

УДК 004.92

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ГРАФИКИ ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ЛЕГКИХ

А.В. КИСЕЛЕВ¹, О.Н. СМЕТАНИНА²

¹andrey.kise15@yandex.ru, ²smoljushka@mail.ru

ФГБОУ ВО «Уфимский университет науки и технологий» г. Уфа, Россия

Поступила в редакцию 11.12.2023

Аннотация. В настоящее время область применения компьютерной графики становится все шире. За последние полвека технологии компьютерной графики проделали длинный путь от только зарождающейся области до технологии, без которой не обходится ни одна сфера в современном мире. Стремительное распространение привело к появлению исследований, направленных на улучшение процесса создания графических изображений. Применение в медицине компьютерная графика нашла в трехмерной визуализации компьютерной томографии в середине второй половины двадцатого века. С тех пор она стала важной частью практически любой составляющей данной области, начиная с обучения анатомии и заканчивая помощью в постановке диагноза. Однако специфичность данной области и ряд требований, которые она накладывает, привели к тому, что количество технологий и применяемых методов компьютерной графики ограничено. Но несмотря на ограничение области применения все еще остается большое количество различных реализаций методов, используемых в медицине. В связи с этим при разработке нового приложения в области медицины, в котором необходим модуль визуализации, у разработчиков программного обеспечения возникают трудности при выборе наиболее предпочтительного метода для реализации. В данной статье проводится анализ возможностей применения технологий компьютерной графики в области медицины на примере визуализации легких в условиях ограниченности данных. Также на основе проведенного анализа приводится классификация методов визуализации и обосновываются наиболее предпочтительные методы для той или иной технологии.

Ключевые слова: компьютерная графика, визуализация легких, объемный рендеринг, слияние изображений, моделирование мягких тканей, кинематографический рендеринг, глубокое обучение.

ВВЕДЕНИЕ

Компьютерная графика сыграла значительную роль в развитии медицины. С середины 1970-х годов, когда появились сообщения о первых трехмерных визуализациях компьютерной томографии, компьютерная графика развивалась, чтобы помочь медикам в различных аспектах, таких как диагностика, обучение процедурам, предоперационное планирование и телемедицина [1].

Использование компьютерной графики для медицинской диагностики предоставило исключительную возможность визуализировать, измерять и оценивать структуры ненавязчивым образом.

Одной из важнейших областей медицины, где компьютерная графика оказала положительное влияние, является обучение. Компьютерная графика предоставляет новые методы обучения, так как профессионалы могут проверить свои навыки на симуляторах и оценить свою

работу в виртуальной среде. В то время как традиционное обучение в области медицины включало большое количество вскрытий, чтобы правильно изучить анатомию человека, компьютерная графика предоставила 3D-модели, которые можно легко исследовать и с которыми можно взаимодействовать. Это позволяет профессионалу не только использовать 3D-модель в качестве атласа биографии, но и взаимодействовать с ней для проведения репетиций операции [2].

За последние несколько лет область медицинских тренажеров стала важной частью медицинской подготовки. С помощью симуляторов профессионалы могут научиться выполнять деликатные операции, не подвергая опасности людей. Это возможно только при использовании трехмерных графических изображений частей человеческого тела с высоким разрешением наряду с механическими инструментами, которые передают взаимодействие между пользователем и системой симулятора. В связи с этим возникает вопрос выбора метода построения графических изображений для тех или иных медицинских приложений.

В данной статье рассматриваются вопросы использования компьютерной графики сегодня для наиболее реалистичной визуализации в легких в условиях ограниченности данных, анализируются методы компьютерной графики, используемые в медицине, и способы их реализации, а также на основе проведенного анализа представляются наиболее подходящие для реализации той или иной технологии методы. В первой части проводится анализ возможностей применения технологий компьютерной графики в области медицины. Во второй части приводится классификация рассмотренных технологий и методов, которые являются наиболее подходящими для использования в визуализации легких, когда ограничены данные, их реализации.

АНАЛИЗ ПРИМЕНЕНИЯ ТЕХНОЛОГИЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ГРАФИКИ В ОБЛАСТИ МЕДИЦИНЫ

Объемный рендеринг – это метод визуализации, целью которого является непосредственное получение трехмерного представления объемных данных. Считается, что данные представляют собой полупрозрачную светоизлучающую среду. Он разделен на объемный рендеринг в пространстве изображений и объемный рендеринг в пространстве объектов. Методы порядка объектов используют прямое сопоставление для получения 2D-изображения исходного объекта из объемных 3D-данных, например, *Ray Casting* [3].

Ray Casting – это метод естественного упорядочивания изображений. Так как в объемном рендеринге нет поверхностей, то мы должны тщательно пройти по объекту. Луч бросают в объект, осуществляя выборку объема через определенные промежутки времени. Интервалы выборки обычно равноудалены, но это не обязательно. В каждом месте выборки выборка интерполируется/реконструируется из сетки вокселей.

Тремя основными компонентами прямого объемного рендеринга являются выборка, классификация и композиция. Влияние оптических свойств вычисляемого изображения должно непрерывно интегрироваться по всему объему. Но поскольку объем представлен ячейками или вокселями, это нужно делать кусочно. Выборка имеет дело с выбором кусочных шагов, пройденных через объем, когда классификация вычисляет цвет и непрозрачность для каждого шага, а затем компоновка последнего шага, где эти шаги смешиваются, чтобы сформировать изображение [4].



Рис. 1. Объемный рендеринг легких.

Для повышения скорости вычислений объемного рендеринга за счет снижения точности используется алгоритм разбрызгивания. Этот метод накапливает точки данных, перебрасывая ядра для каждого вокселя на плоскость рисования. Следы на плоскости чертежа представляют собой визуализацию. Форма и размер ядра имеют решающее значение для качества результата.

Также в объемном рендеринге используется алгоритм *Shear-Warp* – это гибридный алгоритм, который пытается объединить преимущества методов объемного рендеринга на основе порядка изображений или объектов. Матрица сдвига преобразует все лучи наблюдения таким образом, чтобы они были параллельны главной оси наблюдения в сдвинутом объектном пространстве, позволяя одновременно перемещаться по объему и изображению.

Одной из особенностей данного метода является рендеринг оболочки: это программный гибрид рендеринга поверхности и объема, основанный на компактной структуре данных, называемой оболочкой, набор непрозрачных вокселей рядом с границей извлеченного объекта с рядом атрибутов, связанных с каждым связанным вокселем для визуализации.

При наложении 2D-текстуры (2DTM) объем разбивается на три стопки полигонов, выровненных перпендикулярно объектам. При наложении трехмерной текстуры (3DTM) объем загружается в графическую память в виде одной трехмерной текстуры, а набор полигонов, перпендикулярных направлению взгляда, размещается внутри объема и текстурируется информацией об изображении с помощью трилинейной интерполяции [5].

На сегодняшний день объемная визуализация – это общепризнанный метод постобработки наборов данных трехмерной компьютерной томографии и магнитно-резонансной томографии, который обычно используется в клинической практике.

Технология слияния медицинских изображений, основанная на пространственной области, является горячей темой ранних исследований. Его технология слияния проста, и правила слияния могут быть непосредственно применены к пикселям исходного изображения для получения объединенного изображения. Методы слияния в пространственной области включают в себя метод фильтрации верхних частот, метод анализа основных компонентов, метод насыщения интенсивности оттенка, метод усреднения, метод максимального выбора, метод минимального выбора и метод Брови. Из-за спектрального искажения и пространственного искажения в слитом изображении пространственной области частота исследований в области пространственного метода слияния медицинских изображений в последние годы постепенно снижается. Исследователи часто используют стратегии слияния в пространственной области как часть области преобразования для формирования новых методов исследования [6].

Использование методов слияния изображений с несколькими датчиками и несколькими источниками предлагает большее разнообразие функций, используемых для приложений медицинского анализа; это часто приводит к надежной обработке информации, которая может раскрыть информацию, невидимую для человеческого глаза.

Существует два этапа методов слияния медицинских изображений: (а) регистрация изображений и (б) слияние соответствующих признаков зарегистрированных изображений. Для регистрации изображений требуется метод исправления пространственного смещения между различными наборами данных изображения, который часто включает компенсацию изменчивости, возникающей в результате изменений масштаба, поворотов и перемещений. Проблема совмещения усложняется при наличии межкадрового шума, отсутствующих признаков и выбросов на изображениях. С другой стороны, слияние признаков включает в себя идентификацию и выбор признаков с упором на релевантность признаков для данной цели клинической оценки [7].

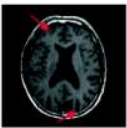
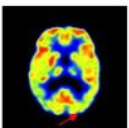
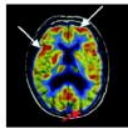

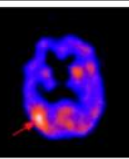
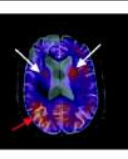

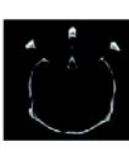


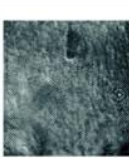



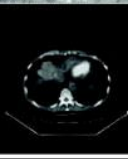
Combination	Modality 1	Modality 2	Fused Image
MRI-PET			
MRI-SPECT			
MRI-CT			
Xray-VA			
PET-CT			

Рис. 2. Слияние изображений различными методами

Моделирования мягких тканей. В организме человека ткани обычно делят на твердые и мягкие. Если твердые ткани не деформируются при движениях тела человека, то мягкие ткани всегда деформируются при взаимодействии с собой, другими тканями и хирургическими инструментами. Моделирование деформации мягких тканей в целом органе или только в его частях до сих пор остается одной из самых сложных задач в области биомедицинской инженерии. В частности, эффективная интеграция поведения деформации мягких тканей в системы медицинского моделирования столкнулась с двумя ограничениями, связанными со скоростью вычислений (или временем вычислений) и точностью системы. Скорость вычислений – это количество вычислительных итераций, которые система моделирования мягких тканей может выполнить за одну секунду на определенной аппаратной конфигурации. Обычно измеряется в

кадрах в секунду (*FPS*) или герцах (Гц). Время вычисления – это время, необходимое для запуска сбора данных, предварительной/постобработки данных, моделирования физического поведения и визуализации данных в системе моделирования мягких тканей.

Чтобы реалистично моделировать как геометрические деформации, так и механическое поведение мягких тканей в системе медицинского моделирования, скорость вычислений должна быть в режиме реального времени, а точность системы должна находиться в пределах желаемого уровня допуска в соответствии с каждым медицинским приложением [8].

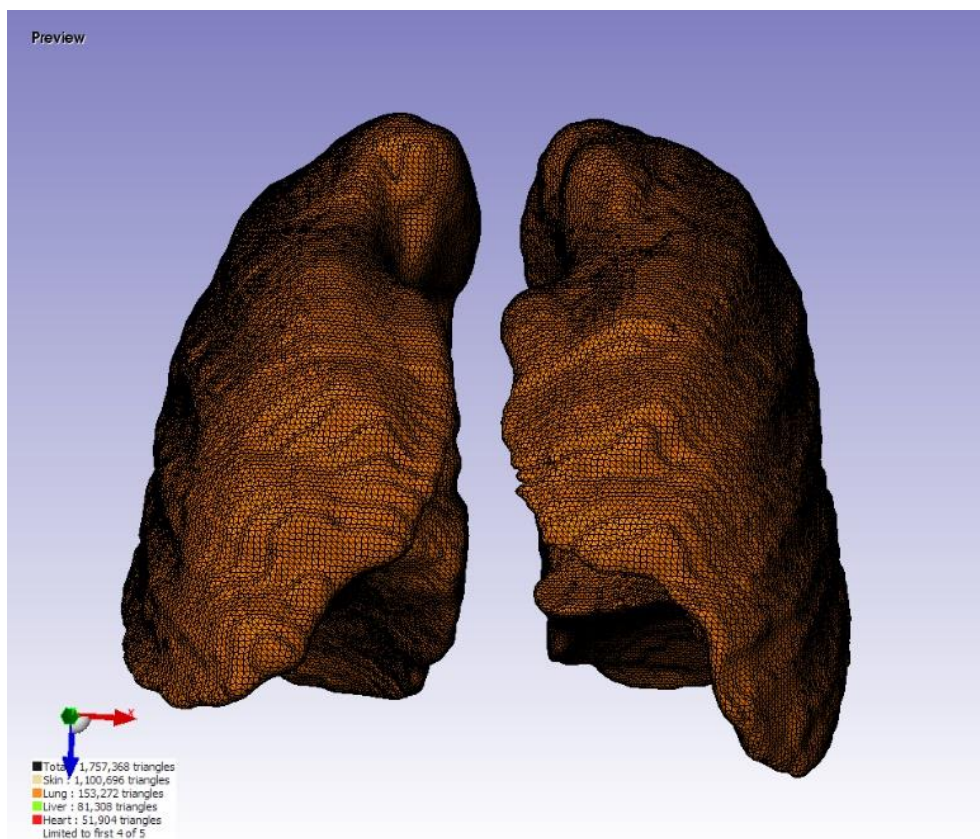


Рис. 3. Моделирование мягких тканей легких.

Кинематографический рендеринг. Для практической реализации данного метода разработан прототип программного обеспечения, позволяющего генерировать на основе наборов данных КТ и МРТ фотореалистичные изображения человеческого тела. Полученные решения позволяют достигать результатов, превосходящих результаты ранее доступных методов постобработки (например, максимальная проекция интенсивности, отображение с затенением поверхности или визуализация объема). Метод получил название кинематографический рендеринг (*Cinematic Rendering, CR*) как метод, используемый для производства качественных компьютерных анимационных программ, используемых, например, в индустрии развлечений и особенно для производства фильмов для большого экрана.

Метод обеспечивает значительно более фотореалистичное изображение наборов данных КТ и МРТ, чем это было возможно ранее с объемной визуализацией. Кинематографический рендеринг подразумевает сложное взаимодействие фотонов с анатомией человека в отличие от объемного рендеринга, в случае которого выполняется простое преобразование лучей для вычисления изображений. Это позволяет *CR* сгенерировать изображения с высокой точностью. Использование плоскостей отсечения позволяет, как и в случае объемного рендеринга, врезаться в объем [9].

Обычные методы объемного рендеринга используют predetermined значения цвета, мутности и яркости, при этом они работают в предположении об искусственном источнике света. *Cinematic Rendering* выполняет физическое моделирование рассеивания света, в результате чего такие эффекты, как влияние окружающей среды, затенение, рефракция, окклюзия, рассеивание и мягкие тени, достигают высокого динамического диапазона. Для этого записывается так называемая сферическая панорама, например, с помощью отражающего шара, которая регистрирует фактические условия освещения, чтобы применить их ко всем добавленным позже синтетическим элементам [10].

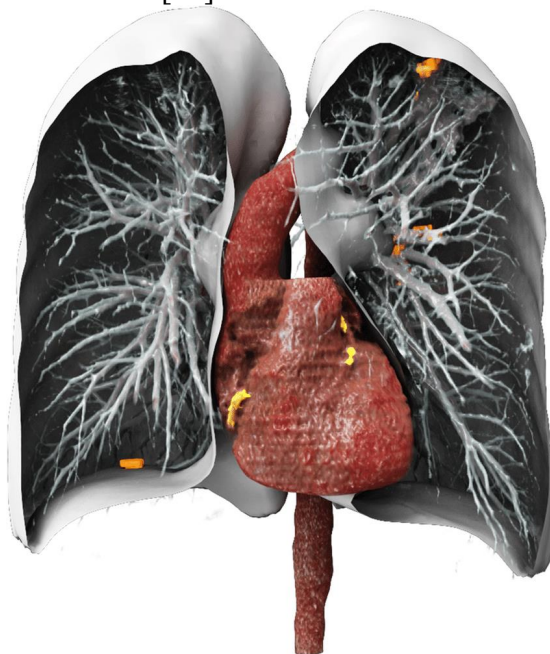


Рис. 4. Кинематографический рендеринг легких.

СТРУКТУРИРОВАНИЕ СВЕДЕНИЙ О МЕТОДАХ ВИЗУАЛИЗАЦИИ НА ОСНОВЕ РЕЗУЛЬТАТОВ АНАЛИЗА И ПРОВЕДЕНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТА

На рис. 5 представлены некоторые из существующих методов объемного рендеринга.

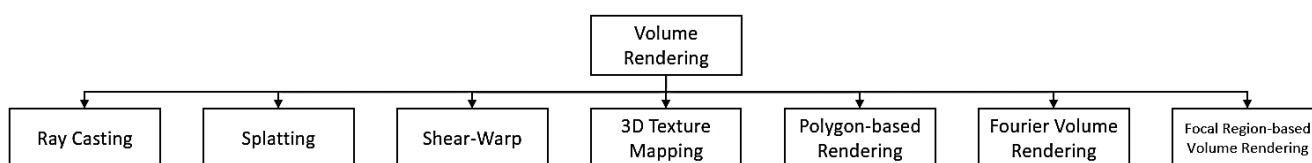


Рис. 5. Методы объемного рендеринга

Ввиду специфичности данных, которые принимаются на вход данным методам (часто подразумевается, что это множество плоских изображений-слоев), данный способ визуализации зачастую развивается непосредственно во взаимодействии со сферой медицины.

Все представленные методы обладают своими особенностями и специфическими чертами. Сравнение свойств методов представлено в таблице 1 [13].

Таблица 1

Сравнительная таблица методов объемного рендеринга

	<i>Ray Casting</i>	<i>Splatting</i>	<i>Shear-Warp</i>	<i>3D Texture Mapping</i>	<i>Polygon-based Rendering</i>	<i>Fourier Volume Rendering</i>	<i>Focal Region based Volume</i>
Частота выборки	свободно выбирается	свободно выбирается	фиксированная [1.0,0.58]	свободно выбирается	свободно выбирается	свободно выбирается	свободно выбирается
Интерполяция	трехлинейная	гаусова	билинейная	трехлинейная	трехлинейная	трехлинейная	трехлинейная
Скорость	1	1	2	2	3	2	2
Качество	3	3	2	2	3	1	2
Перспективная проекция	есть	есть	есть	есть	есть	нет	есть
Нерегулярные сетки	есть	есть	нет	есть	есть	есть	есть
Аппаратное ускорение	с особенностями	есть	нет	есть	есть	нет	есть
Сочетание полигонов	с особенностями	нет	нет	свободно	напрямую	нет	напрямую
Информационная насыщенность	2	2	2	2	1	1	3

И хотя все методы, представленные на рисунке 5, нашли свое применение в медицине, что не позволяет говорить о том, что какой-то метод подходит для данной области больше остальных, все же можно сделать вывод о приоритетности методов внутри самой медицинской области.

Например, из-за того, что методы поверхностного рендеринга сокращают исходный объем данных, достигается высокая скорость работы данной группы методов. Модели освещения поверхностного рендеринга также позволяют создавать более интуитивно понятные трехмерные изображения. Однако поверхностный рендеринг не включает в 3D изображение большую часть доступных данных, например, при рендеринге кости данные методы создают лишь изображение поверхности кости. Также стоит отметить низкую точность по сравнению с методами прямого рендеринга, которые обеспечивают физически реалистичное представление, но

требуют больших вычислительных затрат. Некоторое программное обеспечение позволяет комбинировать два эти метода в реальном времени, что позволяет максимизировать как трехмерное восприятие, так и подкорковую визуализацию.

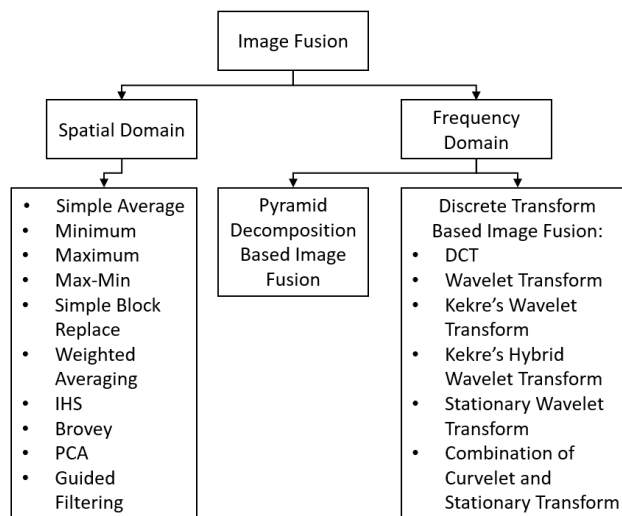


Рис. 6. Методы слияния изображений.

Методы слияния изображений можно разделить на 2 группы: техники пространственной и частотной области (рис. 6). Однако в области медицины зачастую используются именно техники пространственной области, которые также называют простыми техниками слияния изображений из-за их простоты в реализации, нетребовательности к вычислительным мощностям и быстрому вычислению итогового изображения [14]. В таблице 2 описаны преимущества и недостатки представленных методов.

Таблица 2

Сравнительная таблица методов слияния изображений

Метод	Преимущества	Недостатки	
<i>Spatial Domain Techniques</i>			
<i>Averaging Technique</i>	Простота понимания и реализации.	Снижение качества изображения, снижение контраста.	
<i>Maximum Pixel Value Technique</i>			
<i>Minimum Pixel Value Technique</i>			
<i>Max- Min Technique</i>			
<i>Simple Block Replace Algorithm</i>	Повышение надежности обнаружения.	Может увеличить отношение сигнал-шум (SNR) объединенного изображения.	
<i>Weighted averaging technique</i>			
<i>Principal Component Analysis Algorithm</i>			Спектральная деградация и искажение цвета.
<i>IHS</i>			
<i>Brovey</i>	Искажение цвета.		

<i>Guided Filtering</i>	Простой, вычислительно эффективный, подходящий для реальных приложений.	
<i>Pyramid Based Fusion</i>		
<i>Fusion using Laplacian/ Gaussian Pyramid</i>	Хорошее визуальное качество для многофокусных изображений.	Количество уровней разложения влияет на результат слияния изображений.
<i>Fusion using Gradient Pyramid</i>		
<i>Fusion using Ratio of Low Pass Pyramid</i>		
<i>Fusion using Filter Subtract Decimate (FSD) Pyramid</i>		
<i>Fusion using Morphological Pyramid</i>		
<i>Discrete Transform Based Fusion</i>		
<i>Discrete Cosine Transform (DCT) Method</i>	Снижение сложности и разложение изображения на серии сигналов; пригоден для реальных приложений.	Снижение качества объединенного изображения при условии, если размер блока меньше 8x8 или равен размеру самого изображения.
<i>Discrete Wavelet Transform Method (DWT) with Haar based fusion</i>	Хорошее качество совмещенного изображения и лучшее отношение сигнал/шум; минимум спектральных искажений.	Объединенное изображение имеет меньшее пространственное разрешение.
<i>Kekre's Wavelet Transform (KWT) Based Fusion Technique</i>	Генерация различных вариантов преобразования KW при изменении размера базового преобразования Кекре, из которого генерируются преобразования KW.	
<i>Kekre's Hybrid Wavelet Transform based Fusion Technique</i>	Использование для изображений, которые не обязательно являются целой степенью 2.	
<i>Stationary Wavelet Transform (SWT)</i>	Хороший результат на уровне 2 декомпозиции.	Низкая временная эффективность.
<i>Stationary Wavelet Transform and Curvelet Transform Based Image Fusion</i>	Преимущества аналогичны SWT, Curvelet Transform; подходит для реальных приложений.	Низкая временная эффективность.

Рассматривая техники пространственной области, можно заметить, что практически все из них обладают теми или иными недостатками: накладывают шум, снижают качество изображения. Так как используемый в медицине метод должен работать в режиме реального времени и показывать необходимую производительность, то в данной ситуации наиболее предпочтительным выглядит метод *Guided Filtering*. Он, так же, как и остальные методы пространственной области, прост и нетребователен, но в отличие от остальных не обладает существенными недостатками, что позволяет его использовать в качестве наиболее предпочтительного.

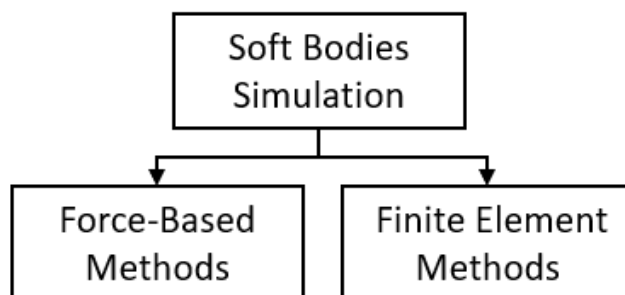


Рис. 7. Физические методы моделирования мягких тканей

Алгоритмы моделирования мягких тканей можно разделить на геометрические или физические. При геометрическом моделировании форма объекта корректируется путем изменения положения некоторых контрольных точек или путем настройки параметров неявной функции, определяющей форму. Типичным примером этого типа техники является деформация свободной формы (*FFD*), когда объект встраивается в решетку простой формы. Деформация решетки вызывает последующую деформацию объекта. Эти методы часто бывают быстрыми, но деформация объекта осуществляется опосредованно и может быть мало или совсем не похожей на физически правдоподобную деформацию.

Физические алгоритмы мягких тканей можно разделить на две крупные категории: силовые методы и методы конечных элементов (рис. 7). В отличие от систем с силовыми методами, методы конечных элементов легко моделируются для любого конкретного материала, что и делает их наиболее предпочтительными для использования в сфере медицинского ПО [15].

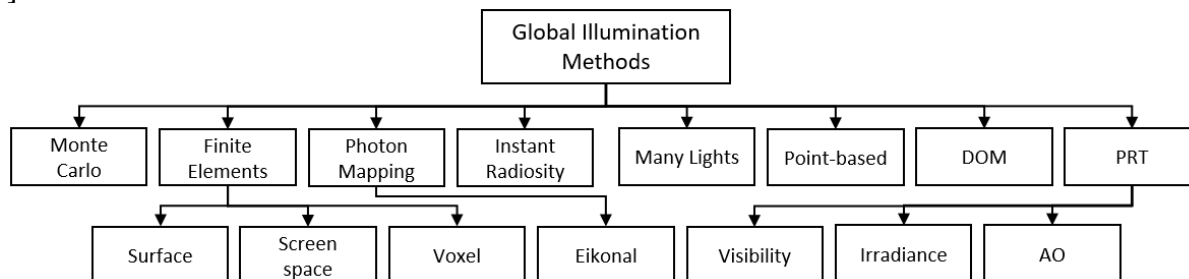


Рис. 8. Методы глобального освещения

Методы кинематографического рендеринга основаны на трассировке лучей с поддержкой непрямого (глобального) освещения.

Технология глобального освещения является довольно старой технологией, которая начала свое развитие с появлением компьютерной графики. По этой причине для принятия решения, какой метод является наиболее подходящим, стоит воспользоваться системами поддержки принятия решения. Ранее авторы [16] уже рассматривали возможности применения данной технологии.

В таблице 3 представлена оценка методов глобального освещения по 6 критериям, где оценка от 0 до 5 выставлялась каждому из критериев: скорость (абсолютная производительность метода); качество (мера абсолютного качества метода, с упором на фотореалистичность без учета физической корректности); динамика (учитывает классификацию методов в зависимости от количества аспектов или параметров, которые можно изменить во время выполнения); масштабируемость (имеет высокое значение при сохранении методом скорости и качества в случае изменения (увеличении или уменьшении) сложности сцены или разрешения изображения); реализация (показывает, насколько сложно или дорого повторно реализовать

метод с учетом влияния количества (объема) и сложности кода, а также возможности использования повторно общих структур данных и библиотек); GPU (показывает, насколько хорошо подход соответствует графическим процессорам).

Таблица 3

Сравнительная таблица методов глобального освещения

<i>Class / Method</i>	1	2	3.	4.	5	6
<i>Finite Elements (Surface)</i>						
<i>Coombe et al.</i>	3	3	0	1	4	1
<i>Bunnell et al.</i>	4	1	3	1	4	4
<i>Dong et al.</i>	3	2	3	1	3	3
<i>Dachsbacher et al.</i>	3	3	3	2	2	4
<i>Meyer et al.</i>	3	3	4	2	2	4
<i>Finite Elements (Screen space)</i>						
<i>Ritschel et al.</i>	5	1	4	4	4	4
<i>Nichols et al.</i>	4	2	4	4	3	4
<i>Soler et al.</i>	3	2	4	5	3	4
<i>Finite Elements (Voxel)</i>						
<i>Thiedemann et al.</i>	4	3	3	2	3	4
<i>Monte Carlo</i>						
<i>Wald et al.</i>	1	4	3	4	3	3
<i>Novak et al.</i>	1	4	3	4	4	3
<i>van Antwerpen</i>	2	5	3	4	3	3
<i>Niessner et al.</i>	2	2	1	3	4	4
<i>Photon Mapping</i>						
<i>Ma and McCool</i>	2	3	1	2	2	3
<i>Dmitriev et al.</i>	3	3	3	3	3	3
<i>Purcell et al.</i>	3	3	1	2	2	3
<i>Krüger et al.</i>	3	2	4	3	3	4
<i>Zhou et al.</i>	3	3	3	3	3	3
<i>Wang et al.</i>	3	4	3	3	1	4
<i>McGuire et al.</i>	4	2	3	4	3	3
<i>Fabianowski and Dingliana</i>	2	3	1	3	3	4
<i>Yao et al.</i>	4	2	4	3	2	4
<i>Hachisuka and Jensen</i>	0	5	0	3	3	3
<i>Photon Mapping (Eikonal)</i>						
<i>Ihrke et al.</i>	2	4	1	1	1	2
<i>Sun et al.</i>	3	4	3	1	2	4
<i>Instant Radiosity</i>						
<i>Keller</i>	3	2	3	2	3	3
<i>Dachsbacher and Stamminger</i>	4	1	5	3	4	4
<i>Dachsbacher and Stamminger</i>	5	2	5	3	4	4
<i>Segovia et al.</i>	3	3	3	3	3	3

<i>Laine et al.</i>	4	3	2	2	3	4
<i>Ritschel et al.</i>	4	2	4	3	3	4
<i>Dong et al.</i>	5	1	3	2	2	4
<i>Novak et al.</i>	4	3	4	3	2	4
<i>Ritschel et al.</i>	4	3	4	5	1	3
<i>Holländer et al.</i>	4	2	4	4	2	4
<i>Many Lights</i>						
<i>Hašan et al.</i>	1	4	2	3	2	3
<i>Hašan et al.</i>	1	4	2	3	3	3
<i>Point-based</i>						
<i>Christensen</i>	1	4	3	4	2	0
<i>Ritschel et al.</i>	3	4	2	3	2	3
<i>Holländer et al.</i>	4	3	2	3	1	4
<i>Maletz and Wang</i>	2	2	2	3	1	5
<i>Discrete Ordinate Methods</i>						
<i>Geist et al.</i>	2	2	1	1	4	5
<i>Fattal</i>	0	4	0	2	2	4
<i>Kaplanyan and Dachsbacher</i>	5	2	4	5	3	5
<i>PRT</i>						
<i>Sloan et al.</i>	4	2	2	2	4	4
<i>Kautz et al.</i>	2	2	1	2	3	3
<i>Ng et al.</i>	2	5	1	2	3	2
<i>Ng et al.</i>	2	3	1	2	3	3
<i>Annen et al</i>	2	3	1	2	2	3
<i>Liu et al.</i>	3	3	1	2	4	4
<i>Wang et al.</i>	3	4	1	2	4	4
<i>Sloan</i>	3	3	2	2	3	3
<i>Tsai and Shih</i>	3	4	1	3	2	2
<i>Green et al.</i>	2	4	1	2	2	3
<i>Green et al.</i>	5	3	1	3	3	4
<i>Akerlund et al.</i>	3	4	1	2	2	3
<i>Sun and Ramamoorthi</i>	3	3	2	1	2	1
<i>Xu et al.</i>	2	4	3	1	2	3
<i>Lehtinen et al.</i>	3	5	1	3	2	3
<i>Sun et al.</i>	1	4	1	2	1	2
<i>PRT (Visibility)</i>						
<i>Ritschel et al.</i>	2	3	1	1	2	3
<i>Ritschel et al.</i>	3	3	2	2	2	3
<i>PRT (Irradiance)</i>						
<i>Greger et al.</i>	3	2	1	2	4	3
<i>PRT (AO)</i>						
<i>Kontkanen and Laine</i>	4	1	2	2	3	5
<i>Kontkanen and Aila</i>	4	1	3	2	2	4

Так как данный метод визуализации для медицины довольно молодой, то существует не так много вариаций его реализаций. В основном применяется классический метод Монте-Карло, однако по мере развития данной области начинают применяться и другие методы, например, метод конечных элементов.

Использование метода Монте-Карло хоть и позволяет добиться довольно реалистичной картинки, зачастую сказывается на производительности программы.

Рассуждения о результатах экспериментальных исследований. Основываясь на результатах разработанного в процессе исследований технологий глобального освещения [16] программного обеспечения (базируется на нечеткой логике), можно сделать вывод, что избежать низкой производительности можно, воспользовавшись более сбалансированными методами, например, методами конечных элементов или PRT. Как наиболее качественные и легко масштабируемые также можно выделить некоторые реализации *Poinc-based* и *Many Lights* техник.

Проанализировав представленные данные, можно сделать вывод, что для визуализации легких в условиях ограниченности данных с наибольшим качеством лучше всего подходят методы моделирования мягких тканей, так как они при достаточно небольшом количестве входных данных предоставляют довольно детализированную модель. Также стоит отметить методы кинематографического рендеринга, качество картинки не в последнюю степень зависит от количества данных о сцене. Методы слияния изображений и объемного рендеринга же предоставляют недостаточно качественное изображение. При этом стоит учитывать, что объемный рендеринг требует малого количества данных и зачастую используется в комбинации с другими методами для устранения недостатка качества

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Медицинские приложения, использующие технологии компьютерной графики, сегодня становятся обычным явлением. Широкий спектр различных методов для реализации того или иного типа визуализации в компьютерной графике создает неясность для разработчиков, какой метод будет наиболее предпочтителен при разработке модуля визуализации в медицинском приложении.

Проведенные авторами анализ методов компьютерной графики с учетом специфичности поставленной задачи, позволяет сделать вывод, о том какие методы показывают себя лучше, чем другие для использования при реализации визуализации легких с небольшим набором данных в медицинских приложениях. В результате анализа было выявлено, что лучшим выбором в данной ситуации будет использовать методы моделирования мягких тканей.

Полученные результаты частично поддержаны грантом РФФИ №22-19-00471.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **McCloy R., Stone R.** Science, medicine, and the future: Virtual reality in surgery. *BMJ (Clinical research ed.)*. 2001; 323: 912-5. DOI: 10.1136/bmj.323.7318.912
2. **Vidal F., Bello F., Brodlie K., John N., Gould D., Phillips R.** Principles and Applications of Computer Graphics in Medicine. *Computer Graphics Forum*. 2006; 25(1): 113 – 137. DOI: 10.1111/j.1467-8659.2006.00822.x.
3. **Zhang Q.** Volume visualization: a technical overview with a focus on medical applications. *Journal of Digital Imaging*. 2001; (24): 640-664. DOI: 10.1007/s10278-010-9321-6.
4. **Pommert A., Höhne K.H.** Validation of medical volume visualization: A literature review. *International Congress Series*. 2003; (1256): 571-576.
5. **Callahan S., Callahan J., Scheidegger C., Silva C.** Direct Volume Rendering: A 3D Plot-ting Technique for Scientific Data. *Computing in Science and Engineering*. 2008; (10): 88-92. DOI: 10.1109/MCSE.2008.7
6. **Huang J., Mueller K., Crawfis R., Bartz D., Meissner M.** A Practical Evaluation of Popular Volume Rendering Algorithms. *Symposium on Volume Visualization and Graphics 2000*. 2000: 81-90. DOI: 10.1109/VV.2000.10009
7. **Pappachen A.J.** Medical Image Fusion: A Survey of the State of the Art. *Inf. Fusion*. 2014; (19): 4–19. DOI: 10.1016/j.inffus.2013.12.002
8. **Sun W., Lal P.** Recent development on computer aided tissue engineering – a review. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2002; (67): 85-103. DOI: 10.1016/S0169-2607(01)00116-X
9. **Levoy M.** Efficient ray tracing of volume data. *ACM Transactions on Graphics*. 1990; (9): 245–261. DOI: 10.1145/78964.78965

10. **Ropinski T., Döring C., Rezk Salama C.** Interactive Volumetric Lighting Simulating Scattering and Shadowing. IEEE Pacific Visualization. 2003. DOI: 10.1109/PACIFICVIS.2010.5429594
11. **Bölek K., van Cappellen van Walsum A., De Jong G., Henssen D.** The Effectiveness of the Use of Augmented Reality in Anatomy Education: A Systematic Review and Meta-Analysis. 2021. DOI: 10.21203/rs.3.rs-154748/v1
12. **Faisal M., Richard C., Sandra S., Daphne Y., Nicholas J D.** Deep learning with cinematic rendering: fine-tuning deep neural networks using photorealistic medical images. Physics in Medicine and Biology. 2018; 63. DOI: 10.1088/1361-6560/aada93.
13. **Zhou J., Tönnies K.** State of The Art for Volume Rendering. 2003.
14. **Mishra D., Palkar B.** Image Fusion Techniques: A Review. International Journal of Computer Applications. 2015; 130: 7-13. DOI: 10.5120/ijca2015907084.
15. **Aburumman N., Fratarcangeli M.** State of the Art in Skinning Techniques for Articulated Deformable Characters. GRAPP 2016: Proceedings of the 11th Joint Conference on Computer Vision, Imaging and Computer Graphics Theory and Applications: Volume 1: GRAPP. February 2016. Pages 200–212. DOI: 10.5220/0005720101980210.
16. **Киселёв А.В., Юсупова Н.И.** Поддержка принятия решения при выборе метода глобального освещения на основе кроссплатформенного приложения. Онтология проектирования. 2022; 12, 2 (44):263-268. DOI: 10.18287/2223-9537-2022-12-2-263-268 [Kiselyov A.V., Yusupova N.I. Decision support when choosing a global illumination method based on a cross-platform application, (in Russian). Ontology of Designing. 2022; 12, 2 (44):263-268. DOI: 10.18287/2223-9537-2022-12-2-263-268]

ОБ АВТОРАХ

КИСЕЛЕВ Андрей Владимирович, аспирант 3-го курса кафедры ВМиК. Дипл. магистр (УГАТУ, 2019). Исследования в области компьютерной графики.

СМЕТАНИНА Ольга Николаевна, доктор технических наук, доцент кафедры ВМиК. Исследования в области управления в социальных и экономических системах.

METADATA

Title: Application of the computer graphics technology for the visualization of lungs.

Authors, A.V. Kiselyov¹, O.N. Smetanina²

Affiliation:

Ufa University of Science and Technology (UUST), Russia.

Email: ¹andrey.kise15@yandex.ru, ²smoljushka@mail.ru

Language: Russian.

Source: Vestnik UGATU (scientific journal of Ufa University of Science and Technology), vol. 27, no. 4 (102), pp. 109-122, 2023. ISSN 2225-2789 (Online), ISSN 1992-6502 (Print).

Abstract: Currently, the field of application of computer graphics is becoming wider. Over the past half century, the computer graphics technology has come a long way from a nascent field to a technology without which not a single area in the modern world can do. The rapid spread has led to research aimed at improving the process of creating graphic images. Computer graphics found application in medicine in three-dimensional visualization of computed tomography in the middle of the second half of the twentieth century. Since then, it has become an important part of almost every aspect of the field, from teaching anatomy to helping with diagnosis. However, the specificity of this area and a number of requirements that it imposes have led to the fact that the number of technologies and computer graphics methods used is limited. But despite the limited scope of application, there are still a large number of different implementations of methods used in medicine. Therefore, when developing a new application in the medical field that requires an imaging module, software developers have difficulty choosing the most preferable method to implement. This article analyzes the possibilities of using computer graphics technologies in the field of medicine using the example of lung imaging in the conditions of limited data. Also, based on the analysis, a classification of visualization methods is given and the most preferred methods for a particular technology are justified.

Key words: computer graphics, lungs imaging, volumetric rendering, image fusion, soft tissue modeling, cinematic rendering, deep learning

About authors:

KISELYOV Andrey Vladimirovich, 3rd year postgraduate student at the Department of Computational Mathematics and Cybernetics. Master's degree (USATU, 2019). Research in computer graphics.

СМЕТАНИНА Olga Nikolaevna, Doctor of Technical Sciences, Associate Professor at the Department of Computational Mathematics and Cybernetics. Research in management in social and economic systems.