

Методы и средства документирования данных эндоскопического вмешательства¹

© В.К. Салахутдинов¹, Ю.Г. Сметанин, А.А. Соколов², Х.М. Юнис, А.Ю. Соколов³

¹ НИИ системных исследований РАН

² Центральная клиническая больница РАН

³ Компания «Вокорд»

vsalakhutdinov@gmail.com

Аннотация

Представлены результаты разработки методов и средств обработки и компактного документирования данных телевизионной эндоскопии. Предложена схема регистрации эндоскопических изображений. Разработан метод устранения пространственной ошибки модуляции. Показано, что при полном сохранении разрешения и качества цветопередачи предложенный метод позволяет сократить объем хранимых данных более чем на три порядка. Экспериментальные результаты показывают эффективность предложенного метода.

Введение

В современной медицине основной, а часто и единственно возможный малотравматический визуальный доступ к внутренним органам человека реализуется средствами эндоскопии, а полное документирование всей совокупности эндоскопических манипуляций и возможность оперативного доступа к этой информации, являются одним из обязательных требований [1]. Хранение и сопоставление изображений необходимо, в частности, для сравнения изображений пациента до и после операции для выяснения последствий хирургического лечения. В условиях страховой медицины такая процедура является достаточно распространенной.

Эндоскопические видеоизображения требуют для хранения памяти объемом порядка гигабайт. Сжатие видеоизображений не является перспективным способом решения задачи сокращения этого объема, поскольку не обеспечивает достаточно хорошего сочетания степени экономии памяти и сохранения требуемой информации.

Предлагаемый метод основан на замене видео-

изображений стационарными изображениями с целью устранения избыточной и малоинформативной информации. Такая замена приводит к тому, что вместо гигабайт достаточно хранить только мегабайты данных, следовательно, значительно облегчает процедуру сопоставления.

При этом информативные области видеоизображения, полученного эндоскопической камерой при движении, сшиваются в единое изображение.

Проблема в том, что подавляющее большинство объектов, обследуемых средствами эндоскопии, имеет трубковидную топологию [2], изображение, регистрируемое телевизионным сенсором эндоскопа, представляет собой совокупность двусвязных фигур, которые невозможно сшить между собой в единую картину, а размер файла данных одиночного документирования составляет несколько гигабайт [3].

В работе представлены результаты разработки методов и средств обработки и компактного документирования данных телевизионной эндоскопии. Идея предлагаемого подхода заключается в преобразовании снимаемых камерой колец в прямоугольные области, удобные для сшивки. В настоящее время в медицинской практике не используется аналогов предлагаемого подхода.

В первой части работы приведено описание задачи и предложенного подхода к ее решению, во второй – разработанный алгоритм устранения пространственной ошибки пространственной модуляции. Представлены результаты испытаний метода.

1 Метод 2D регистрации. Общий принцип

На рис. 1 представлена структурная схема телевизионной регистрации изображений при эндоскопическом обследовании.

На рис. 2а представлен пример характерного изображения, регистрируемого эндоскопическим датчиком в процессе обследования. При смещении камеры получается новое кольцо, соответствующее следующему участку обследуемого объекта.

Труды 12^й Всероссийской научной конференции «Электронные библиотеки: перспективные методы и технологии, электронные коллекции» – RCDL'2010, Казань, Россия, 2010

Особенность регистрируемого изображения состоит в том, что полезная информация (удовлетворительные разрешение и масштаб) содержится только в малой части изображения (Inforegion).

Внешняя часть кольца находится близко от объектива камеры; эта часть изображения расфокусирована и искажена.

Средняя часть изображения – дальняя часть, масштаб которой слишком мал при используемом изображении. Кроме того, соответствующие части объекта рассматриваются под очень острым углом.

Эти две части (заштрихованные на рис. 2б) практически бесполезны и отбрасываются в предлагаемом методе. Содержащая полезную информацию область между ними очень невелика: ее доля не превышает нескольких процентов. Эта область преобразуется в прямоугольник. Следующее изображение фиксируется при сдвиге на дискретный шаг, и процедура повторяется. Такая дискретизация приводит к еще большей экономии памяти.

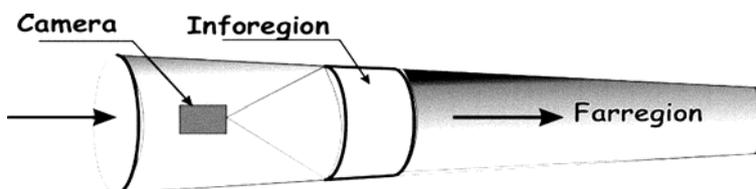


Рис. 1. Схема эндоскопической регистрации изображений

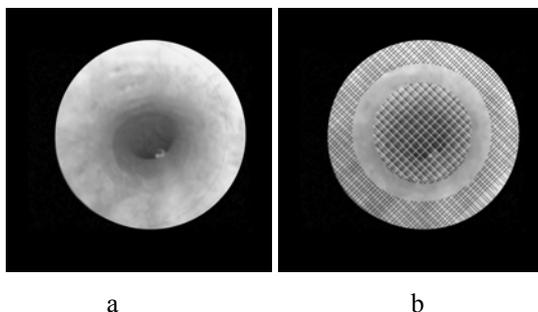


Рис. 2. Изображение, регистрируемое эндоскопическим сенсором (a), и информационно значимая область (b). Заштрихованы малоинформативные части изображения

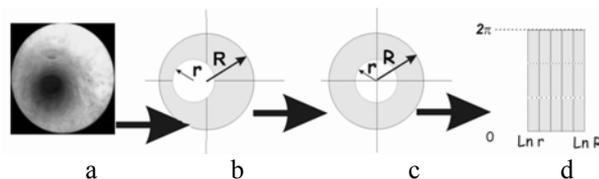


Рис. 3. Преобразование изображений для сшивки

На рис. 3а представлено реальное изображение фрагмента мочеточника при эндоскопической регистрации.

Визуализация полной картины обследуемого объекта требует сшивки информационно значимых областей при последовательных положениях датчика.

Нетривиальность задачи сшивки связана с тем, что информативные области представляют собой двусвязные фигуры с нелинейными искажениями масштаба, прямая сшивка которых принципиально невозможна. Решить указанную задачу позволяет конформное преобразование исходного изображения.

На рис. 3б – 3д представлена схема такого преобразования. Преобразование 2б в 2с переводит удаленную область в центр картины и устраняет

искажения масштаба. Преобразование 2с в 2д переводит кольцо, соответствующее информативной области, в прямоугольную полоску.

Для преобразования информативной области, определяемую двумя concentрическими кругами с теми же радиусами, применяется дробно-линейное конформное преобразование

$$z_1 = \frac{az + b}{cz + d}$$

Для определения дробно-линейного преобразования достаточно определить его значения в трех точках. В качестве таковых мы выбираем две точки на действительной оси – (+R) и (-R), остающиеся неподвижными, и центр внутреннего круга:

$$z_1^1 = z_1(-l) = 0, \quad z_1^2 = z_1(-R) = -R, \quad z_1^3 = z_1(R) = R.$$

Подставляя эти значения в формулу, определяющую параметры дробно-линейного преобразования по трем точкам, получаем уравнение

$$\frac{z_1}{z_1 + R} \cdot \frac{2R}{R} = \frac{z + l}{z + R} \cdot \frac{2R}{R + l}.$$

Решение этого уравнения

$$z_1 = \frac{z + l}{(zl/R^2) + 1}.$$

Разрез полученного конца по действительной оси слева от внутреннего круга превращает двусвязную область в односвязную, отображение которой в прямоугольник реализуется функцией $\ln z$, являющейся на этой области однолистной.

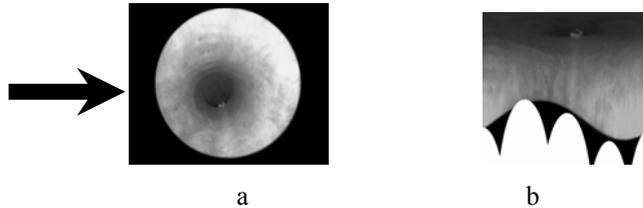


Рис. 4. Пример развертки эндоскопического изображения; здесь 4а – исходное изображение, 4б – развернутое в прямоугольный фрагмент

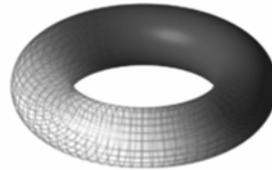


Рис. 5. Участок трубы, аппроксимированный тором заданного большого радиуса R

2 Устранение пространственной ошибки пространственной модуляции

Рассмотрим решение в следующем порядке по параметру $1/R$, т. е. будем считать, что у трубы для одного снимка (ограничивающего небольшой участок поверхности вдоль трубы) есть большой (но конечный) постоянный радиус кривизны R . Этот радиус кривизны меняется при существенном перемещении видеосенсора, при этом на двух соседних кадрах видеоряда его можно считать примерно постоянным.

Если для всех точек одного изображения радиус кривизны постоянен, то трехмерные координаты этих точек лежат на поверхности тора (см. рис. 5), следовательно, удовлетворяют уравнениям

$$\begin{cases} x(\varphi, \psi) = (R + r \cos \varphi) \cos \psi, \\ y(\varphi, \psi) = (R + r \cos \varphi) \sin \psi, \\ z(\varphi, \psi) = r \sin \varphi. \end{cases} \quad (1)$$

Для каждого снимка необходимо определить направление на центр тора (т. е. вектор вдоль большо-

го радиуса кривизны). Это можно сделать, например, считая, что оптическая ось видеосенсора расположена вдоль тора, и направление на центр тора на двумерном изображении соответствует отрезку, соединяющему центр оптической оси объектива и центр центральной темной области изображения (см. рис. 6).

$$w = \ln \frac{z + l}{(zl/R^2) + 1}.$$

Очевидно, что последующая сшивка развернутых прямоугольных фрагментов в общее изображение представляет собой простую техническую задачу.

Результат реконструкции реального изображения представлен на рис. 4. Видно, что смещение оптической оси камеры относительно оси обследуемого объекта приводит к пространственной модуляции результирующего изображения.

Выберем систему координат (u, v) в плоскости сенсора камеры, ориентированную так, что ось v направлена вдоль z , u – вдоль y , а ось x перпендикулярна (u, v) . Координаты точки на изображении (u, v) связаны с трехмерными координатами на торе соотношениями перспективной проекции:

$$y = fz/x, u = f(Y - R)/x, \quad (2)$$

где f – фокусное расстояние камеры.

Предположим теперь, что видеосенсор перемещается вдоль канала. При перемещении между двумя соседними кадрами можно считать, что видеосенсор остается неподвижным, а тор поворачивается навстречу видеосенсору, т. е. координата ψ для заданной точки на поверхности тора изменяется на малый угол $d\psi$, при этом остальные координаты (r

и φ) остаются неизменными. При таком повороте координаты x, y, z изменяются на малые величины в соответствии с (1):

$$\begin{cases} dx = -(R + r \cos \varphi) \sin \psi \, d\psi = -(R + r \cos \varphi) d\psi, \\ dy = (R + r \cos \varphi) \cos \psi \, d\psi = 0, \\ dz = 0 \end{cases}$$

(т. к. $\psi = \pi/2$ для выбранного положения системы координат). Подставляя это в (2), получим

$$dv = -fz dx / x^2, \quad du = fR dx / x^2,$$

откуда

$$dv / du = z / R. \quad (3)$$

Видно, что искажения устраняются применением следующего алгоритма.

Определяем координату z , исходя из предыдущих формул для (прямой трубы), смещение одинаковых участков изображения определяем из алгоритма SIFT [4] для поиска парных соответствий на изображениях (см. рис. 6), что позволяет определить величины dv/du для указанной точки, и из соотношения (3) определяем радиус кривизны канала. Действуя итеративно, находим примерный радиус кривизны канала для каждого положения зонда, что дает возможность восстановить форму канала от его начала и положение видеосенсора в нем.

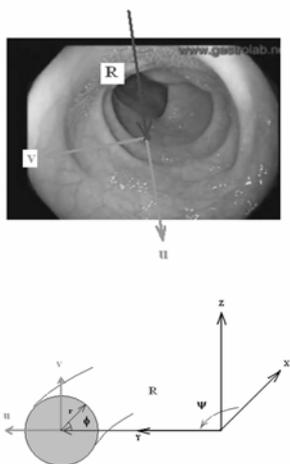


Рис. 6. Выбор системы координат в каждом участке снимка

Результат реконструкции изображения – 10 см. участка мочеточника – представлен на рис. 7. Размер исходного файла 320 Мбайт. Размер реконструированного изображения – менее 3 Мбайт.

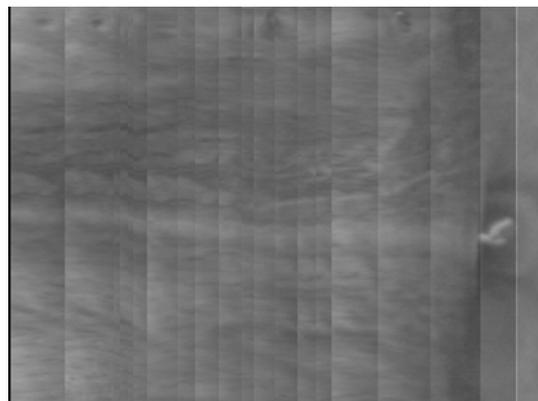


Рис. 7. Реконструированное эндоизображение 10 см фрагмента мочеточника

Видно, что предложенный метод позволяет сократить объем данных более чем на три порядка при полном сохранении разрешения и качества цветопередачи.

Литература

- [1] Чернеховская Н.Е. Современные технологии в эндоскопии. – М., 2004.
- [2] Miranda-Luna R., Daul C., Blondel W.C., Hernandez-Mier Y., Wolf D., Guillemin F., Mosaicing of bladder endoscopic image sequences: distortion calibration and registration algorithm//Biomed. Eng., IEEE Trans. – 2008. – V. 55, No 2. – P. 541-553.
- [3] Кирсанов И.И., Гуляев А.А., Пахомова Г.В., Ярцев П.А., Левитский В.Д., Черныш О.А. Видеолaparоскопия при прободной язве желудка и двенадцатиперстной кишки // Эндоскопическая хирургия. – 2010. – № 1. – С. 37-41.
- [4] Oh J.-H., Hwang S., Tavanapong W., de Groen P.C., Wong J. Blurry-frame detection and shot segmentation in colonoscopy videos// IS&T/SPIE Symposium on Electronic Imaging, 2004, San Jose, CA, USA, SPIE, 2004. – P. 531-542.
- [5] Chen Ying-ju, Yasen W., Jeongkyu L.E.E., Dongha L.E.E., Yongho K.I.M. Developing assessment system for wireless capsule endoscopy videos based on event detection// Proc. SPIE. – 2009. – V. 7260. – P. 1-11.

Methods and tools of documenting the data of endoscopic intervention

V.K. Salakhutdinov, Yu.G. Smetanin, A.A. Sokolov,
H. Yunis, A.Yu. Sokolov

Methods and tools for processing and documenting TV endoscopy data are presented. A structural scheme for TV image registration is proposed. A method for correcting the spatial error of modulation is developed. The method was shown to reduce the volume of the data to store more than by three orders of magnitude while retaining the resolution and the quality of color of the transmitted images. Experimental results demonstrate the efficiency of the proposed method.

ⁱ Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ (проекты 09-07-00309, 09-07-00444 и 09-08-00993)