

АДАПТИВНОЕ РЕМОДЕЛИРОВАНИЕ КОСТНОЙ ТКАНИ ВОКРУГ БЕДРЕННЫХ КОМПОНЕНТОВ БЕСЦЕМЕНТНОЙ ФИКСАЦИИ FITMORE И ALLOCLASSIC

М.П. Карагодина¹, И.И. Шубняков¹, Р.М. Тихилов^{1,2}, Д.Г. Плиев¹, А.О. Денисов¹

¹ ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, ул. Ак. Байкова, д. 8, Санкт-Петербург, Россия, 195427

² ГБОУ ВПО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России, ул. Кирочная, д. 41, Санкт-Петербург, Россия, 191015

Реферат

Введение. По современным представлениям, укороченные бедренные компоненты способствуют сохранению костной ткани в проксимальном отделе бедра вследствие уменьшения проявлений стресс-шилдинг синдрома. Для проверки этой гипотезы был выполнен сравнительный анализ клинических и рентгенологических результатов исследования костной ткани вокруг бедренных компонентов двух различных дизайнов.

Материал и методы. Под наблюдением находились две группы пациентов (средний возраст 58,3 лет): 26 пациентов после имплантации короткой ножки Fitmore и 20 пациентов – стандартного бедренного компонента Alloclassic. Проведена клиническая оценка состояния тазобедренного сустава по шкале Харриса, дополненная оценкой уровня болевых ощущений в бедре по визуально-аналоговой шкале на трех уровнях. Рентгенологическая оценка выполнена по данным рентгенометрии и денситометрии.

Результаты. Значительное улучшение показателей клинической оценки по шкале Харриса наблюдалось в обеих группах пациентов независимо от дизайна имплантата. Мониторинг показателей денситометрии различался по зонам Груена в зависимости от дизайна эндопротеза. Через 3 месяца после эндопротезирования тазобедренного сустава (ЭПТБС) вокруг имплантатов обоих дизайнов отмечалась потеря минеральной плотности костной ткани с наибольшей выраженностью в зонах Груена 2 и 7 при использовании ножки Fitmore и в зонах 6 и 7 – при установке бедренного компонента Alloclassic. Через 6 месяцев после операции практически во всех зонах бедренной кости вокруг имплантатов наступила фаза умеренной стабилизации. К 12 месяцам после эндопротезирования независимо от формы и дизайна эндопротезов наблюдалась потеря кости в зонах Груена 1 и 7, что не оказывало негативного влияния на клинический результат.

Выводы. Независимо от дизайна внедрение металлического имплантата в проксимальный отдел бедренной кости сопровождается специфической перестройкой костного вещества, проявляющейся потерей кости в зонах Груена 1 и 7 и относительным уплотнением кости в дистальных отделах имплантата (явления stress-shielding), что свидетельствует о том, что использование более коротких бедренных компонентов не способствует сохранению костной массы в проксимальном отделе бедра.

Ключевые слова: эндопротезирование тазобедренного сустава, стресс-шилдинг, ремоделирование костной ткани, рентгеновская денситометрия.

Введение

Эндопротезирование является успешным и экономически эффективным методом лечения пациентов с дегенеративными заболеваниями тазобедренного сустава, так как позволяет в короткие сроки купировать болевой синдром, восстановить функцию сустава и улучшить качество жизни пациентов [1, 2, 21, 23, 29, 34, 35]. В последние годы повсеместно наблюдается отчетливая тенденция к более широкому использованию компонентов бесцементной фик-

сации [30, 33]. В частности, в РНИИТО им. Р.Р. Вредена доля имплантируемых бедренных компонентов бесцементной фиксации составляет 48,2%, а вертлужных – 93,0% [4]. Среди огромного разнообразия различных форм и других особенностей дизайна бедренных компонентов существуют модели, прочно завоевавшие доверие многих специалистов, к которым относятся и бедренные компоненты типа Zweymuller, первичная стабильность которых достигается плотным контактом по всей длине

Карагодина М.П., Шубняков И.И., Тихилов Р.М., Плиев Д.Г., Денисов А.О. Адаптивное ремоделирование костной ткани вокруг бедренных компонентов бесцементной фиксации Fitmore и Alloclassic *Травматология и ортопедия России*. 2015; (4):15-28.

Карагодина Марина Петровна. Ул. Ак. Байкова, д. 8, Санкт-Петербург, Россия, 195427; e-mail: marina.karagodina2011@yandex.ru

Рукопись поступила: 26.11.2015; принята в печать: 14.12.2015

имплантата. Отличительной особенностью этих ножек является прямоугольное поперечное сечение, отсутствие воротника и расширяющаяся в проксимальном направлении клиновидная форма. Согласно данным зарубежных исследователей и финского регистра эндопротезирования, 15-летняя выживаемость ножек Zweymuller составляет 98% [15, 32]. В то же время, исследователи отмечают отчетливые явления адаптационного ремоделирования в проксимальном отделе бедренной кости («стресс-шилдинг») и избыточное разрушение большого вертела [3, 17, 22, 24].

Существует и другой подход к конструированию бесцементных бедренных компонентов, который предусматривает внедрение в кость так называемых коротких ножек, изготовленных с учетом физиологических особенностей проксимального отдела бедра. Одним из представителей анатомически изогнутых коротких ножек являются компоненты преимущественно проксимальной фиксации Fitmore (Zimmer). По мнению разработчиков, такая форма бедренного компонента обеспечивает равномерное давление на костную ткань, улучшает остеоинтеграцию и позволяет избежать проявления стресс-шилдинг синдрома [11, 28, 31].

Соответственно, можно предположить, что использование коротких бедренных компонентов проксимальной фиксации, по сравнению со стандартными моделями промежуточной фиксации, способствует уменьшению развития адаптационного ремоделирования костной ткани в проксимальном отделе бедра.

Цель работы – провести сравнительный анализ клинических и рентгенологических результатов исследования адаптационного ремоделирования костной ткани в проксимальном отделе бедренной кости у пациентов после имплантации бедренных компонентов Fitmore и Alloclassic.

Материал и методы

Под наблюдением находились 46 пациентов, которые были разделены на 2 группы:

I группа – 26 пациентов после имплантации короткой ножки Fitmore;

II группа – 20 пациентов с применением стандартного бедренного компонента Alloclassic.

Продолжительность наблюдения пациентов в обеих группах составила один год. В I группе в 55% случаев операции выполнялись по поводу первичного коксартроза, в 35% – асептического некроза головки бедренной кости и в 10% – диспластического коксартроза. Во II группе в 75% случаев операции выполнялись по поводу первичного коксартроза, в 15% – асептического некроза головки бедренной кости и в 10% – диспластического коксартроза.

Данные о распределении пациентов по полу, возрасту, весу и росту в обеих группах приведены в таблице 1. Статистически значимых различий между группами по возрасту, весу и росту не выявлено ($P > 0,05$).

Клиническую эффективность эндопротезирования тазобедренного сустава (ЭПТБС) оценивали в соответствии с критериями Harris Hip Score (HHS) и визуально-аналоговой шкалы (ВАШ) для определения локализации болевого синдрома в области прооперированной нижней конечности [20].

При анализе рентгенограмм таза и прооперированного тазобедренного сустава, выполненных до и после операции, были получены следующие рентгенометрические показатели.

• *Значение кортикоморфологического индекса (КМИ) по методике E. Barnett и B. Nordin (1960) в модификации Д.Г. Плиева (2009).* Дает представление о состоянии костной ткани верхней трети бедра (у здоровых людей КМИ превышает 54%).

Таблица 1

Распределение пациентов по полу, возрасту, весу и росту

Показатели	Тип ножки				P-value
	Fitmore		Alloclassic		
	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины	
Средний возраст, лет (min-max)	58,3 (40–77)	47,5 (40–56)	56,3 (42–71)	53,5 (49–58)	0,97
Средний вес, кг (min-max)	89,3 (69–110)	85,5 (62–110)	85,3 (66–105)	76,5 (73–81)	0,482
Средний рост, см (min-max)	178,5 (170–188)	160,5 (157–165)	173,5 (165–182)	159,5 (160–161)	0,106
Численность	22 (85%)	4 (15%)	17 (85%)	3 (15%)	

• *Тип костномозгового канала по L. Dorr (индекс Dorr)*. Выделяют три типа строения костномозговой полости: цилиндрическую, или типа «дымовой трубы» (значение индекса менее 3); клиновидную (индекс от 3 до 4,7) и воронкообразную, или типа «перевернутой бутылки шампанского» (индекс более 4,7).

• *Положение бедренного компонента относительно оси бедренной кости (варус/вальгус)*. Нейтральным положением считали полное совпадение оси бедренной кости с осью эндопротеза (0°), вальгусное отклонение отмечали как отрицательные значения, варусные – как положительные.

• *Степень заполнения костномозгового канала на трех уровнях:*

А – на высоте опиала шейки бедренной кости;
В – у середины бедренного компонента;

С – на 1 см выше кончика бедренного компонента [10, 26].

Денситометрические измерения минеральной плотности костной ткани (МПКТ) вокруг бедренных компонентов Fitmore и Alloclassic выполнялись на цифровом остеоденситометре Lunar Prodigy Advance (General Electric) по специально адаптированным в аналитической программе семи зонам Груена (рис. 1). Первое исследование МПКТ (исходные значения) производилось на 2–3-и сутки после ЭПТБС и далее через 3, 6 и 12 месяцев.

Статистическая обработка показателей на всех этапах наблюдений произведена с использованием программного обеспечения STATISTICA for Windows (версия 9). Вычисляли комплекс выборочных описательных статистических характеристик: среднее значение, стандартное отклонение, ошибку среднего, границы размаха варьирования (минимум и максимум), а также определяли возможные корреляции. Критерием статистической значимости различий мы считали общепринятую в медицине величину $P < 0,05$.

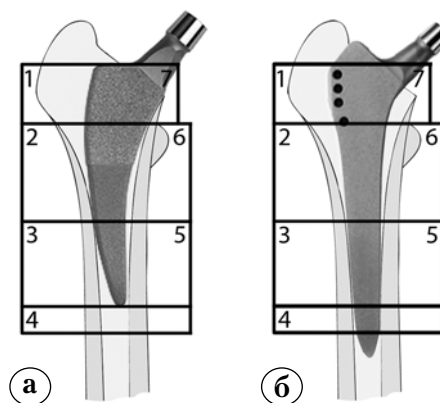


Рис. 1. Зоны Груена вокруг бедренных компонентов Fitmore (а) и Alloclassic (б)

Результаты

Значительное улучшение показателей клинической оценки по шкале Harris Hip Score отмечено в обеих группах пациентов независимо от дизайна имплантата. Выявлено, что у пациентов группы I общая оценка до операции составила 41,1 балла, после – 97,3; у больных группы II общая оценка до операции – 40,6, после – 94,0 (табл. 2). При этом отмечалась отчетливая корреляция результатов лечения с изначальным функциональным статусом пациентов (корреляция Спирмана $R = 0,53$, $p = 0,004$). У пациентов, имеющих начальную оценку по шкале Харриса менее 40, средний балл через год после операции составил 94,1, а если перед операцией функциональный показатель был выше 40, через год средний балл составил 97,4.

Данные ВАШ также демонстрируют отличные результаты, связанные с уменьшением болевых ощущений различной локализации как у пациентов с бедренным компонентом Fitmore, так и у больных с компонентом Alloclassic (табл. 3).

Результаты рентгенометрических показателей анализировали для каждой группы пациентов в отдельности (табл. 4).

Таблица 2

Оценка клинического статуса больных по Harris Hip Score до и после эндопротезирования тазобедренного сустава, баллы

Категория	Тип ножки			
	Fitmore		Alloclassic	
	до операции	после операции	до операции	после операции
Боль	17,7	42	17,1	41,8
Функция	17,2	46,4	17,3	44
Деформация	3	3,9	3	3,5
Амплитуда	3,2	5	3,2	4,7
Итого	41,1	97,3	40,6	94

Таблица 3

Оценка клинического статуса больных по ВАШ до и после эндопротезирования тазобедренного сустава, баллы

Уровень бедра	Тип ножки			
	Fitmore		Alloclassic	
	до операции	после операции	до операции	после операции
Верхняя треть	7,7	0,2	7,8	0,2
Средняя треть	3,3	0,3	3,2	0,3
Нижняя треть	4,9	0,1	4,8	0,1

Таблица 4

Характеристика рентгенометрических показателей при анализе рентгенограмм до и после эндопротезирования тазобедренного сустава

Изученные данные		Группа I	Группа II
		Количество больных	
КМИ	>54%	5 (19%)	4 (20%)
	<54%	21 (81%)	16 (80%)
Тип костномозгового канала	цилиндрический	4 (15,3%)	3 (15%)
	клиновидный	20 (77%)	17 (85%)
	воронкообразный	2 (7,7%)	0
Положение эндопротеза	варус	13 (50%)	13 (65%)
	нейтральное	2 (7,7%)	4 (20%)
	вальгус	11 (42,3%)	3 (15%)
Заполнение костномозгового канала на различных уровнях	A	63%	66%
	B	77%	88%
	C	90%	90%

Группа I (с бедренным компонентом Fitmore):
– значение КМИ в 81% случаев составило от 54 до 66%;

– индекс Dogg в 77% случаев характерен для клиновидной формы костномозгового канала бедра;

– среднее значение угла отклонения бедренного компонента составило 0,6° (95% ДИ от -0,3° до 1,55°), максимальное варусное отклонение составило 6,2°, а вальгусное – 2,7°;

– заполнение костномозгового канала бедренной кости на 90% наблюдается на уровне «С».

Группа II (с бедренным компонентом Alloclassic):

– значение КМИ в 80% случаев составило от 54 до 66%;

– индекс Dogg в 85% случаев характерен для клиновидной формы костномозгового канала бедра;

– среднее значение угла отклонения бедренного компонента составило 0,8° (95% ДИ от -0,4° до 1,9°), максимальное варусное отклонение составило 3,7°, а вальгусное – 1,9°;

– заполнение костномозгового канала бедра на 90% наблюдается на уровне «С».

Результаты исследования методом ДЭРА (двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии) представлены в таблицах 5 и 6 для каждого бедренного компонента в отдельности.

Измерение МПКТ вокруг бедренного компонента Fitmore:

– через 3 месяца после ЭПТБС наблюдается снижение МПКТ во всех зонах Груена; наибольшая потеря МПКТ наблюдается в зонах Груена 2 и 7 – на 9,7% и на 18,3% соответственно;

– через 6 месяцев после операции практически во всех зонах Груена наблюдается умеренная стабилизация процессов ремоделирования МПКТ, за исключением зон 6 и 7, где потеря МПКТ увеличивается на 9,4% и на 21,9%;

– через 12 месяцев после операции наибольшее снижение МПКТ определяется в зонах Груена 1 и 7 на 10,2% и на 24,9%, умеренное снижение МПКТ в зонах 2 и 6 на 9,5% и на 9,1%, фаза умеренной стабилизации МПКТ в зонах 4 и 5 на 2,1% и на 1,3%, а в зоне Груена 3 отмечается наоборот увеличение МПКТ до 1,3% в сравнении с исходными значениями.

Таблица 5

Значения МПКТ в зонах Груена вокруг бедренного компонента Fitmore, г/см (M±m)

Зона Груена	Срок исследования						
	Исходные значения	через 3 мес.		через 6 мес.		через 12 мес.	
		МПКТ	% от исходного	МПКТ	% от исходного	МПКТ	% от исходного
1	0,93±0,037	0,86±0,051	-7,8	0,85±0,057	-8,6	0,84±0,066	-10,2
2	1,82±0,047	1,64±0,053	-9,7	1,66±0,059	-8,6	1,64±0,070	-9,5
3	2,31±0,050	2,22±0,054	-4,1	2,31±0,048	0,0	2,34±0,047	1,3
4	2,15±0,055	2,06±0,063	-4,3	2,10±0,062	-2,6	2,11±0,060	-2,1
5	2,37±0,047	2,21±0,055	-6,7	2,28±0,058	-3,5	2,34±0,053	-1,3
6	1,63±0,060	1,53±0,057	-6,0	1,48±0,055	-9,4	1,48±0,062	-9,1
7	1,58±0,046	1,29±0,056	-18,3	1,23±0,044	-21,9	1,18±0,052	-24,9

Таблица 6

Значения МПКТ в зонах Груена вокруг бедренного компонента Alloclassic, г/см (M±m)

Зона Груена	Срок исследования						
	Исходные значения	через 3 мес.		через 6 мес.		через 12 мес.	
		МПКТ	% от исходного	МПКТ	% от исходного	МПКТ	% от исходного
1	0,82±0,051	0,77±0,054	-6,6	0,74±0,064	-9,5	0,72±0,069	-12,2
2	1,78±0,088	1,72±0,081	-3,4	1,70±0,096	-4,6	1,72±0,097	-3,5
3	2,22±0,078	2,15±0,070	-3,2	2,13±0,080	-4,0	2,15±0,074	-3,1
4	1,99±0,073	1,98±0,067	-0,7	1,93±0,072	-3,1	1,92±0,066	-3,6
5	2,13±0,082	2,12±0,075	-0,6	2,04±0,091	-4,5	2,07±0,092	-2,8
6	1,52±0,092	1,42±0,093	-6,7	1,39±0,093	-8,7	1,41±0,090	-7,1
7	1,14±0,103	1,02±0,099	-11,1	0,94±0,089	-17,8	0,93±0,097	-18,7

Измерение МПКТ вокруг бедренного компонента Alloclassic:

– через 3 месяца после ЭПТБС наблюдается снижение МПКТ во всех зонах Груена, наибольшая потеря МПКТ наблюдается в зонах 1 и 7 – на 6,6% и на 11,1% соответственно;

– через 6 месяцев после операции наибольшее снижение МПКТ наблюдается в зонах Груена 1, 6 и 7 – на 9,5%, на 8,7% и на 17,8%, стадия умеренной стабилизации процессов ремоделирования МПКТ определяется в зонах 2, 3, 4 и 5.

– через 12 месяцев после операции наибольшая потеря МПКТ определяется в зонах Груена 1 и 7 – на 12,2% и на 18,7%, умеренное снижение МПКТ в зоне 6 на 7,1%, а фаза умеренной стабилизации МПКТ в зонах Груена 2, 3, 4 и 5 в сравнении с исходными значениями.

Динамика изменений МПКТ в зонах Груена в зависимости от дизайна эндопротеза представлена на рисунке 2.

Возможные корреляции между результатами денситометрии и данными рентгенометрии определяли методом статистической обработки.

Для первой группы пациентов с бедренным компонентом Fitmore выявлена корреляция:

– между значениями МПКТ в зоне Груена 3 и индексом заполнения костномозгового канала бедра на уровне А, где R = 0,54 при p = 0,018 (рис. 3);

– между значениями МПКТ в зоне Груена 3 и вальгусным положением эндопротеза (от 0° до 2,7°), где R = 0,2 при p = 0,01 (рис. 4).

Для второй группы пациентов с бедренным компонентом Alloclassic выявлена корреляция:

– между значениями МПКТ в зоне Груена 2 и индексом заполнения канала костномозгового канала бедра на уровне С, где R = 0,58 при p = 0,01 (рис. 5);

– между значениями МПКТ в зонах Груена 4, 6 и варусным положением эндопротеза (от 0° до 3,7°), где R = 0,75, R = 0,48 при p = 0,01 (рис. 6).

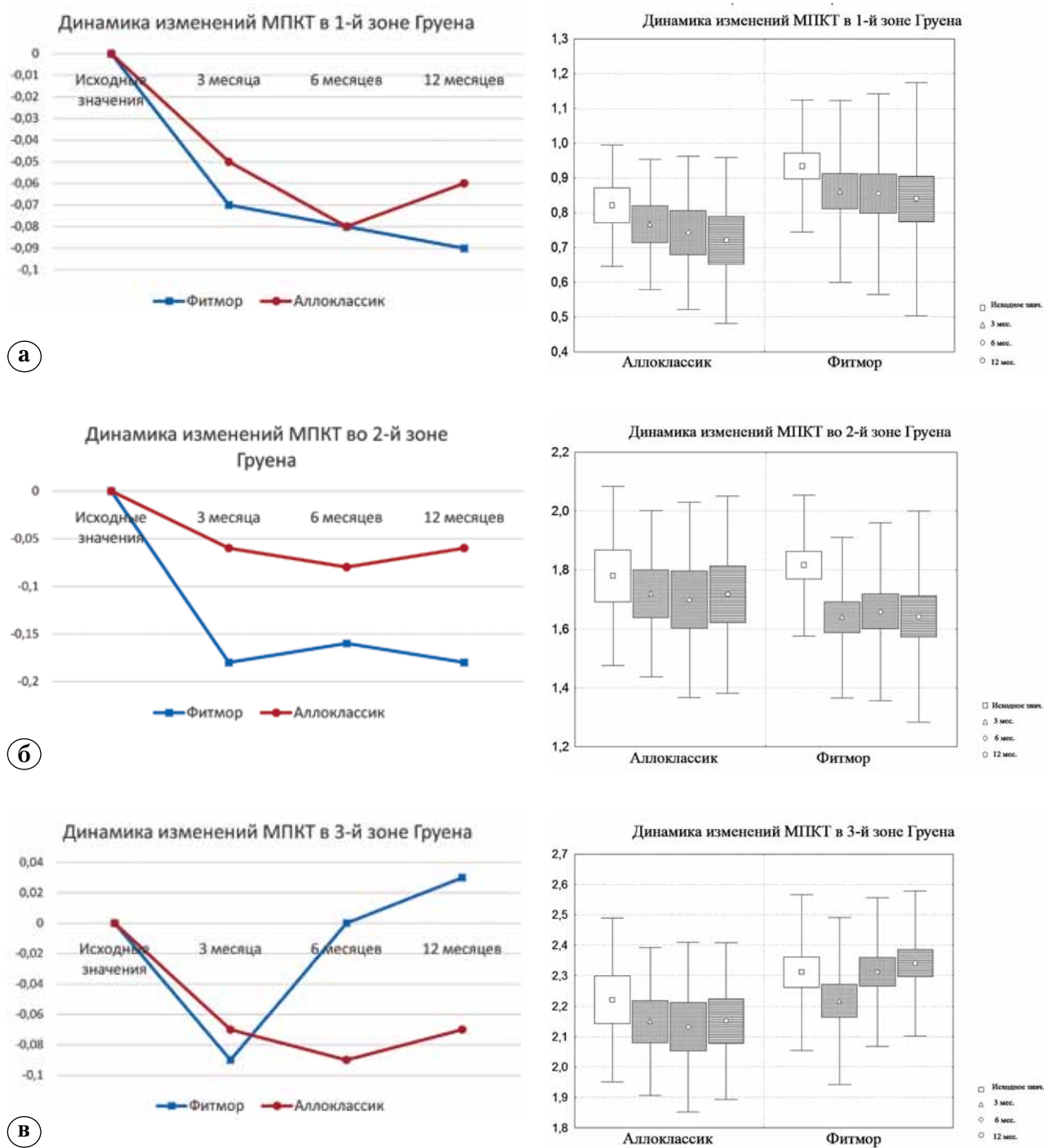
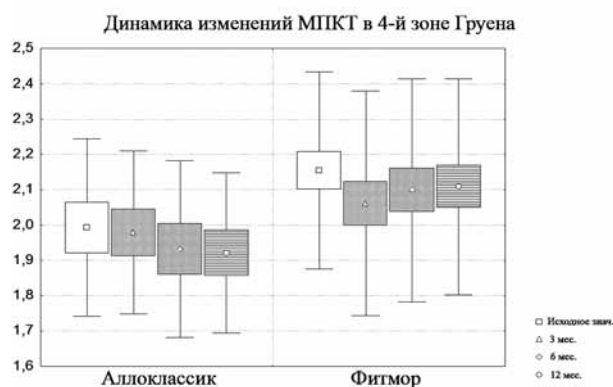


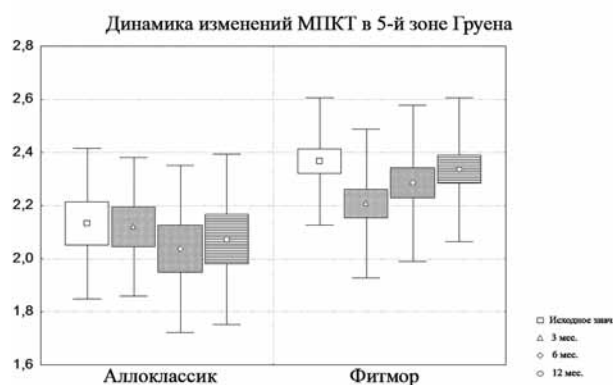
Рис. 2 (а–в). Динамика изменений МПКТ в зонах Груена в зависимости от дизайна эндопротеза: а – в зоне 1; б – в зоне 2; в – в зоне 3



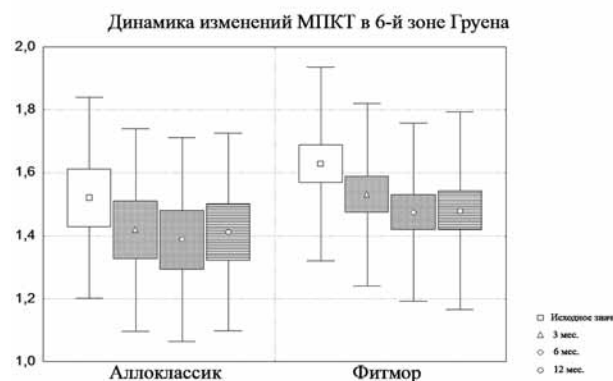
Г



Д



е



ж

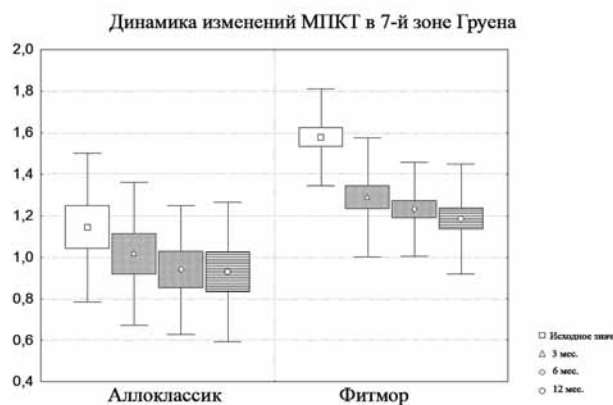


Рис. 2 (г–ж). Динамика изменений МПКТ в зонах Груена в зависимости от дизайна эндопротеза: г – в зоне 4; д – в зоне 5; е – в зоне 6; ж – в зоне 7

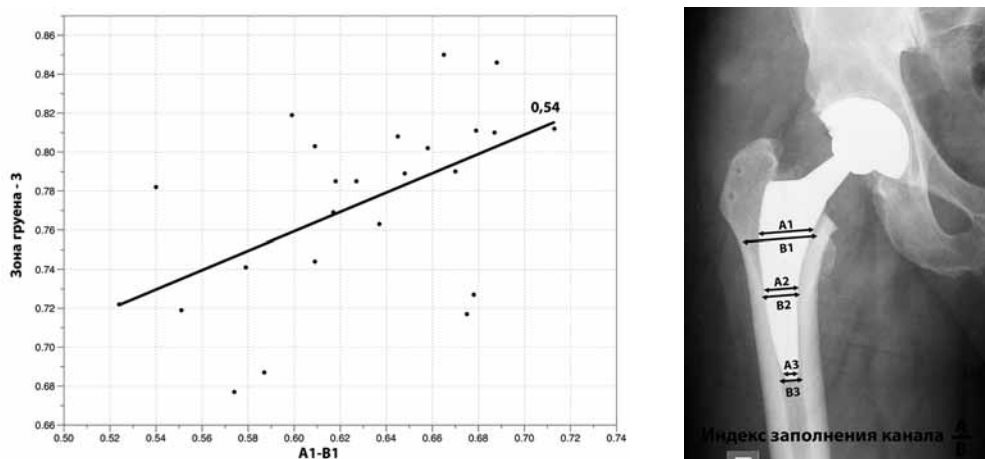


Рис. 3. График корреляции значений МПКТ в зоне Груена 3 с индексом заполнения канала на уровне А: корреляция Спирмана $R = 0,54$ при $p = 0,018$

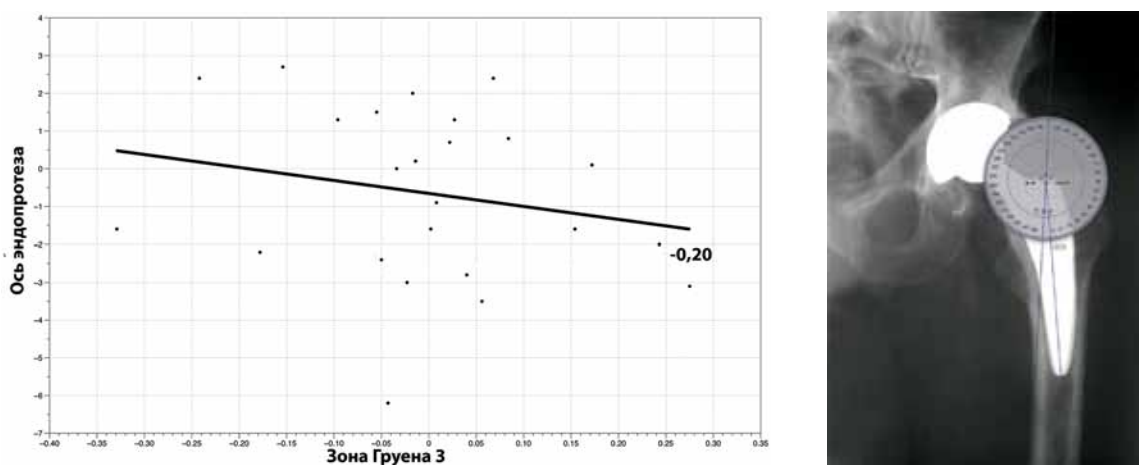


Рис. 4. График корреляции значений МПКТ в зоне Груена 3 при вальгусном положении ножки: корреляция Спирмана $R = 0,2$ при $p = 0,01$

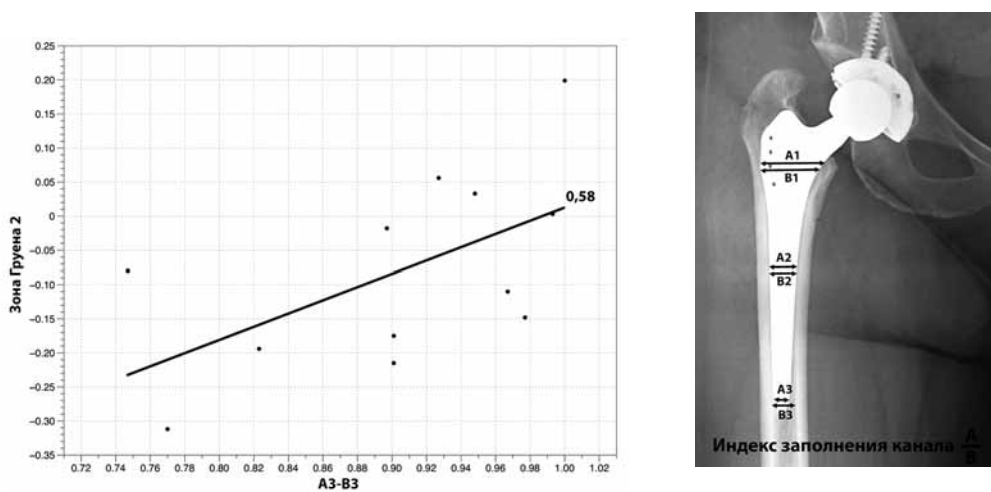


Рис. 5. График корреляции значений МПКТ в зоне Груена 2 с индексом заполнения канала на уровне С: корреляция Спирмана $R = 0,58$ при $p = 0,01$

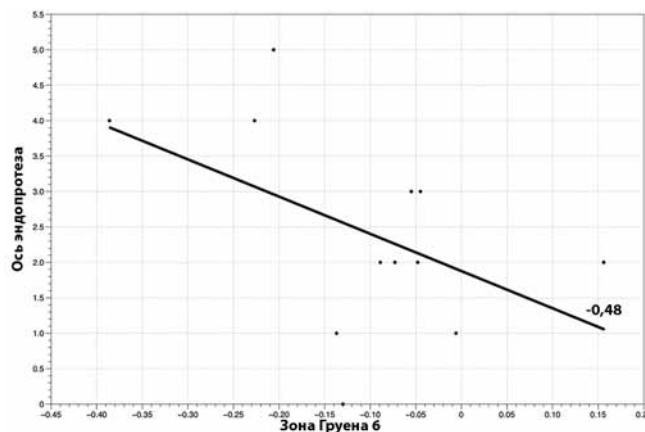
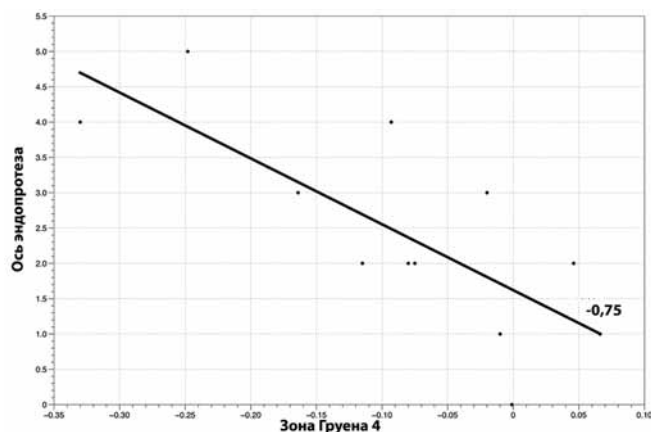


Рис. 6. График корреляции значений МПКТ в зонах Груена 4 и 6 при варусном положении ножки: корреляция Спирмана $R = 0,75$, $R = 0,48$ при $p = 0,01$

Обсуждение

Сравнительный анализ клинической эффективности состояния оперированного сустава показывает практически аналогичную частоту хороших и отличных результатов в обеих группах пациентов, что соответствует общепринятому представлению о высокой эффективности первичного тотального ЭПТБС. Функциональный результат, определяемый с помощью Harris Hip Score в большей степени зависел от изначального статуса пациента (коэффициент корреляции Спирмана $R = 0,53$), чем от типа и особенностей установки бедренных компонентов. Даже значимое отклонение от оси бедренной кости не влияло на функциональный результат (у пациента с варусным наклоном бедренного компонента в $6,2^\circ$ показатель по шкале Харриса составил 98 баллов).

Показатели рентгеноморфометрии при использовании бедренных компонентов обоих типов были схожими. В большинстве случаев состояние плотности костной ткани верхней трети бедра соответствовало норме (КМИ больше 54% в 80% случаев в первой и второй группах соответственно). При использовании

компонентов обоих типов отмечалась некоторая тенденция к незначительной варусной позиции (средние значения имели положительные значения: $0,6^\circ$ – в группе с ножкой Fitmore и $0,8^\circ$ – в группе с ножкой Alloclassic). У подавляющего большинства пациентов отмечалась клиновидная форма канала (индекс Dogt в $77–85\%$ случаев составил от 3 до 4,7), при этом наиболее плотное заполнение канала (90%) наблюдалось в третьей зоне – на 1 см проксимальнее дистального конца бедренного компонента.

Мониторинг показателей денситометрического исследования МПКТ продемонстрировал, что наиболее активное ремоделирование костной ткани вокруг бедренных компонентов, заключающееся в прогрессивной потере костной массы, отмечается в первые три месяца и несколько различается по зонам Груена в зависимости от дизайна эндопротеза. Через 3 месяца после ЭПТБС вокруг имплантата Fitmore наибольшая резорбция костной ткани наблюдалась в зонах Груена 2 и 7, а в области имплантата Alloclassic – в зонах 6 и 7. Через 6 месяцев после ЭПТБС практически во всех зонах бедренной кости вокруг имплантатов наступила

фаза умеренной стабилизации. К 12 месяцам после операции максимальная потеря МПКТ наблюдалась в зоне 7 при использовании обоих вариантов имплантатов и составила для бедренного компонента Fitmore 24,9%, а для ножки Alloclassic – 18,7% в то время как в зоне Груена 3 у 90% пациентов с ножкой Fitmore наблюдалась кортикальная гипертрофия. Вероятно, этот феномен объясняется специфической нагрузкой на наружный метадиафизарный отдел бедра за счет изогнутой формы бедренного компонента. Хорошо известно, что кость адаптируется к действующим на нее нагрузкам путем изменения ее структуры. Области кости, подвергающиеся высокому напряжению, будут отвечать на него увеличением костной массы [5, 13]. В свою очередь, области, которые лишены нагрузки, будут постепенно ее терять. Они либо становятся более пористыми (внутреннее ремоделирование), либо становятся тоньше (внешнее ремоделирование) [5, 13]. Способность кости к моделированию при структурной адаптации к изменяющейся нагрузке или сигналах – хорошо известный процесс, который считают проявлением закона Вольфа, на его основе формируются базовые ортопедические знания об изменениях в кости [36].

Сравнение показателей рентгеноморфометрии при использовании бедренных компонентов обоих типов отражает характерные изменения – в зонах наиболее плотного контакта с костью отмечалось относительное уплотнение кости, а в зонах с ограниченной нагрузкой – потеря костной массы. Такие изменения в перипротезной зоне впервые были отмечены при использовании бесцементных бедренных компонентов с протяженным пористым покрытием и получили наименование стресс-шилдинг синдрома [9, 14]. Потеря кости при использовании полнопокрытых ножек нарастала в течение первых двух лет и достигала 35–37% в зоне Груена 7 [18, 25].

Имплантация клиновидных бедренных компонентов не приводила к столь существенной потере кости в проксимальном отделе бедра, но снижение минеральной плотности в зонах Груена 1 и 7 все равно наблюдалось. При использовании прямых клиновидных ножек типа Spotorno потеря кости составляла через 4 года около 20% в зоне 7 [18]. При использовании ножек с прямоугольным сечением Alloclassic потеря кости в зоне 7 составила 14%, но отмечалась гипертрофия кортикала в зоне Груена 4 [8].

Другие элементы дизайна – такие, как использование анатомического изгиба в сагитальной плоскости, также не позволили изменить ситуацию. Н. J. Laine с соавторами, изучая

динамику МПКТ в течение 5 лет после ЭПТБС прямыми ножками Bi-Metric (Biomet) и анатомическими ABG (Howmedica), не выявили значимой разницы в резорбции костной ткани в зоне Груена 7. Аналогичные результаты получили L.F. Grochola с соавторами, которые наблюдали в течение года динамику адаптивного ремоделирования кости вокруг прямых бедренных компонентов PPF и анатомических СТХ-S [19].

Современной тенденцией в изменении дизайна стало использование укороченных и коротких бедренных компонентов. Считается, что они лучше передают нагрузку на проксимальный отдел бедренной кости [7]. Разумеется, что компонент меньшей длины вовлекает в процесс адаптивного моделирования кость на меньшем протяжении, но, как показывает наше исследование и работы других авторов, кость в перипротезной зоне все равно подвергается характерному воздействию, и в наибольшей степени страдают именно зоны Груена 1 и 7. Согласно данным T. Freitag с соавторами, потеря кости в зоне 7 через год после операции составляет в среднем 17,2%, но наблюдается меньшая потеря кости в зоне 6 в сравнении с прямыми клиновидными ножками [16]. В нашем исследовании потеря кости в зоне Груена 7 через год после операции составила 24,9%, что существенно превосходит показатели вышеприведенной группы авторов.

Таким образом, независимо от дизайна внедрение металлического имплантата в проксимальный отдел бедренной кости сопровождается специфической перестройкой костного вещества, проявляющейся потерей кости в зонах Груена 1 и 7 и относительным уплотнением кости в дистальных отделах имплантата (явления стресс-шилдинг), что однако не оказывает негативного влияния на клинический результат при использовании изучаемых бедренных компонентов. Вероятно, нужны более глубокие исследования с большими сроками наблюдения для понимания влияния на клинический результат особенностей адаптивного ремоделирования кости в зависимости от дизайна имплантата и специфической формы бедренной кости.

Выводы

1. Характер адаптивного ремоделирования кости в перипротезной зоне определяется особенностями геометрии бедренного компонента, но независимо от его длины и в области большого вертела, и в калкарной зоне наблюдается потеря минеральной плотности костной ткани, связанная с шунтированием нагрузки в участки максимального контакта имплантата

с костью – зона 3 для ножки Fitmore и зона 4 для ножки Alloclassic;

2. Специфическая перестройка кости в перипротезной зоне при использовании изучаемых бедренных компонентов не оказывает влияния на клинический результат в течение года после операции.

Конфликт интересов: не заявлен.

Литература

- Макаров М.А., Макаров С.А., Павлов В.П., Вардинова Г.Н. Стрессовое ремоделирование костной ткани после эндопротезирования крупных суставов и его консервативная коррекция. *Современная ревматология*. 2009; (1):62-67.
- Сеидов И.И., Загородний Н.В., Хаджихараламбус К., Веяль Н.М. Клинико-рентгенологическое обоснование применения бедренных компонентов проксимальной фиксации при эндопротезировании тазобедренного сустава. *Гений ортопедии*. 2012; (1):19-24.
- Тихилов Р.М. Конструктивные особенности различных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава. В кн.: *Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава*. СПб., 2008. Гл. 4. С. 54-117.
- Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н., Черный А.Ж., Муравьева Ю.В., Гончаров М.Ю. Данные регистра эндопротезирования тазобедренного сустава РНИИТО им. Р.Р. Вредена за 2007–2012 годы. *Травматология и ортопедия России*. 2013; (3):167-190.
- Тихилов Р.М., Шубняков И.И. Основные факторы, влияющие на эффективность эндопротезирования тазобедренного сустава. В кн.: *Руководство по хирургии тазобедренного сустава*. СПб.; 2014. Гл. 7. С. 221-256.
- Barnett E., Nordin B.E. The radiological diagnosis of osteoporosis: a new approach. *Clin Radiol*. 1960; 11:166-174.
- Brinkmann V., Radetzki F., Delank K.S., Wohlrab D., Zeh A. A prospective randomized radiographic and dual-energy X-ray absorptiometric study of migration and bone remodeling after implantation of two modern short-stemmed femoral prostheses. *J Orthop Traumatol*. 2015; 16(3):237-243.
- Brodner W., Bitzan P., Lomoschitz F., Krepler P., Jankovsky R., Lehr S. et al. Changes in bone mineral density in the proximal femur after cementless total hip arthroplasty. A five-year longitudinal study. *J Bone Joint Surg Br*. 2004; 86(1):206.
- Bugbee W.D., Culpepper W.J. 2nd, Engh C.A. Jr., Engh C.A. Sr. Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am*. 1997; 79(7):1007-1012.
- Callaghan J., Dysart S.H., Savory C.G. The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of prospective consecutive series. *J Bone Joint Surg*. 1988; 70-A(2):337-346.
- Decking R., Rokahr C., Zurstege M. et al. Maintenance of bone mineral density after implantation of a femoral neck hip prosthesis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008; 9:17.
- Dorr L.D., Faugere M.C., Mackel A.M., Gruen T.A., Bognar B., Malluche H.H. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone*. 1993; 14(3):231-242.
- Dunn M.G., Maxian S.H. Biomaterials used in orthopaedic surgery. In: Greco R.S. (ed.) *Implantation biology, the host response and biomedical devices*. Boca Raton, FL: CRC Press; 1994.
- Engh C.A., Bobyn J.D. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1988; 231:7-28.
- Flecher X., Pearce O., Parratte S. et al. Custom cementless stem improves hip function in young patients at 15-year follow-up. *Clin Orthop*. 2010; 468(3):747-755.
- Freitag T., Hein M.A., Wernerus D., Reichel H., Bieger R. Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2015; Nov 27. [Epub ahead of print]
- Garcia-Cimbrello E., Cruz-Pardos A., Madero R., Ortega-Andreu M. Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymuller Alloclassic System. *J Bone Joint Surg*. 2003; 85-A(2):296-303.
- Gibbons CE, Davies AJ, Amis AA, Olearnik H, Parker BC, Scott JE Periprosthetic bone mineral density changes with femoral components of differing design philosophy. *Int Orthop*. 2001; 25(2):89-92.
- Grochola L.F., Habermann B., Mastrodomenico N., Kurth A. Comparison of periprosthetic bone remodelling after implantation of anatomic and straight stem prostheses in total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008; 128(4):383-392.
- Harris W.H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg*. 1969; 51-A(2):737-755.
- Hawker G.A., Badley E.M., Croxford R. et al. A population-based nested case-control study of the costs of hip and knee replacement surgery. *Med Care*. 2009; 47:732-741.
- Huo M.H., Martin R.P., Zatorski L.E., Keggi K.J. Total hip arthroplasty using the Zweymuller stem implanted without cement: A prospective study of consecutive patients with minimum 3-year follow-up period. *J Arthroplasty*. 1995; 10(12):793-799.
- Katz J.N., Phillips C.B., Baron J.A. et al. Association of hospital and surgeon volume of total hip replacement with functional status and satisfaction three years following surgery. *Arthritis Rheum*. 2003; 48(2):560-568.
- Khalily C., Lester K. Results of a tapered cementless femoral stem implanted in varus. *J Arthroplasty*. 2002; 17(4):463-466.
- Kilgus D.J., Shimaoka E.E., Tipton J.S., Eberle R.W. Dual-energy X-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. Methods and preliminary results. *J Bone Joint Surg Br*. 1993; 75(2):279-287.
- Kobayashi S., Eftekhari S.N., Tereyama K. Predisposing factors in fixation failure of femoral prostheses following primary Charnley low friction arthroplasty: A 10- to 20-year follow study. *Clin Orthop*. 1994; (306): 73-83.
- Laine H.J., Puolakka T.J., Moilanen T. et al. The effects of cementless femoral stem shape and proximal surface texture on 'fit-and-fill' characteristics and on bone remodeling. *Int Orthop*. 2000; 24(4):184-190.
- Lazarinis S., Mattsson P., Milbrink J. et al. A prospective cohort study on the short collum femoris-preserving (CFP) stem using RSA and DXA. Primary stability but no prevention of proximal bone loss in 27 patients followed for 2 years. *Acta Orthop*. 2013; 84(1):32-39.

29. McMurray A., Grant S., Griffiths S., Letford A. Health-related quality of life and health service use following total hip replacement surgery. *J Adv Nurs*. 2002; 40:663-672.
30. National Joint Registry of England and Wales 12th Annual Report 2015 <http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Reports,PublicationsandMinutes/Annualreports/tabid/86/Default.aspx>
31. Stukenborg-Colsman C. Femoral neck prostheses. *Orthopade*. 2007; 36:347-352.
32. Suckel A., Geiger F., Kinz L. et al. Long-term results for the uncemented Zweymüller/Alloclassic hip endoprosthesis: a 15-year minimum follow-up of 320 hip operations. *J Arthroplasty*. 2009; 24:846-853.
33. Swedish Hip Arthroplasty Register 2013 Annual Report. http://www.shpr.se/Libraries/Documents/AnnualReport_2013-04-1_1.sflb.ashx
34. Walker D.J., Heslop P.S., Chandler C., Pinder I.M. Measured ambulation and self-reported health status following total joint replacement for the osteoarthritic knee. *Rheumatology* (Oxford). 2002; 41:755-758.
35. Wolf O., Mattsson P., Milbrink J. Effects of postoperative weight-bearing on body composition and bone mineral density after uncemented total hip arthroplasty. *J Rehabil Med*. 2013; 45(5):498-503.
36. Wolff J. Ueber die Bedeutung der Architektur des spongiösen Substanz. *Zentralblatt med. Wissenschaft*. 1869; VI: 223-234.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Карagodина Марина Петровна – врач-рентгенолог ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России

Шубняков Игорь Иванович – канд. мед. наук Ученый секретарь ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России

Тихилов Рашид Муртузалиевич – д-р мед. наук профессор директор ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России; профессор кафедры травматологии и ортопедии ГБОУ ВПО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России

Плиев Давид Гивиевич – канд. мед. наук научный сотрудник научного отделения патологии тазобедренного сустава ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России

Денисов Алексей Олегович – канд. мед. наук заведующий научным отделением патологии тазобедренного сустава ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Минздрава России

ADAPTIVE BONE REMODELING AROUND CEMENTLESS FEMORAL STEMS WITH TWO DIFFERENT DESIGNS: FITMORE AND ALLOCLASSIC

M.P. Karagodina¹, I.I. Shubnyakov¹, R.M. Tikhilov^{1,2}, D.G. Pliev¹, A.O. Denisov¹

¹ *Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, ul. Ak. Baykova, 8, St. Petersburg, Russia, 195427*

² *Mechnikov North-Western State Medical University, Kirochnaya ul., 41, St. Petersburg, Russia, 191015*


Abstract


Introduction. We hypothesized that a short stem preserves periprosthetic bone mass in the proximal femur after total hip arthroplasty (THA). We performed a comparative analysis of clinical efficiency and X-ray results of the BMD around two cementless femoral stems with two different designs.

Purpose. To compare the clinical and radiographic results of the study of adaptive bone remodeling in the proximal femur in patients after implantation of the femoral component and Alloclassic Fitmore

Material and methods. We evaluated two groups of patients (mean age 58,3): 26 patients with a short femoral stem Fitmore (Zimmer) and 20 patients with a standard stem Alloclassic (Zimmer). Clinical assessment of the hip condition was made according to Harris scale, supplemented by the evaluation of the pain level for femur by a visual analog scale at three levels. The radiological result was studied according to radiogrammetry and dual-energy X-ray absorptiometry (DXA).

Results. Independently from design of the femoral component in both groups of patients was observed a significant clinical improvement. The BMD on the surgery side was measured using of analysis in Gruen zones. The first postoperative

 **Cite as:** Karagodina MP, Shubnyakov II, Tikhilov RM, Pliev DG, Denisov AO. [Adaptive bone remodeling around cementless femoral stems with two different designs: Fitmore and Alloclassic]. *Traumatologiya i ortopediya Rossii*. 2015; (4): 15-28. [in Russian]

 *Karagodina Marina P.* Ul. Ak. Baykova, 8, St. Petersburg, Russia, 195427; e-mail: marina.karagodina2011@yandex.ru

 Received: 26.11.2015; Accepted for publication: 14.12.2015

measurement was performed after surgery and further in 3, 6 and 12 months. DXA after 3 mo showed progressive loss BMD in all Gruen zones, but more significant in Gruen zones 2, 7 for Fitmore stem group, in Gruen zones 6, 7 for Alloclassic stem group. At 6 mo after THA in all Gruen zones of Fitmore vs Alloclassic femoral stems there were the phase of moderate stabilization. At 12 mo we observed decreased periprosthetic BMD in Gruen zone 1 and 7, however that there are no clinically relevant changes around two different designs of cementless femoral stems.

Discussion. It isn't dependent on design of a metal stem we showed progressive remodeling periprosthetic BMD in the proximal parts of hip (Gruen zone 1, 7) and we observed a slighter hypertrophy in the distal parts of femoral stem (stress-shielding). We conclude that using short stems have not benefit in preservation bone of proximal femur.

Key words: hip replacement, stress-shielding, bone remodeling, dual-energy X-ray absorptiometry.

Conflict of interest: none.

References

- Makarov MA, Makarov SA, Pavlov VP, Vardikova GN. Stress bone remodeling after large joint replacement and its conservative correction. *Sovpennaya rheumatology* [Modern rheumatology]. 2009; (1):62-67. [in Rus.]
- Seidov II, Zagorodny NV, Khadzikhharalambus K, Veyal' NM. Clinical and radiological substantiation of application proximal femoral fixation components hip arthroplasty. *Geniy ortopedii* [Genius of Orthopedics]. 2012; (1):19-24. [in Rus.]
- Tikhilov RM, Shubnyakov II, Kovalenko AN, Chernyy AZh, Murav'yeva YuV, Goncharov MYu. Data of the Hip Arthroplasty Register of Vreden RNIITO for 2007-2012. *Traumatologiya i ortopediya Rossii* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2013; (3):167-190. [in Rus.]
- Tikhilov RM, Shubnyakov II, Pliev DG. Design features of different components of hip prosthesis. In: Rukovodstvo po endoprotezirovaniyu tazobedrennogo sustava [Guidelines for hip arthroplasty]. SPb., 2008. Ch. 4. P. 54-117. [in Rus.]
- Tikhilov RM, Shubnyakov II. The main factors influencing the effectiveness of hip arthroplasty. In: Rukovodstvo po khirurgii tazobedrennogo sustava [Guidelines for hip surgery]. SPb.; 2014. Ch. 7. P. 221-256. [in Rus.]
- Barnett E, Nordin BE. The radiological diagnosis of osteoporosis: a new approach. *Clin Radiol.* 1960; 11:166-174.
- Brinkmann V, Radetzki F, Delank KS, Wohlrab D, Zeh A. A prospective randomized radiographic and dual-energy X-ray absorptiometric study of migration and bone remodeling after implantation of two modern short-stemmed femoral prostheses. *J Orthop Traumatol.* 2015; 16(3):237-243.
- Brodner W, Bitzan P, Lomoschitz F, Krepler P, Jankovsky R, Lehr S et al. Changes in bone mineral density in the proximal femur after cementless total hip arthroplasty. A five-year longitudinal study. *J Bone Joint Surg Br.* 2004; 86(1):206.
- Bugbee WD, Culpepper WJ 2nd, Engh CA Jr, Engh CA Sr. Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1997; 79(7):1007-1012.
- Callaghan J, Dysart SH, Savory CG. The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of prospective consecutive series. *J Bone Joint Surg.* 1988; 70-A(2):337-346.
- Decking R, Rokahr C, Zurstege M et al. Maintenance of bone mineral density after implantation of a femoral neck hip prosthesis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008; 9:17.
- Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone.* 1993; 14(3):231-242.
- Dunn MG, Maxian SH. Biomaterials used in orthopaedic surgery. In: Greco RS (ed.) *Implantation biology, the host response and biomedical devices.* Boca Raton, FL: CRC Press; 1994.
- Engh CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1988; 231:7-28.
- Flecher X, Pearce O, Parratte S et al. Custom cementless stem improves hip function in young patients at 15-year follow-up. *Clin Orthop.* 2010; 468(3):747-755.
- Freitag T, Hein MA, Wernerus D, Reichel H, Bieger R. Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2015; Nov 27. [Epub ahead of print]
- Garcia-Cimbrello E, Cruz-Pardos A, Madero R, Ortega-Andreu M. Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymuller Alloclassic System. *J Bone Joint Surg.* 2003; 85-A(2):296-303.
- Gibbons CE, Davies AJ, Amis AA, Olearnik H, Parker BC, Scott JE Periprosthetic bone mineral density changes with femoral components of differing design philosophy. *Int Orthop.* 2001; 25(2):89-92.
- Grochola LF, Habermann B, Mastrodomenico N, Kurth A. Comparison of periprosthetic bone remodelling after implantation of anatomic and straight stem prostheses in total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008; 128(4):383-392.
- Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg.* 1969; 51-A(2):737-755.
- Hawker GA, Badley EM, Croxford R et al. A population-based nested case-control study of the costs of hip and knee replacement surgery. *Med Care.* 2009; 47:732-741.
- Huo MH, Martin RP, Zatorski LE, Keggi KJ. Total hip arthroplasty using the Zweymuller stem implanted without cement: A prospective study of consecutive patients with minimum 3-year follow-up period. *J Arthroplasty.* 1995; 10(12):793-799.
- Katz JN, Phillips CB, Baron JA et al. Association of hospital and surgeon volume of total hip replacement with functional status and satisfaction three years following surgery. *Arthritis Rheum.* 2003; 48(2):560-568.
- Khalily C, Lester K. Results of a tapered cementless femoral stem implanted in varus. *J Arthroplasty.* 2002; 17(4):463-466.
- Kilgus DJ, Shimaoka EE, Tipton JS, Eberle RW. Dual-energy X-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. Methods and preliminary results. *J Bone Joint Surg Br.* 1993; 75(2):279-87.
- Kobayashi S, Eftekhari SN, Terayama K. Predisposing factors in fixation failure of femoral prostheses following primary Charnley low friction arthroplasty: A 10- to 20-year follow study. *Clin Orthop.* 1994; (306):73-83.

27. Laine HJ, Puolakka TJ, Moilanen T. et al. The effects of cementless femoral stem shape and proximal surface texture on <fit-and-fill> characteristics and on bone remodeling. *Int Orthop*. 2000; 24(4):184-190.
28. Lazarinis S, Mattsson P, Milbrink J et al. A prospective cohort study on the short collum femoris-preserving (CFP) stem using RSA and DXA. Primary stability but no prevention of proximal bone loss in 27 patients followed for 2 years. *Acta Orthop*. 2013; 84(1):32-39.
29. McMurray A, Grant S, Griffiths S, Letford A. Health-related quality of life and health service use following total hip replacement surgery. *J Adv Nurs*. 2002; 40:663-672.
30. National Joint Registry of England and Wales 12th Annual Report 2015 <http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Reports,PublicationsandMinutes/Annualreports/tabid/86/Default.aspx>
31. Stukenborg-Colsman C. Femoral neck prostheses. *Orthopade*. 2007; 36:347-352.
32. Suckel A, Geiger F, Kinz L et al. Long-term results for the uncemented Zweymuller/Alloclassic hip endoprosthesis: a 15-year minimum follow-up of 320 hip operations. *J Arthroplasty*. 2009; 24:846-853.
33. Swedish Hip Arthroplasty Register 2013 Annual Report. http://www.shpr.se/Libraries/Documents/AnnualReport_2013-04-1_1.sflb.ashx
34. Walker D.J., Heslop P.S., Chandler C., Pinder I.M. Measured ambulation and self-reported health status following total joint replacement for the osteoarthritic knee. *Rheumatology (Oxford)*. 2002; 41:755-758.
35. Wolf O, Mattsson P, Milbrink J. Effects of postoperative weight-bearing on body composition and bone mineral density after uncemented total hip arthroplasty. *J Rehabil Med*. 2013; 45(5):498-503.
36. Wolff J. Ueber die Bedeutung der Architectur des spongiösen Substanz. *Zentralblatt med. Wissenschaft*. 1869; VI: 223-234.

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

Karagodina Marina P. – radiologist, Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics

Shubnyakov Igor I. – Academic Secretary, Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics

Tikhilov Rashid M. – director of Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics; professor of Mechnikov North-Western State Medical University

Plev David G. – researcher, hip pathology department, Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics

Denisov Alexei O. – head of hip pathology department, Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics

21–23 апреля 2016 г. в г. Челябинске состоится

**V Уральский медицинский научно-практический форум с международным участием
«ТРАВМАТОЛОГИЯ: ИННОВАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ДИАГНОСТИКЕ, ЛЕЧЕНИИ
И РЕАБИЛИТАЦИИ»**

VIII специализированная выставка «УралМедФарм»

Организаторы:

Минздрав Челябинской области

ГБОУ ВПО «Южно-Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России
(г. Челябинск)

ГБУЗ «НИИ скорой помощи им.И.И. Джанелидзе» (г. Санкт-Петербург)

НП СРО «Ассоциация травматологов-ортопедов Челябинской области»

КВЦ «Урал» (г. Челябинск)

Программа:

I. Пленарная конференция «Актуальные вопросы оказания медицинской помощи при сочетанной множественной травме»:

1) оказание помощи на догоспитальном этапе, реанимация;

2) госпитальный этап: принципы диагностики критических состояний, алгоритм оказания помощи, damage control;

3) переломы таза: принципы диагностики, объем помощи при переломах;

4) обширные раны: принципы лечения;

5) сочетанные повреждения с доминированием черепно-мозговой травмы: этапный объем оказания помощи.

II. Круглый стол «Телемедицина: информационное обеспечение оказания помощи при сочетанной множественной травме»

III. Научно-практический семинар «Реабилитация в травматологии и ортопедии»

IV. Обучающий семинар-практикум для медицинских сестер травматолого-ортопедических отделений «Современные технологии обеспечения оказания помощи больным с патологией опорно-двигательного аппарата»

По вопросам подготовки и проведения Форума обращаться:

ООО КВЦ «Урал», г. Челябинск, ул. Российская, д. 279, офис 712.

Тел: (351) 268-92-68, 237-17-55, 237-93-83; E-mail: kvcural@mail.ru, kvcural-pp@mail.ru