

ФАНТОМНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДЛЯ ПОДБОРА ОПТИМАЛЬНЫХ ФИЛЬТРОВ РЕКОНСТРУКЦИИ В КОЛИЧЕСТВЕННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.В. Петряйкин¹, Д.В. Иванов², Е.С. Ахмад¹, К.А. Сергунова¹, Л.А. Низовцова¹,
Ф.А. Петряйкин³, С.А. Рыжов¹, И.В. Кириллова², Л.Ю. Коссович², Л.В. Бессонов²,
А.В. Доль², А.В. Владзимирский¹, А.В. Харламов²

¹ Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы
“Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских
технологий ДЭМ”

² Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования “Саратовский государственный национальный
исследовательский университет имени Н.Г. Чернышевского”

³ Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования “Московский государственный университет
им. М.В. Ломоносова”, факультет фундаментальной медицины

При проведении количественной компьютерной томографии для определения прочности и минеральной плотности кости (МПК) необходимо подбирать параметры сканирования, при которых обеспечивается наиболее высокая сопоставимость рентгеновской плотности (в единицах Хаунсфилда) и минеральной плотности кости. Целью данного исследования явилась оценка влияния фильтров реконструкции на измерения минеральной плотности кости при выполнении количественной компьютерной томографии на оборудовании Canon Medical Systems. Был использован фантом РСЖ-ФК2, который включает вставки с разным значением МПК в диапазоне от 50 до 550 мг/мл. Фантом также позволяет моделировать разные свойства окружения позвонков (изменяя водно-жировое соотношение). Сравнение проводили для фильтров, используемых в целях реконструкции мягких тканей: FC03, FC08 и FC17. Результаты реконструкции показали, что для оценки МПК костных образцов ex-vivo лучше подходит фильтр FC17, как имеющий линейный характер зависимости во всем интервале МПК. В то же время в оценку МПК-пациентов наименьшую ошибку вносит фильтр FC08. Таким образом, использование фантома РСЖ-ФК2 позволило оценить вклад в МПК выбранных для оценки фильтров реконструкции и выявить наиболее подходящий для каждой клинической цели. Данная процедура рекомендуется при подборе параметров сканирования при внедрении асинхронной КТ-денситометрии на оборудование других производителей.

Ключевые слова: компьютерная томография, фильтры реконструкции, фантомное моделирование, количественная компьютерная томография

Введение

Наряду с качественной оценкой изображений в компьютерной томографии (КТ) ис-

пользуются единицы Хаунсфилда, которые определяют рентгеновскую плотность тканей. Оценка интенсивности сигнала на КТ-изобра-

жениях необходима для установления степени патологических повреждений тканей, например, при оценке эмфиземы легких [1–3], плотности узлов в легких [4], а также минерального содержимого костной ткани [5–7]. Для данного типа исследований важно выполнение идентичных условий сканирования в целях сопоставимости результатов, полученных на разных КТ. Как было показано ранее, на единицы Хаунсфилда оказывает влияние выбор фильтра реконструкции [8].

Существующие исследования демонстрируют, что различные типы фильтров реконструкции (жесткие (sharp) и сглаживающие (smooth)) по-разному влияют на количественные показатели изображений. Так, стандартные и сглаживающие фильтры чаще применяются для оценки плотности тканей (денситометрии), а жесткие – для визуального описания [1, 9]. Также проведены исследования влияния фильтров реконструкции на текстурный костный анализ с оценкой прочности кости [5, 7]. Фантомное исследование связи единиц Хаунсфилда, минеральной плотности кости (МПК) и ее прочности с фильтрами реконструкции томографов разных фирм-производителей показало, что изменение настроек сканирования может привести к различиям определения свойств костной ткани до 9 % [5]. Кроме того, был сделан вывод о необходимости подбора фильтров реконструкции для каждой отдельной цели [5].

В данный момент в городе Москве проводится работа по внедрению системы ранней диагностики остеопороза и предотвращения низкоэнергетических переломов [10]. С этой целью осуществляется поиск возможности расширения инструментальной диагностики состояния костной ткани у пациентов из группы риска, одним из путей решения является внедрение асинхронной количественной компьютерной томографии в практику медицинских организаций. При этом, как было описано выше, на количественные измерения МПК оказывают влияние настройки сканирования. Таким образом, целью данного исследования явилась оценка влияния фильтров реконструкции на измерения минеральной плотности кости (МПК) при выполнении количественной компьютерной томографии.

Материал и методы

Для решения поставленной цели были выполнены исследования на фантоме и проведена оценка зависимостей, которая в последующем прошла апробацию в исследованиях пациентов.

Количественная компьютерная томография (ККТ)

Для проведения асинхронной количественной компьютерной томографии (ККТ, QCT – quantitative computed tomography) применялся аппаратно-программный комплекс QCT PRO™ MindWays (США) с асинхронным (выполняемым не одновременно с пациентом) калибровочным модулем (модель 4, рис. 1б). Асинхронная ККТ позволяет проводить как плановое, так и ретроспективное измерение МПК по результатам КТ-сканирования, выполненного с отличными от денситометрии целями (т.н. оппортунистический скрининг) [11].

Калибровка QCT-комплекса проводилась с помощью асинхронного калибровочного фантома ежемесячно в модуле QCT PRO Scanner Calibration, что подтверждало стабильность работы сканера [12, 13]. После успешной калибровки единицы Хаунсфилда при КТ-сканировании могли быть сопоставлены с МПК. Калибровка проводилась для всех применяемых в клинике сочетаний параметров, влияющих на измерение МПК: поле сканирования (FOV), фильтр реконструкции (использовались только мягкотканые фильтры), напряжение [12].

Для губчатого вещества тел позвонков с помощью асинхронной ККТ определяются данные объемной МПК (oMПК, мг/мл). Пример разметки и результатов сканирования поясничного отдела позвоночника представлен на рис. 1а, изображения – слева.

При сканировании проксимального отдела бедра с помощью асинхронной ККТ определяется проекционная МПК (пMПК, г/см²) шейки и всего проксимального отдела бедренной кости, при этом возможна диагностика остеопороза по Т-критерию [13]. С помощью встроенного в QCT программного модуля СТХА (по аналогии с DXA) производится сегментация бедренной кости, затем измеряется отдельно минеральная плотность губчатого и кортикального вещества. По имеющейся калибровке рассчитывается показатель минерального содер-

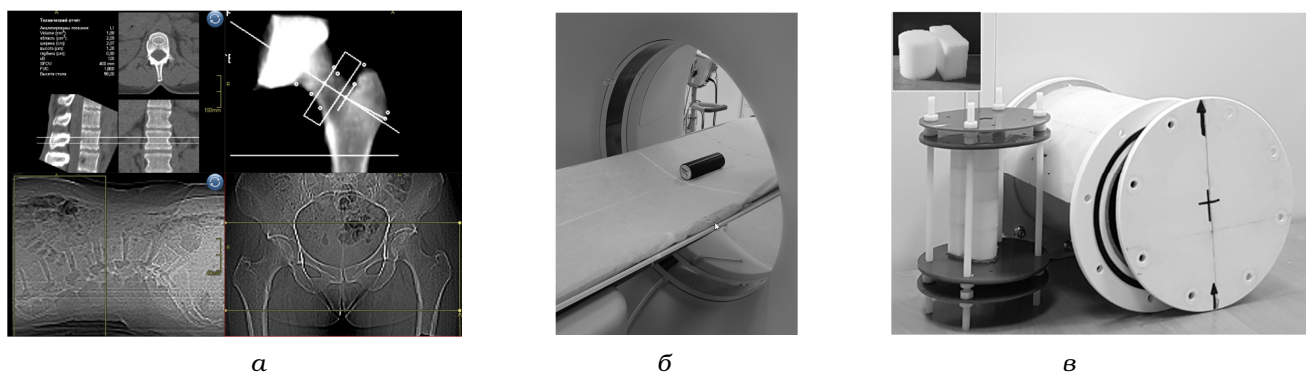


Рис. 1. Иллюстрации, демонстрирующие выполнение количественной компьютерной томографии и проведение контроля качества: а – результаты ККТ-сканирования пациентки К., 47 лет; б – процесс калибровки асинхронной ККТ с использованием фантома Phantom Model 4; в – внешний вид фантома РСК-ФК2

жимого кости (МСК, г) для губчатого и кортикального слоев, после чего этот параметр делится на проекционную площадь и определяется интегральная пМПК соответствующего анатомического региона. Пример разметки и проекционного изображения после сегментации представлен на рис. 1а, изображения – справа.

На рис. 1а представлены результаты сканирования пациентки К., 47 лет. Изображения получены из ЕРИС – единого радиологического информационного сервиса. Верхний ряд изображений: слева – определение МПК для позвоночника, выделение области интереса в губчатом веществе; справа – пример сканирования и последующей сегментации для проксимального отдела бедра и шейки бедренной кости, изображение, аналогичное получаемым при ДРА, при котором определяется пМПК. Нижний ряд изображений: слева – выбор зоны сканирования при сканировании позвоночника; справа – выбор зоны сканирования при сканировании проксимального отдела бедренной кости.

Фантом РСК-ФК2

Для независимой оценки точности денситометрических исследований (ККТ и ДРА) нами был разработан полуантропоморфный фантом РСК-ФК2 (разработка средств контроля – фантом калиевый, вторая модификация), см. рис. 1в. Данный фантом имитирует поясничный отдел позвоночника (L1–L4) с включением веществ со значениями минеральной концентрации в диапазоне от 50 до 550 мг/мл [10, 14]. На рисунке слева вверху показан “позвонок”, состоящий из тела и кортикального блока, ко-

торые заполняются раствором гидроортофосфата калия, имитирующим минеральное содержимое кости (МСК). Возможности такого подхода описаны ранее Faulkner K.G. et al., 1993 [15]. Следует отметить, что при асинхронной ККТ данные также получаются в величинах, отнесенных к концентрации гидроортофосфата калия [16].

Собранная конструкция позвонков, зафиксированных в пластиковом кронштейне, помещается в цилиндр диаметром 19 см. Цилиндр заполняется дистиллированной водой и герметизируется крышкой с фланцевым соединением. Сверху на цилиндре располагается белая парафиновая накладка, имитирующая подкожно-жировую клетчатку толщиной 3,8 см (на рис. 1в – нижняя часть накладки убрана) [14].

Конструкция фантома позволяет сканировать позвонки как вне фантома (“на воздухе”), так и в водном и жировом окружении (“в фантоме”). Это отличает данную конструкцию от европейского антропоморфного фантома ESP (European Spine Phantom), который также предназначен для оценки точности измерения МПК при ККТ и ДРА. Однако ESP является неразборным, потому что модели позвонков окружены твердой эпоксидной резиной, имитирующей коэффициент поглощения рентгеновского излучения воды (Solid Water) [17].

Компьютерная томография

КТ-исследования проводили на компьютерном томографе Aquilion 64, Canon Medical Systems (Toshiba), Япония. Протокол сканиро-

вания: напряжение – 120 кВ; питч – 0,828; сила тока – 300 мА (при исследованиях на фантоме и 100 мА – при исследовании пациентов); фильтры реконструкции – FC03, FC08, FC 17; поле обзора – D-FOV – 400 мм (L). Томограф проходил регулярную калибровку согласно плану-графику фирмы-производителя.

Сканирование фантома “на воздухе” и в воде

Для оценки влияния различных фильтров реконструкции (Kernel) “позвонки” PCK-ФК2 пятикратно сканировались как вне, так и внутри фантома, заполненного водой и окруженно-го циркулярной парафиновой накладкой.

При сканировании “на воздухе” цилиндры и кортикальные блоки “позвонков” располагались на столе сканирования томографа без дополнительного окружения, спектр излучения трубки при этом не искажался.

При сканировании позвонков в фантоме был выражен эффект усиления жесткости излучения – beam hardening, при котором окружение позвонков задерживает наиболее жесткую часть спектра излучения трубки [10, 18]. Рассмотренные фильтры FC03, FC08, FC17 относят к “мягкотканым” и применяют для реконструкции изображений грудной клетки и брюшной полости в клинике, согласно данным фирмы-производителя КТ – Canon.

Пациенты

Для проверки предположения о существенном влиянии выбора фильтра реконструкции на измерение МПК были проанализированы результаты ранее проведенной ККТ в рамках сравнения результатов ККТ и ДРА (получено одобрение Локальным этическим комитетом ГБУЗ “Морозовская ДГКБ ДЗМ”, протокол заседания от 6 июля 2019 г. № 145 с дополнениями от 24 сентября 2019 г. № 146). Были выбраны трое пациентов (женщины в возрасте 49, 60, 60 лет в постменопаузальном периоде), имевших нормальные показатели МПК по Т-критерию для шейки и всего бедра.

КТ-сканирование проводили с использованием фильтра FC08, результаты измерений представлены в табл. 1, в столбцах “Измеренные параметры МПК проксимального отдела бедра”: проекционная площадь S (см²), пМПК и

Т-критерий, а также для двух типов тканей: объем V (мл) и оМПК (мг/мл). Т-критерий определялся как выраженная в величине стандартного отклонения (SD) разница определенной пМПК с пМПК у здоровой женщины в возрасте 30-и лет. Нормальные значения МПК были определены по референсной базе производителя QST Pro. Для углубленного анализа минеральной плотности кости использовался технический отчет ККТ, включающий отдельные данные по кортикальному слою и губчатому веществу проксимального отдела бедренной кости.

Моделирование МПК при разных фильтрах реконструкции

По полученным значениям оМПК пациентов нами были проведены самостоятельные расчеты с моделированием результатов для двух фильтров FC08 и FC17 (табл. 1). По зависимостям заданных и измеренных значений оМПК фантома были построены аппроксимирующие прямые для двух интервалов 50–200 мг/мл (губчатое вещество) и 250–550 мг/мл (кортикальный слой). Рассчитанные коэффициенты линейной регрессии использовались для моделирования оМПК в кортикальном слое (оМПК_{кор}) и трабекулярной кости (оМПК_{траб}) для фильтров реконструкции FC08 и FC17.

С использованием измеренных морфометрических характеристик проксимального отдела бедра были восстановлены значения пМПК' для двух фильтров:

$$\begin{aligned} \text{пМПК}' &= (\text{МСК}'_{\text{кор}} + \text{МСК}'_{\text{траб}}) / S = \\ &= (\text{оМПК}'_{\text{кор}} * V_{\text{кор}} + \text{оМПК}'_{\text{траб}} * V_{\text{траб}}) / S. \end{aligned} \quad (1)$$

Также проведен расчет Т-критерия для оценки вклада фильтров реконструкции в показатель, используемый для последующей постановки диагноза. Соответствующие расчеты предоставлены в столбцах “Результаты моделирования” табл. 1. Расчеты оМПК для двух фильтров проводились по линиям аппроксимации, полученным при сопоставлении заданных и измеренных оМПК фантома PCK-ФК2.

Статистический анализ

Для сравнения влияния фильтров реконструкции и наличия парафиновой накладки на измерения МПК использовался метод множе-

Таблица 1
Результаты моделирования измерений МПК при реконструкции КТ-изображений
с использованием разных фильтров

Пациент	Анатомич. область	Измеренные параметры МПК проксимального отдела бедра					Результаты моделирования и расчетов параметров МПК проксимального отдела бедра								Разница Т-критерий' - Т-критерий (SD)	
		Площадь S, см ²	пМПК, г/см ²	Объем V, мл	оМПК, мг/мл	Т-критерий (SD)	оМПК', мг/мл		МСК', г		пМПК', г/см ²		Т-критерий' (SD)			
							FC17	FC08	FC17	FC08	FC17	FC08	FC17	FC08		
К., жен., 47 лет	корт. лев.	30,33	0,81	19,00	883,00	-0,99	742,76	849,25	14,11	16,14	0,71	0,78	-1,86	-1,20	-0,87	-0,21
	траб. лев.			70,00	110,70		105,04	109,57	7,35	7,67						
	корт. прав.	29,97	0,86	20,40	872,00	-0,56	733,88	838,80	14,97	17,11	0,70	0,78	-1,49	-0,78	-0,93	-0,22
	траб. прав.			69,40	114,60		108,63	113,27	7,54	7,86						
С., жен., 60 лет	корт. лев.	35,76	0,93	20,40	804,10	0,04	679,01	774,30	18,94	21,60	0,81	0,93	-0,95	-0,21	-0,99	-0,25
	траб. лев.			69,40	144,00		135,68	141,20	10,18	10,59						
	корт. прав.	38,38	0,96	30,70	841,00	0,32	708,83	809,35	21,76	24,85	0,84	0,93	-0,73	0,05	-1,05	-0,27
	траб. прав.			78,80	140,40		132,37	137,78	10,43	10,86						
Р., жен., 60 лет	корт. лев.	30,59	0,83	21,00	799,90	-0,82	675,62	770,31	14,19	16,18	0,73	0,80	-1,71	-1,06	-0,89	-0,24
	траб. лев.			59,90	141,90		133,75	139,21	8,01	8,34						
	корт. прав.	31,66	0,85	22,60	822,70	-0,66	694,04	791,97	15,69	17,90	0,74	0,82	-1,58	-0,89	-0,92	-0,23
	траб. прав.			62,70	131,30		124,00	129,14	7,77	8,10						
												Среднее*	-0,94	-0,24		
												СКО	0,07	0,02		

* $p < 0,05$ (0,000)

ственной регрессии с категориальным признаком, уровень значимости установлен $p < 0,05$.

Результаты

Результаты применения различных фильтров реконструкции при сканировании "на воздухе" и в фантоме приведены на рис. 2. На данных графиках представлены зависимости рентгеновской плотности "позвонок" РСК-ФК2 от заданной оМПК. Приведены средние величины по трем независимым экспериментам, а также доверительные интервалы: два усредненных стандартных отклонений.

Для оценки точности определения МПК с помощью методики ККТ QCT PRO были выбраны фильтры, наиболее часто рекомендуемые фирмой-производителем компьютерного томографа: FC08 и FC17. Именно эти фильтры ис-

пользовались в работах по определению МПК методом КТ-денситометрии [10]. Результаты сравнения реконструкции с использованием разных фильтров представлены на рис. 3.

С учетом нелинейного характера зависимости измеренной МПК от заданной (более выраженный для фильтра FC17) для дальнейших расчетов данная зависимость была разбита на два сегмента, которые аппроксимировались отдельно: начальный участок, 50–200 мг/мл, соответствующий губчатому веществу, и 250–550 мг/мл, соответствующий кортикальному слою кости. Параметры линейной аппроксимации данных отрезков предоставлены на рис. 3б, отдельно для фильтров FC08 и FC17.

При сравнении данных МПК в интервалах 50–200 мг/мл и 250–550 мг/мл в случае имитации жира и без него для обоих

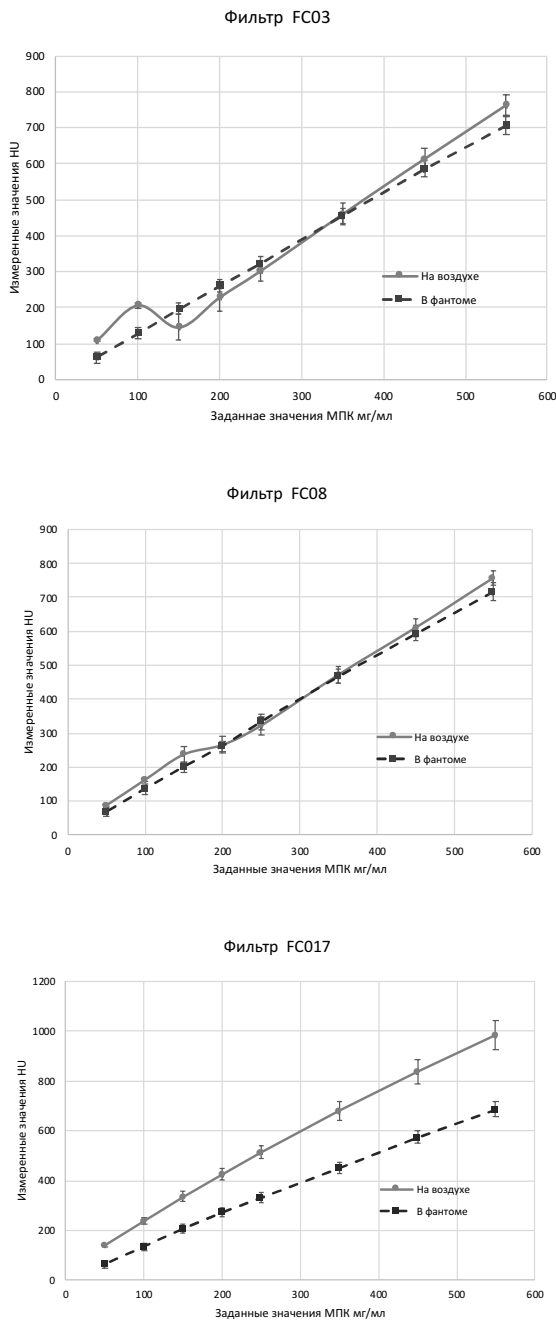


Рис. 2. Результаты сканирования позвонков PСК-ФК2 внутри фантома и на воздухе при использовании трех фильтров реконструкции: а – FC03, б – FC08, в – FC17

фильтров FC08 и FC17 отсутствует статистически значимая разница коэффициентов линии регрессии. В случае отсутствия имитации жира при сравнении данных для интервала 50–200 мг/мл для двух фильтров также показано отсутствие значимого различия, однако в

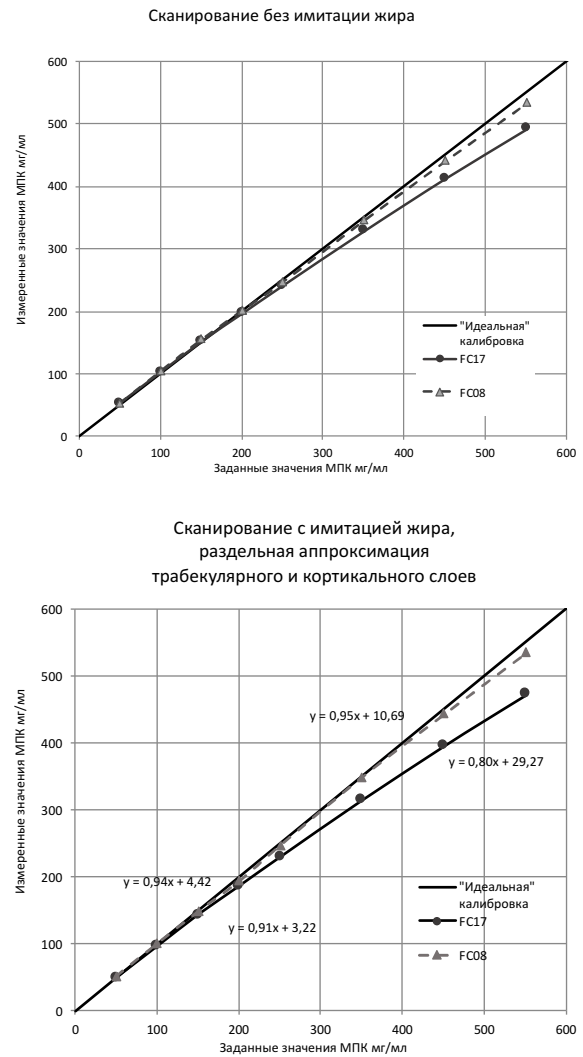


Рис. 3. График зависимости МПК для фильтров FC08 и FC17 при двух конфигурациях фантома: а) - сканирование без парафиновой накладкой, б – сканирование с парафиновой накладкой, имитирующей ПЖК

интервале 250–550 мг/мл была выявлена статистически значимая разница, как коэффициента наклона, так и смещения линейной зависимости ($p < 0,05$).

При добавлении парафиновой накладкой для интервала с низкой МПК также не выявлено статистически значимого различия угла наклона и смещения при сравнении данных для фильтров FC08 и FC17 ($p > 0,05$). Однако для интервала с высокой МПК наблюдалась статистически значимая разница при сравнении углов наклона FC08 и FC17 ($p < 0,05$) и отсутствие разницы при сопоставлении смещения ($p = 0,10$).

Обсуждение

Перспективное направление диагностики ОП – выполнение асинхронной ККТ. При этом могут быть использованы данные КТ-сканирования, выполненного с другими целями (оппортунистический скрининг). Существуют два направления реализации данного подхода.

Во-первых, измерение минеральной плотности кости по данным выполненного КТ сканирования. Для этой цели применяется специальное программное обеспечение, конвертирующее рентгеновскую плотность, выраженную в единицах Хаунсфилда, в МПК [16]. При таком подходе оценивается МПК губчатого вещества тел позвонков, коррелирующее с риском переломов (без оценки по Т-критерию).

Во-вторых, возможен упрощенный подход: прямое измерение рентгеновской плотности костных структур (как правило, выбирается губчатое вещество тел позвонков), коррелирующее с МПК. Затем для пациентов оценивается риск переломов без измерения МПК. Однако в обоих подходах ключевым пунктом является характер зависимости рентгеновской плотности костных структур, выраженной в единицах Хаунсфилда (НУ), от МПК. В широко применяемом асинхронном ПО MindWay предполагается существование линейного характера зависимости МПК от НУ.

При анализе результатов сканирования образцов с известными значениями МПК были установлены следующие закономерности. Для фильтров с корректировкой эффекта усиления жесткости луча (beam hardening) FC03, FC08 (см. рис. 2а, б) при сканировании фантома без водно-жирового окружения, в режиме “на воздухе”, отмечается зависимость измеренных единиц Хаунсфилда, близкая к значениям, полученным при сканировании в фантоме. При этом, несмотря на близкое расположение двух кривых, отмечается выраженная нелинейность зависимости при сканировании “на воздухе”. Эта нелинейность выражена значительно для фильтра FC03, видимо обладающего алгоритмом более сильной коррекции эффекта beam hardening. Для данного фильтра выраженная нелинейность на начальном фрагменте кривой (МПК в диапазоне 0–200 мг/мл) приводит к невозможности однозначно определить МПК по измеренным единицам Хаунсфилда.

Так, для диапазона 150–200 НУ одному значению рентгеновской плотности может соответствовать три различных значения МПК

(см. рис. 2а). Для фильтра FC08 при сканировании “на воздухе” также отмечается нелинейность зависимости, но неоднозначности определения МПК нет (см. рис. 2б).

В отличие от фильтров с коррекцией эффекта beam hardening для FC17 без данной функции (по данным из эксплуатационной документации Canon) отмечается значительно более сильный и однонаправленный сдвиг измеренных значений НУ в сторону увеличения при сканировании «на воздухе» по отношению к сканированию в фантоме (рис. 2в). Эта тенденция сохраняется во всем диапазоне МПК, при этом характер зависимости сохраняется таким же. Систематическое увеличение НУ при сканировании “на воздухе” закономерно для фильтров с отсутствием beam hardening коррекции и обусловлено наличием в спектре рентгеновского излучения фотонов с более мягкой энергией, поглощение которых происходит эффективнее при неизменном напряжении на трубке. При сохраняющемся характере зависимости отмечается ее нелинейность (плавное снижение плотности при более высоких значениях МПК) в отличие от сканирования с фильтрами FC03, FC08 при сканировании в фантоме.

Это подтверждается расчетом средней относительной разности МПК “на воздухе” и в фантоме: $(|НУ_{\text{воздух}} - НУ_{\text{фантом}}|) / НУ_{\text{фантом}} * 100 \%$. Рассчитанная ошибка составляет 24,8 % для фильтра FC03, 10,0 % для FC08 и 63,9 % для FC17.

Также следует отметить выраженное увеличение стандартного отклонения НУ при высоких значениях МПК в случае сканирования “на воздухе”. Для МПК 50 мг/мл СКО составляло 2,1/3,2/3,0 НУ в ряду фильтров FC 03/08/17, для 550 мг/мл СКО – 14,2/7,3/14,2 НУ соответственно. Увеличение СКО, регистрируемое для более высоких значений МПК образцов “на воздухе”, обусловлено нарастанием эффекта beam hardening и соответствующим увеличением НУ ближе к центру.

При этом “в фантоме” СКО было в среднем выше, что обусловлено снижением отношения “сигнал/шум” при добавлении водно-жирового окружения. Зависимость СКО от концентрации менее заметна (эффект beam hardening не столь выражен). При сканировании в фантоме для МПК 50 мг/мл СКО составляло 8,0/17,8/7,93 НУ в ряду фильтров FC 03/08/17, для 550 мг/мл СКО составляло 12,3/23,1/14,2 НУ.

Зарегистрированные эффекты важны для моделирования значений НУ в фантоме, при наличии результатов сканирования “на воздухе”. Это необходимо если исследуются образцы костных структуры *ex-vivo*, например, с целью определения механических свойств костной ткани [5, 19]. Данной работе наиболее подходит фильтр FC17, для которого форма зависимости не сильно изменяется от концентрации минеральных веществ при двух рассматриваемых условиях сканирования, а предварительное сканирование фантома РСК-ФК2 “на воздухе” и в фантоме позволяет получить калибровочную кривую.

Эти данные также важны при настройке протоколов сканирования, когда необходимо проведение количественных измерений НУ, например, при асинхронной ККТ. Для этих измерений можно рекомендовать использование фильтра FC08, который не имеет выраженной неоднозначности при низких значениях МПК, таких как фильтр FC03 при сканировании “на воздухе”. Однако нет столь существенного смещения значений при смене условий сканирования (“на воздухе” → в фантоме), как для фильтра FC17. Эти свойства могут оказаться весьма важными, т.к. объем ткани, окружающий позвоночный столб, может быть разным, например, при переходе сканирования от нижнегрудного (захватывает пневматизированную ткань легкого) к поясничному отделу.

Вторым разделом данной работы является сравнительный анализ двух фильтров, предназначенных для визуализации мягких тканей (soft tissue), широко применяемых в целях реконструкции КТ-изображений органов грудной клетки и брюшной полости. Частично эти фильтры были рассмотрены выше: фильтр FC08 с корректировкой эффекта усиления жесткости луча (beam hardening) и фильтр FC17 без данной корректировки.

По данным рис. 3 можно сделать вывод, что результаты определения МПК с использованием асинхронной ККТ лучше соответствуют заданным значениям при использовании фильтра FC08. Также на результаты измерений с этим фильтром незначительно влияет добавление жировой накладки. что справедливо как для низких, так и для высоких значений МПК. Различий коэффициентов наклона и смещения между линиями аппроксимации на уровне достоверности $p < 0,05$ получено не было.

Использование фильтра FC7 показало, что при низкой МПК достоверных различий

коэффициентов наклона и смещения линий аппроксимации не наблюдалось для условий сканирования с моделированием жировой накладки и без нее. Для высоких МПК было показано достоверное снижение при добавлении жировой накладки. Коэффициент наклона линий аппроксимации различается не достоверно ($p=0,309$), а коэффициенты смещения линий регрессии различаются достоверно ($p=0,004$).

Различие линий аппроксимации для фильтров FC08 и FC17 было недостоверным для низких значений МПК для условий сканирования с/без имитации жира. Для высоких значений МПК показано достоверное различие – как коэффициентов смещения ($p=0,023$), так и углов наклона линий аппроксимации ($p=0,002$) в режиме сканирования без жировой накладки. При использовании жировой накладки показано достоверное различие углов наклона линий аппроксимации ($p=0,002$) и недостоверное различие коэффициентов смещения ($p=0,106$).

Полученные закономерности позволяют предположить, что сканирование с разными фильтрами FC08 и FC17 может предоставлять различные результаты относительно заданных значений МПК при использовании программного модуля СТХА.

Результаты моделирования влияния фильтра реконструкции для трех пациентов предоставлены в табл. 1. Показано, что при моделировании сканирования с фильтром FC08, учитывающим эффект beam hardening, происходит небольшое занижение результатов определения МПК по Т-критерию на $-0,24$ SD. При моделировании сканирования с фильтром без beam hardening-коррекции наблюдается снижение по Т-критерию более выраженное ($-0,94$ SD). Разница усредненных значений Т-критерия, независимо от региона исследования, составляет $0,7$ SD.

Эти результаты косвенно подтверждают полученные нами ранее данные о достоверном занижении МПК относительно возрастных норм в двух медицинских организациях амбулаторного профиля, где применялись данные фильтры реконструкции FC08 и FC17 [20]. При этом разница по Z-критерию показала достоверное большее занижение при сканировании с фильтром FC17 относительно фильтра FC08: для проксимального отдела бедра – $0,52$ SD, для шейки бедра также – $0,52$ SD.

При проведении кросс-калибровки томографов мы не получили достоверных различий, поскольку для испытаний использовался

диапазон значений МПК 0–200 мг/мл, что согласуется с полученными нами данными, представленными в текущей публикации.

Систематическое занижение значений Т-критерия при выполнении КТ-денситометрии может быть причиной регистрации более низких показателей данных QCT (СТХА) относительно DXA. При проведении синхронной КТ-денситометрии занижение Т-критерия (intercept) составляет $-0,17$ SD для шейки бедра и $-0,37$ T для всего бедра [21]. При выполнении сканирования в режиме асинхронной ККТ отмечается занижение Т-критерия относительно данных DXA до $-0,3$ SD для шейки бедра [22]. Дополнительным фактором, вносящим искажения, является разный тип оборудования, на котором проводятся исследования. Для корректного сопоставления данных МПК необходимо выполнение кросс-калибровочных исследований [21, 22].

Заключение

Результаты проведенного исследования позволяют сделать следующие выводы. При КТ-сканировании образцов гидроортофосфата калия, имитирующего костные структуры, без водно-жирового окружения «на воздухе», для фильтров FC03, FC08 показан нелинейный характер данной зависимости. При низких концентрациях одному значению HU могут соответствовать несколько значений МПК для фильтра FC03, при этом для фильтра FC08 искажение кривой менее выражено. В отличие от FC03, FC08 с корректировкой жесткости луча (beam hardening correction), использование фильтра FC17 без корректировки данного эффекта приводит к выраженному повышению, в среднем на 63 % плотности в HU по сравнению со сканированием в водно-жировом окружении. При этом характер зависимости сохраняется. Это позволяет предложить фильтр FC17 для оценки МПК костных образцов *ex-vivo* при наличии калибровочных кривых.

При сравнении результатов сканирования образцов в фантоме с фильтрами FC08 и FC17 показано достоверное занижение результатов для высоких значений МПК, имитирующих кортикальный слой кости для фильтра FC17. При имитации жирового слоя этот эффект достоверно более выражен, что может приводить к занижению результатов измерения МПК (Т-критерия) относительно заданных

значений. Это подтверждается расчетом МПК для пациентов с использованием данных фантомного моделирования. Применение фильтра FC08 приводит к занижению Т-критерия на $0,24$ SD, для фильтра FC17 – на $0,94$ SD. Средняя разница Т-критерия для двух фильтров имеет статистическую значимость как для шейки, так и для проксимального отдела бедра.

Для определения МПК по данным асинхронной ККТ на оборудовании Canon Medical Systems (Toshiba) лучше подходит фильтр FC08. При внедрении асинхронной ККТ на томографы других производителей предлагается проведение сканирования фантома РСК-ФК2, предоставляющего результаты определения МПК, в широком диапазоне – как губчатого вещества, так и кортикального слоя.

Список литературы

1. Mascalchi M., Camiciottoli G., Diciotti S. Lung densitometry: why, how and when // *J Thorac Dis.* 2017. Vol. 9. № 9. P. 3319–3345.
2. Gallardo-Estrella L., Lynch D., Prokop M. et al. Normalizing computed tomography data reconstructed with different filter kernels: effect on emphysema quantification // *Eur. Radiol.* Springer Verlag, 2016. Vol. 26. № 2. P. 478–486.
3. Gierada D.S., Bierhals A., Choong C., et al. Effects of CT Section Thickness and Reconstruction Kernel on Emphysema Quantification. Relationship to the Magnitude of the CT Emphysema Index // *Acad. Radiol.* NIH Public Access, 2010. Vol. 17. № 2. P. 146–156.
4. Ohno K., Ohkubo M., Marasinghe J., et al. Accuracy of lung nodule density on HRCT: Analysis by PSF-based image simulation // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2012. Vol. 13. № 6. P. 277–292.
5. Eggermont F., Derikx L., Free J., et al. Effect of different CT scanners and settings on femoral failure loads calculated by finite element models // *J. Orthop. Res.* 2018. Vol. 36. № 8. P. 2288–2295.
6. Smith K.E., Whiting B.R., Reiker G.G., et al. Assessment of technical and biological parameters of volumetric quantitative computed tomography of the foot: A phantom study // *Osteoporos.* 2012. Vol. 23. № 7. P. 1977–1985.
7. Lowitz T., Museyko O., Bousson V., et al. Advanced Knee Structure Analysis (AKSA): A comparison of bone mineral density and tra-

- becular texture measurements using computed tomography and high-resolution peripheral quantitative computed tomography of human knee cadavers // *Arthritis Res. Ther.* 2017. Vol. 19. № 1.
8. Громов А.И., Петряйкин А.В., Кульберг Н.С. и др. Проблема точности денситометрических показателей в современной многослойной компьютерной томографии // *Медицинская визуализация.* 2017. № 6. С. 133–142.
 9. Lyprem J., Vos B.De., Lessmann N., et al. Coronary calcium scoring with partial volume correction in anthropomorphic thorax phantom and screening chest CT images // *PLoS One.* 2018. Vol. 13. № 12. e0209318.
 10. Петряйкин А.В., Низовцова Л.А., Сергунова К.А. и др. Оценка точности асинхронной компьютерной денситометрии по данным фантомного моделирования // *Радиология-практика.* 2019. Т. 78. № 6. С. 48–59.
 11. Brown J.K., Timm W., Bodeen G. et al. Asynchronously Calibrated Quantitative Bone Densitometry // *J. Clin. Densitom.* 2017. Vol. 20. № 2. P. 216–225.
 12. Сергунова К.А., Петряйкин А.В., Смирнов А.В. и др. Контроль и стандартизация данных при количественной компьютерной томографии // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». 2019. № 38. 25 с.
 13. 2019 ISCD Official Positions - Adult - International Society for Clinical Densitometry (ISCD) [Electronic resource]. URL: <https://www.iscd.org/official-positions/2019-iscd-official-positions-adult/> (accessed: 08.04.2020).
 14. Петряйкин А.В., Смолярчук М.Я., Петряйкин Ф.А. и др. Оценка точности денситометрических исследований. Применение фантома РСК ФК2 // *Травматология и ортопедия России.* 2019. Т. 25, № 3. С. 124–134.
 15. Faulkner K.G. et al. Cross-calibration of liquid and solid QCT calibration standards: Corrections to the UCSF normative data // *Osteoporos. Int.* 1993. Vol. 3, № 1. P. 36–42.
 16. Adams J.E. Quantitative computed tomography // *Eur. J. Radiol.* 2009. Vol. 71, № 3. P. 415–424.
 17. Kalender W.A. et al. The European Spine Phantom--a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT. // *Eur. J. Radiol.* 1995. Vol. 20, № 2. P. 83–92.
 18. Петряйкин А.В., Сергунова К.А., Петряйкин Ф.А., и др. Рентгеновская денситометрия, вопросы стандартизации (обзор литературы и экспериментальные данные) // *Радиология – практика.* 2018. Т. 1, № 67. С. 50–62.
 19. Донник А.М., Иванов Д.В., Киреев С.И. и др. Извлечение клинически значимых данных из биомеханического моделирования вариантов хирургического лечения травмы позвоночника при повреждении позвонков ТН10, ТН11 // *Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Математика. Механика. Информатика.* 2019. Т. 19, № 4. С. 439–453.
 20. Петряйкин А.В., Петряйкин Ф.А., Сергунова К.А. и др. Возрастное распределение минеральной плотности кости по данным количественной компьютерной томографии // *Вестник рентгенологии и радиологии.* 2019. Т. 100, № 5. С. 270–277.
 21. Khoo B.C., Brown K., Cann C., et al. Comparison of QCT-derived and DXA-derived areal bone mineral density and T scores // *Osteoporos.* 2009. Vol. 20, № 9. P. 1539–1545.
 22. Pickhardt P.J., Bodeen G., Brett A., et al. Comparison of femoral neck BMD evaluation obtained using lunar DXA and QCT with asynchronous calibration from CT colonography // *J. Clin. Densitom.* 2015. Vol. 18, № 1. P. 5–12.

**PHANTOM MODELING FOR SELECTION OF OPTIMUM RECONSTRUCTION FILTERS
IN THE QUANTITATIVE COMPUTER TOMOGRAPHY**

A.V. Petraikin¹, D.V. Ivanov², E.S. Akhmad¹, K.A. Sergunova¹, L.A. Nizovtsova¹, F.A. Petryaykin³,
S.A. Ruzov¹, I.V. Kirilova², L.Yu. Kossovich², L.V. Bessonov²,
A.V. Dol², A.V. Vladzimirsky¹, A.V. Harlamov²

¹ *Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of the Moscow Health Care Department*

² *Saratov State University*

³ *Lomonosov Moscow State University, Faculty of Fundamental Medicine*

In the quantitative assessment of computed tomography images (examination of bone strength and mineral density), it is necessary to select scanning parameters at which the highest accuracy of the estimates is ensured. The aim of this study was to assess the effect of reconstruction filters on bone mineral density measurements when performing quantitative computed tomography on Canon Medical Systems equipment. Phantom studies were performed using the RSK-FK2 phantom, which includes inserts with different BMDs in the range from 50 to 550 mg/ml and allows you to measure this indicator by modeling various properties of the vertebral environment (for example, changing the water-fat environment). The comparison was performed for FC03, FC08, and FC17 abdominal kernels. Scanning results showed that for the purpose of evaluating the BMD of ex-vivo bone samples, the FC17 filter is better suited as having a linear relationship across the entire BMD interval. At the same time, the FC08 kernel makes the smallest error in assessing the BMD of patients, the use of which leads to an underestimation of the T-score by 0.24 standard deviations. Thus, the use of the RSK-FK2 phantom made it possible to evaluate the contribution to the BMD of the reconstruction filters selected for evaluation and to identify the most suitable for each clinical goal. This procedure is recommended when selecting scan parameters when implementing asynchronous CT densitometry on equipment from other manufacturers.

Key words: *computed tomography, filter reconstruction, kernel, phantom modelling, quantitative computed tomography*

E-mail: alexeypetraikin@gmail.com