

электроники. Необходимость передачи аналогового сигнала измерительной информации по соединительному кабелю снижает точность контроля параметров дисперсной фазы и ухудшает помехоустойчивость работы устройства. В разработанном устройстве удалось конструктивно совместить датчик и блок обработки информации.

Разработанное устройство состоит из ФЭП, блоков управления светодиодом и фотодиодом и вычислительного модуля на основе сигнального микропроцессора.

Сигнал с фотодиода усиливается и поступает в АЦП. Поскольку динамический диапазон изменения входного сигнала составляет 65 дБ, необходимо использование двух усилителей, включенных параллельно. Дальнейшая обработка измерительной информации осуществляется с помощью сигнального микропроцессора. За счет применения цифровой обработки сигнала снижается погрешность контроля. Для обеспечения интеграции разработки в состав современных АСУТП, функции управления и обмена возложены на стандарт CAN. Для программирования и отладки предусматривается подключение внешних отладочных средств, поддерживающих стандарт JTAG. Поскольку при эксплуатации устройства изменяются прозрачность жидкости и температура окружающей среды, в устройстве используется схема стабилизации режима фотодиода, состоящая из ЦАП и управляемых источников тока.

В качестве сигнального процессора выбран ADSP-21992 со встроенным АЦП, который позволяет дискретизировать сигнал с достаточной точностью.

Программа работы устройства позволяет в реальном масштабе времени проводить анализ размеров частиц износа и определять их концентрацию в рабочей жидкости.

МЕТОДЫ И АЛГОРИТМЫ 3D ОТОБРАЖЕНИЯ ИНФОРМАЦИИ ДЛЯ ЗАДАЧ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

О. В. Филонин

Самарский государственный аэрокосмический университет, г. Самара

Развитие систем отображения данных позволяющих получать действительно объемные изображения предметов, с одной стороны и совершенствование методов и средств диагностики в промышленности и медицине, последние сегодня позволяют получать 3D массивы данных описывающие распределение исследуемых параметров в объеме, с другой стороны заставляет искать новые методы и алгоритмы представления трехмерной информации.

Для задач технической и медицинской диагностики, применительно к аппарату малоракурсной томографии автором разработано несколько

методов и алгоритмов отображения 3D массивов данных. При использовании их на плоских мониторах, предлагаемые методы эмулируют стереопары отображаемых поверхностей, а на 3D мониторах, узлы пространственной сетки по соответствующим поперечным сечениям выводятся на соответствующие плоскости, или их аналоги LCD монитора. Не смотря на то, что сегодня известно множество методов и алгоритмов отображения трехмерной информации, в то же время существует множество задач, когда применение известных способов отображения малоэффективно. Например, аппарат реконструктивной томографии позволяет получать 3D массивы данных характеризующих состояние исследуемых параметров объектов в пространстве и времени. Системы отображения, в этом случае должны адекватно отобразить состояние параметров в виде динамически изменяющихся поверхностей равных уровней, давать возможность наблюдать состояние поверхностей в различных ракурсах, под различным «освещением», при этом наблюдатель не должен потерять информацию о первоначальной ориентации объекта в заданном объеме. Более того, при этом необходимо производить измерения пространственных параметров («по изображению») в произвольных ракурсах.

Для решения именно таких задач отображения автором разработаны методы 3D проекционного отображения, суть которых можно свести к следующим положениям. Исходный 3D массив разбивается на совокупность шмкнутых эквипараметрических поверхностей. Любая из этих поверхностей может быть представлена в виде проекционного изображения (см. рис.1) в соответствии с алгоритмами вида:

$$\begin{cases} X = X_{\perp} + Z_{\perp} \operatorname{tg} \gamma_1; \\ Y = Y_{\perp} + Z_{\perp} \operatorname{tg} \gamma_2. \end{cases} \quad (1)$$

Здесь $X_{\perp}, Y_{\perp}, Z_{\perp}$ - проекционные координаты, соответствующие условиям ортогонального проектирования, которые можно определить, например, для проекционной плоскости XOY исходя из выражений типа:

Заметим, что параметры F/f - масштабный множитель, γ_i, j - параметры перспективы, ψ_i - параметры позволяющие выбирать произвольный ракурс наблюдения. Заметим, что предлагаемый подход позволяет получать проекционные изображения, несколько отличающиеся от привычных аксонометрических изображений. Это сделано преднамеренно, для того чтобы «зафиксировать» первоначальную ориентацию трехмерных объектов в исследуемом объеме. Для этой же цели, с учетом того, что пространственные образы, возникающие в мозге человека, зависят от областей сетчатки, на которые проецируются изображения предметов, проекционные изображения для левого и правого глаз (рис. 2а) задаются в виде проекционных алгоритмов:

$$\left\{ \begin{aligned}
 X &= \frac{F}{f} \{x \cos \psi_2 \cos \psi_3 - y \cos \psi_2 \sin \psi_3 + z \sin \psi_3 + \\
 &+ [x(\sin \psi_1 \sin \psi_3 - \cos \psi_1 \sin \psi_2 \cos \psi_2) + \\
 &y(\cos \psi_1 \sin \psi_2 \sin \psi_3 + \sin \psi_1 \cos \psi_2) + \\
 &+ z \cos \psi_1 \cos \psi_2] \operatorname{tg} \gamma_1 \}; \\
 Y &= \frac{F}{f} \{x(\sin \psi_1 \sin \psi_2 \cos \psi_3 + \cos \psi_1 \sin \psi_3) - \\
 &- y(\sin \psi_1 \sin \psi_2 \sin \psi_3 - \cos \psi_1 \cos \psi_3) - \\
 &- z \sin \psi_1 \cos \psi_2 + [x(\sin \psi_1 \sin \psi_3 - \\
 &- \cos \psi_1 \sin \psi_2 \cos \psi_3) + \\
 &+ y(\cos \psi_1 \sin \psi_2 \sin \psi_3 + \sin \psi_1 \cos \psi_3) + \\
 &+ z \cos \psi_1 \cos \psi_2] \operatorname{tg} \gamma_2 \}.
 \end{aligned} \right. \quad (2)$$

$$\left\{ \begin{aligned}
 X_l &= M_{-\varepsilon/2} (X_{\perp} + Z_{\perp} \operatorname{tg} \gamma_1); \\
 Y_l &= M_{-\varepsilon/2} (Y_{\perp} + Z_{\perp} \operatorname{tg} \gamma_2); \\
 X_r &= M_{\varepsilon/2} (X_{\perp} + Z_{\perp} \operatorname{tg} \gamma_1); \\
 Y_r &= M_{\varepsilon/2} (Y_{\perp} + Z_{\perp} \operatorname{tg} \gamma_2).
 \end{aligned} \right. \quad (3)$$

В последнем выражении $M_{\pm\varepsilon/2}$ - оператор, определяющий такие операции как «повороты» проекционного массива для левого и правого глаз в соответствии с базовыми расстояниями между глазами и расстоянием до наблюдаемого объекта. Кроме того, в этот оператор можно включить процедуры формирования двух точек схода для формирования перспективы, как это принято в проективной геометрии, операцию освещения объекта точечным источником, процедуру диффузного освещения и т. д. Сформированные таким образом изображения для левого и правого глаз можно наблюдать на мониторах различных типов, при разных значениях параллаксов (рис. 2 б), в), г)). Сформированные объемные изображения в первоначальном варианте являются пространственными сетчатыми каркасами, образованными эквивалентными замкнутыми кривыми, например, во взаимно перпендикулярных направлениях. Этот этап важен для индикации, так как прозрачность индицируемой поверхности дает

возможность оценить «заднюю» часть поверхности или следующей за ней внутренней поверхности. Далее производится раскрашивание, элементарных участков в соответствии с технологией OpenGL, текстурирование, выбор углов и ракурсов освещения и т. д. Подбор параметров отображения с помощью оператора $M_{\pm \varepsilon/2}$, позволяет наиболее оптимально облегчить процесс восприятия объемного изображения объектов с учетом индивидуальных особенностей оператора.

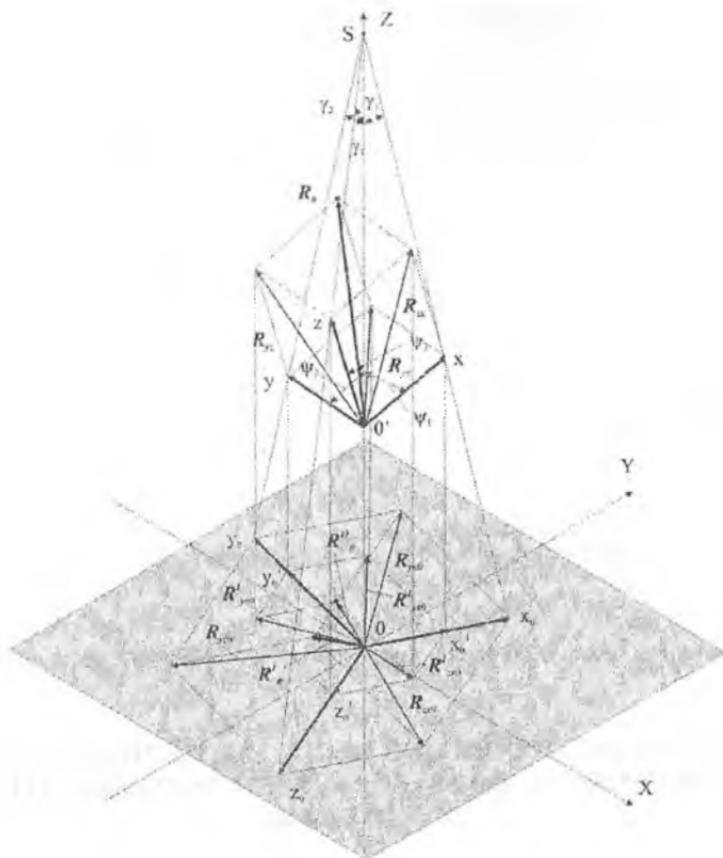
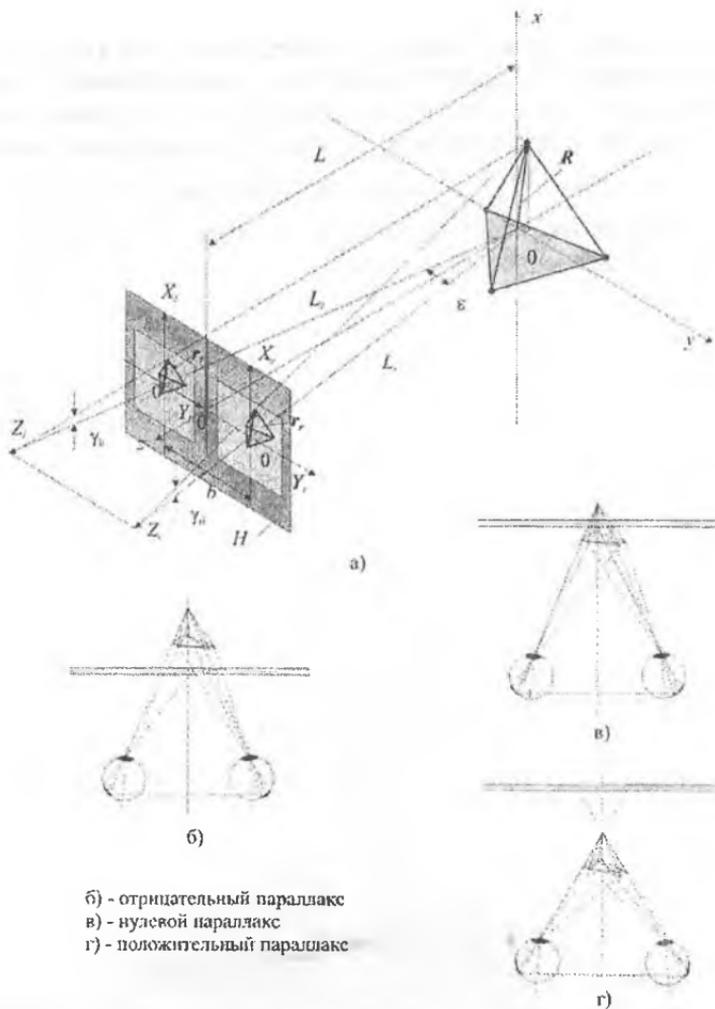


Рис.1. Геометрия центрального проектирования, поясняющая получение проекционных изображений



б) - отрицательный параллакс
 в) - нулевой параллакс
 г) - положительный параллакс

Рис. 2. Геометрия, поясняющая формирование зрительных образов для левого и правого глаз

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ВОСПЛАМЕНЕНИЯ И ГОРЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ МЕТОДОВ МАЛОРАКУРСНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

О. В. Филонин

Самарский государственный аэрокосмический университет, г. Самара

Несмотря на то, что процессы горения человек использует с незапамятных времен, в физике и химии этих процессов остается много