

**АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ АРТЕФАКТОВ УЖЕСТОЧЕНИЯ ПУЧКА В
РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ НА ПЛАНИРОВАНИЕ
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

Самофалов И.А.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Науки, 14, каф. биомедицинской инженерии,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: ism.flv@gmail.com;

The methods of X-ray computed tomography being improved every year and we have a sufficient amount of methods and tools for high-quality visualization at that very moment. However, as practice shows, there are still low quality CTs (with the presence of strongly pronounced artifacts) in the developing countries. The quality of the scans is of great importance in radiotherapy planning. An incorrect mapping of the density distribution will distort isodoses calculation. In the present article, we will consider the impact magnitudes of the beam hardening artifacts on the radiotherapy planning

1 Введение

С развитием компьютеризированных средств и совершенствованием методов обработки информации нам приходится всё больше полагаться на точность и надежность результатов работы таких методов и средств. Так, ранее (при ручном планировании лучевой терапии) при получении неидеального снимка или томограммы, медицинский физик (или врач-радиолог) мог визуально отбросить явные артефакты при планировании и они существенно не влияли на расчет дозы в очаге; в настоящее же время данные визуализации внутренних структур тела анализируются программными средствами, как правило, не имеющих функции автокоррекции артефактов, вследствие чего расчет изодоз может быть выполнен с грубыми дозиметрическими и геометрическими ошибками.

Такие артефакты могут быть классифицированы по причине появления на аппаратные, анатомические (возникающие вследствие особенностей внутренних структур исследуемого объекта) и обусловленные человеческим фактором (некорректное проведение исследования, будь то движение пациента или методологическая ошибка). И если аппаратные неисправности и человеческий фактор являются проблемами, устраняемыми достаточной квалификацией обслуживающего персонала, то особенности внутренних структур объекта требуют применения методик по нивелированию (или ослаблению) таких артефактов. Одним из наиболее частых артефактов такого рода является следствие эффекта ужесточения пучка – неоднородное ослабление пучка фотонов по всему энергетическому спектру: фотоны с более низкой энергией в проекциях со значительной плотностью будут поглощаться значительно большем количестве, что приводит искажению реконструируемого изображения. Частным (и наиболее проблематичным) случаем такого эффекта являются металлические артефакты. За последние несколько лет предложено множество методов подавления таких артефактов, однако все они могут быть полезны на этапе первичной обработки томограммы, т.е. на этапе конструирования и создания ПО для компьютерных томографов. Некоторое количество томографов (устаревших с этой точки зрения, большая часть которых находится в развивающихся странах) всё же имеют слабые возможности по подавлению таких артефактов.

Цель работы – рассмотреть механизм и выполнить оценку влияния на процесс и результат планирования лучевой терапии повышения / понижения плотности в зоне интереса на реконструированном изображении вследствие эффекта ужесточения пучка.

2 Материалы и методы

Для определения влияния артефактов на планирование нам необходимо сравнить оценку плана лечения, выполненного по томограмме без артефакта, с оценкой плана, выполненного по томограмме с артефактом. Для подобных целей часто применяются фантомы, но для большего приближения к оценке реального влияния в данном

исследовании используем томографические изображения реальных пациентов. Учитывая то, что даже между двумя визуализациями внутренних структур одного и того же пациента в разные моменты времени будут проявляться различия не только в распределении плотности, но и в геометрии структур, для корректности оценки величины влияния применяем следующий метод исследования: дублируем томограмму без артефактов, добавляем при помощи планирующей системы изменение значений плотности некоторых областей, типичных для проявления артефактов ужесточения пучкав каждой рассматриваемой локализации, составляем план 3D конформной лучевой терапии (CRT) в планирующей системе Eclipse для фотонного излучения 1,25 МэВ (Co-60) и 6 МэВ (VarianClinac 600C) по томограммам с добавленными артефактами, после чего переносим составленные планы лечения на томограммы без добавленных артефактов и выполняем перерасчет изодоз с сохранением параметров полей.

Также следует обратить внимание на выбор локализации для исследования влияния артефактов, т.к. сравнение показателей планов лечения для различных органов не будет корректным. Вопрос о статистике наибольшего распространения рассматриваемого артефакта остается открытым, однако по предварительно собранным данным наиболее часто артефакт встречается при визуализации головы (например, зубные имплантаты), при этой же локализации такие артефакты, предположительно, будут наиболее сильно влиять на результат планирования при локализации облучаемого объема в ротовой полости.

Для определения величины добавляемой плотности проводим статистический анализ средней и максимальной величин плотности (в HU) на визуально заметных участках проявления артефактов, не учитывая начальный объект повышенной плотности. Во избежание регистрации случайных расчетных максимумов, за максимальные значения плотности артефактов принимались максимальные из средних значений плотности не менее 9 расположенных рядом пикселей с разбросом значений не более 20%. Результаты такого анализа приведены в таблице 1. Учитывая ослабление артефакта при отдалении от начального объекта, выполняем имитацию артефакта добавлением двух областей с заданной плотностью, одна из которой будет со средней величиной плотности (соответственно среднему значению плотности начального объекта для каждой томограммы), а вторая – с повышенной от средней величиной плотности.

Способом оценки качества плана лечения выбираем гистограммы доза-объем (DVH). Проводим сравнение DVH по средней (эффективной), максимальной и минимальной дозам для контролируемых объемов. В рамках исследования проведем сравнение DVH для планов лечения по томограммам с проявлениями наиболее распространённых эффективных величин плотности начальных объектов (1000..1500 HU) для разных энергий; сравнение DVH для планов лечения, составленных по томограммам с близкими к экстремальным по величинам плотности начальных объектов (6000..9000 HU).

Таблица 1

Анализ средних и максимальных значений плотности артефактов

Эффективная (средняя) плотность начального объекта, HU	Среднее значение плотности артефакта, HU	Максимальное значение плотности артефакта, HU	Количество проанализированных томограмм
1000..1500	297	677	19
1500..3000	504	1119	16
3000..6000	987	2168	13
6000..9000	1659	3874	11

3 Результаты

Рассмотрены результаты сравнений планов лечения для 16 пациентов с зоной интереса (clinicaltargetvolume – CTV) в ротовой полости.

В 8 случаях были рассмотрены наиболее распространенные случаи с отображаемой средней плотностью начального объекта в диапазоне 1000..1500 HU, для которых перед составлением плана лечения добавлены области повышенной плотности в 500 HU и 300 HU, после чего рассчитанные планы для энергий 1.25 МэВ и 6 МэВ перенесены на изначальную КТ без добавленных артефактов и выполнен перерасчет изодоз с сохранением параметров полей. Выполнено сравнение DVH для планов с артефактом и без артефакта для энергий 6 МэВ и 1.25 МэВ (рис. 1а и рис. 1б соответственно), в таблицах 2.1 и 2.2 приведены средние значения таких сравнений.

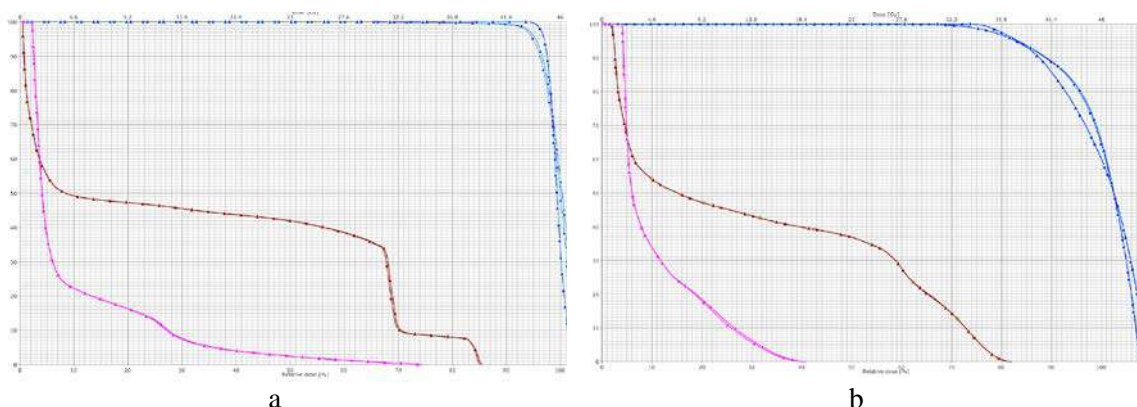


Рис. 1. Сравнения DVH:
а – для планов 6 МэВ; б – для планов 1.25 МэВ

В других 4 случаях рассмотрены случаи с использованием томограмм с высокой эффективной плотностью начального объекта (6000..9000 HU), но без значительных проявлений артефакта. Метод исследования применён тот же – добавление объектов с повышенной плотностью (1500 и 1800 HU), составление планов лечения для энергий 1.25 МэВ и 6 МэВ, перенос параметров полей на план по томограмме без артефакта, etc. Результаты сравнения DVH приведены в таблицах 2.3 и 2.4.

Ещё в 4 случаях рассмотрены случаи с использованием низкокачественных томограмм с высокой эффективной плотностью начального объекта (6000..9000 HU) и с проявляющимся артефактом. Выполненные по таким томограммам планы для энергий 1.25 МэВ и 6 МэВ переносились на томограммы со скорректированными значениями плотностей до 0 HU в зоне интереса (мягких тканей), при этом сохранялись параметры полей. Результаты сравнения DVH приведены в таблицах 2.5 и 2.6.

Таблица 2.1

Результат сравнения DVH для планов 6 MeV

Томограмма	CTV mean dose	CTV max dose	CTV min dose	brainstern mean dose	brainstern max dose	brainstern min dose
С артефактом	100	105.3	93.7	9.6	74.5	2.3
Без артефакта	99.6	105.6	93.6	9.6	74.6	2.3

Таблица 2.2

Результат сравнения DVH для планов 1.25 MeV

С артефактом	100	105.3	93.7	11.0	40.9	3.9
Без артефакта	100.2	105.6	93.6	10.9	40.4	3.9

Таблица 2.3

Результат сравнения DVH для планов 6 MeV (с высокой плотностью)

С артефактом	100	107.2	92.7	3.5	12.6	0.9
Без артефакта	102.8	106.6	93.3	3.9	14.5	0.9

Таблица 2.4

Результат сравнения DVH для планов 1.25 MeV (с высокой плотностью)

С артефактом	100	109.2	90.8	4.1	15.5	1.1
Без артефакта	105.8	111.7	93.5	6.2	21.3	1.1

Таблица 2.5

Результат сравнения DVH для планов 6 MeV (коррекция)

С артефактом	100	107.1	93.3	5.2	11.2	1.2
Без артефакта	102.7	106.8	93.9	5.8	12.1	1.2

Таблица 2.6

Результат сравнения DVH для планов 1.25 MeV (коррекция)

С артефактом	100	109.4	91.2	6.2	16.2	1.8
Без артефакта	105.1	112.1	92.9	6.7	18.8	1.8

4 Заключение

Согласно результатам сравнения DVH, для томограмм с наиболее распространенными величинами проявления металлических артефактов рассматриваемой локализации они вносят несущественную ошибку в результат планирования лучевой терапии (до 0.4% для $CTV_{meandose}$) даже при использовании фотонов 1.25 МэВ. Однако, экстремальные значения плотности артефактов могут приводить к ошибке в $CTV_{meandose}$ до 3% для 6 МэВ и до 5-6% для 1.25 МэВ, что превышает точность отпуска дозы, заданную МАГАТЭ.

Также автор акцентирует внимание, что алгоритмы расчета дозного распределения (использовался *Varian's Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)* для планов с использованием фотонов энергией 6 МэВ и *Pencil Beam Dose Calculation Algorithm (pcb)* для планов с использованием фотонов 1.25 МэВ) не являются идеальными, равно как и метод визуализации (достоверность получаемой КТ) даже без принятия во внимание артефактов, как и параметры терапевтического аппарата, процесс укладки пациента, что дополнительно вносит некоторую неточность в суммарную ошибку дозного распределения при реализации составленного плана лучевой терапии.