

**Актуальность существенного уменьшения рентгеновской дозы  
с одновременным увеличением разрешающей способности  
диагностической рентгенологии, возможно ли это?  
Новый взгляд на диагностическую рентгенологию.**

*Авшаров Е.М.,*

*ООО "КУРС-АС1", г. Москва, РФ.*

**The relevance of the significant reduction of x-ray dose while  
increasing the resolution of diagnostic radiology, is it possible?  
A new look at diagnostic radiology.**

*Avsharov E.M.,*

*"COURSE-AS1" Ltd., Moscow, RF.*

**Резюме:**

В настоящее время существующие подходы к построению рентгеновских диагностических систем не позволяют объединить в одном изделии такие характеристики как:

- уменьшение рентгеновской дозы на порядок и более,
- уменьшение фокусного пятна рентгеновской трубки до величины  $0.1 \times 0.1 \text{ mm}$  и менее при миллисекундном времени съемки кадра рентгеновского изображения;
- снижение интегральной мощности излучения на кадр изображения, приходящегося на период излучения без увеличения мгновенной мощности рентгеновской трубки;
- увеличение разрешения динамических рентгеновских детекторов с одновременным увеличением скорости кадров в секунду;
- снижение величины отношения сигнал/шум и увеличения разрешающей способности диагностических изображений за счет математической обработки изображений.

Выход из системных ограничений возможен только за счет создания нового класса рентгеновских диагностических систем, построенных по технологии "Микросекундная Рентгенология", вобравшей в себя лучшие стороны всех трех рентгенологий – Стандартной, Микрофокусной и Наносекундной рентгенологий.

Currently existing approaches to the construction of x-ray diagnostic systems do not allow to combine in one product characteristics such as:

- reduce x-ray dose by an order of magnitude,
- reduction of the focal spot x-ray tube to a value of  $0.1 \times 0.1 \text{ mm}$  and less in the millisecond time shooting the x-ray image;
- decrease integral radiation power of the image frame coinciding with the period of radiation without increasing the instantaneous power of x-ray tube;
- increasing resolution, dynamic x-ray detectors with a simultaneous increase in the speed of frames per second;
- reducing the value of the ratio signal/noise and to increase the resolution of diagnostic images through mathematical processing of images.

The output from the system of constraints is only possible through the creation of a new class of x-ray diagnostic systems, built on technology "Microsecond Radiology", which incorporates the best of all three radiologies – Standard, Microfocus and Nanosecond radiology.

**Ключевые слова:**

Уменьшение рентгеновской дозы, увеличение разрешающей способности рентгеновских изображений, микросекундная рентгенология.

**Index terms:**

Reducing x-ray dose, the increase in resolution of x-ray images, microsecond radiology.

О сколько нам открытий чудных  
Готовят просвещения дух  
И опыт, сын ошибок трудных,  
И гений, парадоксов друг,  
И случай, бог изобретатель...

А. С. Пушкин

## 1. Введение в проблематику.

Базовые положения, освещенные в настоящей статье, были представлены на 24 ноября 2017 года в Санкт-Петербургском Государственном Электротехническом Университете "ЛЭТИ" на "IV-ой Всероссийской научно-практической конференции производителей рентгеновской техники" в виде презентации Проекта и Технологии "Микросекундная Рентгенология".

Качество и диагностическая значимость изображений, получаемых в рентгенологии, не принимая во внимание штативные устройства, зависят от четырех главных компонентов: рентгеновских излучателей (рентгеновских трубок), рентгеновских высоковольтных генераторов, детекторов рентгеновского излучения и систем обработки и визуализации получаемых изображений.

Все эти четыре компонента влияют на главные характеристики диагностических изображений:

- разрешающую способность изображений как пространственную, так и градационную;
- рентгеновскую дозу, необходимую для получения диагностически значимых изображений;
- возможность нивелирования паразитного вторичного излучения в объекте исследования;

нерешенные проблемы которых будут рассмотрены ниже, и которые можно характеризовать как "*системные проблемы рентгенологии*".

## 2. О разрешающей способности диагностической рентгенологии.

Интегральный взгляд на *стандартную* диагностическую рентгенологию, *микрофокусную* рентгенологию и *наносекундную* рентгенологию (авторская классификация), позволил выявить системные проблемы для каждой из вышеуказанных видов рентгенологий:

- Для стандартной рентгенологии** невозможность поднятия реальной разрешающей способности получаемых изображений, особенно динамических, обусловлено:
  - невозможностью увеличения мощности рентгеновской трубки в 4 раза при увеличении разрешения диагностических изображений в 2 раза (доза, приходящаяся на каждый пиксель изображения должна оставаться в рамках установленной);
  - невозможностью увеличения разрешения изображений за счет уменьшения фокусного пятна – при уменьшении его размеров в 2 раза, при той же рентгеновской дозе на кадр изображения, мощность на единицу площади анода возрастает в 4 раза, что недопустимо;
  - невозможностью увеличения разрешения изображений за счет математической обработки рентгеновских изображений, превышающее значение (0.7:-0.5) от размера фокусного пятна, даже при значительно большем разрешении рентгеновского детектора (рис. 1);
  - невозможностью даже при минимальной рентгеновской дозе, приходящейся на один кадр, создать динамическую микрофокусную рентгеновскую систему.
- Для микрофокусной рентгенологии** нет проблем в создании высокой разрешающей способности получаемых изображений (рис. 4), но есть существенные ограничения при создании динамических изображений:
  - невозможность уменьшения времени съемки одного кадра, для исключения смазывания изображения при движении объекта съемки, ввиду невозможности увеличения мощности рентгеновской трубки - для фокуса 0.1\*0.1mm мощность не может превысить 10W (при токе 0.10mA) для прострельного анода, и 1 kW (при токе 10-20mA) для анода вращения;
  - невозможностью, даже при минимальной рентгеновской дозе, приходящейся на один кадр изображения (смотри комментарий к рис. 4) \*, создать микрофокусную динамическую диагностическую рентгеновскую систему.

- с. Для *наносекундной рентгенологии* характерно существенное снижение рентгеновской дозы на кадр изображения в 27-30 раз, нет проблем в создании импульса высокой мощности (ток **250-300А** с длительностью **10-20нС**) и до 5kHz в пачке импульсов, но есть очень существенное ограничение в разрешающей способности получаемых изображений:
- невозможность уменьшения размера фокусного пятна менее чем 1.5mm в диаметре, при уменьшении которого, и мгновенной мощности импульса, возможно испарение анода;
  - применение рентгеновской оптики Кумахова позволяет уменьшить размер фокусного пятна до **0.5mm** в диаметре, но с многократным уменьшением рентгеновской дозы на детекторе (более чем на порядок), реальное разрешение не достигает **350-400μm**.

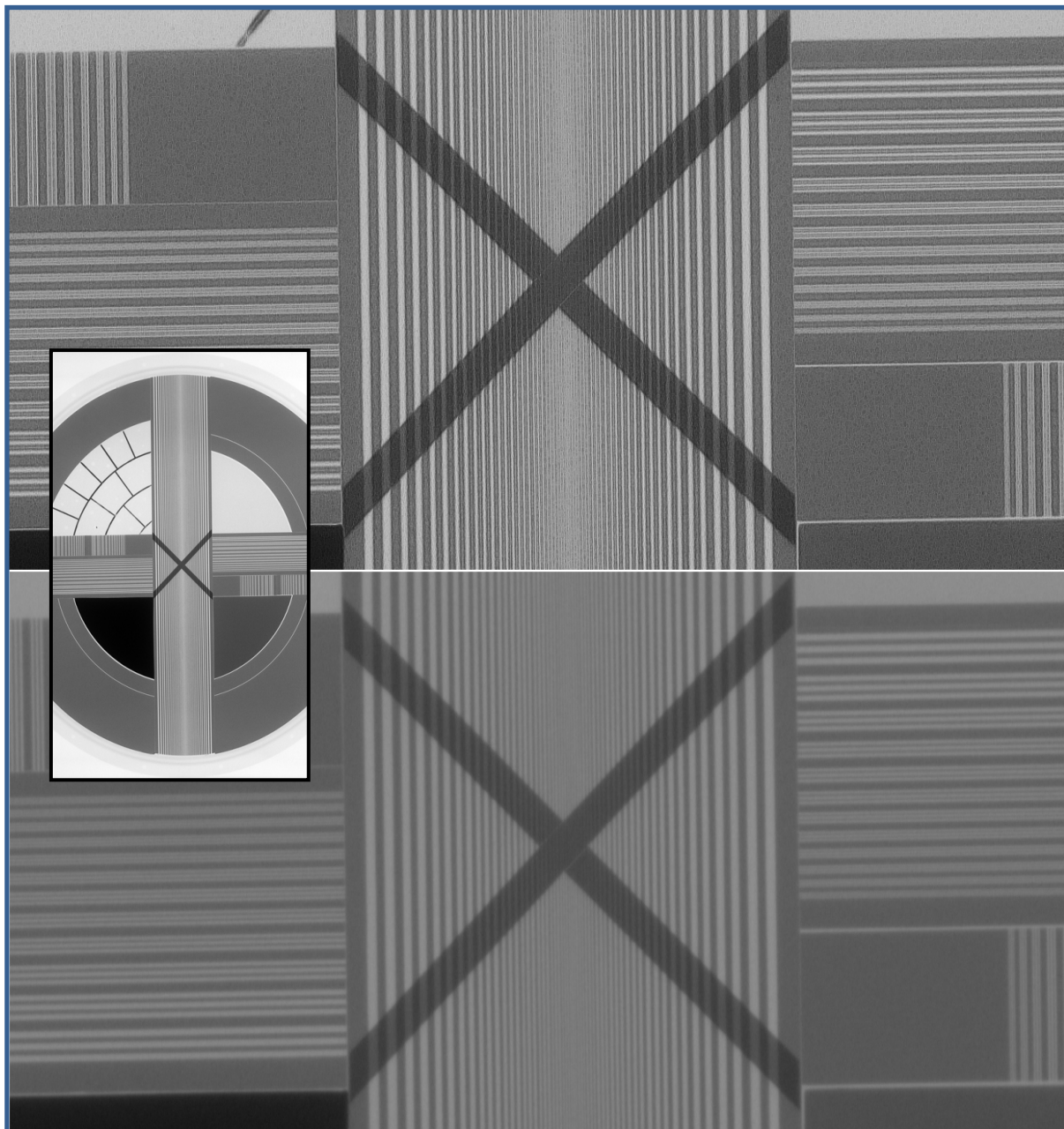


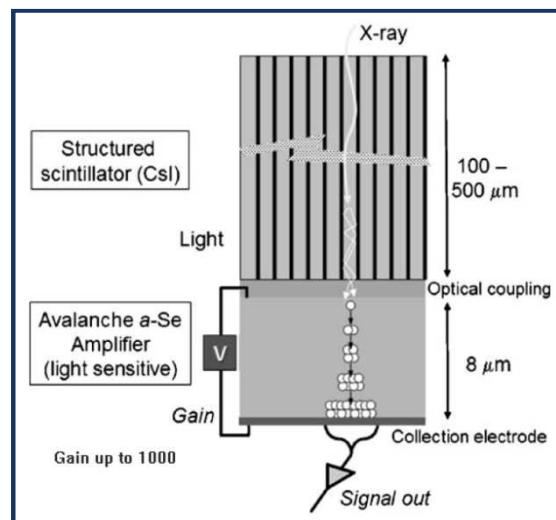
Рис. 1. X-Ray тест Siemens, соответствует легким среднему пациента, режим **60kV/20mAs**. Выделен фрагмент теста  $H*V = 73*29\text{mm}$  (пиксель  $\approx 85\mu\text{m}$ ), фокус **0.5\*0.5mm**. Внизу исходное изображение, вверху – после многоступенчатой обработки, видимое разрешение до 0.25mm, слева полное изображение теста Siemens.

### 3. О рентгеновской дозе в диагностической рентгенологии.

Рентгеновская доза, необходимая для создания корректного диагностического изображения, находится в прямой зависимости от начальной квантовой эффективности **DQE(0)** плоских рентгеновских детекторов (Flat Panel Detector - **FPD**), показана на рис.3.

Многие производители FPD не предоставляют очень значимые характеристики начальной зависимости квантовой эффективности  $DQE(0)$  от величины входящей рентгеновской дозы, и вот почему: даже для FPD прямого преобразования, выполненных на сцинтилляторе **CsI** с усилителем на аморфном селене **a-Se** (рис.2) при коэффициенте усиления равном 1.0, в области диапазона малых доз **1.0-10nGy** (**0.1-1.0μR**), изменение значения  $DQE(0)$  находится в диапазоне от **0.10** до **0.30** (зеленая линия в области малых доз на рис.3), поэтому требуется установка значения коэффициента усиления в слое a-Se от ~50 и выше, что приводит к пропорциональному увеличению квантовых шумов!

Рис.2. FPD на a-Se



Рентгеновские детекторы, благодаря использованию чувствительных элементов, выполненных по **CMOS** технологии, будут иметь начальный коэффициент преобразования  $DQE(0)$  от **0.50** до **0.70** и выше (синяя линия в области малых доз), что несомненно имеет преимущество в разы, по сравнению с наиболее распространенными FPD детекторами прямого преобразования на сцинтилляторе **CsI** с усилителем на аморфном селене (**a-Se**) в диапазоне малых доз (1.0-10nGy).

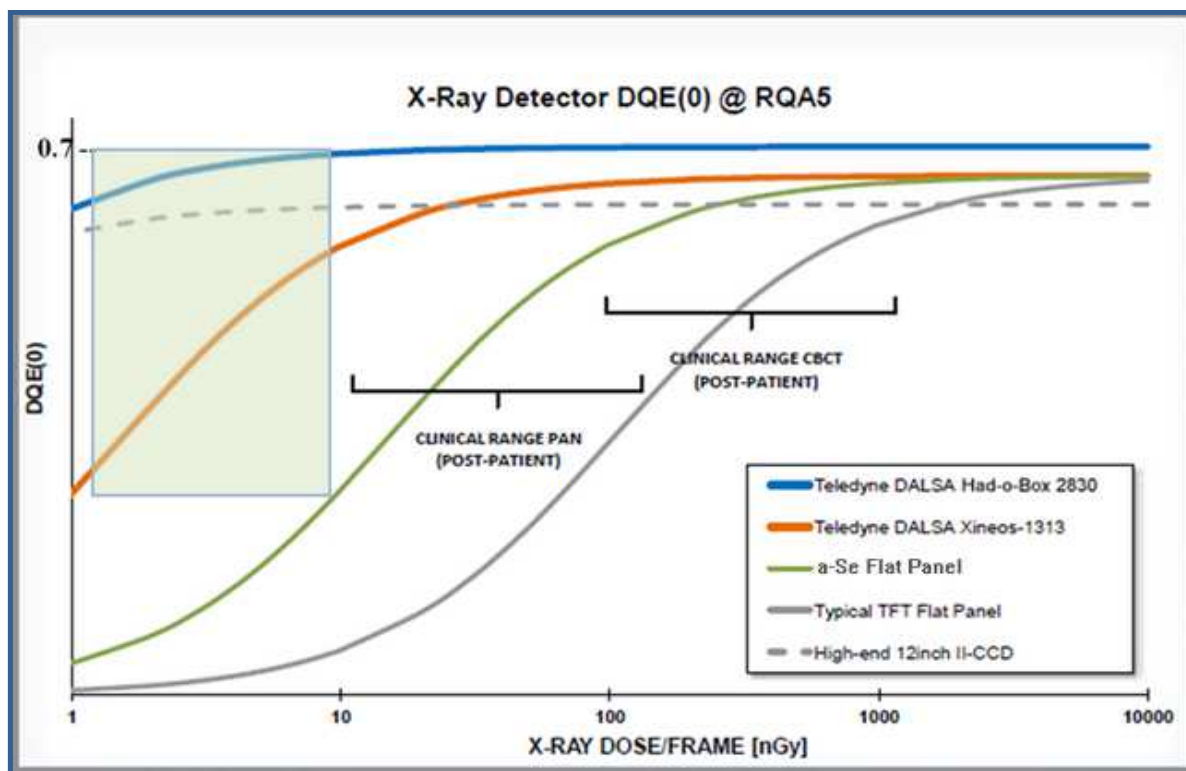


Рис.3. Зависимость  $DQE(0)$  различных типов FPD от рентгеновской дозы

На рис. 4 показан результат съемки X-Ray тест Siemens с использованием микрофокусного рентгеновского генератора с фокусом **0.1\*0.1mm** при режимах съемки **60kV/1mAs (0.1mA\*10sec)**.

\* На изображении X-Ray теста Siemens (рис. 4) видно полное разрешение до **50μm** при рентгеновской дозе **в 20 раз ниже**, чем в съемке этого же теста (рис. 1.), несмотря на то, что изображение X-Ray теста, показанное на рис. 4, **математической обработке не подвергалось!**\*\*

\*\* Съемка проводилась на специальном стенде на 16Mpix CMOS камеру с отключенной системой коррекции и нормализации пикселей для исключения влияния внутренней математической обработки, заложенной производителем CMOS камеры. В качестве рентгеновского сцинтиллятора использован  $Gd_2O_2S:Tb$  с высоким коэффициентом усиления.





Рис. 4. Съемка X-Ray тест Siemens на CMOS камеру на микрофокусном рентгеновском аппарате. Выделен фрагмент теста  $H*V = 56 * 35 \text{ mm}$  (пиксель  $\approx 56\mu\text{m}$ ).

#### 4. О нивелировании вторичного паразитного излучения

Доступные в настоящее время математические методы частичного нивелирования вторичного паразитного излучения, возникающих в объекте исследования, позволяют в реальном времени обрабатывать как поток кадров, так и поток субтракционных изображений, форматом 16-ти битного кадра до  $1024*1024$  (т.е. 1-го мегапикселя = **1.0Mpix**) при 30-ти кадрах в секунду.

Достигается вышесказанное за счет создания гибкого многоступенчатого 16-ти битного гибкого функционального конвейера математической обработки потока изображений с последовательным применением наборов функциональных элементов - матричных фильтров, нелинейных и спектральных преобразователей, параметры которых доступны оператору процесса обработки.

Качество частичного нивелирования вторичного паразитного излучения зависит от технологии обработки и возможностей функциональных элементов конвейера обработки.

При этом физический поток данных может достигать **120MB/s** при 60 кадрах в сек. (для формата  $1024*1024*16b$ ), а требуемый для визуализации, без задержки отображения и возможности его восприятия человеческим глазом, достаточно **60MB/s** при 30 кадрах в сек.

На рис. 5 показаны этапы конвейерной обработки от первичного исходного изображения до субтракционного, позволяющей частично нивелировать вторичное паразитное излучение, но не полностью, степень нивелирования и характеризует качество математической обработки.

Запрос на увеличение динамического отображения изображений большого формата **9-12Mpix** при 30-60 кадрах в секунду требует увеличения мощности вычислительного конвейера на порядок и более, в связи с увеличением входного потока до **1440MB/s** (**12Mpix** при 60 кадрах в сек.), что является весьма нетривиальной задачей по созданию конвейера обработки потока изображений.

На рис. 6 показаны этапы конвейерной обработки серии кадров для получения субтракционной серии в реальном времени, с созданием интегральной картины заполнения контраста сосудистой системы (первый кадр), для создания такого типа изображений требуется работа так называемых “клеточных автоматов” и на порядок более мощные компьютерные системы с большими вычислительными возможностями, особенно для изображений формата 9-12Mpix и более.



Рис. 5. Показаны этапы обработки изображения от исходного до получения субтракционного изображения, на котором четко видны даже мельчайшие кровеносные сосуды.



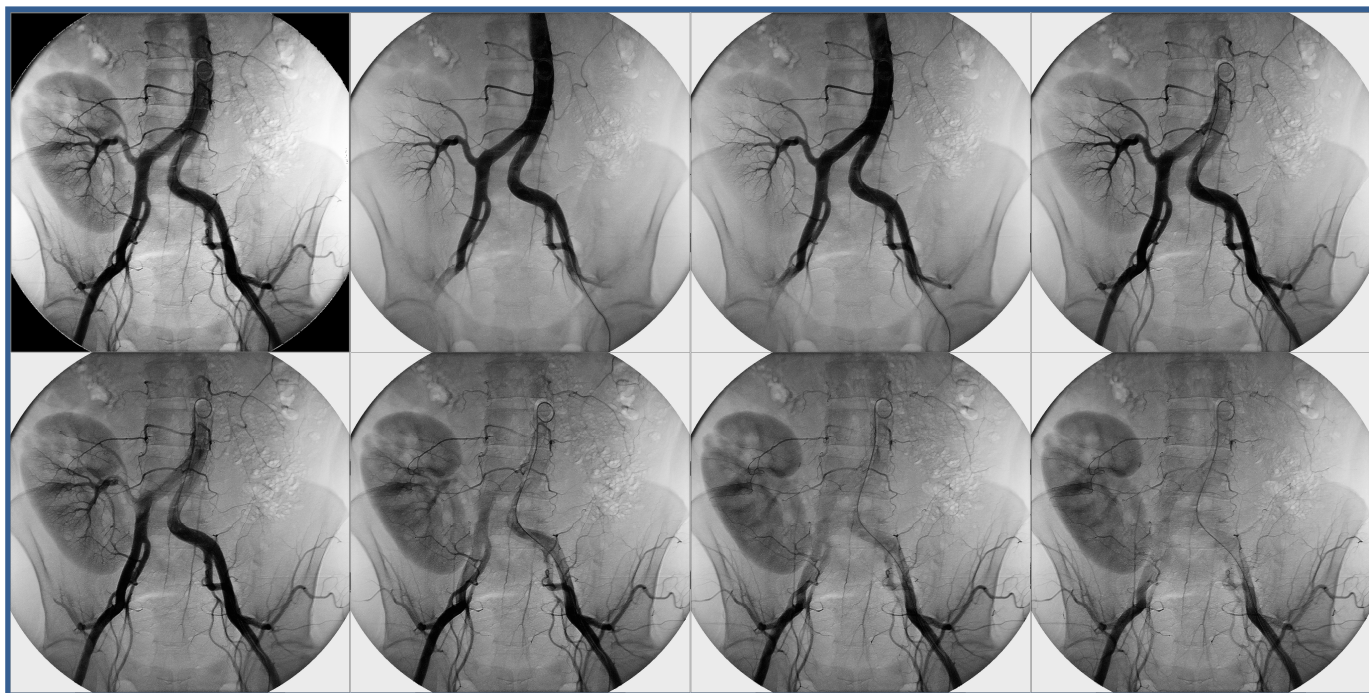


Рис. 6. Субтракционная серия, в 1-ом кадре - интегральный кадр прохождения контраста за серию.

## 5. О путях преодоления системных технических проблем рентгенологии

Выход из системных ограничений возможен только за счет создания нового класса рентгеновских диагностических систем, построенных на новых физических принципах, имеющих несколько принципиальных отличий, от ныне существующих рентгенологических систем:

- изменения технологии рентгеновского излучения с переходом на *режим мульти-импульсного излучения*, для создания каждого кадра рентгеновского изображения, сопровождающийся принципиальным изменением конструкции рентгеновского излучателя при переводе его на мульти-импульсный режим работы;
- использование сцинтилляционных материалов для мульти-импульсного режима работы рентгеновского излучателя с использованием резонансных процессов сцинтилляции;
- перевод систем управления током, высоким напряжением и рентгеновскими импульсами из рентгеновского генератора в систему обработки и визуализации;
- применение параметров излучения по результатам измерения последних на предыдущем цикле излучения и по параметрам изображения, полученного при этих параметрах;
- изменением конструкции рентгеновского детектора с применением самых прогрессивных компонентов получения изображений;
- создания параллельного многоступенчатого многоядерного конвейера обработки и визуализации реального времени для потока изображений сверхвысокого разрешения.

Все вышесказанное объединено в рамках технологии “Микросекундная Рентгенология”, которая вобрала в себя лучшие стороны всех трех рентгенологий – стандартной, микросекундной и наносекундной рентгенологий:

- микрофокус при большой входной мгновенной мощности рентгеновского излучения и более чем на порядок меньшую интегральную мощность на кадр изображения;
- рентгеновские микросекундные излучатели (трубки), включая трубки для режима стерео, с возможностью динамического изменения размера фокусного пятна и встроенного измерения параметров излучения для каждого кадра изображения;
- рентгеновские генераторы с более чем на порядок меньшей интегральной мощностью и прямым первичным измерением параметров генерации;
- динамические микросекундные рентгеновские детекторы сверхвысокого разрешения с прямым компьютерным управлением и приемом данных без промежуточных преобразований;
- многоступенчатый многоядерный конвейер реального времени попиксельной нормализации, обработки и визуализации потока диагностических изображений сверхвысокого разрешения.

Рентгеновские детекторы, выполненные по технологии "Микросекундная Рентгенология", переместятся вниз по шкале доз на порядок и более, в область где a-Se FPD не эффективны (в полупрозрачную область на рис. 3. – слева вверх).

В настоящее время проведены исследования и ряд экспериментов, часть результатов которых отражены в этой статье, на которых основан проект "Микросекундная Рентгенология".



Рис. 6. Этапы создания рентгенологий по видам применяемых технологий.

## 6. Перспективы технологии и проекта "Микросекундная Рентгенология"

Основным результатом при реализации этой технологии по проекту "Микросекундная Рентгенология", в отличие от существующего в настоящее время рентгенологического оборудования, будет:

- **Кардинальное сокращение рентгеновской дозы более чем в 20 раз и более!** при любых видах рентгеновских исследований, как в медицинских обследованиях, особенно в таких как маммографические и ангиографические, в рентгенологических исследованиях, основанных на принципах "томосинтеза"; так и в системах рентгеновского неразрушающего контроля и в системах рентгеновского досмотра;
- Одновременно, со значительным уменьшением рентгеновской дозы в 20 раз, **увеличится в 3-4 раза разрешение динамических изображений**, т.е. до (100:-50) $\mu$ m против (400-200) $\mu$ m при 30/60 кадрах в сек., по сравнению с современными рентгеновскими системами, что потребует создания новых стандартов диагностического процесса в общей рентгенологии, при ангиографических исследованиях, в области компьютерной томографии и т.п.;
- Дополнительным эффектом является **уменьшение более чем в 20 раз интегральной мощности рентгеновского генератора** с (50:-120)kW до (2:-4)kW при **мгновенной мощности рентгеновской трубки** - с (30:-100)kW до (15:-30)kW, обеспечит практическое отсутствие нагрева рентгеновских трубок и генераторов, и приведет к многократному увеличению их жизненного цикла;

- **Потоковая Конвейерная Обработка Реального Времени (более 1500MB/s)**, для уменьшения рентгеновских шумов динамических изображений, базирующаяся на **уникальном инструментарии параллельных вычислений реального времени**, при увеличении разрешающей способности и четкости получаемых изображений.
- **Увеличение разрешения компьютерного томографа до 100-:-50 микрон** при фокусе рентгеновской трубки в пределах от **0.15x0.15mm** до **0.1x0.1mm**.
- **Мультимодальность** - совмещение в одном устройстве высокого разрешения рентгеновского диагностического аппарата и компьютерного томографа.
- **Уменьшении стоимости** микросекундной рентгеновской трубки, микросекундного рентгеновского генератора и микросекундного рентгеновского детектора, связанные с конструктивно – техническими особенностями последних и высокой технологичностью их изготовления, что приведет к **уменьшению “Совокупной Стоимости Владения” (СТО)** всего рентгеновского комплекса **до 50%**.

*Главный архитектор проекта*

*Авшаров Евгений Михайлович.*

Москва, ноябрь, 2017 г.

## **Литература:**

1. Авшаров Е. М. Рентгеновская Динамическая Медицинская Система Сверхвысокого Разрешения - Проект и технология "Микросекундная Рентгенология", документы, презентация, [http://course-as.ru/dev\\_rtxa3k30.html](http://course-as.ru/dev_rtxa3k30.html) , Москва, 2017.
2. Авшаров Е.М., Абгарян М. Г., Сафарянц С.А. Обработка медицинских изображений, как необходимый инструментарий медицинского диагностического процесса, Вестник рентгенологии и радиологии, 2010, №3. – С.51-61.
3. Авшаров Е. М. Графическая станция создания, хранения, конвертирования, обработки и визуализации DICOM изображений и PDF документов - AS\_GSV "Michelangelo" (PACS “AS\_VIMeN”), [http://www.course-as.ru/download/pdf/AS\\_GSV-Michelangelo.pdf](http://www.course-as.ru/download/pdf/AS_GSV-Michelangelo.pdf) , 2010, – С.71.
4. Корженевский С. Р., Высоочастотные наносекундные генераторы для интроскопии и селективного разрушения твердых тел микронных размеров. Специальность: 01.04.13. Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук, Екатеринбург, 2008.
5. Пат. 2334465 РФ. Мобильный малогабаритный рентгеновский аппарат. Филатов А. Л., Бастриков В. Л., Корженевский С. Р., Кузнецов В. Л., Поникаровских А. Э., 2008.
6. Подымский А. А. Мощные рентгеновские трубки для проекционной рентгенографии. Специальность 05.27.02. Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук, Санкт-Петербург, 2016.
7. Потрахов Н.Н. Метод и особенности формирования теневого рентгеновского изображения микрофокусными источниками излучения // Вестник новых медицинских технологий. – 2007. – Т. XIV. – №3. – С. 167-169.
8. Потрахов Н.Н., Грязнов А.Ю., Барковский А.Н. Радиационная нагрузка при проведении рентгенодиагностических исследований методом микрофокусной рентгенографии // Радиационная гигиена. – 2008. – Т.1. – №1. – С.1-5.