

# ПЛОСКОДЕТЕКТОРНАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ В ИНТЕРВЕНЦИОННОЙ РАДИОЛОГИИ: ПРЕДПОСЫЛКИ ПОЯВЛЕНИЯ И ИСТОРИЯ СОЗДАНИЯ

# FLAT-DETECTOR COMPUTED TOMOGRAPHY IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY: BACKGROUND AND HISTORY OF CREATION

**Балахнин П.В., Багненко С.С.,  
Беляев А.М.**

ФГБУ "НМИЦ онкологии им. Н.Н. Петрова" МЗ РФ;  
Россия, 197758, г. Санкт-Петербург, пос. Песочный,  
ул. Ленинградская, дом 68

Сведения об авторах:

Багненко Сергей Сергеевич –  
доктор медицинских наук, заведующий научным  
отделением диагностической  
и интервенционной радиологии, заместитель  
директора ФГБУ «НМИЦ онкологии им.  
Н.Н. Петрова» МЗ РФ,  
Санкт-Петербург, Россия, 197758  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4131-6293>  
Scopus Author ID: 57425014500  
SPIN-код: 4389-9374  
AuthorID: 779096  
Телефон раб.: 8-812-439-95-31  
e-mail: bagnenko\_ss@mail.ru

Беляев Алексей Михайлович –  
член-корреспондент РАН, доктор медицинских  
наук, профессор, главный внештатный онколог  
Северо-Западного Федерального округа, заве-  
дующий кафедрой онкологии Северо-Западного  
государственного медицинского университета им.  
И.И. Мечникова, председатель Ассоциации онко-  
логов Северо-Западного федерального округа  
России, директор ФГБУ «НМИЦ онкологии им.  
Н.Н. Петрова» МЗ РФ, Санкт-Петербург, Россия,  
197758  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5580-4821>  
Scopus Author ID: 54995489300  
SPIN-код: 9445-9473

**Balakhnin P.V., Bagnenko S.S.,  
Belyaev A.M.**

*Federal State Budgetary Institution «N.N. Petrov National  
Medical Research Centre of Oncology» Ministry of public  
health of Russian Federation; 68, Leningradskaya street,  
Pesochny, St. Petersburg, Russia, 197758*

*Information about the authors:*

*Bagnenko Sergey Sergeevich –  
Doctor of Medical Sciences, Head of the Scientific Depart-  
ment of Diagnostic and Interventional Radiology, Deputy  
Director of Federal State Budgetary Institution «N.N.  
Petrov National Medical Research Centre of Oncology»  
Ministry of public health of Russian Federation, St. Peters-  
burg, Russia, 197758  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4131-6293>  
Scopus Author ID: 57425014500  
SPIN-код: 4389-9374  
AuthorID: 779096  
Work phone: 8-812-439-95-31  
e-mail: bagnenko\_ss@mail.ru*

*Belyaev Aleksey Mikhailovich –  
Corresponding Member of the Russian Academy of Sci-  
ences, Doctor of Medical Sciences, Professor, Chief Free-  
lance Oncologist of the North-Western Federal District,  
Head of the Department of Oncology of North-Western  
State Medical University Named After I.I. Mechnikov,  
Chairman of the Association of Oncologists of the North-  
West Federal District of Russia, Director of Federal State  
Budgetary Institution «N.N. Petrov National Medical Re-  
search Centre of Oncology» Ministry of public health of  
Russian Federation, St. Petersburg, Russia, 197758  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5580-4821>  
Scopus Author ID: 54995489300  
SPIN-код: 9445-9473*

AuthorID: 273109  
 Телефон раб.: 8-812-439-95-66  
 e-mail: bam281060@yandex.ru

AuthorID: 273109  
 Work phone: 8-812-439-95-66  
 e-mail: bam281060@yandex.ru

Ответственный за корреспонденцию:  
 Балахнин Павел Васильевич –  
 кандидат медицинских наук, старший научный  
 сотрудник научного отделения диагностической и  
 интервенционной радиологии, врач по  
 рентгенэндоваскулярным диагностике и лечению,  
 заведующий ОРХМДил ФГБУ "НМИЦ онкологии  
 им. Н.Н. Петрова" МЗ РФ,  
 Санкт-Петербург, Россия, 197758  
 ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3042-6729>  
 Scopus Author ID: 6508355464  
 SPIN-код: 1431-4012  
 AuthorID: 727661  
 Телефон моб.: 8-911-933-79-53  
 Телефон раб.: 8-812-439-95-55, доб. 3039  
 e-mail: balahnin\_p@mail.ru

**For correspondence:**  
 Balakhnin Pavel Vasilyevich –  
 MD, Ph.D., Senior Researcher of the Scientific  
 Department of Diagnostic and Interventional Radiology,  
 Head of Department of Interventional Radiology  
 of Federal State Budgetary Institution «N.N. Petrov  
 National Medical Research Centre of Oncology» Ministry  
 of public health of Russian Federation,  
 St. Petersburg, Russia, 197758  
 ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3042-6729>  
 Scopus Author ID: 6508355464  
 SPIN-code: 1431-4012  
 AuthorID: 727661  
 Phone: +7-911-933-79-53  
 Work phone: 8-812-439-95-55, acc. 3039  
 e-mail: balahnin\_p@mail.ru

### Реферат

Первые ангиографические установки с возможностью проведения плоскодетекторной компьютерной томографии (ПДКТ) были выпущены на рынок в 2004 году и сразу вызвали большой интерес у специалистов, работающих в области интервенционной нейрорадиологии, интервенционной онкологии и интервенционной кардиоангиологии. За следующие двадцать лет ПДКТ на C-дуге из мало кому известного метода лучевой визуализации превратилась в мощный комплекс различных визуализационных и навигационных технологических решений, позволивших значительно повысить безопасность и улучшить непосредственные и отдаленные результаты лечения пациентов со многими сердечно-сосудистыми, онкологическими и другими заболеваниями. Создание ПДКТ на C-дуге можно смело поставить в один ряд с такими событиями в истории интервенционной радиологии (рентгенохирургии) как открытие рентгеновских лучей, изобретение рент-

### Abstract

The first angiographic systems with the ability to perform flat-detector computed tomography (FDCT; C-arm CT) were released onto the market in 2004. They immediately aroused great interest among specialists working in the field of interventional neuroradiology, interventional oncology and interventional cardioangiology. Over the next twenty years, FDCT (C-arm CT) has transformed from a little-known method of x-ray imaging into a powerful complex of various visualization and navigation technological solutions, which have now significantly increased safety and improved immediate and long-term results of treatment of patients with many cardiovascular, oncological and other diseases. The creation of C-arm CT can be safely placed on a par with such events in the history of interventional radiology (X-ray surgery) as the discovery of X-rays, the invention of X-ray television and digital subtraction angiography. The presented work analyzes the prerequisites

генотелевидения и цифровой субтракционной ангиографии. В представленной работе проанализированы предпосылки появления и история создания ПДКТ на С-дуге, которые рассматриваются не как отдельный феномен, но в общем русле развития лечебных и диагностических КТ-технологий, широко используемых сегодня в различных областях медицинской деятельности.

**Ключевые слова:**

плоскодетекторная компьютерная томография, ПДКТ, ПДКТ на С-дуге, плоскостовая компьютерная томография, конусно-лучевая компьютерная томография

for the appearance and history of the creation of C-arm CT. They are considered not as a separate phenomenon, but in the general mainstream of the development of therapeutic and diagnostic CT-technologies, which are widely used today in various fields of medical activity.

**Key words:**

flat-detector computed tomography, FDCT, C-arm CT, flat-panel volume computed tomography, cone-beam computed tomography

## Введение

Первые ангиографические установки с возможностью проведения плоскодетекторной компьютерной томографии (ПДКТ) были выпущены на рынок в 2004 г. и сразу вызвали большой интерес у специалистов, работающих в области интервенционной нейрорадиологии, интервенционной онкологии и интервенционной кардиоангиологии. За последующие двадцать лет технологии ПДКТ постоянно развивались и совершенствовались, с одной стороны благодаря их широкому внедрению в клиническую практику, а с другой, – в силу непрерывного обновления как аппаратного, так и программного обеспечения. Уникальность ангиографических комплексов с возможностью проведения ПДКТ (ПДКТ на С-дуге) заключалась в том, что они давали возможность выполнять как рентгеноскопию, рентгенографию и цифровую субтракционную ангиографию (ЦСА), так и компьютерную томографию (КТ) в одной рентгеноперационной, на одном операционном столе. Полученные 3D-массивы данных стали использоваться не только для визуализации, но и для стереотаксической навигации в режиме реального времени при проведении эндоваскулярных, чрескожных, внутрисосудистых и комбинированных интервенционно-радиологических вмешательств. С внедрением ПДКТ в интервенционную радиологию (рентгенохиргию) пространство в рентгеноперационной перестало быть двухмерным, оно стало трехмерным, при этом трёхмерным в режиме реального времени. Благодаря этому, за относительно короткий период времени, ПДКТ на С-дуге из никому неизвестного метода лучевой

визуализации превратилась в мощный комплекс различных визуализационных и навигационных технологий, позволивших в настоящее время значительно повысить безопасность и улучшить непосредственные и отдаленные результаты лечения пациентов с многими сердечно-сосудистыми, онкологическими и другими заболеваниями [1-3]. Создание ПДКТ на С-дуге можно смело поставить в один ряд с такими событиями в истории интервенционной радиологии (рентгенохирургии) как открытие рентгеновских лучей, изобретение рентгенотелевидения (на основе усилителей рентгеновского изображения) и ЦСА. В то же время, как в отечественной, так и зарубежной литературе практически отсутствуют работы, посвященные предпосылкам появления и истории создания ПДКТ на С-дуге, а также ее месту в многочисленном семействе современных лечебных и диагностических ПДКТ-технологий.

Цель работы – описать предпосылки появления и историю создания ПДКТ на С-дуге в общем русле развития диагностических и лечебных КТ-технологий, широко используемых сегодня во многих областях медицинской деятельности.

## Предпосылки появления ПДКТ на С-дуге

### 1. Краткая история ангиографии (артериографии)

Первое сообщение «О новом виде излучения (предварительное сообщение)» было сделано W.C. Rontgen 28 декабря 1895 г. на собрании Физико-медицинского общества

в Вюрцбурге (Германия) [4]. Спустя всего 49 дней, 15 февраля 1896 г., на экстренном заседании научного собрания врачей Санкт-Петербургской клиники душевных и нервных болезней Императорской Военно-медицинской академии В.М. Бехтерев, выступая с докладом «О том, чего может ожидать нервная патология и психиатрия от открытия Röntgen`а» сказал дословно следующее: «На первый взгляд, новый способ кажется применим почти исключительно к хирургии... Однако и в клинике внутренних болезней способ нашел уже применение; с помощью его удалось получить на больных снимки с печеночных камней, и, вероятно, в недалеком будущем удастся сфотографировать почечные камни, отложения на стенках аорты, новообразования в органах, пещеры в легких и т.п. Применение Röntgen`овского способа в клинике нервных и душевных болезней наталкивается на то препятствие, что мозг окружен костяной крышкой... [но] ...и для анатомии мозга открытие Röntgen`а может оказать важные услуги; так, напр., инъецируя мозговые сосуды желатиной с сернокислым хинином, поглощающим лучи R., удастся, может быть, фотографировать эти сосуды *in situ*» [5]. Однако, на протяжении более чем тридцати лет головной мозг оставался практически недоступным для рентгеновской визуализации органом. Сделать его «видимым», как и предсказал В.М. Бехтерев, удалось только благодаря церебральной ангиографии, впервые выполненной 12 мая 1927 г. профессором Лиссабонского университета А.Е. Мониз пациенту с гигантской опухолью гипофиза [6]. С тех пор и на протяжении многих десятилетий ангиография была единственным методом диагностики не только опухолей головного мозга, но и опухолей других паренхиматозных органов, таких как почки, печень, поджелудочная железа и т.д. Ангиография получила всеобщее признание как надежный метод диагностики многочисленных сердечно-сосудистых заболеваний, в том числе артериальных стенозов, аневризм и артериовенозных мальформаций. Длительное время ангиографию (артериографию) выполняли только путем хирургической катетеризации периферических артерий, а аортографию – посредством транслюмбальной пункции аорты специальной иглой. Даже после того как в 1953 г. S.I. Seldinger разработал простой и безопасный метод чрескожной катетеризации артериального русла, большинство хирургов продолжали использовать хирургическую технику, которая была намного проще в исполнении. Связано это было с очень низким качеством (рудиментарной) флюороскопии, которая, как и во времена W.C. Röntgen`а, осуществлялась методом проецирования изображений на картонный экран, покрытый флюоресцентным материалом, таким как платиноцианид бария [7]. Например, для проведения селективной ангиографии почечных артерий, после чрескожной пункции бедренной артерии, хирургу требовалось в течение 10-15 минут находиться в полной темноте, после чего становилось возможным различать на флюоресцентном экране грубые анатомические ориентиры и контрастный препарат, вводимый в катетер. Другим способом визуализации при проведе-

нии рентгенохирургических вмешательств (например, при удалении пульпы), было использование крипоскоп-моноклей – устройств, надеваемых на голову, и представлявших собой тубус для одного глаза с небольшим флюоресцентным экраном внутри [8]. В 1951 г. в исследовательской лаборатории Philips (Бест, Нидерланды) был разработан первый усилитель рентгеновского изображения (X-Ray Image Intensifier, или XR11) диаметром 5 дюймов (12,7 см), позволивший увеличить яркость рентгеноскопии сначала в 400 раз, а к 1954 г. – в 1200 раз [9]. Усилитель (XR11) представлял собой вакуумную стеклянную колбу с тонкой сферической алюминиевой пластиной, на которую был нанесен сначала люминесцентный слой сульфида цинка и кадмия (ZnS·CdS), а затем слой фотоэлектрического материала, являющегося катодом. Флюоресцентный свет, индуцированный рентгеновским излучением, активировал электроны на поверхности фотокатода, которые ускоряясь в электрическом поле усилителя, снова преобразовывались в оптический сигнал на просмотрном люминесцентном экране меньшего размера, расположенном рядом с анодом. Изображение с просмотрного экрана могло восприниматься как глазом оператора, так и фиксироваться в виде отдельных кадров с помощью специального фотоаппарата. Но даже несмотря на это проведение операций под рентгеноскопическим контролем оставалось крайне затруднительным делом в связи с громоздкостью всей конструкции и возможностью видеть операционное поле только через небольшой «глазок».

Принципиальным образом ситуация в рентгенохирургии изменилась только после того как в 1957 г. в той же лаборатории Philips (Бест, Нидерланды) было разработано первое рентгенотелевизионное устройство где XR11 был соединен с телевизионной камерой через которую аналоговое изображение передавалось на монитор [10]. Именно внедрение рентгенотелевидения в начале 1960-х гг. дало колоссальный толчок для развития рентгенохирургических технологий, так как теперь 2D-изображение могло быть отправлено в любую точку рентгеновского кабинета, а также стало доступно для одновременного просмотра несколькими людьми. Изобретение рентгенотелевидения позволило Ch. Dotter в 1963 г. сделать смелое предположение (оказавшееся пророческим) о том, что в ближайшем будущем диагностический ангиографический катетер может стать лечебным инструментом, заменив собой скальпель хирурга при проведении многих сосудистых вмешательств [11].

В 1969 г. компания Philips (Бест, Нидерланды) существенно модернизировала свой XR11, заменив в нем кристаллы ZnS·CdS на кристаллы йодида цезия (CsI), структура которых представлена тонкими стержнями, являющимися миниатюрными световодами. Это позволило снизить рассеивание света что повысило контрастность мелких деталей и принципиальным образом улучшило качество получаемых изображений [10]. Примерно в то же время начали разрабатываться и первые ангиографические установки основной частью которых была C-дуга, несущая рентге-

новскую трубку и рентгеновский детектор большого диаметра. Детектор состоял из XR11-Csl диаметром до 14 дюймов (35,5 см) с тандемной телевизионной системой, раздающей изображения на мониторы в рентгеноперационной и пультовой. Основным преимуществом С-дуги была возможность проводить рентгеноскопию и пленочную кассетную сериографию под различными углами, относительно тела пациента, что имело ключевое значение для качественной визуализации сосудов головного мозга, сердца и других органов. Однако, процесс получения серии аналоговых рентгенограмм все еще оставался крайне трудоемким [7].

В 1972 г. G. Cornelis et al. для улучшения диагностики артериальных стенозов, мальформаций, аневризм и других сосудистых патологий головного мозга описали методику ротационной ангиографии. Суть ее заключалась в получении серии мультипроекционных пленочных рентгенограмм большого размера во время введения контрастного препарата в сонную артерию и одновременного поворота С-дуги вокруг тела пациента [12]. Методика позволяла получать аналоговые мультипроекционные пленочные рентгенограммы сосудистого русла со скоростью до 3 кадров в сек. за один поворот С-дуги на 90°-120° при однократном введении контрастного препарата. Это давало большие преимущества по сравнению с полипозиционной артериографией, так как сокращало расход контраста и позволяло добиться «отличной визуализации размера, формы, происхождения, направления и шейки даже небольших аневризм» [13]. В 1975 г. С.Г. Coin et al. для диагностики сосудистых заболеваний головного мозга предложили использовать метод высокоскоростной ротационной киноангиографии для которой был необходим XR11-Csl (далее XR11), соединенный с 35-мм кинокамерой со скоростью кино съемки 50 кадров в сек. По свидетельству авторов, «трехмерная техника давала очевидное преимущество в отображении пространственных отношений, которые имели решающее значение при планировании хирургического лечения». Исследователи установили, что благодаря эффекту параллакса «способность человеческого глаза распознавать диагностическую информацию с помощью кинорентгенографии оказалась значительно лучше, чем при сравнении отдельных стационарных изображений» [14]. Авторы сделали вывод, что «церебральная киноангиография с усилителем изображения на основе йодида цезия высокого разрешения является многообещающим методом, обеспечивающим дополнительные, а иногда и уникальные преимущества при проведении церебральной ангиографии» [14]. Принципиальное улучшение визуализации и разработка ангиографических установок с С-дугой в 1960-1970-е гг. стали основной причиной взрывного роста числа и разнообразия как диагностических, так и лечебных рентгенэндоваскулярных вмешательств таких как баллонная пластика и стентирование артерий, локальный тромболитис, внутриартериальная химиотерапия, эмболизация при кровотечениях, эмболизация и химиоэмболизация в онкологии и т.д. [11].

Однако, впереди ждала еще более захватывающая эпоха –

эпоха цифровых технологий. Наиболее показательным примером внедрения компьютерных технологий в ангиографию стало изобретение в 1976 г. ЦСА, для проведения которой был необходим источник излучения, XR11 с тандемной видеокамерой высокого разрешения, а также высокоскоростной аналогово-цифровой преобразователь видеопотока, подключенный к компьютеру [15]. Эффективность ЦСА оказалась настолько высокой, что уже в 1980 г. были выпущены первые коммерчески доступные ангиографические установки с возможностью ее использования, а сама технология произвела революцию в диагностике и лечении многих сосудистых и не сосудистых заболеваний [16]. Благодаря сочетанию высокого временного и пространственного разрешения, а также полностью цифровому формату получения, обработки и хранения данных, ЦСА и сегодня остается стандартом проведения большинства ангиографических исследований.

Не менее революционной была и идея использования обычного XR11 и рентгеновского луча конической формы для получения трехмерных компьютерно-томографических кроссекционных изображений, впервые описанная R.A. Robb et al. (Клиника Майо, Рочестер, Миннесота, США) в 1974 г. и схематически представленная на рис. 1 [17]. Первое КТ-изображение крысы, полученное по методу

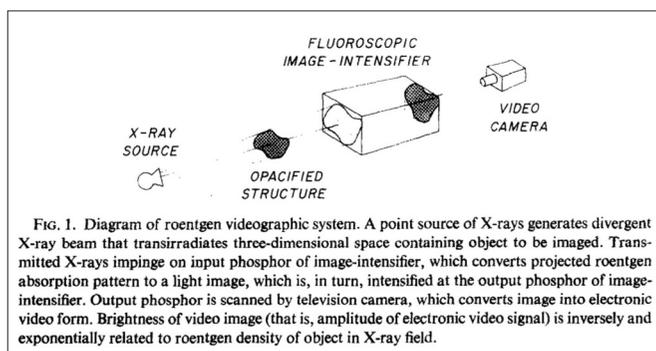


Fig. 1. Diagram of roentgen videographic system. A point source of X-rays generates divergent X-ray beam that transirradiates three-dimensional space containing object to be imaged. Transmitted X-rays impinge on input phosphor of image-intensifier, which converts projected roentgen absorption pattern to a light image, which is, in turn, intensified at the output phosphor of image-intensifier. Output phosphor is scanned by television camera, which converts image into electronic video form. Brightness of video image (that is, amplitude of electronic video signal) is inversely and exponentially related to roentgen density of object in X-ray field.

Рис. 1. Первая схема системы для проведения КТ-сканирования с использованием XR11 и рентгеновского луча конической формы, представленная R.A. Robb et al. в 1974 г. [17].

R.A. Robb et al. на ангиографической установке с С-дугой, оснащенной 6 дюймовым XR11 компании Philips (Бест, Нидерланды), тандемной телекамерой и аналогово-цифровым преобразователем, было опубликовано в 1976 г. N.A. Vaily из Калифорнийского университета (Сан-Диего, Калифорния, США) и представлено на рис. 2 [18, 19]. В работе было показано, что «использование рентгеноскопических [2D] изображений для компьютерной реконструкции срезов тела дает существенные преимущества по сравнению с КТ-сканерами первого поколения [речь идет об односрезовых пошаговых КТ]». Среди преимуществ использования XR11 для выполнения КТ автор указал «простоту механической конструкции» и вытекающую из этого более низкую стоимость оборудования, «высокую чувствительность системы однократного сканирования, приводящую к значительному снижению дозы облучения пациентов», отсутствие необходимости пошагового сканирования, что принципиально снижает время исследования, а также

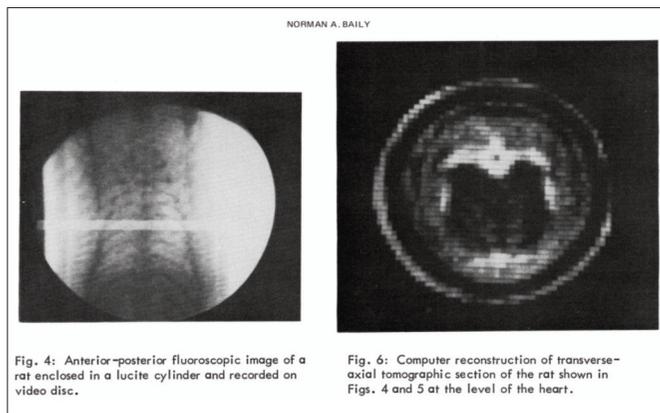


Рис. 2. Первая КТ-реконструкция усыпленной крысы (справа), полученная по методу R.A. Robb et al. с использованием XR11 диаметром 6 дюймов (слева) и луча конической формы и опубликованная N.A. Bailey в 1976 г. [18].

пространственное разрешение, «намного превышающее разрешение, получаемое с помощью монокристаллических детекторов [на односрезовых пошаговых КТ]» [18]. Так как для получения КТ-изображений через круглый XR11 был необходим рентгеновский луч конической формы, данный вид КТ получил название конусно-лучевой КТ или КЛКТ (англ. Cone-Beam Computed Tomography, CBCT). Однако, в отличие от ЦСА, интеграция КЛКТ в ангиографические комплексы (КЛКТ на С-дуге) потребовала почти 20 лет, что было связано с объективными трудностями ее технической реализации на практике. Дальнейшая судьба КЛКТ будет рассмотрена в следующей главе, посвященной общей истории развития всей рентгеновской КТ.

## 2. Краткая история рентгеновской КТ

Изобретение рентгеновской КТ, как и ЦСА, стало возможным благодаря развитию компьютерных технологий в 1960-х гг., хотя фундаментальные основы для ее возникновения были заложены математиком J.H. Radon еще в 1917 г. [20]. Первые эксперименты по «реконструктивной томографии» с использованием преобразования Радона в виде «формулы свертки и обратного проецирования» были проведены физиком А.М. Cormack между 1957 и 1963 гг. Основоположником КТ по праву считается английский инженер G.N. Hounsfield, работавший в Центральной исследовательской лаборатории компании EMI (Лондон, Англия). Первое сканирующее устройство, созданное G.N. Hounsfield в 1969 г., выполняло сканирование одного среза на фантоме в течение целых 9 дней. Однако уже в 1972 г. в больнице Аткинсон-Морли в Лондоне G.N. Hounsfield был испытан первый прототип пошаговой КТ с одним сцинтилляционным детектором и линейным лучом, благодаря которому удалось получить первое КТ-изображение головы пациента с кистозной опухолью правой лобной доли головного мозга [21]. КТ «первого поколения» была с энтузиазмом встречена медицинским сообществом и по праву считается самым важным изобретением в рентгенологии с момента открытия рентгеновских лучей [20]. В 1974 г. компания Siemens (Эрланген, Германия) стала первым крупным производителем, выпустившим на рынок КТ для

исследования головы. Коммерчески доступные КТ сканеры (КТ «второго поколения») отличались от системы G.N. Hounsfield тем, что в них, для более быстрого сканирования, был установлен целый ряд детекторов, в которых в качестве сцинтилляторов использовались кристаллы йодида натрия, легированные таллием (NaI(Tl)) или кристаллы фторида кальция, легированные европием (CaF<sub>2</sub>(Eu)), а также газовые детекторы, содержащие ксенон [22]. Установка ряда детекторов потребовала перехода от использования прямого луча к рентгеновскому лучу веерообразной формы (веерному лучу) с небольшим углом расхождения. Первые сканеры всего тела с широким веерным лучом и «быстрыми» керамическими детекторами, обладающими более высокой квантовой эффективностью (КТ «третьего поколения»), появились на рынке в 1976 г. (рис. 3).

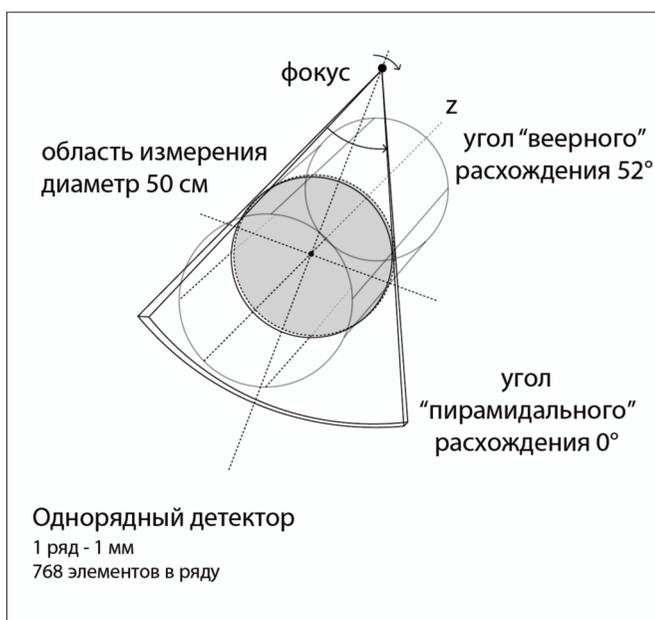


Рис. 3. Схематическое изображение веерного луча, используемого в КТ с одним рядом детекторов (адаптировано из работы W.A. Kalender, 2003 г. [30]).

Они также, как и предыдущие системы работали по принципу поступательно-вращательного движения при котором рентгеновская трубка и ряд детекторов поворачивались вокруг пациента, а потом возвращались обратно, совершая один «шаг» с получением всего лишь одного «среза». Время получения «среза» составляло не менее 20 сек. Хотя к концу десятилетия время сканирования сократилось до 5-10 сек, обследование одной зоны все еще требовало от 20 до 40 мин, что для проведения многих исследований было практически неприемлемым. Поэтому для изучения динамических объемных процессов, в первую очередь кровообращения сердца, в конце 1970-х гг. были продолжены исследования по использованию КЛКТ, основанные на первых работах R.A. Robb et al. [17]. В результате в клинике Майо (Рочестер, Миннесота, США) в 1983 г. был испытан первый конусно-лучевой томограф с очень высоким временным разрешением, названный динамическим пространственным реконструктором (ДПР) [23]. ДПР представлял собой кольцеобразную вращающуюся систему,

состоящую из 28 рентгеновских трубок, проецирующих 2D-изображения на цельный изогнутый флуоресцентный экран позади которого располагались видеокамеры. Информация, поступающая на флуоресцентный экран в виде 28 отдельных 2D-проекционных изображений размерами 30х30 см, считывалась 28 видеокамерами (без преобразования в XRII) после чего производилась оцифровка и реконструкция трехмерных массивов данных. Система позволяла одновременно сканировать цилиндрический объем тела пациента длиной 22 см (по оси z) и шириной 22-38 см (220 смежных секций толщиной 1 мм) со скоростью до 60 кадров в сек., что давало возможность получать удивительные для того времени 4D-изображения работающего сердца [23]. Так как для селективной визуализации сердца использовался конический луч с небольшим углом расхождения, то для создания 4D-реконструкций вполне подходил математический алгоритм, применявшийся для веерного луча и предполагавший, что все исходящие из источника рентгеновские лучи идут параллельно друг другу.

Одновременно с этим (1982-1984 гг.) в Англии велись исследования по использованию КЛКТ, интегрированных в деку линейного ускорителя, для контроля положения пациента при проведении лучевой терапии [24, 25]. На начальном этапе исследователи также как и N.A. Baily использовали небольшой XRII диаметром 5 дюймов (12,7 см), и узкий рентгеновский луч конической формы (рис. 4). Ав-

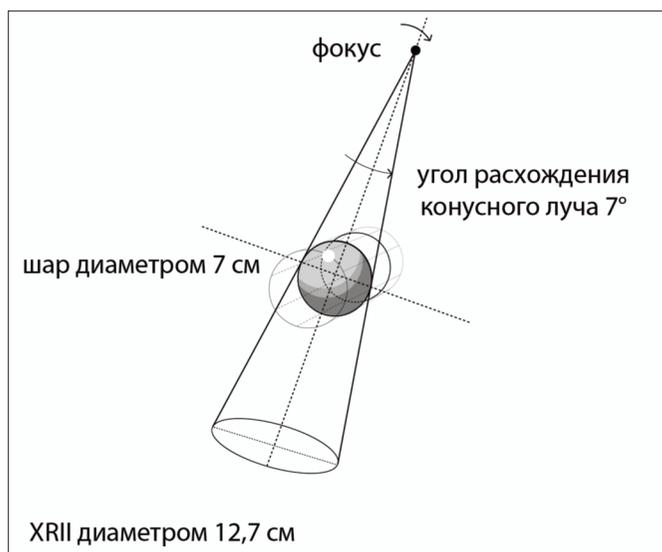


Рис. 4. Схематическое изображение конического луча с небольшим углом расхождения, используемого при проведении КЛКТ с XRII диаметром 5 дюймов (12,7 см).

торы пришли к выводу, что интеграция подобных сканирующих КТ-систем в линейные ускорители является очень перспективной, однако требуется увеличение поля обзора. В то же время было установлено, что при увеличении поля обзора увеличивается и угол расхождения конических лучей, что прогрессивно ухудшает качество реконструируемых КТ-изображений. В целом, стандартный алгоритм свертки-обратного проецирования веерного луча создавал неприемлемые артефакты для углов коническо-

го луча, превышающих 8°. Для создания трехмерных изображений из 2D-проекций, полученных с использованием «широкого» рентгеновского луча конической формы (более 8°) был необходим новый алгоритм реконструкции [24, 25].

В 1984 г. L.A. Feldkamp, L.C. Davis и J.W. Kress разработали и опубликовали «легко реализуемый, практичный алгоритм для томографической реконструкции по данным 2D проекций» при реализации которого, по утверждению авторов, «показатели производительности в целом сравнимы со стандартным алгоритмом для веерного луча, что может рассматриваться как его естественное продолжение» [26]. Разработка алгоритма Фельдкампа-Дэвиса-Кресса в виде «формулы свертки и обратного проецирования множества двухмерных проекций для прямой реконструкции трехмерной функции плотности» позволила получать 3D изображения большого объема и хорошего качества с использованием широкого рентгеновского луча конической формы за один поворот сканирующей системы, состоящей из одного источника излучения и одного XRII, соединенного с видеокамерой [26]. Для получения необходимого при реконструкции 3D-изображений массива данных достаточно было произвести лишь один поворот системы на 180° + угол конического луча (обычно на 200°), а качество изображений зависело от числа полученных проекционных 2D-изображений, то есть от скорости вращения гентри и скорости рентгенографии. Результаты доклинического испытания первого прототипа конусно-лучевой КТ на С-дуге, предназначенного для использования в области ангиографии были опубликована R. Ning et al. (Медицинский факультет Университета Юты, Солт-Лейк-Сити, Юта, США) в 1989 г [27]. В данном случае был использован обычный XRII диаметром 14 дюймов (35,5 см) с тандемной видеокамерой на основе ПЗС-матрицы, а для реконструкции 250 получаемых проекционных 2D-изображений применялся алгоритм Фельдкампа-Дэвиса-Кресса (рис. 5). Качество

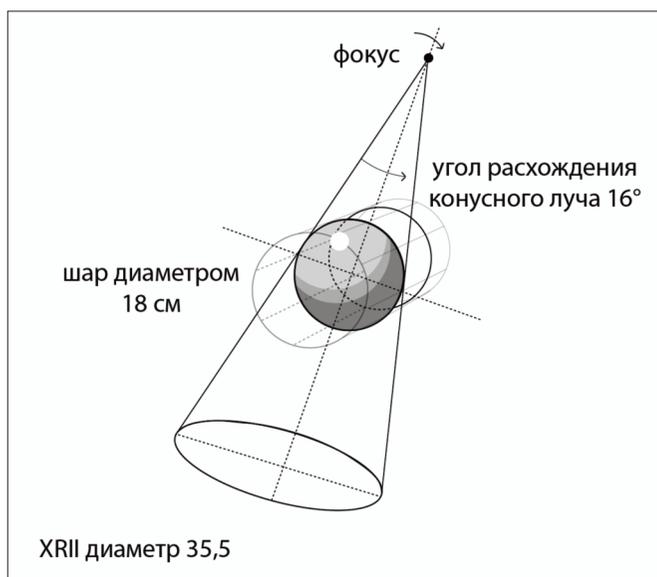


Рис. 5. Схематическое изображение конического луча с большим углом расхождения, используемого при проведении КЛКТ с XRII диаметром 14 дюймов (35,5 см).

3D-изображений было изучено на различных видах фантомов, имитирующих сосудистое русло. Необходимо отметить, что на момент проведения авторами испытаний (1988-1989 гг.), практически не существовало альтернативных КТ-технологий которые могли бы позволить получить 3D-визуализацию артериального русла, например, головного мозга, при внутриартериальном контрастировании в течение всего лишь 5-10 сек. Как отметили авторы, «качество полученных изображений оказалось на удивление хорошим», что позволило получить высококачественную визуализацию «сосудов» диаметром 2 мм в срезах практически любой ориентации, а это свидетельствовало об истинно изотропном качестве реконструированных изображений. Недостатком технологии, оказалось падение пространственного разрешения изображений по краю XR11, за счет так называемого «подушкообразного искажения» («pincushion distortion»), характерного для данного типа детекторов. Однако это не помешало авторам сделать вывод о том, что «объемная КТ на основе XR11 может быть использована для реконструкции трехмерной сосудистой структуры с хорошим качеством» [27].

В то же самое время проводились исследования по созданию спиральной КТ (СКТ), ставшей технически-осуществимой после разработки в 1987 г. технологии токо съемных контактных колец. Контактные кольца позволили передавать энергию на лучевую трубку при постоянном вращения гентри без использования кабелей. Первый прототип СКТ с непрерывным сканированием вдоль тела пациента (вдоль оси z) был создан на базе пошагового КТ Somatom Plus в Институте медицинской физики (Эрланген, Германия) при поддержке компании Siemens (Эрланген, Германия) инженером W.A. Kalender et al. в 1989 г. [20]. Основная сложность получения изображений методом СКТ заключалась в необходимости проведения предварительной интерполяции исходных данных для получения полного набора проекций вдоль оси z, после чего становилась возможной их обычная реконструкция. Эта проблема была достаточно быстро решена и уже в 1992 г. все основные производители рентгеновского оборудования анонсировали создание коммерчески доступных односрезовых СКТ. В 1998 г. были созданы первые «4-срезовые СКТ», оснащенные уже четырьмя рядами керамических детекторов и давшие начало быстрой многосрезовой СКТ (МСКТ), позволившей выполнять фазово-селективную динамическую визуализацию сердца и положившие конец использованию ДПР. В 2001 г. на рынке появились 16-срезовые МСКТ, после чего «гонка срезов» только усилилась и привела к созданию 64-, 128-, 256- и даже 320-срезовых томографов. При работе 64-срезового МСКТ ширина рентгеновского луча составляла от 2 до 4°, что все еще позволяет использовать так называемые усовершенствованные алгоритмы повторного объединения одиночных срезов (ASSR – advanced single-slice rebinning), обеспечивающие превосходное качество реконструированных изображений (рис. 6). Однако для реконструкции изображений, полученных с использованием более широких углов веерного, а точнее уже пирамидального луча, оказался необходимым уже известный нам по КЛКТ алго-

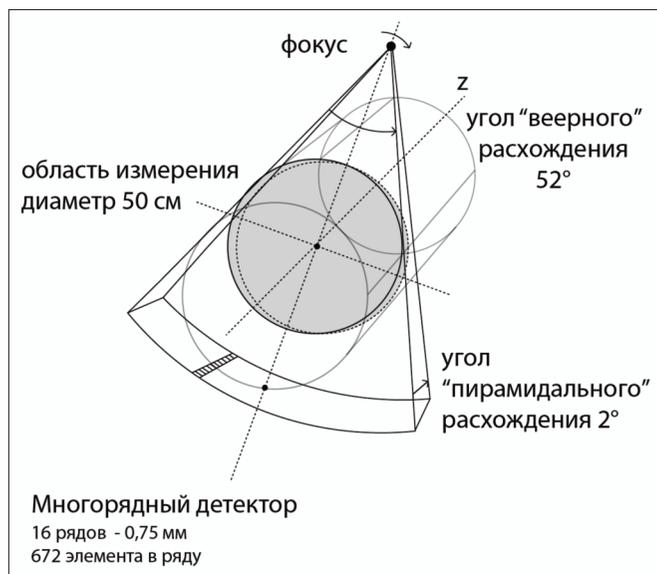


Рис. 6. Схематическое изображение веерного луча, используемого в МСКТ с 16 рядами детекторов (адаптировано из работы W.A. Kalender, 2003 г. [30]).

ритм Фельдкамп-Дэвиса-Кресса (рис. 7) [20]. Таким образом, переход от веерной геометрии рентгеновского луча к рентгеновскому лучу пирамидальной формы, ознаменовал собой появление еще одного варианта КТ в дополнение к СКТ (веерный луч) и КЛКТ (конусный луч) [28]. Следующим логичным и наиболее захватывающим этапом развития КТ с использованием луча пирамидальной формы стала разработка ПДКТ, основанной на использовании цифровых плоских детекторов (ПД), устанавливаемых на разные типы гентри (рис. 8) [29]. Таким образом, с технической точки зрения ПДКТ представляет собой МСКТ, но с очень широким и плоским детектором, состоящим из более чем 1000 рядов компактно расположенных ячеек [30]. С другой сто-

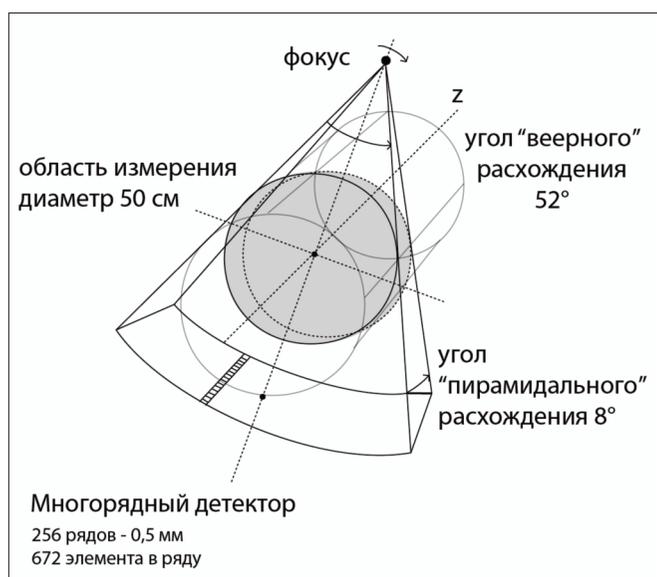


Рис. 7. Схематическое изображение пирамидального луча, используемого в МСКТ с 256 рядами детекторов (адаптировано из работы W.A. Kalender, 2003 г. [30]).

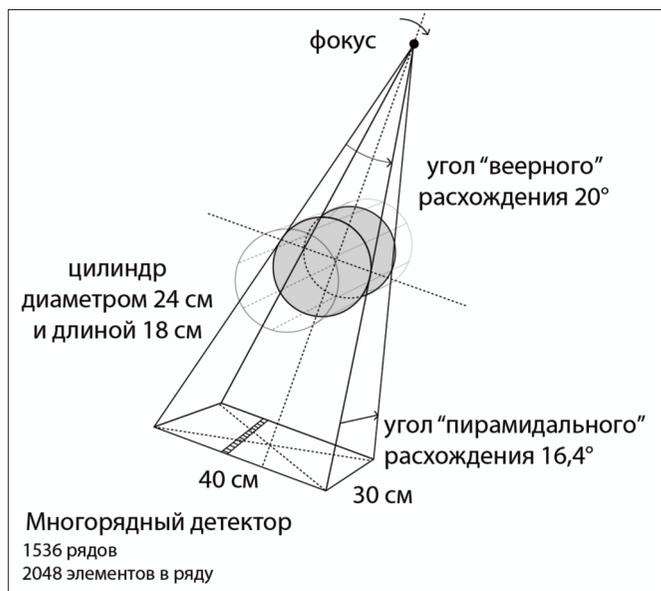


Рис. 8. Схематическое изображение пирамидального луча, используемого при проведении ПДКТ с 1536 рядами детекторов (адаптировано из работы W.A. Kalender, 2003 г. [30]).

роны, ПДКТ можно назвать вариантом пирамидально-лучевой КТ (ПЛКТ), но не КЛКТ, что к сожалению, нередко встречается в публикациях. Эволюция геометрии рентгеновских лучей и использовавшихся для их приема детекторов представлена на рис. 3–8. Одним из многочисленных вариантов развития технологий ПДКТ в 2000-е гг. стало создание ПДКТ на С-дуге, интегрированной в многофункциональные ангиографические комплексы. Но к тому времени КЛКТ на С-дуге на базе XR11 уже успела хорошо зарекомендовать себя в клинической практике, о чем несколько слов будет сказано ниже.

### 3. Клиническое использование КЛКТ на С-дуге в интервенционной радиологии

В 1993 г. компания General Electric (GE, Европейский отдел, Бак, Франция) представила прототип «ангиографической» КЛКТ, сконструированный на базе бипланового ангиографического комплекса с двумя лучевыми трубками и двумя XR11 диаметром 40 см [31, 32]. Система выполняла ротационную ангиографию и реконструкцию субтракционных 2D-изображений с использованием усовершенствованного алгоритма Фельдкамп-Дэвиса-Кресса, что давало возможность получать «КТ-подобные» реконструкции хорошего качества. Методика получила название ротационной цифровой субтракционной ангиографии (3D-ЦСА, или РЦСА), так как для реконструкции 3D-изображений ей требовалось два оборота С-дуги – первый выполнялся для создания субтракционной «маски», а второй – для сбора данных о контрастированном артериальном русле. Система, названная авторами «Morphometer», была протестирована на собаках и обезьянах (исследование сосудов головного мозга), а также на людях-добровольцах, с различными заболеваниями почек, легких и других органов. Авторы сделали вывод о том, что предлагаемая концепция

РЦСА осуществима с технической и клинической точек зрения и может быть использована в клинике [32]. Данное оборудование позволяло получать 3D-изображения только высококонтрастных сосудов, а мягкотканная визуализация оставалась пока за гранью возможностей. В 2004 г. Tanigawa N. et al., опубликовали первое клиническое исследование, посвященное изучению возможностей 3D-ЦСА (РЦСА) при проведении химиоэмболизации гепатоцеллюлярного рака (ГЦР) с использованием коммерчески доступной ангиографической установки Advantx ACT (GE, США) [33]. Авторы сообщили об «отличной 3D-визуализации артерий печени» первого и второго порядка. В то же время визуализация самих опухолей и питающих их сосудов (артерий третьего и четвертого порядка) с использованием РЦСА значительно уступала возможностям классической ЦСА. Авторы сделали вывод о том, что 3D-ЦСА пока еще не может заменить ЦСА и использоваться как метод КТ-визуализации узлов ГЦР и питающих их артерий в связи с недостаточным контрастным разрешением мягких тканей [33].

В 1997 г. Fahrig R. et al. опубликовали результаты доклинического исследования, проведенного при поддержке компании Siemens (Эрланген, Германия), в котором также исследовался прототип КЛКТ, созданный на базе ангиографической установки Siemens (Эрланген, Германия) с одной рентгеновской трубкой и одним XR11 диаметром 40 см [34]. В отличие от первого прототипа, система позволяла осуществлять полноценную мультипланарную кроссекционную КТ-визуализацию как артерий, содержащих контрастный препарат, так и окружающих мягких тканей. Для сканирования ей требовался только один оборот С-дуги на 200° со скоростью 45° в сек и скоростью рентгенографии 30 кадров в сек, что позволяло за 4,4 сек получить не менее 130 проекционных изображений, которые использовались для КТ-реконструкции с применением модифицированного алгоритма Фельдкамп-Дэвиса-Кресса [34]. Методика получила название компьютерной ротационной ангиографии (КРА). Проведя ряд исследований на фантомах, черепах человека и живых свиньях, которым выполнялась церебральная ангиография под наркозом, авторы сделали вывод о том, что «система XR11 способна получать истинные 3D-изображения диагностического качества» и даже имеет «более высокое пространственное разрешение, чем СКТ». Однако, контрастное разрешение все еще оставляло желать лучшего. Связано это было с тем, что использование XR11 во время ротации приводило к выраженным артефактам визуализации, обусловленным влиянием на электроны, попадающие на флуоресцентные экраны, магнитного поля Земли и электромагнитного излучения от окружающего медицинского оборудования [34]. Тем не менее, установка впервые давала возможность выполнять не только рентгеноскопию, рентгенографию, ангиографию и ЦСА, но и получать «КТ-подобные изображения» приемлемого качества на одном виде оборудования в одной рентгеноперационной. Оба прототипа КЛКТ с возможностью выполнения РЦСА и/или КРА, были запущены в серийное производство и несколько сотен этих устано-

вок различных производителей с успехом использовались в клиниках вплоть до конца 2000-х гг., главным образом при проведении нейрорадиологических эндоваскулярных вмешательств. Так, в 2008 г. van Rooij W.J. et al. опубликовали результаты крупного исследования, в котором диагностическая мультипроекционная ЦСА в сочетании с КРА была выполнена 350 пациентам с аневризмами сосудов головного мозга [35]. Процедуры выполнялись на биплановой ангиографической установке Integris BN 3000 Neuro компании Philips (Бест, Нидерланды). Методика КРА заключалась во введении контрастного препарата во внутреннюю сонную или позвоночную артерии со скоростью 3 или 4 мл/сек и одновременном сканировании головы путем 8-секундного вращения С-дуги на 200° с получением 200 проекционных изображений. Качество 3D-визуализации оказалось настолько высоким, что позволило выявить 27 новых (оккультных) аневризм размером от 0,5–4 мм (медиана 2 мм), которые не были обнаружены с помощью мультипроекционной ЦСА. Таким образом, 29% дополнительных аневризм (27 из 94) были обнаружены исключительно с помощью КРА. Авторы указали на то, что мультипроекционная ЦСА больше не может считаться золотым стандартом для обнаружения внутричерепных аневризм, особенно учитывая тот факт, что качество ее выполнения очень зависит от опыта оператора, в то время как КРА проводится фактически в автоматическом режиме. Исследователи сделали вывод о том, что КРА четырех артерий (двух внутренних сонных и двух позвоночных) должна рассматриваться как новый золотой стандарт диагностики дополнительных оккультных интракраниальных аневризм [35].

#### 4. Другие направления развития КЛКТ на базе XR11

Помимо интеграции КЛКТ в линейные ускорители и ангиографические комплексы, проводились исследования, направленные на разработку диагностических КЛКТ-систем. Так, уже в 1986 г. F. Toyofuku et al. из Университета Кюсю (Фукуока, Япония) опубликовали результаты испытания первого прототипа узкоспециализированной КЛКТ, предназначенной для КТ-визуализации челюстно-лицевой области. Система, названная авторами «микрокомпьютерной низкодозовой флюороскопической КТ-системой» была оснащена 11-дюймовым (28 см) XR11 и выполняла сканирование путем поворота гентри на 180° с шагом 1,5° и получением 120 2D-проекционных изображений [36]. Протестировав систему на фантоме нижней челюсти, авторы выяснили, что использование КЛКТ по сравнению с пошаговой односрезовой КТ позволяет проводить сканирование намного быстрее (10 сек, против 40 мин), имеет намного более высокое пространственное разрешение, позволяющее визуализировать корневые каналы в любой необходимой плоскости, а также имеет в 10–20 раз меньшую лучевую нагрузку. Авторы сделали вывод о том, что рассматриваемая система является очень эффективной для визуализации зубов и челюстно-лицевой зоны в связи с чем может использоваться для решения большого числа практических задач в стоматологической практике [36].

Другим заслуживающим внимания исследованием была работа, опубликованная D.W. Holdsworth et al. в 1993 г. и посвященная разработке Микро-КТ систем для визуализации мелких лабораторных животных *in vivo* [37]. Особенностью разработанного прототипа, использовавшего XR11 диаметром 5 дюймов (12,7 см) с тандемной видеокамерой на основе ПЗС-матрицы, было небольшое поле обзора, составлявшее всего 8 см. Благодаря этому система давала возможность получать КТ-изображения животных с изотропным пространственным разрешением, достигающим 120 мкм (0,12 мм)! Авторы сделали вывод о том, что данная разработка может оказаться полезной не только для исследования животных, но, возможно, и для проведения Микро-КТ у пациентов в клинике, например, для изучения микроструктуры сосудов, пораженных атеросклерозом [37].

В 1997 г. R. Baba et al. из Центральной исследовательской лаборатории компании Hitachi (Токио, Япония) опубликовали результаты исследования прототипа КЛКТ, предназначенного для диагностики заболеваний органов грудной клетки [38]. Система была оснащена XR11 диаметром 16 дюймов (40,6 см) и для охвата всей грудной клетки осуществляла сканирование по эллипсоидной траектории. Суть эллипсоидного сканирования заключалась в том, что сбор данных осуществлялся во время поворота гентри сначала на 360° против часовой стрелки, а затем в обратном направлении в то время как исследуемый объект дважды совершал возвратно-поступательное синхронное движение параллельно плоскости вращения гентри. После получения 480 проекционных 2D-изображений с шагом 1,5° друг от друга, осуществлялась компьютерная реконструкция двух сфер диаметром 26 см в общий эллипсоид размерами 36x26 см, включающий всю грудную клетку. Как показало исследование, выполненное на фантоме, КЛКТ имела изотропное (во всех проекциях) пространственное разрешение с размером векселя 0,64 мм, в то время как разрешение МСКТ составляло только 0,68 мм в поперечных срезах и 5 мм в коронарных и сагиттальных срезах (то есть было в 8 раз ниже в этих проекциях по сравнению с КЛКТ). Учитывая то, что «контрастное разрешение было достаточно хорошим» и «всего лишь в 3–7 раз ниже чем у МСКТ при одинаковой дозе излучения», а пространственное разрешение было значительно лучше по оси z, авторы сделали вывод о том, что система может с успехом использоваться для точной диагностики и проведения операций в торакальной хирургии, а также, возможно, для скрининга рака легкого в будущем [38].

В 2001 г. та же группа авторов (R. Baba et al.) опубликовала результаты исследования еще одного оригинального узкоспециализированного прототипа КЛКТ, предназначенного для сканирования верхних и нижних конечностей в ортопедии и травматологии [39]. Оригинальность конструкции заключалась в том, что 16-дюймовый (40,6 см) XR11, оснащенный видеокамерой с ПЗС-матрицей, как и лучевая трубка, были закреплены на аппарате неподвижно, а сканирование осуществлялось путем вращения, сидящего или стоящего на поворотном столе пациента в

течение 4,8 или 9,6 сек с получением 288 или 576 проекционных 2D-изображений, соответственно. Одним из главных преимуществ такой конструкции была ее максимальная простота и, соответственно, цена производства и эксплуатации. После проведения клинического исследования на 50 пациентах, авторы пришли к выводу, что система обеспечивает визуализацию суставов и костей со значительно более высоким, по сравнению с МСКТ, пространственным разрешением. Проведение сканирования в положении стоя или сидя давало дополнительные преимущества, позволяя находить аномалии, которые невозможно обнаружить, если пациенту приходится лежать внутри гентри МСКТ [39]. Не вызывает никаких сомнений, что КЛКТ на базе XR11 получили бы широкое распространение в различных направлениях диагностической и интервенционной радиологии, если бы не были сметены новой волной развития цифровых технологий, связанных с изобретением ПД.

## ПД в рентгенологии

В начале 1990-х гг., одновременно с тем, как жидкокристаллические дисплеи начали заменять электронно-лучевые трубки в мониторах и телевизорах, а цифровые устройства с полупроводниковой фотоматрицей теснили с рынка аналоговые пленочные фотоаппараты, производители рентгеновского оборудования начали активный поиск материалов и технологий, способных преодолеть недостатки использования рентгеновской пленки и XR11 в классической рентгенологии. Так началась разработка ПД, которая с самого начала шла двумя альтернативными путями – созданием систем с прямым преобразованием рентгеновского излучения в электрический сигнал и систем с опосредованным преобразованием через свет. Не углубляясь в детали следует отметить, что системы с прямым преобразованием являются более перспективными для будущего, но в настоящее время, в силу ряда нерешенных технических проблем, их использование ограничено только цифровой маммографией [40]. В качестве прямых сцинтилляторов для этих целей исследовались и продолжают исследоваться кристаллы теллурида кадмия (CdTe), йодида свинца (PbI<sub>2</sub>) и йодида ртути (HgI<sub>2</sub>), однако на первом этапе практическое применение получил только селен прямого преобразования, или аморфный селен (Se), позволяющий создавать детекторы с ячейками (пикселями) размером до 70 мкм [40].

Для цифровой рентгенографии и динамических исследований, таких как рентгеноскопия, ангиография и ЦСА, более выгодной (с производственной точки зрения) оказалась конструкция ПД с двухэтапным, косвенным преобразованием рентгеновского излучения. В данном типе детекторов рентгеновские кванты, проходя через сцинтиллятор, превращаются в свет и далее в фотокатоде, состоящем из аморфного гидрированного кремния (a-Si:H), преобразуются в электрический сигнал [40]. В качестве сцинтилляторов в 1990-е гг. исследовались такие материалы как оксисульфид гадолия (Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S), вольфрамат кадмия

(CdWO<sub>4</sub>) и др., однако наибольшее распространение получил уже хорошо известный к тому времени по использованию в XR11 йодид цезия (CsI). Было установлено, что легированный таллием CsI (CsI:Tl) представляет собой кристалл, который может быть выращен в форме конусовидной иглы диаметром 5–10 мкм. Структура в форме иглы действует как световой направитель, благодаря чему свет попадет точно на подлежащий под кристаллом слой a-Si:H, разделённого на мелкие ячейки (пиксели). Это позволяет методом плазменного осаждения создавать активные матрицы размерами более чем 40×40 см, состоящие из нескольких миллионов пикселей размером до 150 мкм каждый. При том, что фотодиод охватывает только 60–70% площади ячейки, поглощение рентгеновского излучения со средней энергией 53 кэВ дает возможность эффективно генерировать сигнал, состоящий из 800–1000 электронов [40]. После активации электронов происходит включение тонкопленочного транзистора (TFT), тесно прилегающего к каждому фотодиоду, что и расценивается системой как срабатывание отдельного микродатчика. В лабораторных и клинических испытаниях ПД на основе a-Si:H и CsI:Tl (a-Si:H/CsI:Tl-ПД) показали превосходное контрастное разрешение и большой динамический диапазон, позволяющий проводить рентгеноскопию и рентгенографию с частотой 30 кадров в сек., а также независимость от электромагнитных полей. Как было показано, большая толщина кристаллов сцинтиллятора улучшает квантовую эффективность детектора за счет более эффективного поглощения энергии, что повышает его чувствительность. Но это, к сожалению, резко уменьшает пространственное разрешение из-за оптической диффузии размытия. Недостатком использования a-Si:H является относительно медленная скорость разряда транзисторных элементов, что приводит к тому, что некоторая часть сигнала, накопленная в одном кадре может быть считана в последующих кадрах. Еще одной причиной запаздывания сигнала считается эффект послесвечения CsI, однако это влияет на работу детектора в значительно меньшей степени [41]. В результате, для увеличения скорости рентгенографии (например, до 60 кадров в сек) необходимо проводить объединение ячеек (биннинг) который, в свою очередь, прогрессивно снижает пространственное разрешение. Таким образом конструкция первых a-Si:H/CsI:Tl-ПД являлась неизбежным компромиссом между временным, контрастным и пространственным разрешением с преимущественным акцентом на пространственное разрешение при эквивалентной излучаемой дозе [40].

Цифровая рентгенография была первой областью применения a-Si:H/CsI:Tl-ПД, где они начали использоваться в конце 1990-х гг., быстро заменяя собой аналоговые пленки. Это привело к принципиальному улучшению качества рентгеновских изображений за счет более широкого динамического диапазона и одновременному снижению дозы облучения благодаря большей квантовой эффективности. Следующим этапом стало внедрение a-Si:H/CsI:Tl-ПД в ангиографию. Первый серийный ангиограф, предназначенный для коронарографии (Innova 2000), был выпущен

компанией GE (Бостон, Массачусетс, США) в 2001 г. и оснащен a-Si:H/CsI:TI-ПД размерами 20,5x20,5 см собственного производства (GE) [42]. В 2002 г. компания Siemens (Эрланген, Германия) также выпустила ангиографическую установку для коронарографии Axiom Artis dFC, с a-Si:H/CsI:TI-ПД размерами 16x16 см производства дочерней компании Trixell (Муаран, Франция) [43]. По сравнению с XR11-CsI, a-Si:H/CsI:TI-ПД, установленные на ангиографические комплексы, обеспечивали значительно лучшее качество изображения с большей квантовой эффективностью обнаружения, передаточной функцией модуляции, динамическим диапазоном и эффективностью дозы [40]. Параллельно с установкой ПД на ангиографические комплексы для ангиографии естественно проводились и исследования по интеграции ПД в различные системы, ранее предназначенные для КЛКТ и использующие XR11.

Так, в 2001 г. компания Varian (Пало-Альто, Калифорния, США) представила первый a-Si:H/CsI:TI-ПД размерами 40x30 см (PaxScan 4030A), специально разработанный не только для рентгеноскопии, рентгенографии и ангиографии, но и для использования в ПДКТ-системах [44]. ПД имел 14-битные аналогово-цифровые преобразователи и состоял из 2048x1536 пикселей размером в 194 мкм каждый (всего более 3 миллионов пикселей) с коэффициентом заполнения площади в 70%. Активная поверхность PaxScan 4030A имела размеры 39,7 x 29,8 см и диагональ 49,7 см. По заявлению компании детектор имел «превосходное контрастное разрешение, прямое преобразование цифрового сигнала, большой динамический диапазон, очень компактный размер и легкий вес». Несмотря на это, авторы сообщили о том, что для проведения «высококачественной конусно-лучевой КТ тела нужен еще больший динамический диапазон» и сразу анонсировали создание следующего поколения a-Si:H/CsI:TI-ПД – PaxScan 4030CB – параметры работы которого при использовании в ПДКТ будут рассмотрены ниже [44].

Необходимо сразу отметить, что после создания первого поколения ПД их конструктивные параметры и программное обеспечение постоянно улучшались, что конечно же улучшало и весь рабочий процесс при их клиническом использовании. Описание эволюции ПД требует отдельного рассмотрения, здесь же, для полноты картины, нам хотелось вкратце остановиться только на последних разработках, внедрение в практику которых является делом ближайшего будущего и несомненно позволит перейти на качественно новый уровень ПДКТ-визуализации. Одной из наиболее интересных разработок последних лет, представленной все той же компанией Varian/Varex (Пало-Альто, Калифорния, США) в 2020 г., является двухслойный ПД размерами 43x43 см предназначенный для проведения двухэнергетической (спектральной) 2D рентгеноскопии, двухэнергетической (спектральной) 2D рентгенографии и двухэнергетической (спектральной) ПДКТ [45]. Детектор состоит из верхнего (энергетического) слоя a-Si:H/CsI:TI толщиной 200 мкм и размером пикселей 150 мкм и нижнего (высокоэнергетического) слоя толщиной 550 мкм из тех же компонентов (a-Si:H/CsI:TI) и с тем же размером

пикселей. Между двумя слоями расположен медный фильтр толщиной 1 мм, предназначенный для увеличения спектрального разделения рентгеновских лучей. После исследований, выполненных на фантомах, авторы сделали вывод о том, что преимуществами двухслойного детектора являются очень высокое пространственное и высокое временное разрешение, а также простая последовательность сбора данных [45].

В 2021 г. компания Philips (Бест, Нидерланды) совместно с исследователями из Каролинского университета (Стокгольм, Швеция) представили прототип новой ангиографической установки, оснащенной данным двухслойным детектором (Varian/Varex, Калифорния, США) и получившей название Allura NEXIS Investigational Device (Philips, Бест, Нидерланды) [46]. Авторы сравнили качество изображений, полученных на исследуемом прототипе с изображениями коммерчески доступной системы Allura Xper FD20 (Philips, Бест, Нидерланды), оснащенной однослойным a-Si:H/CsI:TI-ПД и пришли к выводу, что использование двухслойного ПД не ухудшило пространственное разрешение, в то время как контрастное разрешение значительно возросло. Кроме того, спектральный анализ позволил четко дифференцировать кровь и межтканевую жидкость по количественному содержанию йода, что указывало на возможность использования системы для надежной оценки материального состава клинически-значимых тканей. Авторы сделали вывод о том, что ангиографическая установка с двухслойным ПД и возможностью двухэнергетического сканирования с высоким контрастным разрешением может значительно улучшить результаты диагностики ишемического инсульта непосредственно в рентген-операционной и сократить время на принятие решения о тактике лечения данной категории пациентов. Используя аналогичный двухслойный детектор CareView 560RF-DE производства компании CareRay (Цзянсу, Китай) Su T. et al. в 2024 г. предложили «инновационный метод двухэнергетической ПДКТ», основанный на реконструкции данных с использованием обучаемых сверточных нейронных сетей и алгоритма «субпиксельного сдвига» или «suRi», что дает возможность получать КТ-изображения с еще более высоким временным и сверхвысоким пространственным разрешением [47]. Суть метода заключается в том, что при проведении двухэнергетического (спектрального) сканирования вместо традиционного биннинга с выравниванием пикселей используется биннинг со «смещением субпикселя (в данном случае – полупикселя)», то есть пиксель верхнего энергетического слоя сдвигается на полпикселя относительно нижнего пикселя высокоэнергетического слоя. Это позволило в эксперименте на 46% улучшить пространственное разрешение и одновременно сократить время считывания сигнала за счет введения «дополнительного геометрического несоответствия» между двумя слоями детектора, что является крайне перспективным для проведения многофазных и перфузионных исследований в рентгенохирургической практике. В настоящее время разрабатываются трехслойные ПД на основе CsI:TI, а также ведутся работы по созданию принципиально но-

вых одно- и двухслойных ПД в которых в качестве сцинтилляторов используются более сложные композитные материалы, например оксида индия, галлия и цинка (IGZO) [47]. Тем не менее, актуальным остается высказывание W.A. Kalender о том, что «идеальный детектор все еще предстоит разработать» [29]. Сделав соответствующую оговорку, далее, при рассмотрении различных прототипов ПДКТ, мы будем говорить исключительно о первых поколениях a-Si:H/CsI:TI-ПД, так как дальнейшее развитие ПДКТ-технологий, равно как и их клиническое использование в интервенционной радиологии требует отдельного изучения и описания.

## Первые прототипы ПДКТ и их дальнейшее клиническое использование

Уже в 2000 г. Jaffray D.A. et Siewerdsen J.H. из Госпиталя Уильяма Бомонта (Ройал-Оук, Мичиган, США) сообщили о первом успешном испытании настольного прототипа ПДКТ, оснащенного a-Si:H/CsI:TI-ПД размерами 20,5x20,5 см производства компании EG&G Heimann Optoelectronics (США) [48]. Первый прототип разрабатывался для установки на линейные ускорители с целью «локализации костей и мягких тканей» при проведении лучевой терапии и позволял получать до 300 проекционных 2D-изображений с использованием конического луча 7,1° за один поворот системы на 360° в течение 60 сек. По заявлению авторов, проводивших исследования на усыпленных крысах, аппаратура «продемонстрировала отличную видимость мягких тканей и высокое пространственное разрешение», «более чем достаточное для использования в лучевой терапии». При этом качество изображений «было сопоставимым или превосходящим качество обычного МСКТ», что позволило сделать вывод о большом потенциале ПДКТ для использования не только в лучевой терапии, но также в области интервенционной радиологии, хирургии и даже диагностической радиологии [48]. В 2001 г. этот же коллектив авторов (Siewerdsen J.H. et al.) представил данные об успешном испытании первого прототипа ПДКТ на С-дуге, созданного на базе моторизированной С-дуги Power Mobile XR11 (Siemens, Германия) в которой XR11 был заменен на a-Si:H/CsI:TI-ПД размерами 20,5x20,5 см компании EG&G Heimann Optoelectronics (США) [49]. Исследователи изучили возможности прототипа для проведения брахитерапии на фантоме простаты (распределение зерен Pd-103 относительно капсулы предстательной железы), а также выполнили вертебропластику на нескольких трупах овец, исследовав возможности системы для контроля введения иглы и оценки распределения цемента в позвонках. Качество костной визуализации было изучено на ампутированных конечностях человека [49]. В 2005 г. эта же группа авторов (J. H. Siewerdsen et al.) опубликовала второй отчет по использованию С-дуги Power Mobile XR11 компании Siemens (Эрланген, Германия) оснащенной уже более мощным a-Si:H/CsI:TI-ПД PaxScan 4030A компании Varian

(Пало-Альто, Калифорния, США) размерами 40x30 см [50]. Система использовалась для проведения чрескожной фотодинамической терапии метастазов в позвоночник у пяти живых свиней, находившихся под наркозом. Исследователи изучили преимущества использования ПДКТ на С-дуге в интервенционной радиологии и отметили, что во всех случаях система была надежной, а качество рентгеноскопии, рентгенографии и ПДКТ достаточным для выполнения транспедикулярной установки аппликаторов и мониторинга процедуры абляции. Они также указали, что качество визуализации будет неизменно улучшаться, в частности после анонсированной ими замены старого детектора (PaxScan 4030A) на детектор второго поколения с более высоким динамическим диапазоном PaxScan 4030CB (Varian, Пало-Альто, Калифорния, США). Был сделан вывод о том, что использование ПДКТ в интервенционной радиологии является «крайне перспективным для большого числа вмешательств», в том числе для проведения вертебропластики, биопсии мелких новообразований легких и даже чрескожной абляции опухолей печени [50].

В 2002 г. R. Baba et al. из уже известной нам Центральной исследовательской лаборатории компании Hitachi (Токио, Япония) опубликовали результаты работы, в которой они, используя фантомы руки и сердца, сравнили пространственное разрешение КЛКТ и ПДКТ [51]. При этом КЛКТ проводили на системе, оснащенной XR11 диаметром 16 дюймов (40,6 см) с тандемной ПЗС-видеокамерой, а ПДКТ выполняли на стационарной системе с установленным на ней a-Si:H/CsI:TI-ПД PaxScan 4030A компании Varian (Пало-Альто, Калифорния, США) размерами 40x30 см. Хотя системы являлись трудно сопоставимыми, было установлено, что пространственное разрешение ПДКТ более чем в три раза превосходило пространственное разрешение КЛКТ при использовании поля обзора 16,2 см и 27,3 см, соответственно – размер вокселя на реконструированных изображениях, полученных с помощью ПДКТ составлял 0,169 мм (169 мкм), в то время как изображение КЛКТ имело воксели размером 0,533 мм (533 мкм). Интересно, что контрастное разрешение обеих систем было примерно одинаковым при использовании высоких и средних доз облучения, тогда как при облучении низкими дозами контрастное разрешение ПДКТ превосходило разрешение КЛКТ на базе XR11. Так как 3D-реконструкции позволяли четко визуализировать «артерии сердца» диаметром 0,5 мм, авторы сделали вывод о том, что использование ПДКТ является очень перспективным для изучения высококонтрастных структур, в особенности для исследования артерий головного мозга во время проведения церебральной ангиографии [51]. В 2004 г. R. Baba et al. опубликовали данные еще одного исследования в котором они сравнили два прототипа челюстно-лицевых КТ, один из которых был построен на базе XR11 с ПЗС-видеокамерой, а второй использовал ПД той же модели, что и в вышеописанной работе. Конструкция гентри обеих систем была принципиально разной – в КЛКТ-системе источник излучения и детектор поворачивались вокруг объекта, в то время как в

ПДКТ-системе объект поворачивался внутри неподвижной сканирующей деки. Тем не менее авторам удалось провести исследование на фантоме черепа человека в таких условиях, когда пространственное разрешение обеих систем было примерно одинаковым, что достигалось использованием неодинаковых полей обзора и регулировкой параметров считывания ПД. В результате было установлено, что при размере вокселей в 0,215 мм (215 мкм) и 0,293 мм (292 мкм) для ПДКТ- и КЛКТ-системы, соответственно, соотношение сигнал/шум (SNR) было в 1,62 раза больше при выполнении ПДКТ по сравнению с КЛКТ-системой. Иными словами, изображения, полученные с помощью ПДКТ имели в 1,62 раза меньший уровень цифрового шума (и, соответственно, улучшенное контрастное разрешение), чем изображения, реконструированные с помощью КЛКТ. На основании этого авторы сделали вывод о том, что замена XR11 на ПД в челюстно-лицевых КТ-сканерах приведет к существенному улучшению качества реконструированных изображений, а это, в свою очередь, повысит точность диагностики и проведения различных хирургических вмешательств в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии [52].

С начала 2000-х гг. в нескольких исследовательских центрах проводились работы по созданию прототипа узкоспециализированной ПДКТ-системы для исследования молочных желез [29]. Все прототипы предполагали, что очередное сканирование правой и левой молочной железы будет проводиться в положении пациентки лежа на животе. Уже на момент начала первых исследований стали видны очевидные преимущества ПДКТ-сканеров для молочных желез по сравнению с многоцелевыми МСКТ-системами. Среди этих преимуществ в первую очередь следует отметить отсутствие облучения органов грудной клетки, очень высокое изотропное пространственное разрешение, возможность проведения одномоментной стереотаксической биопсии и/или чрескожной абляции, а также компактность размеров, надёжность конструкции, простоту использования и значительно более низкую цену оборудования. Преимуществом ПДКТ перед рентгеновскими аппаратами для маммографии являлось отсутствие компрессии молочных желез во время исследования, что должно было избавить пациентку от дискомфорта, а также дать возможность проводить динамические контрастные исследования неосуществимые в случае сдавления микроциркуляторного русла [29].

В 2008 г. Gupta R. et al. из Массачусетского Госпиталя (Бостон, Массачусетс, США) сообщили об испытании при поддержке компании Siemens (Эрланген, США) прототипа «плоскопанельного объемного томографа» (ППОТ), сконструированного на базе 16-срезового МСКТ Somatom Sensation (Siemens, Германия) и оснащенного а-Si:H/CsI:Tl-ПД PaxScan 4030CB (Varian, США) с углом анода рентгеновской трубки в 16°, изотропным пространственным разрешением в 150 мкм по всем осям (x, y, z) и разницей в затухании в 5 HU [53]. Сканер мог совершать полный круговой оборот на 360° всего за 3 сек. и был предназначен для «динамического изучения эволюционирующих во времени

процессов» в режиме 4D с полем обзора 25×25×18 см. Авторами было установлено, что по сравнению с МСКТ, ПДКТ имеет значительно более высокое изотропное пространственное разрешение, благодаря чему качество визуализации высококонтрастных структур, в частности, трабекулярной структуры костей, а также «тазобедренных суставов, коленных суставов и лодыжек», значительно превосходит возможности МСКТ. Авторы пришли к выводу, что подобные системы на гентри от МСКТ могут использоваться для проведения объемных перфузионных исследований сердца, головного мозга и других органов у пациентов в клинике. Большим преимуществом данных систем, по мнению авторов, являлась возможность выполнения на их базе не только ПДКТ, но и рентгеноскопии, рентгенографии и ангиографии, что позволяет выполнять с их помощью эндоваскулярные интервенционно-радиологические вмешательства (например, катетеризацию церебральных артерий) невозможные при использовании МСКТ [53]. Одним из практических решений данного направления ПДКТ стало создание компанией Medtronic (Миннеаполис, Миннесота, США) системы для интраоперационной визуализации в нейрохирургии и травматологии и получившей название «O-arm системы». «O-arm система», по сути, представляет собой гибрид между ПДКТ на C-дуге и ППОТ, обладающий ключевыми преимуществами обеих конструкций, – она может функционировать как обычная C-дуга для рентгеноскопии и рентгенографии, а в случае замыкания контура в виде O-кронштейна превращается в ППОТ с очень высоким пространственным разрешением и возможностью динамической визуализации [53]. Более того, «O-arm» может быть синхронизирована с оптической навигационной системой Stealth Station Treon (Medtronic, Миннеаполис, Миннесота, США), что значительно сокращает время проведения сложных нейрохирургических вмешательств и лучевую нагрузку на персонал и пациентов [54].

Аналогичный принцип кругового непрерывного сканирования был положен в основу систем Микро-ПДКТ, предназначенных для изучения мелких лабораторных животных in vivo. В 2006 г. W. Ross et al. из Онкологического центра М.Д. Андерсона (Хьюстон, Техас, США) совместно с Глобальным исследовательским центром GE (Бостон, Массачусетс, США) разработали первый прототип микро-ПДКТ с закрытым типом гентри, двумя источниками излучения и двумя ПД который предназначался для «исследования фиброза легких у мышей, резистентности легких у крыс, визуализации опухолей легких у мышей, а также для создания контрастных препаратов для этих животных» [55]. Время оборота гентри на 360° занимало от 2 до 8 с и ограничивалось только скоростью считывания детекторов и конструктивными особенностями крепления гентри. Контрастное разрешение, по заявлению авторов, было достаточным, «чтобы легко различать области с контрастом 1,0% и диаметром до 2 мм относительно фона». В то же время было продемонстрировано беспрецедентное улучшение изотропного пространственного разрешения в 2,5–5 раз для каждой из осей (x, y, z), по сравнению с коммер-

чески доступными МСКТ-системами. Авторами было показано, что если разрешение по каждой из осей увеличивается в 2 раза, то суммарное трехмерное разрешение возрастает уже в 8 раз. На основании этого они сделали вывод о том, что микро-ПДКТ могут быть «полезны для высококонтрастных клинических исследований с высоким пространственным разрешением, в особенности для изучения анатомии грудной клетки грызунов и контрастированных сосудов, обеспечивая 20-кратное увеличение объемного разрешения по сравнению с большинством коммерчески доступных МСКТ-сканеров» [55].

Таким образом, первые прототипы ПДКТ-систем проектировались как для использования в области IGT (Image-Guided Therapy), то есть терапии под визуальным контролем, так и для применения в диагностической радиологии [41]. Практически все описанные прототипы для проведения IGT дошли до коммерческой реализации и в настоящее время широко используются как в лучевой терапии [41, 56, 57] и хирургии [54, 58, 59], так и в интервенционной радиологии [60–62]. Широко применяются сегодня в практике и многочисленные узкоспециализированные ПДКТ-сканеры, прежде всего, в области стоматологии и челюстно-лицевой хирургии [63–65], травматологии и ортопедии [66, 67], а также в онкологии, для диагностики злокачественных опухолей молочных желез и мониторинга эффективности их лечения [41, 68–70]. Микро-ПДКТ системы тоже дошли до практической реализации и сегодня позволяют исследователям получать 3D-, 4D- и даже 5D-изображения (например, отдельную 4D-визуализацию работающего сердца и легких) у мелких лабораторных животных *in vivo* с высочайшим пространственным разрешением, достигающим 10 мкм [71]. В заключение нашего обзора для полноты картины необходимо сказать несколько слов о первых годах клинического использования ПДКТ в области интервенционной радиологии.

## Первые коммерчески доступные ангиографические установки с возможностью выполнения ПДКТ и начало их клинического использования

В 2004 г. три крупных компании выпустили на рынок первые ангиографические комплексы с возможностью выполнения ПДКТ. Компания Siemens (Эрланген, Германия) представила два ангиографа – ангиограф для коронарографии Axiom Artis dFC с a-Si:H/CsI:TI-ПД размерами 18×18 см и биплановую систему для нейроэндovasкулярных вмешательств Axiom Artis dBT, оснащенную a-Si:H/CsI:TI-ПД размерами 40×30 см производства дочерней компании Trixell (Pixium 4700, Trixell, Муаран, Франция) [72]. Компания GE (Бостон, Массачусетс, США) также выпустила две ангиографические установки Innova 3100 и Innova 4100 с a-Si:H/CsI:TI-ПД собственного производства размерами 31×31 см и 41×41 см, соответственно [73]. Компания Hitachi

(Токио, Япония) представила ангиографическую установку PARTIRE, оснащенную a-Si:H/CsI:TI-ПД размерами 40×30 производства компании Varian (PaxScan4030A, Varian, Пало-Альто, Калифорния, США) [74]. Годом позднее компания Philips (Бест, Нидерланды) также вывела на рынок ангиографическую установку Allura FD20 с возможностью проведения ПДКТ, оснащенную a-Si:H/CsI:TI-ПД размерами 40×30 см компании Trixell (Pixium 4700, Trixell, Муаран, Франция) [10].

При проектировании ангиографических установок с опцией ПДКТ производителями, как уже было отмечено выше, соблюдался некий компромисс между качеством КТ-визуализации, разумной лучевой нагрузкой и простотой использования ПДКТ на С-дуге в рентгеноперационных. Первые исследования подтвердили огромные преимущества использования ПД по сравнению с XRII. Так, в частности, S. Suzuki et al. в 2004 г. опубликовали исследование, в котором сравнили дозы облучения, получаемые пациентами при проведении трансартериальной химиоэмболизации гепатоцеллюлярного рака на двух ангиографических установках компании GE (Бостон, Массачусетс, США) – более старой установке Advantx LCA, оснащенной XRII диаметром 41 см и новой установке Innova 4100 с ПД размерами 41×41 см [73]. После проведения химиоэмболизации у 24 пациентов, разделенных на две равные группы, было установлено, что использование ПД позволило почти в четыре раза сократить уровень облучения – максимальная кожная доза при использовании XRII и ПДКТ составила  $1,068 \pm 439$  мГр (диапазон 510–1,882 мГр) и  $284 \pm 127$  мГр (диапазон 130–467 мГр), соответственно [73]. В другом, исследовании, опубликованном в 2006 г. Gosch et al. и проведенном также на ангиографической установке Innova 4100 (GE, Бостон, Массачусетс, США) с использованием фантома головы, было показано, что при выполнении одного ПДКТ эффективная доза составляет всего 12% от дозы, получаемой от двухпроекционной ЦСА (в боковой и косой проекции) с тем же числом кадров [75]. Таким образом, доза облучения при проведении ПДКТ была в 4–5 раз меньше той, которую получает пациент во время двух серий ЦСА. Авторы сделали вывод о том, что использование ПДКТ вместо ЦСА может снизить лучевую нагрузку на пациентов во время проведения нейрорадиологических исследований [75].

В начале своего клинического использования ПДКТ на С-дуге позиционировалась производителями не как альтернатива существующим диагностическим МСКТ- и МРТ-сканерам, а как полезная опция, позволяющая получать изображения «достаточного для проведения лечебного вмешательства качества». Тем не менее, уже в первые годы стало понятно, что благодаря сверхвысокому пространственному разрешению и возможности проведения внутриартериального контрастирования ПДКТ в ряде случаев может иметь определенные преимущества перед другими модальностями лучевой визуализации.

В России первая ангиографическая установка Innova-4100 (GE, Бостон, Массачусетс, США) с возможностью выполнения ПДКТ (программный пакет Innova 3D) была введена в

эксплуатацию 20 июля 2007 года во вновь созданном (по инициативе главного врача Г.М. Манихаса) отделении ОРХМДИЛ в ГБУЗ «Санкт-Петербургский городской клинический онкологический диспансер». Уже 20 декабря 2007 года заведующим ОРХМДИЛ П.В. Балахниным с соавт. в НИИ хирургии им. А.В. Вишневского на второй научно-практической конференции «Высокотехнологичные методы диагностики и лечения в абдоминальной хирургии» был сделан первый в России доклад о большом по-

тенциале использования ПДКТ с внутриаартериальным контрастированием для диагностики первичных и метастатических опухолей печени (рис. 9) [76]. Годом позднее там же, но уже на третьей научно-практической конференции, тем же автором было сделано сообщение о большом потенциале использования ПДКТ с применением внутривенного контрастирования (рис. 10, рис. 11, рис. 12), а также (в ряде случаев) ПДКТ без контрастирования (рис. 13, рис. 14, рис. 15) [77].

В дальнейшем, по мере развития технологии, происходила модернизация как самих детекторов, так и программ-

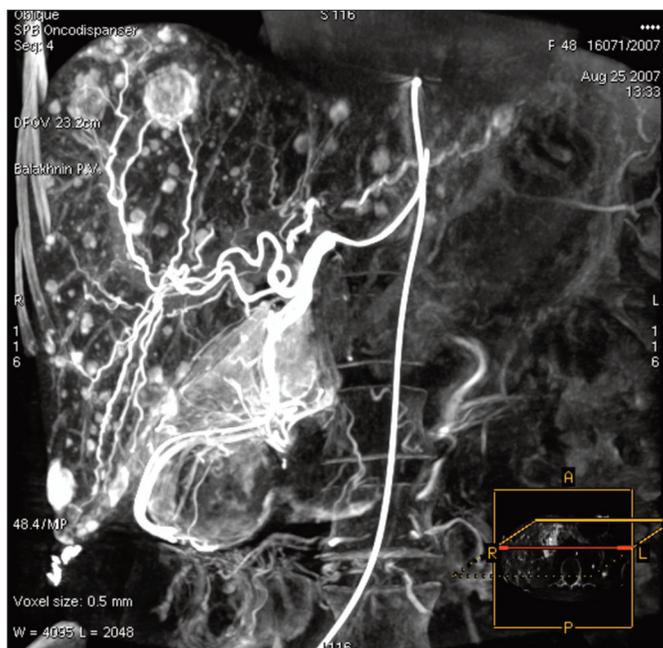


Рис. 9. ПДКТ в артериальную фазу ангиографии: визуализируются множественные билобарные гиперваскулярные метастазы нейроэндокринной опухоли в печени диаметром до 1 мм, не определявшиеся по данным МСКТ с внутривенным контрастированием.



Рис. 11. ПДКТ визуализация мелких ветвей легочной артерии при внутривенном введении контрастного препарата.

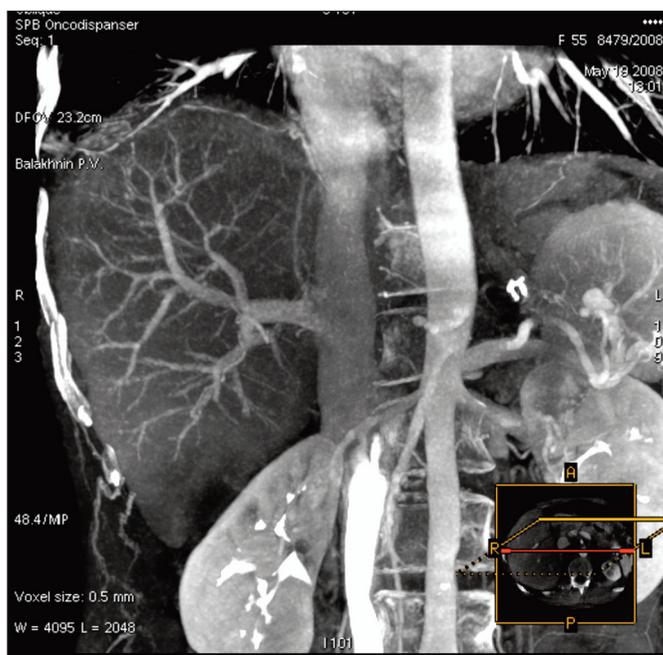


Рис. 10. ПДКТ визуализация артериального и венозного русла при внутривенном введении контрастного препарата.

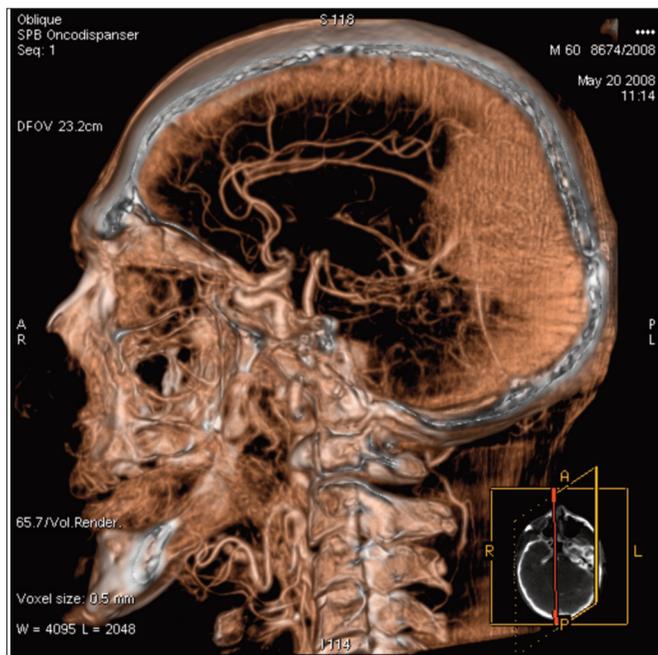


Рис. 12. ПДКТ визуализация мелких артерий головного мозга и менингиомы при внутривенном введении контрастного препарата.

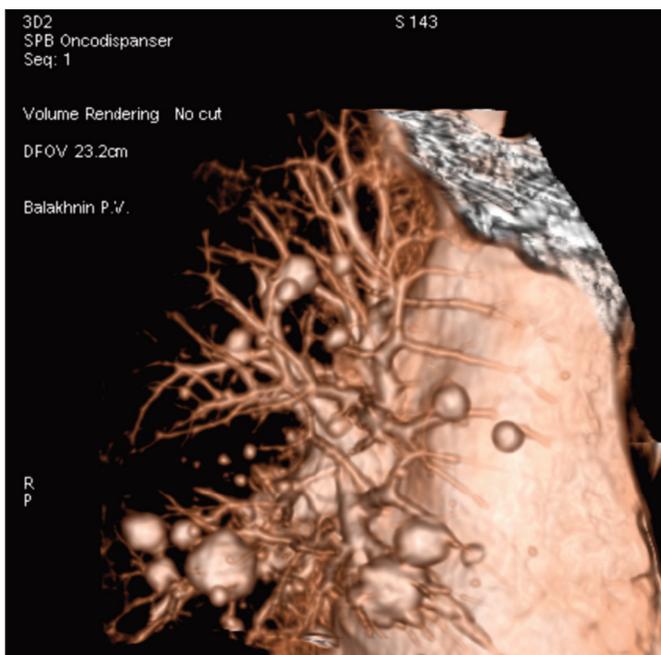


Рис. 13. ПДКТ визуализация метастазов колоректального рака в легкие без контрастирования в режиме VRT.

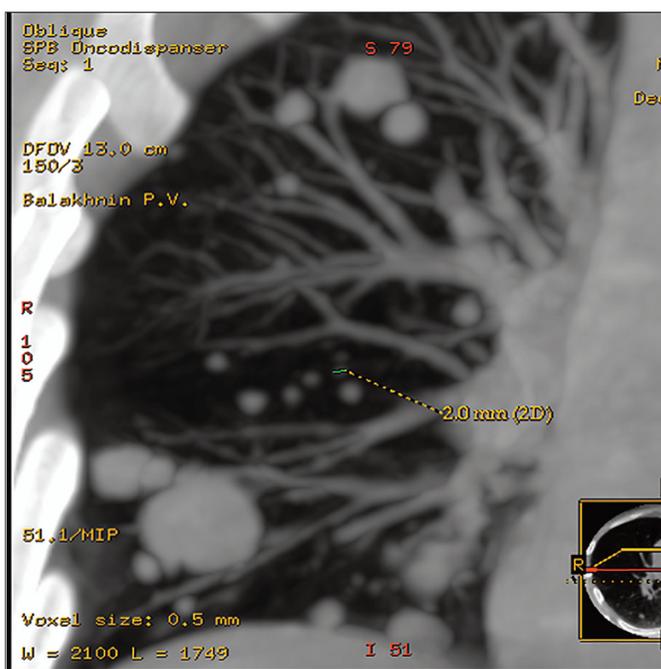


Рис. 14. ПДКТ визуализация метастазов колоректального рака в легкие без контрастирования в режиме MIP: диаметр визуализируемых метастазов составляет менее 2 мм.

ного обеспечения, а данные клинических исследований периодически демонстрировали очевидные преимущества ПДКТ-визуализации над возможностями других модальностей (например, для визуализации ячеек некоторых стентов). Это способствовало развитию ПДКТ-технологий «по спирали» – аппаратные возможности стимулировали успехи в клинике, а последние, в свою очередь, вели к постановке новых амбициозных задач перед инженерами компаний-производителей оборудования. Однако дальнейшая двадцатилетняя история клинического ис-



Рис. 15. ПДКТ визуализация остеолитического метастаза в тело поясничного позвонка.

пользования ПДКТ в области интервенционной радиологии выходит за рамки данной работы и требует проведения отдельного исследования.

## Заключение

В заключение следует сказать о том, что наиболее важными следствиями внедрения ПДКТ в интервенционную радиологию стали принципиальное улучшение качества визуализации, а также возможность проводить операции в трехмерном пространстве и режиме реального времени. Изобретение ПДКТ, как в свое время, изобретение рентгенотелевидения и ЦСА, придало новый импульс развитию рентгенохирургии и способствовало повышению качества диагностики и лечения многих сердечно-сосудистых, онкологических и других заболеваний. При этом, что и было показано в нашей работе, ПДКТ на С-дуге не возникла на пустом месте, а создавалась в едином потоке развития разнообразных компьютерно-томографических и интервенционно-радиологических технологий, которые взаимно обогащали и дополняли друг друга. ПДКТ, по своей сути, является естественным продолжением развития КЛКТ, но в то же время принципиально от нее отличается. Это отличие заключается не столько в геометрии рентгеновского луча, сколько в переходе с аналоговых детекторов на цифровые ПД, эволюция которых только началась. Можно констатировать факт, что на протяжении вот уже более двадцати лет мы наблюдаем непрерывное совершенствование ПД и каких-либо признаков стагнации в данном направлении не просматривается. А это означает, что качество ПДКТ-визуализации будет и дальше непрерывно улучшаться в связи с чем роль ПДКТ на С-дуге в интервенционной радиологии будет только возрастать.

**Благодарности:** Авторы выражают благодарность художнику-иллюстратору Балахниной Ксении Павловне за помощь в подготовке иллюстраций.

#### Литература:

1. Raz E., Nossek E., Sahlein D.H., Sharashidze V., Narayan V., Ali A., Esparza R., Peschillo S., Chung C., Diana F., Syed S., Nelson P.K., Shapiro M. Principles, techniques and applications of high resolution cone beam CT angiography in the neuroangio suite. *J Neurointerv Surg.* 2023; 15(6): 600-607. doi: 10.1136/jnis-2022-018722. Epub 2022 Jul 14.
2. Bapst B., Lagadec M., Breguet R., Vilgrain V., Ronot M. Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in the Field of Interventional Oncology of the Liver. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2016; 39(1): 8-20. doi: 10.1007/s00270-015-1180-6. Epub 2015 Jul 16.
3. Barral M., Chevallier O., Cornelis F.H. Perspectives of Cone-beam Computed Tomography in Interventional Radiology: Techniques for Planning, Guidance, and Monitoring. *Tech Vasc Interv Radiol.* 2023; 26(3): 100912. doi: 10.1016/j.tvir.2023.100912. Epub 2023 Oct 20.
4. Nüsslin F. Wilhelm Conrad Röntgen: The scientist and his discovery. *Phys Med.* 2020; 79: 65-68. doi: 10.1016/j.ejmp.2020.10.010. Epub 2020 Nov 3.
5. Бехтерев В.М. Из научных собраний врачей Санкт-Петербургской клиники душевных и нервных болезней (экстренное заседание 15 февраля 1896 г.). Обзорение психиатрии, неврологии и экспериментальной психологии. 1896; 4: 302-305.
6. Ligon B.L. Biography: History of developments in imaging techniques: Egas Moniz and angiography. *Semin Pediatr Infect Dis.* 2003; 14(2): 173-81. doi: 10.1053/spid.2003.127232.
7. Bakal C.W. Advances in imaging technology and the growth of vascular and interventional radiology: A brief history. *J Vasc Interv Radiol.* 2003; 14(7): 855-60. doi: 10.1097/01.rvi.0000082831.75926.22.
8. Богоявленский И.Ф. Монокулярная рентгеноскопия как наиболее рациональный метод рентгено-хирургических операций. *Хирургия.* 1956; 32(9): 73-76.
9. Oosterkamp W.J. Image intensifier tubes. *Acta Radiol Suppl.* 1954; 116: 495-502.
10. Hofman J.A.M. The art of medical imaging: Philips and the evolution of medical X-ray technology. *Medicamundi.* 2010; 54(1): 5-21.
11. Rösch J., Keller F.S., Kaufman J.A. The birth, early years, and future of interventional radiology. *J Vasc Interv Radiol.* 2003; 14(7): 841-53. doi: 10.1097/01.rvi.0000083840.97061.5b.
12. Cornelis G., Bellet A., Eygen B., Roisin P., Libon E. Rotational multiple sequence roentgenography of intracranial aneurysms. *Acta Radiol Diagn (Stockh).* 1972; 13(1): 74-6. doi: 10.1177/02841851720130p111.
13. Thron A., Voigt K. Rotational cerebral angiography: Procedure and value. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1983; 4(3): 289-91.
14. Coin C.G., Glover B.N., Raskind R., Martchenke E.J. Cerebral cineangiography with the cesium iodide image amplifier. *Acta Radiol Suppl.* 1976; 347: 371-4. doi: 10.1177/0284185175016534746.
15. Frost M.M., Fisher H.D., Nudelman S., Roehrigt H. A digital video acquisition system for extraction of subvisual information in diagnostic medical imaging. *Application of Optical Instrumentation in Medicine VI.* SPIE. 1977; 127: 208-215.

#### References:

1. Raz E., Nossek E., Sahlein D.H., Sharashidze V., Narayan V., Ali A., Esparza R., Peschillo S., Chung C., Diana F., Syed S., Nelson P.K., Shapiro M. Principles, techniques and applications of high resolution cone beam CT angiography in the neuroangio suite. *J Neurointerv Surg.* 2023; 15(6): 600-607. doi: 10.1136/jnis-2022-018722. Epub 2022 Jul 14.
2. Bapst B., Lagadec M., Breguet R., Vilgrain V., Ronot M. Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in the Field of Interventional Oncology of the Liver. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2016; 39(1): 8-20. doi: 10.1007/s00270-015-1180-6. Epub 2015 Jul 16.
3. Barral M., Chevallier O., Cornelis F.H. Perspectives of Cone-beam Computed Tomography in Interventional Radiology: Techniques for Planning, Guidance, and Monitoring. *Tech Vasc Interv Radiol.* 2023; 26(3): 100912. doi: 10.1016/j.tvir.2023.100912. Epub 2023 Oct 20.
4. Nüsslin F. Wilhelm Conrad Röntgen: The scientist and his discovery. *Phys Med.* 2020; 79: 65-68. doi: 10.1016/j.ejmp.2020.10.010. Epub 2020 Nov 3.
5. Behterev V.M. Iz nauchnyh sobranij vrachej Sankt-Peterburgskoj kliniki dushevnyh i nervnyh boleznej (jekstrennoe zasedanie 15 fevralja 1896 g.). Obozrenie psihiatrii, nevrologii i jeksperimental'noj psihologii. 1896; 4: 302-305 [In Russ].
6. Ligon B.L. Biography: History of developments in imaging techniques: Egas Moniz and angiography. *Semin Pediatr Infect Dis.* 2003; 14(2): 173-81. doi: 10.1053/spid.2003.127232.
7. Bakal C.W. Advances in imaging technology and the growth of vascular and interventional radiology: A brief history. *J Vasc Interv Radiol.* 2003; 14(7): 855-60. doi: 10.1097/01.rvi.0000082831.75926.22.
8. Bogojavlenskij I.F. Monokuljarnaja rentgenoskopija kak naibolee racional'nyj metod rentgeno-hirurgicheskikh operacij. *Hirurgija.* 1956; 32(9): 73-76 [In Russ].
9. Oosterkamp W.J. Image intensifier tubes. *Acta Radiol Suppl.* 1954; 116: 495-502.
10. Hofman J.A.M. The art of medical imaging: Philips and the evolution of medical X-ray technology. *Medicamundi.* 2010; 54(1): 5-21.
11. Rösch J., Keller F.S., Kaufman J.A. The birth, early years, and future of interventional radiology. *J Vasc Interv Radiol.* 2003; 14(7): 841-53. doi: 10.1097/01.rvi.0000083840.97061.5b.
12. Cornelis G., Bellet A., Eygen B., Roisin P., Libon E. Rotational multiple sequence roentgenography of intracranial aneurysms. *Acta Radiol Diagn (Stockh).* 1972; 13(1): 74-6. doi: 10.1177/02841851720130p111.
13. Thron A., Voigt K. Rotational cerebral angiography: Procedure and value. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1983; 4(3): 289-91.
14. Coin C.G., Glover B.N., Raskind R., Martchenke E.J. Cerebral cineangiography with the cesium iodide image amplifier. *Acta Radiol Suppl.* 1976; 347: 371-4. doi: 10.1177/0284185175016534746.
15. Frost M.M., Fisher H.D., Nudelman S., Roehrigt H. A digital video acquisition system for extraction of subvisual information in di-

16. Crummy A.B., Strother C.M., Mistretta C.A. The History of Digital Subtraction Angiography. *J Vasc Interv Radiol.* 2018; 29(8): 1138-1141. doi: 10.1016/j.jvir.2018.03.030.
17. Robb R.A., Greenleaf J.F., Ritman E.L., Johnson S.A., Sjostrand J.D., Herman G.T., Wood E.H. Three-dimensional visualization of the intact thorax and contents: A technique for cross-sectional reconstruction from multiplanar x-ray views. *Comput Biomed Res.* 1974; 7(4): 395-419. doi: 10.1016/0010-4809(74)90015-9.
18. Baily N.A. Acquisition of quantitative physiological data and computerized image reconstruction using a single scan TV system. *Cardiovascular Imaging and Image Processing: Theory and Practice.* SPIE: 1976; 72: 149-156.
19. Baily N.A., Keller R.A., Jakowatz C.V., Kak A.C. The capability of fluoroscopic systems for the production of computerized axial tomograms. *Invest Radiol.* 1976; 11(5): 434-9. doi: 10.1097/00004424-197609000-00148.
20. Kalender W.A. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol.* 2006; 51(13): R29-43. doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R03. Epub 2006 Jun 20.
21. Hounsfield G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *The British journal of radiology.* 1973; 46(552): 1016-1022.
22. Cullough E.C., Payne J.T. X-ray-transmission computed tomography. *Med Phys.* 1977; 4(2): 85-98. doi: 10.1118/1.594381.
23. Robb R.A., Hoffman E.A., Sinak L.J., Harris L.D., Rim E.L. High-speed three-dimensional x-ray computed tomography: The dynamic spatial reconstructor. *Proceedings of the IEEE.* 1983; 71(3): 308-319.
24. Arnot R.N., Willetts R.J., Batten J.R., Orr J.S. Investigations using an X-ray image intensifier and a TV camera for imaging transverse sections in humans. *Br J Radiol.* 1984; 57(673): 47-55. doi: 10.1259/0007-1285-57-673-47.
25. Kotre C.J., Harrison R.M., Ross W.M. A simulator-based CT system for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol.* 1984; 57(679): 631-5. doi: 10.1259/0007-1285-57-679-631.
26. Feldkamp L.A., Davis L.C., Kress J.W. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am. A.* 1984; 1(6): 612-619.
27. Ning R., Kruger R.A., Hu H. Image intensifier-based CT volume imager for angiography: System evaluation. *Medical Imaging III: Image Formation.* SPIE. 1989; 1090: 131-145.
28. Mizuno N., Funabashi N., Imada M., Tsunoo T., Endo M., Komuro I. Utility of 256-slice cone beam tomography for real four-dimensional volumetric analysis without electrocardiogram gated acquisition. *Int J Cardiol.* 2007; 120(2): 262-7. doi: 10.1016/j.ijcard.2006.07.219. Epub 2006 Nov 7.
29. Kalender W.A., Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol.* 2007; 17(11): 2767-79. doi: 10.1007/s00330-007-0651-9. Epub 2007 Jun 23.
30. Kalender W.A. [The use of flat-panel detectors for CT imaging]. *Radiologe.* 2003; 43(5): 379-87. doi: 10.1007/s00117-003-0897-4 [In German].
31. Saint-Felix D.M., Picard C., Ponchut C., Roméas R., Rouge A., Trouset Y. Three-dimensional x-ray angiography: First in-vivo results with a new system. *Medical Imaging 1993: Image Capture, Formatting, and Display.* SPIE. 1993; 1897: 90-98.
32. Saint-Félix D., Trouset Y., Picard C., Ponchut C., Roméas R., Rougée A. In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiographic medical imaging. *Application of Optical Instrumentation in Medicine VI.* SPIE. 1977; 127: 208-215.
16. Crummy A.B., Strother C.M., Mistretta C.A. The History of Digital Subtraction Angiography. *J Vasc Interv Radiol.* 2018; 29(8): 1138-1141. doi: 10.1016/j.jvir.2018.03.030.
17. Robb R.A., Greenleaf J.F., Ritman E.L., Johnson S.A., Sjostrand J.D., Herman G.T., Wood E.H. Three-dimensional visualization of the intact thorax and contents: A technique for cross-sectional reconstruction from multiplanar x-ray views. *Comput Biomed Res.* 1974; 7(4): 395-419. doi: 10.1016/0010-4809(74)90015-9.
18. Baily N.A. Acquisition of quantitative physiological data and computerized image reconstruction using a single scan TV system. *Cardiovascular Imaging and Image Processing: Theory and Practice.* SPIE: 1976; 72: 149-156.
19. Baily N.A., Keller R.A., Jakowatz C.V., Kak A.C. The capability of fluoroscopic systems for the production of computerized axial tomograms. *Invest Radiol.* 1976; 11(5): 434-9. doi: 10.1097/00004424-197609000-00148.
20. Kalender W.A. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol.* 2006; 51(13): R29-43. doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R03. Epub 2006 Jun 20.
21. Hounsfield G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *The British journal of radiology.* 1973; 46(552): 1016-1022.
22. Cullough E.C., Payne J.T. X-ray-transmission computed tomography. *Med Phys.* 1977; 4(2): 85-98. doi: 10.1118/1.594381.
23. Robb R.A., Hoffman E.A., Sinak L.J., Harris L.D., Rim E.L. High-speed three-dimensional x-ray computed tomography: The dynamic spatial reconstructor. *Proceedings of the IEEE.* 1983; 71(3): 308-319.
24. Arnot R.N., Willetts R.J., Batten J.R., Orr J.S. Investigations using an X-ray image intensifier and a TV camera for imaging transverse sections in humans. *Br J Radiol.* 1984; 57(673): 47-55. doi: 10.1259/0007-1285-57-673-47.
25. Kotre C.J., Harrison R.M., Ross W.M. A simulator-based CT system for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol.* 1984; 57(679): 631-5. doi: 10.1259/0007-1285-57-679-631.
26. Feldkamp L.A., Davis L.C., Kress J.W. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am. A.* 1984; 1(6): 612-619.
27. Ning R., Kruger R.A., Hu H. Image intensifier-based CT volume imager for angiography: System evaluation. *Medical Imaging III: Image Formation.* SPIE. 1989; 1090: 131-145.
28. Mizuno N., Funabashi N., Imada M., Tsunoo T., Endo M., Komuro I. Utility of 256-slice cone beam tomography for real four-dimensional volumetric analysis without electrocardiogram gated acquisition. *Int J Cardiol.* 2007; 120(2): 262-7. doi: 10.1016/j.ijcard.2006.07.219. Epub 2006 Nov 7.
29. Kalender W.A., Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol.* 2007; 17(11): 2767-79. doi: 10.1007/s00330-007-0651-9. Epub 2007 Jun 23.
30. Kalender W.A. [The use of flat-panel detectors for CT imaging]. *Radiologe.* 2003; 43(5): 379-87. doi: 10.1007/s00117-003-0897-4 [In German].
31. Saint-Felix D.M., Picard C., Ponchut C., Roméas R., Rouge A., Trouset Y. Three-dimensional x-ray angiography: First in-vivo results with a new system. *Medical Imaging 1993: Image Capture, Formatting, and Display.* SPIE. 1993; 1897: 90-98.

- raphy. *Phys Med Biol.* 1994; 39(3): 583-95. doi: 10.1088/0031-9155/39/3/020.
33. Tanigawa N., Komemushi A., Kojima H., Kariya A., Sawada S. Three-dimensional angiography using rotational digital subtraction angiography: Usefulness in transarterial embolization of hepatic tumors. *Acta Radiol.* 2004; 45(6): 602-7. doi: 10.1080/02841850410008351.
  34. Fahrig R., Fox A.J., Lownie S., Holdsworth D.W. Use of a C-arm system to generate true three-dimensional computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1997; 18(8): 1507-14.
  35. Rooij W.J., Sprengers M.E., Gast A.N., Peluso J.P.P., Sluzewski M. 3D rotational angiography: the new gold standard in the detection of additional intracranial aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2008; 29(5): 976-9. doi: 10.3174/ajnr.A0964. Epub 2008 Feb 7.
  36. Toyofuku F., Konishi K., Kanda S. Fluoroscopic computed tomography: An attempt at 3-D imaging of teeth and jaw bones. *Oral Radiology.* 1986; 2(1): 9-13.
  37. Holdsworth D.W., Drangova M., Fenster A. A high-resolution XR11-based quantitative volume CT scanner. *Medical Physics.* 1993; 20(2): 449-462.
  38. Baba R., Ueda K., Ueki H., Umetani K. Ellipsoid scan: Chest cone-beam CT with a large ellipsoidal view field using a 16-inch X-ray image intensifier. *Physics of Medical Imaging.* SPIE. 1997; 3032: 349-357.
  39. Baba R., Ueda K., Kuba A., Kohda E., Shiraga N., Sanmiya T. Development of a subject-standing-type cone-beam computed tomography for chest and orthopedic imaging. *Frontiers of Medical and Biological Engineering.* 2001; 11(3): 177-190.
  40. Spahn M., Heer V., Freytag R. [Flat-panel detectors in X-ray systems]. *Radiologe.* 2003; 43(5): 340-50. doi: 10.1007/s00117-003-0890-y [In German].
  41. Fahrig R., Jaffray D.A., Sechopoulos I., Stayman J.W. Flat-panel conebeam CT in the clinic: History and current state. *J Med Imaging (Bellingham).* 2021; 8(5): 052115. doi: 10.1117/1.JMI.8.5.052115. Epub 2021 Oct 28.
  42. Granfors P.R., Albagli D., Tkaczyk J.E., Aufrichtig R., Netel H., Brunst G., Boudrya J., Luo D. Performance of a flat-panel cardiac detector. *Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging.* SPIE. 2001; 4320: 77-86.
  43. Busse F., Ruetten W., Sandkamp B., Alving P.L., Bastiaens R.J., Ducourant T. Design and performance of a high-quality cardiac flat detector. *Medical Imaging 2002: Physics of Medical Imaging.* SPIE. 2002; 4682: 819-827.
  44. Colbeth R.E., Boyce S.J., Fong R., Gray K.W., Harris R.A., Job I.D., Mollov I., Nepo B., Pavkovich J., Taie-Nobarie N., Seppi E.J., Shapiro E.G., Wright M.D., Webb C., Yu J.M. 40 x 30 cm flat-panel imager for angiography, R&F, and cone-beam CT applications. *Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging.* SPIE. 2001; 4320: 94-102.
  45. Shi L., Lu M., Bennett N.R., Shapiro E., Zhang J., Colbeth R., Star-Lack J., Wang A.S. Characterization and potential applications of a dual-layer flat-panel detector. *Med Phys.* 2020; 47(8): 3332-3343. doi: 10.1002/mp.14211. Epub 2020 May 18.
  46. Ståhl F., Schäfer D., Omar A., Haar P., Nijnatten F., Withagen P., Thran A., Hummel E., Menser B., Holmberg A., Söderman M., Del-  
Trousset Y. Three-dimensional x-ray angiography: First in-vivo results with a new system. *Medical Imaging 1993: Image Capture, Formatting, and Display.* SPIE. 1993; 1897: 90-98.
  32. Saint-Félix D., Troussel Y., Picard C., Ponchut C., Roméas R., Rougée A. In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Phys Med Biol.* 1994; 39(3): 583-95. doi: 10.1088/0031-9155/39/3/020.
  33. Tanigawa N., Komemushi A., Kojima H., Kariya A., Sawada S. Three-dimensional angiography using rotational digital subtraction angiography: Usefulness in transarterial embolization of hepatic tumors. *Acta Radiol.* 2004; 45(6): 602-7. doi: 10.1080/02841850410008351.
  34. Fahrig R., Fox A.J., Lownie S., Holdsworth D.W. Use of a C-arm system to generate true three-dimensional computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1997; 18(8): 1507-14.
  35. Rooij W.J., Sprengers M.E., Gast A.N., Peluso J.P.P., Sluzewski M. 3D rotational angiography: the new gold standard in the detection of additional intracranial aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2008; 29(5): 976-9. doi: 10.3174/ajnr.A0964. Epub 2008 Feb 7.
  36. Toyofuku F., Konishi K., Kanda S. Fluoroscopic computed tomography: An attempt at 3-D imaging of teeth and jaw bones. *Oral Radiology.* 1986; 2(1): 9-13.
  37. Holdsworth D.W., Drangova M., Fenster A. A high-resolution XR11-based quantitative volume CT scanner. *Medical Physics.* 1993; 20(2): 449-462.
  38. Baba R., Ueda K., Ueki H., Umetani K. Ellipsoid scan: Chest cone-beam CT with a large ellipsoidal view field using a 16-inch X-ray image intensifier. *Physics of Medical Imaging.* SPIE. 1997; 3032: 349-357.
  39. Baba R., Ueda K., Kuba A., Kohda E., Shiraga N., Sanmiya T. Development of a subject-standing-type cone-beam computed tomography for chest and orthopedic imaging. *Frontiers of Medical and Biological Engineering.* 2001; 11(3): 177-190.
  40. Spahn M., Heer V., Freytag R. [Flat-panel detectors in X-ray systems]. *Radiologe.* 2003; 43(5): 340-50. doi: 10.1007/s00117-003-0890-y [In German].
  41. Fahrig R., Jaffray D.A., Sechopoulos I., Stayman J.W. Flat-panel conebeam CT in the clinic: History and current state. *J Med Imaging (Bellingham).* 2021; 8(5): 052115. doi: 10.1117/1.JMI.8.5.052115. Epub 2021 Oct 28.
  42. Granfors P.R., Albagli D., Tkaczyk J.E., Aufrichtig R., Netel H., Brunst G., Boudrya J., Luo D. Performance of a flat-panel cardiac detector. *Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging.* SPIE. 2001; 4320: 77-86.
  43. Busse F., Ruetten W., Sandkamp B., Alving P.L., Bastiaens R.J., Ducourant T. Design and performance of a high-quality cardiac flat detector. *Medical Imaging 2002: Physics of Medical Imaging.* SPIE. 2002; 4682: 819-827.
  44. Colbeth R.E., Boyce S.J., Fong R., Gray K.W., Harris R.A., Job I.D., Mollov I., Nepo B., Pavkovich J., Taie-Nobarie N., Seppi E.J., Shapiro E.G., Wright M.D., Webb C., Yu J.M. 40 x 30 cm flat-panel imager for angiography, R&F, and cone-beam CT applications. *Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging.* SPIE. 2001; 4320: 94-102.
  45. Shi L., Lu M., Bennett N.R., Shapiro E., Zhang J., Colbeth R., Star-

- gado A.F., Poludniowski G. Performance characterization of a prototype dual-layer cone-beam computed tomography system. *Med Phys.* 2021; 48(11): 6740-6754. doi: 10.1002/mp.15240. Epub 2021 Oct 8.
47. Su T., Zhu J., Zhang X., Tan Y., Cui H., Zeng D., Guo J., Zheng H., Ma J., Liang D., Ge Y. Super Resolution Dual-Energy Cone-Beam CT Imaging With Dual-Layer Flat-Panel Detector. *IEEE Trans Med Imaging.* 2024; 43(2): 734-744. doi: 10.1109/TMI.2023.3319668. Epub 2024 Feb 2.
48. Jaffray D.A., Siewerdsen J.H. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Med Phys.* 2000; 27(6): 1311-23. doi: 10.1118/1.599009.
49. Siewerdsen J.H., Jaffray D.A., Edmundson G.K., Sanders W.P., Wong J.W., Martinez A.A. Flat-panel cone-beam CT: A novel imaging technology for image-guided procedures. *Medical Imaging 2001: Visualization, Display, and Image-Guided Procedures.* SPIE. 2001; 4319: 435-444.
50. Siewerdsen J.H., Moseley D.J., Burch S., Bisland S.K., Bogaards A., Wilson B.C., Jaffray D.A. Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm: Pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. *Med Phys.* 2005; 32(1): 241-54. doi: 10.1118/1.1836331.
51. Baba R., Konno Y., Ueda K., Ikeda S. Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph.* 2002; 26(3): 153-8. doi: 10.1016/S0895-6111(02)00008-3.
52. Baba R., Ueda K., Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(5): 285-90. doi: 10.1259/dmfr/87440549.
53. Gupta R., Cheung A.C., Bartling S.H., Lisauskas J., Grasmuck M., Leidecker C., Schmidt B., Flohr T., Brady T.J. Flat-panel volume CT: Fundamental principles, technology, and applications. *Radiographics.* 2008; 28(7): 2009-22. doi: 10.1148/rg.287085004.
54. Caire F., Gantois C., Torny F., Ranoux D., Maubon A., Moreau J.J. Intraoperative use of the Medtronic O-arm for deep brain stimulation procedures. *Stereotact Funct Neurosurg.* 2010; 88(2): 109-14. doi: 10.1159/000280823. Epub 2010 Feb 5.
55. Ross W., Cody D.D., Hazle J.D. Design and performance characteristics of a digital flat-panel computed tomography system. *Med Phys.* 2006; 33(6): 1888-901. doi: 10.1118/1.2198941.
56. Moore C.J., Amer A., Marchant T., Sykes J.R., Davies J., Stratford J., McCarthy C., MacBain C., Henry A., Price P., Williams P.C. Developments in and experience of kilovoltage X-ray cone beam image-guided radiotherapy. *Br J Radiol.* 2006; 79(1): S66-78. doi: 10.1259/bjr/68255935.
57. Liu H., Schaal D., Curry H., Clark R., Magliari A., Kupelian P., Khuntia D., Beriwal S. Review of cone beam computed tomography based online adaptive radiotherapy: Current trend and future direction. *Radiat Oncol.* 2023; 18(1): 144. doi: 10.1186/s13014-023-02340-2.
58. Alomari S., Lubelski D., Lehner K., Tang A., Wolinsky J-P., Theodore N., Sciuuba D.M., Lo S-F.L., Belzberg A., Weingart J., Witham T., Gokaslan Z.L., Bydon A. Safety and Accuracy of Freehand Pedicle Screw Placement and the Role of Intraoperative O-Arm: A Single-Institution Experience. *Spine (Phila Pa 1976).* 2023; 48(3): 180-188. doi: 10.1097/BRS.0000000000004497. Epub 2022 Sep 28.
59. Суфианов А.А., Манащук В.И., Набиев Д.Н., Зайцев М.К., Шап- Lack J., Wang A.S. Characterization and potential applications of a dual-layer flat-panel detector. *Med Phys.* 2020; 47(8): 3332-3343. doi: 10.1002/mp.14211. Epub 2020 May 18.
46. Ståhl F., Schäfer D., Omar A., Haar P., Nijnatten F., Withagen P., Thran A., Hummel E., Menser B., Holmberg A., Söderman M., Delgado A.F., Poludniowski G. Performance characterization of a prototype dual-layer cone-beam computed tomography system. *Med Phys.* 2021; 48(11): 6740-6754. doi: 10.1002/mp.15240. Epub 2021 Oct 8.
47. Su T., Zhu J., Zhang X., Tan Y., Cui H., Zeng D., Guo J., Zheng H., Ma J., Liang D., Ge Y. Super Resolution Dual-Energy Cone-Beam CT Imaging With Dual-Layer Flat-Panel Detector. *IEEE Trans Med Imaging.* 2024; 43(2): 734-744. doi: 10.1109/TMI.2023.3319668. Epub 2024 Feb 2.
48. Jaffray D.A., Siewerdsen J.H. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Med Phys.* 2000; 27(6): 1311-23. doi: 10.1118/1.599009.
49. Siewerdsen J.H., Jaffray D.A., Edmundson G.K., Sanders W.P., Wong J.W., Martinez A.A. Flat-panel cone-beam CT: A novel imaging technology for image-guided procedures. *Medical Imaging 2001: Visualization, Display, and Image-Guided Procedures.* SPIE. 2001; 4319: 435-444.
50. Siewerdsen J.H., Moseley D.J., Burch S., Bisland S.K., Bogaards A., Wilson B.C., Jaffray D.A. Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm: Pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. *Med Phys.* 2005; 32(1): 241-54. doi: 10.1118/1.1836331.
51. Baba R., Konno Y., Ueda K., Ikeda S. Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph.* 2002; 26(3): 153-8. doi: 10.1016/S0895-6111(02)00008-3.
52. Baba R., Ueda K., Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(5): 285-90. doi: 10.1259/dmfr/87440549.
53. Gupta R., Cheung A.C., Bartling S.H., Lisauskas J., Grasmuck M., Leidecker C., Schmidt B., Flohr T., Brady T.J. Flat-panel volume CT: Fundamental principles, technology, and applications. *Radiographics.* 2008; 28(7): 2009-22. doi: 10.1148/rg.287085004.
54. Caire F., Gantois C., Torny F., Ranoux D., Maubon A., Moreau J.J. Intraoperative use of the Medtronic O-arm for deep brain stimulation procedures. *Stereotact Funct Neurosurg.* 2010; 88(2): 109-14. doi: 10.1159/000280823. Epub 2010 Feb 5.
55. Ross W., Cody D.D., Hazle J.D. Design and performance characteristics of a digital flat-panel computed tomography system. *Med Phys.* 2006; 33(6): 1888-901. doi: 10.1118/1.2198941.
56. Moore C.J., Amer A., Marchant T., Sykes J.R., Davies J., Stratford J., McCarthy C., MacBain C., Henry A., Price P., Williams P.C. Developments in and experience of kilovoltage X-ray cone beam image-guided radiotherapy. *Br J Radiol.* 2006; 79(1): S66-78. doi: 10.1259/bjr/68255935.
57. Liu H., Schaal D., Curry H., Clark R., Magliari A., Kupelian P., Khuntia D., Beriwal S. Review of cone beam computed tomography based online adaptive radiotherapy: Current trend and future direction. *Radiat Oncol.* 2023; 18(1): 144. doi: 10.1186/s13014-023-02340-2.
58. Alomari S., Lubelski D., Lehner K., Tang A., Wolinsky J-P., Theodore

- кин А.Г., Суфианов Р.А. Чрескожный транспедикулярный остеосинтез поясничного отдела позвоночника с использованием мобильной операционной рентгеновской установки O-Arm, совмещенной с навигационной станцией. *Нейрохирургия*. 2013; 3: 58-64.
60. Балахнин П.В., Манихас Г.М., Ханевич М.Д., Аносов Н.А., Фридман М.Х., Антимоник Н.Ю., Зорина Е.Ю., Фадеев Р.В., Юсифов С.А. Предварительные результаты применения плоскодетекторной компьютерной томографии на С-дуге на фоне капиллярной фазы артериогепатикографии (ПДКТ-АГ) для диагностики метастазов колоректального рака в печень. *Диагностическая и интервенционная радиология*. 2010; 4(4): 19-28.
61. Балахнин П.В., Шачинов Е.Г., Шмелев А.С., Мелдо А.А., Цикоридзе М.Ю., Черниковский И.Л., Егоренков В.В., Моисеенко В.М. Внутриаартериальное контрастирование для визуализации, навигации, мониторинга и оценки ответа на лечение при проведении чрескожной криоабляции гиповаскулярных метастазов в печени. *Практическая онкология*. 2018; 19(1): 69-92.
62. Балахнин П.В., Беляев А.М., Багненко С.С., Буровик И.А., Шмелев А.С. Технологии плоскодетекторной компьютерной томографии в интервенционной онкологии: Диагностика, стадирование и лечение гепатоцеллюлярного рака. *Медицина высоких технологий*. 2023; 1(1): 6-25.
63. Nasseh I., Al-Rawi W. Cone beam computed tomography. *Dental Clinics*. 2018; 62(3): 361-391.
64. Tyndall D.A., Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: Caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am*. 2008; 52(4): 825-41, vii. doi: 10.1016/j.cden.2008.05.002.
65. Рогачкин Д.В. Обоснование применения конусно-лучевой компьютерной томографии в стоматологии. *Медицинский алфавит*. 2010; 3(11): 14-16.
66. Cao Q., Brehler M., Sisniega A., Tilley S., Bhruwani M.M.S., Stayman J.W., Yorkston J., Siewerdsen J.H., Zbijewski W. High-Resolution Extremity Cone-Beam CT with a CMOS Detector: Evaluation of a Clinical Prototype in Quantitative Assessment of Bone Microarchitecture. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*. 2018; 10573:105730R. doi: 10.1117/12.2293810. Epub 2018 Mar 9.
67. Васильев А.Ю., Блинов Н.Н., Егорова Е.А. Конусно-лучевая компьютерная томография – новая технология исследования в травматологии. *Медицинская визуализация*. 2012; 4: 65-69.
68. O'Connell A.M., Karellas A., Vedantham S., Kawakyu-O'Connor D.T. Newer Technologies in Breast Cancer Imaging: Dedicated Cone-Beam Breast Computed Tomography. *Semin Ultrasound CT MR*. 2018; 39(1): 106-113. doi: 10.1053/j.sult.2017.09.001. Epub 2017 Sep 5.
69. Zhu Y., O'Connell A.M., Ma Y., Liu A., Li H., Zhang Y., Zhang X., Ye Z. Dedicated breast CT: state of the art-Part I. Historical evolution and technical aspects. *Eur Radiol*. 2022; 32(3): 1579-1589. doi: 10.1007/s00330-021-08179-z. Epub 2021 Aug 3.
70. Павлова Т.В., Васильев А.Ю., Мануйлова О.О. Метод конусно-лучевой компьютерной томографии в маммологии (обзор литературы). *Радиология - практика*. 2019; 1(73): 21-27.
71. Sawall S., Bergner F., Lapp R., Mronz M., Karolczak M., Hess A., Kachelriess M. Low-dose cardio-respiratory phase-correlated cone-beam micro-CT of small animals. *Med Phys*. 2011; 38(3): 1416-24. doi: 10.1118/1.3551993.
- N., Sciubba D.M., Lo S-F.L., Belzberg A., Weingart J., Witham T., Gokaslan Z.L., Bydon A. Safety and Accuracy of Freehand Pedicle Screw Placement and the Role of Intraoperative O-Arm: A Single-Institution Experience. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2023; 48(3): 180-188. doi: 10.1097/BRS.0000000000004497. Epub 2022 Sep 28.
59. Sufianov A.A., Manashhuk V.I., Nabiev D.N., Zajcev M.K., Shapkin A.G., Sufianov R.A. Chreskozhhnyj transpedikuljarnyj osteosintez pojasnichnogo otdela pozvonochnika s ispol'zovaniem mobil'noj operacionnoj rentgenovskoj ustanovki O-Arm, sovmeshhennoj s navigacionnoj stanciej. *Nejrohirurgija*. 2013; 3: 58-64 [In Russ].
60. Balakhnin P.V., Manikhas G.M., Khanevich M.D., Anosov N.A., Fridman M.H., Antimonik N.Yu., Zorina E.Yu., Fadeev R.V., Yusifov S.A. Preliminary results of flat-detector computed tomography using C-arm systems during capillary phase of infusion hepatic arteriography (FD-CT-A) in the detection and assessment of colorectal liver metastases. *Diagnosticheskaja i intervencionnaja radiologija*. 2010; 4(4): 19-28 [In Russ].
61. Balakhnin P.V., Shachinov E.G., Shmelev A.S., Meldo A.A., Tsikoridze M.J., Chernikovskiy I.L., Egorenkov V.V. Intra-arterial contrast material injection for visualization, navigation, monitoring and assessment of treatment response during percutaneous cryoablation of hypovascular liver metastases. *Prakticheskaja onkologiya*. 2018; 19(1): 69-92 [In Russ].
62. Balakhnin P.V., Belyaev A.M., Bagnenko S.S., Burovik I.A., Shmelev A.S. Flat-detector computed tomography technologies in interventional oncology: Diagnosis, staging and treatment of hepatocellular carcinoma. *High-tech medicine*. 2023; 1(1): 6-25 [In Russ].
63. Nasseh I., Al-Rawi W. Cone beam computed tomography. *Dental Clinics*. 2018; 62(3): 361-391.
64. Tyndall D.A., Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: Caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am*. 2008; 52(4): 825-41, vii. doi: 10.1016/j.cden.2008.05.002.
65. Rogackin D.V. Obosnovanie primenenija konusno-luchevoj komp'juternoj tomografii v stomatologii. *Medicinskij alfavit*. 2010; 3(11): 14-16 [In Russ].
66. Cao Q., Brehler M., Sisniega A., Tilley S., Bhruwani M.M.S., Stayman J.W., Yorkston J., Siewerdsen J.H., Zbijewski W. High-Resolution Extremity Cone-Beam CT with a CMOS Detector: Evaluation of a Clinical Prototype in Quantitative Assessment of Bone Microarchitecture. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*. 2018; 10573:105730R. doi: 10.1117/12.2293810. Epub 2018 Mar 9.
67. Vasil'ev A.Yu., Bliinov N.N., Egorova E.A. Cone-beam Computer Tomography –New Technology of Research in Traumatology. *Medicinskaja vizualizacija*. 2012; 4: 65-69 [In Russ].
68. O'Connell A.M., Karellas A., Vedantham S., Kawakyu-O'Connor D.T. Newer Technologies in Breast Cancer Imaging: Dedicated Cone-Beam Breast Computed Tomography. *Semin Ultrasound CT MR*. 2018; 39(1): 106-113. doi: 10.1053/j.sult.2017.09.001. Epub 2017 Sep 5.
69. Zhu Y., O'Connell A.M., Ma Y., Liu A., Li H., Zhang Y., Zhang X., Ye Z. Dedicated breast CT: state of the art-Part I. Historical evolution and technical aspects. *Eur Radiol*. 2022; 32(3): 1579-1589. doi: 10.1007/s00330-021-08179-z. Epub 2021 Aug 3.
70. Pavlova T.V., Vasil'ev A.Yu., Manuylova O.O. Method of Cone-Be-

72. Fahrig R., Dixon R., Payne T., Morin R.L., Ganguly A., Strobel N. Dose and image quality for a cone-beam C-arm CT system. *Med Phys.* 2006; 33(12): 4541-50. doi: 10.1118/1.2370508.
73. Suzuki S., Furu S., Kobayashi I., Yamauchi T., Kohtake H., Takeshita K., Takada K., Yamagishi M. Radiation dose to patients and radiologists during transcatheter arterial embolization: Comparison of a digital flat-panel system and conventional unit. *AJR Am J Roentgenol.* 2005; 185(4): 855-9. doi: 10.2214/AJR.04.1580.
74. Suzuki K., Ikeda S., Ueda K., Nakamura T., Okabe M., Kadomura T., Baba R., Colbeth R.E. Development of angiography system with cone-beam reconstruction using large-area flat-panel detector. *Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging.* SPIE. 2004; 5368: 488-498.
75. Gosch D., Kurze W., Deckert F., Schulz T., Patz A., Kahn T. [Radiation exposure with 3D rotational angiography of the skull]. *Rofo.* 2006; 178(9): 880-5. doi: 10.1055/s-2006-926955 [In German].
76. Манихас Г.М., Ханевич М.Д., Балахнин П.В., Чалаев А.Г. Роль трехмерной ангиографии с последующей реконструкцией изображений в диагностике метастатического поражения печени. *Альманах Института хирургии им. А.В. Вишневого.* 2007; 2(3): 71-72.
77. Балахнин П.В., Чалаев А.Г., Манихас Г.М., Ханевич М.Д., Гипарович М.А. Ротационная рентгенография с внутривенным контрастированием: Новые возможности неинвазивной диагностики очаговых поражений органов гепатопанкреатобилиарной зоны в интервенционной радиологии с использованием цифровых плоскопанельных ангиографических систем с функцией объемной визуализации. *Альманах Института Хирургии им. А.В. Вишневого* 2008; 3(3): 17.
- am Breast Computed Tomography (Literature Review). *Radiologija - praktika.* 2019; 1(73): 21-27 [In Russ].
71. Sawall S., Bergner F., Lapp R., Mronz M., Karolczak M., Hess A., Kachelriess M. Low-dose cardio-respiratory phase-correlated cone-beam micro-CT of small animals. *Med Phys.* 2011; 38(3): 1416-24. doi: 10.1118/1.3551993.
72. Fahrig R., Dixon R., Payne T., Morin R.L., Ganguly A., Strobel N. Dose and image quality for a cone-beam C-arm CT system. *Med Phys.* 2006; 33(12): 4541-50. doi: 10.1118/1.2370508.
73. Suzuki S., Furu S., Kobayashi I., Yamauchi T., Kohtake H., Takeshita K., Takada K., Yamagishi M. Radiation dose to patients and radiologists during transcatheter arterial embolization: Comparison of a digital flat-panel system and conventional unit. *AJR Am J Roentgenol.* 2005; 185(4): 855-9. doi: 10.2214/AJR.04.1580.
74. Suzuki K., Ikeda S., Ueda K., Nakamura T., Okabe M., Kadomura T., Baba R., Colbeth R.E. Development of angiography system with cone-beam reconstruction using large-area flat-panel detector. *Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging.* SPIE. 2004; 5368: 488-498.
75. Gosch D., Kurze W., Deckert F., Schulz T., Patz A., Kahn T. [Radiation exposure with 3D rotational angiography of the skull]. *Rofo.* 2006; 178(9): 880-5. doi: 10.1055/s-2006-926955 [In German].
76. Manikhas G.M., Khanevich M.D., Balakhnin P.V., Chalaev A.G. Rol trekhmernoy angiografii s posleduyushchey rekonstruktsiy izobrazheniy v diagnostike metastaticheskogo porazheniya pecheni. *Almanakh Instituta khirurgii im. A.V. Vishnevskogo.* 2007; 2(3): 71-72 [In Russ].
77. Balakhnin P.V., Chalaev A.G., Manikhas G.M., Khanevich M.D., Giparovich M.A. Rotacionnaja rentgenografija s vnutrivennym kontrastirovaniem: Novye vozmozhnosti neinvazivnoj diagnostiki ochagovyh porazhenij organov gepatopankreatobiliarnoj zony v intervencionnoj radiologii s ispol'zovaniem cifrovyyh ploskopanel'nyh angiograficheskikh sistem s funkciej ob`emnoj vizualizacii. *Almanakh Instituta khirurgii im. A.V. Vishnevskogo.* 2008; 3(3): 17 [In Russ].

**Конфликт интересов.** Авторы статьи подтверждают отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

**Тематическая рубрика:**

76.29.62 Рентгенология и медицинская радиология

76.29.49 Онкология

76.29.30 Кардиология и ангиология

76.29.42 Нейрохирургия

**Дата поступления:** 12.03.2024

**Подписана в печать:** 28.03.2024