

- posterior cruciate ligament injuries. Am. J. Sports Med. 1999; 27: 276–83.
32. Shelbourne K.D., Pritchard J., Rettig A.C., McCarroll J.R., Vanmeter C.D. Knee dislocations with intact PCL. Orthop. Rev. 1992; 21 (5): 607–8, 610–11.
33. Schenck R.C., Burke R., Walker D. The dislocated knee: a new classification system. South Med. 1992; 85: 35–61.
34. Moore T.M. Fracture-dislocation of the knee. Clin. Orthop. 1981; 156: 128–40.
35. Hill J.A., Rana N.A. Complications of posterolateral dislocation of the knee: case report and literature review. Clin. Orthop. 1981; 154: 212–5.
36. Quinlan A.G., Sharrard W.J.W. Posterolateral dislocation of the knee with capsular interposition. J. Bone Jt Surg. Br. 1958; 40: 660–3.
37. Schenck R.C. Jr, Hunter R.E., Ostrum R.F., Perry C.R. Knee dislocations. Instr. Course Lect. 1999; 48: 515–22.
38. Wascher D.C. High-velocity knee dislocation with vascular injury. Treatment principles. Clin. Sports Med. 2000; 19: 457–77.

Сведения об авторах: Зоря В.И. — профессор, доктор мед. наук, зав. кафедрой травматологии, ортопедии и ВПХ; Морозов А.А. — аспирант той же кафедры.

Для контактов: Морозов Александр Анатольевич. 127006, Москва, ул. Краснопролетарская, дом. 35, кв. 22. Тел.: +7 (916) 640-91-63. E-mail: morozov.a.med@gmail.com.

ОБЗОРЫ ЛИТЕРАТУРЫ

© Коллектив авторов, 2013

СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ ЛЕЧЕНИЯ ЛОЖНЫХ СУСТАВОВ ДЛИННЫХ КОСТЕЙ КОНЕЧНОСТЕЙ

Р.З. Уразгильдеев, Г.А. Кесян, Г.Н. Берченко

ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова» Минздрава России, Москва, РФ

Ключевые слова: ложный сустав, репаративный остеогенез, аутокость, гидроксипатит, костный морфогенетический белок; плазма, обогащенная тромбоцитами.

Modern Aspects of Treatment for Pseudarthrosis of Long Bones of the Extremities
R.Z. Urazgil'deev, G.A. Kesyan, G.N. Berchenko

Key words: pseudarthrosis, reparative osteogenesis, autobone, hydroxyapatite, bone morphogenetic protein, platelet rich plasma.



В последние годы повреждения костей скелета приобретают все более тяжелый и сложный характер вследствие усиления процессов урбанизации, роста частоты дорожно-транспортных происшествий и общего количества травм, нанесенных движущимися механизмами на производстве. Несмотря на определенные достижения науки, процент неудовлетворительных исходов лечения высокоэнергетических повреждений, таких как замедленная консолидация и несращение переломов, формирование ложных суставов и дефектов длинных костей конечностей, не имеет тенденции к уменьшению. По данным разных авторов, переломы длинных костей конечностей в процессе лечения в 6–25% случаев осложняются несращениями и формированием ложных суставов [1–6]. Вместе с тем доля неудовлетворительных исходов лечения самих ложных суставов составляет не меньшую цифру [7–10].

Анализ последних публикаций отечественных и зарубежных авторов показывает, что выбор метода лечения (консервативный или оперативный) и имплантатов для остеосинтеза (внутренний — интрамедуллярный, накостный или наружный — различного рода спицевые, стержневые или гибридные аппараты внешней фиксации), как правило, не является предметом дискуссии. Преимущественно хирургический подход к лечению, выбор конкретного вида имплантатов для остеосинтеза уже довольно давно определены, и в настоящее время речь идет лишь об

их модернизации [11]. При конструировании новых систем компрессионно-дистракционных аппаратов, разработке изделий для функционально стабильного и минимально инвазивного остеосинтеза исследователи неизбежно ограничиваются пределами, обусловленными биологическими свойствами тех тканей, обеспечить оптимальную регенерацию которых они призваны [12].

Недостаток фиксирующих металлических имплантатов — необходимость их последующего удаления. Общеизвестно, что процесс удаления внутреннего фиксатора, особенно на неоднократно оперированном сегменте, по своей сложности и травматичности для костных и мягкотканых структур соизмерим, а иногда и превосходит первичный остеосинтез. Одной из современных тенденций развития остеосинтеза является разработка фиксаторов из биорезорбируемых полимеров. В настоящее время около 40 видов различных биополимеров проходят экспериментальные и клинические испытания в качестве фиксаторов. Среди них выделяются полимеры на основе полилактидов и полигликолидов. Однако отношение к ним специалистов неоднозначное. Настораживают случаи позднего проявления воспалительной реакции при использовании массивных имплантатов. В связи с этим проходят апробацию композиты на их основе с добавлением биорезорбируемых керамик с регулируемым процессом биорезорбции, остеоинтеграции и остеоиндукции, что, воз-

можно, позволит нивелировать отрицательные качества материалов [13–16].

Наиболее распространенным способом оперативного лечения ложных суставов является адаптирующая резекция концов отломков со вскрытием костномозгового канала проксимального и дистального отломков, иссечением межотломковых рубцовых тканей, костной пластикой, различными видами остеоперфораций и стабильным остеосинтезом [17, 18]. Кроме того, в практике широко используются закрытые способы лечения ложных суставов с применением компрессионного остеосинтеза аппаратами внешней фиксации или интрамедуллярного блокирующего остеосинтеза без вмешательства непосредственно в зону ложного сустава. Следует отметить, что, как правило, оперативные вмешательства на ложных суставах производятся у ранее оперированных, иногда неоднократно, по этому поводу пациентов. Поставленные металлоконструкции (в большинстве своем накостные или внутрикостные фиксаторы) у многих больных нестабильны, деформированы или вовсе сломаны, и, следовательно, требуют удаления.

На сегодняшний день для оптимизации процессов репаративного остеогенеза в области несращения применяются различные материалы, начиная аутокостью (свободные костные аутооттрансплантаты или трансплантаты на сосудистой ножке), заканчивая различного рода аллотрансплантатами и синтетическими биоактивными имплантатами [19–23].

Аутогенная губчатая кость является «золотым» стандартом в оптимизации репаративной регенерации поврежденной кости, так как обладает остеокондуктивными, остеоиндуктивными и остеогенными свойствами. Однако процедура забора аутокости увеличивает время и расширяет объем оперативного вмешательства. Наиболее частыми осложнениями, связанными с забором донорского материала, являются повреждения сосудов и нервов, образование гематом, развитие хронических болей неврогенного характера, возникновение гнойно-воспалительных осложнений, косметический дефект. Имеются также ограничения объема забираемого материала. Помимо этого, большинство остеогенных клеток погибает в ближайшее время после имплантации, аутогенная кость быстро резорбируется и деградирует до полного заживления костного дефекта [24–26]. Использование васкуляризированных надкостнично-кортикальных аутооттрансплантатов дает лучшие результаты [27], однако сложность и трудоемкость исполнения, необходимость специализированного микрохирургического оборудования и обученного квалифицированного персонала затрудняет внедрение метода в широкую клиническую практику.

В качестве альтернативы аутокостям в восстановительных операциях все чаще стали использовать материалы аллогенного происхождения, в частности деминерализованные лиофилизированные костные имплантаты (ДЛКИ), обладающие как остеокондуктивными, так и остеоиндуктивными свойствами. Остеоиндукция позволяет активно воздействовать на слабое в остеогенном отношении ложе, побуждая к регенерации [28]. Вместе с тем ряд исследований продемонстрировал значительные отличия остеоиндуктивных возможностей готовых ДЛКИ. В результате медицинских экспертиз свойств деминерализованных имплантатов, изготовленных по единой технологии в различных тканевых банках

Европы, был установлен тот факт, что часть материала не обладает теми свойствами, которые им приписывают, а у 10–15% готовых изделий полностью отсутствуют остеоиндуктивные свойства [29, 30]. Это может быть связано как с особенностью заготовки имплантата, так и выбором донора. Воздействие на костный имплантат различными веществами при его деминерализации, стерилизации, консервации способно снизить количество биоактивных элементов, влияющих на регенерацию костной ткани. В связи с этим взгляды о преимуществе деминерализованной кости перед другими имплантатами разделяют не все авторы. Наряду с ускорением остеointegrации, использование ДЛКИ сопряжено с риском передачи от донора к реципиенту различных инфекционных заболеваний и опасностью развития иммуногенных осложнений. Существуют также ограничения религиозного характера [24, 31].

Неудовлетворенность хирургов результатами лечения, высокая сложность и травматичность оперативного вмешательства побуждают к поиску новых средств и способов влияния на репарацию костной ткани. Например, использование в сочетании с общепринятыми методами лечения биологической стимуляции, применение X-образной остеотомии концов отломков, нативного аутогенного костного мозга, индуцированного кристаллическим химотрипсином, экстр- и эндостальная декорткация, использование различных биологических комплексов [4, 10, 15, 17, 23, 32–36].

Одними из наиболее перспективных материалов для стимуляции остеогенеза и замещения костных дефектов при несросшихся переломах и ложных суставах длинных костей конечностей являются комплексные материалы на основе синтетического гидроксиапатита как наиболее близкого по своему составу к костной ткани человека. Эффективность использования биосовместимых рассасывающихся гидроксиапатитсодержащих материалов основана на том, что, выполнив функцию временной направляющей решетки для регенерации поврежденных тканей, они замещаются новообразованной костью. Белок соединительной ткани — коллаген является неспецифическим стимулятором репаративных процессов, в том числе и в костной ткани. Комплексные препараты — гидроксиапатит с коллагеном сочетают в себе положительные качества синтетических полимеров и тканевых трансплантатов [32].

К настоящему времени определен целый ряд различных биологических веществ, факторов роста, которые имеют высокий потенциал к стимуляции остеогенных клеток: костные морфогенетические белки (КМБ; bone morphogenetic proteins — BMPs), трансформирующий фактор роста (transforming growth factor — TGF β), фибробластический фактор роста (fibroblast growth factor — FGF), тромбоцитарный фактор роста (platelet-derived growth factor — PDGF), инсулиноподобные факторы роста (insulin-like growth factors — IGFs). Среди этих факторов наиболее изучены КМБ. Качество, названное остеоиндукцией, было открыто при изучении деминерализованного костного матрикса [37]. Позднее были идентифицированы белки, оказывающие стимулирующий эффект, которые были определены как КМБ. С развитием генных технологий было выделено и идентифицировано более 20 видов КМБ. Они синтезируются различными типами клеток и являются важными регуляторами роста и развития тка-

ней. В область травматического повреждения КМБ попадают при дегрануляции тромбоцитов и секреции их макрофагами [38, 39]. Значительным прорывом на пути использования КМБ для стимуляции репаративного остеогенеза в клинической практике стало выделение фрагмента ДНК, ответственного за биосинтез КМБ, что в сочетании с возможностями генной инженерии позволило получить рекомбинантные КМБ человека (rhBMP). Локальное использование КМБ, способных непосредственно воздействовать на предшественника остеобластов, на настоящий момент является одним из перспективных [40–43]. Усиление остеогенеза при местном применении КМБ неоднократно было показано как в экспериментальных, так и в клинических исследованиях [41, 44, 45]. Наиболее изучены rhBMP-2 и rhBMP-7. Костные морфогенетические белки инъецируют в область травматического повреждения или помещают на матрицах (исследованы матрицы из коллагена) непосредственно в область костного дефекта. Кроме того, в качестве матриц могут быть использованы различные сополимеры на основе лактидов и полигликолидов. Полученные положительные результаты лечения позволили заключить, что КМБ могут быть альтернативой костным ауто трансплантатам и использоваться при лечении обширных костных дефектов [5, 41, 42, 46, 47]. Также остается открытым вопрос об оптимальном носителе морфогенетических белков.

В настоящее время остеоиндуктивный морфогенетический белок производится за рубежом, однако стоимость его чрезвычайно высока, поэтому в России он практически не применяется. В отечественной литературе имеются единичные сообщения о синтезировании КМБ для экспериментальных лабораторных исследований [48].

Клинические наблюдения показывают, что перспективы улучшения результатов лечения патологии костей только за счет совершенствования механического соединения и удержания отломков в основном исчерпаны. Количество создаваемых технологий на современном этапе уже не столь заметно переходит в качество. Поэтому биологическое направление как дополнительный метод лечения пациентов, в том числе с нарушением репаративной регенерации, основанное на использовании клеточных технологий и достижений биоимплантологии, привлекает столь пристальное внимание специалистов во всем мире [49, 50]. Отработка подобных технологий перешагнула порог исследовательских лабораторий и входит в повседневную клиническую практику. Новые данные клинических апробаций, однако, вызывают противоречивые суждения и требуют более тщательного рассмотрения.

Показанием к применению клеточных технологий, а именно мультипотентных мезенхимальных стромальных клеток (ММСК), является возникновение состояния так называемой остеогенной недостаточности, когда собственный камбиальный резерв костных тканей организма не в состоянии обеспечить надлежащий уровень остеорепарации [51]. Именно такими повреждениями являются костные дефекты при многооскольчатых переломах, замедленно консолидирующиеся переломы и ложные суставы длинных костей конечности. Однако, по мнению ряда авторов, применение клеточных технологий требует более сдержанного подхода в связи с тем, что кости данной локализации имеют все кле-

точные источники для регенерации — периост, эндост, строму костного мозга и клетки периваскулярного окружения. Следовательно, те условия, в которых собственный камбиальный резерв не смог реализовать свои пролиферативные и дифференцировочные потенции, будут являться противопоказаниями к имплантации тканеинженерных эквивалентов костной ткани [12].

Помимо культивирования стромальных клеток, тканевой инженеринг подразумевает и трансплантацию последних на биосовместимом носителе. Наряду с оптимизацией методов культивирования идут поиски адекватных носителей, речь идет об их сочетании использовании. Требования, предъявляемые к материалам, из которых могут быть изготовлены носители, стандартны. Это должен быть нетоксичный биodeградируемый материал, который обладал бы способностью к остеокондукции, остеоиндукции, остеопротекции, а заселение его клетками придавало бы ему и свойства остеогенности. Спектр материалов для изготовления носителей достаточно широк, и выделить какой-либо один, оптимальный, не представляется возможным. Для интересов тканевой инженерии костей могут использоваться остеопластические материалы — деминерализованный костный матрикс (ДКМ), трехмерные матрицы из полимолочных и полигликолевых кислот, коллагеновые криогели, стеклокристаллические материалы — биоситаллы, аналоги костного минерала — гидроксиапатит, трикальций фосфат, а также полисахариды природного происхождения — хитозан, полигидроксиалканоаты, альгинаты и др. [52, 53]. Каждому из перечисленных материалов присущи как достоинства, так и недостатки. Например, для получения ДКМ требуется наличие специализированной лаборатории («костного банка»), а сам процесс должен иметь надлежащее юридическое сопровождение. Кроме того, изготовление таких материалов, а именно обработка агрессивными жидкостями — концентрированными кислотами, пергидролом, делает поверхность материала существенно ограничивающей адгезию культивированных клеток [54], а следовательно, заставляет предлагать способы преодоления этого обстоятельства при помощи дополнительных работ. Вместе с тем наличие в ДКМ биологически активных веществ — КМБ, сохранение естественной osteoархитектоники делает этот материал весьма привлекательным для костной пластики и целей тканевой инженерии.

Полимеры органических кислот (полимолочной и полигликолевой) и родственные им соединения лишены отмеченных недостатков, но имеют другие — быстрый срок резорбции в случае изготовления тонкостенных губчатых матриц, не всегда соответствующий биологическим особенностям регенерации костной ткани, локальное снижение pH в области имплантата [55]. Возможность создавать такие материалы с регулированием сроков резорбции ставит их в категорию наиболее перспективных.

Стеклокерамические материалы (биоситалы) хорошо совместимы с клетками остеогенной линии [12, 56]. Однако они, напротив, характеризуются слишком длительным сроком резорбции. Перспективными соединениями являются криогели на основе коллагена или других полимеров. Технология их изготовления позволяет регулировать размер и количество микропор, срок биodeградации в организме реципиента.

Резюмируя вышесказанное, можно говорить о том, что в мире накоплен достаточно большой экспериментальный, в меньшей мере клинический, опыт изучения клеточных технологий в травматологии и ортопедии; сформировались основные пути их применения. Однако остается множество вопросов, ответы на которые еще предстоит найти. В процессе культивирования клетки находятся вне физиологического окружения. Использование факторов роста, отсутствие контроля со стороны иммунной системы и, возможно, факторов, контролирующих клеточную пролиферацию и апоптоз, могут являться причиной повышенного риска злокачественной трансформации. Следовательно, до сих пор остается актуальным вопрос о возможности спонтанного изменения свойств мезенхимальных стромальных клеток при их культивировании *in vitro* и даже о приобретении ими туморогенного потенциала [57]. При анализе кариотипа клеток CD90 — одного из основных маркеров мезенхимальных стромальных клеток, было обнаружено, что от 5 до 23% клеток в культуре несут множественные хромосомные аберрации: как числовые, так и структурные [58]. Таким образом, риск возникновения новообразований у человека при трансплантации клеток представляет собой реальную угрозу.

Многие исследователи при разработке биотехнологий отдают предпочтение использованию собственных структур организма — костный мозг, аутологичные клетки крови. Использование обогащенной тромбоцитами аутоплазмы (PRP — Platelet-Rich Plasma) стало одним из направлений в реконструктивно-восстановительной хирургии [34, 38, 49, 59–66]. В α -гранулах тромбоцитов выявлено свыше 30 ростовых факторов, из которых наиболее важное значение для регенерации кости имеют тромбоцитопроизводный фактор роста тромбоцитов (PDGF), фактор роста эндотелия сосудов (VEGF) и трансформирующий фактор роста (TGF β). Последний представляет собой большую группу белков, из них TGF β_1 и КМБ модулируют клеточную пролиферацию и дифференцировку малодифференцированных клеток в остеобласты, увеличивают синтез внеклеточного матрикса кости и ингибируют его деградацию [34, 38].

В данном случае в качестве живых клеток используется концентрат собственных тромбоцитов, которые, разрушаясь в костном дефекте, выделяют многочисленные факторы роста, запускающие и активирующие процессы остеогенеза. В настоящее время ведется поиск оптимальных носителей-матриц. Основными направлениями в этой области считаются использование обогащенной тромбоцитами аутоплазмы в сочетании с остеопластикой, выбор вида костнопластического материала и его оптимального соотношения с PRP, выбор тканеинженерных конструкций, универсальных для различных клинических случаев при лечении ложных суставов [67, 68].

Таким образом, количество предложенных методов свидетельствует о необходимости продолжения поиска более современных, доступных, экономически менее затратных способов оптимизации репаративного остеогенеза, которые позволили бы сохранить достоинства традиционных методов и максимально сократить их недостатки.

ЛИТЕРАТУРА

1. Кашанский Ю.Б. Лечение повреждений опорно-двигательного аппарата при множественной и сочетан-

- ной шокогенной травме (стратегия и тактика). Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. СПб., 1999.
- Марков Д.А. Стимуляция репаративного остеогенеза при лечении диафизарных переломов длинных костей. Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Саратов, 2008.
 - Оноприенко Г.А., Михайлов И.Г. Стабильно-функциональный остеосинтез массивными металлическими пластинами при лечении последствий переломов диафиза бедренной кости. Актуальные проблемы травматологии и ортопедии. В кн.: Материалы республиканской научно-практической конференции. М.; 1995: 63–5.
 - Marsell R., Einhorn T.A. Emerging bone healing therapies. J. Orthop. Trauma. 2010; 24 Suppl.1: S4–8.
 - Szczekny G., Olszewski W.L., Zagozda M., Rutkowska J., Czarnik Z., Swoboda-Kopeć E., Gyrecki A. Genetic factors responsible for long bone fractures non-union. Arch. Orthop. Trauma Surg. 2011; 131 (2): 275–81.
 - Tseng S.S., Lee M.A., Reddi A.H. Nonunions and the potential of stem cells in fracture-healing. J. Bone Jt Surg. Am. 2008; 90: 92–8.
 - Балаян В.Д. Лечение ложных суставов длинных трубчатых костей конечностей с использованием стимуляции костеобразования в условиях стабильной фиксации: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М.; 2011.
 - Бауэр И.В. Научное обоснование и разработка современных методов диагностики и хирургического лечения псевдоартрозов (клинико-морфологическое исследование): Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. Новосибирск, 2007.
 - Миронов С.П., Котельников Г.П., ред. Ортопедия: национальное руководство. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2008.
 - Склянчук Е.Д., Зоря В.И., Гурьев В.В., Васильев А.П. Остеогенные потенции нативного аутогенного костного мозга, индуцированного кристаллическим химотрипсином, при лечении посттравматических нарушений костной регенерации. Травматология и ортопедия России. 2009; 1 (51): 42–9.
 - Соломин Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А.Илизарова. СПб: ЭЛБИ-СПб; 2005: 521.
 - Деев Р.В., Цуркина Н.Б., Николаенко Н.С., Пинаев Г.П. Использование стромальных клеток костного мозга, мобилизованных на гранулах биосита, для пластики костей мозгового черепа. Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. 2007; 2 (2): 62–7.
 - Горидова Л.Д., Дедух Н.В. Репаративная регенерация кости в различных условиях. Травма. 2009; 10 (1): 88–91.
 - Радченко В.А., Дедух Н.В., Малышкина С.В., Бенгус Л.М. Биорезорбируемые полимеры в травматологии и ортопедии. Ортопедия, травматология и протезирование. 2006; 3: 116–47.
 - Ergun A., Chung R., Ward D., Valdevit A., Ritter A., Kalyon D.M. Unitary bioresorbable cage/core bone graft substitutes for spinal arthrodesis coextruded from polycaprolactone biocomposites. Ann. Biomed. Eng. 2012; 40 (5): 1073–87.
 - Van Hoff C., Samora J.B., Griesser M.J., Crist M.K., Scharschmidt T.J., Mayerson J.L. Effectiveness of ultraporous v-tricalcium phosphate (vitoss) as bone graft substitute for cavity defects in benign and low-grade malignant bone tumors. Am. J. Orthop. (Belle Mead NJ). 2012; 41 (1): 20–3.
 - Барабаш Ю.А., Тишков Н.В., Балаян В.Д., Кауц О.А. Клиническое использование продольной остеотомии отломков кости при лечении псевдоартрозов длинных костей. Травма. 2009; 10 (2): 14–8.
 - Склянчук Е.Д. Стимуляция остеогенеза в комплексном лечении посттравматических нарушений костной регенерации. Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М.; 2009: 34.
 - Гайдуков В.М. Ложные суставы костей. Этиопатогенез, диагностика, лечение. СПб.: Наука; 1998: 106.
 - Решетников А.Н. Оптимизация лечения больных с ложными суставами и дефектами длинных костей нижних конечностей: (клинико-экспериментальное исследование): Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. Самара; 2005.
 - Шумада И.В., Рыбачук О.И., Жила Ю.С. Лечение ложных суставов и дефектов трубчатых костей. Киев: Здоров'я; 1985: 149.

22. Nair M.B., Kretlow J.D., Mikos A.G., Kasper F.K. Infection and tissue engineering in segmental bone defects—a mini review. *Curr. Opin. Biotechnol.* 2011; 22 (5): 721–5.
23. Nakase T., Fujii M., Myoui A., Tamai N., Hayashi Y., Ueda T., Hamada M., Kawai H., Yoshikawa H. Use of hydroxyapatite ceramics for treatment of nonunion osseous defect after open fracture of lower limbs. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 2009; 129 (11): 1539–47.
24. Берченко Г.Н., Кесян Г.А., Уразильдеев Р.З., Арсеньев И.Г., Микелаишвили Д.С. Сравнительное экспериментально-морфологическое исследование влияния некоторых используемых в травматолого-ортопедической практике кальций-фосфатных материалов на активизацию репаративного остеогенеза. Бюллетень Восточно-Сибирского научного центра сибирского отделения РАМН. 2006; 4: 327–32.
25. Myeroff C., Archdeacon M. Autogenous bone graft: donor sites and techniques. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2011; 93 (23): 2227–36.
26. Sen M.K., Miclau T. Autologous iliac crest bone graft: should it still be the gold standart for treating nonunions? *Injury.* 2007; 38 Suppl. 1: S75–80.
27. Миланов Н.О., А.С.Зелянин А.С., Филиппов В.В., Назов К.В. Принцип выбора свободных ревааскуляризируемых надкостнично-кортикальных аутоотсплантатов в реконструктивной хирургии конечностей. Сеченовский вестник. 2010; 1: 47–55.
28. Фон Верзен Р. Подготовка деминерализованного костного матрикса к клиническому использованию. В кн.: Сборник научных трудов «Деминерализованный костный трансплантат и его применение». СПб.; 1993: 4–11.
29. Han B., Tang B., Nimni M.E. Quantitativ and sensitive in vitro assay for osteoinductive activity of demineralized bone matrix. *J. Orthop. Res.* 2003; 21 (4): 648–54.
30. Schwartz Z., Mellonig J.T., Carnes D.L. Jr, de la Fontaine J., Cochran D.L., Dean D.D., Boyan B.D. Ability of commercial demineralized freeze-dried bone allograft to induce new bone formation. *J. Periodontol.* 1996; 67 (9): 918–26.
31. Parikh S.N. Bone graft substitutes: past, present, future. *J. Postgraduate Medicine.* 2002; 48 (2): 142–48.
32. Берченко Г.Н. Биология заживления переломов кости и влияние биокомпозиционного наноструктурированного материала Коллапан на активацию репаративного остеогенеза. Медицинский алфавит. Больница. 2011; 1: 12–7.
33. Зоря В.И., Ярыгин Н.В., Скляничук Е.Д., Васильев А.П. Ферментная стимуляция остеогенеза при лечении несросшихся переломов и ложных суставов костей конечностей. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2007; 2: 80–5.
34. Кесян Г.А., Берченко Г.Н., Уразильдеев Р.З., Микелаишвили Д.С., Шулашов Б.Н. Сочетанное применение обогащенной тромбоцитами аутоплазмы и биокомпозиционного материала коллапан в комплексном лечении больных с длительно несрастающимися переломами и ложными суставами длинных костей конечностей. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2011; 2: 26–32.
35. Лазарев А.Ф., Солод Э.И., Роскидайло А.С. и др. Оперативное лечение дефектов трубчатых костей с использованием биоматериалов. В кн.: Сборник работ II Всероссийской научно-практической конференции. М.; 2011: 28–9.
36. Dickson G., Buchanan F., Marsh D., Harkin-Jones E., Little U., McCaigue M. Orthopaedic tissue engineering and bone regeneration. *Technol. Health Care.* 2007; 15: 57–67.
37. Urist M.R. Bone: Formation by autoinduction. *Science.* 1965; 150: 893–9.
38. Берченко Г.Н., Кесян Г.А., Микелаишвили Д.С. Применение биокомпозиционного наноструктурированного препарата КОЛЛАПАН и обогащенной тромбоцитами аутоплазмы в инжиниринге костной ткани. *Травма.* 2010; 11 (1): 7–14.
39. Scalfani A.P., Saman M. Platelet-rich fibrin matrix for facial plastic surgery. *Facial Plast. Surg. Clin. North Am.* 2012; 20 (2): 177–86.
40. Chen X., Kidder L.S., Lew W.D. Osteogenic protein-1 induced bone formation in an infected segmental defect in the rat femur. *J. Orthop. Res.* 2002; 20: 142–50.
41. Lissenberg-Thunnissen S.N., de Gorter D.J., Sier C.F., Schipper I.B. Use and efficacy of bone morphogenetic proteins in fracture healing. *Int. Orthop.* 2011; 35 (9): 1271–80.
42. Starman J.S., Bosse M.J., Cates C.A., Norton H.J. Recombinant human bone morphogenetic protein-2 use in the off-label treatment of nonunions and acute fractures: A retrospective review. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2012; 72 (3): 676–81.
43. Tressler M.A., Richards J.E., Sofianos D., Comrie F.K., Kregor P.J., Obremskey W.T. Bone morphogenetic protein-2 compared to autologous iliac crest bone graft in the treatment of long bone nonunion. *Orthopedics.* 2011; 34 (12): e877–84.
44. Govender S., Csimma C., Genant H.K., Valentin-Opran A., Amit Y., Arbel R. et al. Recombinant human bone morphogenetic protein-2 for treatment of open tibial fractures: a prospective, controlled, randomized study of four hundred and fifty patients. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2002; 84 (12): 2123–34.
45. Schmidmaier G., Schwabe P., Wildemann B., Haas N.P. Use of bone morphogenetic proteins for treatment of non-unions and future perspectives. *Injury.* 2007; 38 (Suppl. 4): S35–41.
46. Дедух Н.В., Хмызов С.А., Тихоненко А.А. Новые технологии в регенерации кости: использование факторов роста. Ортопедия, травматология и протезирование. 2008; 4: 129–32.
47. Lane J.M. Bone morphogenic protein science and studies. *J. Orthop. Trauma.* 2005; 19: 17–32.
48. Миронов С.П., Гинцбург А.Л., Еськин Н.А., Лукин В.Г., Гаврошенко Н.С., Карягина А.С., Зайцев В.В. Экспериментальная оценка остеоиндуктивности рекомбинантного костного морфогенетического белка (rhBMP-2) отечественного производства, фиксированного на биокомпозиционном материале или костном матриксе. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2010; 4: 38–44.
49. Кирилова И.А. Анатомо-функциональные свойства кости как основа создания костно-пластических материалов для травматологии и ортопедии (анатомо-экспериментальное исследование) Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. Новосибирск; 2011.
50. Миронов С.П. Состояние ортопедо-травматологической службы в Российской Федерации и перспективы внедрения инновационных технологий в травматологии и ортопедии. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2010; 4: 10–3.
51. Alwattar B.J., Schwarzkopf R., Kirsch T. Stem cells in orthopaedics and fracture healing. *Bull. NYU Hosp. Jt Dis.* 2011; 69 (1): 6–10.
52. Николаева Е.Д., Шишацкая Е.Д., Мочалов К.Е., Волова Т.Г., Сински Э.Д. Сравнительное исследование клеточных носителей, полученных из резорбируемых полигидроксикапролатов различного химического состава. Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. 2011; 6 (4): 54–63.
53. Xu H.H., Zhao L., Weir M.D. Stem cell-calcium phosphate constructs for bone engineering. *J. Dent. Res.* 2010; 89 (12): 1482–8.
54. Деев Р.В., Исаев А.А., Кочин А.Ю., Тихилов Р.М. Клеточные технологии в травматологии и ортопедии: пути развития. *Травматология и ортопедия России.* 2008; 1 (47): 65–74.
55. Волков А.В. Синтетические биоматериалы на основе полимеров органических кислот и тканевой инженерии. Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. 2005; 2: 43–5.
56. Bandyopadhyay-Ghosh S., Faria P.E., Johnson A., Felipucci D.N., Reaney I.M., Salata L.A., Brook I.M., Hatton P.V. Osteoconductivity of modified fluorcanasite glass-ceramics for bone tissue augmentation and repair. *J. Biomed. Mater. Res. A.* 2010; 94 (3): 760–8.
57. Сергеев В.С. Клетки костного мозга могут являться источником разнообразных типов новообразований.

- Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. 2007; П (1): 11–3.
58. Григорян А.С., Кругляков П.В., Таминкина Ю.А., Пендина А.А., Польшцев Д.Г. Аутологичные стволовые клетки: экспериментальные и клинические исследования. В кн.: Материалы Всероссийской научной школы-конференции для молодежи. М.; 2009: 23–4.
 59. Гайдуков В.Е. Хирургическое лечение несросшихся переломов и ложных суставов длинных трубчатых костей с использованием богатой тромбоцитами аутоплазмы: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Воронеж; 2009.
 60. Кесян Г.А., Берченко Г.Н., Уразгильдеев Р.З. и др. Оптимизация процессов остеогенеза у травматолого-ортопедических больных с использованием обогащенной тромбоцитами аутологичной плазмы и биокompatционных материалов. Медицинская технология. М., 2009: 14.
 61. Самодай В.Г., Брехов В.Л., Гайдуков В.Е. Использование богатой тромбоцитами аутоплазмы (БоТП) в хирургическом лечении дефектов костной ткани с нарушением непрерывности кости. Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2007; 6 (2): 493–7.
 62. Швец А.И., Самойленко А.А., Бойченко П.К., Самойленко Г.В. Возможность использования интраоперационного раневого отделяемого для получения обогащенного тромбоцитами и клетками костного мозга концентрата. Травма. 2010; 11 (4): 418–20.
 63. Foster T.E., Puscas B.L., Mandelbaum B.R., Gerhardt M.B., Rodeo S.A. Platelet-Rich Plasma. Am. J. Sports Med. 2009; 37: 228.
 64. Intini G. The use platelet rich plasma in bone reconstruction therapy. Biomaterials. 2009; 30: 4956–66.
 65. Marx R.E. Platelet Rich Plasma (PRP). What is PRP and what is not PRP. Implant Dentistry. 2001; 10: 225–8.
 66. Simman R., Hoffmann A., Bohinc R.J., Peterson W.C., Russ A.J. Role of platelet rich plasma in acceleration of bone fracture healing. Ann. Plast. Surg. 2008; 61 (3): 337–44.
 67. Calori G.M., Tagliabue L., Gala L., d'Imporzano M., Peretti G., Albisetti W. Application of rhBMP-7 and platelet-rich plasma in the treatment of long bone non-unions. A prospective randomized clinical study on 120 patients. Injury. 2008; 39: 1391–1402.
 68. Hakimi M., Jungbluth P., Sager M., Betsch M., Herten M., Becker J., Windolf J., Wild M. Combined use of platelet-rich plasma and autologous bone grafts in the treatment of long bone defects in mini-pigs. Injury. 2010; 41: 717–23.
- REFERENCES
1. Kashanskiy Yu.B. Treatment of loco-motor system injuries in multiorgan and concomitant sociogenic trauma (strategy and tactics). Dr. med. sci. Diss. St. Petersburg, 1999 (in Russian).
 2. Markov D.A. Stimulation of reparative osteogenesis at treatment of long bones diaphyseal fractures. Cand. med. sci. Diss. Saratov, 2008 (in Russian).
 3. Onoprienko G.A., Mikhailov I.G. Stable functional osteosynthesis with massive metallic plates at treatment of femur diaphysis fractures. Actual problems in traumatology and orthopaedics. In: Materials of republican scientific-practical conference. Moscow, 1995: 63–5 (in Russian).
 4. Marsell R., Einhorn T.A. Emerging bone healing therapies. J. Orthop. Trauma. 2010; 24 Suppl.1: S4–8.
 5. Szczeksnay G., Olszewski W.L., Zagozda M., Rutkowska J., Czupnik Z., Swoboda-Kopeć E., Gyrecki A. Genetic factors responsible for long bone fractures non-union. Arch. Orthop. Trauma Surg. 2011; 131 (2): 275–81.
 6. Tseng S.S., Lee M.A., Reddi A.H. Nonunions and the potential of stem cells in fracture-healing. J. Bone Jt Surg. Am. 2008; 90: 92–8.
 7. Balayan V.D. Treatment for pseudarthrosis of long bones of the extremities using stimulating osteogenesis under conditions of stable fixation: Cand. med. sci. Diss. Moscow, 2011 (in Russian).
 8. Bauer I.V. Scientific substantiation and elaboration of modern techniques for pseudarthrosis diagnosis and surgical treatment (clinical and morphologic study): Dr. med. sci. Diss. Novosibirsk, 2007 (in Russian).
 9. Mironov S.P., Kotel'nikov G.P., eds. Orthopaedics: national manual. Moscow: GEOTAR-Media; 2008 (in Russian).
 10. Sklyanchuk E.D., Zorya V.I., Gur'ev V.V., Vasil'ev A.P. Osteogenic potentialities of chrystalline chymotrypsin induced native autogenic bone marrow at treatment of posttraumatic bone regeneration disturbances. Travmatologiya i ortopediya Rossii. 2009; 1 (51): 42–9 (in Russian).
 11. Solomin L.N. Principles of perosseous osteosynthesis with G.A. Ilizarov apparatus. St. Petersburg: ELBI-St. Petresburg; 2005: 521 (in Russian).
 12. Deev R.V., Tsupkina N.B., Nikolaenko N.S., Pinaev G.P. Use of bone marrow stromal cells on biosyall granules to plasty of skull bones. Kletochnaya transplantologiya i tkanevaya inzheneriya. 2007; 2 (2): 62–7 (in Russian).
 13. Goridova L.D., Dedukh N.V. Bone healing in different conditions. Travma. 2009; 10 (1): 88–91 (in Russian).
 14. Radchenko V.A., Dedukh N.V., Malysheva S.V., Bengus L.M. Bioresorbable polymers in traumatology and orthopaedics. Ortopediya, travmatologiya i protezurovanie. 2006; 3: 116–47 (in Russian).
 15. Ergun A., Chung R., Ward D., Valdevit A., Ritter A., Kalyon D.M. Unitary bioresorbable cage/core bone graft substitutes for spinal arthrodesis coextruded from polycaprolactone biocomposites. Ann. Biomed. Eng. 2012; 40 (5): 1073–87.
 16. Van Hoff C., Samora J.B., Griesser M.J., Crist M.K., Scharschmidt T.J., Mayerson J.L. Effectiveness of ultraporous v-tricalcium phosphate (vitoss) as bone graft substitute for cavitory defects in benign and low-grade malignant bone tumors. Am. J. Orthop. (Belle Mead NJ). 2012; 41 (1): 20–3.
 17. Barabash Yu.A., Tishkov N.V., Balayan V.D., Kauts O.A. Clinical use of longitudinal osteotomy of bone fragments in treatment of pseudoarthrosis of long bones. Travma. 2009; 10 (2): 14–8 (in Russian).
 18. Sklyanchuk E.D. Stimulation of osteogenesis in complex treatment of posttraumatic bone regeneration disturbances. Dr. med. sci. Diss. Moscow, 2009: 34 (in Russian).
 19. Gaidukov V.M. Pseudarthroses of bones. Etiopathogenesis, diagnosis, treatment. St. Petersburg: Nauka; 1998: 106 (in Russian).
 20. Reshetnikov A.N. Optimization of treatment of patients with pseudarthrosis and defects of lower extremity long bones: (clinical and experimental study): Dr. med. sci. Diss. Samara; 2005 (in Russian).
 21. Shumada I.V., Rybachuk O.I., Zhila Yu.S. Treatment of pseudarthrosis and tubular bone defects. Kiev: Zdorov'ya; 1985: 149 (Russian).
 22. Nair M.B., Kretlow J.D., Mikos A.G., Kasper F.K. Infection and tissue engineering in segmental bone defects—a mini review. Curr. Opin. Biotechnol. 2011; 22 (5): 721–5.
 23. Nakase T., Fujii M., Myoui A., Tamai N., Hayaishi Y., Ueda T., Hamada M., Kawai H., Yoshikawa H. Use of hydroxyapatite ceramics for treatment of nonunited osseous defect after open fracture of lower limbs. Arch. Orthop. Trauma. Surg. 2009; 129 (11): 1539–47.
 24. Berchenko G.N., Kesyan G.A., Urazgil'deev R.Z., Arsen'ev I.G., Mikelaishvili D.S. Comparative experimental morphologic study of the influence of certain used in traumatology and orthopaedics calcium phosphate materials on activation of reparative osteogenesis. Report of the East-Siberian scientific center of Siberian branch of RAMS. 2006; 4: 327–32 (in Russian).
 25. Myeroff C., Archdeacon M. Autogenous bone graft: donor sites and techniques. J. Bone Jt Surg. Am. 2011; 93 (23): 2227–36.
 26. Sen M.K., Miclau T. Autologous iliac crest bone graft: should it still be the gold standart for treating nonunions? Injury. 2007; 38 Suppl. 1: S75–80.
 27. Milanov N.O., Zelyanin A.S., Filippov V.V., Nazoev K.V. Principles for the choice of free revascularized corticoperiosteal autografts in reconstructive limb surgery. Sechenovskiy vestnik. 2010; 1: 47–55 (in Russian).

28. *Fon Verzen R.* Preparation of demineralized bone matrix to clinical application. In: Transactions "Demineralized bone graft and its application". St. Petersburg; 1993: 4-11 (in Russian).
29. *Han B., Tang B., Nimni M.E.* Quantitativ and sensitive in vitro assay for osteoinductive activity of demineralized bone matrix. *J. Orthop. Res.* 2003; 21 (4): 648-54.
30. *Schwartz Z., Mellonig J.T., Carnes D.L. Jr, de la Fontaine J., Cochran D.L., Dean D.D., Boyan B.D.* Ability of commercial demineralized freeze-dried bone allograft to induce new bone formation. *J. Periodontol.* 1996; 67 (9): 918-26.
31. *Parikh S.N.* Bone graft substitutes: past, present, future. *J. Postgraduate Medicine.* 2002; 48 (2): 142-48.
32. *Berchenko G.N.* Biology of bone fractures healing and influence of biocomposite nanostructured material Collapan upon activation of reparative osteogenesis. *Meditsinskiy alfavit. Bol'nitsa.* 2011; 4: 12-7 (in Russian).
33. *Zorya V.I., Yarygin N.V., Sklyanchuk E.D., Vasil'ev D.P.* Enzymatic stimulation of osteogenesis for treatment of ununited fractures and pseudarthroses of extremity bones. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova.* 2007; 2: 80-5 (in Russian).
34. *Kesyan G.A., Berchenko G.N., Urazgil'deev R.Z., Mikelaishvili D.S., Shulashov B.N.* Combined application of platelet-rich plasma and biocomposite material collapan in complex treatment of patients with non-united fractures and pseudarthrosis of extremity long bones. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova.* 2011; 2: 26-32 (in Russian).
35. *Lazarev A.F., Solod E.I., Roskidailo A.S., et al.* Surgical treatment of tubular bone defects using biomaterials. *Proceedings of the 2nd All-Russian scientific-practical conference.* Moscow; 2011: 28-9 (in Russian).
36. *Dickson G., Buchanan F., Marsh D., Harkin-Jones E., Little U., McCaigue M.* Orthopaedic tissue engineering and bone regeneration. *Technol. Health Care.* 2007; 15: 57-67.
37. *Urist M.R.* Bone: Formation by autoinduction. *Science.* 1965; 150: 893-9.
38. *Berchenko G.N., Kesyan G.A., Mikelaishvili D.S.* Biocomposite nanostructural preparatus collapan's and platelet-rich plasma's implementation in bone tissue engineering. *Travma.* 2010; 11 (1): 7-14 (in Russian).
39. *Sclafani A.P., Saman M.* Platelet-rich fibrin matrix for facial plastic surgery. *Facial Plast. Surg. Clin. North Am.* 2012; 20 (2): 177-86.
40. *Chen X., Kidder L.S., Lew W.D.* Osteogenic protein-1 induced bone formation in an infected segmental defect in the rat femur. *J. Orthop. Res.* 2002; 20: 142-50.
41. *Lissenberg-Thunnissen S.N., de Gorter D.J., Sier C.F., Schipper I.B.* Use and efficacy of bone morphogenetic proteins in fracture healing. *Int. Orthop.* 2011; 35 (9): 1271-80.
42. *Starman J.S., Bosse M.J., Cates C.A., Norton H.J.* Recombinant human bone morphogenetic protein-2 use in the off-label treatment of nonunions and acute fractures: A retrospective review. *J. Trauma Acute Care Surg.* 2012; 72 (3): 676-81.
43. *Tressler M.A., Richards J.E., Sofianos D., Comrie F.K., Kregor P.J., Obremeskey W.T.* Bone morphogenetic protein-2 compared to autologous iliac crest bone graft in the treatment of long bone nonunion. *Orthopedics.* 2011; 34 (12): e877-84.
44. *Govender S., Csimma C., Genant H.K., Valentin-Opran A., Amit Y., Arbel R. et al.* Recombinant human bone morphogenetic protein-2 for treatment of open tibial fractures: a prospective, controlled, randomized study of four hundred and fifty patients. *J. Bone Jt Surg. Am.* 2002; 84 (12): 2123-34.
45. *Schmidmaier G., Schwabe P., Wildemann B., Haas N.P.* Use of bone morphogenetic proteins for treatment of non-unions and future perspectives. *Injury.* 2007; 38 (Suppl. 4): S35-41.
46. *Dedukh N.V., Khmyzov S.A., Tikhonenko A.A.* New technologies in bone regeneration: use of growth factors. *Ortopediya, travmatologiya i protezurovanie.* 2008; 4: 129-32 (in Russian).
47. *Lane J.M.* Bone morphogenic protein science and studies. *J. Orthop. Trauma.* 2005; 19: 17-32.
48. *Mironov S.P., Gintsburg A.L., Es'kin N.A., Lunin V.G., Gavryushenko N.S., Karyagina A.S., et al.* Experimental evaluation of osteoinduction of recombinant bone morphogenic protein (rhBMP-2) of native production fixative on biocomposite or bone matrix. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova.* 2010; 4: 38-44 (in Russian).
49. *Kirillova I.A.* Anatomic functional bone properties as the basis for creation of bone-plastic materials for traumatology and orthopaedics (anatomic and functional study). *Dr. med. sci. Diss. Novosibirsk,* 2011 (in Russian).
50. *Mironov S.P.* State of orthopaedic-traumatologic service in Russian federation and perspectives for introduction of innovative technologies in traumatology and orthopaedics. *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova.* 2010; 4: 10-3 (in Russian).
51. *Alwattar B.J., Schwarzkopf R., Kirsch T.* Stem cells in orthopaedics and fracture healing. *Bull. NYU Hosp. Jt Dis.* 2011; 69 (1): 6-10.
52. *Nikolaeva E.D., Shishatskaya E.I., Mochalov K.E., Volova T.G., Sinski E.D.* Comparative investigation of polyhydroxalkanoate scaffolds with various chemical compositions. *Kletochnaya transplantologiya i tkanevaya inzheneriya.* 2011; 6 (4): 54-63 (in Russian).
53. *Xu H.H., Zhao L., Weir M.D.* Stem cell-calcium phosphate constructs for bone engineering. *J. Dent. Res.* 2010; 89 (12): 1482-8.
54. *Deev R.V., Isaev A.A., Kochish A.Yu., Tikhilov R.M.* Ways for cellular technologies development in traumatology and orthopaedics. *Travmatologiya i ortopediya Rossii.* 2008; 1 (47): 65-74 (in Russian).
55. *Volkov A.V.* Synthetic biomaterials on the basis of organic acids polymers in tissue engineering. *Kletochnaya transplantologiya i tkanevaya inzheneriya.* 2005; 2: 43-5 (in Russian).
56. *Bandyopadhyay-Ghosh S., Faria P.E., Johnson A., Felipucci D.N., Reaney I.M., Salata L.A., Brook I.M., Hatton P.V.* Osteoconductivity of modified fluorcanasite glass-ceramics for bone tissue augmentation and repair. *J. Biomed. Mater. Res. A.* 2010; 94 (3): 760-8.
57. *Sergeev V.S.* Bone marrow cells could be a source for various types of tumors. *Kletochnaya transplantologiya i tkanevaya inzheneriya.* 2007; 2 (1): 11-3 (in Russian).
58. *Grigoryan A.S., Kruglyakov P.V., Taminkina Yu.A., Pendina A.A., Polyntsev D.G.* Autologous stem cells: experimental and clinical studies. In: *Proceedings of the All-Russian scientific school-conference for the youth.* Moscow; 2009: 23-4 (in Russian).
59. *Gaidukov V.E.* Surgical treatment of non-united fractures and pseudarthroses of long bones of the extremities using platelet-rich autoplasm: *Cand. med. sci. Diss. Voronezh;* 2009: 22 (in Russian).
60. *Kesyan G.A., Berchenko G.N., Urazgil'deev, et al.* Optimization of osteogenesis processes in trauma- and orthopaedic patients using platelet-rich autologous plasma and biocomposite materials. *Medical technology.* Moscow, 2009 (in Russian).
61. *Samoday V.G., Brekhov V.L., Gaidukov V.E.* The results of use rich trombocytes autoplasm in surgical treatment of patients with defects tissue of bones. *Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh.* 2007; 6(2): 493-7 (in Russian).
62. *Shvets A.I., Samoilenko A.A., Boichenko P.K., Samoilenko G.V.* Possibilities of using intraoperational wound discharging for receiving trombocytes rich and bone marrow cells concentration. *Travma.* 2010; 11 (4): 418-20 (in Russian).
63. *Foster T.E., Pucas B.L., Mandelbaum B.R., Gerhardt M.B., Rodeo S.A.* Platelet-Rich Plasma. *Am. J. Sports Med.* 2009; 37: 228.
64. *Intini G.* The use platelet rich plasma in bone reconstruction therapy. *Biomaterials.* 2009; 30: 4956-66.
65. *Marx R.E.* Platelet Rich Plasma (PRP). What is PRP and what is not PRP. *Implant Dentistry.* 2001; 10: 225-8.
66. *Simman R., Hoffmann A., Bohinc R.J., Peterson W.C., Russ A.J.* Role of platelet rich plasma in acceleration of

bone fracture healing. *Ann. Plast. Surg.* 2008; 61 (3): 337–44.

67. Calori G.M., Tagliabue L., Gala L., d'Imporzano M., Peretti G., Albisetti W. Application of rhBMP-7 and platelet-rich plasma in the treatment of long bone non-unions. A prospective randomized clinical study on 120

patients. *Injury.* 2008; 39: 1391–1402.

68. Hakimi M., Jungbluth P., Sager M., Betsch M., Herten M., Becker J., Windolf J., Wild M. Combined use of platelet-rich plasma and autologous bone grafts in the treatment of long bone defects in mini-pigs. *Injury.* 2010; 41: 717–23.

Сведения об авторах: Уразильдеев Р.З. — канд. мед. наук, ведущий науч. сотр. отделения ортопедии взрослых; Кесян Г.А. — доктор мед. наук, зав. отделением ортопедии взрослых; Берченко Г.Н. — профессор, доктор мед. наук, зав. патологоанатомическим отделением.

Для контактов: Уразильдеев Рашид Загидуллович 127299, Москва, ул. Приорова, дом 10, ЦИТО. Тел.: (495) 450-38-11. E-mail: rashid-uraz@rambler.ru

© В.Д. Сикилинда, А.В. Алабуг, 2013

МАЛОИНВАЗИВНОЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЕ КОЛЕННОГО СУСТАВА

В.Д. Сикилинда, А.В. Алабуг

ГБОУ ВПО «Ростовский государственный медицинский университет» Минздрава России, Ростов-на-Дону, РФ

Ключевые слова: малоинвазивное эндопротезирование коленного сустава, субвастусный доступ, мидвастусный доступ, компьютерная навигация.

Low Invasive Knee Arthroplasty

V.D. Sikilinda, A.V. Alabut

Key words: low invasive knee arthroplasty, subvastus approach, midvastus approach, computed navigation.

На протяжении последних 20 лет частота выполнения тотальных эндопротезирований суставов, в том числе и коленных, неуклонно растет, причем с 1990 по 2002 г. количество эндопротезирований выросло в 3 раза [1]. Малоинвазивное эндопротезирование тазобедренного сустава с успехом используется ортопедами-травматологами уже около 10 лет [2], и авторы отмечают перспективность данного направления. В то же время эндопротезирование коленного сустава из малых доступов еще не получило широкого признания и находится в стадии разработки [3–7]. Первые исследования с целью изучения возможности малоинвазивного эндопротезирования коленного сустава (МЭКС) были предприняты в 1991 г. [8]. Первым логическим шагом в миниинвазивной артропластике были операции монокондилярного эндопротезирования [9]. По результатам внедрения данной техники было констатировано, что операции характеризуются меньшей кровопотерей и менее интенсивным болевым синдромом, ранней реабилитацией и сокращением сроков госпитализации [9–15]. Совершенствование монокондилярного эндопротезирования шло по пути порционного протезирования двух мышечков одного сустава с целью сохранения костной ткани [16].

Хорошие результаты малоинвазивного монокондилярного эндопротезирования послужили толчком к разработке методик малоинвазивной тотальной артропластики коленного сустава [17], и в 1999 г. впервые была выполнена подобная операция. Вначале традиционный разрез был уменьшен до 12 см, затем была разработана техника разворота надколенника, исследованы варианты косоого пересечения медиальной порции четырехглавой мышцы бедра [7].

Первые результаты малоинвазивного тотального эндопротезирования коленного сустава были представлены А. Триа и соавт. [18], позже подобные сообщения стали появляться чаще [4, 19, 20].

Малоинвазивное эндопротезирование коленного сустава выполнимо далеко не у каждого пациента — примерно у 25–30% [4, 17]. М. Tenholder и соавт. [20] отмечают очевидные гендерные различия в группах пациентов, перенесших эндопротезирование коленного сустава: прооперированных женщин почти в 2 раза больше, чем мужчин. В качестве возможных причин этого авторы рассматривают более развитую мускулатуру у мужчин и большие размеры бедренной кости. У пациентов с большой протяженностью трансэпикондилярной линии (insall-linie) — линии, соединяющей медиальный и латеральный надмыщелки, возникает необходимость в удлинении разреза.

Применительно к МЭКС введено и обсуждается понятие «идеальный пациент». По мнению [17, 21], идеальным для малоинвазивной процедуры является худощавый пациент с хорошим объемом движений и достаточной растяжимостью сустава. Для R. Berger и соавт. [22] идеальный пациент — это женщина с хорошим объемом движения в коленном суставе и достаточной растяжимостью мягких тканей, patella alta и небольшой варусной или вальгусной деформацией. Некоторые ортопеды выполняют МЭКС и при patella baja, и при более значительной варусной или вальгусной деформации оси сегмента [22].

G. Scuderi и соавт. [23] допускает возможность выполнения МЭКС при отсутствии деформации или с небольшой деформацией, не превышающей 15° варусной деформации и 20° вальгусной деформации. Одновременно авторы подчеркивают, что ограничение сгибания с амплитудой менее 90° и флексионная контрактура, превышающая 10°, также заставляют отказаться от МЭКС. Это обусловлено тем, что при выраженной варусной или вальгусной деформации имеется дефицит костной ткани, ограничивающий возможности выполнения операции из ограниченно доступу.