

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие ко второму изданию.....5

ГЛАВА 1

ЧТО МЫ ЗНАЕМ О КОСТНОМ ЦЕМЕНТЕ?	7
1.1. История появления костного цемента.....	7
1.2. Физико-химические свойства костного цемента и его приготовление.....	12
1.3. Общие и местные реакции организма при использовании костного цемента	17
1.4. Контакт: кортикальная кость-цемент.....	20
1.5. Гистоморфология контакта цемента и губчатой кости	25

ГЛАВА 2

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОСТНОГО ЦЕМЕНТА В ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ	29
2.1. Развитие техники цементирования ножки эндопротеза	30
2.2. Технология замеса цемента.....	35
2.3. Варианты бедренных компонентов эндопротезов цементной фиксации	52
2.4. Установка на цемент тазового компонента эндопротеза	77

ГЛАВА 3

КОСТНЫЙ ЦЕМЕНТ В ТРАВМАТОЛОГИИ	91
3.1. Шинирование и пластика костной ткани.....	91
3.2. Биодegradуемый костный цемент.....	95

ГЛАВА 4

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОСТНОГО ЦЕМЕНТА В ГНОЙНОЙ

ОСТЕОЛОГИИ	102
4.1. Костный цемент+антибиотик.....	104
4.2. Локальная антибиотикотерапия в эндопротезировании	118
4.3. Физические методы увеличения антибактериальной активности спейсеров.....	128
4.4. Какой антибиотик использовать для импрегнации костного цемента?.....	132
4.5. «Маленькие хитрости» использования костного цемента с антибиотиками	134
4.6. Нужен ли костный «цемент+антибиотик» при первичной артропластике?	137
4.7. Изготовление смеси «цемент+антибиотик» в «кустарных» условиях.....	139
4.8. Фигурные спейсеры при ревизионном эндопротезировании суставов	147

ГЛАВА 5

КОСТНЫЙ ЦЕМЕНТ КАК ПЛАСТИЧЕСКИЙ МАТЕРИАЛ	165
5.1. Костный цемент в пластике дефектов лица и черепа	165
5.2. Использование костного цемента в онкологии.....	167
5.3. Вертебропластика	171
Библиография.....	174

1.5. Гистоморфология контакта цемента и губчатой кости

Поведение губчатой кости при имплантации костного цемента значительно отличается от ранее рассмотренной реакции кортикальной кости. Внешне её структура напоминает не столько скопление прямоугольных балок-трабекул, сколько отдельных раковин. На срезе губчатая кость имеет ячеистую, сотовую картину (рис. 13). Именно эти тонкостенные «соты», наполненные жидкостью и мягкоткаными элементами, и определяют всё поведение губчатой костной ткани при воздействии на неё нагрузок.

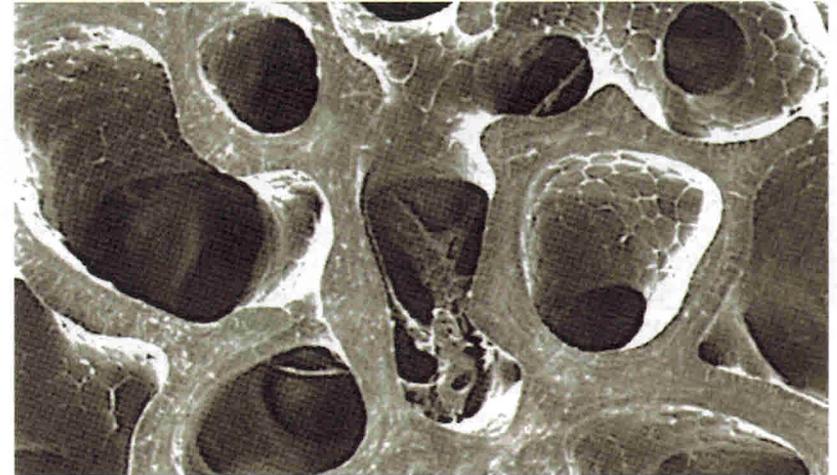


Рис. 13. Сотовое строение губчатой кости
(из книги К. Draenert et al., 1999)

Упрощённо деформацию этих тонкостенных «сот» можно сравнить с деформацией футбольного мяча при нагрузке на него. Если наступить на мяч ногой, то он принимает форму, отличную от правильной сферы. Но как только нагрузка на мяч исчезает, он снова восстанавливает свой первоначальный вид. Примерно аналогичная картина наблюдается и при импланта-

ции костного цемента в губчатую кость — под действием цемента происходит изменение формы ячеек костной ткани, которые затем, если не произошёл их перелом от запредельных нагрузок, превышающих прочностные свойства кости, восстанавливают полностью или частично свою форму в момент «усадки» цемента. При этом поверхность контакта цемента и кости не имеет заполненную кровью полость, как это было в первом случае.

Значительно отличается реакция губчатой кости на имплантаты с различной поверхностью контакта. При введении в губчатую кость имплантатов с высоким модулем упругости (металл, костный цемент) всегда возникает два типа нагрузок на поверхность кости. Во-первых, это статические усилия, связанные с непосредственным давлением имплантата на подлежащее костное ложе. Движения конечности, сокращения мышц ведут к появлению дополнительных динамических усилий, направленных под различным углом относительно поверхности кости и провоцирующих колебательные движения имплантата относительно его костного ложа. Вместе с тем, при давлении на костное ложе имплантата с шероховатой поверхностью появляется своеобразный эффект поддержки его трабекулярными структурами кости, заходящими в неровности поверхности эндопротеза. В этом случае эффект поддержки уменьшает возможные движения имплантата и тем самым резко уменьшает появление кинетических колебательных усилий. При гладкой поверхности имплантата статические нагрузки дополняются значительными кинетическими, ведущими к появлению избыточных локальных усилий при движениях эндопротеза, приводящих к нарушению структуры «костных сот», гибели костной ткани и её замещением на фиброзную ткань, инкапсулирующую инородное тело.

На рис. 14, слева, показана судьба титанового цилиндрика с шероховатой поверхностью, имплантированного в губчатую кость дистального эпифиза бедренной кости кролика. Хорошо видно ремоделирование костных трабекул и «интеграция» трансплантата с окружающей костной тканью. На второй части этого рисунка при имплантации цилиндрика из такого же

сплава, но с гладкой поверхностью, можно видеть иную картину — интеграции нет, чётко прослеживается фиброзная мембрана вокруг имплантата.

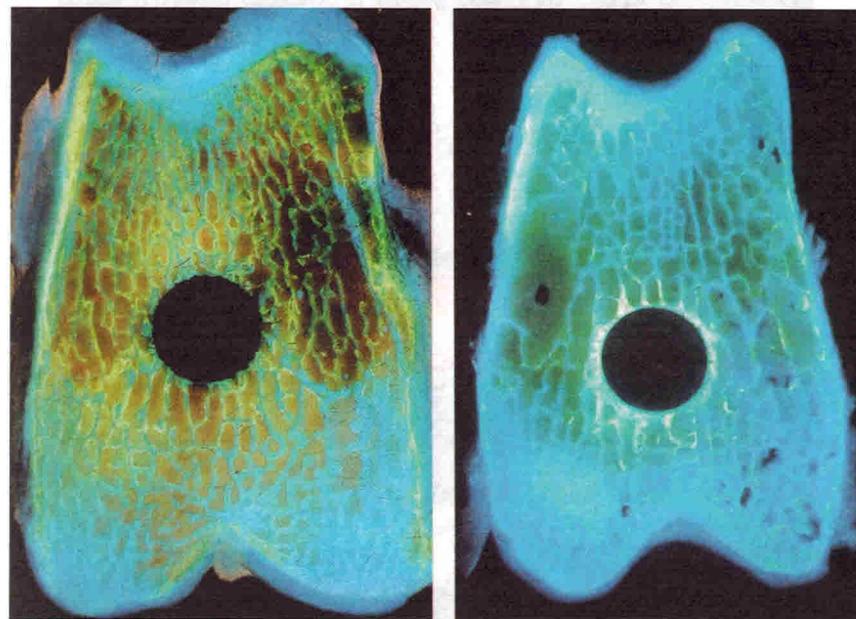


Рис. 14. Реакция губчатой кости кролика на титановый имплантат с различной формой поверхности (из книги К. Draenert et al., 1999)

Стабильность имплантата также оказывает большое влияние на реакцию губчатой костной ткани. Даже микроподвижность имплантата, т.е. возможность движения в пределах 20–30 микрон, может поменять реакцию костного ложа на диаметрально противоположную.

На рисунке 15 можно наблюдать, что если в условиях стабильной фиксации эндопротеза между его поверхностью и костным ложем образуются очаги костной интеграции, то при сохранении подвижности имплантата относительно костной ткани никакой интеграции кости нет, а происходит даже повреждение поверхностного слоя эндопротеза.

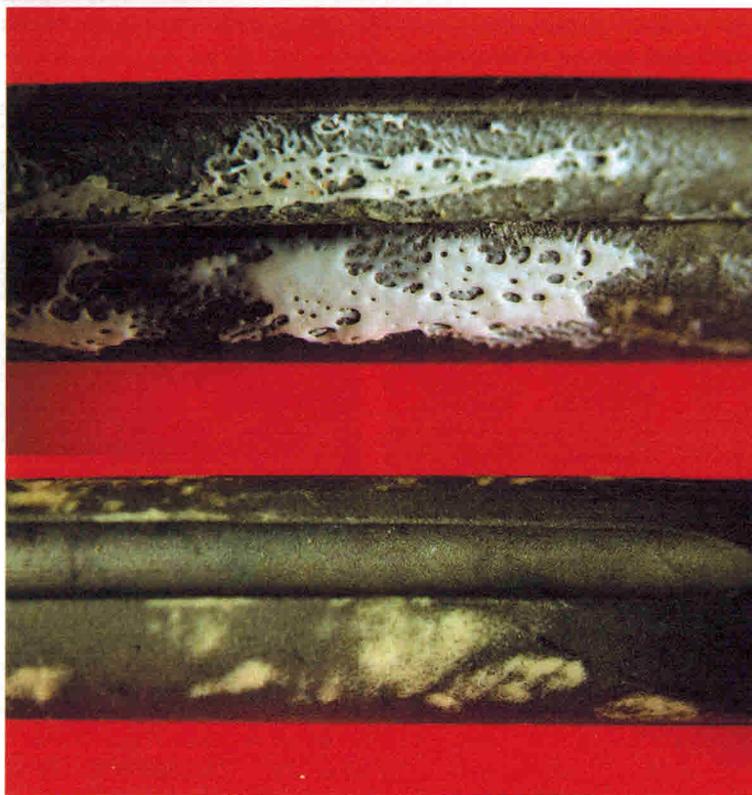


Рис. 15. На верхней части рисунка показана стабильно стоящая ножка эндопротеза со следами интеграции с подлежащей губчатой костной тканью. В нижней части рисунка при нестабильной фиксации видны очаги повреждения поверхности эндопротеза. Никаких признаков костной интеграции с эндопротезом, сделанным из того же самого материала, нет.

ГЛАВА 2 ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОСТНОГО ЦЕМЕНТА В ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ

Безусловно, основная область применения костного цемента — это эндопротезирование. Примерно 95% всех случаев применения метилметакрилата в медицине приходится на эндопротезирование, поэтому рассказ о практических аспектах использования костного цемента мы решили начать именно с него.

В 1981 году Д. Миллер представил концепцию микросцепления, охарактеризовавшую параметры проникновения цемента в костные поры. По его мнению, основными факторами, определяющими прочность микросцепления цемента с костью, являются:

- состояние костного ложа после полировки хирургом;
- индивидуальные свойства кости — порозность и ремоделиция;
- качество и технология подачи костного цемента.

Чистая поверхность кости является залогом хорошего качества мантии цемента и его эффективного сцепления с костью. Механическая обработка костного ложа сопровождается «засорением» ячеек кости фрагментами хряща, кости, соединительной ткани, элементами костного мозга и сгустками крови, что не только препятствует проникновению мономера в костные поры, но и создаёт проблемы для существования цементной мантии в будущем.

Количество микрополостей в мантии увеличивается в ходе аутолиза фрагментов тканей, достигая своего максимума к исходу 15–22 суток от операции. В итоге снижается прочность микросцепления и качество мантии, что приводит к появлению биомеханических «провалов» при распределении нагрузки в системе «цемент — кость». Для улучшения качества цементного протезирования в конце 80-х годов была разработана система

мероприятий, получившая название «современных цементных технологий».

Среди важнейших составляющих этой системы мероприятий можно выделить:

- система «пульс-лаваж» — промывание цементируемой поверхности кости пульсирующей струёй (пульс-лаваж);
- брашинг, или чистка цементируемой поверхности нейлоновыми щётками;
- прессуаризация цементной мантии, а также шприцевое ретроградное заполнение бедренного канала, дистальная заглушка бедра, вакуумное смешивание.

Эти мероприятия позволяют существенно улучшить качество цементирования, снизить количество осложнений. Однако подобная технология достаточно трудоёмка, требует специальных устройств и большого количества расходных материалов, что ограничивает её применение, в том числе в России. Остановимся подробнее на технике цементирования.

2.1. Развитие техники цементирования ножки эндопротеза

С момента своего возникновения техника применения костного цемента в травматологии и ортопедии претерпела большой путь изменений.

Усовершенствования касались не только свойств костного цемента и способов его приготовления, но и вариантов введения в подготовленную для него полость, подготовки самого ложа, хирургических приёмов повышения прочности цементной мантии. Конечно, процесс совершенствования цементной техники протекал непрерывно, поступательно, и в нём не было каких-либо явных скачков. Но некоторые исследователи всё же выделяют четыре поколения цементной техники, сменяющие друг друга с пятидесятих годов двадцатого столетия до наших дней. Они представлены в табл. 1.

В самом начале становления цементной техники тщательной подготовке ложа эндопротеза перед введением в него цемента уделялось очень большое значение. Обычно, после обра-

ботки бедренного канала с помощью специальных rasp-пилей и развёрток, из него полностью удалялись все мягкие ткани, остатки костных крошек и кровяных сгустков. На первых порах для этого использовали различные шприцы, спринцовки с физиологическим раствором, а также длинные турунды, вводимые в костно-мозговой канал или пространство ацетабулярной впадины. Вскоре многие хирурги с успехом стали применять для этого специальные щётки и «ёршики», наподобие тех, что используют для отмывания внутренней поверхности бутылок. Многие фирмы по сей день выпускают эти недорогие, но очень важные для успешного эндопротезирования изделия (рис. 16).

Следующим этапом в совершенствовании методики отмывания костной поверхности перед применением цемента стало использование специальных устройств, подающих в полость костно-мозгового канала пульсирующую водяную струю, смешанную с воздухом (так называемый «пульсирующий лаваж

Таблица 1

Особенности цементной техники	I поколение	II поколение	III поколение	IV поколение
Подготовка костного ложа	Удаление мелких осколков и осушение ложа	Удаление мелких осколков, чистка щёткой и осушение	Удаление осколков, чистка щёткой и промывка пульсирующей струёй	Удаление осколков под давлением, промывка
Дистальное блокирование бедренного канала	Нет	Да	Да	Да
Вязкость применяемого цемента	Высокая	Как высокая, так и низкая	Как высокая, так и низкая в цементном пистолете	Преимущественно высокая
Замешивание цемента	В открытом сосуде	В открытом сосуде	В вакуумированном сосуде или центрифуге	Вакуумное замешивание в шприце
Ретроградное заполнение с помощью пистолета	Нет	Возможно	Да	Да
Создание давления в проксимальном отделе	Нет	Нет	Да	Да

ГЛАВА 3

КОСТНЫЙ ЦЕМЕНТ В ТРАВМАТОЛОГИИ

3.1. Шинирование и пластика костной ткани

Очень интересным и перспективным направлением, появившимся за рубежом, является восстановление больших дефектов кости по методике Masquelet. Лечение проходит в два этапа: на первом — дефект заполняется цементным спейсером, конечность стабилизируется аппаратом внешней фиксации либо внутренним фиксатором. Через 6–8 недель вокруг цемента образуется ткань, богатая кровеносными сосудами, которую авторы называют «induction membrane» (Masquelet A. С., 2003, 2010). Она играет важную роль в дальнейшем, препятствуя лизису трансплантата, обладая остеоиндуктивными свойствами и т.д. На втором этапе спейсер удаляется и замещается аллотрансплантатом.

Важно максимально сохранить целостность мембраны. Методика предупреждает образование питательной среды (гематомы) и удерживает от нагноения, а также сохраняет длину конечности. В зависимости от размеров дефекта в качестве спейсера используют бусы или цилиндр из костного цемента, цемент с антибиотиком (рис. 66-1).

Чудесная способность костного цемента к превращению из жидкого состояния в твёрдое в процессе полимеризации подтолкнуло многих хирургов к идее заполнения с помощью ещё жидкого полимера костных полостей, порозной костной ткани, увеличивая тем самым её прочность. Кроме того, многих привлекало введение жидкого метилметакрилата вокруг имплантата с целью более равномерного распределения нагрузки между металлической конструкцией и окружающей костью. Особенно это важно у пациентов с остеопорозом, так как низкая прочность кости не позволяет надёжно удерживать в ней имп-

лантаты, а дополнительная фиксация гипсом или ограничение нагрузки ведёт к прогрессированию остеопороза. Разорвать этот порочный круг можно лишь одним способом — надёжно закрепить металлические фиксаторы в кости, позволив пациенту сразу начать нагружать травмированный сегмент.

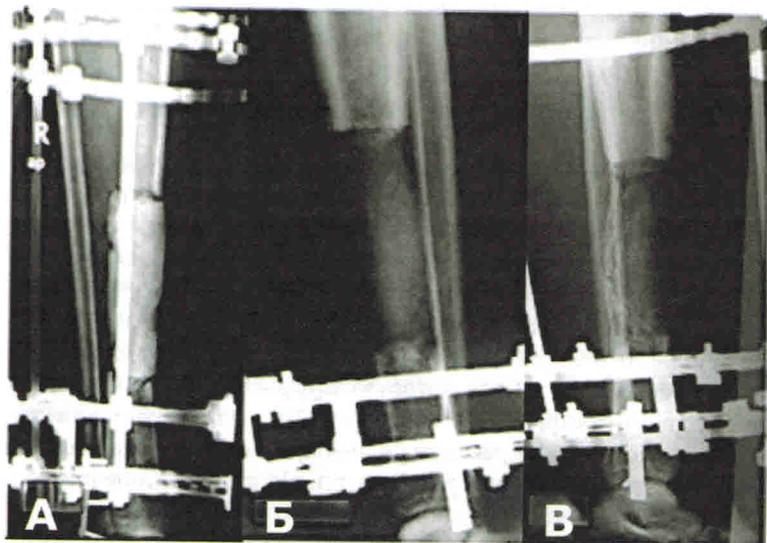


Рис. 66-1. Рентгенограммы костей правой голени в аппарате внешней фиксации: А — дефект большой берцовой кости заполнен спейсером из костного цемента, Б и В — перестройка костного аллотрансплантата после удаления спейсера (иллюстрация из публикации N. S. Motsitsi)

Так, в 1998 году доктор М. Kaufman с соавторами при поддержке фонда Роберта Матиса провёл интересное экспериментальное исследование по инъекции жидкого метилметакрилата в тело позвонка, поражённого остеопорозом. Цемент подавался под давлением через толстую иглу-канюлю, введённую транспедикулярно, и распространялся в губчатой кости тела позвонка. Результаты были многообещающими — прочность позвонка возросла в несколько раз! Оригинальная работа была продолжена учёными фонда, и в 2001 году Т. Franz с соавторами публикуют исследование о попытке инъекции жидкого костного

цемента в проксимальный отдел остеопорозной бедренной кости. Метилметакрилат *in vitro* вводили через толстую иглу снаружи в область шейки бедра, т.е. в место потенциального риска перелома. Результаты также не разочаровали учёных — прочность проксимального отдела бедра после инъекции возросла в 2–2,5 раза, практически сведя на нет риск возможного перелома.

Разработки фирм-производителей в последнее время поражают своей изобретательностью. Характерным примером могут являться методы укрепления губчатой кости при выраженном остеопорозе. «Ахилесовой пятой» остеосинтеза переломов проксимального отдела бедренной кости является нестабильность динамического фиксатора в головке бедренной кости. Производители разработали систему инъекционного шинирования кости (рис. 66-2) через канюлированный винт костным цементом по типу хорошо известной системы вертебропластики. Насколько она приживётся в травматологии — покажет время, но то, что эта методика расширяет возможности хирурга в сложных ситуациях — несомненно.

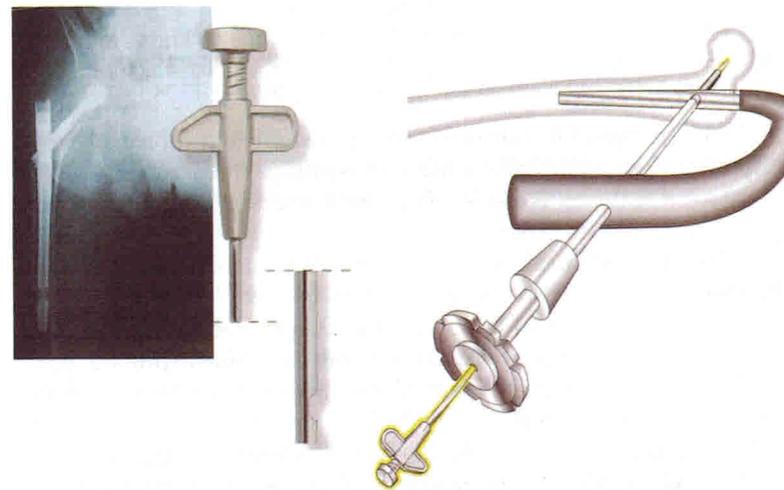


Рис. 66-2. Система шинирования головки и шейки бедренной кости фирмы Tecres

Варианты подобного укрепления кости с введением костного цемента по канюлированным винтам используются и для других сегментов скелета.

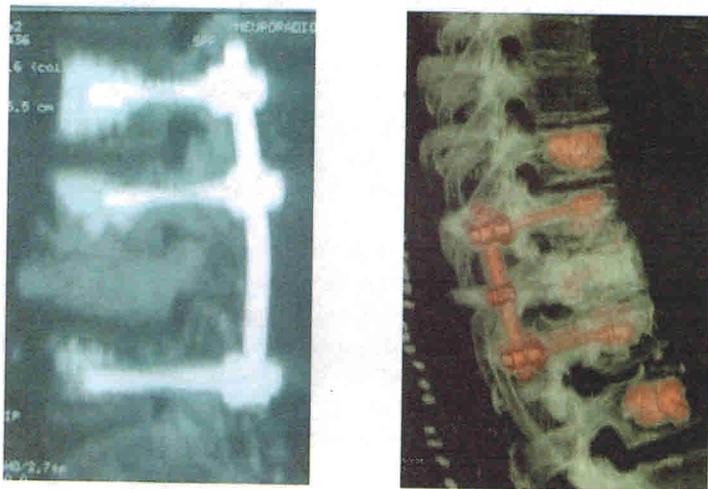


Рис. 67. Томограммы позвонков и рентгенограмма большой берцовой кости при использовании технологии «цементирования» через канюлированные винты (из проспекта фирмы Tectres).

На рисунке 67 наглядно представлены клинические примеры при транспедикулярной фиксации повреждённых тел позвонков и плато большой берцовой кости у пациентов с выраженным остеопорозом.

Но эти оптимистичные, на первый взгляд, исследования вместе с тем породили и множество вопросов:

- существует ли реальный риск термического поражения губчатой кости после введения метилметакрилата, возможные последствия такого поражения и пути его предупреждения?
- как будет вести себя цемент, распространившийся по межтрабекулярным пространствам губчатой кости, в течение длительного периода времени, не вызовет ли он впоследствии обширного асептического разрушения костной ткани?

- можно ли заменить классически применяемый метилметакрилат на новый, биodeградируемый полимер, которой наряду с сохранением своих хороших прочностных качеств, приобрёл бы способность замещаться со временем нормальной костной тканью?

3.2. Биodeградируемый костный цемент

В современной пластической хирургии всё более широкое применение находят искусственные остеозамещающие материалы, количество, типы и размеры которых неограничены, что позволяет замещать костные дефекты любой формы без необходимости увеличения травматичности и времени вмешательства. Замещающий кость искусственный материал по своим физико-химическим и биологическим свойствам должен приближаться к нормальной костной ткани, быть остеосовместимым, способствовать оптимальному протеканию репаративных процессов. В клиническую практику ортопедии внедрены имплантаты из керамики, биополимеров, металлов, углеродсодержащих и композитных материалов, каждый из которых, как правило, воздействует на определённые фазы репаративного остеогенеза. Перспективным направлением в этом плане является использование небиологических (на основе сульфата и фосфата кальция) препаратов или как их принято называть — биodeградируемых костных цементов.

Интересным вариантом стала разработка биodeградирующего кальций-фосфатного, или, как официально назвали его разработчики, карбонатно-апатитного цемента Norian. Нам известны две формы этого цемента — Norian SRS (Skeletal Repair System — система восстановления скелета) и Norian Putty (Нориан-Замазка). Как и привычный метилметакрилатный цемент, Norian состоит из двух компонентов — жидкого и порошкообразного, при смешивании которых в результате химической реакции образуется достаточно плотное вещество, интимно сцепляющееся с окружающей костной тканью. Прочностные свойства данного карбонат-апатитного композита не такие

хорошие, как у метилметакрилата, и не позволяют использовать его для фиксации элементов эндопротеза или использовать в сильно нагружаемых участках кости. Но его можно с успехом применять для заполнения небольших дефектов губчатой костной ткани, небольших кистозных полостей, увеличения плотности губчатой кости, поражённой остеопорозом, в месте введения в неё винтов.

Важно отметить, что в отличие от метилметакрилата, Norian не боится влаги, и при его установке не нужно так тщательно осушать кость, как при использовании метилметакрилата. Более того, в фазе затвердевания, длящейся около 10 минут, разработчики рекомендуют увлажнять поверхность апатитного цемента, укрывая её окружающими мягкими тканями или покрывая влажными салфетками.

Как и привычный нам метилметакрилат, Norian при подготовке к имплантации проходит несколько фаз. Первая фаза — это фаза смешивания. По рекомендации производителя, её длительность составляет 75 секунд. При этом возможно как применение специальных смешивающих систем, так и обычное ручное замешивание цемента. Далее наступает фаза введения. Её длительность колеблется от 1 до 5 минут. Поведение цемента в этот момент сильно зависит от температуры окружающей среды. Производитель в своих рекомендациях постоянно подчёркивает, что температура окружающего воздуха в момент замешивания и введения цемента в костную ткань должна составлять 18-23°C, так как при её повышении может начаться раннее затвердевание композита и возникнут трудности с его введением через инъекционную иглу или канюлю. Затем, уже введённый в костную ткань, ещё около двух минут композит сохраняет пластичность — рабочая фаза. Наконец, во время последней, 10-минутной фазы затвердевания, Norian приобретает необходимую прочность. В этот момент формируется кристаллическая структура композита, поэтому какие-либо манипуляции с цементом в этой фазе могут отрицательно повлиять на его прочность. Только после окончания фазы затвердевания хирург может продолжать вмешательство.

Мы хотели бы привести в своей работе несколько примеров использования костного цемента Norian в травматологичес-

кой практике, взятых из методического руководства компании Synthes-Stratec Inc. В первом примере показан оскольчатый перелом пяточной кости с деформацией её губчатой структуры (рис. 68 А).

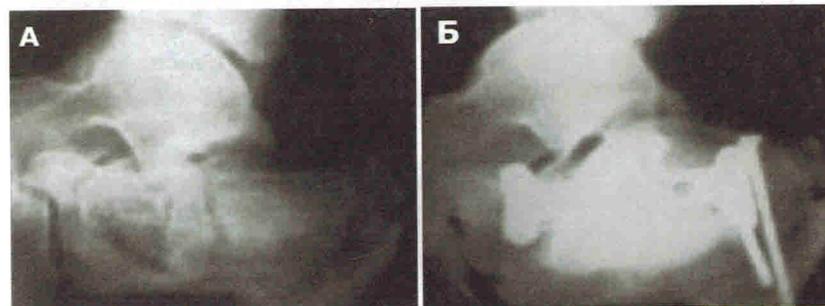


Рис. 68



Рис. 69

Такие переломы требуют обязательной костной пластики образующего при репозиции дефекта. Подобная пластика и была выполнена за счёт заполнения костного дефекта цементом Norian. На рентгенограмме (рис. 68 Б) виден остеосинтез пяточной пластиной с использованием дополнительных винтов и введённый в тело пяточной кости костный цемент Norian, обладающий, как и его классический собрат метилметакрилат, рентгеноконтрастными свойствами. На следующей рентгеног-