

Спиральная и многослойная компьютерная томография

Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body

Mathias Prokop, M.D.

Associate Professor of Radiology
Department of Diagnostic Radiology
University of Vienna
Vienna, Austria; *and*
Department of Radiology
University Medical Center Utrecht
Utrecht, The Netherlands

Michael Galanski, M.D.

Professor and Chairman
Department of Diagnostic Radiology
Hanover Medical School
Hanover, Germany

Co-editors:

Aart J. van der Molen, M.D.

Department of Radiology
Leiden University Medical Center
Leiden, The Netherlands

Cornelia Schaefer-Prokop, M.D.

Associate Professor of Radiology
Department of Diagnostic Radiology
University of Vienna
Vienna, Austria

With contributions by

C. Engelke, M. Jörgensen, K.J. Lehmann, A. Leppert, U. von Smekal

1972 Illustrations

332 Tables

Thieme

Stuttgart • New York

**Матиас Прокоп
Михаэль Галански**

Спиральная и многослойная компьютерная томография

Учебное пособие

В двух томах

Том 1

Перевод с английского

Под общей редакцией А.В.Зубарева, Ш.Ш.Шотемора

Рекомендуется Учебно-методическим объединением по медицинскому и фармацевтическому образованию вузов в качестве учебного пособия для системы послевузовского образования врачей

4-е издание



**Москва
«МЕДпресс-информ»
2021**

УДК 616-073.756.8

ББК 53.6

П78

Все права защищены. Никакая часть данной книги не может быть воспроизведена в любой форме и любыми средствами без письменного разрешения владельцев авторских прав.

Перевод с английского: Ш.Ш.Шотемор

Прокоп, Матиас.

П78 Спиральная и многослойная компьютерная томография : учебн. пособие : в 2 т. / Матиас Прокоп, Михаэль Галански ; пер. с англ. ; под общ. ред. А.В.Зубарева, Ш.Ш.Шотемора. — 4-е изд. — Москва : МЕДпресс-информ, 2020.

ISBN 978-5-00030-692-5

Т. 1. — 2021. — 416 с. : ил.

ISBN 978-5-00030-693-2 (т. 1)

Быстрое развитие техники компьютерной томографии (КТ), в том числе внедрение спирального сканирования, требует от начинающих радиологов изучения ее методов, а от специалистов в этой области — освоения новых возможностей ее применения при различных заболеваниях. Эти задачи поможет решать получившее широкое признание настоящее руководство по спиральной и многослойной компьютерной томографии, в котором содержатся подробные сведения по КТ-анатомии, необходимые для правильной диагностической оценки изображений, освещены новые или улучшенные приложения КТ, такие как кардиальная КТ и КТ-ангиография.

Для радиологов, занимающихся вопросами КТ-диагностики, а также для врачей-ординаторов, интернов и студентов медицинских вузов, интересующихся проблемами современной компьютерной томографии.

УДК 616-073.756.8

ББК 53.6

ISBN 3-13-116481-6

ISBN 0-86577-870-1

ISBN 978-5-00030-693-2 (т. 1)

ISBN 978-5-00030-692-5

© 2002 of the original English language edition by Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, Germany. Original title: «Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body», by M. Prokop, M. Galanski; co-edited by A. J. van der Molen; C. M. Schaefer-Prokop

© Издание на русском языке, перевод на русский язык.

Оформление, оригинал-макет.

Издательство «МЕДпресс-информ», 2006

Содержание

1	Принципы компьютерной томографии, спиральной компьютерной томографии и многослойной спиральной компьютерной томографии	11
2	Обработка изображений и их отображение на дисплее	55
3	Подготовка пациента и применение контрастных средств	93
4	Оптимизация техники сканирования	119
5	Доза излучения и качество изображений	143
6	Интервенционные процедуры, сопровождаемые компьютерной томографией	173
7	Анализ изображений	201
8	Сердце	239
9	Сосудистая система	309

Список сокращений

180° LI	алгоритм линейной интерполяции 180°	N	количество рядов детектора
180° MLI	алгоритм многослойной линейной интерполяции 180°	P	питч
2D	двумерный	P*	объемный питч
360° LI	алгоритм линейной интерполяции 360°	PACS	система архивирования и связи
360° MLI	алгоритм многослойной линейной интерполяции 360°	RAM	оперативная память
3D	трехмерный	RBF	регионарный кровоток
4D	четырёхмерный	RBV	регионарный объем крови
CPR	переформатирование в искривленных плоскостях	RFOV	поле обзора реконструкции
CTDI	индекс КТ-дозы	RG	алгоритм области роста
CTDI _{vol}	объемный индекс КТ-дозы	RI	интервал реконструкции
CTDI _w	взвешенный индекс КТ-дозы	ROI	область интереса
CVS	объемный индекс коронарного кальция	RR	интервал между двумя последовательными зубцами R электрокардиограммы
D	задержка начала сканирования после начала инъекции контрастного средства	RT	время ротации трубки
DAS	система сбора данных	SC	коллимация среза
DFOV	поле обзора дисплея	SFOV	поле обзора сканирования
DLP	произведение дозы на длину сканирования (тотальная доза за сканирование)	SSD	дисплей отнесенных поверхностей
DX	задержка между достижением заданного (для запуска сканирования) уровня контрастирования и запуском сканирования	SSP	профиль чувствительности слоя
E	эффективная доза (радиационный риск)	SW	эффективная толщина слоя (ширина среза)
F	скорость введения контрастного средства	TF	шаг стола за одну полную ротацию трубки
FOV	поле обзора	TS	скорость стола
FWHM	полная ширина среза на уровне полумаксимума	TTP	время до пика (контрастирования)
FWTA	ширина среза на 1/10 площади	V	объем вводимого контрастного средства
GE	компания «General Electric»	VOI	объем интереса
MinIP	проекция минимальных интенсивностей	VRT (VR)	техника представления объема (объемное представление)
MIP	проекция максимальных интенсивностей	W/L	ширина окна/уровень окна
miP	проекция минимальных интенсивностей	WS	алгоритм водораздела
MTT	среднее время транзита	ABM	артерио-венозные мальформации
		AG	ангиография
		AKBШ	аорто-коронарное венозное шунтирование
		АХЭ	ацетилхолинэстераза
		ВПВ	верхняя полая вена
		ВПКТ	компьютерная томография с высоким разрешением
		ВСА	внутренняя сонная артерия
		ГЦР	гепатоцеллюлярный рак
		ДМЖП	дефект межжелудочковой перегородки

ДМПП	дефект межпредсердной перегородки	НВКС	нефропатия, вызванная контрастными средствами
Ед. X	единицы Хаунсфилда	НПВ	нижняя полая вена
ЗНА	задняя нисходящая венечная артерия	ОАП	открытый артериальный проток
ЗСЛЖ	задняя стенка левого желудочка	ОФЭКТ	однофотонная эмиссионная компьютерная томография
ИБС	ишемическая болезнь сердца	ПВА	правая венечная артерия
ИКК	индекс коронарного кальция	ПЖ	правый желудочек
кВ	киловольт	ПЖ-	предсердно-желудочковый
ККТ	кардиальная компьютерная томография	ПЖДО	правый желудочек с двойным оттоком
КМРА	МР-ангиография с внутривенным контрастированием препарата-мигадолиния	ПЛГ	первичная легочная гипертензия
КС	контрастное средство	ПОПЖ	путь оттока правого желудочка
КТ	компьютерная томография	ПП	правое предсердие
КТА	компьютерно-томографическая ангиография	ПЭТ	позитронная эмиссионная томография
КТАП	компьютерно-томографическая ангиография	СКТ	спиральная компьютерная томография
КТП	КТ перфузионная	СПА	стеноз почечных артерий
ЛВА	левая венечная артерия	ТГВ	тромбоз глубоких вен
ЛЖ	левый желудочек	ТИА	транзиторная ишемическая атака
ЛОА	левая огибающая венечная артерия	ТИАБ	тонкоигольная игловая аспирационная биопсия
ЛП	левое предсердие	ТМС	транспозиция магистральных сосудов
ЛПН	левая передняя нисходящая венечная артерия	ТЭЛА	тромбоэмболия легочной артерии
мАс	миллиамперсекунды	УЗИ	ультразвуковое исследование
мГр	миллигрей	УЛП	ушко левого предсердия
МПР	многоплоскостные реформации (переформатирования)	УПП	ушко правого предсердия
МРА	магнитно-резонансная ангиография	ХТЭЛГ	хроническая тромбоэмболическая легочная гипертензия
МРТ	магнитно-резонансная томография	ЦСА	цифровая субтракционная ангиография
МСКТ	многослойная спиральная компьютерная томография	ЧСС	частота сердечных сокращений
		ЭКГ	электрокардиография
		ЭЛКТ	электронно-лучевая КТ

Хотя завершается уже третье десятилетие в истории компьютерной томографии, этот метод продолжает динамично развиваться. Быстрое развитие техники КТ потребовало от радиологов изменить протоколы сканирования, предназначенные для различных органов и применяемые при различных заболеваниях, чтобы наиболее полно использовать возможности 4-, 8- и 16-слойных томографов. Никогда еще за эти десятилетия компьютерные томографы, используемые в клинической практике, так сильно не отличались по своим возможностям. Новые применения компьютерных томографов, которые стали возможны вследствие технических усовершенствований последних лет, предъявляют дальнейшие требования к радиологам. Среди новейших и наиболее динамично развивающихся областей в практике компьютерной томографии находятся КТ-ангиография, кардиальная КТ, а также технология послеобработки.

Еще больших усилий, чем внедрение быстро развивающейся техники и приложений КТ, потребовал процесс практического освоения КТ всего тела врачами, которые проходят обучение в ординатуре. Когда я в роли ординатора выполнил свою первую КТ в 1990 г., она была уже «зрелым методом». Мы выполняли тогда сканирование почти всех областей тела с непрерывными срезами толщиной 10 мм, независимо от анатомической области или подозреваемого заболевания. Мое обучение было сконцентрировано на освоении анатомии поперечных срезов, КТ-симптоматике патологических процессов и дифференциальной диагностике. И хотя эти вопросы остаются краеугольными камнями обучения КТ, сегодня приходится изучать гораздо больше.

Книга Матиаса Прокопа, Михаэля Галански, Арта ван дер Молена и Корнелии Шеффер-Прокоп поможет изучающим диагностическую радиологию ординаторам приобрести знания в области КТ, достаточные для того, чтобы заниматься практикой на самом высоком уровне. Авторы книги являются специалистами по КТ, утвердившими свою репутацию, приняв путь технического развития спиральной и многослойной КТ и используя их для совершенствования существующих и создания новых приложений.

В этом удобном для изучения, богато иллюстрированном, исчерпывающем и современном пособии замечателен баланс между техникой КТ и интерпретацией изображений. Авторы включили в книгу клинически важные вопросы КТ-анатомии, адаптированные к анатомии и заболеваниям методики исследования при использовании однослойных, 4-слойных и 16-слойных томографов, проявления заболеваний в КТ-изображении и интерпретацию последних и уделили особое внимание новым и передовым приложениям, таким как КТ-ангиография и кардиальная КТ.

И те, кто только изучают КТ, и опытные радиологи-практики, которые хотят обновить свои знания, получат большую пользу от этого выдающегося руководства.

G.D.Rubin,
доктор медицины
Медицинский факультет
Стэнфордского университета
Стэнфорд, Калифорния

С появлением спирального сканирования, а потом и многослойной КТ стали очевидными быстрый технический прогресс и растущее количество новых применений компьютерной томографии. Новые технологии позволили КТ отстоять ведущие позиции среди послойных методов визуализации как метода выбора во многих клинических ситуациях. В частности, многослойная техника сканирования преобразовала КТ, превратив ее из метода получения аксиальных срезов в метод создания трехмерных изображений.

Техническое развитие метода обеспечило значительное увеличение диагностических возможностей, улучшило точность и диагностическую достоверность КТ. Многие показания к обычной проекционной рентгенографии перешли к компьютерной томографии. Среди них диагностика заболеваний желудочно-кишечного тракта, томография скелета и большинство внутриартериальных ангиографических процедур. Усовершенствованные возможности трехмерных изображений позволили более эффективно сопровождать хирургические и интервенционные процедуры и революционизировали пути исследования патологических процессов.

В то же время исследования стали более сложными и предъявляют больше требований к тем, кто их проводит. Выросло количество регулируемых параметров, и для получения оптимальных результатов исследование каждой системы органов должно быть тщательно приспособлено к клинической задаче. Появились новые виды артефактов. Повышенное внимание привлекло к себе воздействие ионизирующего излучения, так как новая техника несет в себе возможности и снижения дозы, и ее значительного повышения. Знание фундаментальных принципов получения изображений является основой индивидуального подхода к каждому пациенту.

На этом фоне возникла необходимость в новой книге по КТ тела, которая отдавала бы должное новым перспективам и требованиям, отражала современное состояние техники спиральной и многослойной КТ, не пренебрегая в то же время накопленным в течение десятилетиями опытом анализа изображений. Эта книга отражает состояние наших знаний к моменту ее издания, включая технику сканирования на 16-слойных томографах*. Большую часть ее занимает изложение технических принципов и интерпретации изображений. Они являются предпосылкой для использования всех преимуществ этой техники и одновременно предотвращают ошибки. Предлагаемые параметры сканирования представляют компромисс между качеством изображения, диагностическим выходом и радиационной экспозицией.

КТ-анатомия сведена к наиболее важным чертам, необходимым для правильной диагностической оценки изображений. Особый акцент сделан на выборе методики исследования в зависимости от органа и клинических показаний, а также на критериях интерпретации и специфических патологических изменениях. Освещены новые или улучшенные приложения КТ, такие как кардиальная КТ и КТ-ангиография.

КТ со времени ее появления стала краеугольным камнем радиологии. Мы считаем, что концепция этого руководства с акцентами на диагностические и технические аспекты отдает должное будущим проблемам нашей дисциплины. Мы надеемся, что книга внесет вклад в лучшее понимание этого мощного интеллектуально стимулируемого метода и станет постоянным спутником радиологов в их повседневной работе.

М.Prokop
M.Galanski
C.Schaefer-Prokop
A.J. van der Molen

* Оригинальное издание книги относится к 2003 году. — *Примеч. ред.*

Несмотря на почти уже 30 лет использования рентгеновской компьютерной томографии в России, современного фундаментального руководства по применению этой чрезвычайно информативной и важной технологии медицинской визуализации на русском языке нет. Вышедшие в разные годы отдельные книги по рентгеновской компьютерной томографии, за исключением, пожалуй, области головы, ориентированы на диагностические возможности уже устаревших компьютерных технологий и мало соответствуют требованиям сегодняшнего дня. Вместе с тем переоснащение парка КТ-томографов в нашей стране и появление в медицинских учреждениях новых спиральных и многодетекторных томографов обуславливают совершенно другие требования к методикам выполнения диагностических процедур на современных компьютерных томографах и интерпретации полученных данных. В связи с этим и был осуществлен перевод на русский язык одного из фундаментальных европейских руководств по спиральной многослойной компьютерной томографии всего тела. Представленное на суд российских врачей руководство является последней редакцией ранее выпускавшейся книги, выдержавшей уже два издания и ставшей настольной книгой как для врачей-резидентов в университетских клиниках, так и для уже

давно практикующих опытных врачей-рентгенологов. В данном издании подробно рассмотрены вопросы рентгеновской анатомии всех областей человеческого тела (за исключением области головы) с учетом интерпретации объемных волюметрических изображений. Также подробно описаны все возможные методики исследования, включая технические условия выполнения процедур на современных 4- и 16-срезовых рентгеновских томографах. Вопросы диагностики подробно рассматриваются авторами в отдельных главах, выделенных по органному принципу. Особое внимание уделено таким принципиально новым направлениям компьютерной диагностики, как виртуальная КТ-колонография, КТ-ангиография и КТ-коронарография.

Мы рассчитываем, что в данном руководстве врачи найдут ответы на самые важные и наиболее актуальные вопросы современной диагностики с помощью многослойной спиральной компьютерной томографии, а книга окажется необходимым подспорьем в их профессиональной деятельности.

*Зав. кафедрой лучевой диагностики
Учебно-научного медицинского центра
Управления делами Президента РФ,
вице-президент Российской ассоциации
радиологов, профессор А.В.Зубарев*

1. Принципы компьютерной томографии, спиральной компьютерной томографии и многослойной спиральной компьютерной томографии

M.Prokop

Компьютерная томография	12
Принцип сканирования	
Реконструкция изображений	
Дисплей и документирование изображений	
Параметры сканирования	
Спиральная компьютерная томография	20
Принцип сканирования	
Реконструкция изображений	
Параметры сканирования	
Просмотр изображений, дисплей и документирование	
Многослойная спиральная компьютерная томография (МСКТ)	28
Принципы сканирования	
Типы детекторов	
Производительность томографов	
Реконструкция изображений	
Параметры сканирования	
Рабочий поток, просмотр, дисплей и документирование изображений	
Многослойная КТ сердца	47
Перспективная синхронизация с ЭКГ	
Ретроспективная синхронизация с ЭКГ	
КТ-скопия	53
Принцип и реконструкция изображений	
Техника	
Радиационная безопасность	

Компьютерная томография (КТ) явилась одним из главных прорывов в диагностической радиологии. Первый клинический компьютерный томограф был создан G.H.Hounsfield для исследования головы и установлен в 1971 г. в больнице Atkinson-Morley в Уимблдо-не (Англия). Первый томограф для всего тела установлен в 1974 г., и к концу 1970-х годов техническая эволюция КТ была в основном завершена (табл. 1.1). Технические детали продолжали совершенствоваться и на протяжении 1980-х годов, но КТ-технология оставалась без принципиальных изменений до начала 1990-х годов, когда появление спирального КТ-сканирования вызвало дальнейшее быстрое развитие, привело к расширению диагностических возможностей, созданию техники 3D-изображений и КТ-ангиографии. Самое последнее достижение – появление многослойной КТ в 1998 г. Эта новая технология существенно расширила эксплуатационные качества компьютерных томографов: она превратила КТ из метода получения аксиальных изображений в 3D-метод, который позволяет создать изображения высокого качества в произвольных плоскостях и образует основу для все расширяющегося ряда 3D-приложений, включая виртуальную эндоскопию. Кроме того, эти томографы должны революционизировать изображения сердца.

Таблица 1.1. Исторические вехи компьютерной томографии

1924	Разработка Раденом основополагающих математических принципов
1963	Реконструкция изображений (Кормак)
1971	Разработка Хаунсфилдом технологии КТ в лаборатории компании «EMI»
1971	Компьютерный томограф для головы (EMI Mark I)
1974	Компьютерный томограф для всего тела (АСТА)
1974	Компьютерный томограф 3-го поколения (Atroniks)
1977	Компьютерный томограф 4-го поколения (AS&E)
1979	Присуждение Нобелевской премии Хаунсфилду и Кормаку
1980-е	Техническое совершенствование
1983	Динамический спиральный реконструктор
1983	Электронно-лучевое КТ-сканирование
1987	Компьютерный томограф с непрерывно вращающейся трубкой
1989	Спиральная компьютерная томография (СКТ)
1991	Двуслойная СКТ (компания «Elsint») КТ-ангиография
1995	Реконструкция в реальном времени (КТ-просвечивание)
1998	Многослойная КТ (4 ряда детекторов)
1999	Многослойное изображение сердца
2001–2002	Многослойная КТ (6/8/10/16 рядов детекторов)
Будущее	КТ с коническим пучком излучения (> 256 рядов детекторов)*

Компьютерная томография

Принцип сканирования

КТ – метод рентгеновской томографии, при котором пучок рентгеновского излучения проходит через тонкий слой тела пациента в разных направлениях (рис. 1.1). Используется параллельная коллимация, чтобы сформировать пучок лучей в виде тонкого веера, что определяет толщину сканируемого слоя. Ослабленную интенсивность излучения на выходе из тела пациента измеряют детекторы. Математическая реконструкция изображений (обратное преобразование Радона) позволяет рассчитать локальные ослабления излучения в каждой точке среза. Эти коэффициенты локального ослабления пересчитываются в КТ-числа и, наконец, преобразуются в ступени серой шкалы, которые выводятся на экран, формируя изображение. При обычном КТ-сканировании объем интереса сканируется последовательно, обычно продвигаясь на один срез за каждый шаг.

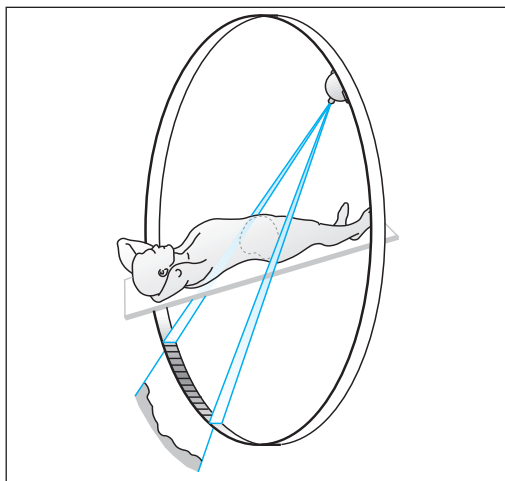


Рис. 1.1. Принцип КТ-сканирования.

Таблица 1.2. Сравнение компьютерных томографов разных поколений и типов

Характеристики	Тип				
	1-е поколение	2-е поколение	3-е поколение	4-е поколение	Электронно-лучевые томографы
Принцип	Трансляция-ротация		Ротация		Отклонение пучка электронов
Детекторы	Одиночный	Серия	Дуга (30–60°)	Круг (360°)	Полукруг (210°)
Ряды активных детекторов	2	1–2	1–16	1	4
Количество элементов детекции в ряду	1	3–52	256–1000	600–4000	432/864
Время сканирования	135–300 с	5–150 с	0,4–10 с	1–5 с	≥50 мс

Первые два поколения компьютерных томографов были вытеснены в конце 1970-х гг. томографами 3-го и 4-го поколений, которые используются и ныне. В томографах 3-го поколения рентгеновская трубка и совокупность детекторов синхронно вращаются вокруг пациента. Массив детекторов покрывает полную ширину веерообразного пучка излучения. В томографах 4-го поколения элементы детекторов покрывают полный круг, окаймляя отверстие томографа, и остаются неподвижными во время сканирования. Вокруг пациента вращается только рентгеновская трубка (рис. 1.2). Однако томографы 3-го поколения обеспечивают лучшее подавление рассеивания и требуют меньшего количества элементов детекторов. Этим объясняется, почему на всех многослойных компьютерных томографах используют технологию 3-го поколения.

Попытки ускорить процесс изображения привели к развитию КТ-томографов с множественными трубками, которые получили название динамических реконструкторов пространства (Mayo Monster был оснащен 28 трубками, способными сканировать до 240 срезов толщиной 1 мм каждый за один оборот на 360°), а также электронно-лучевой КТ, спиральной компьютерной томографии (СКТ) и недавно — многослойной спиральной компьютерной томографии (МСКТ). Из этих технологических решений только СКТ и МСКТ получили широкое клиническое применение.

Реконструкция изображений

Сигналы, зарегистрированные детекторами во время сканирования, подвергаются предварительной обработке, чтобы компенсировать

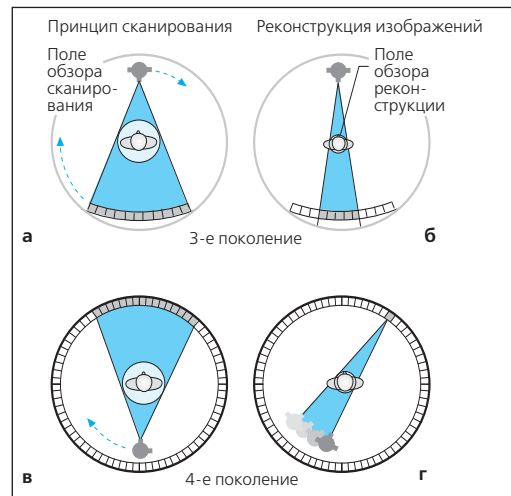


Рис. 1.2. Сравнение принципов сканирования и реконструкции на КТ-томографах 3-го (а, б) и 4-го (в, г) поколений. В томографах 4-го поколения используется неподвижное кольцо детекторов, и данные, собранные одним детектором, объединяются в проекцию из разных положений трубки.

неоднородности системы детекторов и корректировать артефакты, обусловленные повышением жесткости излучения внутри тела обследуемого. Данные, полученные после различных шагов коррекции и преобразования интенсивности сигнала в значения ослабления рентгеновских лучей, называют исходными КТ-данными (рис. 1.3). Массив исходных данных на томографах 3-го и 4-го поколений состоит из профилей ослабления излучения от 500–2300 проекций для каждого оборота рентгеновской трубки на 360°. Каждую про-

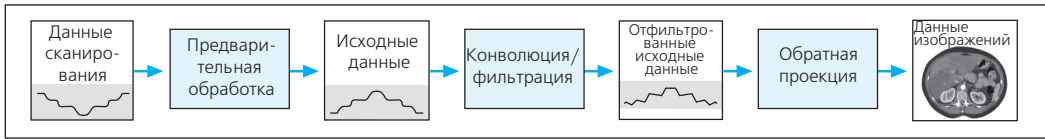


Рис. 1.3. Этапы реконструкции КТ-изображений.

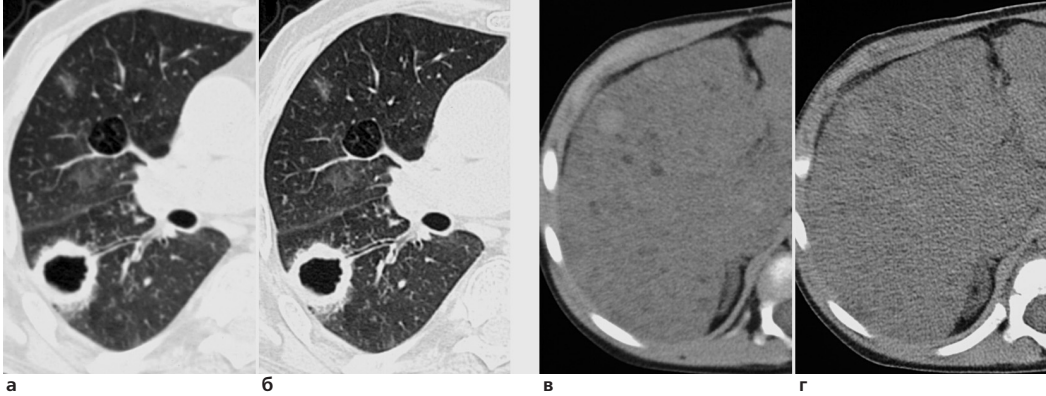


Рис 1.4. Влияние ядра конволюции на пространственное разрешение и шумы в изображении. В паренхиме легких (высокий естественный контраст) использование ядра повышенной резкости (б) вместо стандартного ядра (а) увеличивает резкость изображения. В печени (низкий естественный контраст) мягкий ядро (в) предпочтителен, так как в противном случае (ядро повышенной резкости) (г) увеличивающиеся шумы могут скрадывать структуры с низким контрастом.

екцию, в свою очередь, составляют 500–900 значений ослабления излучения. Реконструкция изображения из массива исходных данных создает массив данных изображения.

Реконструкция изображений начинается с выбора желаемого поля обзора. Для реконструкции используется каждый луч, который проходит через это поле обзора от трубки до детектора. Коэффициент ослабления для каждой точки изображения определяется посредством усреднения значений ослабления для всех лучей, которые пересекают эту точку (*обратная проекция* – *back projection*). Однако этот тип неотфильтрованной обратной проекции создает очень нерезкое изображение с размытыми контурами, поэтому множество лучей объединяют в проекцию и полученный профиль ослабления подвергают математической фильтрации с краевым усилением (конволюции). Тип фильтрации определяется так называемым ядром конволюции. После этого обратные проекции отфильтрованных профилей изображения создают резкое изображение. *Ядро конволюции* (алгоритм реконструкции)*, используемый для отфильтрованных обратных проекций (*filtered back projection*), определяет такие свойства реконструированного КТ-среза, как пространственное разрешение и шумы в изображении, и может из-

меняться от мягкого, или сглаживающего, до резкого, или усиливающего контуры (рис. 1.4).

Томографы 3-го и 4-го поколений отличаются способом, которым значения ослаблений объединяются в веерообразные проекции. Томографы 3-го поколения используют веер от единственного положения трубки до детектора, тогда как томографы 4-го поколения принимают данные, собранные единственным детектором для различных положений трубки, и объединяют их в проекции (см. рис. 1.2).

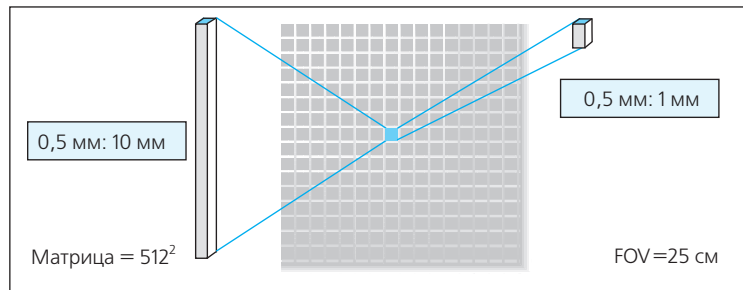
Дисплей и документирование изображений

■ Матрица изображения и поле обзора

КТ-изображения состоят из квадратной матрицы изображения величиной от 256×256

* Линейная фильтрация данных изображения осуществляется посредством математических операций, которые завершаются конволюцией. При конволюции значения пикселей на выходе вычисляются как взвешенная сумма с соседними пикселями. Матрица таких весов называется ядро конволюции и известна также как фильтр. – *Примеч. перевод.*

Рис. 1.5. Пиксели в КТ-матрице фактически представляют элементы объема (воксели) в сканируемой области тела. Заметьте, что при стандартной толщине слоя 10 мм каждый воксель имеет форму спички (деревянной части).



до 1024×1024 элементов изображения, или *пикселей*. Поскольку КТ-срез имеет конечную толщину, каждый пиксель представляет в изображении маленький элемент объема – воксель. Величина вокселя зависит от величины матрицы, выбранного поля обзора (FOV) и толщины слоя (рис. 1.5). При большинстве КТ-исследований воксель имеет форму деревянной части спички: размеры пикселя, измеренные в плоскости xy , в 10–20 раз меньше, чем толщина слоя, измеренная по оси z . Эта анизотропия вокселя может быть уменьшена только путем уменьшения толщины слоя. Только посредством МСКТ можно получить почти изотропные воксели для большой области тела (см. также с. 56).

Фактическая *матрица изображения* (*image matrix*), которая реконструируется из исходных данных, может отличаться от *матрицы дисплея* (*display matrix*), с которой изображения выводятся на экран или распечатываются на пленке. Хотя обычно обе матрицы идентичны, можно выбрать матрицу дисплея большей величины (например, 1024×1024 вместо 512×512), чтобы улучшить качество изображений.

Для реконструкции изображений обычно не обязательно использовать данные от всего поперечного среза тела и можно реконструировать *поле обзора* (*Field Of View – FOV*) ограниченных размеров из исходных данных. Это поле обзора характеризуется или его размерами в миллиметрах, или *фактором зума* (*zoom factor*) – увеличения относительно максимального поля, доступного на данном томографе. В зависимости от томографа оно может быть округлым или квадратным. Некоторые производители называют его *полем обзора реконструкции* (*Reconstruction Field Of View – RFOV*), чтобы отличить его от *поля обзора дисплея* (*Display Field Of View – DFOV*), которое может быть выбрано из первого поля и увеличено для дисплея на мониторе. Обычно такое увеличенное изображение менее резкое, чем реконструированное прямо из исходных данных, потому что оно использует только часть

данных изображения, а не всю информацию, содержащуюся в массиве исходных данных.

Поля обзора реконструкции и дисплея нужно отличать от *поля обзора сканирования* (*Scan Field Of View – SFOV*), доступного на некоторых томографах. SFOV – уменьшенная локализованная в центре область, из которой собираются данные, что может увеличить темп выборки и тем самым улучшить пространственное разрешение. Обычно такая техника применяется при исследованиях конечностей (пяточная кость), позвоночника или области головы и шеи. Поскольку в случае уменьшенного SFOV используется веерообразный пучок с более узким углом, эта техника также уменьшает облучение той части тела пациента, которая находится вне SFOV. По этой причине оно используется на некоторых томографах, чтобы уменьшить лучевую нагрузку при МСКТ сердца.

■ КТ-числа

Во время реконструкции изображения каждому вокселю приписываются числовые значения в соответствии со степенью ослабления излучения в этом вокселе. Чтобы уменьшить зависимость от энергии излучения и получить удобные количественные значения, КТ-числа определяются по формуле:

$$KT = 1000 \cdot (\mu^* - \mu_{\text{воды}}) / \mu_{\text{воды}}$$

Единицы КТ-ослабления** называют единицами Хаунсфилда – ед. X (*Hounsfield unit* –

* μ – коэффициент линейного ослабления излучения, показывающий, насколько ослабляется излучение слоем данного вещества определенной толщины (зависимость между толщиной слоя и ослаблением излучения экспоненциальная). – *Примеч. перевод.*

** Хотя корректным является термин «ослабление излучения», который широко используется авторами книги, в переводе мы часто заменяем его более привычным для нашего читателя термином «КТ-плотность». Соотношения между ослаблением излучения и плотностью сложные и охарактеризованы авторами в главе 7. – *Примеч. перевод.*



Рис. 1.6. Шкала чисел КТ-ослабления задается значениями ослабления для воздуха (-1000 ед. X) и воды (0 ед. X). Мягкие ткани занимают узкую полосу вокруг значения 50 ед. X.

НУ). Числа заданы по шкале, на которой -1000 представляет воздух и 0 представляет воду. Заметьте, что шкала не имеет верхнего предела. Доступный диапазон КТ-чисел отличается в зависимости от томографа и доступной величины бит/пиксель (например, от -1024 до 3071 для 12 битов или до 64 500 для 16 бит).

Шкала чисел КТ-ослаблений показана графически на рис. 1.6. За исключением жира, жидкостей с низким содержанием белка и свежей крови нет типичных значений, которые позволяли бы специфическую характеристику мягких тканей по их КТ-числам.

■ **Установки окна**

Глаз человека способен различать только ограниченное количество градаций серой шкалы – от 40 до 100 в зависимости от условий рассматривания. Следовательно, не имеет смысла приписывать весь диапазон КТ-чисел (примерно 4000 ед.) доступному диапазону градаций серой шкалы (от белого до черного), так как невозможно различать структуры с небольшой разницей КТ-чисел. Поэтому лучше вывести на экран только часть всей КТ-шкалы. Так называемое окно определяется шириной, которая влияет на контраст изображений, и уровнем (центром), который определяет яркость изображения. Уменьшение ширины окна повышает контраст изображения, снижение уровня окна делает изображение более ярким, а повышение уровня – более темным (рис. 1.7). Примеры установок окна приведены в таблице 1.3.

■ **Обработка изображений и анализ**

Программы, используемые в компьютерных томографах, обеспечивают различные выборы обработки КТ-срезов и манипуляций с ними. Наибольшую практическую важность имеют измерения длины и углов и анализ КТ-чисел в выбранной области интереса (*Region Of Interest – ROI*). Оператор может интерактивно выбрать эту область с заранее заданной формой (круг, эллипс, прямоугольник) или в виде свободно очерченной области произвольной формы. После этого компьютерные программы позволяют рассчитывать средние КТ-числа и стандартные отклонения внутри ROI и создавать гистограммы.

Можно также манипулировать объемом сканирования, чтобы переформатировать изображения в любой вторичной плоскости среза, создавая многоплоскостные переформатирования (многоплоскостные реформации) – МПР, а также получая трехмерные реконструкции различных типов (см. гл. 2. «Обработка изображений»).

■ **Документирование**

КТ-изображения, полученные на обычных томографах, как правило, распечатывают на пленке для их рассматривания. Следует документировать все задания окна, которые важны для исследованной области тела. Например, сканирование грудной полости может быть документировано и с легочной установкой окна, и с мягкотканой установкой. Может быть добавлена еще и костная установка окна для поиска метастазов. Попытки вывести на экран две неперекрывающиеся установки окна одновременно (например, средостение и легкие) оставлены, так как структуры с КТ-числами между двумя окнами (например, плевральные

Таблица 1.3. Установки окна

	Ширина	Уровень
Легкие	1500	-650
Эмфизема	800	-800
Мягкие ткани (нативное)	400	40
Печень (нативное)	200	40
Мягкие ткани + КС	400	70
Печень + КС	300	60-100
Шея + КС	300	50
КТА	500	100-200
Кости	2000	500
Остеопороз	1000-1500	300
Пирамиды височной кости	4000	700

КС – контрастные средства

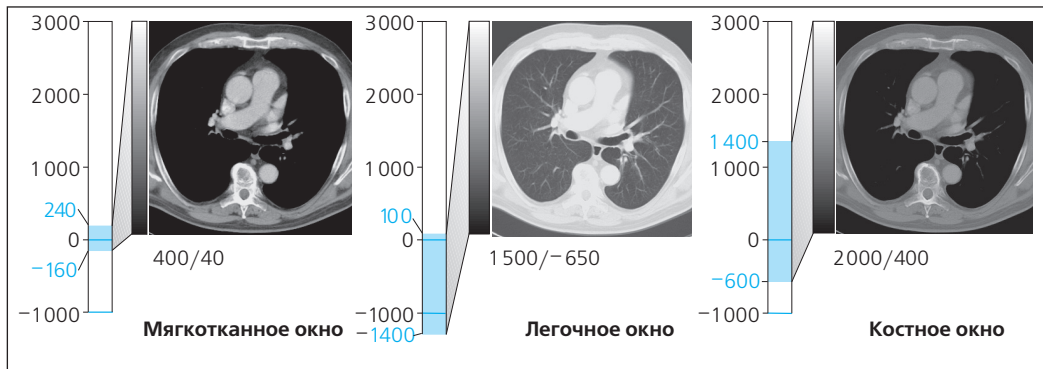


Рис. 1.7. Установка окна. Для оптимального контраста уровни серой шкалы для рассматривания и съемки изображений приписываются определенным частям КТ-шкалы. Окно характеризуется шириной, которая определяет контраст, и уровнем, который определяет яркость.

изменения) легко пропускаются. Эта *техника двойного окна* больше не используется.

В современных СКТ и МСКТ и благодаря введению в практику архивирования изображений и систем архивирования и связи (*Picture Archiving and Communication Systems – PACS*) все больше отходят от распечатки КТ-изображений, предпочитая ей прямое рассматривание на плоских экранах мониторов и сохранение данных изображений в цифровых архивах.

Параметры сканирования

Наклон гентри

Гентри – это рама, которая вмещает сканирующее устройство и может быть наклонена вокруг оси x , чтобы выполнить сканирование в наклонной плоскости. Диапазон наклона гентри составляет до $\pm 30^\circ$ в зависимости от типа томографа. Наклоны гентри используют главным образом при сканировании головы, шеи и позвоночника. Они не обязательны для других применений, и от них все больше отказываются при МСКТ в пользу реконструкции наклонных срезов из объемного массива данных.

Толщина среза

■ Профиль среза

Задание коллимации пучка определяет толщину слоя. Но, как и в обычной рентгенографии, рентгеновская трубка испускает конически расходящийся, а не параллельный пучок лучей. Чтобы получить срезы приемлемо однородной толщины, необходимо использовать

коллиматоры, помещаемые непосредственно позади трубки. В некоторых томографах для дальнейшей оптимизации профиля среза имеются дополнительные коллиматоры, расположенные за пациентом перед детекторами. Несмотря на эти меры, на практике никогда не получают срезы, ограниченные параллельными плоскостями, но в них всегда включены прилежащие части объекта. Кроме того, из-за конечных размеров фокуса трубки имеется область за пределами первичного пучка, на которую падает излучение меньшей интенсивности. Эта область называется *пенумбра* (рис. 1.8 а).

Влияние этих эффектов на срез можно описать, используя понятие *профиль чувствительности среза* (*Section Sensitivity Profile – SSP*), или профиль слоя (*slice profile*) (рис. 1.8), который показывает, какой вклад в изображение вносит точка в объекте в зависимости от ее расстояния от центра среза. Идеальный профиль среза прямоугольный с шириной, соответствующей заданной толщине среза, и в этом случае все точки вне среза не вносят вклада в измеряемые ослабления, тогда как все точки внутри среза вносят однородный вклад в КТ-числа. Реальный профиль среза имеет закругленные «края». Это означает, что прилежащие области также вносят слабый вклад в изображение. В то время как профиль толстого среза (7–10 мм) близко соответствует идеальной прямоугольной форме, тонкие срезы больше соответствуют колоколоподобной форме (рис. 1.8 б). В клинической практике увеличивающиеся «хвосты» тонких срезов только незначительно влияют на качество изображений, так как более важно уменьшение ширины профиля, что ведет к улучшенному разрешению по оси z .

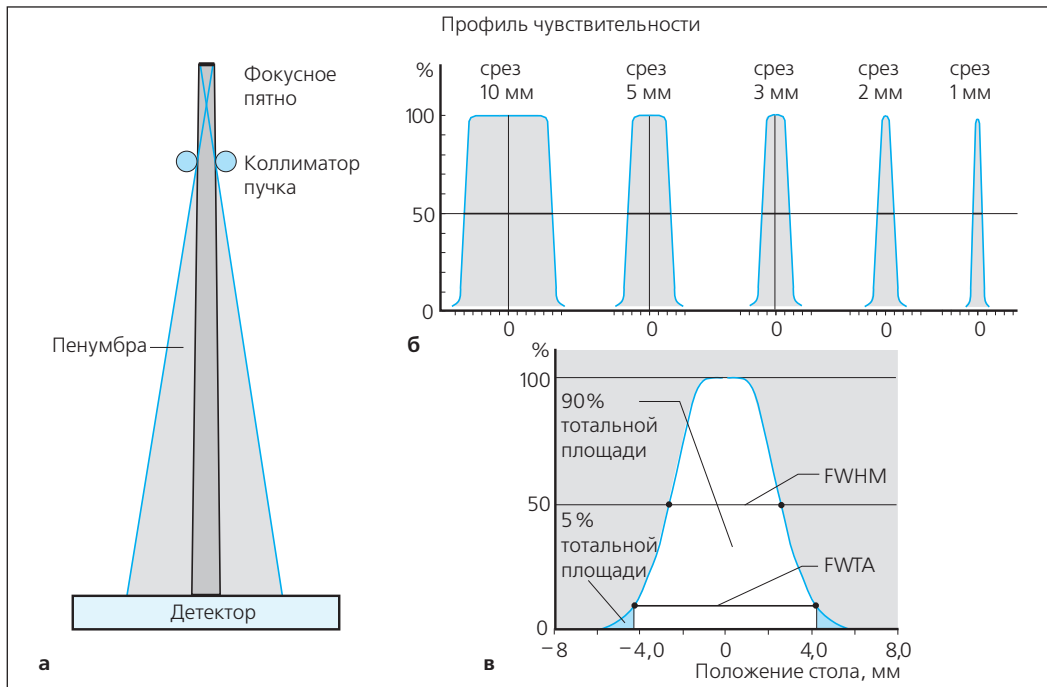


Рис. 1.8. Вследствие особенностей геометрии пучка излучения в сканирование включаются области, расположенные вне выбранной толщины слоя (а). Это приводит к закругленному профилю чувствительности слоя, который приближается к идеальной прямолинейной форме только в случае толстых слоев (б). Эффективная толщина слоя (или ширина среза SW) может быть измерена как ширина профиля слоя на уровне половины его максимальной высоты и получила название полной ширины на уровне полумаксимум (FWHM) или как ширина, заключающая 90% площади под графиком, которую называют полной шириной на 1/10 площади (FWTA) (в).

■ Эффективная толщина среза

Ширина профиля чувствительности среза обычно определяется посредством измерения ширины графика на уровне 50% его пикового значения, что получило название *полной ширины на уровне полумаксимум (Full Width at Half Maximum – FWHM)* (рис. 1.8 в). Это значение также известно как *эффективная толщина среза*, или *ширина среза (Section Width – SW)*. При обычной КТ она равна, по определению, *коллимации среза (Section Collimation – SC)*, или номинальной толщине слоя. Однако нужно отметить, что эффективная толщина слоя не эквивалентна коллимации среза при СКТ. Это наиболее частое измерение для определения пространственного разрешения по длинной оси пациента (ось z).

Более строгая мера ширины профиля среза – ширина, заключающая 90% площади под графиком, – называется *полной шириной на 1/10 площади (Full Width at Tenth Area – FWTA)*. FWTA показывает ширину, на которой эле-

менты объекта, расположенные вне среза, вносят вклад, составляющий ровно 10%, в КТ-числа. FWHM и FWTA имеют сходные значения при обычной КТ, когда выбираются толстые слои, но они заметно отличаются при СКТ и в случаях тонкой коллимации при обычной КТ.

Еще одно недавно предложенное измерение – *индекс качества профиля среза (Slice Profile Quality Index – SPQI)*. Он описывает процент площади под профилем чувствительности среза, которая заключена внутри идеального прямоугольного профиля среза той же ширины.

■ Частичный объемный эффект

КТ-число пикселя определяется ослаблением рентгеновского излучения, которое происходит в соответствующем вокселе. Если ткани с различными свойствами ослабления лучей занимают один и тот же воксель (например, кровеносный сосуд и легочная ткань), ре-

зультатирующее КТ-число будет с хорошим приближением представлять сумму различных значений ослабления (*частичный объемный эффект* или *частичное объемное усреднение*):

$$CT = v_1 \times CT_1 + v_2 \times CT_2 + \dots,$$

где сумма элементов частичного объемного эффекта v_i составляет 1.

Учитывая гораздо больший размер вокселя по оси z , чем в плоскости xy , коллимация среза вносит больший вклад в частичный объемный эффект, чем поле обзора или размеры пикселя (рис. 1.9).

■ Коллимация среза

Некоторые анатомические структуры (часть аорты, грудной стенки или край печени) ориентированы параллельно длинной оси тела. Обычная аксиальная ориентация срезов при КТ означает, что при сканировании соответствующие границы между тканями будут срезаться под прямым углом, что сводит к минимуму частичный объемный эффект. Поэтому при КТ тела наиболее часто используется коллимация срезов 7–10 мм.

Частичный объемный эффект оказывается особенно неблагоприятным при сканировании с плоскостью среза, которая проходит косо или параллельно к границам между тканями (диафрагма, верхушки легких, полюса почек), и при оценке мелких структур (мелкие сосуды, бронхи, надпочечники). Чтобы оценить структуры, параллельные плоскости среза (например, поджелудочная железа), или для оценки маленьких органов, таких как надпочечники, может потребоваться коллимация

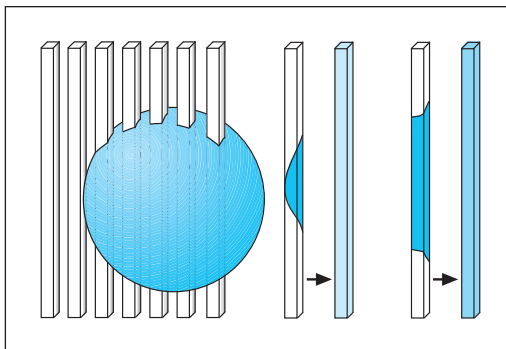


Рис. 1.9. Частичный объемный эффект. Вследствие конфигурации вокселя, подобной спичке, на КТ-числа вокселя влияет не только объект интереса (например, округлый очаг поражения), но также прилегающие структуры (например, паренхима легких). Это создает эффект усреднения, который искажает КТ-числа вокселя.

3–5 мм. Тонкая коллимация (1–2 мм) предпочтительна для легких, где требуется детальный анализ структуры при диагностике интерстициальных поражений. При МСКТ такая коллимация стала стандартной.

Шаг стола

При обычной КТ объем ткани сканируется слой за слоем. Это достигается перемещением стола с пациентом на заданное расстояние (*шаг стола – table increment*) между последовательными срезами. Как правило, получают непрерывные изображения, что означает одинаковую толщину слоя и шаг стола.

■ Сканирование с перекрытием

Уменьшение шага стола создает перекрывающиеся срезы, что увеличивает лучевую нагрузку на пациентов. В свое время перекрывающиеся срезы рекомендовались, чтобы улучшить 3D-изображение скелета, однако с появлением СКТ они вышли из употребления.

■ Прерывистое сканирование

Когда шаг стола увеличивается, возникают зазоры между срезами. Это можно использовать в избранных случаях, когда необходим поиск только грубых патологических изменений, имеющих большую протяженность.

■ Респираторные ошибки регистрации

Такие ошибки появляются, когда структуры, перемещающиеся при дыхательных движениях, пропускаются вследствие разной глубины вдоха между срезами. Однако, несмотря на большие усилия, затраченные, чтобы воспроизвести постоянную глубину вдоха на протяжении 5–20 дыхательных циклов, как правило, возникают некоторые зазоры по оси z . Чем тоньше коллимация и чем мельче очаги поражения, тем выше вероятность респираторных ошибок регистрации (см. рис. 1.10). Они оказывают только умеренное влияние на выявление поражений печени или на оценку почек и надпочечников, но сильно вредят при поиске метастазов в легких. Чтобы получить сплошное покрытие объема, нужно избегать коллимации срезов меньше 5 мм в областях, которые перемещаются при дыхательных экскурсиях. Это создает конфликтующие требования при обычной КТ, так как невозможно одновременно свести к минимуму частичный объемный эффект и устранить респираторные ошибки регистрации при одном и том же сканировании.

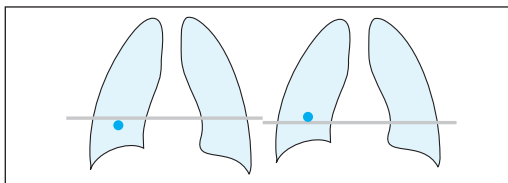


Рис. 1.10. Респираторные ошибки регистрации: разная глубина вдоха при повторных срезах может привести к тому, что маленький очаг поражения (например, узелок в легком) окажется пропущенным при последовательном (пошаговом) сканировании.

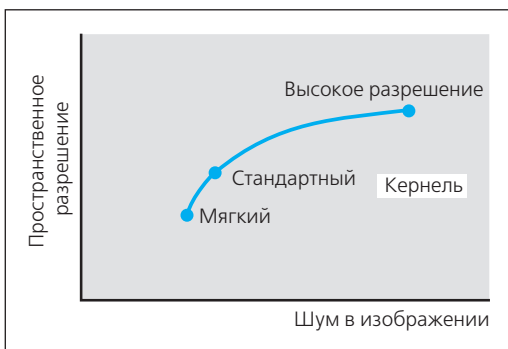


Рис. 1.11. Использование ядра конволюции с более высоким разрешением может улучшить пространственное разрешение, но ведет к диспропорциональному увеличению шумов в изображениях.

Алгоритм реконструкции (ядро конволюции)

Ядро конволюции (или фильтр), используемый при реконструкции изображений из исходных данных, определяет отношение между пространственным разрешением и шумом в

изображении. Шум ограничивает разрешение контраста и тем самым возможность дифференцировать объекты, ослабление которых может очень мало отличаться от ослабления окружающего фона. Высокое *разрешение контраста* (*contrast resolution*) важно для обнаружения очаговых поражений паренхиматозных органов, подобных печени и поджелудочной железе. Высокое *пространственное разрешение* (*spatial resolution*) необходимо для выявления тонких морфологических изменений в легких или костях. Ядра конволюции высокого разрешения (*BP-ядро*, *резкий ядро* – *HR-kernels*, *sharp kernels*) улучшают пространственное разрешение, но также диспропорционально увеличивают шум. Наоборот, *мягкие*, или *сглаживающие*, ядра (*smooth kernel*) ведут к одновременному уменьшению шума и пространственного разрешения (рис. 1.11). *Стандартный ядро* (*standart kernel*) означает компромисс между хорошим пространственным разрешением и приемлемым уровнем шумов для большинства изображений тела.

■ Частичное сканирование

Так как ослабление пучка лучей идентично в обоих направлениях (от трубки к детектору и от детектора к трубке), может быть получено достаточно данных для реконструкции при ротации рентгеновской трубки меньше чем на 360° . Для этой цели достаточно данных от 180° плюс угол веера пучка лучей (примерно 60°). Эта реконструкция частичного сканирования или полусканирования может быть использована, чтобы уменьшить продолжительность сканирования на срез и таким образом – артефакты от движений. В частности, она применяется для сканирования сердца при электронно-лучевой томографии или МСКТ, когда особенно важно временное разрешение.

Спиральная компьютерная томография

В прошлом десятилетии СКТ стала стандартной технологией, используемой при большинстве клинических показаний к КТ.

Принцип сканирования

Для проведения спиральной КТ требуется томограф с непрерывно ротирующейся рентгеновской трубкой. Это должна быть трубка с большой теплоемкостью, которая может работать непрерывно, пока продолжается сканиро-

вание. На современных томографах доступна продолжительность сканирования более 100 с. В противоположность обычной КТ пациент не сканируется срез за срезом, но перемещается через плоскость сканирования с постоянной скоростью стола во время сбора исходных данных (рис. 1.12). Метод называется спиральной КТ (СКТ) вследствие спиральной траектории сканирования.

КТ-изображения могут быть созданы от любого сегмента внутри сканируемого объема, т.е. перемещение стола не имеет отношения к мес-

ту реконструкции изображения. Послойные изображения могут быть созданы на произвольном уровне, и отдельные изображения могут перекрываться, когда это необходимо, без увеличения лучевой нагрузки. Промежутки между реконструированными срезами называют *интервалом*, *шагом* или *индексом реконструкции* (*reconstruction interval, increment или index*).

Коллимацию срезов (номинальная толщина среза) и шаг стола при спиральной КТ можно изменять независимо друг от друга. *Питч* (*pitch*) определяет отношение шага стола за один оборот гентри к коллимации среза (см. рис. 1.15). Чем выше питч, тем ниже доза излучения на пациента и тем больше доступный диапазон покрытия за сканирование.

■ Преимущества

Преимущества СКТ определяются непрерывным сбором данных и коротким тотальным временем сканирования.

При обычной КТ маленькие очаговые поражения (метастазы в легких и печени) могут быть пропущены вследствие респираторных ошибок регистрации (см. рис. 1.10). Но при спиральной КТ возможен непрерывный сбор данных от заданного объема во время одной задержки дыхания с устранением дыхательных движений и зазоров между срезами. Использование интервалов реконструкции с перекрытием позволяет оптимально визуализировать мелкие очаги поражения, устраняя в то же время частичные объемные эффекты. Когда используется тонкая коллимация, можно создавать 2D-переформатированные изображения в произвольных плоскостях и 3D-реконструкции.

Благодаря короткому времени сканирования большинство спиральных КТ-исследования

может быть выполнено на задержке дыхания, а также эффективнее используется интраваскулярное контрастирование, обеспечивая или более высокий контраст, или уменьшение применяемого количества КС. Изображения в артериальной фазе стали доступны только с появлением спирального сканирования. Эти преимущества могут значительно улучшить выявление поражений печени и поджелудочной железы по сравнению с обычным сканированием.

Высокий интраваскулярный контраст — основа КТ-ангиографии (КТА), которая недоступна при обычной КТ. Объемный сбор данных и короткое время сканирования используются при этом, чтобы «поймать» фазу артериального усиления и создать изображения сосудов, подобные ангиографическим (см. гл. 9).

■ Недостатки

Большинство недостатков связано с использованием более старых моделей томографов. На этих томографах непрерывная работа трубки влечет за собой более низкую дозу излучения на оборот трубки и может вести к заметному усилению шума. Современные томографы используют улучшенную технологию трубок, поэтому шум больше не является ограничивающим фактором.

Хотя продолжительность сканирования при СКТ короче, необходимо обрабатывать больше срезов. Это может увеличивать время, требующееся для реконструкции изображений, особенно при использовании перекрывающихся срезов. Новые томографы обеспечивают быструю реконструкцию, которая часто требует меньше 1 с на изображение. Нужно рассмотреть, документировать и архивировать увеличенное количество изображений, что опять-таки связано с увеличенными затратами времени и обходится дороже.

Основной компромисс при СКТ — это компромисс между большим сканируемым объемом и высоким пространственным разрешением по оси z. Короткие диапазоны сканирования, например, в случае исследования внутреннего уха, могут быть покрыты с тонкой коллимацией, но длинные диапазоны, такие как при торакоабдоминальном сканировании, требуют толстой коллимации.

Короткое время сканирования также усложняет введение контрастного средства, причем могут появляться новые типы артефактов. Неправильная техника контрастирования может привести к неоптимальным результатам исследования или к ложным интерпретациям (см. рис. 7.39–7.41).

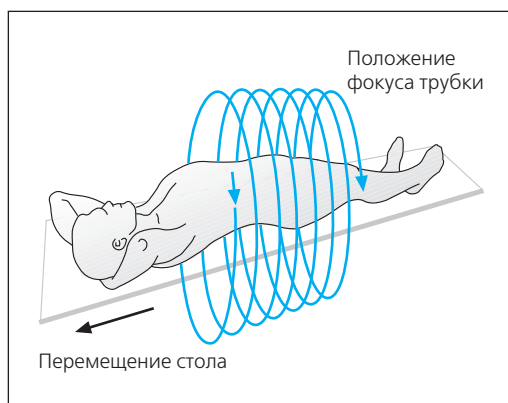


Рис. 1.12. Принцип СКТ.

Реконструкция изображений

■ Алгоритм интерполяции и профиль среза

Движение стола во время сканирования создает артефакты от движений, если использовать для реконструкции изображений непосредственно исходные данные, собранные во время ротации на 360° . Это происходит потому, что при первой и последней проекциях в процессе ротации на 360° собирают разные данные (из-за перемещения стола во время ротации трубки). Чтобы устранить эти артефакты, требуется интерполяция исходных данных перед реконструкцией. Цель интерполяции – получить полный набор проекций в желаемом положении по оси z внутри сканируемого объема.

Простейшая *линейная интерполяция* проекционных данных называется 360° LI (рис. 1.13 а). В каждом угловом положении при ротации на 360° она интерполирует между двумя проекциями в спиральном массиве данных, которые наиболее близки к выбранному положению по оси z . Эта интерполяция данных от 720° приводит к полному набору (360°) проекций для избранного положения по оси z . 360° LI обеспечивает наименьшие шумы в изображении, но значительно расширяет профиль среза (рис. 1.13 б).

При более совершенном алгоритме интерполяции используется тот факт, что ослабление рентгеновского излучения не зависит от направления, т.е. ослабление по ходу луча между рентгеновской трубкой и детектором одинаковое в обоих направлениях. Это дает возможность рассчитать вторую, виртуальную спираль (расчетные данные) для значений ослабления вдоль луча от детектора к трубке и интерполировать проекции при соответствующих углах между реальной и виртуальной спиралями. Этот алгоритм называется 180° LI (рис. 1.13 а), но в действительности использует данные от 360° плюс угол веера пучка излучения. Получаемый профиль среза значительно более узкий (рис. 1.13 в), так как расстояние между аналогичными проекциями в реальной и виртуальной спиралях меньше, чем в одной только реальной спирали. Разница между интерполяциями 360° и 180° лучше всего оценивается при многоплоскостном переформатировании и наиболее выражена, когда используется пич >1 (рис. 1.14). Однако алгоритм 180° LI приводит к более выраженному шуму в изображении, так как для интерполяции используется только половина данных по сравнению с 360° LI. Фактически шум при 180° LI такой же, какой был бы в случае использования 360° LI и половины экспозиционной дозы.

Алгоритмы интерполяции более высокого порядка не просто используют две точки от

прилежащих реальной и виртуальной спиралей, но и применяют вместо этого более сложную функцию взвешивания (*продольная фильтрация* – *longitudinal filtration* или *z-фильтрация* – *z-filtration*) к исходным данным спиральной проекции. Эта функция z -фильтрации определяет вклад каждой проекции в окончательное изображение в зависимости от ее расстояния от реконструируемого среза. Такие алгоритмы можно оптимизировать, чтобы получить более прямоугольные профили срезов ценой более высокого шума (например, 180° LI), или уменьшать шум (и тем самым требования к дозе) ценой некоторого расширения профиля среза (например, HRLF-10, Smart-Helical компании GE).

■ Эффективная толщина среза (ширина среза)

В то время как при обычной КТ ширина профиля среза равна коллимации среза (*номинальная толщина среза*), колоколоподобный профиль среза при спиральном сканировании нужно описывать, используя *эффективную толщину среза* (*effective section thickness*) или *ширину среза* (*section width* – SW). Эффективная толщина среза зависит от коллимации среза и ряда других факторов, включая шаг стола и алгоритм интерполяции. Наиболее часто используемая мера эффективной толщины среза – это полная ширина на уровне полумаксимума (FWHM), т.е. ширина уровня половины на середине его пикового значения.

Для пича, равного 1, ширина среза, данная как FWHM, идентична коллимации среза при использовании 180° LI (см. рис. 1.13 б). При 360° LI ширина среза больше на 28%. Ширину среза, большую на те же самые 28%, получим при использовании 180° LI с пичем 2 (см. рис. 1.15 б).

■ Шум в изображениях

Интерполяция изображений всегда включает проекцию, положение которой точно соответствует центру среза (рис. 1.13 а). Эта проекция не интерполируется при описанных алгоритмах, в то время как противоположная ей проекция (на 180°) подвергается максимальной интерполяции. Это приводит к расхождению пространственного разрешения и шума, зависящему от положения в плоскости сканирования, так как области изображения, расположенные ближе к трубке, оказываются несколько более резкими вследствие отсутствия интерполяции, тогда как в противоположных областях изображения меньше шум (см. рис. 7.48). Новые алгоритмы интерполяции позволяют корректировать эти расхождения.

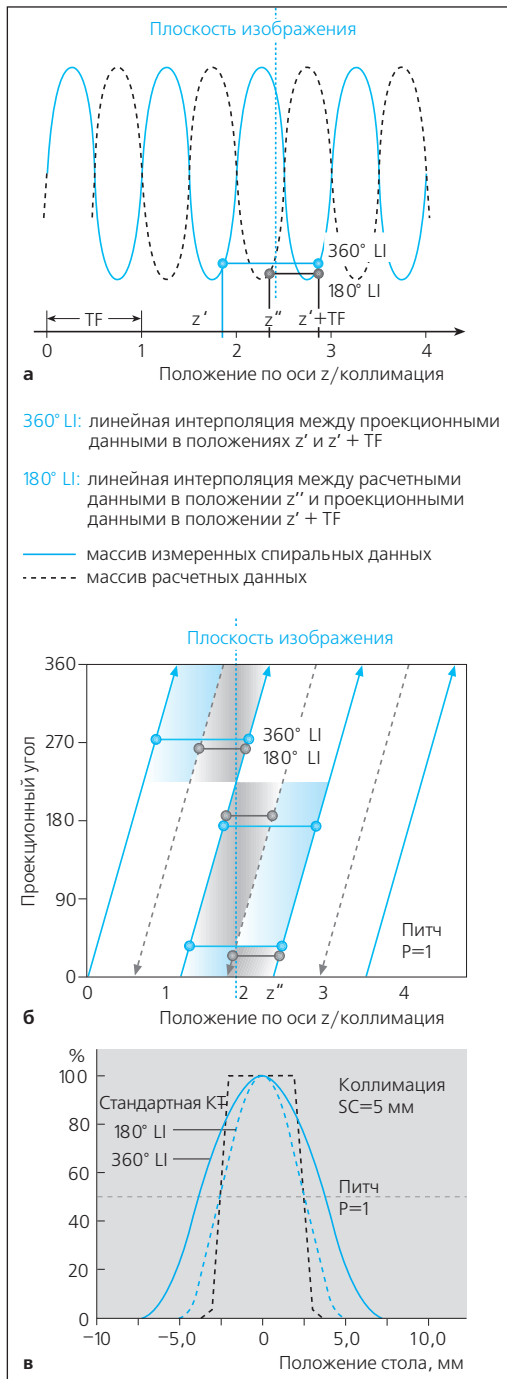


Рис. 1.13. Принцип интерполяции исходных данных. (а) Обычная схема, (б) диаграмма с использованием проекционных углов, (в) сравнение профилей среза при линейной интерполяции 360° и 180°.

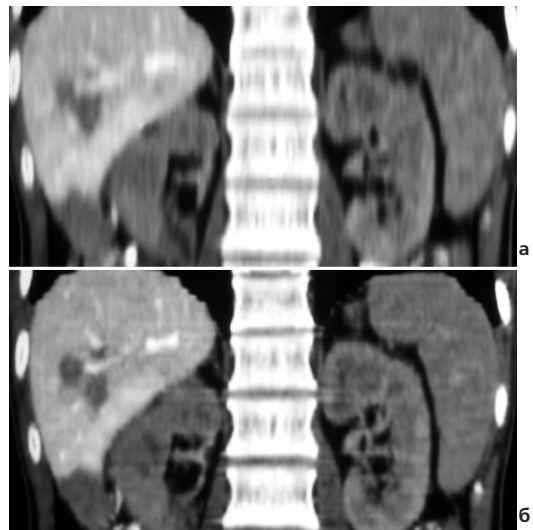


Рис. 1.14. Сравнение качества изображений, переформатированных во фронтальной плоскости, с использованием 360° LI (а) и 180° LI (б). Исследование выполнено с коллимацией 3 мм, шагом стола 6 мм и интервалом реконструкции 2 мм.

Как упомянуто выше, сравнение 360° LI и 180° LI показывает, что при 360° LI ширина среза больше на 28% (меньше пространственное разрешение по оси z), а шум меньше на 28%. Варианты интерполяции, такие как Smart-Helical компании GE, увеличивают профиль среза на 10% по сравнению с 180° LI, но уменьшают шум только на 8–16% (в зависимости от питча).

Параметры сканирования

Поддающиеся изменению параметры сканирования при СКТ приведены в таблице 1.4. Пользователь выбирает три основных параметра. На большинстве томографов это коллимация среза (SC), перемещение (шаг) стола за один оборот трубки (TF) и интервал реконструкции (RI). На некоторых томографах перемещение стола заменяется фактором питча. Все остальные параметры изменяются только в исключительных случаях. Поэтому основные параметры сканирования дают хорошее представление о том, как выполняется сканирование при СКТ. В этой книге описывается триплет чисел (SC/TF/RI) для описания этих базисных параметров.

Коллимация среза, шаг стола и питч — наиболее важные параметры сбора данных, тогда

как *интервал реконструкции* — наиболее важный параметр реконструкции.

Параметры сбора данных

■ Коллимация среза

Коллимация среза (SC) определяет пространственное разрешение по оси z (в направлении движения стола). SC можно изменять с фиксированным шагом в зависимости от томографа. Обычно производитель предварительно задает эти шаги, но на некоторых томографах их можно изменить при монтаже. Могут быть рекомендованы следующие значения как хороший компромисс между клиническими требованиями и количеством заданий коллимации.

$SC=0,5, 1, 2, 3, 5, 7$ и 10 мм.

■ Шаг стола и питч

Шаг стола (TF), или приращение положения стола — это перемещение стола за один оборот трубки. При спиральном сканировании эта величина может быть выбрана независимо от коллимации среза. *Питч* (P) определяется как отношение шага стола к коллимации (рис. 1.15). Нужно усвоить следующие правила.

Сканирование при питче меньше, чем 1, создает перекрывающиеся срезы, увеличивая дозу излучения на пациента. Перекрывающиеся срезы могут создавать некоторые преимущества при 3D-реконструкции контуров, которые примерно параллельны плоскости сре-

зов (например, свода черепа), однако имеется лишь немного показаний, при которых минимальное улучшение качества изображения оправдывает увеличение экспозиции. Более того, влияние перекрытия на шум незначительное или вообще отсутствует и более высокая доза излучения остается неутраченной. Единственным исключением — томографы с двойными детекторами (см. с. 30), на которых имеется специальный алгоритм z-фильтрации, способный утилизировать более высокую дозу, улучшая качество изображения (полезно, например, при исследованиях межпозвоночных дисков).

Если питч больше, чем 2, объем интереса будет недовыбран, что неизбежно ведет к артефактам. Это может быть приемлемым в некоторых случаях, таких как травма, при которой приоритет отдается быстрой оценке больших объемов, а не высокому качеству изображений. Но как общее правило лучше избегать сканирования с питчем больше 2. Единственное исключение — сканирование с очень тонкой коллимацией, при котором даже обычные КТ-срезы имеют колоколоподобный профиль. Благодаря расширению профиля среза может быть использован питч 3 без появления серьезных артефактов, если коллимация равна 1 мм или меньше (рис. 1.16).

■ Эффективная толщина среза и питч

В настоящее время наиболее широко используется алгоритм интерполяции 180° LI,

Таблица 1.4. Параметры сканирования при СКТ и МСКТ

Параметры сбора данных	
SC — коллимация среза, мм	номинальная толщина среза
TF — перемещение (шаг) стола за оборот трубки, мм	$N \times P \times SC = P^* \times SC$
P — питч	$TF / (N \times SC) = \text{питч пучка}$
P* — объемный питч	$TF / SC = N \times P = \text{питч среза}$
L — длина сканирования, см	$TI \times TS = TI \times N \times P \times SC / RT$
Параметры реконструкции	
SW — ширина среза, мм	эффективная толщина среза
RI — интервал реконструкции, мм	интервал реконструкции
Производные параметры	
TS — скорость стола, мм/с	TF/RT
TI — время сканирования, с	$L / TS = (L \times RT) / (N \times P \times SC)$
Параметры оборудования	
RT — время ротации, с	продолжительность одного оборота трубки при однослойной КТ N=1, при двухслойной N=2, при многослойной N=4–16
N — количество рядов детекторов	

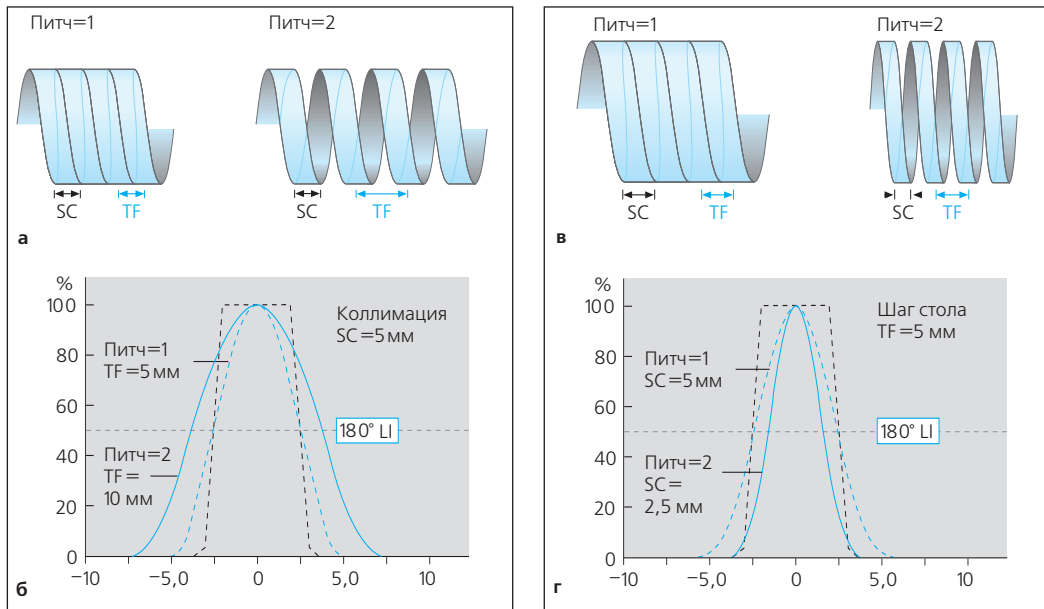


Рис. 1.15. Увеличение питча при постоянной коллимации среза растягивает спираль (а). Это расширяет профиль среза (б). Результирующий профиль с 180° LI при питче 2 идентичен профилю с 360° LI при питче 1 (ср. рис. 1.13 в). Таким образом, использование питча 2 вместо питча 1 будет создавать срез с шириной, увеличенной только на 30%, но позволяет покрыть в 2 раза большую длину сканирования. Увеличение питча за счет уменьшения коллимации среза позволяет покрыть ту же длину сканирования (в). С алгоритмом 180° LI это ведет к уменьшению ширины среза на 35% по сравнению с питчем 1 (г).

который не увеличивает ширину среза (эффективную толщину среза) относительно коллимации среза, если используется питч 1 (рис. 1.15 б). Увеличение питча до 2 уменьшает дозу излучения и длину сканирования в 2 раза, но не приводит к пропорциональному увеличению эффективной толщины среза. Профиль среза, полученный с 180° LI и питчем 2, эквивалентен профилю, полученному с 360° LI и питчем 1, т.е. длина сканирования увеличивается в 2 раза, а радиационная экспозиция уменьшается в 2 раза при одинаковом разрешении по оси z.

В клинической практике длина сканируемого диапазона и доступная продолжительность сканирования (обычно максимально 30 с при

сканировании на задержке дыхания) определяют выбор перемещения стола (см. табл. 1.5). Это не только уменьшает дозу излучения, но и дер-



Рис. 1.16. При узкой коллимации питч может быть увеличен до 3 без заметного ухудшения качества изображения. Заметьте отличное качество многоплоскостных реформатов с протоколом SC/TF/RI=1/3/1, позволяющее визуализировать эмболы в субсегментарных ветвях легочной артерии (стрелка). Обратите внимание также на то, что хорошо отображаются замыкающие пластинки тел позвонков, несмотря на минимальные горизонтальные артефакты интерполяции (головка стрелки).

Увеличение питча может обусловить увеличение или уменьшение ширины среза. Если коллимация остается постоянной, в то время как перемещение стола увеличивается, ширина среза увеличивается (рис. 1.15 а, б). Наоборот, ширина среза уменьшается, если коллимация уменьшается при неизменяющемся перемещении стола (рис. 1.15 в, г).

жит эффективную толщину среза на возможно малых значениях. Питч 2 теоретически наиболее предпочтителен, однако при этом повышается чувствительность к артефактам от движения и к артефактам спирального сканирования.

Питч между 1,5 и 2 — наиболее приемлемый компромисс при большинстве клинических исследований.

■ Время ротации

Время ротации трубки (RT) — продолжительность одного оборота — на большинстве томографов равно 1 с, но может варьировать от 0,42 до 2 с в зависимости от типа томографа. *Скорость стола (TS)*, или длину сканирования в единицу времени, можно рассчитать путем деления TF на RT (см. табл. 1.4). TS на 1/3 выше на томографах с ротацией трубки за 0,75 с и на 1/3 ниже на томографах с ротацией трубки 1,5 с, чем на стандартных томографах с временем ротации трубки 1 с. При более коротком времени ротации может быть увеличено покрытие по оси z за данное время сканирования.

Все протоколы сканирования (основные параметры) для СКТ, приведенные в этой книге, относятся к томографам с периодом оборота трубки 1 с.

Чтобы достигнуть такого же покрытия на более медленном томографе, время сканирования, необходимое для односекундного томографа, нужно умножить на RT. Это доступно только в областях, в которых нет дыхательных движений (обычно при исследовании скелета). Во всех других случаях более медленные томографы требуют более широкой коллимации срезов. И наоборот, при более быстрых томографах можно использовать более узкую коллимацию.

Таблица 1.5. Влияние питча на разрешение по оси z

Параметры сканирования			Ширина среза, мм	
SC, мм	TF, мм	Питч	180° LI	360° LI
3	6	2,0	3,9	6,9
4	6	1,5	4,6	7,2
5	6	1,2	5,3	7,5
6	6	1,0	6,0	7,8

Вследствие свойств детекторов в некоторых томографах количество проекций, доступное для реконструкции изображений при самом коротком времени ротации для этих томографов, должно быть уменьшено. Это ведет к ухудшению качества изображений (потеря резкости) в плоскости сканирования. Если время ротации выбирается пользователем (доступно не на всех томографах), предпочтительно выбрать более длительное время ротации для исследований, которые требуют высокого пространственного разрешения в плоскости (например, исследования легких или костей с высоким разрешением).

■ Время сканирования

Максимальное время сканирования на спиральных томографах зависит от рентгеновской трубки. Чем выше требования к дозе, тем короче доступная продолжительность сканирования. На старых томографах время сканирования ограничивалось 24 с, но на современных оно может достигать 100 с.

В практике время сканирования больше 30 с доступно только для областей тела, которые можно исследовать без задержки дыхания — шеи, опорно-двигательной системы и в некоторых случаях таза. Исследования грудной и брюшной полости обычно требуют задержки дыхания, чтобы обеспечить оптимальное качество изображений. В некоторых областях (например, нижняя треть брюшной полости) сканирование может продолжаться, в то время как пациент делает медленный выдох после задержки дыхания и продолжает дышать поверхностно. Это не вызывает существенной потери качества и позволяет пользоваться временем сканирования более 30 с.

Параметры реконструкции

■ Интерполяция исходных данных

В большинстве современных томографов используется алгоритм интерполяции исходных данных 180° LI. Однако существуют варианты на разных томографах: Smart-Helical на томографах компании GE, Slim-2 — на томографах компании Siemens. На томографах 4-го поколения (компания Marconi/Philips) используется интерполяция (z-фильтрация), при которой эффективная толщина среза в основном не зависит от питча (при постоянной коллимации), но шумы в изображениях растут с увеличением питча. Это отличается от стандартных способов интерполяции, при которых шумы не зависят от питча при данной коллимации.

■ Алгоритм реконструкции (кernель конволюции)

При СКТ не отличается от обычной КТ (см. выше).

■ Интервал реконструкции

Одно из главных преимуществ СКТ — непрерывный сбор данных, что дает возможность создавать аксиальные срезы ретроспективно в произвольном положении по оси z в пределах сканируемого объема. *Интервал реконструкции (RI)* определяет интервалы между реконструированными изображениями.

Интервал реконструкции не имеет отношения к коллимации срезов или к ширине срезов. Скорее он определяет степень перекрытия между аксиальными срезами.

Для выявления мелких структур, например узелков в легких, важно выбрать RI так, чтобы создавалось, по крайней мере, 30% перекрытия между срезами. Для оптимальных МПР или 3D-реконструкций RI не должен превышать половины ширины среза (эффективной толщины среза). Это обеспечивает 50% перекрытия срезов и увеличивает более чем в 2 раза количество КТ-изображений по сравнению с обычным сканированием. Неперекрывающиеся реконструкции утрачивают важное преимущество СКТ: мелкие очаги поражения, располагающиеся на границе между двумя срезами, могут быть пропущены вследствие частичного объемного эффекта. Перекрывающиеся реконструкции обеспечивают оптимальный дисплей поражений.

Теоретический оптимум для RI составляет даже меньше половины ширины среза (см. гл. 4), но дополнительная ценность дальнейшего уменьшения RI в клинической практике в целом низкая.

Просмотр изображений, дисплей и документирование

■ Аксиальные изображения

Изображения, полученные при СКТ, мало отличаются по виду от обычных КТ-срезов, полученных со сходной радиационной экспозицией, идентичным kernелем конволюции и с тем же количеством проекций. Это объясняется тем, что интерполяция исходных данных устраняет артефакты в изображениях и пространственное разрешение срезов в аксиальной плоскости соответствует пространственному

разрешению при обычной КТ. Однако в сравнении с обычной КТ шум при той же дозе сканирования могут быть на 18% ниже (360° LI) или на 15% выше (180° LI) в зависимости от используемого типа алгоритма интерполяции.

Спиральная КТ с маленьким интервалом реконструкции создает большое количество изображений. Например, СКТ брюшной полости со временем ротации 1 с, перемещением стола 8 мм, временем сканирования 30 с и реконструкцией изображений с интервалом 2 мм (как при КТА) создает $(30 \times 8 \text{ мм} / 1 \text{ с} / 2 \text{ мм}) = 120$ изображений. Такое большое количество изображений неудобно документировать и рассматривать обычными методами.

■ Кинорежим и документирование изображений

Как правило, можно документировать на пленке не все изображения. Одно из решений — документировать каждое 2-е или каждое 4-е изображение в зависимости от типа исследования. Должны быть адекватно документированы патологические изменения и подозрительные участки. Поэтому перекрывающиеся срезы и МПР должны быть также документированы, если это требуется.

Качество изображения (шум) можно ретроспективно улучшить для документирования посредством увеличения толщины среза (7–10 мм) вместо использования исходных срезов. На некоторых томографах это может быть сделано прямо из исходных данных посредством слияния проекций от нескольких ротаций трубки (сходно с МСКТ). Эти более толстые срезы уменьшают шум, что особенно предпочтительно в случае сканирования с низкой дозой или с тонкой коллимацией. Если этот выбор недоступен, можно получить более толстые срезы, усредняя данные от нескольких перекрывающихся переформатированных изображений (например, используя толстые аксиальные переформатирования). Это отнимает слишком много времени при рутинных исследованиях, но может быть осуществлено в избранных случаях с избыточным шумом. В то же время так предпочтительнее документировать изображения почти при всех приложениях МСКТ.

Если не все реконструированные изображения распечатываются, то все доступные изображения должны быть рассмотрены с интерактивным кинодисплеем для точной оценки. В этом режиме последовательно выводятся на экран отдельные изображения сканируемого объема, обеспечивая трехмерное впечатление от сложных нелинейных структур, которые имеют множественные пересечения с плоскос-

тью изображения. Радиолог может интерактивно управлять скоростью и направлением выводимой на экран последовательности изображений, манипулируя мышью или трэкболом.

■ Обработка изображений

Массив данных перекрывающихся аксиальных изображений хорошо пригоден для создания многоплоскостных переформатирований в произвольных плоскостях через ска-

нируемый объем. При сомнительных находках МПР может помочь в диагностике, обеспечивая информацию в дополнительных плоскостях. При наличии тонких срезов могут быть получены МПР хорошего качества.

Трехмерные изображения скелета или сосудистой системы улучшают анатомическую ориентацию и способны лучше представить обнаруженные изменения врачам, направляющим пациента на исследования.

Многослойная спиральная компьютерная томография (МСКТ)

Многослойная КТ (синонимы: КТ с множественными рядами детекторов, объемная КТ) представляет собой дальнейший прорыв в технологии КТ. Многослойные компьютерные томографы обеспечивают огромный выигрыш в производительности, который может быть использован для значительного уменьшения времени сканирования, более тонкой коллимации срезов или увеличения длины сканирования. Многослойное сканирование преобразует КТ из трансаксиального метода изображения в истинно трехмерный метод.

МСКТ быстро завоевала признание. Отмечается почти экспоненциальный рост количества этих томографов в мире: в 1998 г. было установлено 10 таких томографов, к середине 1999 г. — 100 и к концу 2000 г. — свыше 1000.

Принципы сканирования

В отличие от стандартных томографов, в которых имеется одна дуга или одно кольцо детекторов, многослойные томографы оснащены 2 или более параллельными рядами детекторов и всегда используют технологию 3-го поколения с синхронно вращающейся трубкой и массивом твердотельных детекторов (рис. 1.17). Хотя на самых первых томографах в 1970-е годы также использовались *расщепленные детекторы*, первые томографы с двойными или расщепленными детекторами и непрерывно вращающейся трубкой стали доступны только в начале 1990-х годов. Томографы с 4 активными рядами детекторов были внедрены в 1998 г. В настоящее время доступны системы с 6, 8, 10 и 16 детекторами*.

* Уже после выхода в свет этой книги ведущие компании мира стали выпускать также 32-, 40- и 64-слойные томографы. Готовятся к выпуску томографы с еще большим количеством рядов детекторов. — *Примеч. перевод.*

Производительность многих этих томографов дополнительно возрастает вследствие дальнейшего сокращения времени ротации. В результате 4-детекторная система с ротацией трубки за 0,5 с имеет в 8 раз более высокую производительность, чем обычный одноканальный томограф со временем ротации 1 с.

МСКТ не всегда предусматривает спиральный сбор данных, хотя в этой книге имеется в виду именно спиральный сбор данных, если не сделано оговорок. Доступен также последовательный (пошаговый) сбор данных, как при обычной КТ, с возможностью слияния изображений, хотя он используется только в небольшой части случаев, например при ВРКТ легких или при интервенционных процедурах.

■ Преимущества

Производительность многослойной КТ, по крайней мере, в 4 раза, а на современных томографах — в 8–20 раз выше, чем обычных КТ-томографов. Это увеличение производительности можно использовать для укорочения времени ротации гентри, удлинения диапазона сканирования и использования более тонких срезов (табл. 1.6). В целом, выигрыш в производительности используется, чтобы улучшить все эти характеристики. В будущем МСКТ преодолевает один из наиболее важных пределов СКТ — обратное соотношение между диапазоном сканирования и коллимацией среза.

Более короткая продолжительность сканирования уменьшает опасность артефактов от движений, особенно у детей и тяжелобольных пациентов. Заметно улучшаются результаты у пациентов с травмой или одышкой при подозрении на эмболию легочной артерии. Сокращение продолжительности сканирования также позволяет сканировать печень и другие паренхиматозные органы в более точно заданную фазу контрастирования, что опять-таки улучшает обнаружение и характеристику поражения. Уменьшение длительности сканиро-

вания дает возможность значительно уменьшить объем контрастного средства, которое вводится так долго, как это требуется только для артериальной фазы контрастирования.

Более длинный диапазон сканирования особенно важен для КТ-ангиографии. Стали возможными исследования, охватывающие брюшную аорту и периферические сосуды до стоп. Альтернативно можно сканировать всю аорту с высоким пространственным разрешением или сонные артерии от дуги аорты до церебральной циркуляции. Длинные диапазоны сканирования, например при торакоабдоминальных исследованиях, больше не являются проблемой, даже при показаниях, которые требуют высокого пространственного разрешения.

Наконец становятся доступными *более тонкие срезы* и даже изотропное изображение, что создает почти одинаковое пространственное разрешение во всех направлениях. Это обеспечивает возможность почти изотропных многоплоскостных изображений с пространственным разрешением в любой произвольной плоскости, которое равно пространственному разрешению МРТ или часто превышает последнее.

■ Недостатки

Недостатком является значительное возрастание нагрузки данными, особенно при ис-

пользовании почти изотропных вокселей. Сканирование грудной клетки и брюшной полости (длина 60 см) может быть выполнено с коллимацией 4×1 мм за 50 с и создает до 500–800 изображений в зависимости от степени перекрытия. Сканирование грудной полости с той же коллимацией создаст столько же изображений, если проводить реконструкцию со сглаживающим ядром для средостения и с подчеркивающим контуры ядром для легких. При КТА аорты и периферических артерий может быть получено 1000 или больше изображений.

Более короткая продолжительность сканирования
Уменьшение артефактов от движений
<ul style="list-style-type: none"> • Дети • Пациенты с травмой • Пациенты с острыми заболеваниями
Улучшенное сканирование паренхиматозных органов
<ul style="list-style-type: none"> • Точные заданные фазы контрастирования
Уменьшенный объем контрастного средства
Перфузионные изображения
Более длинный диапазон сканирования
Травма
<ul style="list-style-type: none"> • Торакоабдоминальная травма и травма позвоночника
КТ-ангиография
<ul style="list-style-type: none"> • Аорта и периферические сосуды • Грудная и брюшная аорта • Сонные артерии от дуги аорты до интрацеребральной циркуляции
Более тонкие срезы
Почти изотропное изображение
<ul style="list-style-type: none"> • Изображение височных костей • Изображения опорно-двигательной системы • Произвольная плоскость изображения • Многоплоскостные перереформирования • 3D-представление

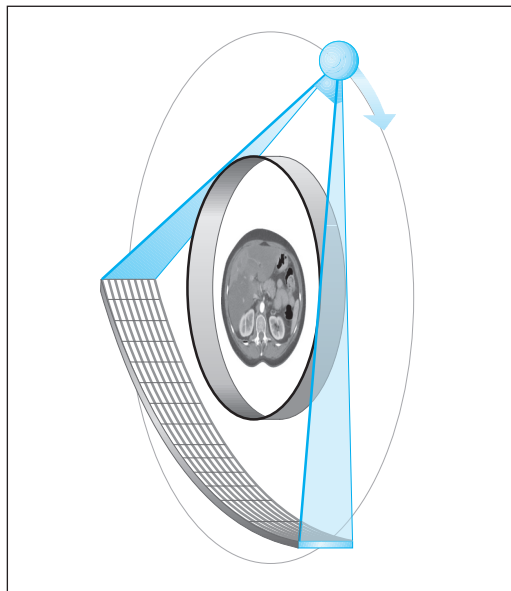


Рис. 1.17. Принцип многослойного КТ-сканирования. Одновременно экспонируется более двух рядов детекторов.

пользовании почти изотропных вокселей. Сканирование грудной клетки и брюшной полости (длина 60 см) может быть выполнено с коллимацией 4×1 мм за 50 с и создает до 500–800 изображений в зависимости от степени перекрытия. Сканирование грудной полости с той же коллимацией создаст столько же изображений, если проводить реконструкцию со сглаживающим ядром для средостения и с подчеркивающим контуры ядром для легких. При КТА аорты и периферических артерий может быть получено 1000 или больше изображений.

Единственная возможность устранить такое огромное количество данных — собирать или реконструировать более толстые срезы. Однако при этом будут потеряны многие преимущества МСКТ. Современные протоколы сканирования часто представляют собой измененные версии стандартных протоколов СКТ с несколько более тонкой коллимацией слоя. Большинство существующих рабочих станций и томографов позволяют легко манипулировать данными, созданными посредством таких протоколов. Однако если используется почти

изотропное разрешение, скорость реконструкции и манипуляций данными становится ограничивающим фактором для некоторых томографов и рабочих станций, что делает эту технику неудобной для стандартного клинического использования. Еще нет всестороннего опыта с почти изотропными вокселями и не существует стандартных протоколов. В этой книге предлагаются протоколы, оптимизированные для повседневной клинической работы, а также специализированные протоколы для более передовых применений и многоплоскостных изображений.

Обработка данных дополнительно увеличивает время, необходимое для анализа данных в случае сканирования с полным разрешением. Еще нет стандартных протоколов, но производители работают над техникой включения 3D-данных в стандартный рабочий процесс.

Шум в изображениях растет с уменьшением коллимации срезов. Поэтому важно реконструировать более толстые срезы (МПР или аксиальные срезы), чтобы держать шум на низком уровне. При очень тонкой коллимации ухудшается геометрическая эффективность детекторов (см. рис. 5.5). Она варьирует у разных производителей и зависит от геометрии томографа, коллимации пучка и алгоритма интерполяции изображений. На 16-слойных томографах геометрическая эффективность достигает уровня однослойной КТ.

Увеличение дозы излучения на пациента необходимо только в том случае, если требуются тонкие срезы высокого качества. Во всех других случаях МСКТ требует меньшей дозы, чем обычная КТ, или дозы, близкой к СКТ с питчем 2.

Типы детекторов

Системы с двойными детекторами

Томографы с двойными или расщепленными детекторами основаны на массиве детекторов, которые в 2 раза шире, чем обычные КТ-детекторы, и разделены на две половины (рис. 1.18). Первой фирмой, использовавшей эту систему на спиральном компьютерном томографе, была «Elsintc Twin». Теперь большинство производителей предлагают такую систему детекторов.

Системы с многорядными детекторами

Томографы с истинно многорядными детекторами (многослойные томографы) способны к одновременному сбору данных по меньшей мере от 4 слоев. Для выбора между различными коллимациями слоев массив детекторов должен быть разделен на множественные ряды. Данные от каждого сканируемого слоя регистрируются *системой сбора данных (Data Acquisition System – DAS)*, которая состоит из одного ряда детекторов или комбинации рядов детекторов в зависимости от выбранной коллимации среза (см. рис. 1.19–1.21). Основные доступные типы детекторов описаны ниже. Ширина каждого ряда детекторов теперь дается не как его действительная ширина, но как ширина соответствующего пучка излучения в центре сканируемого поля.

■ Матричный детектор

Матричный детектор состоит из множественных рядов детекторов одинаковой ширины

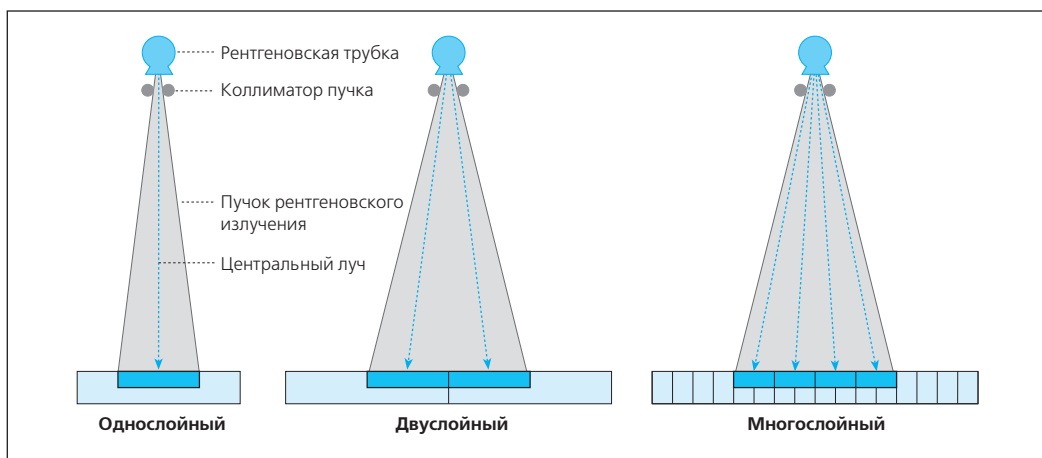


Рис. 1.18. Сравнение однослойной, двуслойной (расщепленной) и многослойной систем детекторов.

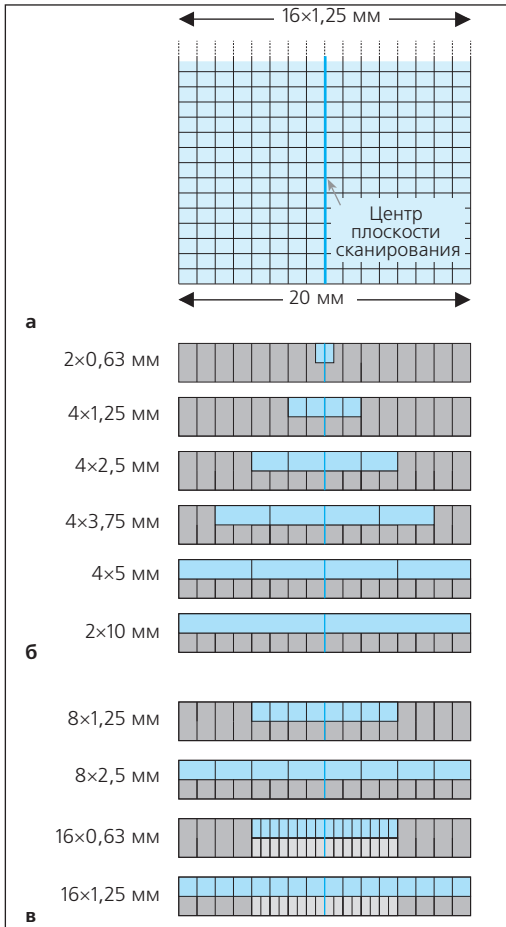


Рис. 1.19. Матричный детектор состоит из рядов детекторов одинаковой ширины. В детекторе GE HiLight эта ширина выбрана так, что каждый ряд детекторов покрывает срез шириной 1,25 мм в центре сканируемого поля (а). Коллимация пучка лучей, или комбинация сигналов от прилегающих рядов детекторов, или и то, и другое создают различную коллимацию срезов (б). 8-рядный томограф обеспечивает коллимацию 8×1,25 и 8×2,5 мм. 16-рядный томограф использует гибридный детектор с 16×0,63 и 16×1,25 мм (в).

(рис. 1.19 а). Типичный пример – матричный детектор компании GE. Он использует параллельный массив детекторов шириной 1,25 мм каждый.

Нужно заметить, что ширина детектора, упоминаемая в этой книге (как и в большинстве публикаций), – это не истинная ширина элементов детектора, а ширина коллимации пучка для ряда детекторов, измеренная в центре сканируемого поля. Реальная ширина эле-

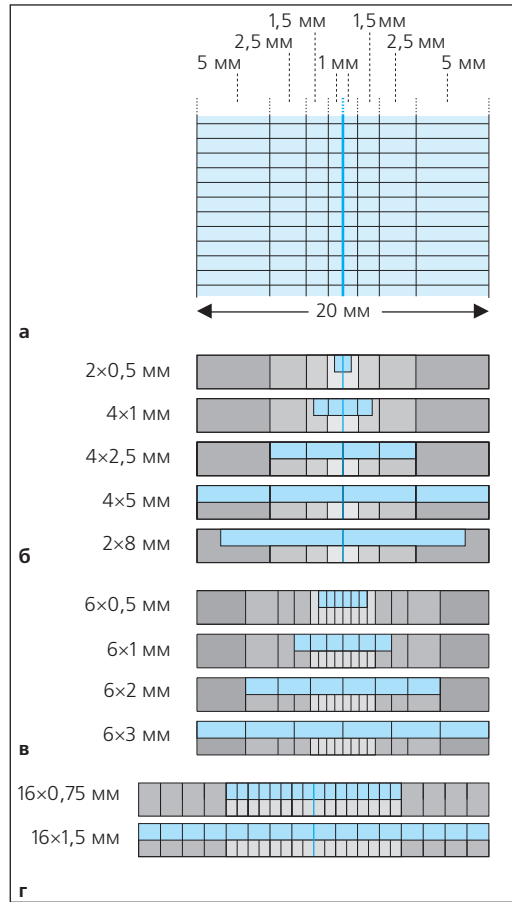


Рис. 1.20. Адаптивное распределение детекторов отличается более широкими внешними рядами детекторов по сравнению с внутренними (а). Детектор компаний Philips и Siemens покрывает общую ширину среза 20 мм и позволяет использовать коллимацию от 2×0,5 мм до 4×5 мм (б). Новая конфигурация детекторов выбрана для 6-слойного томографа Siemens (в). 16-слойные томографы обоих этих производителей обеспечивают коллимацию 16×0,75 мм и 16×1,5 мм (г). На 6-слойном томографе компании Philips и на 10-слойных томографах обоих этих производителей предлагается только часть этих детекторов.

ментов детектора примерно в 2 раза больше в зависимости от геометрии томографа и расстояния от центра сканируемого поля до данного детектора.

Посредством экспонирования только 4 самых внутренних рядов детекторов может быть получена коллимация 4×1,25. Для установки более широкого коллиматора должны быть добавлены сигналы от групп из 2 или более прилегающих рядов детекторов, чтобы получить коллимацию

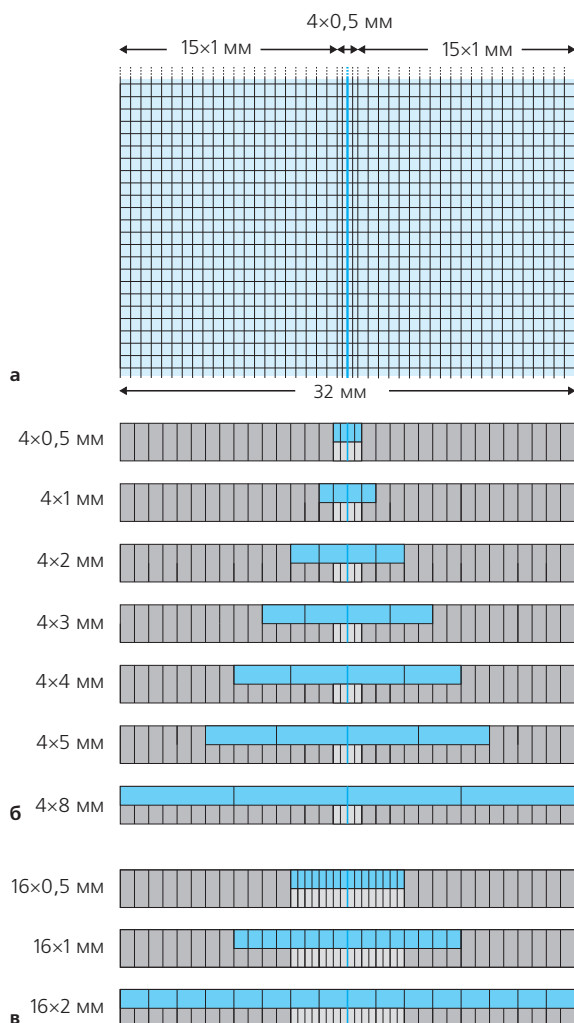


Рис. 1.21. Гибридные детекторы представляют собой матричные детекторы с более тонкими самыми внутренними рядами детекторов (а). Компания Toshiba использует детекторы с покрытием 32 мм, которые позволяют коллимацию от 4×0,5 мм до 4×8 мм (б). Новая конфигурация детекторов для 16-рядного томографа способна обеспечить коллимацию от 16×0,5 мм до 16×2 мм (в).

4×2,5 мм, 4×3,75 мм и 4×5 мм (см. рис. 1.19 б). Покрывая частично 2 самые внутренние детектора, можно получить также срезы 2×0,625 мм.

Тот же принцип группировки прилегающих массивов остается в силе для томографа с 8 рядами детекторов, который позволяет коллимацию среза 8×1,25 мм и 8×2,5 мм (см. рис. 1.19 в). Тотальная коллимация (например, 8×1,25 мм=10 мм или 8×2,5 мм=20 мм) ограничена общей шириной массива детекторов.

■ Адаптивный массив детекторов

Состоит из рядов детекторов, ширина которых увеличивается от центра к периферии (рис. 1.20 а). Эту концепцию приняли компании Philips (детектор Asymmetrix) и Siemens

(AAD), которые используют один и тот же детектор в своих томографах.

Посредством коллимации прилегающих половин двух самых внутренних рядов детекторов шириной 1 мм на 4-рядном томографе может быть получена коллимация слоя 2×0,5 мм. Посредством частичного коллимирования следующих массивов получают срезы 4×1 мм. Добавление еще двух внутренних рядов детекторов создает коллимацию 4×2,5 мм (см. рис. 1.20 б).

Доводы в пользу такого подхода основаны на том факте, что пучок излучения падает на более периферические детекторы под косым углом. Любая перпендикулярная септа в периферической части детектора будет задерживать некоторую часть косых лучей и тем самым