

РЕФРАКЦИОННАЯ ИНТРОСКОПИЯ СТАНДАРТНОГО МАММОГРАФИЧЕСКОГО ФАНТОМА НА КУРЧАТОВСКОМ ИСТОЧНИКЕ СИНХРОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

А.А. Манушкин¹, В.Г. Недорезов^{1,2}, Д.К. Погорельц¹, К.М. Подурец¹,
В.А. Соменков¹, С.А. Щетинин¹

¹ Российский научный центр "Курчатовский институт"

² Институт ядерных исследований РАН

Введение

Рак молочной железы занимает одну из важнейших позиций в структуре заболеваемости женщин, а частота его неуклонно растет. Каждый год в мире регистрируется более 650 тысяч новых случаев рака молочной железы. В 40-х годах прошлого века только 72 % женщин с раком молочных желез проживали более 5 лет после установления диагноза. В настоящее время при выявлении на ранних стадиях около 97% женщин живет более 5 лет [1]. Это связано с развитием диагностических методов раковых заболеваний на ранней стадии, в частности рентгеновской маммографии.

Поэтому важной задачей является развитие новых методов маммографии, позволяющих диагностировать заболевания на как можно более ранней стадии. В последнее время активно развиваются исследования, связанные с применением методов рефракционной [2–7] и фазоконтрастной [8–10] рентгеновской интроскопии. В этих методах используются для формирования изображения не только поглощение рентгеновских лучей, но и их преломление на внутренних границах раздела сред, что приводит к значительному росту чувствительности при обнаружении мелких деталей. Однако эти методы из-за их малой светосилы могут быть в полной мере осуществлены лишь на самых мощных источниках – источниках синхротронного излучения (СИ). Недавно вошел в строй Курчатовский источник СИ – первый в России специализированный центр, предназначен-

ный для исследований в области рентгеновского излучения с энергией до 30–40 кэВ. Одной из станций, создаваемых в этом центре, является станция "Медиана", предназначенная для развития рефракционной и фазоконтрастной интроскопии как методов медицинской диагностики, в том числе и маммографии.

В работе [11] описана установка для рефракционной радиографии станции "Медиана" и показано, что параметры установки позволяют проведение съемки маммографического фантома и должны обеспечить обнаружение самых мелких деталей фантома. Целью настоящей работы является рефракционная интроскопия стандартного маммографического фантома, определение оптимальных условий съемки и дозовой нагрузки на исследуемый объект.

Методика эксперимента

Метод рефракционной интроскопии состоит в следующем. Рентгеновские лучи, проходящие через объект со сложным внутренним строением, преломляются на границах раздела фаз, причем для мягких биологических тканей средние углы отклонения составляют доли угловых секунд. При использовании рентгенооптической схемы с угловым разрешением на уровне долей угловой секунды преломление лучей в объекте оказывает существенное влияние на формирование изображения объекта прошедшим через него пучком. Такой рентгенооп-

тической схемой является двухкристальный спектрометр на совершенных кристаллах, в котором первый кристалл формирует коллимированный пучок, а второй кристалл является угловым анализатором. При высоком совершенстве кристаллов угловое разрешение двухкристального спектрометра определяется динамической дифракцией рентгеновских лучей и может составлять величину порядка долей угловой секунды.

Схема эксперимента представлена на рис. 1. В качестве первого кристалла использована пластина кремния с ориентацией поверхности (100). Пучок отражается плоскостями (511), имеющими угол с поверхностью 16° . Брэгговский угол равен 20° , что соответствует длине волны $0,071 \text{ нм}$ и $E = 17,4 \text{ кэВ}$, степень асимметрии $\beta = 8,6$. Использование асимметричной геометрии дифракции позволяет получить пучок большого поперечного сечения, в нашем случае максимальный размер составляет около $9 \times 3 \text{ см}$ и определяется размерами кристаллов. В качестве второго кристалла использована пластина кремния с ориентацией (111) и симметричным брэгговским отражением (333), бездисперсионным по отношению к отражению первого кристалла. Функция разрешения двухкристального спектрометра представляет собой свертку дифракционных кривых первого и второго кристаллов, ее ширина определяется дарвиновской шириной отражения и имеет вид колоколообразной кривой с шириной на половине ее высоты $0,6''$.

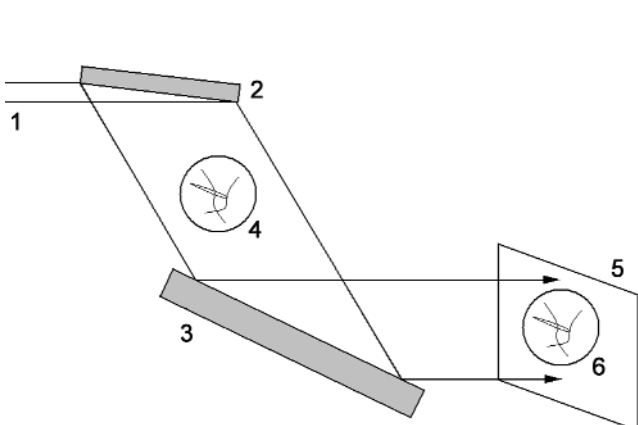


Рис. 1. Схема эксперимента: 1 – падающий белый пучок, 2,3 – кристаллы, 4 – объект, 5 – детектор, 6 – изображение

Изображения регистрировали позиционно-чувствительным детектором [13], разрешение которого составляло 30 мкм , поле зрения составляло $30 \times 30 \text{ мм}$. Детектор состоит из сцинтиллятора, объектива и Пелтье-охлаждаемой ПЗС-матрицы. Сцинтиллятор представляет собой сборку из кристалла CsI(Tl) , заключенного между двумя стеклянными окнами, причем входное защитное окно толщиной $1,5 \text{ мм}$ имеет зеркальный слой для повышения светового потока на матрице, однако само стекло ослабляет поток излучения на входе и имеет расчетный коэффициент пропускания рентгеновских лучей с энергией $17,4 \text{ кэВ}$, равный $0,32$.

Объектами маммографии являются микрокальцинаты, т.е. мелкие частицы соединений кальция, кальцинированные каналы, либо опухоли, отличающиеся по плотности от окружающих тканей. Для аттестации маммографических установок используют стандартизованные фантомы, представляющие собой акриловый корпус толщиной 44 мм с углублением (рис. 2), в которое вставляется восковая пластина толщиной 7 мм с залитыми в нее модельными объектами (рис. 3). Модель микрокальцинатов делается из частиц Al_2O_3 размером $160\text{--}540 \text{ мкм}$, кальцинированные каналы и опухолевую массу моделируют нейлоновыми включениями соответствующей формы в виде волокон и дисков. В наших экспериментах мы использовали восковую вставку стандартного фантома Gammex RMI 156 [12] и корпус, изготовлен-

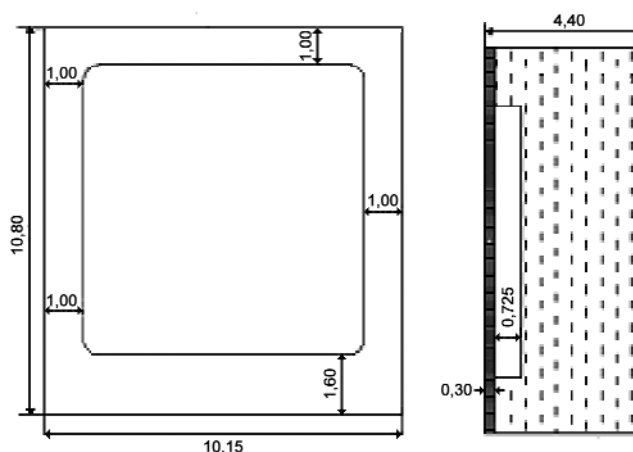


Рис. 2. Корпус стандартного маммографического фантома

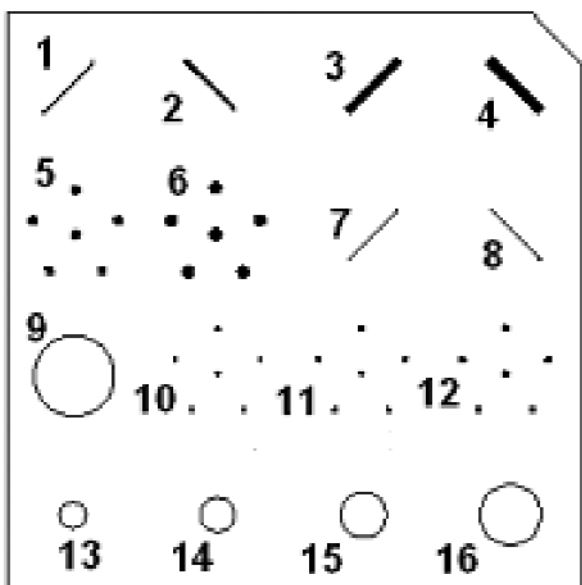


Рис. 3. Вставка стандартного маммографического фантома: 1–4 и 7–8 – нейлоновые волокна диаметром 0,75; 0,89; 1,12; 1,56; 0,40; 0,54 мм; 5–6 и 10–12 – частицы Al_2O_3 размером 0,40; 0,54; 0,16; 0,24; 0,32 мм; 9 и 13–16 – нейлоновые диски толщиной 2,00; 0,25; 0,50; 0,75; 1,00 мм

ный из оргстекла. Вставка была разделена на фрагменты размером 20×20 мм, каждый из которых включал один объект. Расчетное пропускание фантома со вставкой составляет 0,51, пропускание вставки составляет 0,014.

Были проведены следующие съемки фантома: 1) все фрагменты вставки без корпуса вместе были сняты на стандартном маммографе Philips; 2) все фрагменты снимались на станции "Медиана" в следующих режимах: фрагмент между кристаллами, фрагмент в корпусе между кристаллами, фрагмент после второго кристалла перед детектором. Средняя длительность экспозиции составляла 1 с для съемки без корпуса, 15 с – для съемки с корпусом, и зависела от тока накопителя, который в среднем составлял 40–60 мА. При использовании детектора, не имеющего поглощающего окна, время экспозиции было бы снижено втрое.

Дозовая нагрузка при проведении рефракционной съемки определялась с помощью термолюминесцентных дозиметров.

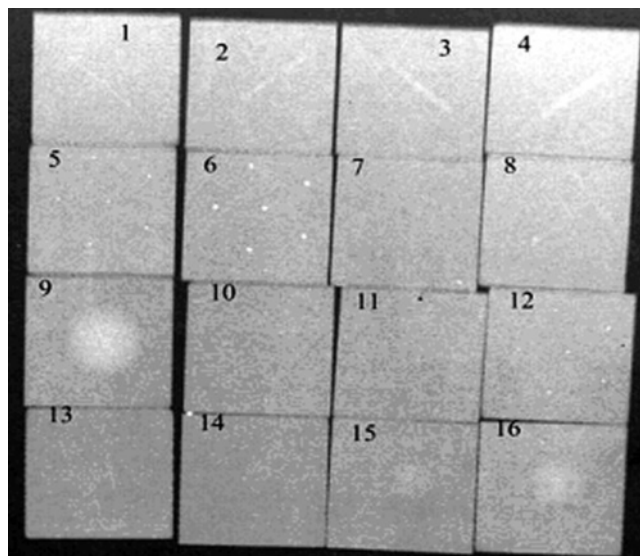


Рис. 4. Рентгенограмма фантома, полученная на стандартном маммографе Phillips

Результаты экспериментов

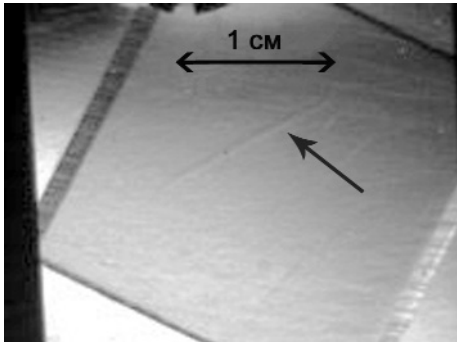
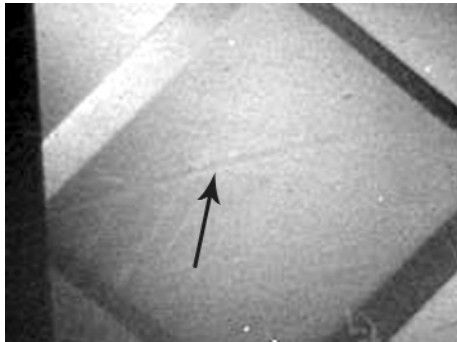
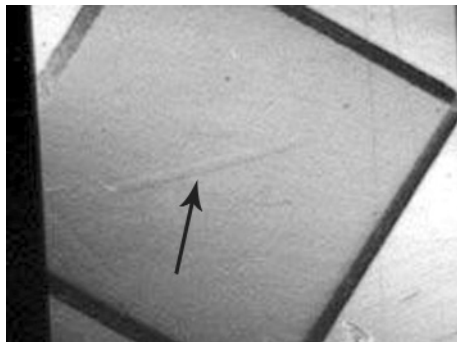
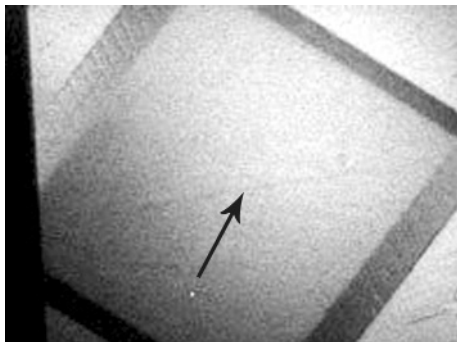
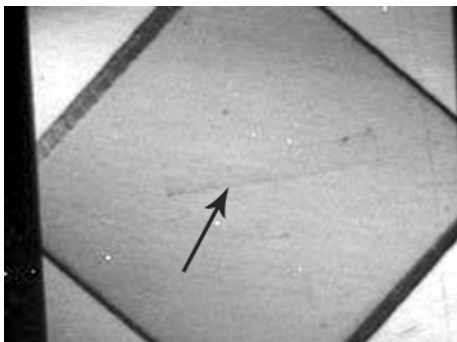
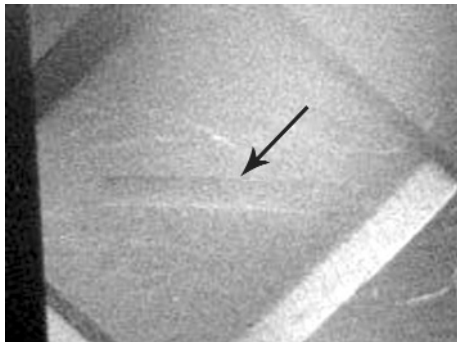
Рентгенограмма всех фрагментов вставки, полученная на стандартном маммографе при средней энергии излучения 17 кЭВ, представлена на рис. 4. Видно, что несмотря на то, что съемка осуществлялась без корпуса, все объекты минимального размера: частицы, волокна и включения, на этом снимке не обнаруживаются.

Результаты рефракционной съемки представлены в табл. 1–3. В первой колонке приведены размеры имплантированных в фантом деталей, во второй – номера фрагментов согласно рис. 3, в третьей – рефракционные изображения фрагментов без корпуса, в четвертой – рефракционные изображения фрагментов в корпусе.

В табл. 1 представлены изображения фрагментов, содержащих нейлоновые волокна – модель кальцинированных сосудов. На изображениях волокон ярко выражена рефракционная природа контраста – края волокон выглядят как области, наиболее сильно ослабляющие пучок, что связано с возрастанием рефракционного отклонения пучка для скользящего падения его на границу раздела веществ. Волокно минимального диаметра 0,4 мм хорошо различимо как без корпуса фантома, так и в корпусе, причем сильной зависимости контраста от диаметра волокна практически не

Таблица 1

Рефракционные изображения фрагментов фантома с нейлоновыми волокнами (модель кальцинированных сосудов)

Размер, мм	№ по рис.3	Без корпуса	В корпусе
0,4	7		
0,54	8		
1,56	4		

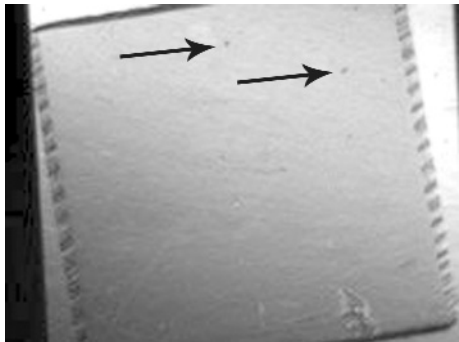

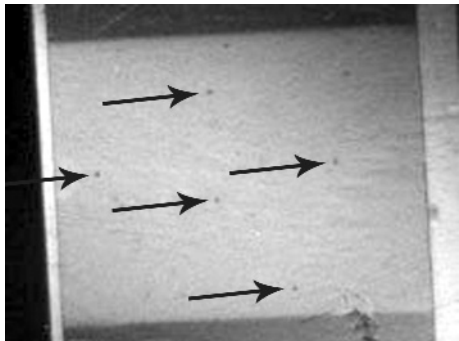
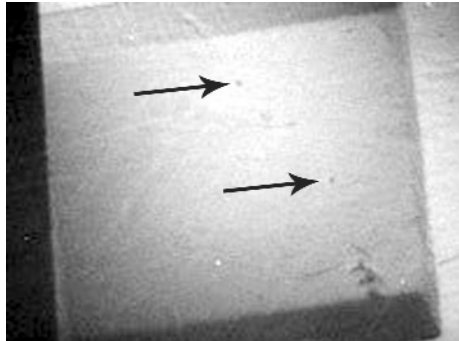
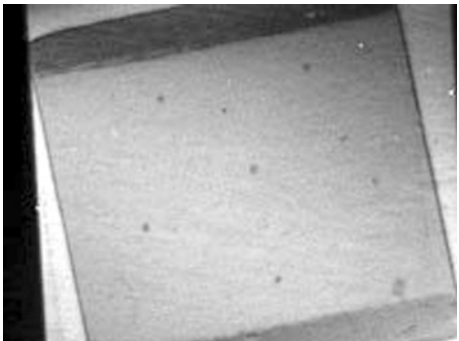
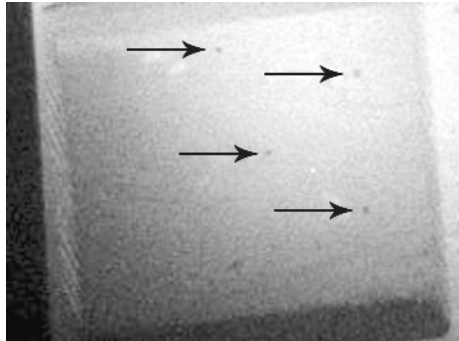
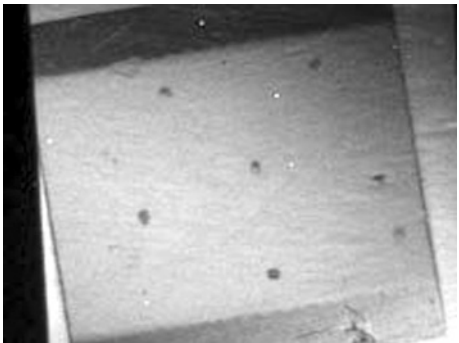
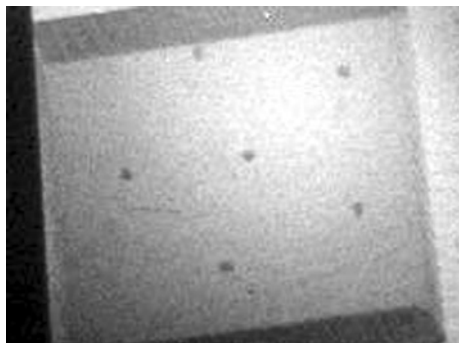
наблюдается. Это означает, что имеется значительный запас по возможности обнаружить волокна, по крайней мере, вдвое меньшего диаметра.

В табл. 2 представлены изображения фрагментов фантома с частицами Al_2O_3 – модель микрокальцинатов. Рефракционные изображения позволяют обнаружить самые мелкие частицы, однако здесь на качество изображения оказывают влияние и другие обстоятельства. Во-первых, это неоднородности самой восковой матрицы фантома, которые никак не проявляются на абсорбционной радиограмме,

но видны на рефракционной как мелкие точки, штрихи и др. неоднородности контраста. Таким образом, рефракционная интроскопия, кроме значительного роста контраста, создает и некоторые трудности в его интерпретации, так как информативность изображений возрастает. Во-вторых, самые мелкие частицы не видны при съемке в корпусе, что может быть связано с тем, что в данном эксперименте использовался белый пучок СИ, что приводило к повышенному фону на детекторе. В принципе, из-за отсечения кристаллом – анализатором рассеянного образцом излучения, наличие до-

Таблица 2

Рефракционные изображения фрагментов фантома с частицами Al_2O_3
(модель микрокальциатов)

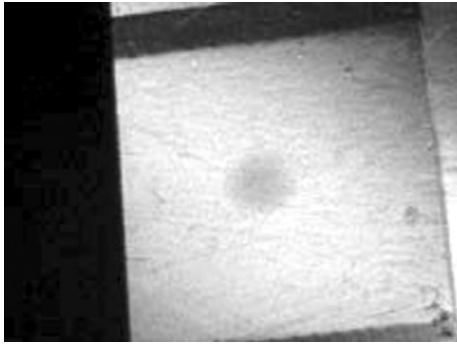
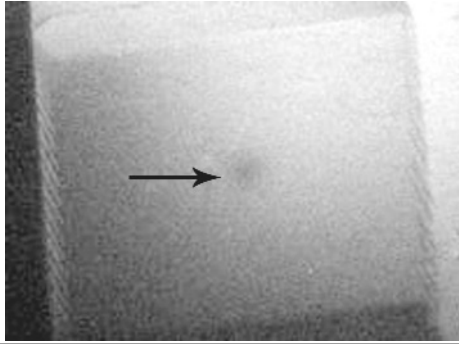
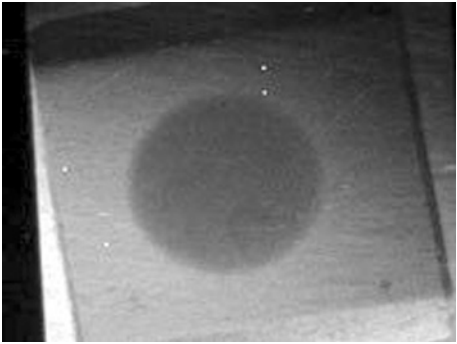
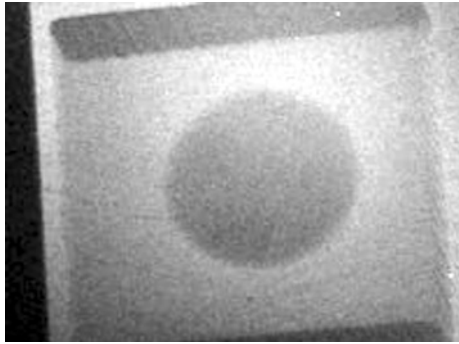
Размер, мм	№ по рис.3	Без корпуса	В корпусе
0,16	10		
0,24	11		
1,32	12		
0,54	6		

полнительного вещества не должно сказываться на качестве изображений, а только приводить к увеличению экспозиции. Начиная с час-

тиц размером 0,24 мм (фрагмент № 11), они уверенно регистрируются при рефракционной съемке.

Таблица 3

Рефракционные изображения фрагментов фантома с нейлоновыми дисками (модель опухоли)

Размер, мм	№ по рис.3	Без корпуса	В корпусе
0,25	13		
2,00	9		

В табл. 3 представлены изображения фрагментов фантома с нейлоновыми дисками – модель опухоли. В отличие от абсорбционной съемки, эти модели уверенно обнаруживаются начиная с самой малой толщины 0,25 мм. Однако на изображениях этих фрагментов фантома проявляется и другое обстоятельство. На первый взгляд, контраст на этих изображениях не является рефракционным, т.к. последний должен иметь краевой характер. Однако это не так, что наглядно демонстрируется темнопольной съемкой одного из фрагментов (рис. 5). Если второй кристалл отведен на небольшой угол из отражающего положения, то нейлоновый диск становится виден как светлое пятно на темном фоне. Это происходит за счет того, что его материал из-за наличия в нем неоднородностей размером не больше 1 мкм рассеивает рентгеновские лучи на малые углы порядка угловой секунды и таким образом "возвращает" часть излучения в отражение от кристалла. Данное обстоятельство для исследованного фантома, по-видимому, случайно, но демонстрирует воз-

можности рефракционной интроскопии для обнаружения неоднородностей в исследуемых объектах.

Для измерения дозы, полученной объектом, использовались термолюминис-



Рис. 5. Темнопольное изображение фрагмента №13

центные дозиметры (ТЛД). Один ТЛД располагался непосредственно перед входным окном детектора. Такое расположение ТЛД в данном случае наиболее оправдано, т.к., во-первых, коэффициент отражения пучка вторым кристаллом близок к единице, а во-вторых, в этом месте не существенно влияние фона первичного пучка, некогерентно рассеянные фотоны которого на первом кристалле непосредственно попадали на объект. Измерения проводились три раза при токе накопителя 30 мА при разном времени экспозиции. По этим данным был построен калибровочный график зависимости дозы от времени экспозиции. Из этого графика следует, что дозовая нагрузка на объект составляет 0,09 мЗв/с. Таким образом, при использовании детектора, не имеющего поглощающего окна, за одну экспозицию (время экспозиции 3 с) объект толщиной 4 см должен получить дозу около 0,3 мЗв.

Обсуждение и выводы

Проведенные эксперименты по интроскопии стандартного маммографического фантома показали, что использование рефракционного метода значительно повышает чувствительность метода и позволяет обнаруживать такие объекты, как микрокальцинаты, кальцинированные сосуды и опухоли в несколько раз меньшего размера, чем при стандартной абсорбционной съемке. Новый тип контраста в сочетании с высоким качеством пучка синхротронного излучения дают возможность не только повысить информативность изображений, но и значительно снизить дозовую нагрузку на пациента. Очевидно, что некоторое снижение информативности изображений за счет уменьшения времени экспозиции может позволить при стандартном уровне обнаружения признаков заболевания дополнительно снизить дозу облучения при обследовании. Таким образом, на Курчатовском источнике синхротронного излучения возможно создание диагностической маммографической станции, которая позволит осуществлять раннюю и безопасную диагностику заболеваний молочной железы.

Авторы признательны М.В. Ковальчуку и В.В. Квардакову за внимание к работе. Авторы благодарны д-ру Масами Андо за предоставление маммографического фантома, сотрудни-

кам МСЧ-12 за проведение съемки на стандартном оборудовании, В.Я. Шовкуну за помощь в измерении доз, Ю.А. Булановскому за помощь в проведении экспериментов. Работа поддержана РФФИ проект № 05-02-16695.

Список литературы

1. <http://www.wcn.org>; Семглазов В.Ф., Веснин А.Г. Диагностика опухолей молочной железы. – СПб: Санкт-Петербургский онкологический центр, 1993.
2. Подурец К.М., Соменков В.А., Шильштейн С.Ш. // ЖТФ, 1989, **58**, № 6, С. 115.
3. Подурец К.М. // ЖТФ, 1995, **65**, № 4, С. 167.
4. Соменков В.А., Ткалич А.К., Шильштейн С.Ш. // ЖТФ, 1991, **60**, № 11, С. 197.
5. Манушкин А.А., Митрофанов Н.Л., Подурец К.М. и соавт. Рентгеновская рефракционная радиография биологических объектов. Препринт 5791/10. – М.: ИАЭ, 1994, 18 с.
6. Шильштейн С.Ш., Соменков В.А., Манушкин А.А., Подурец К.М. // Поверхность: рентгеновские, синхротронные и нейтронные исследования, 1996, №3–4, С. 231.
7. Артемьев А.Н., Манушкин А.А., Недорезов В.Г. и соавт. Расчет дозы облучения для рефракционной интроскопии. Препринт 6065/15. – М.: ИАЭ, 1998, 20 с.
8. Davis T.J., Gao D., Gureyev T.E. et al. // Nature, 1996, **384**, P. 335.
9. Snigirev A., Snigireva I., Kohn V.G., Schelokov I. // Rev. Sci. Instr., 1995, **66**, P. 5486.
10. Манушкин А.А., Щетинкин С.А., Квардаков В.В. // Материалы совещания "Рентгеновская оптика-2003" – Н. Новгород: ИФМ РАН, 2003, С. 304.
11. Podurets K.M., Pogorelyi D.K., Manushkin A.A. et al. Experiments on Refraction Imaging of Biological Objects at the Kurchatov Synchrotron Radiation Source Crystallography Reports, **49**, Suppl. 1, 2004, P. 50–54.
12. Mammographic Accreditation Phantom, <http://www.cirsinc.com/products/model015.html>.
13. Кононов Н.К., Беляев А.Д., Игнатов С.М. и соавт. Цифровой скинтилляционный детектор для медицинской диагностической станции "Медиана". // Приборы и техника эксперимента, 2004, № 5, с. 1–3.