

УДК 616.71-001.5-089.23

ЧИСЛЕННЫЙ АНАЛИЗ ПРОЧНОСТИ И ЖЕСТКОСТИ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ «КОСТЬ – АППАРАТ»

© 2017 г. Р. П. Матвеев, *Б. В. Лабудин, *В. С. Морозов, *А. О. Орлов

Северный государственный медицинский университет, *Северный (Арктический) федеральный университет имени М. В. Ломоносова, г. Архангельск

Изучено влияние различных факторов (условий) на величину прочности и жесткости биомеханической системы «кость – аппарат» при применении внеочагового стержневого остеосинтеза в случаях переломов длинных трубчатых костей.

Приведено решение задачи определения устойчивости рассматриваемой биомеханической системы, в которой взаимодействие «кость – аппарат» представлено в виде упругой системы, состоящей из двух абсолютно жестких звеньев (сломанная кость), связанных между собой упруго деформируемыми элементами (аппарат с титановыми стержнями), имеющей одну (изгибную) степень свободы. На основании уравнения, полученного в ходе решения задачи, были определены факторы, оказывающие влияние на прочностные характеристики стержня. Проведенное моделирование зависимости прочностных характеристик стержня от массы тела человека (нагрузки), длины стержня и угла внедрения нагелей к продольной оси кости, в виде полного факторного эксперимента, позволило проанализировать значимость их влияния. Численный анализ зависимости $P = f(\Theta, C, l)$ показал, что наибольшее влияние на выходной параметр P (нагрузка) оказывает C (коэффициент жесткости). Значимость воздействия этого фактора превышает значимость воздействия Θ и l примерно в 6 и 2,6 раза соответственно. Результаты работы основаны на выполненных ранее научно-теоретических исследованиях прочности и устойчивости системы «кость – аппарат», лабораторных и практических результатах.

Ключевые слова: внеочаговый стержневой остеосинтез, аппарат внеочаговой фиксации, устойчивость, жесткость, критическая нагрузка, моделирование

NUMERICAL ANALYSIS OF STRENGTH AND RIGIDITY OF THE BIOMECHANICAL SYSTEM «BONE-APPARATUS»

R. P. Matveev, *B. V. Labudin, *V. S. Morozov, *A. O. Orlov

Northern State Medical University, Arkhangelsk *Northern (Arctic) Federal University named after M. V. Lomonosov, Arkhangelsk, Russia

Influence of various factors (conditions) on strength and stiffness of the biomechanical system of "machine-bone" was studied using application of extrafocal rod osteosynthesis in cases of long bone fractures. The problem solution of stability of the concerned biomechanical system in which the interaction of "bone-apparatus" is presented in the form of an elastic system consisting of two absolutely rigid links (broken bone), interconnected by elastically deformable elements (unit with titanium rods) having one (the flexural) degree of freedom is shown. Factors influencing the strength characteristics of the web have been identified on the basis of the equation obtained in the course of solving the stability problem. The modeling relationship of the strength characteristics of the rod from its own weight of a person (the load), the rod length and angle of introduction pegs to the longitudinal axis of the bone in the form of full factorial experiment allowed to analyze the significance of their impact. Numerical analysis of the dependence $P = f(\Theta, C, l)$ has shown that the greatest impact on output parameter P (load) has a C (coefficient of rigidity). The significance of impact of this factor exceeds the value of the impact of Θ and l about 6 and 2.6 times respectively. The results are based on previously completed scientific and theoretical research system of "bone-apparatus" strength and stability and laboratory and practical results.

Keywords: extrafocal rod osteosynthesis, apparatus extrafocal fixing, stability, stiffness, critical load, modeling

Библиографическая ссылка:

Матвеев Р. П., Лабудин Б. В., Морозов В. С., Орлов А. О. Численный анализ прочности и жесткости биомеханической системы «кость – аппарат» // Экология человека. 2017. № 4. С. 58–64.

Matveev R. P., Labudin B. V., Morozov V. S., Orlov A. O. Numerical Analysis of Strength and Rigidity of the Biomechanical System «Bone-Apparatus». *Ekologiya cheloveka* [Human Ecology]. 2017, 4, pp. 58-64.

В настоящее время в травматологии и ортопедии с учетом показаний и противопоказаний широко используется метод внеочаговой стержневой фиксации и диапазон его применения широк: лечение переломов и ложных суставов, врожденной и приобретенной патологии опорно-двигательного аппарата, укорочений сегментов конечности остеомиелита, открытых и огнестрельных переломов, множественной и сочетанной травмы, повреждений позвоночника и таза [2, 7, 13, 16]. С этим связаны

и продолжающиеся исследования по улучшению конструктивных особенностей стержневых аппаратов внешней фиксации, определение оптимального пространственного расположения стержней аппарата, обеспечивающего минимальное смещение костных отломков, геометрии стержневых внеочаговых аппаратов, жесткости и прочности стержневых систем аппаратов для чрескостного остеосинтеза и в конечном итоге расширения их функциональных возможностей [4, 8, 10].

С 1987 года на базе Архангельской областной клинической больницы с целью регулирования и управления процессом остеогенеза успешно применяется стержневой аппарат собственной конструкции [1] для лечения переломов и ложных суставов бедренной кости, удлинения нижней конечности за счет бедренного сегмента. Применение данного аппарата снижает сроки консолидации при продольной остеотомии несросшихся переломов и ложных суставах, свидетельствуя о стимулирующем влиянии данного метода на репаративный остеогенез. Основываясь на проведенных ранее исследованиях, можно установить, что управляемый внеочаговый стабильный стержневой остеосинтез имеет высокую эффективность при лечении переломов длинных трубчатых костей в срочном и плановом порядке, в частности переломов бедра и их последствий. Особенностью закрытой репозиции перелома бедра внеочаговым стержневым одноконтурным аппаратом в отдаленные сроки после травмы является тяжелая управляемость костными отломками из-за выраженности вокруг них рубцово-хрящевой ткани, ретракции и перерождения мышечной ткани. Отсюда важным условием успешной репозиции и дальнейшей консолидации перелома является обеспечение достаточной жесткости биомеханической системы «кость — аппарат» [4, 10, 14, 15].

Физическая модель на примере сломанной бедренной кости представлена на рис. 1.

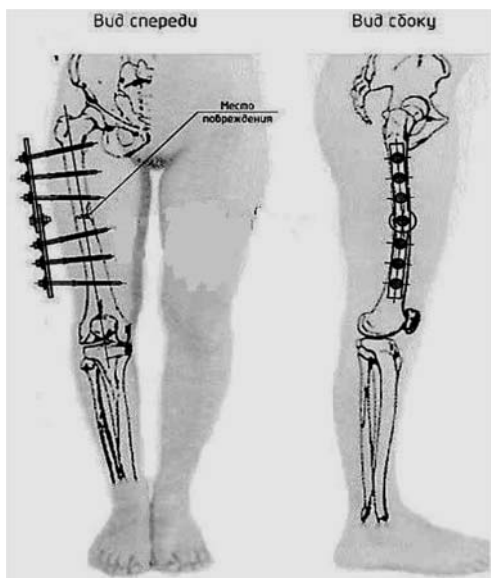


Рис. 1. Физическая модель биомеханической системы «кость — аппарат»

Систему «кость — аппарат» моделируем в виде упругой системы, состоящей из двух абсолютно жестких звеньев (сломанная кость), связанных между собой упруго деформируемыми элементами (аппарат с титановыми стержнями) в систему. Нагрузка массы тела человека приходится на верхнюю зону кости. Вся система должна находиться только в устойчивом состоянии равновесия.

Тогда имеем бесконечно малые нарушения состояния равновесия в результате отклонений от первоначального состояния случайными причинами, например непредвиденным увеличением нагрузки при ходьбе и др. После удаления возмущающих факторов эти бесконечно малые отклонения исчезают.

В теории статической устойчивости стержневых систем рассматриваются принципы и методы определения величины нагрузок, при действии которых система переходит в неустойчивое состояние с определением конечных перемещений.

В литературе для идеализированных стержней рассматриваются две задачи, связанные с потерей устойчивости I и II рода. Они подробно исследованы в работах Болотина В. В., Джанелидзе Г. Ю., Пановко Я. Г., Санжаровского Р. С. и др. [6, 8, 11, 15, 17–21]. Изучены различные виды прямолинейных стержней, имеющие различные способы нагружения и концевые закрепления с графическим представлением равновесных механических систем в Эйлеровой интерпретации [3]. Надо помнить, что число возможных форм равновесия определяется степенью свободы системы. Под степенью свободы понимаем число независимых геометрических параметров, необходимых для определения с их помощью положений всех точек механической системы, потерявшей устойчивость.

В рассматриваемой задаче принимается, что стержень (кость) состоит из абсолютно жестких звеньев, число которых равно минимум двум, связанных между собой шарниром с пружинами, имитирующими «аппарат» [1] (рис. 2).

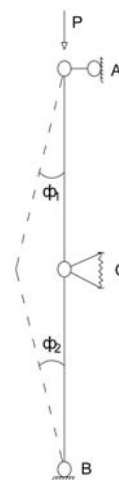


Рис. 2. Расчетная схема в системе «кость — аппарат»

В процессе установки система «кость — аппарат» позволяет реализовать все 6 степеней свободы. После постановки ее в зоне перелома оставляем в стержне всего одну (изгибную) степень свободы, так как неустойчивое состояние системы может определяться только этим, неизвестным, параметром шарнира С в виде угла поворота одного из звеньев АС (φ_1) или ВС (φ_2).

Нагрузка, приводящая к переходу системы из состояния равновесия, которое может быть как устой-

чивым, так и неустойчивым, называется критической нагрузкой или критической силой. В системе с одной степенью свободы такая нагрузка (сила) будет иметь всегда одно значение (см. рис. 2). Если внешняя нагрузка не достигает этого значения, система будет находиться в состоянии устойчивого равновесия с большой вероятностью перехода ее в иное положение из-за наличия в ней слабого звена в виде узла С. Поэтому изучение такой системы с конечным числом степеней свободы представляет практический интерес и является актуальным для биомеханической системы «кость – аппарат».

Целью настоящей статьи является определение факторов, влияющих на устойчивость биомеханической системы «кость – аппарат», и значимости их влияния.

Методы

Для определения критических сил существуют три основных метода: статический (метод равновесия), энергетический (вариационный) и динамический (кинематический). Так как эти три метода отличаются друг от друга в формулировке задачи, результаты могут не совпадать. Для упругих консервативных систем все три метода теоретически дают одинаковые результаты. Исследование упругих систем, нагруженных неконсервативными силами, следует производить динамическими методами [5].

Рассмотрим решение задачи устойчивости с определением критической нагрузки для стержневой системы из двух жестких звеньев и одного упруго деформированного элемента между этими звеньями статическим методом (рис. 3).

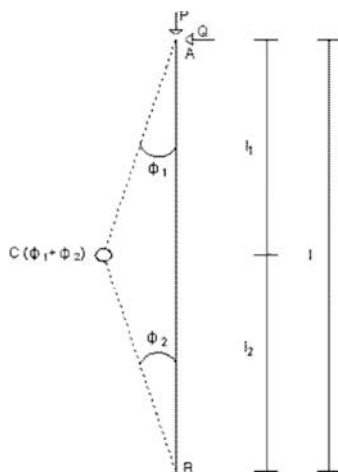


Рис. 3. Расчетная схема

Составим уравнение моментов в среднем шарнире, узел С:

$$P \cdot l_1 \cdot \varphi_1 - Q \cdot l_1 - C(\varphi_1 + \varphi_2) = 0, \quad (1)$$

Для опорного шарнира (узел В) запишем:

$$- Q \cdot (l_1 + l_2) = 0.$$

Заменим систему уравнений, предварительно сделав геометрические преобразования, учитывая малость углов:

Здесь $l_1 \sin \varphi_1 = l_2 \sin \varphi_2$, можно выразить через $l_1 \cdot \varphi_1 = l_2 \cdot \varphi_2$ и $\varphi_2 = \varphi_1 \cdot l_1 / l_2$.

Тогда

$$\begin{cases} \varphi_1 [Pl_1 - C(1 + l_1/l_2)] - Ql_1 = 0 \\ -Q(l_1 + l_2) = 0 \end{cases} \quad (2)$$

Система (2) однородна относительно неопределенных сил Q и угла φ . Решение ее возможно, если определитель D = 0:

$$D = \begin{vmatrix} Pl_1 - C(1 + l_1/l_2) & -l_1 \\ 0 & -(l_1 + l_2) \end{vmatrix} \quad (3)$$

Значение критической силы будет равно:

$$P_{кр} = \frac{C(1 + l_1/l_2)}{l_1}.$$

Если $l_1 = l_2 = \frac{l}{2}$, то $P_{кр} = \frac{C(1 + l_1/l_2)}{l_1} = \frac{C(1+1)}{l/2} = \frac{4C}{l}$,

где C – коэффициент жесткости стержня, [Н·м].

Данный коэффициент можно найти из выражения

$$C = \frac{3EJ}{l}, \quad (4)$$

где EJ – жесткость стержня, [Н·м²].

Тогда значение критической силы можно найти по следующей формуле:

$$P_{кр} = \frac{4}{l} \cdot \frac{3EJ}{l} = \frac{12EJ}{l^2}. \quad (5)$$

В случае перелома, из-за изменения расчетной схемы, формула примет вид

$$P_{кр} = \frac{12EJ}{4l^2}. \quad (6)$$

Из вышеприведенных расчетов можно сделать вывод о том, что на надежную работу (обеспечение устойчивости) биомеханической системы «кость – аппарат» влияют:

- величина критической нагрузки, приложенной к кости;
- жесткость рассматриваемой системы;
- длина стержня.

Кроме того, в работе [14] было установлено, что угол наклона нагелей к продольной оси кости также оказывает влияние на величину воспринимаемой нагрузки, следовательно, и на устойчивость. Рассмотрим, как будет изменяться критическая нагрузка в зависимости от изменения данных факторов, а именно установим, какое влияние на выходной параметр $P_{кр}$ оказывает: длина стержня – l, коэффициент жесткости стержня – C, угол наклона нагелей к продольной оси кости – Θ .

Сначала зададим основные уровни для каждой независимой переменной (l, C, Θ) (табл. 1) [8].

Далее необходимо установить все возможные сочетания уровней факторов для рассматриваемого случая (табл. 2).

Таблица 1

Уровни независимых переменных				
Фактор	Значение фактора			Интервал варьирования
	-1	0	+1	
X ₁ – угол наклона нагелей к продольной оси, град.	0	8,75	17,5	17,5
X ₂ – коэффициент жесткости стержня, кН·см	1,485	8,91	20,79	19,305
X ₃ – длина стержня, см	30	45	60	30

Таблица 2

Сочетание уровней факторов						
№	Угол наклона нагелей к продольной оси		Коэффициент жесткости стержня		Длина стержня	
	Θ, град.	X ₁	C, кН·см	X ₂	l, см	X ₃
1	0	–	1,485	–	30	–
2	17,5	+	1,485	–	30	–
3	0	–	20,79	+	30	–
4	17,5	+	20,79	+	30	–
5	0	–	1,485	–	60	+
6	17,5	+	1,485	–	60	+
7	0	–	20,79	+	60	+
8	17,5	+	20,79	+	60	+

Интерпретировав табл. 2 только в кодированной форме, получим матрицу планирования эксперимента (табл. 3).

Таблица 3

Матрица планирования эксперимента								
№	X ₀	X ₁	X ₂	X ₃	X ₁ X ₂	X ₁ X ₃	X ₂ X ₃	X ₁ X ₂ X ₃
	1	2	3	4	5	6	7	8
1	+	–	–	–	+	+	+	–
2	+	+	–	–	–	–	+	+
3	+	–	+	–	–	+	–	+
4	+	+	+	–	+	–	–	–
5	+	–	–	+	+	–	–	+
6	+	+	–	+	–	+	–	–
7	+	–	+	+	–	–	+	–
8	+	+	+	+	+	+	+	+

Таблица 4

Результаты опыта							
№	X ₁	X ₂	X ₃	Y ₁	Y ₂	Y _{cp}	S _n ²
1	–	–	–	0,190	0,210	0,200	0,000
2	+	–	–	0,255	0,281	0,268	0,000
3	–	+	–	2,660	2,940	2,800	0,039
4	+	+	–	3,564	3,940	3,752	0,070
5	–	–	+	0,095	0,105	0,100	0,000
6	+	–	+	0,127	0,141	0,134	0,000
7	–	+	+	1,330	1,470	1,400	0,010
8	+	+	+	1,782	1,970	1,876	0,018

S_e = 0,138

Полученные результаты расчета представлены в табл. 4 (их обработка выполнена с помощью Microsoft Excel 2010), где S_n² – построчные дисперсии;

$$S_n^2 = (y_2 - y_{cp})^2 + (y_1 - y_{cp})^2$$

$$S_e = \sum_{n=1}^N S_n^2 - \text{сумма квадратов ошибок.}$$

Вывод о том, насколько хорошо данный опыт воспроизводим, делается на основе критерия Кохрена. Критерий Кохрена вычисляем по формуле:

$$G = \frac{S_{max}^2}{S_e} \leq G_{\alpha}$$

$$G = \frac{0,070^2}{0,138} = 0,356. \tag{7}$$

Критическое значение критерия Кохрена при уровне значимости α = 0,05 равно 0,68. Полученное расчетное значение данного критерия составляет 0,036, то есть не превышает критическое. Из этого можно сделать вывод, что опыт хорошо воспроизводим.

Целью расчета плана полного факторного эксперимента является:

- определение коэффициентов в уравнении регрессии;
- определение значимости этих коэффициентов;
- выяснение вопроса, адекватно ли эмпирическое уравнение описывает исследуемое факторное пространство.

Ниже приведен расчет коэффициентов уравнения регрессии для нашего эксперимента (табл. 5).

Таблица 5

Расчет коэффициентов уравнения регрессии							
№	X ₁ Y _{cp}	X ₂ Y _{cp}	X ₃ Y _{cp}	X ₁ X ₂ Y _{cp}	X ₁ X ₃ Y _{cp}	X ₂ X ₃ Y _{cp}	Y _{cp}
1	-0,200	-0,200	-0,200	0,200	0,200	0,200	0,200
2	0,268	-0,268	-0,268	-0,268	-0,268	0,268	0,268
3	-2,800	2,800	-2,800	-2,800	2,800	-2,800	2,800
4	3,752	3,752	-3,752	3,752	-3,752	-3,752	3,752
5	-0,100	-0,100	0,100	0,100	-0,100	-0,100	0,100
6	0,134	-0,134	0,134	-0,134	0,134	-0,134	0,134
7	-1,400	1,400	1,400	-1,400	-1,400	1,400	1,400
8	1,876	1,876	1,876	1,876	1,876	1,876	1,876
$\sum_{n=1}^N$	1,530	9,126	-3,510	1,326	-0,510	-3,042	10,530
b _{ij}	b ₁ = 0,191	b ₂ = 1,141	b ₃ = -0,439	b ₁₂ = 0,166	b ₁₃ = -0,064	b ₂₃ = -0,380	b ₀ = 1,316

Далее необходимо определить, какие из полученных коэффициентов уравнения регрессии можно считать значимыми. Коэффициенты считаются значимыми, если:

$$|b_i, b_{ij}| \geq t_{кр} \sqrt{S_i^2}, \tag{8}$$

где S_i – дисперсия коэффициентов; t_{кр} – критическое значение распределения Стьюдента.

В свою очередь

$$S_i^2 = \frac{S^2}{N},$$

где S^2 — дисперсия воспроизводимости, равная

$$S^2 = \frac{S_e}{f_2 \gamma}.$$

Число степеней свободы дисперсии воспроизводимости всегда рассчитывается следующим образом:

$$f_2 = N(\gamma - 1),$$

где N — число необходимых для реализации плана опытов; γ — число параллельных опытов.

В нашем случае $N = 8, \gamma = 2$, тогда:

$$f_2 = 8(2 - 1) = 8,$$

$$S^2 = \frac{S_e}{f_2 \gamma} = \frac{0,138}{8 \cdot 2} = 0,0086,$$

$$S_i^2 = \frac{S^2}{N} = \frac{0,0086}{8} = 0,0011.$$

Получаем:

$$t_{\text{кр}} \sqrt{S_i^2} = 2,31 \cdot \sqrt{0,0011} = 0,077.$$

То есть значимыми коэффициентами будут все, кроме коэффициента $b_{13} = 0,064$.

Результаты

Полученное уравнение регрессии будет выглядеть следующим образом:

$$y = 1,316 + 0,191X_1 + 1,141X_2 - 0,439X_3 + 0,166X_1X_2 - 0,380X_2X_3.$$

Данное уравнение необходимо проверить на адекватность, то есть провести исследование, насколько точно оно описывает опытные данные. Проверку уравнения на адекватность проводят с помощью критерия Фишера:

$$F = \frac{S_D / f_1}{S_e / f_2} = \frac{S_{\text{ад}}^2}{S_{\text{во-опр}}^2} \leq F_{\text{кр}}. \tag{9}$$

Предположим, что для нашего случая имеет место нормальное распределение Фишера с нулевым математическим ожиданием. Для проведения необходимых вычислений воспользуемся расчетной матрицей (табл. 6).

Находим S_D как:

$$S_D = \gamma S_R.$$

Число степеней свободы f_1 , необходимое для расчета дисперсии адекватности, равно:

$$f_1 = N - q,$$

где q — число значимых коэффициентов с учетом свободного члена b_0 .

Тогда

$$f_1 = 8 - 6 = 2.$$

Вычисляем значение критерия Фишера:

$$F = \frac{2 \cdot 0,057 / 2}{0,138 / 8} = 3,30. \tag{10}$$

Значение $F_{\text{кр}}$ для заданного уровня значимости $\alpha = 0,05$ и в соответствующих значениях f_1 и f_2 составляет 5,32. Так как расчетное значение критерия Фишера не превосходит критическое ($3,30 < 5,32$), полученное уравнение регрессии не отвергается и считается надежным (адекватным).

Обсуждение результатов

Полученное уравнение регрессии подтвердило тезисы, упомянутые в работах [12, 14, 15], о важности обеспечения надлежащей жесткости биомеханической системы «кость — аппарат». Сравнивая значение коэффициентов при различных факторах

$$y = 1,316 + 0,191X_1 + 1,141X_2 - 0,439X_3 + 0,166X_1X_2 - 0,380X_2X_3, \tag{11}$$

где y — нагрузка, приложенная к кости, кН; X_1 — угол наклона нагелей к продольной оси кости, град; X_2 — коэффициент жесткости, кН·см; X_3 — длина стержня, см, можно прийти к выводу, что наиболее значимым из рассматриваемых факторов является X_2 (коэффициент жесткости). Вторым по значимости (в 2,6 раза меньше X_2) является коэффициент при факторе 1 (длина стержня). Минимальное влияние (значимость в 5,97 раза меньше X_2) оказывает фактор Θ (угол наклона нагелей к продольной оси).

Тем не менее при достижении углом наклона нагелей к продольной оси кости значения от 10 до 15 градусов происходит увеличение (знак “+” перед коэффициентом в уравнении регрессии) прочности (величины воспринимаемой нагрузки) системы на 20...25 % [14].

Стоит отметить, что малые значения коэффициентов не говорят о том, что этими факторами можно

Таблица 6

Расчетная матрица

№	b_0x_0	b_1x_1	b_2x_2	b_3x_3	$b_{12}x_{12}$	$b_{23}x_{23}$	\hat{y}_n	\bar{y}_n	$(\hat{y}_n - \bar{y}_n)^2$
1	1,316	-0,191	-1,141	0,439	0,166	-0,380	0,209	0,200	0,000
2	1,316	0,191	-1,141	0,439	-0,166	-0,380	0,260	0,268	0,000
3	1,316	-0,191	1,141	0,439	-0,166	0,380	2,919	2,800	0,014
4	1,316	0,191	1,141	0,439	0,166	0,380	3,633	3,752	0,014
5	1,316	-0,191	-1,141	-0,439	0,166	0,380	0,091	0,100	0,000
6	1,316	0,191	-1,141	-0,439	-0,166	0,380	0,143	0,134	0,000
7	1,316	-0,191	1,141	-0,439	-0,166	-0,380	1,281	1,400	0,014
8	1,316	0,191	1,141	-0,439	0,166	-0,380	1,995	1,876	0,014

$S_R = 0,057$

пренебречь. Все факторы взаимосвязаны и значительно влияют на прочность и устойчивость системы.

Таким образом, полученное уравнение дает возможность не только адекватно прогнозировать величину выходного параметра, но и подбирать (изменять) требуемые параметры в зависимости от величины нагрузки. Данные расчеты представляют ценную информацию для конструирования стержневых внеочаговых аппаратов.

Список литературы

1. Устройство для репозиции и фиксации фрагментов кости : пат. 1454429 СССР, № А 61 В 17/58; заявл. 30.05.86; опубл. 30.01.89. Бюл. № 4.
2. Анкин Л. Н., Анкин Н. А. Отсроченный внутренний остеосинтез при лечении огнестрельных переломов // Ортопедия, травматология и протезирование. 2012. № 2. С. 114–118.
3. Безухов Н. И., Лужин О. В., Колкунов Н. В. Устойчивость и динамика сооружений в примерах и задачах. М. : Стройиздат, 1969. 424 с.
4. Бейдик О. В., Афанасьев Д. В., Левченко К. К., Марков Д. А., Ван Кай. Лечение переломов диафиза бедренной кости с помощью аппаратов внешней фиксации стержневого типа // Гений ортопедии. 2007. № 2. С. 67–70.
5. Богданович Н. И., Кузнецова Л. Н., Третьяков С. И., Жабин В. И. Планирование эксперимента в примерах и расчетах : учеб. пособие. Архангельск : Северный (Арктический) федеральный университет, 2010. 126 с.
6. Болотин В. В. Динамическая устойчивость упругих систем. М. : Государственное издательство технико-теоретической литературы, 1956. 600 с.
7. Бондаренко А. В., Смазнев К. В., Печений С. А. Чрескостный остеосинтез повреждений таза и вертлужной впадины при политравме // Гений ортопедии. 2006. № 3. С. 45–51.
8. Джанелидзе Г. Ю., Пановко Я. Г. Статика упругих тонкостенных стержней. Л. ; М. : ОГИЗ Гостехиздат, 1948. 208 с.
9. Клюшин Н. М., Шляхов В. И., Злобин А. В., Бурнашов С. И., Чакушин Б. Э., Абабков Ю. В., Михайлов А. Г. Чрескостный остеосинтез при лечении остеомиелита длинных костей верхней конечности // Гений ортопедии. 2010. № 4. С. 45–50.
10. Кобелев И. А., Виноградов В. Г. Компьютерное моделирование и конструирование стержневого аппарата внешней фиксации для остеосинтеза внесуставных переломов проксимального отдела бедренной кости // Врач-аспирант. 2012. № 1.3 (50). С. 418–423.
11. Крюков В. Н. Механика и морфология переломов. М. : Медицина, 1986. 160 с.
12. Лабудин Б. В., Санжаровский Р. С., Матвеев Р. П. Устойчивость сжато-изогнутых стержней, усиленных титановыми элементами // Лесной журнал. 2006. № 3. С. 145–150.
13. Матвеев Р. П., Медведев Г. М., Гудков А. Б. Возрастно-половая и социальная характеристики пострадавших с политравмой в областном центре северного региона в динамике за 20 лет // Экология человека. 2006. № 1. С. 52–54.
14. Матвеев Р. П., Лабудин Б. В. Дистракционный удлиняющий остеосинтез бедра внеочаговым стержневым аппаратом и его технические решения // Строительная наука – XXI век: теория, образование, практика, инновации

северо-арктическому региону : сб. трудов международной научно-технической конференции. Архангельск, 28–30 июня, 2016. С. 182–188.

15. Матвеев Р. П., Лабудин Б. В., Санжаровский Р. С. Внеочаговый стержневой остеосинтез при диафизарных переломах бедра и их последствий // Строительная наука – XXI век: теория, образование, практика, инновации северо-арктическому региону : сб. трудов международной научно-технической конференции. Архангельск. 28–30 июня, 2015. С. 211–218.

16. Нелин Н. И., Артемьев А. А., Семенистый А. Ю., Ивашкин А. Н., Пешехонов Э. В., Григорян Б. С., Бессараб М. С., Нахаев В. В., Смирнов Л. В. Малоинвазивный остеосинтез длинных трубчатых костей у пострадавших с множественными переломами // Военно-медицинский журнал. 2009. № 12. С. 41–43.

17. Пановко Я. Г., Губанова И. И. Устойчивость и колебания упругих систем: современные концепции, парадоксы и ошибки. 4-е изд., перераб. М. : Наука, 1987. 352 с.

18. Подрушняк Е. П., Суслов Е. Н. Методы исследования костной системы. Киев : Здоров'я, 1975. 122 с.

19. Санжаровский Р. С. Устойчивость элементов строительных конструкций при ползучести. Л. : Изд-во ЛГУ, 1987. 280 с.

20. Санжаровский Р. С., Вареник А. С., Вареник К. А. Устойчивость сжатых деревянных конструкций с учетом мгновенной нелинейности и нелинейной ползучести // Научное обозрение. 2014. № 8 (2). С. 572–575.

21. Справочник конструктора-машиностроителя / под ред. В. И. Анурьева. М. : Машиностроение, 1982. Т. 1. 650 с.

References

1. *Ustroistvo dlya repozitsii i fiksatsii fragmentov kosti* [A device for reduction and fixation of bone fragments]. Patent SSSR no 1454429, 1989.
2. Ankin L. N., Ankin N. A. Deferred internal fixation in the treatment of gunshot fractures. *Ortopediya, travmatologiya i protezirovaniye* [Orthopedics, Traumatology and Prosthetics]. 2012, 2, pp. 114-118. [in Russian]
3. Bezukhov N. I., Luzhin O. V. Kolkunov N. V. *Ustoichivost' i dinamika sooruzhenii v primerakh i zadachakh* [Stability and dynamics of structures in the examples and problems]. Moscow, 1969, 424 p.
4. Beidik O. V. Afanasiev D. V., Levchenko K. K., Markov D. A., Wang Kai. Treatment of fractures of the femoral shaft with the help of external fixation devices, rod type. *Genii ortopedii* [Genius of Orthopaedics]. 2007, 2, pp. 67-70. [in Russian]
5. Bogdanovich N. I., Kuznetsova L. N., Tretyakov S. I., Zhabin V. I. *Planirovanie eksperimenta v primerakh i raschetakh* [Planning of experiments in examples and calculations]. Arkhangelsk, Northern (Arctic) Federal University, 2010, 126 p.
6. Bolotin V. V. *Dinamicheskaya ustoichivost' uprugikh sistem* [Dynamic stability of elastic systems]. Moscow, State Publishing House technical and theoretical literature, 1956, 600 p.
7. Bondarenko A. V., Smaznev K. V., Pechenii S. A. Transosseous osteosynthesis damaged pelvis and acetabulum in polytrauma. *Genii ortopedii* [The genius of orthopedics]. 2006, 3, pp. 45-51. [in Russian]
8. Dzhanelidze G. Yu., Panovko Ya. G. *Statika uprugikh tonkostennykh stержней* [Statics of thin elastic rods]. Leningrad, Moscow, State Technical Publishing, 1948, 208 p.
9. Klyushin N. M., Shlyakhov V. I., Zlobin A. V.,

Burnashov S. I., Chakushin B. E., Ababkov Yu. V., Mikhailov A. G. Transosseous osteosynthesis in the treatment of osteomyelitis of the long bones of the upper extremity orthopedics. *Genii ortopedii* [The genius of orthopedics]. 2010, 4, pp. 45-50. [in Russian]

10. Kobelev I. A., Vinogradov V. G. Computer simulation and design of the rod external fixation device for osteosynthesis of extra-articular fractures of the proximal femur. *Vrach-aspirant* [Doctor-graduate student]. 2012, 1.3 (50), pp. 418-423. [in Russian]

11. Kryukov V. N. *Mekhanika i morfologiya perelomov* [Mechanics and morphology of fractures]. Moscow, Medicine Publ., 1986, 160 p.

12. Labudin B. V., Sanzharovskii R. S., Matveev R. P. Stability of compressed-bent rods, reinforced with titanium elements. *Lesnoi zhurnal* [Forest magazine]. 2006, 3, pp. 145-150. [in Russian]

13. Matveev R. P., Medvedev G. M., Gudkov A. B. Age-sexual and social description of patients with polytraumas at regional center of the northern region in dynamics for 20 years. *Ekologiya cheloveka* [Human Ecology]. 2006, 1, pp. 52-54. [in Russian]

14. Matveev R. P., Labudin B. V. Distraction extending thigh extrafocal osteosynthesis rod device and its technical solutions. In: *Stroitel'naya nauka - XXI vek: teoriya, obrazovanie, praktika, innovatsii severo-arkticheskomu regionu. Sb. trudov mezhdunarodnoi nauchno-tekhnicheskoi konferentsii. Arkhangel'sk, 28-30 iyunya, 2016* [Building Science - XXI Century: theory, education, practice, innovation, north-Arctic region. Proceedings of the international scientific-technical conference, Arkhangel'sk, June 28-30, 2016]. Arkhangel'sk, 2016, pp. 182-188.

15. Matveev R. P., Labudin B. V., Sanzharovskii R. S. Extrafocal rod osteosynthesis at diaphyseal fractures of the hip and their consequences. In: *Stroitel'naya nauka XXI vek: teoriya, obrazovanie, praktika, innovatsii severo-arkticheskomu regionu. Sb. trudov mezhdunarodnoi nauchno-tekhnicheskoi konferentsii. Arkhangel'sk, 28-30 iyunya, 2016* [Building Science - XXI Century:

theory, education, practice, innovation, north-Arctic region. Proceedings of the international scientific-technical conference, Arkhangel'sk, June 28-30, 2016]. Arkhangel'sk, 2016. Arkhangel'sk, 2016, pp. 211-218.

16. Nelin N. I., Artem'ev A. A., Semenisty A. Yu., Ivashkin A. N., Peshekhonov E. V., Grigoryan B. S., Bessarab M. S., Nakhaev V. V., Smirnov L. V. Minimally invasive osteosynthesis of long bones at victims with multiple fractures. *Voенно-meditsinskii zhurnal* [Military Medical Journal]. 2009, 12, pp. 41-43. [in Russian]

17. Panovko Ya. G., Gubanova I. I. *Ustoichivost' i kolebaniya uprugikh sistem: sovremennyye kontseptsii, paradoksy i oshibki* [Stability and oscillations of elastic systems: current concepts, paradoxes and errors]. Moscow, Nauka Publ., 1987, 352 p.

18. Podrushnyak E. P., Suslov E. N. *Metody issledovaniya kostnoi sistemy* [Methods of study of the skeletal system]. Kiev, Health Protection Publ., 1975, 122 p.

19. Sanzharovskii R. S. *Ustoichivost' elementov stroitel'nykh konstruksii pri polzuchesti* [Stability of structural elements during creep]. Leningrad, Leningrad State University Publ., 1987, 280 p.

20. Sanzharovskii R. S., Varenik A. S., Varenik K. A. Stability of compressed wooden structures taking into account the instantaneous nonlinearity and nonlinear creep. *Nauchnoe obozrenie* [Scientific Review]. 2014, 8 (2), pp. 572-575. [in Russian]

21. *Spravochnik konstruktora-mashinostroytelya* [Handbook of design-mechanical engineer]. Ed. Anurev V. I. Moscow, Engineering Publ., 1982, vol. 1, 650 p.

Контактная информация:

Матвеев Рудольф Павлович — доктор медицинских наук, доцент, заведующий кафедрой травматологии, ортопедии и военной хирургии ФГБОУ ВО «Северный государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации

Адрес: 163000, г. Архангельск, пр. Троицкий, д. 51

E-mail: natali.RM@mail.ru