

СОДЕРЖАНИЕ

Список сокращений и условных обозначений	6
ЧАСТЬ 1. ОБЩИЕ ПРИНЦИПЫ РАБОТЫ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАФОВ	7
Введение	9
История развития компьютерной томографии	9
Терминологическая основа	11
Составляющие метода получения компьютерных томограмм	12
Источник рентгеновского излучения	12
Приемник излучения	14
Компьютер как аналогово-цифровой преобразователь	17
Пиксель и воксель	18
Шкала единиц Хаунсфилда. Значения серого цвета	19
Денситометрия по компьютерным томограммам	22
Программный блок	23
ЧАСТЬ 2. КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ В ОРТОДОНТИИ	35
Пространство и система координат	37
Линии, плоскости, поверхности	38
Различия измерений, выполненных в 2D и 3D	40
Отображение 3D-объекта на 2D-экране	42
Два основных варианта анализа компьютерных томограмм челюстно-лицевой области	42
Мультипланарная реконструкция	43
Анализ объемных изображений	46
Трехмерные модели в стоматологии	46
Объемный рендеринг	48
Виды плоскостей. Поиск точки отсчета	49
Трансверсальные плоскости и линии	55
<i>Основные трансверсальные плоскости и линии</i>	55
Линия Кампера	55

Альвеоло-кондилярная плоскость Брока	58
Франкфуртская горизонталь	58
Плоскость Namulus-Incisiive Papilla	60
Окклюзионная плоскость	63
<i>Дополнительные трансверсальные плоскости и линии.</i>	63
Линия основания черепа	63
Линия основания верхней челюсти	64
Плоскость основания нижней челюсти	65
Сагиттальная плоскость	66
Вертикальная плоскость	70
Возможности морфометрического анализа по данным компьютерной томографии	73
Методология проведения измерений по компьютерным томограммам	78
Анализ положения зубов	79
Анализ положения челюстей	84
Анализ размеров челюстей	85
Анализ положения окклюзионной плоскости	86
Анализ височно-нижнечелюстного сустава	87
Заключение	88
Список литературы	89

ВВЕДЕНИЕ

По данным Всемирной организации здравоохранения, более 60% всех выполняемых рентгенологических исследований приходится на стоматологию (Надточий А.Г., Сафонов Д.Г., Трезубов В.Н., 2000). Более 50% поверхности зубов при клиническом осмотре пациента и анализе гипсовых или цифровых моделей зубных рядов не видны, а окончательный диагноз ставится с обязательным учетом рентгенологических данных. Рентгенологический метод исследования используется в диагностике большинства известных заболеваний, планировании всех видов лечения, а также для оценки эффективности проводимых вмешательств.

В ортодонтической практике наиболее распространенными лучевыми методами диагностики являются *ортопантомография*, *телерентгенография* и *компьютерная томография*. При этом компьютерная томография является наиболее современным методом, с появлением которого возросли возможности выявления малозаметных деталей изображения, способных нести важную диагностическую информацию. Многие авторы сравнивают рентгенологическое исследование с прижизненным секционным изучением объекта, а результаты компьютерной томографии, которые представляют собой серию тонких плоскостных изображений, — с «пироговскими» анатомическими срезами.

Компьютерная томография позволяет получить неоценимую дополнительную информацию, оптимизировать рабочий процесс врача-ортодонта и его коммуникацию со смежными специалистами. Вместе с тем врач-ортодонт, кроме базовых навыков интерпретации рентгеновских изображений и знания рентгеносемиотики, должен быть подготовлен к работе с новым типом изображений в электронном виде. Особенности цифрового изображения, а также необходимые навыки работы с компьютером требуют наличия специальной подготовки.

ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

С открытием Вильгельмом Конрадом Рентгеном (Wilhelm Conrad Röntgen) 8 ноября 1895 г. таинственных лучей, скромно названных им X-лучами, человечество получило первое средство изучения внутренней структуры объектов без их разрушения. В 1901 г. за это открытие он был удостоен звания лауреата Нобелевской премии по физике.

Человеческий глаз воспринимает окружающий мир в оптическом (видимом) диапазоне электромагнитного излучения 380–780 нм. Этот спектр не позволяет заглянуть вглубь структуры тканей человека, отражаясь от поверхности.

Рентгеновские лучи находятся в диапазоне 10 нм–5 пм, их человеческий глаз не видит. Рентгеновские лучи обладают целым рядом свойств, одним из которых является способность проходить через биологические и небиологические объекты и в последующем формировать диагностическое изображение. При определенных условиях рентгеновские лучи можно обнаружить глазом, как их увидел В.К. Рентген на экране, покрытом платиносинеродистым барием.

Все варианты рентгенографии (включая цифровую) имеют существенный недостаток, отмеченный вскоре после открытия рентгеновского излучения, — эффект суммации, то есть наложение всех структурных элементов изучаемого объекта друг на друга. Этот недостаток не позволяет установить местоположение конкретного фрагмента в объекте по направлению распространения фотонов и оценить вклад фрагмента в интегральную тень от всех фрагментов. В начале XX в. несколько групп исследователей провели теоретические и экспериментальные исследования, которые привели к разработке первых методов и систем томографии.

В 1917 г. Джон Карл Август Радон (Johann Karl August Radon) на основе интегрирования по гиперплоскости разработал преобразование в интегральной геометрии. Был создан математический аппарат для технологии послойного исследования, легший в основу создания компьютерного томографа.

В 1963 г. А. Кормак (Allan MacLeod Cormack) (рис. 1) создал другой (отличный от алгоритма Дж. Радона) математический алгоритм томографического восстановления, обосновав тем самым идею воздействия узкого пучка рентгеновского излучения с возможностью компьютерной реконструкции изображения.

В 1969 г. Годфри Хаунсфилд (Sir Godfrey Newbold Hounsfield) (рис. 2) сконструировал сначала экспериментальную установку (рис. 3, а), а в даль-



Рис. 1. Алан Кормак



Рис. 2. Годфри Хаунсфилд

нейшем и первый работающий, коммерчески успешный компьютерный томограф (рис. 3, б). Его клинические испытания удачно завершились в 1972 г. Именем Г. Хаунсфилда названа шкала измерения плотности среды для рентгеновских лучей, используемая в томографии – шкала Хаунсфилда (Hounsfield scale).

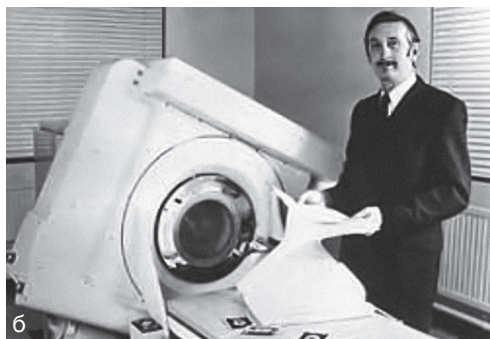
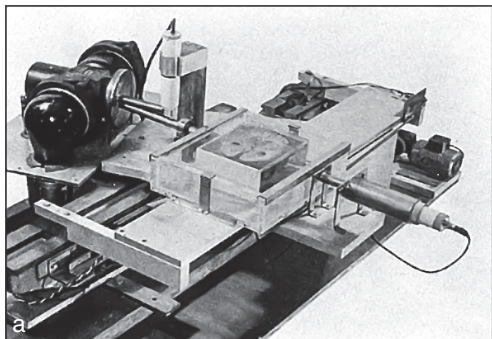


Рис. 3. а — экспериментальная установка Г. Хаунсфилда; б — компьютерный томограф СТ 1000/1010

В 1979 г. А. Кормак и Г. Хаунсфилд за разработку компьютерной томографии были удостоены Нобелевской премии по физиологии и медицине.

Первый отечественный компьютерный рентгеновский томограф был создан в начале 1980 г. Разработку вычислительных томографов вело Министерство электротехнической промышленности совместно с АН СССР и АМН СССР. В 1981–1982 гг. выпущены опытная и промышленная партии, в 1983 г. начато серийное производство приборов. В 1984 г. Н.В. Верещагин, С.Б. Вавилов получили Государственную премию СССР в области науки и техники за создание базовой конструкции ряда рентгеновских томографов и разработку единой системы их математического обеспечения.

ТЕРМИНОЛОГИЧЕСКАЯ ОСНОВА

Под термином «компьютерная томография» подразумевается *послойное рентгенологическое исследование, основанное на компьютерной реконструкции изображения, получаемого при круговом сканировании объекта пучком рентгеновского излучения.*

Термин «компьютерная томография» включает в себя несколько составляющих.

Существительное «томография» (от др.-греч. *τομή* — сечение; др.-греч. *ἀνατομή* — рассечение < др.-греч. *ἀνα* сверху и др.-греч. *τομή*, *tomé* — разрезание; греч. *γραφο* — пишу) является частью сложных слов, означающих: описание, запись, чертеж, рисунок и т.п.; употребляется как составная часть терминов в названии наук или способов воспроизведения, а также изображения чего-нибудь.

Компьютерная томография относится к неинвазивным (неразрушающим) технологиям, которые позволяют получать изображение среза биологического объекта без его разрушения.

Компьютер (от англ. *computer* — вычислитель) — устройство, выполняющее заданную, четко определенную, изменяемую последовательность операций.

СОСТАВЛЯЮЩИЕ МЕТОДА ПОЛУЧЕНИЯ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАММ

Функцию приема рентгеновских лучей выполняет детектор. Функцию преобразования — компьютер. Функцию отображения изображения — экран монитора.

Схематично аппаратно-программный комплекс технологии компьютерной томографии состоит из следующих частей:

- источник рентгеновского излучения (рентгеновская трубка);
- объект изучения;
- детектор — устройство, принимающее рентгеновские лучи после прохождения объекта;
- обработка полученных данных с помощью математических алгоритмов, заложенных в компьютерные программы, с формированием графического отображения объекта на экране;
- интерпретация полученных данных.

ИСТОЧНИК РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Электромагнитное излучение

Рентгеновские лучи — электромагнитные колебания расположенные в той части спектра, которая ограничена УФ-лучами и γ -лучами.

Длина волны рентгеновских лучей, используемых в медицинской практике, лежит в пределах $0,1-0,3 \text{ \AA}$ ($1 \text{ \AA} = 10^{-8} \text{ см}$).

Источником рентгеновского излучения в медицинских диагностических аппаратах является рентгеновская трубка. Искусственное генерирование потока рентгеновских лучей возникает из-за контакта быстрых электронов вольфрама с веществами, испаряющимися из раскаленного анода. На фоне взаимодействия возникают электромагнитные волны малой длины, находящиеся в спектре от 100 до 0,01 нм. Среди рентгеновских трубок наиболее распространены трубки, включающие в себя следующие материалы анодов с длинами волн, λ : Cu (1,33 нм), Al (0,834 нм), Mo (0,54 нм), Pd (0,434 нм).

Рентгеновская трубка выпускает элементарные частицы — фотоны. При взаимодействии с изучаемым объектом энергия фотона расходуется на иони-

зацию атома вещества и на работу, необходимую для «вырывания» электрона, а остаток переходит в его кинетическую энергию. Такие взаимодействия уменьшают количество рентгеновских фотонов, попадающих на детектор изображений. Увеличение количества фотонов, достигающих детектора, можно получить путем изменения параметров тока на рентгеновской трубке, однако при этом возрастает лучевая нагрузка на пациента.

Электромагнитное излучение, «возмущение» электромагнитного поля, распространяется в пространстве в режиме периодических процессов (колебаний).

Количество (частота) колебаний измеряется в герцах (Гц). Гц [в Международной системе единиц (СИ) — Hz] выражается формулой:

$$1 \text{ Гц (Hz)} = 1 \text{ с}^{-1}$$

1 Гц (Hz) означает одно колебание в секунду, 10 Гц (Hz) — соответственно, десять колебаний за одну секунду.

Таблица 1. Деление электромагнитного излучения в зависимости от длины волны

Название диапазона	Длина волны
Радиоволны	Более 10 км — 0,1 мм
Инфракрасное излучение	1 мм — 780 нм
Видимое излучение	780–380 нм
Ультрафиолетовое	380–10 нм
Рентгеновское	10 нм — 5 пм
Гамма-излучение	Менее 5 пм

Глаз человека воспринимает излучение, длина волны которого находится в промежутке от $\lambda = 390$ нм (фиолетовый свет) до $\lambda = 760$ нм (красный свет). Это видимый диапазон, в котором осуществляется визиоскопия и визиография.

Форма пучка источника излучения

Первоначально компьютерные томографы имели источник излучения в виде одного узкого пучка параллельных лучей (рис. 4, а). С течением времени количество узких пучков увеличивалось (рис. 4, б).

Далее источник излучения приобрел возможность формировать веерообразный пучок рентгеновского излучения (рис. 5, а). В 1996 г. появились устройства, способные испускать рентгеновское излучение в виде конуса (рис. 5, б), таким образом возникло отдельное направление в лучевой диагностике — **конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ)**.

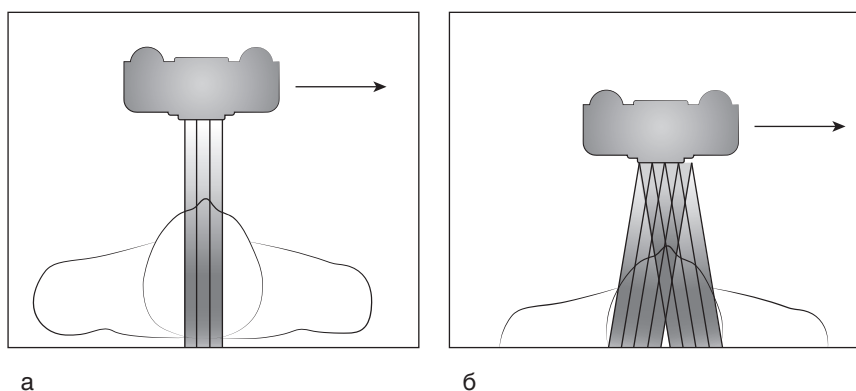


Рис. 4. Схема. Источник излучения компьютерных томографов: а — один узкий пучок параллельных лучей; б — два пучка параллельных пучков расположенные под углом друг к другу

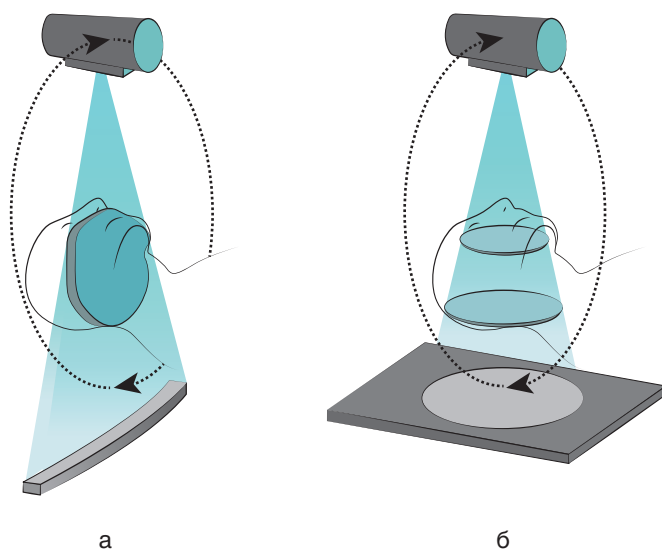


Рис. 5. Схема. Форма источника излучения компьютерных томографов: а — веерообразный пучок рентгеновского излучения; б — конусовидный пучок рентгеновского излучения

ПРИЕМНИК ИЗЛУЧЕНИЯ

В любых цифровых лучевых диагностических технологиях приемником излучения является детектор.

Детектор преобразует фотоны в дискретный сигнал, состоящий из цифр, а количество детекторов варьирует от аппарата к аппарату. Датчики форми-

руют электронную матрицу, размер которой варьирует в разных компьютерных томографах в зависимости от предназначения и функционала аппарата (рис. 6).

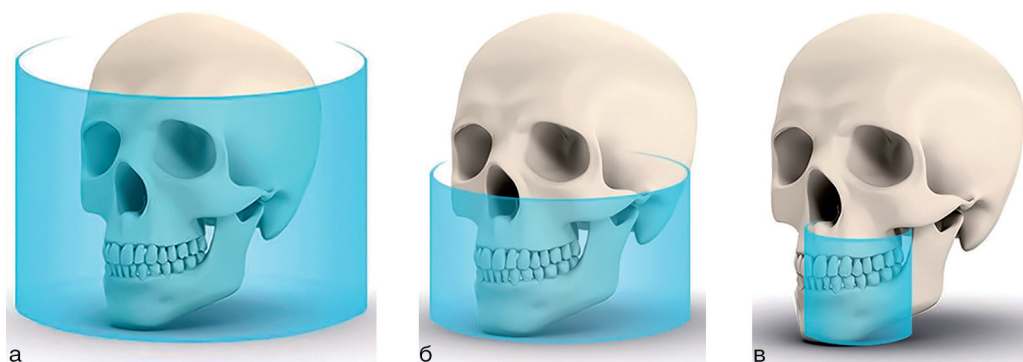


Рис. 6. Схема. Объем зоны исследования в зависимости от размера матрицы при проведении компьютерной томографии: а — зона 17×23 см; б — зона 10×16 см; в — 8×8 см

Рентгеновское изображение — это результат регистрации рентгеновского луча, прошедшего через интересующий объект. После прохождения через объект ослабленное рентгеновское излучение фиксируется системой детекторов, в качестве которых используются электронно-оптические преобразователи, ПЗС-матрицы (прибор с зарядовой связью), полые камеры (заполненные ксеноном) или плоскостельные детекторы (в частности, на основе аморфного кремния). Рентгеновские фотоны вызывают свечение кристалла или инертного газа в детекторах, при этом световая энергия преобразовывается в электрические сигналы. Чем сильнее интенсивность рентгеновского луча, достигшего детектора, тем сильнее электрический сигнал. Сопоставление исходной интенсивности рентгеновского излучения и интенсивности пропущенного через объект излучения позволяет рассчитать ослабление первичного луча.

В процессе эволюции компьютерных томографов количество детекторов возрастало, менялось и место их расположения (рис. 7).

Технологии движения источника излучения и детекторов. Конструкция гентри

Гентри (от англ. *gantry* — станина, портал мостового крана) представляет собой полую, вертикально расположенную конструкцию прямоугольной формы, внутри которой на металлической кольцевидной раме закреплены рентгеновская трубка и детекторы, а в современных аппаратах также есть генераторы высоковольтного напряжения и компьютеры, управляющие процессом сканирования. В центре гентри имеется сквозное отверстие — апертура, в которой во время сканирования располагается объект исследования.

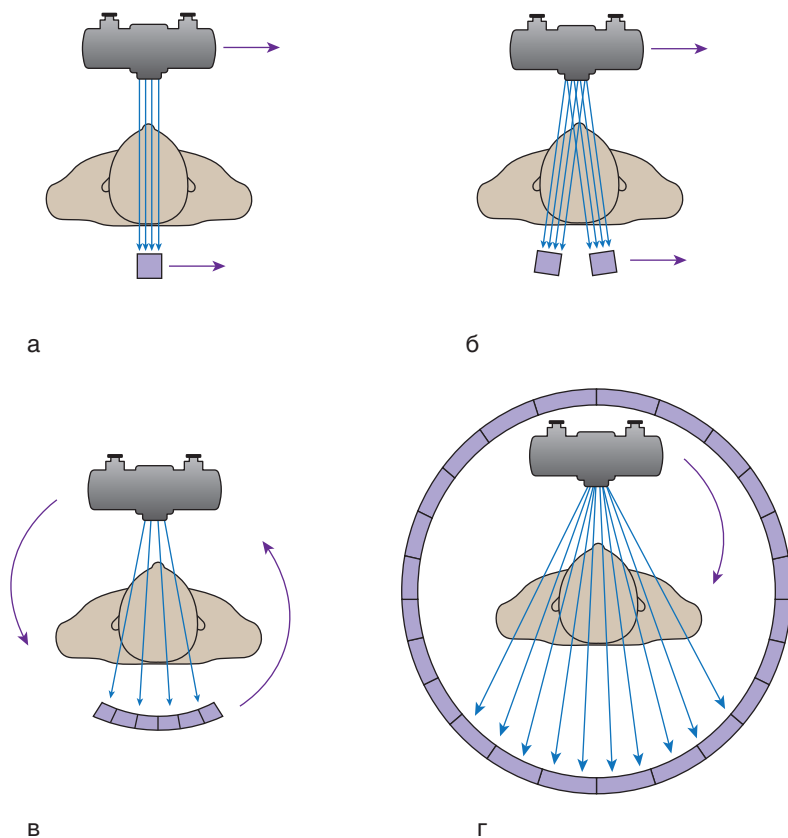


Рис. 7. Схема: а — один детектор; б — два детектора, расположенных разрозненно; в — несколько детекторов, выстроенных в ряд; г — множество детекторов, расположенных в виде замкнутого кольца

Конструкции компьютерных томографов раннего поколения имели поступательный ход источника излучения и детекторов, чаще по горизонтали. Затем инженеры сконструировали поступательно-вращательный механизм. Такой механизм позволяет осуществлять вращение источника излучения и детекторов на 360° , после чего диск с источником излучения и датчиками перемещается поступательно (сдвигается на шаг томографии вдоль тела пациента) и вновь осуществляет вращение на 360° . Такое поступательно-вращательное движение источника излучения и детекторов было дискретным (шаговым) и в настоящее время не используется.

Появление спиральной, а затем и мультиспиральной (мультисрезовой) компьютерной томографии стало возможным благодаря появлению «конструкции гентри» с кольцом скольжения, которое позволяет трубке и детекторам вращаться непрерывно в одном направлении, осуществляя непрерывное поступательно-вращательное движение (рис. 8).

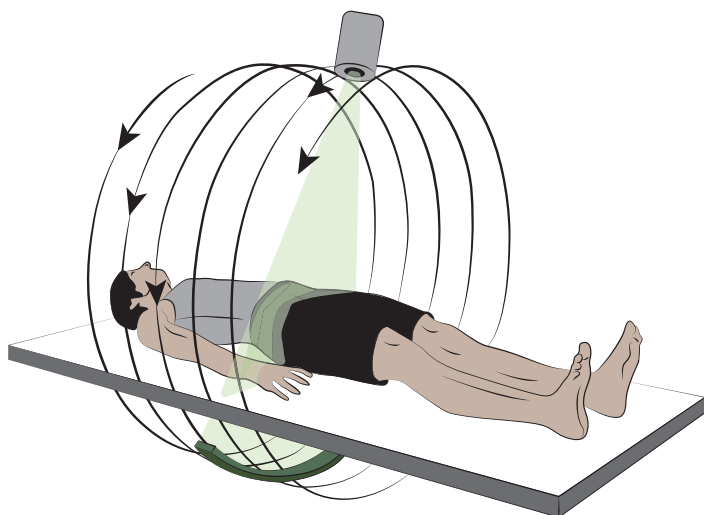


Рис. 8. Схема. Конструкция гентри и технология движения источника излучения и детекторов в мультиспиральных компьютерных томографах

Создание систем компьютерных томограмм с несколькими линейками детекторов (в настоящее время до 320) позволило перейти к технологии мультиспирального/многосрезового сканирования, которое обладает целым рядом преимуществ. В частности, улучшенным временным, контрастным и пространственным разрешением, большей скоростью сканирования, увеличенным отношением сигнал/шум, эффективным использованием рентгеновской трубки, большей зоной анатомического покрытия, а также существенно сниженной (аппаратно и программно) лучевой нагрузкой на пациента.

КОМПЬЮТЕР КАК АНАЛОГОВО-ЦИФРОВОЙ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ

После попадания пучка рентгеновских лучей на матрицу детектора его энергия преобразуется в электрические сигналы. Компьютер получает сигнал и преобразовывает его в двоичный код, используя аналогово-цифровой преобразователь. В современных томографах программное обеспечение для обработки изображений во многом определяет их клиническую производительность и информативность регистрируемых данных.

Во всех программах постпроцессорной обработки и анализа изображений имеется возможность изменять полученное изображение в размерах, корректировать контрастность и яркость, накладывать различные фильтры, производить соответствующие морфометрические измерения угловых и линейных параметров, строить рентген-денситограммы. С экрана монитора изображение может быть перенесено на бумагу или пленку с помощью принтера или рассмотрено в полноценном 3D-формате с помощью технологий виртуальной реальности.

В специализированных компьютерных программах создается виртуальный трехмерный реформат, «нарезанный» слоями в виде аксиальных срезов определенной толщины. Яркость того или иного участка изображения на экране монитора в виде пикселей зависит от плотности каждой исходной единицы — вокселей. Каждый срез сохраняется в памяти компьютера в виде файла в формате Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) — цифровые изображения и обмен ими в медицине. DICOM — индустриальный стандарт для передачи радиологических изображений и другой медицинской информации между компьютерами.

Разработка стандарта DICOM началась в начале 1980-х гг., когда проблема интеграции сложных цифровых устройств лучевой диагностики стояла уже достаточно остро. В 1983 г. Американским колледжем радиологии (American College of Radiology) и Национальной ассоциацией производителей электронного оборудования США был создан объединенный комитет, в задачи которого входила разработка стандарта, обеспечивающего передачу цифровых медицинских изображений, не зависящую от производителей диагностического оборудования и способствующую:

- 1) развитию систем архивирования и передачи изображений (PACS — Picture archiving and communication system);
- 2) обеспечению их взаимодействия с автоматизированными больничными информационными системами;
- 3) созданию баз данных, содержащих диагностическую информацию, получаемую с помощью большого числа удаленных друг от друга устройств различных типов.

Файл, хранящий одно изображение в стандарте DICOM, является сложной структурой данных, включающей в себя не только непосредственно изображение, но и сопутствующую информацию, такую как данные пациента — имя, возраст; данные об оборудовании, на котором проводилось исследование; дата и описание проведенного исследования; параметры и описание серии; система координат, связанная с изображением; атрибуты, определяющие само изображение; текстово-графические элементы, графики и комментарии, добавленные медицинским персоналом во время работы с файлом; атрибуты, описывающие преобразования полученных данных, и т.д.

ПИКСЕЛЬ И ВОКСЕЛЬ

Минимальной единицей графического изображения на экране монитора является пиксель (pixel). Пиксель — элемент двумерного цифрового изображения, с помощью которого объемные 3D-объекты отображаются на 2D-экране.

Pixel — сокращение от **p**ictures **e**lement, которое, в свою очередь, сокращается до **pix** element, в некоторых источниках **picture cell** — буквально: ячейка картины.

Вóксел (от англ. *voxel*) — образовано из слов: **volumetric** — объемный и **pixel** — пиксель. **Voxel** является аналогом двумерного **pixel** для трехмерного пространства. **Воксели** — это трехмерные пиксели, для которых помимо параметров ширины и высоты добавляется параметр глубины. Визуально 3D-объект можно представить состоящим из маленьких кубиков. Каждый такой «кубик» и будет вокселем (рис. 9).

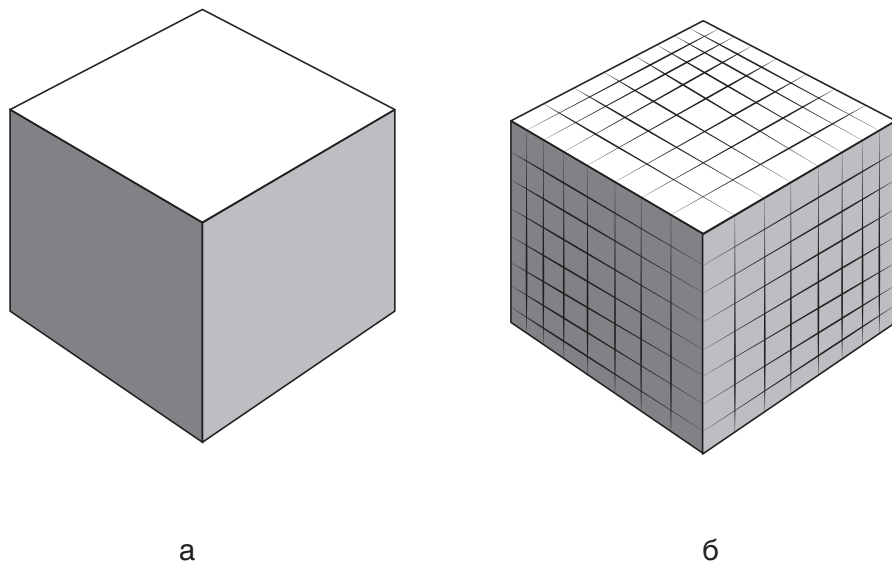


Рис. 9. Схема. Минимальная единица измерения компьютерных томограмм: а — воксель; б — группа вокселей

Воксель — это самая маленькая трехмерная единица сканирования компьютерных томограмм. В текущих системах компьютерных томограмм размер вокселя колеблется от 0,076 до 0,4 мм. Меньший размер вокселя дает изображение с более высоким пространственным разрешением, но сопровождается возникновением дополнительного шума и повышает лучевую нагрузку на пациента.

ШКАЛА ЕДИНИЦ ХАУНСФИЛДА. ЗНАЧЕНИЯ СЕРОГО ЦВЕТА

Шкала Хаунсфилда (Hounsfield scale) — количественная шкала рентгеновской плотности.

В основе компьютерной томографии лежит измерение разницы ослабления рентгеновского излучения различными тканями. Г. Хаунсфилд принял за единицу отсчета рентгеновской плотности 0 НУ плотность дистиллированной воды при стандартном давлении и температуре, а воздуха — за -1024 единиц НУ. Положительные величины соответствуют костной, мы-

шечной, соединительной и прочим тканям, а также более плотному веществу (металлу) и доходят до значений +3071 HU.

Помимо размерной величины у вокселя есть значения цвета. После сканирования объекта и компьютерной обработки сигнала послойно реконструируется графическое изображение или, говоря языком программирования, графическая матрица. При этом каждой ячейке матрицы соответствует рассчитываемый компьютером коэффициент абсорбции тканей, он же *коэффициент ослабления*, выражаемый в единицах Хаунсфилда (ед. Н, или Hounsfield Units, или HU). Коэффициент абсорбции по смыслу аналогичен степени почернения каждой точки рентгенограммы, то есть он показывает, насколько ткань поглощает (ослабляет) рентгеновские лучи. Кость поглощает рентгеновские лучи сильнее других тканей и имеет наибольший коэффициент абсорбции (+800 — +3071 HU). Воздух практически не поглощает рентгеновские лучи и имеет наименьший коэффициент абсорбции (–1000 HU). Коэффициент абсорбции воды принят за 0. При этом чем больше коэффициент абсорбции ткани, тем меньше фотонов излучения доходит до детектора томографа и тем более белой она выглядит на компьютерной томограмме: кость самая белая, воздух самый черный. Коэффициент абсорбции является основной характеристикой изображения компьютерных томограмм по плотности и в современных компьютерных томографах колеблется от –1024 до +3071 ед. Н. Некоторые ткани и соответствующие им параметры плотности, выраженные в единицах Хаунсфилда, представлены на рис. 10.

Мультисрезовые компьютерные томографы выдают послойную информацию при сканировании, по завершении которого строится воксельная модель. Протоколы сканирования с меньшим размером вокселя обеспечивают лучшее пространственное разрешение, но дают более высокую дозу облучения для пациентов.

ЗНАЧЕНИЕ СЕРОГО ЦВЕТА

Оттенки серого (градации серого, шкала серого цвета, англ. Grayscale) — цветовой режим изображений, которые отображаются в оттенках серого цвета, размещены в виде таблицы в качестве эталонов яркости белого цвета.

Серая шкала — это контрольное изображение равномерного ряда оптических плотностей нейтрально-серых полей, изготовленных на прозрачной или непрозрачной основе. Шкала предназначена для оценки и измерения качества передачи тона при фотографической съемке, сканировании, копировальных и печатных процессах. Значения яркости серой шкалы нередко выражают в процентах, при этом 0% представляет белый цвет (отсутствие черного пигмента на белом фоне), 100% — черный цвет (плашка глубокого чисто-черного пигмента).