

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ЗАЯВКА НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

(21)(22) Заявка: 2014117689/14, 01.10.2012

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
30.09.2011 US 61/541,671

(43) Дата публикации заявки: 10.11.2015 Бюл. № 31

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на  
национальной фазе: 30.04.2014(86) Заявка РСТ:  
US 2012/058310 (01.10.2012)(87) Публикация заявки РСТ:  
WO 2013/049818 (04.04.2013)Адрес для переписки:  
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, строение 3,  
ООО "Юридическая фирма Городисский и  
Партнеры"(71) Заявитель(и):  
ЧИЛДРЕН'З ХОСПИТАЛ МЕДИКАЛ  
СЕНТЕР (US)(72) Автор(ы):  
ЛАРСОН Дэвид Б. (US)(54) СПОСОБ СОГЛАСОВАННОЙ И КОНТРОЛИРУЕМОЙ ОПТИМИЗАЦИИ КОМПЬЮТЕРНО-  
ТОМОГРАФИЧЕСКОЙ (КТ) ДОЗЫ ИЗЛУЧЕНИЯ

## (57) Формула изобретения

1. Компьютерно-томографический (КТ) сканер, содержащий:

источник рентгеновского излучения;  
детектор рентгеновского излучения и

компьютерную систему, функционально соединенную с источником рентгеновского излучения и детектором рентгеновского излучения и выполненную с возможностью осуществления следующих этапов:

получение данных размера пациента;

установление уравнения целевого шума, причем уравнение целевого шума является функцией данных размера пациента; и

применение уравнения целевого шума к уравнению измеренного шума, причем уравнение измеренного шума является функцией данных размера пациента, для получения параметров КТ-сканирования для данного КТ-сканирования.

2. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, в котором этап применения уравнения целевого шума к уравнению измеренного шума для получения параметров КТ-сканирования для данного КТ-сканирования включает в себя этап установления уравнения целевого шума равным уравнению измеренного шума для данных размера пациента и нахождения параметра дозы излучения.

3. Компьютерно-томографический сканер по п. 2, в котором параметр дозы излучения

A  
2014117689 AR U  
2 0 1 4 1 1 7 6 8 9  
A

включает в себя мА·с.

4. Компьютерно-томографический сканер по п. 3, в котором уравнение целевого шума имеет вид

$$\text{Target noise} = c_T + a_T \cdot e^{b_T \cdot D_W}$$

где  $c_T$ ,  $a_T$  и  $b_T$  - эмпирически полученные постоянные и  $D_W$  - данные размера пациента.

5. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, в котором данные размеры  $D_W$  пациента представляют собой один из: веса пациента и диаметра водного эквивалента пациента.

6. Компьютерно-томографический сканер по п. 4, в котором уравнение измеренного шума имеет вид

$$\text{Noise} = c_0 + c_c (c_{em} \cdot em)^{r_c} \cdot e^{[c_r (c_{em} \cdot em)^{r_r} \cdot D_W]}$$

где  $c_0$ ,  $c_c$ ,  $r_c$ ,  $c_r$ ,  $r_r$  и  $c_{em}$  - эмпирически полученные постоянные и  $em$  - эффективный мА·с.

7. Компьютерно-томографический сканер по п. 4, в котором уравнение измеренного шума имеет вид

$$\sigma = c_0 + c_1 (c_{m_e} m_e)^{c_2} e^{[D_W c_3 (c_{m_e} m_e)^{c_4}]}$$

где  $\sigma$  - шум изображения,  $m_e$  - эффективный мА·с,  $D_W$  - диаметр водного эквивалента пациента и  $c_0$ ,  $c_1$ ,  $c_2$ ,  $c_3$ ,  $c_4$  и  $c_{m_e}$  - постоянные.

8. Компьютерно-томографический сканер по п. 2, в котором этап нахождения параметра дозы излучения является итерационным процессом.

9. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, в котором уравнение целевого шума устанавливается, по меньшей мере, частично на основании субъективных оценок надлежащего качества изображения одного или более рентгенологов.

10. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, в котором:

уравнение измеренного шума является уравнением шума модуляции дозы;

этап применения уравнения целевого шума к уравнению измеренного шума для получения параметров КТ-сканирования для данного КТ-сканирования включает в себя этап установления уравнения целевого шума равным уравнению шума модуляции дозы для данных размера пациента и нахождения параметра дозы излучения.

11. Компьютерно-томографический сканер по п. 10, в котором уравнение шума модуляции дозы имеет вид

$$\text{Noise} = c_0 + c_c (c_{SD} \cdot SD)^{r_c} \cdot e^{[c_r (c_{SD} \cdot SD)^{r_r} \cdot D_W]}$$

где  $c_0$ ,  $c_c$ ,  $r_c$ ,  $c_r$ ,  $r_r$  и  $c_{SD}$  - эмпирически полученные постоянные и  $D_W$  - размер пациента согласно диаметру водного эквивалента; и

где параметр дозы излучения является целевым параметром шума  $SD$ .

12. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, в котором уравнение измеренного шума получается посредством сканирования и измерения данных шума водного фантома.

13. Компьютерно-томографический сканер по п. 12, в котором водный фантом является одним из: конического водного фантома, антропоморфного водного фантома и эллипсоидального фантома.

14. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, в котором уравнение целевого шума и уравнение измеренного шума выбираются из соответствующей группы уравнений, сохраненных в компьютерной системе, причем выбор основан на желаемом приложении КТ.

15. Компьютерно-томографический сканер по п. 14, в котором группа уравнений включают в себя уравнения для одного или более из следующих приложений КТ:

приложение мишени-тела;  
приложение мишени-легкого и  
приложение мишени-кости.

16. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, в котором данные размера пациента представляют собой среднее значение диаметра водного эквивалента, взятое для пациента вдоль оси сканирования.

17. Компьютерно-томографический сканер по п. 16, в котором среднее значение диаметра водного эквивалента получается путем осуществления построчного интегрирования данных изображения топограммы для каждого уровня поперечного сечения вдоль оси сканирования.

18. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, в котором параметры КТ-сканирования включают в себя один или более из кВ, МА·с и настройки модуляции дозы.

19. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, дополнительно содержащий этап, на котором осуществляют КТ-сканирование с использованием одного или более из полученных параметров КТ-сканирования.

20. Компьютерно-томографический сканер по п. 19, дополнительно содержащий этап, на котором сохраняют полученные параметры КТ-сканирования и данные размера пациента в компьютерной системе в записи базы данных, связанной с КТ-сканированием, для последующего анализа данных.

21. Компьютерно-томографический сканер по п. 1, дополнительно содержащий этап, на котором сигнализируют к выходу, функционально соединенному с компьютерной системой, если один или более из полученных параметров КТ-сканирования выходят за пределы набора выбранных параметров КТ-сканирования.

22. Компьютерно-томографическая система, содержащая:  
процессор;  
менеджер протоколов;  
реестр доз;  
базу данных, осуществляющую связь с системой,  
сканер, осуществляющий связь с процессором, выполненный с возможностью осуществлять пробное сканирование и топографическое сканирование КТ; и  
при этом менеджер протоколов выполнен с возможностью осуществлять этапы:  
приема оценки данных размера пациента;  
установления целевого параметра качества изображения для сканирования, по меньшей мере, частично на основании принятых данных размера пациента;  
извлечения информации параметров сканера из базы данных;  
определения протокола сканирования на основании информации целевых параметров качества изображения и параметров сканера;  
рекомендации протокола сканирования;  
сканирования пациента с использованием дозы излучения на основании определенного протокола сканирования;  
отображения сканированного изображения на дисплее, функционально соединенном с системой;  
измерения сканированного изображения в отношении информации шума и обновления базы данных с по меньшей мере одним из информации шума, протокола сканирования, сканированного изображения и дозы излучения.

23. Система по п. 22, в которой определение протокола сканирования включает в себя определение оценки дозы излучения, зависящей от размера (SSDE).

24. Система по п. 23, в которой доза излучения определяется на основании, по меньшей мере, частично определенной SSDE.

25. Система по п. 22, в которой определение протокола сканирования включает в себя определение одной или более настроек сканера.

26. Система по п. 22, в которой этап сканирования пациента включает в себя настройку сканера на определенные настройки сканера.

27. Система по п. 22, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможность осуществления этапов:

обработки изображений водного фантома для получения параметров сканера путем сканирования водного фантома и

сохранения информации шума изображения и параметров сканера в базе данных.

28. Система по п. 22, в которой этап сканирования пациента включает в себя применение определенной SSDE к пациенту.

29. Система по п. 22, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможность осуществления этапа определения параметров сканера на основании целевых параметров качества изображения.

30. Система по п. 22, в которой оценка данных размера пациента основана на сканировании пациента с пробным сканированием на сканере и создании топограммы с пробным сканированием.

31. Система по п. 30, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможность осуществления этапов:

осуществления построчного интегрирования топограммы сканером для определения диаметра водного эквивалента для среза ( $D_{W\_net}$ ) для каждого уровня поперечного сечения вдоль оси z и

отображения  $D_{W\_net}$  в топограмму.

32. Система по п. 31, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможность осуществления этапов: вычисления оценочного шума, вычисляемого на каждом срезе, и отображения оценочного шума в топограмму.

33. Система по п. 22, в которой оценивание размера пациента основано на: сканировании пациента с пробным сканированием для получения толщины  $T_w$  пациента и

использовании  $T_w$  для перекрестной ссылки на соответствующий размер пациента, выраженный как диаметр водного эквивалента  $D_w$  из базы данных.

34. Система по п. 22, в которой обновление базы данных включает в себя объединение параметров в базе данных с, по меньшей мере, одним из: информации SSDE, информации шума, параметров сканера и размера пациента.

35. Система по п. 22, в которой параметры сканера включают в себя одну или более постоянную сканера и один или более элемент данных производительности сканера.

36. Система по п. 35, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапов:

получения параметров сканера путем осуществления, по меньшей мере, одного сканирования водного фантома сканером с, по меньшей мере, одной настройкой сканера и одним режимом сканера;

измерения шума изображения;

нахождения выбранной постоянной с помощью надлежащего уравнения и сохранения параметров настроек и шума изображения в базе данных.

37. Система по п. 36, в которой характеристики сканера получают путем сканирования водного фантома и измерения значений шума, причем водный фантом является одним из: на столе и вне стола.

38. Система по п. 36, в которой водный фантом является водонаполненным объектом.

39. Система по п. 38, в которой водный фантом является одним из: конического водного фантома, антропоморфного водного фантома и эллипсоидального водного фантома.

40. Система по п. 38, в которой водный фантом представляет собой конический фантом, имеющий диаметр в пределах от около 5 до около 50 см.

41. Система по п. 22, в которой параметры сканера включают в себя для, по меньшей мере, одного режима и одной настройки, по меньшей мере, один из:

$c_{scout}$ ; коэффициента увеличения (m.f.); постоянных целевого шума  $c_T$ ,  $a_T$  и  $b_T$ ;  
постоянных шума  $c_0$ ,  $c_c$ ,  $r_c$ ,  $c_r$ ,  $r_r$  и  $c_{em}$ ;  $a$ ,  $b$ ;  
контрастной чувствительности; и особого разрешения и  
дозы кВ, мА, мА·с; дозы  $CTDI_{vol}$ ; отношения  $CTDI_{vol}$  к эффективному мА·с;  
произведения дозы на длину (DLP).

42. Система по п. 41, в которой настройки сканера включают в себя, по меньшей мере, одно из: потенциала напряжения, бабочкового фильтра, размера фокального пятна.

43. Система по п. 41, дополнительно содержащая указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапов:

получения параметра  $c_{scout}$  для сканера путем сканирования водного фантома известной толщины  $T_W$ ;

нахождения  $c_{scout}$ , где  $T_W = c_{scout}DU$ , где DU выражается в единицах плотности, и сохранения  $c_{scout}$  в базе данных; и

использования постоянной  $c_{scout}$  для определения размера пациента по диаметру

водного эквивалента  $D_W$ , где  $D_W = 2 \cdot c_{scout} \sqrt{\frac{DU_{sum}}{\pi}}$ .

44. Система по п. 41, в которой  $c_T$ ,  $a_T$  и  $b_T$  получают путем:

сканирования водного фантома, имеющего диаметр  $D_W$ , с помощью сканера;

измерения шума из сканирования водного фантома;

решения уравнения

$$Target\ noise = c_T + a_T \cdot e^{b_T \cdot D_W}$$

и

передачи значений  $c_T$ ,  $a_T$  и  $b_T$  в базу данных.

45. Система по п. 41, в которой постоянные  $c_0$ ,  $c_c$ ,  $r_c$ ,  $c_r$ ,  $r_r$  и  $c_{em}$  получают путем:

сканирования водного фантома, имеющего диаметр  $D_{WJ}$ , с помощью сканера;

измерения шума из сканирования водного фантома;

решения уравнения

$$Noise = c_0 + c_c(c_{SD} \cdot SD)^{r_c} \cdot e^{[c_r(c_{SD} \cdot SD)^{r_r} \cdot D_W]}$$

и

передачи значений  $D_W$ ,  $c_0$ ,  $c_c$ ,  $r_c$ ,  $c_r$ ,  $r_r$  и  $c_{em}$  в базу данных.

46. Система по п. 22, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапа отображения графических мер качества КТ-изображения для сканирования на дисплее.

47. Система по п. 22, в которой целевой параметр качества изображения базируется на целевом параметре визуального шума.

48. Система по п. 47, в которой этап установления целевого параметра визуального шума для КТ-сканирования включает в себя определение точки, где кривая шума модуляции дозы равна целевой кривой шума.

49. Система по п. 48, в которой кривая шума модуляции дозы моделируется согласно следующему уравнению:

$$\text{Noise} = c_0 + c_c(c_{SD} \cdot SD)^{r_c} \cdot e^{|c_r(c_{SD} \cdot SD)^{r_r} \cdot D_w|}$$

и постоянные  $c_0$ ,  $c_c$ ,  $r_c$ ,  $r_r$  и  $c_{em}$  являются совокупными параметрами сканера в базе данных,  $D_w$  - размер пациента, выраженный как диаметр водного эквивалента пациента, и  $SD$  - переменная настройка целевого шума сканера.

50. Система по п. 48, в которой уравнение измеренного шума имеет вид:

$$\sigma = c_0 + c_1(c_{m_e} m_e)^{c_2} e^{[D_w c_3(c_{m_e} m_e)^{c_4}]},$$

где  $\sigma$  - шум изображения,  $m_e$  - эффективный  $\text{mA} \cdot \text{с}$ ,  $D_w$  - размер пациента, выраженный как диаметр водного эквивалента пациента, и  $c_0$ ,  $c_1$ ,  $c_2$ ,  $c_3$ ,  $c_4$  и  $c_{me}$  - постоянные.

51. Система по п. 48, в которой целевая кривая шума изображения устанавливается согласно уравнению

$$\text{Target noise} = c_T + a_T \cdot e^{b_T \cdot D_w},$$

где  $c_T$ ,  $a_T$  и  $b_T$  - постоянные параметры сканера, найденные в базе данных, и  $D_w$  - размер пациента согласно диаметру водного эквивалента.

52. Система по п. 47, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапа обеспечения одного или более рекомендованных параметров сканирования оператору согласно целевой кривой изображения.

53. Система по п. 22, в которой этап определения SSDE, включает в себя использование размера пациента, выраженного как диаметр водного эквивалента  $D_w$ , и решение уравнения:  $SSDE = (a \cdot e^{-b \cdot D_w})CTDI_{vol}$ .

54. Система по п. 53, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапа вычисления произведения дозы на длину (DLP), где DLP является произведением  $CTDI_{vol}$ , и длины сканирования на основании вычисленной  $CTDI_{vol}$  для каждого среза  $n$ , и сохранение DLP в базе данных.

55. Система по п. 22, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапов:

вычисления статистики для исследования, включающей в себя минимальное, среднее и максимальное значения одного или более из следующих параметров:

потока фотонов в дозе ( $\text{mA}$ ), размера пациента, выраженного как диаметр водного эквивалента ( $D_w$ ), диаметра водного эквивалента для среза ( $D_{W\_net}$ ), оценки дозы излучения ( $CTDI_{vol}$ ), произведения дозы на длину, произведения  $CTDI_{vol}$  и длины сканирования (DLP), SSDE и шума;

передачи одного или более из параметров в базу данных; и

извлечения данных из информации заголовка DICOM, включающей в себя один из: имени пациента, инвентарного номера, номера медицинской карты, даты рождения, даты обследования, сканера, медицинского центра, названия обследования.

56. Система по п. 22, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапов:

приема операторского ввода в диапазон приемлемых параметров качества изображения;

приема размера пациента в виде диаметра водного эквивалента  $D_w$  и параметров сканера для вычисления SSDE для диапазона приемлемых значений качества изображения;

рекомендации SSDE, которая будет генерировать изображения с приемлемыми параметрами качества изображения;

предоставление оператору возможности вручную устанавливать SSDE и отображение выходного сигнала, указывающего, находится ли ожидаемое качество изображения в пределах приемлемых параметров качества изображения.

57. Система по п. 56, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапов:

приема ввода для целевого параметра качества изображения;  
вычисления исследования с параметром качества входного изображения и рекомендации конкретных параметров сканирования, включающих в себя, по меньшей мере, один из: кВ, мА и настроек модуляции дозы для достижения качества входного изображения.

58. Система по п. 56, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапов:

обеспечения предупреждения, когда SSDE выше или ниже рекомендованной SDEи обеспечения предупреждения, если ожидаемое качество изображения выходит за пределы приемлемых параметров качества изображения.

59. Система по п. 56, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапа:

отображения в таблице на дисплее, функционально соединенном с компьютеризированной системой, показывающей визуализированную категоризацию, какие операции сканирования оказались в пределах ожидаемых параметров качества изображения, а какие вышли за пределы ожидаемых параметров качества изображения.

60. Система по п. 22, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапов:

поддержания одного или более протоколов сканирования для множества сканеров в центральной базе данных, функционально связанной с системой;

взаимодействия с помощью центрального менеджера протоколов со множеством сканеров для обновления изменений протокола для множества сканеров.

61. Система по п. 22, дополнительно включающая в себя указанный менеджер протоколов, выполненный с возможностью осуществления этапа рекомендации протокола пациенту с размером на основании ранее полученных данных.