

Aufbereitung von gescannten Röntgenbildern zur filmlosen Diagnostik

Jürgen Kehrer, Peter Schulthess,

Abt. Verteilte Systeme, Universität Ulm, D-89069 Ulm

email: [kehrer,schulthe]@informatik.uni-ulm.de

Abstract

Ziel dieses Projektes ist die Übertragung von Röntgenbildern von einer zentralen Stelle, an der die Bilder digitalisiert und gespeichert werden, zu entfernten Empfangsstationen. Um die Transferdauer zu verkürzen und für die Archivierung auf CD-R werden die Bilder komprimiert. Als Übertragungsmedium zwischen den Kliniken kommt sowohl ISDN als auch ETHERNET in Frage.

Die (erste) Befundung der Röntgenbilder soll am Bildschirm stattfinden. Die Originale der Röntgenfilme werden in den meisten Fällen zur Diagnosestellung nicht mehr benötigt.

Soweit die Theorie. Leider treten bei der Digitalisierung und Komprimierung Qualitätseinbußen auf. Diese lassen sich aber durch geeignete Scanner-Hardware, Justierung und Algorithmen klein halten. Ein größeres Problem stellt das Ausgabemedium Bildschirm dar. Ein Standardbildschirm kann nur 256 verschiedene Graustufen anzeigen. Ein Röntgenfilm besitzt aber einen Grauwertumfang von mehr als 700 Graustufen. Das Problem besteht nun darin, diese 700 Graustufen auf die 256 Graustufen des Bildschirms abzubilden. Die einfachste Möglichkeit ist die interaktive Einstellung von Helligkeit und Kontrast (window and center control) für das gesamte Bild oder auch nur für einen Bildausschnitt. Die Histogrammequalisierung (HE) liefert diese Einstellung für Bilder mit eingeschränktem Grauwertbereich automatisch.

Die besten Ergebnisse erzielt man mit der adaptiven Histogramm-Equalisierung (AHE) zur Reduktion der 700 Grauwerte. Durch Segmentierung des Bildes in viele kleine Bereiche, für die jeweils eine eigene Transferfunktion berechnet wird, erreicht man eine globale Reduzierung der Grauwerte ohne große Verluste an Grauwertauflösung in den einzelnen Bereichen.

Einführung

Eine Grundvoraussetzung für die filmlose Diagnostik ist die Möglichkeit zur Optimierung des Bildkontrasts. Kontrastverbesserung bedeutet in diesem Sinne, die Anpassung des digitalen Bildes an die Empfindlichkeit des menschlichen Auges. Kontrastanpassung, also die Optimierung der globalen Grauwertverteilung, kann aus Komfortgründen sinnvoll sein. Kontrastanpassung kann aber auch unserem gesamten Wahrnehmungssystem beim Erkennungsprozess unterstützen.

Densitometrische Betrachtungen

Für die folgende Betrachtung ist es nicht sinnvoll mit den Absolutwerten der gemessenen Lichtstärke I zu rechnen, sondern es ist besser die Lichtstärke als eine auf 1 normierte Größe zu betrachten, mit 0 als schwarz und 1 als weiß. Werte zwischen 0 und 1 repräsentieren die unterschiedlichen Grauwerte.

Auswahl der Graustufen - Gamma Korrektur

Angenommen man möchte 256 unterschiedliche Grauwerte darstellen. Welche 256 Grauwerte soll man auswählen? Es ist sicher nicht sinnvoll 128 Werte im normierten Lichtstärkebereich von 0 bis 0,1 anzusiedeln und die restlichen im Bereich von 0,9 bis 1,0, da der Bereich von 0,1 bis 0,9 dann nicht mehr kontinuierlich dargestellt werden kann. Im ersten Ansatz könnte man die Graustufen äquidistant verteilen, was aber der Charakteristik des menschlichen Auges widerspricht. Das Auge als Strahlungsempfänger ist eher für Intensitätsverhältnisse empfindlich als für absolute Intensitäten. Das bedeutet, daß wir die Intensitätsdifferenz zwischen 0,10 und 0,11 gleich wahrnehmen wie die Differenz zwischen 0,50 und 0,55. Daher sollten die Intensitätsstufen nicht linear, sondern logarithmisch verteilt werden, um gleichmäßige Helligkeitsstufen zu erreichen. Verallgemeinert erhält man für das Verhältnis r zweier benachbarter Graustufen I_j und I_{j+1} , wobei die Anzahl der Grauwerte $n+1$ sei, folgende Formel:

$$r = (1 / I_0)^{(1/n)} \text{ und } I_j = I_0^{((n-j)/n)} \text{ für } 0 \leq j \leq n. \quad (G1)$$

I_0 ist die niedrigste erreichbare Intensität.

Ein Zahlenbeispiel soll dies verdeutlichen. Mit nur vier Intensitäten ($n=3$) und einem I_0 von $1/8$ erhält man ein r von 2 und die Intensitätswerte $1/8$, $1/4$, $1/2$ und 1.

Die kleinste erzielbare Intensität I_0 bei einem Bildschirm liegt zwischen $1/200$ und $1/40$ der maximalen Intensität 1,0. Damit sind 0,005 bis 0,025 typische Werte für I_0 . Aufgrund von Reflektionen auf der Mattscheibe durch das Umgebungslicht und Streuung an der Phosphorschicht ist I_0 immer größer als 0. Das Verhältnis von minimaler und maximaler Intensität wird Kontrastumfang (dynamic range) genannt. Der für einen Bildschirm charakterische Wert kann gefunden werden, indem man ein auf dem Bildschirm dargestelltes weißes Rechteck auf schwarzem Grund photometrisch ausmißt. Dazu muß der Raum komplett abgedunkelt werden, um störende Reflexionen möglichst auszuschließen.

Da die Umsetzung der Videospannung in die vom Phosphor ausgestrahlte Lichtstärke I im Monitor meist nicht linear erfolgt, muß diese Nichtlinearität bei der folgenden Berechnung berücksichtigt werden.

Die Lichtstärke I (entspricht der Helligkeit) ist abhängig von der Anzahl der auf der Phosphorschicht auftreffenden Elektronen:

$$I = kN^\gamma \quad (\text{G2})$$

mit den Konstanten k und γ . Für die meisten Monitore liegt γ im Bereich von 2,2 bis 2,5. Die Zahl der Elektronen N ist proportional zur Beschleunigungsspannung am Wenelt-Zylinder. Die wiederum ist proportional zum Pixelwert V . Man erhält damit für die Lichtstärke I bzw. für den Pixelwert V

$$I = KV^\gamma \text{ oder } V = (I/K)^{(1/\gamma)}. \quad (\text{G3})$$

Ist nun eine bestimmte Intensität I gewünscht, so muß man zuerst den Index der naheliegenden Intensität I_j finden:

$$j = \text{Round}(\log_r(I/I_0)). \quad (\text{G4})$$

Nachdem j gefunden wurde, berechnet man

$$I_j = r^j I_0. \quad (\text{G5})$$

Im nächsten Schritt bestimmt man den Pixelwert V_j , der auf dem Monitor die Intensität I_j liefert mit der Gleichung (G2):

$$V_j = \text{Round}\left(\left(I_j / K\right)^{(1/\gamma)}\right). \quad (\text{G6})$$

Arbeitet die Graphikkarte an die der Monitor angeschlossen mit einer Lookup-Table, so wird der Wert V_j an die Stelle j in der Tabelle geschrieben. Ansonsten wird der Pixelwert j durch V_j ersetzt. Die Werte K , γ und I_0 müssen für jeden Monitor neu bestimmt werden ([Cat 79], [Cow 83] und [Hal 89]).

Kontrastumfang (dynamic range)

Die Frage nach der minimalen Anzahl von Grauwerte, die ausreicht um einem Bild einen kontinuierlichen Verlauf zu geben, soll im folgenden diskutiert werden.

Ein für das Auge kontinuierlicher Verlauf wird erreicht, wenn der Quotient r kleiner oder gleich 1,01 ist (bei $r < 1,01$ kann das Auge die Intensität I_j nicht von der Intensität I_{j+1} unterscheiden [Wys 82, S.569]). Somit gilt für die Anzahl der Grauwerte n :

$$n = \log_{1.01}(1/I_0) \quad (\text{G7})$$

mit dem Kontrastumfang (dynamic range) $1 / I_0$.

Die folgende Tabelle zeigt den Kontrastumfang und die Anzahl der Grauwerte n für einige Anzeigemedien. Die Werte sind als theoretische Werte zu verstehen, d.h. sie gelten nur unter optimalsten Bedingungen.

Tabelle 1. Kontrastumfang ($1 / I_0$) und Anzahl von Grauwerten

Anzeigemedium	typischer Kontrastumfang	Anzahl Grauwerte
Monitor	50-200	400-530
Photo	100	465
Dia	1000	700
SW-Druck	100	465
Farb-Druck	50	400

Eigene Untersuchungen bei Umgebungslicht an unseren Standard-Graustufendisplays ergeben andere Werte. So konnten Schachbrettmuster aus Feldern mit nur ein Pixelwert Differenz (in verschiedenen Graustufenbereichen) meist nicht erkannt werden. Erst eine Differenz von zwei Pixelwerten machte das Muster für das Auge sichtbar. 256 Graustufen sind somit für einen Standardmonitor mit normaler Leuchtkraft (bei Umgebungslicht) ausreichend.

Lineare Kontrastverbesserung

Ausreichend bekannt dürfte den meisten Benutzern von Bildverarbeitungs-Software die Regler für Helligkeit und Kontrast sein. Diese erlauben die Bestimmung einer linearen Transferfunktion

$$f(g) = \text{ContrastValue} \cdot g + \text{Brightnessvalue} \quad (\text{G8})$$

mit dem eingestellten Kontrastwert als Steigung und dem Helligkeitwert als Abszissenabschnitt. Die Variable g entspricht dabei der Variablen j aus dem vorigen Kapitel.

Als Erweiterung der linearen Kontrastverbesserung wird oft noch ein dritter Parameter, der sogenannte Gammawert Γ , angegeben, der die Durchbiegung der Transferfunktion angibt.

$$f(g) = \text{ContrastValue} \cdot 255 \cdot (g/255)^{(1/\Gamma)} + \text{Brightnessvalue} \quad (\text{G9})$$

Diese Art der Kontrasteinstellung erfordert vom Benutzer eine gewisse Übung um gute Ergebnisse zu erzielen.

Histogramm Equalisierung (HE)

Der Histogrammausgleichs-Algorithmus, wie er in [See 91] beschrieben ist, liefert ohne großen Rechenaufwand schon eine deutliche Optimierung der Grauwertverteilung. Die Transferfunktion

$f(g)$ muß nicht mehr vom Benutzer eingestellt werden, sondern wird anhand statistischer Auswertung der Grauwertverteilung des Bildes automatisch bestimmt. Die Abbildung 1 zeigt das Histogramm eines Röntgenbildes vor und nach der HE. Die im Originalbild (a.) häufig vorkommenden Grauwerte werden auf Kosten schwach besetzter Grauwerte gespreizt.

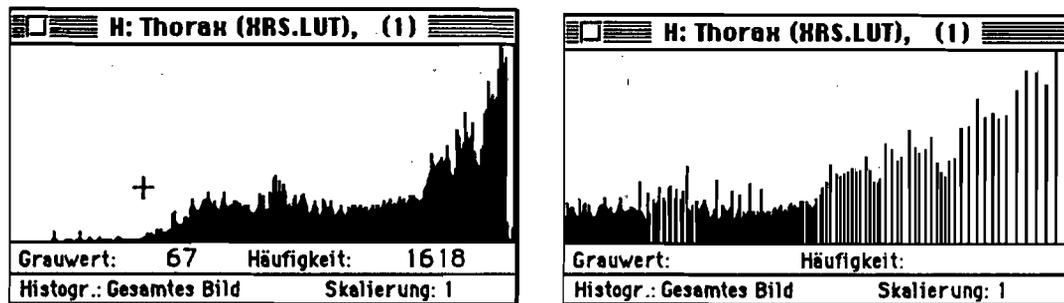


Bild 1. Histogramm eines Röntgenbildes vor (a.) und nach dem Ausgleich (b.).

Leider treten dabei in Bildbereichen mit homogener Grauwertverteilung oft Artefakte auf. Das folgende Kapitel zeigt, wie sich diese Artefakte durch Begrenzung der Kontrastverstärkung minimieren lassen. Diese Begrenzung wird durch Vorgabe eines maximalen Spreizfaktors realisiert.

Spezifikation eines maximalen Spreizfaktors

Bei dem angewendeten Histogrammausgleichs-Algorithmus kann es vorkommen, daß benachbarte Pixelwerte (vor allem in großen homogenen Bereichen) nach dem Ausgleich sehr stark differieren. Dies führt zu den oben beschriebenen Artefakten. Es wäre wünschenswert einen maximalen Wert einzuführen, auf den dieses Auseinanderziehen begrenzt werden kann.

Kontrastverstärkung kann durch die Steigung der Transferfunktion $f(g)$ an der Stelle g beschrieben werden, welche die Originalgrauwerte g in neue Grauwerte transformiert. Der Bereich der Originalgrauwerte sei 16bit tief (der neue XRS Scanner liefert real nur 12bit-Daten), d.h. 65535 Grauwerte sollen auf 256 Grauwerte transformiert werden. Die Steigung $df/dg = 256/65535$ bedeutet keine Kontrastverstärkung; ist die Steigung größer, so wird der Kontrast angehoben. Eine Begrenzung der Kontrastanhebung kann somit durch eine Begrenzung der Steigung df/dg erreicht werden.

Die Transferfunktion $f(g)$ berechnet sich bei der Histogramm-Equalisierung nach:

$$f(g) = (256 / \text{Pixelzahl}) \cdot \text{aufsummierte_Histogrammwerte}(g) \quad (\text{G10})$$

Da die Ableitung der aufsummierten Histogrammwerte das Histogramm $Hi(g)$ selbst ist (siehe auch Anhang A), ist die Steigung der Transferfunktion $f(g)$ proportional zur Höhe des Histogramms an diesem Grauwert:

$$df/dg = (256 / \text{Pixelzahl}) \cdot Hi(g) \quad (\text{G11})$$

Hohe Peaks im Histogramm werden durch große Bereiche mit nahezu gleichem Grauwert verursacht. In diesem Fall werden die Grauwerte des Bereiches im neu berechneten Bild weit gespreizt.

Das Rauschen wird sichtbar. Schneidet man die hohen Peaks im Histogramm bei einem Limit (maxHäufigkeit) ab, so begrenzt man die Kontrastanhebung. Dadurch wird das starke Hervortreten des Rauschens und die durch die unterschiedliche Empfindlichkeit der CCD-Elemente verursachten senkrechten Streifen (Streaking) vermindert.

Wenn die Kontrastanhebung an einer Stelle vermindert wird, so muß sie an anderen Stellen vergrößert werden, damit der gesamte Input-Grauwertbereich auf den gesamten Output-Grauwertbereich transformiert wird. Das bedeutet, daß die abgeschnittenen Pixel im Histogramm neu verteilt werden müssen.

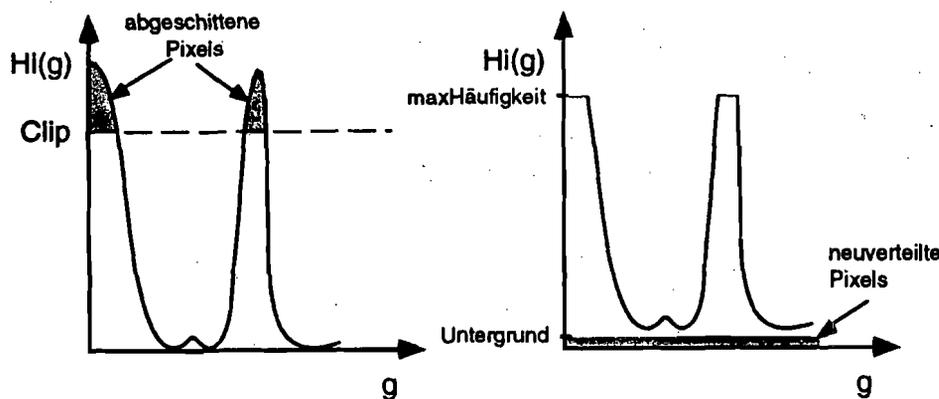


Bild 2. Manipulation am Histogramm zur Begrenzung der Kontrastanhebung.

Die Häufigkeit oberhalb der das neu berechnete Histogramm abgeschnitten (maxHäufigkeit) wird, bestimmt der Benutzer durch Angabe der maximal möglichen Steigung $\text{maxSteigung} = df/dg$. maxHäufigkeit berechnet sich aus maxSteigung mit:

$$\text{maxHäufigkeit} = \text{mittlere_Häufigkeit} * \text{maxSteigung} * (\# \text{OutputGrays} / \# \text{InputGrays}) \quad (\text{G12}).$$

mittlere_Häufigkeit ist der Mittelwert der Histogrammfunktion:

$$\text{mittlere_Häufigkeit} = \frac{\sum_{g=0}^{k\text{MaxGraysLessOne}} Hi(g)}{k\text{MaxGraysLessOne}} \quad (\text{G13})$$

Diese Formel wird einleuchtend, wenn man Bild 3 betrachtet. Aus dem ersten Histogramm (Bild 3a) würde man für die Transferfunktion eine Steigung von ca. 6 berechnen. Wird das Histogramm bei der mittleren Häufigkeit abgeschnitten und die Pixel neu verteilt, so beträgt die maximale Steigung 1 (Bild 3b). Schneidet man oberhalb von 2 mal der mittleren Häufigkeit, so ist maxSteigung 2 (Bild 3c).

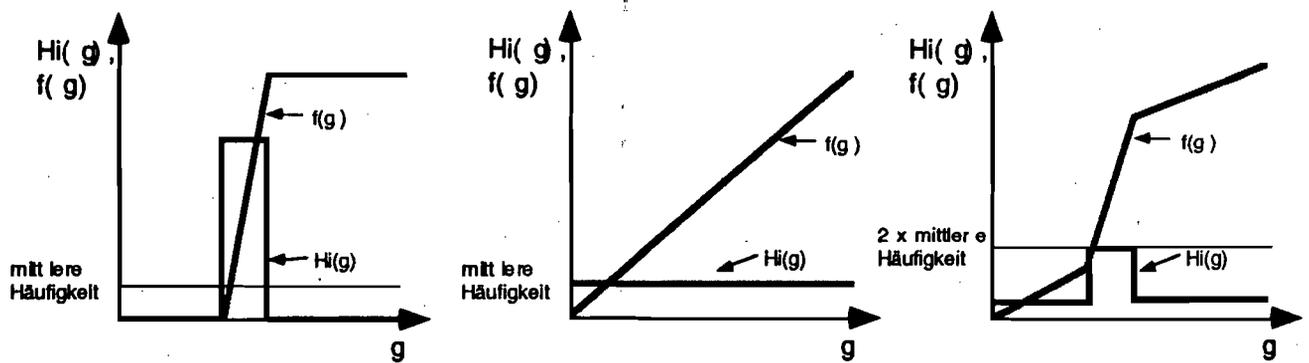


Bild 3. Skizze zur Berechnung von maxHäufigkeit aus maxSteigung. Histogramm und Transferfunktion des a.) Originals; b.) Transferfunktion mit maxSteigung = 1; c.) Transferfunktion mit maxSteigung = 2.

Addiert man einen konstanten Wert (Untergrund) zu dem geclippten Histogramm, so werden einige Werte im Histogramm wieder über dem Limit maxHäufigkeit liegen. Um dies zu umgehen wird das Histogramm schon unterhalb von maxHäufigkeit bei einem Wert Clip abgeschnitten, so daß gilt:

$$\max\text{Häufigkeit} = \text{Clip} + \text{Untergrund}(\text{Clip}). \quad (\text{G14})$$

Der gesuchte Wert Clip wird mittels Binärsuche bestimmt.

Nach ersten Versuchen hat sich $\max\text{Steigung} \approx 3$ als optimale maximale Steigung (=maximalen Spreizfaktor) herauskristallisiert. Die Abbildung 1b zeigt das Histogramm eines Röntgenbildes nach der HE mit diesem Spreizfaktor. Man erkennt, daß der Abstand zweier aufeinander folgender Peaks nie größer als der Spreizfaktor ist.

Die Versuche zeigen auch, daß die Begrenzung des Spreizfaktors mit dieser Abschneide-Methode funktioniert. Die Begrenzung nach der direkten Methode, also die Limitierung der Steigung ist rechenintensiver. Anhang A liefert den Beweis der Äquivalenz beider Methoden. Bei unseren Implementierungen kommt deshalb ausschließlich die Abschneide-Methode zum Einsatz.

Der Benutzer hat somit eine Möglichkeit in die Histogramm-Equalisierung einzugreifen und sie in gewissem Maße zu steuern.

Die Resultate die sich mit dieser globalen limitierten Histogramm-Equalisierung erreichen lassen, müssen aber zwangsläufig hinter denen der lokalen Equalisierung (adaptive Histogramm-Equalisierung oder kurz AHE) zurückbleiben.

HE-Tool

Eine weitere Möglichkeit zur Lösung der Kontrastanpassungsproblematik ist das sogenannte HE-Tool. Mit diesem Werkzeug läßt sich eine beliebige Region (region of interest - ROI) im Röntgenbild selektieren. Nur die Bildinformation in dieser Region wird als Grundlage für die statistische Auswertung der limitierten HE benutzt. Aus Geschwindigkeitsgründen wird die so gewonnene Transferfunktion in den Hardware-Lookup-Table der Graphikkarte geladen und damit das gesamte Bild mit dieser Grauwertskala dargestellt. Die Berechnung der Transferfunktion läßt sich auch für

größere Bereiche in Echtzeit ausführen, so daß der Benutzer sofort die verbesserte Darstellung erhält.

Bereiche innerhalb der Region werden so mit der optimalen Graustufenskala dargestellt; für Bereiche außerhalb ist die Darstellungsqualität immer noch so gut, daß der Zusammenhang der Region innerhalb und außerhalb gegeben ist.

Die ausgewählte Region läßt sich bei Bedarf verschieben oder verändern, sodaß der Benutzer mit dem HE-Tool wie mit einer Art Lupe das Bild genauer untersuchen kann.

Zusätzlich kann der ausgewählte Bereich noch um den Faktor zwei vergrößert dargestellt werden, um kleine Details besser betrachten zu können.

Das HE-Tool wurde von Medizinern, die damit gearbeitet haben, sofort akzeptiert, da es eine bekannte Arbeitsweise (nämlich der der Lupe) imitiert und da es sehr viel schneller bessere Ergebnisse liefert als die Einstellung von Helligkeit und Kontrast mit den bekannten Schiebereglern.

Adaptive Histogramm Equalisierung (AHE)

Die AHE ist ein ausgezeichnetes Mittel zur Kontrastverbesserung natürlicher Bilder. Die AHE kann in der medizinischen Bildverarbeitung das manuelle Einstellen von Helligkeit und Kontrast ersetzen. Der Vorteil der AHE ist also seine automatische Anwendung, seine Reproduzierbarkeit und die Tatsache, daß dem Betrachter in einem Gesamtbild alle Grauwerte vorgelegt werden kann. Unsere Implementierung der AHE basiert im wesentlichen auf den Artikeln von [Piz 84] und [Pra 78].

Ein Grundproblem der AHE ist, daß gleiche Grauwerte aus unterschiedlichen Bildbereichen im Originalbild nicht unbedingt den gleichen Pixelwert erhalten werden. Dies liegt aber an der lokal-adaptiven Natur der AHE. Anders formuliert werden gleiche Gewebeteile im Röntgenbild nicht mit gleichem Grauwert dargestellt, wenn sie sich in verschiedenen Bildbereichen befinden. AHE erlaubt somit nur qualitative nicht aber quantitative Vergleiche der Grauwerte. Dies ist aber nicht weiter schlimm, da das menschliche Auge Helligkeitswerte in verschiedenen Bildbereichen nicht exakt vergleichen kann. Dies gilt um so mehr, wenn die Umgebung der beiden Bereiche verschiedene Helligkeiten besitzen [Piz 84].

Limitierte AHE

Mehr noch als HE liefert die AHE ein Bild mit zu stark gespreizten Grauwerten, vor allem wenn weite Bereiche eine gleichförmige Helligkeit besitzen. Solche Bilder wirken ausgesprochen unnatürlich. Dieser Nachteil kann durch Einführung des oben genannten maximalen Spreizfaktors umgangen werden. Der Benutzer hat damit auch bei der AHE eine Möglichkeit zur Steuerung des Kontrasts.

Anforderungen an den Prototypen eines Systems zur digitalen Diagnostik von Röntgenbildern

Die folgenden Forderung stellte Wendler an die Bildschirmdiagnostik [Wen 92]:

- Ermöglichung der filmlosen Diagnostik direkt vom Bildschirm
- Gleiche oder bessere Diagnosesicherheit und -genauigkeit
- Gleiche oder bessere Geschwindigkeit und Bequemlichkeit des Arbeitens
- Unterstützung aller relevanten Arbeitsabläufe und Benutzergruppen.

An die Hardware für einen Prototypen werden die folgenden Mindestanforderungen gestellt:

Scanner

Graustufenauflösung

Unsere Untersuchungen zusammen mit Medizinern der Radiologie haben gezeigt, daß für die meisten Röntgenbilder eine diagnosefähige Qualität erreicht werden kann. Dazu ist mindestens ein Scanner mit 8-Bit Auflösung notwendig. Mit diesen 256 Grauwerte muß aber ein Bereich von 0,05 bis zirka 2,7 optischer Dichte möglichst gleichmäßig übergedeckt werden. Mit normalen Scannern ist es nicht immer möglich den Bereich hoher Optischer Dichte abzudecken.

Räumliche Auflösung

Der in unserer Abteilung eingesetzte Scanner RSU1 stammt von der Firma XRS. Er besitzt eine Auflösung von 144 dpi. Dies bedeutet, daß die Pixelgröße zirka 0,18 mm beträgt. Nach den Untersuchungen von MacMahon et al. [Mac 88] nimmt die Diagnosequalität erst dann bemerkbar ab, wenn die Pixelgröße sehr viel größer als 0,1 mm ist. Für die meisten Fälle ist unser Scanner also ausreichend. Diese Aussage wird auch von Lams und Cocklin [Lam 86] bestätigt, die für Thoraxbilder eine Pixelgröße unter 0,4 mm fordern.

Der Scanner läßt sich über die SCSI Schnittstelle an fast jedem Rechner betreiben. Der Einzug der Röntgenbilder geschieht halbautomatisch, d.h. man muß die Bilder an der Einzugsrolle anlegen und den Scanvorgang starten. Die Bilder werden dann von dem Scanner eingezogen, gescannt und auf der Rückseite des Geräts abgelegt. Die Scannzeit für ein Thorax-Bild beträgt ca. 70 Sekunden. Versuche mit Trommelscannern, Overhead-(Kamera)-Scannern und Desktopscannern mit Durchlichtoption liefern zwar zum Teil bessere Ergebnisse, sind aber wegen der zeitintensiven und umständlichen Bedienung für den Klinikeinsatz nicht zu empfehlen.

Scannertechnik

Aus Preisgründen kam im ersten Scanner der Firma XRS, dem RSU-1, nur ein handelsübliches CCD-Array zum Einsatz. Durch ein spezielles Verfahren kann die Qualität und der Kontrastumfang der damit digitalisierten Bilder (vor allem in den dunklen Bereichen) sehr stark gesteigert werden. Die Firma hat sich diese Technik in den USA patentieren lassen (US Patent No. 5,283,426: Methods And Apparatus For Obtaining Nonlinear Response From Photodetector Arrays).

Die erhöhte Empfindlichkeit im Dunklen wird durch zweimaliges Auslesen der CCD-Zeile erreicht. Die Belichtungszeit der zweiten Zeile wird stark verlängert, um genügend Elektronen sammeln zu können. Durch Anlegen einer genau definierten Anzahl von Impulsen an die „Anti-Blooming-Gates“ wird eine Überbelichtung der helleren Stellen vermieden.

Die bei dieser Technik auftretende Nichtlinearitäten müssen bei dem Zusammensetzen der beiden unterschiedlich belichteten Zeilen zu einer Ausgangszeile berücksichtigt werden. Die hierzu verwendete „Fusing-Tabelle“ kann bei genauer Kenntnis der Scannerhardware berechnet werden. Ansonsten muß sie semi-empirisch gefunden werden.

Mit dieser Technik erreicht man eine Auflösung von zirka 350 Grauwerten im Bereich von 0,05 bis 3,2 optischer Dichte.

Die neuen Scanner der Firma XRS benutzen nicht mehr diese Technik, sondern haben teurere Spezial-CCD-Zeilen mit zirka 400 dpi und 4096 Graustufen.

Rechner

Als erste Plattform für das Projekt Röntgenbildübertragung haben wir uns das MacOS ausgesucht. Neben ausgereiften Betriebssystemroutinen zur Kompression bietet es uns auch die Möglichkeit (je nach Rechnertyp) bis zu 6 Monitore an einem Rechner anzuschließen. Erst durch mehrere Monitore wird ein komfortables Vergleichen mehrerer Röntgenbilder möglich. Die Mindestanforderung an ein Scan- und Diagnosesystem ist ein Apple Macintosh mit 68040 Prozessor (besser aber ein PowerPC) mit 16MB Hauptspeicher. Da die Röntgenbilder aus Performancegründen besser im RAM gehalten werden sollten, ist, wenn viele Bilder gleichzeitig betrachtet werden sollen, eine Aufrüstung auf 32 bzw. 64MB empfehlenswert.

Monitore

Zu einem Diagnosesystem gehören mindestens zwei Graustufenmonitore mit einer Bildschirm-diagonalen von 21 Zoll. Farbmonitore sind für diese Aufgabe weniger geeignet, da sie durch die Lochmatrix an Schärfe einbüßen. Aber auch bei Graustufen-Monitoren treten Probleme auf. So wird der Kontrast und die räumliche Auflösung durch den nicht punktförmige Fleck, den der Elektronenstrahl auf die Mattscheibe projiziert, vermindert [Dwy 92]. Um höchsten Qualitätsansprüchen zu genügen, sind also speziell für diesen Zweck gefertigte Großbildschirme unumgänglich. Goldberg et al. ist der Überzeugung, daß Monitore mit einer Auflösung von 2048 x 2048 der Standard werden [Gol 93].

Archivierung

Zur Archivierung der anfallenden Datenmengen ist, je nach Menge, der Einsatz von magneto-optischen Platten (MOD), DAT-Streamern oder CD-ROM-Schreibern zu empfehlen.

Die Datenübertragung zwischen den einzelnen Stationen erfolgt entweder über ISDN oder ETHERNET.

Densitometrischer Vergleich von Leuchtkasten und Monitor

Für einen Vergleich von Leuchtkasten und Monitor wurden densitometrische Messungen an beiden Medien durchgeführt. Mit diesen Messungen soll eine verbesserte Darstellung der Röntgenbilder am Monitor erreicht werden, die in etwa der Darstellung am Leuchtkasten entspricht.

Die folgende Tabelle zeigt den maximalen Kontrastumfang von einem Leuchtkasten (Mediskop 800) und von zwei unterschiedlichen Monitoren. Da der Kontrastumfang je nach Umgebungslicht unterschiedlich ausfällt, wurde dieser einmal bei normaler Bürobeleuchtung und einmal in einem völlig abgedunkelten Raum gemessen.

Tabelle 2. Maximaler Kontrastumfang (dynamic range).

Medium	max. Kontrastumfang (dynamic range)	
	mit Umgebungslicht	ohne Umgebungslicht
Leuchtkasten	2,9	> 3,1
Hitachi	1,8	3,5
Radius	2,2	3,5

Der Kontrastumfang wurde mit Hilfe eines Kodak-Graukeils (Kodak photographic step tablet no. 3) bestimmt. Der maximale Kontrastumfang des Leuchtkastens entspricht der Dichte jenes Feldes auf dem Graukeils, das das Auge nicht mehr von dem nächstdichteren unterscheiden kann. Der Kontrastumfang des Leuchtkastens in einem völlig abgedunkelten Raum ist mit dieser Methode nicht feststellbar, da die maximale Dichte des Graukeils nur 3,08 beträgt, das Auge aber sehr wohl noch eine Helligkeitsdifferenz erkennen kann.

Der maximale Kontrastumfang beim Monitor entspricht der mit dem Densitometer gemessenen optischen Dichte des schwarzen Bildschirms. Bei allen Messungen wurden die Helligkeitsregler der Monitore auf maximale Helligkeit eingestellt. Die Kontrastregler befanden sich in Mittelstellung.

Weiterhin wurde die Leuchtkraft des Phosphors (Lichtstärke I) als Funktion des dargestellten Grauwerts PV (also die Kennlinie $OD(PV)$) für beide Monitore bestimmt. Auch bei diesen Messungen beeinflusst das Umgebungslicht die Ergebnisse. Die Bilder 4 a.) und 4 b.) zeigen die $OD(PV)$ -Kennlinie mit Umgebungslicht, während die Messungen für die Abbildungen 5 a.) und b.) in einem abgedunkelten Raum aufgezeichnet wurden.

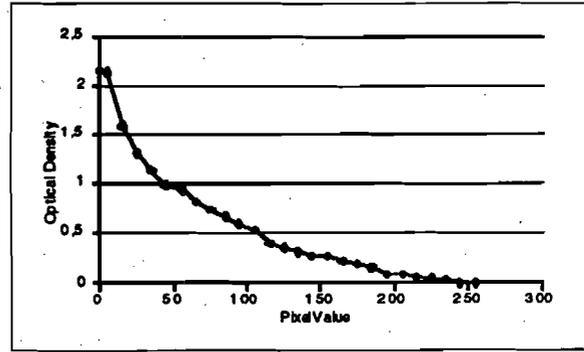
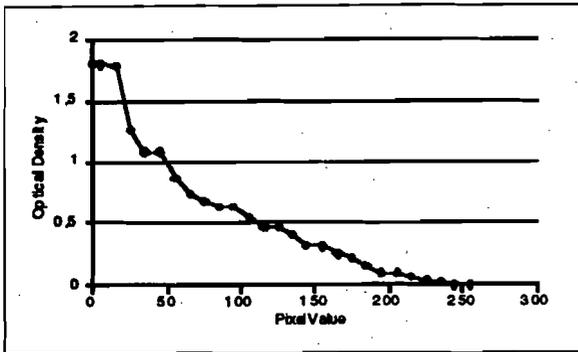


Bild 4. $OD(PV)$ -Kennlinien (Gamma Settings Off, mit Umgebungslicht). a.) Hitachi, b.) Radius.

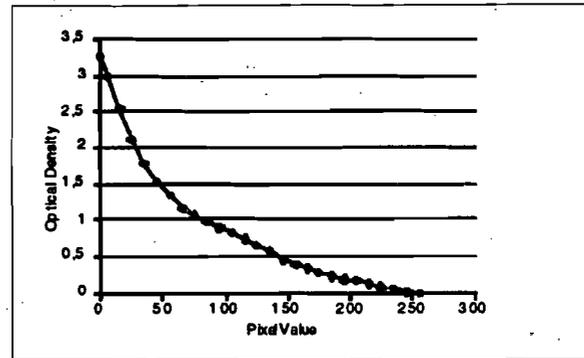
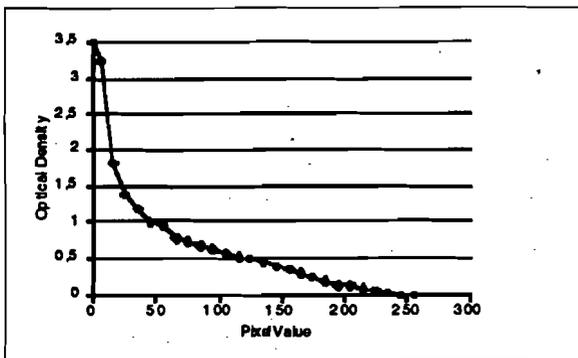


Bild 5. $OD(PV)$ -Kennlinien (Gamma Settings Off, ohne Umgebungslicht). a.) Hitachi, b.) Radius.

Der Kurven unterscheiden sich vor allem bei den dunklen Grauwerten (kleinen PV), da hier der Einfluß des Umgebungslicht natürlich am größten ist.

Um die in Kapitel „Auswahl der Graustufen“ beschriebenen Nichtlinearitäten des Monitors auszugleichen, werden die Grauwerte oftmals noch transformiert. Diese Transformation kann von der Applikation oder auch von speziellen Utilities übernommen werden. Bei den folgenden Messungen wurde das Kontrollfeld „Gamma“ für die Transformation verwendet. Das Kontrollfeld erlaubt die Angabe von zwei Parametern; ein Wert für die Helligkeit b und einer für das Zielgamma γ_2 . Da γ_2 in etwa dem γ aus Kapitel „Auswahl der Graustufen“ entspricht, kann dieser Wert durch Messung bestimmt werden. Die folgenden Abbildungen zeigen die $OD(PV)$ -Kennlinien der beiden Monitore. Diese und alle weiteren Messungen sind ausschließlich in der Dunkelkammer gemacht worden. Man erkennt die Linearisierung der vormals stark durchgebogenen Kurven der Abbildungen 5 a/b.

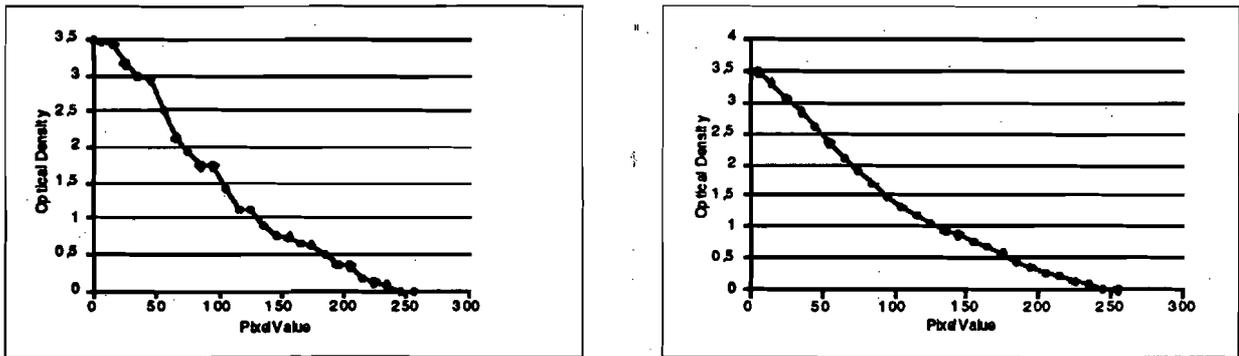


Bild 6. $OD(PV)$ -Kennlinien (Gamma Settings $\gamma_2 = 2.2$, $b = -100$). a.) Hitachi, b.) Radius.

Bei der Darstellung von gescannten Röntgenbildern ist aber nicht nur die Kennlinie des Monitors ausschlaggebend. Auch der Scanner besitzt eine Kennlinie, die gemeinsam mit der Monitorkennlinie und der Kennlinie des FusingLUTs zu einer Transferfunktion zusammengefaßt werden kann. Diese Transferfunktionen zeigt die Abbildung 7 für den Radius Monitor.

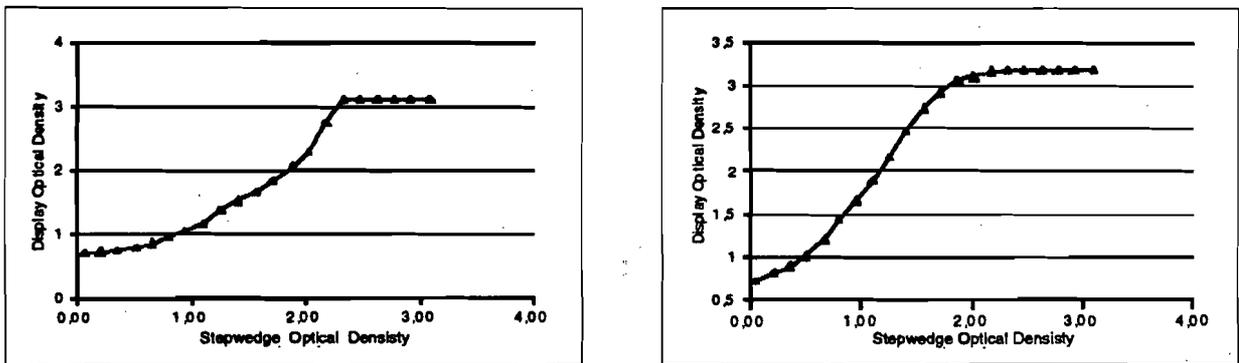


Bild 7. Scanner-FusingLUT-Monitor-Gamma-Transferfunktion (Radius Display, ohne Umgebungslicht).

a.) ($\gamma_2 = 0.0$, $b = 0$), b.) ($\gamma_2 = 2.2$, $b = -100$).

Die Transferfunktion sollte möglichst linear sein, damit alle Details im Röntgenbild vor dem Leuchtkasten vergleichbar mit dem Bild am Monitor sind. Die Abbildung 7b.) zeigt, daß mit unserem FusingLUT und den Einstellungen ($\gamma_2 = 2.2$, $b = -100$) ein relativ linearer Bereich von $OD = 0,0$ bis $2,2$ abgedeckt wird und die obige Forderung erfüllt.

Zusammenfassung

Unser Ziel, die Kontrastanpassung des digitalen Bildes an die Wahrnehmungsfähigkeit des menschlichen Auges, haben wir mit dem limitierten adaptiven Histogrammausgleich erreicht. Weiterhin haben wir gezeigt, daß man mit geeigneten Methoden eine vergleichbare Darstellung eines Röntgenbildes am Monitor und am Leuchtkasten erzielen kann.

Anhang A:

Aufzeigen der Äquivalenz von Abschneide-Methode und Limitierung der Steigung der Transferfunktion

Die Transferfunktion $f(g)$ erhält man aus dem Histogramm durch:

$$f(g) = \frac{1}{K} \cdot \sum_{g'=0}^g Hi(g') \quad \text{mit} \quad K = \frac{\# \text{ Pixels}}{\# \text{ Grauwerte (256)}}$$

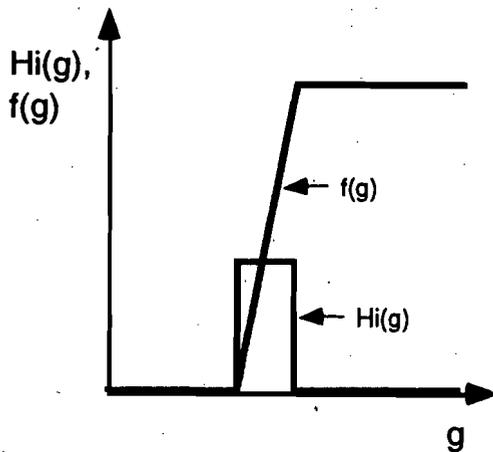
Schreibt man $f(g)$ in Integralform, so erhält man für große Grauwertbereiche:

$$f(g) = \frac{1}{K} \int_0^g Hi(g') dg'$$

Die Steigung von f an der Stelle g berechnet sich aus:

$$\frac{d[f(g)]}{dg} = \frac{d}{dg} \left[\frac{1}{K} \int_0^g Hi(g') dg' \right] = \frac{1}{K} Hi(g)$$

Folgendes Bild zeigt dies nochmals auf:



$$\frac{df}{dg} \propto Hi(g)$$

Anhang B:

Referenzen:

- [Cat 79] E. Catmull, *A tutorial on compensation tables*, SIGGRAPH 79, 279.
- [Cow 83] W. Cowan, *An inexpensive scheme for calibration of a colour monitor in terms of CIE standard coordinates*, SIGGRAPH 83, 315.
- [Dwy 92] S. J. Dwyer, *Performance characteristic and image fidelity of gray-scale monitors*, Radio-Graphics 12, 765.
- [Dwy 92] S. J. Dwyer, *Performance characteristic and image fidelity of gray-scale monitors*, Radio-Graphics 12, 765.
- [Fol 91] Foley, *Achromatic and Colored Light*, Computer Graphics: Principles and Practice, 563.
- [Gol 93] M. Goldberg, *New High-Resolution Teleradiology System: Prospective Study of Diagnostic Accuracy in 685 Transmitted Clinical Cases*, Radiology 429.
- [Hal 89] R. Hall, *Illumination and color in computer generated imagery*, Spriger Verlag, New-York, 1989.
- [Lam 86] P. M. Lams, *Spacial resolution requirements for digital chest radiographs; an ROC study of observer performance in selected cases*, Radiology 158, 11.
- [Lam 86] P. M. Lams, *Spacial resolution requirements for digital chest radiographs; an ROC study of observer performance in selected cases*, Radiology 158, 11.
- [Mac 88] H. MacMahon, *Digital Chest Radiography: Effects on diagnostic accuracy of hard copy, conventional video, and reverse gray scale video display format*, Radiology 168, 669.
- [Mac 88] H. MacMahon, *Digital Chest Radiography: Effects on diagnostic accuracy of hard copy, conventional video, and reverse gray scale video display format*, Radiology 168, 669.
- [Ney 93] F. Neyenssac, *Contrast Enhancement Using the Laplacian-of-a-Gaussian Filter*, Graph. Models and Image Process. 55, 447.
- [Piz 84] S. M. Pizer, J. B. Zimmerman and E. V. Staab, *Adaptive Grey Level Assignment in CT Scan Display*, J. Comput.Tomogr. 8, 300.
- [Pra 78] W. K. Pratt, *Image Improvement*, Digital Image Processing, Second Edition, 263.
- [See 91] S. Seeboth, *Digital Durchleuchtet - Bildverarbeitung in der Medizin*, ct 9/91, 38.
- [Wen 92] T. Wendler, *Forderung an die Bildpräsentation aus der Analyse radiologischer Arbeitsabläufe*, Digitale Radiographie, 182.
- [Wys 82] G. Wyszecki, *Color Science: Concepts and methods, Quantitative data and formulae*, Wiley, New-York, 1982.

Liste der bisher erschienenen Ulmer Informatik-Berichte

Einige davon sind per FTP von <ftp.informatik.uni-ulm.de> erhältlich

Die mit * markierten Berichte sind vergriffen

List of technical reports published by the University of Ulm

Some of them are available by FTP from <ftp.informatik.uni-ulm.de>

Reports marked with * are out of print

- 91-01 *Ker-I Ko, P. Orponen, U. Schöning, O. Watanabe*
Instance Complexity
- 91-02* *K. Gladitz, H. Fassbender, H. Vogler*
Compiler-Based Implementation of Syntax-Directed Functional Programming
- 91-03* *Alfons Geser*
Relative Termination
- 91-04* *J. Köbler, U. Schöning, J. Toran*
Graph Isomorphism is low for PP
- 91-05 *Johannes Köbler, Thomas Thierauf*
Complexity Restricted Advice Functions
- 91-06* *Uwe Schöning*
Recent Highlights in Structural Complexity Theory
- 91-07* *F. Green, J. Köbler, J. Toran*
The Power of Middle Bit
- 91-08* *V. Arvind, Y. Han, L. Hamachandra, J. Köbler, A. Lozano,
M. Mundhenk, A. Ogiwara, U. Schöning, R. Silvestri, T. Thierauf*
Reductions for Sets of Low Information Content
- 92-01* *Vikraman Arvind, Johannes Köbler, Martin Mundhenk*
On Bounded Truth-Table and Conjunctive Reductions to Sparse and Tally Sets
- 92-02* *Thomas Noll, Heiko Vogler*
Top-down Parsing with Simultaneous Evaluation of Noncircular Attribute Grammars
- 92-03 *Fakultät für Informatik*
17. Workshop über Komplexitätstheorie, effiziente Algorithmen und Datenstrukturen
- 92-04* *V. Arvind, J. Köbler, M. Mundhenk*
Lowness and the Complexity of Sparse and Tally Descriptions
- 92-05* *Johannes Köbler*
Locating P/poly Optimally in the Extended Low Hierarchy
- 92-06* *Armin Kühnemann, Heiko Vogler*
Synthesized and inherited functions - a new computational model for syntax-directed semantics
- 92-07* *Heinz Fassbender, Heiko Vogler*
A Universal Unification Algorithm Based on Unification-Driven Leftmost Outermost Narrowing

- 92-08* *Uwe Schöning*
On Random Reductions from Sparse Sets to Tally Sets
- 92-09* *Hermann von Hasseln, Laura Martignon*
Consistency in Stochastic Network
- 92-10 *Michael Schmitt*
A Slightly Improved Upper Bound on the Size of Weights Sufficient to Represent Any Linearly Separable Boolean Function
- 92-11 *Johannes Köbler, Seinosuke Toda*
On the Power of Generalized MOD-Classes
- 92-12 *V. Arvind, J. Köbler, M. Mundhenk*
Reliable Reductions, High Sets and Low Sets
- 92-13 *Alfons Geser*
On a monotonic semantic path ordering
- 92-14* *Joost Engelfriet, Heiko Vogler*
The Translation Power of Top-Down Tree-To-Graph Transducers
- 93-01 *Alfred Lupper, Konrad Froitzheim*
AppleTalk Link Access Protocol basierend auf dem Abstract Personal Communications Manager
- 93-02 *M.H. Scholl, C. Laasch, C. Rich, H.-J. Schek, M. Tresch*
The COCOON Object Model
- 93-03 *Thomas Thierauf, Seinosuke Toda, Osamu Watanabe*
On Sets Bounded Truth-Table Reducible to P-selective Sets
- 93-04 *Jin-Yi Cai, Frederic Green, Thomas Thierauf*
On the Correlation of Symmetric Functions
- 93-05 *K.Kuhn, M.Reichert, M. Nathe, T. Beuter, C. Heinlein, P. Dadam*
A Conceptual Approach to an Open Hospital Information System
- 93-06 *Klaus Gaßner*
Rechnerunterstützung für die konzeptuelle Modellierung
- 93-07 *Ullrich Keßler, Peter Dadam*
Towards Customizable, Flexible Storage Structures for Complex Objects
- 94-01 *Michael Schmitt*
On the Complexity of Consistency Problems for Neurons with Binary Weights
- 94-02 *Armin Kühnemann, Heiko Vogler*
A Pumping Lemma for Output Languages of Attributed Tree Transducers
- 94-03 *Harry Buhrman, Jim Kadin, Thomas Thierauf*
On Functions Computable with Nonadaptive Queries to NP
- 94-04 *Heinz Faßbender, Heiko Vogler, Andrea Wedel*
Implementation of a Deterministic
Partial E-Unification Algorithm for Macro Tree Transducers

- 94-05 *V. Arvind, J. Köbler, R. Schuler*
On Helping and Interactive Proof Systems
- 94-06 *Christian Kalus, Peter Dadam*
Incorporating record subtyping into a relational data model
- 94-07 *Markus Tresch, Marc H. Scholl*
A Classification of Multi-Database Languages
- 94-08 *Friedrich von Henke, Harald Rueß*
Arbeitstreffen Typtheorie: Zusammenfassung der Beiträge
- 94-09 *F.W. von Henke, A. Dold, H. Rueß, D. Schwier, M. Strecker*
Construction and Deduction Methods for the Formal Development of Software
- 94-10 *Axel Dold*
Formalisierung schematischer Algorithmen
- 94-11 *Johannes Köbler, Osamu Watanabe*
New Collapse Consequences of NP Having Small Circuits
- 94-12 *Rainer Schuler*
On Average Polynomial Time
- 94-13 *Rainer Schuler, Osamu Watanabe*
Towards Average-Case Complexity Analysis of NP Optimization Problems
- 94-14 *Wolfram Schulte, Ton Vullinghs*
Linking Reactive Software to the X-Window System
- 94-15 *Alfred Lupper*
Namensverwaltung und Adressierung in Distributed Shared Memory-Systemen
- 94-16 *Robert Regn*
Verteilte Unix-Betriebssysteme
- 94-17 *Helmuth Partsch*
Again on Recognition and Parsing of Context-Free Grammars: Two Exercises in Transformational Programming
- 94-18 *Helmuth Partsch*
Transformational Development of Data-Parallel Algorithms: an Example
- 95-01 *Oleg Verbitsky*
On the Largest Common Subgraph Problem
- 95-02 *Uwe Schöning*
Complexity of Presburger Arithmetic with Fixed Quantifier Dimension
- 95-03 *Harry Buhrman, Thomas Thierauf*
The Complexity of Generating and Checking Proofs of Membership
- 95-04 *Rainer Schuler, Tomoyuki Yamakami*
Structural Average Case Complexity
- 95-05 *Klaus Achatz, Wolfram Schulte*
Architecture Independent Massive Parallelization of Divide-And-Conquer Algorithms
- 95-06 *Christoph Karg, Rainer Schuler*
Structure in Average Case Complexity
- 95-07 *P. Dadam, K. Kuhn, M. Reichert, T. Beuter, M. Nathe*
ADEPT: Ein integrierender Ansatz zur Entwicklung flexibler, zuverlässiger kooperierender Assistenzsysteme in klinischen Anwendungsumgebungen
- 95-08 *Jürgen Kehrer, Peter Schulthess*
Aufbereitung von gescannten Röntgenbildern zur filmlosen Diagnostik