

УДК 615.47

О. Г. Аврунин, д.т.н., профессор

М. Ю. Тымкович, аспирант

Х. И. Фарук, асп. кафедры БМИ ХНУРЭ

Харьковский национальный университет радиоэлектроники, кафедра Биомедицинской инженерии,
г. Харьков, Украина

РАЗРАБОТКА НАВИГАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ РИНОХИРУРГИИ

В работе сформулированы основные требования, предъявляемые к хирургической навигационной системе. Рассмотрен процесс разработки навигационной системы для ринохирургии, а также представлены предварительные результаты по разработке системы.

Ключевые слова: ринохирургия, навигационная система, оптическая регистрация, компьютерная томография.

У роботі сформульовано основні вимоги, що виставляються до хірургічної навігаційної системи. Розглянуто процес розробки навігаційної системи для ринохірургії, а також представлені попередні результати по розробці системи.

Ключові слова: ринохірургія, навігаційна система, оптична реєстрація, комп'ютерна томографія.

Введение

Использование современных высокотехнологических инструментов и средств в медицинской практике приводит к значительному положительному эффекту. Хирургия носа и околоносовых пазух не является исключением, она активно использует навигационные системы, эндоскопические

исследования [2, 5] и т. д. Исключительно важными средствами, применяемым в ринохирургии, являются хирургические навигационные системы. Проведение оперативного вмешательства с использованием навигационной системы на основе томографических данных, позволяет получить значительное количество дополнительной информации, при этом увеличивая его точность, а также снижая риск послеоперационных осложнений. В тоже время, применение современного навигационного оборудования в ринологической практике, как в Украине, так и в странах СНГ, ограничено из-за значительной стоимости таких систем.

Постановка задачи и цели работы

При разработке навигационной системы возникает ряд трудностей, которые осложняют её построение. В настоящий момент задача по реализации навигационной системы, совершенствования существующих методов регистрации, а также составных её частей является актуальным полем деятельности. Таким образом, целью работы является анализ и разработка составных частей хирургической навигационной системы, а также системы в целом.

Структура хирургической навигационной системы.

Хирургическую навигационную систему можно упрощенно представить следующим образом рис. 1.

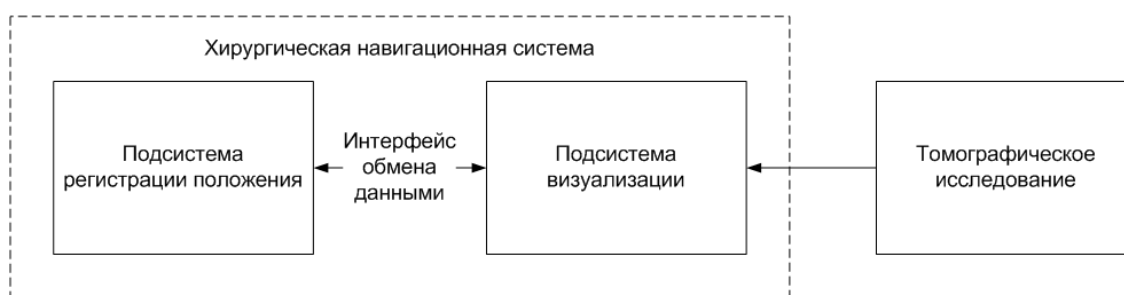


Рис. 1

Данные томографического исследования визуализируются в подсистеме визуализации, также в подсистему визуализации поступают данные о положении инструмента из подсистемы регистрации положения. Следует учитывать, что системы координат при визуализации должны совпадать, с этой целью необходимо либо жесткая фиксация головы пациента в системе координат операционного поля, либо производить постоянную фиксацию трансформации системы координат головы пациента, относительно системы координат операционного поля.

При разработке подсистемы в первую очередь необходимо учитывать основные аспекты, от которых будем отталкиваться в дальнейшем. На рис. 2 представлена их взаимосвязь, как видно все аспекты связаны, и изменение одного приводит к изменению оставшихся двух. К примеру, цена используемых составных компонентов влияет в значительной степени на точность работы целой системы и ее быстродействие. Требования к быстродействию системы, в свою очередь, ограничивают в выборе, исключая дорогостоящие компоненты, а также точности хирургической навигационной системы, и т. д.

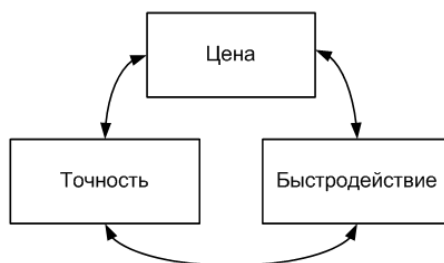


Рис. 2

Материалы и методы работы

Исходя из вышесказанного, наиболее оптимальным является использование оптического метода регистрации положения инструмента в хирургической навигационной системе, так как по сравнению с магнитными методами он обладает значительной дешевизной. В то же время с использованием оптического метода предоставляется возможным получение соизмеримой точности и быстродействия в сравнении с магнитным методом.

Подсистема визуализации должна обладать высоким быстродействием, для работы в реальном режиме времени, а также обеспечивать высокое качество визуализации томографического исследования. Это в первую очередь обеспечивается использованием современных высокопроизводительных графических станций, либо вычислительной сети из значительного количества устройств обладающих необходимым быстродействием, а также использованием эффективных подходов к визуализации объемных данных [1, 3, 8]. Подсистема регистрации положения должна обладать малой инертностью, с частотой обновления положения около 15–25 Гц, и сканируемым объемом порядка 300 мм, а также высокой точностью, ограничивающейся лишь разрешением объемных данных (для компьютерной томографии около 0,5 мм). Расчет положения и визуализация могут осуществляться как на одном вычислительном устройстве, так и на отдельных устройствах, но в случае распределенной архитектуры на интерфейс обмена данными накладываются ограничения касающиеся задержки данного интерфейса, кроме того, необходимо обеспечить контроль целостности принимаемых пакетов, а также их корректность.

На рис. 3 представлена схема определения положения. Две камеры (1, 2) с главными оптическими осями O_1 , O_2 и фокальным расстоянием F обеспечивают регистрацию положения в объеме V , ограниченном ближней (near) и дальней (far) плоскостями, а также полем пересечения видимости камер.

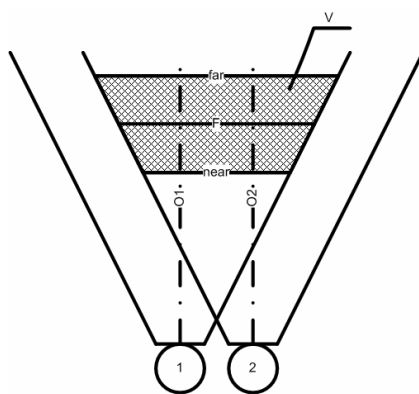


Рис. 3

Использование эпиполярного расположения в хирургической навигационной системе обуславливается компактностью, а также тем, что позволяет устанавливать соотношения между пикселями стереоизображений, основываясь на том, что элементы изображения располагаются в одной эпиполярной плоскости.

На рис. 4 представлен экспериментальный макет, который включает в себя две цифровые камеры высоко разрешения HP HD 5210. Результаты приведенных исследований произведены на данном макете.



Рис. 4

С целью определения наиболее оптимальных режимов съемки операционного поля определена экспериментальная зависимость разрешающей способности от расстояния (рис. 5). На

рисунке приведено несколько графиков зависимостей для таких разрешений: 640x480, 800x600, 1280x720, 1920x1280.

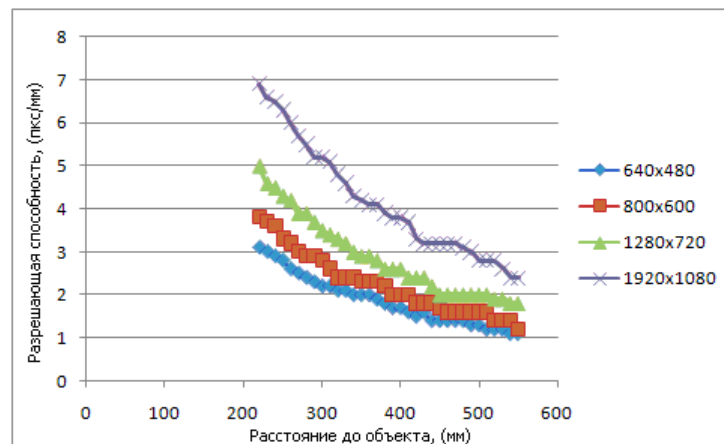


Рис. 5

Проанализировав графические зависимости можно прийти к выводу, что использование разрешения камеры 1920x1080 позволяет получить наилучшую точность. Но следует принять во внимание, что обработка такого количества пикселей с требуемой частотой обновления практически не возможна. Поэтому наиболее подходящим является разрешение 1280x720, которое сочетает в себе компромисс между ценой, точностью и быстродействием. Также по представленным графическим зависимостям производится выбор расстояния к дальней плоскости операционного поля, которое должно обеспечивать необходимую точность.

Основная задача подсистемы регистрации положения заключается в определении пространственных координат инструмента во время операционного вмешательства. Непосредственное определение облака точек, описывающих геометрию инструмента, по двум проекциям является невозможным в силу следующих причин: значительная часть инструмента находится не в прямой видимости к камерам (находятся внутри пациента); задача является вычислительно сложной особенно для реального режима времени. Поэтому воспользуемся допущением, что инструмент является недеформируемым, следовательно, взаимное расположение его вершин друг относительно друга в процессе трансформации (перемещения, вращения) не изменяется. Это свойство позволяет вычислить положение лишь некоторого числа вершин инструмента, а затем по координатам этих вершин и положение всего инструмента.

В первую очередь необходимо определить проекционные координаты этих вершин на стереоизображениях. В общем случае задача является не тривиальной и сложной. Для того чтобы решить данную проблему хирургический инструмент должен быть оборудован определенной насадкой, имеющей некоторое число маркеров – легко детектируемых алгоритмами компьютерного зрения объектов. Для этого решено воспользоваться разноцветными объектами шарообразной формы. Выбор формы исходит из свойств шара к проецированию, а также тем, что шар обладает наиболее оптимальным самозатенением, это в свою очередь сказывается на минимальном искажении детектируемой формы объекта при цветовой сегментации. Цвет используется для отделения маркера от фона, а также для идентификации конкретного маркера от других. Для сегментации маркеров от фона решено использовать сегментацию в пространстве HSV, обладающей значительными преимуществами по сравнению с сегментацией в цветовом пространстве RGB [4,10].

По полученным проекционным координатам необходимо получить координаты в трехмерном пространстве.

Процесс проецирования маркера на плоскости каждой из камер описывается выражением [6]:

$$m = PM, \quad (1)$$

где m – проекция маркера на плоскости изображения;

P – матрица проецирования;

M – положение маркера в пространстве.

Матрица представляет собой матрицу вида:

$$P = \begin{bmatrix} p_{00} & p_{01} & p_{02} & p_{03} \\ p_{10} & p_{11} & p_{12} & p_{13} \\ p_{20} & p_{21} & p_{22} & p_{23} \end{bmatrix}, \quad (2)$$

Матрица проецирования может быть описана внутренними и внешними параметрами [6]:

$$P = IE, \quad (3)$$

где I – матрица внутренних параметров камеры, E – матрица внешних параметров камеры.

В свою очередь матрица внутренних параметров камеры представляет собой матрицу 3×4 следующего вида [8]:

$$I = \begin{bmatrix} f\alpha & \gamma & c_x & 0 \\ 0 & f\beta & c_y & 0 \\ 0 & 0 & f & 0 \end{bmatrix}, \quad (4)$$

где f – фокальное расстояние, (c_x, c_y) – оптический центр камеры;

γ – угол между осями x и y , при угле 90° равен нулю;

α и β – учитывают физические размеры пикселя.

Матрица внешних параметров представляет собой матрицу 4×4 вида:

$$E = \begin{bmatrix} a_{00} & a_{01} & a_{02} & a_{03} \\ a_{10} & a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{20} & a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{30} & a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}, \quad (5)$$

Процесс вычисления матрицы проецирования называется калибровкой камеры [7, 9]. Для вычисления матрицы проецирования производится съемка калибровочной сцены. Далее на изображениях определяются характерные точки, положение в пространстве которых известно. Исходя из этого, процесс проецирования точек калибровочной сцены описывается выражением:

$$\begin{cases} v_1 = PV_1 \\ v_2 = PV_2 \\ \dots\dots\dots \\ v_n = PV_n \end{cases}, \quad (6)$$

где v_1, v_2, \dots, v_n – проекции точек калибровочной сцены;

P – матрица проецирования;

V_1, V_2, \dots, V_n – положения точек калибровочной сцены в пространстве.

Решение этого уравнения в приближенном виде относительно P для каждой из камер является последующим этапом.

Таким образом, регистрация маркера двумя камерами описывается следующим образом:

$$\begin{cases} m^1 = P^1 M \\ m^2 = P^2 M \end{cases}, \quad (7)$$

где m^1, m^2 – проекции маркера соответственно на первую и вторую камеры;

P^1, P^2 – матрицы проецирования первой и второй камер;

M – положения маркера в пространстве.

В этом выражении неизвестным является лишь положение маркера в пространстве (M), состоящее из трёх компонент X, Y, Z. Решив уравнение в приближенном виде относительно M, мы получаем координаты маркера в пространстве. А трансформация группы маркеров, задающей полностью недеформируемый инструмент, описывается выражением:

$$\begin{cases} M_1^{wt} = A^t M_1^o \\ M_2^{wt} = A^t M_2^o \\ M_3^{wt} = A^t M_3^o \\ M_4^{wt} = A^t M_4^o \end{cases}, \quad (8)$$

где M_1^{wt} , M_2^{wt} , M_3^{wt} , M_4^{wt} – вычисленные координаты положения маркеров на операционном поле в однородных координатах, для момента времени t;

A^t – матрица трансформации хирургического инструмента для момента времени t,;

$M_1^o, M_2^o, M_3^o, M_4^o$, – координаты маркера в системе координат объекта.

Вычислив матрицу трансформации A^t и зная геометрию инструмента, производится вычисление всей геометрии инструмента для момента времени t.

$$\begin{cases} V_1^{wt} = A^t V_1^o \\ V_2^{wt} = A^t V_2^o \\ \dots\dots\dots \\ V_n^{wt} = A^t V_n^o \end{cases}, \quad (9)$$

где $V_1^{wt}, V_2^{wt}, \dots, V_n^{wt}$ – координаты вершин инструмента на операционном поле для момента времени t;

$V_1^o, V_2^o, \dots, V_n^o$ – координаты верши инструмента в системе координат объекта.

Результаты работы и их обсуждение

В работе описан и реализован процесс регистрации положения хирургического инструмента в пространстве. Принципиальное отличие предлагаемой разработки от уже известных заключается в регистрации маркеров с использованием цветового разделения. Таким образом, необходимость в использовании активных маркеров отпадает и, следовательно, снижается цена. Также нет необходимости в использовании светоотражающих маркеров, которые имеют свои недостатки. Но следует учесть, что вся нагрузка переходит из уровня аппаратных средств на программный уровень. Это кроме сложности построения привносит ряд положительных эффектов, а именно: позволяет совершенствовать систему, модифицируя лишь программный уровень (и дистанционно в том числе); снижает затраты на один навигационный комплекс, путем сокращения цены аппаратного уровня.

Выводы и перспективы работы

Предварительные результаты показывают работоспособность оптического метода регистрации, потенциальную дешевизну метода, а также большие перспективы применения разрабатываемой хирургической навигационной системы. На основании полученных результатов ведется последующая работа по разработке компьютерной ринохирургической системы. Также, полученные результаты могут быть применены при обучении как студентов медицинской, так и технической направленности, связанных с использованием и разработкой таких систем. Дальнейший этап заключается в: совершенствовании составных частей системы; разработке полномасштабной действующей ринохирургической компьютерной навигационной системы, обеспечивающей заданную точность измерения положения, стойкость к различного рода помехам, присутствующим в операционной.

Список литературы

1. Kim K.H., Kwon M.J., Kwon S.M. Fast Surface and Volume Rendering Based on Shear-Warp Factorization for a Surgical Simulator // Computer Aided Surgery – 2002. – V. 7. – P. 268–278.
2. Кеннеди Д., Бекер Д. Эндоскопическая хирургия околоносовых пазух // Российская ринология. – 1998. – №1.
3. Newman T.S., Yi H. A survey of the marching cubes algorithm // Computer & Graphics – 2006. V. 30.

4. Sebastian P., Voon Y.V., Comley R. Colour Space Effect on Tracking in Video Surveillance // International Journal on Electrical Engineering and Informatics – 2010. – V.2. № 4. – P. 298–312.
5. Староха А.В., Давыдов А.В., Шилов М.В. Современные тенденции и принципы эндоназальной эндо-скопической ринохирургии // Сибирский онкологический журнал. – 2003. – № 1. – С. 34–37.
6. Taraglio S., Chiesa S. Evolutionary Approach to Epipolar Geometry Estimation // Advances in Theory and Applications of Stereo Vision – 2011. – P. 1-16.
7. Tsai R.Y. A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV Cameras and Lenses // IEEE Journal of Robotics and Automation – 1987. – Vol.RA-3, No.4. P.323-344.
8. Fishman E.K., Ney D.R., Heath D.G. Volume Rendering versus Maximum Intensity Projection in CT Angiography: What Works Best, When, and Why // Radiographics – 2006. – V. 26.
9. Zhang Z. A Flexible New Technique for Camera Calibration // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence – 2000. – Vol.22, № 11. P. 1330-1334.
10. Zhao M., Bu J., Chun C. Robust background subtraction in HSV color space // Proceedings of Multimedia Systems and Application V. – 2002.

DEVELOPMENT OF NAVIGATION SYSTEM FOR RHINOSURGERY

O. G. Avrunin, M. Y. Tymkovych

Kharkiv National University of Radioelectronics, Department of Biomedical Engineering

The paper formulated the basic requirements for a surgical navigation system. The process of development the navigation system for rhinosurgery was reviewed. Preliminary results on system development are presented.

Key words: rhinosurgery, navigation system, optical detection, computed tomography.

1. Kim K.H., Kwon M.J., Kwon S.M. Fast Surface and Volume Rendering Based on Shear-Warp Factorization for a Surgical Simulator // Computer Aided Surgery – 2002. – V. 7. – P. 268–278. (Eng.)
2. Kennedy D.W., Becker D.G. Endoscopic sinus surgery // Russian Rhinology. – 1998. – №1 (Rus.)
3. Newman T.S., Yi H. A survey of the marching cubes algorithm // Computer & Graphics – 2006. – V. 30. (Eng.)
4. Sebastian P., Voon Y.V., Comley R. Colour Space Effect on Tracking in Video Surveillance // International Journal on Electrical Engineering and Informatics – 2010. – V.2. № 4. – P. 298-312. (Eng)
5. Starokha A.V., Davydov A.V., Shilov M.V. Current trends and principles of endonasal endoscopic rhinosurgery // Siberian Journal of Oncology. – 2003. – № 1. P.34 – 37 (Rus.)
6. Taraglio S., Chiesa S. Evolutionary Approach to Epipolar Geometry Estimation // Advances in Theory and Applications of Stereo Vision – 2011. – P. 1–16. (Eng.)
7. Tsai R.Y. A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV Cameras and Lenses // IEEE Journal of Robotics and Automation – 1987. – Vol.RA-3, No.4. P.323–344. (Eng.)
8. Fishman E.K., Ney D.R., Heath D.G.. Volume Rendering versus Maximum Intensity Projection in CT Angiography: What Works Best, When, and Why // Radiographics – 2006. – V. 26. (Eng.)
9. Zhang Z. A Flexible New Technique for Camera Calibration // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence – 2000. – Vol.22, № 11. P. 1330-1334. (Eng.)
10. Zhao M., Bu J., Chun C. Robust background subtraction in HSV color space // Proceedings of Multimedia Systems and Application V. – 2002. (Eng.)