполняются под обязательным рентгеноконтролем, а нагнетание цемента в тело позвонка — под флюороскопическим контролем. При этом важна четкая визуализация цемента. Большинство современных цементов содержат те или иные компоненты, придающие препарату контрастность. Дополнительное контрастирование цемента танталовой пылью является практически обязательным для цирконийсодержащих цементов. Учитывая возможность развития перифокального остеолизиса при использовании цементов, содержащих сульфат бария, цирконийсодержащие костные цементы для вертебропластики более предпочтительны.

Считается, что Palacos является единственным цирконийсодержащим костным цементом, который может быть использован для ПВ без дополнительного контрастирования [38].

5. Антибактериальные свойства цементов. Включение антибиотиков в состав цементов считается желательным, но не обязательным.

Проведено экспериментальное исследование для изучения эффективности антибиотиков, добавленных в костный цемент. Авторы вводили

цемент с тобрамицином в губчатую кость кроликов, предварительно инфицированную культурой *S.aureus* (как наиболее частого возбудителя остеомиелита позвоночника). Показана высокая эффективность антибактериального действия тобрамицина. Вместе с тем, в другой работе эти же авторы в эксперименте на кроликах провели сравнительную характеристику эффективности тобрамицина, содержащегося в костном цементе, и цефазолина после системного введения его. Результаты исследования показали примерно одинаковую антибактериальную эффективность препаратов [45].

В эксперименте изучалась фармакокинетика гентамицина сульфата, входящего в состав костного цемента, с добавлением гидроксилатапатита. Оказалось, что высвобождение активных компонентов антибиотика происходит в три стадии на протяжении 70 дней: 30% антибиотика высвобождается в течение первых 10 ч после застывания цемента (быстрое высвобождение), 60% — на протяжении от 10 ч до 16 дней, оставшиеся 10% — на протяжении 16—70 дней [47].

6. *Биомеханические свойства цементов.* Механические свойства цементов являются определяющими в возможности их использования для вертебропластики [6, 7, 19, 20, 21, 23, 28, 34, 37, 44, 46,]. Введение небольших количеств костного цемента значительно улучшает показатели биомеханики позвоночника. При выраженном остеопорозе введение в тело позвонка даже 3,5 мл цемента обеспечивает достаточную его прочность [34].

Установлено, что прочность позвонка при ПВ во многом определяется видом цемента, который используется в ходе операции. Для сравнения были взяты два вида цемента: Simplex и krthosomb. Оказалось, что для достижения одной и той же прочности позвонков цемента Simplex потребовалось больше. Это объясняется наличием в препарате Simplex 20% взвеси рентгеноконтрастного бария сульфата [5].

В экспериментальных исследованиях по изучению остеопороза определен процесс заполнения цементами тела позвонка. Так, показано, что при костной минерализации, которая равняется около $0,75 \text{ г/см}^2$, заполняется цементом до 50% объема тела позвонка. Выявлена корреляция между плотностью костной минерализации и возможным заполняемым объемом [26].

Прочность и надежность костных цементов на протяжении многих лет исследовались на кафедре биомедицинских материалов Лондонского университета под руководством E.Hasper и W.Bonfield. Были изучены механические свойства десяти видов широко используемых в ор-

топедии и нейрохирургии костных цементов (Palacos, Simplex, CMW-1, CMW-3, Sulfix-60, Zimmer, Endurance, Kuracem-3, ksteobondtrade и Boneloc). Показано, что лучшими механическими характеристиками по всем параметрам обладают два цемента — Palacos и Simplex, в то время как самыми низкими механическими свойствами обладает Boneloc [25].

Проведено подобное сравнительное исследование четырех цементов (Palacos, Simplex, CMW-1, CMW-3) с их механическим тестированием. Лучшие механические свойства определены у цемента Palacos [38].

Немаловажными критериями выбора костного цемента для пункционной вертебропластики в Украине являются стоимость препарата на фармацевтическом рынке и наличие разрешения на его клиническое применение.

Таким образом, анализ литературных источников свидетельствует о значительных преимуществах костного цемента Palacos (Schering Plough) перед другими цементами для проведения вертебропластики. Учитывая результаты многочисленного исследования свойств Palacos, этот вид цемента можно считать препаратом выбора для перкутанной вертебропластики.

Список литературы

1. Bai B., Jazrawi L., Jummer F.J. and Spivak, J. The use of injectable biodegradable calcium phosphate bone substitute for prophylactic augmentation of osteoporotic vertebrae and the treatment of vertebral compression fractures. Presented at the 45th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society (Feb. 1—4, 1999). — Anaheim, California, 1999.
2. Barr J.K., Barr M.S., Lemley T.J. and McCann R.M. Percutaneous vertebroplasty for pain relief and spinal stabilization. — Spine, 2000. — V.25. — P.923—928.
3. Belkoff S.M., Mathis J.M., Fenton K.C. et al. An ex vivo biomechanical evaluation of an inflatable bone tamp used in the treatment of compression fracture. — Spine, 2001. — V.26. P.151.
4. Belkoff S.M., Mathis J.M., Jasper L.E., Keramond H. An ex vivo biomechanical evaluation of a hydroxyapatite cement for use with vertebroplasty. — Spine, 2001. — V.26(14). — P.1542—1546.
5. Belkoff S.M., Mathis J.M., Jasper L.E., Keramond H. The biomechanics of vertebroplasty: the effect of cement volume on mechanical behavior. — Spine, 2001. — V.26(14). — P.1537—1541.

6. Charnley J. Acrylic Cement in orthopaedic Surgery. — Edinburgh, London: Churchill Livingstone, 1972.
7. Charnley J. Low Friction Arthroplasty of the Hip: Theory and Practice. — Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1979.
8. Cenni E., Granchi K., Ciapetti G. et al. Interleukin-6 expression by osteoblast-like MG63 cells challenged with four acrylic bone cements // *J Biomater. Sci. Polym. Ed.* — 2001. — V.12(2). — P.243—253.
9. Cenni E., Granchi K., Ciapetti G. et al. Evaluation of the effect of seven acrylic bone cements on erythrocytes and plasmatic phase of coagulation // *Biomaterials.* — 2001. — V.22(11). — P.1321—1326.
10. Cortet B., Cotten A., Boutry N. et al. Percutaneous vertebroplasty in the treatment of osteoporotic vertebral compression fractures: An open prospective study // *Journal of Rheumatology.* — 1999. — V.26. — P.2222—2228.
11. Cortet B., Cotten A., Boutry N. et al. Percutaneous vertebroplasty in patients with osteolytic metastases or multiple myeloma / / Review of Rheumatology English Edition. — 1997. — V.64. — P.177—183.
12. Cotten A., Kewatre F., Cortet B. et al. Percutaneous vertebroplasty for osteolytic metastases and myeloma: Effects of the percentage of lesion filling and the leakage of methyl methacrylate at clinical follow-up // *Radiology.* — 1996. V. 200. — P.525—530.
13. Cyteval C., Sarrahere M.P., Roux J.K. et al. Acute osteoporotic vertebral collapse: open study on percutaneous injections of acrylic surgical cement in 20 patients // *American Journal of Roentgenology.* — 1999. — V.173. — P.1685—1690.
14. Kahl K.E., Garvik L.J., Lyberg T. Toxic effects of methylmethacrylate monomer on leukocytes and endothelial cells in vitro // *Acta orthop Scand.* — 1994. — V.65. — P.147—153.
15. Kean J.R., Ison K.T., Gishen P. The strengthening effect of percutaneous vertebroplasty // *Clin Radiol.* — 2000. — V.55(6). — P.471—476.
16. Keramond H., Wright N.T. and Belkoff S.M. Temperature elevation caused by bone cement polymerization during vertebroplasty // *Bone.* — 1999. — V.25. — P.17—21.
17. Keramond H., Kepriester C., Galibert P., Le Gars K. Percutaneous Vertebroplasty with Polymethylmethacrylate // *Radiologic Clinics of North America.* — 1998. — V.36. — P.533—546.
18. Krickman C., Rosenthal K. Thoracoscopic spine surgery // Theime Medical Publishers. — 1998.
19. Kunne N.J., Kerr J.F. Influence of mixing techniques on the physical properties of acrylic bone cement // *Biomaterials.* — 2001. — V.22(13). — P.1819—1826.
20. Gangi A., Kastler B.A., Kietmann J.L. Value of percutaneous injection of acrylic cement using a pressure regulator // *J. Radiol.* — 1997. — V.78(5). — P.393—394.
21. Fessler R.G., Regis W.H. Current technique in spinal stabilisation. — New-York: McGraw-Hill, 1996
22. Fries I.B. Contact dermatitis in surgeons from methyl methacrylate bone cement // *J. Bone Joint Surg.* — 1975. — V.57. — P.547—549.
23. Fritsch E.W. Static and fatigue properties of two new low-viscosity PMMA bone cements improved by vacuum mixing // *J. Biomed. Mater. Res.* — 1996. — V.31(4). — P.451—456.
24. FDA: Class II Special Controls Guidance Document: Polymethylmethacrylate (PMMA) Bone Cement Final Guidance for Industry. — 2001. — V.27.
25. Harper E.J., Bonfield W. Tensile characteristics of ten commercial acrylic bone cements // *J. Biomed. Mater. Res.* — 2000. — V.53(5). — P.605—616.
26. Heini P.F., Berlemann U., Kaufmann M. et al. Augmentation of mechanical properties in osteoporotic vertebral bones—a biomechanical investigation of vertebroplasty efficacy with different bone cements // *Eur. Spine J.* — 2001. — V.10(2). — P.164—171.
27. Jasper L.E., Keramond H., Mathis J.M., Belkoff S.M. The effect of monomer-to-powder ratio on the material properties of cranioplastic / / *Bone.* — 1999. V.25. — P.27—29.
28. Jasper L.E., Keramond H., Mathis J.M., Belkoff S.M. Material properties of various cements for use with vertebroplasty // *J. Material Sci, Material Med.* in press.
29. Jensen M.E., Evans A.J., Mathis, J.M. Percutaneous polymethylmethacrylate vertebroplasty in the treatment of osteoporotic vertebral body compression fractures: Technical aspects // *American Journal of Neuroradiology.* — 1997. — V.18. — P.1897—1904.
30. Jensen M.E., Kion J.E. Percutaneous vertebroplasty in the treatment of osteoporotic compression fractures //

- Neuroimaging Clin. N. Am. — 2000. — V.10(3). — P.547—568.
31. *Kaltenkirchen N., Fritsch E., Rupp S., Kraus P.* Mechanical properties of new low viscosity bone cements - can be improved by vacuum mixing // *Unfallchirurg.* — 1996. — V.99(7). — P.492—497.
 32. *Kaltenkirchen N., Fritsch E., Rupp S., Kraus P.* Koes vacuum-mixing improve the fatigue properties of high-viscosity poly(methylmethacrylate) (PMMA) bone cement? Comparison between two different evacuation methods // *Arch. krthop. Trauma Surg.* — 1996. — V.115(3—4). — P.131—135.
 33. *Knight G.* Paraspinal acrylic inlays in the treatment of cervical and lumbar spondylosis and other conditions // *Lancet.* — 1959. — V.2. — P.147—149.
 34. *Liebschner M.A., Rosenberg W.S., Keaveny T.M.* Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty // *Spine.* — 2001. — V.26(14). — P.1547—1554.
 35. *Lozewicz S., Kavison A.G., Hopkirk A. et al.* Occupational asthma due to methyl methacrylate and cyanoacrylates // *Thorax.* — 1985. — P.40. — P.836—839.
 36. *Lu W.S., Leong J.C.Y., Li Y.W. et al.* Injectable bone cement for spinal surgery: A developmental and an in vitro biomechanical & morphological study. Presented at the 46th Annual Meeting, krthopaedic Research Society. — Orlando, Florida, 1999.
 37. *Lowquet E., Thibaut R.* Thibaut H. Surgical treatment of spinal metastasis // *Acta krthopeda Belgica.* — 1993. — V.59. — P.79—82.
 38. *Liu C., Green S.M., Watkins N.K., Gregg P.J., McCaskie A.W.* Some failure modes of four clinical bone cements // *Proc. Inst. Mech. Eng. (H).* — 2001. — P.215(4). — P.359—366.
 39. *Martin J.B., Jean B., Sugiu K. et al.* Vertebroplasty: Clinical experience and follow-up results // *Bone.* — 1999. — V.25. — P.11—15.
 40. *Marez T., Edme J.L., Boulenguez C.* Bronchial symptoms and respiratory function in workers exposed to methylmethacrylate // *Br. J. Indust. Med.* — 1993. — V.50. — P.894—897.
 41. *Mathis J.M., Petri M. and Naff N.* Percutaneous vertebroplasty treatment of steroid-induced osteoporotic compression fractures // *Arthritis & Rheumatism.* — 1998. — V.41. — P.171—175.
 42. *McCaskie A.W., Richardson J.B.* Further uses of polymethylmethacrylate in orthopaedic surgery // *R. Coll. Surg. Edinb.* — 1998. — V.43. — P.37—39.
 43. *McLaughlin R.E., Barkalow J.A., Allen M.S.* Pulmonary toxicity of methylmethacrylate vapors: an environmental study // *Arch. Environ Health.* — V.1979. — V.34. — P.336—338.
 44. *Mousa W.F., Kobayashi M., Shinzato S. et al.* Biological and mechanical properties of PMMA-based bioactive bone cements. Biological and mechanical properties of PMMA-based bioactive bone cements // *Biomaterials.* — 2000. — V.21(21). — P.2137—2146.
 45. *Nijhof M.W., Khert W.J., Fleer A. et al.* Prophylaxis of implant-related staphylococcal infections using tobramycin-containing bone cement // *J. Biomed. Mater. Res.* — 2000. — V.52(4). — P.754—761.
 46. *Ramarattan N.N., Frassica F.J., Inoue N. et al.* Biomechanical properties of taxol-loaded bone cement. Presented at the 45th Annual Meeting, krthopaedic Research Society. — Anaheim, California, 1999.
 47. *Kel Real R.P., Padilla S., Vallet-Regi M.* Gentamicin release from hydroxyapatite/poly(ethyl methacrylate) /poly (methyl methacrylate) composites // *J. Biomed. Mater. Res.* — 2000. — V.52(1). — P.1—7.
 48. *San Millan Ruiz K., Burkhardt K., Jean B. et al.* Pathology findings with acrylic implants / *Bone.* — 1999. — V.25. — P.85—90.
 49. *Skalli W., Robin S., Lavaste F., Kubousset J.* A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three-dimensional geometric and mechanical model // *Spine.* — 1993. — V.18(5). — P.536—45.
 50. *Schildhauer T.A., Bennett A.P., Wright T.M. et al.* Intravertebral body reconstruction with an injectable *in situ*-setting carbonated apatite: Biomechanical evaluation of a minimally invasive technique // *Journal of krthopaedic Research.* — 1999. — V.17. — P.67—72.
 51. *Tomeh A.G., Mathis J.M., Fenton K.C. et al.* Biomechanical efficacy of unipedicular versus bipedicular vertebroplasty for the management of osteoporotic compression fractures // *Spine.* — 1999. — V.24. P. — P.1772—1776.
 52. *van Helden H., Kner F., Khert W. and Verbout A.* Direct restoration of high energy thoracolumbar compression fractures with inflatable bone tamp reduction and injectable CaP bone cement to prevent recurrent kyphosis. Presented at the 46th Annual

- Meeting, orthopaedic Research Society. — Orlando, Florida, 1999.
53. Weill A., Chiras J., Simon J.M. et al. Spinal metastases: Indications for and results of percutaneous injection of acrylic surgical cement // Radiology. — 1996. V.199. — P.241—247.
54. Wang J.S., Toksvig-Larsen S., Muller-Wille P., Fransen H. Is there any difference between vacuum mixing systems in reducing bone cement porosity // J. Biomed. Mater. Res. — 1996. — V.33(2). — P.115—119.
55. Wheeler R.H. Hazard of methyl methacrylate to operating room personnel // JAMA. — 1976. — P.235:—2652.
56. Wilson K.R., Myers E.R., Mathis J. et al. The effect of cementation using two new delivery techniques on the stability of spinal wedge fractures // Presented at the 45th Annual Meeting, orthopaedic Research Society. — Anaheim, California, 1999.
57. Wilmhurst J.A., Brooks R.A., Rushton N. Inflammatory responses of human primary macrophages to particulate bone cements in vitro // J. Bone Joint. Surg. Br. — 2001. — V.83(4). — P.588—592.

Сучасні кісткові цементи для пункцийної вертебропластики

Педаченко Є.Г., Куцаєв С.В.

Пункцийна вертебропластика є сучасним методом лікування хворих з різноманітним ураженням тіл хребців на фоні остеопорозу, травми, пухлинного процесу. У статті аналізуються дані літератури щодо вибору кісткових цементів для вертебропластики. Наведено порівняльну характеристику найпоширеніших кісткових цементів, які використовуються з цією метою. Введення кісткових цементів в уражене тіло хребця забезпечує його надійну консолідацію, припиняє розвиток компресійного перелому тіла, значно зменшує больовий синдром. Ефективність втручання значною мірою залежить від адекватності вибору кісткового цементу та методу його використання.

Modern bone cements for vertebroplasty

Pedachenko E., Kushchayev S.

The aim of this article was to compare modern bone cements, which can be use for vertebroplasty. Vertebroplasty is a treatment that stabilizes a fractured vertebra by addition of bone cement. However, there is currently no information available on the optimal bone cement for injection into vertebral body. Kifferent biomechanical propriies, the strength, stiffness of the most popular cements using for vertebroplasty were compared according to data of literature. It was shown that Palacos has best biomechanical characteristics and it's cement of choice for vertebroplasty.