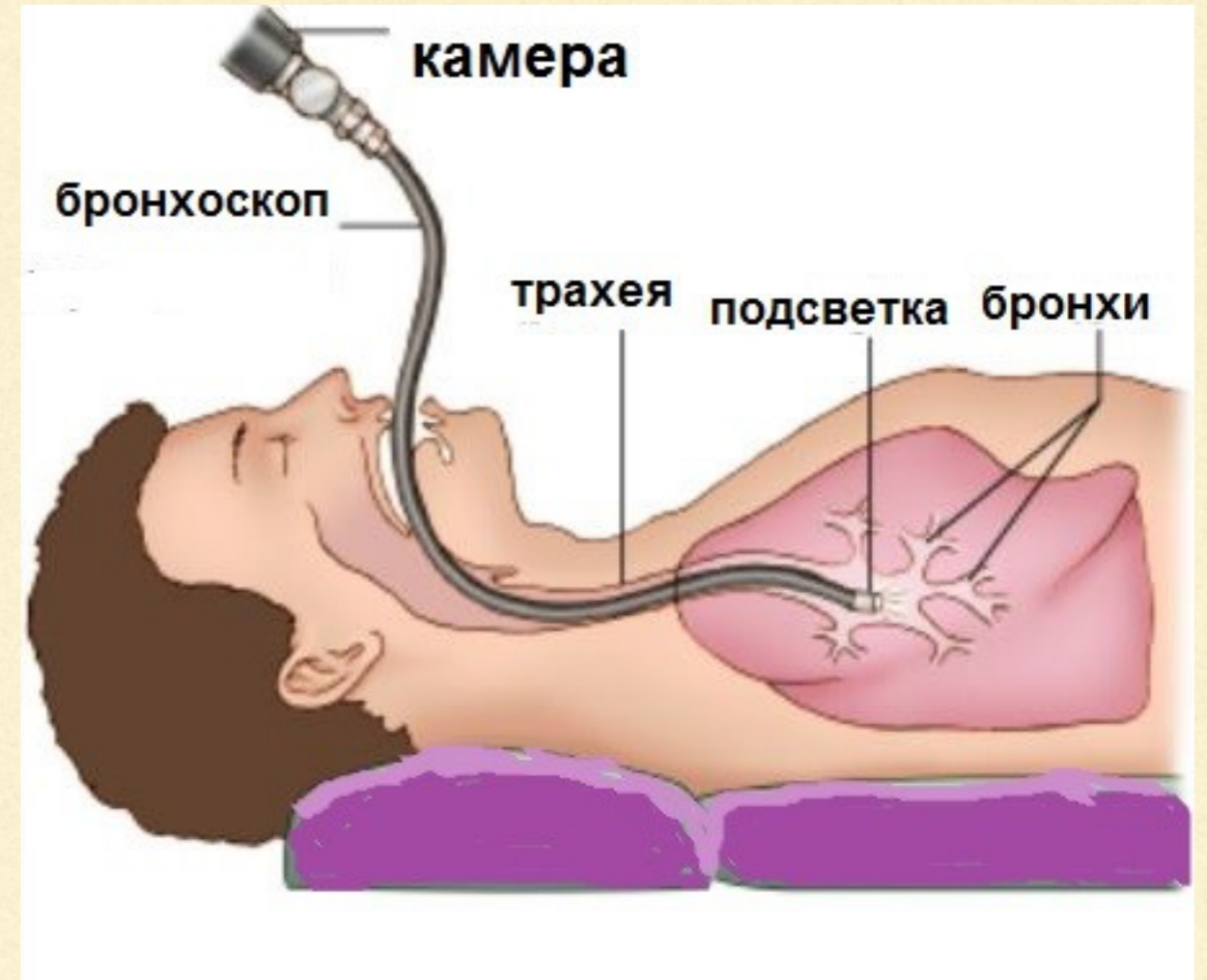


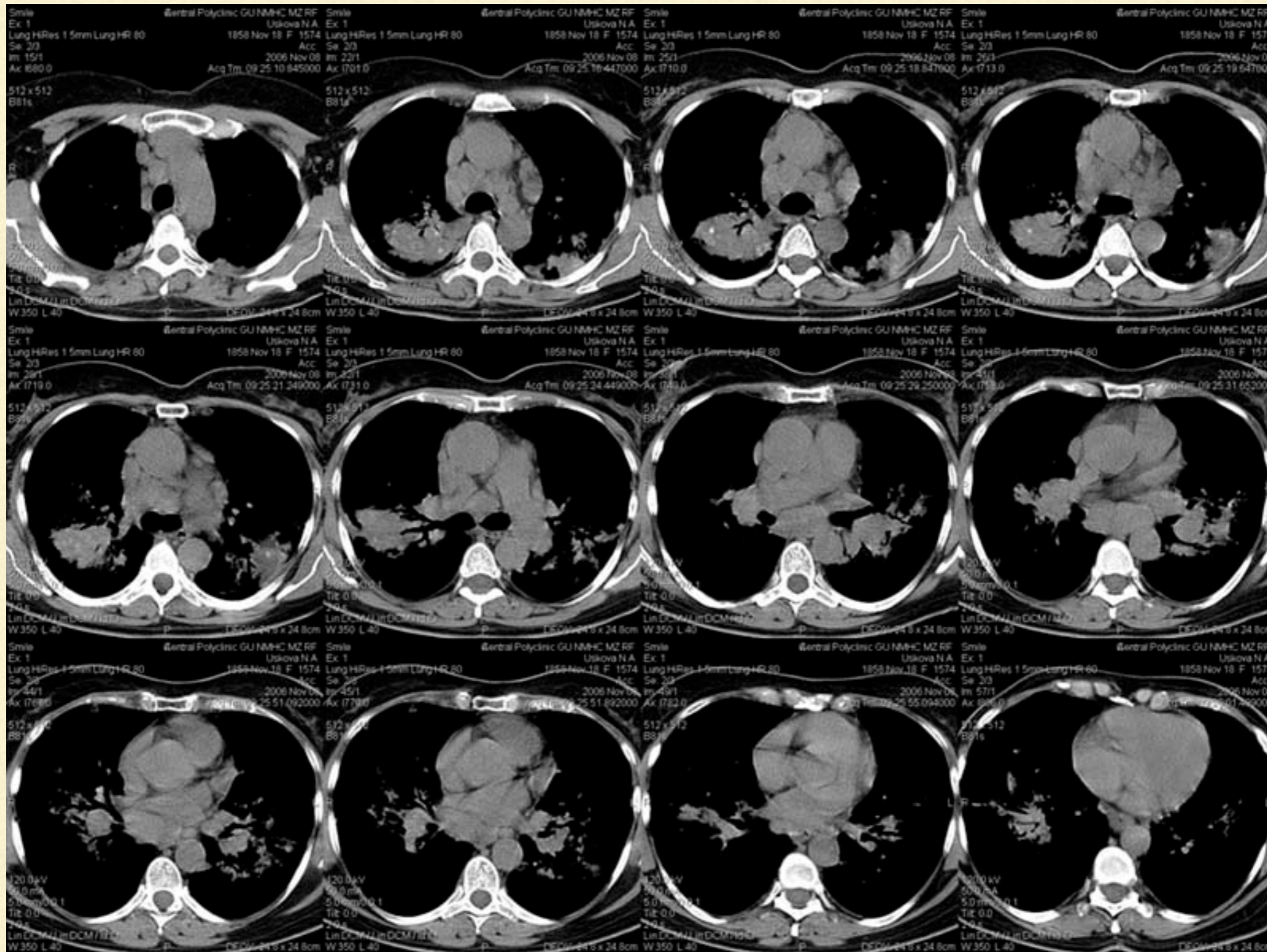
iLungHelper

Программное обеспечение для помощи врачам-специалистам
в проведении операций и диагностик при заболеваниях легких

Трансбронхиальная биопсия



Этап подготовки к процедуре



Во время процедуры



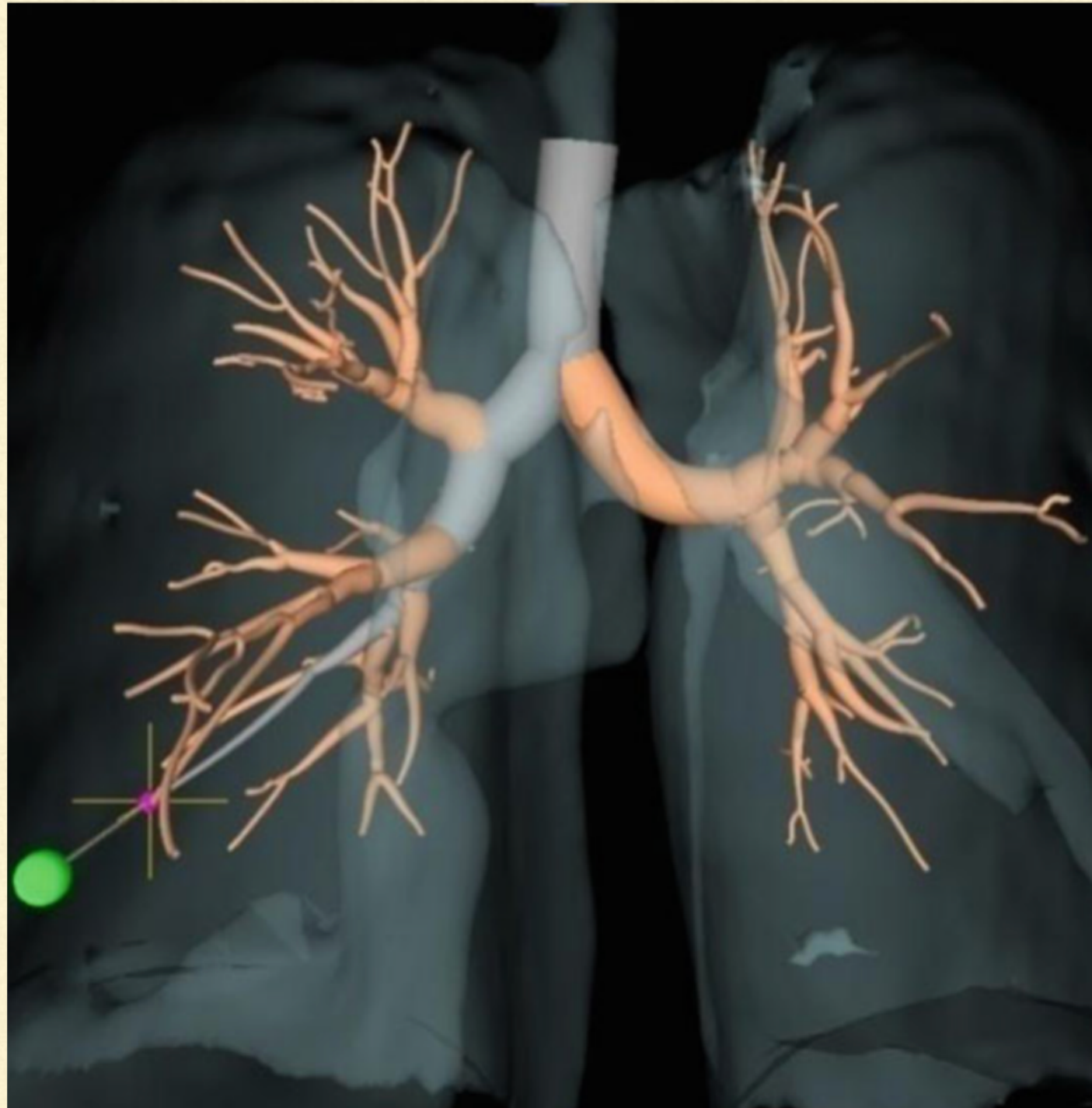
Проблема

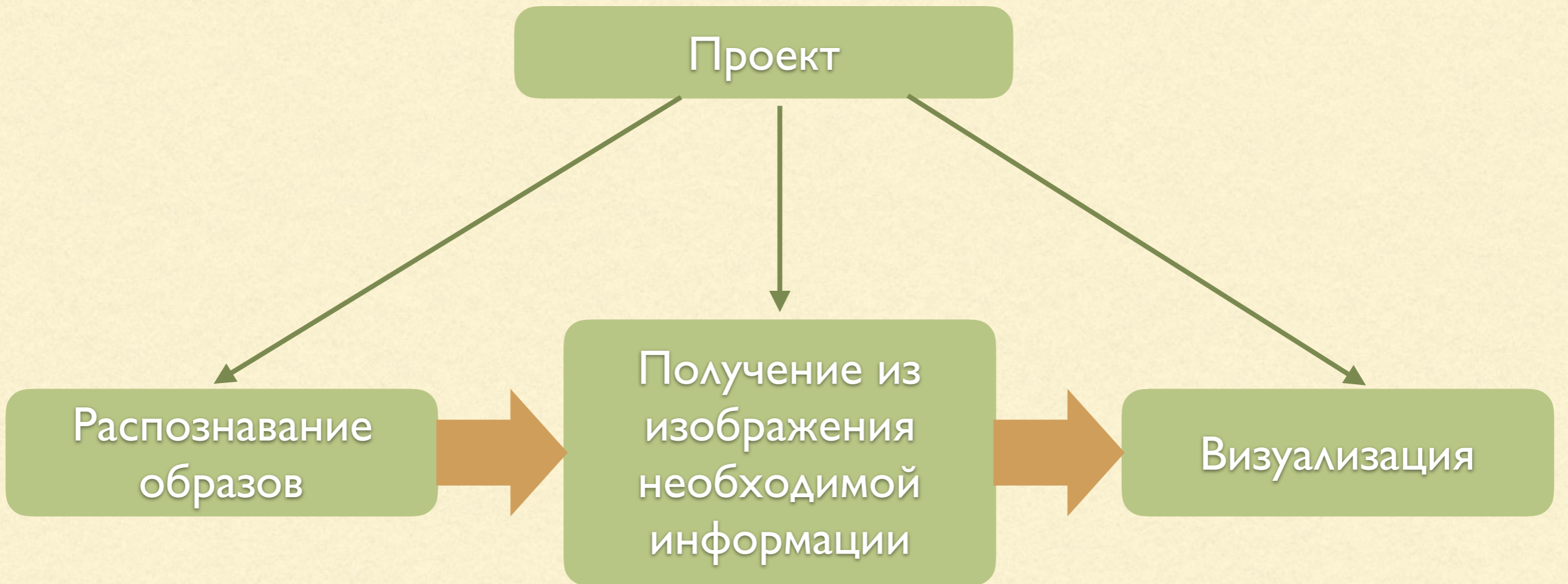
- Нет «внешнего обзора» дыхательных путей
- Специалист вынужден «на глаз» строить путь и определять участок для взятия образца
- Врач должен все время держать в уме сложную структуру дыхательных путей



Высокая вероятность ошибок:
40 - 80%

Решение





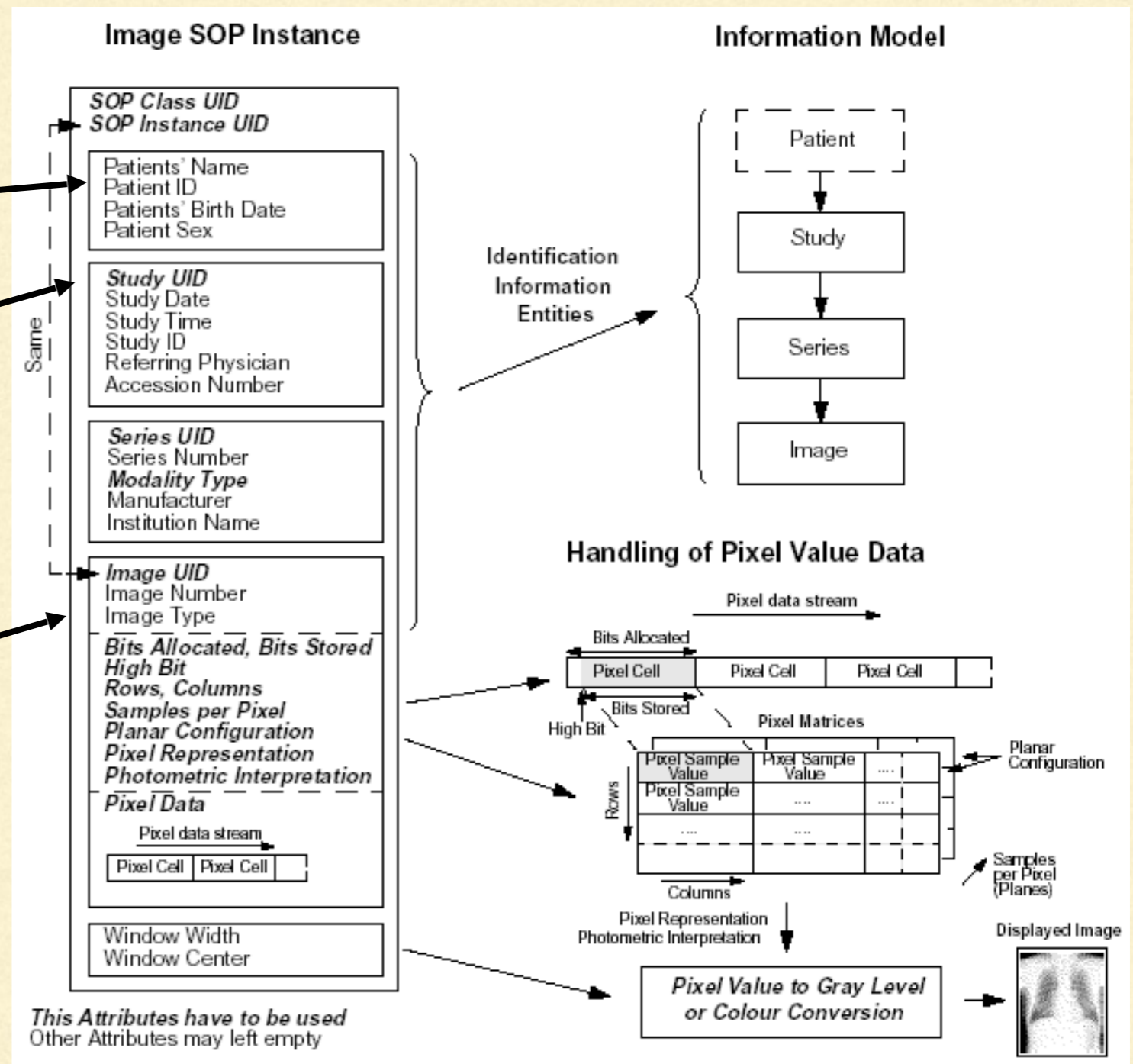
Формат DICOM

Данные хранятся в виде словаря

Данные о
пациенте

Данные об
обследовании
(оборудование, мед.
учреждение)

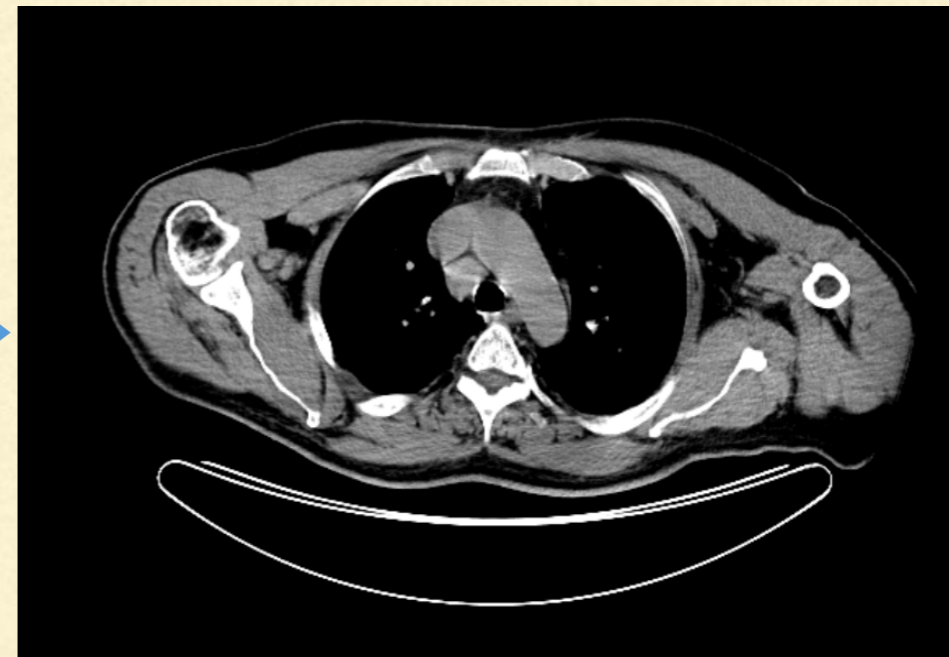
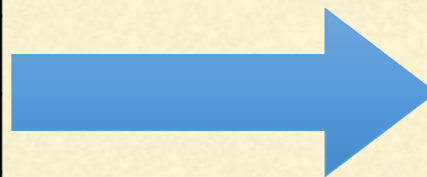
Данные об
изображении



Изображение

- двумерная таблица
- каждый элемент таблицы - значение интенсивности, зависящее от плотности тканей организма

-1024	-1024	-1000	-1000
-1000	-900	-900	-800
-1000	-910	-950	-720
-970	-950	-930	-720



Выделение дерева дыхательных путей

Удаление из изображения объектов,
не принадлежащих телу человека

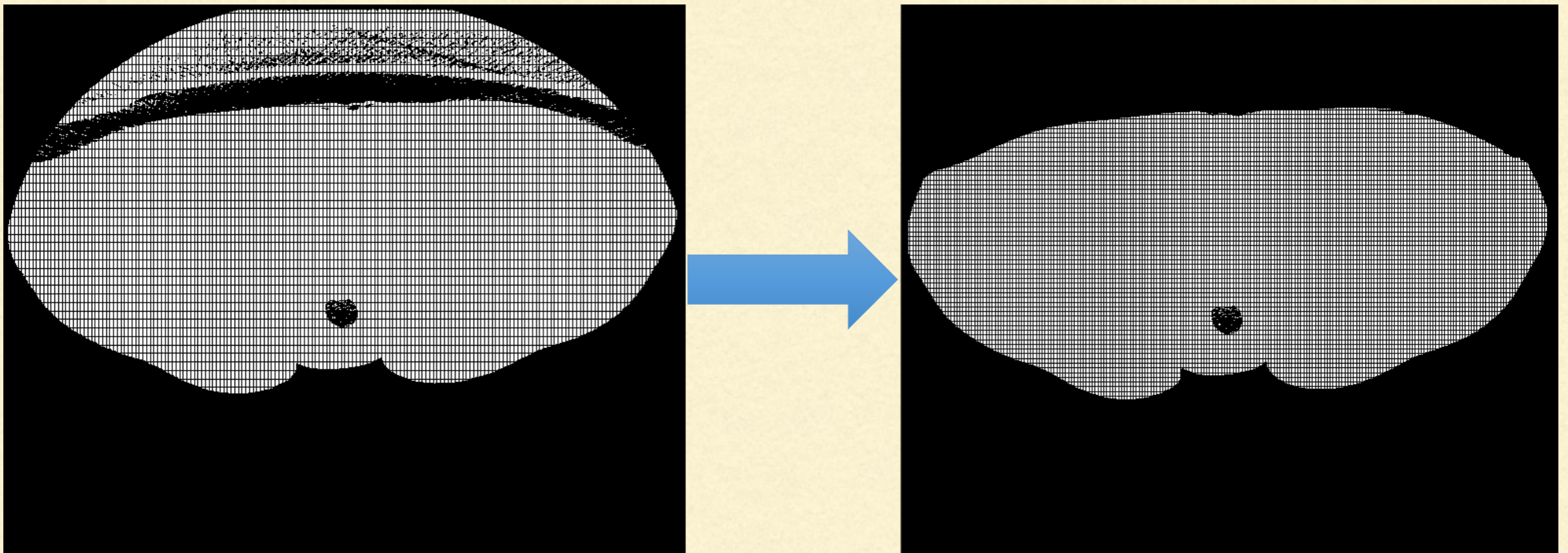


Поиск 2D-участка, принадлежащего
дыхательным путям

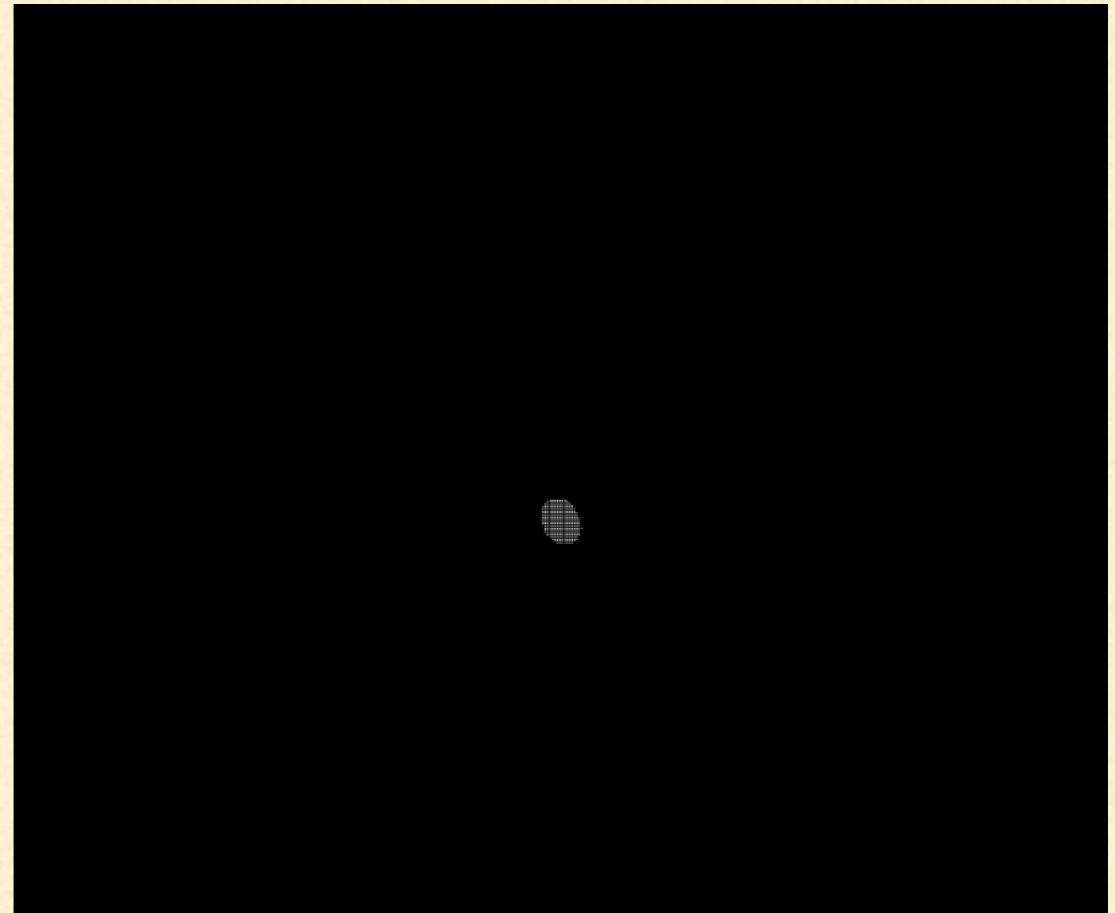
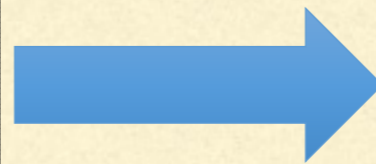
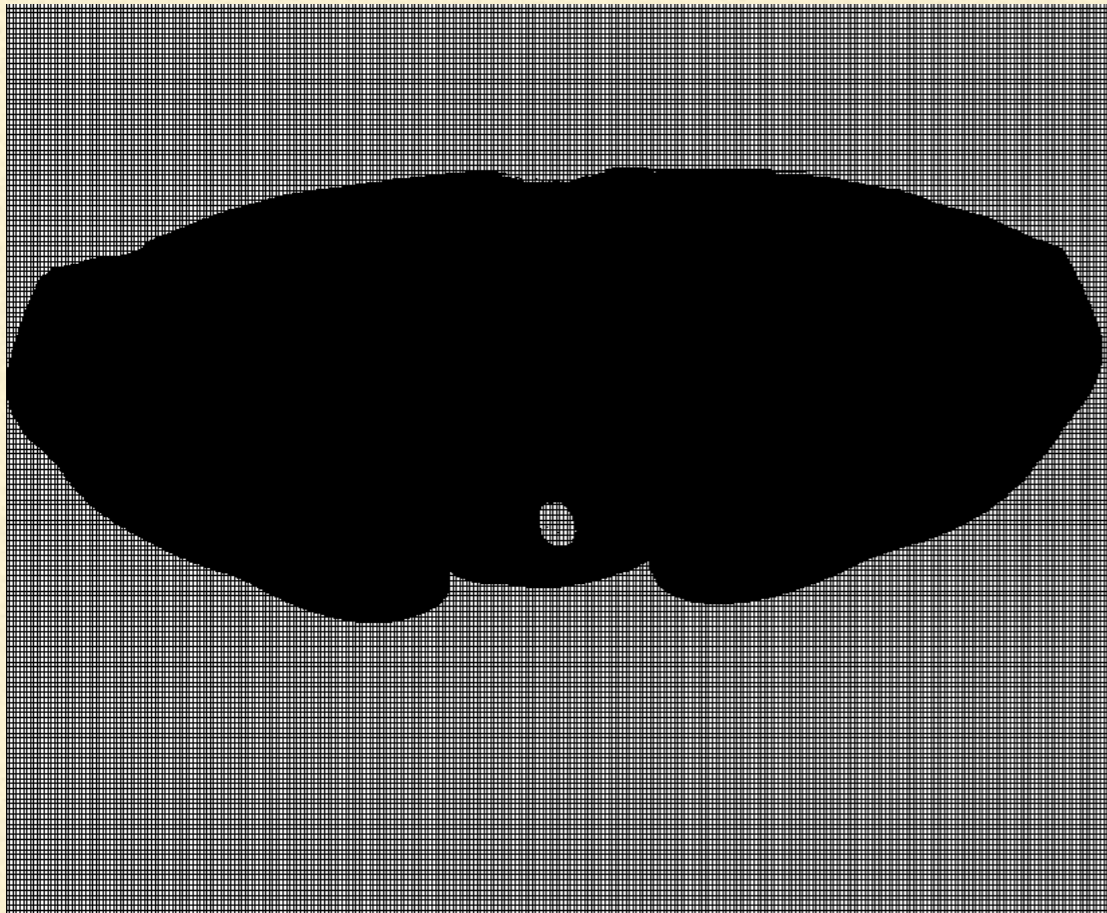


Выделение 3D-объекта - дерева
дыхательных путей

Удаление объектов, не принадлежащих телу человека



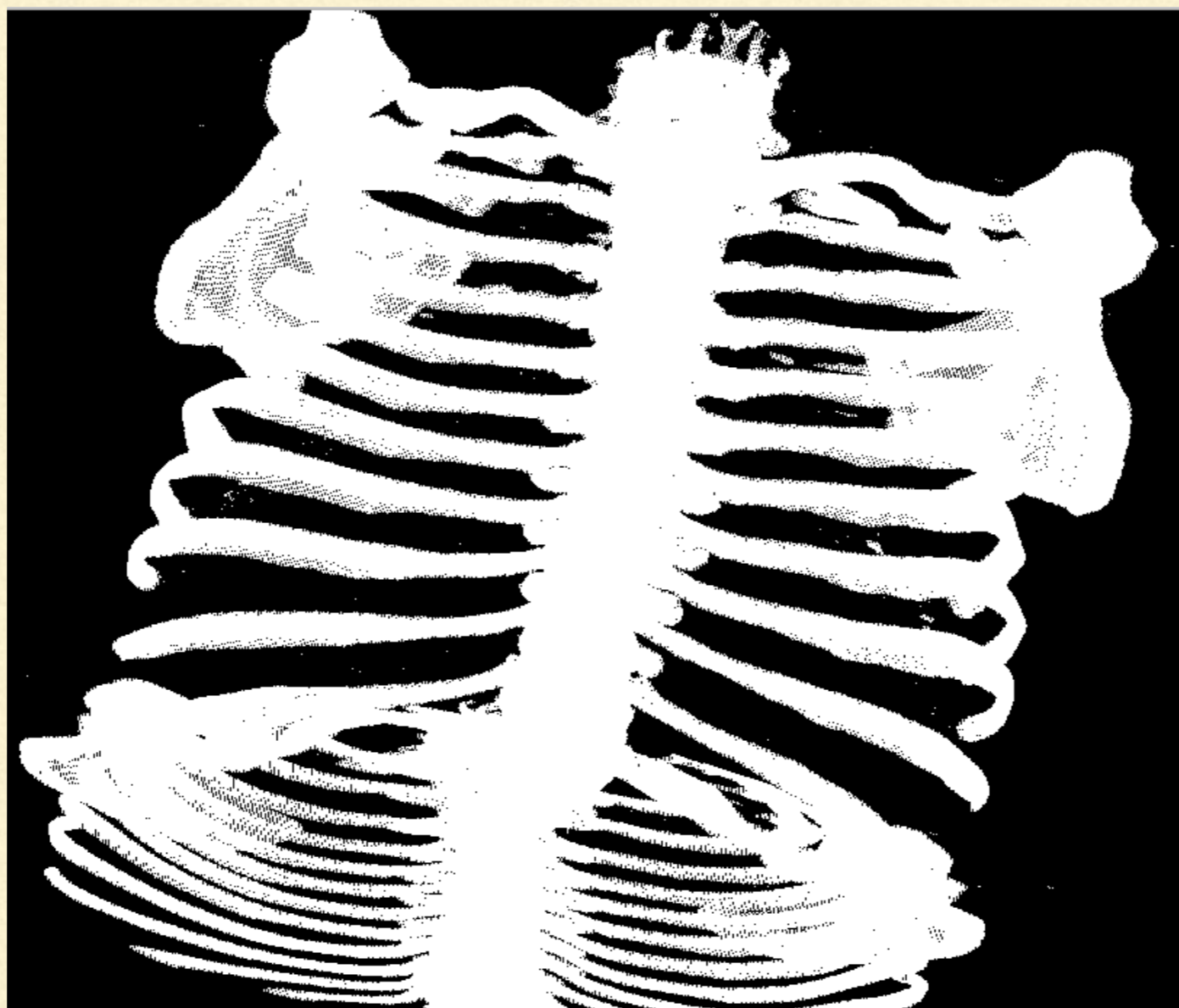
Выделение участка, принадлежащего дыхательным путям



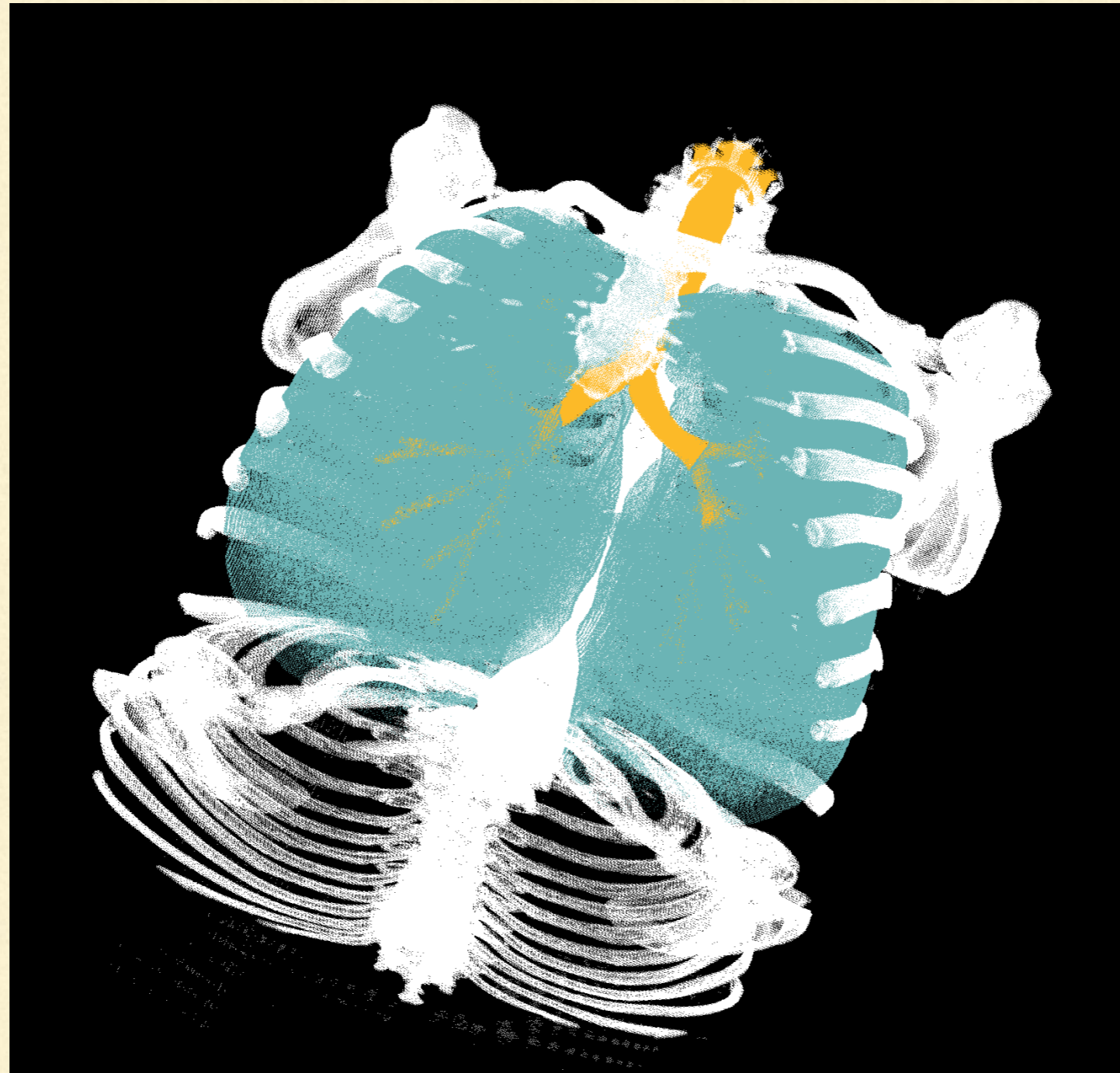
Выделение 3D-дерева дыхательных путей



Выделение костей



Выделение легких

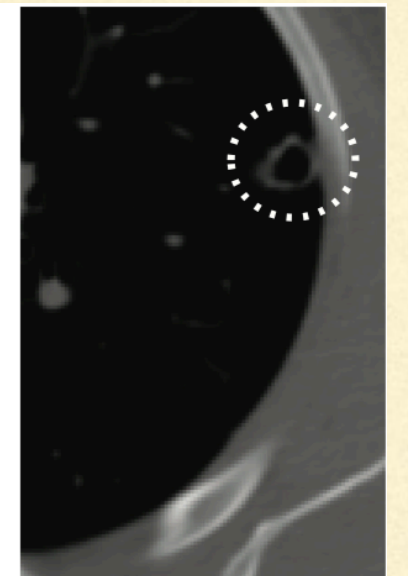
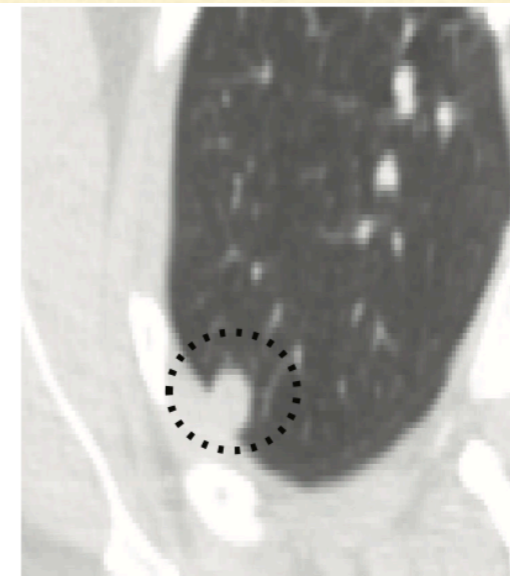
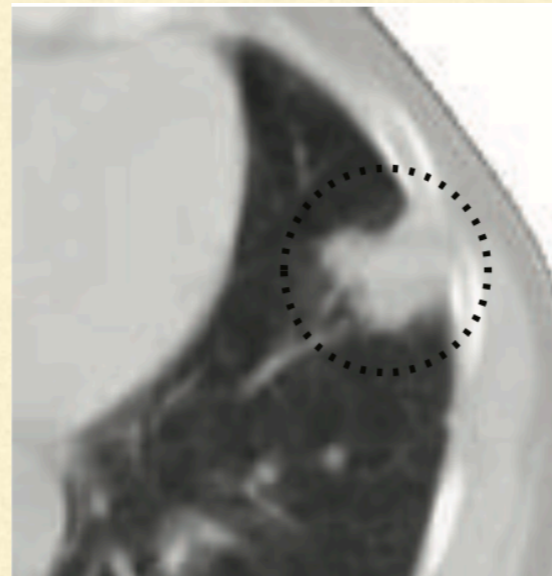
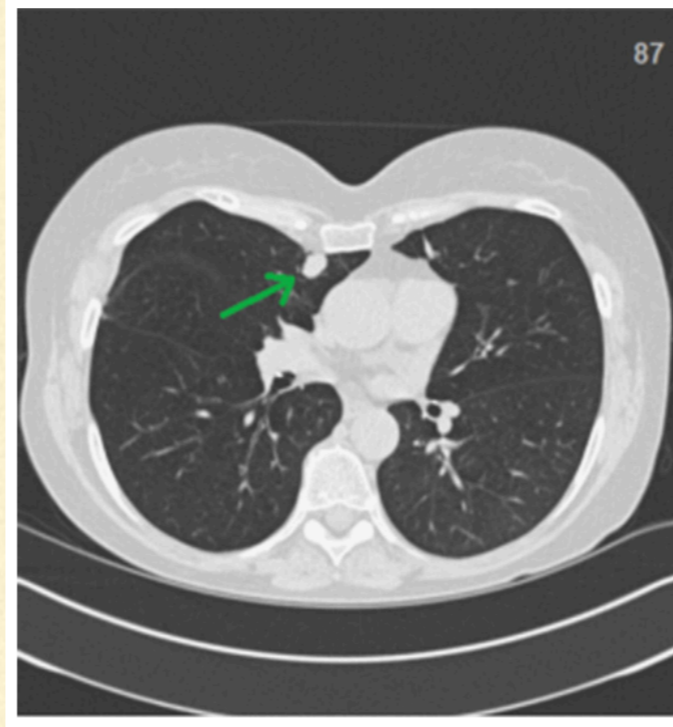


Выделение узелков

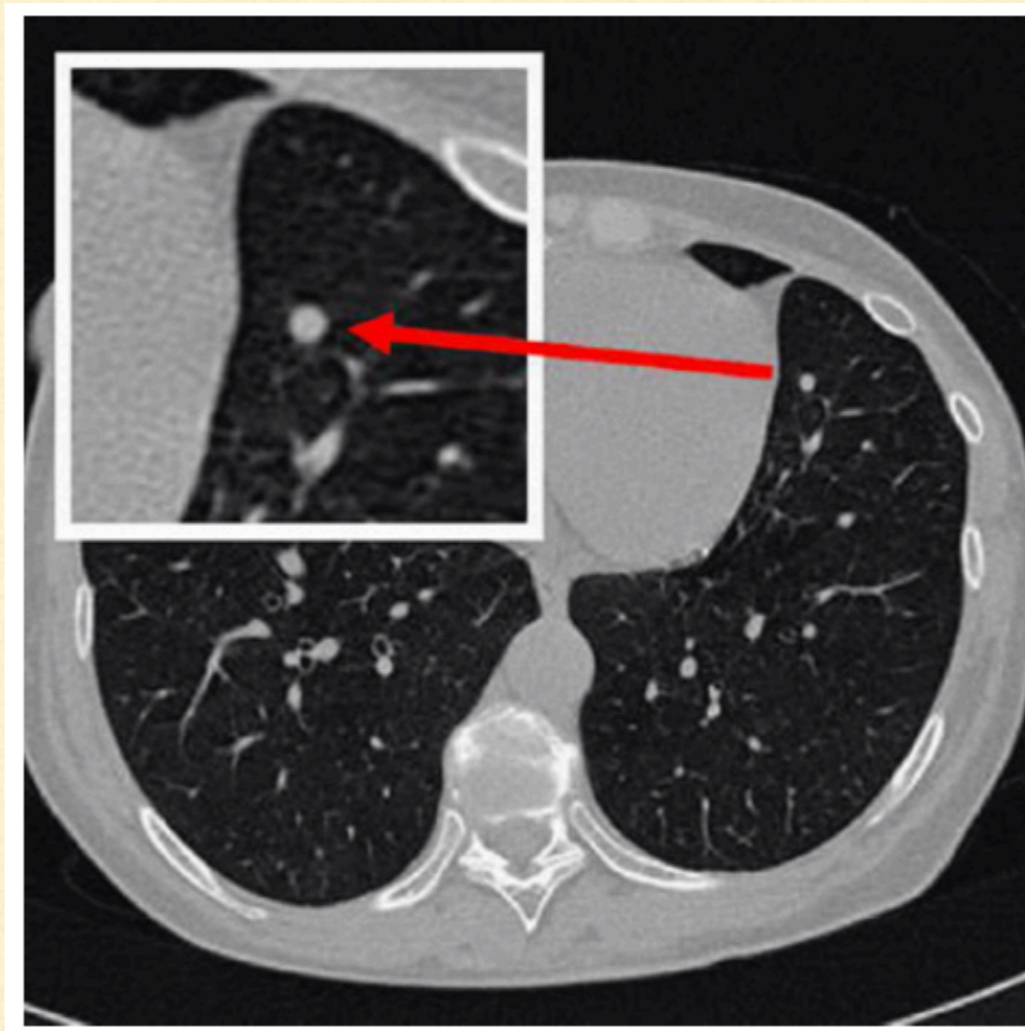
Виды узелков

По месторасположению

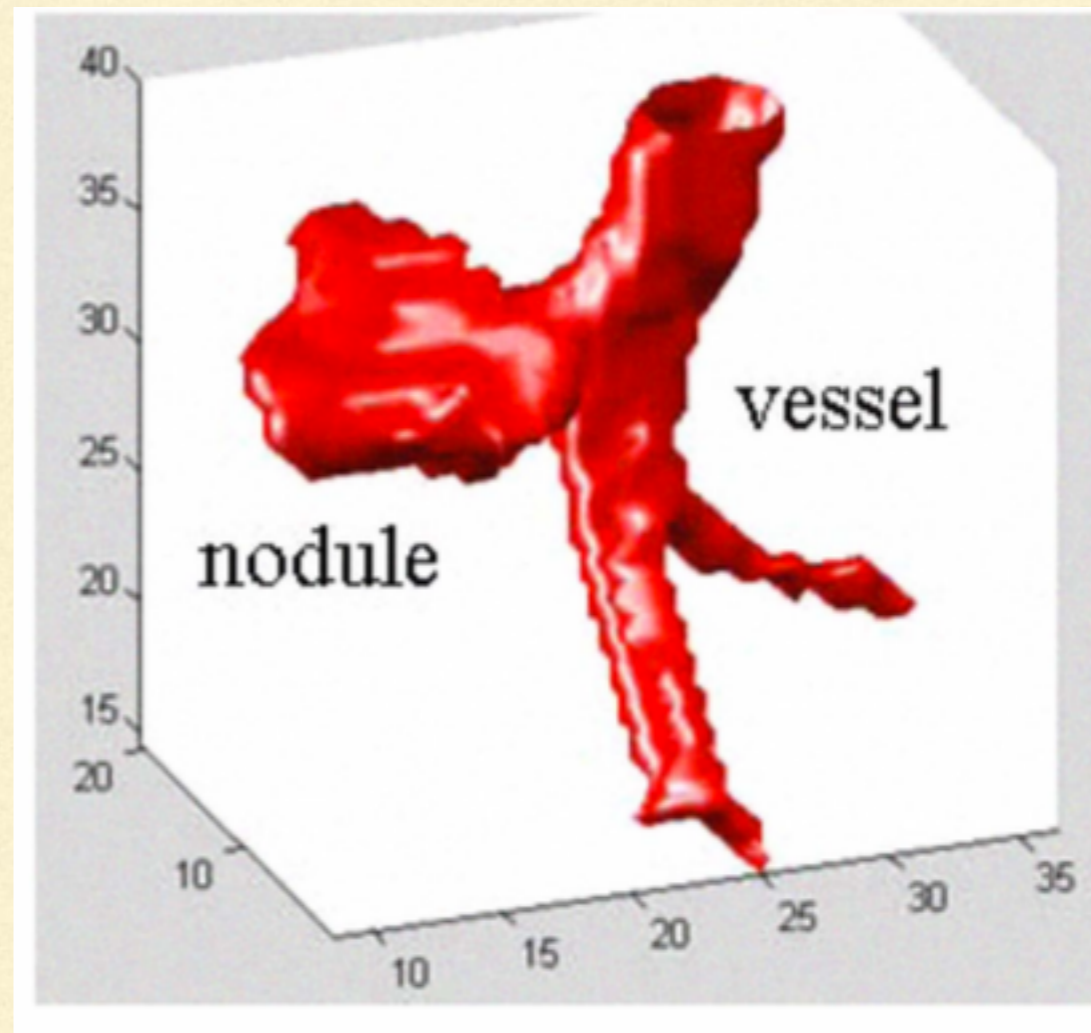
1) экстраплевральные



2) изолированные



3) экстраваскулярные

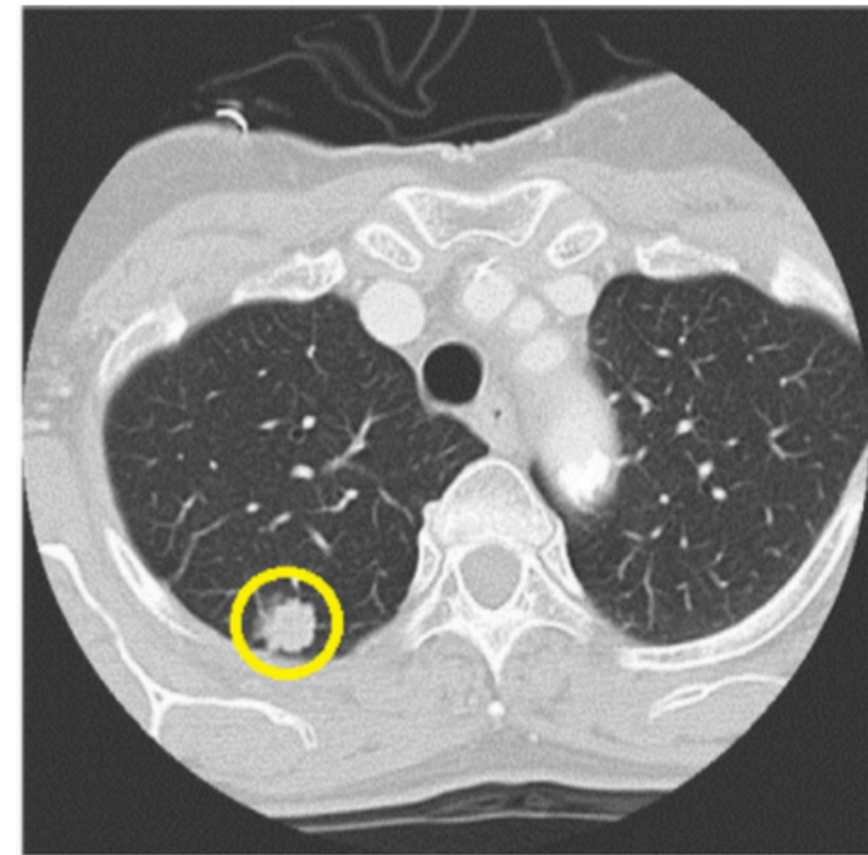
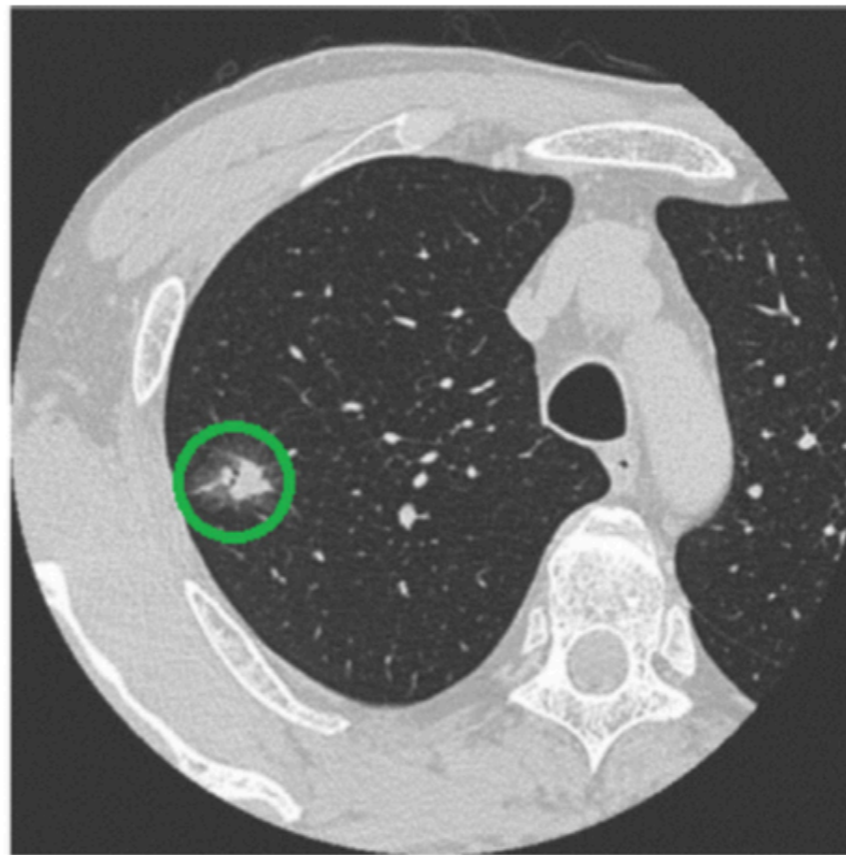
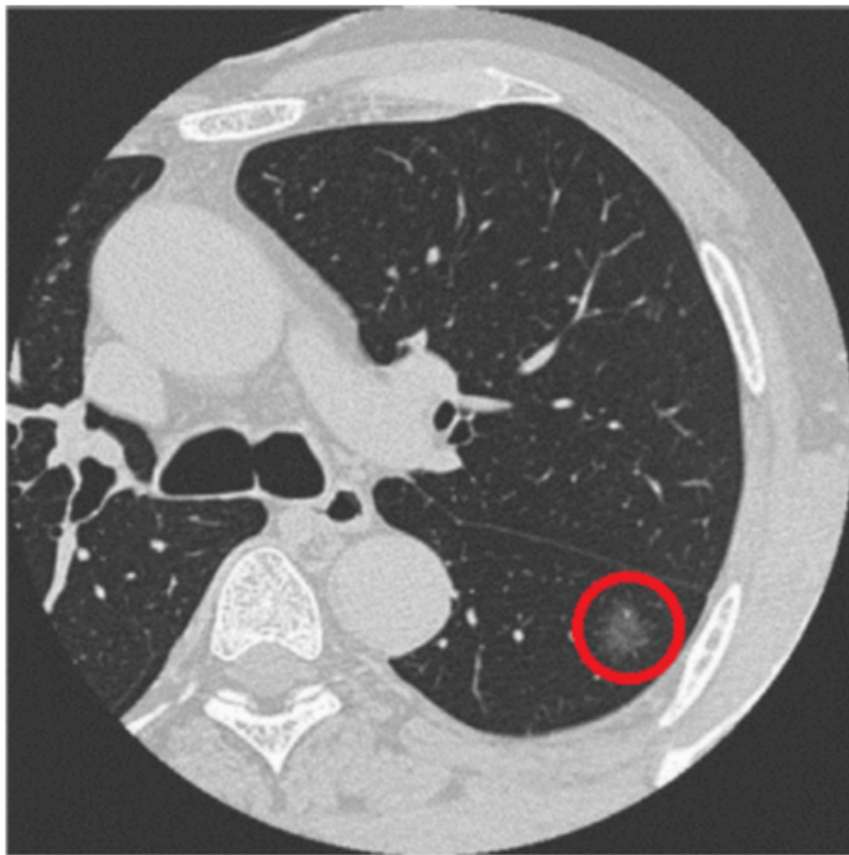


По плотности

1) не плотные

2) частично-плотные

3) плотные



По размеру

- Микроузелки ($\leq 3\text{мм}$)
- Узелки (от 3мм до 30 мм)
- Большие узелки ($> 30\text{мм}$)

Заболевания, при которых образуются узелки

- Диссеминированный туберкулез
 - Саркоидоз
 - Канцероматоз
 - Альвеолиты
 - Альвеолярный протеиноз
 - Гистероцитоз Х
 - Лейомиоматоз
-

Существующие методы

Method	Year	Sensitivity (%)	FP/exam	N° of nodules	Size	Response time	Nodule types
Choi and Choi [24]	2014	97.5	6.76	148	3–30 mm	NI	Isolated, juxtavascular and juxtapleural
Santos et al. [4]	2014	90.6	1.17/image	72	2–10 mm	3.7 min/exam	NI
Badura and Pietka [18]	2014	83.03 and 91.12	0.49% and 9.15%	574	3–30 mm	6.53 s/image	Isolated, juxtavascular, juxtapleural and low density
El-Baz et al. [22]	2013	82.3	9.2%	130	≥10 mm	5 min/exam	Calcified, not calcified and cavity
Wang et al. [25]	2013	98.2	9.1/image	108	5–30 mm	NI	Isolated, juxtavascular and juxtapleural
Cascio et al. [26]	2012	97.0 and 88.0	6.1 and 2.5	148	3–30 mm	1.5 min/exam	Isolated and juxtapleural
Chen et al. [27]	2012	95.0 and 91.5	9.8 and 10.5	416 and 55	3–27 mm	NI	Isolated
Soltaninejad et al. [28]	2012	90.0	5.63	58	NI	NI	Solid, non solid, bronchioles attached, lung wall attached and cavity
Suiyuan and Junfeng [29]	2012	100.0	1.0	NI	NI	NI	NI
Riccardi et al. [30]	2011	71.0 and 60.0	6.5 and 2.5	117	≥3 mm	NI	Isolated, juxtavascular and juxtapleural
Liu et al. [31]	2010	86.0	4.9	175	3–27 mm	NI	Isolated
Taghavi Namin et al. [32]	2010	88.0	10.3	134	2–20 mm	NI	NI
Matsumoto et al. [35]	2008	79.0	4.5	66	≥4 mm	NI	Solid and subsolid
Ozekes and Osman [37]	2008	100.0	44	11	3–16 mm	NI	NI
Ozekes et al. [38]	2008	100.0	13.375	16	3.5–7.3 mm	NI	NI
Yang et al. [39]	2007	81.0	4.3	324	2–18 mm	NI	Solid and GGO
Ge et al. [45]	2005	96.0 and 80.0	6.92 and 0.34/image	116	3–30.6 mm	NI	Isolated, juxtapleural and juxtavascular
Matsumoto et al. [46]	2005	78.0	5.3	100	3–5 mm	NI	NI
Hara et al. [47]	2005	94.0	2.05	139	≤7 mm	NI	NI
Mekada et al. [51]	2003	71.0	7.4	361	≥2 mm	NI	NI
Dehmeshki et al. [52]	2003	91.0	1.29/image	33	NI	NI	NI
Armato III et al. [57]	1999	72.0	4.6	187	3.1–27.8 mm	NI	NI

Метод, основанный на анализе собственных значений матрицы Гессе

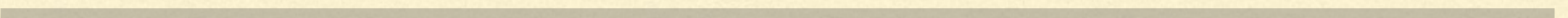
Для удаления шумов используют гауссов фильтр:

$$G(p, \sigma) = \frac{1}{\sigma^3 \sqrt{(2\pi)^3}} \sum_{x, y, z=p-2\sigma}^{2\sigma} e^{-\frac{(x-p.x)^2 + (y-p.y)^2 + (z-p.z)^2}{2\sigma^2}}$$

где p - точка, для которой считаем значение фильтра, а σ - среднеквадратическое отклонение.

Тогда, результирующее изображение задается формулой:

$$L(I, \sigma) = I(p) * G(p, \sigma)$$



Диаметр узелков лежит в диапазоне $[d_0, d_1]$

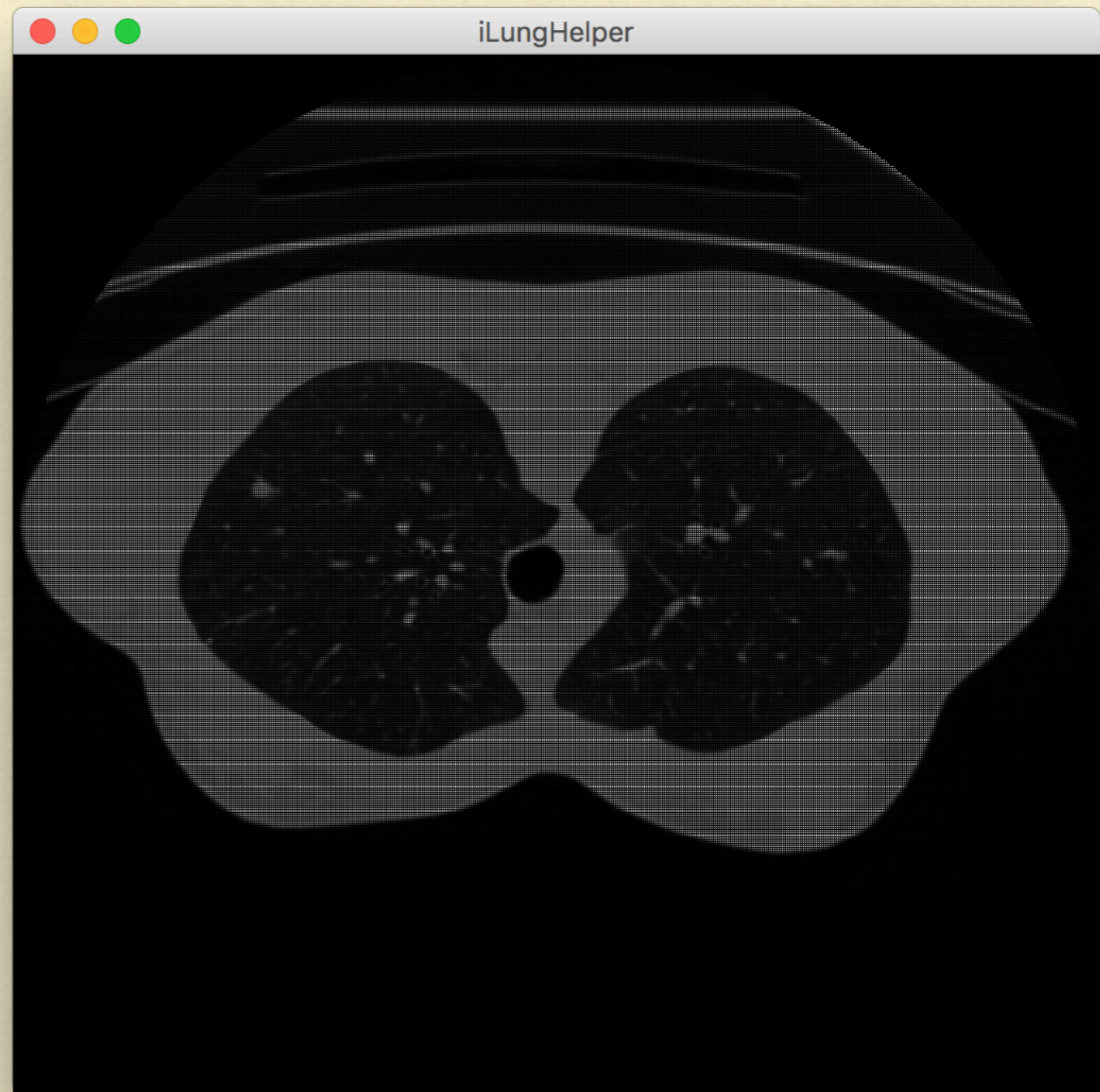
N дискретных значений размеров фильтра, лежащих в диапазоне $[d_0/4, d_1/4]$, находятся по формуле:

$$\sigma_n = r^{n-1} d_0/4,$$

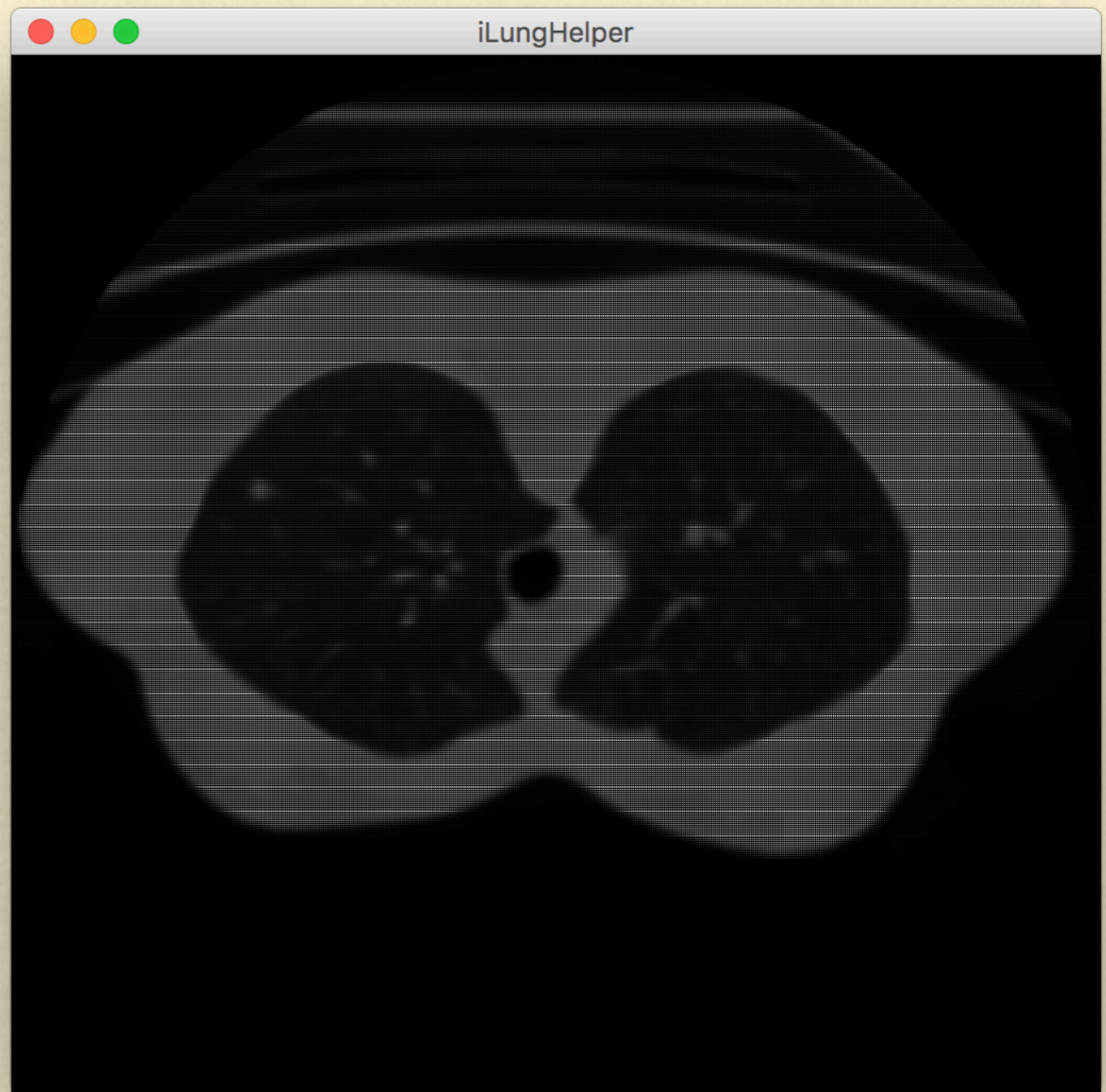
где $r = (d_0/d_1)^{1/(N-1)}$.

Каждый размер соответствует диаметру узелка 4σ .

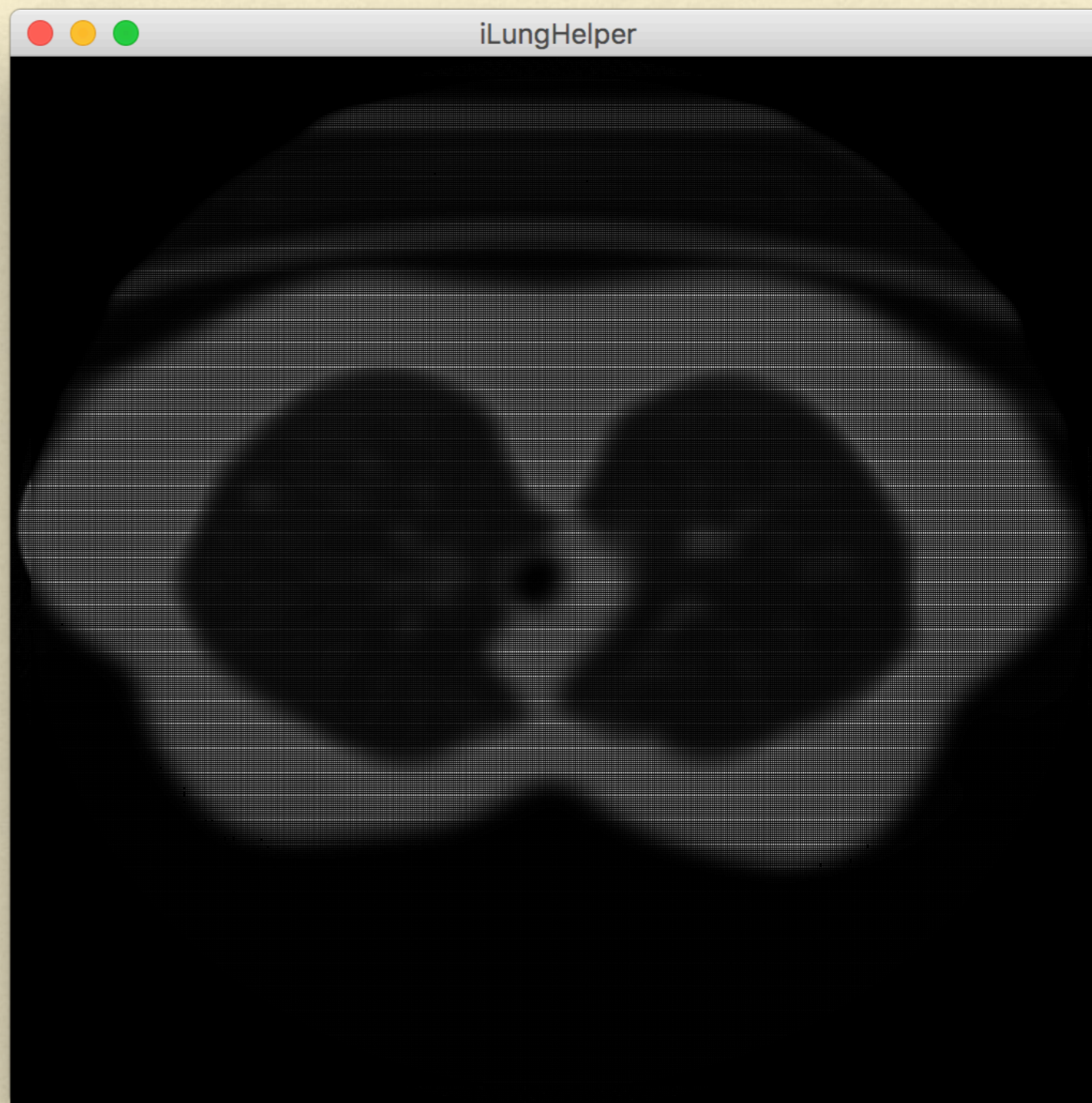
$$\sigma = 0.5$$



$$\sigma = 1.5$$



$$\sigma = 3.5$$



Вторая производная гауссового фильтра, находится как:

$$\frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial x^2} = I(x) * \frac{\partial^2 G(\sigma, x)}{\partial x^2}$$

Матрица Гессе определяется следующим образом:

$$H(I)_\sigma = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial x \partial z} \\ \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial y^2} & \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial y \partial z} \\ \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial z \partial x} & \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial z \partial y} & \frac{\partial^2 I_\sigma}{\partial z^2} \end{bmatrix}$$

Найдем собственные значения матрицы Гессе, причем:

$$|\lambda_1| \leq |\lambda_2| \leq |\lambda_3|$$

1) ТОЧКИ

$$z_{\text{dot}}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = |\lambda_3|^2 / |\lambda_1|,$$

if $\lambda_1 < 0, \lambda_2 < 0, \lambda_3 < 0;$
0 otherwise,

2) цилиндры

$$z_{\text{line}}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = |\lambda_2| (|\lambda_2| - |\lambda_3|) / |\lambda_1|,$$

if $\lambda_1 < 0, \lambda_2 < 0;$ 0 otherwise,

3) плоскости

$$z_{\text{plane}}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = |\lambda_1| - |\lambda_2|, \quad \text{if } \lambda_1 < 0;$$

0 otherwise.

Метод не совершенен!

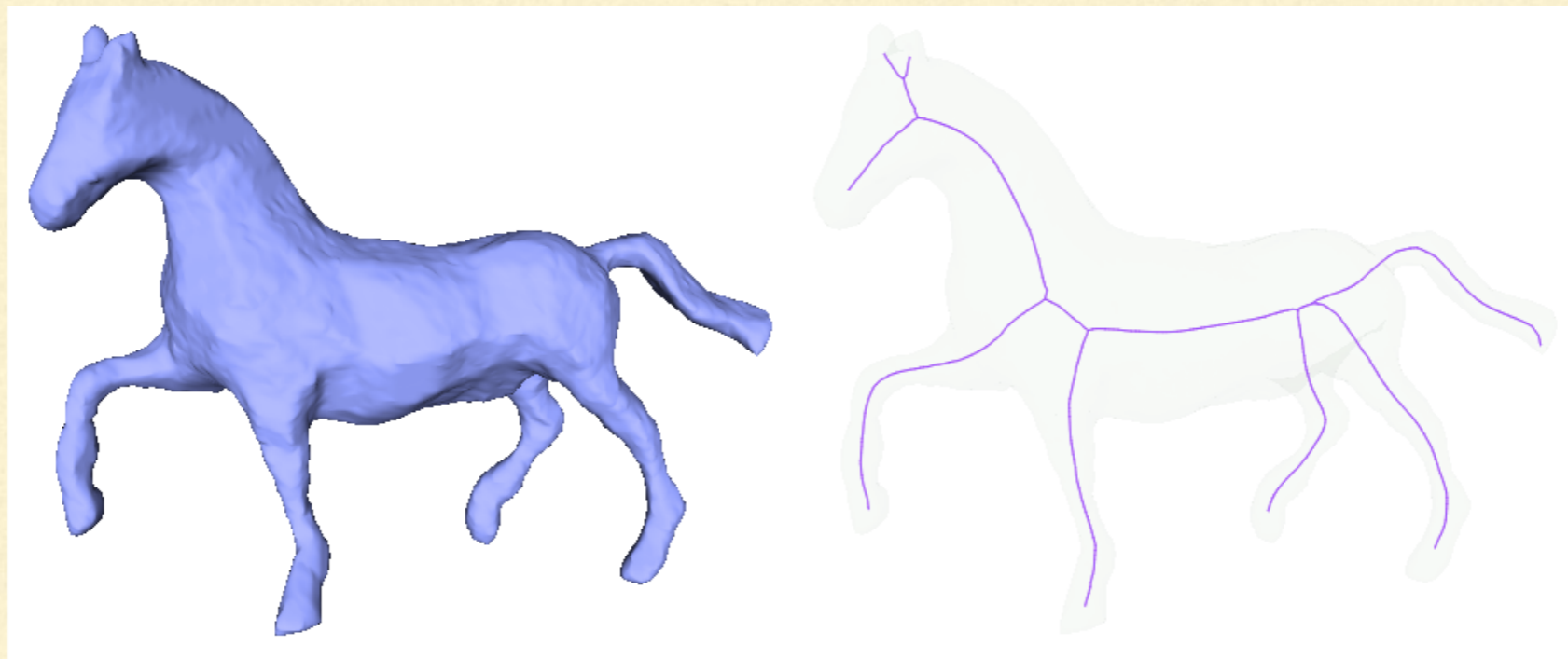
Можно ли придумать метод, обладающий 100% чувствительностью и дающий 0% ложно-положительных результатов?

СКЕЛЕТИЗАЦИЯ ТРАХЕОБРОНХИАЛЬНОГО ДЕРЕВА

Основные понятия

Скелет - минимальное количество вокселей исходного изображения, которые сохраняют его топологию.

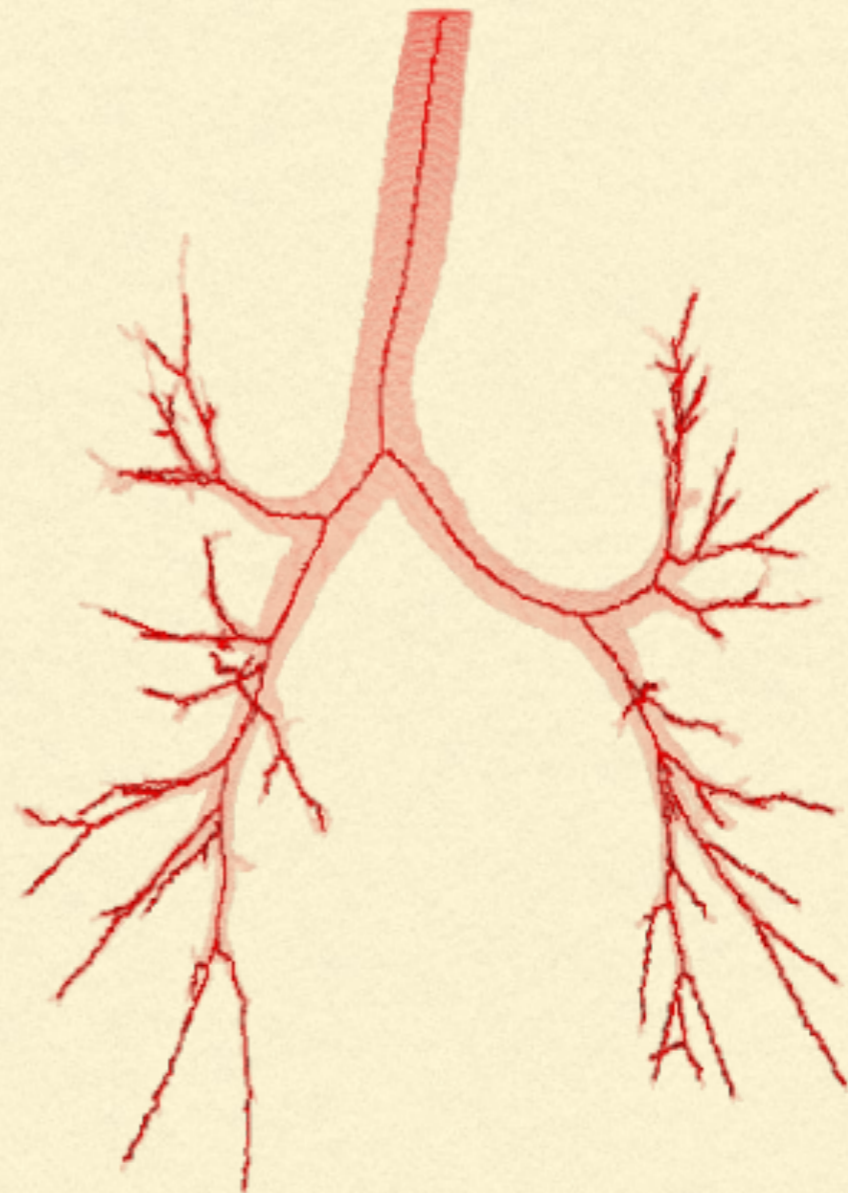
Скелетизация – получение скелета изображения.



Постановка задачи

Реализовать алгоритм скелетизации трахеобронхиального дерева дыхательных путей, на основе которого можно будет определить количественные характеристики дерева и проложить маршрут для инструмента.

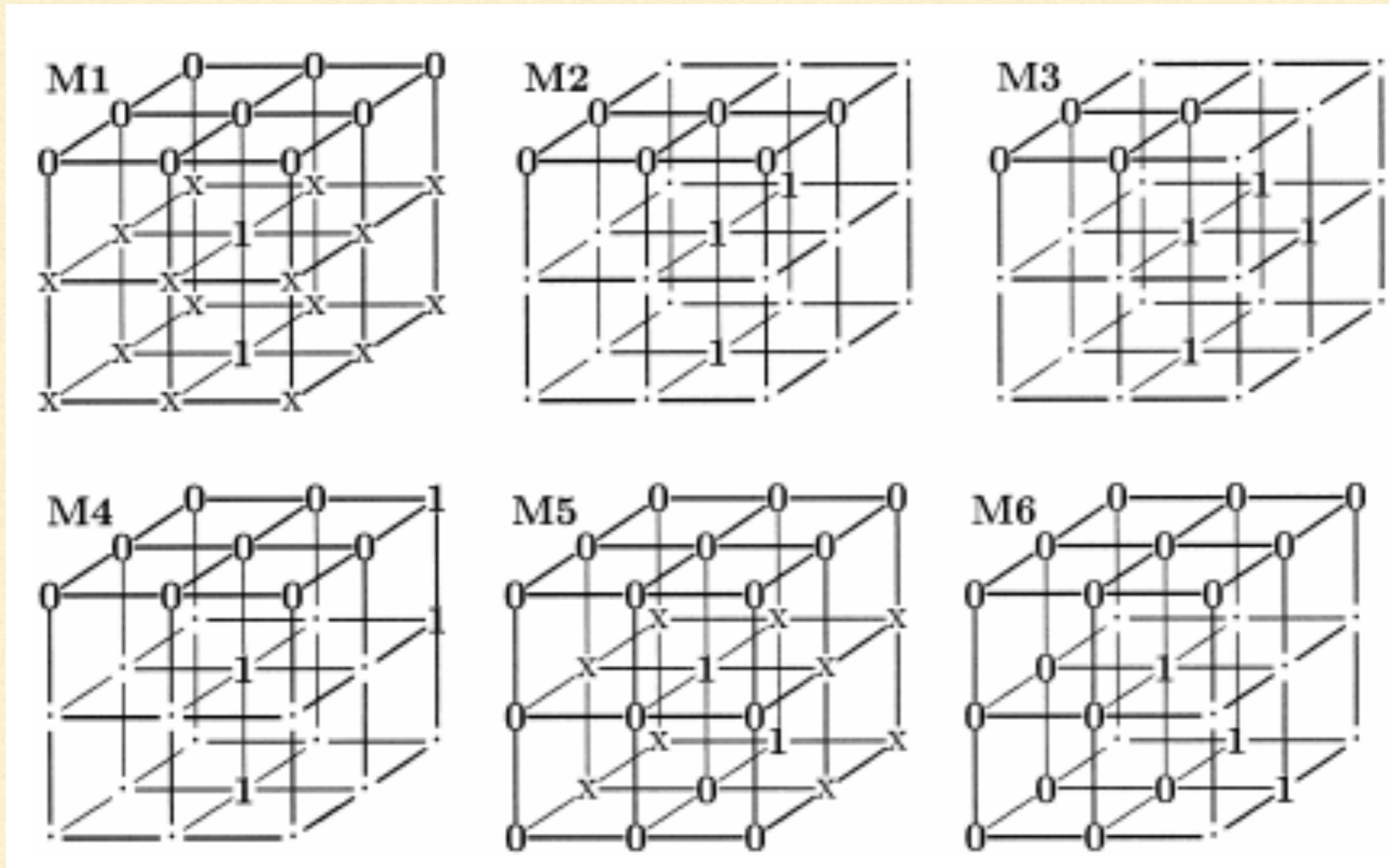
Скелет должен быть идеальным, т.е. не иметь циклов и ложных отростков, образующихся из-за шумов и искажений исходного изображения.



Методы скелетизации

- Ручное выделение
 - Топологическое уточнение
 - Кодирование вокселей
 - Гибридные методы
-

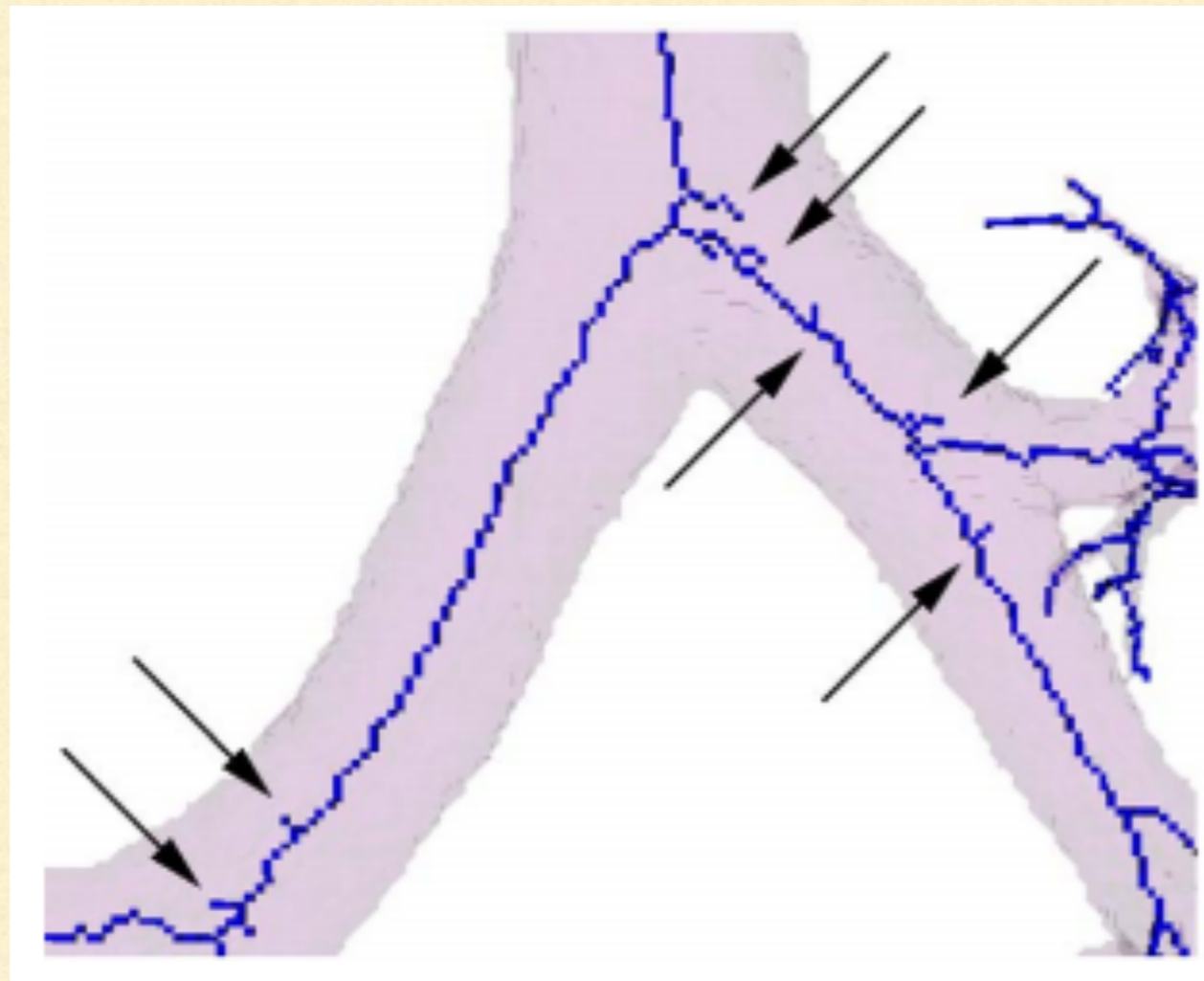
Топологическое утончение



- - принимает значения или 0 или 1;
- x - позиции, хотя бы одна из которых принимает значение «1».

Проблема

Алгоритмы скелетизации довольно чувствительны к грубым границам объекта, вследствие чего полученный скелет имеет **ложные сегменты**: отверстия и ложные ветви.



Возможное решение

Сокращение скелета:

Конвертация скелета в виде набора вокселей
в дерево, заданное матрицей смежности



Удаление отверстий – Алгоритм Дейкстры

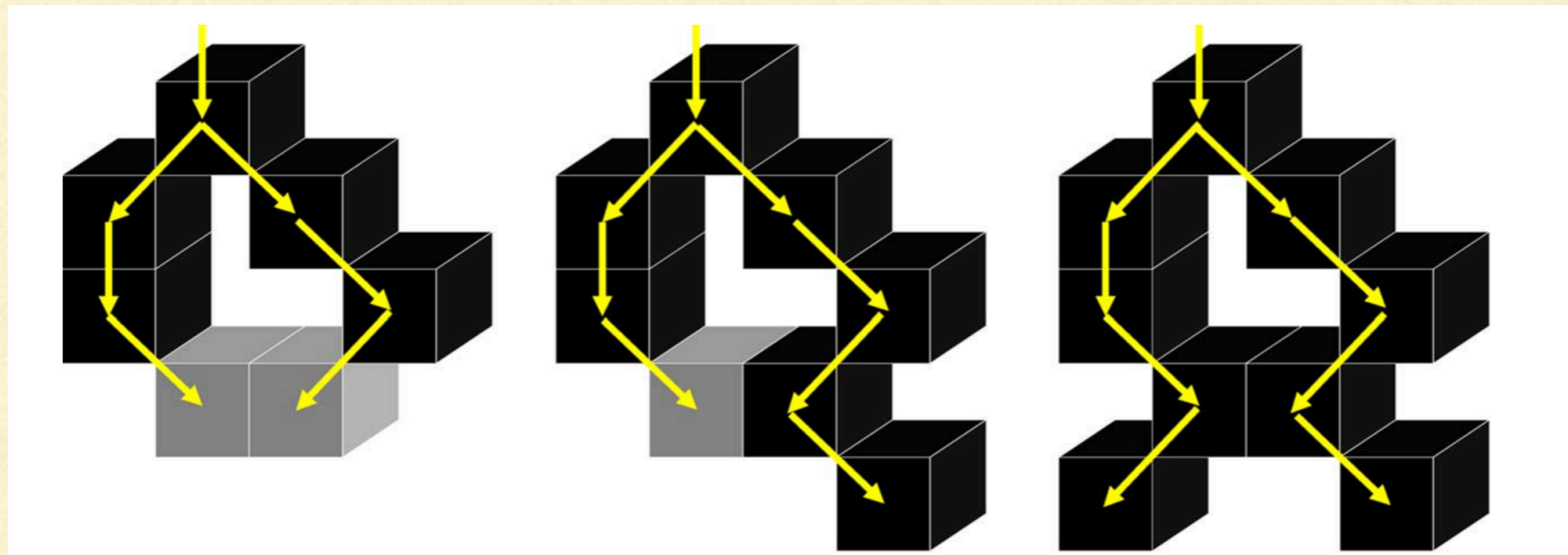


Удаление ложных ветвей – при помощи карты
расстояний

Открытая проблема

Однако в результате реализации этого решения был сделан вывод, что данный способ **не всегда решает проблему** ложных сегментов.

Неудовлетворительные результаты подтверждает статья Kálmán Palágyia, Juerg Tschirrena, Eric A. Hoffmanb, Milan Sonkaa «Quantitative analysis of pulmonary airway tree structures», в которой описан случай, при котором **в конечном итоге в скелете остаются циклы**.



Предполагаемые пути решения проблемы:

- Доработка имеющего алгоритма
- Разработка нового алгоритма скелетизации, который в 100% случаев будет учитывать шумы и искажения исходного изображения.

Визуализация 3D модели

Для визуализации модели был выбран алгоритм бегущего кубика.

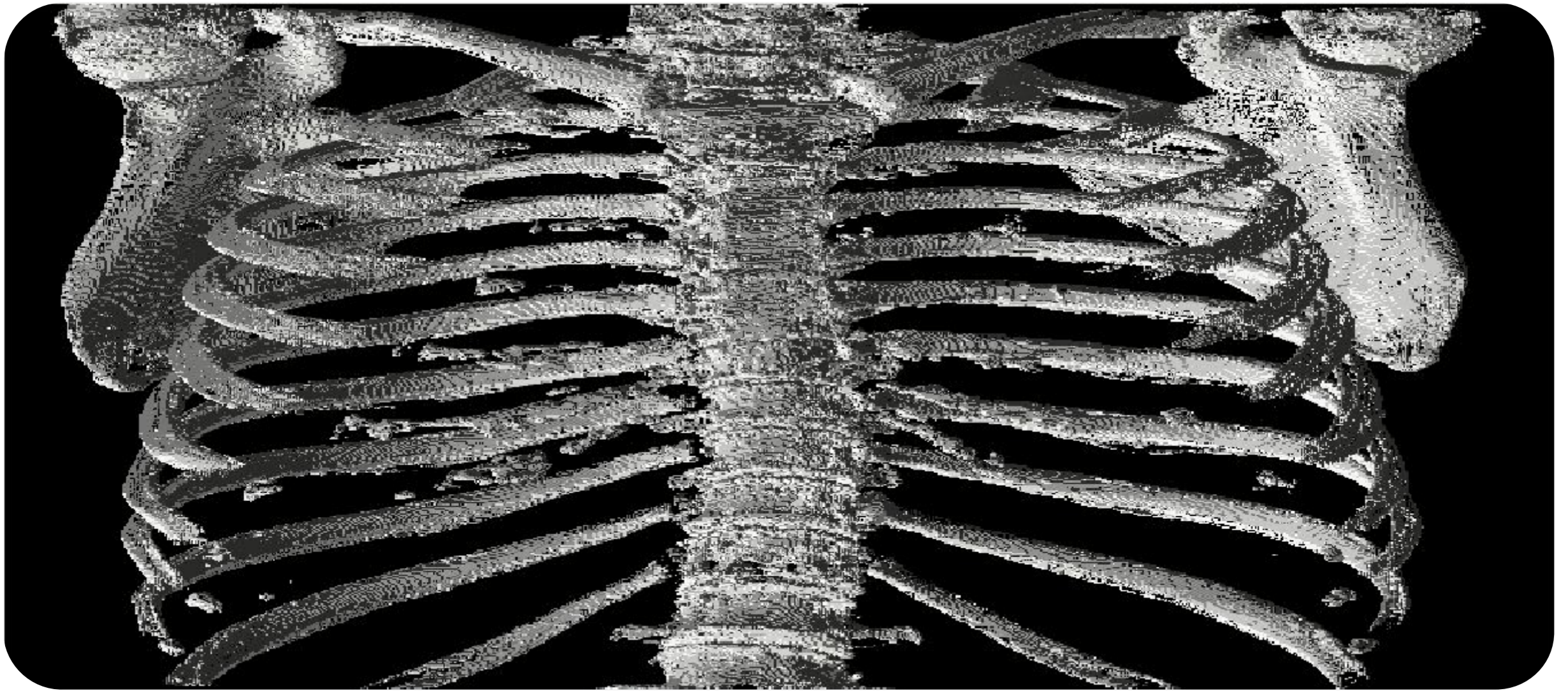
Его основные преимущества:

- + Скорость работы;
- + Простота реализации.

Его недостатки :

- Качество изображения (при слабой детализации видны полигоны).
-

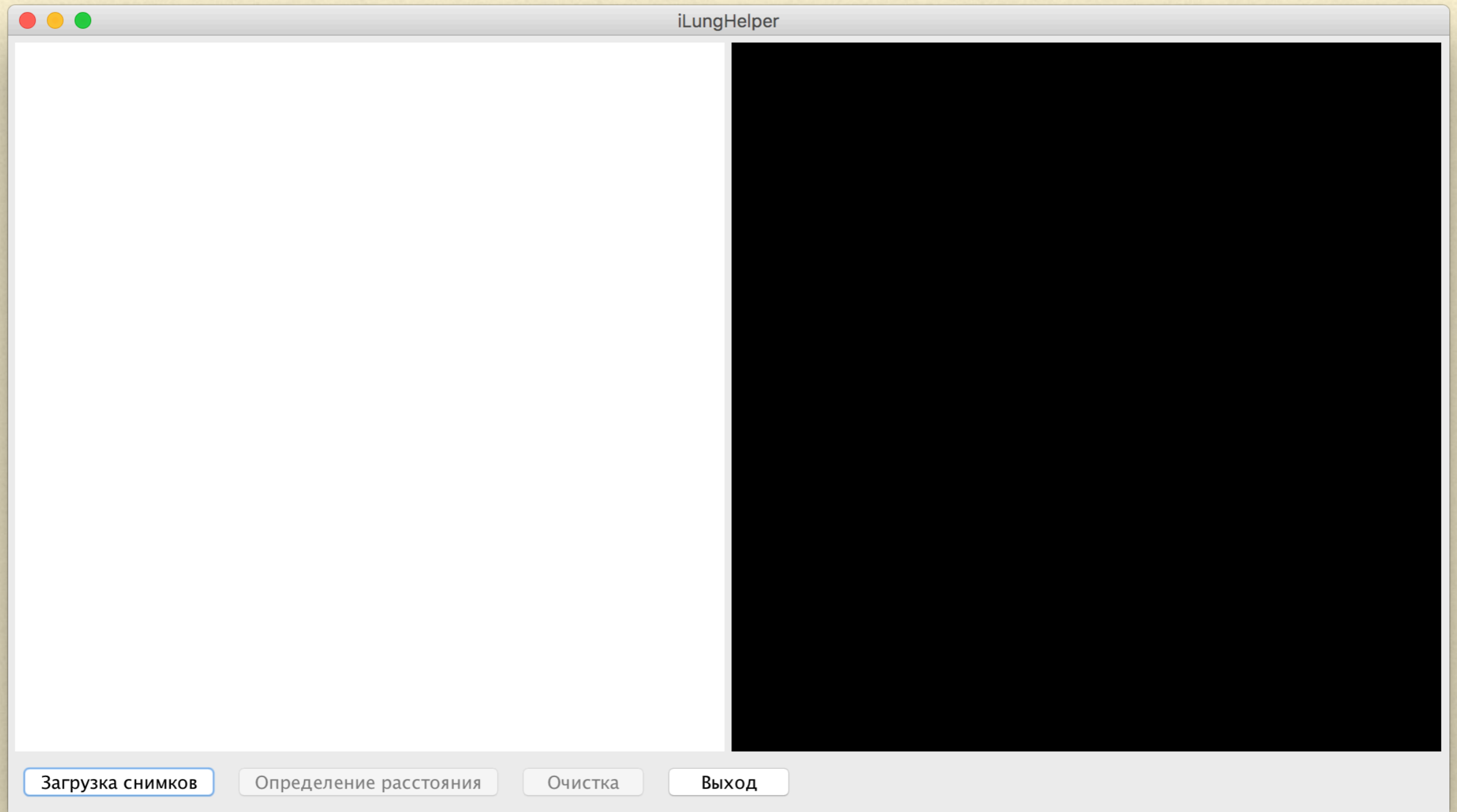
Результаты визуализации

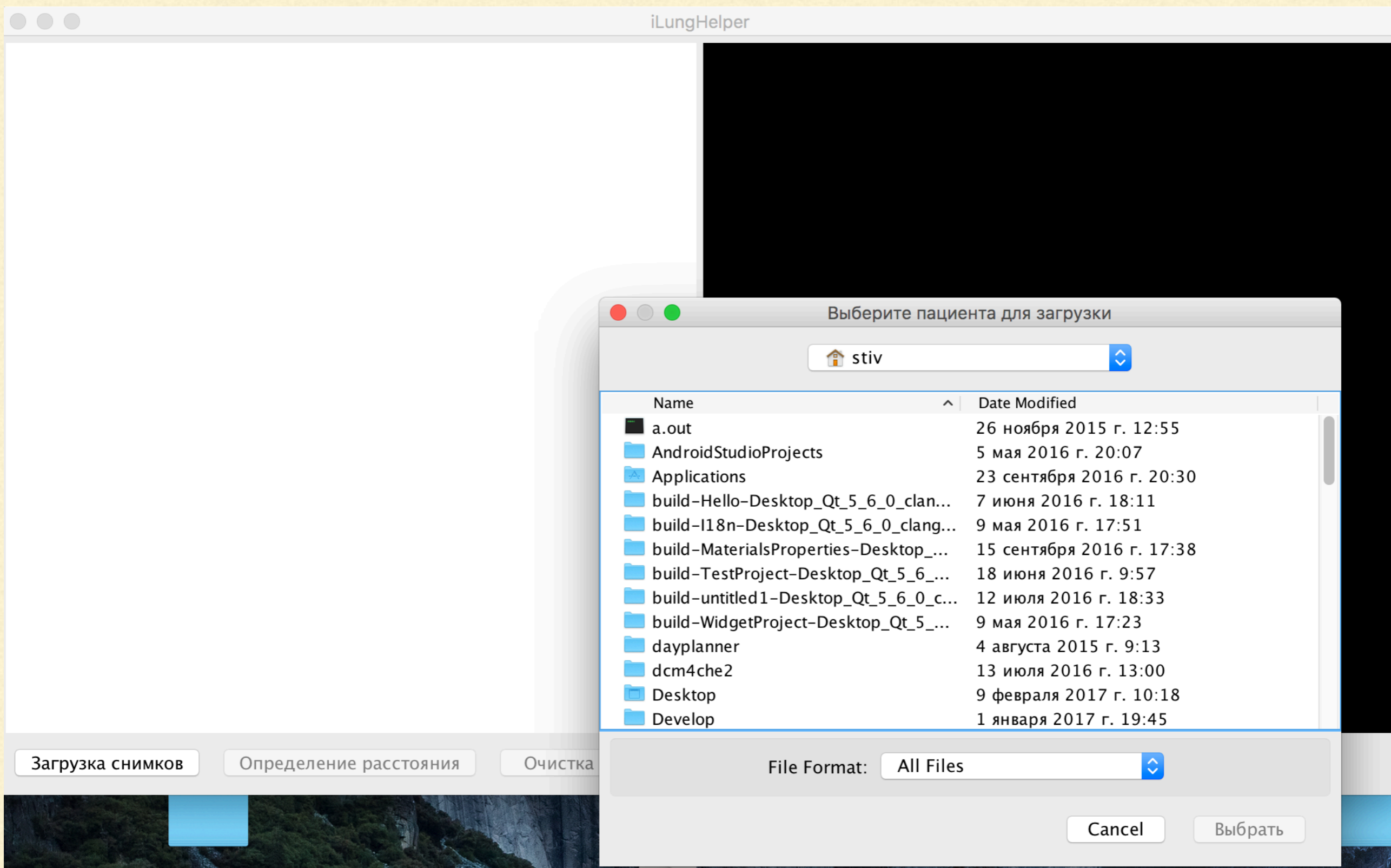


Результаты визуализации



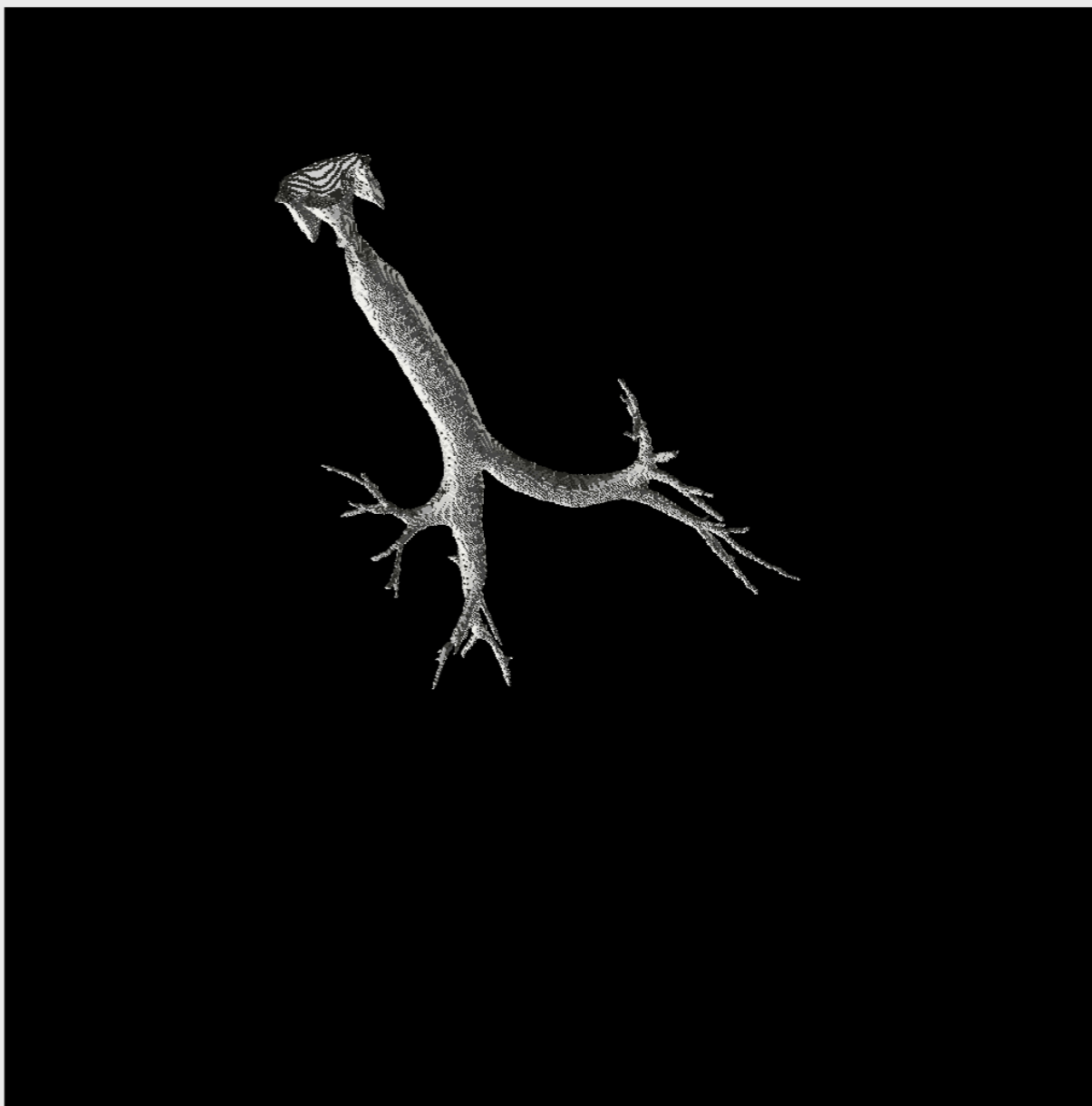
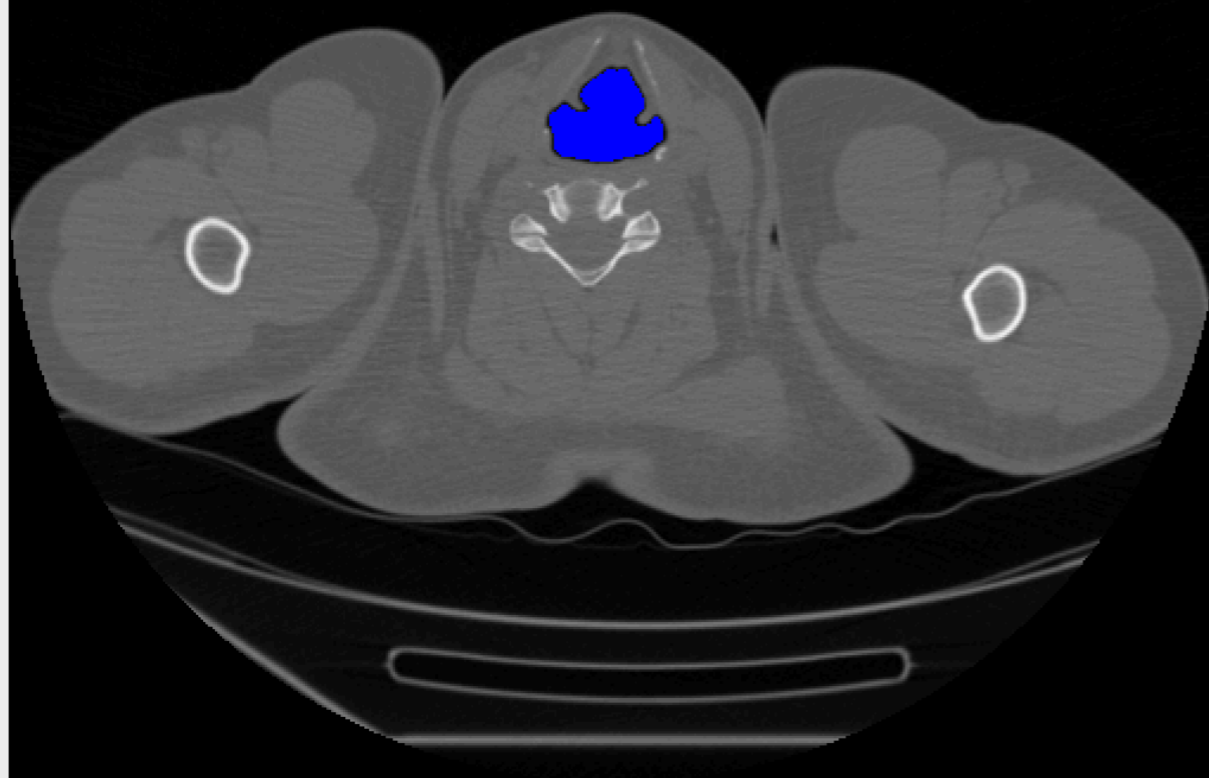
Первая версия программы





Номер снимка: 0
Размер снимка: 512 x 512

Поставлено меток: 0



Загрузка снимков

Определение расстояния

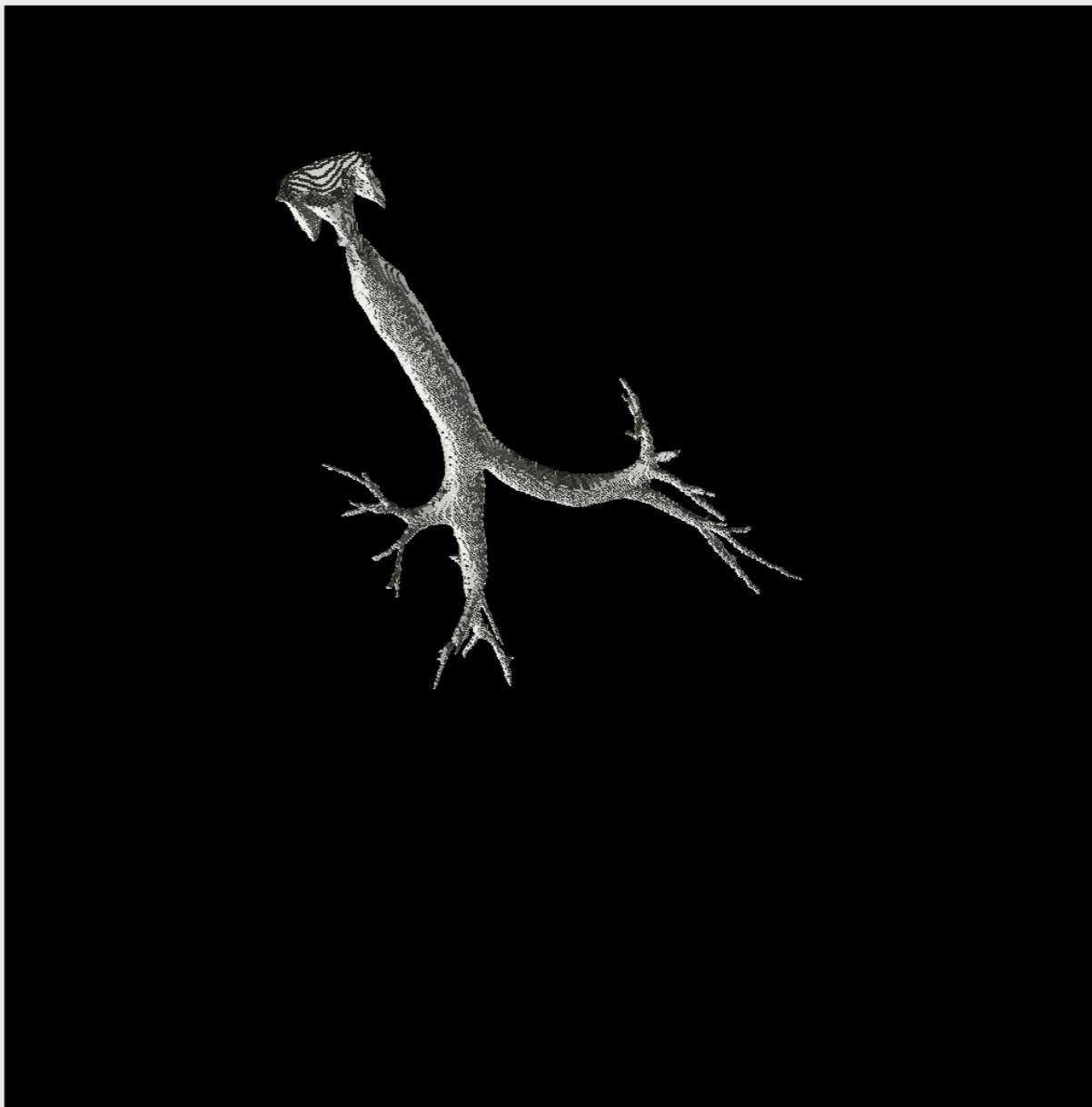
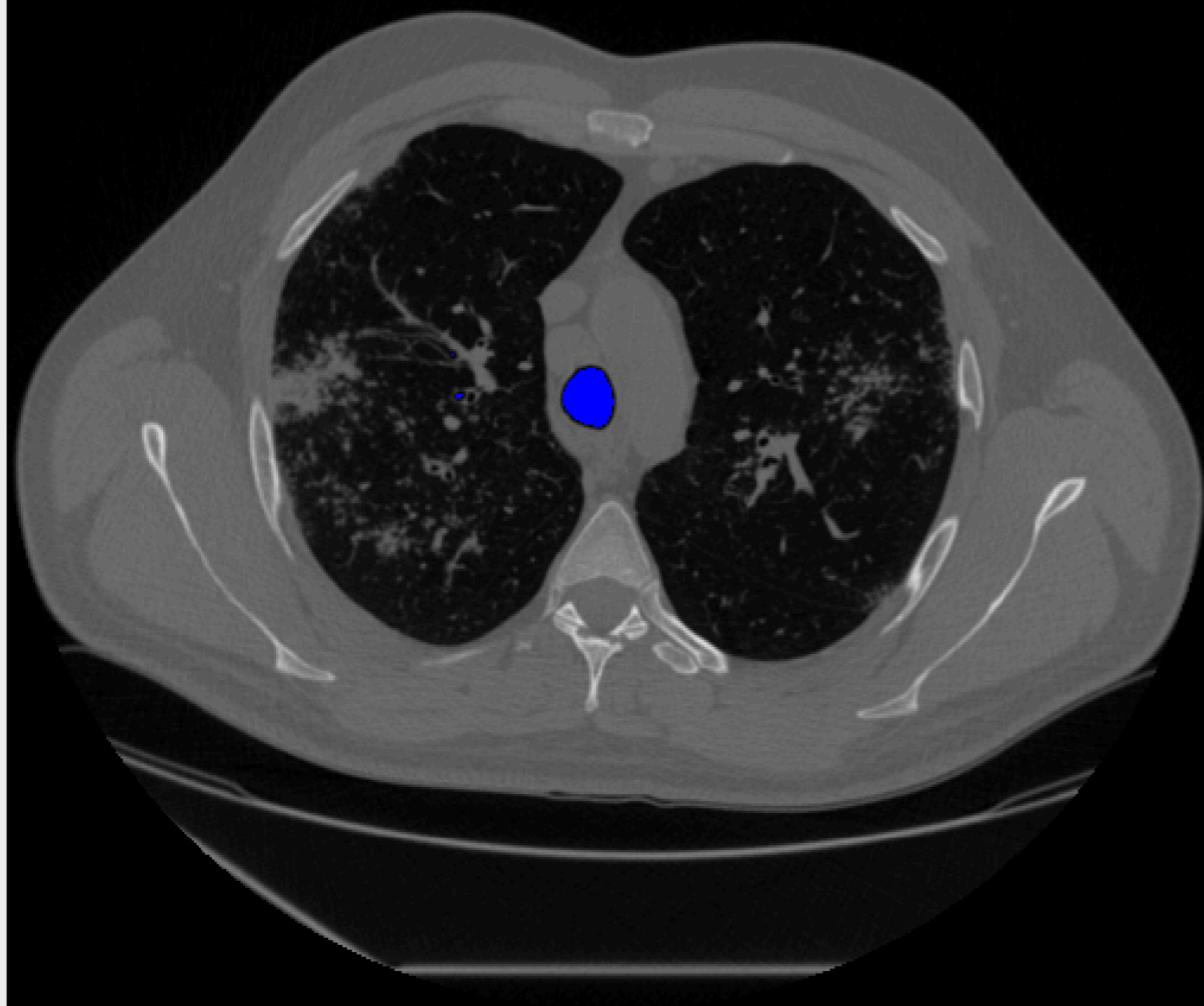
Очистка

Выход

Номер снимка: 219

Поставлено меток: 0

Размер снимка: 512 x 512



Загрузка снимков

Определение расстояния

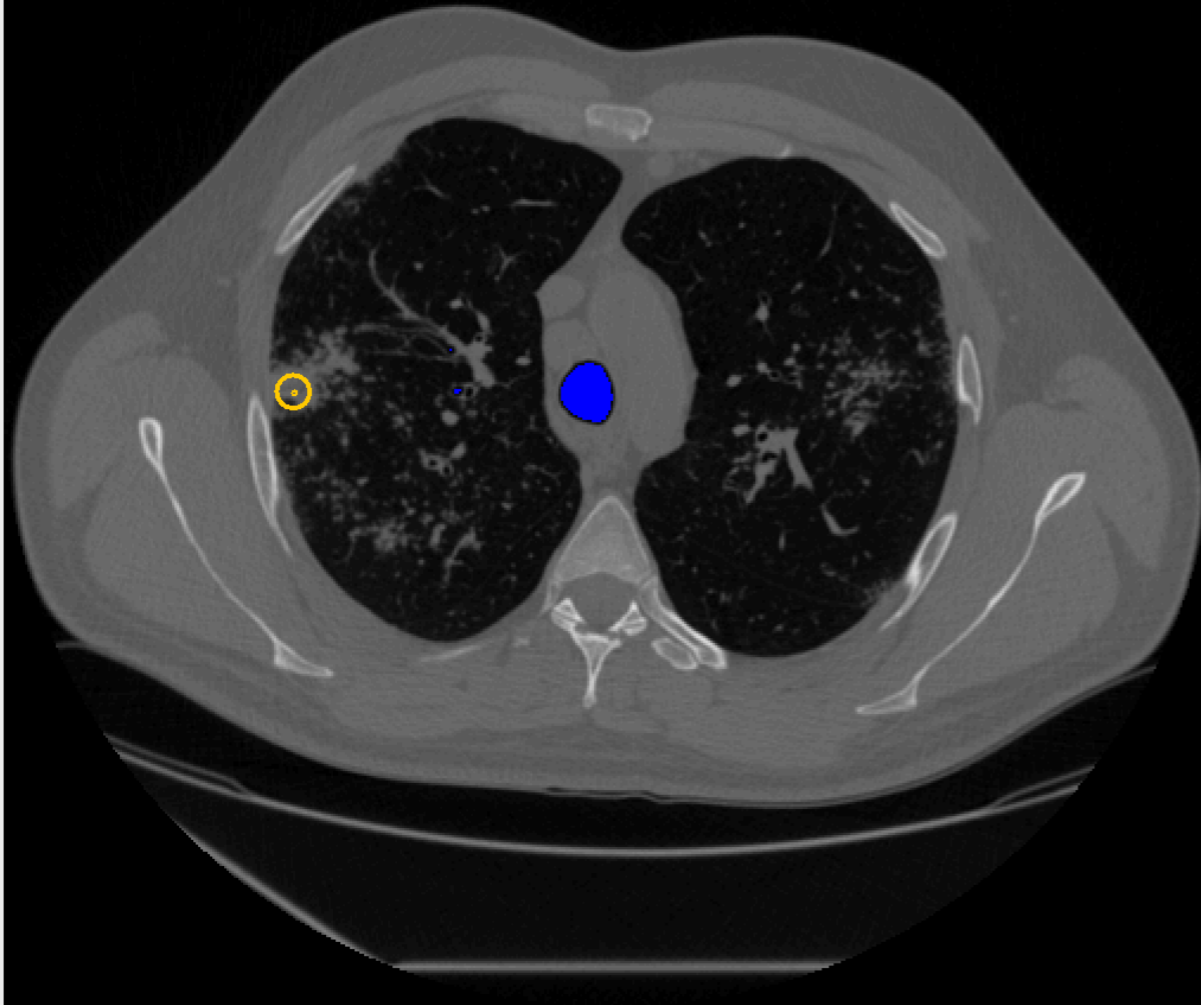
Очистка

Выход

Номер снимка: 219

Поставлено меток: 1

Размер снимка: 512 x 512



Загрузка снимков

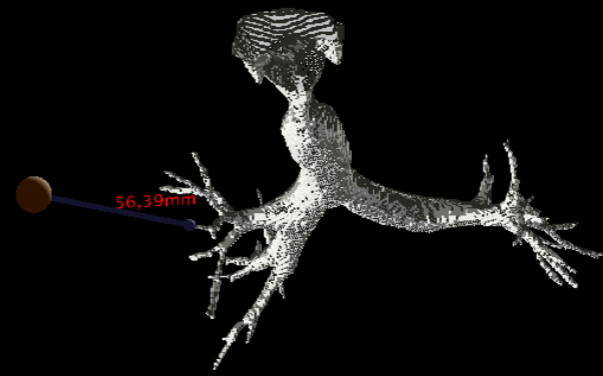
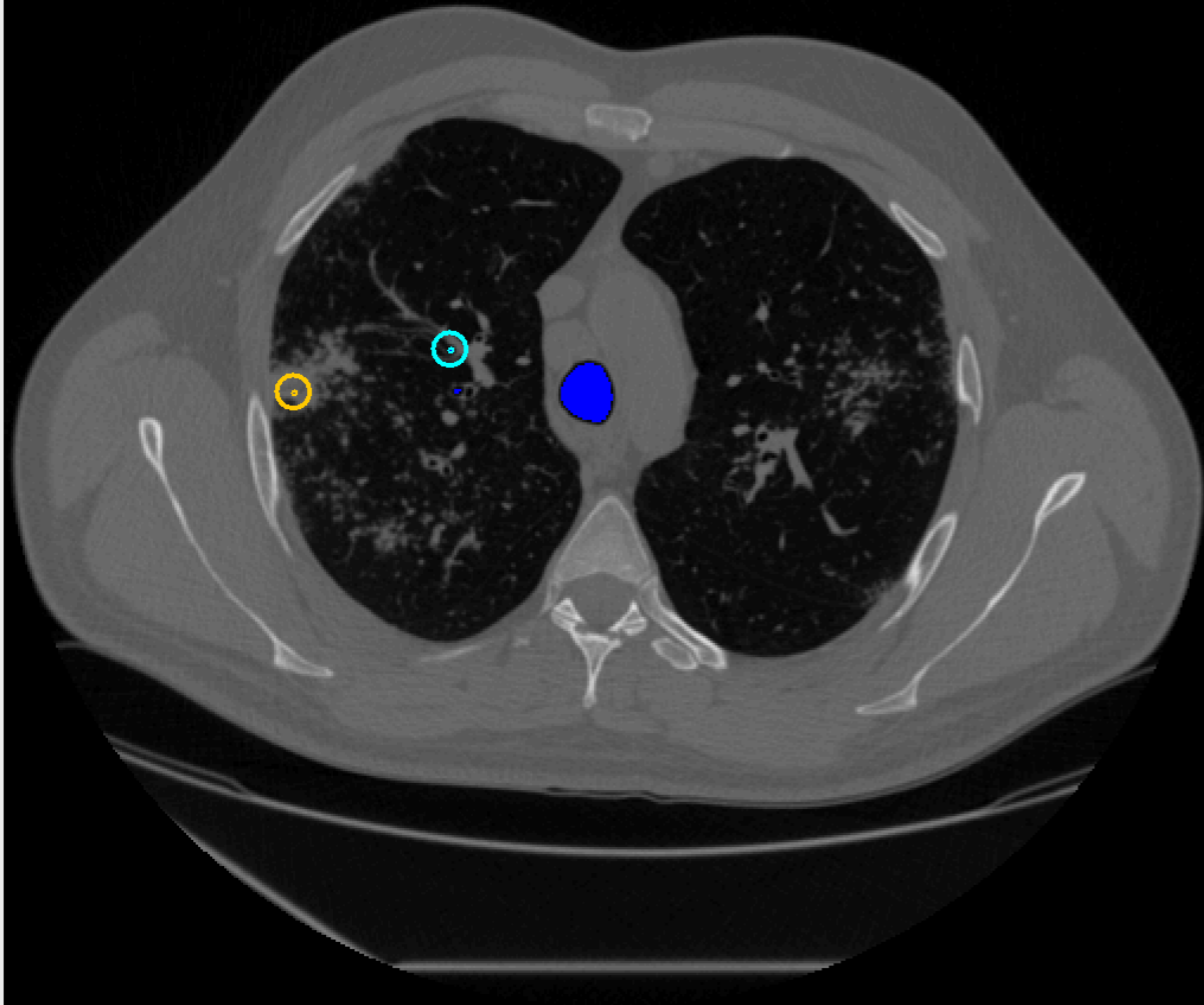
Определение расстояния

Очистка

Выход

Номер снимка: 219
Размер снимка: 512 x 512

Поставлено меток: 1



Загрузка снимков

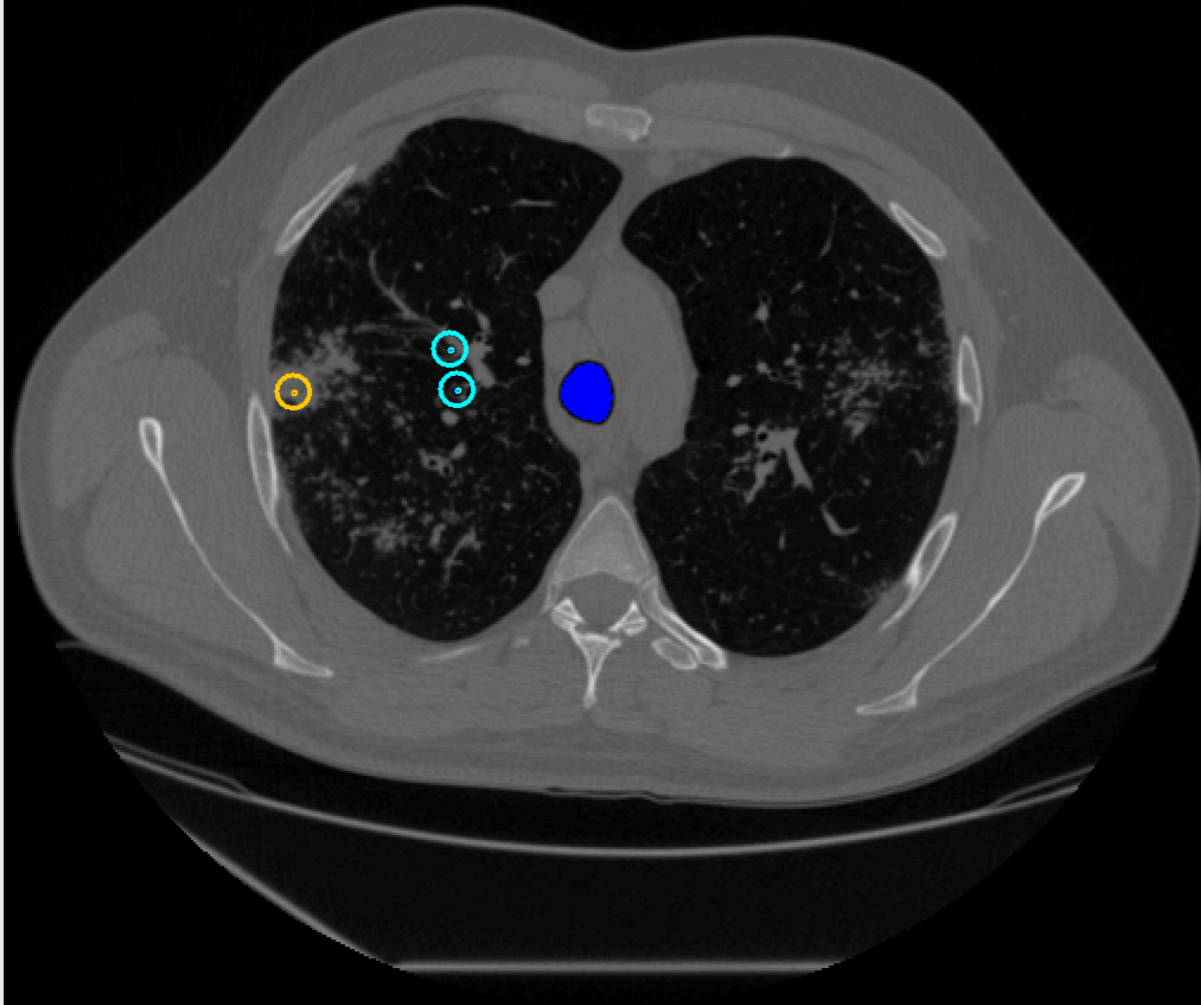
Поставить точку

Очистка

Выход

Номер снимка: 219
Размер снимка: 512 x 512

Поставлено меток: 1



Загрузка снимков

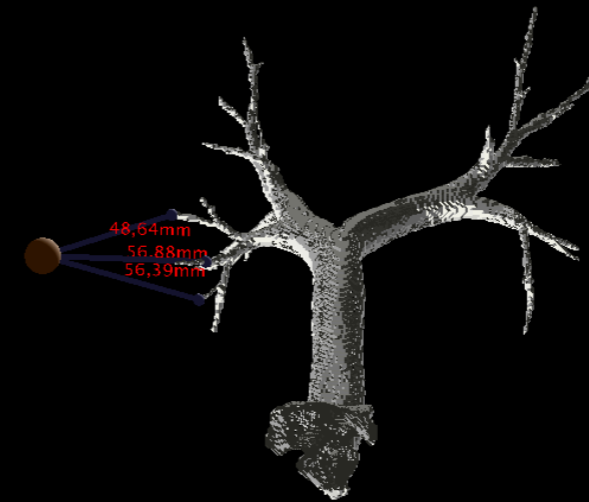
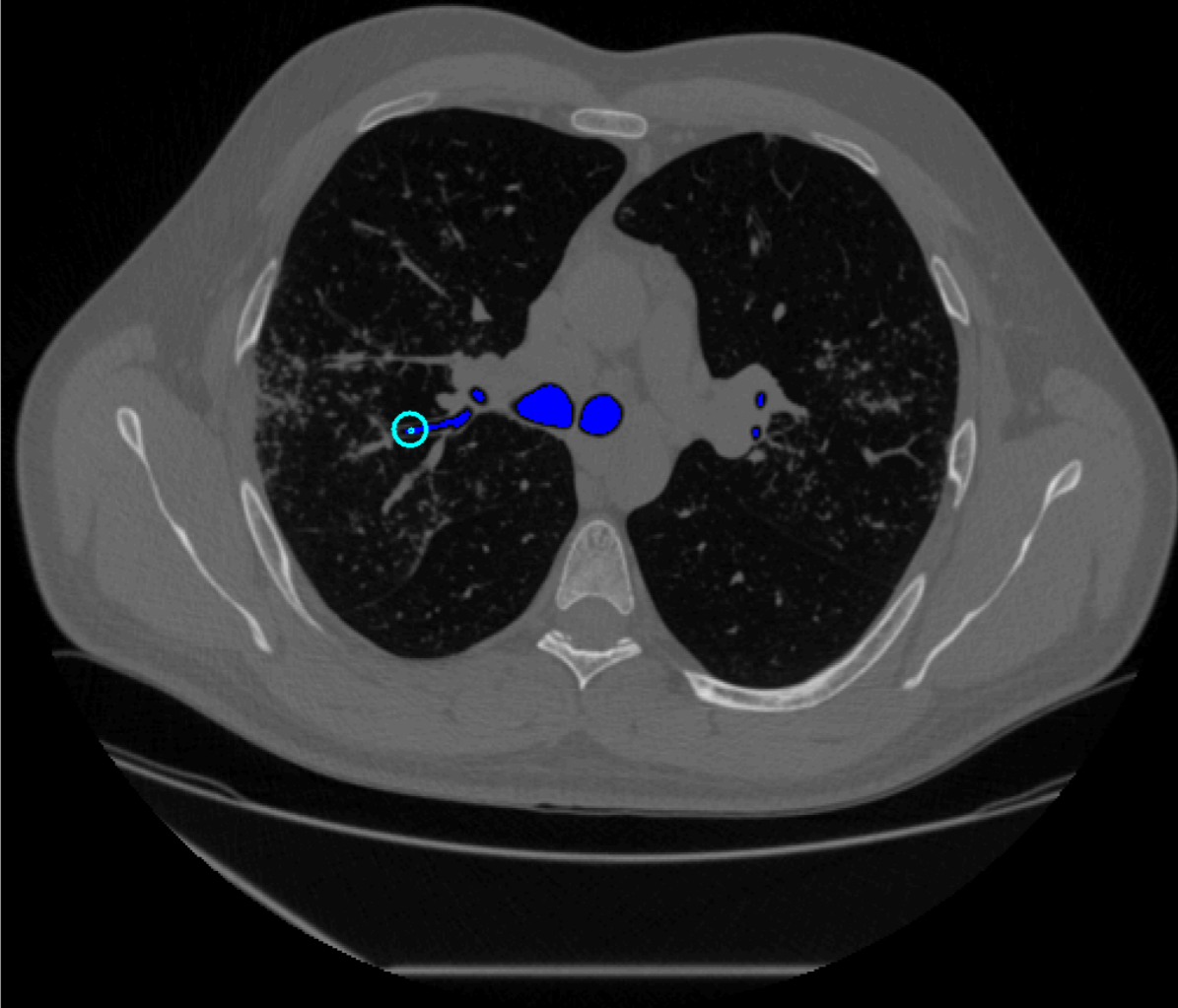
Поставить точку

Очистка

Выход

Номер снимка: 250
Размер снимка: 512 x 512

Поставлено меток: 1



Загрузка снимков

Поставить точку

Очистка

Выход

Команда



к. хим. наук Н. А. Хлебников

врач высшей категории

к. хим. наук О. В. Лимановская

Е. А. Филатова

студент В. А. Шибяев

врач высшей категории

студент Е. К. Еремина

А. В. Баженов

студент Д. С. Дюкин

Спасибо за внимание!
