

Министерство образования и науки Российской Федерации
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра математической теории
упругости и биомеханики

Моделирование позвоночно-двигательного сегмента

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

студентки 2 курса 237 группы

направления 01.04.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Доль Елены Сергеевны

Научный руководитель
доцент кафедры МТУ и БМ,
к. ф.-м. н., доцент

дата, подпись

Д.В. Иванов

Зав. кафедрой
д.ф.-м.н., профессор

дата, подпись

Л.Ю. Коссович

Введение

В рамках современных исследований по биомеханике позвоночника выделяют несколько основных направлений, одно из которых посвящено изучению биомеханики имплантатов и позвоночника при его инструментальной фиксации.

В настоящее время в области биомеханики позвоночника часто применяют метод конечных элементов (МКЭ). Этот метод позволяет моделировать биомеханические системы с учетом реалистичности, сложности и персонифицированности (строится на индивидуальных характеристиках пациента) их геометрии, а также их механических свойств, различных функциональных нагрузок и закреплений.

При помощи метода конечных элементов можно проводить как анализ здорового позвоночника и его отделов, так и выполнять численное сравнение фиксации переломов, выполнять моделирование «виртуальных» операций, другими словами, планировать хирургическое лечение переломов и других заболеваний и травм позвоночника.

Таким образом, моделирование (математического, численного) и виртуальные технологии исследования оказываются необходимыми для определения анализа состояния позвоночника в норме и при патологических изменениях, выбора обоснованного метода лечения, разработки новых методов коррекции.

Целью магистерской работы является выбор наиболее рационального с точки зрения биомеханики варианта лечения спондилолистеза позвоночно-двигательного сегмента (ПДС) L4-L5.

Задачами выполняемой работы являются:

- 1) создание трёхмерных моделей ПДС L4-L5, аппарата фиксации и заменителей межпозвонкового диска;
- 2) расчёт методом конечных элементов статической задачи теории упругости о нагружении данного ПДС компрессионной (осевой) нагрузкой;
- 3) анализ полученных результатов, выбор наиболее рационального варианта хирургического реконструктивного лечения.

Структура и объём работы. Магистерская работа состоит из введения, четырёх разделов и заключения, содержит 53 страницы. Список использованных источников включает 38 наименований.

Раздел 1. Постановка задачи биомеханики позвоночно-двигательного сегмента.

Раздел 2. Создание геометрических 3D моделей позвоночно-двигательного сегмента и систем фиксации.

Раздел 3. Расчёт задачи биомеханики позвоночно-двигательного сегмента методом конечных элементов.

Раздел 4. Анализ результатов исследования.

Практическая значимость работы состоит в моделировании нескольких вариантов операции при одной и той же патологии и на одном и том же ПДС и выборе наиболее рациональный с точки зрения биомеханики варианта.

Основное содержание работы

Магистерская работа посвящена моделированию нескольких вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночно-двигательного сегмента L4-L5 и выбору наиболее рационального с точки зрения биомеханики варианта лечения.

Во введении приводится обзор работ, посвященных исследованию биомеханики позвоночника и применению численных расчётов при моделировании биомеханических систем [1-4, 12, 15-17], созданию трёхмерной геометрии позвоночника и конечно-элементным моделям на её основе [5-10], действующим на позвоночник нагрузкам [11], механическим свойствам тканей позвоночного столба [2, 13-14].

В первом разделе приводится постановка задачи биомеханики позвоночно-двигательного сегмента: описывается объект исследования – позвоночно-двигательный сегмент поясничного отдела человека с транспедикулярной системой фиксации на уровне L4-L5 [18-19], рассматривается медицинская постановка задачи с тремя вариантами хирургического лечения и математическая постановка статической задача теории упругости о действии на данный ПДС

компрессионной нагрузки.

Второй раздел посвящен созданию геометрических 3D моделей позвоночно-двигательного сегмента и систем фиксации. Трёхмерная модель ПДС L4-L5 строилась на основе данных компьютерной томограммы пациентки со спондилолистезом на уровне L4.

Для работы с данными, полученными в результате томографии, используются специализированные программные продукты (3D Slicer [20], MIMICS [21], InVesalius [8] и другие). Для обработки, анализа изображений и создания единой трёхмерной модели костных структур ПДС L4-L5 в данной работе были использованы программный пакет MIMICS [22] и приложение 3-matic.

Отредактированные трёхмерные модели костных тканей позвонков сохранялись в формате STEP [23] и импортировались в CAD- систему SolidWorks для дальнейшей доработки.

В SolidWorks было произведено разделение моделей позвонков на кортикальную и губчатую кости, выполнена реклинация позвонка L4, построены геометрии диска и связок. Затем на основе данных каталогов медицинского оборудования [24] построены трёхмерные геометрические модели систем фиксации. Модель полиаксиального винта строилась на основе работы [25]. При этом диаметр винта подбирался таким образом, чтобы винт наружной частью резьбы «опирался» на прочные кортикальные стенки корня дуги, поскольку фиксация в губчатой кости не обеспечивает надёжной основы крепления фиксатора [26]. Размещение винтов в телах позвонков осуществлялось согласно [27].

Затем по данным каталогов медицинского оборудования [28, 29] были построены модели заменителей межпозвонковых дисков: кейджи типа «Rezo-A» и «Mesh». Все построенные модели были размещены в созданной ранее модели сегмента позвоночника, в результате чего были получены три модели с различными вариантами хирургического лечения (рисунок 1).

В разделе 3 приводится расчёт задачи биомеханики позвоночно-двигательного сегмента методом конечных элементов в программном комплексе Ansys Workbench.

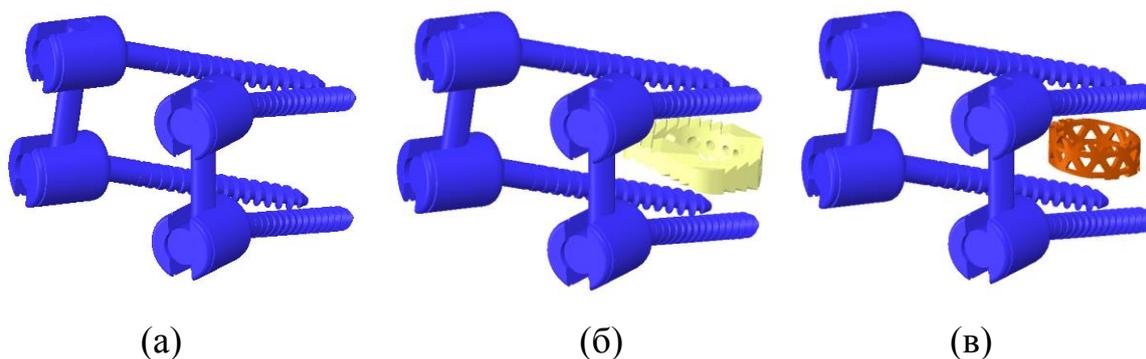


Рисунок 1 – Варианты хирургического лечения: (а) – транспедикулярные винты; (б) – винты и «Rezo-A»; (в) – винты и «Mesh».

Описание моделей и свойств материалов выполнено с учётом сведений, представленных в работах [4, 30, 31]. К верхним концевым пластинам L4 и L5 прикладывалась компрессионная распределенная нагрузка в 200 Н [2], действующая в направлении осей тел позвонков. Нижняя концевая пластина позвонка L5 жестко закреплялась. Такой тип нагружения, при котором компрессионные силы прикладываются к каждому позвонку, называется сопутствующей нагрузкой [32]. Данный подход позволяет моделировать действие на позвоночник распределенного веса тела человека. Все контакты как между элементами ПДС, так и между имплантатами моделировались полным контактом «bonded».

Создана конечно-элементная сетка, проведён анализ сеточной сходимости (после нескольких расчетов с различными сетками был выбран размер ребра элемента, равный 2 мм, приведено обоснование). Далее для моделей ПДС с различными вариантами фиксирующих конструкций был выполнен численный конечно-элементный расчёт.

Раздел 4 посвящён анализу результатов исследования.

В большинстве медицинских научных работ, посвященных изучению позвоночника и разработке методик его лечения, авторами приводятся геометри-

ческие критерии успешности хирургического лечения [33-34]. При этом в данной работе не было возможности использовать геометрические критерии успешности, так как все они связаны с исследованием поясничного отдела позвоночника в целом, а часто также и тазового комплекса.

Основными биомеханическими критериями успешности хирургического лечения ПДС выбраны следующие:

1. перемещения любых элементов позвоночно-тазового комплекса не должны превышать 3 мм;
2. картина распределения напряжений не должна существенно отличаться от поля напряжений в норме.

При этом под нормой будем понимать модель данного ПДС с восстановленным геометрически правильным расположением позвонков и с непатологическим связочным аппаратом.

Анализ результатов моделирования для каждого варианта хирургического лечения показал, что согласно первому критерию, все три варианта хирургического лечения являются успешными, так как максимальные перемещения не превышали даже 1 мм ни в одной из моделей (рисунок 2).

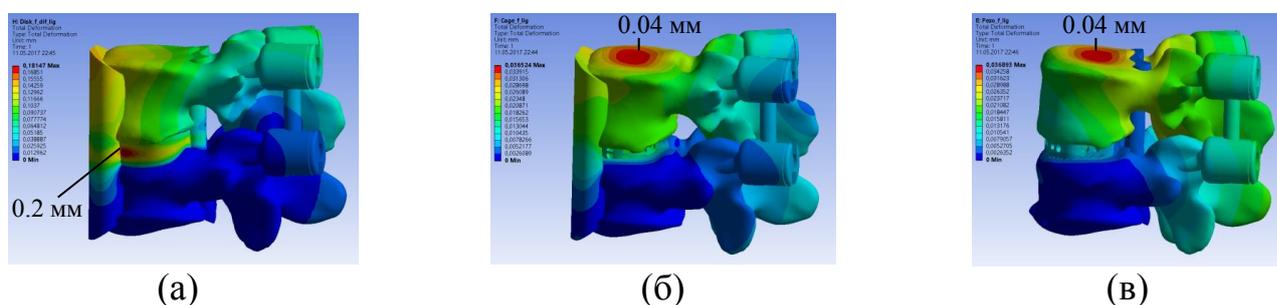


Рисунок 2 – Поле перемещений: (а) – модель с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска; (б) – модель с установкой винтов в сочетании с кейджем типа «Mesh»; (в) - модель с установкой винтов в сочетании с кейджем типа «Резо-А».

Для определения наиболее рационального варианта хирургического лечения на основе второго критерия успешности необходимо было сравнить поле напряжений, возникающее в ПДС L4-L5 без патологии, с полями напряжений,

возникающих в каждом из рассмотренных вариантов. Мы будем рассматривать эквивалентные напряжения (напряжения по Мизесу) для учёта одновременно всех компонентов поля напряжений – и нормальных и касательных [35].

Согласно 2 критерию варианты с установкой транспедикулярных винтов и заменителей межпозвонкового диска являются наиболее предпочтительными, в то время как вариант с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска является менее предпочтительным вследствие наличия нескольких зон повышенных напряжений, в которых при росте компрессионной нагрузки могут происходить разрушения костной ткани [36].

На рисунке 3 представлены поля напряжений в моделях, в таблице 1 приведены максимумы напряжений, возникающие в моделях (в МПа).

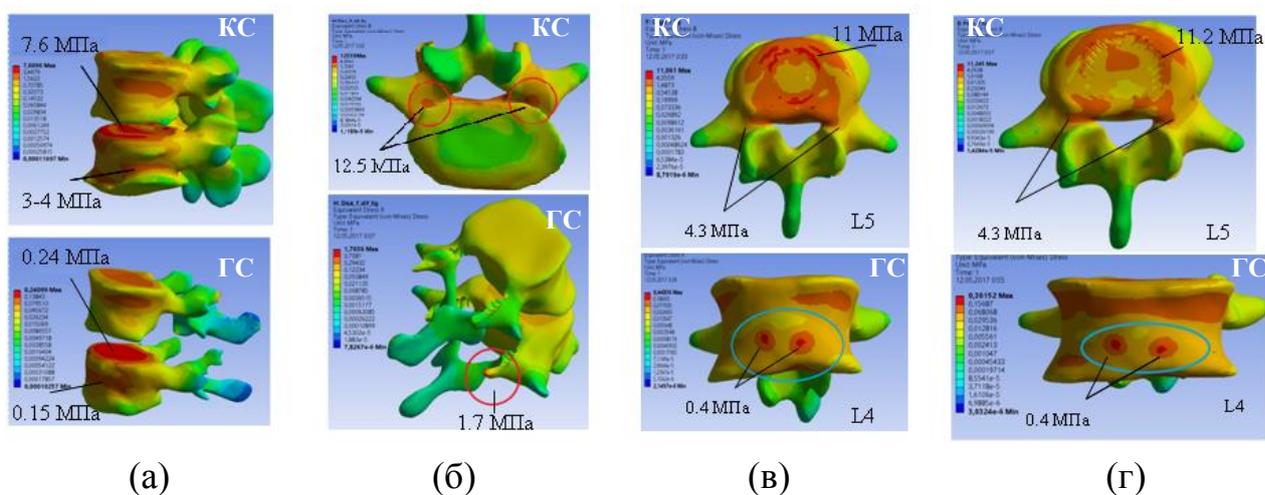


Рисунок 3 – Поле напряжений в моделях: (а) – модель позвонков в норме, напряжение в которой было взято за исходное («эталонное»); (б) – модель с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска; (в) – модель с установкой винтов в сочетании с кейджем типа «Mesh»; (г) - модель с установкой винтов в сочетании с кейджем типа «Pezo-A».

Таблица 1 – Максимумы напряжений в моделях (в МПа)

	«Норма», рис.3-а	1 вариант, рис.3-б	2 вариант («Mesh»), рис.3-в	3 вариант («Pezo-A»), рис.3-г
Кортикальный слой (КС)	7.6	12.5	11	11.2
Губчатый слой (ГС)	0.24	1.7	0.4	0.4

Напряжения в установленных конструкциях анализировались только с целью определения максимумов и сравнения их с пределами текучести. Все моделировавшиеся имплантаты, за исключением кейджа «Rezo-A», были изготовлены из титанового сплава, предел текучести которого принимался равным 826 МПа [37]. Кейдж «Rezo-A» изготавливается из полиэфирэфиркетона (РЕЕК-керамика), предел текучести которого принимался равным 110 МПа [38]. На рисунке 4 представлены поля напряжений, возникающие в транспедикулярных винтах и соединительных штангах в каждом из рассмотренных вариантов хирургического лечения.

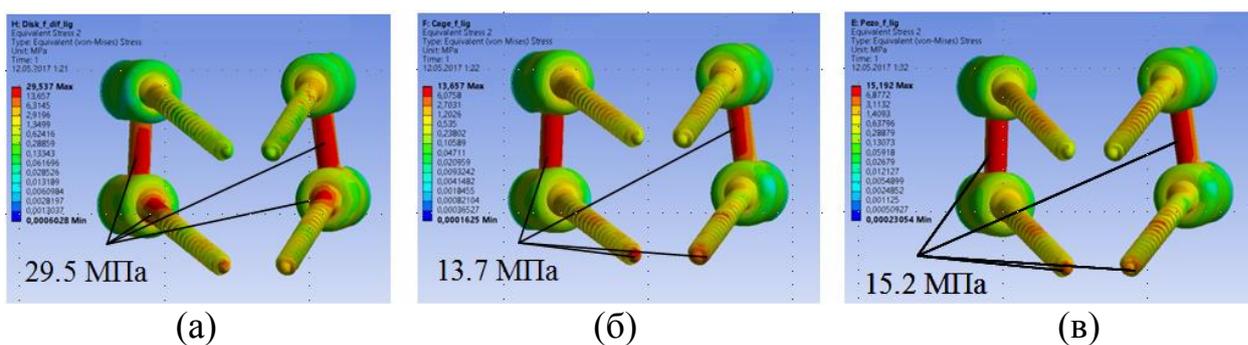
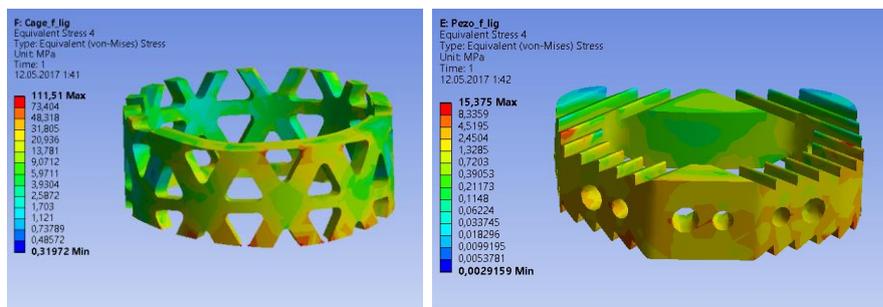


Рисунок 4 – Поле напряжений в транспедикулярных винтах: (а) - в модели с установкой транспедикулярных винтов без удаления межпозвонкового диска; (б) - в модели с установкой винтов в сочетании с кейджем типа «Mesh»; (в) - в модели с установкой винтов в сочетании с кейджем типа «Rezo-A».

Максимальные напряжения составили для каждого из вариантов хирургического лечения соответственно 29.5 МПа, 13.7 МПа и 15.2 МПа, что существенно меньше предела текучести. Таким образом, можно сделать вывод о том, что в процессе эксплуатации имплантаты даже при существенном увеличении нагрузки не сломаются.

На рисунке 5 показаны поля напряжений в установленных заменителях межпозвонковых дисков.



(а)

(б)

Рисунок 5 – Поле напряжений: (а) - в кейдже типа «Mesh»;
(б) - в кейдже типа «Rezo-A».

Максимальное напряжение в кейдже типа «Mesh» составило 111.5 МПа, что значительно меньше предела текучести титанового сплава. Максимальное значение напряжений в кейдже типа «Rezo-A» составило 15.3 МПа, что также меньше указанного выше предела текучести РЕЕК-керамики.

Таким образом, в установленных имплантатах в результате действия на ПДС компрессионной нагрузки не возникают напряжения, способные привести к разрушению конструкции.

Заключение

В данной работе были созданы трехмерные твердотельные модели позвоночно-двигательного сегмента L4-L5, аппарата фиксации и заменителей межпозвонковых дисков. Было проведено трехмерное моделирование трех вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза на уровне L4-L5, после чего для каждого из вариантов была решена статическая задача теории упругости о нагружении ПДС компрессионной нагрузкой.

Анализ полученных результатов показал, что наиболее рациональными с точки зрения биомеханики являются два варианта лечения, подразумевающие установку транспедикулярных винтов и заменителей межпозвонкового диска типа «Mesh» и «Rezo-A». При этом ни один из вариантов, исходя из рассмотренных в работе биомеханических критериев успешности хирургического лечения, не имеет существенных преимуществ, поэтому окончательный выбор в

пользу того или иного подхода необходимо делать исходя из медицинских показателей и личного опыта врача.

Список использованных источников

- 1 Мушкин, А.Ю. Биомеханика позвоночника в нормах и при патологических состояниях: основные аспекты исследований / А.Ю. Мушкин, Э.В. Ульрих, И.В. Зуев // Хирургия позвоночника. 2009. Выпуск № 4. С. 53-61.
- 2 Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together/ Dreischarf M. [et al.] // J. Biomech. 2014. Vol. 47, Iss. 8. P. 1757–66.
- 3 Петренко, Д.Е. Сравнительный анализ одно- и двустержневых имплантатов для переднего спондилодеза «кость на кость» / Д.Е. Петренко // Вестник Харьковского национального университета имени В.Н. Каразина. Серия «Медицина». 2009. Выпуск 18, №879, С.9-13.
- 4 Numerical analysis of multi-level versus short instrumentation for the treatment of thoracolumbar fractures / A.R. Hübner [et al.] // Eur J Orthop Surg Traumatol. 2015 Jul. 25 Suppl.
- 5 Campbell, J.Q. An Automated Method for Landmark Identification and Finite-Element Modeling of the Lumbar Spine / J.Q. Campbell, A.J. Petrella // IEEE Trans Biomed Eng. 2015. №62(11). P.2709-16.
- 6 Dong, X. Automated 3D Lumbar Intervertebral Disc Segmentation from MRI Data Sets / X. Dong, G.Zheng // Recent Advances in Computational Methods and Clinical Applications for Spine Imaging. 2015. Vol. 20 of the series Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics. P. 131-142.
- 7 Bennani, H. Three Dimensional (3D) Lumbar Vertebrae Data Set / H. Bennani B. McCane, J. Cornwall // Data Science Journal. 2016. Vol. 15, Num. 8. P. 1–15.
- 8 Mohankumar, P. 3D modeling with CT and MRI images of a scoliotic vertebrae / P. Mohankumar, Leong Wai Yie // Journal of Engineering Science and Technology. 2016. Special Issue February. P.188-198.
- 9 Generation of a Patient-Specific Model of Normal Sagittal Alignment of the Spine / K.R. Cidambi [et al.] // Spine Deformity. 2015. Vol. 3, Iss.3. P. 228-232.

- 10 Automatic lumbar vertebra segmentation from clinical CT for wedge compression fracture diagnosis / Subarna Ghosh [et al.] // Proceedings of the SPIE. 2011. Vol. 7963. P.796303-796309.
- 11 Effects of follower load and rib cage on intervertebral disc pressure and sagittal plane curvature in static tests of cadaveric thoracic spines / Dennis E. Anderson [et al.] // Journal of Biomechanics. 2016. Vol. 49, Iss. 7. P.1078–1084.
- 12 Finite element analysis predicts experimental failure patterns in vertebral bodies loaded via intervertebral discs up to large deformation / Clouthier A.L. [et al.] // Medical Engineering and Physics. 2015. Vol.37, Iss.6. P.599–604.
- 13 Ben-Hatira, F. A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord / Ben-Hatira F., Saidane K., Mrabet A. // J. Biomedical Science and Engineering. 2012. Vol. 5, No. 3. P. 146–152.
- 14 Biomechanics of the L5-S1 motion segment after total disc replacement - Influence of iatrogenic distraction, implant positioning and preoperative disc height on the range of motion and loading of facet joints / Dreischarf M. [et al.] // J. Biomech. 2015. Vol. 48, Iss. 12. P. 3283–91.
- 15 Rajesh Kumar, T. Analysis of Human Spine Image Using Finite Element Modelling / Rajesh Kumar T., Vignesh E., Dr.P.Suresh // IJRSET. 2016. Vol. 5, Special Issue 4. P. 6-13.
- 16 Adam, Clayton J. Patient-specific finite element analysis of single rod adolescent idiopathic scoliosis surgery / Clayton J. Adam, Mark J. Pearcy, Geoffrey N. Askin // In Proceedings First Asian-Pacific Conference on Biomechanics. 2004. P. 201-202.
- 17 Орлов, С.В. Математическое моделирование неустойчивости позвоночника и методов стабилизации / С.В. Орлов, Р.Л. Седов, Н.Д. Бобарыкин, В.И. Аполлинариев // Российский журнал биомеханики. 2010. Т. 14, № 3 (49). С. 36–46.
- 18 Данилов, И.М. Остеохондроз для профессионального пациента / И.М. Данилов. К.: 2010. 416 с.: ил.

- 19 Школа регионарной анестезии [Электронный ресурс]: [сайт]. URL: http://www.critical.ru/RegionarSchool/content/view/lessons/13/0001_01.html (дата обращения 20.01.2017). Загл. с экрана. Яз.
- 20 Суслов, К.Н., Лёвкин, И.В. Метод получения рус.CAD-модели позвонков по результатам снимков томографии / К.Н. Суслов, И.В. Лёвкин // Автоматизированное проектирование: сборник статей / Алт. гос. техн. ун-т им. И. И. Ползунова. Барнаул, 2014. С.51-56.
- 21 Чуйко, А.Н. Приближённый анализ анатомии, механических характеристик и напряжённо-деформированного состояния позвоночника человека / А.Н. Чуйко // Травма. 2014. Т. 15, №6. С.100-109.
- 22 Materialise Mimics [Электронный ресурс]: [сайт]. URL: <http://www.materialise.com/en/medical/software/mimics> (дата обращения 20.01.2017). Загл. с экрана. Яз. англ.
- 23 Frohlich, A. Сравнение 3D-форматов. Исследование компании PROSTEP// Dr. Arnulf Frohlich // CAD/CAM/CAE Observer. 2011. №4(64). С.53-62.
- 24 МЕДБИОТЕХ [Электронный ресурс]: [сайт]. URL: http://www.medbiotech.by/section/spinalnye_sistemy/ (дата обращения 20.01.2017). Загл. с экрана. Яз. рус.
- 25 Пат. 154118. Российская Федерация. Устройство транспедикулярного полиаксиального винта / Ю. К. Лунев, К. В. Грамолин, Н. В. Грушевский. Заявка № 2014145659/14 от 13.11.2014. Оpubл. 20.08.2015. Бюл. № 23.
- 26 Мазуренко, А.Н. Транспедикулярная фиксация поясничного отдела позвоночника при его деформациях и дегенеративно-дистрофических поражениях / А.Н. Мазуренко // Медицинские новости. 2012. №4. С.32-36.
- 27 Пат. 2433798. Российская Федерация. Способ хирургического лечения спондилолизного спондилолистеза в поясничном отделе позвоночника / А. Б. Томилов, В. А. Мухачев, Е. В. Плахин. Заявка № 2010113448/14 от 06.14.2010. Оpubл. 20.11.2011. Бюл. № 32.

- 28 Apex Mediequip Private Limited [Электронный ресурс]: [сайт]. URL: <http://www.apexmediequip.net/spine-cages.html#spine-mesh-cage> (дата обращения 20.01.2017). Загл. с экрана. Яз. англ.
- 29 Ulrich medical® [Электронный ресурс]: [сайт]. URL: http://www.ulrichmedical.com/sites/default/files/downloads/pezo_F_DE_EN_R3_2015-03.pdf (дата обращения 20.01.2017). Загл. с экрана. Яз. англ.
- 30 Доль, Е.С. Моделирование позвоночно-двигательного сегмента методом конечных элементов / Е.С. Доль // Практическая биомеханика: Материалы докладов Всероссийской конференции молодых учёных с международным участием / Под ред. проф. Л.Ю. Коссовича. Саратов, 2016. С.5-8.
- 31 Influence of Cancellous Bone Existence in Human Lumbar Spine: A Finite Element Analysis / Alizadeh M. [et al.] // IFMBE Proceedings. 2011. Vol.35. P. 439-442.
- 32 Brandolini, N. Experimental methods for the biomechanical investigation of the human spine: A review / N. Brandolini, L. Cristofolini, M. Viceconti // J. Mech. Med. Biol. 2014. Vol.14, No.1. 1430002 (33 pages).
- 33 Атманский, И.А. Клинико-биохимическое обоснование реконструктивных вмешательств на бедренной кости при патологии тазобедренного сустава: дис.... докт.мед.наук : 14.00.22 / Атманский Игорь Александрович. – Курган, 2006. – 433 с.
- 34 Мироевский, Ф.В. Особенности позвоночно-тазовых взаимоотношений у больных с коксо-verteбральным синдромом (клинико-рентгенологическое исследование): дис. ... канд.мед.наук : 14.01.15 / Мироевский Филипп Владиславович. – СПб, 2015. – 171 с.
- 35 Чуйко, А.Н. Приближённый анализ анатомии, механических характеристик и напряжённо-деформированного состояния позвоночника человека / А.Н. Чуйко // Травма. 2014. Том 15, №6. С.100-109.
- 36 Lattig, F. Management of fractures of the pedicle after instrumentation with transpedicular screws / F. Lattig, T. F. Fekete, D. Jeszenszky // J Bone Joint Surg [Br]. 2010. Vol. 92-B, No.1. P. 98-102.

- 37 Титан Grade 5 (6Al-4V) [Электронный ресурс]: [сайт]. URL: http://www.bibusmetals.ru/fileadmin/materials/PDF/catalogs_new_2013/titan/Titan_Grade_5_RU_EN.pdf (дата обращения 20.01.2017). Загл. с экрана. Яз. рус.
- 38 РЕЕК (Полиэфирэфиркетон) [Электронный ресурс]: [сайт]. URL: <http://arc-group.ru/plastiki/poliefirfirketon-peek-peek-t-260s.html> (дата обращения 20.01.2017). Загл. с экрана. Яз. англ.