

ОБРАБОТКА ДАННЫХ РАДИОНУКЛИДНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Е.Д. Котина

С.-Петербургский государственный университет, С.-Петербург, Россия

E-mail: ekotina123@mail.ru

Рассматривается современный программный комплекс для обработки данных в ядерной медицине. Комплекс имеет надежную и гибкую модульную архитектуру. Он обеспечивает обработку функциональных исследований, проводимых с помощью однофотонного эмиссионного компьютерного томографа. Приводится краткая схема комплекса. В комплекс входят программы для обработки статических, динамических и томографических радионуклидных исследований в кардиологии, пульмонологии, исследований головного мозга, гепатобилиарной системы и т.д.

1. ВВЕДЕНИЕ

1.1. ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ, ОПРЕДЕЛЕНИЯ

В настоящее время радионуклидная диагностика является высокотехнологичной областью медицины, развитие которой требует решения задач, связанных как с совершенствованием аппаратных средств, так и с математической обработкой информации, получаемой в ходе исследований.

В результате сбора данных радионуклидных исследований и первичной обработки [1] мы получаем некоторую функцию $\rho(x, y)$, где (x, y) – координаты сцинтилляционных событий, а значение функции – есть число зарегистрированных сцинтилляционных событий за время сбора данных. Эта функция отражает распределение радиофармацевтического препарата (РФП) в исследуемом объекте. В дальнейшем для построения математических моделей, учитывающих распределение РФП в рассматриваемой области, будем использовать функцию $\rho = \rho(x, y)$ и называть ее плотностью распределения РФП или индикатора.

1.2. ОСНОВНЫЕ РЕЖИМЫ СБОРА ДАННЫХ

В зависимости от целей исследования возможна реализация одного из следующих режимов работы томографа:

1. *Планарное статическое сканирование.* Данный режим позволяет оценивать статическое распределение РФП в исследуемом объекте. В результате мы имеем плотность распределения РФП $\rho = \rho(x, y)$, зависящую от двух пространственных координат x и y , или, с учетом дискретизации в зависимости от типа используемого коллиматора, матрицу $\{P(i, j)\}_{i, j=1}^n$.

2. *Планарное динамическое сканирование.* Динамический режим позволяет наблюдать распределение РФП в исследуемой системе организма в зависимости от времени. В результате мы получаем плотность распределения РФП, зависящую от времени и двух пространственных координат $\rho = \rho(t, x, y)$, или, с учетом дискретизации по времени и пространственным координатам – последовательность матриц $P_1(i, j), P_2(i, j), \dots, P_N(i, j)$, $i, j = 1, \dots, n$.

3. *Томографическое сканирование.* Рассматривается последовательность функций $\rho_k = \rho_k(x, y)$, $k = 1, \dots, N$, или последовательность матриц $P_1(i, j), P_2(i, j), \dots, P_N(i, j)$, $i, j = 1, \dots, n$, а после томографической реконструкции мы получаем трехмерное пространственное распределение $\rho = \rho(x, y, z)$ или, с учетом дискретизации – трехмерную матрицу $P(i, j, k)$, $i, j, k = 1, \dots, n$.

4. *“Синхронизация”.* Сбор информации ведется с использованием сигнала внешнего устройства – электрокардиографа (ЭКГ). Исследования с кардиосинхронизацией позволяют получать информацию о распределении РФП в различные временные моменты сердечного цикла. Таким образом, мы здесь имеем дело с функцией $\rho = \rho(t, x, y)$ или, с учетом дискретизации, последовательностью матриц $P_1(i, j), P_2(i, j), \dots, P_N(i, j)$, $i, j = 1, \dots, n$.

5. *“Томография с синхронизацией”.* Данный режим является комбинацией томографического сканирования и режима синхронизации. Рассматривается последовательность функций $\rho_k = \rho_k(t, x, y)$, $k = 1, \dots, N$ или N последовательностей матриц $P_1^1(i, j), P_2^1(i, j), \dots, P_N^1(i, j), P_1^2(i, j), P_2^2(i, j), \dots, P_N^2(i, j), \dots, P_1^N(i, j), P_2^N(i, j), \dots, P_N^N(i, j)$, $i, j = 1, \dots, n$, а после томографической реконструкции мы получаем пространственно-временное распределение $\rho = \rho(t, x, y, z)$ или последовательность трехмерных функций $\rho_1(x, y, z), \dots, \rho_k(x, y, z), \dots, \rho_N(x, y, z)$ – с учетом дискретизации по времени плотности распределения РФП, соответствующих N интервалам “представительного” сердечного цикла или, с учетом дискретизации также по пространственным переменным – последовательность трехмерных матриц $P_1(i, j, k), P_2(i, j, k), \dots, P_N(i, j, k)$, $i, j, k = 1, \dots, n$.

1.3. ОСНОВНЫЕ ТРЕБОВАНИЯ К КОМПЛЕКСУ ПРОГРАММ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ

Для обработки полученной информации необходим программный комплекс, удовлетворяющий следующим требованиям:

- наличие единого методологического подхода;
- модульная архитектура комплекса;

- наличие специализированного математического аппарата, математических моделей;
- наличие системы хранения данных;
- возможность работы с базой данных и стандартными международными медицинскими форматами данных;
- наличие программ, реализующих промежуточные этапы обработки (томографическая реконструкция, коррекция движения, просмотр);
- наличие специализированных клинических диагностических программ, которые на основе математического моделирования определяют физиологически значимые параметры;
- расширяемость и дополняемость комплекса;
- предоставление комплексом, с одной стороны, достаточного уровня автоматизации процесса обработки данных исследования, с другой стороны – наличие возможности корректировки врачом некоторых этапов процесса обработки данных.

2. ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС «ДИАГНОСТИКА»

2.1. ДИНАМИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ РАДИОФАРМПРЕПАРАТА

В радионуклидных исследованиях функционального состояния органов и систем организма математическая обработка данных имеет большое значение. При интерпретации полученных данных необходимо знание особенностей транспорта радиофармпрепарата в исследуемой физиологической системе, знание структуры и взаимосвязей структурных элементов изучаемой системы.

Для количественной обработки результатов радионуклидных исследований функционального состояния различных органов и систем в рамках комплекса, в основном, применяются два подхода: вычисление комплекса разнообразных амплитудно-временных показателей непосредственно по динамическим кривым, построенным с областей интереса; определение физиологически содержательных параметров, характеризующих состояние исследуемого органа на основе математического моделирования. Также используется параметрическая визуализация, основанная на определении параметрического (функционального) преобразования, которое тоже можно считать формальной математической моделью изучаемого процесса, с целью извлечения дополнительной диагностической информации.

Так при обработке данных используется модельное представление транспорта индикатора, описываемое системой обыкновенных дифференциальных уравнений

$$\begin{aligned} \dot{x} &= u(t, x, y), \\ \dot{y} &= v(t, x, y). \end{aligned} \quad (1)$$

Наряду с этим рассматривается уравнение постоянства плотности вдоль траекторий системы (1):

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial \rho}{\partial x} u + \frac{\partial \rho}{\partial y} v = 0, \quad (2)$$

где $\rho = \rho(t, x, y)$.

Модельное представление транспорта РФП позволяет ставить задачи определения поля скоростей системы (1) по заданной плотности распределения РФП.

В случае оптического потока система для определения функций u, v имеет вид [2]

$$\begin{aligned} \alpha^2 \Delta u - \rho_x^2 u - \rho_x \rho_y v &= \rho_t \rho_x, \\ \alpha^2 \Delta v - \rho_y^2 v - \rho_x \rho_y u &= \rho_t \rho_y. \end{aligned} \quad (3)$$

И в результате данного подхода задача нахождения поля скоростей системы (1) по известной плотности распределения $\rho(t, x, y)$ сводится к решению системы (3) при соответствующих граничных условиях.

Построение поля скоростей, т.е. нахождение функций u, v может иметь как самостоятельный интерес, давая дополнительную информацию, визуальную и количественную, так и использоваться в различных приложениях.

Для анализа распределения радиофармпрепарата при различных динамических исследованиях используются варианты камерных моделей.

Рассматривается плотность распределения РФП $\rho = \rho(t, x, y, z)$, зависящая от времени t и пространственных координат. Далее для удобства записи обозначим $x_1 = x, x_2 = y, x_3 = z$ и теперь $x = (x_1, x_2, x_3)$. Предполагается, что транспорт индикатора осуществляется в силу системы

$$\dot{x} = f(t, x), \quad (4)$$

а функция $\rho(t, x)$ удовлетворяет обобщенному уравнению Лиувилля [3, 4]

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial \rho}{\partial x} f + \rho \operatorname{div} f = 0, \quad (5)$$

где $\rho = \rho(t, x), f = f(t, x)$ – поле скоростей системы (4).

Организм человека представляется в виде суммы взаимосвязанных виртуальных областей (камер) с введением следующих обозначений: D_i – исследуемая камера, $i = 1, \dots, n$, где n – количество камер; $q_i = q_i(t)$ – функция, характеризующая количество индикатора в области D_i , определяемая по формуле

$$q_i(t) = \int_{D_i} \rho(t, x) dx. \quad (6)$$

Рассматривая перераспределение плотности и, учитывая, что интеграл от плотности по области $D = \sum_{i=1}^n D_i$ постоянен, а также, принимая во внимание, что скорость изменения количества индикатора прямо пропорциональна количеству индикатора в камере источника, запишем уравнения камерных моделей в виде

$$\frac{dq_i}{dt} = \sum_{j=1}^n a_{ij}(t) q_j, \quad i = 1, 2, \dots, n. \quad (7)$$

Система параметров $\{a_{ij}\}_{i,j=1}^n$ образует транспортную матрицу размером $n \times n$ и является искомым системой неизвестных клинико-физиологических параметров модели.

Также в рамках комплекса используются и другие математические модели.

2.2. СТРУКТУРА КОМПЛЕКСА

Программный комплекс «Диагностика» [5] имеет модульную архитектуру, краткая схема которой представлена на Рис.1. Он удовлетворяет перечисленным в пункте 1.3 требованиям к программному комплексу обработки данных радионуклидных исследований и решает комплексные задачи автоматизации процесса исследования и математической обработки данных.

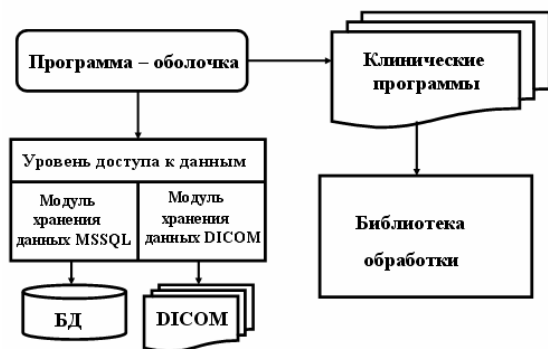


Рис.1. Общая структура комплекса

- **Программа-оболочка** – обеспечивает навигацию по обследованиям, запуск клинических программ, совместимых с выбранным типом обследования, а также предварительную визуализацию данных обследования. В ее задачи входит осуществление связи между клиническими программами и источниками данных в терминах объектной модели, сохранение внесенных изменений в хранилище данных.
- **Клинические программы** – специализированные программы для проведения медицинских исследований. Они являются главной составляющей данного комплекса. Реализуют обработку и визуализацию данных конкретного обследования с целью получения качественной и количественной диагностической информации.
- **Библиотека обработки.** Программные компоненты, реализующие общие алгоритмические и вычислительные решения, используемые в обработке данных клиническими программами, объединены в библиотеку обработки.

Информация, полученная в процессе сбора и обработки, сохраняется с помощью одного из *модулей данных*. Комплекс использует MS SQL Server 2005 Express Edition в качестве основного централизованного хранилища данных. Реализован также альтернативный метод хранения изображений в файлах стандарта DICOM.

Программный комплекс, разрабатываемый с использованием технологий Microsoft NET, постоянно расширяется и дополняется клиническими программами, оформленными, как независимые встраиваемые модули, также расширяется библиотека математической обработки данных.

2.3. ОСНОВНЫЕ ПРОГРАММНЫЕ МОДУЛИ КОМПЛЕКСА

Изучение распределения и динамики перераспределения РФП в организме является достаточно точным способом для оценки состояния функции внутренних органов и систем организма, вследствие

чего эти исследования получили широкое распространение в клинической практике. В достижении эффективности радионуклидной диагностики важную роль играет обработка данных радиодиагностических исследований. Клинические диагностические программы, входящие в состав комплекса, обеспечивают качественное и количественное диагностирование исследуемых органов.

Обработка данных радионуклидных исследований производится с помощью модулей клинических программ. Данный класс включает в себя как специализированные программы для проведения медицинских исследований, которые реализуют обработку и визуализацию данных в соответствии с принятыми протоколами и методиками, так и программы, реализующие промежуточные этапы обработки (томографическая реконструкция, коррекция движения [6], просмотр). В комплекс входят программы обработки данных исследований в *кардиологии* (программа равновесной вентрикулографии сердца с амплитудно-фазовым анализом, программы исследования перфузии миокарда, томографические программы с 3D- и 4D-визуализацией); в *нефрологии* (ангиография почек, динамическая сцинтиграфия почек, вклад частей почек в общее накопление, программа вычисления скорости клубочковой фильтрации, программа вычисления эффективного почечного плазматочка); в *пульмонологии* (исследование перфузии легких, вентиляции легких); в *остеологии* (остеосцинтиграфия); в *эндокринологии* (сцинтиграфия щитовидной железы, сцинтиграфия паращитовидных желез); *программы исследования гепатобилиарной системы* (сцинтиграфия печени, исследование функции гепатобилиарной системы); *исследования головного мозга* (перфузионная томосцинтиграфия головного мозга); универсальная программа обработки статических и динамических исследований и другие.

2.4. ПРОГРАММЫ ОБРАБОТКИ ИССЛЕДОВАНИЙ В КАРДИОЛОГИИ

Кардиология является одним из главных направлений применения методов ядерной медицины и использования ОФЭКТ (однофотонной эмиссионной компьютерной томографии) в мире. Количество таких исследований продолжает расти в сравнении с общим числом исследуемых больных. В настоящее время в кардиологической практике наиболее широко используют перфузионную томосцинтиграфию миокарда (ПТС). В данном исследовании подлежат обработке и анализу объемные распределения радиофармпрепарата в области сердца в различные временные интервалы сердечного цикла, которые соответствуют распределению кровотока в миокарде.

Программа КАРФИ (кардиологические функциональные изображения) [7, 8] позволяет строить диаграммы «Бычий глаз» (Рис.2), являющиеся изображениями перфузии, движения стенок и их систолического утолщения, асинхронии миокарда левого желудочка (ЛЖ); фазовую диаграмму и гистограмму, позволяющие визуализировать и количественно оценивать синхронность движения стенок ЛЖ сердца; а также трехмерные функциональные изображения.

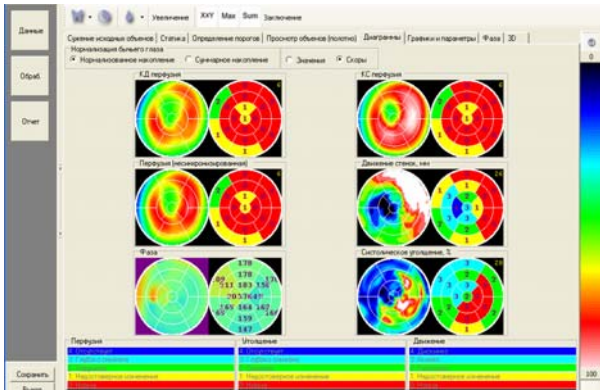


Рис.2. Полярные диаграммы «Бычий глаз»

Данные параметрического изображения актуальны, например, для оценки внутрижелудочковой асинхронии при отборе больных на ресинхронизационную терапию.

На Рис.3 приведен пример обработки данных исследований ПТС до и после кардиохирургической операции [8]. На рисунке представлены графики изменения объема ЛЖ в течение сердечного цикла и графики скорости изменения объема (вверху), а также фазовое изображение и гистограмма фазового изображения (внизу). На гистограмме фазового изображения в норме пик фазы должен занимать не более 1/10, а на Рис.3,А он занимает почти треть всего сердечного цикла. На Рис.3,Б видно значительное уменьшение внутрижелудочковой асинхронии.

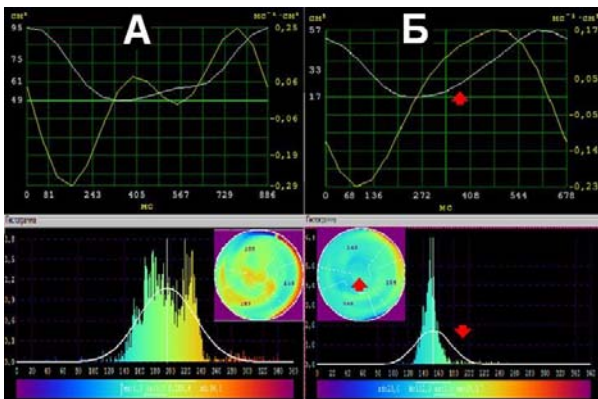


Рис.3. Результаты обработки ПТС больного до (А) и после (Б) кардиохирургической операции

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. М.А. Арлычев, В.Л. Новиков, А.В. Сидоров, А.М. Фиалковский, Е.Д. Котина, Д.А. Овсянников, В.А. Плоских. Двухдетекторный однофотонный эмиссионный гамма-томограф ЭФАТОМ // *Журнал технической физики*. 2009, т.79, в.10, с.138-146.
2. В.К.Р. Horn, В.Г. Schunck. Determining optical flow // *Artificial intelligence*. 1981, v.17, p.185-203.
3. Д.А. Овсянников. *Моделирование и оптимизация динамики пучков заряженных частиц*. Л.: Изд-во Ленингр. ун-та, 1990, с.42-45.
4. D.A. Ovsyannikov. Modeling and Optimization Problem of Charged Particle Beam Dynamics // *Proc. of the 4th European Control Conference*. Brussels. 1997, p.390-394.
5. Е.Д. Котина. Программный комплекс «Диагностика» для обработки радионуклидных исследований // *Вестн. С.-Петерб. ун-та. Сер. 10: Прикладная математика, информатика, процессы управления*. 2010, в.2, с.100-113.
6. Е.Д. Котина, К.М. Максимов. Коррекция движения при томографических и планарных радионуклидных исследованиях // *Вестн. С.-Петерб. ун-та. Сер. 10: Прикладная математика, информатика, процессы управления*. 2011, в.1, с.29-36.
7. Е.Н. Остроумов, Е.Д. Котина, В.В. Слободяник, Д.В. Шумаков и др. Синхронизированная с ЭКГ перфузионная томосцинтиграфия в оценке перфузии, функции и асинхронии миокарда левого желудочка при ресинхронизирующей терапии // *Вестн. трансплантологии и искусственных органов*. 2009, т.ХI, №2, с.37-42.
8. Е.Н. Остроумов, Е.Д. Котина, О.Р. Сенченко, А.Б. Миронков. Радионуклидные методы в кардиологической клинике // *Сердце*. 2010, №3, с.90-95.

Статья поступила в редакцию 10.10.2011 г.

DATA PROCESSING IN RADIONUCLIDE STUDIES

E.D. Kotina

The contemporary program complex for data processing in nuclear medicine is considered. The complex has reliable and flexible modular architecture. It provides processing of the functional researches investigating with single photon emission computed tomographs. The short scheme of the complex is resulted. The complex contains programs for processing static, dynamic and tomograph radionuclide studies in cardiology, pulmonology, brain researches, hepatobiliary systems etc.

ОБРОБКА ДАНИХ РАДІОНУКЛІДНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

О.Д. Котіна

Розглядається сучасний програмний комплекс для обробки даних в ядерній медицині. Комплекс має надійну і гнучку модульну архітектуру. Він забезпечує обробку функціональних досліджень, що проводяться за допомогою однофотонного емісійного комп'ютерного томографа. Наводиться коротка схема комплексу. У комплекс входять програми для обробки статичних, динамічних і томографічних радіонуклідних досліджень в кардіології, пульмонології, досліджень головного мозку, гепатобіліарній системі та ін.