

**XXV межвузовская молодежная научная школа-конференция имени Б.С. Ишханова:
Концентрированные потоки энергии в космической технике,
электронике, экологии и медицине.
Секция «Медицинская физика и радиационная биология»**

**Оценка качества изображений, полученных на конусно-лучевом компьютерном
томографе**

К. В. Запорожская^{1,*}, И. И. Юрикова², А. А. Щербаков^{1,3}, Ф. Р. Студеникин^{1,3}

¹Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова,
физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины
Россия, 119991, г. Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

²Центр Гамма-нож при ФГАУ НМИЦ Нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко Минздрава России
Россия, 125047, Москва, ул. 4-я Тверская-Ямская, д.16, корп. 3

³Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова,
Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д.В. Скобельцына
Россия, 119991, г. Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

(Поступила в редакцию 15.04.2025; подписана в печать 17.04.2025)

Проведение радиохирургического лечения на аппарате Leksell Gamma Knife считается эталоном современной нейрорадиохирургии благодаря высокой точности облучения и большому клиническому опыту, накопленному за более чем 50 лет практического использования Гамма-ножа. В одной из последних моделей установки Leksell Gamma Knife Icon используется конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ). КЛКТ — это один из методов позиционирования мишени. На основе томограмм вводится стереотаксическая система координат, в которой определяется положение мишени. Проведение сканирования данным методом позволяет определить текущее положение объекта мишени и прилегающих структур головного мозга относительно системы координат стереотаксического аппарата. Полученные изображения совмещаются с ранее полученными компьютерной томографией (КТ) или магнитно-резонансной томографией (МРТ). Целью данной работы является оценка качества и стабильности КЛКТ-изображений. Полученные результаты соответствуют заявленным техническим характеристикам.

PACS: 87.53Ly

УДК: 53.06.

Ключевые слова: радиохирургия, гамма-нож, конусно-лучевой компьютерный томограф, клкт-изображения.

ВВЕДЕНИЕ

Радиохирургия — это метод однократной передачи высокой дозы в паталогическую мишень с использованием множества внешне сгенерированных пучков ионизирующего излучения [1, 2]. Данный метод позволяет подвести запланированную дозу излучения к глубоко расположенным мишеням, при этом снизив нагрузку на ткани, находящиеся на пути излучения. Стереотаксическая радиохирургия (СРХ) является методом лечения большинства первичных опухолей мозга, метастазов в головной мозг и некоторых других функциональных патологий [1].

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

1.1. Leksell Gamma Knife

Проведение радиохирургического лечения на аппарате Leksell Gamma Knife считается эталоном современной нейрорадиохирургии. Первый пациент был пролечен на Гамма-ноже ещё в 1967 г. [1]. По состоянию на 2020 г. лечение на Гамма-ноже получили более 1.3 млн пациентов [3].

Система лучевой хирургии Leksell Gamma Knife предназначена для стереотаксического облучения паталогических структур головного мозга размерами от нескольких миллиметров, до нескольких сантиметров. Процедура осуществляется путем подведения заданной дозы ионизирующего излучения к точно заданной области — мишени [4].

Внутри радиационного блока установки находятся 192 источника радиоактивного ^{60}Co , основными продуктами распада которого являются 2 гамма-кванта, создающих повреждающий эффект в биологических тканях. Источники закреплены в 8 секторах, установленных на корпусе коллиматора. Секторы независи-

* zaporozhskaia.kv21@physics.msu.ru

мо перемещаются двигателями секторного механизма, производящего позиционирование источников во время лечения. В исходном положении секторы заблокированы.

В корпусе коллиматора находятся коллимационные отверстия диаметром 4, 8 и 16 мм. Пучки ионизирующего излучения от источников пересекаются в радиологическом изоцентре, в котором создается близкое к сферическому дозовое распределение. Суммирование таких дозовых распределений позволяет получать конформное, т.е. соответствующее по форме паталогической области, дозовое распределение.

В системе планирования Leksell Gamma Plan определяется положение мишени по МРТ снимкам. После этого происходит подбор координат изоцентров в трёхмерном пространстве и относительного времени облучения в каждом изоцентре. Основной задачей планирования является включение объёма мишени в предписанную изодозу с максимальной конформностью, т.е. с максимальным покрытием мишени предписанной изодозой при максимальной селективности, то есть при минимальном включении в предписанную изодозу здоровых тканей [1].

Во время проведения лечения пациент должен быть неподвижен. Для жёсткой фиксации головы пациента используется стереотаксическая рама Лекселла. С помощью рамы задаётся прямоугольная декартова система координат, в которой определяется положение мишени в пространстве. Фиксация стереотаксической рамы к костям черепа осуществляется с помощью специальных шипов. Рама используется при выполнении исследований и непосредственно во время лечения пациента.

1.2. Применение КЛКТ в Leksell Gamma Knife ICON

В 2014 г. была представлена модель Гамма-ножа Leksell Gamma Knife ICON, отличающаяся от других моделей наличием встроенного конусно-лучевого компьютерного томографа. При проведении лечения на данной модели установки для фиксации пациента могут использоваться как стереотаксическая рама (для радиохирургического лечения), так и индивидуальная термопластическая маска (для фракционированного лечения). Сканирование КЛКТ позволяет определить текущее положение объекта мишени и прилегающих структур головного мозга относительно системы координат стереотаксического аппарата [5].

КЛКТ-изображения получаются за счет вращения вокруг пациента рамы с прикреплённым источником рентгеновского излучения и детектором. Во время вращения сканеры используют коллимированный рентгеновский луч в виде узкого конуса. В обычной компьютерной томографии используются веерообразные пучки.

В момент проведения исследования голова пациента должна быть зафиксирована. Полученные изображе-

ния записываются на плоскостной детектор во время вращения гантри КЛКТ [6].

Также было усовершенствовано программное обеспечение системы планирования лечения. Полученные КЛКТ данные сразу загружаются в систему и производится определение векторов смещения относительно КТ или МРТ снимков, использованных при планировании. Пересчитываются дозовые распределения и рассчитываются гистограммы дозы-объём, демонстрируя произошедшие в результате смещения изменения в дозе. Предложенная дозовая нагрузка становится более близкой к реальной, чем исходный план облучения [1].

При помощи КЛКТ достигается отличная точность и стабильность определения стереотаксических координат (<0.15 мм), при этом точность определения радиологического фокуса составляет 0.4 мм [7]. В других работах также демонстрируется длительная стабильность (4 месяца) КЛКТ локализации, при этом стандартные отклонения для положений маркеров, определяющих пространственные координаты, составляют менее 0.07 мм [8, 9].

В рамках протокола гарантии качества (ГК) проводятся проверки точности наведения КЛКТ и качества КЛКТ-изображения. Данные типы проверки ГК рекомендовано проводить 1 раз в месяц [4]. Качество КЛКТ-изображений определяется по следующим параметрам: пространственное разрешение, контрастность, однородность. Для оценки качества изображений используются КЛКТ изображения фантома Catphan® 503 (The Phantom Laboratory, NY, USA). Фантом диаметром 20 см имитирует голову пациента и состоит из нескольких цилиндрических модулей с вставками из материалов известной плотности, в том числе из полистирола и полиэтилена. В настоящей работе были проведены оценки качества КЛКТ изображений. В течение 5 недель проходили регулярные проверки для оценки стабильности системы.

Проверки проводились для стандартных предустановок, активируемых во время установки системы КЛКТ для клинического: CTDI 2.5 (CTDI дозы 2.5 мГр, ток трубки 10 мА) и CTDI 6.3 (CTDI дозы 6.3 мГр, ток трубки 25 мА). Предустановки оптимизированы таким образом, чтобы обеспечить наилучшую точность алгоритма совмещения. Основное отличие между предустановками состоит в дозе облучения и уровне шума на реконструированных изображениях. Предустановка с высокой дозой улучшает соотношение контраст/шум для изображения [4].

2. РЕЗУЛЬТАТЫ

2.1. Пространственное разрешение

Пространственное разрешение характеризует способность различать мелкие объекты в области, содержащей вещества с различной плотностью [6]. Для измерения пространственного разрешения проводится

подсчёт количества разрешимых пар линий на восстановленном изображении фантома [4, 10]. При установленном значении коэффициента дозы 2.5 мГр, количество разрешимых пар линий на сантиметр равно 7, при 6.3 мГр — 8 (табл. 1). На рис. 1 представлен график стабильности пространственного разрешения с течением времени. Полученные результаты соответствуют заявленным техническим характеристикам (не менее 6 разрешимых пар линий на сантиметр).

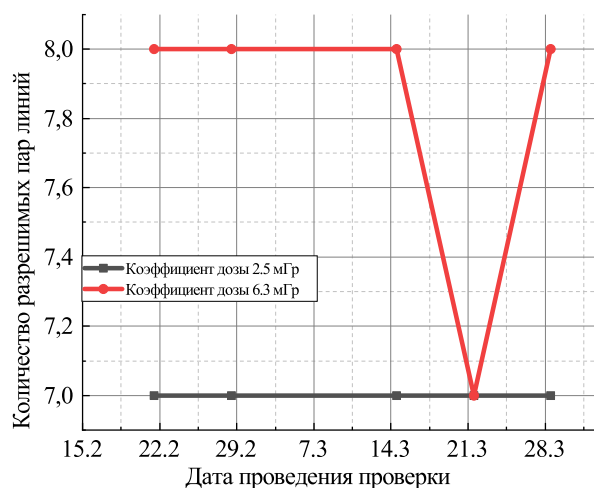


Рис. 1. Стабильность пространственного разрешения

На графике можно заметить, что результаты проверки пространственного разрешения стабильны во времени, кроме отклонения 22.03.24 для коэффициента дозы 6.3 мГр. Несмотря на отклонение, полученные результаты при каждой проверке соответствуют заявленным техническим характеристикам (не менее 6 разрешимых пар линий на сантиметр).

2.2. Контрастность

Контрастность характеризует различимость объекта и шума, показывает малые изменения плотности тканей больших объектов. Контрастность определяется соотношением контраста и шума на участке набора изображений, показывающем материальные вхождения. Датчик изображений помещается в центр вставок из полистирола и полиэтилена. Для каждого материала измеряется среднее значение пиксела и стандартное отклонение (табл. 2), после чего по формуле (1) рассчитывается соотношение контраста и шума:

$$CNR = \frac{\overline{I_{PS}} - \overline{I_{LDPE}}}{\sqrt{\sigma_{PS}^2 - \sigma_{LDPE}^2}}. \quad (1)$$

Были построены графики стабильности полученного соотношения от времени при предустановленном значении коэффициента дозы 2.5 мГр и 6.3 мГр (рис. 2, а, б соответственно).

На графике присутствуют отклонения от стабильности 14.03.24, причина которых не установлена. Несмотря на отклонения, полученные значения соответствуют техническим характеристикам (соотношение больше 0.5 для дозы 2.5 мГр и больше 0.8 — для 6.3 мГр).

2.3. Однородность

Однородность характеризует отсутствие искажений или ошибок в изображении. Для оценки однородности с помощью датчиков изображения определяются среднее значение пиксела и стандартное отклонение в пяти положениях на однородном участке. Для оценки однородности участка выбирается его центральная точка и четыре точки, расположенные на расстоянии 45 ± 1 мм от центра по вертикальной или горизонтальной оси (табл. 3–12). Из этих данных по формуле (2) рассчитывается максимальная разница в процентах между наибольшими полученными значениями пикселей.

Percentage difference =

$$= \left(\frac{(\overline{I_{high}} + 1000) - (\overline{I_{low}} + 1000)}{\overline{I_{high}} + 1000} \right) * 100\% \quad (2)$$

Полученные результаты представлены на рис. 3. Однородность соответствует заявленным техническим характеристикам (разница меньше 21%). Графики демонстрируют стабильность однородности с течением времени на протяжении 5 недель.

3. ОБСУЖДЕНИЕ

В работе других авторов [9] было проведено исследование качества изображений, полученных на КЛКТ, установленном на Gamma Knife ICON. Авторы использовали дополнительные тесты для проверки качества изображений ежемесячно на протяжении двух лет. В среднем, пространственное разрешение составило 6–7 пар линий для CTDI 2.5 и 7–8 линий для CTDI 6.3; соотношение контраст/шум — 1.07 для CTDI 2.5 и 1.69 для CTDI 6.3; однородность — 12.84% и 13.01% для «низкой» и «высокой» дозы соответственно. В данной работе пространственное разрешение составляет 7 и 8 линий для CTDI 2.5 и CTDI 6.3 соответственно. Среднее значение соотношения контраста и шума — 0.91 для «низкой» дозы и 1.41 для «высокой» дозы. Средняя однородность в данной работе составила 10.72% для CTDI 2.5 и 10.87% для CTDI 6.3. В обеих работах значения характеристик КЛКТ-изображений соответствуют техническим требованиям и являются стабильными.

Таблица 1. Измерение отношения контраст/шум для контрастных вставок из полистирола и полиэтилена низкой плотности

Вставка	22.02.24		29.02.24		15.03.24	
	Среднее значение пиксела	Стандартное отклонение	Среднее значение пиксела	Стандартное отклонение	Среднее значение пиксела	Стандартное отклонение
Вставка из полистирола при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр	-41.7	76.8	-55.6	73.8	-8.7	71.6
Вставка из полиэтилена при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр	-131.6	77.7	-141.9	79.2	-127.7	81.2
Вставка из полистирола при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр	-55.8	45.4	-65.8	43.7	-17.7	43.0
Вставка из полиэтилена при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр	-133.6	53.9	-152.4	50.0	-151.0	49.2
Отношение контраст/шум для предустановки CTDI 2.5 мГр	0.82		0.80		1.099	
Отношение контраст/шум для предустановки CTDI 6.3 мГр	1.10		1.30		2.04	

Таблица 2. Измерение отношения контраст/шум для контрастных вставок из полистирола и полиэтилена низкой плотности (прод.)

Вставка	22.03.24		29.03.24	
	Среднее значение пиксела	Стандартное отклонение	Среднее значение пиксела	Стандартное отклонение
Вставка из полистирола при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр	-31.6	71.2	-51.5	67.9
Вставка из полиэтилена при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр	-134.2	76.5	-140.4	78.9
Вставка из полистирола при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр	-49.2	44.6	-58.3	44.4
Вставка из полиэтилена при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр	-140.2	50.8	-145.7	52.2
Отношение контраст/шум для предустановки CTDI 2.5 мГр	0.98		0.80	
Отношение контраст/шум для предустановки CTDI 6.3 мГр	1.35		1.30	

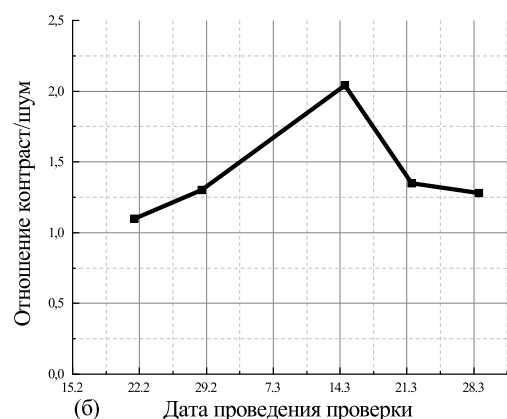
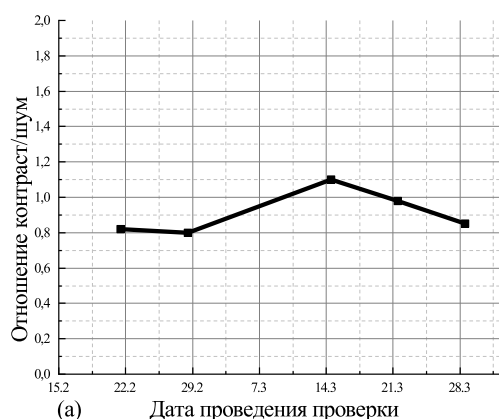


Рис. 2. Стабильность соотношения контраста и шума при предустановленной дозе 2.5 мГр (а) и 6.3 мГр (б)

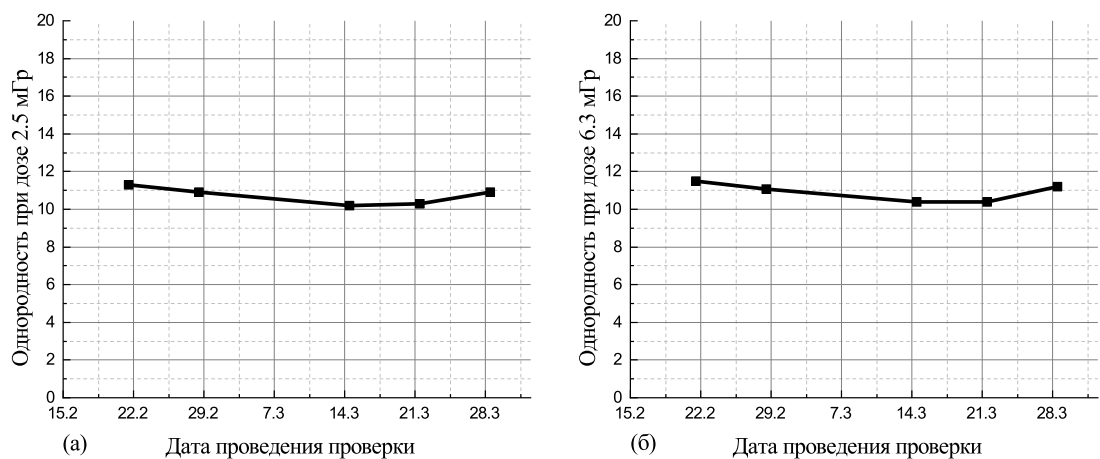


Рис. 3. Стабильность однородности при предустановленной дозе 2.5 мГр (а) и 6.3 мГр (б)

Таблица 3. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 2.5 мГр

Положение измерения	22.02.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр
	x	y		
Положение 1	100.29	100.93	75.6	72.7
Положение 2	55.37	99.34	−45.9	67.8
Положение 3	100.22	54.90	−14.4	65.6
Положение 4	145.22	100.86	12.2	69.3
Положение 5	100.92	145.30	−14.9	71.8
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 2.5 мГр	11.3			

Таблица 4. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 2.5 мГр (прод.)

Положение измерения	29.02.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр
	x	y		
Положение 1	100.47	100.20	65.4	73.3
Положение 2	55.03	100.26	−50.6	70.2
Положение 3	100.36	55.24	−12.0	65.7
Положение 4	145.39	100.13	21.8	68.2
Положение 5	100.50	145.5	−13.4	72.3
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 2.5 мГр	10.9			

Таблица 5. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 2.5 мГр (прод.)

Положение измерения	15.03.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр
	x	y		
Положение 1	100.12	100.30	71.1	72.5
Положение 2	55.06	100.66	-38.1	69.7
Положение 3	100.05	55.24	5.4	64.9
Положение 4	145.18	100.23	19.8	67.6
Положение 5	100.19	144.95	-19.0	73.1
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 2.5 мГр	10.2			

Таблица 6. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 2.5 мГр (прод.)

Положение измерения	22.03.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр
	x	y		
Положение 1	100.13	100.01	67.3	73.2
Положение 2	55.03	100.08	-42.4	68.7
Положение 3	100.06	54.91	-12.7	65.2
Положение 4	145.22	99.94	14.1	69.4
Положение 5	100.19	99.94	-13.1	72.4
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 2.5 мГр	10.3			

Таблица 7. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 2.5 мГр (прод.)

Положение измерения	29.03.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 2.5 мГр
	x	y		
Положение 1	99.91	100.14	66.7	71.5
Положение 2	54.84	100.21	-49.7	68.8
Положение 3	100.29	55.06	-9.7	65.8
Положение 4	144.99	100.07	24.8	68.3
Положение 5	99.98	145.22	-14.0	72.0
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 2.5 мГр	10.9			

Таблица 8. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 6.3 мГр

Положение измерения	22.02.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр
	x	y		
Положение 1	100.14	100.68	61.9	44.2
Положение 2	54.95	100.39	-60.4	42.7
Положение 3	100.07	55.12	-29.2	40.5
Положение 4	144.98	100.24	-1.4	43.5
Положение 5	100.21	145.15	-30.0	44.0
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 6.3 мГр	11.3			

Таблица 9. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 6.3 мГр (прод.)

Положение измерения	29.02.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр
	x	y		
Положение 1	100.24	100.08	51.0	44.0
Положение 2	55.19	100.15	-65.2	42.9
Положение 3	100.17	55.03	-26.8	41.0
Положение 4	145.29	100.01	6.6	43.9
Положение 5	100.31	145.13	-28.3	44.4
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 6.3 мГр	11.06			

Таблица 10. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 6.3 мГр (прод.)

Положение измерения	15.03.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр
	x	y		
Положение 1	100.19	100.07	59.3	45.0
Положение 2	55.09	100.13	-50.9	42.9
Положение 3	100.12	54.97	-9.9	41.1
Положение 4	145.28	100.00	3.0	44.5
Положение 5	100.26	145.16	-33.6	46.1
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 6.3 мГр	10.4			

Таблица 11. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 6.3 мГр (прод.)

Положение измерения	22.03.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр
	x	y		
Положение 1	100.16	100.31	52.6	46.2
Положение 2	55.03	99.90	-56.8	41.7
Положение 3	100.09	55.18	26.3	41.2
Положение 4	145.29	100.25	-1.5	44.2
Положение 5	100.23	144.96	-29.9	44.9
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 6.3 мГр	10.4			

Таблица 12. Результаты расчета среднего значения и стандартного отклонения для предустановленного значения CTDI 6.3 мГр (прод.)

Положение измерения	29.03.24			
	Положение по оси координат, мм		Среднее значение пиксела при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр	Стандартное отклонение при предустановленном значении CTDI 6.3 мГр
	x	y		
Положение 1	100.15	100.28	53.5	44.9
Положение 2	55.12	100.34	-64.5	42.4
Положение 3	100.08	55.25	-23.7	40.7
Положение 4	145.17	100.21	9.9	42.2
Положение 5	100.21	144.88	-27.3	44.6
Разница в процентах при предустановленной дозе CTDI 6.3 мГр	11.2			

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ полученных данных показывает, что значения всех характеристик КЛКТ-изображения соответствуют техническим требованиям, следовательно, изображения, полученные на томографе, могут быть использованы для определения векторов смещения относительно КТ или МРТ снимков, использованных при планировании. Для значений однородности и пространственного разрешения наблюдается стабильность во времени. У соотношения контраста и шума ста-

бильность нарушается, на графике (рис. 2, а, б) виден пик. Из-за недостаточной выборки причина этого отклонения не известна. Дальнейший этап работы заключается в более длительном рассмотрении стабильности данного параметра и фиксации условий, при которых происходила проверка ГК, для выявления причины данного отклонения.

Исследование выполнено в рамках государственного задания МГУ имени М.В. Ломоносова.

- [1] Голанов А.В., Костюченко В.В. Нейрорадиохирургия на Гамма-ноже. М., 2018.
- [2] Черняев А.П., Лыкова Е.Н., Поподько А.И. Медицинское оборудование в современной лучевой терапии. М., 2019.

- [3] *Leksell Gamma Knife Society* // Patients Treated with Leksell Gamma Knife.
- [4] *Electa Leksell Gamma Knife Icon™* Instructions for Use. Stockholm. Sweden. 2015.
- [5] *Electa* Position accuracy analysis of the stereotactic

reference defined by the CBCT on Leksell Gamma Knife[®] Icon[™].

- [6] Наумович С.С., Наумович С.А. // Современная стоматология. № 2. 32 (2012).
[7] Duggar W.N., Morris B., Fatemi A. et al. // J. Appl. Clin. Med. Phys. **20**(11). 95 (2019).
[8] AlDahlawi, I., Prasad, D., Podgorsak, M. B. // J. Appl.

Clin. Med. Phys. **18**(3). 67 (2017).

- [9] AlDahlawi, I., Prasad, D., Podgorsak, M. B. // J. Appl. Clin. Med. Phys. **19**(5). 573 (2018).
[10] *Electa* // Design and performance characteristics of a Cone Beam CT system for Leksell Gamma Knife[®] Icon[™]. Stockholm. Sweden, 2014

Evaluation of the quality of images obtained on a cone beam computed tomograph

K. V. Zaporozhskaya^{1,a}, I. I. Yurikova², A. A. Shcherbakov^{1,3}, F. R. Studenikin^{1,3}

¹*Department of Physics of Accelerators and Radiation medicine, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University, Moscow 119991, Russia*

²*Moscow Gamma Knife Center at Burdenko Neurosurgical Institute Moscow, 125047, Russia*

³*Skobeltsyn Institute of Nuclear Physics, Lomonosov Moscow State University Moscow 119191, Russia*

E-mail: ^azaporozhskaia.kv21@physics.msu.ru

Radiosurgical treatment with the Leksell Gamma Knife is considered the standard of modern neuroradiosurgery due to the high accuracy of irradiation and extensive clinical experience gained over more than 50 years of practical use of the Gamma knife. One of the latest models of the Leksell Gamma Knife Icon installation uses cone beam computed tomography (CBCT). CBCT is one of the methods of target positioning. Based on tomograms, a stereotactic coordinate system is introduced, in which the position of the target is determined. Scanning using this method allows you to determine the current position of the target object and adjacent brain structures relative to the coordinate system of the stereotactic apparatus. The resulting images are combined with a previously performed CT or MRI scan. The purpose of this work is to evaluate the quality and stability of CBCT images. The results obtained correspond to the declared technical characteristics.

PACS: 87.53.Tf

Keywords: radiosurgery, gamma knife, cone beam computed tomography, CBCT-images.

Received 15 April 2025.

Сведения об авторах

1. Запорожская Ксения Васильевна — студентка; e-mail: zaporozhskaia.kv21@physics.msu.ru.
2. Юрикова Ирина Игоревна — инженер-физик; e-mail: aaanikova@mail.ru.
3. Щербаков Алексей Александрович — мл. науч. сотрудник, программист; e-mail: sherbakov.aa15@physics.msu.ru.
4. Студеникин Феликс Рикардович — ассистент кафедры, зав. лабораторией; e-mail: studenikin@srd.sinp.msu.ru.