

ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ  
ДЛЯ ЭКОЛОГИИ, МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ

УДК 615.471: 548.732: 621.384

ЛАЗЕРНО-ЭЛЕКТРОННЫЙ ИСТОЧНИК РЕНТГЕНОВСКОГО  
ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРИМЕНЕНИЙ

© 2002 г. Е. Г. Бессонов, А. В. Виноградов, А. Г. Турьянский

Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН

Россия, Москва, 119991, Ленинский просп., 53

Поступила в редакцию 30.11.2001 г.

Предлагается источник квазимонохроматического рентгеновского излучения для медицинских применений. Он содержит два накопителя электронов ( $E \approx 50$  МэВ), размещенных в вертикальной плоскости, и два лазерных резонатора, расположенных в горизонтальной и вертикальной плоскостях. Рентгеновские фотоны генерируются в процессе обратного комптоновского рассеяния лазерных фотонов на электронах в прямолинейных промежутках накопителей. Для получения изображений предлагается схема развертки рентгеновского пучка по заданной области исследования. Показана возможность многократного увеличения отношения полезный сигнал/шум и уменьшения дозовых нагрузок на пациента и персонал.

1. ВВЕДЕНИЕ

В современной медицинской практике в качестве источников рентгеновского излучения используются почти исключительно вакуумные рентгеновские трубки. Это обусловлено простотой их конструкции, а также возможностью изменения в широком диапазоне таких базовых рабочих параметров как мощность, эффективная энергия спектра, длительность импульса и размер фокуса в зависимости от диагностической задачи. Кроме того, трубки обеспечивают приемлемую однородность плотности потока излучения в широком телесном угле, что позволяет получать двумерные изображения любой части тела пациента.

В настоящее время осуществляется переход к цифровым методам регистрации рентгеновских изображений с помощью детектирующих линеек и матриц [1, 2]. При этом основное внимание уделяется достижению максимальной информативности при минимальной дозовой нагрузке. В контексте решения этой задачи значительные проблемы связаны с тем, что спектр излучения рентгеновской трубки  $P(\epsilon)$ , где  $\epsilon$  – энергия фотона, является полихроматическим и содержит как тормозное излучение, так и характеристические линии. Например, при напряжении 120 кВ на трубке с Al-фильтром толщиной 2 мм энергия фотонов распределена в диапазоне 20–120 кэВ [3]. При этом  $P(\epsilon)$  непрерывно меняется при прохождении излучения через исследуемый объект. В компьютерной томографии для учета полихроматичности пучка и эволюции его спектра требуется внесение поправок в алгоритм восстановления [4].

Известно, что переход к монохроматическому или квазимонохроматическому излучению позво-

лил бы существенно улучшить качество получаемых изображений и повысить точность трехмерной реконструкции объекта [5]. Одновременно можно достичь снижения поверхностной (кожной) дозы и общей дозовой нагрузки на пациента и медицинский персонал без ущерба для информативности диагностических процедур [6].

Оценим поток энергии рентгеновского излучения через типичную при медицинских исследованиях зону  $S$  размером  $30 \times 30$  см<sup>2</sup>. В широко используемых рентгеновских установках промышленного и медицинского назначения мощность рентгеновских трубок в стационарном ( $>1$  мин) режиме работы не превосходит 4–5 кВт. Эффективность преобразования мощности электронного пучка в суммарный поток тормозного и флуоресцентного излучения при напряжении на трубке  $U_i \sim 100$  кВ составляет обычно 0.1–0.5% [7, 8]. Полагая первичный поток, возбуждаемый в фокусе, изотропным и выбирая среднее значение конверсионной эффективности, получаем на расстоянии 1 м от трубки при электрической мощности  $P_i = 1$  кВт поток через зону  $S$  равный  $\Phi_S \approx 0.03$  Вт. Далее, согласно [3], при  $U_i \sim 100$  кВ средняя энергия квантов в спектре медицинских трубок с учетом действия фильтров, поглощающих мягкую часть спектра, равна приблизительно  $E_q \approx 40$  кэВ. Поток квантов через зону  $S$  при указанных  $P_i$  и  $E_q$  составляет  $\Phi_S \approx 5 \cdot 10^{12}$  с<sup>-1</sup>. Для трубок с вращающимся анодом, используемых в компьютерных рентгеновских томографах, в кратковременном ( $<5$  с) режиме работы  $P_i$  может достигать 20 кВт, а соответствующая величина  $\Phi_S \approx 10^{14}$  с<sup>-1</sup>. На практике величины  $\Phi_S$  могут быть существенно меньше в результате поглощения в дополнитель-