

**PERSPECTIVE TECHNOLOGIES IN MEANS
OF INFORMATION TRANSFER – PTMM-2017**



**ПЕРСПЕКТИВНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В СРЕДСТВАХ
ПЕРЕДАЧИ ИНФОРМАЦИИ – ПТСПИ-2017**



*Материалы XII Международной научно-технической
конференции, г. Суздаль, 5 – 7 июля 2017 г.*

ОРГАНИЗАТОРЫ

Министерство образования и науки Российской Федерации



*Российское научно-техническое общество радиотехники,
электроники и связи имени А.С. Попова*



Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых



Институт радиотехники и электроники РАН, г. Москва



Фраунгоферовский институт интегральных схем, Германия



Университет им. Фридриха – Александра, г. Эрланген, Германия



Международная академия связи



*Конференция проводится при частичной финансовой поддержке РФФИ
(грант 17-07-20113)*

Все вычисления производились с одинарной точностью. Оптимизация при компиляции программы не производилась. Для создания прототипа использованы библиотека математических вычислений EML и компилятор LCC, поставляемые с вычислительным комплексом «Монокуб-РС».

При айгеноскопии вообще и кардиоайгеноскопии в частности особое внимание уделяется задачам формирования ансамбля, используемого для оценки ковариационной матрицы, а также характерным признакам (типологиям) собственных векторов и собственных значений. Так, в ходе апробации «Устройства хранения и анализа ЭКГ» встал вопрос о его эффективности при сжатии электрокардиограмм пациентов с аритмическим синдромом, которые характеризуются нестабильностью RR-интервалов.

Для решения поставленного вопроса вместо одного ансамбля использовано четыре, формирование которых велось в зависимости от чередования коротких и длинных RR-интервалов слева и справа от каждого R-зубца. При введении в схему сжатия дополнительных синхронных ансамблей выявляются такие вариации элементов ансамблей, которые проявляются в наличии близких по энергетике двух главных компонент. Произведено восстановление записей из сжатой формы. Показано, что проигрыш в коэффициенте сжатия относительно ранее предложенного подхода не превышает четырёх раз.

Таким образом, использование кардиоайгеноскопии позволяет в рамках предложенной полезной модели [8], осуществлять высокоэффективное сжатие ЭКГ, в том числе ЭКГ с аритмическим синдромом, что открывает новые перспективы для холтеровского мониторинга [9], индивидуальной медицины и популяционной диагностики, особенно в связи с использованием Больших данных [10].

Библиографический список

1. M. edwardwomble, john s. halliday, sanjoy k. mitter, malcolm c. lancaster and john h. triebwasser proceedings of the ieeee, vol. 65, no. 5, may 1977
2. Дирак П.А.М. Лекции по квантовой механики. М.:Издательство Мир, 1971 242, стр.
3. Саскинд Л., Фридман А. Квантовая механика. Теоретический минимум / пер. с англ. А. Сергеев. - Спб.: Питер, 2015. - 400 с. ISBN 978-5-496-01196-9
4. Френкс Л. Теория сигналов Пер. с английского под ред. Д.Е. Вакмана, М., Сов.радио, 1974, 171 с.
5. Исакевич В.В., Исакевич Д.В., Батин А.С. Обнаружитель переотражений. Полезная модель № 128724RU.
6. Исакевич В. В., Исакевич Д. В., Сушкова Л. Т. , Аль-Барати Б. С. Устройство хранения и анализа ЭКГ. / Заявка на полезную модель № 2015130397 от 23.07.2015. Решение о выдаче патента на полезную модель от 21.03.2016.
7. Исакевич В. В., Исакевич Д. В. Программная реализация устройства хранения и анализа электрокардиограмм. issn 2079-3316 программные системы: теория и приложения, 2015,
8. Исакевич В. В., Исакевич Д. В., Сушкова Л. Т. , Аль-Барати Б. С. Устройство хранения и анализа ЭКГ. / Заявка на полезную модель № 2015130397 от 23.07.2015. Решение о выдаче патента на полезную модель от 21.03.2016.
9. Рябыкина Г. В., Соболев А. В. Холтеровское и бифункциональное мониторирование ЭКГ и артериального давления. — М.: МЕДПРАКТИКА-М, 2010. - 320 с.
10. Колесниченко О. Национальный Суперкомпьютерный Форум 2015 — дебют Больших данных. <http://www.gosbook.ru/node/92527>



Л.М. ЖУРАВЛЕВА, М.Р. ИВАШЕВСКИЙ, Н.О. ЕФИМОВА, Н.В. ЯЦКИВСКИЙ
(Московский государственный университет путей сообщения Императора Николая II, г. Москва, Россия).

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ПЕРЕДАЧИ ЦИФРОВОГО ВИДЕОСИГНАЛА

В настоящее время широкое распространение в сферах обеспечения безопасности жизнедеятельности получили системы интеллектуального видеонаблюдения. Проблема обеспечения безопасности особенно актуальна на железнодорожном транспорте. Угрожающая статистика дорожно-транспортных происшествий (ДТП) на железнодорожных переездах заставляет внедрять специальные технические средства, способствующие минимизации последствий от ДТП.

Наиболее перспективными средствами можно считать системы интеллектуального видеонаблюдения (СИВ) [1]. Система СИВ включает в себя видеокамеры, установленные например, на переездах, и видеосервер, находящийся в диспетчерском центре управления. Наличие в сервере функции видеоаналитики поступающих от видеокамер изображений позволяет осуществлять распознавание и классификацию опасных объектов на основании разработанных шаблонов.

Главным недостатком многих внедрений видеоаналитики является высокая частота ложных срабатываний [2]. Эта проблема постепенно решается путем совершенствования алгоритмов видеонализа, а также уменьшения цифрового шума, основным источником которого является фотосенсор [3].

В общем случае результат распознавания образа зависит от многих факторов (качества сенсоров видеокамер, искажений в линии связи, погрешностей цифрового преобразования, шумов фотоприемника и т.д.), влияние которых можно объединить в показателе качества «приведенная к мощности полезного сигнала суммарная погрешность» δ_ε^2 .

Общий вид приведенной суммарной погрешности δ_ε^2 , определяющей качество передачи видеосигналов в цифровой форме, можно представить следующим образом [4]:

$$\delta_\varepsilon^2 = \delta_c^2 + \delta_{кв}^2 + \delta_l^2 + \delta_{ан}^2 + \delta_u^2, \text{ где}$$

δ_c^2 - приведенная погрешность фотосенсора видеокамеры;

$\delta_{кв}^2$ - приведенная погрешность квантования видеосигнала;

δ_l^2 - приведенная погрешность, вносимая линией связи;

$\delta_{ан}^2$ - приведенная аномальная погрешность от шума фотоприемника;

δ_u^2 - приведенная погрешность интерполяции.

Величина искажений δ_c^2 определяется темновым током, который складывается из электронов, попавших в потенциальную яму, накапливающую заряд, при отсутствии света. Величина искажений зависит от чистоты материала фотосенсора [3]. Величина погрешности квантования $\delta_{кв}^2$ зависит от динамического диапазона сигнала, шага квантования, позиционности кода. Значение приведенной погрешности δ_l^2 зависит от типа линии связи, модуляции и протоколов обмена информацией. Так, для волоконно-оптических систем передачи информации качество может ухудшиться, если неправильно рассчитаны длины усилительных и регенерационных участков.

Опасное влияние на качество может оказать использование в сетях передачи данных *IP* межсетевого протокола, при котором могут возникать условия для потери пакетов с информацией о видеосигнале. Вероятностью потери пакета, означающей потерю в среднем минимум двенадцати выборок сигнала [5], можно оценивать вероятность события распознавания P_p опасного объекта.

При передаче видеосигналов по радиоканалу с помощью аналоговой ЧМ-модуляции погрешность δ_l^2 состоит из двух составляющих: небольших искажений высокочастотного сигнала из-за флуктуационного шума и аномально больших искажений из-за больших выбросов шума или импульсной помехи [4]. Качество передачи видеосигнала в цифровой форме с помощью, например, частотной манипуляции будет оцениваться с помощью вероятности ошибки при приеме элементарного импульса и вероятности аномальной ошибки. При использовании сетей сотовой связи для передачи видеосигнала возможно влияние интермодуляционных помех и помех от соседнего канала, а также шумы ортогональности.

Аномальная погрешность $\delta_{ан}^2$ возникает в приемнике под действием шумов фотодетектора, которые в зависимости от номера пораженного разряда могут приводить к аномально большим ошибкам в выборках видеосигнала [4]. Вероятность аномальной ошибки $P_{ан}$ на приеме, характеризующая величину $\delta_{ан}^2$, определяется с помощью вероятности ошибки при приеме элементарного импульса на основании расчета Q - фактора. Величину $P_{ан}$ можно использовать для оценки вероятности события распознавания изображения P_p . Процесс интерполяции для видеосигналов осуществляется с помощью специальных вычислительных алгоритмов, основанных на использовании фильтров Байера, что позволяет значительно уменьшить величину интерполяционной погрешности δ_u^2 .

В общем случае значение вероятности P_p будет являться функцией величины δ_ε^2 .

Анализ влияния различных факторов на величину приведенной суммарной погрешности передачи цифрового видеосигнала позволит повысить эффективность распознавания опасных объектов, и как следствие этого, безопасность движения поездов на железнодорожном транспорте.

Библиографический список

1. <http://wiki.technicalvision.ru/index.php/>
2. <http://synesis.ru/technology/videoanalitika>
3. <https://ru.wikipedia.org/w/index.php?>
4. Горелов В.Г., Фомин А.Ф., Волков А.А. и др. Теория передачи сигналов. - М: Маршрут, 2012. – 415с.
5. Росляков А.В, Самсонов М.Ю., Шibaева И.В. IP-телефония. -М: Эко-Трендз, 2003.-250с.



Е.А. УЛАНОВ, О.Р. НИКИТИН, Е.А. АРХИПОВ

(Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых, г. Владимир, Россия)

ИССЛЕДОВАНИЕ ВРЕМЕНИ ПЕРЕДАЧИ ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПО РАЗЛИЧНЫМ КАНАЛАМ СВЯЗИ

Аннотация. Приведено определение медицинского изображения. Рассмотрены источники и характеристики изображений в рентгеновской диагностике, ультразвуковых методах визуализации, томографии. Приведена классификация и характеристики каналов связи для передачи телемедицинских изображений.

Телемедицина - это применение информационных и телекоммуникационных технологий в здравоохранении. Основная цель телемедицины - предоставление высококвалифицированной медицинской помощи любому человеку независимо от его местонахождения и социального положения. Предмет телемедицины - передача медицинской информации между отдаленными друг от друга субъектами (пациентами и врачами, медицинскими центрами) посредством информационных и телекоммуникационных технологий. [2]

На современном этапе развитие технической и медицинской диагностики неразрывно связано с визуализацией внутренних структур объекта. И именно процедуры получения, обработки и передачи по каналам связи различного рода медицинских изображений составляют основу телемедицины.

Медицинское изображение – это структурно-функциональный образ органов человека, предназначенный для диагностики заболеваний и изучения анатомо-физиологической картины организма. Иногда его называют также диагностическим изображением. Основными источниками для получения медицинских изображений являются методы лучевой диагностики – рентгенологический, магнитно-резонансный, радионуклидный и ультразвуковой. К этим изображениям можно отнести также оптические изображения, основанные на биолюминесценции и флюоресценции. Новым направлением в медицинской визуализации является оптическая когерентная томография, которая начинает широко применяться в офтальмологии. [3]

Рентгенологическое исследование на данный момент является наиболее распространенным, а для отдельных локализаций опухолевого процесса - еще и основным методом диагностики.

В здравоохранении широко распространена рентгеновская аппаратура на основе рентгеновского электронно-оптического преобразователя (РЭОП), преимуществом которого является высокая яркость и приемлемое качество изображения, невысокая лучевая нагрузка на пациента, возможность оценивать данные. [4]

Объем памяти, занимаемый одним рентгеновским снимком, зависит от применения конкретного РЭОП и настроек сжатия и составляет 0,5 – 3,5 Мб. Пример такого снимка представлен на рис.1.