

Построение профиля аорты по КТ грудной клетки

Кирилл Киселев^{1,2}, Артём Борзов¹, Максим Писов^{3,1}, Гришков Сергей⁴, Крысанова Александра⁵, Рык Виктория⁶, Никифорова Марина⁷, Гирько Александр⁸, Лазаренко Екатерина⁹, Тян Александра¹⁰, Михаил Беляев³

¹ Институт проблем передачи информации им. А.А. Харкевича РАН

² Московский физико-технический институт (государственный университет)

³ Сколковский Институт Науки и Технологий

⁴ ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

⁵ ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина» Минздрава России

⁶ ФГБУ «Российский научный центр рентгенорадиологии» Минздрава России

⁷ ФГБОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России

⁸ ГБУЗ МКНЦ имени А.С. Логинова ДЗМ

⁹ ФГБОУ ВО МГМСУ имени А.И. Евдокимова Минздрава России

¹⁰ ГБУЗ Городская клиническая больница №1 им. Н.И. Пирогова

kiselev.ka@phystech.edu, borzov.artyom@phystech.edu, maxs987@gmail.com,
m.belyaev@skoltech.ru

Аннотация. Глобальный показатель летальности при аневризмах и расслоении аорты (РА) вырос с 2,49 на 100 000 до 2,78 на 100 000 жителей с 1990 по 2010 гг [1]. Аневризма аорты чаще всего выявляется случайно при выполнении обследования органов грудной клетки в связи с сопутствующей патологией или при проведении скрининговых исследований [1–3]. В связи с этим, возникает необходимость в системе, которая позволила бы существенно сократить время, прошедшее от возникновения заболевания аорты до его обнаружения, а также повысить точность в постановке соответствующих диагнозов. Цель работы - реализация алгоритма, который позволяет строить персонализированный профиль аорты и впоследствии анализировать его. На данный момент у рентгенологов нет возможности измерять диаметр аорты на наклонном срезе без применения контрастного усиления, а описанный алгоритм позволяет это делать.

Ключевые слова: Аорта, компьютерная томография, заболевания аорты, аневризма аорты, расслоение аорты, реконструкция профиля аорты

1 Введение

Аорта — это без преувеличения главный кровеносный сосуд в организме человека. В восходящей части аорты и ее дуге (рис. 1) располагаются рецепторы, чувствительные к давлению, за счёт которых аорта играет важную роль в регулировании частоты сердечных сокращений и в контроле системного сосудистого сопротивления [1]. Для медицинского сообщества очевид-

на важность своевременного выявления деформаций и изменений поперечных размеров аорты, от обнаружения которых зависит дальнейшая лечебная тактика. При естественном течении патологического процесса аневризма грудной аорты увеличивается с каждым годом [1, 4, 5]. По результатам одних исследований скорость роста аневризмы аорты колеблется от 0,1 до 4,2 мм в год [4], по другим данным - средний темп составляет от 0,7 мм до 1,9 мм в год [5]. С учётом имеющихся наблюдений, можно предположить, что скрининговые методы по оценке динамики изменения размеров аорты могут помочь с ранним выявлением патологий.

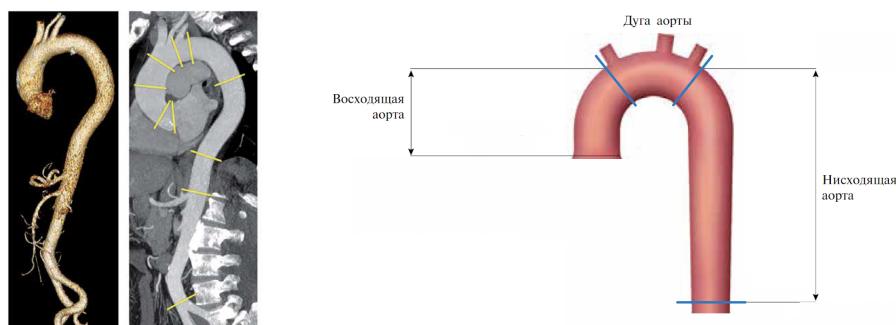


Рис. 1: Примеры, описывающие форму аорты.

На данный момент нет строго установленного регламента последовательности действий врача-рентгенолога в процессе обследования органов грудной клетки, направленных на обнаружение патологии аорты на снимках компьютерной томографии. Измерения аорты рекомендуется проводить перпендикулярно центральной линии сосуда с помощью мультипланарной реконструкции (аксиальный, сагittalный и коронарный срезы). Это связано с тем, что срез аорты в аксиальной проекции может иметь форму эллипса, что может привести к неправильной оценке диаметра аорты. Также желательно указывать уровень, на котором производились измерения, особенно это важно для корректной оценки динамики процесса [1, 6]. Наибольшая диагностическая точность достигается при просмотре всех срезов – аксиальных, сагиттальных и фронтальных – и измерении необходимых параметров на каждом. На практике врач не имеет большого количества времени, поэтому, если у него не возникает подозрений при просмотре снимков, измерения проводить он не будет. Диагностический критерий для рентгенолога, свидетельствующий о наличии патологического расширения – это значение диаметра аорты более 5 см. В рутинной работе врач не учитывает масса-ростовой коэффициент и локализацию расширения аорты, а также такие факторы риска развития аневризмы аорты, как возраст, артериальную гипертензию, курение, атеросклероз, воспалительные заболевания, травмы [7–11]. Очевидные недостатки работы с анамнезом пациента обусловлены нагрузкой врачей и имеют мало перспектив для коррекции.

Дополнительные преимущества может дать автоматическая система, которая по КТ-снимку пациента, где присутствует реконструкция аорты, предоставляет отчет по исследованию её формы и размера. Такой подход имеет сразу несколько сильных сторон: во-первых, появляется возможность строить персонализированный профиль аорты и затем его анализировать (например, искать локальные расширения); во-вторых, в большинстве случаев у рентгенологов нет возможности оценить диаметр аорты на наклонном срезе, а если и есть, то это очень сложно, но данный алгоритм помогает делать это быстро и качественно. Система такого рода в будущем может позволить при КТ-обследовании органов грудной клетки получать информацию о наличии или отсутствии заболеваний аорты, что повысит диагностическую ценность метода, увеличить количество ранних выявлений такой сложной для лечения патологии, как аневризма аорты, что позволит начать лечение раньше и увеличить продолжительность жизни пациентов с данной патологией. Также описанная система обеспечит сбор статистики, что позволит оценивать изменение размеров аорты с течением времени, откроет возможности для создания более совершенных алгоритмов прогнозирования протекания заболеваний и уменьшит количество диагностических ошибок.

Таким образом, алгоритм, умеющий по КТ-изображениям оценивать профиль аорты, может предоставить новые возможности врачам и пациентам. Стоит отметить, что задача оценки профиля аорты комплексная и содержит в себе две части. Первая – это выделение аорты на КТ-снимке, то есть нахождение её маски. Вторая – по найденной маске аорты и КТ-изображению построение профиля аорты.

Фокус статьи направлен на вторую часть. Здесь мы никак не будем затрагивать первую подзадачу. Это связано с тем, что на данный момент мы располагаем очень небольшим числом размеченных снимков. Хотя, стоит отметить, что успешные попытки сегментации аорты уже были [12–15], поэтому в будущем мы не должны столкнуться с какими-либо серьёзными трудностями в этой части. Для построения решения используются маски, подготовленные врачами.

2 Общая схема алгоритма

В исследованиях использовались снимки компьютерной томографии грудной клетки пациентов с фиксированной анатомической ориентацией по оси z (0 координата по z соответствует верху туловища, последняя – низу туловища; при этом плоскость xy может быть повернута относительно анатомических ориентиров на разных снимках по-разному), а также соответствующие этим снимкам бинарные маски аорты. На вход алгоритму поступает изображение компьютерной томографии человека вместе с маской, а также число точек, в которых необходимо восстановить профиль, или же конкретная точка, которая интересует пользователя. Выходом служит реконструкция профиля аорты.

Работа всего алгоритма проходит в несколько этапов. Сначала находится средняя линия аорты – кривая, которая проходит через центр каждого сечения. Далее для некоторых ее точек вычисляются касательный, нормаль-

ный и бинормальный векторы. Для этого нам нужно знать значения первой и второй производных в этих точках. Следовательно, необходимо, чтобы кривая, описывающая среднюю линию, была дважды дифференцируема. Полученные векторы используются как базис для построения необходимых сечений.

При реализации каждого из этапов возникают свои сложности, решение которых можно найти в следующих главах.

3 Нахождение средней линии аорты

Одним из главных шагов в алгоритме является определение положения средней линии аорты. Она используется при вычислении точек, в которых нужно получить срез, а также касательного, нормального и бинормального векторов, которые задают плоскость сечения и её поворот.

Сложность построения заключается в том, что алгоритм не может найти центры в областях, находящихся в перегибах (см. рис 1). Для этого ему нужно было бы иметь данные о форме аорты, а точнее, под каким углом необходимо проводить сечение через ту или иную точку, но такой информации алгоритму не предоставляется. Поэтому изначально корректные срезы мы можем строить только в тех областях, где ориентация участков средней линии в пространстве близка к вертикальной или горизонтальной. Но и этих данных достаточно, чтобы получить искомую кривую.

Основная идея заключается в том, что мы пытаемся построить гладкую кривую, параметризация которой задана длиной (длина кривой отсчитывается от начала восходящей части аорты). Зная центры в восходящей и нисходящей частях, а также несколько центров из середины дуги, мы можем задать расстояние между крайними точками неизвестного участка перегиба равным длине части образующей соответствующего эллипсоида.

Таким образом, весь процесс построения средней линии аорты может быть разбит на несколько шагов.

3.1 Центры в восходящей и нисходящей частях

Сначала определяются положения центров маски на аксиальных срезах, где есть только нисходящая часть (т.е. начиная с самого последнего аксиального среза). Если двигаться вверх по телу (в сторону уменьшения координаты z), то сначала маска на этих срезах содержит одну компоненту связности, а с какого-то момента на аксиалах появляется две компоненты связности (см. рис. 2 а). В этом случае для каждой из компонент центр вычисляется отдельно. Тут возникает проблема того, как определить, какой центр какой части принадлежит (напомним, что плоскость xy может быть по-разному повернута относительно анатомических ориентиров на разных снимках). Но эта проблема решается достаточно просто: тот центр, который в пространстве находится ближе к последнему известному нам центру нисходящей части, объявляется центром нисходящей части на данном срезе, а второй – центром восходящей части. Вычисления останавливаются, когда на очередном аксиальном срезе появляется одна компонента связности (т.е. начнётся дуга аорты, см. 2 б).

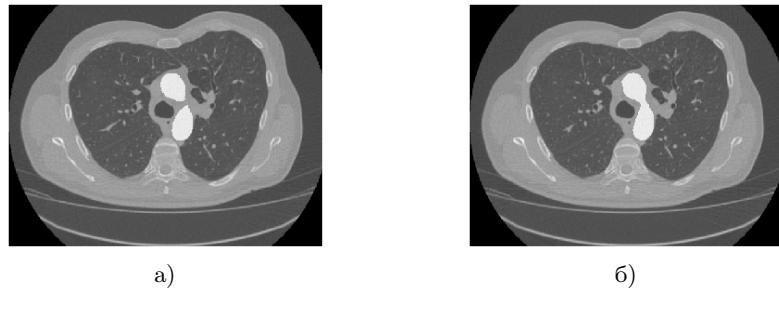


Рис. 2: а) Последний срез, на котором изображены два сечения аорты; б) первый срез, на котором одно сечение аорты

3.2 Центры дуги аорты

Если рассмотреть произвольное коронарное сечение маски, восстановленное в точке, близкой к центру дуги, то из-за формы аорты на срезе может оказаться две компоненты: одна от дуги аорты, другая - от восходящей или нисходящей частей. Во избежание подобных ситуаций на данном шаге рассматривается только часть маски, лежащая в том же полупространстве от среза с рис. 2 (а), где и дуга аорты. Непосредственно процедура нахождения центров в дуге описана в алгоритме 1.

Algorithm 1 Определение центров в дуге аорты.

Вход: Преобразованная маска и последний до слияния срез (рис. 2 (а))

Шаг 1: Находим вектор, соединяющий центры срезов восходящей и нисходящей частей аорты, изображенных на рис. 2 (а).

Шаг 2: Находим две ближайшие друг к другу точки из разных компонент связности на последнем срезе и определяем середину отрезка, соединяющего эти точки. Полученную точку назовем "центр дуги".

Шаг 3: Отметим еще две точки, располагающиеся на единичном расстоянии от центра дуги и лежащие на прямой, параллельной вектору, полученному на шаге 1.

Шаг 4: Получим срезы маски аорты, проходящие через построенные три точки перпендикулярно вектору из шага 1 и найдем центры данных срезов. Подробнее о том, как получаются срезы, описывается в разделе 4.3.

Выход: Полученные на шаге 4 центры срезов аорты.

3.3 Параметризация и интерполяция кривой

Полученные центры восходящей, нисходящей частей и дуги аорты лежат на искомой кривой. Интерполяция проводится по этим точкам, причём кривая параметризуется своей длиной (начало отсчёта – в конце, находящемся в восходящей части аорты). Центры соседних срезов аорты в восходящей или нисходящей частях находятся близко друг к другу, поэтому расстояния между двумя последовательными точками на части кривой в этой области будем считать равным длине соединяющего их отрезка.

Длину средней линии, находящейся в перегибе, приблизим так, как описывалось в начале раздела 4, то есть аппроксимируем этот участок частью

образующей эллипсоида. Аппроксимация точек кривой проводится при помощи сплайнов таким образом, чтобы кривая получилась дважды дифференцируемой. Результат аппроксимации можно видеть на рис. 3.

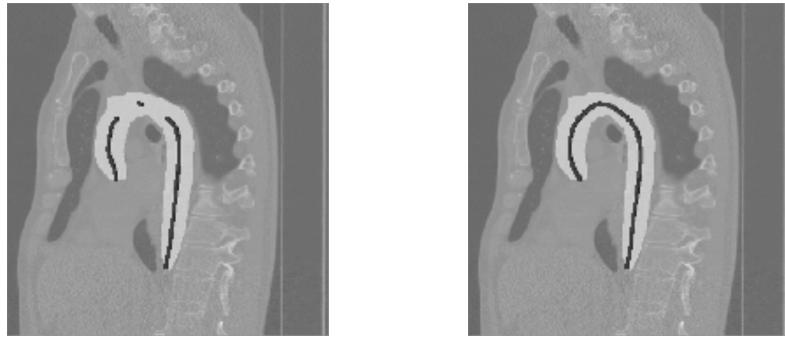


Рис. 3: Наглядная демонстрация результата интерполяции.

4 Построение сечений

Чтобы построенные сечения располагались на равном расстоянии друг от друга, мы разобьём среднюю линию на равные по длине сегменты, а профиль будем восстанавливать в концах этих сегментов. Количество срезов, а как следствие и число сегментов задаётся пользователем по его усмотрению.

Полученная кривая позволяет нам в каждой точке средней линии задать ориентацию сечения в пространстве следующим образом: плоскость сечения будет перпендикулярна вектору касательной к средней линии в данной точке и параллельна векторам главной нормали и бинормали. Как известно, касательный вектор – это r' , а вектор нормали определяется по формуле $[[r', r''], r']$, где r' и r'' – соответствующие значения первой и второй производных по параметру (в нашем случае – по длине). Вектор бинормали – это векторное произведение касательного вектора на нормаль. Стоит отметить, что во избежание краевых эффектов, мы присвоили значениям производных в начале и в конце кривой значения производных следующей за начальной точкой и предшествующей последней точке соответственно.

Имея перечисленные данные, можно воспользоваться функцией *plane* (алгоритм 2). На вход она принимает точку *point*, два вектора - *tau* и *n*, а также два целых числа - *length1* и *length2*. Выходом данной функции служат координаты точек сетки размера *length1* \times *length2*, центр которой находится в точке *point*. Плоскость сетки перпендикулярна вектору *tau*, а одна из ее сторон параллельна вектору *n* (см рис. 4)

После нахождения точек сетки по ним производится интерполяция интенсивностей на основе данных для изображения или маски. Полученные значения и есть искомые интенсивности для рассматриваемого сечения.

Algorithm 2 Реализация функции *plane*:

Вход: Point, tau, n, length1, length2.

Шаг 1: Формируется сетка с началом в точке $(0, 0, 0)$ и лежащая в плоскости (n, b) , размеры сетки - $length1 \times length2$.

Шаг 2: Строится матрица перехода от базиса (n, b, tau) к исходному базису, где $b = [tau, n]$.

Шаг 3: Для каждой точки вычисляется новое значение радиус-вектора как произведение матрицы перехода и старого радиус-вектора.

Шаг 4: К радиус-вектору каждой точки прибавляем вектор *point*.

Выход: Координаты точек сетки, удовлетворяющей входу.

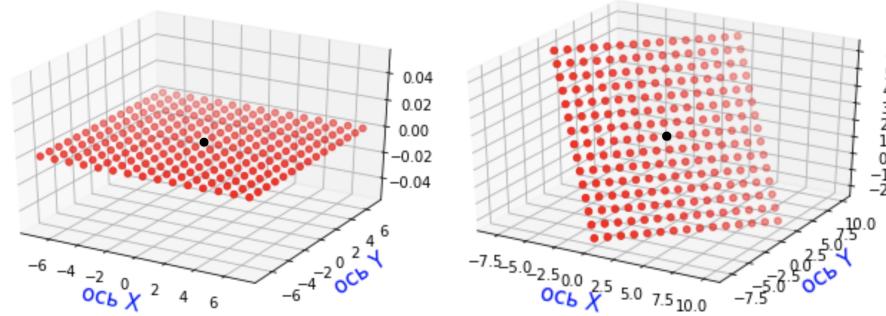


Рис. 4: Пример работы функции *plane* на входе $point = (1, 1, 2)$, $tau = (1, -1, 2)$, $n = (1, -1, -1)$, $length1 = 15$, $length2 = 15$. Чёрная точка - центр сетки.

5 Расчет диаметров

Имея сечение аорты в некоторой точке, диаметр рассчитать trivialно: берутся две наиболее удаленные друг от друга точки, и расстояние между ними выдается как диаметр.

Но сложность заключается в том, что в данном сечении может так же лежать еще и некоторая часть аорты, например, если сечение одновременно содержит область из восходящей части аорты и область из нисходящей части.

Проблема решается тем, что берется ближайшая к точке, в которой восстанавливается сечение, компонента связности среза маски. Эта компонента связности и является искомым сечением. Для неё проводится процедура расчета диаметра, описанная выше.

6 Демонстрация результатов

Построенный алгоритм позволяет получать изображения сечений аорты в любом месте, которое укажет пользователь. Несколько примеров показаны на рис. 5. В его левой верхней части буквами обозначены места, в которых строился срез аорты, а далее - соответствующие им изображения.

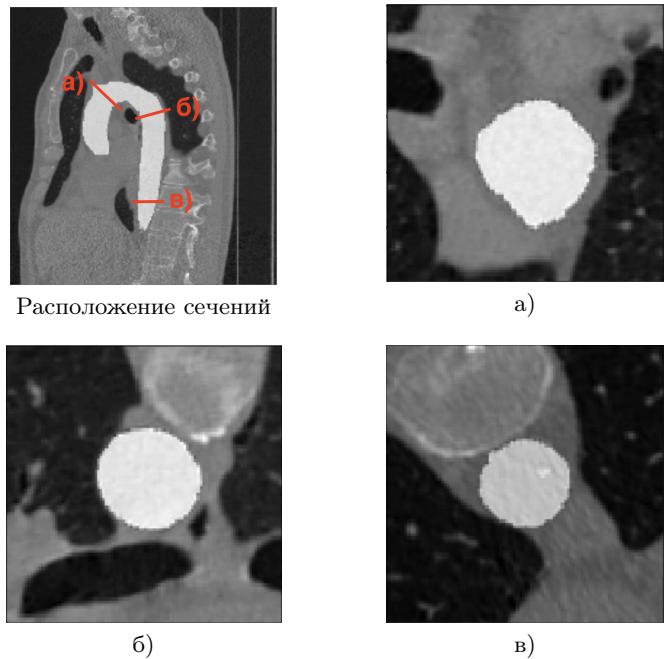


Рис. 5: Демонстрация работы алгоритма, строящего определенное сечение аорты.

7 Заключение

Была реализована система, с помощью которой пользователь имеет возможность по снимкам компьютерной томографии человека получить множество сечений аорты, распределенных по всей её длине со сколь угодно большой частотой. Это позволит ему воспроизвести профиль аорты, а также получить картину распределения значений диаметров.

Данный алгоритм позволит решить текущие сложности в исследовании размеров аорты, что положительно скажется на точности постановки диагнозов и скорости выявления заболеваний.

Список литературы

1. 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Document covering acute and chronic aortic diseases of the thoracic and abdominal aorta of the adultThe Task Force for the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases of the European Society of Cardiology (ESC). *European Heart Journal*, 35(41):2873–2926, 08 2014.
2. Barbara L McComb, Reginald F Munden, Fenghai Duan, Amanda A Jain, Catherine Tuite, and Caroline Chiles. Normative reference values of thoracic aortic diameter in american college of radiology imaging network (acrin 6654) arm of national lung screening trial. *Clinical imaging*, 40(5):936–943, 2016.
3. Alexander Nikolaev, Victor Gombolevskiy, Anna Gonchar, Arsen Shapiev, Albina Sh. Laypan, and Sergey Morozov. Incidental findings during lung cancer screening

- by low-dose computed tomography. *Tuberculosis and Lung Diseases*, 96:60–67, 11 2018.
4. Loren F Hiratzka, George L Bakris, Joshua A Beckman, Robert M Bersin, Vincent F Carr, Donald E Casey, Kim A Eagle, Luke K Hermann, Eric M Isselbacher, Ella A Kazerooni, et al. 2010 accf/aha/aats/acr/asa/sca/scai/sir/sts/svm guidelines for the diagnosis and management of patients with thoracic aortic disease. *Journal of the American College of Cardiology*, 55(14):e27–e129, 2010.
 5. Vijay Ramanath, Jae Oh, Thoralf Sundt, and Kim Eagle. Acute aortic syndromes and thoracic aortic aneurysm. *Mayo Clinic proceedings. Mayo Clinic*, 84:465–81, 06 2009.
 6. Steven A Goldstein, Arturo Evangelista, Suhny Abbara, Andrew Arai, Federico M Asch, Luigi P Badano, Michael A Bolen, Heidi M Connolly, Hug Cuéllar-Calàbria, Martin Czerny, et al. Multimodality imaging of diseases of the thoracic aorta in adults: from the american society of echocardiography and the european association of cardiovascular imaging: endorsed by the society of cardiovascular computed tomography and society for cardiovascular magnetic resonance. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 28(2):119–182, 2015.
 7. Себастьян Ланге and Джеральдин Уолш. Лучевая диагностика заболеваний органов грудной клетки. М.: ГЭОТАР-Медиа, 432, 2010.
 8. In-Jeong Cho, Sung-Yeol Jang, Hyuk-Jae Chang, Sanghoon Shin, Chi Young Shim, Geu-Ru Hong, and Namsik Chung. Aortic aneurysm screening in a high-risk population: a non-contrast computed tomography study in korean males with hypertension. *Korean circulation journal*, 44(3):162–169, 2014.
 9. Markus Udo Wagenhäuser, Isabel Nahal Schellinger, Takuya Yoshino, Kensuke Toyama, Yosuke Kayama, Alicia Deng, Sabina Pamela Guenther, Anne Petzold, Joscha Mulorz, Wiebke Ibing, et al. Chronic nicotine exposure induces murine aortic remodeling and stiffness segmentation—implications for abdominal aortic aneurysm susceptibility. *Frontiers in physiology*, 9:1459, 2018.
 10. Damian Craiem, Mariano E Casciaro, Sebastian Graf, Gilles Chironi, Alain Simon, and Ricardo L Armentano. Effects of aging on thoracic aorta size and shape: A non-contrast ct study. In *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 4986–4989. IEEE, 2012.
 11. Arturo Evangelista, Stuart Hutchison, Daniel Montgomery, Alan Braverman, Linda Pape, Patrick O’Gara, Reed Pyeritz, Amit Korach, Emil Missov, Troy LaBounty, et al. Aortic size indices: A more comprehensive evaluation of aortic risk. *Journal of the American College of Cardiology*, 63(12 Supplement):A1209, 2014.
 12. Julia MH Noothout, Bob D de Vos, Jelmer M Wolterink, and Ivana Išgum. Automatic segmentation of thoracic aorta segments in low-dose chest ct. In *Medical Imaging 2018: Image Processing*, volume 10574, page 105741S. International Society for Optics and Photonics, 2018.
 13. Yiting Xie, Jennifer Padgett, Alberto M Biancardi, and Anthony P Reeves. Automated aorta segmentation in low-dose chest ct images. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 9(2):211–219, 2014.
 14. Sila Kurugol, Raul San Jose Estepar, James Ross, and George R Washko. Aorta segmentation with a 3d level set approach and quantification of aortic calcifications in non-contrast chest ct. In *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2343–2346. IEEE, 2012.
 15. Vladimir Kondratenko, Dmitry Denisenko, Artem Pimkin, and Mikhail Belyaev. Segmentation of thoracic organs at risk in ct images using localization and organ-specific cnn.