

РЕКОМЕНДАЦИИ РАБОЧЕЙ ГРУППЫ ПО ГИНЕКОЛОГИИ GEC-ESTRO: “ПОДВОДНЫЕ КАМНИ” ПРИ КАЛИБРОВКЕ И РЕКОНСТРУКЦИИ АППЛИКАТОРОВ В ПЛАНИРОВАНИИ БРАХИТЕРАПИИ РАКА ШЕЙКИ МАТКИ, ОСНОВАННОМ НА ИСПОЛЬЗОВАНИИ 3D-ИЗОБРАЖЕНИЙ

RECOMMENDATIONS FROM GYNAECOLOGICAL (GYN) GEC-ESTRO WORKING GROUP: CONSIDERATIONS AND PITFALLS IN COMMISSIONING AND APPLICATOR RECONSTRUCTION IN 3D-IMAGE-BASED TREATMENT PLANNING OF CERVIX CANCER BRACHYTHERAPY

Radiotherapy and Oncology, 2010, 96, P. 153–160

Hellebust T. P., Kirisits C., Berger D. et al.

Перевод М.А. Кузнецова, под ред. Т.Г. Ратнер и О.В. Козлова

Российский онкологический научный центр им. Н.Н.Блохина, Москва

В настоящее время способ планирования контактного облучения рака шейки матки, основанный на 3D-изображениях, быстро заменяет планирование с использованием рентгенографии. При применении 3D-изображений геометрические параметры аппликатора определяются из 3D-изображений пациента и импортируются в систему планирования. Данный процесс называется «реконструкция аппликатора». Из-за высоких градиентов доз ошибки реконструкции могут привести к значительным отклонениям доз в объеме мишени и органах риска. Для минимизации неточностей следует применять соответствующие методы калибровки и реконструкции аппликатора во избежание случайных ошибок.

Процесс калибровки аппликатора подразумевает верификацию положений источника по отношению к аппликатору с использованием авторадииографии и других методов визуализации. Для этой цели можно использовать посрезовое представление аппликатора, при этом лучше всего проводить рентгеновскую компьютерную томографию. Результаты калибровки можно сохранить в виде библиотеки аппликаторов. Точность калибровки крайне важна, поскольку ошибки в файлах библиотеки аппликаторов приводят к систематическим ошибкам в планах лечения.

Канал, по которому проходит источник, хорошо визуализируется на КТ-изображениях, в то время как реконструкция аппликатора по данным МРТ более сложна. Доступность коммерческих имитаторов источников для МРТ ограничена, а при использовании титановых аппликаторов возможно образование артефактов. Для оптимальной визуализации аппликатора необходимо правильно выбирать параметры МРТ. Рекомендован выбор поперечных изображений с малой толщиной среза (≤ 5 мм), ориентированных относительно аппликатора. Альтернативно можно рекомендовать 3D МРТ с изотропными размерами вокселей. Чтобы избежать погрешностей, связанных с объединением серий, предпочтительно, чтобы оконтуривание и реконструкция выполнялись на одной и той же серии изображений.

При выполнении ряда условий погрешность реконструкции несущественно повлияет на доставленную дозу и будет в целом ниже, чем все другие погрешности брахитерапии, например, связанные с оконтуриванием и движением органов.

Ключевые слова: 3D-брахитерапия, реконструкция аппликатора, калибровка аппликатора

Предисловие переводчика

В связи с тем, что в настоящее время в российской научной периодике не выработано какой-либо единой терминологии в вопросах, касающихся контактной лучевой терапии (брахитерапии) различных локализаций, целесообразно перед переводом непосредственно текста статьи обсудить некоторые термины, применяющиеся в тексте оригинала, а именно:

1. Commissioning – как правило, под этим подразумевается тестирование перед вводом в эксплуатацию медицинской техники, подтверждающее, что оборудование соответствует предъявляемым к нему требованиям и может использоваться для лучевой терапии надлежащим образом. Т.к. в настоящей статье речь идет только об определении параметров аппликаторов, то при переводе мы использовали термин “калибровка”.
2. Marketstring – несколько имитаторов источника, укрепленные на нити, отстоящие друг от друга на определенном расстоянии. Имитаторы предназначены для визуализации положений реального радионуклидного источника.
3. Tandem applicator – аппликатор типа «тандем», в данной статье – вагинальное кольцо вместе с метростатом, вводимым в цервикальный канал. В общем случае так называется любой аппликатор, вводимый в полость матки и соединенный замком.
4. Track – визуализируемый внутри аппликатора канал, по которому движется источник. В данной статье предлагается использовать для обозначения данного понятия термин “путь” или “путь источника”.
5. Dwell position – положение источника внутри аппликатора на определенное время, необходимое для облучения в соответствии с разработанным планом лечения. Целесообразно переводить данный термин как “позиция” или “позиция источника”.
6. Digitalization – это процесс преобразования визуальной информации об аппликаторе (изображения, полученного одним из методов медицинской визуализации) в цифровую форму, воспринимаемую системой планирования для того, чтобы рассчитать план лечения. В данном случае можно пользоваться термином “оцифровка”.
7. Multiplanar reconstruction (MPR) – процесс построения вспомогательных изображений относительно выбранных осей (как правило,

ориентированных в соответствии с размещенным аппликатором). В дальнейшем под термином “мультипланарные изображения” будут подразумеваться полученные таким образом изображения.

Традиционно оценка положения имплантата при брахитерапии (БТ) основывалась на получении пары рентгеновских снимков [1, 2], в то время как в отличие от дистанционной лучевой терапии (ДЛТ) расчеты доз, основанные на послойных методах визуализации (КТ, МРТ и УЗИ), играли меньшую роль. Однако в последние годы в мировой практике стали проводить планирование БТ с использованием 3D-изображений, что позволяет обеспечить конформное дозовое распределение в объеме мишени и избежать воздействия высоких доз на критические органы [3–9]. Расчет распределения дозы в анатомических структурах требует, чтобы данные о геометрии аппликатора и позициях источника были получены на основании изображений и затем импортированы в систему планирования (СП). Этот процесс, как правило, называется “реконструкцией аппликатора”. Неточное выполнение данной процедуры может привести к геометрическим погрешностям и, следовательно, к погрешностям при определении положений источника, которые влияют на точность определения поглощенной дозы как в объеме мишени, так и в органах риска. Поэтому важно учитывать особенности процесса реконструкции при оценке погрешностей, влияющих на планирование брахитерапии, основанное на 3D-изображениях.

В 2000 г. Groupe Europeen de Curietherapie (GEC) ESTRO создало Рабочую группу по гинекологии (GWG), включающую врачей и физиков из различных центров, которые активно занимаются БТ, основанной на 3D-изображениях. Их задачей было описать и разработать базовые концепции, которые могли позволить различным группам, работающим в этой области, выработать общий язык для корректного сравнения результатов. Участники GWG опубликовали несколько рекомендаций и результатов научно-исследовательских программ [3, 4, 9]. В мае 2005 г. группа была расширена до Европейского Сообщества по 3D БТ в гинекологии. В рамках работы Сообщества было выделено несколько проектов, один из которых назывался “Реконструкция аппликаторов”. В рамках проекта было поставлено две цели: (1) описать практические методы реконструкции аппликаторов (включая калибровку) и определить

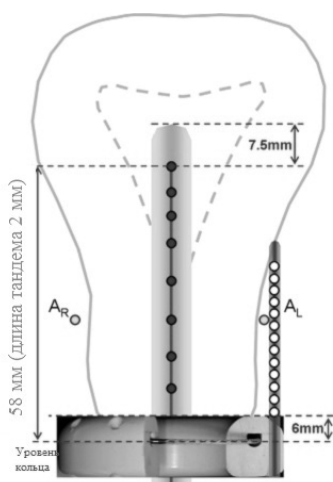


Рис. 1. Представление размеров кольца и tandem-ного аппликатора, определенного в процессе калибровки

ключевые моменты процесса реконструкции и (2) оценить дозиметрические погрешности, связанные с геометрическими погрешностями. Данная статья посвящена результатам решения задачи (1). Результаты по задаче (2) были опубликованы в других источниках [10, 11].

Калибровка аппликаторов

Процесс калибровки при введении в клиническую практику нового аппликатора включает в себя верификацию клинически значимых положений источника по отношению к внешней поверхности аппликатора и/или по отношению к опорным точкам аппликатора. Например, он может включать определение расстояния от конца аппликатора или иглы до позиции первого источника. Другим примером может служить определение расстояния от верхней поверхности кольцевого аппликатора до уровня пути источника. Этот параметр необходим для определения положения точки A по отношению к аппликатору (рис. 1).

Как правило, калибровка выполняется с использованием рентгеновских изображений [12]. Однако для жестких аппликаторов можно использовать послойное изображение, предпочтительно – РКТ. В процессе КТ-калибровки аппликатор должен быть расположен на столе КТ таким образом, чтобы соответствующая часть аппликатора была видна на одном срезе. На рис. 2а показано КТ-изображение кольцевого аппликатора, причем центральный канал полностью визуализирован. Пользователи должны сами выбирать корректные методы визуализации своих аппликаторов для опреде-

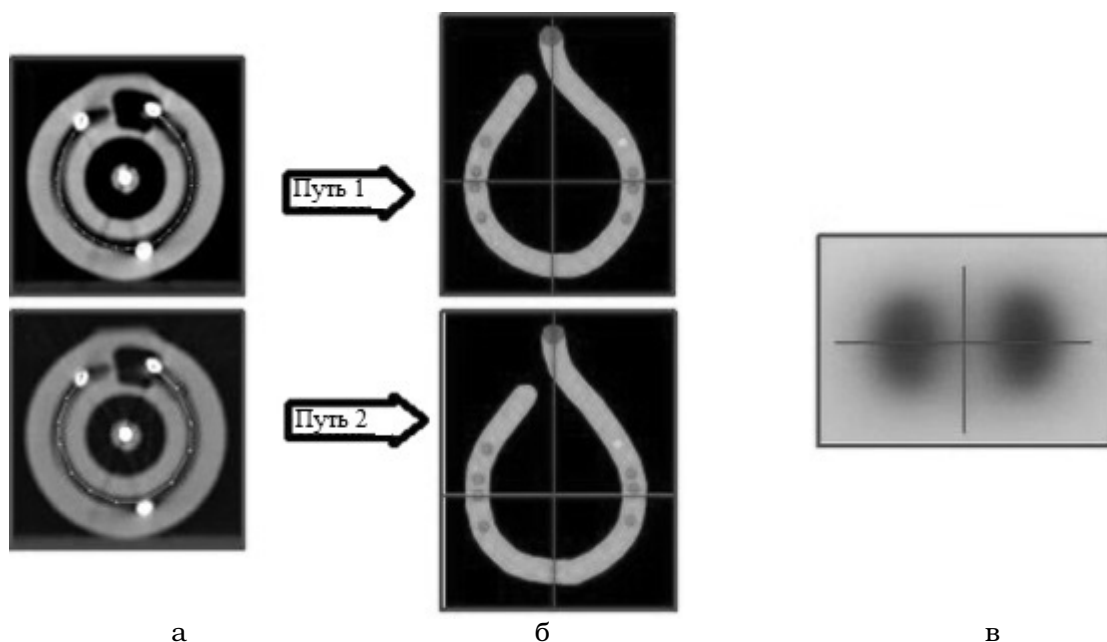


Рис. 2. (а) Одно и то же КТ-изображение кольцевого аппликатора использовано для реконструкции двух различных путей (показаны пунктирными линиями); (б) результат реконструкции аппликаторов с одинаковой конфигурацией позиций источников; (в) автордиография аппликатора (а) с конфигурацией положений источника (б)

ления точного положения позиций источника. На рис. 2б приведено изображение двух аппликаторов, реконструированных по КТ-изображениям, показанным на рис. 2а. Для обоих случаев оцифровка была начата с одной точки (первый маркер), но, как показано на рис. 2а, путь источника был отмечен двумя различными способами, а именно: для случая (1) – по центру канала, а для случая (2) – вблизи внутренней поверхности канала. В реконструированные таким образом аппликаторы была помещена одинаковая конфигурация позиций источника, и стала очевидной разница между положениями источников при путях 1 и 2. Следовательно, и рассчитанное дозовое распределение вокруг аппликатора будет различным. Правильный метод реконструкции следует верифицировать с использованием методов авторадииграфии, который показывает истинное положение позиций источника. На рис. 2в показана авторадииграфия аппликатора для положений источника по рис. 2а и б. По-видимому, путь 1 является более правильным.

Особое внимание следует уделять изогнутым аппликаторам, например, кольцевым или овоидам. Внутри изогнутого аппликатора источник, присоединенный к тросику, будет располагаться около внешней стенки канала [13]. Когда источник движется внутри изогнутого аппликатора, этот эффект может привести к нарушению круговой формы траектории движения источника и, следовательно, к смещению положения источника по сравнению с движением в прямом аппликаторе. Это было показано в исследовании [14]. Как показано на рис. 9.5. в книге [12], этот эффект также приводит к различиям между положением маркера (при использовании нити имитаторов) и реальным положением источника. В исследовании [10] сравнивали положение имитаторов и реальных положений источника, определенных путем КТ-визуализации кольцевого аппликатора с источником. Было установлено расхождение в 2,5 мм между позициями источника и положением соответствующего маркера в задней части кольца, что, скорее всего, обусловлено кривизной аппликатора. У аппаратов, которые перед началом лечения выдвигают источник к дальнему концу трубки аппликатора (например, Gammamed, Varian), в начале втягивания первые миллиметры тросик будет выпрямляться без изменения положения источника (так называемая “слабина (slack) тросика”). Если при этом не производить кор-

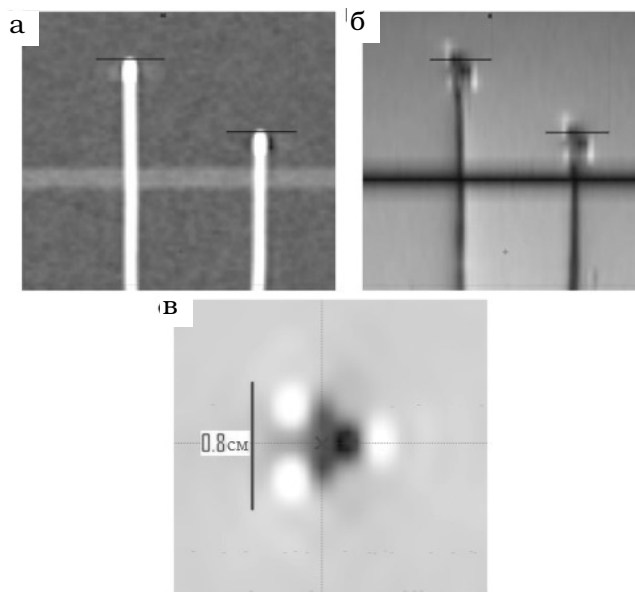


Рис. 3. Реконструкция водного фантома с титановыми иглами: (а) в корональной плоскости поперечных КТ-изображений, (б) T2-взвешенных МРТ-изображений. На МРТ видны артефакты в области кончиков игл. (в) Пара-трансаксиальная калибровка тандемного аппликатора с помощью МРТ. Вокруг тандема видны светлые артефакты. Центр канала источника отмечен крестиком

рекции, данный эффект приведет к систематическому смещению всех позиций источника в кольце. Тем не менее, влияние данного эффекта можно компенсировать определением положения конца тросика с источником и учетом смещения от реального положения источника на 2,5–3 мм. Величина смещения зависит от типа кольца, и может немного измениться при замене источника.

При использовании титановых аппликаторов при МРТ-исследованиях для калибровки аппликатора нужно проводить дополнительное фантомное исследование. Несмотря на то, что материал аппликатора (титан) позволяет проводить МРТ, на изображениях все равно будут присутствовать артефакты [15]. Наличие артефактов зависит от метода получения серии изображений и, следовательно, МРТ-фантомное исследование должно быть произведено тем же способом, что и клиническое. Путем совмещения КТ и МРТ-фантомных изображений можно определить положение артефактов МРТ-изображений относительно геометрии аппликатора, визуализированной с помощью КТ (рис. 3).

Данные, полученные из результатов калибровки геометрических параметров аппликатора, или, более точно, калибровки пути источника относительно аппликатора, можно сохранить в файлах библиотеки для последующего использования. В связи с тем, что наличие ошибок в файлах библиотеки приведет к возникновению систематических ошибок в планах лечения, крайне важно уделить особое внимание правильному проведению калибровки. Другие важные вопросы калибровки аппликатора и приемочных испытаний описаны в буклете ESTRO № 8 [16], посвященном контролю качества оборудования для брахитерапии.

Процесс реконструкции

Для подробного анализа и описания процедуры реконструкции процесс можно разделить на два этапа: (1) реконструкция геометрии аппликатора и (2) совмещение геометрии аппликатора и анатомии пациента. Первый этап включает определение пути источника путем определения его позиций относительно друг друга или по отношению к опорным точкам аппликатора. Второй этап процесса – размещение пути источника на 3D-изображении анатомии пациента. Очевидно, что проведение обоих этапов одинаково важно, т.к. неправильное размещение на 3D-изображении корректно реконструированного аппликатора приведет к неправильному расчету распределения дозы в теле пациента.

Реконструкцию аппликатора (этап 1) можно выполнять различными способами: импортом аппликаторов из библиотеки, прямой реконструкцией или комбинацией данных методов. Использование библиотеки возможно лишь для жестких аппликаторов. Оба метода имеют свои погрешности, которые следует учитывать при планировании лечения.

Использование библиотеки аппликаторов подразумевает наличие имеющейся библиотеки файлов, содержащих информацию о пути источника, которые импортируют в серию клинических изображений. Критичным является то, как выполняется импортирование файла из библиотеки. Один способ заключается в объединении координатной системы файла из библиотеки с координатной системой клинического 3D-изображения с целью идентификации как минимум трех точек для обеих координатных систем. Для этого следует использовать хо-

рошо различимые точки аппликатора, например, маркеры нити имитаторов, конец аппликатора или отверстия в иглах. В одной из используемых в GYN GEC-ESTRO систем планирования (Plato, Nucletron B.V.) данные точки, использованные для обратной проекции файлов библиотеки, определялись только на оригинальных, а не реконструированных изображениях. В том случае, когда по корональным КТ-изображениям было определено, что часть точек находится между КТ-срезами, такое объединение не будет полностью корректным. Суть второго подхода заключается в возможности некоторых СП поворачивать и перемещать заранее заданные типовые аппликаторы, пока они полностью не совпадут с клиническим 3D-исследованием. В случае одновременного использования нескольких жестких аппликаторов каждый аппликатор следует импортировать отдельно, так как существует риск, что положение одного аппликатора относительно другого может измениться внутри тела пациента.

Сущность реконструкции аппликатора методом прямой реконструкции заключается в оцифровке пути источника напрямую из полученных изображений. При использовании этого метода важно правильно идентифицировать первую позицию источника, или же определить положение этой позиции относительно опорной точки аппликатора (например, его кончика) путем идентификации первого маркера имитаторов. При использовании трансверсальных (или пара-трансверсальных) изображений полезно использовать латеральный или фронтальный вид, чтобы определить опорную точку, или оценить не находится ли первый маркер между двух изображений. После определения первой позиции путь источника может быть оцифрован, после чего следует произвести тщательную проверку верной формы контура. Когда проводится оцифровка изогнутого (например, кольцевого) аппликатора на нескольких изображениях, существует риск того, что при реконструкции путь будет либо слишком коротким, либо слишком длинным, и реконструированный аппликатор будет выглядеть неровным. Разумеется, неправильное положение позиции источника приведет к неверному расчету распределения дозы. На рис. 4 показан пример прямой реконструкции кольцевого аппликатора, основанных на серии КТ-изображений с толщиной среза 3 мм. Неровный вид аппликатора четко виден в сагитталь-

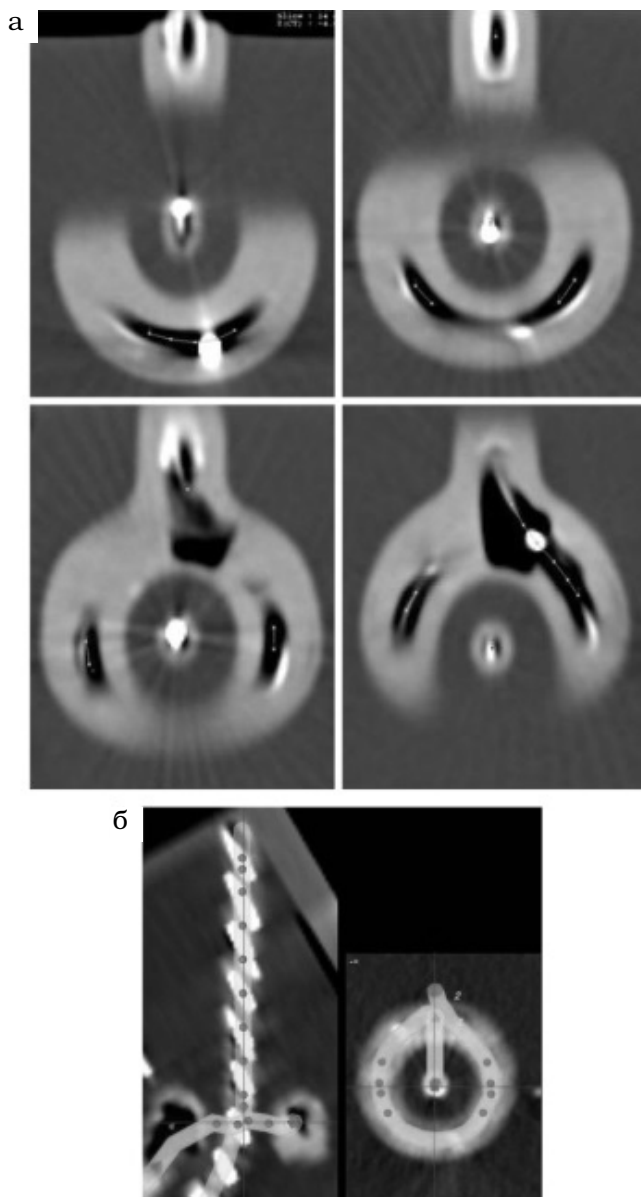


Рис. 4. (а) Трансверсальное изображение тандемного кольцевого аппликатора, когда кольцо видно на нескольких срезах, (б) прямая реконструкция аппликатора в пара-сагиттальной (слева) и пара-трансверсальной (справа) плоскости

ной плоскости, а позиции источника по отношению друг к другу вдоль оси z (в цервикальном аппликаторе) размещены неверно. Однако погрешности можно минимизировать получением корректных значений координат x и y с помощью данных, полученных при калибровке аппликатора, т.е. трансверсальные

изображения (рис. 2 и 4) должны быть одинаковыми.

Большинство современных СП позволяют облегчить пользователю использование изображений, построенных в нескольких плоскостях (мультипланарных). Таким образом, можно построить для визуализации соответствующих частей пути источника изображения, и описанная выше проблема будет решена. Качество мультипланарных изображений зависит от расстояния между исходными изображениями. Как правило, невозможно визуализировать необходимые для реконструкции элементы всех аппликаторов всего лишь на одном мультипланарном изображении. Для реконструкции каждого из аппликаторов следует использовать свой набор мультипланарных изображений. В связи с тем, что качество таких изображений иногда будет недостаточным, реконструкцию прямых и жестких аппликаторов предпочтительно проводить методом прямой реконструкции. Чтобы аппликатор не имел пилообразную форму [17], для реконструкции прямого жесткого аппликатора следует использовать всего две точки.

При использовании метода прямой реконструкции верификация может быть проведена загрузкой стандартной конфигурации источников (в соответствии с диаметром кольца или размерами овоидов) в реконструированный аппликатор. Стандартная загрузка должна воспроизвести конфигурацию источников, аналогичную той, которая была получена при калибровке аппликатора (если нет, значит, при реконструкции аппликатора была допущена ошибка). Более того, стандартные времена остановки источника и соответствующие дозы в точках А должны быть табулированы (включая оценку погрешности), чтобы впоследствии можно было удостовериться, что для любой проведенной реконструкции времена остановки источника и доза в точке А будут совпадать. Выполнение этой процедуры является дополнительным подтверждением правильности реконструкции аппликатора и позиционирования точки А.

Реконструкция аппликатора с использованием КТ-изображений

Как видно из рис. 2 и 4, путь источника на КТ-изображениях легко различим. Обычно полость аппликатора визуализировать легко и,

следовательно, не требуется применять нити имитаторов. При использовании некоторых рентгеновских катетеров на КТ могут возникать артефакты, что приводит к значительным погрешностям при реконструкции и оконтуривании.

Как правило, КТ-исследование производится без наклона гантри, и для обеспечения наилучшей визуализации рекомендована толщина срезов ≤ 3 мм. Просвет кольца визуализируется на нескольких срезах, например, на 3–4 изображениях при толщине среза 3 мм (рис. 4). Для того чтобы кольцо было видно на одном изображении, можно использовать мультипланарное построение изображения, содержащего кольцо целиком. Полученное изображение можно использовать как для прямой реконструкции, так и для размещения на нем аппликатора из библиотеки. В работе [10] проанализировано влияние ориентации аппликатора и используемого метода реконструкции на рассчитанную дозу в области реконструированного кольцевого аппликатора при КТ-исследовании. Согласно полученным данным, невозможно определить одну ориентацию, которая имела бы наименьшее влияние на расчет дозы вблизи аппликатора. Более того, было установлено, что метод реконструкции с использованием библиотечных аппликаторов приводит к меньшим стандартным отклонениям, чем метод прямой реконструкции путем выбора различных ориентаций, т.е. без стандартизации ориентации аппликатора метод библиотечных аппликаторов является более точным. Тем не менее, при всех ориентациях и для всех методов реконструкции имеются небольшие различия в рассчитанных дозах, следовательно, оба метода (библиотечный и прямой реконструкции) пригодны для реконструкции аппликаторов на КТ-изображениях [10].

Реконструкция аппликаторов с использованием МРТ-изображений

В руководстве GEC-ESTRO, рекомендовано использовать Т2-взвешенные МРТ-изображения для определения мишени и органов риска. Предпочтительно, чтобы оконтуривание и реконструкция производились на одной и той же серии изображений во избежание неточностей, связанных с совмещением изображений и перемещением пациента или органа между исследованиями. Выбор способа получения

МРТ-изображений важен для точности реконструкции аппликатора. В том случае, если СП позволяет, рекомендовано использование паратрансверсальных изображений, поскольку: (1) аппликатор лучше виден на пара-трансверсальных изображениях, чем на трансверсальных; (2) пара-трансверсальные изображения предпочтительны для оконтуривания [18]. В целом, рекомендовано использовать срезы с малой толщиной, однако при этом следует избегать длительного времени сканирования, чтобы ограничить влияние движений пациента во время получения изображений. 3D последовательности с изотропным размером вокселей обеспечивают отличную визуализацию аппликатора, а также позволяют производить оконтуривание на определенных Т2-взвешенных сериях изображений [19]. Толщина среза в любом случае не должна быть больше, чем 5 мм. Однако даже при толщине среза 3–5 мм визуализация аппликатора может быть затруднена или быть неточной на Т2-взвешенных изображениях, особенно если при имплантации использовались иглы. Поэтому в ряде случаев можно по выбору использовать КТ-изображения или дополнительные МРТ-снимки для того, чтобы увеличить точность реконструкции, или для того, чтобы упростить процесс реконструкции в целом. Реконструкция аппликатора может в дальнейшем быть выполнена на серии изображений, имеющих лучшую видимость аппликатора или путей источника по сравнению с Т2-взвешенными трансверсальными МРТ, например, на КТ-изображениях, сагиттальных или корональных МРТ, Т1-взвешенных МРТ, 3D-МРТ или рентгеновских снимках [20–21].

На МРТ-изображениях просвет аппликатора не визуализируется, поскольку воздух и материал аппликатора не дают никакого сигнала. Более того, обычные маркеры, используемые при рентгеновских исследованиях и КТ, несовместимы с МРТ и не могут обеспечить визуализацию пути источника. В настоящее время на рынке представлено лишь несколько имитаторов источников для Т2-взвешенных МРТ-изображений. Катетеры, наполненные раствором CuSO_4 [20, 22], водой [23] или глицерином [24] можно использовать в пластиковых аппликаторах (рис. 5). Однако многие коммерческие аппликаторы имеют входное отверстие небольшого диаметра, что уменьшает объем жидкости и, следовательно, сигнал от таких маркеров может быть слабым. Опорные струк-

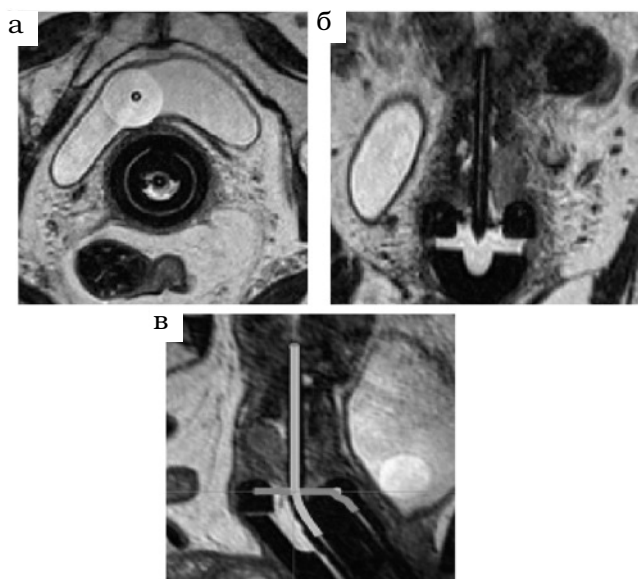


Рис. 5. Реконструкция пластикового аппликатора в 3D МРТ исследовании (серия SPACE). Пластиковые катетеры, заполненные жидкостью, полученной из кожных маркеров МРТ (MR-SPOTS Beekley) введены в tandemный и кольцевой аппликаторы. (а) пара-трансверсальное изображение на уровне кольцевого канала, (б) пара-корональное изображение, (в) пара-сагиттальное изображение с реконструированным tandemным и кольцевым аппликаторами. Черный участок изображения от кольца и направляющей tandemного аппликатора виден в районе вагины. Путем поворота аппликатора из библиотеки в соответствии с этими направляющими кольцо будет размещено в верной позиции

туры, такие, как полости, заполненные жидкостью (рис. 6), или отверстия игл [13] можно использовать, если известна связь их положения с позициями источника. В титановых аппликаторах контрастная жидкость не видна внутри направляющих трубок источника из-за наличия артефактов [20].

На МРТ-изображениях пластиковые аппликаторы видны как черные области, отображая физические размеры аппликатора, но не путь источника. Альтернативно для прямой визуализации пути источника реконструкция аппликатора может быть основана на внешней поверхности аппликатора. В этом случае необходимо иметь данные об аппликаторе и геометрии пути источника, полученные при калибровке, например, расстояние между поверхностью аппликатора и первой позицией источника, и толщину материала аппликатора над вагинальными источниками. Некоторые СП содержат библиотеку аппликаторов, которая включает информацию об их внешних размерах. Файл с данными аппликатора можно импортировать и затем совместить с черными областями на МРТ пациента путем поворота и перемещения (рис. 7). Данная процедура является быстрой, простой и меньше зависит от ошибок реконструкции. В таком случае риск, связанный с введением неправильной геометрии (такой, как неверный диаметр кольца или размер овоидов) будет уменьшен, поскольку визуальная верификация реконструкции аппликатора может быть произведена напрямую по совмещению черного контура аппликатора с его формой.

При использовании МРТ для реконструкции аппликаторов следует обращать особое внимание на величину геометрического иска-

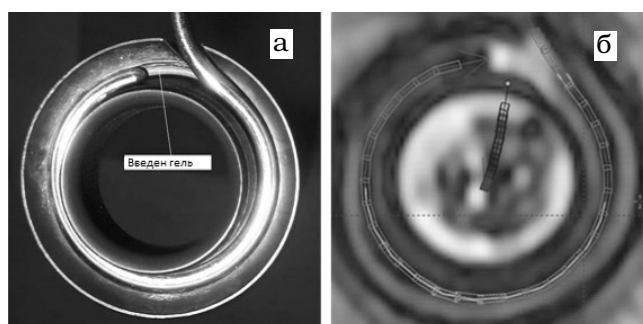


Рис. 6. Реконструкция аппликатора (титановое кольцо) на МРТ-изображениях. (а) перед насадкой кольцевого колпачка в канал аппликатора был введен гель, (б) поворот реконструированного кольца в соответствии с положением сигнала от введенного геля

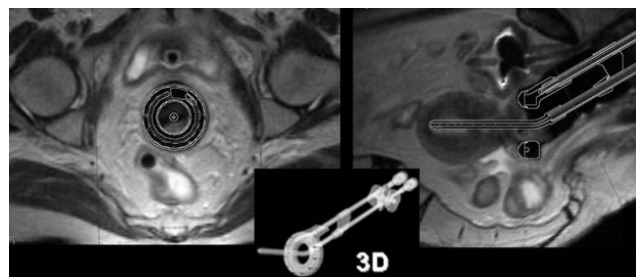


Рис. 7. Позиционирование аппликатора из библиотеки (в центре) на аксиальной (слева) и сагиттальной (справа) плоскостях

жения. При брахитерапии в гинекологии область интереса расположена в центре тела пациента, где величина искажения не очень велика (<2 мм) при выборе подходящих методик МРТ, а также алгоритмов корректировки искажения, предлагаемых производителями МРТ-оборудования [25].

Объединение нескольких серий изображений

Когда дополнительные серии изображений (например КТ, дополнительные МРТ или рентгеновские снимки) используются для облегчения процедуры реконструкции, две серии изображений, используемых для оконтуривания и реконструкции, должны быть совмещены. В таком случае либо геометрия аппликатора накладывается на T2-взвешенные изображения, либо контуры органов копируют и импортируют в серию изображений, на которых была произведена реконструкция аппликатора. Важно, чтобы объединение выполнялось с целью совмещения контуров аппликаторов, а не, например, костных структур. Погрешности, связанные с регистрацией, приведут к смещению аппликатора и, следовательно, к ошибкам при расчете дозы. Всегда следует рассматривать, будут ли погрешности, связанные с совмещением, превышать ошибки, связанные с реконструкцией, если реконструкция производилась напрямую на тех изображениях, где было выполнено оконтуривание.

Кроме того, при осуществлении совмещения необходимо учитывать погрешности, обусловленные наличием артефактов смещения, изменяющих последовательность времени остановок. В частности, при использовании металлических аппликаторов следует удостовериться в том, что артефакты на изображении аппликатора расположены правильно относительно его геометрии.

Примеры процедур реконструкции

Как было показано выше, существует много разных подходов к реконструкции аппликаторов, основанной на использовании 3D изображений. Обзор методов, используемых в семи европейских медицинских центрах, имеющих значительный опыт в проведении брахитерапии в гинекологии с использованием КТ- или МРТ-изображений, показал, что рекон-

струкция аппликатора выполнялась с использованием шести различных методик. Осуществление методик напрямую было связано с возможностями СП, методов получения изображения и типов используемых аппликаторов. Следует отметить, что в каждом клиническом отделении необходимо измерять параметры аппликаторов при приемке в эксплуатацию. Таким образом, приведенные данные следует использовать только для информации.

Обсуждение

Значения градиента дозы при внутриволостном облучении составляют обычно 5–12 % на мм на расстоянии 1–3 см от аппликатора. Геометрические погрешности влияют на распределение дозы в соответствии с этим градиентом, и даже небольшие геометрические ошибки будут сильно искажать дозу в опухоли или в критических органах. В клинической практике существует несколько источников геометрических погрешностей, а именно: позиционирование источника (за счет аппарата), реконструкция аппликатора, смещение аппликатора и движение органов.

Отмечено, что различие в реконструкции аппликатора разными исполнителями составляет не более 0,5–1 мм (1σ) [20] если используются методы, соответствующие рекомендациям GEC-ESTRO, описанным в данной статье. Таким образом, погрешности реконструкции будут меньше, чем погрешности, связанные с выполнением оконтуривания различными исполнителями (показано, что порядок неточностей оконтуривания – около 2 мм (1σ)). Движение органов или смещение аппликатора в интервале времени между визуализацией и лечением приводит к различиям между рассчитанной и доставленной дозами. Показано, что движение органов имеет большее влияние на параметры ГДО, чем погрешности реконструкции [21].

Величина осложнений, связанных с ошибками реконструкции, зависит от направления, в котором была допущена ошибка, и органа. Как было отмечено, прямая кишка и мочевого пузыря наиболее чувствительны к погрешностям, связанным с реконструкцией [11]. Величина D_{2cc} изменяется в среднем на 5–6 %/мм ошибки реконструкции аппликатора в передне-заднем направлении и до 7 % для тела пациента в целом. Для других направлений

параметры HR-CTV (D_{90} , D_{100}) и сигмовидной кишки (D_{2cc}) в среднем изменялись на 4 %/мм, несмотря на то, что для отдельных пациентов величина ошибки составляла 5 %/мм.

При реконструкции, основанной на КТ-изображениях, аппликатор в большинстве случаев превосходно визуализируется, и было показано, что разница в дозах между различными методами КТ-реконструкции составляет не более 4 % (1σ) в клинически важных точках [10]. Даже при реконструкции, основанной на МРТ-изображениях, было отмечено, что различия между методами или исследователями составило величину не более 3–6 % от важных параметров ГДО для мишени и органов риска (HR-CTV D_{90} , OAR D_{2cc}) [13, 20, 21].

Несмотря на то, что влияние погрешностей, связанных с реконструкцией, надежно контролируется, в любом случае очень важно избегать случайных ошибок реконструкции, которые могут привести к значительным изменениям дозы. Систематические ошибки в процессе калибровки аппликатора могут привести к некорректным расчетам доз для всех пациентов. Например, неправильное определение толщины колпачка кольца может привести к систематическому смещению кольцевого канала для всех пациентов. Ошибка в 2 мм в каудальном направлении может быть причиной систематической ошибки в среднем до 10 ± 2 % для параметров ГДО мишени и органов риска [11]. Аналогично, ошибка, связанная с отсутствием поправки в 4 мм на слабину тросика для кольцевого аппликатора приводит к абсолютным средним ошибкам в ГДО на 2 ± 6 %. Случайные погрешности из-за “ручных” ошибок (например, при регистрации изображений) могут также привести к значительным ошибкам, особенно при ошибках реконструкции в передне-заднем направлении. Неправильное позиционирование вагинальных источников на 3 мм в передне-заднем направлении может увеличить дозу на мочевого пузырь и прямую кишку до 20 %.

Заключение

Геометрические ошибки реконструкции могут приводить к значительным изменениям дозы в мишени и органах риска. Ввести в практику соответствующие методы калибровки и реконструкции аппликаторов следует с целью минимизации погрешностей реконструкции и

для того, чтобы по возможности избегать случайных ошибок. Применение ясных и правильных методик реконструкции аппликаторов гарантирует, что погрешности реконструкции будут иметь незначительное влияние на поглощенную дозу. В целом, надежно контролируемые погрешности, связанные с реконструкцией, будут меньше, чем другие погрешности, например, связанные с оконтуриванием и движением органов.

Дополнительные данные, ассоциированные с настоящей статьей, могут быть найдены в онлайн-версии по адресу: doi:10.1016/j.radonc.2010.06.004.

Список литературы

1. Perez C.A, Grigsby P.W, Lockett M.A et al. Radiation therapy morbidity in carcinoma of the uterine cervix: dosimetric and clinical correlation. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 1999, **44**, P. 855–866.
2. Brooks S., Brownes P., Lowe G., et al. Cervical brachytherapy utilizing ring applicator: comparison of standard and conformal loading. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 2005, **63**, P. 934–939.
3. Haie-Meder C., Potter R., van Limbergen E. et al. Recommendations from the Gynaecological (GYN) GEC ESTRO Working Group (Concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV). // Radiother. Oncol., 2005, **74**, P. 235–245.
4. Potter R., Heie-Meder C., van Limbergen E. et al. Recommendations from the Gynaecological (GYN) GEC ESTRO Working Group (II): concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy – 3D volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology. // Radiother. Oncol. 2006, **78**, P. 67–77.
5. Potter R., Dimopoulos J., Georg P. et al. Clinical impact of MRI assisted dose volume adaptation and dose escalation in brachytherapy of locally advanced cervix cancer. // Radiother. Oncol., 2007, **83**, P. 148–155.
6. Chajon E., Dumas I., Touleimat M. et al. Inverse planning approach for 3D MRIbased pulse-dose rate intracavitary brachytherapy in cervix cancer. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 2007, **69**, P. 955–961.

7. Lindegaard J.C., Tanderup K., Nielsen S.K. *et al.* MRI-guided 3D optimization significantly improves DVH parameters of pulsed-dose-rate brachytherapy in locally advanced cervical cancer. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2008, **71**, P. 756–764.
8. De Brabandere M., Mousa A.G., Nulens A., *et al.* Potential of dose optimisation in MRI-based PDR brachytherapy of cervix carcinoma. // *Radiother. Oncol.*, 2008, **88**, P. 217–226.
9. Lang S., Nulens A., Briot E. *et al.* Intercomparison of treatment concepts for MR image assisted brachytherapy of cervical carcinoma based on GYN GEC-ESTRO recommendations. // *Radiother. Oncol.*, 2006, **78**, P. 185–193.
10. Hellebust T.P., Tanderup K., Bergstrand E.S. *et al.* Reconstruction of the ring applicator set using CT imaging; impact of reconstruction method and applicator orientation. // *Phys. Med. Biol.*, 2007, **52**, P. 4893–4904.
11. Tanderup K., Hellebust T.P., Lang S. *et al.* Consequences of random and systematic reconstruction uncertainties in 3D image based brachytherapy in cervical cancer. // *Radiother. Oncol.* 2008, **89**, P. 156–163.
12. Thomadsen B. Quality management for dosimetric treatment planning. // In: Thomadsen B, editor. *Achieving quality in brachytherapy*. Medical science series. – Bristol: Institute of Physics Publishing, 2000, P. 210–239.
13. Berger D., Dimopoulos J., Potter R. *et al.* Direct reconstruction of the Vienna applicator on MR images. // *Radiother. Oncol.*, 2009, **93**, P. 347–351.
14. Kohr P., Siebert F.A. Quality assurance of brachytherapy afterloaders using a multi-slit phantom. // *Phys. Med. Biol.*, 2007, **52**, P. 387–391.
15. Wachowicz K., Thomas S.D., Fallone B.G. Characterization of the susceptibility artifact around a prostate brachytherapy seed in MRI. // *Med. Phys.*, 2006, **33**, P. 4459–4467.
16. Venselaar J., Perez-Calatayud J., *eds.* A practical guide to quality control of brachytherapy equipment: European guidelines for quality assurance in radiotherapy. // ESTRO Booklet No. 8. Brussel: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, ESTRO, 2004.
17. Lin L.L., Mutic S., Low D.A. *et al.* Adaptive brachytherapy treatment planning for cervical cancer using FDG-PET. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2007, **67**, P. 91–96.
18. Petric P., Dimopoulos J., Kirisits C. *et al.* Inter- and intraobserver variation in HR-CTV contouring: intercomparison of transverse and paratransverse image orientation in 3D-MRI assisted cervix cancer brachytherapy. // *Radiother. Oncol.*, 2008, **89**, P. 164–171.
19. Petric P., Hudej R., Rogelj P. *et al.* 3D T2-weighted fast recovery fast spin echo sequence MRI for target contouring in cervix cancer brachytherapy. // *Brachytherapy*, 2008, **7**, P. 109–110.
20. Haack S., Nielsen S.K., Lindegaard J.C. *et al.* Applicator reconstruction in MRI 3D image-based dose planning of brachytherapy for cervical cancer. // *Radiother. Oncol.*, 2009, **91**, P. 187–193.
21. De Leeuw A.A.C., Moerland M.A., Nomden C. *et al.* Applicator reconstruction and applicator shifts in 3D MR based PDR brachytherapy of cervical cancer. // *Radiother. Oncol.*, 2009, **93**, P. 341–346.
22. Bengtsson E., Vargas R., Nordell B., *et al.* Markers to be used with MR compatible gynaecological brachytherapy applicators. // *Radiother. Oncol.*, 2008, **88**, P. 427.
23. Perez-Calatayud J., Kuipers F., Ballester F. *et al.* Exclusive MRI-based tandem and colpostats reconstruction in gynaecological brachytherapy treatment planning. // *Radiother. Oncol.*, 2009, **91**, P. 181–186.
24. Chargari C., Magne N., Dumas I. *et al.* Physics contribution and clinical outcome with 3D-MRI-based pulsed-dose-rate intracavitary brachytherapy in cervical cancer patients. // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2009, **74**, P. 133–139.
25. Wills R., Lowe G., Inchley D. *et al.* Applicator reconstruction for HDR cervix treatment planning using images from 0.35 T open MR scanner. // *Radiother. Oncol.*, 2010, **94**, P. 346–352.