

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ЖЕСТКОСТИ ФИКСАЦИИ ТРУБЧАТОЙ КОСТИ ПРИ ЧРЕСКОСТНОМ СТЕРЖНЕВОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ

Салаев А.В., Моисеенко В.А., Кислов А.И., Гатин А.В.

Пензенский институт усовершенствования врачей – филиал ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Пенза, e-mail: alexej@yandex.ru, giuv@sura.ru

Выбор метода стабилизации переломов и ложных суставов трубчатых костей остается дискуссионной проблемой. При открытых переломах трубчатых костей и при переломах в составе поли- и сочетанной травмы, при ложных суставах чрескостный внеочаговый остеосинтез оказывается методом выбора. В современных публикациях нет рекомендаций по количеству и пространственному взаиморасположению винтов Шанца при создании стержневой внеочаговой фиксации. Перелом трубчатой кости моделировали на большеберцовой кости человека, изъятый из ампутированных нижних конечностей с соблюдением этических и правовых норм. Выполнено 20 экспериментов в соответствии с поставленными задачами. Стабильность системы «стержневой аппарат – трубчатая кость» существенно зависит от количества винтов и их углового взаиморасположения. Для обеспечения стабильности перелома трубчатой кости верхней конечности достаточно 2 винтов Шанца, расположенных под углом друг к другу в пределах от 60° до 90° в каждом отломке; для нижней конечности необходимо устанавливать не менее 3 винтов Шанца на различном уровне, расположенных также под углом в пределах от 60° до 90° в каждом отломке. Установлено, что при продольных нагрузках более 100 Н на 1 винт Шанца, установленный в кость, происходило хрупкое разрушение кортикального слоя.

Ключевые слова: эксперимент, внеочаговый остеосинтез, трубчатая кость, винт Шанца, перелом.

EXPERIMENTAL SUBSTANTIATION OF RIGIDITY OF TUBULAR BONE FIXATION DURING TRANSOSSEOUS ROD OSTEOSYNTHESIS

Salaev A.V., Moiseenko V.A., Kislov A.I., Gatin A.V.

Penza Institute for Further Training of Physicians – Branch Campus of the Federal State Budgetary Educational Institution of Further Professional Education «Russian Medical Academy of Continuous Professional Education» of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Penza, e-mail: alexej@yandex.ru, giuv@sura.ru

The choice of the method of stabilization of fractures and false joints of tubular bones remains a debatable problem. With open fractures of tubular bones and fractures as part of polytrauma, especially those complicated by traumatic shock, with false joints, transosseous extrafocal osteosynthesis is the method of choice. In modern publications, there are no recommendations on the number and spatial disposition of the screws of the Schanz when creating a rod extrafocal fixation. Tubular bone fracture was modeled on a human tibia extracted from the amputated lower limbs in compliance with ethical and legal norms. Twenty experiments were performed in accordance with the tasks. Stability of the «rod apparatus – tubular bone» system significantly depends on the number of screws and their angular relative disposition. In order to ensure stability of fracture of the tubular bone of the upper limb, 2 screws of the Schanz located at an angle of 60-90° relatively to each other in each fragment are sufficient, for the lower limb, it is necessary to use at least 3 screws of the Schanz located at an angle of 60-90° relatively to each other in each fragment at different levels. It has been found that at longitudinal loads of more than 100 N per 1 screw of the Schanz, installed in the bone, brittle destruction of the cortical layer occurred.

Keywords: experiment, extrafocal osteosynthesis, cylindrical bone, Schanz screw, fractures.

На современном этапе развития травматологии и ортопедии выбор метода стабилизации фрагментов трубчатых костей остается дискуссионной проблемой. При открытых переломах трубчатых костей и при переломах в составе политравмы, при псевдоартрозах чрескостный остеосинтез оказывается методом выбора.

Основными преимуществами этого метода являются малотравматичность методики, обеспечение активности пациентов и сокращение сроков реабилитации [1, 2, 3].

Одним из основных факторов, определяющих благоприятный исход лечения, является стабильность соединения внешней конструкции и костных фрагментов. Известно, что при использовании стержневых аппаратов в лечении переломов трубчатых костей примерно в 60% случаев возникает расшатывание фиксирующих кость винтов Шанца. В результате возникают нестабильность остеосинтеза, замедленная консолидация, а также ложные суставы трубчатых костей [4, 5].

Важными моментами в сохранении устойчивости фиксации костных фрагментов являются количество и пространственное взаиморасположение винтов Шанца.

В отечественной и зарубежной литературе отмечается разноречивость результатов экспериментальных данных и практических рекомендаций по внеочаговой стержневой фиксации [6, 7, 8], что явилось причиной выполнения нашего экспериментального исследования.

Цель: экспериментальное исследование определения допустимых внешних нагрузок на стержневой аппарат, разработка оптимальных количественных характеристик и пространственного взаиморасположения винтов Шанца относительно линии излома трубчатой кости, обеспечивающих стабильность внеочаговой чрескостной фиксации.

Материал и методы исследования

Для выполнения экспериментальной части исследования был предложен испытательный нагрузочный стенд, включающий в себя регистрирующую аппаратуру. В качестве несущей конструкции использовался разработанный стержневой аппарат внешней чрескостной фиксации, который предназначен для восприятия внешних нагрузок и стабилизации положения костных отломков.

Эксперименты выполняли на большеберцовой кости человека, изъятая из ампутированных нижних конечностей с соблюдением этических и правовых норм (заключение ЛЭК от 16.04.2014 г., ГБОУ ДПО ПИУВ Минздрава России). Выполнено 20 экспериментов в соответствии с поставленными задачами.

Для оценки достоверных значений жесткости системы «стержневой аппарат – трубчатая кость» были выполнены исследования на большеберцовой кости диаметром в среднем 35 мм и толщиной кортикальных слоев 3–5 мм, которую жестко фиксировали к основанию стенда. Осевую нагрузку прикладывали перпендикулярно винту Шанца, установленному в большеберцовую кость, с плечом a – 50 мм. Возникающие деформации винта Шанца измеряли с помощью стандартных индикаторов часового типа мод. ИЧ с ценой деления 0,01 мм.

В целом система «винт Шанца – трубчатая кость» обладала (суммарной) жесткостью j к внешней нагрузке продольной оси кости. Эта жесткость состояла из собственной изгибной (j_c) жесткости винта Шанца и контактной жесткости (j_k) кортикального слоя трубчатой кости на стыке с винтом Шанца.

Для определения суммарной жесткости винта Шанца, установленного в трубчатую кость, необходимо рассчитать две характеристики – изгибную силовую жесткость и изгибную моментную жесткость.

Первоначально для определения собственной изгибной жесткости винта Шанца его жестко фиксировали с помощью металлических креплений к основанию нагрузочного стенда и прилагали к нему перпендикулярную дозированную нагрузку с плечом 50 мм. С помощью индикаторов измеряли деформацию винта Шанца.

В дальнейшем для определения контактной жесткости кортикального слоя трубчатой кости винт Шанца устанавливали в диафиз большеберцовой кости и выполняли дозированное нагружение внешней силой (по оси трубчатой кости) на винт с плечом 50 мм. После этого определяли разницу величины деформации винта Шанца, установленного в диафиз большеберцовой кости, и винта, жестко фиксированного к основанию стенда, получали величину контактной деформации кортикального слоя кости.

Величина деформации винта Шанца обратно пропорциональна суммарной жесткости. Поэтому, измеряя деформацию винта, мы находили жесткость. Самым слабым местом в этой системе оказываются кортикальные слои трубчатой кости, от их контактной жесткости в основном зависит стабильность системы «винт Шанца – трубчатая кость».

Изучая контактные деформации кортикального слоя большеберцовой кости, необходимо было определить предельно допустимые силовые нагрузки в стыке «винт Шанца – трубчатая кость».

Результаты исследования и их обсуждение

Экспериментальными исследованиями было установлено, что в диапазоне сравнительно небольших нагрузок $P < 100$ Н (10 кгс) на один винт Шанца, установленный в диафиз трубчатой кости, доля контактных деформаций (на стыке винта Шанца и кортикальных слоев трубчатой кости) была незначительной и составляла в среднем 0,04 мм. При продольных нагрузках более 100 Н на 1 винт Шанца происходило хрупкое разрушение кортикального слоя, что может привести к нестабильности. Отсюда следует принципиально важный вывод об ограничении предельной внешней нагрузки не более 10 кгс на 1 винт Шанца.

Существенное повышение контактной жесткости кортикальных слоев трубчатой кости на стыке с винтом Шанца возможно за счет увеличения количества винтов и выбора их оптимального пространственного взаиморасположения.

В дальнейшем были выполнены экспериментальные исследования с расчетами изгибной силовой жесткости и изгибной моментной жесткости системы с фиксацией 2, 3 и 4 винтами Шанца, представленные в таблице 1, из которой видно, что жесткость системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными в одной плоскости, больше в 4–4,5 раза по сравнению с жесткостью системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с одним винтом Шанца.

Таблица 1

Зависимость изгибной силовой и моментной жесткости от количества винтов Шанца, установленных в одной плоскости

Кол-во винтов Шанца	Значение жесткости	
	Изгибная силовая <i>кгс/мм</i>	Изгибная моментная <i>Нм/мм</i>
1	4,34	2,17
2	18,6	7,46
3	28	11,2
4	32,5	13,0

Жесткость системы стержневой «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с тремя винтами Шанца, установленными в одной плоскости, больше в 6–6,5 раз по сравнению с жесткостью системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с одним винтом Шанца.

Жесткость системы стержневой «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с четырьмя винтами Шанца, установленными в одной плоскости, больше в 7,5 раз по сравнению с жесткостью системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с одним винтом Шанца. Следовательно, контактная деформация и нагрузка на кортикальные слои кости в системе «стержневой аппарат – большеберцовая кость» меньше в 4–4,5 раза для системы, состоящей из двух винтов Шанца в одной плоскости, в 6–6,5 раза – для системы, состоящей из трех винтов Шанца в одной плоскости, и в 7,5 раза – для системы, состоящей из трех винтов Шанца в одной плоскости, по сравнению с контактной деформацией и нагрузкой на кортикальные слои кости системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с одним винтом Шанца.

Четырехвинтовая фиксация отломка трубчатой кости позволяет увеличить предельную нагрузку от 120 до 160 *кгс*, этого более чем достаточно в клинической практике.

Более 4 винтов Шанца в один фрагмент не рекомендуется устанавливать из-за риска формирования миофасциозов с последующим развитием контрактур, поэтому испытаний с большим количеством винтов не выполняли.

Кроме того, в представленном экспериментальном исследовании были выполнены расчеты жесткости системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с фиксацией двумя винтами Шанца, установленными под разным углом, которые представлены в таблице 2. Схему из двух винтов применяли для того, чтобы определить влияние только угла их взаиморасположения.

Таблица 2

Зависимость изгибной силовой и изгибной моментной жесткости от углового взаиморасположения двух винтов Шанца

Угол α , в градусах	Изгибная силовая жесткость j_p	Изгибная моментная жесткость j_m
0	18,6	7,4
30	18,8	7,53
45	25	10
60	26,4	10,56
70	30,76	12,3
90	46,6	18,6

Из таблицы 2 следует, что жесткость системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными под углом 30° , незначительно больше жесткости системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными в одной плоскости.

Жесткость системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными под углом 45° , повышается более существенно жесткости системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными в одной плоскости.

Жесткость системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными под углом 60° , выше в 1,4 раза жесткости системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными в одной плоскости.

Жесткость системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными под углом 70° , выше в 1,6 раза жесткости системы «стержневой

аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными в одной плоскости.

Жесткость системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными под углом 90° , выше в 2,5 раза жесткости системы «стержневой аппарат – большеберцовая кость» с двумя винтами Шанца, установленными в одной плоскости, следовательно, и контактная деформация уменьшается в 2–2,5 раза, это позволяет в 2,5 раза увеличить предельную внешнюю нагрузку – до 80 кгс.

Сравнительный анализ жесткости в зависимости от углового взаиморасположения винтов Шанца показал, что с увеличением угла взаиморасположения винтов Шанца в трубчатой кости линейно уменьшается их деформация и увеличивается жесткость системы «стержневой аппарат – трубчатая кость». Во сколько раз уменьшается общая деформация винтов Шанца, во столько же раз уменьшается и контактная деформация кортикальных слоев на стыке винта Шанца с костью.

Из проведенных экспериментальных исследований следует, что жесткость системы «стержневой аппарат – трубчатая кость» с двумя винтами, установленными в одной плоскости, практически в 4–4,5 раза больше по сравнению с жесткостью системы «стержневой аппарат – трубчатая кость» с одним винтом Шанца, который выдерживает 10 кгс, следовательно, и контактная деформация меньше в 4–4,5 раза. Соответственно и предельная нагрузка на трубчатую кость может быть увеличена в 4–4,5 раза и составлять не менее 40 кгс.

Жесткость системы «стержневой аппарат – трубчатая кость» с тремя винтами Шанца, установленными в одной плоскости, больше в 6–6,5 раза по сравнению с жесткостью системы, включающей один винт Шанца. Предельная нагрузка может составлять порядка 60 кгс.

Установлено, что жесткость системы «стержневой аппарат – трубчатая кость», содержащей 2 винта Шанца, расположенных под углом 90° , в 2–2,5 раза больше, чем жесткость той же системы, в которой винты расположены в одной плоскости. Соответственно и предельная нагрузка может быть увеличена в 2–2,5 раза и составлять величину не менее 80 кгс. Для фиксации фрагментов трубчатых костей верхних конечностей, не испытывающих осевой нагрузки, этого вполне достаточно.

Предельная нагрузка на систему, включающую 3 винта Шанца, два из которых находятся под углом 90° , может составлять порядка 100 кгс. Этого достаточно для фиксации фрагментов трубчатых костей нижних конечностей, для которых осевая нагрузка является основной.

Предельная нагрузка на систему, содержащую 4 винта Шанца, два из которых находятся под углом 90° к двум другим, может быть увеличена до 160 кгс.

Если в четырехстержневой системе три винта находятся в одной плоскости, а четвертый – под углом 90° , то предельная внешняя нагрузка на такую систему составляет 120 кгс. На практике такую нагрузку система «стержневой аппарат – трубчатая кость» не испытывает, даже если это кости нижней конечности. Поэтому при остеосинтезе трубчатых костей нижней конечности целесообразно ограничиться 3 винтами Шанца на один фрагмент.

Четыре винта Шанца в один фрагмент трубчатой кости нижней конечности необходимо устанавливать, только если масса пациента более 100 килограммов или отмечается остеопороз.

Оптимальным углом взаиморасположения винтов Шанца является диапазон от 60° до 90° .

Полученные экспериментальные данные позволяют критически оценить жесткость системы «стержневой аппарат – трубчатая кость» и выбрать оптимальный вариант компоновки аппарата, способствующий благоприятному исходу лечения.

Результаты экспериментальных исследований мы применили в клинической практике у 58 больных с переломами и ложными суставами трубчатых костей за период с 2007 по 2018 годы. Возраст пациентов составлял от 15 до 86 лет.

Резюмируя результаты экспериментальных исследований, посвященных обеспечению стабильности системы «стержневой аппарат – трубчатая кость», целесообразно выделить основные моменты.

Выводы

1. Стабильность системы «стержневой аппарат – трубчатая кость» существенно зависит от количества винтов и их углового взаиморасположения.
2. Для обеспечения стабильности фиксации перелома трубчатой кости верхней конечности достаточно 2 чрескостных стержней Шанца, расположенных на различном уровне и под углом друг к другу в пределах от 60° до 90° в каждом отломке. Предельная нагрузка при этом на систему «стержневой аппарат – трубчатая кость» не должна превышать 80 кгс.
3. Для обеспечения стабильности перелома трубчатой кости нижней конечности необходимо устанавливать не менее 3 винтов Шанца на различном уровне, расположенных также под углом в пределах от 60° до 90° в каждом отломке. Допустимая нагрузка на систему «стержневой аппарат – трубчатая кость» не должна превышать 100 кгс.

Список литературы

1. Виноградов В.Г., Лапшин В.Л., Халиман Е.А., Ивлев Б.В., Кобелев И.А., Агафонов Н.Е. Математическое моделирование и конструирование аппаратов внешней фиксации для лечения повреждений костей конечностей. Иркутск, 2010. С.134.
2. Брижань Л.К., Давыдов Д.В., Хоминец В.В., Керимов А.А., Арбузов Ю.В., Чирва Ю.В., Пыхтин И.В. Современное комплексное лечение раненных и пострадавших с боевыми повреждениями конечностей // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. 2016. Т. 11. № 1. С.74-80.
3. Салаев А.В., Моисеенко В.А., Шаронов Г.И., Кислов А.И. и др. (РФ) Пат. 140659 РФ, МПК А 61 В 17/66 Аппарат чрескостной фиксации стержневого типа для лечения переломов костей. №2014102509/14 Заявл. 24.01.2014; Оpubл. 20.05.2014 Бюл. №14 С. 3.
4. Котельников Г.П., Миронов С.П. Травматология. Национальное руководство. М.: «ГЭОТАР-Медиа», 2018. С. 776.
5. Чирва Ю.В. Применение комплекта стержневого военно-полевого для лечения раненных и пострадавших с боевыми повреждениями опорно-двигательного аппарата: автореферат дис. кандидата медицинских наук: 14.01.15. Москва, 2017. 24 с.
6. Беленький И.Г., Сергеев Г.Д., Майоров Б.А., Семенов С.Г., Бенин А.В. Экспериментальное и теоретическое обоснование двухколонной теории остеосинтеза при переломах дистального отдела бедренной кости // Травматология и ортопедия России. 2017. Том 23. № 3. С. 86-94.
7. Степанов М.А., Антонов Н.И., Борзунов Д.Ю. Экспериментальная апробация комбинированного остеосинтеза при удлинении бедренной кости // Травматология и ортопедия России. 2017. Том 23. № 3. С.95-102.
8. Meselhy M.A., Singer M.S., Halaw A.M., Hosny G.A., Adawy A.H., Essawy O.M. Gradual fibular transfer by Ilizarov external fixator in posttraumatic and postinfection large tibial bone defects. Arch. Orthop. Trauma Surg. 2018. vol. 138. no 5. P. 653-660. DOI: 10.1007/s00402-018-2895-z.