

**ГАРАНТИЯ КАЧЕСТВА СИМУЛЯТОРОВ С ФУНКЦИЕЙ  
КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ И ПРОЦЕССА  
КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ НА СИМУЛЯТОРЕ**  
Доклад рабочей группы комитета радиационной  
терапии № 66

**QUALITY ASSURANCE FOR COMPUTED-TOMOGRAPHY  
SIMULATORS AND THE COMPUTED-TOMOGRAPHY-  
SIMULATION PROCESS:**  
**Report of the AAPM Radiation Therapy  
Committee Task Group No. 66**

*S. Mutic, J.R. Palta, E.K. Butker, I.J. Das, M.S. Huq, L.-N.D. Loo, B.J. Salter,  
C.H. McCollough, J. Van Dyk  
Med. Phys. 2003. Vol. 30. № 10. P. 2762–2792.*

*Перевод Т.Г. Ратнер под редакцией А.Н. Мусеева и Б.Я. Наркевича*

Представлены рекомендации Американской ассоциации физиков в медицине (AAPM) по гарантии качества симуляторов с функцией компьютерной томографии и процесса КТ-симуляции. Доклад подготовлен рабочей группой № 66 комитета по радиационной терапии AAPM и утвержден комитетом по радиационной терапии и научным советом AAPM в 2003.

**Окончание, начало в № 3(75) и № 4(76) 2017 г.**

## **ПРИЛОЖЕНИЕ А**

### **Информация для администрации клиники**

#### **1. Информация для администрации отделений радиационной онкологии**

Радиационная онкология достигает новых вершин благодаря продолжающемуся раз-

витию планирования и контроля в разных областях, включая объемную визуализацию, оптимизацию 3D расчетов доз и изображений, оборудования с компьютерным управлением и верификации облучения online. Объемная визуализация с КТ и МРТ, функциональная визуализация с ПЭТ-сканированием, автоматическая сегментация повышают наши возможности в определении объемов мишени и критических структур с улучшенной точностью. Процесс планирования облучения, который исто-

рически состоял в позиционировании пациента и/или иммобилизации, получении данных визуализации о положении мишени и критических структур, построении дозового поля и разметки больного для укладки при лечении, – радикально изменились при введении сложных КТ-симуляторов в клиниках лучевой терапии. КТ-симулятор состоит из КТ-сканера, системы лазеров и компьютерного программного обеспечения, которое дает возможности создавать изображения и управлять ими, в том числе сегментацией объема мишени и критических структур, а также положением пучка излучения в трех измерениях. Проще, КТ-симуляция объединяет некоторые функции планирующих систем, в которых применяется объемная визуализация, и обычный симулятор. Это позволяет интегрировать как можно больше возможностей процесса планирования, применяя точную анатомическую информацию о больном, полученную из данных 3D-визуализации.

Первоначальной задачей создания КТ-симулятора было достижение результатов обычного процесса симуляции на базе соответствующих данных КТ для данного пациента. Эта идея впервые была предложена в [72, 73] как планирование с применением функции “вид в пучке” (BEV – beam’s-eye-view). При планировании с применением функции BEV очерченные на КТ контуры критических структур проецируются из точки источника излучения на плоскость, расположенную за пациентом, что гарантирует соответствующее трехмерное покрытие мишени. Эта концепция была позже развита в работах [9–11], где описана система, которая могла работать как симулятор, но с использованием цифровой информации из набора изображений пациента. Симуляция облучения больного может завершаться созданием виртуальной модели тела пациента с помощью цифровой реконструкции (DRR), которая является просто виртуальной радиографической проекцией визуализируемой анатомии (кость или ткань). Поэтому процесс симуляции можно завершить виртуальным путем без присутствия пациента в помещении симулятора. Эта парадигма не только улучшает точность определения локализации мишени, но также дает возможность радиационному онкологу закончить процесс симуляции в удобное для него время. В клиниках лучевой терапии появляются сложные КТ-симуляторы, которые становятся настолько популярны, что многие клиники отказываются от обычных рентгеновских симу-

ляторов и в первую очередь полагаются на КТ-симуляторы.

Создать правильную и точную виртуальную симуляцию облучения легко, поскольку этот процесс включает ряд задач, которые исторически были решены в радиационной онкологии или лучевой диагностике. Сканирование первично применяли в рентгенодиагностике. Большинство радиологических отделений имеют хорошие утвержденные руководства по ГК для КТ-сканеров применительно к использованию их в диагностике. Однако для КТ-сканера, применяемого для виртуальной симуляции, требуются другое оборудование и характеристики, которые отличаются от таковых, применяемых в диагностике. Они включают возможность получать набор изображений в лечебном положении пациента с соответствующими фиксирующими устройствами, при точной локализации мишени относительно кожных меток, что минимизирует движение больного во время сканирования и устраняет анатомические неточности, а в результате обеспечивается эффективное проведение виртуальной симуляции. После того, как КТ-изображения перенесены на рабочую станцию виртуальной симуляции, возникают требования к ПО работы с изображениями для точного определения положения облучаемых мишеней и выбора полей. Поэтому программа ГК для КТ-симуляторов должна включать ГК для сканеров, ГК процесса виртуальной симуляции и тестирование точности системы разметки пациента для обеспечения воспроизводимости укладки.

Как отмечалось в докладах ААРМ, одна из целей лучевой терапии состоит в том, чтобы доза, полученная пациентом, находилась в пределах неопределенности 5 % от предписанной дозы [74]. Чтобы достичь этой цели, общество радиационных онкологов последовательно вводит в процесс планирования облучения многие прогрессивные устройства и процедуры. Однако их сложность делает процесс уязвимым для случайных и систематических ошибок. При рассмотрении многих этапов, включенных в процесс подведения дозы в объем мишени в больном, каждая ступень должна быть проведена с точностью лучше 5 % для достижения общей точности 5 %. Было принято, что требуется точность лучше 3 % в определении локализации опухоли и расчетах дозы для получения общей точности 5 %. Чтобы устранить потенциальные ошибки, требуется обеспечить проведение процедур ГК на всех

этапах процесса лучевого лечения. Поэтому рекомендуется, чтобы медицинские центры создавали ПГК для оборудования, применяемого для КТ-симуляции, и общую ПГК для всего процесса КТ-симуляции. Как рекомендовано в TG-40 [13], ПГК для КТ-симуляции должна быть проверена местным комитетом по гарантии качества в радиационной онкологии (QAC). В соответствии с требованиями Объединенной комиссии по аккредитации ВОЗ (JCAHO – Joint Commission on the Accreditation of Health Care Organizations) [75, 76], рекомендуется, чтобы комитет QAC применял инструкцию “Policies and Procedure Manual” для ГК КТ-симуляторов вместе с программой аудита качества.

Чтобы иметь эффективную ПГК, руководитель отделения радиационной онкологии вместе с администрацией клиники должен гарантировать, что имеются соответствующие ресурсы, которые включают: квалифицированный персонал, оборудование для тестирования, резерв времени для проведения ПГК и ресурсы для обучения персонала. Наличие этих ресурсов является предварительным условием для успешной ПГК. Кроме того, руководитель отделения и администрация должны гарантировать, что они следуют руководству QAC для КТ-симуляции, включая проведение периодической ГК, соответствие пределам допусков, а также применение правильных действий по обслуживанию.

Ответственность членов команды, касающаяся ПГК радиационной онкологии, были описаны в докладе TG-40. Мы подчеркиваем ответственность этих сотрудников, т.к. они относятся и к ПГК для КТ-симуляторов.

**Радиационный онколог:** Радиационные онкологи должны хорошо знать процесс симуляции лечения с контролем по изображениям. Это знание базируется на их обучении и опыте интерпретации КТ-изображений, понимании влияния движения и других артефактов на изображении, понимании 3D-реконструкций и графических изображений и понимании погрешностей укладки и облучения для того, чтобы определить правильные отступы при применении портальных устройств. Радиационный онколог ежедневно имеет дело с КТ-изображениями, поэтому он должен выявлять изменения в качестве снимков. Врач должен внимательно наблюдать за изменением качества снимков, деградацией и артефактами. Любые изменения в качестве изображении следует не-

медленно довести до сведения медицинского физика.

**Радиационный терапевтический физик** (прим. ред.: по-русски лучше назвать *физик, работающий в отделении радиационной онкологии*): Физик отвечает за организацию, проведение и периодический пересмотр ПГК КТ-симуляции. Он также отвечает за приемо-сдаточные испытания и тестирование КТ-симуляторов перед началом клинической эксплуатации. Радиационный физик должен помогать определить спецификацию при закупке КТ-симулятора. Он должен участвовать в организации и установке оборудования и гарантировать, что обеспечена радиационная безопасность. После установки аппарата физик также подтверждает, что КТ-симулятор соответствует спецификации и подписывает протокол по ГК, который включает примененные допуски, проведенные тесты и частоту их проведения. Он отвечает за гарантию того, что все члены команды, работающей с КТ-симулятором, хорошо обучены и тренированы и что следующее обучение будет проведено своевременно при изменении параметров оборудования или процесса. Если КТ-сканер, который используется для КТ-симуляции, расположен в отделении радиационной онкологии, то физик отвечает за ГК сканера. Если же сканер расположен в отделении лучевой диагностики, то онкологический физик отвечает за гарантию того, что проводимая ГК для КТ-сканера соответствует требованиям к процессу КТ-симуляции. Физик всегда несет ответственность за ГК для ПО КТ-симуляторов и процесса симуляции. Крайне важно, чтобы он хорошо понимал технологию проведения КТ и был знаком с процедурами и протоколами приемо-сдаточных испытаний. Если физик не сможет провести такую экспертизу, мы рекомендуем найти квалифицированного специалиста из обслуживающих диагностическую аппаратуру для визуализации или другого опытного радиационного физика для приемки КТ-компонент и установки процедур ГК.

**Диагностический физик:** Если сканер, применяемый для КТ-симуляции, расположен в отделении лучевой диагностики, то физик, работающий в диагностическом отделении, отвечает за ГК КТ-сканера. Этот физик несет ответственность за применение рекомендаций терапевтического физика и данного доклада, гарантируя соответствие ГК КТ-сканера требованиям процесса КТ-симуляции. Диагностический медицинский физик отвечает за своевре-

менную связь с терапевтическим физиком или регистрирует любые изменения в оборудовании и ПО КТ-сканера или в процессе сканирования.

*Радиационный технолог* (прим. ред.: в России этот специалист называется *рентгенолаборант* или *медсестра отделения лучевой терапии*): Радиационный технолог, входящий в процесс КТ-симуляции и управляющий КТ-сканером, отвечает за укладку и сканирование больного в соответствии с инструкциями радиационного онколога. Он должен понимать процесс КТ-симуляции и знать, как управлять КТ-сканером. Радиационный технолог должен различать сбои в оборудовании, дисторсии на изображении, и потенциальные проблемы, которые могут влиять на безопасность пациента и точность проведения лучевого лечения. Любой из этих вопросов должен быть в зоне внимания медицинского физика. Радиационный технолог обычно отвечает за проведение некоторой части ПГК, связанной с КТ-сканером и процессом симуляции.

*Технолог в диагностической радиологии*: В зависимости от организации и применения процесса КТ-симуляции, диагностический технолог (прим. ред.: в России – *рентгенолаборант*) может быть ответственным за укладку на КТ-сканере и сканирование пациента (КТ-симуляцию) в соответствии с инструкцией радиационного онколога. В таком случае требования к нему будут те же, что и к лучевому терапевту. Этот работник должен получить начальное и последующее обучение и тренировку в процессе КТ-симуляции и соответствующих требований.

*Радиационный дозиметрист-техник*: Он участвует в получении изображений пациента, оконтуривании нормальных структур, наводке лечебных пучков, и реальном применении части ПО, касающейся процесса КТ-симуляции. Дозиметрист должен быть способен определить проблемы, связанные с изображениями больного, с ПО для КТ-симуляции и с процессом планирования облучения. Дозиметрист может отвечать за проведение различных задач ГК, связанных с КТ-симуляцией, планированием и проведением облучения.

КТ-симуляция позволяет значительно улучшить качество и эффективность процесса лучевого лечения пациента. Она обеспечивает улучшенное позиционирование пациента и очерчивания мишени на основе организации

работы команды и расчета дозы. Во многих случаях она позволяет упростить процесс симуляции, требуя только относительно короткого времени присутствия больного для укладки и сканирования. Решение применять процесс КТ-симуляции в отделении радиационной онкологии сопровождается несколькими требованиями. Эти требования включают доступность соответствующего оборудования для КТ-симуляции, наличия квалифицированного персонала, достаточного помещения и достаточного обучения и тренинга. Кроме того, требуются ресурсы для гарантии соответствующих безопасных операций в процессе КТ-симуляции и ее составляющих. Из-за сложности технологии КТ-симуляции имеется вероятность возникновения серьезных ошибок в лечении больного. Хотя описанные в данном докладе тесты не гарантируют, что система работает без ошибок, они, все же, минимизируют вероятность их возникновения. Без нужной поддержки администрации отделения невозможно создать и поддерживать правильную ПГК. Поэтому оборудование, резервы времени и персонал должны обеспечивать выполнение ПГК для КТ-симуляции.

## **2. Информация для администрации отделений лучевой диагностики**

Требования к оценке параметров и ГК КТ-сканеров описаны в докладах AAPM № 1 и 39 [37, 14], NCRP № 99 [45] и Стандарте Американского радиологического колледжа по мониторингу оборудования для КТ. Эти требования должны входить в стандартную ПГК для диагностических КТ-сканеров. Как отмечалось, сканеры, применяемые для КТ-симуляции, являются частью процесса планирования облучения, к правильности работы которых применяются специальные требования, которые следует контролировать. Некоторые из этих требований являются дополнением к спецификациям, уже описанным для диагностического сканирования, тогда как другие параметры имеют более строгие пределы допусков, чем таковые для диагностического сканирования. Среди этих требований находятся необходимость увеличенной механической жесткости и точности установки гантри и стола КТ-сканера, добавление внешних лазеров для позиционирования пациента, точность которого следует проверять, более строгие требования как к позиционной и пространственной точности КТ-изображений, так и к точности количе-

ственных параметров КТ-сканера. Правильная периодическая проверка этих параметров, несомненно, добавит сложности в проведении процедур ПГК для КТ-сканеров.

Даже если количество КТ-сканеров, имеющих в отделениях лучевой терапии, постоянно увеличивается, многие центры продолжают полагаться на изображения, служащие для планирования облучения, полученные из отделений диагностики. Поэтому мы рекомендуем, чтобы отделения лучевой диагностики включали в свои ПГК тесты, описанные в этом докладе для тех сканеров, которые применяются для симуляции лучевой терапии. Для дальнейшего упрощения процесса мы рекомендуем, чтобы диагностическое отделение имело связь с комитетом по ГК в радиационной онкологии (QAC). Специально выделенный сотрудник будет отвечать за связи между двумя отделениями и за гарантию того, что требования ГК радиационной онкологии войдут в ПГК диагностического отделения. Комитет QAC и медицинский физик отделения лучевой терапии должны участвовать в процессах приемки и тестирования перед клиническим использованием КТ-сканеров, а также в создании ПГК для тех КТ-сканеров, которые применяются как симуляторы. Для них ПГК должна включать определение тестов, частоту их проведения, пределы допусков, корректирующие действия и назначения процедур ГК. Мы думаем, что ПГК, созданные совместно диагностическими и терапевтическими физиками, эффективно послужат нуждам обоих отделений. Кроме того, руководство отделений радиационной онкологии и лучевой диагностики отвечают за гарантию того, что при реализации ПГК для КТ-сканеров, которые применяются при симуляции, выполняются рекомендации данного доклада. Они включают требования о том, что для проведения процедур ГК сканера будет выделено нужное время, и что физик отделения лучевой терапии будут иметь доступ к сканерам, применяемым для КТ-симуляции. В общем, отделение радиационной онкологии должно отвечать за тестирование оборудования, за фантомы, и, если понадобится, проводить те тесты, которые не входят в рутинную ГК диагностических сканеров и служит целям планирования облучения.

## ПРИЛОЖЕНИЕ В

### Дозиметрия на КТ

#### 1. Измерение дозы, полученной при сканировании на КТ (дескрипторы дозы)

Главные способы описания дозы, создаваемой на КТ, существовали уже много лет и продолжают развиваться с появлением многодетекторных КТ (МДСТ). Первой измеренной величиной был известный индекс КТ-дозы CTDI, который представляет собой интегральную дозу вдоль оси  $z$  для одного аксиального КТ-скана (один поворот рентгеновской трубки) [77–79]. Все другие дескрипторы дозы можно вывести из этого первично измеренного значения. Важно отметить, что величину CTDI всегда измеряют в режиме аксиального сканирования и что дозы, измеренные в спиральном режиме, рассчитывают из информации для аксиального режима.

Документ The Code of Federal Regulations [21], CFR 1020.33, раздел (h) (1) определяет величину CTDI (обозначенный ниже как  $CTDI_{FDA}$  из-за специфических требований FDA) как “интеграл под дозовым профилем вдоль линии, перпендикулярной к томографической плоскости, деленный на произведение номинальной томографической толщины и числа томограмм, полученных за 1 скан”:

$$CTDI_{FDA} = (1/nT) \int_{-7T}^{+7T} D(z)dz, \quad (B1)$$

где  $z$  – это положение вдоль линии, перпендикулярной томографической плоскости,  $D(z)$  – доза в положении  $z$ ,  $T$  – толщина номинального томографического среза,  $n$  – количество томограмм, созданных за один скан.

Теоретически, величину CTDI можно измерить в области плюс-минус бесконечность. Однако поскольку на практике ионизационная камера, измеряющая значение CTDI, обычно имеет длину 100 мм, то комиссия IEC специально определила величину CTDI, измеренную таким методом, как  $CTDI_{100}$ . В общем, величина  $CTDI_{100}$  отличается от величины  $CTDI_{FDA}$ . Читатели должны быть осторожны при применении любых величин CTDI, если они четко не определены. FDA также собирается принять значение  $CTDI_{100}$ .

Следует указать, что дозиметрия на КТ включает оценку зависимости CTDI от положения точки, в которой производят измерения в поле чувствительности. Например, для КТ-изображений всего тела, величина CTDI отличается множителем или вдвое более высокой величиной на поверхности, чем на центральной оси сканера. Среднее значение CTDI вдоль поля чувствительности дается величиной взвешенной CTDI (CTDI<sub>w</sub>), где  $CTDI_w = 2/3 CTDI_{surface} + 1/3 CTDI_{center}$ . Значение CTDI<sub>w</sub> определяется с применением множителя "фактор *f*" для воздуха.

При получении объемного скана профили дозы для индивидуального скана накладываются и суммируются, создавая профиль множественного скана (multiple scan). Когда число сканов, включенных в дозовый профиль множественного скана, увеличивается, средняя доза такого профиля достигает определенной величины, которая определяется как значение MSAD и выражается соотношением [78]:

$$MSAD = 1/l \int_{-l/2}^{+l/2} D_{N,l}(z) dz, \quad (B2)$$

где  $D_{N,l}(z)$  – доза, зависящая от положения профиля множественного скана, содержащего *N* сканов, разделенных между собой постоянным расстоянием *l*. Подобно индексу CTDI, протяженность области измерений по оси *Z* для MSAD определить однозначно невозможно. Используя определение CTDI<sub>100</sub>, комиссия IEC предложила индекс дозы объемный CTDI (Volume CTDI<sub>w</sub>) – CTDI<sub>vol</sub>, который эквивалентен величине MSAD, но измеряется с применением величин CTDI<sub>100</sub>,

$$CTDI_{vol} = (NT/l) CTDI_w, \quad (B3)$$

где *N* – число одновременных аксиальных сканов за один поворот рентгеновского пучка, *T* – толщина скана в мм, и *l* – движение стола за 1 скан в мм. Для спиральной КТ отношение продвижения стола за один оборот (*l*) к общей номинальной толщине пучка (*NT*) называется питчем (pitch). Поэтому,

$$CTDI_{vol} = (1/pitch) CTDI_w. \quad (B4)$$

Величина CTDI<sub>w</sub> представляет среднюю дозу излучения на направлениях *x* и *y*, а CTDI<sub>vol</sub> представляет среднюю дозу в направлениях *x*, *y* и *z*. Величина CTDI<sub>vol</sub> является полезным ин-

дикатором дозы для отдельных контрольных протоколов ГК, поскольку он позволяет учитывать такую специфическую информацию как питч.

Произведение дозы на длину сканирования (DLP – Dose-Length Product) используется для определения общей энергии, поглощенной в сканированном объеме для данного протокола. DLP представляет собой интегральную дозу, суммированную вдоль направления длинника области сканирования:

$$DLP \text{ (мГр}\cdot\text{см)} = CTDI_{vol} \text{ (мГр)} \times \text{длина скана (см)}. \quad (B5)$$

В то время как два протокола сканирования могут иметь одинаковые величины CTDI<sub>vol</sub>, их значения DLP могут значительно различаться из-за разницы в длине просканированного объема. Разные производители включают информацию о DLP в контрольную панель сканера для запрограммированных протоколов сканирования и длины области сканирования.

## 2. Измерение дозы при КТ

Как описано в предыдущем разделе, доза, полученная пациентом при получении КТ-скана, оценивается измеренной величиной CTDI. Для этого обычно используют два фантома. Прозрачный цилиндр из акрила длиной 15 см и диаметром 16 см применяется в протокольных измерениях для модели головы. Протокольные измерения для тела проводят на цилиндрическом фантоме длиной 15 см и диаметром 32 см. В фантомах имеется от 5 до 9 отверстий, в которые вставляют ионизационную камеру (рис. 7). Требования к конструкции фантома можно найти в документе Code of Federal Regulations [21] CFR 1020.23, раздел (b) (6). Цилиндрические ионизационные камеры, обычно 10 см длиной, следует калибровать в аккредитованной лаборатории. Для измерений CTDI фантом помещают в центре плоскости визуализации, оставляя на деке стола или на держателе головы. Фантом следует выровнять по уровню и центрировать по центральной оси сканера. Затем делают один скан через центр ионизационной камеры. Процедура измерения подробно описана в докладе AAPM-39 [79] и в работе [40]. Величину CTDI рассчитывают по формуле:

$$CTDI_{100} = \frac{Rdg \cdot C_{tp} \cdot K_{el} \cdot N_x \cdot f_{med} \cdot 100 \text{ (мм)}}{\text{Общая номинальная толщина пучка (мм)}}, \quad (B6)$$

где  $CTDI_{100}$  – это дозовый индекс для компьютерной томографии в сГр, измеренный ионизационной камерой длиной 100 мм; величина  $Rdg$  – это показание электрометра;  $C_{tp}$  – поправка на температуру и давление;  $K_{el}$  – калибровочный коэффициент электрометра в единицах  $C/Rdg$ ;  $N_x$  – калибровочный коэффициент камеры в длиной 100 мм в единицах  $P/Кл$ ;  $f_{med}$  – это фактор преобразования экспозиционной дозы в воздухе в поглощенную дозу в среде. При эффективной энергии 70 кэВ  $f_{med}=0,94$  и  $0,78$  сГр/Р для мышц и акрила соответственно. Для  $CTDI_{100}$  фактор  $f=0,87$  (предполагается в воздухе). Для сравнения важно знать, который из факторов  $f$  использует производитель для определения величины  $CTDI$ .

Измеренная доза изменяется в зависимости от установки значений кВп, мА, времени сканирования, толщины среза, фильтрации пучка и др. Величину  $CTDI$  обычно измеряют для набора стандартных комбинаций параметров. Изготовители представляют таблицы поправочных коэффициентов, которые можно использовать для внесения поправок в значение  $CTDI$ , измеренное при стандартной комбинации параметров скана, с целью перехода к желаемой комбинации параметров, что устраняет необходимость проводить специальные измерения. Во время приемки сканера перед началом клинического применения следует провести выборочный контроль с использованием этих таблиц.

## ПРИЛОЖЕНИЕ С

### Служба радиационной безопасности и оценка защиты

Конструирование защиты в комнатах, где установлен КТ-сканер, описано в докладе ААРМ-39 [14]. Сам сканер, в котором уже обеспечена защита от первичного излучения и рассеяния, является главным источником излучения вне плоскости сканирования. Поэтому защита помещения, в котором находится сканер, создается в первую очередь от рассеянного излучения. Контроль защиты КТ-сканера должен проводиться с помощью фантома в плоскости сканирования. Фантом должен соответствовать тазу человека по форме и составу. Фантом из пластика, эквивалентного воде или плексигласу, диаметром 20 см и длиной и шириной 40 см достаточен для этой процедуры. Измерения экспозиционной дозы следует проводить с параметрами сканирования, которые создают наибольшую возможную экспозицию [т.е. при наибольшей толщине среза и наибольшем напряжении (кВп)]. Измеренные уровни мгновенной экспозиции пропорциональны току в трубке КТ-сканера в мА. Типичная процедура контроля включает следующие установки параметров: 130 или 140 кВп, коллиматор шириной 10 мм, 200 мА, и время экспозиции, достаточно большое для достижения стабильности результатов измерений, которые можно получить с рабочим дозиметром. Как было предложено в докладе NCRP-49 [80], при измерении рассеянного излучения с фантомом, в первую очередь следует оценить целостность защиты: все стены, двери и окна (пробелы в ограждении с отсутствием защитных материалов), используя счетчик Гейгера-Мюллера. После того, как проверена целостность защиты и найдены места с самым высоким уровнем радиации, измеритель радиации используют для измерения ментальных экспозиций. Ежедневный уровень экспозиции для определенной локализации рассчитывают с применением следующего соотношения:

$$X = 60 X' W T, \quad (C1)$$

где  $X$  – общая недельная экспозиция [мР/нед];  $X'$  – измеренная мгновенная экспозиция, деленная на измеренную величину мА [мР/ч·мА];  $X$  – рабочая нагрузка за неделю [мА мин/неделю] как определено в докладе ААРМ-39 [14];  $T$  – фактор занятости, определенный в докладе NCRP-49 [80].

Оценка качества защиты проводится только во время первичной приемки сканера и (исключая случаи изменений структуры защиты в помещении сканера или замены сканеров) не нуждается в повторении.

## ПРИЛОЖЕНИЕ D

### Гарантия качества лазеров, установленных на КТ-симуляторе

В этой процедуре предполагается, что для тестирования применяется устройство, показанное на рис. 4. Этот фантом здесь приме-

няется в качестве примера, и можно использовать и другие фантомы для выполнения тех же тестов. Например, можно применять фантомы для ГК лазеров на облучающих аппаратах.

Устройство состоит из основания, выполненного из плексигласа, и двух таких же колец, укрепленных на основании. Высота колец 5 см, ширина 2,8 см, и расстояние между ними 25 см. Через центр каждого кольца просверлены вертикальное и горизонтальное отверстия (рис. 4b). Два отверстия размером 1 мм в диаметре находятся внутри кольца и образует перевернутую букву "Т" (рис. 4b). Другое вертикальное отверстие такого же диаметра просверлено в центре основания (между двумя кольцами). Устройство для ГК лазеров прикрепляется к столу сканера с помощью крепежного барьера или другой формы крепления. Устройство центрируют на столе и располагают точно ортогонально к длинной оси стола.

*Тестирование:*

(1) Лазеры, находящиеся в гантри должны позволять точно определять плоскость сканирования внутри апертуры. Если центры отверстий, находящихся внутри штырей на устройстве для ГК лазеров, совмещены с лазерами, то производят один аксиальный скан толщиной 1–2 мм. Подобное изображение показано на рис. 8. В процессе юстировки пучки боковых горизонтальных лазеров (левый и правый) совмещают с горизонтальными отверстиями в штырях, поднимая или опуская стол. Сдвигая стол внутрь гантри или из него, пучки вертикальных боковых лазеров совмещают с горизонтальными отверстиями в штырях, а верхнего аксиального лазера – с вертикальными отверстиями. Если лазерные пучки в гантри совмещены с плоскостью визуализации, то изображение покажет четкую перевернутую букву "Т" в каждом штыре (рис. 8a). Если же на изображении не будет никакой буквы, или будет только часть перевернутой буквы "Т", это значит, что лазеры гантри не совпадают с плоскостью визуализации (например, рис. 8b). Если изображения внутри двух штырей будут неодинаковыми, то устройство для ГК следует повернуть относительно плоскости визуализации. Наиболее часто это означает, что дека стола повернута относительно плоскости визуализации (раздел III С 2).

(2) Пучки лазеров гантри должны быть параллельны и ортогональны плоскости сканирования и должны пересекаться в центре

этой плоскости. Если изображение на рис. 8a показывает правильную форму перевернутой "Т" в каждом штыре, то как описано выше, пучки лазеров гантри совмещены с плоскостью визуализации. Если же стол аппарата поднят или опущен от положения, в котором получили изображение, показанное на рис. 8a, то пучки вертикальных боковых лазеров и верхнего аксиального лазера должны пройти через отверстие внутри штыря. Если пучки отклоняются от отверстий, значит, они не параллельны плоскости визуализации, или стол движется по вертикали не параллельно плоскости визуализации.

Пучок верхнего сагиттального лазера должен совмещаться с центром отверстия в основании устройства во всем интервале вертикального движения стола внутри апертуры КТ. Если этот пучок отклоняется или вообще не касается центра отверстия, то может потребоваться юстировка. Если горизонтальные пучки совмещены с боковыми отверстиями в штырях, то они должны проходить через отверстия по всей длине светового пучка лазера, когда стол вдвигается или выдвигается из апертуры гантри. Во время этого теста пучок верхнего сагиттального лазера должен также проходить через центр отверстия в основании устройства. Если пучки горизонтальных лазеров или сагиттального лазера отклоняются от отверстий в штыре, то они, или стол, не будут ортогональны плоскости визуализации.

Можно использовать опцию измерения курсором, чтобы оценить, пересекаются ли лазерные пучки в центре плоскости визуализации. Измерительный курсор обычно имеет вид перекрестия. Если горизонтальная линия курсора проходит через горизонтальные отверстия обоих штырей на рис. 8a, а вертикальная линия перекрестия проходит через отверстие в центре основания, значит, индикатор положения курсора можно использовать для оценки точности совмещения. Индикатор положения  $(x, y)$  перекрестия должен показывать отсчет  $(0, 0)$ . Если есть различие в значении величины  $y$ , то это значит, что горизонтальные пучки лазеров не совпадают с центром плоскости визуализации и их следует подправить, если они вышли за величину допуска. Если различается величина  $x$ , то это значит, что плохо центрирован верхний лазер, или, что более важно, сама дека стола установлена неправильно (раздел III С 2).

(3) Пучки настенных вертикальных лазеров должны быть точно удалены от плоскости



визуализации. Для этого теста устройство для ГК лазеров сначала совмещается с хорошо сцентрированными лазерами гантри или непосредственно с плоскостью визуализации, как описано в методе тестирования (1) и на рис. 8а.

Затем, используя цифровой индикатор положения стола, стол выдвигают из апертуры гантри на расстояние, равное предварительно рассчитанному расстоянию между гантри и лучами вертикальных настенных лазеров (часто 500 мм). После этого лучи обоих настенных лазеров должны пересекать боковые отверстия в штырях. Несовпадение показывает, что лазеры установлены неправильно или что неправильно показывается движение стола.

(4) Пучки настенных лазеров должны быть параллельны, ортогональны плоскости сканирования и пересекаться в точке, которая совпадает с центром плоскости сканирования. Геометрию лучей настенных лазеров оценивают подобным образом, как и геометрию лазеров гантри, путем совмещения устройства для ГК, двигая стол по вертикали и по длине.

(5) Пучок верхнего (сагиттального) лазера должен быть ортогональным к плоскости визуализации. Если стол продвигается вперед и назад из апертуры гантри, то луч сагиттального лазера должен касаться центрального отверстия в устройстве для ГК по всей длине пучка лазера. Это показывает, что сагиттальный лазер ортогонален плоскости визуализации, и что стол КТ также движется ортогонально.

(6) Движение верхнего лазера должно быть точным, линейным и воспроизводимым. Это можно проверить, поместив линейку поперек стола напротив двух штырей на устройстве для ГК лазеров. Одна метка на линейке должна совпадать с пятном света от сагиттального лазера (положение которой посчитаем за ноль) в центральном отверстии в ГК-устройстве. Продвигая лазер на разные расстояния влево и вправо, можно оценить движение лазеров. Для ежедневной проверки сагиттальный лазер можно двигать на предварительно определенное расстояние от центрального отверстия до центра каждого штыря (125 мм). После движения луч лазера должен пересечь вертикальное отверстие в каждом из штырей. Это быстрый способ ежедневной оценки точности движения лазера.

Показанное на рис. 8а изображение можно также использовать для ежедневной оценки пространственной точности КТ-изображения.

Следует измерить расстояние между вертикальными отверстиями в двух штырях на рис. 8а, равное  $250 \pm 1$  мм, применяя средства измерения сканера. Более короткое или длинное расстояние может указать на смещение изображения в пространстве. Кроме того, ГК-устройство можно применить для оценки точности вертикального и продольного движения стола. Если это устройство применяется для ежедневных проверок лазеров, то показания шкал вертикального и продольного движения стола должны быть одинаковы каждый день, если устройство правильно совмещено с геометрией пучков лазеров.

#### **Пример и отчетная форма для процедуры ГК лазеров КТ-симулятора**

1. Устройство для проведения тестирования лазеров поставьте и прикрепите к деке симулятора.
2. Двигайте стол до тех пор, пока боковые отверстия в штырях не совпадут с отметками света от горизонтальных и вертикальных настенных лазеров. Индикатор высоты стола должен быть согласован со значением в форме ГК (т.е. 388). Проверьте, что пучки обоих настенных лазеров (левого и правого), совпадают с отверстиями в штырях. Допуск для этого теста составляет  $\pm 2$  мм.
3. Отметьте положение стола по длине.
4. Продвигайте стол в сторону гантри до тех пор, пока отверстия в in regs не совпадут с отметками от левого и правого вертикальных лазеров в гантри.
5. Положение стола по длине должно меняться на известную величину смещения между отметками лазеров гантри и настенных лазеров с точностью  $\pm 2$  мм.
6. Проверьте совпадение пучков левого и правого горизонтальных лазеров с отверстиями в штырях. Допуск  $\pm 2$  мм.
7. Проверьте совпадение луча центрального лазера гантри с центром отверстия на устройстве ГК. Допуск  $\pm 2$  мм.
8. Отодвигайте стол до тех пор, пока вертикальные лучи настенных лазеров опять не совпадут с отверстиями в штырях. Продольное положение стола должно совпасть со значением, полученным в пункте (3).
9. Совместите луч верхнего сагиттального лазера с центральной меткой на ГК-устройстве, применяя дистанционный контроль. Боковое положение, показанное на дистан-

ционном контроле, должно составить  $0,0 \pm 2,0$  мм.

10. Совместите луч верхнего сагиттального лазера, используя дистанционный контроль, с левым и правым штырем. Боковая позиция отметки лазера на дистанционном контроле должна показать  $125 \pm 2$  мм и  $125 \pm 2$  мм для левого и правого штыря соответственно.
11. Продвигайте стол вручную в сторону гантри и обратно от гантри, наблюдая положение отметок левого и правого горизонтальных настенных лазеров на штырях и положение луча верхнего сагиттального лазера. Лучи лазеров не должны отходить от отверстий более чем на  $\pm 2$  мм.
12. Совместите отверстия в штырях с лучами настенных лазеров и поднимайте и опускайте стол, наблюдая за положением отметок левого и правого вертикальных настенных лазеров на штырях и за положением луча верхнего сагиттального лазера. Лучи лазеров не должны отклоняться от отверстия более чем на  $\pm 2$  мм.
13. Совместите отверстия в ГК-устройстве с лучами лазеров на гантри.
14. Повторите пункты 11 и 12 для лазеров в гантри.
15. Сдвигайте стол в сторону гантри до тех пор, пока отверстия в штырях не совместятся с отметками левого и правого лазеров на гантри.
16. Сканируйте регистрационное устройство. Толщина среза и расстояние между ними должно составить 1,5 мм и 0 мм. Режим сканирования должен быть аксиальным.
17. После завершения сканирования откройте опцию курсора на сканере и выберите инструмент.
18. Совместите перекрестие с горизонтальным и вертикальным отверстиями в левом штыре. Значения X и Y быть равны  $125 \pm 2$  мм и  $0 \pm 2$  мм соответственно.
19. Совместите перекрестие с вершиной центрального отверстия на ГК-устройстве. Значения X и Y должны быть равны  $10 \pm 2$  мм и  $29 \pm 2$  мм соответственно.
20. Совместите перекрестие с горизонтальным и вертикальным отверстиями правого штыря. Значения X и Y должны быть равны  $125 \pm 2$  мм и  $0 \pm 2$  мм соответственно.

## ПРИЛОЖЕНИЕ Е

### Тестирование стола КТ-сканера

Следует провести тестирование следующих параметров с нагрузкой, распределенной на деке стола, по крайней мере, в 75 кг (167 фунтов), которая имитирует вес лежащего пациента.

*Необходимые средства:*

Устройство для проведения ГК лазеров, описанное в разделе III С 1, линейка и упакованная пленка.

*Методы тестирования:*

1. Стол или дека стола должны быть ровными и ортогональными относительно плоскости визуализации. Одной из проблем, связанных со сканерами, применяемыми для КТ-симуляции, является то, что плоская дека обычно придается как дополнение к сканеру, что не всегда учитывается при установке сканера. Это может привести к тому, что установка плоской деки на основание стола сканера будет неточной или невоспроизводимой. Можно также попросить установить деку стола производителя сканера. Поэтому, даже если сканер установлен правильно и основание стола выровнено неортогонально к плоскости изображения (это следует проверить во время приемки аппарата), дека стола может находиться не на нужном уровне и быть ортогональной к плоскости визуализации. Правильную установку деки стола невозможно проверить только по уровню, но следует проверить с помощью рентгеновского снимка. Уровень покажет только то, что плоская дека стола находится на уровне относительно "world", и необязательно покажет, что он ортогонален к плоскости изображения.

Чтобы подтвердить, что движение продольной оси деки стола перпендикулярна плоскости получения изображения (т.е. дека стола не повернута относительно плоскости визуализации), устройство для ГК лазеров располагают сначала как можно ближе к головной части деки стола (со стороны гантри). Затем устройство совмещают с лучами лазеров гантри и получают одно его изображение. Затем его помещают как можно дальше в сторону от гантри и опять совмещают с отметками от лазеров гантри, и снова получают одно изображение. Положение ГК-устройства на двух изображениях должно быть одинаковым. Применяя курсор сканера, следует измерить положение цент-

рального отверстия в устройстве ГК на обоих изображениях, которое должно совпадать с точностью 2 мм. Эта точность покажет, что ось движения стола перпендикулярна плоскости полученного изображения.

Положение горизонтальных отверстий в обоих штыхрях ГК-устройства на обоих изображениях должно иметь одинаковые координаты в пределах 2 мм, измеренные с помощью курсора сканера. Любое несоответствие между измеренными координатами для горизонтальных отверстий или для одного штыхря, или на изображениях, может указать, что дека стола не выровнена в поперечном направлении, что она не ортогональна к плоскости визуализации в продольном направлении, что дека стола повернута, или что при продольном движении происходит поворот стола во время движения.

Для вышеописанных тестов предполагается, что основание стола выровнено в аксиальном и продольном направлениях относительно плоскости изображения и что стол не повернут. Как утверждалось выше, это необходимо проверить во время приемки аппарата перед началом его клинического применения. Чтобы проверить, что основание стола не повернуто относительно плоскости изображения, в центре деки стола помещают два небольших кусочка проволоки (длиной 1–2 дюйма), одну со стороны гантри и одну на нижней стороне (как в выше приведенном тесте). Боковые координаты двух проволочек в их изображениях должны быть идентичны. Чтобы верифицировать, что основание стола выровнено в аксиальном направлении, деку стола можно отсканировать в нескольких местах, а инструмент – курсор сканера – использовать для оценки выравнивания основания стола. Чтобы проверить, что продольная ось стола ортогональна к плоскости изображения, две проволочки прикрепляют к деке стола (в том же продольном положении, но сдвинув вбок насколько только можно). Каждая проволочка должна быть ориентирована под  $90^\circ$  относительно другой проволочки и под  $45^\circ$  относительно плоскости изображения. Сначала проволочки сканируют при положении стола в самой низкой вертикальной позиции и затем в самой высокой возможной позиции. Расстояние между проволочками на двух изображениях должно быть одинаковым. Различие в расстояниях на двух изображениях покажет, что основание стола не ортогонально плоскости изображения. Причиной этого может быть отклонение основания гантри или

стола. Любые несоответствия должны обсуждаться во время приемки оборудования перед началом клинической эксплуатации

2. Показания цифровых индикаторов вертикального и продольного движения стола должны быть точны и воспроизводимы. Цифровые индикаторы вертикального и продольного движения стола применяются для отметки изоцентра облучения пациента во время КТ-симуляции [1, 2, 4, 12]. Поэтому цифровые индикаторы и точность движения стола непосредственно влияют на способность точно соотносить внутреннюю анатомию пациента с кожными метками. Проверка точности продольного движения соответствует ранее описанной ГК лазеров, при которой проверяется расстояние между лучами настенных и лазеров гантри. Точность и воспроизводимость продольного движения, которая определяется по цифровой индикации, контролируется путем размещения на деке длинной линейки, ориентированной вдоль стола, и движением стола в апертуру гантри и из нее. Для непосредственного измерения пройденного расстояния применяют проекцию луча лазера на линейку и регистрируют относительное положение стола. Точность и воспроизводимость вертикального движения, указанного на цифровом индикаторе, проверяют, располагая длинную линейку вертикально на деке стола и наблюдая положение лазера на линейке, когда стол поднимается и опускается. Конечно, следует быть осторожным, чтобы быть уверенным в том, что линейка расположена перпендикулярно поверхности стола при всех измерениях. Оба цифровых индикатора, показывающие продольное и вертикальное положение стола, должны иметь точность не хуже 2 мм. Некоторые фиксирующие устройства крепятся непосредственно к деке стола сканера. Такие устройства могут крепиться также к столу облучающего аппарата. В таком случае можно использовать абсолютные координаты сканера и облучающего аппарата для укладки пациента. Кроме того, координаты стола облучающего аппарата можно ввести в систему регистрации и верификации, чтобы контролировать правильность позиционирования пациента.

Точность абсолютных координат стола сканера можно проверить, регистрируя координаты стола во время проверки совпадения отметок лазеров сканера и плоскости изображения (раздел III С 1). Абсолютные координаты стола должны соответствовать рефе-

ренскому значению с точностью  $\pm 2$  мм. Референсное значение следует получить во время приемки или после установки стола.

3. Показания положения стола под контролем сканера должны быть точными. Этот тест был подробно описан в нескольких работах [36, 40]. Он подобен предыдущему тесту, исключая то, что стол передвигается под контролем сканера, а не вручную. Упакованную пленку кладут на деку стола, затем ее облучают с заранее определенным фиксированным расстоянием серией узких сканов. Этот тест можно проводить в аксиальном или спиральном режиме. Расстояния между полосами на пленке должны соответствовать расстоянию, примененному при сканировании. Воспроизводимость показаний положения стола можно проверить, облучая эту же пленку дважды. Для обоих сканов стол следует продвигать под контролем сканера. После обработки пленки линии от двух сканов должны полностью накладываться друг на друга.

Альтернативно индексирование стола можно проверить, не облучая пленку, как описано в докладе ААРМ № 39 [14]. Точность и воспроизводимость положения стола под контролем сканера должны быть в пределах  $\pm 1$  мм.

4. Плоская дека стола не должна содержать никаких объектов, создающих артефакты. Во время первичных приемо-сдаточных испытаний вставленную плоскую деку стола следует отсканировать, чтобы оценить, нет ли в ней каких-либо объектов, которые могут создать клинически значимые артефакты на изображении (винты и др. детали).

## ПРИЛОЖЕНИЕ F

### Тестирование генератора рентгеновского излучения

Типичные тесты генератора рентгеновского излучения включают оценку пикового напряжения (в кВп), слоя половинного ослабления (в СПО), силы тока (в мА), времени (в секундах), линейность и воспроизводимость экспозиции мАс, и возможно, другие тесты, такие как размер фокусного пятна [20]. Неточная установка этих параметров может повлиять на точность определения КТ-чисел, измеренных сканером, и, потенциально, на точность расчетов доз с учетом гетерогенности ткани.

#### Цели ГК:

Измерения с генератором излучения КТ-сканера следует проводить при установке или при последующей замене таких компонент системы генерации, как рентгеновская трубка. Тестирование включает следующие оценки:

1. Пиковое напряжение, кВп.
2. Слой половинного ослабления (СПО), мм Al.
3. Линейность регулировки экспозиции, мАс.
4. Воспроизводимость величины мАс.
5. Точность показания времени, с.

#### Необходимое оборудование:

Оценка рентгеновского генератора может быть трудной из-за вращения рентгеновской трубки и из-за "закрытости" большинства современных систем, которые мешают проводить инвазивные измерения. Инвазивные измерения трудоемки, требуют помощи изготовителя, и потенциально опасны как для оборудования, так и для персонала. Неинвазивные измерения параметров генератора являются более подходящими для радиационной онкологии. Некоторые неинвазивные коммерчески доступные устройства способны оценивать величины кВп, время и экспозицию. Каждый из пяти перечисленных параметров можно тестировать с помощью неинвазивных устройств. Измерение СПО можно проводить с применением цилиндрической ионизационной камеры и электрометра [81].

#### Метод тестирования:

Для использования неинвазивных измерений нужно установить рентгеновскую трубку в положение "12 часов". Изготовитель обязан помочь проделать эту процедуру как дополнительную, поскольку установка трубки не является обычно частью обязанностей пользователя.

Контроль рентгеновского генератора подробно описан в докладе ААРМ № 39. В докладе № 25 [82] также приведена информация и процедуры оценки некоторых параметров генератора. Для оценки всех пяти параметров, трубку поворачивают в положение "12 часов", а стол опускают в самое возможно низкое положение внутри гантри. Измерительное устройство центрируют на столе с помощью верхних лазеров гантри. Сканер программируется с контрольной консоли для оценки различных положений. Для всех измерений следует применять самое возможно широкое открытие коллиматора.

1. *Величина кВп.* Следует проверить точность установки напряжения для всех используемых в клинике рентгеновских трубок. Измеренные значения должны соответствовать данным спецификации изготовителя. При отсутствии спецификации производителя, доклад № 39 рекомендует, чтобы напряжение на трубке соответствовало в пределах  $\pm 2$  кВ от указанного значения для всех уровней напряжения.

2. *Величина СПО.* Слой половинного ослабления следует проверить для всех используемых в клинике величин напряжений. Величину СПО определяют в мм алюминия. Для определения СПО необходимо иметь набор тонких пластин алюминия разной толщины. Во-первых, что особенно важно, измеряют экспозиционную дозу (в мР) при фиксированном значении мАс (mAs) в открытом (нефильтрованном) пучке. Далее, листы Al располагают по очереди, повышая их толщину, между неинвазивным детектором и рентгеновской трубкой. Измерения экспозиционной дозы повторяют после каждого добавления пластины из Al. Половинное ослабление рассчитывают из толщины слоя Al и соответствующего значения мР. При отсутствии спецификации изготовителя эти величины находят в докладе AAPM № 25 [82].

Как отмечено в работе [81], смещение ионизационной камеры вбок от изоцентра сканера может значительно изменить измеренное значение СПО, что объясняется наличием фильтра-бабочки.

3. *Линейность величины мАс.* Этот тест применяют, чтобы получить величину силы тока из непрямых измерений. Основанием для такого теста служит та закономерность, что для постоянного напряжения на трубке и толщины среза, интегральная экспозиция (в мР) будет линейной функцией значения мАс. Поэтому для такого теста требуются относительные измерения экспозиционной дозы. Для всех измерений время экспозиции должно быть постоянным (например, 1 с), а ток в трубке должен меняться в доступных пределах. Измерения следует провести для всех напряжений на трубке, применяемых в клинике. Как определено в докладе № 39 (III A 7), величину мР/мАс следует рассчитать для каждого напряжения на трубке. Затем документируют коэффициент линейности относительно среднего из всех значений. Коэффициент линейности, равный мР/мАс между средним из всех величин и любым отдельным значением (абсолютная раз-

ница, деленная на сумму) должна быть не больше 0,05.

4. *Воспроизводимость величины мАс.* Для повторных измерений экспозиционной дозы при фиксированных условиях, измеренные величины должны быть воспроизводимы в пределах величин, определенных производителем.

5. *Точность измерения времени.* Точность времени сканирования можно оценить с помощью неинвазивного измерителя. Ее следует измерить для всех применяемых в клинике условий. Результаты измерений должны соответствовать спецификациям производителя.

## ПРИЛОЖЕНИЕ G

### Пример тестирования общего процесса КТ-симуляции

Для тестирования всего процесса можно использовать простой фантом с непрозрачной меткой, прикрепленной на стороне или на поверхности, или фантомы, описанные ранее. Следует получить скан фантома с толщиной и индексом, типичными для обычного сканирования. Ниже следует описание типичного процесса:

1. Сканируйте фантом с контрастным маркером.
2. Проверьте индексацию (scan indexing), основанную на длине фантома.
3. Перенесите данные в рабочую станцию.
4. Проверьте ориентацию.
5. Очертите внешние контуры фантома.
6. Рассчитайте площадь и объем для определения точности очерчивания структуры.
7. Совместите изоцентр с маркером.
8. Сдвиньте стол КТ к координатам изоцентра.
9. Отметьте фантом, убедитесь, что лучи лазеров совпадают с отметкой.
10. Установите размер поля.
11. Пошлите данные в систему RTP.
12. Проверьте ориентацию и параметры пучков.
13. Проверьте КТ-числа, если фантом гетерогенный.
14. Пошлите данные в облучающий аппарат.
15. Распечатайте реконструированные изображения (DRR) и документацию по укладке.
16. Установите и верифицируйте облучение фантома.