

ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ, МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ

УДК 681.785.5

АКУСТООПТИЧЕСКИЙ ЭНДОСКОПИЧЕСКИЙ ВИДЕОСПЕКТРОМЕТР

© 2013 г. А. С. Мачихин, В. Э. Пожар, В. И. Батшев*

Научно-технологический центр уникального приборостроения РАН
Россия, 117342, Москва, ул. Бутлерова, 15

*Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
Россия, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., 5

Поступила в редакцию 27.07.2012 г.

Рассмотрена задача эндоскопической регистрации спектральных изображений труднодоступных объектов. Создан макет видеоспектрометра на основе специализированного акустооптического монохроматора и жесткого эндоскопического зонда. В отличие от аналогов оптическая система данного прибора за счет двойной монохроматизации минимизирует пространственно-спектральные искажения, что позволяет использовать прибор для быстрого и неискаженного измерения спектров всех элементов изображения исследуемого объекта. Приведены и проанализированы примеры полученных с его помощью спектральных изображений.

DOI: 10.7868/S0032816213030233

ВВЕДЕНИЕ

Видеоспектрометры на базе акустооптических (а.о.) фильтров находят широкое применение в различных областях науки и техники [1–3]. Высокие светосила, пространственное и спектральное разрешение, возможность модуляции передаточной функции выгодно отличают их от приборов, построенных на других физических принципах, а быстрая произвольная спектральная перестройка позволяет строить на их базе спектрально адаптивные системы [4]. В сравнении с другими оптическими фильтрами, позволяющими одновременно анализировать пространственные и спектральные свойства объекта, например жидкокристаллическими фильтрами, а.о.-фильтр обеспечивает перестройку в более широком спектральном диапазоне (например, 0.4–0.8 мкм) с весьма высоким для таких компактных устройств разрешением (до 0.1 нм) [5]. Несмотря на нелокальный характер дифракции, обусловленный тем, что дифракция происходит на объемной решетке, а.о.-фильтры обеспечивают неплохое разрешение (до 1000 разрешимых положений по каждой из координат) [6, 7].

Одним из наиболее перспективных применений а.о.-видеоспектрометров являются спектральные исследования труднодоступных объектов: биомедицина, неразрушающий контроль промышленных изделий сложной формы и пр. Благодаря малой массе и малым габаритам, отсутствию подвижных элементов, исполнению в виде законченных компактных программно управляемых устройств а.о.-фильтры в наибольшей степени подходят для сопряжения с такими устройствами для наблюдения труднодоступных объектов, как

жесткие линзовые и гибкие оптоволоконные эндоскопы.

Имеющиеся зарубежные эндоскопические спектрометры на основе одиночных перестраиваемых а.о.-фильтров [8, 9], предназначенные для фотолюминесцентных исследований внутренних органов, дают возможность лишь качественно анализировать набор спектральных изображений, в то время как наибольший интерес представляет прецизионное измерение спектров в отдельных точках объекта. Этот недостаток объясняется, прежде всего, невозможностью достижения достаточно высокого качества передачи изображения.

Ранее было доказано [10], что двойные монохроматоры [11] обеспечивают компенсацию искажений одиночного а.о.-фильтра и позволяют получать изображения достаточно высокого качества.

Данная работа посвящена разработке эндоскопического видеоспектрометра на основе двойного а.о.-монохроматора для исследования труднодоступных объектов, обеспечивающего минимизацию aberrаций и применимого для решения задач, требующих прецизионного сопоставления регистрируемых пространственно-спектральных данных.

ДВОЙНАЯ А.О.-ФИЛЬТРАЦИЯ

Основу предлагаемого подхода составляет использование особой схемы двойной последовательной а.о.-фильтрации. Как показано в [10, 11], при определенной ориентации двух а.о.-ячеек можно добиться практически полной компенсации пространственно-спектральных искажений

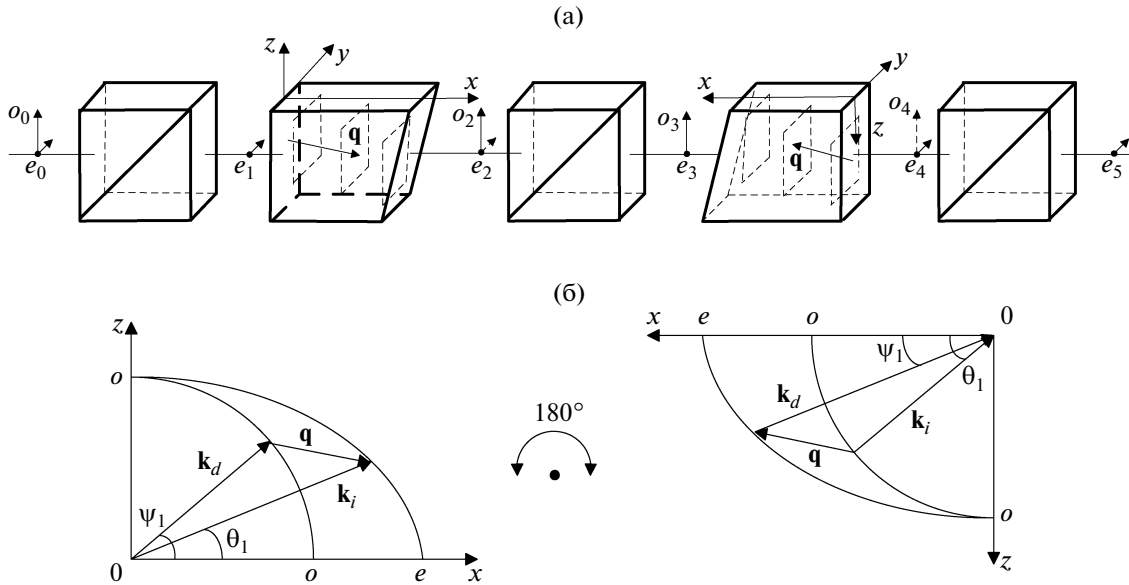


Рис. 1. Схема двойного перестраиваемого а.о.-фильтра: а — схема расположения элементов; б — векторные диаграммы дифракции в полярной плоскости.

изображения, вызванных брэгговской дифракцией в каждой из них. В такой системе двойного а.о.-монохроматора вторая а.о.-ячейка развернута на 180° вокруг первой относительно оси y (рис. 1), т.е. световой пучок идет в ней в плоскости xz в обратном направлении по сравнению с первой. В такой конфигурации происходит последовательная дифракция необыкновенно поляризованного и обыкновенно поляризованного пучков, переносящих изображения, в двух а.о.-ячейках идентичной конфигурации.

К настоящему времени разработанные и запатентованные [12] двойные а.о.-фильтры нашли применение в видеоспектрометрах для микроскопических исследований [13], аэросъемки [14] и решения других задач.

ОПТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА

Ключевым фактором, определяющим эффективность использования а.о.-фильтра, является согласование его светоэнергетических характеристик с характеристиками остальных оптических элементов системы. Особенности а.о.-фильтров являются относительно малые световой диаметр $D_{\text{а.о.}} \leq 6$ мм и угловое поле $2\omega_{\text{а.о.}} \approx 2^\circ$. Первая характеристика ограничивается на уровне 1 см технологическими причинами, связанными с конечными размерами доступных кристаллов. Угловое поле ограничивается сравнительно небольшим углом отклонения дифрагированного светового пучка ($7-15^\circ$), но определяется также и требованием значительного спектрального разрешения (10^2-10^3 положений) а.о.-фильтра. Стан-

дартные эндоскопические окуляры, за которыми предлагается устанавливать а.о.-монохроматор, имеют диаметр выходного зрачка $D'_{\text{ок}} = 1-6$ мм и выходное угловое поле $2\omega'_{\text{ок}} \approx 20-80^\circ$. Поскольку произведение размеров зрачка и углового поля $G_{\text{а.о.}} = \omega D$ (инвариант Гельмгольца для среды) а.о.-фильтра меньше аналогичного произведения $G'_{\text{ок}}$ для окуляра эндоскопа, очевидно, что установка а.о.-фильтра непосредственно после окуляра эндоскопа приведет к существенному уменьшению линейного поля. Решение этой проблемы возможно либо за счет применения дополнительной афокальной сопрягающей системы или замены стандартного окуляра эндоскопа на нестандартный с малым угловым полем, но большим размером выходного зрачка.

Так как $G_{\text{а.о.}} < G'_{\text{ок}}$, параметры $\omega'_{\text{ок}}$ и $D'_{\text{ок}}$ можно оптимизировать. Для этого был разработан и изготовлен окуляр, имеющий угловое поле $2\omega'_{\text{ок}} = 2.5^\circ$ и диаметр выходного зрачка $D'_{\text{ок}} = 12$ мм. Близость величин $\omega_{\text{а.о.}}$, $D_{\text{а.о.}}$ и $\omega'_{\text{ок}}$, $D'_{\text{ок}}$ обеспечивает использование большей части углового поля и площади зрачка эндоскопа за исключением периферийных областей. Поскольку $G_{\text{а.о.}} < G'_{\text{ок}}$, световой поток даже без учета фильтрации ограничивается по интенсивности при прохождении а.о.-монохроматора, что должно быть компенсировано за счет увеличения яркости источника либо увеличения времени экспонирования приемника.

В общем виде функциональная схема разработанного спектрометра представлена на рис. 2. Излучение от исследуемого объекта 1 через жесткий линзовый зонд 2, содержащий оптическое волок-

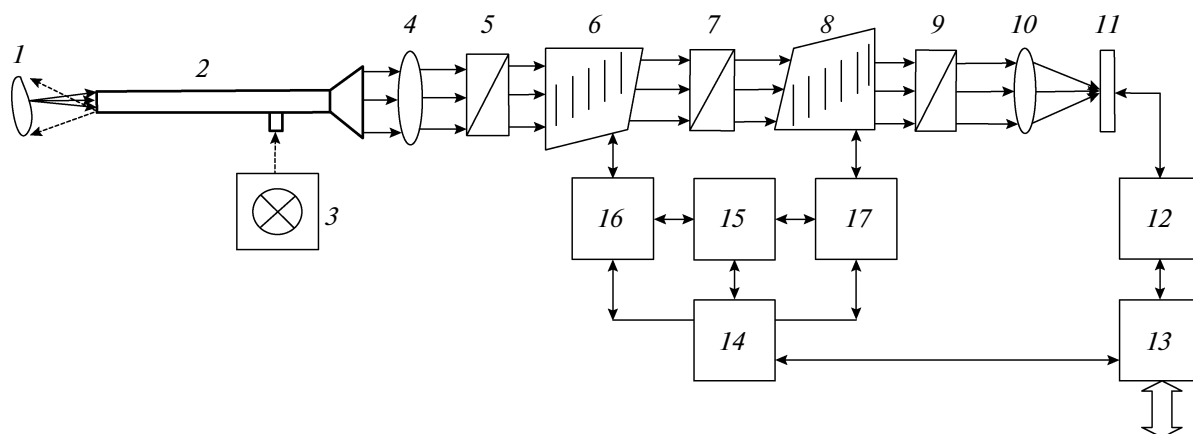


Рис. 2. Схема эндоскопического а.о.-видеоспектрометра. 1 – объект; 2 – жесткий эндоскопический зонд; 3 – источник света; 4 – сопрягающий объектив эндоскопа; 5, 7, 9 – поляризаторы; 6, 8 – а.о.-ячейки; 10 – входной объектив видеокамеры; 11 – п.з.с.-матрица; 12 – плата видеозахвата; 13 – блок обработки; 14 – контроллер а.о.-монохроматора; 15 – в.ч.-генератор; 16, 17 – в.ч.-усилители.

но для передачи света от внешнего широкополосного источника света 3, поступает через окуляр эндоскопа 4 на двойной а.о.-монохроматор, состоящий из двух развернутых на 180° идентичных неколлинеарных а.о.-ячеек 6 и 8, изготовленных из парателлурита (TeO_2), и содержащий три поляризатора (5, 7 и 9). Оптическое излучение, длина волны которого соответствует точному выполнению условий синхронизма, дифрагирует на решетке, создаваемой акустической волной, в результате чего поляризация излучения меняет ориентацию. Излучение других длин волн проходит через а.о.-ячейку без изменений и отрезается поляризатором 7. Аналогично далее происходит повторная фильтрация с помощью а.о.-ячейки 8 и поляризатора 9, после чего выделенное монохроматором излучение фокусируется объективом 10 на п.з.с.-матрице 11 видеокамеры. Изменяя частоту акустических волн, можно перестраивать период дифракционной решетки и получать изображение объекта на произвольно задаваемой длине волны.

Сигнал с п.з.с.-матрицы видеокамеры 11 через плату видеозахвата 12 поступает в компьютер, где обрабатывается с помощью специализированного программного обеспечения (13) и архивируется для использования другими приложениями. Компьютер осуществляет управление а.о.-монохроматором через контроллер 14, который программирует высокочастотный (в.ч.) генератор 15 и в.ч.-усилители 16 и 17, вырабатывающие сигналы, которые подаются на а.о.-ячейки 6 и 8.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

Оптическая система эндоскопического видеоспектрометра реализована в виде экспериментального макета (рис. 3). В качестве широкопо-

лосного источника света 1 используется 100-ваттная галогенная лампа, излучение которой по оптоволоконному кабелю 2 направляется через жесткий эндоскопический зонд 4 на объект 3. Линзовая оптическая система зонда 4 и сопрягающего окуляра 5 формируют изображение объекта 3 на входе а.о.-монохроматора 6, где осуществляется выделение спектральной составляющей, заданной компьютером 9. Отфильтрованное изображение фокусируется входным объективом 7 с фокусным расстоянием 35 мм на матрицу видеокамеры 8 и в реальном времени отображается на мониторе компьютера 9. Чувствительным элементом используемой видеокамеры служит матрица п.з.с. Sony ICX274AL с диагональю 1/1.8" и разрешением 1600×1200 пикселей при частоте кадров 12 Гц.

Разработанное программное обеспечение предоставляет единый интерфейс управления а.о.-фильтром и видеокамерой для наблюдения, регистрации, архивирования и обработки спектральных изображений.

Макет эндоскопического а.о.-видеоспектрометра был апробирован на эталонных тест-объектах, в качестве которых использовались различные миры (рис. 4). При регистрации объектов с расстояния 25 мм обеспечивается разрешение около 8–10 линий/мм в пределах всего поля зрения. Благодаря двойной монохроматизации сдвиг изображения при перестройке по спектру не превышает единиц пикселей.

На рис. 5 представлены спектральные изображения капель полиграфических красителей голубого (сине-зеленого, Cyan), пурпурного (сине-красного, Magenta) и желтого (красно-зеленого, Yellow) цветов. Видно, что зарегистрированный относительный контраст этих объектов соответствует естественным представлениям. Так, например, желтый краситель контрастно виден

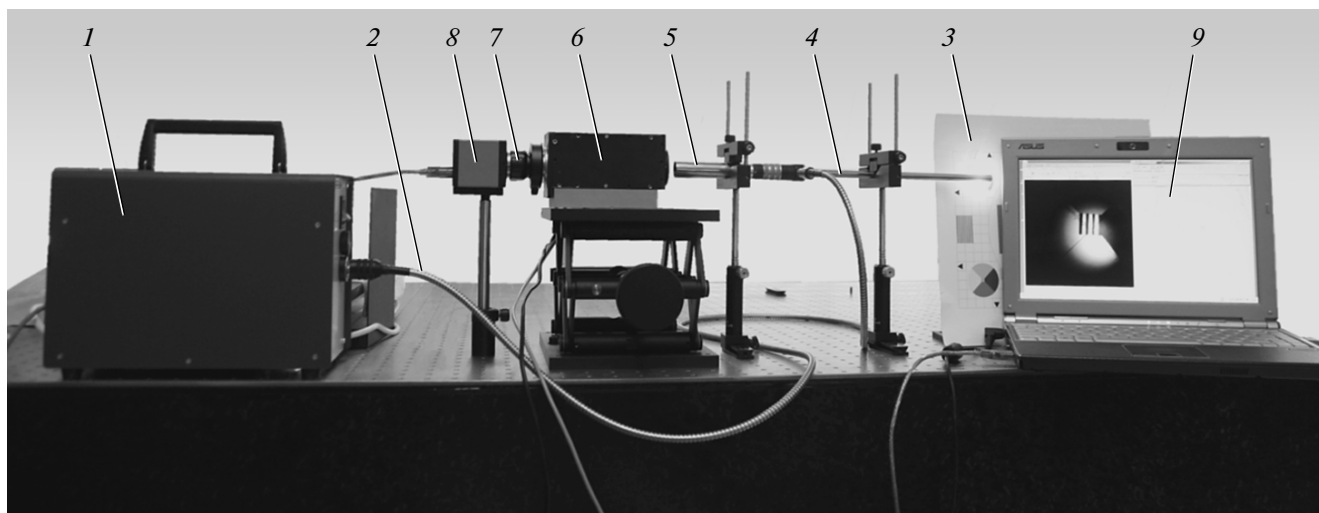


Рис. 3. Макет эндоскопического а.о.-видеоспектрометра. 1 – источник света; 2 – оптоволоконный кабель; 3 – тест-объект; 4 – жесткий эндоскопический зонд; 5 – сопрягающий окуляр эндоскопа; 6 – а.о.-монохроматор; 7 – входной объектив видеокамеры; 8 – видеокамера; 9 – компьютер.

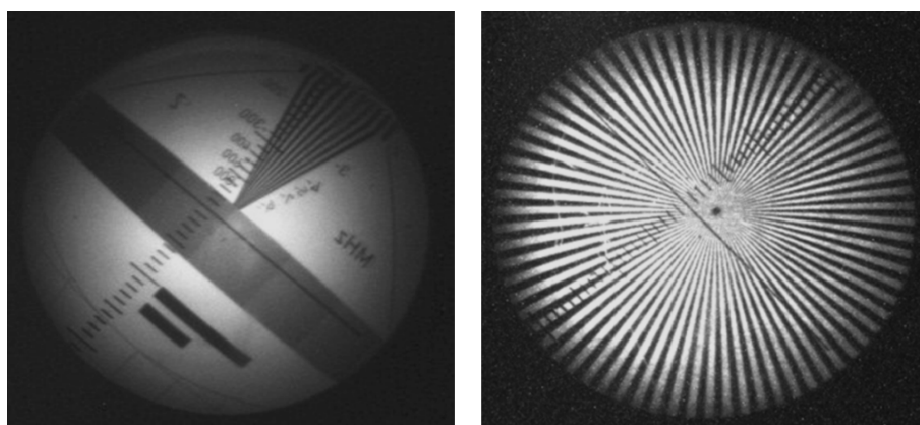


Рис. 4. Изображения тестовых мир на длине волны 555 нм, полученные с помощью макета эндоскопического а.о.-видеоспектрометра.

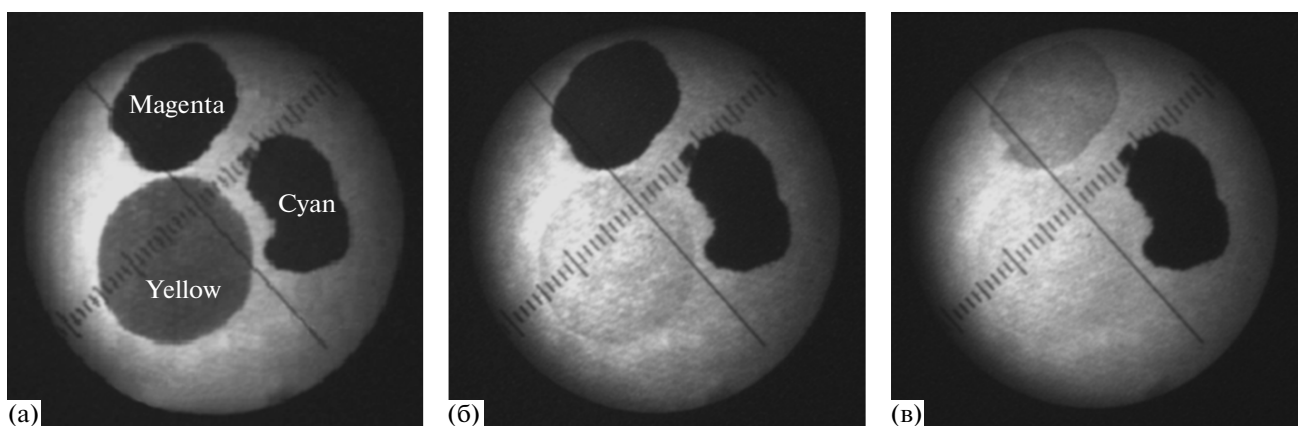


Рис. 5. Спектральные изображения тест-объектов в виде чернильных капель, полученные с помощью макета эндоскопического а.о.-видеоспектрометра на длине волны 530 нм (а), 590 нм (б) и 670 нм (в).

лишь в диапазоне длин волн короче 500 нм, где он обладает высоким поглощением [15]. Пурпурный краситель имеет сплошной спектр поглощения вплоть до 600 нм, спектр поглощения голубого красителя имеет провал в диапазоне 450–500 нм и растет в диапазоне 500–700 нм. Поэтому на всех приведенных спектральных изображениях голубой краситель виден контрастно.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Оптическая система эндоскопического видеоспектрометра пригодна для исследования труднодоступных объектов на основе а.о.-фильтров, в которой за счет двойной монохроматизации достигается компенсация пространственно-спектральных искажений. Остаточная величина этих искажений не превышает 1–2%. Прибор обладает довольно высоким разрешением по спектру (~3.5 нм на длине волны 630 нм) и по пространству (~300 разрешимых элементов [11]), произвольной спектральной адресацией в диапазоне 0.4–0.7 мкм, не имеет подвижных частей. Все это делает его прецизионным и эргономичным инструментом. Разработанный спектрометр может найти применение в неразрушающем контроле деталей машин и механизмов, медицинской эндоскопии и других областях, а при соответствующей модификации (замене жесткого линзового зонда гибким оптоволоконным) – для инспекции труб сложной формы, лопаток авиационных двигателей, ранней фотолюминесцентной диагностики опухолевых заболеваний. Применение а.о.-видеоспектрометра существенно (в несколько раз) сократит время, а соответственно, и стоимость некоторых видов лабораторных анализов и экспертиз, повысит информативность исследования, автоматизировать процесс обработки.

Работа выполнена в рамках Федеральной целевой программы “Кадры” (государственный контракт 16.740.11.0723 от 08.06.2011).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Chao T.H., Yu J., Cheng L.J., Lambert J.* // Proc. SPIE. 1990. V. 1347. P. 655.
2. *Levin I.W., Lewis I.N.* // Appl. Spectroscopy. 1992. V. 46. № 3. P. 553.
3. *Gupta N.* // Proc. SPIE. 2008. V. 6940. P. 1.
4. *Пожар В.Э., Пустовойт В.И.* // Радиотехника и электроника. 1996. Т. 41. Вып. 10. С. 1272.
5. *Goutzulis A., Rape D.* Design and Fabrication of Acousto-Optic Devices. N.Y.: Dekker, 1994.
6. *Волошинов В.Б., Богомолов Д.В.* // Квантовая электроника. 2006. Т. 36. № 5. С. 457.
7. *Denes L.J., Gottlieb M., Kaminsky B.* // Opt. Eng. 1998. V. 37. P. 1262.
8. *Bouhifd M., Whelan M., Aprahamian M.* // Proc. SPIE. 2003. V. 5143. P. 305.
9. *Martin M., Wabuyele M., Panjehpour M. et al.* // Proc. SPIE. 2005. V. 5692. P. 133.
10. *Мачихин А.С., Пожар В.Э.* // Электромагнитные волны и электронные системы. 2009. Т. 14. № 11. С. 63.
11. *Pustovoit V., Pozhar V., Mazur M. et al.* // Proc. SPIE. 2005. V. 5953. P. 200.
12. *Пожар В.Э., Пустовойт В.И., Мазур М.М., Шорин В.Н.* Патент РФ 2258206 С1. 2004; <http://www.find-patent.ru/patent/225/2258206.html>
13. *Kutuza I., Pozhar V., Pustovoit V.* // Proc. SPIE. 2003. V. 5143. P. 165.
14. *Мачихин А.С., Пожар В.Э., Мазур М.М.* // Сб. докладов XVII Международного симпозиума “Оптика атмосферы и океана. Физика атмосферы”. Томск: Изд-во ИОА СО РАН, 2011. С. 267.
15. *Hoffman K.* Applications of the Kubelka-Munk Color Model to Xerographic Images. Senior thesis. Rochester Institute of Technology, 1998.