

РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ПЕРИПРОТЕЗНОЙ РЕАКЦИИ КОСТНОЙ ТКАНИ ПРИ СТАБИЛЬНЫХ БЕДРЕННЫХ КОМПОНЕНТАХ ЭНДОПРОТЕЗА SLPS

УЗ «Минская областная клиническая больница»¹,

ГУ «Республиканский научно-практический центр детской онкологии и гематологии»²,

Республика Беларусь

Цель. Изучить рентгенологические параметры костного ремоделирования вокруг стабильных бедренных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава бесцементной фиксации системы SLPS.

Материал и методы. Проведен анализ 230 цифровых рентгенограмм со средним сроком наблюдения 7 лет после имплантации эндопротеза тазобедренного сустава системы SLPS с наличием стабильной фиксации компонентов.

Результаты. Установлено, что адаптация костной ткани характеризовалась равномерным прилеганием к поверхности эндопротеза с отсутствием линий резорбций в 80,9% наблюдений и оппозиционного костного роста в 97,3%. Локальные участки соединения протеза с кортикальным слоем диафиза выявлены в 64,3%, при этом в 70,3% случаев они локализовались вокруг дистальной части компонента. Вростание костной ткани в пористые титановые вставки выявлялось в виде параллельных линий конденсации костных балок в 98% наблюдений.

Заключение. Результаты исследования свидетельствуют об эффективности эндопротеза системы SLPS в перераспределении нагрузок и сохранении перипротезной костной ткани.

Ключевые слова: эндопротезирование, костная ткань, ремоделирование

Objectives. To study X-ray parameters of the bone remodeling around the stable femoral components of the hip joint cementless fixation endoprosthesis of SLPS system.

Methods. The analysis of 230 digital X-rays was performed with the average terms of observation composing 7 years after the hip endoprosthesis of SLPS system implanting with the presence of components stable fixation.

Results. It was established that bone tissue adaptation is characterized by the equable contact with the endoprosthesis surface with lack of resorption lines in 80, 9% of observations and the opposition bone growth in 97, 3%. Local areas of the prosthesis connection with the diaphysis cortical layer were revealed in 64, 3% cases and in 70, 3% of cases they were localized around the distal part of the component. Bone tissue growing into the porous titanium inserts were revealed in the form of parallel lines of the bone barks condensation in 98% of observations.

Conclusions. The research results testify to the efficacy of endoprosthesis of SLPS system in loading redistribution and periprosthetic bone tissue saving.

Keywords: endoprosthesis, bone tissue, remodeling

Введение

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава зарекомендовало себя как метод выбора при лечении дегенеративно-дистрофических и посттравматических заболеваний тазобедренного сустава во всем мире. Одной из главных проблем эндопротезирования в настоящее время является асептическая нестабильность элементов эндопротеза, которая, по данным различных авторов, возникает у 10-15% пациентов в сроки до 5-7 лет после операции [1]. Асептическая нестабильность обусловлена исходным количественным и качественным состоянием прилежащей к протезу кости и ее потерей из-за стрессового ремоделирования и остеолитического [2, 3].

Суть стрессового перипротезного ремоделирования или стресс-шилдинга (stress-shielding) заключается в том, что после установки

ножки эндопротеза проксимальный отдел бедренной кости выключается из нормальной нагрузки. Согласно закону Вольфа (Wolff's law), происходит адаптивное ремоделирование костной ткани, что рентгенологически проявляется сочетанием резорбции кости в одних зонах с гипертрофией в других.

Разработка новых конструкций для минимизации стресс-шилдинга ведется в направлении уменьшения жесткости конструкции, оптимизации области нанесения пористого покрытия и процессов на границе соединения кость-имплантат, улучшения прилегания кости в метафизарной зоне, материала эндопротеза, качества поверхности имплантата и его геометрии [4, 5, 6, 7, 8].

Для уменьшения стресс-шилдинга в проксимальном отделе бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы SLPS, разработанного под руководством ака-

демика НАН РБ Рущкого А.В., запрессованы пористые титановые вставки, способствующие врастанию костной ткани и усилению проксимальной фиксации эндопротеза. Серийное производство эндопротезов осуществляется ЗАО «Альтимед» (Республика Беларусь). Бедренный компонент эндопротеза имеет плоскую клиновидную форму (триклин), изготавливается из сплава титана (Ti-6Al-4V), имеет выточку в проксимальном отделе для пористой вставки, что снижает жесткость имплантата и приближает его соответствие жесткости костной ткани проксимального отдела бедра [9].

Эндопротез широко применяется в специализированных ортопедо-травматологических отделениях Республики Беларусь с 1996 года. Однако научные исследования о реакции костной ткани на имплантированные эндопротезы системы SLPS на настоящее время отсутствуют.

Цель исследования: изучить рентгенологические параметры костного ремоделирования вокруг стабильных бедренных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава бесцементной фиксации системы SLPS.

Материал и методы

Проведена оценка рентгенологических показателей, полученных при анализе результатов эндопротезирования тазобедренного сустава у 91 пациента с остеоинтегрированным бедренным компонентом эндопротеза тазобедренного сустава системы SLPS. У 24 пациентов изучаемой группы выполнялось поэтапно двустороннее протезирование. Анализу подвергнуто 115 цифровых рентгенограмм тазобедренных суставов в прямой и 115 рентгенограмм в боковой проекции по Лаунштейну, выполненных в разные сроки после проведенных операций в 1997-2004 гг. в ортопедо-травматологическом отделении УЗ «Минская областная клиническая больница». Средняя длительность наблюдения составила 7,0 лет. Возраст пациентов варьировал от 26 до 78 лет, составляя в среднем 57,2 года (по значению медианы) с наиболее частым значением 61,4 года (по значению моды).

Рентгенологические параметры оценивали с применением программы просмотра DICOM-файлов «Syngo Imaging XS» компании Siemens, позволяющей отображать радиологическое изображение с оригинальной глубиной интенсивности. При анализе изображения для более детальной визуализации перипротезных изменений применяли преимущества цифровой рентгенографии с изменением контраст-

ности и яркости объекта, применением позитивного изображения и других дополнительных опций обработки изображения.

Рентгенологическая характеристика степени контакта бедренного компонента эндопротеза с костной тканью оценивалась по прямой и боковой проекции в 7 зонах по Gruen [10]. Атрофию кортикального слоя проксимального отдела бедренной кости оценивали по методике Engh выделяя четыре степени костной реакции в зависимости от закругления медиального края опилов шейки в сочетании с резорбцией медиального кортикального слоя и вертельной области бедра [6]. Протяженность и локализацию костной фиксации компонентов эндопротеза, определяли по протяженности очагового уплотнения участков соединения протез-кость (зоны «спайки»), локализации и распространенности непротяженных линий резорбции вокруг бедренного компонента эндопротеза. Гипертрофию кортикального слоя диафиза бедренной кости, а также оппозиционную внутрикостномозговую оссификацию в зоне 4 (пьедестал) характеризовали по выраженности проявлений как легкую, умеренную и выраженную. Костное ремоделирование оценивали как невыраженное (А) в случае равномерного охвата компонентов эндопротеза костной тканью, отсутствия областей костного соединения («спаек») и наличия непротяженных линий просветления; умеренное (В) – при очерченных областях фиксации компонентов («перехваты», «спайки») с невыраженной гипертрофией кортикальных участков и очаговой проксимальной остеопенией; выраженное (С) – при преимущественно дистальном типе фиксации ножки со склерозом и гипертрофией кортикального слоя и выраженной проксимальной костной атрофией.

Полученные цифровые значения подвергнуты статистической обработке с использованием статистических приемов, адекватных объемам выборочных совокупностей и поставленным задачам исследований. Частоту явлений определяли в % со статистической ошибкой (Sp). Данные в статье представлены в виде $M \pm m$. Различия между сравниваемыми показателями считали достоверными при уровне значимости 5% ($p \leq 0,05$). Средний возраст больных определяли по значению медианы, а наиболее часто встречаемый – по значению моды.

Результаты

Из 115 оперированных суставов в 19 случаях (16,5%) перипротезные изменения носи-

ли минимальный характер (ремоделирование типа А), в 74 (64,4%) умеренный (ремоделирование типа В) и в 22 (19,1%) выраженный (ремоделирование типа С).

При изучении 230 рентгенограмм (115 в прямой и 115 в боковой проекции) 115 суставов установлено, что остеоинтеграция бедренного компонента эндопротеза при его стабильной фиксации в $80,9 \pm 2,6\%$ случаев (186 из 230) характеризовалась равномерным соединением с диафизом бедренной кости и отсутствием непротяжных линий резорбции. В остальных 44 случаях ($19,1 \pm 2,6\%$) выявлено наличие признаков неравномерного прилегания костной ткани в виде непротяжных линий просветления, параллельных контуру ножки протеза, с вовлечением в процесс от одной до четырех зон Gruen. При этом перипротезная резорбция, в отличие от интерпонирующего фиброзного слоя, формирующегося при нестабильности компонента, локализовалась у 25 человек из 44 ($56,8 \pm 7,5\%$) в одной зоне. Неравномерное прилегание костной ткани в пределах двух зон Gruen отмечено у 15 человек ($34,1 \pm 7,1\%$). В 2-х случаях ($4,5 \pm 3,1\%$) распространение области неравномерного прилегания имплантата к кости отмечено в 3-х и столько же ($4,5 \pm 3,1\%$) в 4-х зонах. Линий резорбции в пяти и более зонах не отмечено.

Кортикальная реакция в виде непротяженных линий резорбции отмечалась преимущественно в прямой рентгенографической проекции (75 выявленных участков костной резорбции в прямой и 7 в боковой рентгенологической проекции). Из общего числа линий резорбции в прямой проекции наиболее часто кортикальная реакция локализовалась в зоне 3 (31 наблюдение из 75 или $41,3 \pm 5,7\%$), реже в зоне 2 (21 случай из 75 или $28,0 \pm 5,2\%$) и 5 (13 случаев или $17,3 \pm 4,4\%$). Локализация линий в проксимальной части ножки протеза (зоны 1, 7) и в наиболее дистальной зоне (зона 4) отмечалась крайне редко (по 1 случаю, или $1,3 \pm 1,3\%$). В боковой проекции в 3 случаях из 7 линии локализовались в зоне 5, в двух случаях в зоне 6, и по одному случаю в зонах 1 и 7.

При изучении равномерности соединения имплантата с костью установлено, что только в 82 случаях из 230 ($35,7 \pm 3,2\%$) не отмечено областей соединения поверхности протеза с костью в виде конденсации костных балок (зон «спаек»). На остальных 148 рентгенограммах ($64,3 \pm 3,2\%$) выявлено наличие «зон спаек», которые наиболее часто диагностированы в одной или двух зонах (в 110 случаях или $74,3\%$). Реже (в $25,7\%$ случаев) плотный контакт распространялся на 3-5 зон Gruen.

При разных рентгенологических проекциях частота обнаружения указанных изменений оказалась неодинаковой. Так, в прямой проекции наличие зон «спайки» установлено на 82 рентгенограммах из 115 ($71,3 \pm 4,2\%$), а в боковой проекции — на 66 из 115 ($57,4 \pm 4,6\%$), что было в 1,2 раза реже ($p < 0,001$). В прямой проекции в 4-х случаях выявлены зоны спайки в 5 зонах Gruen, которые в боковой проекции не визуализировались.

Из 115 протезированных суставов число зон Gruen с наличием кортикальной конденсации было большим за счет мультифокальной фиксации ножки протеза и составило 381, из которых 236 ($61,9 \pm 2,5\%$) диагностированы в прямой рентгенологической проекции и 145 ($38,1 \pm 2,5\%$) — в боковой проекции ($p < 0,001$). При этом в прямой проекции достоверно чаще выявлялась перипротезная реакция в виде конденсации костных балок в 5-ой и 3-ей зонах Gruen, а в боковой проекции — в 5 зоне (табл. 1).

Конденсация балок вокруг проксимальной части ножки эндопротеза (зоны Gruen 1 и 7) наблюдалась редко (в 19 наблюдениях из 381 или $4,7\%$). Значительно чаще (268 случаев из 381 или $70,3\%$) зоны «спайки» локализовались вокруг дистальной части компонента (зоны Gruen 3, 4 и 5).

Детальный анализ области прилегания губчатой кости к пористым вставкам при стабильных имплантатах позволил определить особенности костного соединения с пористой структурой эндопротеза. Так, линии просветления в зонах 1 и 7 по Gruen в боковой проекции, при которой визуализируется зона контакта кость - пористая вставка, отсутствовали в большинстве наблюдений (113 случаев из 115 или $98,3\%$). При этом, конденсация костных балок в области пористых вставок отмечена в 13 наблюдениях из 115 или $11,3\%$. Во всех 115 случаях в зонах 1 и 7 в боковой проекции отмечалось неинтенсивное уплотнение костных балок, располагавшихся параллельно поверхности эндопротеза.

Эти рентгенологические признаки позволяют констатировать наличие проксимальной интеграции протеза SLPS характеризующейся отсутствием в большинстве случаев линий просветления в 1 и 7 зонах в боковой проекции и областей «спайки» пористой поверхности с губчатой костной тканью вертельной области бедренной кости, а так же наличием конденсации параллельных поверхности пористой вставки неинтенсивных линий.

Длительная эксплуатация эндопротеза, в большинстве случаев, не приводила к пере-

Частота выявления кортикальной реакции в виде перипротезной конденсации (точки спайки) в прямой и боковой рентгенологических проекциях ($M \pm m$)

Номер зоны Gruen	Всего зон конденсации костных балок	Количество (абс. и %) зон конденсации костных балок		p
		Прямая проекция	Боковая проекция	
1	7	3 1,3±0,7	4 2,8±1,4	≥0,05
2	40	36 15,3±2,3	4 2,8±1,4	≤0,05
3	65	57 24,2±2,8	8 5,5±1,9	≤0,01
4	69	40 17,0±2,4	29 20,0±3,3	≥0,05
5	134	64 27,1±2,9	70 48,3±4,1	≤0,001
6	54	33 14,0±2,3	21 14,5±2,9	≥0,05
7	12	3 1,3±0,7	9 6,2±2,0	-
Всего:	381	236 100,0	145 100,0	

грузке диафиза, о чем свидетельствует отсутствие гипертрофии его в области ножки протеза в 81,7±3,7% случаев (у 94 пациентов из 115). Легкая степень гипертрофии выявлена у 15 человек (13,0±3,2%), умеренная — у 6 (5,2 ± 2,1%). Реакции костной ткани в виде выраженной гипертрофии не было ни в одном случае.

При изучении оппозиционного роста кости в области конца ножки протеза (4 зона по Gruen) установлено, что у 82 пациентов из 115 (71,4±4,2%) оппозиционный костный рост отсутствовал, а у 30 человек его проявления были расценены как легкие (26,1±4,2%). Более выраженные признаки «пьедестала» отмечены у 3-х пациентов, в т.ч. у 2 (1,7 ± 1,3%) умеренной степени и у 1 (0,9 ± 0,9%) выраженной степени.

При оценке характера изменений кортикального слоя бедренной кости по Engh установлено, что патологический процесс чаще всего характеризовался сглаженностью плоскости резекции шейки бедра и кортикальной атрофией калькара проксимальнее малого вертела и наблюдался у 46 пациентов из 115 (40,0±1,6%). Практически с такой же частотой (30,4±4,3%; $p \geq 0,05$) отмечались легкие проявления реакции со стороны костной ткани без атрофии калькара. Достоверно реже ($p \leq 0,01$) отмечались более выраженные атрофические изменения в виде кортикальной атрофии дистальнее малого вертела до истмуса (16,5±3,5% или 19 больных) и тотальной атрофии кортикального слоя проксимального отдела бедра (13,2±3,2%).

Обсуждение

Влияние механических свойств имплантата на характер костного ремоделирования изучен в работах ряда авторов [5, 7, 11]. В конструкции современных эндопротезов учтены основополагающие принципы минимизации стресс-шилдинга [12, 13, 14].

При изучении особенностей перипротезного ремоделирования вокруг стабильных бедренных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава SLPS (ЗАО «Альтимед», РБ), характеризующихся рядом конструктивных особенностей, направленных на уменьшение стресс-шилдинга (наличие пористых вставок, применение сплавов титана, плоская клинообразная форма - триклин, наличие выточек в проксимальной части, повышающих эластичность имплантата) установлено относительно небольшое число наблюдений с выраженным проявлением указанного процесса.

Эффективность клиновидной плоской формы бедренного компонента в уменьшении стресс-шилдинга обсуждено в работе R.P. Pitto et al. [15], установивших отсутствие или незначительные проявления стресс-шилдинга в 68% случаев. Однако выраженность костной реакции при применении бедренных компонентов бесцементной фиксации отличается. Так, J.S. Kang et al. [16] выявили развитие выраженной реакции при применении ножки Anatomic Porous Replacement II (APR-II, Sulzer Medica Orthopaedics, Austin, TX) в 43% случаев. T. Nishino et al. [17] исследуя бедренный ком-

понтент Synergy (Smith&Nephew Orthopaedics, Memphis, TN, USA) выявил стресс-шилдинг в 24,3% наблюдений. W.D. Bugbee et al. [18] на большом клиническом материале установил развитие выраженного стресс-шилдинга вокруг ножки AML (DePuy, Warsaw, Indiana) в 23% случаев. В нашем исследовании из 115 наблюдений выраженный стресс-шилдинг (тип С) отмечен в 22 (19,1%). Благоприятному течению перипротезного ремоделирования вокруг бедренного компонента SLPS на наш взгляд способствуют примененные конструктивные особенности.

На эффективное распределение перипротезных нагрузок указывает отсутствие гипертрофии кортикального слоя бедренной кости в области ножки протеза, отсутствие оппозиционного роста костной ткани в области конца ножки протеза (образование пьедестала). Зона кортикальной гипертрофии в случае ее развития более выражена в дистально-медиальном и заднем отделе с распространением дистальнее конца ножки протеза [19]. При применении конструкций бесцементной фиксации перегрузка кортикального слоя отмечена в 6-49% случаев [15, 16]. В нашем исследовании кортикальная реакция отмечалась в 18,2% случаев, при этом в 13% была крайне незначительной.

Наличие оппозиционного костного роста в области конца ножки протеза разной интенсивности является нередким явлением, несмотря на признаки хорошо остеоинтегрированного имплантата. Так, R.P. Pitto et al. [15] в своем исследовании указывают на наличие указанного признака в 46% случаев. В нашем исследовании установлено наличие пьедестала в 28,6% случаев, из них незначительные признаки оппозиционного костного роста выявлены в 26,1%.

Наличие пористого покрытия компонента эндопротеза способствует костному приращению, особенно в областях контакта поверхности имплантата и кортикального слоя диафиза бедренной кости. При этом костная фиксация дистальной части ножки эндопротеза, по данным R.P. Pitto et al. [15], достигает 46%. В нашем исследовании наличие участков соединения поверхности эндопротеза с кортикальным слоем в виде участков костной «спайки» установлено при изучении 148 рентгенограмм из 230 ($64,3 \pm 3,2\%$). При этом локализация костного примыкания распространялась на более дистальные отделы бедренного компонента (зоны 3, 4, 5 по Gruen в прямой и боковой проекции) в 268 случаев из 381 (70,3%). Наличие указанных участков не всегда желательное явление, так как способ-

ствует усугублению экранирования проксимальной части бедренной кости и ее атрофии. В этой связи в конструкции ряда эндопротезов для уменьшения дистальной фиксации ножки протеза шероховатое покрытие наносится лишь на проксимальные 1/3-2/3 части компонента [19]. В некоторых исследованиях предпочтение отдается градиенту фиксации эндопротеза с уменьшением его в дистальном направлении [16]. Вероятно, небольшое число наблюдений с выраженным стресс-шилдингом в нашем исследовании, несмотря на частые рентгенологические признаки дистальной фиксации ножки связаны с акцентированной фиксацией в проксимальной части, получаемой за счет вставания костной ткани в пористые титановые вставки имплантата.

Атрофия от обезгруживания проксимальной части бедренной кости является практически постоянным признаком хорошо остеоинтегрированного бедренного компонента эндопротеза. При этом наиболее выраженные рентгенологические признаки атрофии (3-4 стадии по Engh) отмечаются в 24,3% случаев [17]. В нашем исследовании 3 стадия проксимальной атрофии бедренной кости по Engh установлена в 16,5% случаев, а 4 стадия – в 13,2%.

Выводы

1. Реакция костной ткани вокруг бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава SLPS при его стабильной фиксации характеризуется равномерным прилеганием к поверхности эндопротеза с отсутствием непротяженных линий резорбции в 80,9%, наличием локальных участков соединения поверхности протеза с кортикальным слоем диафиза в 64,3% случаев, отсутствием перегрузки кортикального слоя диафиза в 94% случаев и микроподвижности ножки протеза в 97,3% наблюдений. При этом в 70,2% случаев значимые признаки перипротезной проксимальной кортикальной атрофии отсутствовали.

2. Рентгенологические признаки костного соединения поверхности бедренного компонента и кортикальной кости в 70,3% случаев выявлялись в областях соответствующих более дистальным отделам ножки протеза (зоны 3, 4 и 5 по Gruen).

3. Костное соединение губчатой кости вертельной области и объемной титановой пористой вставки эндопротеза SLPS характеризуется симптомокомплексом, состоящим из отсутствия линий просветления, областей «спайки» и конденсацией параллельной по-

верхности пористой вставки неинтенсивных линий.

4. Учитывая различия в частоте обнаружения линий резорбции, областей конденсации костных балок в отдельных зонах Gruen при прямой и боковой рентгенографии, для диагностики отмеченных изменений в равной мере должны использоваться оба варианта рентгенологических исследований.

ЛИТЕРАТУРА

1. Осложнения при эндопротезировании тазобедренного сустава / В. А. Филиппенко [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2010. — № 2. — С. 11-16.
2. Dattani, R. Femoral osteolysis following total hip replacement / Postgrad. Med. J. — 2007. — Vol. 83, N 979. — P. 312-316.
3. Medium- and long-term performance of 11516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register/ G. Hallan [et al.] // J. Bone Joint Surg. [Br.]. — 2007. — Vol. 89, N 12. — P. 1574-1580.
4. Mechanical compatibility of noncemented hip prostheses with the human femur / A. R. Dujovne [et al.] // J. Arthroplasty. — 1993. — Vol. 8, N 7. — P. 22.
5. Engh, C. A. Porous coated hip replacement: the factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results / C. A. Engh, J. D. Bobyn, A. H. Glassman // J. Bone Joint Surg. Br. — 1987. — Vol. 69. — P. 45-55.
6. Engh, C. A. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty / C. A. Engh, J. D. Bobyn // Clin. Orthop. Relat Res. — 1988. — Vol. 231. — P. 7-28.
7. Clinical consequences of stress-shielding after porous-coated hip arthroplasty: a mean 14 year follow-up / C. A. Jr. Engh [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2003. — Vol. 417. — P. 157-163.
8. Van Rietbergen, B. Load transfer and stress shielding of the hydroxyapatite-ABG hip / B. Van Rietbergen, R. Huiskes // J. Arthroplasty. — 2001. — Vol. 16. — P. 55-63.
9. Маслов, А. П. К вопросу эндопротезирования тазобедренного сустава / А. П. Маслов // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2008. — № 2. — P. 10-14.
10. Gruen, T. A. Modes of failures of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening / T. A. Gruen, G. M. McNeice, H. C. Amstutz // Clin. Orthop. — 1979. — Vol. 141. — P. 17-27.
11. Producing and avoiding stress shielding: laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty / J. D. Bobyn [et al.] // Clin. Orthop. Relat Res. — 1992. — Vol. 274. — P. 79-96.
12. Руцкий, А. В. Биологическая интеграция эндопротеза тазобедренного сустава Руцкого / А. В. Руцкий, А. П. Маслов // Медицина. — 2001. — № 4 (35). — С. 34-35.
13. A. Bilateral total hip arthroplasty comparing hydroxyapatite coating to porous-coated fixation / L. Dorr [et al.] // J. Arthroplasty. — 1998. — Vol. 13. — P. 729-736.
14. Mon, M. A. Proximally coated ingrowth prostheses / M. A. Mont, D. S. Hungerford // Clin. Orthop. Relat. Res. — 1997. — Vol. 344. — P. 139-149.
15. Clinical outcome and quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling of an uncemented femoral component with taper design. A prospective study / R. P. Pitto [et al.] // Chir. Organi. Mov. — 2001. — Vol. 86, N 2. — P. 87-97.
16. Kang, J. S. The effect of diaphyseal biologic fixation on clinical results and fixation of the APR-II stem / J. S. Kang, L. D. Dorr, Z. Wan // J. Arthroplasty. — 2000. — Vol. 15, N 6. — P. 730-735.
17. Midterm results of the Synergy cementless tapered stem: stress shielding and bone quality / T. Nishino [et al.] // J. Orthop. Sci. — 2008. — N 13, N 6. — P. 498-503.
18. Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement / W. D. Bugbee [et al.] // J. Bone Joint Surg. [Am]. — 1997. — Vol. 79-A. — P. 1007-1012.
19. Radiographic comparison of diaphyseal grit blasted with smooth surface stems by matched pair analysis / B. Min [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2000. — Vol. 81. — P. 156-167.

Адрес для корреспонденции

223040, Республика Беларусь, Минская обл.,
Минский р-н, п. Лесной,
УЗ «Минская областная
клиническая больница»,
ортопедо-травматологическое отделение №1,
тел/факс: +375 17 265-21-68,
тел. моб.: +375 29 622-35-03,
e-mail: tut.tut@tut.by,
Маслов А.П.

Поступила 19.09.2011 г.