



ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ ПО ДАННЫМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

АВРУНИН О.Г.

Показывается актуальность совершенствования методов визуализации верхних дыхательных путей. Рассматривается структурная схема системы визуализации верхних дыхательных путей по данным спиральной компьютерной томографии. Описываются алгоритмы предварительной обработки томографических данных, методы двухмерной (2D) и трехмерной (3D) визуализации и перспективы их развития.

Введение

Применение современных информационных технологий в медицине позволяет существенно повысить качество диагностики и лечения различных патологий за счет предоставления клиницисту дополнительной, расширенной информации о патологическом процессе. При этом совершенствование методов и средств медицинской интраскопии, а также алгоритмов обработки и отображения данных позволяет перевести на новый уровень системы для диагностики и планирования операций в области головы [1, 2]. Основной целью данных методов является достижение максимальной диагностической ценности (информативности обследования) при наименьшем травматизме пациента [1-3].

Актуальность темы

При заболеваниях верхних дыхательных путей часто имеют место нарушения конфигурации воздухоносных каналов (носовых ходов) и соустьев придаточных пазух носа. Вопросам изучения пространственного расположения анатомических объектов и исследованиям аэродинамики полости носа посвящено достаточно большое количество публикаций [1-5]. Однако проблема визуализации данной области в контексте проведения процедур хирургического планирования находится только на начальной стадии разработок. Традиционно интраскопическая диагностика заболеваний полости носа выполнялась с помощью рентгенографии. На современном этапе для определения конфигурации верхних дыхательных путей целесообразно использовать данные рентгеновской спиральной компьютерной томографии (СКТ), позволяющие выявлять костные и воздухоносные структуры с пространственным разрешением менее 1 мм [1, 6]. Определение морфометрических параметров данных струк-

тур по плоским томографическим срезам в интерактивном (ручном) режиме является достаточно трудоемкой процедурой, дающей к тому же малое количество информации об их пространственной конфигурации. Поэтому актуальными являются вопросы разработки алгоритмов для автоматизированной сегментации и пространственной визуализации воздухоносных полостей верхних дыхательных путей.

Постановка задачи

Целью данной работы является рассмотрение структурной организации системы интраскопической диагностики верхних дыхательных путей и возможностей реализации отдельных функциональных модулей подсистемы визуализации, связанных с проведением вторичной обработки и отображения диагностической информации.

Исходными данными для проведения исследований являются наборы изображений аксиальных томографических срезов толщиной 1 мм, полученных с помощью томографа Siemens Somatom+ Emotion согласно протоколу сканирования параллельно плоскости основания черепа при стандартной укладке пациента. Изображение томографического среза представляется дискретной функцией интенсивности $V(i, j) \in [0, 255]$ при $i, j \in [0, 255]$, определяющей степень поглощения рентгеновского излучения в каждом элементе растра. Общее количество срезов N определялось исходя из пространственных характеристик верхних дыхательных путей и составляло около 60 срезов ($N \approx 60$).

Структура системы интраскопической диагностики верхних дыхательных путей

Для определения патологических изменений и пространственной конфигурации воздухоносных полостей система интраскопической диагностики верхних дыхательных путей, изображенная на рис. 1, состоит из 2-х функционально значимых подсистем, обеспечивающих получение исходных данных, а также их обработку и отображение.

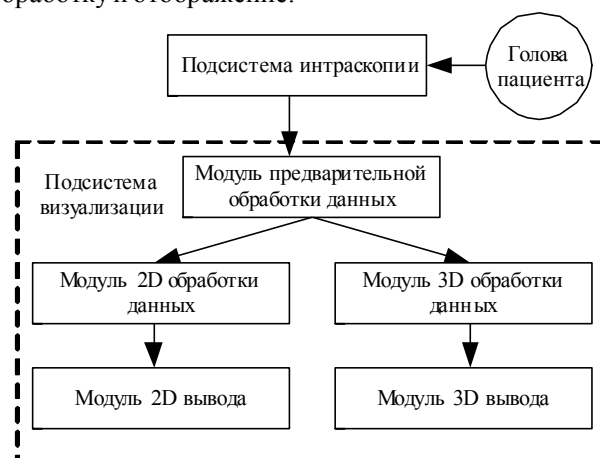


Рис. 1

Подсистема интраскопии состоит из рентгеновского спирального компьютерного томографа и вычисли-

тельных средств для реконструкции и первичной обработки данных. Ввиду того, что верхние дыхательные пути представляют собой совокупность воздухоносных каналов, разделенных костными и хрящевыми структурами, для обеспечения более высокой пространственной разрешающей способности диагностических изображений целесообразно использовать средства рентгеновской томографии, обладающей, по сравнению с магнитно-резонансными установками, большей точностью при анатомическом картировании объектов, существенно различающихся по плотности [6].

В соответствии с заранее определенным протоколом обследования томографическая установка выполняет сканирование исследуемой области. Результирующий набор реконструированных изображений томографических срезов, прошедших первичную обработку в вычислительном блоке томографа, передается по интерфейсу сопряжения в подсистему визуализации.

Подсистему визуализации можно структурно разделить на модули предварительной обработки данных, двухмерной (2D) и трехмерной (3D) обработки данных, а также, соответственно, модули графического плоскостного (2D) и пространственного (3D) вывода. Физически подсистема визуализации реализуется на высокопроизводительной графической станции. Методы и алгоритмы, реализованные в программных модулях данной системы, приводятся ниже.

Реализация модуля предварительной обработки данных

Процесс предварительной обработки томографических изображений состоит из процедур гистограммной коррекции и пространственной фильтрации, направленных на улучшение визуального восприятия анатомической картины верхних дыхательных путей, а также подготовку к последующим стадиям анализа изображений. Методы гистограммной коррекции относятся к точечным операциям и направлены на изменение среднего уровня интенсивности, а также контрастности входных изображений [7]. Наиболее эффективным методом обработки в контексте данной задачи является экспоненциальная гамма-коррекция при коэффициенте $\gamma \approx 2$. Результирующее изображение $C(i, j)$ при этом вычисляется согласно выражению:

$$C(i, j) = V_{cp} \left(\frac{B(i, j)}{V_{cp}} \right)^{1/\gamma},$$

где V_{cp} – средний уровень интенсивности изображения.

Для устранения локальных выбросов значений интенсивности целесообразно использовать нелинейный метод медианной фильтрации, заключающийся в сканировании изображения скользящим окном размером $(n \times m)$ элементов и заменяющий уровень интенсивности среднего элемента окна с координатами $((n+1)/2, (m+1)/2)$ на медианное значение интенсивности элементов, входящих в окно. Фильтр при-

меняется не рекурсивно при размерах окна 5×5 элементов.

Исходное изображение томографического среза и результаты его предварительной обработки приведены на рис. 2, а и б соответственно.

Реализация модулей двухмерной обработки и отображения данных

В данном модуле реализуются функции построения мультипланарных реконструкций и сегментации томографических изображений на отдельные анатомические структуры. Создание мультипланарных реконструкций позволяет визуализировать структуру верхних дыхательных путей в плоскостях, ориентация которых не совпадает с плоскостью сканирования. Данный режим дает возможность отображать конфигурацию разветвленной системы воздухоносных каналов и прилегающих анатомических объектов.

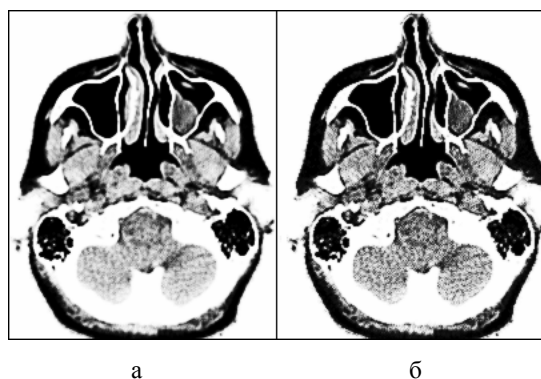


Рис. 2

Построение изображения при этом основано на указании плоскости R реконструкции по трем точкам $A(a_x, a_y, a_z)$, $B(b_x, b_y, b_z)$ и $C(c_x, c_y, c_z)$, две из которых, как правило, задаются в плоскости выбранного томографического среза, а третья определяет пространственную ориентацию плоскости реконструкции. Исходя из этого, плоскость реконструкции R определяется (параметрически, в координатной форме) из выражения:

$$R(t, l) = (C_x + a_x t + b_x l, C_y + a_y t + b_y l, C_z + a_z t + b_z l),$$

где t и l – параметры, причем $t, l \in [0, 1]$.

Для устранения эффекта алиазинга на реконструированном изображении, связанного с уменьшением пространственного разрешения, на этапе пост-обработки дополнительно применялся сглаживающий фильтр. Пример мультипланарной реконструкции верхних дыхательных путей во фронтальной плоскости приведен на рис. 3. Также указываются пределы реконструкции в виде номеров верхнего и нижнего томографических срезов.

Для точного определения конфигурации воздухоносных полостей необходимо выполнить процедуру сегментации изображений исходных томографических срезов.



Рис. 3

При этом, исходя из принципов формирования СКТ-реконструкции, предполагается, что изображение томографического среза D представлено совокупностью непересекающихся объектов, соответствующих воздухоносным полостям D_B , костным структурам D_K и мягким тканям D_M :

$$D = D_B \cup D_K \cup D_M;$$

$$(D_B \cap D_K) = \emptyset; (D_B \cap D_M) = \emptyset; (D_K \cap D_M) = \emptyset.$$

Результатом выполнения процедуры сегментации является построение бинарной характеристической функции:

$$h(i, j) = \begin{cases} 0; & \text{при } (i, j) \in D_B; \\ 1; & \text{при } (i, j) \in D_K \cup D_M. \end{cases}$$

Области изображения, соответствующие данным объектам, существенно различаются по плотности и могут быть выделены путем определения соответствующих диапазонов интенсивности. Исходя из этого, для выделения воздухоносных полостей целесообразно применить метод пороговой сегментации [8], с определением граничного значения T по гистограмме изображения томографического среза. Определение характеристической функции областей, соответствующих воздухоносным полостям, будет выполняться согласно формуле:

$$h(i, j) = \begin{cases} 0; & \text{при } C(i, j) < T; \\ 1; & \text{при } C(i, j) \geq T, \end{cases}$$

Разработанный алгоритм выполняет построение усредненной гистограммы изображения (для устранения ложных локальных экстремумов); определяет максимумы, соответствующие воздухоносным структурам с наименьшей плотностью (интенсивностью) и мягким тканям, определяет пороговый уровень T по положению локального минимума между выделенными максимумами. На рис. 4,а приводится усредненная гистограмма томографического среза (пунктиром обозначен пороговый уровень T), представленного на рис. 2,б, а также результаты выполнения процедуры сегментации (рис. 4,б).

Темные области на рис. 4,б соответствуют воздухоносным полостям, серым цветом показаны внешние костные структуры черепа для пространственной привязки изображения. В области левой верхнечелюст-

ной пазухи визуализируется объект повышенной плотности.

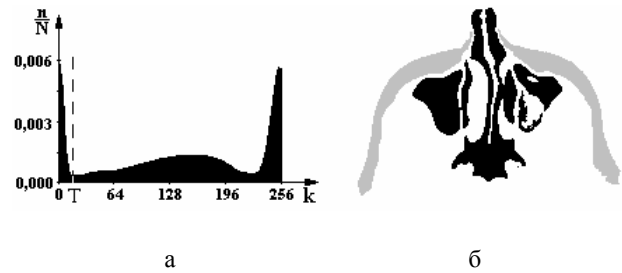


Рис. 4

При реализации алгоритмов двумерного отображения верхних дыхательных путей предусмотрена возможность наложения дополнительной информации на исходное изображение (в режиме 2,5D), а также организовано применение различных измерительных программных средств, учитывающих особенности операционного планирования в данной области и облегчающих определение наиболее распространенных геометрических характеристик.

Реализация модулей трехмерной обработки и отображения данных

Режим пространственной (3D) визуализации данных является одним из наиболее информативных методов для применения при хирургическом планировании. При формировании томографических изображений средствами СКТ реконструированная область представляется совокупностью элементарных объемов - вокселей (voxel – volume element), каждый из которых характеризуется показателем плотности в единицах Хаунсфилда HU [8]. В результате формируется структурированное множество данных, представляющее собой трехмерный массив значений интенсивности в точках с координатами $\{x_i, y_j, z_k\}$:

$$V(i, j, k) = V(x_i, y_j, z_k),$$

где

$$x_i = x_0 + i\Delta x,$$

$$y_j = y_0 + j\Delta y,$$

$$z_k = z_0 + k\Delta z.$$

Каждое значение $V(i, j, k)$ является результатом усреднения скалярного поля в прямоугольном параллелепипеде со сторонами длиной Δx , Δy , Δz и центром в точке (x_i, y_j, z_k) . Для отображения пространственного расположения верхних дыхательных путей при проведении хирургического планирования целесообразно выполнять визуализацию непосредственно воксельной модели, при которой объекты представляются в виде совокупности вокселей. При этом с помощью варьирования параметрами прозрачности вокселей, принадлежащих различным объектам, можно выполнять визуализацию методом частичных разрезов, отмечая прозрачные воксели объектов, подлежащих удалению. Данный метод визуализации позволя-

ет оценить пространственные взаимоотношения между воздухоносными полостями, носовыми ходами и окружающими структурами. Для многоракурсной визуализации объемных моделей применяются аффинные преобразования координат вокселей:

$$\begin{cases} X = Ax + By + Cz + D; \\ Y = Ex + Fy + Gz + H; \\ Z = Kx + Ly + Mz + N, \end{cases}$$

где A, B, \dots, N – константы, (x, y, z) и (X, Y, Z) – координаты вокселей до и после преобразования соответственно.

Пример визуализации объемной воксельной модели для исследования верхних дыхательных путей по данным СКТ приводится на рис. 5.

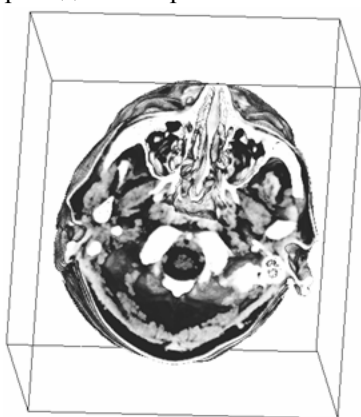


Рис. 5

Выводы

Для систем хирургического планирования операций в области верхних дыхательных путей актуальными являются задачи разработки и совершенствования методов и средств, позволяющих повысить точность и информативность визуализации воздухоносных полостей и патологических изменений. Поэтому одной из главных структурных единиц системы интраскопической диагностики верхних дыхательных путей является подсистема визуализации.

Двумерные методы отображения верхних дыхательных путей обладают сравнительно низкой наглядностью, но позволяют проводить точные измерительные процедуры для определения параметров анатомических структур. При этом данные о воздухоносных

полостях целесообразно представлять сегментированными в режиме 2,5D, с использованием дополнительной информации об анатомических объектах. Перспективным методом для изучения пространственной конфигурации верхних дыхательных путей является визуализация воксельной модели, позволяющая отобразить объемную информацию о расположении воздухоносных полостей. По предложенным алгоритмам разработано соответствующее программное обеспечение, позволяющее выполнять визуализацию воздухоносных полостей в различных режимах с разрешением до 1 мм. Результаты работы прошли апробацию в оториноларингологическом отделении ХОКБ.

Перспективой исследования является разработка алгоритмов для формирования оптимальных эндоскопических доступов на основе моделирования процессов проведения оперативных вмешательств для систем хирургического планирования.

Литература: 1. Scheck R., Coppentrath E. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions // Br. J. Radiol. 1998. Т. 71. № 847. - Р. 734-744. 2. Безианочный С.Б., Лобурець В.В., Мишарев Д.В. Комп'ютерна томографія в ендоскопічній ендоназальній функціональній хірургії // ЖВНГХ. 2001. №3. С. 13-14. 3. Писарев Е.Н. Опыт применения рентгено-компьютерной томографии в диагностике заболеваний околоносовых пазух // Рос. ринология. 1998. №2. С. 22. 4. Horschler I., Meinke M., Schroder W. Numerical simulation of the flow field in a model of the nasal cavity // Computers & Fluids. - 2003. №32. Р. 39-45. 5. Rombaux P. Computer assisted surgery and endoscopic endonasal approach in 32 procedures // Acta Otorhinolaryngol Belg. 2003. V. 57, №2. P. 131-137. 6. Hirabayashi H., Hariz M.I., Fagerlund M. Comparison between stereotactic CT and MRI coordinates of pallidal and thalamic targets using the Laitinen noninvasive stereoadapter // Stereotact. funct. neurosurg. 1998. Vol. 71, № 3. P. 117-130. 7. Павлидис Т. Алгоритмы машинной графики и обработки изображений. М.: Радио и связь, 1986. 8. Поммерт А., Пфлессер Б. // Открытые системы. 1996. Т. 5. № 19. С. 56-61. 9. Хилл Ф. OpenGL. Программирование компьютерной графики. Для профессионалов. СПб.: Питер, 2002. 1088 с.

Поступила в редколлегию 14.12.2007

Рецензент: д-р физ.-мат. наук, проф. Бых А.И.

Аврунин Олег Григорьевич, канд. техн. наук, доцент кафедры БМЭ ХНУРЭ. Научные интересы: медицинское приборостроение – разработка методов и средств для хирургического планирования. Увлечения и хобби: музыка, авиа- и судомоделизм. Адрес: Украина, 61166, пр. Ленина, 14.