

ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ДАННЫХ КОНТРАСТНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

О.Г. АВРУНИН, Т.А. КАРПЕНКО

Показана актуальность совершенствования методов медицинской визуализации. Рассмотрена структурная схема системы визуализации данных контрастной компьютерной томографии. Описаны методы и алгоритмы вторичной обработки, а также двухмерного (2D) и трехмерного (3D) отображения данных контрастной компьютерной томографии, намечены перспективы их усовершенствования.

The paper is shows the actuality of enhancement of medical visualization methods. Structural scheme of system for visualization data of contrast computer tomography is review. Methods, algorithms and perspectives of development for post-processing and 2D, 3D visualization data of contrast computer tomography are described.

ВВЕДЕНИЕ

Современные медицинские компьютерные диагностические системы должны предоставлять клиницисту помощь при постановке диагноза путем выполнения рутинных операций и сложных вычислительных процедур, расширяющих возможности методов исследования [1]. При этом совершенствование методов отображения данных в системах медицинской интроскопии имеет первостепенное значение, позволяющее существенно повысить эффективность процесса постановки диагноза [1,2]. Последние 30 лет характеризуются появлением и стремительным развитием средств интроскопического картирования, таких как рентгеновская компьютерная, магниторезонансная и позитронно-эмиссионная томография. При этом главной целью методов диагностики остается достижение максимальной информативности при наименьшем травматизме пациента [3, 4].

В современных системах нейровизуализации четко выполняется принцип взаимосвязанности аппаратного и программного обеспечения. Аппаратные средства, основной функцией которых является получение исходных данных, должны обеспечивать минимальную инструментальную погрешность, что и определяет их высокую стоимость. На программное обеспечение возлагаются функции вторичной обработки данных и визуализации результатов обследования. При этом результирующая эффективность метода диагностики в значительной мере определяется возможностями алгоритмического обеспечения и его программной реализацией. Дальнейшим расширением возможностей компьютерных интроскопических систем является наделение их функциями, позволяющими выполнять планирование и виртуальное моделирование хирургических операций [3-5].

1. АКТУАЛЬНОСТЬ ТЕМЫ

При проведении нейрохирургического планирования при вмешательствах на глубоко расположенных внутримозговых структурах необходимо знать не только пространственное расположение функционально-значимых областей, но

и локализацию кровеносных сосудов и синусов. При визуализации кровеносной системы использование усредненных данных из специализированных анатомических атласов головного мозга не представляется возможным, ввиду высокой индивидуальной variability сосудов [4-8]. Комплексный подход на основе объединения данных стандартной ангиографии и томографического обследования, как правило, приводит к снижению точности визуализации, связанному с погрешностями определения опорных ориентиров.

На современном этапе наиболее предпочтительным методом визуализации сосудистой системы головного мозга человека является контрастная спиральная рентгеновская компьютерная томография [2-8]. Сущность метода состоит в высокоскоростном спиральном сканировании головного мозга при внутривенном введении специальных контрастных препаратов, позволяющих контрастировать сосудистое русло за счет создания градиента концентрации контрастного средства между интраваскулярным и экстрацеллюлярным пространствами. Получаемая интроскопическая картина мозга чрезвычайно сложна для анализа и интерпретации даже опытным специалистом. Поэтому на первый план выходит проблема реалистичной визуализации сосудистого русла с возможностями интерактивного выбора параметров просмотра и выполнения необходимых измерительных процедур. Методы отображения данных при контрастной компьютерной томографии разделяются на двумерные (2D) и трехмерные (3D). Вопросы разработки и эксплуатации соответствующего программного обеспечения, а также методы обработки томографических данных рассматриваются в литературе [3-9]. Однако нерешенными являются вопросы, связанные с автоматической сегментацией сосудистого русла, создания «интеллектуальных» алгоритмов визуализации и оптимизации хирургических доступов на основе данных о расположении сосудов с учетом анатомической variability. Поэтому актуальными являются задачи, направленные на разработку вычислительных методов и алгоритмов

для достижения максимальной реалистичности и наглядности при визуализации данных контрастной компьютерной томографии, позволяющие проводить

идентификацию и определение геометрических характеристик внутримозговых сосудов с максимальной степенью автоматизации.

2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Целью предлагаемой работы является обоснование структурной организации системы для визуализации данных контрастной компьютерной томографии а так же рассмотрение реализации отдельных функциональных модулей, связанных с вторичной обработкой и отображением внутримозговых сосудов.

Исходными данными для проведения исследований являются наборы аксиальных томографических срезов, полученных на томографической установке Somatom+ (Siemens) согласно протоколу контрастной спиральной рентгеновской компьютерной томографии (инъектор Medrad Vistron CT) параллельно плоскости основания черепа при стандартной укладке пациента. Сканирование проводилось с шагом порядка 1 мм между срезами, количество N которых определялось исходя из пространственных характеристик исследуемой области (как правило, $N > 100$).

Изображение томографического среза представляет собой дискретную функцию интенсивности $F(i,j)$ заданную на растре размером $I \times J$ (использовались изображения размером 512×512 элементов). Интенсивность элемента изображения компьютерно-томографического среза с координатами (i,j) равна относительному линейному ослаблению рентгеновского излучения ткани в элементе объема, просцируемого в данную точку. Задачей системы визуализации является наиболее адекватное отображение диагностической информации и выделение характерных признаков для дальнейшего анализа интроскопической картины

3. СТРУКТУРА СИСТЕМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ДАННЫХ КОНТРАСТНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

В соответствие с решаемыми задачами, система для визуализации данных контрастной компьютерной томографии (см. рис 1) состоит из 3-х подсистем, реализующих функции получения исходных данных, организации интерфейса, обработки и отображения данных.

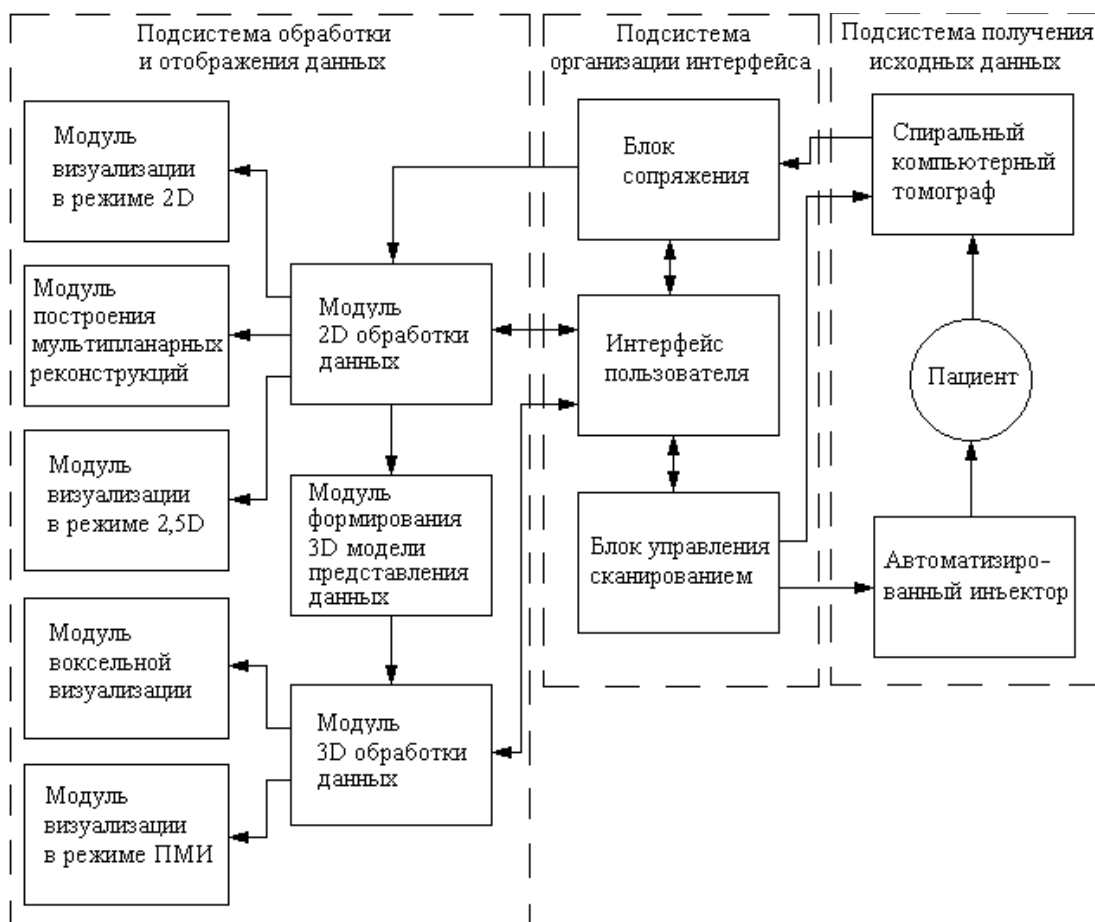


Рис. 1. Структурная схема системы для визуализации данных контрастной компьютерной томографии

Подсистема получения исходных данных состоит из спирального компьютерного томографа и автоматизированного инжектора для внутривенного введения контрастного вещества. В соответствии с заданным протоколом обследования (входными данными), определяющим режим работы подсистемы, томограф начинает сканирование исследуемой области через временной интервал после начала работы инжектора. Результирующий набор изображений томографических срезов, прошедших предварительную обработку в вычислительном блоке томографа, передается через блок сопряжения в модуль двухмерной (2D) обработки данных.

Подсистема организации интерфейса состоит из блока сопряжения подсистем получения и обработки данных, блока управления режимом сканирования, задающего параметры расхода, объема, длительности инъекции контрастного вещества, временной задержки перед началом сканирования, а так же модуля интерфейса пользователя, реализующего взаимодействие между врачом-рентгенологом и аппаратно-программной частью системы визуализации.

Подсистема обработки и визуализации данных реализуется на основе высокопроизводительной графической станции и состоит из программных модулей двухмерной 2D и трехмерной 3D обработки данных, модуля формирования трехмерной модели представления данных, а так же модулей непосредственно, отвечающих за визуализацию данных в двухмерном и трехмерном режимах. Алгоритмы двухмерного отображения данных реализуются в модулях визуализации в режимах 2D; 2,5 а так же модуле построения мультипланарных реконструкций. Объемная визуализация данных выполняется в модулях непосредственно воксельной визуализации и проекций максимальной интенсивности (ПМИ).

4. РЕАЛИЗАЦИЯ АЛГОРИТМОВ ДВУХМЕРНОЙ ОБРАБОТКИ И ВИЗУАЛИЗАЦИИ ДАННЫХ

Под двухмерной обработкой томографических данных понимают непосредственную работу с изолированными изображениями отдельных сечений. Данный вид обработки, в первую очередь, направлен на преобразование исходных данных для улучшения зрительного восприятия анатомической структуры мозга. При этом выбираются методы коррекции изображений, позволяющие улучшить отображение сосудистой системы мозга, и, соответственно, выполнить обнаружение, распознавание и идентификацию возможных аномалий. Основными алгоритмами обработки

изображения на данном этапе являются: локальные операции, связанные с преобразованием исходных данных плотности элемента изображения, задаваемой по шкале в Хаунсфилда HU (-1000÷1000ед.НУ), в диапазон интенсивности системы вывода графической информации (256 уровней интенсивности), а так же методы гистограммной коррекции интенсивности для повышения яркости и контрастности выводимого изображения. Для устранения локальных помех необходимо использовать алгоритмы медианной фильтрации, которые не приводят к существенному размытию изображения, как стандартные алгоритмы усредняющей фильтрации. Выбор окна медианного фильтра проводится адаптивно по отношению к геометрическим размерам помех и сосудов, чтобы не устранить тонкие образования сосудистой системы. Для дополнительного выделения объектов сосудистой системы целесообразно после устранения локальных помех выполнить высокочастотную фильтрацию изображения.

Полученные данные передаются в модуль 2D визуализации для непосредственного отображения на дисплее. При этом модуль 2D визуализации обеспечивает отображение среза в системе координат и выполнение разнообразных измерительных процедур для получения дополнительной диагностической информации.

Модуль построения мультипланарных (мультиплоскостных) реконструкций обеспечивает отображение структур, расположенных не параллельно плоскости сканирования. Для сосудов, имеющих большую степень разветвленности и вариабельности, этот режим визуализации является одним из основных, так как позволяет наглядно отобразить их ориентацию и анатомическую конфигурацию. Алгоритм построения мультипланарной реконструкции базируется на задании плоскости P реконструкции по трем точкам $A(A_x, A_y, A_z)$, $B(B_x, B_y, B_z)$ и $C(C_x, C_y, C_z)$ (рис.2).

Две точки, как правило, задаются в плоскости одного томографического среза, а третья определяет ориентацию плоскости реконструкции в вертикальной плоскости. Также указываются пределы реконструкции в виде номеров верхнего и нижнего томографических срезов.

В случае построения реконструкций, перпендикулярных плоскости сканирования, третья точка выбирается автоматически и имеет x , y координаты, совпадающие с координатами одной из двух ранее выбранных точек, а z -координата определяется максимальным/минимальным номером среза S_n , используемого в реконструкции. Таким образом, плоскость реконструкции (рис. 2) определяется параметрически из выражения:

$$P(t, s) = C + \vec{a}t + \vec{b}s = C + (\vec{A} - \vec{C})t + (\vec{B} - \vec{C})s, \quad (1)$$

где t и s – параметры: $t, s \in [0, 1]$.

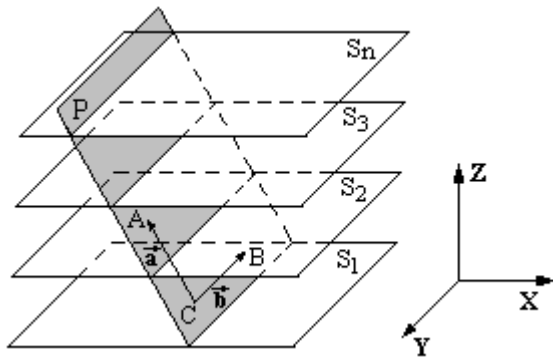


Рис. 2. Иллюстрация к построению мультипланарной реконструкции

Соответственно в координатной форме, используемой непосредственно для расчетов, уравнение (1) плоскости определяется как:

$$P(t, s) = (C_x + a_x t + b_x s, C_y + a_y t + b_y s, C_z + a_z t + b_z s).$$

Для устранения эффекта ступенчатости, связанного с меньшим пространственным разрешением в плоскости Z, к реконструированному изображению необходимо применить процедуру низкочастотной фильтрации. Пример мультипланарной реконструкции, на которой отчетливо визуализируются сосуды, перпендикулярные плоскости сканирования, приводится на рис. 3.

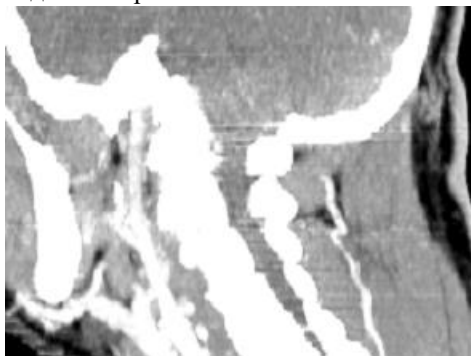


Рис. 3. Мультипланарная реконструкция в плоскости, перпендикулярной плоскости сканирования

Изображения в режиме отображения 2,5D содержат расширенную информацию об анатомических объектах. Для этого предусматриваются специальные G-буферы (Graphical buffers), содержащие дополнительные данные об изображении. Базовыми структурами, используемыми в режиме 2,5D, являются H (characteristic) и ID (identification) буферы (см. рис. 4). Модуль управления режимом вывода определяет модель отображения информации при объединении буферов данных. Исходное изображение томографического среза содержится в RGB-буфере. Режимы 2,5 D визуализации позволяют выполнять избирательное выделение и псевдоокрашивание различных анатомических объектов.

Применительно к данным контрастной томографии в H-буфере содержится информация о

бинарной характеристической функции изображений сосудов, формируемой согласно данным о плотности сосудов, заполненных контрастным веществом:

$$H(i, j) = \begin{cases} 0; & \text{при } F(i, j) < T_{min}; \\ 1; & \text{при } T_{min} \leq F(i, j) \leq T_{max}; \\ 0; & \text{при } F(i, j) > T_{max}; \end{cases} \quad (2)$$

где $T_{min} \approx 100HU$ и $T_{max} \approx 300HU$ - соответственно минимальное и максимальное пороговые значения плотности сосудистого русла.

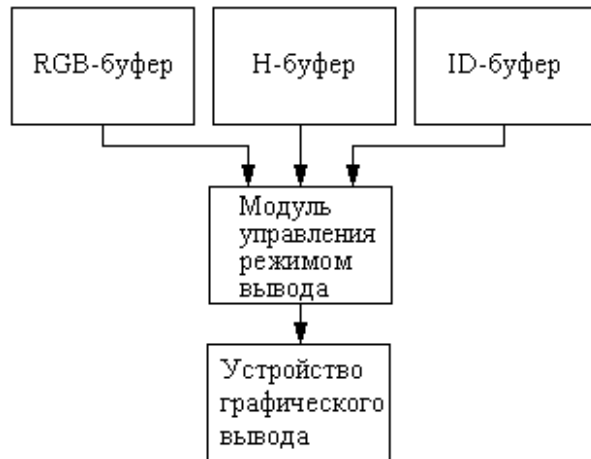


Рис. 4 Структура подсистемы графического вывода в режиме 2,5 D.

Исходное изображение и соответствующее содержание H-буфера, приводятся на рисунках 5,а и 5,б (в целях повышения наглядности приводится отобрание инверсной характеристической функции $H'(i, j) = 1 - H(i, j)$).

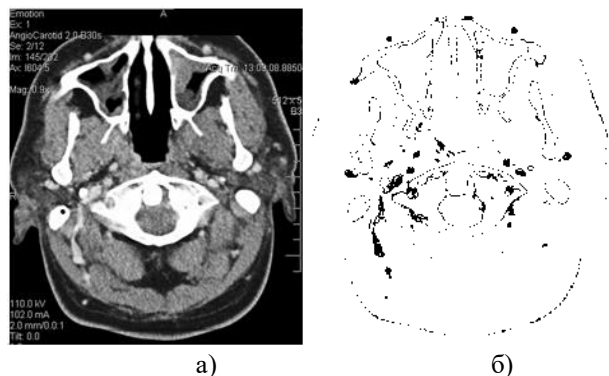


Рис. 5. Изображение исходного томографического среза а) и соответствующее ему инверсное изображение характеристической функции H' б) (для привязки показаны контуры костных образований)

Для устранения локальных помех и ложных объектов (например, состоящих из элементов изображения, находящихся на границе кость-мозговое вещество) в H-буфере выполняется логическая фильтрация значений характеристической функции.

Формирование ID – буфера, содержащего идентификаторы отдельных мозговых образований, основывается на методах многозначной сегментации изображений [10]. При этом используется

последовательное применение алгоритмов сегментации, первоначально основанных на различиях по плотности, а затем по геометрическим характеристикам (размерам, форме, пространственному расположению и т.д.). На данном этапе эта задача решается с минимальной степенью автоматизации и требует дальнейших исследований.

5. РЕАЛИЗАЦИЯ АЛГОРИТМОВ ТРЕХМЕРНОЙ ОБРАБОТКИ И ВИЗУАЛИЗАЦИИ ДАННЫХ

Для более точного определения локализации и характера патологии, а так же для проведения хирургического планирования целесообразно использовать трехмерную 3D визуализацию томографических данных.

Исходя из принципов формирования томографического изображения область сканирования подразделена на элементарные объемы, причем каждый объем характеризуется числом Хаунсфилда HU. Каждый такой объем называется вокселем (voxel – volume element). Таким образом, формируется структурированное множество данных (structured data set), представляющее собой массив значений функции интенсивности в точках с координатами $\{x_i, y_j, z_k\}$ [11,12]:

$$V_{ijk} = V(x_i, y_j, z_k), \quad (3)$$

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_{ijk} можно считать результатом усреднения скалярного поля в прямоугольном параллелепипеде со сторонами $\Delta x, \Delta y, \Delta z$, центр которого находится в точке (x_i, y_j, z_k) . Такой элементарный параллелепипед и определяет элемент объема.

Визуализацию трехмерных данных контрастной томографии целесообразно выполнять в 2-х режимах: непосредственно полутоновой воксельной визуализации и с использованием алгоритма отображения проекций максимальной интенсивности (ПМИ) [13, 14].

В случае воксельной визуализации трехмерный объект представляется в виде совокупности вокселей [15, 16]. Отображение трехмерной модели при этом происходит путем визуализации трехмерного растра. Дополнительной характеристикой вокселя является степень прозрачности. Путем варьирования степенью прозрачности вокселей, принадлежащих различным

объектам, можно выполнять визуализацию методом частичных разрезов, отмечая прозрачными воксели объектов, подлежащих удалению [17, 18]. Данный метод визуализации позволяет оценить пространственные взаимоотношения между сосудами и окружающими структурами (рис. 6, а).

При использовании режима визуализации по алгоритму ПМИ выполняется выбор диапазона отображаемых уровней интенсивности и формирования списка вывода, содержащего воксели, имеющие интенсивность в заданном интервале (рис. 6, а). Основной сложностью при визуализации в данном режиме является выделение структур, сходных по интенсивности, но представляющих анатомические объекты различной природы (например, контрастированные сосуды и тонкие костные структуры).

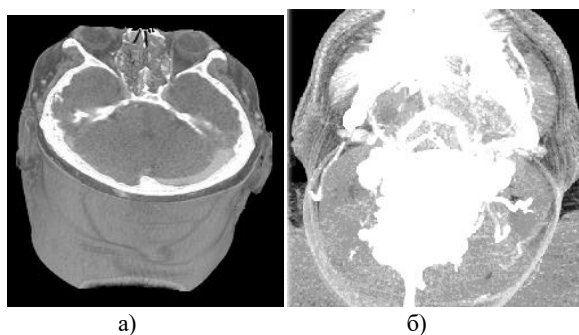


Рис. 6. Иллюстрация трехмерной визуализации томографических данных: а) отображение полутоновой воксельной модели; б) отображение в режиме ПМИ

ВЫВОДЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАБОТЫ

Расширение информативности и диагностической значимости метода контрастной компьютерной томографии можно достичь путем разработки и совершенствования алгоритмов визуализации данных. Поэтому одной из главных частей системы визуализации данных контрастной компьютерной томографии является подсистема вторичной обработки и отображения данных.

Методы отображения информации о сосудистой системе по данным контрастной компьютерной томографии делятся на двумерные и трехмерные. Первые обладают сравнительно низкой наглядностью но позволяют проводить точные измерения параметров анатомических структур. Наиболее перспективным методом двумерной визуализации является отображение в режиме 2,5D с использованием структур, содержащих расширенные данные об анатомических объектах. Методы трехмерного отображения предназначены для визуального изучения пространственных взаимоотношений между анатомическими структурами и позволяют визуализировать объемную картину сосудистого русла.

По рассмотренным алгоритмам разработано соответствующее программное обеспечение, позволяющее выполнять визуализацию сосудистой системы мозга в различных режимах с разрешением до 1

мм. Результаты работы прошли апробацию в диагностическом центре ХОКБ.

Перспективой работы является разработка алгоритмов для автоматизированной идентификации сосудистых образований, методов получения и представления расширенной диагностической информации для систем нейрохирургического планирования.

Литература:

1. Мегель Ю.Е., Мустецов Т.Н., Мустецов Н.П. Возможности компьютерных технологий при формировании медицинских диагнозов // Сборник научных трудов 2-го Международного радиоэлектронного форума «Прикладная радиоэлектроника Состояние и перспективы развития» МРФ-2005.- Харьков: АН ПРЭ, ХНУРЕ, 2005.- Т.1.- С. 85-88.
2. Лучевая диагностика: клиничко-организационное руководство / Под ред. А.А. Важенина, М.В. Ростовцева.- Челябинск: Изд. «РЕКПОЛ», 2004.- 152 с.
3. Потапов А.А., Лихтерман Л.Б. Доказательная нейротравматология / под. ред. А.А. Потапова, Л.Б. Лихтермана. М.: Внешторгиздат, 2003.- 517 с.
4. Scheck R., Coppenrath E. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions.// Br J Radiol.- 1998.- Т. 71.- № 847.- P. 734-744.
5. Ertl-Wagner B., Hoffmann R., Bruning R. Diagnostic evaluation of the craniocervical vascular system with a 16-slice multi-detector row spiral CT. Protocols and first experiences //Radiologe.- 2002.- Т. 42.- № 9.- P. 728-732.
6. Wintermark M., Fischbein N, Smith WS. Accuracy of dynamic perfusion CT with deconvolution in detecting acute hemispheric stroke // AJNR - 2005.- Т. 26.- № 1.- P. 104-112.

7. Schmitt R., Christopoulos G., Salveter E. Diagnostic angiography using multi-slice spiral CT in acute obstruction of the basilar artery // Rontgenpraxis.- 2004.- Т. 55.- № 5.- P. 184-191.
8. Leclerc X, Taschner C., Vidal A. The role of spiral CT for the assessment of the intracranial circulation in suspected brain-death // J. Neuroradiol.- 2006.- Т. 33.-№ 2.- P. 90-95.
9. Мультимодальная визуализирующая рабочая станция MAX-VIEW 3.0 // Український медичний часопис.- 2000.- № 5 (19).- С. 81-84.
10. Павлидис Т. Алгоритмы машинной графики и обработки изображений.- М.: Радио и связь, 1986. – 198 с.
11. Поммерт А., Пфлессер Б. // Открытые Системы.- 1996.- Т. 5.- № 19.- С. 56-61.
12. Хилл Ф. OpenGL. Программирование компьютерной графики. Для профессионалов.- СПб.: Питер, 2002.- 1088 с.
13. Аврунин О.Г. Этапы развития стереотаксического метода / О.Г. Аврунин, С.Ю. Масловский, В. А. Пятков, В. В. Семенец // Експериментальна і клінічна медицина.- 2001.- № 1.- С. 125-127.
14. Аврунин О.Г. Опыт разработки программного обеспечения для визуализации томографических данных/ О. Г. Аврунин // Вісник НТУ «ХПІ». – 2006. – № 23.– С. 3-8.
15. Аврунин О.Г. Методы визуализации внутримозговых структур на современном этапе / О. Г. Аврунин, В. В. Семенец, А. Б. Щербакова // Радиоелектроника и информатика. – 1999. – № 4(9) – С. 107-108.
16. Аврунин О.Г. Возможности автоматического определения координат опорных стереотаксических ориентиров // Вісник НТУ «ХПІ».– 2003.– № 19.– С. 3-8.
17. Аврунин О.Г. Возможности повышения точности расчета зоны оперативного вмешательства при стереотаксических операциях на головном мозге человека // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.– 1998. – № 4. – С. 120-122.
18. Аврунин О.Г. Методика стереотаксических расчетов при интраоперационном проведении компьютерной томографии // Проблемы бионики. – 2002.– № 57. – С. 42–45.