

· άδΐΤί νΧ αΐάγΧέΐ Τ αέϋγάϋαΡ ίΧέξί νη ΑΚΜQ⁶ +

ΦΧδΧάδϋβΡη αϋΩΤϋέρπδ εγδβΡ ί ΐδξ αϋδΧβπ
информации за счет задержки или тусклости

Изображения, полученные с помощью С-дуги OEC Elite⁷ CFD⁸, со
скоростью 30 кадр/с и высоким разрешением без видимых задержек

Автор: Дэвид Баркер, главный инженер отдела хирургии, GE Healthcare

Цель:
В этом техническом документе исследуется как архитектура активных пикселей, которые используются в комплементарных металл-оксид-полупроводниковых детекторах изображения (КМОП или CMOS) для сокращения видимых задержек, а также активные пиксели сравниваются с пассивными пикселями, такими как те, которые используются в аморфно-кремниевых (a-Si) детекторах.

Вступление

Появление плоскочелпанельных CMOS-детекторов стало важным этапом в развитии технологии получения рентгеновских изображений. Высокая подвижность электронов кристаллической структуры означает, что мелкие активные пиксели могут заменить пассивные пиксели, используемые в плоскочелпанельных детекторах на аморфном кремнии. Одним из многих преимуществ активных пикселей является их способность уменьшать или устранять видимые задержки, они также помогают избавиться от остаточных деталей с предыдущих кадров, которые искажают снимки. Устранять задержки необходимо по нескольким причинам:

• Если не будет задержек, медицинские работники смогут получать более четкие и точные изображения, что позволит им работать быстрее и точнее.

• Изображения с высокой частотой кадров без задержек дают врачам более четкое представление о движении в визуализируемой области, поэтому они могут быть более эффективными.

В этом документе представлена конкретная техническая информация об архитектуре как активных, так и пассивных пикселей, а также объясняются ограничения пассивных пикселей, приводящие к видимым задержкам при получении изображений, а также поясняется, почему активные пиксели устраняют видимые задержки.

Механизм работы и главная проблема

OEC Elite CFD позволяет получать рентгеновские изображения, сначала преобразовывая рентгеновские фотоны высокой энергии в фотоны видимого диапазона с помощью сцинтиллятора йодида цезия (CsI), а затем захватывая видимые фотоны плоскочелпанельным CMOS-детектором. Задержка обычно определяется как сохранение люминесценции после окончания рентгеновской стимуляции. Задержка при прохождении сцинтиллятора CsI, преобразующего фотоны рентгеновского излучения в видимый свет, составляет порядка 1 мс [1].

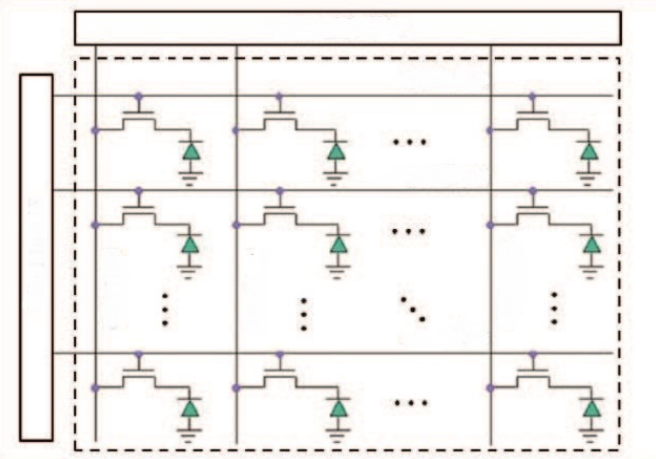


Рис.1: Конструкция пассивного пиксельного детектора на основе аморфного кремния (a-Si). Пассивным пикселям не хватает механизмов для достаточно быстрого считывания и перезарядки, чтобы обеспечить получение изображений без задержек при высокой частоте кадров (30 кадров в секунду).

Это означает, что любые видимые эффекты задержки, такие как постоянное размытие или ореолы, регулируются плоскочелпанельным детектором, который преобразует видимые фотоны в цифровой сигнал.

Поскольку подвижность электронов в детекторах из аморфного кремния (a-Si) низкая из-за того, что используются разные материалы, фотодиоды занимают гораздо больше места по сравнению с теми, которые изготовлены с использованием CMOS [2]. Из-за этих ограничений по размеру в архитектуре детекторов рентгеновского излучения на основе a-Si используются пассивные пиксели.

Как показано на рис. 1, пассивный пиксель состоит всего из двух элементов: тонкопленочного транзистора и фотодиода. Пиксели из массива могут считываться только по одной строке, что ограничивает скорость считывания.

Пассивный пиксель может находиться только в двух состояниях: зарядка и разрядка. Поступающие фотоны рентгеновского излучения преобразуются в фотоны света сцинтиллятором детектора рентгеновского излучения. Затем фотодиод преобразует световые фотоны в электроны, которые разряжают конденсатор пикселя. Система «считывает» пиксель, перезаряжая фотодиод и измеряя количество перезаряженных электронов, которое коррелирует с количеством рентгеновских фотонов, полученных пикселем. Разрешение и контрастность изображений дыхательных путей должны быть высокими для того, чтобы можно было точно определить зону поражения.

Процесс считывания/перезарядки пикселя можно описать цепочкой R-C, показанной на рис. 2.

С помощью резистора, показанного на рис. 2, контролируется сопротивление линии данных, а также сопротивление тонкопленочного транзистора во включенном состоянии. В этом случае емкость представляет собой сумму емкости фотодиода и распределенной емкости линии передачи данных.

Зарядное напряжение является экспоненциальной функцией времени зарядки.

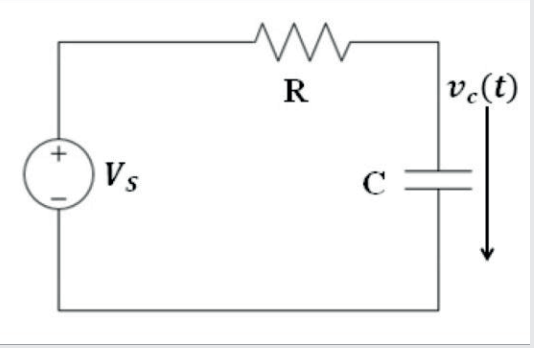


Рис.2: Аналог схемы RC (наличие резистора и конденсатора) для пикселя a-Si.

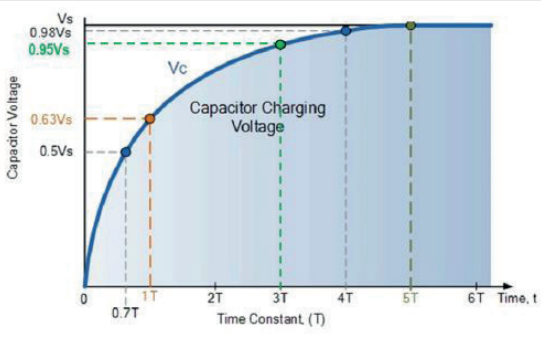


Рис. 3: Кривая зарядки конденсатора, основанная на постоянной времени T. Чтобы пассивный пиксель выдавал показания без задержек, он должен успеть полностью зарядиться. Большинство a-Si детекторов не способны решить эту проблему.

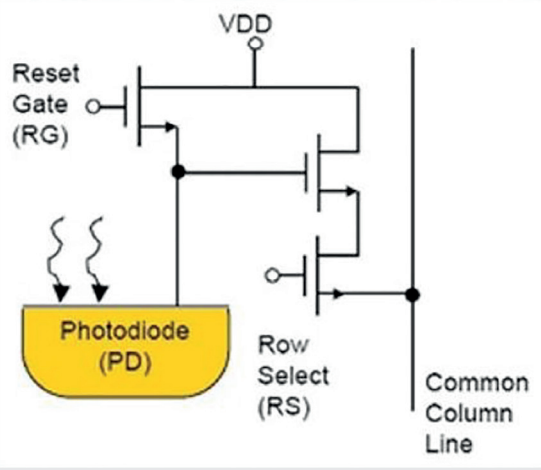


Рис.4: CMOS -активный пиксель. Активные пиксели, которые меньше и сложнее пассивных пикселей, имеют встроенные механизмы усиления, считывания и сброса.

То есть $(t) = V_s [1 - e^{-(t/T)}]$ где $T = RC$ — константа RC . Как показано на рис. 3, $VC(3T) = 95\% V_s$ and $VC(4T) = 98\% V_s$; на этом рисунке показано изменение зарядного напряжения с течением времени. Оставшиеся 5% в случае $t = 3T$ и оставшиеся 2% в случае $t = 4T$ вызывают задержки изображения в последующих кадрах. Вот почему в детекторах рентгеновского излучения на основе а-Si обычно наблюдается задержка первого кадра в 2–5%.

и считывание всех пикселей в детекторе остается только $1000 \text{ мс} / 30 = 33 \text{ мс}$. Для импульса рентгеновского излучения с шириной импульса 10 мс время считывания детектора должно варьироваться в пределах $33 \text{ мс} - 10 \text{ мс} = 23 \text{ мс}$.

Если в массиве пикселей 1536 строк с модулями данных как в верхней, так и в нижней части детектора, то массив пикселей может считываться параллельно,

поддерживаемая в настоящее время системой RFD Ziehm Vision, составляет 25 кадров в секунду [3], а максимальная частота кадров, поддерживаемая в настоящее время системой Philips Veradius Neo, составляет 23 кадра в секунду [4].

Решение

Кристаллическая структура детекторов на основе CMOS обеспечивает большую подвижность электронов, что позволяет использовать более сложные пиксели гораздо меньшего размера. Детекторы рентгеновского излучения на основе CMOS используют архитектуру с активными пикселями, показанную на Рис. 4, а не архитектуру с пассивными пикселями.

Активный пиксель состоит из фотодиода, усилителя заряда, логического элемента выбора строки и логического элемента сброса. Активный пиксель считывается намного быстрее, чем пассивный. Вместо подзарядки фотодиода он просто измеряет напряжение на выходе усилителя заряда.

Поскольку сброс и считывание пикселей — это два отдельных процесса в активном пикселе, после считывания можно сбросить все пиксели одновременно. Это очень полезно в импульсных рентгеновских установках, где рентгеновское облучение и считывание должны быть завершены в течение периода времени, ограниченного частотой кадров.

Быстрое считывание пикселей и быстрый сброс КМОП-пикселей не только позволяют избежать задержки изображения из-за зарядки RC -цепи, но также позволяют работать с более высокой частотой кадров.

Ведро, изображенное на следующих рисунках, помогают лучше понять, как работают пиксели. Считывание детектора каждого кадра изображения можно представить в виде наполнения ведер краской, а сброс (для того, чтобы можно было снова начать считывание) — в виде слива краски из ведра. Рентгеновские фотоны — это краска, а детекторы — ведра.

На рис. 5 показано, как работает CMOS. В каждом кадре вся собранная цветная краска также выливается, и в ведре ничего не остается — другими словами, отставание предыдущего кадра не влечет за собой задержку следующего кадра.

На рис. 6 показано, как работает а-Si. Из-за плохой подвижности электронов детектор не может удалить всю краску со скоростью 30 кадров в секунду, что приводит к смешению всех цветов. А это в свою очередь влечет за собой нарушения ритма/задержки, показанные в центральной рамке.

Вывод

Поскольку OEC Elite CFD может сбрасывать и считывать все показания CMOS -детектора и обрабатывать изображения менее чем за 33 мс, то при частоте 30 кадров в секунду видимой задержки изображения не наблюдается. Превосходная подвижность электронов в CMOS-детекторе, позволяет использовать активные пиксели, а это значит, что с помощью этой технологии можно устранять видимые задержки, тогда как а-Si детектор на такое не способен.

Список литературы

1. T. S. Curry, J. E. Dowdey and R. C. Murry, "Christensen's Physics of Diagnostic Radiology," in Christensen's Physics of Diagnostic Radiology, Philadelphia, Lea & Febiger, 1990, p. 172.
2. G. Zentai, "Comparison of CMOS and a-Si Flat Panel Imagers for X-ray Imaging," in IEEE International Conference on Imaging System Techniques, Penang, Malaysia, 2011.
3. Ziehm Imaging, "Ziehm Vision RFD Technical Specifications," Page 4.
4. Philips Healthcare, "Philips Veradius mobile C-arm with Flat Detector specifications," Page 19.
5. P. Read and M.-P. Meyer, "Film Production, Frame Rates," in Restoration of Motion Picture Film. ISBN 0-7506-2793-X, Butterworth-Heinemann, 2000, p. 24–26.
6. CMOS - от англ.: CMOS, complementary metal-oxide-semiconductor
7. Система мобильная рентгеновская с C-образной дугой OEC Elite с принадлежностями
8. CFD - Плоский детектор на КМОП-технологии (комплементарная структура металл-оксид-полупроводник от англ.: CMOS flat detector)

Кроме того, частота кадров, т.е. количество кадров, которое детектор рентгеновского излучения может получить за период времени равный одной секунде, влияет на качество изображения. а-Si детекторы не успевают полностью зарядить фотодиод, чтобы избежать задержки R-C. Например, при скорости 30 кадр/с на экспонирование всего массива пикселей с помощью рентгеновских лучей

а время считывания одного пикселя должно быть менее $23 \text{ мс} / (1536 / 2) = 0,03 \text{ мс}$ или 30 мкс. Из-за этого многие детекторы рентгеновского излучения на основе а-Si могут не поддерживать частоту кадров 30 кадров в секунду. Например, самая высокая частота кадров,