

ФИКСИРУЮЩИЕ СВОЙСТВА КЕРАМИЧЕСКИХ ИМПЛАНТОВ ПРИ ВЕНТРАЛЬНОЙ СТАБИЛИЗАЦИИ СУБАКСИАЛЬНЫХ ШЕЙНЫХ СЕГМЕНТОВ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ И РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ)

Ластевский А.Д.¹, Рерих В.В.^{1,2}, Батаев В.А.³, Веселов С.В.³

¹ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна» Минздрава России, Новосибирск, e-mail: VRerih@niito.ru;

²ФГБОУ ВО «Новосибирский государственный медицинский университет» Минздрава России, Новосибирск;

³Новосибирский государственный технический университет, Новосибирск, e-mail: bataev@corp.nstu.ru

Вентральный спондилодез является методом выбора при хирургическом лечении сегментарной нестабильности позвоночника, обусловленной разнообразными причинами. Неудовлетворительные результаты хирургического лечения повреждений позвоночника в виде отсутствия костного сращения, несостоятельности фиксации, развития псевдоартроза и прогрессирования деформации в отдаленном периоде после операции обусловлены в том числе несовершенством применяемых материалов при стабилизации позвоночника. Титан и его сплавы обладают высокими прочностными характеристиками, низкой токсичностью, но при этом недостаточной антикоррозионной устойчивостью. Биокерамика на основе оксида алюминия обладает выраженными биоинертными свойствами, высокой коррозионной устойчивостью и отсутствием токсичности. Исследований, посвященных передней стабилизации позвоночника пластинами, изготовленными из корундовой керамики, не выявлено. Цель исследования заключалась в изучении в эксперименте *in vitro* эффективности передней фиксации субаксиальных шейных позвоночных сегментов биокерамическими имплантатами при флекссионных нагрузках. Материалом исследования являлись полноразмерные полимерные модели С5 и С6 шейных позвонков, изготовленные методом 3D-печати из полиамида PA 2200, фиксация которых *in vitro* осуществлялась керамическими имплантами. Испытания проводились на универсальном измерительном комплексе INSTRON 3369, используемом для оценки механических свойств материалов и деталей. Проведено моделирование нестабильного повреждения позвоночно-двигательного сегмента. Фиксация осуществлялась указанной пластиной с межтеловым имплантом. Нагрузка приводила к моделированию смещения в нескольких плоскостях. Используемые в данном исследовании пластины и винты, изготовленные из плотной керамики (керамический композит Al₂O₃-ZrO₂), показали в эксперименте достаточные фиксирующие и прочностные свойства при сгибательных нагрузках.

Ключевые слова: нестабильность, вентральный спондилодез, позвоночно-двигательный сегмент, нейтральная зона, биокерамика, 3D-модель

THE FIXING PROPERTIES OF CERAMIC IMPLANTS WITH VENTRAL STABILIZATION OF SUBAXIAL CERVICAL SEGMENTS IN THE EXPERIMENT (LITERATURE REVIEW AND RESULTS OF OWN RESEARCH)

Lastevskiy A.D.¹, Rerikh V.V.^{1,2}, Bataev V.A.³, Veselov S.V.³

¹Novosibirsk Research Institute of Traumatology and Orthopedics n.a. Ya.L. Tsivyan, Novosibirsk, e-mail: VRerih@niito.ru;

²Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk;

³Novosibirsk State Technical University, Novosibirsk, e-mail: bataev@corp.nstu.ru

Anterior spinal fusion is the method of choice in the surgical treatment of segmental instability of the spine due to a variety of causes. The unsatisfactory results of surgical treatment of spinal injuries in the pure bone healing, inconsistency of fixation, development of pseudarthrosis and progression of deformity in the long-term period after surgery are due, among other things, to imperfection of the materials used to stabilize the spine. Titanium and its alloys have high strength characteristics, low toxicity, but at the same time insufficient corrosion resistance. Bio-ceramics based on aluminum oxide has pronounced bioinert properties, high corrosion resistance and lack of toxicity. Studies on the anterior spine stabilization of the spine plates made of corundum ceramics, have not been identified. The purpose of the study was to educate in the experiment *in vitro* the effectiveness of anterior fixation of subaxial cervical spine segments with bioceramic implants under flexion loads. The study material was full-length polymer models C5 and C6 of the cervical vertebrae, made by 3D printing from polyamide PA 2200, which was fixed in VITRO with ceramic implants. The tests were carried out on the universal measuring complex INSTRON 3369, used to assess the mechanical properties of materials and parts. The simulation of unstable damage to the spinal motion segment. Fixation was carried out by the specified plate

with interbody spacer. The load led to the simulation of displacement in several planes. The plates and screws used in this study, made of dense ceramics (Al₂O₃-ZrO₂ ceramic composite), showed in the experiment sufficient fixing and strength properties under bending loads.

Keywords: segmental instability, anterior spinal fusion, spinal motion segment, neutral zone, bioceramics, 3D-model

Различные варианты переднего спондилодеза являются методом выбора клиницистов при травматических, дегенеративных и неопластических поражениях позвоночника [1–3]. По показаниям в ряде случаев при выраженной нестабильности применяются методы задней и комбинированной фиксации [4, 5]. Причиной поиска новых материалов и способов стабилизации позвонков послужили неудовлетворительные результаты хирургического лечения нестабильных повреждений позвоночника, связанные, как правило, с отсутствием костного сращения, несостоятельностью фиксации, развитием псевдоартроза и прогрессирующей деформации в отдаленном периоде после операции [6–8]. Одним из факторов, влияющих на неблагоприятный исход лечения, является несовершенство применяемых материалов при стабилизации позвоночника [9–11]. Биоинертные материалы, в частности титан и его сплавы, обладают высокими фиксирующими свойствами, низкой токсичностью, однако вялотекущие процессы коррозии все же происходят и обусловлены прежде всего разнородностью состава, высокой электропроводностью и электролитической активностью [12]. С одной стороны, коррозия может явиться причиной снижения механической прочности имплантата, с другой – может приводить к появлению токсичных продуктов коррозии, не только воздействующих на клетки локально в парапротезной зоне, но и создающих токсические концентрации в органах, приводя к нарушению их функции [13, 14]. Титан и его сплавы остаются предметом выбора в качестве материалов для изготовления имплантатов из-за превосходной биологической совместимости, механических свойств и коррозионной стойкости в связи с наличием на своей поверхности так называемой стабильной оксидной пленки [15]. Однако в определенных условиях, например при нанесении царапин в процессе установки имплантата и/или при придании определенной формы и размеров металлическим имплантатам во время операции на позвоночнике, целостность стабильной защитной оксидной пленки может быть нарушена, что приводит к прямому контакту между металлом и агрессивной окружающей биологической средой, вызывая процессы коррозии [15].

Эти данные способствуют поиску новых материалов для изготовления имплантов в травматологии и ортопедии, в том числе спинальных. Одним из таких материалов является биокерамика на основе оксида алюминия, имеющая прочность на сжатие до 4000 МПа, что значительно превосходит данный показатель кортикальной кости (130–167 МПа), в связи с чем она может быть использована для изготовления фиксирующих погружных имплантов, в том числе спинальных. Имея высокие показатели прочности на изгиб (до 450 Мпа),

алюмооксидная (корундовая) керамика, кроме того, обладает выраженными биоинертными свойствами, высокой коррозионной устойчивостью и отсутствием токсичности. В зарубежной и отечественной литературе широко представлены публикации, посвященные использованию межтеловых имплантатов, изготовленных из алюмооксидной, гидроксиапатитной, трикальцийфосфатной керамики [16, 17]. В то же время не найдено исследований, посвященных передней стабилизации позвоночника пластинами, изготовленными из корундовой керамики.

Цель исследования

Изучить в эксперименте *in vitro* эффективность передней фиксации субаксиальных шейных позвоночных сегментов биокерамическими имплантатами при флекссионных нагрузках.

Материалы и методы исследования

Материалом исследования послужили полноразмерные полимерные модели С5 и С6 шейных позвонков (рис. 1), изготовленные методом 3D-печати из полиамида PA 2200, фиксация которых *in vitro* осуществлялась керамическими имплантатами: эндофиксатором межтеловым, изготовленным из пористой биоинертной керамической композиции $Al_2O_3-ZrO_2$, с наличием добавок (Y_2O_3 , Cr_2O_3 , SrO) с пористостью в диапазоне от 15 до 25%, и керамической пластиной с винтами, которые изготовлены из монолитной (плотной) биоинертной керамической композиции $Al_2O_3-ZrO_2$. Исследования проводились согласно ГОСТу Р 57390–2017, который предназначен для тестирования сборных спинальных имплантатов. ГОСТ позволяет пользователю принимать самостоятельное решение относительно того, какие именно испытания проводить для конкретного сборного спинального имплантата. В связи с этим на универсальном измерительном комплексе INSTRON 3369, используемом для оценки механических свойств материалов и деталей, нами проведена серия исследований, каждое из которых сопровождалось сгибательным статическим механическим тестированием в виде сжатия при изгибе. Для оценки фиксирующих и удерживающих свойств имплантатов нами проводился анализ следующих биомеханических параметров: нейтральная зона (NZ), эластическая зона (EZ), индекс, диапазон движений (ROM) [Ошибка! Источник ссылки не найден.18]. Для обеспечения трансформации поступательного движения платформы MTS-машины в сгибательный маневр (рис. 2) нами предварительно была подготовлена металлическая оснастка в виде двух опор для каудального и краниального позвонков (рис. 3). В центре, на вершине краниальной опоры сформирован сферовидный паз, в который укладывался металлический шар $d=15$ мм для равномерного распределения нагрузки от платформы во время тестирования. Оснастка позволяла фиксировать полимерные позвонки симметрично во фронтальной и аксиальной

проекциях с формированием между смежными замыкательными пластинками лордотического угла 6° [19]. Подготовка образца проводилась следующим образом: к металлическим опорам 4 шурупами жестко фиксировались полимерные модели позвонков. В межтеловой промежуток укладывался керамический имплантат высотой 6 мм, шириной 12 мм, глубиной 14 мм. Затем спереди укладывалась керамическая пластина, которая фиксировалась к телам позвонков 4 керамическими шурупами диаметром 4 мм и длиной 14 мм после предварительного формирования каналов в телах путем сверловки диаметром 3,5 мм и прохождения метчиком 4,0 мм. Стабильность фиксации пластины обеспечивается конструктивной особенностью винтов и отверстий пластин. Собранный конструкция устанавливалась на стенд MTS-машины, после чего верхняя платформа подводилась до соприкосновения к металлическому шару (рис. 3). Далее начиналась основная часть эксперимента, заключающаяся в осуществлении статического перемещения со скоростью 10 мм/мин до получения поломки конструкции (рис. 3). При этом регистрировалась типичная кривая зависимости «нагрузка – деформация» (рис. 4). В последующем данные подвергались статистической обработке с использованием критериев описательной статистики.



Рис.1. Фотография полноразмерных полимерных моделей C5 и C6 шейных позвонков, изготовленных методом 3D-печати

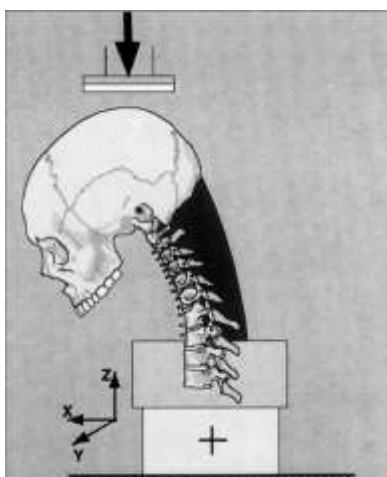


Рис. 2. Схема сгибательного маневра



Рис. 3. Фотография системы фиксированных керамическими имплантатами полимерных позвонков, установленных в металлическую оснастку, в момент разрушения пластины на универсальном измерительном комплексе Instron 3369

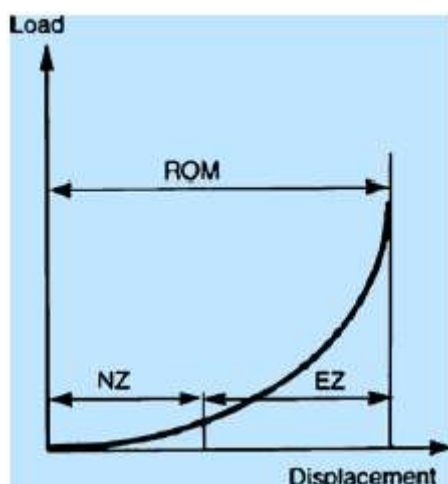


Рис. 4. Типичная кривая зависимости «нагрузка – деформация»

Полученные результаты

В ходе проведенных тестирований получены следующие результаты: величина нейтральной зоны NZ составила $1,25 \pm 1,3^\circ$, эластической зоны EZ $3,75 \pm 1,5^\circ$, диапазона движений ROM = $5,0 \pm 1,7^\circ$. Начало поломки конструкции зарегистрировано при нагрузке 1500 Н (рис. 5). Разрушение конструкции было получено при 7000 Н.

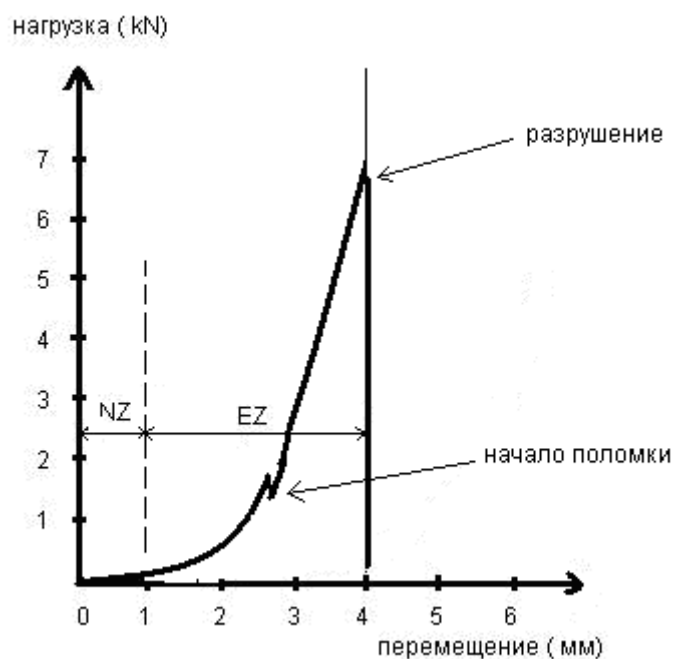


Рис. 5. График зависимости «нагрузка – деформация» (экспериментально полученные средние значения)

Обсуждение

Шейный отдел позвоночника с биомеханической точки зрения является несущей механической структурой с 6 степенями свободы движения [1, 20]. Основные из них – это сгибание/разгибание, боковые наклоны и ротация (рис. 1). Взаимодействие приложенной на позвоночные сегменты нагрузки и возникающей при этом деформации (изменение положения позвонков относительно друг друга) имеет нелинейный характер и может быть представлено графиком (рис. 2). Физиологический диапазон движений между позвонками (ROM) – это диапазон нормальных движений между двумя позвонками, отмеряемый от нейтральной позиции и состоящий из нейтральной зоны (NZ) и эластической зоны (EZ). NZ является начальной частью диапазона движений (ROM) между позвонками, измеряемого от нейтральной позиции, при котором движение продуцируется с минимальным внутренним сопротивлением. В пределах нейтральной зоны (NZ) возможны движения между позвонками с приложением очень небольших усилий, за ее пределами находится эластическая зона (EZ),

которая заканчивается физиологическим лимитом, после которого наступает зона разрушения системы (FZ) либо пластичная деформация, в связи с чем эту зону некоторые авторы считают пластической зоной PZ.

М.М. Panjabi et al. [18] **Ошибка! Источник ссылки не найден.** определили термин «нестабильность» как увеличение подвижности позвоночно-двигательного сегмента выше физиологического лимита, сопровождающегося болевым синдромом и (или) появлением неврологической симптоматики. Стабильность определяется соответствующим взаимоотношением NZ и EZ. Несмотря на то что вклад нейтральной зоны в диапазон движений незначительный, доказано, что NZ является наиболее чувствительным параметром в диагностике дегенеративной и травматической нестабильности, так как NZ начинает повышаться раньше и значительнее, чем ROM и EZ. Так, например, при экстензионно-компрессионной травме осевая ротационная нестабильность увеличивается на 540% [18]. При взрывных переломах показатель NZ будет достоверно увеличиваться при сгибании на 49%, наклонах – на 80%, ротации – на 87%. В условиях задней стабилизации позвоночно-двигательного сегмента на шейном уровне NZ уменьшается при сгибании-разгибании на 80%, при ротации на 75% и при наклонах на 57%, ROM уменьшается сгибании и разгибании на 47% [21]. Учитывая значимость NZ, наблюдаемую при испытаниях на трупах и животных, М.М. Panjabi et al. внес поправку и уточнил термин «нестабильность» как снижение способности стабилизирующих систем позвоночника поддерживать нейтральные зоны позвоночно-двигательных сегментов в физиологическом интервале, таким образом, чтобы не формировались деформация, неврологический дефицит и боль [18].

В специальной литературе в настоящее время доминирует концепция стабильности позвоночника, состоящая из трех подсистем [20]. Пассивная мышечно-скелетная подсистема **представляет собой** позвонки, суставы, диски, связки, **пассивные прочностные характеристики мышц**. Активная мышечно-скелетная подсистема представлена мышцами и сухожилиями, окружающими позвоночный столб. Третьей подсистемой является нервный комплекс, включающий рецепторы в связках, сухожилиях и мышцах и центральную нервную систему. Оценка стабильности позвоночно-двигательного сегмента именно с этих позиций в физиологических условиях при дегенеративном поражении, травме и в условиях стабилизации инструментарием входит в круг интересов исследователей-вертебрологов и клиницистов. В доступной литературе выделен ряд работ [11, 21, 22], посвященных оценке фиксирующих свойств шейных имплантов при различных повреждениях, преимущественно в этих работах используются специальным образом подготовленные фрагменты позвоночника человеческих трупов, что очень проблематично как с позиций этики и гуманности, так и с позиции законодательной базы. Кроме того, сложно подобрать несколько

кадаверов со сходными прочностными свойствами шейных позвонков. Подобное состояние дел обусловлено тем, что такие материалы, как кость, являются анизотропными, так как их упругие и прочностные свойства зависят от направления приложения нагрузки. Также, являясь вязкоупругим материалом, кость меняет свои свойства в зависимости от скорости приложенного относительного напряжения. Полностью воспроизвести физические и механические свойства костной ткани в настоящее время не представляется возможным. Поэтому в нашем исследовании мы пошли по пути применения материалов, модели из которых, полученные при 3D-печати, обладают сходными значимыми физико-механическими свойствами с шейными позвонками человека [11, 23]. Это позволило обеспечить, с одной стороны, высокую точность детализации, с другой – подобрать свойства полимера таким образом, чтобы обеспечить сходные количественные показатели по следующим характеристикам: прочность на разрыв, модуль упругости, удельная ударная вязкость. Наиболее предпочтительными для этих целей являются материалы, приближенные по своему модулю упругости к костной ткани, т.е. с прочностью на разрыв 40 ± 5 МПа. В качестве субстрата для изготовления позвонков использовался полиамид PA 2200 – это гибкий и прочный пластик для 3D-печати SLS методом (селективное лазерное спекание, selective laser sintering). В качестве исходного материала используется оригинальный (производства EOS/Германия) гранулированный нейлоновый порошок белого цвета, из которого с применением лазерной 3D-печати и промышленных 3D-принтеров выращиваются корпусные детали, подвижные элементы, крепления и сборные механизмы целиком.

Типичное применение данного материала – полнофункциональные прототипы с высокой точностью детализации, без необходимости удаления поддерживающих структур. Они легко выдерживают высокие механические и температурные воздействия. Полиамид применяется как конструкционный, электроизоляционный и антифрикционный материал в электротехнической, радиотехнической, автомобильной, авиационной, нефтедобывающей, приборостроительной, медицинской и других отраслях промышленности.

Материал полиамид (PA2200/ПА-12) имеет приближенные к кости физические и прочностные свойства: предел прочности – 45 МПа, модуль упругости при растяжении – 1700 МПа, в то время как у кортикальной кости модуль упругости – 1800 МПа. Модуль упругости титанового сплава Ti6Al4V (ASTM F136) составляет 90 000 МПа, а, например, стали – 200 000 МПа. Ряд проведенных биомеханических кадаверных исследований показывает, что NZ составляет для интактного уровня C5-C6 от $1,8 \pm 1,3^\circ$ [18] до $10,3 \pm 2,3^\circ$ [24]. При дестабилизации путем рассечения заднего связочного комплекса и диска NZ приближается к $16,5 \pm 2,2^\circ$ [24]. При стабилизации уровня C5-C6 передними пластинами NZ составляет от $1,4 \pm 1,0^\circ$ при использовании ригидных пластин до $3,2 \pm 2,2^\circ$ при использовании

компрессионных пластин [10, 21]. В то же время диапазон движений ROM в интактном сегменте C5-C6 составляет от $5,5 \pm 2,6^\circ$ [21] до $17,3 \pm 3,1^\circ$ [24], при дестабилизации ROM достигает $20,5 \pm 1,9^\circ$ [24]. В условиях стабилизации пластинами ROM варьирует от $3,3 \pm 2,3^\circ$ (в случае заблокированных пластин) и до $4,1 \pm 2,8^\circ$ – без механизма, блокирующего миграцию винтов. EZ в интактном сегменте C5-C6 по данным литературы составляет $6,5-7,0^\circ$. В проведенной серии испытаний вычисленная NZ составила $1,25 \pm 1,3^\circ$, а ROM = $5,0 \pm 1,7^\circ$. Данные показатели являются сопоставимыми в количественном соотношении с результатами, полученными другими исследователями [3, 21 **Ошибка! Источник ссылки не найден.**], и, следовательно, свидетельствуют о наличии необходимой надежности фиксирующих свойств керамических имплантов и достаточной жесткости стабилизации. Прочность на изгиб до 1000 МПа обеспечивает высокие прочностные и фиксирующие свойства биокерамических фиксирующих имплантатов, что позволит добиться надежной стабилизации из переднего доступа за счет конструктивных особенностей имплантатов и отработанной оперативной техники.

Заключение

Полученные в ходе эксперимента данные позволяют говорить о достаточности фиксирующих свойств керамических пластин и винтов при проведении передней стабилизации *in vitro* с использованием полимерных полноразмерных моделей позвонков, изготовленных методом 3D-печати. Кроме того, стоит считать, что импланты, изготовленные из композитной алюмооксидной биокерамики, обладают достаточными прочностными свойствами для удержания позвонков при нестабильной травме в условиях физиологической активности до момента формирования костно-керамического блока.

Список литературы

1. Walters B.C., Hadley M.N., Hurlbert R.J., Aarabi B., Dhall S.S., Gelb D.E., Harrigan M.R., Rozelle C.J., Ryken T.C., Theodore N. Guidelines for the Management of Acute Cervical Spine and Spinal Cord Injuries. *Neurosurgery*. 2013. Vol. 60 (1). P. 82–91. DOI:10.1227/01.neu.0000430319.32247.7f
2. Gelb D.E., Aarabi B., Dhall S.S., Hurlbert R.J., Rozelle C.J., Ryken T.C., Hadley M.N. Treatment of Subaxial Cervical Spinal Injuries. *Neurosurgery*. 2013. V. 72. P. 187–194. DOI:10.1227/neu.0b013e318276f637.
3. Wu H.-H., Tang T., Yu X., Pang Q.-J. Stability of two anterior fixations for three-column injury in the lower cervical spine: biomechanical evaluation of anterior pedicle screw-plate fixation. *Journal of International Medical Research*. 2018. V. 46. no. 4. P. 1455-1460. DOI: 10.1177/0300060517734687.

4. Jack A., Hardy-St-Pierre G., Wilson M., Choy G., Fox R., Nataraj A. Anterior Surgical Fixation for Cervical Spine Flexion-Distraction Injuries. *World Neurosurgery*. 2017. V. 101. P. 365–371. DOI:10.1016/j.wneu.2017.02.027.
5. Song K.J., Lee K.B. Anterior versus combined anterior and posterior fixation/fusion in the treatment of distraction-flexion injury in the lower cervical spine. *J Clin Neurosci*. 2008. V. 15. P. 36–42.
6. Veeravagu A., Cole T., Jiang B., Ratliff J.K. Revision rates and complication incidence in single- and multilevel anterior cervical discectomy and fusion procedures: an administrative database study. *The Spine Journal*. 2014. V. 14 (7). P. 1125–1131. DOI:10.1016/j.spinee.2013.07.474.
7. Joaquim A.F., Patel A.A. Subaxial cervical spine trauma: evaluation and surgical decision-making. *Global Spine J*. 2014. V. 4. P. 63-70.
8. Pinder E.M., Sharp D.J. Cage Subsidence after Anterior Cervical Discectomy and Fusion Using a Cage Alone or Combined with Anterior Plate Fixation. *Journal of Orthopaedic Surgery*. 2016. V. 24 (1). P. 97–100. DOI:10.1177/230949901602400122.
9. Belin E.J., Gelb D.E., Koh E.Y. Complications in cervical spine surgeries. *Seminars in Spine Surgery*. 2014. V. 26 (2). P. 106–113. DOI:10.1053/j.semss.2014.05.007.
10. Espinoza Orías A.A., He J., Wang M. Biomechanical Testing of the Intact and Surgically Treated Spine. *Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics*. 2017. P. 133–147. DOI:10.1016/b978-0-12-803802-4.00009-3.
11. Friis E.A., Arnold P.M., Goel V.K. Mechanical testing of cervical, thoracolumbar, and lumbar spine implants. *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants*, 2017. P. 161–180. DOI:10.1016/b978-0-08-100286-5.00009-3.
12. Oh K.T., Kim K.N. Electrochemical properties of suprastructures galvanically coupled to a titanium implant. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004. V.15. no. 70 (2). P. 318-31.
13. Hench L.L. The future of bioactive ceramics. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2015. V. 26 (2). DOI:10.1007/s10856-015-5425-3.
14. Rubio J.C., Garcia-Alonso M.C., Alonso C., Alobera M.A., Clemente C., Munuera L., Escudero M.L. Determination of metallic traces in kidneys, livers, lungs and spleens of rats with metallic implants after a long implantation time. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2007. V. 19 (1). P. 369–375. DOI:10.1007/s10856-007-3002-0.
15. García-Alonso M., Saldaña L., Vallés G., González-Carrasco J., González-Cabrero J., Martínez M., Munuera L. In vitro corrosion behaviour and osteoblast response of thermally oxidised Ti6Al4V alloy. *Biomaterials*. 2003. V. 24 (1). P. 19–26. DOI:10.1016/s0142-9612(02)00237-5.

16. Zdeblick T.A., Cooke M.E., Kunz D.N., Wilson D., McCabe R.P. Anterior Cervical Discectomy and Fusion Using a Porous Hydroxyapatite Bone Graft Substitute. *Spine*. 1994. V. 19 (20). P. 2348–2357. DOI:10.1097/00007632-199410150-00017.
17. Cook S.D., Reynolds M.C., Whitecloud T.S., Routman A.S., Harding A.F., Kay J.F., Jarcho M. Evaluation of hydroxylapatite graft materials in canine cervical spine fusions. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1986. no.11 (4). P. 305-9.
18. Panjabi M.M. Cervical Spine Models for Biomechanical Research. *Spine*. 1998. V. 23 (24). P. 2684–2699. DOI:10.1097/00007632-199812150-00007.
19. Mackiewicz A., Banach M., Denisiewicz A., Bedzinski R. Comparative studies of cervical spine anterior stabilization systems - Finite element analysis. *Clinical Biomechanics*. 2016. V. 32. P. 72–79. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2015.11.016.
20. Izzo R., Guarnieri G., Guglielmi G., Muto M. Biomechanics of the spine. Part II: Spinal instability. *European Journal of Radiology*. 2013. V. 82 (1). P. 127–138. DOI:10.1016/j.ejrad.2012.07.023.
21. Dowdell J., Kim J., Overley S., Hecht A. Biomechanics and common mechanisms of injury of the cervical spine. *Handbook of Clinical Neurology*. 2018. P. 337–344. DOI:10.1016/b978-0-444-63954-7.00031-8.
22. Yoganandan N., Stemper B.D., Pintar F.A., Maiman D.J., McEntire B.J., Chancey V.C. Cervical spine injury biomechanics: Applications for under body blast loadings in military environments. *Clinical Biomechanics*. 2013. V. 28 (6). P. 602–609. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2013.05.007.
23. Loughenbury P.R., Tsirikos A.I., Gummerson N.W. Spinal biomechanics – biomechanical considerations of spinal stability in the context of spinal injury. *Orthopaedics and Trauma*. 2016. V. 30 (5). P. 369–377. DOI:10.1016/j.mporth.2016.07.010.
24. Richter M., Wilke H.J., Kluger P., Claes L., Puhl W. Biomechanical evaluation of a newly developed monocortical expansion screw for use in anterior internal fixation of the Cervical Spine Fusions. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999. V. 1. no 24 (3). P. 207-12.