

## ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОТЕЗА НАДАЦЕТАБУЛЯРНОЙ ОБЛАСТИ ТАЗОВОЙ КОСТИ КАК ЭТАП ПРОФИЛАКТИКИ РАННЕГО ДИСПЛАСТИЧЕСКОГО КОКСАРТРОЗА

Дохов М.М.<sup>1</sup>, Левченко К.К.<sup>1</sup>, Петров А.Б.<sup>1</sup>, Иванов Д.В.<sup>2</sup>, Доль А.В.<sup>2</sup>, Ульянов В.Ю.<sup>1,3</sup>, Пучиньян Д.М.<sup>1</sup>, Норкин И.А.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>НИИТОН ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет им В.И. Разумовского», Саратов, e-mail: maga\_med@inbox.ru;

<sup>2</sup>ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», Саратов, e-mail: ivanovdv@gmail.com;

<sup>3</sup>Частное учреждение образовательная организация высшего образования «Медицинский университет «Реавиз», Саратов, e-mail: v.u.ulyanov@gmail.com

Целью исследования являлось изучение взаимоотношений в системе «безымянная кость – эндопротез – бедренная кость» после пластики вертлужной впадины протезом безымянной кости путем экспериментального моделирования методом конечных элементов. Материалом исследования послужили реалистичные трехмерные модели бедренной кости, тазовой кости и имплантата в системе автоматизированного проектирования, созданные путем построения трехмерной нерегулярной тетраэдрической вычислительной сетки. На основе смоделированной биомеханической системы было оценено напряженно-деформированное состояние системы «кость - имплантат» под действием нагрузок. При исследовании наибольшие напряжения были определены в модели имплантата. Максимальное напряжение не превышало 350 МПа и приходилось на задне-наружные отделы имплантата. Из результатов проведенного моделирования следует, что при изучаемых нагрузках система «кость-имплантат» будет работать без разрушения.

Ключевые слова: дисплазия тазобедренного сустава, эндопротез, математическое моделирование.

## EXPERIMENTAL MODELLING OF THE PROSTHESIS OF SUPRAACETABULAR AREA OF THE HIP AS A STAGE OF PREVENTION OF EARLY DYSPLASTIC COXARTHROSIS

Dohov M.M.<sup>1</sup>, Levchenko K.K.<sup>1</sup>, Petrov A.B.<sup>1</sup>, Ivanov D.V.<sup>2</sup>, Dol A.V.<sup>2</sup>, Ulyanov V.Yu.<sup>1,3</sup>, Puchinyan D.M.<sup>1</sup>, Norkin I.A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Research Institute of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery Saratov State Medical University n.a. V.I.Razumovsky of the Ministry of Health of Russia, Saratov, e-mail: maga\_med@inbox.ru;

<sup>2</sup>Saratov National Research University n.a. N.G. Chernyshevsky, Saratov, e-mail: ivanovdv@gmail.com;

<sup>3</sup>Private educational oh higher education «Medical university «Reaviz», Saratov, e-mail: v.u.ulyanov@gmail.com

The aim of the article was to study the interrelation between the bone, the implant and the femoral bone after plastic reconstruction of an acetabulum with an Illium prosthesis by experimental modelling with finite-element method. Materials and methods included realistic three-dimensional (3D) models of the femoral and hip bones and the implant made with the help of an automated design programme built by constructing a 3d irregular tetrahedral computer network. On the basis of the formed biomechanical system we assessed stress-strain state of the system “bone-implant” under the strain. Research results showed the biggest amount of stress being located in the implant model. Maximum stress did not surpass 350 MPa and was found in the external posterial part of the implant. The simulation results showed that in case of strain as applied in the article the system “bone-implant” demonstrated secure functioning.

Keywords: developmental dysplasia of the hip, endoprosthesis, mathematical modeling.

Коксартроз представляет собой тяжелое дегенеративное заболевание тазобедренного сустава. Одним из его клинических вариантов является диспластический коксартроз, развивающийся в 15-70% случаев как исход консервативного лечения врожденной дисплазии тазобедренного сустава и формирующийся в результате остаточных дефектов развития тазового или бедренного компонентов сустава. Данная форма патологии тазобедренного

сустава требует выполнения его первичного тотального эндопротезирования у большинства пациентов в возрасте от 30 до 45 лет [1; 2]. Структурные особенности крыши вертлужной впадины при диспластическом коксартрозе в сочетании с высокой физической активностью пациентов данной возрастной категории обуславливают сложность оперативного лечения и высокий процент неудовлетворительных результатов хирургической реабилитации, что, в свою очередь, связано с недостаточной разработанностью методов реконструкции вертлужного компонента тазобедренного сустава [3; 4].

Диспластически измененная вертлужная впадина отличается от нормально сформированной значительным уплощением, вертикальным расположением и эллипсовидной формой, что, как правило, сочетается с уменьшением объема костной массы тела подвздошной кости и закономерно приводит к нарушениям биомеханики не только тазобедренного сустава, но и всей нижней конечности и организма в целом, а также определяет появление и расположение типичных зон перегрузки суставных поверхностей с формированием в процессе онтогенеза различных дефектов и деформаций вертлужной впадины тазовой кости [3; 5].

Одним из направлений хирургической реабилитации пациентов с диспластическим поражением тазобедренного сустава как этапа профилактики раннего коксартроза является надацетабулярная пластика, фундаментальные основы которой были разработаны саратовскими учеными. Ими же были созданы оригинальные эндопротезы надацетабулярной области тазовой кости, являющиеся ноу-хау Саратовского НИИ травматологии и ортопедии (ныне НИИТОН ФГБОУ ВО «Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского» Минздрава России) с 80-х годов XX века. У истоков данного направления стояли известные травматологи-ортопеды к.м.н. профессор И.И. Жаденов, к.м.н. И.Д. Ковалева, врач травматолог-ортопед Л.А. Тыщенко, инженер конструкторского бюро В.Ф. Потехин и другие специалисты [6; 7], которые в разные годы проводили экспериментальные исследования уменьшенных образцов эндопротезов на анимальных моделях, в том числе испытания выполняли на 20 животных со сроками наблюдения в один, три, шесть и двенадцать месяцев после операции. Результаты проведенных экспериментов показали, что стабильность стояния коррекционного эндопротеза создает «комфортные» условия для воссоздания крыши вертлужной впадины, конгруэнтной головке бедренной кости. Наряду с этим стабильность коррекции в разы превосходила результаты, полученные при применении для этих же целей аутотрансплантатов. Результаты настоящих экспериментов продемонстрировали еще и биологическую инертность эндопротезов, что подтверждалось данными макро- и микроскопических исследований [1; 8].

Существовавшая до настоящего времени модель протеза надацетабулярной области представляет собой практически монолитную конструкцию, выполненную из титана или никелида титана (рис. 1А). Применение оригинальных методик хирургической профилактики раннего диспластического коксартроза с использованием данного имплантата позволило перенести сроки выполнения первичного тотального эндопротезирования в возрастной период после 40 лет [1]. Однако, наряду с его несомненными достоинствами, был выявлен ряд недостатков, обусловленных конструкцией надацетабулярного эндопротеза, а именно: его практически монолитная конструкция сопровождалась большим риском развития нестабильности; первичное тотальное эндопротезирование при наличии такого имплантата в тазовой кости технически усложняло обработку вертлужной впадины; удаление протеза приводило к образованию объемного дефекта тазовой кости, который было необходимо замещать при тотальном протезировании сустава.

Вышеизложенное продиктовало необходимость дальнейшего совершенствования конструкции самого эндопротеза. С учетом известных недостатков эндопротеза безымянной кости была предложена его усовершенствованная модель (рис. 1Б) [9; 10].

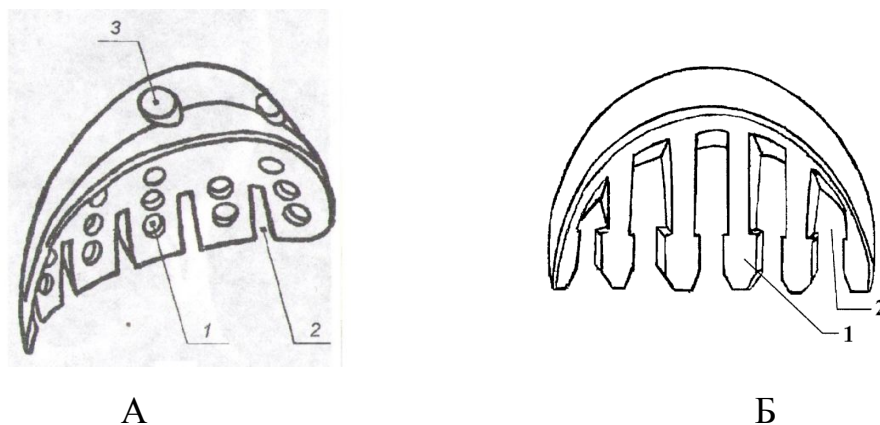


Рис. 1. А – эндопротез надацетабулярной области: 1 – отверстия для прорастания костной ткани; 2 – пазы для прорастания костной ткани; 3 – отверстие для крепления протеза [1].

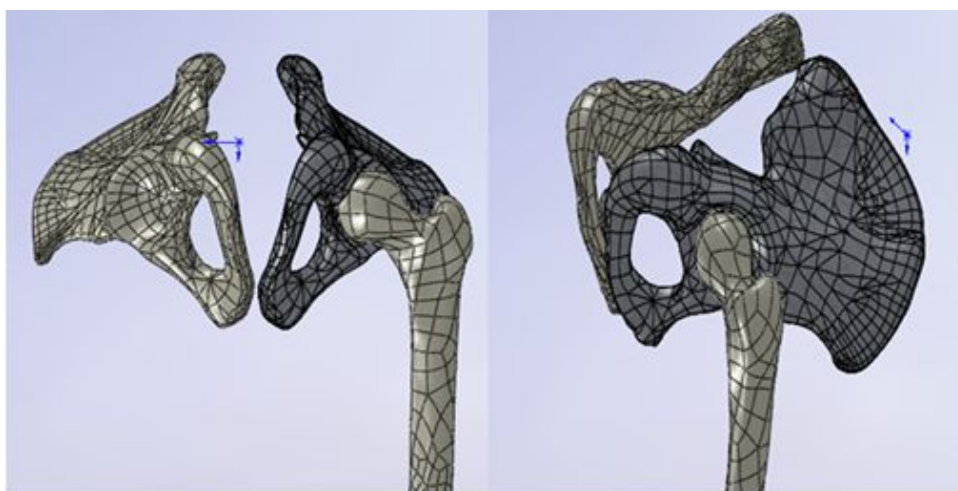
Б - эндопротез тела безымянной кости: 1 – зубец; 2 – паз

Отличительными особенностями последней конструкции явились сужение основания протеза, от которого отходит увеличенное количество дугообразно изогнутых зубцов с гладкой поверхностью. Внесенные конструктивные изменения, на наш взгляд, позволили создать более легкий по массе вариант эндопротеза, который одновременно должен обеспечивать большую стабильность его закрепления в тазовой кости за счет увеличения площади контакта с окружающей костной тканью и при необходимости удаления протеза не приведет к объемному дефекту тазовой кости [6].

**Цель исследования:** изучить путем экспериментального моделирования напряженно-деформированное состояние системы «безымянная кость – имплантат – бедренная кость» после пластики вертлужной впадины эндопротезом безымянной кости новой конструкции у больных диспластическим коксартрозом.

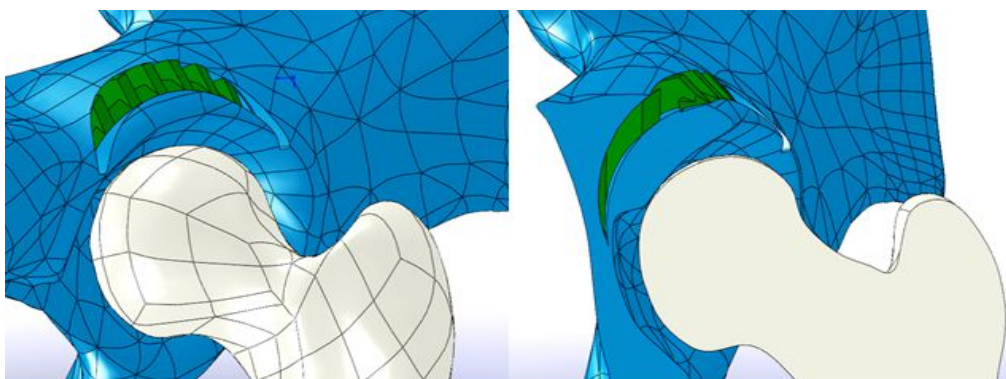
### **Материалы и методы**

Моделирование выполняли методом конечных элементов, который широко применяется в экспериментальных исследованиях различных органов и систем человека, в том числе и опорно-двигательной. Для этого создавали реалистичные трехмерные модели бедренной, тазовой костей и имплантата (объекты исследования) в системе автоматизированного проектирования SolidWorks 2008 путем построения трехмерной нерегулярной тетраэдрической вычислительной сетки (рис. 2).



*Рис. 2. Трехмерная нерегулярная тетраэдрическая вычислительная сетка, визуализирующая тазобедренный сустав*

На основе смоделированной биомеханической системы было оценено напряженно-деформированное состояние системы «безымянная кость - эндопротез – тазобедренный сустав» под действием нагрузок (рис. 3).



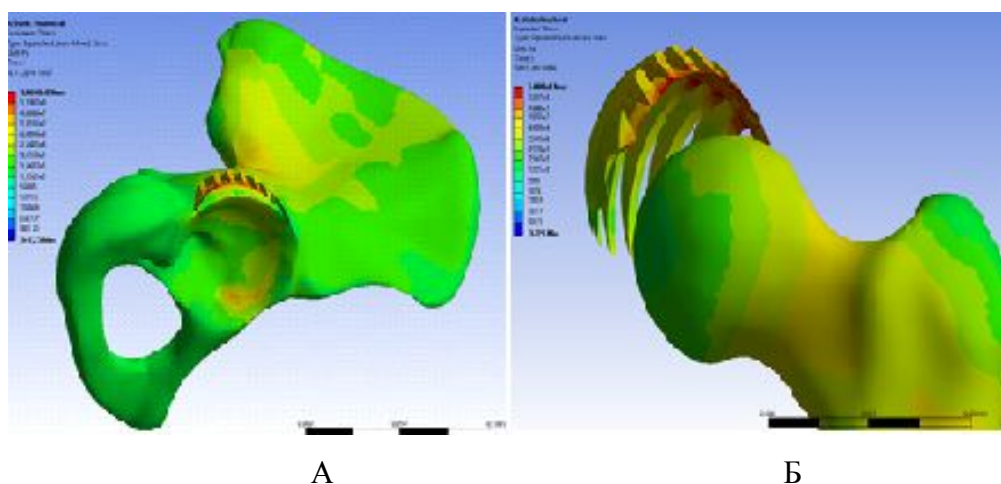
*Рис. 3. Трехмерное изображение биомеханической системы «безымянная кость - эндопротез – бедренная кость»*

Расчеты осуществляли в системе конечно-элементного моделирования ANSYS 15. Материалы костей и имплантата (титан) считали идеально упругими изотропными. При моделировании учитывали конечные (большие) деформации.

Рассчитывали два типа нагружения, при первом фиксировали коленный сустав, придавая статическую нагрузку величиной 400 Н к тазовой кости; при втором - фиксировали тазовую кость и придавали статическую нагрузку величиной 500 Н к коленному суставу.

### **Результаты исследований**

Результаты численных расчетов позволили оценить напряженно-деформированное состояние системы «безымянная кость – эндопротез – бедренная кость» под действием статических нагрузок. На полученных геометрических моделях нами показаны поля эффективных напряжений в тазовой и бедренной костях, а также в эндопротезе (рис. 4).



*Рис. 4\*. Результаты численного эксперимента при приложении нагрузки величиной 400 Н к тазовой кости. А - тазовая кость с установленным коррекционным эндопротезом. Б - коррекционный эндопротез с бедренной костью*

\*Величины изменений напряжений показаны различными цветами, на каждом рисунке шкала соответствия значений напряжений и цвета показана слева. Напряжения отображены в Паскалях (Н/м<sup>2</sup>).

При исследовании наибольшие напряжения были определены в модели эндопротеза (как самого жесткого тела).

Максимальное напряжение для первого случая (рис. 5А) нагружения не превышало 350 МПа и приходилось на задне-наружные отделы эндопротеза, что соответствовало зоне максимальной нагрузки головки бедренной кости при одноопорной фазе шага.

Для второго типа нагружения (рис. 5Б) напряжения оказались не выше 20 МПа и максимальные значения были выявлены также в задне-наружных отделах эндопротеза. В отличие от первого случая при данном типе нагружения также появлялась дополнительная зона умеренной нагрузки в верхних отделах шейки бедренной кости. Эта область соответствовала расположению дугообразного пучка трабекул в шейке бедренной кости, последняя является хорошо адаптированной к избыточным нагрузкам. Данные значений напряжений были не выше критических для материала эндопротеза.

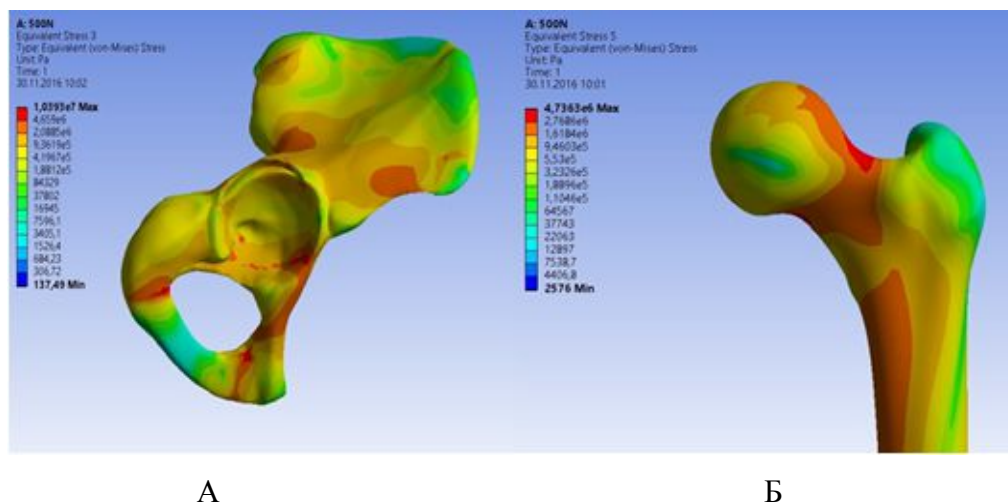


Рис. 5\*. Результаты численного эксперимента (коррекционный эндопротез с бедренной костью при приложении нагрузки величиной 500 Н к дистальному отделу бедренной кости).

А - тазовая кость с установленным коррекционным эндопротезом. Б - коррекционный эндопротез с бедренной костью

\*Величины изменений напряжений показаны различными цветами, на каждом рисунке шкала соответствия значений напряжений и цвета показана слева. Напряжения отображены в Паскалях (Н/м<sup>2</sup>).

**Обсуждение полученных результатов.** Полученные нами данные численного эксперимента свидетельствуют о том, что в условиях придания статической нагрузки 400 Н на тазовую кость при фиксированном коленном суставе и 500 Н на коленный сустав при фиксированной тазовой кости биомеханическая система «безымянная кость – эндопротез» будет работать без механического разрушения. Полученные нами данные сопоставимы с существующими литературными сведениями о том, что в одноопорной фазе ходьбы максимальная нагрузка в отдельных точках вертлужной впадины может достигать 400 кгс, а максимальная напряженность до 0,600 кгс/мм<sup>2</sup> с поправкой на возникновение дополнительного переменного напряжения, обусловленного сокращением мышц, фиксированных к большому и малому вертелам [1; 11].

Учитывая наибольшие показатели напряжения в модели эндопротеза, являющегося самой жесткой конструкцией в биомеханической системе «безымянная кость – имплантат –

бедренная кость», последний позволяет обеспечить и сохранить достигнутую степень опорности тазобедренного сустава, в том числе за счет оптимизации конгруэнтности его суставных поверхностей, ремоделирования мобилизованного костно-хрящевого слоя наацетабулярной области и оптимизации значений важнейших угловых и линейных параметров. Последние в дальнейшем позитивно отражаются как на объективной клинической, так и функциональной симптоматике у больных молодого возраста с диспластическим коксартрозом I, II и переходной II-III стадии [12; 13].

При этом в процессе протрузии в костное ложе имплантат не механически отгибает, а модифицирует уплощенную поверхность крыши вертлужной впадины, придавая ей сферообразную форму, а супра-ретроацетабулярная ориентация установленного эндопротеза и расположение дугообразно изогнутых зубцов сопоставляются с местом и направленностью равнодействующей общей массы тела [1; 14]. Это обстоятельство рассматривается нами в качестве потенциального фактора активации постоянных и адекватных внутренних напряжений в юной костной ткани, также проникающей в пространства между зубцами эндопротеза и дополнительно его стабилизирующей.

### **Заключение**

В настоящее время в связи с появлением новых материалов и технологий в сочетании с «омоложением» диспластического коксартроза более востребованными становятся «органосохраняющие» вмешательства и исследования, направленные на их совершенствование. Полученные нами экспериментальные данные по коррекции недостаточности крыши вертлужной впадины разработанным эндопротезом позволяют рекомендовать его к более широкому клиническому применению в целях профилактики диспластического коксартроза вследствие наличия у него первичной жесткости, адекватной степени и распределению возникающих напряжений в системе «безымянная кость – эндопротез – бедренная кость», управляемости распределения локальных нагрузок на вертлужную впадину, головку и шейку бедренной кости, а также отсутствия утраты в послеоперационном периоде механической прочности тазобедренного сустава на фоне потери костной массы.

### **Список литературы**

1. Жаденов И.И. Биомеханические аспекты эндопротезирования при коксартрозах / И.И. Жаденов, И.Д. Ковалева. - Саратов: Изд-во Саратовского медицинского университета, 2000. – 200 с.

2. Лоскутов А.Е. Особенности деформации вертлужной впадины при диспластическом коксартрозе с позиции эндопротезирования / А.Е. Лоскутов, А.Е. Олейник, Т.А. Зуб // Вестник травматологии, ортопедии и протезирования. - 2011. - № 2. - С. 23–28.
3. Абельцев В.П. Диспластический коксартроз: спираль развития его лечения / В.П. Абельцев, П.В. Переярченко, В.Г. Крымзлов, А.А. Мохирев // Кремлевская медицина. Клинический вестник. - 2015. - № 4. - С. 9-15.
4. Решетников А.Н. Анализ состояния нейромышечной и локомоторной функций нижних конечностей у пациентов с диспластическим коксартрозом до и после тотальной артропластики / А.Н. Решетников, В.А. Зайцев, Г.А. Коршунова и др. // Современные проблемы науки и образования. - 2016. - № 3.; URL: <https://www.science-education.ru/article/view?id=24477>.
5. Ахтямов И.Ф. Хирургическое лечение дисплазии тазобедренного сустава / И.Ф. Ахтямов, О.А. Соколовский. – Казань, 2008. - 371 с.
6. Эндопротез тела безымянной кости: пат. 2318476 РФ, МПК А61F2/34 / И.А. Норкин, А.Б. Петров, В.И. Рузанов, О.Н. Саликова; заявитель и патентообладатель ФГУ «СарНИИТО» Росмедтехнологий. - № 2005124805; заявл. 03.08.2005; опубл. 10.03.08, Бюл. № 7.
7. Эндопротез крыши вертлужной впадины: пат 136335 РФ, МПК А61F2/34 / И.Д. Ковалева, И.А. Норкин; заявитель и патентообладатель ООО «СарОртоМед». - № 2013130581; заявл. 02.07.13, опубл. 10.01.14, Бюл. № 1.
8. Петров А.Б. Экспериментальное обоснование применения коррекционного протеза надвертлужной области при хирургической профилактике диспластического коксартроза / А.Б. Петров, М.М. Дохов, И.А. Норкин, Д.М. Пучиньян // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 6.; URL: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=22618>.
9. Голядкина А.А. Конечно-элементное моделирование длинных трубчатых костей с учетом внешних взаимосвязей / А.А. Голядкина, А.В. Полиенко, К.К. Левченко, С.И. Киреев // Российский журнал биомеханики. - 2014. - № 11. – С. 38.
10. Эндопротез: а.с. 848003 СССР, МКИ А61В17/18 / И.Д. Ковалёва, Л.А. Тыщенко, В.Ф. Потехин; заявитель Саратовский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии. - № 2556494; заявл. 19.12.77; опубл. 23.07.81, Бюл. № 27.
11. Крестьяшин В.М. Современный взгляд на отдаленные результаты лечения дисплазии тазобедренного сустава / В.М. Крестьяшин, Ю.И. Лозовая, А.И. Гуревич и др. // Детская хирургия. – 2011. - № 2. - С. 44-48.
12. Лоскутов А.Е. Влияние формы проксимального отдела бедренной кости на ее функциональную структуру при диспластическом коксартрозе / А.Е. Лоскутов, А.Е.



Олейник, Т.А. Зуб, О.А. Лоскутов // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2012. - № 1. – С. 12-17.

13. Ахтямов И.Ф. Новые варианты хирургического лечения диспластического коксартроза у взрослых пациентов / И.Ф. Ахтямов, С.В. Туренков // Гений ортопедии. – 2003. - № 2. – С. 15-18.

14. Слизовский Г.В. Хирургическое лечение диспластических заболеваний опорно-двигательного аппарата у детей с использованием имплантов из никелида титана / Г.В. Слизовский, И.И. Кужеливский, Л.А. Ситко и др. // Мать и дитя в Кузбассе. – 2016. - № 4. – С. 15-19.