

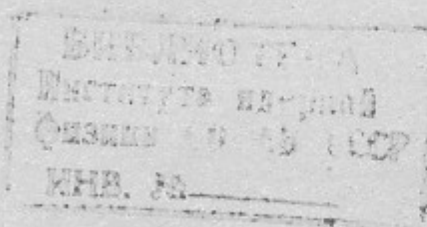
D.26

ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ
СО АН СССР

В.Б.Барышев. Г.Н.Кулипанов. Н.А.Мезенцев.
А.П.Огиренко. В.М.Омигов. В.Ф.Пиндюрин.
В.Н.Рощупкин. А.Н.Скринский. М.А.Шеромов

ПЕРВЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ПО ПРИМЕНЕНИЮ
СИНХРОТРОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ
МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

ПРЕПРИНТ 81- 26



Новосибирск

ПЕРВЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ПО ПРИМЕНЕНИЮ СИНХРОТРОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

В.Б.Барышев, Г.Н.Кулипанов, Н.А.Мезенцев,
А.П.Огиренко, В.М.Омигов, В.Ф.Пиндурин,
В.Н.Рощупкин, А.Н.Скринский, М.А.Шеромов

А Н Н О Т А Ц И Я

Рассматривается метод селективной съемки рентгенограмм кровеносной системы человека на краях поглощения элементов с использованием синхротронного излучения. Показывается, что для применения описываемого метода при разумных дозах облучения организма достаточно создание средней весовой концентрации контрастного элемента (например, иода) в крови на уровне 0.1-1%. Приводятся первые экспериментальные результаты, полученные на тестовых объектах и живом кролике на K-крае поглощения брома. Анализируются преимущества предлагаемого метода по сравнению с традиционной рентгеносъемкой кровеносных сосудов человека и оцениваются перспективы его использования.

Созданные для физики высоких энергий накопители электронов оказались особенно мощными источниками рентгеновского синхротронного излучения (СИ), возникающего при движении ультрарелятивистских электронов в магнитном поле. В отличие от излучения рентгеновских трубок СИ имеет непрерывный спектр и сконцентрировано в малом угле вблизи плоскости электронной орбиты. Интенсивность СИ в рентгеновском диапазоне на несколько порядков превышает интенсивность излучения самых мощных рентгеновских трубок /1/.

Существенные преимущества СИ перед излучением рентгеновских трубок и хорошо развитые методы сбора, накопления и выдачи информации в удобном для исследователя виде, которые применяются сейчас в физике элементарных частиц, позволяют надеяться поднять на качественно новый уровень традиционные методы медицинской рентгенодиагностики. В данной работе рассматривается возможность исследования патологии кровеносной системы и органов человека, способных в заметных концентрациях ($\geq 0,1\%$) накапливать контрастные к рентгеновскому излучению вещества (например, йод), при селективной съемке рентгенограмм на краях поглощения элементов.

В настоящее время в медицине достаточно развиты методы ангиографии - рентгеновского исследования сосудов /2/. Основным принципом ангиографии является введение высококонцентрированного контрастного вещества (30-50% йода) как можно ближе к месту исследования. В исследуемое место по крупным кровеносным сосудам проводится катетер, через который впрыскивается до 60-80 мл контрастного вещества. После впрыскивания производится быстрая съемка серии рентгенограмм. Ангиографическое исследование фактически является своеобразной хирургической операцией, проводимой под рентгеновским контролем. Описываемый ниже метод позволяет отказаться от хирургического введения контрастного вещества в исследуемую область и требует лишь создания незначительной средней концентрации ($\leq 1\%$) контрастного вещества в крови.

Хорошо известно, что зависимость коэффициента поглощения μ рентгеновских лучей от длины волны излучения при определенных длинах волн проявляет резкие изменения - скачки на краях поглощения (рис.1). Наибольший скачок происходит на K-крае поглощения. Выделение с помощью монохроматора определенной длины волны излучения с высокой интенсивностью из пучка СИ предоставляет возмож-

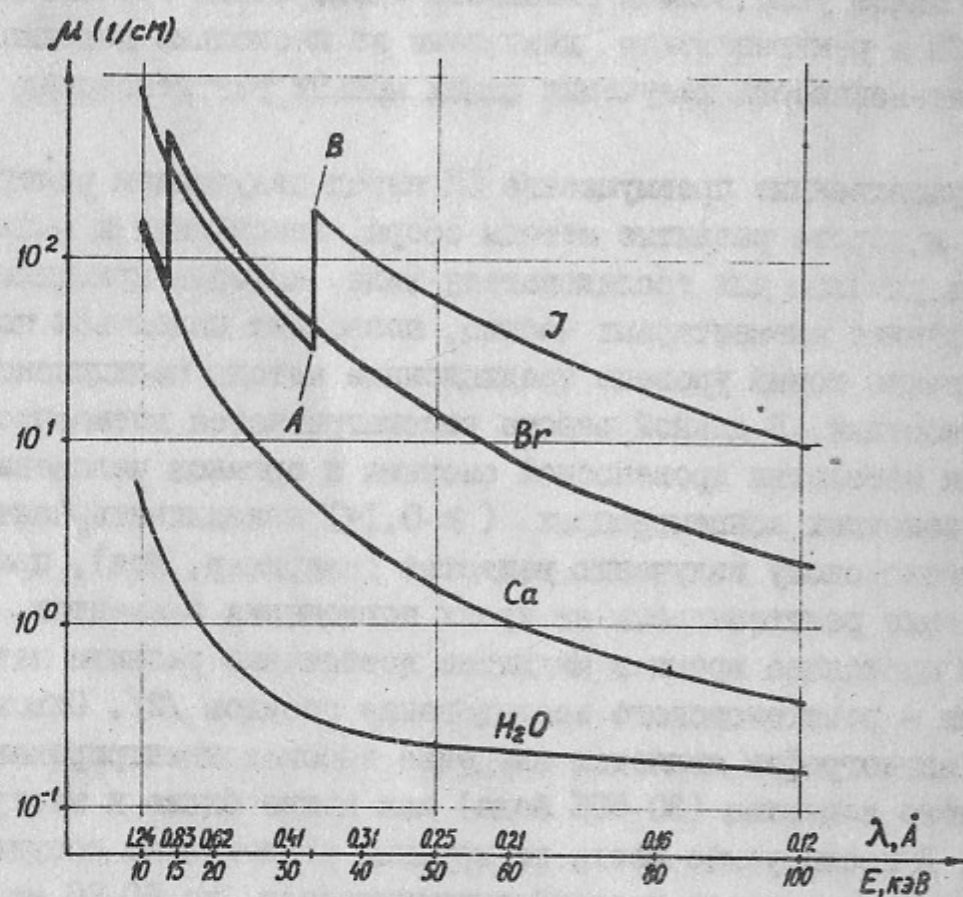


Рис.1. Зависимость линейного коэффициента поглощения рентгеновского излучения от длины волны (энергии рентгеновских квантов) для некоторых веществ.

ность селективной съемки рентгенограмм до (Т.А на рис.1) и после (Т.В.) К-края поглощения исследуемого элемента. При прохождении излучения через область тела, содержащую этот элемент, из-за скачкообразного изменения μ на крае поглощения при изменении длины волны от точки А к В наблюдается резкое уменьшение интенсивности прошедшего излучения. Поглощение рентгеновского излучения в остальных химических компонентах тела при переходе по длине волны от т. А к т. В практически не изменяется. Поэтому в разностной картине, полученной вычитанием рентгенограммы, сня-

той после К-края поглощения, из рентгенограммы, снятой до края, содержится информация о распределении только исследуемого элемента. Если I_A , I_B - интенсивности прошедшего через тело излучения в некоторой точке съемки на длинах волн λ_A , λ_B , соответственно, то величина

$$\xi = \ln \left(\frac{I_A}{I_B} \right) = \ln \left(\frac{I_B + \Delta I}{I_B} \right) = \frac{\Delta I}{I_B} = c \cdot d \cdot \rho \cdot \Delta \mu \quad (1)$$

пропорциональна $c \cdot d$ исследуемого элемента, где: c - концентрация; ρ - плотность крови; d - диаметр сосуда; и $\Delta \mu = \mu_B - \mu_A$ - разница в массовых коэффициентах на крае поглощения. При селективной рентгено съемке с регистрацией излучения ионизационными или пропорциональными камерами с большим динамическим диапазоном ($\geq 10^4$) можно ожидать существенно большей эффективной чувствительности по обнаруживаемым концентрациям в сравнении с существующими методами ангиографии.

Проверка метода со съемкой рентгеновских картин на двух длинах волн производилась на накопителе ВЭП-3 по К-краю поглощения брома на СИ из поворотного магнита. Схема экспериментов показана на рис.2. Монохроматизированный с помощью кристалла пучок СИ проходил через отверстие в защитном экране, через объект, установленный на столике с двухкоординатным перемещением, и регистрировался ионизационной камерой. Выбор требуемой длины волны излучения осуществлялся системой прецизионного поворота кристалла. В процессе съемки объект сканировался по двум координатам относительно отверстия. Регистрируемая картина состояла из 100×100 точек; в каждой точке съемки измерялась интенсивность на двух длинах волн. Эксперимент был полностью автоматизирован на основе ЭВМ "Одра-1325".

Эксперименты по К-краю поглощения брома, выполненные на тестовых образцах (см.рис.3), демонстрируют возможность обнаружения концентраций брома $\sim 10^{-3}$.

Другим объектом, исследовавшимся на К-крае брома, был участок ушной раковины живого кролика. Концентрация Br в крови кролика создавалась искусственно фракционным введением раствора бромистого калия через катетер в вену задней конечности на фоне внутривенного наркоза тиопенталом натрия. Всего было введено 14 мл 10% раствора KBr ; оцениваемая концентрация брома в крови кролика составляла $= 2 \cdot 10^{-3}$. Размеры участка съемки были выбраны 10×10 мм², пространственное разрешение - $0,1 \times 0,1$ мм². На рис.4

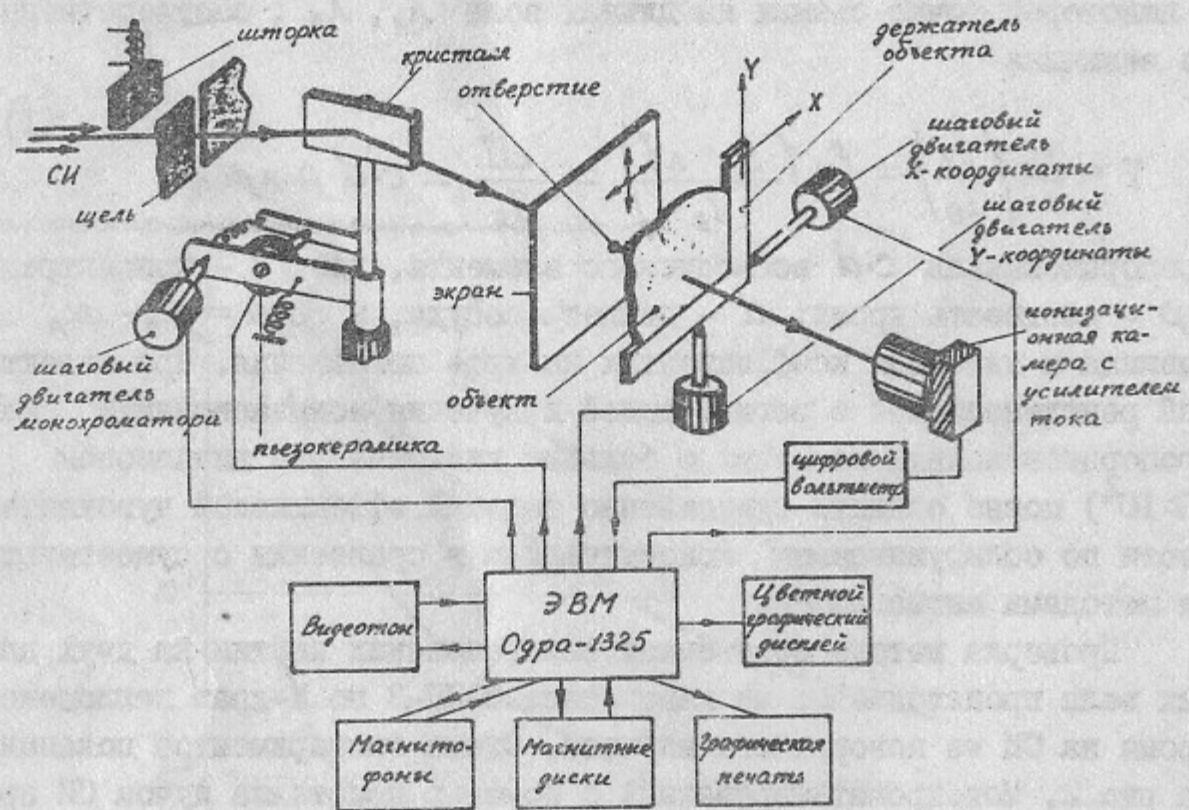


Рис.2. Схема съемки рентгенограмм на краях поглощения исследуемых элементов.

показаны обычная (на одной λ) и разностная (распределение величины ξ) картины выбранного участка. В верхней и средней частях разностной картины отчетливо просматриваются два кровеносных сосуда. В нижней части картины наблюдается широкое русло с нечеткими пространственными границами, что похоже на разветвляющуюся сеть мелких капилляров. На обычной картине хорошо видно лишь коллагенное утолщение в ушной раковине (рядом с верхним сосудом разностной картины); кровеносные сосуды практически не наблюдаются.

При малых концентрациях исследуемого элемента уменьшение интенсивности прошедшего пучка на К-крае становится сравнимым с возрастанием интенсивности за счет монотонного уменьшения коэффициента поглощения μ_0 тела (объекта). Этот эффект в силу незнания истинной зависимости $\mu_0(\lambda)$ в теле человека огра-

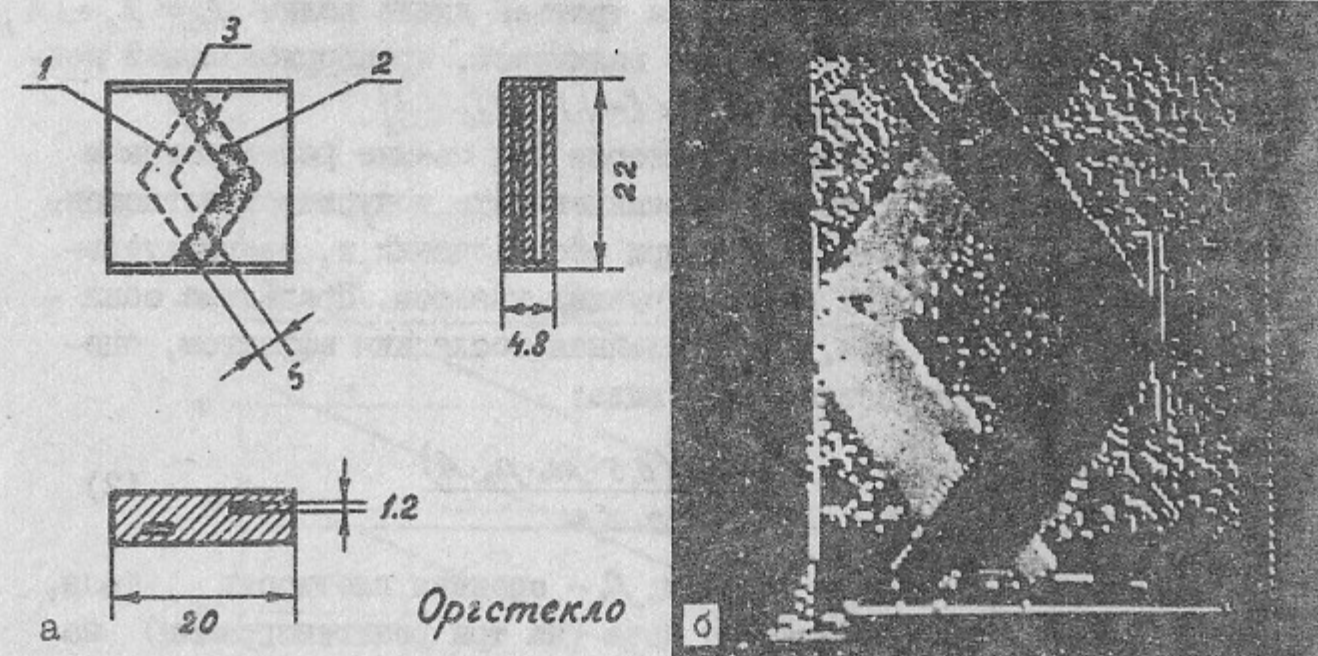


Рис.3. Схема (а) и разностная рентгенограмма (б) тестового образца. Каналы 1 и 2 в оргстекле заполнены растворами брома с концентрациями 10^{-3} и 10^{-2} , соответственно. 3 - пузырек воздуха в канале 2.

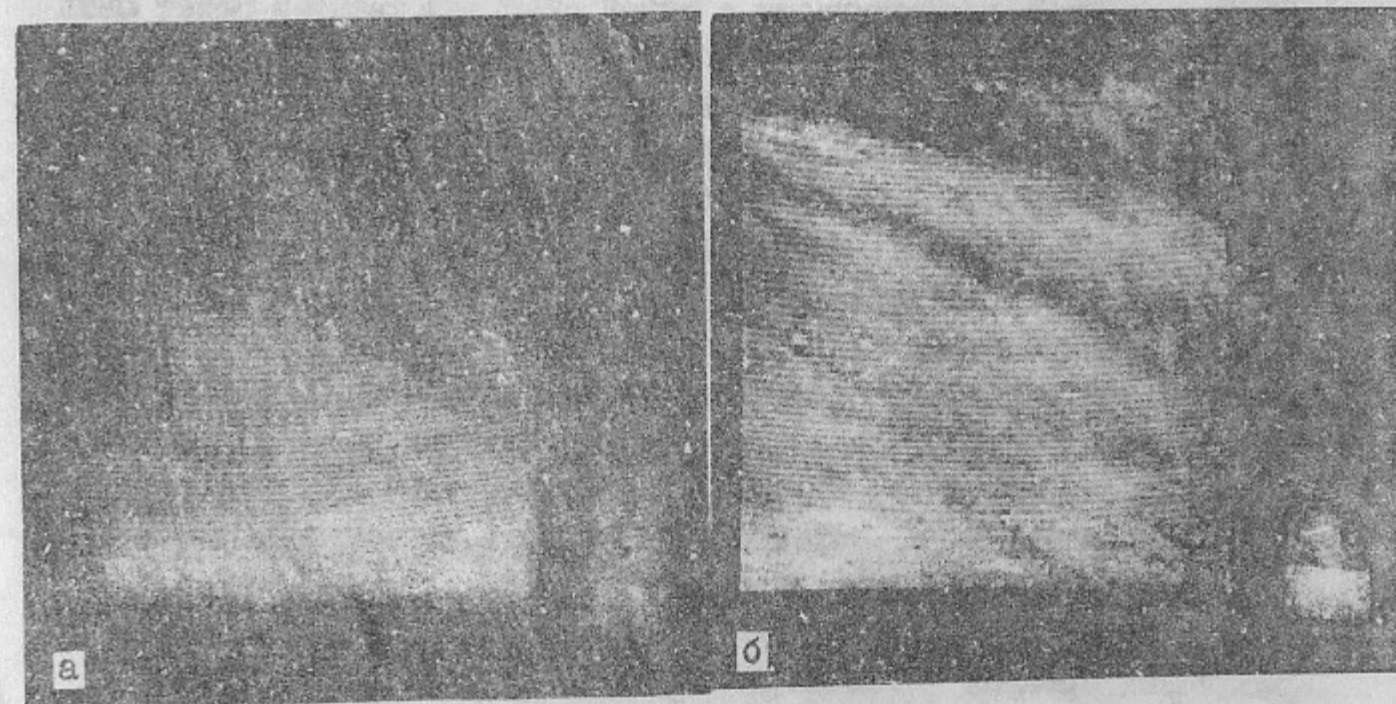


Рис.4. Обычная (а) и разностная (б) картины участка ушной раковины кролика, снятые на К-крае поглощения брома.

ничивает величины предельно обнаруживаемых концентраций C^* . Рассматриваемое ограничение может быть существенно снижено дополнительной съемкой рентгенограммы на третьей длине волны $\lambda_c = \lambda_A + \Delta\lambda$, где: $\Delta\lambda = \lambda_A - \lambda_B$. В этом случае величиной, пропорциональной концентрации, вместо (1) будет: $\xi = \ln [I_A^2 / (I_B \cdot I_C)]$.

Основным ограничивающим фактором при съемке рентгенограмм на трех длинах волн является ограниченность допустимой поглощенной дозы, получаемой человеком при обследовании, и, следовательно, конечная статистика регистрируемых квантов. Предельно обнаруживаемая концентрация, обусловленная последним эффектом, оценочно может быть представлена в виде:

$$c^* \cdot d = 6 \cdot 10^{-5} \cdot \left[\frac{\mu_0}{D \cdot \lambda} \right]^{1/2} \cdot \frac{\exp(0,5 \cdot \mu_0 \cdot \rho_0 \cdot A)}{\nu \cdot \rho \cdot \Delta\mu} \quad (2)$$

Здесь: A - толщина тела, см; ρ_0 - средняя плотность тела, г/см³; D - полная поглощенная доза (на три рентгенограммы) на поверхности облучаемого участка тела человека, Р; ν - размер элемента пространственного разрешения рентгенограммы, см; d - в см; λ - в Å, μ_0 и $\Delta\mu$ - в см²/г; ρ - в г/см³.

Для исследования органов человека необходимо использование жесткого рентгеновского излучения с энергией квантов ≥ 30 КэВ. СИ достаточной интенсивности с такой энергией квантов может быть получено, например, из сверхпроводящей "змежки", установленной на накопителе ВЭИ-3 /3/. Оценим возможности метода для исследования кровеносной системы человека по К-краю поглощения йода ($\lambda = 0,3739$ Å; $\Delta\mu = 30,1$ см²/г; $\mu_0 = 0,325$ см²/г; $\rho_0 = \rho = 1$ г/см³) съемкой картин на трех длинах волн. Зададимся пространственным разрешением рентгенограмм $\nu \times \nu = 1 \times 1$ мм². В этом случае величины предельно обнаруживаемых концентраций йода в крови в зависимости от толщины A исследуемой части тела, полной дозы облучения на поверхности тела и диаметра исследуемых сосудов могут быть оценены из рис.5. Превышение числа квантов N над определенным уровнем $c^* \cdot d$ означает возможность регистрации концентрации C^* при диаметре сосуда d .

Литературные данные /4/ по радиационной чувствительности различных органов человека показывают, что поглощенная доза в 20 Р не приводит к наблюдаемым поражениям практически всех органов. При исследовании области груди ($A = 25$ см) с принятой за

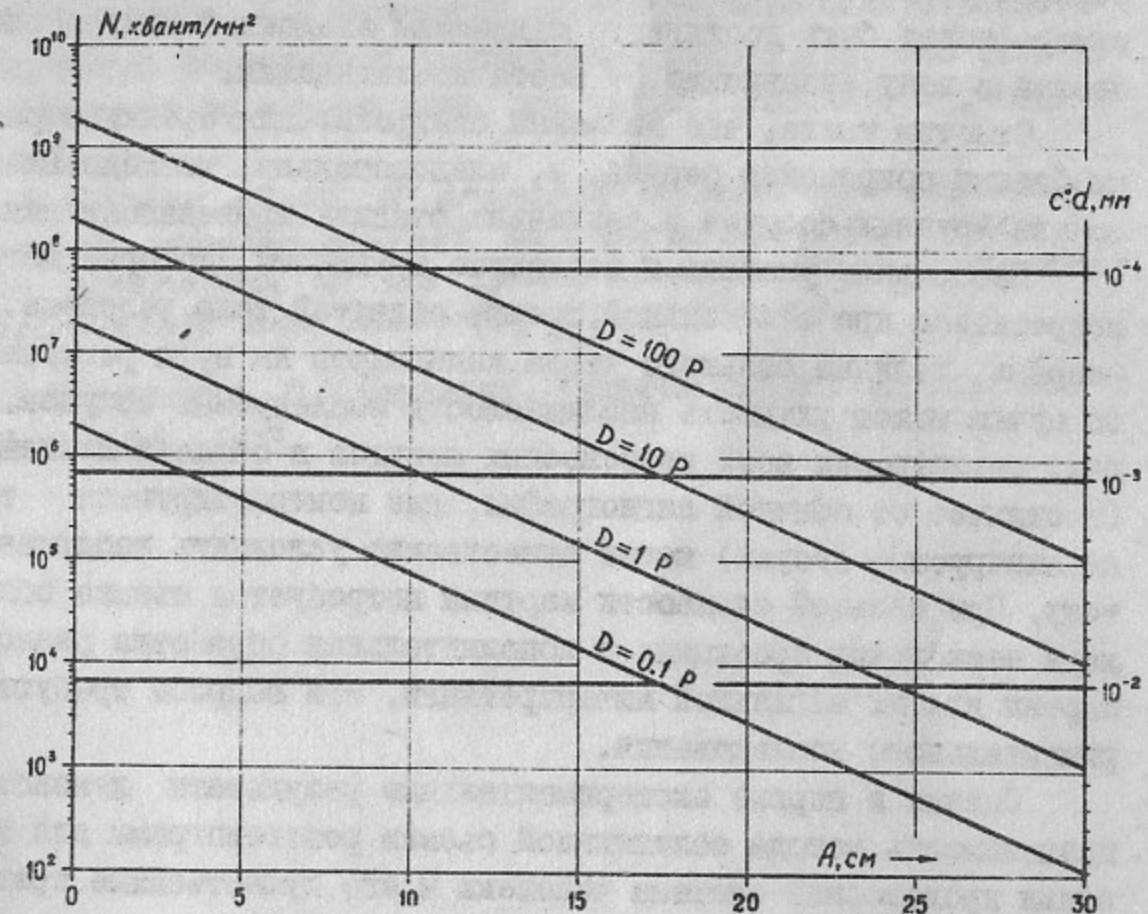


Рис.5. Число квантов N (ось ординат слева) на точку съемки одной рентгенограммы, прошедших через часть тела толщиной A , при различных полных дозах облучения D . Уровни произведения (ось ординат справа) предельно обнаруживаемой концентрации C^* йода на диаметр d исследуемых сосудов.

допустимую дозой $D = 20$ Р будем иметь $c^* \cdot d = 2,4 \cdot 10^{-3}$ мм. Таким образом, при диаметре сосудов 1 мм можно надеяться зарегистрировать концентрацию йода $C^* = 2,4 \cdot 10^{-3}$. Для сосудов с диаметром 5 мм регистрируемая концентрация составит, соответственно, $C^* = 4,8 \cdot 10^{-4}$. При исследовании частей тела с меньшей толщиной величина C^* существенно снижается. Так, например, для кисти руки ($A = 4$ см) при той же дозе и 1 мм сосудах $C^* = 8 \cdot 10^{-5}$. Не рассматривая детально вопрос о введении в кровь максимально возможных концентраций йода, заметим только, что при обычных методах ангиографии вводится до 80 мл высококонцентрированного контрастного вещества ($= 50\% I$). Это соответствует средней концентрации I в крови $= 8 \cdot 10^{-3}$, что заметно превышает приведенные выше

величины оценок. При селективной съемке на краях поглощения достаточно создать среднюю по всей крови концентрацию йода, что, например, может быть достигнуто медленным введением контрастного вещества в вену независимо от места исследования.

Отметим также, что возможна синхронизация съемки с различными фазами сокращения сердца, и, следовательно, исследование сердца или крупных сосудов в различных стадиях кровезаполнения.

Необходимо указать и возможные трудности, которые могут встретиться при селективной съемке областей тела человека. Во-первых, наличие большого числа капилляров на пути рентгеновского пучка может ухудшить наблюдаемость исследуемых сосудов. Во-вторых, регистрация всех кровеносных сосудов в области исследования (в отличие от обычной ангиографии, где контрастируются только анализируемые сосуды) может существенно усложнить наблюдаемую картину. При большой сложности картины потребуются съемка области тела в нескольких проекциях и дополнительная обработка разностных картин для их наглядной интерпретации. Эти вопросы требуют экспериментального исследования.

Оценки и первые экспериментальные результаты демонстрируют применимость метода селективной съемки рентгенограмм для исследования кровеносной системы человека и его существенные преимущества перед традиционными ангиографическими методами.

Л и т е р а т у р а :

1. Г.Н.Кулипанов, А.Н.Скринский. Использование синхротронного излучения: состояние и перспективы. УФН, т.122, 369 (1977).
2. Руководство по ангиографии, под ред.И.Х.Рабкина, М., Медицина", 1977.
3. *L.M.Barkov et al. A proposal to install a superconducting wiggler magnet on the storage ring VEPP-3 for generation of the synchrotron radiation. Nuclear Instruments and Methods, 152, 23 (1978).*
4. И.А.Переслегин, Ю.Х.Саркисян. Клиническая радиология. М., "Медицина", 1973.

Работа поступила - 23 декабря 1980 г.

Ответственный за выпуск - С.Г. Попов

Подписано к печати 5.03-1981г. МН 06142

Усл. 0,6 печ.л., 0,5 учетно-изд.л.

Тираж 290 экз. Бесплатно

Заказ № 26.

Отпечатано на ротапинтере ИЯФ СО АН СССР