

или в одиночку. Интенсивность окраски цитоплазмы клеток была неравномерной. Довольно часто отмечались в цитоплазме вакуоли мелких и средних размеров. Ядра отличались темной окраской, с четкими ровными контурами. Среди эпителиоцитов с мелкими, пикнотичными ядрами встречались клетки с крупными округлой формы ядрами, «голые ядра». Между эпителиоцитами выявлялись многочисленные лейкоциты, лимфоциты, эритроциты, слизь, белковый детрит, имелась бактериальная флора. Гистологическая картина большинства носила однотипный характер и характеризовалась отсутствием эпителиального покрова, наличием фибринозно-некротических масс в дне эрозивного дефекта. В строме обильная или умеренная полиморфноядерная клеточная инфильтрация. В соединительной ткани под истонченным по периферии эрозии пластом эпителиальных клеток явления отека, сосуды расширены, полнокровны, в ткани признаки диапедеза.

Перед началом лечения у всех женщин поверхность эрозии обрабатывали 3% раствором чайной соды, а затем подвели источник излучения. Контроль эффективности лечения проводили на 3,5,7,10 сутки и через 1 месяц. Процедуры СДИКД были просты в исполнении и легко переносились пациентками. После 3-х суток лечения кольпоскопическая картина была одинаковой в обеих группах наблюдения и почти не отличалась от исходной. Отсутствовала динамика в цитологической картине. В тоже время при СДИКД в мазках достоверно меньше встречались клетки III стадии и больше клетки II стадии дифференцировки (табл.1) Соответственно был увеличен ИДК ($p < 0,05$). К 5-м суткам при лечении СДИКД размеры эрозии были уменьшены у 26(65%) пациенток, а при действии лазера у 16 (61,5%). По периферии эрозии отчетливо выявлялась демаркационная линия, отделяющая от эпителия зону дефекта. В мазках с большей частотой встречались клетки с мелкими гиперхромными ядрами, уменьшалась выраженность клеточной инфильтрации. Сопоставление количественного содержания эпителиальных клеток при разных видах лечения показало различие ($p < 0,05$) ИДК, который был больше при СДИКД чем, при лечении НИЛ, что обусловлено более низким количеством клеток II-III стадии и, наоборот, увеличением клеток IV стадии дифференцировки (табл.1)

По истечении недели после лечения более заметная картина эпителизации имела место у пациенток, леченных СДИКД. Эпителиальные тяжи подрастали к центру. У женщин при лечении НИЛ эпителизация носила островковый характер. Оценка степени дифференцировки эпителиальных клеток свидетельствовала о более достоверном уменьшении в мазках клеток с крупными округлой формы ядрами с рыхлой хроматиновой сетью, то есть клеток базального и парабазального слоев. На фоне крупных клеток полигональной формы с мелкими ядрами встречались единичные безъядерные клетки и клетки с крупными ядрами. К 10-ому дню проведения лечения в первой группе пациенток у 30(75,0%) наблюдались признаки полной эпителизации, у 10 (25%) сохранялись островки грануляционной ткани. В мазках отмечались единичные клетки I-II стадии дифференцировки, ИДК превышал таковой у здоровых на 2,4 % .При лечении лазером через 10 дней картина эпителизации эрозии имела место 18(69,2%) пациенток. В мазках преобладали клетки поверхностного слоя, единичные клетки I-II стадий, но число их было досто-

верно выше, чем в первой группе женщин. ИДК был ниже, чем у здоровых женщин на 4,4% и достоверно отличался от ИДК у женщин леченных СДИКД ($p < 0,05$) Результаты обследования пациенток через 1 месяц показали, что полная эпителизация и заживление эрозии в первой группе наблюдения наступила у 35(87,5%)женщин, а во второй у 20(76,9%). В первой группе 3 (4,5%) женщинам при отсутствии заживления была выполнена диатермокоагуляция, а 2- повторно СДИКД. Во второй – трем (4,5%) дополнительно назначено СДИКД, а трем - выполнена диатермокоагуляция. Отсутствие заживления, по-видимому, обусловлено большими размерами эрозии.

Полученные данные говорят о высокой терапевтической эффективности светодиодного излучения красного диапазона, проявляющейся как в полной, так и в частичной эпителизации эрозии шейки матки. Необходимо учитывать также простоту и экономичность в использовании источника СДИКД.

Выводы. Светодиодное излучение красного диапазона, как метод физиотерапии, может быть использован при лечении эрозии шейки матки; светодиодное излучение красного диапазона является более эффективным и простым методом лечения эрозии шейки матки, обеспечивая эпителизацию в 87,6% против 76,9% случаев при лечении лазером; заживление эрозивного дефекта идет без образования грубого рубца, что обеспечивает функционально-анатомическую целостность шейки матки.

Литература

- 1.Абрамзон М.И. и др. // Лазерные и информационные технологии в медицине XXI века: Мат-лы научно-практ. конф.– СПб., 2001 – С.15–16.
- 2.Нишанян С.Ю. и др. //Вопросы гинекол., акуш. и перина-тологии – 2004.–№1.– С.57–63.
3. Дурнов Л.А. и др. // Вестник РАМН.– 2000.– №6.– С.24.
- 4.Практическая гинекология: Клинич. лекции / Под ред. В.И.Кулакова, В.Н.Прилепской.– М.: Медпресс, 2002.– 717 с.
- 5.Прилепская В.Н. Заболевания шейки матки, влагалища и вульвы.– М., 2003.– 430 с.
- 6.Миронова В.В. и др. // Актуал.вопросы в стома-тол.практике: Мат-лы науч.конф.– Самара, 2001.– С.167–180.
- 7.Терлецкий Н.А. О пользе и вреде излучения.– М.: Эдито-рал УРСС, 2001.– 59 с.
- 8.Хмельницкий О.К. Патоморфологическая диагностика ги-некологических заболеваний.– СПб., СОТИС, 1994.– 479 с.
- 9.Быкова И.А. и др. //Лаб.дело.– 1987.– №1.– С.80–81.
10. Edwards B. et al. // Health Phys.– 2002.– №2.– Р.37–46.

УДК 621.384.6

МЕТОД И ОСОБЕННОСТИ ФОРМИРОВАНИЯ ТЕНЕВОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ МИКРОФОКУСНЫМИ ИСТОЧНИКАМИ ИЗЛУЧЕНИЯ

Н.Н. ПОТРАХОВ*

Одним из первых практических применений рентгеновского излучения явилось просвечивание объектов с целью изучения их внутреннего строения. Уже первые работы в этой области, выполненные самим В.К. Рентгеном, позволили предложить два основных метода получения рентгеновских изображений: метод контактной съемки; метод съемки с увеличением изображения. Для реализации контактного метода используется источник рентгеновского излучения с протяженным фокусным пятном, поэтому с целью обеспечения необходимой резкости теневого рентгеновского изображения объект съемки необходимо располагать в непосредственной близости к приемнику излучения - «в контакте» и на достаточном удалении от источника излучения.

В методе съемки с увеличением изображения используется точечный источник излучения, поэтому достаточная резкость изображения будет обеспечена и в том случае, если объект съемки приближен к источнику излучения и одновременно удален от приемника излучения. Конечный размер

Таблица

Динамика ИДК при лечении эрозии

Группы наблюдения			Стадии дифференцировки эпителиоцитов				Индекс Диффер-ки клеток
			I	II	III	IV	
Здоровые женщины			0	0	8,8±0,2	91,2±0,4	391,2±1,2
Женщины с эрозией до лечения			11,8±0,4 ⁺	17,7±0,5 ⁺	22,4±1,1 ⁺	48,1±0,6 ⁺	306,9±2,8 ⁺
После лечения	3 с	СДИКД	11,1±0,6 [*]	16,6±0,6 [*]	19,1±0,8 [*]	55,2±0,7 [*]	322,4±4,2 [*]
		НИЛ	11,2±0,5 [*]	17,4±0,4 [*]	23,0±0,6 [*]	48,4±0,6 [*]	308,6±4,1 [*]
	5с	СДИКД	7,3±0,6 [*]	10,2±0,4 [*]	17,3±0,4 [*]	65,2±1,0 [*]	350,4±5,2 [*]
		НИЛ	8,7±0,4 [*]	13,1±0,5 [*]	20,1±0,6 [*]	58,1±0,9 [*]	327,6±3,8 [*]
	7с	СДИКД	3,0±0,4 [*]	8,6±0,5 [*]	15,6±0,7 [*]	72,8±0,9 [*]	358,2±4,9 [*]
		НИЛ	5,1±0,6 [*]	10,7±0,4 [*]	16,3±0,4 [*]	68,9±0,6 [*]	351,0±4,1 [*]
	10с	СДИКД	1,1±0,2 [*]	1,8±0,2 [*]	11,2±0,5 [*]	85,9±0,4 [*]	381,9±2,6 [*]
		НИЛ	2,0±0,3 [*]	3,5±0,6 [*]	12,8±0,5 [*]	81,7±0,3 [*]	374,2±2,9 [*]

Примечание: + - достоверное отличие от показателя у здоровых женщин (контроль)

* ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед»

источника излучения определяется значением коэффициента увеличения и нерезкостью изображения, которая должна быть меньше размеров минимальной характерной детали изображения. Для медицинской диагностики в стоматологии, челюстно-лицевой хирургии, травматологии и т.д. при анализе костной структуры коэффициент увеличения изображения не превышает 4-5 раз. Размер фокусного пятна должен составлять $\leq 0,1$ мм или 100 мкм. В соответствии с действующим ГОСТ рентгеновская трубка с размером фокусного пятна менее 100 мкм относится к классу микрофокусных трубок. Поэтому в рентгенодиагностике принято более полное определение способа съемки с увеличением изображения – микрофокусная рентгенография.

К сожалению, слабая технологическая база и отсутствие опыта конструирования не позволили во времена Рентгена разработать рентгеновские трубки с фокусными пятнами достаточно малого размера, поэтому дальнейшее развитие рентгенографии, в том числе медицинской, пошло по пути совершенствования контактного способа съемки – наращивания мощности рентгеновских трубок для обеспечения удовлетворительной резкости снимков за счет съемки с большого фокусного расстояния. До настоящего времени способ контактной съемки остается основным в большинстве рутинных рентгенологических обследований, однако исследования последних лет [1] показали, что микрофокусная рентгенография в медицине обладает преимуществами: снимки с увеличением изображения гораздо лучше передают мелкие детали изображения, например, структуру костной ткани, т.е. содержат больше диагностической информации, чем снимки, полученные контактным способом; микрофокусный источник излучения, пользуясь фотографическими определениями, обеспечивает большую глубину резкости в процессе съемки. Практически при любом положении объекта на оси между источником и приемником излучения достигается нужная резкость изображения; из-за большого расстояния между приемником рентгеновского излучения и объектом, на последний приходится меньшая интенсивность рассеянного рентгеновского излучения по сравнению со способом контактной съемки; сказывается, т. н., эффект «воздушной подушки». Соответственно уменьшается фактор накопления, вуалирование (фоновая подсветка), повышается контраст и распознаваемость отдельных деталей изображения.

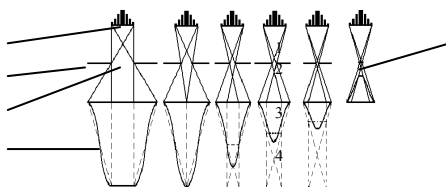


Рис. 1. Формирование рентгеновского изображения.

1 – эпюра распределения интенсивности рентгеновского излучения в сечении фокусного пятна, 2 – диафрагма, 3 – отверстие, 4 – эпюра распределения интенсивности рентгеновского излучения в изображении, 5 – препятствие

В процессе клинических испытаний одного из первых микрофокусных рентгенодиагностических аппаратов семейства «ПАРДУС» дополнительно было установлено, что экспозиционная доза излучения, а также эквивалентная доза облучения пациента при рентгенографии некоторых органов могут быть существенно снижены по сравнению с традиционно используемыми рентгеновскими аппаратами без ущерба для качества и информативности получаемых изображений [2]. Для качественной и количественной оценки обнаруженного эффекта были проведены специальные исследования. В основу исследований положен известный факт: малая деталь объекта, независимо от того представляет ли она собой для рентгеновского излучения «отверстие» или «препятствие» формирует в потоке излучения изображение не самой себя, а фокусного пятна рентгеновской трубки [3].

На рис. 1 показано, как трансформируется изображение диафрагмы при уменьшении диаметра отверстия диафрагмы. Чем меньше диаметр отверстия, тем точнее передается изображение фокусного пятна не только в части размеров, но и в части распределения интенсивности излучения по площади.

Теневое рентгеновское изображение объекта, структура которого содержит множество мелких деталей, представляет собой совокупность отдельных изображений фокусного пятна рентге-

новской трубки при этом: размеры и форма всего изображения зависят от геометрической схемы съемки, то есть от соотношения расстояний между фокусным пятном, деталью структуры объекта и плоскостью изображения; яркость изображения определяется общей толщиной объекта и суммарным коэффициентом ослабления излучения веществом объекта по оси пучка, проходящего через объект. Соответственно качество изображения всего объекта будет зависеть от качества изображения отдельных фокусных пятен. При этом, как в живописи, картина, нарисованная крупными мазками, способна передать скорее очертания фигуры человека, но не черты его лица, так и в рентгенографии – размер фокусного пятна рентгеновского аппарата играет определяющую роль при формировании изображения объекта просвечивания в части передачи мелких малоконтрастных деталей. Если принять, что задачу переноса изображения фокусного пятна, сформированного на детали объекта, решает некий узел формирования рентгеновского изображения (УФРИ), то анализ процесса формирования рентгеновского изображения упрощается и сводится к определению передаточной функции этого узла. Как известно, распределение квантов или интенсивности рентгеновского излучения в поперечном сечении круглого фокусного пятна в общем случае аппроксимируется нормальным законом (рис. 2):

$$a(r) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot y} \cdot \exp\left(-\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{r}{y}\right)^2\right), \quad (1)$$

где r – переменная радиуса фокусного пятна. Соответственно, с учетом рисунка 3, передаточная функция УФРИ может быть записана в виде выражения:

$$a_f(r) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \frac{f}{6} \cdot \frac{D}{F-D}} \cdot \exp\left(-\frac{r^2}{2 \cdot \left(\frac{f}{6} \cdot \frac{D}{F-D}\right)^2}\right), \quad (2)$$

где $\frac{D}{F-D} = m$ – коэффициент увеличения изображения. Для оценки степени искажения кривой передаточной функции УФРИ или спектра пространственных частот изображения фокусного пятна введем понятие квантовой эффективности источника излучения. Считаем, что квантовая эффективность источника излучения – это отношение квадрата функции распределения квантов рентгеновского излучения в изображении фокусного пятна (передаточной функции УФРИ) к квадрату функции распределения квантов излучения непосредственно в фокусном пятне:

$$\eta_f = \frac{a_f^2(r)}{a^2(r)}. \quad (3)$$

По аналогии с уже устоявшимся в рентгенотехнике понятием квантовой эффективности приемника рентгеновского излучения η_r , которая характеризует чувствительность системы визуализации рентгеновского изображения, квантовая эффективность источника рентгеновского излучения η_f характеризует возможность рентгеновского источника полно и достоверно формировать рентгеновское изображение объекта исследования.

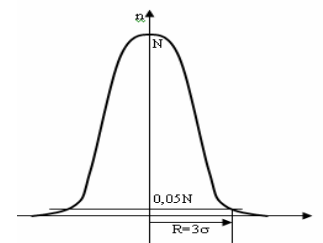


Рис. 2. Распределение интенсивности излучения по диаметру круглого фокусного пятна

С целью более раннего выявления патологии рентгенолога на рентгеновском снимке прежде всего интересуют мелкие детали структуры объекта, малые перепады контраста в области высоких пространственных частот изображения. Известно [4], что верхняя граница частот чаще определяется не морфологическими особенностями строения органов, а физическими возможностями рентгенодиагностической аппаратуры или методики ее применения. С целью получения достоверного рентгеновского изображения, спектр пространственных частот фокусного пятна рентгенодиагностического аппарата должен быть не уже спектра пространственных частот изображения этого органа, а УФРИ должен

передавать этот спектр приемнику излучения во всем диапазоне пространственных частот без искажений.

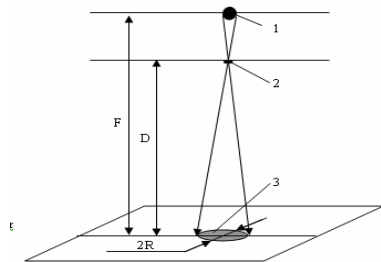


Рис. 3. К выводу передаточной функции УФРИ. 1 – фокусное пятно, 2 – деталь, 3 – изображение фокусного пятна.

Для оценки спектра пространственных частот изображения фокусного пятна надо установить связь между передаточной функцией УФРИ и пространственной частотой, т.е. определить КЧХ этого узла. Воспользуемся преобразованием Фурье:

$$A_f(n) = \int a_f(r) \cdot \exp(-i 2 \pi n r) dr \quad (4)$$

С помощью интеграла Фурье на основе (2) может быть получено выражение для КЧХ этого узла:

$$A_f(n) = \exp\left(-\frac{(p \cdot m \cdot f \cdot n)^2}{18}\right) \quad (5)$$

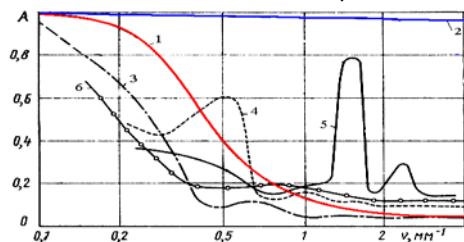


Рис. 4. КЧХ узла формирования рентгеновского изображения при фокусном пятне 1 мм, 2 – при фокусном пятне 0,1 мм, 3 – складки желудка, 4 – тонкая кишка, 5 – кость ноги, 6 – желчные пути.

Сравнивая КЧХ УФРИ рентгеновских аппаратов с различными размерами фокусного пятна ($f_1=0,1$ мм, $f_2=1$ мм), получим

$$C(n) = \frac{A_{f_1}^2}{A_{f_2}^2} \approx \exp\left(\frac{m^2}{2} \cdot (f_1^2 - f_2^2) \cdot n^2\right) \quad (6)$$

Результаты расчетов по выражению (6) см. в табл.

Результаты сравнения КЧХ УФРИ

$v, \text{мм}^{-1}$	0,0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0
$C(v)$	1,0	1,1	1,2	1,5	2,0	3,0	4,8	8,4	16,2

В этом случае УФРИ может быть представлен в качестве фильтра низких частот, широко используемого, например, в радиотехнике. Для увеличения амплитуды высокочастотной составляющей радиосигнала на выходе такого фильтра надо увеличить амплитуду входного сигнала или, что целесообразнее, расширить полосу пропускания фильтра. Увеличение амплитуды входного сигнала в рентгеновской технике аналогично росту мощности экспозиционной дозы рентгеновского излучения, расширение полосы пропускания – уменьшению размеров фокусного пятна.

При одинаковой резкости (четкости) рентгеновских снимков рентген-аппараты с микрофокусными трубками позволяют получать снимки органов, содержащих мелкие структуры, с меньшими дозами; при равных дозах в плоскости приемника излучения микрофокусные рентгеновские аппараты позволяют получать снимки, с большим числом мелких деталей.

Литература

1. Васильев А.Ю. Рентгенография с прямым многократным увеличением в клинической практике. – М.: ИПТК ЛОГОС, 1998.
2. Иванов С.А. и др. // Петербургский ж. электроники. – 1998. – №2. – С. 12–16.

3. Дмоховский В.В. Основы рентгеновской техники. – М.: Медгиз, 1960. – 351 с.

4. Рентгеновская техника: Справочник. В 2-х кн. Кн. 1/ Под ред. Ключева В.В. – М.: Машиностроение, 1980. – 480 с.

УДК 616.381-002.3-031.81-089.819.84

СПОСОБ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЭТАПНОГО ЛЕЧЕНИЯ РАСПРОСТРАНЕННОГО ПЕРИТОНИТА

С.Г. ИЗМАЙЛОВ, М.Г. РЯБКОВ, А.Ю. ЩУКИН*

Несмотря на достигнутые успехи в лечении перитонита, он продолжает оставаться одной из важнейших хирургических проблем. Около 15% заболеваний органов живота сопровождается развитием перитонита, наиболее тяжелым клиническим проявлением которого является распространенная форма. Статистические данные свидетельствуют о крайне неудовлетворительных исходах при лечении разлитых гнойных перитонитов [3, 6]. Многочисленные оперативные приемы, широкое применение антибактериальных средств с различными путями их введения, активные детоксикационные методы (гемо- и лимфосорбция, плазмаферез и др.), способов гипероксигенации тканей (баротерапия и др.), использование компонентов и заменителей крови не привели к значимому снижению летальности, которая при распространенном перитоните достигает 60%, а при госпитальном перитоните – 80% [4]. Основная причина смерти при остром перитоните – развитие на фоне тяжелого эндотоксикоза каскада прогрессирующих микроциркуляторных нарушений и полиорганной недостаточности в ближайшем послеоперационном периоде [5]. В современной хирургии перитонита все большее значение в патогенезе микрососудистой и полиорганной дисфункции придается синдрому абдоминальной компрессии (САК) [9, 11–12].

В настоящее время применяется ряд основных способов лечения распространенного перитонита: закрытый, применяется при низкой степени бактериальной контаминации брюшной полости и при сроках развития заболевания, не превышающих 6 часов; лапароскопический (лапароскопический ассистированный) способ – применяется как альтернатива релапаротомии и аналогично предыдущему методу; полужакрытый способ – заключающийся в лапаротомии, устранении источника перитонита, санации и дренировании брюшной полости; полужакрытый способ – программированные релапаротомии (ПР), используемые при высокой бактериальной контаминации брюшной полости, невозможности в ходе одной операции ликвидировать полностью источник перитонита или факторы его прогрессирования, при наличии синдрома полиорганной дисфункции; открытый способ – лапаротомия, применяется при обширных неудаляемых в ходе одной операции деструктивных изменениях в брюшной полости, кишечных свищах, при инфицированных панкреонекрозах [7]. Однако полужакрытый способ лечения перитонита, заключающийся в том, что после санации брюшной полости края лапаротомной раны ушиваются, а в послеоперационном периоде через дренажи, установленные в брюшной полости, производится проточный или фракционный перитонеальный диализ, имеет следующие недостатки: даже тщательный однократный интраоперационный лаваж брюшной полости растворами антисептиков при гнойном перитоните не приводит к стерильности брюшины; роль послеоперационного лаважа через оставленные в брюшной полости дренажи подвергается большому сомнению, так как дренажные трубки уже в первые сутки послеоперационного периода отграничиваются сращениями и прилежащими тканями и санрующие растворы омывают лишь узкие ходы в брюшной полости [7]; к недостаткам перитонеального диализа относят вымывание белков и фагоцитов, создание благоприятных условий для развития некластридиальной микрофлоры и невозможность осуществления контроля за динамикой патологического процесса.

Полужакрытый способ лечения перитонита, заключающийся в том, что после санации брюшной полости создается лапаростома путем вшивания в края раны молнии-застежки [1,13], позволяет производить плановые санации брюшной полости после первичной операции по поводу перитонита. Он имеет недостатки:

* Военно-медицинский институт ФСБ России, г. Нижний Новгород