

ИССЛЕДОВАНИЕ ГРАНИЦ ПРИМЕНИМОСТИ МЕТОДИКИ ИНТЕГРАЛЬНОЙ ОЦЕНКИ В ЗАДАЧАХ АНАЛИЗА МНОГОМЕРНЫХ МЕДИЦИНСКИХ ДАННЫХ

Стромов Г.Г., Рыжков Д.В.

Научный руководитель: Евтушенко Г.С., д.т.н., профессор

Томский политехнический университет, 634050, Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30

E-mail: stromoff@gmail.com, ryzhkoff.d.v@gmail.com.

Проблемы автоматизации поиска областей интереса на трехмерных медицинских изображениях, например, полученных на основе компьютерной, магнито-резонансной, ультразвуковой томографии и т.п. заключаются как в больших объемах вычислений, так и в сложности используемых алгоритмов распознавания. Наряду с этими, чисто техническими проблемами, которые могут быть успешно преодолены увеличением вычислительных мощностей компьютеров, существуют проблемы анализа получаемых *in vivo* изображений методологического характера. К ним относятся получение и анализ изображения на фоне высокого уровня случайных помех, в условиях широкой внутри- и междуиндивидуальной вариабельности измеряемых характеристик у исследуемых биообъектов. В этих условиях качество решения диагностических задач на основе реконструкции и компьютерного анализа медицинских изображений существенным образом определяется не только возможностями формализации самого процесса обработки цифрового изображения, сколько поиском и определением методик и критериев, используемых для сравнения анализируемого изображения с набором референтных изображений, определяющих интересующий врача клинический диагноз. В работе [0] описаны общие подходы применения методики интегральной оценки состояния [0] в задаче автоматизированного поиска областей интереса в трехмерных медицинских изображениях. В качестве исходных данных используются модельные МРТ-изображения, предоставляемые ресурсом BrainWeb [0], строящиеся на базе двух фантомов: нормального и содержащего морфологический субстрат – проявление рассеянного склероза тяжелой степени. Анализ распределения интегральных оценок для групп, состоящих из нормальных и патологических изображений соответственно, показывает, что фрагментам, содержащим проявления патологии, соответствуют большие значения, что является основой для выделения областей интереса в исследуемых изображениях. В данной работе рассматривается поиск и обоснование критериев оптимального выделения областей интереса на трехмерных медицинских изображениях, а также методика реконструкции морфологического субстрата.

Интегральная оценка состояния проводится для матриц типа «объект-признак», строки в

которых представляют объекты сравниваемых выборок, а столбцы – их атрибуты. Матрицы, идентичные или имеющие малые отличия по набору признаков, характеризуются величиной интегральной оценки, близкой к 0.5, имеющие значительные отличия – оценкой сильно выше 0.5. На полученную величину оценки влияет объем референтной выборки. Согласно [0,0], минимальный размер матрицы, представляющей данное состояние, должен составлять $N+1 \times N$, где N – количество признаков. В проводимых исследованиях выдерживалось соотношение между количеством признаков и объектов как 1:6.25 во избежание эффекта завышения значений интегральных оценок при недостаточных объемах выборок. Кроме того, в процессе расчета происходит статистическое моделирование референтной выборки, что также уменьшает коэффициент вариации и повышает точность и воспроизводимость результатов. Оцениваемое состояние представлено одним объектом. Исходные файлы представляют собой трехмерные матрицы размерностью 181×217 пикселей в поперечном разрезе и задаваемым шагом от 1 до 10 пикселей – в сагиттальном разрезе (181 пиксел – при максимальном разрешении). Изображения – монохромные, с глубиной цвета 8 или 12 битов с опционально накладываемым шумом. Патологический и нормальный фантомы соматотипически идентичны и отличаются только наличием морфологического субстрата в области мозолистого тела и затылочно-височной извины. Патологические участки отчетливо видны при различных режимах сканирования, в настоящем исследовании мы остановились на T1-взвешенном режиме, в котором морфологический субстрат проявляется в виде гипоинтенсивных областей на изображении. Матрицы для расчетов формируются следующим образом (см. Рис. 1). Исходные файлы делятся на мелкие области равного размера (объемные или плоские блоки) с одинаковым смещением от начала координат для каждого, разворачиваемые в вектор значений яркостей пикселей, пронормированных на интервале 0÷1. Важно отметить, что способ разворота блока в вектор, т.е. порядок следования атрибутов, не влияет на величину интегральной оценки, принципиально только единообразие трансформации фрагментов во всех изображениях. Соответствующие вектора агрегируются в двумерные массивы, представляющие собой референтное или оцениваемое состояние в зависимости от типа фантома.

Расчеты проводились несколькими сериями, в каждой из которых фиксировался определенный уровень шума, накладываемый на фантомы при моделировании снимков: 3%, 5%, 7%, 10%, 11% и 15%. В этих сериях анализировалась зависимость распределения оценок от размера и формы блока, на которые разбиваются изображения.

Наши расчеты показали, что в зависимости от уровня помех есть несколько зон, или «окон», на которые можно условно разделить чувствительность распознавания различий в снимках:

1) зона высокой чувствительности: при уровне до 9% субстрат определяется при любом способе разбиения изображений и во всех срезах;

2) зона условной восприимчивости: при уровне шума от 10% до 14% области интереса определяются, но не на всех размерностях блоков, и/или могут выпадать на соседних срезах;

3) «глухая» зона: при 15% и выше – различимость к патологии на фоне помех исчезает.

Оптимальность выбора размеров партиционирования снимков определяется исходя из решаемой задачи. Если важно получить подробную информацию о свойствах изучаемой области, лучше выбрать малые размеры блоков. В этом случае гетерогенность изучаемого объекта, если таковая присутствует, обязательно проявится на термокарте в виде прилегающих сегментов с высокой, но различной, яркостью. Несколько увеличив размер блока, можно снизить количество артефактов, обусловленных помехами, в конечном изображении, сохранив при этом достаточную информативность. Высокая зашумленность анализируемых изображений (которую можно трактовать еще и как незначительно отличающуюся от окружающей среды анализируемую область) не позволяет получить детализированную информацию об объекте, и разбиение снимка на крупные фрагменты в такой ситуации делает возможным обнаружить наличие патологии.

Таким образом, общая тенденция, которая наблюдается во всех сериях расчетов: при увеличении размера блока повышается чувствительность методики, но информация о структурных особенностях области интереса снижается. Техника реконструкции субстрата применима только для изображений, попадающих в зону высокой чувствительности, поскольку только в этом случае можно получить непрерывное пространственное описание найденного объекта, и заключается в послойной сшивке битовых карт в единое трехмерное изображение.

Ссылки:

1. Стромов Г. Г., Фокин В. А., Евтушенко Г. С. Интегральная оценка трехмерных

биомедицинских изображений с использованием технологии распределенных вычислений // Биотехносфера, 2012. – № 3-4. – С. 68-72.

2. Стромов Г.Г., Рыжков Д.В. Статистическое моделирование данных для интегральной оценки трехмерных изображений. // Сборник трудов XVIII международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Современные техника и технологии», 9-12 апреля 2012, Томск. - Т.2. - С. 79-80.

3. Фокин В.А. / Технология интегральной оценки состояния биомедицинских систем / Системы управления и информационные технологии. 2008. №1.1 (31). С 191-194.

4. Электронный ресурс. URL: <http://brainweb.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/> (дата обращения: 28.09.2013).

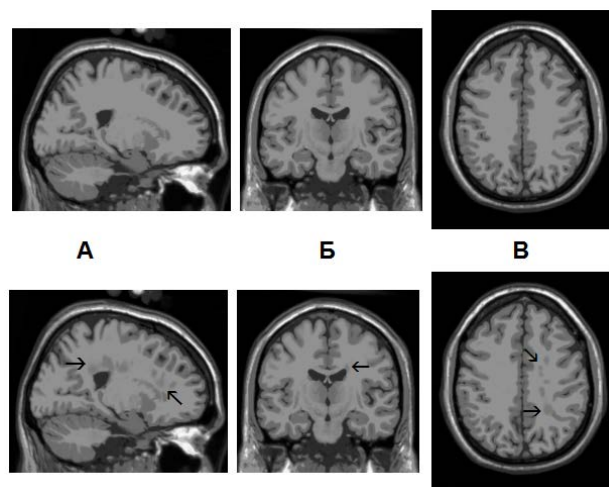


Рис. 1. Примеры анализируемых изображений: норма (сверху) и рассеянный склероз (снизу) в сагитальном (А), фронтальном (Б) и аксиальном (В) срезах. Морфологический субстрат указан стрелками.

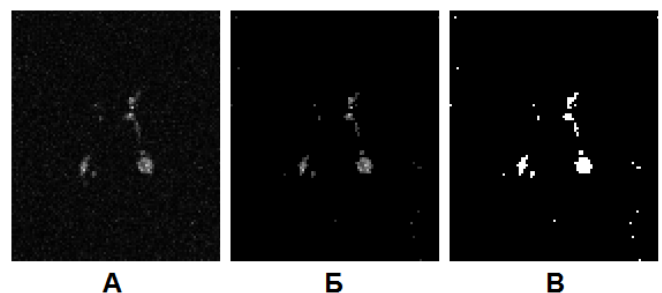


Рис. 2. Результаты расчета различий по блокам размерностью $2 \times 2 \times 2$ при уровне шума в 3% между референтной группой, состоящей из 50 снимков на основе нормального фантома, и оцениваемой, представленной одним снимком с патологией: термокарта (А) распределения интегральных оценок; результат пороговой фильтрации этой же термокарты (Б); битовая карта (В).