

**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

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.

Введение

Цель данного документа состоит в том, чтобы снабдить медицинских физиков структурой и руководством для составления полноценной программы гарантии качества (ПГК) для компьютерных томографов (КТ-сканеров), применяемых для КТ-симуляции, ее программного обеспечения и процесса КТ-симуляции. КТ-симулятор – это сканер, снабженный плоской декоративной поверхностью и, желательнее, внешними лазерами для позиционирования пациента. Сканер оснащается специализированным программным обеспечением, которое позволяет планировать

облучение с использованием объемных КТ-сканов пациента, наподобие обычных симуляторов в радиационной терапии [1–12]. КТ-сканер, применяемый для КТ-симуляции, может быть расположен в отделении радиационной терапии или в диагностическом отделении. В зависимости от расположения сканера и его основного применения, приемо-сдаточные испытания, ввод в эксплуатацию и ГК могут быть под ответственностью медицинского физика отделения радиационной терапии, физика отделения диагностики или под их совместной ответственностью. За ввод в эксплуатацию и периодическую ГК сопровождающего программного обес-

печения и ГК КТ-симуляции всегда несет ответственность физик радиационной терапии. В представленном докладе отдельно не рассматриваются эти два сценария (в каком отделении расположен сканер), а скорее устанавливается набор процедур ГК, которые применимы к сканерам, используемым для КТ-симуляции независимо от их расположения и первичного применения. Ответственные физики отделений радиационной терапии и диагностики должны решить, как внедрять ПГК и как распределить обязанности. Первичная ответственность за внедрение рекомендаций по ГК сканеров, примененных для КТ-симуляции, остается за Комитетом по ГК в радиационной онкологии (QAC), как определено в докладе AAPM TG-40 [13]. Дополнительное обсуждение распределения ответственности за ПГК приведено в Приложении А. Если сканер расположен в отделении радиационной терапии, то физик радиационной терапии может проводить ГК КТ-сканера и процесса симуляции независимо. Рекомендуется, чтобы диагностический физик помог терапевтическому физику в установлении ПГК и вводе в эксплуатацию сканера, если последний имеет ограниченный опыт работы с КТ. Аналогично, если КТ-сканер находится в отделении диагностики, то первичная ответственность по ГК сканера остается за физиком отделения диагностики. Поэтому физик радиационной терапии должен удостовериться, что данные рекомендации выполняются физиком либо одного, либо другого отделения, или другим назначенным лицом.

На рис. 1 показано место КТ-симуляции в процессе планирования облучения. КТ-симуляция включает КТ-сканер и компоненты системы планирования (СП), формируя входные данные для расчета доз. Поэтому затрагиваемые в данном документе вопросы пересекаются с докладом комитета по рентгеновским диагностическим изображениям “Спецификация и приемосдаточные испытания КТ-сканеров, доклад

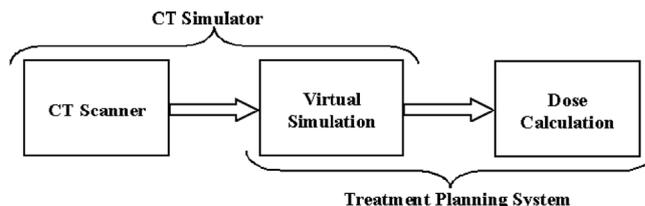


Рис. 1. Блок-схема, показывающая компоненты КТ-симуляции и систем планирования облучения

AAPM № 39” [14] и докладом комитета по радиационной терапии TG-53 [15] (“ГК планирования клинической радиационной терапии”). Целью данного доклада было не дублировать материалы двух других докладов, а разработать набор руководящих принципов ГК, специфичных для КТ-симуляции, и дополнить рекомендации, данные в предыдущих докладах. Документ был подготовлен в предположении, что он будет использоваться совместно с другими двумя докладами. Если обсуждается вопрос, который уже описан в Докладе № 39 или докладе TG-53, то дается описание требований к ГК и читателя отсылают к тому докладу, в котором этот вопрос рассмотрен более подробно. Если указанные доклады не касаются требований ГК к КТ-симуляции, то эти требования рассматриваются в данном документе. Данный доклад первоначально предназначался для физиков радиационной онкологии, которые могут иметь ограниченный опыт работы с КТ, поэтому описание процедур ГК для КТ-сканеров дано более широко, чем обсуждение ГК программного обеспечения КТ-симуляции. Ожидается, что физик отделения радиационной терапии знаком с рекомендациями TG-53 по ГК и процедурами тестирования СП. Большинство представленных здесь процедур ГК уже были описаны в литературе. Когда возможно, мы отсылаем читателя к соответствующим ссылкам. Сводка рекомендованных тестов ГК, частота их проведения и допуски представлены в табл. I, II и III. Эти таблицы могут служить об-

Таблица I

Определение тестов для контроля радиационной защиты пациента

Параметр	Цель тестирования	Частота	Допуск
Служба защиты	Контроль уровня экспозиционной дозы вокруг помещения, где установлен КТ-сканер	Вначале	Рекомендации NCRP или ограничения, соответствующие законодательству
Доза, которую получает пациент от одного КТ-скана, значение СТДИ	Контроль дозы, получаемой пациентом при сканировании	Ежегодно или после замены основных компонент КТ-сканера	± 20 % от значения, данного в спецификации производителя

Таблица II

Определение тестов для контроля электро-механических параметров

Параметр	Цель тестирования	Частота	Допуск
Центрация лазеров, установленных на гантри, в центре плоскости визуализации	Контроль правильной идентификации плоскости сканирования с помощью лазеров	Ежедневно	± 2 мм
Ориентация лазеров, установленных на гантри, относительно плоскости визуализации	Контроль того, что эти лазеры параллельны и ортогональны плоскости сканирования по всей длине лазерной проекции	Ежемесячно и после юстировки лазера	± 2 мм по длине лазерной проекции
Центрация боковых лазеров, установленных на стенах, относительно боковых лазеров, установленных на гантри, и плоскости сканирования	Контроль точного положения боковых настенных лазеров относительно плоскости сканирования. Это расстояние применяется для нанесения меток на больном	Ежемесячно и после юстировки лазера	± 2 мм
Ориентация лазеров, установленных на стенах, относительно плоскости визуализации	Контроль того, что эти лазеры параллельны и ортогональны плоскости визуализации по всей длине лазерной проекции	Ежемесячно и после юстировки лазера	± 2 мм по всей длине лазерной проекции
Ориентация лазера, установленного на потолке, относительно плоскости визуализации	Контроль того, что потолочный лазер установлен ортогонально плоскости визуализации	Ежемесячно и после юстировки лазера	± 2 мм по всей длине лазерной проекции
Ориентация деки стола КТ-сканера относительно плоскости визуализации	Контроль того, что дека стола КТ-сканера находится на уровне и ортогональна относительно плоскости визуализации	Ежемесячно или ежедневно, если ГЖ-тестирование лазеров выявляет проблемы при повороте	± 2 мм по всей длине и ширине деки стола
Вертикальное и продольное движение стола	Контроль того, что продольное движение стола точно и воспроизводимо соответствует цифровым указателям	Ежемесячно	± 1 мм в пределах движения стола
Шкалы и положение стола	Контроль того, что точность показаний шкал и положение стола находятся под контролем сканера	Ежегодно	± 1 мм в пределах области сканирования
Точность шкал гантри	Контроль точности показаний шкал гантри	Ежегодно	$\pm 1^\circ$ в пределах шкал гантри
Точность положения шкал гантри	Контроль того, что гантри точно возвращается в номинальное положение после смещения	Ежегодно	$\pm 1^\circ$ или ± 1 мм от номинального положения
Положение скана	Контроль точности положения скана от исходной топограммы	Ежегодно	± 1 мм
Толщина радиационного профиля	Контроль толщины радиационного профиля по сравнению с данными спецификации производителя	Ежегодно. Этот тест является опцией, если проверяется точность величины CTDI	Спецификация производителя
Чувствительность радиационного профиля	Контроль того, что чувствительность радиационного профиля соответствует спецификации	1 раз в полгода	± 1 мм от номинального значения
Тестирование генератора	Контроль правильности ориентации рентгеновского генератора	После замены основных составляющих генератора	Спецификация производителя или доклад No. 39.

^{a)} В зависимости от целей и предварительного клинического опыта, особенно программы КТ-симуляции, эти тесты, частота их проведения и пределы допусков медицинский физик может изменить

Таблица III

Определение тестов для оценки получения изображения^{a)}

Параметр	Частота	Допуск
Точность КТ-чисел	Ежедневно – КТ-числа для воды Каждый месяц – для 4-5 разных материалов Ежегодно – Электронная плотность в фантоме	Для воды 0 ± 5 HU
Шум в изображении	Ежедневно	Спецификации производителя
Пространственная целостность в плоскости	Ежедневно – в направлении <i>x</i> или <i>y</i> . Каждый месяц – в обоих направлениях	± 1 мм
Однородность поля	Каждый месяц – наиболее часто используемые значения кВп. Ежегодно – другие значения кВп	внутри ± 5 HU
Преобразование электронной плотности в КТ-числа	Ежегодно – или после калибровки сканера	В соответствии с результатами приемки и спецификацией производителя по тестированию в фантоме
Пространственное разрешение	Ежегодно	Спецификации производителя
Контрастное разрешение	Ежегодно	Спецификации производителя

^{a)} В зависимости от целей и доклинического применения определенной программы КТ-симуляции, эти тесты, частота проведения и пределы допусков медицинский физик может изменить

зором вопросов, включенных в доклад, и соответствующих рекомендаций.

Этот доклад также не предъявляет требования ГК к производителям сканеров и программного обеспечения. Задачи ГК, связанные с проектированием сканера, разработкой программного обеспечения симуляции, тестированием, валидацией, обновлениями, техническим обслуживанием, и прочие задачи, которые выполняют производители, крайне многочисленны и сильно отличаются между собой, и не входят в данный доклад. Доклад также не касается КТ-сканирования и процедур ГК специальных методов радиационной онкологии, таких как стереотаксическая радиохирургия или брахитерапия с навигацией по изображениям. Описанные в докладе процедуры создавались в основном для целей дистанционной радиационной терапии (ДЛТ).

В докладе даются ссылки на некоторые коммерчески доступные устройства, которые должны восприниматься как примеры доступного оборудования. Их не надо воспринимать как рекомендации или поддержку этих продуктов. Медицинское учреждение и медицинский

физик должны сами исследовать рынок оборудования перед его закупкой.

Использованная в докладе терминология следует терминологии, применяемой в других докладах ААРМ:

- ✓ Слова “должен” или “обязан” (shall или must) применяются, если такие действия требуют различные регулирующие органы (regulatory agencies),
- ✓ Слово “рекомендуется” (recommend) применяется, если данная рабочая группа считает, что в нормальной ситуации эту процедуру следует выполнять именно так, как описано. Однако возможны случаи, когда другие вопросы, методики или приоритеты могут заставить пользователя модифицировать рекомендации экспертов.
- ✓ Слово “следует” (should) применяется, если ожидается, что результат частного анализа конкретной ситуации может изменить способ проведения специфичной процедуры.

Описанные в документе тесты касаются безопасности пациентов, сотрудников, населения и медицинского центра. Тесты спроектированы для гарантии правильности работы оборудования и программ, что непосредственно

соотносится с качеством лечения пациентов. Медицинские физики и медицинский центр должны предпринять все усилия для внедрения описанных в данном докладе процедур. Мы старались создать ПГК КТ-симуляции, которая допустима экономически и практична, и которая не будет неразумно обременительной для внедрения. Эта ПГК должна улучшить качество и эффективность процесса планирования облучения и устранить ошибки, отражающиеся и на медицинском учреждении, и на пациентах.

I. Обзор

A. Процесс КТ-симуляции

КТ-симулятор состоит из КТ-сканера с плоской декой стола, системой лазеров для укладки пациента и маркировки (предпочтительно внешние лазеры), программы КТ-симуляции или 3D-планирования облучения, и различных устройств для получения твердых копий на выходе (рис. 2). КТ-сканер используется для получения объемных КТ-сканов пациента, которые представляют “виртуального” пациента. Программное обеспечение КТ-симуляции создает виртуальное представление геометрических параметров облучающего аппарата. Эти программы могут быть специальными программами для виртуальной симуляции, а могут быть компонентом системы планирования облучения (СП). Часто под КТ-симуляцией подразумевают виртуальную симуляцию, и оба понятия стремятся к взаимозаменяемому ис-

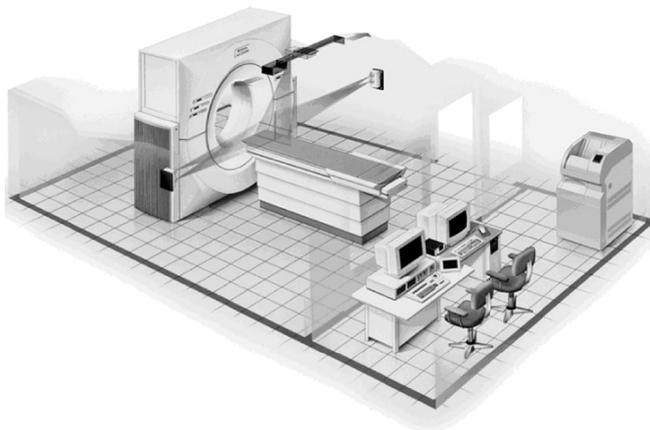


Рис. 2. Схема помещения КТ-симулятора, на которой показано положение боковых и верхнего сагиттального лазера. (Philips Medical Systems)

пользованию. Термин “виртуальная симуляция” применяется для определения любой симуляции, основанной на “виртуальном симуляторе”, созданном в программном обеспечении, и объемном скане пациента. Скан не обязательно должен быть получен на КТ, можно применять и другие средства визуализации. Виртуальный симулятор является набором программ, который воссоздает облучающий аппарат и который позволяет импортировать, манипулировать, отображать на экране и сохранять изображения, полученные на КТ и/или от других средств визуализации. Компоненты КТ-симулятора и их характеристики описаны в разделах II, III и IV. Процесс КТ-симуляции был описан в [1–4, 6, 9–12, 14, 16]. Сам процесс и его реализация различаются для разных учреждений. Выстраивание процесса симуляции зависит от имеющихся ресурсов (оборудования и персонала), количества пациентов, устройства и расположения составляющих частей системы, и близости членов команды. Процесс КТ-симуляции можно сгруппировать в три главные категории:

1. КТ-скан, укладка пациента и иммобилизация

Скан, полученный при КТ-симуляции, во многом подобен обычному диагностическому скану. Главные различия заключаются в: требованиях к укладке и иммобилизации пациента, зависящих от методики облучения протоколах сканирования, часто расширенных границах сканирования, применении контраста, размещении на коже пациента локализационных меток и некоторых других специальных действиях, которые обсуждаются в разделе V.

2. Планирование облучения и КТ-симуляция

Расположение пучков и планирование облучения проводятся с применением программного обеспечения виртуальной симуляции. Симуляция обычно состоит из оконтуривания мишени и нормальных структур, расположения лечебного изоцентра и пучков излучения, задания формы апертуры пучков, генерации реконструированных цифровых рентгенограмм (DRRs) [2, 11] и документирования. Методы симуляции специфических зон облучения описаны в [1, 2, 4, 12, 17–19].

Оконтуривание. Часть процесса КТ-симуляции, относящаяся к планированию облучения, начинается с очерчивания мишени и нормальных структур. С КТ-сканом можно зареги-

стрировать (совместить) и другие виды изображений (сделанные ранее КТ, МРТ, ПЭТ) для получения информации, которая помогает лучше очертить мишень или нормальные ткани.

Расположение точки терапевтического изоцентра. На основании положения объемов мишени и области облучения при КТ-исследовании определяют положение лечебного изоцентра. Изоцентр можно поставить вручную, исходя из анатомии пациента, или программа КТ-симуляции может автоматически поместить изоцентр в центре оконтуренного объема мишени. Как только изоцентр определен или "отмечен", его координаты становятся частью плана облучения, и он может быть использован как референсная точка при последующем расчете доз. На коже пациента должен быть такой набор меток для позиционирования, который позволит точно так же уложить пациента на лечебном аппарате. Положение меток можно задать, применяя два различных метода КТ-симуляции.

1) *Окончательный изоцентр (точка укладки – setup-point), отмеченный во время сканирования.* При реализации этого метода сразу после сканирования, когда пациент еще лежит на столе сканера, врач, желательно с помощью дозиметриста или медицинского физика, определяет положение изоцентра. Для этого можно использовать и указанную ранее возможность программного обеспечения по определению центра объема мишени. В это время пациент должен неподвижно лежать на столе КТ-сканера в лечебном положении. Затем координаты изоцентра переносят в сканер, а локализационные метки помещают на пациента. В первый день лечения пациента укладывают на облучающем аппарате с использованием этих меток.

Этот метод требует, чтобы врач присутствовал при КТ-сканировании, и время процедуры будет дольше. Однако сделанные для КТ-сканирования метки можно использовать для укладки пациента на облучающем аппарате без каких-либо сдвигов.

2) *Референсная точка, отмеченная во время КТ-сканирования.* Этот метод не требует, чтобы радиационный онколог присутствовал при КТ-сканировании. До процедуры сканирования, основываясь на диагностических исследованиях, врач инструктирует сотрудников, работающих на КТ-сканере, где на теле пациента нанести набор референсных меток. Например, "поставить метки на уровне карины, на 4 см левее от средней линии, и в средней плоскости".

Желательно поставить эти первоначальные метки как можно ближе к окончательному лечебному изоцентру. Перед началом сканирования на коже пациента отмечают референсные метки, затем на них помещают рентген-контрастные метки, которые позволяют видеть референсные метки на КТ. После сканирования пациент может уходить, а его изображения переносятся на рабочую станцию виртуальной симуляции. Позже врач оконтуривает объемы мишени и определяет координаты лечебного изоцентра. Затем рассчитывают сдвиги (расстояния в трех направлениях) между положением первоначальных референсных меток и конечным положением лечебного изоцентра. В первый день лечения или на обычном симуляторе, если он доступен, пациента сначала позиционируют по первичным референсным меткам с помощью лазеров облучающего аппарата, а затем сдвигают в изоцентр КТ-симуляции, применяя рассчитанные значения сдвигов. После этого начальные референсные метки стирают, а метки положения изоцентра наносят на пациента.

Этот метод обычно используют, когда КТ-сканер находится вне отделения радиационной терапии или если радиационный онколог не может присутствовать при сканировании. При правильном планировании (исходя из диагностических данных), первичные метки можно расположить очень близко к центру объема мишени и таким образом избежать сдвига тела для большинства пациентов.

Либо, для некоторых облучаемых областей, метки располагают на стабильных анатомических структурах, что уменьшает ежедневные изменения в укладке. Вторым методом можно применять для симуляции этих областей. Укладочные метки располагают на местах стабильной анатомии и затем сдвигают к лечебному изоцентру при каждом сеансе облучения. Например, для пациенток с раком молочной железы метку можно поставить на груди, а не на самой железе.

Расположение пучков и задание апертуры пучков. Основываясь на геометрии мишени, располагают лечебные пучки излучения и задают апертуры пучков. Затем данные КТ-симуляции (изображения, контуры, пучки) переносят в СП, которая может рассчитывать дозу.

Распечатка цифровых реконструкций рентгенограмм и документирование. Конечным продуктом КТ-симуляции являются цифровые реконструкции рентгенограмм (так как

на момент публикации КТ на лечебных аппаратах была еще недоступна – прим. переводчика) и инструкции по укладке пациента. Инструкции по укладке могут включать возможные сдвиги от первоначальных кожных меток, если не применялись процедуры маркирования конечного изоцентра.

3. Укладка пациента для лечения

На облучающем аппарате пациента укладывают в соответствии с инструкциями, созданными программным обеспечением КТ-симуляции. Выполняют порталные снимки и сравнивают их с цифровыми реконструкциями рентгенограмм КТ-симуляции. В некоторых случаях перед облучением пациента проводят верификацию укладки на обычном симуляторе. Это бывает полезным при лечении мишеней, расположенных в торакальной и абдоминальной области, например, из-за того, что КТ-симуляция не отражает движение при дыхании. В таких случаях, врач может захотеть посмотреть респираторные движения пациента на обычном симуляторе в режиме рентгеноскопии, с лечебным положением блоков в пучке (на момент публикации 4D КТ и МЛК были доступны ограниченно – прим. переводчика).

Хорошо организованный процесс КТ-симуляции может сделать переходы между всеми этими этапами сравнительно плавными, и продолжительность всего процесса будет относительно короткой. Наоборот, неадекватно определенные процедуры и слабая коммуникация может привести к неэффективности и к ошибкам в лечении.

В. Цели программы гарантии качества

Цель ПГК КТ-симуляции состоит в том, чтобы гарантировать безопасное и точное проведение КТ-симуляции в целом. ПГК должна включать в себя тесты, которые контролируют точность определения позиции мишени и критических органов и точное расположение пучков облучения относительно объемного КТ-скана пациента.

1. Безопасность пациента, населения и сотрудников клиники

Несмотря на то, что КТ-сканеры обычно считаются «безопасными» медицинскими аппаратами, они генерируют ионизирующее излучение, которое может нанести вред пациентам, сотрудникам и населению. ПГК должна га-

рантировать, что уровни радиации, создаваемые КТ, безопасны и что они соответствуют пределам, установленным в законодательстве.

2. Точное определение позиции мишени и симуляция облучения

Для точного планирования облучения КТ-сканер должен создавать изображения высокого качества с геометрической и пространственной точностью и с известным отношением КТ-чисел (единиц Хаунсфилда – HU) [20] к электронной плотности. ПГК КТ-сканера должна включать тесты для верификации всех трех указанных условий. Основными приоритетами ПГК КТ-симуляции должны быть рабочие характеристики изображений и геометрическая точность сканера, геометрическая точность и применимость программного обеспечения КТ-симуляции, точность и качество реконструкций цифровых рентгенограмм (DRRs), а также точность и целостность передачи информации между различными системами планирования и проведения облучения.

Тесты, описанные в разделах II, III и IV, созданы для обнаружения потенциальных ошибок, которые могут повлиять на точность очерчивания мишени и нормальных структур и симуляцию облучения. Предложенная частота проведения этих тестов должна обеспечить своевременное обнаружение критических ситуаций. Пределы допусков для рекомендованных тестов ГК выбраны так, чтобы удовлетворить требованиям по точности конформной ЛТ. Они также согласованы с рекомендациями докладов AAPM TG-39, TG-53 и NCRP-99 и, как было показано, достижимы в рутинной клинической практике. В зависимости от целей и имеющегося клинического опыта для конкретной программы КТ-симуляции, эти тесты, частоты их проведения и допуски могут быть изменены медицинским физиком. Процедуры ЛТ, которые требуют более высокой точности (например, лучевая терапия с модуляцией интенсивности) могут потребовать более строгих ограничений и частоты проведения тестов. Подобным образом, в ПГК сканеров, которые в основном используются для менее требовательных процедур, можно использовать менее жесткие ограничения. Модифицированная ПГК, тем не менее, должна гарантировать, что цели и задачи ГК, описанные в данном докладе, удовлетворяются, и что качество лечения пациента при этом не пострадает.

II. Функциональные характеристики КТ-оборудования

А. КТ-сканер и система виртуальной симуляции

Типичный КТ-сканер состоит из источника рентгеновского излучения, сборки детекторов, стола для укладки пациента и компьютерной рабочей станции. Источник рентгеновского излучения и электроника детектора располагаются в гантри с формой бублика, в котором получают поперечные срезы тела пациента, лежащего на столе. Координация генерации рентгеновского излучения, позиционирования стола, получения данных и их обработки и вывода изображений – все это находится под контролем набора объединенных компьютеров. Ниже приводится описание основных частей КТ-сканера, которые особенно важны для процесса КТ-симуляции.

1. Рентгеновская трубка

Из-за двух основных характеристик процесса КТ-симуляции рентгеновская трубка должна быть сконструирована с высокой устойчивостью к разогреву, и быстро рассеивать тепло.

(а) *Большое число изображений в одном исследовании:* КТ-исследования для планирования ЛТ и КТ-симуляции по изображениям обычно включают большее, чем в диагностике, число изображений для одного пациента. Как будет показано ниже, качество цифровой реконструкции рентгенограмм зависит от толщины среза. Поэтому обычно применяют толщины среза от 3 до 5 мм, и даже меньше на многосрезовых сканерах. Малые толщины среза желательны применять также для точного очерчивания облучаемых объемов и критических органов. В зависимости от облучаемой области и длины сканируемого объема, обычно требуется получить от 80 до 200 и более изображений для одного пациента.

(б) *Короткое время исследования:* Обычно снимок для КТ-симуляции получают за одно короткое сканирование. Малое время сканирования уменьшает артефакты движения (из-за дыхания или движений пациента).

Рентгеновская трубка должна иметь большую теплоёмкость анода и способность рассеивать тепло, чтобы выдержать очень высокую тепловую нагрузку, связанную с получением большого числа изображений в быстрой после-

довательности. Теплоёмкость анода выражается в миллионах тепловых единиц (МНУ). Скорость охлаждения анода определяется в числе МНУ в минуту (МНУ/мин). КТ-сканеры в идеале должны иметь рентгеновскую трубку с теплоёмкостью 5 МНУ или больше при скорости охлаждения 0,5 МНУ/мин или больше. Трубки с еще лучшими показателями, упрощающие процесс симуляции, уже предлагают некоторые производители. Характеристики трубок для КТ приведены в [21].

2. Коллиматор и поглотитель

Чтобы сделать пучок более жестким и ограничить динамический интервал, получаемый детекторами из-за различия толщины в центре и на периферии человеческого тела, под рентгеновской трубкой на пути рентгеновского пучка ставят фильтры и/или поглотители. Стоящий перед пациентом коллиматор, установленный под трубкой, нужен для того, чтобы создать узкий пучок ионизирующего излучения, который обеспечивает визуализацию только одного тонкого среза в поперечном сечении тела в любое заданное время (на момент написания доклад многосрезовые КТ были ограничено доступны – прим. пер.).

3. Стол для укладки пациента

Стол КТ-симулятора должен иметь плоскую деку, такую же, как на облучающем аппарате. Кроме того, он должен быть снабжен коммерчески доступными устройствами регистрации (рис. 3). Это устройство позволяет воспроизводить перемещать фиксирующие устройства с КТ-сканера на облучающий аппарат.

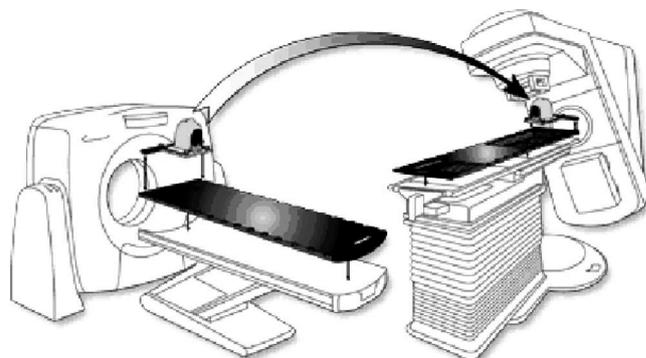


Рис. 3. Стол КТ-симулятора из углеродистого волокна с устройством для регистрации и применение этого устройства. (С разрешения фирмы MED-TEC)

Даже когда в целом форма обоих столов одинакова, стол облучающего аппарата обычно имеет такие составные части, как “теннисная ракетка”, снимаемые панели, компоненты опоры стола и др., которые не воспроизводятся на столе симулятора. Эти различия могут стать причиной ошибки в укладке из-за различия в прогибе двух столов. Методика облучения и планируемые объемы мишени должны позволять учитывать эти различия.

Положение и движение деки стола следует точно контролировать при постоянной нагрузке, что обсуждается в разделе III С 1. Ограничение нагрузки на стол (по крайней мере 180 кг, распределенных равномерно) и прогиб стола должны быть сравнимы с таковыми для ЛУЭ [13].

4. Компьютер и рабочая станция

Компьютеры являются неотъемлемой частью КТ-сканера. Данные прохождения ИИ, собранные детекторами в необработанном виде, не имеют сходства с конечным изображением поперечного сечения тела. Проекционные данные должны быть обработаны и реконструированы с помощью компьютера до того, как изображение может быть визуализировано. Современные КТ-сканеры часто состоят из множества специализированных микропроцессоров, которые соединены в сеть для взаимосвязи, чтобы выставлять параметры сканирования и координировать включение рентгеновского пучка и получение данных. После того, как данные изображения реконструированы для просмотра, компьютерная рабочая станция также предоставляет инструменты для анализа данных визуализации. Как отмечалось в начале доклада, полноценный КТ-симулятор требует наличия программного обеспечения виртуальной симуляции.

5. Внешние лазеры для нанесения меток на пациента или его позиционирования

КТ-сканеры, используемые для КТ-симуляции, обычно снабжены внешними лазерами для нанесения меток на теле пациента или для его позиционирования. На рис. 2 показана система из таких лазеров. Внешние лазеры не обязательны для нанесения меток на пациента. Для этой процедуры можно использовать лазеры, расположенные внутри гантри сканера, однако их использовать трудно из-за небольшой апертуры сканера. Поэтому желательно, чтобы сканеры, которые применяются для КТ-симу-

ляции, были оснащены внешними лазерами, которые могут быть стационарными или подвижными. Подвижные лазеры позволяют легче наносить метки на пациентов. Особенно важно, чтобы сагиттальный лазер был подвижным, т.к. столы КТ не сдвигаются в боковом направлении. Подвижный сагиттальный лазер позволяет ставить метки вне средней линии пациента.

В. Обычные и спиральные КТ

Обычный КТ одновременно позволяет получить данные только для одного среза. После того, как все проекции среза получены, стол сдвигается на определенный шаг для получения другого среза. Напротив, спиральная (helical) КТ, которая стала доступной в конце 1980-х, позволяет получить данные при непрерывном одновременном движении стола и вращении трубки [22]. Движение трубки образует спираль вокруг пациента, что отличается от набора “сложенных колец”, получаемых в так называемой обычной КТ. Подробное описание технологии спиральной КТ приведено в [23].

Современные КТ-сканеры способны получать изображения в обоих режимах сканирования. Из-за более короткого времени сканирования для КТ-симуляции обычно предпочитают спиральный режим. ПГК КТ-сканера должно включать тесты качества изображения обоих режимов сканирования. В работе [24] описано различие в качестве изображения при аксиальном и спиральном сканировании.

С. Многосрезовые сканеры

Последние разработки в технологии КТ позволяют одновременно получать данные проекций с множественных срезов [25–27]. В таких многосрезовых сканерах используют несколько рядов детекторов по оси z. Данные от одного или нескольких рядов детекторов можно объединять в единый поток данных.

Главное преимущество многосрезовых сканеров – это возможность получать изображения быстрее, чем на односрезовых сканерах. Например, 4-срезовой спиральный КТ-сканер может покрыть объем с эквивалентным качеством изображения в 2–3 раза быстрее, чем односрезовой спиральный [26]. Из-за большей длины объема, охватываемого при одном вращении трубки (много срезов получаются одновременно), тепловая нагрузка на трубке для конкретного объема сканирования пациента

будет ниже для многосрезовых, чем для односрезовых сканеров.

Более короткое время и меньшая нагрузка на трубку у многосрезовых сканеров (что позволяет сканировать большие объемы за одно исследование) является потенциальным преимуществом многосрезовых систем для целей КТ-симуляции. Многосрезовая технология особенно выгодна для симуляции торакальной области, где можно минимизировать артефакты, вызванные дыханием. Эта технология также может быть полезной для симуляции облучения в дыхательном “окне” [27–30]. Многосрезовые сканеры также позволяют получать более тонкие срезы, которые дают лучшее качество реконструкции цифровых рентгенограмм.

Качество изображения многосрезовых сканеров можно оценивать с помощью тех же методов, что и для обычных сканеров [31], а также можно применять процедуры ГК, описанные в данном докладе.

D. Сканеры с большой апертурой

Стандартные методики радиационной терапии часто требуют такого позиционирования пациента, которое не позволяет поместить его в апертуру 70 см, характерную для большинства КТ-сканеров.

Например, облучение молочной железы, когда прилегающая рука располагается под углом почти 90°, часто имеет сложности с прохождением в апертуру 70 см. Невозможность проводить симуляцию всех пациентов в комфортном положении из-за ограниченных размеров апертуры часто отмечали как один из недостатков процесса КТ-симуляции [1, 3, 12, 32]. Как минимум, один производитель предлагает сканер с апертурой 85 см, сконструированный специально для радиационной онкологии. Большая апертура позволяет гибко позиционировать пациента и применять фиксирующие устройства. Сканер с апертурой 85 см также имеет увеличенное поле обзора сканирования (SFOV) до 60 см по сравнению с 48 см на большинстве сканеров с апертурой 70 см. Увеличенное поле обзора сканирования позволяет полностью визуализировать крупных пациентов и устройства иммобилизации. Эта опция важна для полного внешних размеров пациента, которые необходимы для планирования облучения и расчета мониторинговых единиц. Качество изображения, полученного на аппарате с большой апертурой обычно сравнимо с 70 см сканерами, однако наблюда-

ли некоторое уменьшение разрешения при высоком контрасте и шум в изображении [33].

Качество изображения на аппаратах с большой апертурой можно оценивать теми же методами, что и на обычных сканерах [33], и применять процедуры ГК, описанные в данном докладе.

E. Эксплуатационные характеристики КТ

Начиная с применения первого коммерческого КТ-сканера почти 25 лет назад, оценка эксплуатационных характеристик КТ почти не менялась. Оцениваемые эксплуатационные характеристики и процедуры обычно включают калибровку рентгеновской системы, осмотр коллиматора, настройку лазеров для позиционирования, толщину среза и профиль чувствительности, время экспозиции и поглощенную дозу, однородность изображения и шум, пространственное разрешение, контрастное разрешение, калибровку и линейность КТ-чисел и оценку артефактов. Для планирования облучения и хирургических вмешательств также нужно проверить точность внутренней калибровки сканера для пространственной ориентации, размеров и позиции объемного сканируемого объекта. Подробное обсуждение оценки эксплуатационных характеристик при приёмодаточных испытаниях и ГК было опубликовано для обычных и спиральных КТ [14, 34–37], для многосрезовых сканеров [31] и широкоапертурных сканеров [33]. С увеличением использования объединенных в сеть электронных устройств и систем PACS, проблемы сетевой коммуникации и совместимости файлов между разными рабочими станциями становятся дополнительными эксплуатационными характеристиками, которые требуют рассмотрения.

Список литературы

1. Butker E.K. et al. Practical implementation of CT-simulation: The Emory experience // In: A Practical Guide to 3-D Planning and Conformal Radiation Therapy, J.A. Purdy and G. Starkschall (eds). Advanced Medical Publishing, 1999. P. 58–59.
2. A Practical Guide to CT Simulation, L.R. Coia, T.E. Schultheiss, and G. Hanks (eds). – Advanced Medical Publishing, 1995.

3. Conway J., Robinson M.H. CT virtual simulation // Brit. J. Radiol. 1997. Vol. 70, S106–S118.
4. CT Simulation for Radiotherapy. S.K. Jani (ed) – Medical Physics Publishing, 1993.
5. Kushima T., Kono M. New development of integrated CT simulation system for radiation therapy planning // Kobe J. Med. Sci. 1993. Vol. 39. P. 197–213.
6. Michalski J.M., Purdy J.A., Harms W., Matthews J.W. The CT-simulation 3D treatment planning process // Front. Radiat. Ther. Oncol. 1996. Vol. 29. P. 43–56.
7. Nagata Y. et al. CT simulator: a new 3D planning and simulating system for radiotherapy: Part 2. Clinical application // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Vol. 18. 1990. P. 505–513.
8. Nishidai T. et al. CT simulator: a new 3-D planning and simulating system for radiotherapy: Part 1. Description of system // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1990. Vol. 18. P. 499–504.
9. Sherouse G., Mosher K.L., Novins K. et al. Virtual simulation: concept and implementation // In: 9th Int. Conf. Use of Computers in Radiation Therapy. I.A. Bruinvis et al. (eds). – North-Holland. 1987. P. 433–436.
10. Sherouse G.W., Bourland J.D., Reynolds K. Virtual simulation in the clinical setting: some practical considerations // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1990. Vol. 19. P. 1059–1065.
11. Sherouse G.W., Novins K., Chaney E.L. Computation of digital constructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1990. Vol. 18. P. 651–658.
12. Van Dyk J., Taylor J.S. CT-simulators // In: The Modern Technology for Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists, J. Van Dyk (ed). – Medical Physics Publishing. 1999. P. 131–168.
13. Kutcher G.J. et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40 // Med. Phys. 1994. Vol. 21. P. 581–618.
14. AAPM Report No. 39. Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners // Amer. Inst. Phys. – New York. 1993.
15. Fraass B. et al. AAPM Radiation Therapy Committee TG-53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning // Med. Phys. 1998. Vol. 25. P. 1773–1829.
16. Gerber R.L., Purdy J.A. Quality assurance procedures and performance testing for CT-simulators // In: A Practical Guide to 3-D Planning and Conformal Radiation Therapy. J.A. Purdy and G. Starkschall (eds). – Advanced Medical Publishing Inc. 1999. P. 123–132.
17. Van Dyk J., Mah K. Simulation and imaging for radiation therapy planning // In: Radiotherapy Physics in Practice, 2nd ed. – Oxford University Press. England. 2000. P. 118–149.
18. Mah K., Danjoux C.E., Manship S. et al. Computed tomographic simulation of craniospinal fields in pediatric patients: improved treatment accuracy and patient comfort // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1998. Vol. 41. P. 997–1003.
19. Butker E.K., Helton D.J., Keller J.W. et al. A totally integrated simulation technique for three-field breast treatment using a CT simulator // Med. Phys. 1996. Vol. 23. P. 1809–1814.
20. Curry T.S., Dowdey J.E., Murry R.C. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, 4th ed. – Lea & Febiger. 1990.
21. Fox S.H. CT tube technology // In: Medical CT and Ultrasound: Current technology and applications: Proc. of the 1995 AAPM Summer School, L.W. Goldman and J.B. Fowlkes (eds). – Advanced Medical Publishing. 1995. P. 350–357.
22. Kalender W.A., Seissler W., Klotz E., Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation // Radiology. 1990. Vol. 176. P. 181–183.
23. Kalender W.A. Principles and performance of spiral CT // In: Medical CT and Ultrasound: Current Technology and Applications. L.W. Goldman, J.B. Fowlkes (eds) – Advanced Medical Publishing. 1995. P. 379–410.
24. Kalender W.A., Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning // Med. Phys. 1991. Vol. 18. P. 910–915.
25. Klingenbeck-Regn K., Schaller S., Flohr T. et al. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications // Eur. J. Radiol. 1999. Vol. 31. P. 110–124.
26. Hu H. Multislice helical CT: scan and reconstruction // Med. Phys. 1999. Vol. 26. P. 5–18.
27. Fuchs T., Kachelriess M., Kalender W.A. Technical advances in multi-slice spiral CT // Eur. J. Radiol., 2000. Vol. 36. P. 69–73.
28. Suit H.D. et al. Potential for improvement in radiation therapy // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1988. Vol. 14. P. 777–786.
29. Ramsey C.R., Scaperoth D., Arwood D., Oliver A.L. Clinical efficacy of respiratory gated con-

- formal radiation therapy // *Med. Dosim.* 1999. Vol. 24. P. 115–119.
30. Ohara K. et al. Irradiation synchronized with respiration gate // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1989. Vol. 17. P. 853–857.
31. McCollough C.H., Zink F.E. Performance evaluation of a multislice CT system // *Med. Phys.* 1999. Vol. 26. P. 2223–2230.
32. Perez C.A. et al. Design of a fully integrated three-dimensional computed tomography simulator and preliminary clinical evaluation // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1994. Vol. 30. P. 887–897.
33. Garcia-Ramirez J.L., Mutic S., Dempsey J.F. et al. Performance evaluation of an 85 cm bore x-ray computed tomography scanner designed for radiation oncology and comparison with current diagnostic CT scanners // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2002. Vol. 52. P. 1123–1131.
34. Loo D. CT acceptance testing // In: *Specification, Acceptance Testing and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment*, J.A. Seibert, G.T. Barnes, R.G. Gould, (eds). AAPM Summer School – Amer. Instit. f Phys. New York, 1991.
35. McCollough C.H., Zink F.E. Quality control and acceptance testing of CT systems // In: *Medical CT and Ultrasound: Current Technology and Applications*. L.W. Goldman and J.B. Fowlkes (eds). Proc. 1995 AAPM Summer School. – Advanced Medical Publishing. 1995. P. 350–357.
36. McCollough C.H., Zink F.E. Performance evaluation of CT systems // *Radiological Society of North America Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics*. Oak Brook. 2000.
37. AAPM Report No. 1, *Phantoms for performance Evaluation and quality assurance of CT Scanners*. – New York, 1977.

Продолжение в следующем номере