

Рис. 1. Структурная схема томографа

устройства, компьютер анализирует прохождение лучей в сечении по разным направлениям и на основе этого строит изображение всего сечения. Затем пациент перемещается вдоль оси томографа, и процедура получения изображения повторяется снова для следующего слоя органа.

По измеренным коэффициентам ослабления рентгеновского пучка, прошедшего объект, воспроизводится трехмерное изображение внутренней структуры контролируемого объекта.

Принцип работы компьютерного томографа предполагает получение двумерных дискретных изображений (срезов) с точно выверенным шагом. Для окончательной четкой достоверной диагностической картины большое значение приобретают методы дальнейшей обработки изображения.

Двумерное дискретное изображение представляет собой двумерное множество примыкающих друг к другу одинаковых прямоугольных ячеек (элементарных изображений), каждой из которых присваивается число, характеризующее некоторое свойство ткани, усредненное по ячейке.

Если предположить, что по мере перехода от одного сечения к другому объект не успевает измениться, то создаваемый сканером набор двумерных дискретных изображений (дискретная трехмерная сцена) является трехмерным множеством элементарных объемов.

В связи с тем, что расстояние между срезами значительно больше расстояния между точками на самом срезе, используется алгоритм построения дополнительных, промежуточных срезов путем нахождения средние арифметических значений точек предыдущего и последующего срезов. В результате получают трехмерную матрицу, с помощью которой восстанавливается трехмерное изображение. В зависимости от назначения дискретные трехмерные сцены, создаваемые сканерами, дают информацию о структуре объекта и (или) о его функциональном состоянии.

Следует отметить, что в реальных условиях невозможно получение точной реконструкции 3D-изображения. Это связано с погрешностями измерений проекционных данных, конечными шагами дискретизации перемещений сканера и другими допущениями. Поэтому после получения серии томографических изображений частей тела пациента, данные преобразуются одним из известных методов.

При разработке методов извлечения и представления информации о строении и форме трехмерных

дискретных изображений действуют по аналогии с двумерным изображением. Наиболее естественным и прямым способом отображения двумерных дискретных изображений является такой способ, при котором каждой точке экрана сообщается яркость, пропорциональная плотности соответствующего элемента в воспроизводимом изображении.

Следующий шаг состоит в идентификации различных объектов, представленных в объемных данных так, чтобы их можно было выделить для визуализации или, наоборот, сделать невидимыми. Этот шаг включает сегментацию и интерпретацию.

Первым шагом распознавания объекта должно быть разделение полутонового объема на разные области, которые являются однородными по отношению к некоторому формальному критерию и соответствуют реальным (анатомическим) объектам. Этот процесс и называется сегментацией.

Имеется большое количество методов сегментации для 3D медицинских изображений, которые можно разбить на три типа: на основе точек, границ и областей. При сегментации на основе точек, воксели классифицируются только в соответствии с величиной их интенсивности. Хорошо известны такие методы, как распознавание паттернов и нейронные сети. При сегментации на основе границ, в изображаемом объеме определяют неоднородности в распределении интенсивности, используя для этого первые или вторые производные. При сегментации на основе областей, рассматриваются свойства целых областей, такие как размер или форма. Часто используется комбинация нескольких разных подходов.

После сегментации выбирают один из существующих методов последующего рендеринга (обработки изображения). Более традиционные подходы, которые основаны на представлении объектов их поверхностями, сначала создают промежуточную модель, выделяя поверхности объекта. Далее выполняется рендеринг с использованием любого стандартного метода машинной графики.

Подходы, основанные на воксельном представлении объемов, создают трехмерные изображения объекта непосредственно из объемных данных. Эти методы используют полную информацию о значениях интенсивности полутонового изображения для рендеринга поверхностей, разрезов или прозрачных и полупрозрачных объемов.

Способы воксельного рендеринга, которые различаются, главным образом, стратегией сканирования: пиксель за пикселем (упорядочение по изображению) или воксель за вокселем (упорядочение по объему) на сегодняшний день являются, пожалуй, наиболее информативными. При сканировании с упорядочиванием по изображению объемные данные выбираются на лучах вдоль направления наблюдения. Этот метод известен как метод отслеживания луча. Вдоль луча легко определяется видимость поверхностей и объектов. Луч может остановиться, когда на его пути встречается непрозрачная поверхность. Метод отслеживания луча является очень гибким и хорошо понятным приемом сканирования. Он позволяет сравнительно легко совмещать методы рендеринга для непрозрачных, полупрозрачных и прозрачных поверхностей. Кроме того, сканирование по изображению можно одновременно использовать для рендеринга

как воксельных, так и поверхностных данных. Качество изображения можно изменять, увеличивая или уменьшая шаг выборки данных.

Трехмерные изображения можно получить, исходя и из других представлений данных. Один из таких методов - рендеринг в частотных областях, который создает 3D-изображения в пространстве Фурье. Это очень быстрый метод, хотя его применимость ограничена достаточно простыми интегральными проекциями.

Более перспективный подход использует вейвлетные преобразования, которые создают мультимасштабное представление 3D объектов, что позволяет локально регулировать размеры отображаемых деталей, и, как следствие, - сократить количество данных и время рендеринга.

Следует отметить, что для получения достоверных диагностических данных первичное изображение, подвергнутое обработке вышеуказанными методами, должно иметь минимальные погрешности, связанные с особенностями аппаратного обеспечения метода.

Одним из способов улучшения качества получаемого в компьютерной томографии изображения является усовершенствование первичной обработки сигналов, которая позволяет уменьшить влияние различных помех на результаты исследования.

В томографических измерениях имеют место случайные процессы с нулевым математическим ожиданием, оказывающие влияние на поток излучения или на электрические сигналы в регистрирующей электронно-измерительной аппаратуре компьютерных томографов, так называемый шум. Шум определяет минимальную величину аналогового томографического сигнала или потока излучения, которые могут быть измерены. Выделяют шумы, обусловленные квантовой природой рентгеновского излучения, шумы в детекторах излучения, шумы в аналоговой измерительной электронике (усилители, генераторы и т.п.) и шумы в аналогово-цифровых преобразователях.

Характер изменения сигналов, поступающих на датчики компьютерного томографа, не стационарен и проявляет непериодические либо однократные (редко повторяющиеся) свойства. Кроме того, форма и структура сигналов сложная и имеет множество значимых участков, информационные параметры которых изменяются в широких пределах. Вместе с полезным сигналом на датчики постоянно поступают помехи, перекрывающие амплитудно-частотные диапазоны сигналов, случайные по своему характеру (артефакты). Это - помехи физиологического происхождения, связанные с сигналами от других органов и тканей, а также аппаратные помехи. Разнообразные по источникам и природе происхождения, они снижают медицинскую информативность сигналов и усложняют их анализ, а в некоторых случаях делают его невозможным из-за сходства артефактов с полезным сигналом.

Для выделения полезной составляющей из зашумленного сигнала, который поступает на датчик (рис. 2), применяют цифровой или аналоговый фильтры.

Распространенная помеха в цепях измерения - белый шум. Но чем сложнее процедура получения первичной информации, тем более помеха отличается от белого шума и становится цветной. Математическая модель помехи может оказаться более сложной, чем

модель полезного сигнала. Поэтому задачу стохастической фильтрации в канале первичной обработки томограммы целесообразно решать для наиболее распространенного узкого набора исходных характеристик.

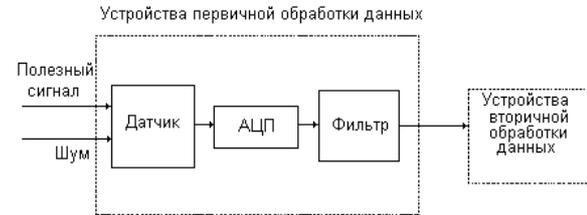


Рис. 2. Структурная схема обработки сигнала

В самом простом случае, для сигналов, не содержащих периодических составляющих, модели полезного сигнала и помехи совпадают по форме, но отличаются параметрами. Если для полезного сигнала:

$$K_y(\tau) = \sigma_y^2 \exp(-a\tau),$$

то для некоррелируемой помехи произвольной формы:

$$K_\theta(\tau) = k\sigma_y^2 \exp(-m\alpha\tau).$$

Где:  $\sigma_y^2$  - дисперсия полезного сигнала;  $\alpha$  - параметр затухания автокорреляционной функции полезного сигнала, Гц;  $k$  - коэффициент отношения дисперсий помеха-сигнал (обычно  $k < 1$ );  $m$  - параметр частотного диапазона помехи.

Практический интерес представляет узкополосная помеха, когда параметр частотного диапазона помехи  $m$  меньше единицы. Следует отметить, что при  $m \geq 1$  частотный диапазон помехи сравняется с полезным сигналом, а затем становится шире последнего. В предельном же случае - при  $m = \infty$  помеха трансформируется в распространенную модель белого шума:

$$K_\theta(\tau) = G_\theta \delta(\tau),$$

где  $G_\theta$  - интенсивность белого шума.

Синтезируем фильтр, который обеспечивает выделение полезного сигнала  $y(t)$ , наблюдаемого вместе с аддитивной некоррелируемой помехой  $\theta(t)$ .

Запишем спектральные плотности сигнала и помехи с помощью Фурье - преобразования:

$$S_y(\omega) = \frac{\sigma_y^2 \alpha}{\pi} \frac{1}{\alpha^2 + \omega^2}, \quad S_\theta(\omega) = \frac{\sigma_y^2 \alpha}{\pi} \frac{mk}{m^2 \alpha^2 + \omega^2}.$$

Идеальный сигнал на выходе в задаче воссоздания сигнала на фоне помехи будет:

$$h_T(t) = y(t).$$

Область наблюдения входного сигнала бесконечна, и это практически отвечает условию значительного превышения интервала наблюдения над временем коррекции входного сигнала.

Частотная характеристика оптимального по критерию минимума установившейся среднеквадратической ошибки фильтра Винера имеет вид:

$$H(j\omega) = \frac{1}{S_z(j\omega)_+} \left[ \frac{S_y(\omega)}{S_z(j\omega)_-} \right]_+ \quad (1)$$

Спектральная плотность входного сигнала:

$$S_z(\omega) = 2\sigma_y^2 \alpha (1 + mk) [\beta^2 + \omega^2 / (\alpha^2 + \omega^2)(m^2 \alpha^2 + \omega^2)] \quad (2)$$

где:  $\beta^2 = m \alpha^2 (m + k) / (1 + mk)$

Факторизация спектральной плотности входного сигнала:

$$\begin{aligned} [S_z(j\omega)_+][S_z(j\omega)_-] &= 2\sigma_y^2 \alpha (1 + mk) * \\ &* \frac{(\beta + j\omega)(\beta - j\omega)}{(\alpha + j\omega)(\alpha - j\omega)(m\alpha + j\omega)(m\alpha - j\omega)} \\ [S_z(j\omega)_+] &= \sqrt{2\sigma_y^2 \alpha (1 + mk)} * \\ &* \frac{(\beta + j\omega)}{(\alpha + j\omega)(m\alpha + j\omega)} \end{aligned} \quad (3)$$

Найдем отношение спектральной плотности сигнала к факторизованной спектральной плотности с неустойчивыми составляющими:

$$\begin{aligned} [S_z(j\omega)_-] &= \sqrt{2\sigma_y^2 \alpha (1 + mk)} * \\ &* \frac{(\beta - j\omega)}{(\alpha - j\omega)(m\alpha - j\omega)} \end{aligned} \quad (4)$$

где:

$$A = \sqrt{\frac{2\sigma_y^2 \alpha}{1 + mk}}$$

Сепарация, т.е. разделение на параллельное соединение звеньев и отбрасывание неустойчивых составляющих (второе слагаемое) позволяет записать:

$$\begin{aligned} \left[ \frac{S_y(\omega)}{S_z(j\omega)_-} \right] &= \left[ \frac{S_y(\omega)}{S_z(j\omega)_+} \right] + \left[ \frac{S_y(\omega)}{S_z(j\omega)_-} \right] = \\ &= A \frac{m\alpha - j\omega}{(\alpha + j\omega)(\beta - j\omega)} \end{aligned}$$

Разложив выражение на дроби, получим:

$$\begin{aligned} \frac{m\alpha - j\omega}{(\alpha + j\omega)(\beta - j\omega)} &= \frac{m\alpha}{\alpha + \beta} \left( \frac{1}{\alpha + j\omega} + \frac{1}{\beta - j\omega} \right) + \\ &+ \frac{1}{\alpha + \beta} \left( \frac{\alpha}{\alpha + j\omega} - \frac{\beta}{\beta - j\omega} \right) = \\ &= \frac{1}{\alpha + \beta} \left[ \frac{\alpha(m+1)}{\alpha + j\omega} + \frac{m\alpha - \beta}{\beta - j\omega} \right] \end{aligned}$$

Тогда сепарированное выражение отношения спектральных плотностей сигнала к факторизованной спектральной плотности зашумленного сигнала имеет вид:

$$\left[ \frac{S_y(\omega)}{S_z(j\omega)_-} \right] = A \frac{\alpha(m+1)}{\alpha + \beta} \frac{1}{\alpha + j\omega} \quad (5)$$

С учетом (1), (3), (5) получим оптимальную частотную характеристику статистического фильтра информационного канала первичного преобразования при томографическом исследовании:

$$H(p) = C \frac{1 + \tau p}{1 + T p}, \quad (6)$$

где: коэффициент передачи фильтра С равен:

$$C = \frac{m\alpha^2(m+1)}{\beta(1+mk)(\alpha + \beta)}$$

постоянные времени форсирования и замедления -

$$\tau = \frac{1}{m\alpha}; T = \frac{1}{\beta}$$

Таким образом, оптимальный статистический фильтр не белого шума - это инерционно - форсирующее звено первого порядка. Его существенный параметр -

коэффициент отношения постоянных времени форсирования и инерционности:

$$\psi = \frac{\tau}{T} = \frac{\beta}{m\alpha} = \sqrt{\frac{m+k}{m(1+mk)}} \quad (7)$$

Фильтр может быть представлен в виде произведения параллельного соединения инерционного и инерционно-дифференцирующих звеньев и усилителя с коэффициентом передачи (рис. 3):

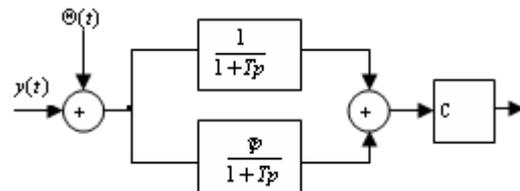


Рис. 3. Вариант оптимального фильтра

Коэффициент передачи оптимального фильтра определяется формулой:

$$C = \frac{m(m+1)}{\sqrt{m(m+k)}[\sqrt{1+mk} + \sqrt{m(m+k)}}] \quad (8)$$

Проследим влияние роста отношения помеха/полезный сигнал на свойства статистического фильтра небелой помехи.

1. Отсутствие помехи (k=0). В этом случае:  $\psi = 1; C = 1; \tau = T; H(p) = 1; h(t) = y(t)$ . Тот есть, статистический фильтр - это безинерционный усилитель с коэффициентом усиления C=1.
2. Высокочастотное помеха ( $k = const; m \gg 1$ , но так, что  $mk = 1$ ). Тогда  $\psi \rightarrow \frac{1}{\sqrt{2}}; C \approx 1$ . Оставим

значение С немного меньше 1. При росте k и падении m в пределах, когда коэффициент усиления С уменьшается, происходит дальнейший рост инерционно - интегральных свойств фильтра.

3. Существенно высокочастотная помеха. ( $k \geq 1 = const$ , но  $m \rightarrow \infty$ ). В этом случае

$\psi = \sqrt{\frac{1+k}{1+mk}} = 0; C \rightarrow \frac{1}{2}$ . Тогда  $H(p) = \frac{C}{1+Tp}$ . Фильтр

при этом является чисто инерционным звеном первого порядка (инерционным усилителем).

4. Бесконечно большая помеха ( $k \rightarrow \infty; m > 1 = const$ ).

Здесь  $\psi = \sqrt{\frac{1+m}{m(\frac{1}{k} + m)}} = \frac{1}{m} \ll 1; C \rightarrow 0$ . Фильтр закры-

вает измерительный канал от бесконечно больших помех.

Рост соотношения помеха/полезный сигнал ведет к росту инерционно-интегральных свойств фильтра. В пределах ( $k \rightarrow \infty; m \rightarrow \infty$ ) эти свойства сначала инерционны, а затем фильтр срабатывает как своеобразный вентиль с переменной пропускной способностью  $0 \leq C \leq 1$ , отсекая измерительный канал от нежелательных преобразований.

Представляет интерес реакция фильтра на единичное ступенчатое воздействие. Вопреки

распространенному мнению о повышенной колебательности систем, синтезированных по методике Винера, форсирование выходного сигнала ограничивается коэффициентом передачи фильтра. Произведение коэффициента передачи на отношение постоянных времени форсирования и замедления не превышает единицы. Начальное значение находится в промежутке между нулем и единицей.

Точность выделения полезного сигнала системой оценивается средним квадратом погрешности  $e(t) = h_T(t) - h(t)$  или  $\sigma_e^2 = \sigma_{hT}^2 - \sigma_h^2$ .

Так как  $\sigma_e^2 = \sigma_y^2$  то,

$$\sigma_e^2 = \sigma_y^2 - \sigma_h^2 \quad (9)$$

Где:

$$\sigma_{hT}^2 = \int_{-\infty}^{+\infty} |H(jw)|^2 S_z(w) dw$$

Исходя из формулы (6), квадрат модуля частотной характеристики оптимальной системы имеет вид:

$$|H(jw)|^2 = C^2 \frac{1 + \tau^2 w^2}{1 + T^2 w^2} \quad (10)$$

С учетом формулы (9), получим:

$$\sigma_h^2 = 2C^2 \sigma_y^2 * \alpha \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1 + \tau^2 w^2}{1 + T^2 w^2} \left[ \frac{1}{\alpha^2 + w^2} + \frac{mk}{m^2 \alpha^2 + \varphi^2} \right] dw \quad (11)$$

После разложения полученного выражения на элементарные дроби и последующих преобразований, последний интеграл приводится к виду:

$$\begin{aligned} \sigma_h^2 = 2C^2 \sigma_y^2 & \frac{1}{1 - \alpha^2 T^2} * \\ * \int_{-\infty}^{+\infty} & \left[ \frac{1}{\alpha^2 + w^2} - \frac{T^2}{1 + T^2 w^2} \right] (1 + \tau^2 w^2) dw + \\ & + \frac{mk}{1 - m^2 \alpha^2 T^2} * \\ * \int_{-\infty}^{+\infty} & \left[ \frac{1}{m^2 \alpha^2 + w^2} - \frac{T^2}{1 + T^2 w^2} \right] (1 + \tau^2 w^2) dw \end{aligned} \quad (12)$$

После интегрирования выражения (12) получим:

$$\sigma_h^2 = 2\pi C^2 \sigma_y^2 \left[ \frac{1 + \alpha \tau^2 / T}{1 + \alpha T} + \frac{k(1 + m \alpha \tau^2 / T)}{1 + m \alpha T} \right] \quad (13)$$

Определим среднеквадратичную погрешность через параметры входных полезного сигнала и небелой помехи:

$$C^2 \left[ \frac{1 + \alpha \tau^2 / T}{1 + \alpha T} + K \frac{1 + m \alpha \tau^2 / T}{1 + m \alpha T} \right] \leq \frac{1}{2\pi} \quad (14)$$

где параметры  $C, T, \tau$  выражены формулой (6).

Одновременно определяем допустимую область изменений параметров помехи:

$$C^2 \left[ \frac{1 + \alpha \tau^2 / T}{1 + \alpha T} + \frac{1 + m \alpha \tau^2 / T}{1 + m \alpha T} \right] \leq \frac{1}{2\pi} \quad (15)$$

$$\text{Тогда, при } m=1 \quad \tau = T = \frac{1}{\alpha}; C = \frac{1}{1+k}$$

Из формулы (15) следует, что:

$$\left( \frac{1}{1+k} \right)^2 (1+k) \leq 1/2\pi,$$

или  $k \geq 2\pi - 1$ . То есть допустимая область определения параметров небелой помехи - есть полупрямая:

$$m=1; 2\pi - 1 \leq k \leq \infty \quad (16)$$

Подставив параметры помехи  $k$ , которые удовлетворяют допустимой области (16), в выражение (13) находим, что дисперсия ошибки фильтрации  $\sigma_e^2$  растет от 0 (при  $k=0$ ) до дисперсии полезного сигнала при  $k \rightarrow \infty$  соответственно, то есть при  $m=1$  и  $2\pi - 1 \leq k \leq \infty$ .

Приведенная математическая модель стохастической фильтрации доказывает эффективность первичной обработки данных, искаженных небелым шумом, с помощью структурно оптимального инерционно-форсирующего фильтра Винера первого порядка. Применение указанного цифрового фильтра в системе первичной обработки сигнала позволит существенно улучшить качество получаемого в компьютерной томографии изображения за счет уменьшения влияния шумовых помех на результаты измерения. А это, в свою очередь, позволит повысить качество рендеринга одним из описанных выше методов, и, в конечном счете - диагностическую точность самого метода рентгеновской томографии.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Kaufman, A. (Ed.): Volume Visualization. IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, CA, 1991.
2. Laur, D., Hanrahan, P.: Hierarchical splatting: A progressive refinement algorithm for volume rendering. Comput. Graphics 25, 4 (1991), 285-288.
3. Gerig, G., Martin, J., Kikinis, R., Kubler, O., Shenton, M., Jolesz, F. A.: Automating segmentation of dual-echo MR head data. In Colchester, A. C. F., Hawkes, D. (Eds.): Information Processing in Medical Imaging, Proc. IPMI '91, Lecture Notes in Computer Science 511, Springer-Verlag, Berlin, 1991, 175-187.