

Статья поступила в редакцию 20.10.2016 г.

Слизовский Г.В., Кужеливский И.И., Ситко Л.А., Федоров М.А., Козырев А.А.

Сибирский государственный медицинский университет,
г. Томск

Омский государственный медицинский университет,
г. Омск

ХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ДИСПЛАСТИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА У ДЕТЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИМПЛАНТОВ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

В данной статье определена актуальность современного состояния проблемы костной патологии у детей. Описаны подходы хирургической коррекции таких заболеваний, как врожденная деформация грудной клетки, диспластический коксартроз, несовершенный остеогенез. Предложен оригинальный способ хирургического лечения данных нозологий с использованием материалов из никелида титана. Преимущества материалов заключаются в биоинертности и высокой прочности. Высокая коррозионная стойкость, хорошая совместимость с тканями организма в сочетании с повышенной для пористых материалов пластичностью позволяет использовать этот материал в качестве имплантата в различных областях медицины, в том числе и в детской хирургии.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: несовершенный остеогенез; воронкообразная грудь; торакопластика; диспластический коксартроз; никелид титана.

Slizovskiy G.V., Kuzhelivskiy I.I., Sitko L.A., Fedorov M.A., Kozyrev A.A.

Siberian State Medical University, Tomsk

Omsk State Medical University, Omsk

CURRENT STATUS OF TREATMENT FOR DISEASES OF THE OSTEOARTICULAR SYSTEM BY NIKELID TITANIUM IMPLANTS IN CHILDREN (LITERATURE REVIEW)

This article defines the relevance of the current state of the problem of bone pathology in children. It describes techniques for surgical correction of such diseases as congenital chest distortion, dysplastic coxarthrosis, and imperfect osteogenesis. This paper introduces an original method of surgical treatment of these diseases using NiTi materials. These materials have such advantages as biological inertness and high strength. They can be used as implants in various areas of medicine, including pediatric surgery, due to their qualities - high corrosion resistance, good compatibility with body tissue in combination with high ductility of porous materials.

KEY WORDS: imperfect osteogenesis; hollowed chest; thoracoplasty; dysplastic coxarthrosis; titanium nickellide.

Диспластический коксартроз является одним из наиболее тяжелых ортопедических заболеваний детского возраста и по количеству опубликованных работ занимает ведущее место. Вопросы лечения остаются по-прежнему одной из актуальных проблем в ортопедической практике — формирование наружного края крыши вертлужной впадины с последующей подготовкой вертлужной впадины под эндопротезирование [1].

Несмотря на достижения хороших результатов раннего консервативного лечения, у ряда больных остается недоразвитие крыши вертлужной впадины, выполняется избыточная антеверсия и вальгусная деформация шейки бедра, констатируется подвывих бедра. В подобных ситуациях для создания условий нормального развития тазобедренного сустава (ТБС) необходимо вовремя произвести соответствующую коррекцию соотношений в ТБС с целью достижения конгруэнтности между головкой бедра и крышей вер-

тлужной впадины, но не всегда удается достичь желаемого результата и у многих развиваются признаки коксартроза, переходящие в анкилоз [2, 8].

К числу наиболее распространенных ортопедических заболеваний относится деформирующий артроз ТБС. Неуклонно прогрессирующий характер процесса при этой патологии в 60-64 % случаев ведет к снижению трудоспособности и в 11,5 % — к инвалидизации лиц трудоспособного возраста [3]. Вследствие тяжести поражения каждый одиннадцатый из страдающих заболеваниями ТБС в конечном итоге становится инвалидом, в то время как при всех болезнях органов опоры и движения инвалидизируется каждый сотый [4].

Диспластический коксартроз (ДК) — одно из наиболее тяжелых дегенеративно-дистрофических заболеваний, в основе которого лежит врожденное недоразвитие (дисплазия) ТБС. Это обусловлено его ранним возникновением и быстрым прогрессированием, высокой частотой двусторонней патологии, снижением качества жизни и трудоспособности вплоть до инвалидизации, сложностью социальной и психологической адаптации больных. Крисюк А.П. с соавторами (1986) обследовали 360 больных в сроки от 10 до 20 лет после консервативного и оперативно-

Корреспонденцию адресовать:

КУЖЕЛИВСКИЙ Иван Иванович,
636027, г. Томск, ул. Ленская, д. 14, кв. 130.
Тел.: +7-962-778-87-02.
E-mail: kuzhel@rambler.ru

го лечения врожденного подвывиха и вывиха бедра и нашли признаки ДК у 16,8 % из них. Лубегина З.П. и Заводовская Е.И. (1983) оценили состояние 222 суставов у 138 детей в возрасте 12-15 лет в отдаленные сроки после консервативного и хирургического лечения дисплазии, врожденного подвывиха и вывиха бедра и установили, что при консервативном лечении в 12,3 % наблюдений к 14 годам наметились начальные рентгенологические признаки деформирующего артроза. После закрытого вправления к 10-14-летнему возрасту симптоматика коксартроза на рентгенограммах имела у 26,1 % больных, а после оперативного лечения – у 62 %, и проявлялась уже к 8-летнему возрасту [4].

После консервативного лечения клинические признаки ДК возникают в подростковом или зрелом возрасте и постепенно прогрессируют, что обусловлено длительной сохранностью компенсаторных возможностей сустава. ДК представляет собой заболевание ТБС, проявляющееся деформацией его компонентов в сочетании с нарушением их пространственной ориентации. Ему присущи резкая скошенность крыши вертлужной впадины, малая глубина последней, атипичная конфигурация ее верхнего края, недостаточная толщина и атрофия костей, образующих дно, вальгусная и торсионная деформация проксимального отдела бедренной кости, малый диаметр диафиза бедра и костномозгового канала, смещение головки бедренной кости кверху, выраженный дисбаланс мышц, изменение их проприоцептивной активности [5].

Причиной раннего развития дегенеративно-дистрофических изменений является несоответствие между головкой бедра и вертлужной впадиной, где основным следует считать недоразвитие крыши последней. Дисплазия вертлужной впадины – это трехмерный феномен, ведущий к недостаточному покрытию крыши передне-наружной и верхне-наружной поверхностей головки бедренной кости. Из-за меньшей, чем в норме, вертлужной впадины и вследствие латерализации ТБС сила, воздействующая в точке приложения рычага, возрастает. Это приводит к увеличению нагрузки на единицу площади опорной поверхности с её концентрацией в верхне-наружной части головки бедра и к дегенерации гиалинового хряща в наиболее нагружаемых отделах. Вслед за первопричиной ДК, заключающейся в скошенности крыши вертлужной впадины, происходит вторичная деформация проксимального отдела бедра (избыточная торсия и увеличение шеечно-диафизарного угла). Децентрация, наступившая в суставе, в свою очередь, вызывает дисбаланс околосуставных мышц, который усиливает имеющуюся деформацию [7].

Таким образом, с учетом клинических, морфологических, рентгенологических, биомеханических характеристик, лечение ДК должно быть направлено на предупреждение хронической статической и острой функциональной перегрузки сустава, восстановление нормальных соотношений и правильной функциональной установки пораженной конечности, создание благоприятных условий для компенсаторного восстановления. Ведущее место в арсенале используемых методов занимает хирургическое лечение, обеспечивающее не только медицинскую, но и социально-трудовую реабилитацию больных. Выжидательная тактика может привести к тому, что благоприятные сроки окажутся упущенными. На ранних стадиях процесса требуется меньший объем хирургических вмешательств при более благоприятном прогнозе. В этот период превалирует диспластический компонент, и хирургическая коррекция нацелена, главным образом, на устранение инконгруэнтности в суставе. На поздних стадиях ведущим является артритический компонент, что требует тактически и технически более сложного подхода к устранению имеющихся нарушений [1].

В случае необоснованного промедления может достаточно быстро наступить тяжелая деструкция сустава, когда в арсенале имеющихся средств останутся только артродез или тотальное эндопротезирование.

В 2004 году в Воронеже на 6-м съезде травматологов-ортопедов России отмечено, что оперативные вмешательства на ТБС нуждаются в дальнейшем совершенствовании, так как неудовлетворительные результаты составляют от 25,8 до 40,2 процентов, а отличные и хорошие результаты – лишь 37,6-39,9 %.

Научно-практическая конференция детских травматологов-ортопедов России, которая состоялась в Саратове в 2005 году, подтвердила сложность проблемы и дальнейшие пути улучшения исходов оперативного лечения патологии тазобедренного сустава, а в 2007 году в Екатеринбурге обсуждался вопрос об эндопротезировании ТБС.

При существующих методах оперативного лечения ДК нередко возникают затруднения при проведении значительной единовременной коррекции вертлужной впадины, наблюдается потеря достигнутой во время операции коррекции по причине резорбции клина распорки, помещенного между фрагментами подвздошной кости, или его выпадение. Кроме того, нуждаются в усовершенствовании фиксаторы для остеосинтеза фрагментов бедра. Многие авторы отмечают низкое качество конструкций, обладающих недостаточной прочностью, подвергающихся корро-

Сведения об авторах:

СЛИЗОВСКИЙ Григорий Владимирович, канд. мед. наук, доцент, зав. кафедрой детских хирургических болезней, ФГБОУ ВО СибГМУ Минздрава России, г. Томск, Россия.

КУЖЕЛИВСКИЙ Иван Иванович, канд. мед. наук, доцент, кафедра детских хирургических болезней, ФГБОУ ВО СибГМУ Минздрава России, г. Томск, Россия. E-mail: kuzhel@rambler.ru

СИТКО Леонид Александрович, доктор мед. наук, профессор, кафедра детской хирургии, ФГБОУ ВО ОмГМУ Минздрава России, г. Омск, Россия.

ФЕДОРОВ Максим Александрович, аспирант, кафедра детских хирургических болезней, ФГБОУ ВО СибГМУ Минздрава России, г. Томск, Россия.

КОЗЫРЕВ Антон Анатольевич, аспирант, кафедра детских хирургических болезней, ФГБОУ ВО СибГМУ Минздрава России, г. Томск, Россия.

зии. Следует отметить, что и создание костного навеса над вывихнутой головкой бедра нередко заканчивается его рассасыванием, а в дальнейшем в процессе роста больного и нагрузки на сустав развиваются стойкие явления коксартроза, переходящие в анкилоз.

В последние годы в ряде зарубежных стран (США, Германия, Япония) в медицинскую практику стали внедряться сплавы из никелида и титана. Появилась возможность создания всевозможных имплантатов из сплава никелида титана, которые позволяют повысить эффективность хирургического лечения ортопедической патологии. В последние годы наибольший интерес в качестве перспективных материалов для имплантологии вызывают конструкции из никелида титана [7].

В начале семидесятых годов в медицинскую практику в некоторых странах мира (США, ФРГ, Япония и др.) начали применять конструкции из сплава титана и никеля. Эти сплавы, наряду с такими общими достоинствами, как износостойкость, прочность, высокая антикоррозийная стойкость и высокая биологическая инертность, обладают термомеханической памятью или эффектом памяти формы, в отличие от других сплавов, применяемых в хирургии. Необходимо подчеркнуть, что данные сплавы обладают особым свойством — термомеханической памятью или «памятью формы», который был открыт в 1949 году Г.В. Курдюмовым и Л.Г. Хандросом, т.е. способностью восстанавливать свою первоначальную форму при нагревании после предварительной деформации в хладогоне. За рубежом сплавы из никелида титана стали использовать в ортопедии и травматологии, стоматологии, нейрохирургии и сердечно-сосудистой хирургии. Первая конструкция из никелида титана была использована в стоматологии в виде скобы для фиксации фрагментов челюсти. Илизаров Г.А. стал использовать никелид титана в компрессионно-дистракционном аппарате. На базе кафедры травматологии и ортопедии Новокузнецкого ГИДУВа и Сибирского физико-технического института были разработаны конструкции на основе никелида титана для лечения ортопедо-травматологических больных. Цивьян Я.Л. стал использовать устройства из никелида титана при оперативном лечении пациентов с деформациями и компрессионным переломом позвоночника. Необходимо отметить, что в ортопедии детского возраста материалы из никелида титана были успешно использованы при лечении врожденного вывиха бедра [8].

Министерством здравоохранения СССР приказом № 1027 от 05.08.1986 года было разрешено исполь-

зование конструкций из никелида титана в клинической практике.

Клиницистами накоплен опыт применения различных материалов: сплавов драгоценных металлов, нержавеющей стали, титана, полимерных и углеродистых композитов и т.д. Применение эндопротезов из металлов, аллоксенотрансплантатов, синтетических материалов позволило расширить возможности оперативных вмешательств в ортопедии и травматологии. Анализ отдаленных результатов указал на имеющиеся недостатки операций по причине биологической несовместимости костной ткани и конструкций из металла и пластмасс, или в связи с иммунологической реакцией несовместимости тканей реципиента с костными алло- и ксенотрансплантатами [4].

Оксидная керамика оказалась подходящим материалом для использования в ортопедии, которая была применена в 1968 году Evring для изготовления эндопротезов тазобедренного сустава. По результатам экспериментальных исследований на животных керамика биологически неактивна и нетоксична. Было доказано, что между костью и керамическим имплантатом формируется непосредственная связь без соединительно-тканного промежуточного слоя, что свидетельствует о высокой степени биологического единства [2].

Экспериментально доказано, что остеогенная ткань способна вращать в поры керамического материала при величине пор не менее 100 мкм с последующим замещением волокнистой костной ткани пластинчатыми структурами и формированием остеонов. Необходимо отметить, что глубина вращающей костной ткани в имплант незначительна, а так как пористая керамика не обладает открытой пористой структурой, то полное заполнение имплантата из пористой керамики костной тканью маловероятно. В дальнейшем это может привести к смещению эндопротеза за счет силовых нагрузок, что заставляет ограничить применение пористой керамики, так как прочностные показатели пористой керамики недостаточно велики [6].

По данным Dostar (1976), Pillar (1976) лучшим материалом для изготовления имплантатов являются пористые материалы, полученные из порошковых материалов и, в отличие от керамики и пластмассы, обладают высокой механической прочностью.

Учитывая недостатки пористой керамики в качестве стоматологических имплантатов начали применять пористый материал на основе никелида титана, технология которого разработана в НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы Сибирского физико-технического института при Том-

Information about authors:

SLIZOVSKIY Grigoriy Vladimirovich, candidate of medical sciences, head of the chair of paediatric surgical diseases, Siberian State Medical University, Tomsk, Russia.

KUZHELIVSKIY Ivan Ivanovich, candidate of medical sciences, docent, chair of paediatric surgical diseases, Siberian State Medical University, Tomsk, Russia. E-mail: kuzhel@rambler.ru

SITKO Leonid Aleksandrovich, doctor of medical sciences, professor, the chair of children surgery, Omsk State Medical University, Omsk, Russia.

FEDOROV Maksim Aleksandrovich, post-graduate student, chair of paediatric surgical diseases, Siberian State Medical University, Tomsk, Russia.

KOZYREV Anton Anatolievich, post-graduate student, chair of paediatric surgical diseases, Siberian State Medical University, Tomsk, Russia.

ском государственном университете. Пористый сплав никелида титана по своим качествам значительно отличается от других применяющихся имплантационных материалов. Технология получения и обработки дает возможность добиться в заданном диапазоне величины пор и создания открытой пористости структур, то есть такого качества, которым не обладает ни один из имплантационных материалов, а также данный материал можно моделировать в зависимости от назначения. По данным Ф.Т. Темерханова (1985), В.Н. Олесовой (1985) импланты из пористого никелида титана хорошо переносятся тканями, нетоксичны, обладают высокой биологической инертностью. Между костью и имплантатом формируется непосредственная связь без соединительно-тканевого промежуточного слоя, т.е. пористый никелид титан создает предпосылки для врастания костной ткани на всю толщину имплантата. Сплавы на основе никелида титана обладают высокой прочностью и эластичностью, упругостью и жесткостью, гибкостью и эластичностью, износостойкостью и вязкостью разрушения, благодаря этому их можно поставить в ряд наиболее перспективных материалов для медицины в целом и, в частности, для ортопедии и травматологии. Свойства памяти формы придают имплантируемым устройствам новые качества — они могут изменять форму до 15 % при изменении температуры, развивать усилия до 900 Мпа при изменении формы, проявлять сверхэластичные свойства в заданном интервале температур, не разрушаться при многократном механическом воздействии [5].

Одной из важных проблем медицины является долговечность и эффективность функционирования имплантатов и, чтобы находящийся в живом организме имплант не отторгался, он должен обладать свойством сверхэластичности. Доказано, что костная ткань в период нахождения в организме характеризуется большой величиной гибкости и вязкости (Vcisik et al, 1985). Гюнтером В.Э. (1989) было установлено, что, кроме гибкости и вязкости, костная ткань в изотермических условиях обладает эластичными свойствами, т.е. характеризуется обратимой деформацией, такими же свойствами обладают волос и коллаген.

Для постоянной имплантации, как, например, для формирования наружного края крыши вертлужной впадины при диспластическом коксартрозе у детей, необходимо использовать устройства и конструкции из пористого никелида титана. Использование пористого никелида титана возможно для заполнения костных полостей и формирования биокомпозита при патологических переломах костей, ложных суставов и т.д. Получают пористый никелид титан из порошка титана и никеля физико-механическими процессами. Экспериментальные исследования образцов, проведенные после имплантации никелида титана в пористом виде в различные ткани организма, показали, что он способен функционировать в организме не отторгаясь, обеспечивает стабильную регенерацию клеток и создает надежную фиксацию с тканями организма за счет образования (врастания) и роста тканей в порах имплантата. Для подробного анализа вза-

имодействия различных тканей организма с пористыми имплантатами из никелида титана с заданными физико-механическими характеристиками имплантировали его на разные сроки в разные ткани организма — в бедро и челюсти, для замещения костной ткани сломанных тел позвонков, для костной пластики средней и верхней зон лица, замещения дефектов длинных трубчатых костей, для выполнения пластики миокарда, при реконструктивных операциях на ухе, для формирования культи глазного яблока и лечения глаукомы и т.д. Процессы образования тканей в порах имплантатов исследовали подробно через равные промежутки времени — через 7, 14, 21... дней и далее до 5 лет [3].

В конце этих сроков образцы извлекали из организма и проводили детальные рентгенологический, морфологический, рентгеноспектральный, микроструктурный анализы. Анализ полученных структур показал, что после имплантации между любой контактирующей тканью и имплантатом наблюдается непосредственная связь. Ткани образуются (прорастают) в порах имплантата, постепенно заполняя их. Уже после 7 дней взаимодействия практически во всех порах наблюдали тканевые структуры, характерные для соединительной ткани. Реакция костной ткани на имплантацию пористого никелида титана заключается в том, что в порах имплантатов со временем образуется зрелая костная ткань со структурой, аналогичной матричной кости. Зарождение и рост костной ткани в пористой структуре никелида титана происходит одновременно во многих порах в виде отдельных ядер (областей), которые затем разрастаются и сливаются. Постепенно костная ткань заполняет поры и соединяющие их каналы. Полное формирование костной ткани в порах происходит в основном к 3 месяцам, а с 6 месяцев структурный рисунок ткани в порах практически не меняется со временем.

Экспериментальные и клинические исследования структуры имплантов, предварительно насыщенных биологическими тканями, показали, что заполнение пор имплантов аутогенной костной тканью, свежим (неконсервированным) и лиофилизированным эпифизарным брехохрящем способствует значительно ускорению и более полноценному течению процессов остеоинтеграции. Формирование зрелой кости в пористой структуре имплантатов, не насыщенных биологическими тканями, происходит в течение длительного времени (90 суток) с момента имплантации, а импланты, насыщенные аутогенной костной тканью, демонстрировали интеграцию с костным ложем уже через 30 суток. Полное образование органотипичной кости отмечается через 75 суток. Именно пористый сплав является перспективным материалом для длительного использования имплантируемых конструкций, а с добавлением железа и меди наиболее применим в ортопедии и травматологии [2].

Никелид титана обладает высокой коррозионной стойкостью. Кроме этого, никелид титана обладает высокой стойкостью к абразивному износу и кавитации, а также обладает хорошими демпфирующими и противоударными свойствами и 100 % степенью вос-

становления формы. По данным многих исследователей, была доказана биологическая совместимость имплантируемых материалов в живой организм, сплавы на основе никелида титана соответствуют медико-техническим требованиям грибоустойчивости, не оказывают токсического воздействия на биологические объекты и не проявили канцерогенного действия.

На современном этапе биосовместимые материалы из никелида титана и имплантов с памятью формы условно можно представить четыре класса сверхэластичных материалов и имплантатов. 1-й класс — материалы и имплантаты для фиксации костных отломков лицевого скелета, трубчатых костей, позвоночника и других костных тканей; для дилатации тканей полых органов, для создания межкишечных анастомозов и т.д. Этот класс представляют цельнолитые имплантаты из сплавов на основе TiNiMo-Fe, которые играют роль временных функционирующих устройств. 2-й класс — пористые проницаемые и сетчатые имплантаты для замещения дефектов твер-

дых и мягких тканей организма, для восстановления функций органов, выполняя при этом определенные функции конкретных тканей, т.е. для длительного пребывания в организме. 3-й класс — материалы для создания инструментария нового поколения, способного изменить форму рабочей части инструмента и сохранить режущую способность. Здесь наиболее важным критерием является способность материала к деформационной и температурной циклической устойчивости. 4-й класс — инкубаторы-носители клеточных культур. Эти материалы и имплантаты позволяют на новом уровне решить задачи восстановления функций внутренних органов (печени, костного мозга, поджелудочной железы и т.д.).

Высокая коррозионная стойкость, хорошая совместимость с тканями организма в сочетании с повышенной для пористых материалов пластичностью позволяет использовать этот материал в качестве имплантата в различных областях медицины, в том числе и в детской хирургии.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES:

1. Akhtiamov IF, Lobashov VV. Different methods of non-operative treatment of hip avascular necrosis in childhood. *The bulletin of contemporary clinical medicine*. 2014; 7(2): 40-47. Russian (Ахтямов И.Ф., Лобашов В.В. Асептический некроз головки бедренной кости у детей, возможные варианты консервативного лечения // Вестник современной клинической медицины. 2014. Т. 7, № 2. С. 40-47.)
2. Biocompatible materials with shape memory and new technologies in medicine /edited by W.E. Gunter. Tomsk, 2014. 342 p. Russian (Биосовместимые материалы с памятью формы и новые технологии в медицине /под ред. проф. В.Э. Гюнтера. Томск, 2014. 342 с.)
3. Vinogradov AV. Congenital deformations of the breast bone and ribs in children and teenagers. *Medical Journal of the Russian Federation*. 2004; (1): 46-48. Russian (Виноградов А.В. Врожденные деформации грудины и ребер у детей и подростков // Российский медицинский журнал. 2004. № 1. С. 46-48.)
4. Zakirov RH, Konoplev YG, Mitryaikin VI, Sachenkov OA. Simulation of hip joint biomechanics. *Scientific and Technical Volga region Bulletin*. 2012; (1): 31-37. Russian (Закиров Р.Х., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование биомеханики сустава // Научно-технический вестник Поволжья. 2012. № 1. С. 31-37.)
5. Klimov OV. Calculation and control of biomechanical axis of the lower limbs in frontal plane at its correction according to Ilizarov. *Russian Journal of Biomechanics*. 2014; 18(2): 239-247. Russian (Климов О.В. Расчет и контроль биомеханической оси нижней конечности во фронтальной плоскости при ее коррекции по Илизарову // Российский журнал биомеханики. 2014. Т. 18, № 2. С. 239-247.)
6. Krest'yashin IV, Kovarsky SL, Krest'yashin VM, Shafranov VV, Timoshchenko OV, Domarev AO, Podshivalova OA. Modern technologies substituting outpatient for inpatient care in the work of the Children's Centre of Outpatient Surgery, Traumatology and Orthopedics. *Russian Journal of Pediatric Surgery*. 2014; (5): 53-56. Russian (Крестьяшин И.В., Коварский С.Л., Крестьяшин В.М., Шафранов В.В., Тимощенко О.В., Домарев А.О., Подшивалова О.А. Современные стационарзамещающие технологии в работе Детского центра амбулаторной хирургии, травматологии-ортопедии // Детская хирургия. 2014. № 5. С. 53-56.)
7. Kuznechikhin EP, Ulrich EW. Surgical treatment of children with diseases and deformations of musculoskeletal system. M.: Medicine, 2004. 568 p. Russian (Кузнецихин Е.П., Ульрих Э.В. Хирургическое лечение детей с заболеваниями и деформациями опорно-двигательной системы. М.: Медицина, 2004. 568 с.)
8. Tikhonenko TI. Assessment of the methods stimulating osteogenesis at treatment of a disease of Legg-Kalve-Pertes at children: Candidate med. sci. abstracts diss. M, 2011. 17 p. Russian (Тихоненко Т.И. Оценка остеогенезстимулирующих методов при лечении болезни Легг-Кальве-Пертеса у детей: автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2011. 17 с.)

