

Методика определения оптимальной длины ножки эндопротеза при ее установке методом пресс-фит

В.П. Абельцев, В.Д. Продан, Н.М. Степанов, В.Г. Крымзлов, П. В. Переярченко
ФГБУ "Объединенная больница с поликлиникой" УД Президента РФ, Москва

Methods for determining the optimal length of the endoprosthesis leg when it is installed using the press-fit method

V.P. Abel'tsev, V.D. Prodan, N.M. Stepanov, V.G. Krymzlov, P.V. Perejarchenko
OBR, Moscow, Russia

Аннотация

В настоящей работе проведен сравнительный анализ клинических результатов бесцементной фиксации бедренных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава (ТБС) проксимальной фиксации методом пресс-фит (ПФ) и полученных нами теоретических данных. Теоретический анализ основывался на созданной методике определения силы запрессовки (метод ПФ) в костномозговой канал бедренного компонента эндопротеза ТБС при проведении операции. В статье на примере трех образцов бедренных компонентов эндопротеза ТБС проксимальной фиксации, отличающихся в основном длиной их ножек, показана эффективность применения этих образцов при первичном эндопротезировании.

Цель исследования: определить влияние величины площади контакта ножки эндопротеза ТБС со стенкой костномозгового канала на значение требуемой силы запрессовки и распределение ее по длине рабочего участка при первичном эндопротезировании методом ПФ.

Материалы и методы. Анализ выполнен на упрощенной модели, в которой стенка канала заменена ее реакцией от радиальной нагрузки ножки. Получены необходимые расчетные зависимости.

Результаты. Установлено, что нагрузка зависит от величины площади контакта и является определяющей при установке ножки эндопротеза методом ПФ. Это условие заложили в основу определения требуемой величины рабочей площади контакта ножки эндопротеза и стенки костномозгового канала, приняв допустимую для кости удельную радиальную нагрузку. При уменьшенном рабочем участке ножки эндопротеза сокращается время операции и увеличивается послеоперационная стабильность. Представлено уравнение для определения зависимости между длиной рабочего участка ножки эндопротеза и требуемым усилием ее запрессовки методом ПФ.

Ключевые слова: образцы эндопротеза тазобедренного сустава, проксимальная фиксация, метод пресс-фит, длина ножки, осевая нагрузка, стабильность.

Abstract

In the present work, a comparative analysis of the clinical results of cementless fixation of the femoral components of the hip endoprosthesis (TBS) of proximal fixation by the press fit method (PF) and theoretical data obtained by us is made.

The theoretical analysis was based on the established technique for determining the pressing force (PF method) in the medullary canal of the femoral component of the TBS endoprosthesis during the operation.

In the article, the relative effectiveness of the use of these specimens in primary endoprosthetics is shown using the example of three samples of the femoral components of the endoprosthesis TBS proximal fixation, differing mainly in the length of their legs.

Purpose of the study. To determine the influence of the contact area of the endoprosthesis of the TDS with the closing wall of the medullary canal on the value of the required pressing force and its distribution along the length of the working site during primary endoprosthetics by the PF method.

Materials and methods. The analysis is performed on a simplified model in which the channel wall is replaced by its reaction from the radial load of the stem. The necessary calculated dependencies are obtained.

Results. It is established that the load depends on the size of the contact area and is decisive when the endoprosthesis is installed by the PF method. This condition is laid in the basis of determining the required size of the contact area of the endoprosthesis foot and the wall of the medullary canal, assuming the specific radial load tolerated for bone. With a reduced working area of the endoprosthesis leg, the operation time is shortened and postoperative stability is increased. The equation for determining the relationship between the length of the working section of the endoprosthesis leg and the required force of its pressing by the PF method is presented.

Key words: samples of the hip endoprosthesis, proximal fixation, press-fit method, length of the leg, axial load, stability.

В хирургической практике при лечении коксартроза применяют различные типы эндопротеза тазобедренного сустава (ТБС) [1].

Судить об их стабильности можно только основываясь на результатах статистической обработки собственного клинического материала или результатов, опубликованных другими клиниками. Для обработки данных по эндопротезированию ТБС как у нас, так и за рубежом созданы регистры [2] в области травматологии и ортопедии. Хорошие результаты показывают бедренные компоненты проксимальной фиксации клиновидного типа [3,4].

В основу такого анализа заложены сравнительные показатели, влияющие на стабильность компонентов эндопротеза [5,6]. При долгосрочных наблюдениях, отмеченных в австралийском регистре [7], предоставлены следующие результаты: за 10 лет исследования ревизионным вмешательствам были подвержены 938 из 24 885 пациентов при использовании систем бесцементной фиксации. Хорошие результаты показывают бедренные компоненты клиновидного типа, имеющие разные размеры с длиной ножки от 125 до 170 мм [8]. В нашей клинике с 2014 по 2017 г. выполнено более 300 операций с установкой бедренных компонентов методом ПФ. Большую часть оперированных - 75,8% составили больные с деформирующим коксартрозом и дисплазией ТБС – 21%. При операциях в подавляющем большинстве были использованы бедренные компоненты проксимальной фиксации (DePuy Trilock – 257 шт, DePuy Cogail – 23), при этом получены хорошие клинические результаты: за указанный срок наблюдения – ни одного случая нестабильности бедренного компонента.

Спектр сравнительных показателей с течением времени расширяется: появляются новые конструкции эндопротезов, материалы для их изготовления и обработка их поверхностей, пары трения. Все это, несомненно, не только облегчает работу ортопеда, но и предъявляет к нему повышенные требования. Чтобы правильно подобрать ком-

поненты, хирург должен знать клиническую долгосрочную статистику применения тех или иных эндопротезов и иметь опыт по их установке [9].

Основным отличием эндопротеза бесцементной фиксации, кроме формы, является длина имплантируемой ножки. Хорошие клинические результаты операций при установке короткого бедренного компонента эндопротеза ТБС методом ПФ [10,11] не только при первичном эндопротезировании, но и при ревизионном [12], когда сохранен костномозговой канал бедренной кости, позволяют утверждать правильность разработанной нами методики, которую можно применять в предоперационном планировании при расчете рабочей длины бедренного компонента и усилия, которое должен приложить хирург при его установке.

Цель исследования: в данной статье приводится оценка влияния изменения величины площади контакта ножки эндопротеза (нагруженного участка) со стенкой костномозгового канала, влияющей на величину нагрузки, необходимой для плотной посадки бедренного компонента и, как следствие, на стабильность его функционирования.

Материалы и методы

При сравнительном анализе в качестве клинического материала были использованы данные, полученные нами при бесцементном эндопротезировании ТБС проксимальной фиксации методом ПФ и другими клиниками, а для теоретического анализ были взяты три образца ножек различной длины эндопротеза ТБС проксимальной фиксации (табл. 1).

Для оценки нагрузки при установке ножки эндопротеза ТБС методом ПФ в процессе операции был применен упрощенный метод расчета, в котором окружающую ножку костную ткань заменили силой ее реакции (рис.1) [13]. Эту силу реакции можно представить, как силовое равновесие на нейтральную ось (ось, проходящая через центр тяжести ножки).

Таблица 1

Геометрические параметры образцов ножек эндопротеза тазобедренного сустава*

Номер ножки (образца)	Ширина ножки		Толщина ножки	Длина полная	Длина расчетная	Плечо момента	Угол наклона
	у основания	в конце					
	B_0 , мм	B_n , мм	h , мм	H_0 , мм	H_p , мм	L , мм	α , град
Первая (№ 1)	31,4	7,0	8,0	101	60	36	14/19
Вторая (№ 2)	31	6,5	8,0	133	90	36	6,0
Третья (№ 3)	36	7,5	13	165	122	40,5	3,5

Примечание. * – геометрические параметры, представленные в данной таблице, приближенные, с погрешностью $\pm 0,5$ мм.

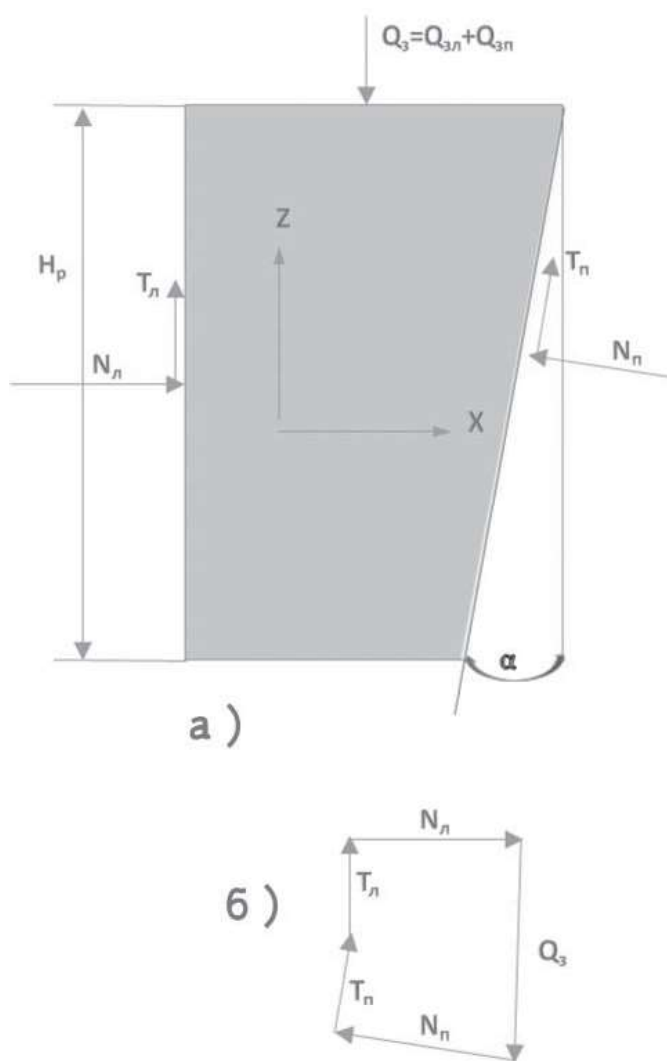


Рис. 1. Схема нагружения ножки эндопротеза тазобедренного сустава при ее установке методом пресс-фит. а – схема нагружения усредненными силами; б – силовый многоугольник.

Силовое равновесие ножки эндопротеза ТБС при проекции суммарных сил на ось Z (рис.1, а): $Q_3 = T_n + E_n \cos \alpha + N_n \sin \alpha$ (1), где T_n и T_p – суммарные силы трения на боковых поверхностях (левая и правая) ножки эндопротеза, соответственно наружной (латеральной) и внутренней (медиальной); Q_3 – сила запрессовки методом ПФ; N_n – нормальная нагрузка к медиальной поверхности ножки.

Определяя осевую силу Q_3 , при установке ножки ТБС методом ПФ в костномозговой канал учтем обеспечение прочности его стенки при действии нормальной нагрузки от поверхности ножки. Максимальная удельная нагрузка ножки не должна превышать допускаемую удельную нагрузку ($[q]$) на бедренную кость, т.е. $q \leq [q]$.

Применив некоторые несложные преобразования, получим значения удельных нагрузок поверхностей: для латеральной: $q_n = q_y \operatorname{ctg} \alpha - q_y (\operatorname{ctg} \alpha - f \cos \alpha \sin \alpha)$ (2); для медиальной: $q_n = f q_y \cos \alpha \sin \alpha$ (3), где q_y – принятая удельная нагрузка, возникающая при плотной посадке ножки.

Результаты и обсуждение

Латеральная поверхность ножки более нагружена, чем медиальная. После некоторых преоб-

разований получим: $q_n = B_0 q_{\max} \cos \alpha (1/\sin \alpha - f \sin \alpha)/H_p$ (4), где B_0 – ширина верхнего основания ножки, q_{\max} – максимальная удельная нагрузка на ножку при $Z=0$. За расчетную длину ножки H_p принимаем ее длину от верхнего основания B_0 до значения ширины нижнего основания ножки $B_n \leq d_0$. Диаметр костномозгового канала в истмусе принимаем $d_0 = 12 \div 13$ мм [5].

Если использовать ножку эндопротеза с определенной обработкой ее поверхности при установке ножки методом ПФ, то, приняв значение касательных напряжений (напряжений смещения) для данной обработки по табл. 2, которые можно принять как средние значения напряжений сдвига, получим: $Q_3 = 2H_p h \theta_{\text{зн}}$ (5).

Таблица 2

Варианты выполнения сопряжения

Тип фиксируемой поверхности	Напряжение сцепления $\theta_{\text{зн}}$, кПа
Перфорация	0,8 – 1,1
Литая сетка	0,4 – 1,0
Пескоструйная обработка	0,5 – 0,7
Анодная обработка при плотности тока 6000 А/м ² и температуре 30 °С.	1,8 – 2,0

После несложных преобразований отдельных изложенных выше выражений с применением коэффициента напряжения сцепления ($\theta_{\text{зн}} = 0,6$ кПа) получим значение осевой нагрузки, необходимой для плотной посадки каждого образца ножки методом ПФ в бедренную кость: образец ножки № 1 (короткая) – $Q_3 = 576 \cdot 10^{-3}$ кН; ножки № 2 (средней длины) – $Q_3 = 864 \cdot 10^{-3}$ кН; ножки №3 (длинная) – $Q_3 = 1903 \cdot 10^{-3}$ кН.

Таким образом: 1. Нагружаемая площадь контакта в костномозговом канале бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава существенно влияет на величину нагрузки, создаваемой для плотной его посадки в процессе первичного эндопротезирования. Так, увеличение длины нагруженного участка ножки эндопротеза ТБС от 60 до 122 мм потребует в три раза увеличить осевую нагрузку при ее установке. 2. Увеличение нагрузки при установке ножки эндопротеза на стенку костномозгового канала бедренной кости ведет к увеличению интраоперационных осложнений.

Далее определяли распределение нагрузки по площади рабочего контакта ножки при установке ее методом ПФ.

Для оценки распределения по длине ножки эндопротеза осевой нагрузки, создаваемой при посадке ножки эндопротеза в костномозговой канал бедренной кости, использовали метод, кото-

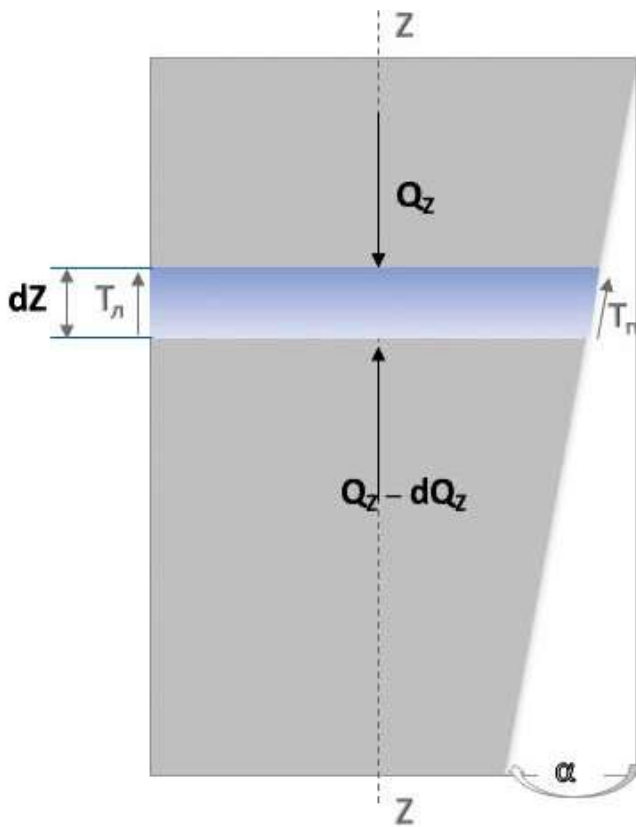


Рис. 2. Схема силового распределения на элементарном участке ножки эндопротеза тазобедренного сустава толщиной dz на ось Z.

рый широко применяется на практике [14]. Согласно этому методу, нагружаемое тело по высоте условно делится на элементарные участки толщиной dz и рассматривается проекция на нейтральную ось Z сил, действующих на элементарный участок (рис. 2). Чем меньше мы возьмем нейтральный участок, тем точнее будет расчет.

Рассматривая силовое равновесие элементарных участков ножки и проводя их интегрирование по длине рабочей зоны контакта, получили распределение нагрузки по длине этого участка на ось Z: $hB_z q_z = h(B_z - dB_z)(q_z - dq_z) + T_n h dz + T_n h dz$ (6), где B_z – ширина ножки по координате z, q_z – удельная нагрузка, действующая по координате z, h – толщина ножки, T – сила трения, действующая на участке dz (здесь нижние индексы л и п при T относятся соответственно к латераль-

ной – левой и медиальной нагруженным поверхностям ножки).

После несложных преобразований получим уравнение, определяющее распределение осевой удельной нагрузки по длине Z нагруженного участка ножки эндопротеза: $q_z = q_0 \exp -\{z \operatorname{tg} \alpha [1 + f (1/\operatorname{Cos} \alpha + 1)] / 2(B_0 - z \operatorname{tg} \alpha)\}$ (7).

Используя данные табл. 1 для образцов ножек 1 и 3, и значения q_0 для каждого, по уравнению (7) определили распределение осевых удельных нагрузок от Z = 0 до Z = H_p . Полученные результаты представлены в табл. 3.

Кроме осевой удельной нагрузки, на боковую поверхность ножки и на стенку костномозгового канала действуют сила трения T и горизонтальная удельная нагрузка L, значение которых зависит от удельной осевой нагрузки q_z . Так как прочность костной ткани значительно меньше, чем ножки, то при значении L, превышающем предел прочности кости, возникнет разрушение стенки костномозгового канала. Для исследованных двух образцов ножек ТБС получено максимальное значение L для №1 – 0,79 МПа, №2 – 0,254 МПа.

Результаты и обсуждение

Анализ представленных в табл. 3 результатов расчетов показал: 1. Неравномерность распределения осевой удельной нагрузки по длине рабочего участка ножки зависит от значения угла α – наклона ее медиальной (внутренней) поверхности бедренного компонента: с увеличением значения угла увеличивается ее неравномерность. Так, например, при $\alpha = 19^\circ$ отношение максимальной осевой удельной нагрузки к минимальной составляет 3,19, а для угла $3,5^\circ$ это отношение равно 1,7.

2. Значения осевых удельных нагрузок на рабочем участке ножки незначительно зависят от величины коэффициента трения в сопряжении поверхности ножки и стенки костномозгового канала. Так, для ножки №1 (по выражению 7) в ее средней части (см. табл. 3) при $f = 0,1$ $q_z = 1,71$ МПа, а при $f = 0,2$ $q_z = 1,62$, т.е. при увеличении коэффициента трения в два раза q_z уменьшится всего на 5,3 %.

3. Значение осевой удельной нагрузки q_0 пропорционально длине рабочего участка ножки.

Таблица 3

Распределение осевой удельной нагрузки в МПа по длине рабочего участка ножки эндопротеза

№ образца	n = 0H _p *	n = 0,17H _p	n = 0,34H _p	n = 0,5H _p	n = 0,67H _p	n = 0,84H _p	n = 1,0 H _p
1	2,3	2,13	1,94	1,71	1,43	1,1	0,72
3	4,15	4,06	3,97	3,87	3,76	3,66	3,55

Примечание. * – n – рассматриваемая длина нагруженного участка ножки H_p в мм.

Здесь следует отметить, что увеличение нагрузки при посадке конкретной ножки методом ПФ приводит к росту силы трения, но определяющей минимальное значение площади контакта, обеспечивающей первичную стабильность, является сила посадки Q_3 ножки при операции.

Таким образом, исследования показали, что сила посадки бедренного компонента Q_3 зависит от длины H_p нагруженной (рабочей) части ножки. Получена зависимость между осевой силой посадки Q_3 (в кН) и рабочей длиной ножки H_p (в мм): $Q_3 = k H_p$ (8), где k – коэффициент, отражающий влияние длины рабочего участка ножки на требуемое значение силы ее посадки. Его размерность кН/мм.

Сила посадки компонента зависит от напряжения сцепления. Если принять среднее значение напряжения $\theta_{3н} = 1,3$ кПа, то $k = 0,05$. Используя выражение (8) при $k = 0,5$ для образца ножки №1, получим $H_p = 27,4$ мм, что меньше, чем действительная длина 60 мм рабочего участка этой ножки.

Заключение

Сравнительный анализ клинических результатов и полученных по нашей методике данных показал, что они согласуются друг с другом и представленная методика может использоваться при предоперационном планировании для расчета длины рабочей поверхности ножки эндопротеза конкретному пациенту с учетом его анатомических параметров. Для анализа бедренных компонентов с различной длиной рабочего участка ножки требуется определенное время, в течение которого ножка стабильна. Это требует дополнительных специальных исследований.

Литература

1. Николенко В.К., Буряченко Б.П., Давыдов Д.В., Николенко М.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. М.: Медицина, 2009. 355 с. [Nikolenko V.K., Buryachenko B.P., Davydov D.V., Nikolenko M.V. Endoprosthetics of the hip joint. M.: Medicine, 2009. 355 p. In Russian].
2. Загородний Н.В., Евгений Ш.Л., Батыгин Г.Г. Регистры по эндопротезированию тазобедренного сустава. Вестник РУДН, серия Медицина. 2012. 3 [Zagorodny N.V., Evgeny Sh.L., Batygin G.G. Registers for hip joint endoprosthetics. Bulletin of the Peoples' Friendship University of Russia, Medicine series. 2012. 3. In Russian].
3. Mallory T.H., Lombardi A.V. Jr., Leith J.R. Minimal 10-year results of a tapered cementless femoral component in total hip arthroplasty. J. Arthroplasty. 2001; 16 (8 Suppl. 1): 49-54.
4. Ильин А.А., Загородний Н.В., Мамонов А.М., Балберкин А.В., Карпов В.Н., Макунин В.И., Магомедов Х.М., Палтиеви́ч А.Р. Обоснование конструкции и исследование

биомеханического поведения клиновидной ножки цементной фиксации эндопротезов тазобедренного сустава. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2005; 3: 3–10 [Il'in A.A., Zagorodni N.V., Mamonov A.M., Balberkin A.V., Karpov V.N., Makunin V.I., Magomedov Kh.M., Paltievich A.R. Substantiation of the construction and investigation of biomechanical behavior of the wedge-shaped foot of cement fixation of hip joint endoprostheses. Vestnik of Traumatology and Orthopedics. N.N. Priorov. 2005; 3: 3-10. In Russian].

5. Н.Д. Батпенев, А.М. Мамонов, В.Н. Карпов, А.А. Левочкин, Ш.А. Баймагамбетов, А.Н. Батпен. Математическое компьютерное моделирование биомеханического поведения модифицированной ножки эндопротеза тазобедренного сустава. Травматология и ортопедия России. 2013; 3: 64–71 [N.D. Batpenov, A.M. Mamonov, V.N. Karpov, A.A. Levochkin, Sh.A. Baymagambetov, A.N. Batpen. Mathematical computer simulation of biomechanical behavior of the modified leg of the hip endoprosthesis. Travmatology and orthopedics of Russia. 2013; 3: 64-71. In Russian].

6. Orthopedics Journal Comparison of Specific Femoral Short Stems and Conventional-Length Stems in Primary Cementless Total Hip Arthroplasty. Young-Soo Shin MD; Dong-Hun Suh, MD; Jong-Hoon Park, MD; Jeong-Lae Kim, MD; Seung-Beom Han, MD March/April 2016; 39 (2): p311-p317.

7. Australian Orthopedic Association National Joint Replacement Registry, 2016.

8. The Danish Hip Arthroplasty Register Authors Gundtoft P.H., Varnum C., Pedersen A.B., Overgaard S. 25 October 2016; 2016: 8. 509–514.

9. Абельцев В.П. Диспластический коксартроз: спираль развития его лечения. Вестник травматологии и ортопедии. 2015; 4: 9-15 [Abel'tsev V.P. Dysplastic coxarthrosis: a spiral of development of his treatment. Vestn. traumatol. orthopedist. 2015; 4: 9- 15. In Russian].

10. Francesco Falez, MD; Filippo Casella, MD; Matteo Papalia, MD. Current Concepts, Classification, and Results in Short Stem Hip Arthroplasty. Orthoped. J. 2015; 38 (3): S6-S13.

11. Фирсов С.А., Верещагин Н.А., Шевченко В.П. Функциональные исходы эндопротезирования тазобедренного сустава после имплантации короткого бедренного компонента под контролем навигации. Фундаментальные исследования. 2015; 1-4: 840-844 [Firsov S.A., Vereshchagin N.A., Shevchenko V.P. Functional outcomes of hip arthroplasty after implantation of short femoral component under navigation control. Fundamental research. 2015; 1-4: 840-844. In Russian].

12. Ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава: руководство для врачей. Под ред. Д.Дж. Джакофски, Э.К. Хедли; пер. с англ. под ред. Н. В. Загороднего. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. 328 с. [Revision Hip Replacement: Manual for Doctors. Editors. D.J. Giacofsky,

E.K. Hadley; trans. with English. Ed. N.V. Zagorodnego. Moscow: GEOTAR-Media, 2014. 328 s. In Russian].

13. Продан В.Д. Техника герметизации разъемных неподвижных соединений. М.: Машиностроение. 1994. 160 с. [*Prodan V.D. The technique of sealing the detachable fixed connections. M.: Mechanical Engineering. 1994. 160 p. In Russian].*

14. Божко Г.В. Совершенствование герметичных разъемных соединений с уплотняющими элементами из материалов с зависящими от нагрузки физико-механическими свойствами. Дисс. ... докт. техн. наук.

Тамбов. 2010. 352 с. [*Bozhko G.V. Improved hermetic detachable connections with sealing elements from materials with load-dependent physical and mechanical properties. Thesis. for the degree of Doctor of Technology. sciences. Tambov. 2010. 352 p. In Russian].*

Для корреспонденции/Corresponding author

Абельцев Владимир Петрович / Abel'tsev Vladimir
amos-k@mail.ru
