

МОНИТОРИНГ ДВИЖЕНИЙ ГОЛОВЫ С ПОМОЩЬЮ ФОВЕАЛЬНОГО ПОДХОДА И ДЕТЕКТИРОВАНИЯ ЛОКАЛЬНЫХ ЛИЦЕВЫХ ОПОРНЫХ ТОЧЕК

С. Анищенко¹, Д. Шапошников¹, Л. Подладчикова,¹
Р. Камли², К. Сухоленцев², К. Гао²

¹НИИ Нейрокибернетики им. А. Б. Когана, Южный федеральный университет,
344090 Россия, г. Ростов-на-Дону, пр. Стачки, 194/1, dima@nisms.krinc.ru.

²Школа компьютерных наук, Миддлсекский университет,
NW4 4BT Великобритания, г. Лондон, X.Gao@mdx.ac.uk

Представлены алгоритмы и процедуры мониторинга движений головы человека, основанные на трёх моделях зрения (CIECAM'97, RETINA, и BMV) и детектировании локальных лицевых опорных точек. Они тестировались на видеоизображениях людей ($n=5$) с различным цветом кожи. Определены условия освещённости для высокой эффективности разработанных алгоритмов (более 30 кд/м²). При таких условиях сегментация лица и детектирование локальных опорных точек с вероятностью $p=1$ и $p=0.98$ соответственно.

Введение

Оценка движения головы важна для многих практических задач, включая медицинские [3-5,8,10,13-17]. В частности, движение головы при томографическом обследовании значительно ухудшает качество изображений мозга [4,8,10,14,16]. Следовательно, определение смещений головы и коррекция получаемых изображений необходимы для точного количественного анализа данных томографии. Известные методы [4,8,10,15,17] для уменьшения влияния движений головы делятся на несколько категорий: выравнивание изображений в режиме list-mode или frame-mode, оптические системы, отслеживающие устройства, закреплённые на голове пациента и комбинации этих методов. До настоящего времени оптические системы, были предпочтительнее с точки зрения простоты в использовании. Однако, точность детектирования параметров движения в таких системах относительно не высока. Один из подходов для решения подобных задач связан с разработкой систем, имитирующих биологические механизмы зрения, называемых Фовеальные системы [2, 3]. Такие системы имитируют пространственную неоднородность остроты зрения, меняющуюся от центра

сетчатки (фовеа) к периферии, и механизмы внимания взгляда при осмотре изображений. В данной работе представлен новый подход к разработке системы оценки движений головы в процессе томографии мозга, основанный на использовании трёх моделей зрения. Модель CIECAM97 [6, 9] предназначена для оценки цветового восприятия инвариантно к условиям освещения. Поведенческая модель зрения BMV имитирует некоторые механизмы зрительной системы при восприятии объектов [11]. Ретинальная нейросетевая модель предназначена для оценки параметров движения [12]. Эти модели используются для цветовой сегментации области лица на изображении, выделения локальных лицевых опорных точек, ЛОТ (внешние уголки глаз и середина основания носа), и детектирования момента движения, соответственно. Базовые алгоритмы и общая архитектура системы были детально описаны ранее [1, 7]. В этой статье представлены некоторые модификации системы и результаты тестирования в процессе обработки видеоизображений людей с различным цветом кожи и при разных условиях освещённости.

Базовые алгоритмы и процедуры

Представленная система включает в себя четыре базовых модуля (Рис. 1). Входной

модуль состоит из двух калиброванных цифровых камер для мониторинга движений головы человека. На первом изображении сегментируется область лица и, затем, на выделенном фрагменте изображения детектируются ЛОТ (Рис. 2). После этого, в выделенных опорных точках размещаются рецептивные поля (РП) модуля идентификации момента движения (Рис. 3,б). Все последующие видеоизображения обрабатываются модулем детектирования движений в режиме реального времени. В случае идентификации момента движения, происходит определение новых позиций опорных точек. Координаты ЛОТ для всех идентифицированных моментов движения в течение всей сессии сохраняется в системе для дальнейшего расчёта параметров движения.

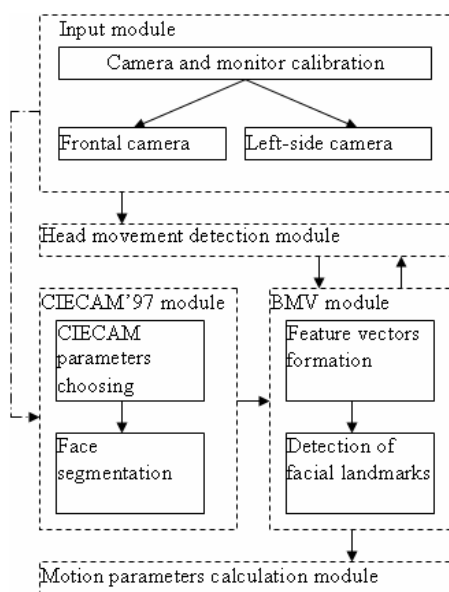


Рис. 1. Блок-схема системы детектирования и анализа движений головы.

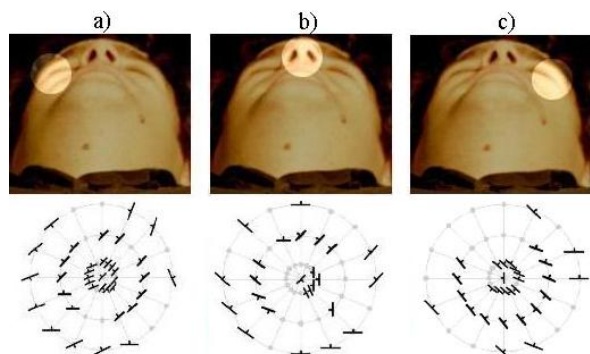


Рис. 2. Признаковый вектор лицевых опорных точек объекта: (а) уголок правого глаза, (б) середина основания носа, (с) уголок левого глаза.

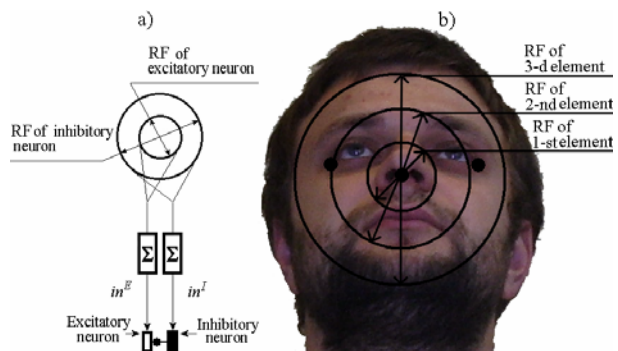


Рис. 3. Элемент ретиальной модели (а) и рецептивные поля возбуждающих нейронов на лицевых опорных точках (б).

При реализации алгоритма сегментации лица, параметры модели CIECAM97 выбирались, как среднее значение для различных цветов кожи, или могли быть получены по результатам оценки первого изображения из анализируемой последовательности. Эти параметры затем использовались в качестве пороговых значений для сегментации области лица на других изображениях.

В качестве ЛОТ были выбраны внешние уголки глаз и середина основания носа, так как они имеют относительно постоянные локальные признаки. Признаковое описание каждой ЛОТ (см. Рис. 2) формируется с помощью пространственно-неоднородного входного окна и представляется в виде многомерного вектора. Компонентами вектора являются первичные признаки, детектированные в окрестности каждого из 49-ти узлов входного окна A_i , $i=0, 1...48$. Каждый компонент признакового вектора является ориентацией локального «цветового» перепада значений модели CIECAM97 (яркости, хроматичности и цветности), детектированного с помощью разности двух ориентированных Гауссианов со смещенными центрами.

Эталонное описание каждой выбранной ЛОТ определялось при позиционировании оператором входного окна в соответствующей точке на первом изображении из последовательности. Затем все изображения одного и того же человека сканировалась входным окном для поиска точек, в которых признаковый вектор совпадал с эталонным.

Для модуля детектирования движений головы, в качестве базового элемента, использовалась пара возбуждающего и

тормозного нейронов (Рис. 3,а) с различными размерами РП и временем задержки, подобным [12]. Три таких пары с вложенными РП были размещены в опорных точках.

Компьютерное тестирование

Для тестирования разработанных алгоритмов использовались две базы изображений. Первая база (n=12) включает в себя изображения человека, лежащего внутри томографа, с известными положениями головы, измеренным с помощью встроенного в томограф красного лазерного луча, и условиями освещённости. Все изображения имеют одинаковые размеры (640x427 пикселей) и получены при помощи калиброванных камер. Вторая база, состоит из видеоизображений людей (n=4) с различным цветом кожи при разных уровнях освещённости. Во время получения видеоданных, добровольцы двигали головой (поворот и наклон в разные стороны был не более 30°). Размер каждого изображения базы составлял 640x480 пикселей. Пример сегментации лица и детектирования опорных точек представлены на Рис. 4.

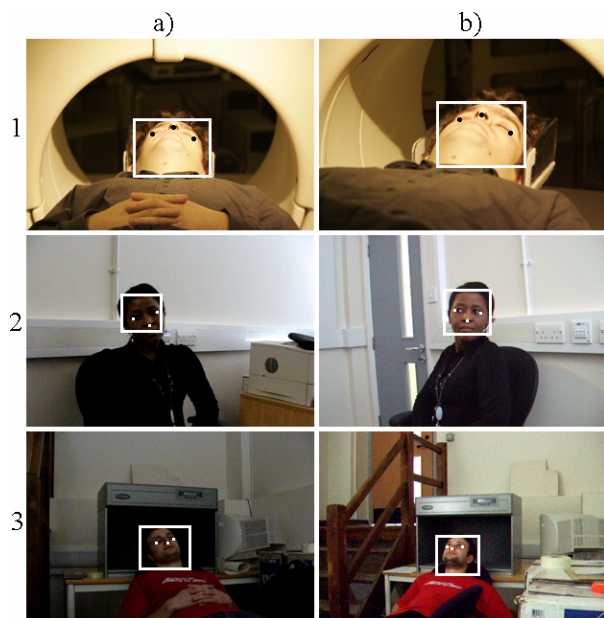


Рис. 4. Пример сегментации изображений (область лица выделена белым квадратом) и детектирования лицевых опорных точек. а) фронтальная камера, б) левая камера. Уровень освещённости в (1), (2), (3) равен 353, 78, 6 кд/м² соответственно.

Тестирование показало, что эффективность алгоритмов сегментации и детектирования сильно зависят от уровня освещённости (Рис. 5). Вероятность сегментации и детектирования опорных точек составила 1 и 0.98 для высокого уровня освещённости, а для низкого - 0.8 и 0.7 соответственно.

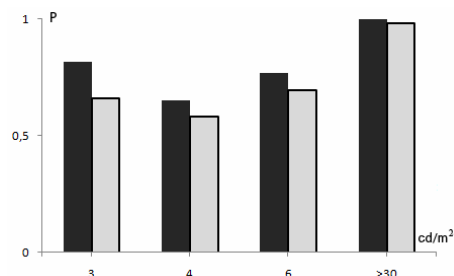


Рис. 5. Зависимость вероятности сегментации лица (чёрные колонки) и детектирования опорных точек (серые колонки) от уровня освещённости.

Пример активности трёх возбуждающих нейронов ретиальной модели при обработке видеоизображений в режиме реального времени представлен на Рис. 6. Видно, что чувствительность модели к движению головы зависит от размера РП.

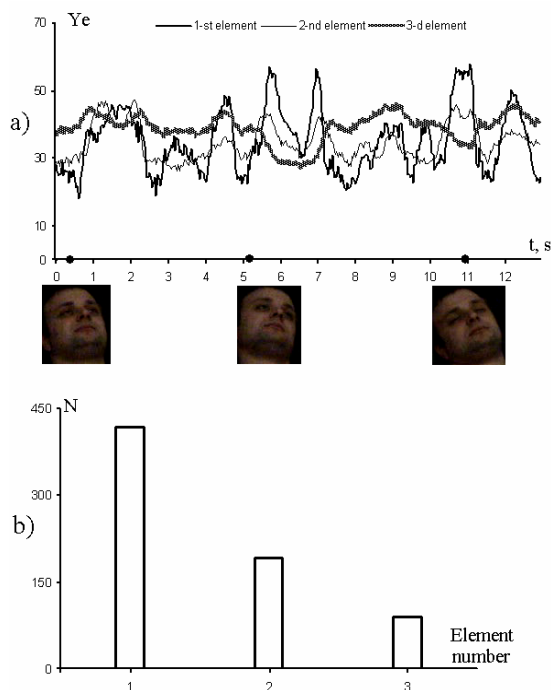


Рис. 6. Пример активности трёх возбуждающих нейронов ретиальной модели при обработке видео изображений в режиме реального времени: (а) динамика выходной функции Y_e для нейрона с минимальным (10 пикселей), средним (20 пикселей) и максимальным (30 пикселей) РП. В нижнем ряду представлены сегментированные изображения в моменты резких изменений Y_e ; (б) количество значений Y_e , превышающих порог.

Заключение

Представлены алгоритмы и процедуры для мониторинга движений головы человека, основанные на трёх моделях зрения (CIECAM'97, RETINA и BMV). Разработанные алгоритмы показали высокую эффективность обработки видеоизображений при освещённости более 30 кд/м². При такой освещённости вероятность сегментации лица составила $p=1$, а вероятность детектирования ЛОТ - $p=0.98$ с точностью 1.45 ± 0.85 пикселей. Предварительные оценки показали, что параметры движения головы могут быть получены с высокой точностью. В частности, угол поворота до 5° можно оценить с помощью ретинальной модели. Затем, анализируя пространственные и угловые отношения между лицевыми опорными точками, идентифицированными в моменты движений головы, степень поворота можно определить более точно. В текущей реализации время обработки одного изображения составило 150 мс, 1 с, 1 с для ретинальной, CIECAM97, BMV моделей соответственно. Предполагается, что некоторые модификации алгоритмов и настройка параметров смогут улучшить производительность системы. Работа поддержана программой научного сотрудничества для британских и российских вузов (BRIDGE).

Литература

1. S. Anishchenko, V. Osinov, D. Shaposhnikov, L. Podlachikova, R. Comley, X.W. Gao. Toward a Robust System to Monitor Head Motions during PET Based on Facial Landmark Detection: a New Approach. // In proc. 21-st IEEE Int. Symp. On Comp.-Based Med. Sys., Finland, 2008. – 2008. – P. 50-52.
2. C. Bandera, P. Scott. Machine Vision for Pursuit. The Foveal Alternative? // J. of Electronic Defense. – 1991. - Vol. 14, iss. 10. – P. 61-66.
3. A. Benoit, A. Caplier. Biological Approach for Head Motion Detection and Analysis. // In Proc. 13-th European Signal Processing Conference EUSIPCO-2005, Antalya, Turkey, 2005.
4. P.M. Bloomfield, T.J. Spinks, J. Reed, L. Schnoor, A.M. Westrip, L. Livieratos, R. Fulton, T. Jones. The Development of a Motion Correction System in Neurological PET Using List Mode Data Acquisition and a Polaris Tracking System. // Neuroimage. – 2002. - No. 16. – P. 15.
5. P. Bühler, U. Just, E. Will, J. Kotzerke, and J. van den Hoff. An Accurate Method for Correction of Head Movement in PET. // IEEE Transaction on Medical Imaging. – 2004. – Vol. 23, iss. 9. - P. 1176-1185.
6. CIE, The CIE 1997 Interim Colour Appearance Model (Simple Version), CIECAM97s. // CIE TC1-34, April, 1998.
7. X.W. Gao, S. Anishenko, D. Shaposhnikov, L. Podlachikova, S. Batty, and J. Clark. High-precision Detection of Facial Landmarks to Estimate Head Motions Based on Vision Models. // J. of Computer Science. – 2007. - Vol. 3, No. 7. – P. 528-532.
8. B.F. Hutton, A.Z. Kyme, Y.H. Lau, D.W. Skerrett, R.R. Fulton. A Hybrid 3-D Reconstruction/registration Algorithm for Correction of Head Motion in Emission Tomography. // IEEE Trans. Nucl. Sci. – 2002. - No. 49. – P. 188-194.
9. M.R. Luo, and R.W.G. Hunt. The Structure of the CIE 1997 Colour Appearance Model (CIECAM97s). // Color Res. Appl. – 1998. -No. 23. – P. 138-146.
10. A. Rahmim. Advanced Motion Correction Methods in PET. Review Article // Iran J. Nucl. Med. - 2005. Vol. 13, No. 241. – P. 1-17.
11. I. Rybak, V. Gusakova, A. Golovan, L. Podlachikova, N. Shevtsova. Attention-guided Recognition Based on «What»; and «Where» Representations: A Behavioral Model. // Neurobiology of Attention, Elsevier, 2005. - P. 663-670.
12. N.A. Shevtsova, A.V. Golovan, L.N. Podlachikova, V.I. Gusakova, D.G. Shaposhnikov, A. Faure. Estimation of Motion Parameters by Retina-Like Neural Network Model. // Neurocomputers for Image and Signal Processing, Springer Verlag GmbH, 2008 (in press).
13. T.R. Steger and E. F. Jackson. Real-time Motion Detection of Functional MRI Data // J. of Applied Clinical Med. Phys. – 2004. – Vol. 5, No 2. – P. 64-70.
14. L. Tellmann, R. Fulton, U. Pietrzyk, I. Nickel, I. Stangier, O. Winz, H. Herzog. Concepts of Registration and Correction of Head Motion in Positron Emission Tomography. // Z Med Phys. - 2006. - Vol. 16, No. 1. -P. 67-74.
15. H. Watabe, K. Koshino, P.M. Bloomfield, R.R. Fulton, H. Iida. Development of Motion Correction Technique for PET Study Using Optical Tracking System. // International Congress Series. – 2004. – No.1265. – P. 31 – 38.
16. R.P. Woods, S.R. Cherry, J.C. Mazziotta. Rapid Automated Algorithm for Aligning and Reclining PET Images. // J Comput Assist Tomogr. – 1992. - No. 16. – P. 620-633.
17. H. Zaidi, M.-L. Montandon, and S. Meikleb. Strategies for Attenuation Compensation in Neurological PET Studies. Review. // NeuroImage. – 2007. – No. 34. – P. 518 – 541.