

## Влияние особенностей детектора ионизирующих излучений на результаты измерений процентных глубинных доз малых фотонных полей

### Аннотация

Исследования дозиметрических параметров малых полей ионизирующих излучений являются крайне важной задачей для современной клинической дозиметрии. В настоящей статье рассмотрена проблема анализа кривых процентных глубинных доз малых фотонных полей, полученных с помощью медицинского линейного ускорителя электронов «Elekta Synergy», с энергиями 6 и 10 МэВ с использованием ионизационных камер с разным активным объемом и полупроводникового детектора. Приведены сравнительные данные следующих параметров: глубины дозового максимума, поверхностной дозы, дозы на глубине 10 см и некоторых других аспектов кривых.

Показано, что получаемые данные зависят от типа используемого детектора при равных условиях измерений. Отмечены основные выявленные особенности детектирования дозовых распределений различными детекторами, сделан вывод о преимуществах применения в клинично-дозиметрической практике детекторов с наименьшим доступным активным объемом.

### Введение

В настоящее время в дистанционной лучевой терапии онкологических заболеваний набирает все большую популярность применение новейших методик облучения, задействующих малые поля ионизирующих излучений, таких как стереотаксическое облучение (SRS, SBRT), объемно-модулированная дуговая лучевая терапия (VMAT) и лучевая терапия с модуляцией интенсивности (IMRT). Малые поля (или сегменты полей), размеры которых могут начинаться от  $0,5 \times 0,5 \text{ см}^2$ , и их комбинации позволяют варьировать подведение дозы в целевой объем с максимально конформным охватом сложных по форме и высоколокальных очаговых областей и в то же время дают возможность получения высокого градиента дозового распределения вблизи очага, что делает возможным резкое снижение дозовой нагрузки на близкорасположенные здоровые ткани и органы. Одновременно с внедрением таких методик требуется повышение качества дозиметрических измерений малых полей в целях гарантии качества лучевой терапии и получения истинных характеристик полей ионизирующих излучений для последующего построения дозиметрических моделей систем планирования лучевой терапии.

Дозиметрические измерения параметров малых полей ионизирующих излучений представляют собой более сложную задачу, чем исследование параметров стандартных полей. С уменьшением размеров поля начинают играть заметную роль такие физические аспекты, как эффект усреднения по объему, нормировка к центральной оси пучка, зависимость сигнала от мощности дозы, расходимость пучка и нарушение вторичного электронного равновесия. Соответственно, сужается круг дозиметрических детекторов, пригодных для адекватной оценки доз малых полей, а корректность выбора детектирующей камеры становится определяющей для проведения как абсолютной, так и относительной дозиметрии малых полей ионизирующих излучений. Согласно данным статьи [1], в отчете TG106 Американской ассоциации физиков в медицине (AAPM) утверждается, что такие характеристики, как, например, кривые процентных поглощенных доз, могут значительно варьироваться в зависимости от выбранного детектора. Данные кривые (Percentage Depth Dose Curve, PDD) позволяют получить основные параметры, дающие энергетические характеристики пучка ионизирующего излучения. К числу таких параметров относятся: средняя энергия ионизирующих частиц, глубина максимума ионизации для данной энергии пучка, качество пучка, проникающая способность пучка, процентная доза вблизи поверхности ( $0,5 \text{ см}$ ), глубины 50 и 80 % изодоз, номинальный ускоряющий потенциал. Точность позиционирования детектора в пучке также имеет решающее значение. Было показано [2], что отклонение эффективной точки камеры или диода от центральной оси пучка дает ошибку в 2 % при построении PDD для поля  $1 \times 1 \text{ см}^2$ . PDD как для ряда малых по-

лей (от  $1 \times 1 \text{ см}^2$ ), так и для стандартных референсных полей (например,  $10 \times 10 \text{ см}^2$ ) вносятся в дозиметрическую модель пучка, которая используется далее системой дозиметрического планирования лучевой терапии для корректного расчета поглощенных доз при создании планов лечения онкологических пациентов.

**Цель рассматриваемой работы** – сравнение кривых процентных глубинных доз малых фотонных полей, построенных при помощи дозиметрических детекторов разных типов с различным эффективным объемом.

### Оборудование и методы

Характеризуемые фотонные поля с энергиями 6 и 10 МэВ (мегаэлектронвольт) были получены с помощью медицинского линейного ускорителя электронов «Elekta Synergy» (Великобритания), оснащенного мультилифколлиматором «Agility». Измерения кривых процентных глубинных доз проводились в водном фантоме производства «PTW» (Германия) с помощью ионизационных камер «Semiflex 0,125  $\text{см}^3$ » («PTW», тип 31010), «PinPoint 3D Chamber 0,016  $\text{см}^3$ » («PTW», тип 31016), полупроводникового кремниевого детектора р-типа «PTW Dosimetry Diode E», тип 60017 (объем  $0,03 \text{ мм}^3$ , эф. толщина 30  $\mu\text{м}$ ). Измерения камерами производились под напряжением 400 В, диодом – без напряжения. Материалы стенки камеры «PinPoint 3D»: полиметилметакрилат толщиной 0,57 мм, графит – 0,09 мм. Материалы стенки «Semiflex»: полиметилметакрилат толщиной 0,55 мм, графит – 0,15 мм. Диод: RW3 («Goettingen White Water») – 0,3 мм, эпоксидная смола – 0,4 мм. Размеры фотонных полей:  $1 \times 1$ ;  $2 \times 2$ ;  $3 \times 3$ ;  $4 \times 4$ ;  $5 \times 5 \text{ см}^2$ . Измерения проводились при SSD (расстояние «источник – поверхность») 90 см, в условиях, при которых производится сбор данных для построения дозиметрических моделей, согласно регламенту производителя ускорителя. Позиционирование каждого детектора относительно центральной оси пучка было выполнено с использованием системы «TruFix» («PTW», Германия) с учетом расположения эффективной точки каждого детектора. Перед началом измерений была проведена коррекция CAx Deviation нулевой точки измерений относительно оси пучка с помощью программного модуля «CenterBeam Check» («PTW»). Все полученные кривые анализировались в ПО «Mephisto DataAnalyze» (Германия) по протоколу МАГАТЭ TRS-398. Кривые строились с шагом в 1 см в области bremsstrahlung (тормозной «хвост») и 1 мм – в области от 10 см глубины до максимума ионизации, в области накопления – 3 мм.

Эффект объемного усреднения свойственен всем детекторам. Если значения дозы варьируются в пределах объема детектора, их усреднение приводит к получению сигнала, отличного от того, который был бы получен бесконечно малым детектором в центре объема более крупного детектора. Такой усредняющий эффект, или просто «объемный эффект», приво-

дит к двум следствиям при проведении дозиметрических измерений: 1) недооценка дозы в центральной части малого поля, что важно в относительной дозиметрии и при измерении выходного фактора; 2) размытие пенумбры, что имеет большое значение при получении дозовых профилей. В целом объемный эффект описывают как величину, пропорциональную кривизне дозового профиля. Так, для идеального округлого поля диаметром 20 мм, сканируемого идеальным детектором диаметром 5 мм, объемно-корректирующий фактор оказывается равным 1,02 [3], что показывает отклонение в измерениях в 2% из-за эффекта усреднения объема.

Также важным аспектом относительной дозиметрии малых полей является зависимостью получаемого сигнала от мощности дозы, т. е. отклик детектора меняется с изменением мощности дозы. Это может быть связано с изменением частоты ускорителя или дозы за импульс. С целью минимизации этого эффекта измерение обычно нормируется к данным в одной из точек на центральной оси пучка, т. е. вся кривая умножается на один числовой фактор. Кроме того, кривая отображается в относительных значениях.

Выбор оптимального детектора определяет качество и достоверность получаемых данных. Для малых полей он сводится прежде всего к *вентилируемым ионизационным камерам среднего размера* (объем от 0,1 до 1 см<sup>3</sup>). Однако их недостатком является относительно большой чувствительный объем, что приводит к появлению объемного эффекта при измерениях. Согласно [4], такого вида камеры могут быть использованы для измерений полей размерами от 3 × 3 см<sup>2</sup>.

*Полупроводниковые диоды* – твердотельные детекторы с наименьшим активным объемом. Они не показывают существенного объемного эффекта, но обладают выраженными угловой, пространственной зависимостями и энергетической зависимостью в киловольтном диапазоне. *Ионизационные камеры малого объема* обладают хорошей водозэквивалентностью в киловольтном диапазоне, их мегавольтная зависимость корректируется введением поправки на качество пучка  $k_q$  из таблиц. Однако из-за малого чувствительного объема проявляются такие эффекты, как «эффект ножки», или стем-эффект, и «эффект кабеля», т. е. поляризационный эффект, которые необходимо учитывать.

## Результаты и обсуждение

Данные измерений пучков энергии 6 и 10 МэВ приведены в табл. 1 и 2.

## Глубина дозового максимума

Определение положения глубины максимума ионизации ( $R_{100}$ ) зависит от энергии и размера поля.  $R_{100}$  практически не зависит от типа используемого детектора в случае ионизационных камер, однако диод демонстрирует постоянство данного параметра для всех размеров полей, и оно, как правило, больше, чем в случае ионизационных камер, что показывает отличный от камер отклик диода на присутствие вторичного электронного компонента в области накопления. Разница для поля 1 × 1 см<sup>2</sup> 6 МэВ достигает 4,4 мм (37,9%) по сравнению с камерой «Semiflex». При увеличении размера поля до 4 × 4 см<sup>2</sup>  $R_{100}$  увеличивается, затем незначительно уменьшается. В [4] подобный эффект снижения  $R_{100}$  связывается с эффектами рассеяния в коллиматоре и от выравнивающего фильтра в больших полях и уменьшенным эффектом рассеяния в фантоме для меньших полей. Для поля 1 × 1 см<sup>2</sup>  $R_{100}$  определяется ионизационными камерами существенно выше к поверхности воды, чем при измерении диодом. Камера с наибольшим активным объемом («Semiflex») определяет наименьшую глубину  $R_{100}$  также и для поля 2 × 2 см<sup>2</sup> при обеих энергиях фотонных пучков, что связано с более выраженным эффектом объемного усреднения в области накопления дозы. На границе сред «вода – воздух» и в воздухе над поверхностью воды детектор «Diode E» не фиксирует убывания относительной дозы в отличие от ионизационных камер «PinPoint» и «Semiflex».

## Поверхностная доза $D_s$

Доза  $D_s$  выступает индикатором энергетического спектра пучка, так как больше всего связана с низкоэнергетическими компонентами пучка [5]. Для большинства проведенных измерений замечено увеличение относительной поверхностной дозы с увеличением размеров полей для обеих энергий: как 6, так и 10 МэВ. Полупроводниковый диод демонстрирует данную закономерность для всех размеров полей, в то время как для камеры «Semiflex» это проявляется для полей, начиная от 3 × 3 см<sup>2</sup> для 10 МэВ и 2 × 2 см<sup>2</sup> для 6 МэВ.

В случае с камерой «PinPoint» при минимальном размере поля тенденция также не выполняется и поверхностная доза оказывается выше, чем при дальнейших измерениях. Однако отметим, что во всех проведенных измерениях камерой «PinPoint» было измерено наименьшее значение поверхностной дозы, в то время как детекторы «Semiflex» и «Diode E» показали схожий результат в пределах 1% разницы для полей, превышающих размер 1 × 1 см<sup>2</sup>, что связано с эффектом усред-

Таблица 1

Параметры малых фотонных полей энергии 6 МэВ

Поле, см <sup>2</sup>	Детектор	$R_{100}$ , мм	$R_{80}$ , мм	$R_{50}$ , мм	$D_s$ , %	$D_{100}$ , %	$Q_i$	$NAP$ , МэВ
1 × 1	Semiflex	11,60	50,56	124,93	51,99	58,54	0,6293	4,64
	PinPoint	12,01	47,61	117,84	42,94	56,45	0,6070	4,51
	Diode E	16,00	50,78	119,58	45,77	57,00	0,6027	4,42
2 × 2	Semiflex	13,90	52,74	126,31	46,81	59,09	0,6186	4,34
	PinPoint	14,01	52,42	124,34	41,46	58,63	0,6088	4,09
	Diode E	16,01	53,49	124,12	46,63	58,73	0,6031	3,96
3 × 3	Semiflex	15,05	54,30	130,23	47,73	61,12	0,6343	4,56
	PinPoint	15,01	55,11	128,07	41,36	59,71	0,6140	4,22
	DiodeE	16,00	55,78	128,42	46,79	59,99	0,6101	4,12
4 × 4	Semiflex	15,98	57,06	133,37	47,24	61,45	0,6279	4,60
	PinPoint	15,99	57,08	131,50	41,12	61,01	0,6206	4,39
	DiodeE	16,02	57,88	132,09	47,64	61,18	0,6175	4,31
5 × 5	Semiflex	15,02	57,54	135,11	47,94	61,90	0,6316	4,71
	PinPoint	15,01	58,30	135,00	43,12	62,06	0,6227	4,45
	DiodeE	16,00	59,14	135,48	48,39	62,40	0,6240	4,49

нения дозы камерой «Semiflex» на границе раздела исследуемых сред. Так, в случае энергии 6 МэВ расхождение составляет 6,22 %, в случае энергии 10 МэВ – 4,97 %. Сокращение данного расхождения с ростом энергии можно объяснить более глубоким залеганием ионизационного максимума и, следовательно, менее резким градиентом поглощаемых доз в области накопления для большей энергии. Общее увеличение относительной поверхностной дозы с увеличением размера поля проявляется в связи с дополнительным электронным вкладом и рассеянным фотонным излучением от различных компонентов коллиматора ускорителя и ионизации в промежуточной воздушной среде [6].

### Процентная доза на глубине 10 см

Детекторы с малым объемом показали наименьшую расхожимость измерений данного параметра – наибольшая разница между ними достигает 0,97 % (поле  $1 \times 1$  см<sup>2</sup>, 6 МэВ). В случае камеры «Semiflex» наблюдались расхождения с камерой «PinPoint» в 1,7...3,6 % (поле  $1 \times 1$  см<sup>2</sup>, 6 МэВ) (см. табл. 1). Заметим, что процентная глубинная доза на глубине возрастает с увеличением размера поля, что подтверждает выводы в работах [1] и [7]. Тот факт, что одновременно с детектированием небольших поверхностных доз детектор «PinPoint» демонстрирует небольшие расхождения с остальными детекторами в области 10 см глубинной дозы, можно объяснить расхожимостью радиационного пучка. В то время как на поверхности при малых полях может облучаться не весь чувствительный объем детектора, на глубине, даже при небольших отклонениях детектора от центральной оси пучка, в области облучения будет попадать весь чувствительный объем.

Значения параметра качества пучка  $Q_i$  для всех полей оказываются больше, если PDD измеряется камерой «Semiflex», что объяснимо, так как в TRS-398 для определяемой величины  $Q_i$  фотонных пучков используется соотношение

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595, \quad (1)$$

где  $PDD_{20,10}$  – отношение процентных доз на глубинах 20 см к 10 см;  $TPR_{20,10}$  – Tissue Phantom Ratio 20,10 (индекс качества пучка). Отсюда следует и разница в значениях номинального ускоряющего потенциала  $NAP$ , который определяется из значений качества пучка по AAPM TG21. И снова наибольшее расхождение этих параметров у камеры «Semiflex» проявляется при самых малых измеряемых полях.

### Выводы и заключение

В результате проведенного анализа распределений процентных глубинных доз фотонных полей малых размеров с энерги-

ями 6 и 10 МэВ было показано, что в одинаковых геометрических условиях измерений детекторы с разным чувствительным объемом демонстрируют несовпадения в измерении значений параметров процентных доз, глубин их распределения и, как следствие, энергетических характеристик фотонных пучков. Наиболее противоречивыми оказываются измерения в build-up области поля  $1 \times 1$  см<sup>2</sup>.

В случае малых фотонных полей, сопоставимых по размеру с детектором «Semiflex», относительные дозы, зафиксированные с его помощью, оказываются завышенными по сравнению с данными остальных детекторов ввиду меньшего пространственного разрешения камеры типа «Semiflex» и, как следствие, большего влияния эффекта объемного усреднения. Так, это проявляется в области поверхностной дозы полей размерами  $1 \times 1$  и  $2 \times 2$  см<sup>2</sup>, что позволяет усомниться в степени применимости детектора этого типа для построения кривых PDD данных полей и полей, меньших по размеру.

Расхождения с остальными детекторами становятся менее выраженными с увеличением размера поля, а также глубины измерения. Детектор «Diode E» в сравнении с ионизационными камерами недооценивает дозы в области накопления и, по-видимому, оказывается более чувствительным к низкоэнергетичным компонентам пучка, дозовому вкладу от рассеяния на компонентах коллиматора и продуктах ионизации воздуха у поверхности водной среды. Камера «PinPoint» не показала схожей чувствительности, равно как и существенного объемно-усредняющего эффекта в build-up областях.

Было отмечено общее увеличение относительной поверхностной дозы и относительной глубинной дозы на 10 см с увеличением размеров полей независимо от энергии пучков, что лучше всего наблюдается при измерениях полупроводниковым диодом.

Таким образом, наиболее эффективно в клинко-дозиметрической практике оценить процентно-глубинную характеристику фотонных пучков малых размеров позволяют детекторы с наименьшим активным объемом ввиду менее выраженного усредняющего эффекта.

### Список литературы:

1. Godson H.F., Ravikumar M. Analysis of small field percent depth dose and profiles: Comparison of measurements with various detectors and effects of detector orientation with different jaw settings // Journal of Medical Physics. 2016. № 41 (1). PP. 12-20.
2. Cheng C.W., Cho S.H., Taylor M., Das I.J. Determination of zero-field size percent depth doses and tissue maximum ratios for stereotactic radiosurgery and IMRT dosimetry: Comparison

Таблица 2

Параметры малых фотонных полей энергии 10 МэВ

Поле, см <sup>2</sup>	Детектор	$R_{100}$ , мм	$R_{80}$ , мм	$R_{50}$ , мм	$D_{s, \%}$	$D_{100, \%}$	$Q_i$	$NAP$ , МэВ
1 × 1	Semiflex	16,90	62,51	149,39	39,78	65,11	0,6880	7,34
	PinPoint	17,20	60,69	144,00	32,07	64,00	0,6664	6,08
	Diode E	19,00	61,94	144,01	34,81	64,36	0,6592	5,74
2 × 2	Semiflex	19,40	64,97	150,24	36,07	65,97	0,6759	6,58
	PinPoint	20,60	65,20	148,80	30,24	65,67	0,6703	6,28
	Diode E	21,30	66,33	149,37	35,28	66,30	0,6621	5,87
3 × 3	Semiflex	21,98	67,04	153,57	34,39	66,82	0,6798	6,81
	PinPoint	21,00	67,36	151,60	31,04	66,72	0,6698	6,25
	Diode E	21,40	69,04	152,30	35,31	67,11	0,6646	5,99
4 × 4	Semiflex	23,00	69,00	156,23	35,57	67,82	0,6797	6,80
	PinPoint	21,01	69,29	154,44	31,73	67,48	0,6758	6,57
	Diode E	23,01	70,58	155,43	34,97	67,92	0,6733	6,44
5 × 5	Semiflex	22,99	70,61	159,99	36,39	68,51	0,6860	7,20
	PinPoint	21,99	70,40	157,00	32,88	68,36	0,6771	6,65
	Diode E	21,70	72,30	158,62	36,06	68,78	0,6788	6,75

- between experimental measurements and Monte Carlo simulation // *Med. Phys.* 2007. № 34. PP. 49-57.
3. *Wurfel J.U.* Dose measurements in small fields // *Med. Phys. Int. Jour.* 2013. № 1. PP. 81-90.
  4. *Podgorsak E.B.* Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.
  5. *Buzdar S.A., Rao M.A., Nazir A.* An analysis of depth dose characteristics of photon in water // *J. Ayub Med. Coll. Abbottabad.* 2009. № 21 (4). PP. 41-50.
  6. *Apipunyasopon L., Srisatit S., Phaisangittisakul N.* An investigation of the depth dose in the build-up region, and surface dose for a 6-MV therapeutic photon beam: Monte Carlo simulation and measurements // *J. Radiat. Res.* 2013. № 54 (3). PP. 374-382.
  7. *Ding G.X., Ding F.* Beam characteristics and stopping-power ratios of small radiosurgery photon beam // *Phys. Med. Biol.* 2012. № 17 (57). PP. 55-64.

*Александр Викторович Кленевский,*  
*аспирант,*

*Николай Маркович Богатов,*  
*д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой,*  
*кафедра физики и информационных систем,*  
*ФГБОУ ВО «Кубанский*  
*государственный университет»,*  
*г. Краснодар,*  
*e-mail: klenevsky@icloud.com*

---

*В.А. Никитин, Л.В. Васильева, А.В. Попов*

## **Портативный аппарат для лазерно-ультразвуковой терапии: устройство и применение**

### **Аннотация**

Описаны устройство и функциональные возможности физиотерапевтического портативного аппарата для лазерно-ультразвуковой терапии «БИНОМ®-ФИЗИО» ЛУЗТ и опыт его применения в лечении больных с хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ).

Лечебными факторами аппарата являются импульсное инфракрасное лазерное излучение и ультразвуковое воздействие от источников, расположенных в матричном блоке излучения.

Разработка аппарата позволила практически реализовать новый физиотерапевтический метод одновременного (сочетанного) воздействия низкоинтенсивным лазерным излучением и ультразвуком.

Клиническая апробация аппарата продемонстрировала высокую медико-экономическую эффективность: его применение в комплексном лечении позволяет достигнуть более выраженного клинического эффекта, увеличения количества отделяемой мокроты за сутки, улучшения показателей периферической крови, достоверного улучшения функции внешнего дыхания.

### **Введение**

Одним из актуальных направлений развития экспериментальной и клинической медицины является разработка методов и аппаратуры для одновременного (сочетанного) применения нескольких лечебных физиотерапевтических факторов. Сочетанное воздействие имеет преимущества перед их раздельным и комбинированным использованием, за счет суммирования эффектов от сочетаемых физических факторов, действующих на одни и те же физиологические системы, и ряда других механизмов воздействия [1].

Ультразвуку (УЗ) и низкоинтенсивному лазерному излучению (НИЛИ) присущи ряд одинаковых терапевтических эффектов и схожее влияние на многие системы организма и важнейшие процессы жизнедеятельности [2].

Механизм одновременного воздействия ультразвуковой терапии и инфракрасного облучения основан на синергизме их действия. Сочетанное воздействие этих факторов приводит к значительному улучшению кровообращения в поверхностных и глубокорасположенных тканях, активизации метаболизма в клетках и тканях, противовоспалительному и противоаллергическому действию, стимуляции иммунологических факторов в тканях и организме в целом, противовоспалительному действию. Также сочетанное применение данных методик приводит к ускорению регенерации тканей, увеличению количества лекарственного вещества, проникающего при сочетанном воздействии, и глубины его проникновения в ткани организма. Наличие данных эффектов послужило основанием для совместного (сочетанного) применения НИЛИ и ультразвука [3].

Высокая эффективность лазерно-ультразвуковой терапии внутренних болезней была доказана клиническими исследо-

ваниями. Отмечен положительный эффект при лечении болезнью легких, улучшается отхождение мокроты [4].

В предыдущих работах больным проводилось комплексное воздействие в один день ультразвуком и лазером ИК-спектра. Сначала проводили ультразвуковую терапию с помощью аппарата УЗТ-101. Лазерное воздействие проводили аппаратом из серии лазерной физиотерапевтической аппаратуры «ЛАЗМИК» [5].

Очевидно, что применение данной методики имеет определенные ограничения (необходимо два разных прибора; желательно, чтобы они находились в одном кабинете; требуется настройка и обслуживание каждого, дополнительное место и т. д.). При расположении аппаратов в разных физиотерапевтических кабинетах требуется дополнительный медицинский персонал, создается больше неудобств для пациента. Отсутствие на российском рынке аппарата, который позволял бы совместить в себе две данные методики воздействия, затрудняет применение сочетанной лазерно-ультразвуковой терапии.

Именно данные факты привели к созданию аппарата физиотерапевтического портативного (АФП) для лазерно-ультразвуковой терапии «БИНОМ®-ФИЗИО» ЛУЗТ [6], [7]. Это компактный физиотерапевтический аппарат, выполненный в виде блока излучения, содержащего пьезокерамический излучатель и матрицу лазерных диодов для генерации УЗ и ЛИ, соответственно работающего от сетевого адаптера.

Лечебными факторами аппарата являются импульсное инфракрасное лазерное излучение (ЛИ) и ультразвуковое излучение (УЗ) от источников, расположенных в матричном блоке излучения. Он предназначен для лечения больных с различной патологией путем раздельного комбинированного или сочетанного воздействия импульсным ЛИ ближнего инфракрасного (ИК) диапазона и (или) высокочастотным УЗ-излу-