

Принципы компьютерной томографии (КТ)



Физика

Современная физика

Природа рентгеновского излучения и его применение



Уровень сложности

тяжелый



Кол-во учеников

2



Время подготовки

45+ Минут



Время выполнения

45+ Минут

This content can also be found online at:


<http://localhost:1337/c/6177bf2775075d0003fb6a4a>

PHYWE

Общая информация



Описание

PHYWE



Экспериментальная установка

Большинство применений рентгеновских лучей основано на их способности проходить сквозь вещество. Поскольку эта способность зависит от плотности вещества, становится возможным получение изображений внутренних частей объектов и даже людей. Это находит широкое применение в таких областях, как медицина или безопасность.

Дополнительная информация (1/2)

PHYWE

Предварительные

знания



Принцип



Предварительные знания, необходимые для этого эксперимента, приведены в разделе "Теория"

Рентгеновская компьютерная томография состоит в использовании рентгеновских лучей, которые преобразуются в цифровой сигнал детектором, и вычислительных алгоритмов для расчета виртуальных сечений через объект без необходимости их физического разрезания. С помощью этих данных можно создавать трехмерные изображения исследуемого образца (как снаружи, так и изнутри образца).

Дополнительная информация (2/2)

PHYWE



Обучение

цель



Задачи

Цель этого эксперимента - познакомиться с принципами компьютерной томографии.

1. Выполните компьютерную томографию.
2. Определите параметры реконструкции.
3. Исследуйте реконструированный (восстановленный) объем.

Теория (1/6)

PHYWE

Насыщение детектора

При цифровой рентгеновской визуализации рентгеновские фотоны, взаимодействующие с детектором, преобразуются в цифровой сигнал. Такой цифровой детектор состоит из раstra пикселей (элементов изображения), и каждый пиксель можно рассматривать как бакет. При каждом взаимодействии рентгеновского фотона с детектором в пикселе, соответствующем месту взаимодействия фотона, образуется серия электронов. Эти электроны накапливаются в пикселе, постепенно заполняя бакет. Через заданный промежуток времени, "время экспозиции", содержание электронов в пикселе измеряется путем его опустошения. При одинаковой интенсивности рентгеновского излучения более длительное время экспозиции приводит к большему количеству пикселей в бакете.

Каждый цифровой детектор имеет ограниченный размер бакета, который называется "полная емкость" детектора. При достижении этого уровня заполнения дополнительные электроны отбрасываются, так как детектор насыщен. Насыщенный детектор приводит к непоследовательным измерениям, поэтому этого следует избегать.

Теория (2/6)

PHYWE

Калибровка детектора

Каждый цифровой детектор имеет различное и переменное смещение и выходной сигнал, зависящий от пикселя. Во время калибровки эти отклонения будут измерены и использованы при последующем построении изображений.

Даже без включения рентгеновских лучей детектор будет генерировать считываемое значение, отличное от 0, которое называется "темное изображение" или "офсетное изображение". У этого есть несколько причин, основными из которых являются электронное смещение и шум считывания. При определении интенсивности луча I_0 важно вычесть это смещение (I_D) от измеренного значения ($I_{0,M}$).

$$I_0 = I_{0,M} - I_D$$

Теория (3/6)

PHYWE

Другой существующей проблемой является то, что чувствительность каждого пикселя детектора немного отличается, что приводит к широкому разбросу значений I_0 для каждого пикселя. Во время калибровки эти отклонения записываются. После калибровки значение пропускания для каждого пикселя I пересчитывается на основе интенсивности луча для этого пикселя в данный момент времени (I_M), интенсивности луча во время калибровки ($I_{0,M}$) и интенсивности темного тока (I_D) во время калибровки.

$$T = \frac{I_M - I_D}{I_{0,M} - I_D}$$

Если калибровка была успешно выполнена, после калибровки изображения будут иметь значения серого от 0 до 1.

Теория (4/6)

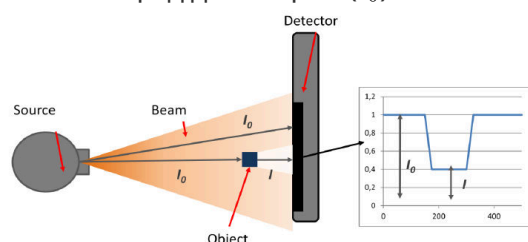
PHYWE

Пропускание и ослабление

При рентгеновской визуализации измеряется прохождение или ослабление рентгеновских лучей через определенный объект. В зависимости от настроек источника, луч с определенной интенсивностью I_0 измеряется детектором, когда между источником и детектором нет никаких объектов. Когда на пути луча помещается объект, этот объект ослабляет луч так, что детектор измеряет меньшую интенсивность I вместо I_0 . Оставшаяся интенсивность по сравнению с исходной I_0 называется пропусканием T , которое противоположно ослаблению A объекта. Для откалиброванного детектора интенсивность луча масштабируется до значения от 1 до 0. При $T = 1$ для луча без объекта перед детектором (I_0).

$$T_{\text{obj}} = \frac{I}{I_0} = 1 - A_{\text{obj}}$$

$$A_{\text{obj}} = \frac{I_0 - I}{I_0} = 1 - T_{\text{obj}}$$



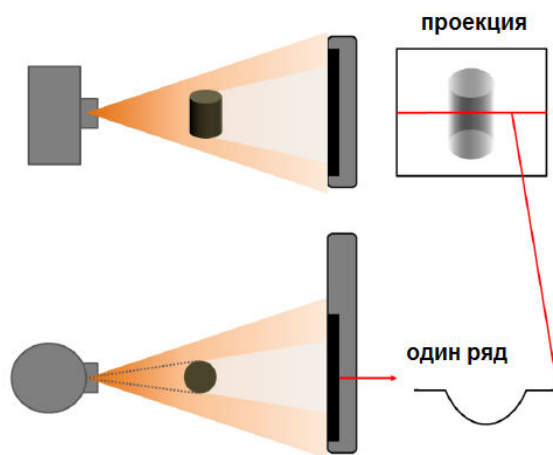
Теория (5/6)

PHYWE

Компьютерная томография и реконструкция

При проведении компьютерной томографии записывается несколько рентгенограмм (проекций) под разными углами через образец. Имея данные о просвечивании объекта под разными углами, можно вычислить μ -значение в каждом месте образца.

Если мы имеем, например, цилиндрический объект, то один ряд детектора будет иметь профиль, соответствующий картинке xxx.

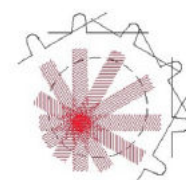


Теория (6/6)

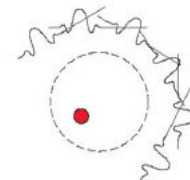
PHYWE

Во время процесса реконструкции информация двух изображений проецируется обратно в виртуальный массив, и сигнал каждой из проекций суммируется. Чем больше проекций будет сделано, тем точнее будет результат. Однако было доказано, что такое обратное проецирование и суммирование не является аналитически корректным. Следовательно, данные проецирования должны быть сначала отфильтрованы, прежде чем они будут спроецированы и просуммированы.

Когда реконструкция одного ряда детекторов на 360° успешно выполнена, результатом является один виртуальный срез через объект. Этот срез часто сохраняется в виде одного изображения, и каждый пиксель изображения фактически представляет один воксел (элемент объемного изображения) объекта. Значение серого цвета этого вокселя соответствует вычисленному значению μ значения образца.



обратная проекция



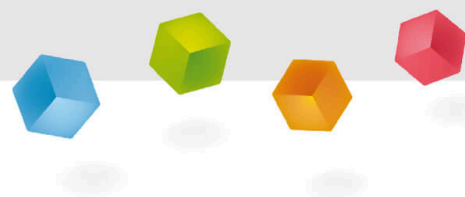
фильтрованная обратная проекция

Оборудование

Позиция	Материал	Пункт No.	Количество
1	XR 4.0 X-ray Базовая рентгеновская установка, 35 кВ	09057-99	1
2	XR4 Съёмная рентгеновская трубка Plug-in Cu tube	09057-51	1
3	XR 4.0 XR 4.0 X-ray Рентгеновская компьютерная томография, расширение	09185-88	1

PHYWE

Подготовка и выполнение работы



Подготовка

PHYWE

Присоедините XRIS к его рабочему столу.

Установите цифровой рентгеновский детектор XRIS на направляющую рейку оптической скамьи на расстоянии 30 см. Задняя сторона столика XRIS соответствует его положению на направляющей рейке. Это положение называется SDD "расстояние от источника до детектора" (мм).

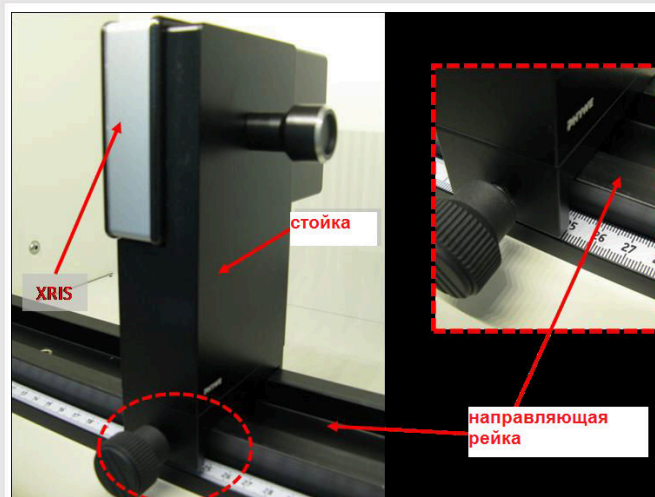


Рис. 1: Установка XRIS

Выполнение работы (1/2)

PHYWE

- Подключите рентгеновскую установку через USB-кабель к USB-порту компьютера (нужный порт рентгеновской установки отмечен на рис. 2).
- Подключите USB-кабель детектора к компьютеру
- Запустите программу **measureCT**. На экране отобразится виртуальная рентгеновская установка, поворотный столик и детектор. Зеленый светодиодный индикатор слева от каждого компонента указывает на то, что его присутствие было обнаружено (рис.3).
- Вы можете изменить высокое напряжение и ток рентгеновской трубки в соответствующих окнах ввода или вручную на установке (рис. 3).
- При нажатии на пиктограмму установки можно получить дополнительную информацию о ней (рис. 3)



Рис. 2: Подключение компьютера

Выполнение работы (2/2)

PHYWE

- Пиктограмма состояния указывает на состояние устройства и может также использоваться для управления устройством, например включения и выключения света или рентгеновских лучей (рис. 3).
- Положение цифрового детектора можно отрегулировать в соответствии с его реальным положением, перемещая пиктограмму XRIS или вводя правильное значение в окно ввода. (Рис. 3).
- Настройки XRIS можно регулировать с помощью окон ввода. Время экспозиции контролирует время между получением двух кадров с детектора, количество кадров определяет, сколько кадров усредняется, а в режиме биннинга усредняется заряд соседних пикселей для уменьшения общего количества пикселей в одном кадре.

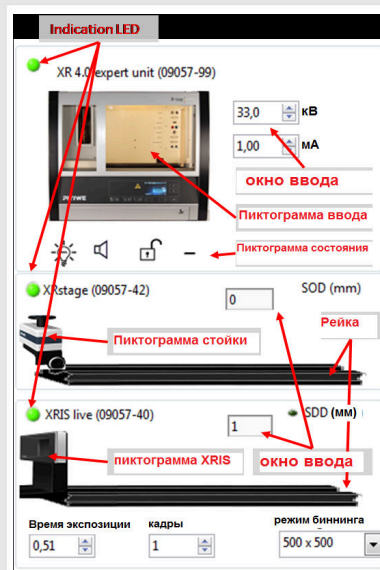


Рис. 3: Часть интерфейса программного обеспечения

PHYWE

Проведение эксперимента

Выполнение компьютерной томографии

PHYWE

- Отрегулируйте настройки XRIS и рентгеновской установки в соответствии с рис. 4 или загрузите конфигурацию из заранее определенного файла СТО 'Эксперимент 5' (см. рис. 5).
- Начните новый эксперимент, дайте ему уникальное имя и введите свои данные (рис. 5). В качестве альтернативы можно также загрузить этот эксперимент с заранее записанными изображениями и открыть это руководство. Правильная конфигурация будет загружена автоматически, но функциональные возможности программы будут ограничены, чтобы избежать перезаписи существующих данных.

○ .

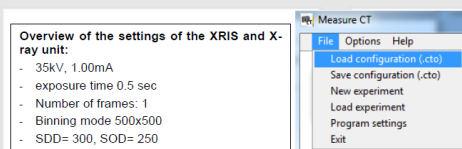


Рис. 4:

Настройки для этого эксперимента (левая панель), а также метод загрузки и корректировки параметров (правая панель)

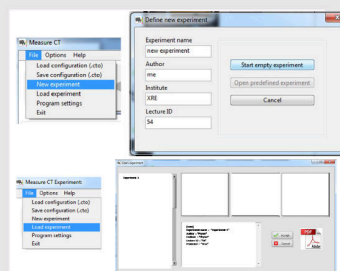


Рис. 5: Как создать новый или открыть существующий эксперимент

Выполнение компьютерной томографии (часть 2)

PHYWE

- Включите рентгеновскую установку (рис. 6.1) и активируйте режим "Просмотр в реальном времени" (рис. 6.2). Когда активирован режим просмотра в реальном времени, отображается каждое новое изображение, полученное с рентгеновского детектора. Полоса экспозиционной нагрузки детектора (рис. 6.3) указывает среднюю степень заполнения для каждого пикселя. Очень важно оставаться ниже максимальной степени заполнения детектора. В противном случае детектор будет перенасыщен и не будет работать должным образом. Если уровень насыщенности достигнут, полоса загрузки станет красной (см. эксперимент 1 для более подробной информации)
- Откалибруйте детектор, нажав на "Калибровка" (рис. 6.4). Когда калибровка будет успешно выполнена, светодиод индикации (рис. 6.5) загорится зеленым цветом. Полоса нагрузки (рис. 6.3) исчезнет, и станет доступен курсор контрастности/интенсивности (рис. 6.6). (см. эксперимент 1 для получения дополнительной информации)

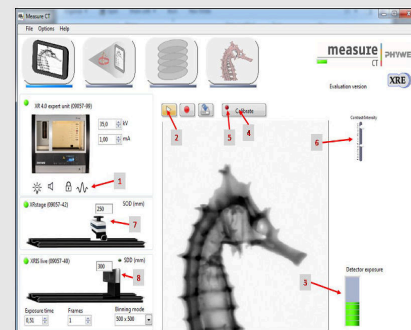


Рис.6: Настройки, которые необходимо установить перед началом компьютерной томографии, часть 1

Выполнение компьютерной томографии (часть 3)

PHYWE

- Поместите объект XXXX на предметный столик и закройте дверь.
- Отрегулируйте SOD (рис. 6.7) и SDD (рис. 6.8) в программе в соответствии с фактическим положением.
- Перейдите со страницы "Просмотр в реальном времени" на страницу "КТ-сканирование". Пиктограмма индикации станет синей, когда страница будет активирована.



Рис. 7: Страница сканирования компьютерной томографии

Выполнение компьютерной томографии (часть 4)

PHYWE

- Начните КТ-сканирование (рис. 8.1). Во время КТ отображается ход выполнения (рис. 8.2), а также оставшееся время (рис. 8.3). Отображается текущее записываемое изображение (рис. 8.4) и во время сканирования вычисляется временный результат (рис. 8.5). Также можно отслеживать положение поворота (рис. 8.6). По окончании сканирования можно воспроизвести получение данных как симуляцию (рис. 8.7).
- После завершения КТ-сканирования можно перейти к реконструкции. Перейдите со страницы "КТ-сканирование" на страницу "Реконструкция данных". Пиктограмма индикации станет синей, когда страница будет активирована.

Рис. 8:
Запуск КТ-
сканирован

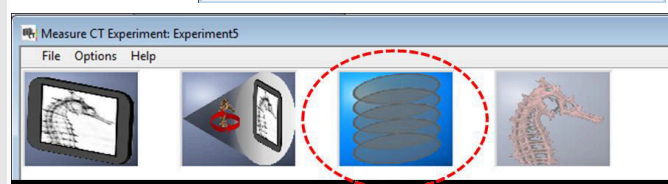
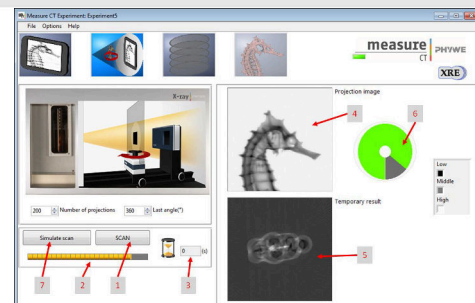


Рис. 9: Страница восстановления данных

Определение параметров реконструкции

PHYWE

Прежде чем реконструировать весь объем, важно определить правильные параметры реконструкции. При перемещении XRstage или XRIS происходят небольшие изменения параметров. Для получения наилучших результатов при реконструкции рекомендуется проверить параметры:

- Влияние параметров реконструкции можно проверить с помощью кнопки тестирования (рис. 10.1). Результат отображается (рис. 10.2) для определенного среза (рис. 10.3), который соответствует определенной строке детектора (рис. 10.4). Параметры SOD и SDD (рис. 10.5) не следует изменять, если они соответствуют физическому положению XRstage и XRIS. Наиболее важным параметром является "Центр поворота (вращения)" (рис. 10.6).
- Центр вращения относится к оси вращения. В идеале он идентичен центральному столбцу пикселей (250 для разбиения 500x500), но может быть другим. Измените это значение (рис. 10.6) и щелкните на тесте (рис. 10.1), потом будет показан откорректированный результат (рис. 10.2). Изменяйте это значение до тех пор, пока результат не станет четким (рис. 11).

Определение параметров реконструкции (часть 2)

PHYWE

- С помощью остальных параметров можно оптимизировать качество результатов (см. эксперимент 7). Когда результат выглядит удовлетворительно, нажмите кнопку "Реконструкция данных" (рис. 10.7). Теперь программа реконструирует все срезы записанного объема сверху вниз. Результат отображается на экране (рис. 10.2), по мере его выполнения (рис. 10.3 и рис. 10.4).

Рис. 10: Страница реконструкции данных и кнопки

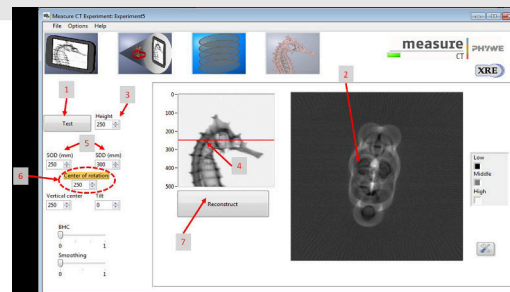


Рис. 11: Оптимизация результата путем изменения центра вращения

Исследуйте реконструированный объем

PHYWE

- По окончании реконструкции можно исследовать восстановленный объем. Перейдите со страницы "Реконструкция данных" на страницу "Просмотр объема". Пиктограмма индикации станет синей, когда страница будет активирована.
- В окне просмотра объема набор 3D-данных отображается в 4 видах. В окнах обзора "Аксиальный", "Сагитальный" и "Коронарный" (рис. 13.1) отображаются три среза в разных направлениях через объем в соответствии с индикатором среза (рис. 13.3). При перемещении этого индикатора в любом из трех видов, соответствующий срез обновляется в двух других видах. В четвертом окне (рис. 13.2) отображается трехмерное представление объема, а при перемещении курсоров "угол проекции" (рис. 13.6) рассчитываются виды с другого направления. Также можно сгенерировать более сложные 3D-виды с помощью стороннего бесплатного программного обеспечения Volview, нажав кнопку "Просмотр объема" (Volview) (рис. 13.7).

Исследуйте реконструированный объем (часть 2)

PHYWE

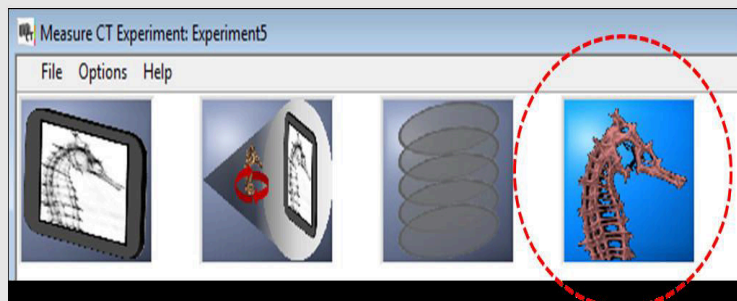
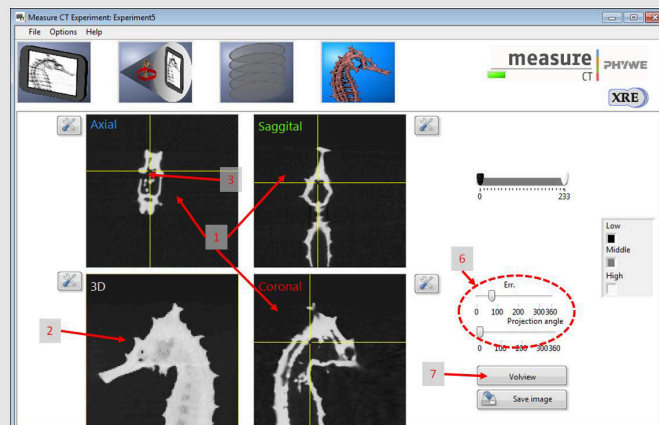


Рис. 12: Страница просмотра объема



Страница и кнопки программы просмотра объема