Aus dem Institut für Klinische Radiologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser

Experimentelle Untersuchung der Eignung unterschiedlicher Monitortypen zur Befundung von digitalen Röntgenbildern

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Hans Schöfer

aus
Falkensee

2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. K.-U. Benner
	Prof. Dr. M. Siebeck
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter	Prof. Dr. K.-J. Pfeifer
Dekan	Prof. Dr.med. Dr. h.c. K. Peter
Tag der mündlichen Prüfung	09.02.2005

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER EIGNUNG UNTERSCHIEDLICHER MONITORTYPEN ZUR BEFUNDUNG VON DIGITALEN RÖNTGENBILDERN

KURZFASSUNG

In der Radiologie werden zunehmend die traditionellen Röntgenaufnahmen auf Filmen durch digitale Bildgebungsverfahren ersetzt. Mit dieser Umstellung werden die digitalen Röntgenbilder immer häufiger direkt auf einem Monitor dargestellt und ausgewertet.

In der vorliegenden Arbeit wird untersucht, in wie weit die vorhandenen Techniken zur Bilddarstellung auf dem Monitorbildschirm für die Anwendung bei der Befundung von Röntgenbildern geeignet sind. Dabei wurde darauf geachtet, dass alle Parameter, die die Erkennbarkeit beeinflussen (wie z.B. die Umgebungshelligkeit), aber nicht mit der Technik der Bilderzeugung zusammenhängen entweder konstant gehaltenwurden oder durch andere Maßnahmen ein Einfluss verhindert wurde. In die Untersuchung wurden folgende Monitortypen aufgenommen: Farb-PC-Monitor mit Lochmaske , Farb-PC-Monitor mit Streifenmaske, Farb-PC-Monitor mit TFT-Bildschirm und Schwarz-Weiss-Monitor speziell entwickelt für die Röntgenbildbefundung.

Auf zwei unterschiedliche Weisen wurde versucht eine Rangfolge der Eignung der Monitore für die Darstellung von Objekten herzustellen, die Strukturen in Röntgenbildern nachgebildet waren.

Im ersten Teil der Studie wurde einer größeren Anzahl von Radiologen oder im radiologischen Bereich arbeitenden Personen die Aufgabe gestellt, auf den vier Monitoren bestimmte Objekte zu erkennen. Um den Aufwand für die an der Studie beteiligten Personen möglichst klein zu halten, wurde ein Verfahren entwickelt, das die Möglichkeiten der digitalen Technik bei der Durchführung des Tests nutzt. Es wurde also ein Bildbearbeitungsprogramm so entwickelt, dass für die Testperson ein Lerneffekt ausgeschlossen war. Damit wurden alle Monitore bei der Untersuchung gleichbehandelt, unabhängig davon in welcher Reihenfolge sie getestet wurden. Alle Parameter, die für die Durchführung der Studie notwendig waren, wurden in einer Datei dokumentiert, sodass sie für die Auswertung in einem Tabellenbearbeitungsprogramm [12] gut zugänglich waren. Mit Hilfe dieses Programms wurden dem Betrachter mit Rauschen behaftete Testbilder dargeboten, in die interaktiv Strukturen mit zunehmendem Kontrast eingebracht werden konnten. Die jeweils für die Erkennung der Objekte bzw.

Details der Objekte nötigen Kontraste wurden neben weiteren Daten dokumentiert. Es wurden insgesamt 540 Bilder ausgewertet und die zugehörigen Parameter in eine Tabelle eingetragen.
Die Untersuchung ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den beteiligten Monitoren.
Im zweiten Teil der Studie wurden die physikalischen Kenndaten der Monitore vermessen. Insbesondere wurden die Typen-spezifischen Parameter untersucht, nämlich die Pixelanordnung, die Leuchtdichteverteilung an Kanten mit großem Leuchtdichteunterschied und das Rauschleistungsspektrum. Unter Berücksichtigung der Abbildungseigenschaften des Auges zeigen die Messergebnisse, dass für die bei der Befundung von Röntgenbildern am Monitor, bei optimalen Betrachtungsbedingungen, kein Unterschied in der Abbildungsqualität vorhanden ist.

Die Zusammenschau der beiden Teile der Untersuchung zeigt, dass das Bildrauschen und die mittlere Leuchtdichte des Testbildes einen erheblichen Einfluss auf die Erkennbarkeit von Strukturen haben. Das Ergebnis bestätigt die bekannte Tatsache, dass die Bildqualität einer Röntgenaufnahme mit Vergrößerung des Signal-Rauschverhältnisses d.h. mit höherer Bildempfängerdosis zunimmt und dass die Erkennbarkeit von Strukturen durch Steigerung der Bildhelligkeit verbessert wird.
Aus der letzten Bemerkung sollte jedoch nicht geschlossen werden, dass ein Monitor, der bei gut eingestellter Umgebungsbeleuchtung betrieben wird, bei größerer Bildschirmleuchtdichte besser ausgewertet werden könnte. Bei linearer Erhöhung der Leuchtdichte würde im realen Röntgenbild die Blendwirkung der Bereiche, die der Region von Interesse (ROI) normalerweise benachbart ist, zunehmen und die Erkennbarkeit wieder reduzieren. Als ein zusätzliches Ergebnis dieser Arbeit wird im Abschnitt 7.2 in Tabelle 7.1 gezeigt, dass für die Befundung von Röntgenbildern die Leistungsmerkmale moderner Monitore aus dem PC-Bereich ausreichen. Wichtig ist jedoch, dass dem Radiologen besondere Bildbearbeitungsprogramme zur Verfügung stehen, die es gestatten, die jeweils interessierenden Bereiche mit optimaler Leuchtdichte darzustellen.

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER EIGNUNG UNTERSCHIEDLICHER MONITORTYPEN ZUR BEFUNDUNG VON DIGITALEN RÖNTGENBILDERN

INHALTSVERZEICHNIS

1 Einleitung 7

1.1 Neue Entwicklungen in Projektionsradiographie 7
1.2 Fragestellung 8
1.3 Einstufung von Monitoren in eine Qualitätsrangfolge 9
1.3.1 Voraussetzungen für die Untersuchung 9
1.3.2 Statistische Untersuchung 9
1.3.3 Messung der physikalischen Einflussgrößen 9
1.3.4 Schlussfolgerungen aus der Verbindung der Ergebnisse der statistischen Auswertung mit den physikalischen Messgrößen 9

2 Physiologische Zusammenhänge beim Sehen 10

2.1 Vom Monitor unabhängige Einflussgrößen 10
2.1.1 Betrachtungsabstand 10
2.1.2 Betrachtungswinkel (Pixel) 10
2.1.3 Bildwiederholfrequenz 11
2.1.4 Pixelwerte der mit Röntgenstrahlung erzeugten digitalen Testbilder 11
2.1.5 Art des Kontrastes 12
2.1.6 Bildrauschen 12
2.1.7 Leuchtdichte der Umgebung 12
2.1.8 Lichtquellenverteilung in der Umgebung 13
2.1.9 Maximale Leuchtdichte im Testbild zur Monitoreinstellung (SMPTE - Bild) 13
2.1.10 Minimale Leuchtdichte im Testbild- zur Monitoreinstellung (SMPTE-Bild) 15
2.1.11 Zeitliche Änderung der Leuchtdichte 15
2.2 Vom Monitor abhängige Einflussgrößen 15
2.2.1 Kennlinie Leuchtdichte/Pixelwert 15
2.2.2 Pixelgröße 16
2.2.3 Feinstruktur der Pixel 16
2.2.4 Bildraster 16
2.2.5 Farbeinstellung 17
2.2.6 Modulationsübertragungsfunktion (MTF) 17
2.2.7 Betrachtungszeit 17
2.2.8 Schwellenkontrast 18

3 Statistische Untersuchung zur Erkennbarkeit von Strukturen bei Darstellung mit unterschiedlichen Monitortypen 18

3.1 Anforderung an das Verfahren 18
3.2 Beschreibung des Verfahrens 20
3.2.1 Beschreibung des zu erkennenden Objekts 20
3.2.2 Beschreibung der Umgebungen in denen die Objekte zu erkennen waren 21

3.3 Vermeidung von Lerneffekten 23
3.3.1 Lage der Struktur im Bild 23
3.3.2 Anzahl der Kontrastschritte 23
3.3.3 Art des Kontrastes 24
3.3.4 Lage des Details 24
3.3.5 Einarbeitung in das Programm 24
3.4 Berücksichtigung des Bildrauschens 25
3.5 Dokumentation der Parameter 25
3.6 Testanordnung 27
3.6.1 Schema der Testanordnung 27
3.6.2 Struktur der untersuchten Monitore 27
3.7 Durchführung des Testes 30
3.8 Ergebnisse 32
3.8.1 Statistische Auswertung 33
3.8.2 Ergebnisse für die Umgebung 1 36
3.8.3 Ergebnisse für die Umgebung 2 44
3.8.4 Ergebnisse für die Umgebung 3 50
3.8.5 Ergebnisse für die Umgebung 4 56
3.9 Zusammenfassung der Ergebnisse für die vier Umgebungen 62
3.10 Auswertung der Fehlerhäufigkeit bei der Auffindung der Strukturen 63

4 Physikalische Untersuchung unterschiedlicher Monitortypen 65

4.1 Messung der einzelnen Komponenten 67
4.1.1 Anordnung für die Messung der Leuchtdichteverteilungen 67
4.1.2 Auswertung der Bilddatensätze 68
4.1.3 Beschreibung des Programms zur Berechnung des Rauschens und der MTF (P2) 68
4.2 Bestimmung der Einflussgrößen für die Übertragung 71
4.2.1 Bestimmung des Rauschleistungsspektrums 71
4.2.2 Bestimmung der MTF 74
4.3 Ergebnis der messtechnischen Untersuchung 78

5 Verknüpfung der messtechnischen und der statistischen Methode 79

5.1 Vorgehen 79
5.2 Ergebnisse 81
5.2.1 Erkennbarkeitsschwelle für das homogene Bild 81
5.2.2 Erkennbarkeitsschwelle für das verrauschte Bild 82
5.2.3 Erkennbarkeitsschwelle von feinen Strukturen in homogener Umgebung 82
5.2.4 Erkennbarkeitsschwelle von feinen Strukturen in verrauschter Umgebung 82

6 Diskussion und Schlussfolgerungen 86
6.1 Die Erzeugung des digitalen Bildes 86
6.2 Beobachter und Monitor als letzte Glieder in einer Informationskette 87
6.3 Anforderungen an den Arbeitsplatz abgeleitet aus bekannten gesetzlichen Vorschriften und den Ergebnissen dieser Arbeit 88
6.4 Unterschied zwischen Monitorbefundung und Befundung am Betrachtungsgerät 89
6.5 Ergebnis der Arbeit für die Mindestanforderungen an Monitore 90

7 Zusammenfassung und Ausblick 94

7.1 Zusammenfassung 94
7.2 Ausblick 96

8 Anhang 98

8.1 Technische Daten der Treibersoftware des verwendeten Rechners und des Videosplitters 98
8.2 Wienerspektrum 98
8.3 Modulationsübertragungsfunktion 98
8.4 Programm P1 zur Testbilderzeugung 100
8.5 Programm P2 zur Messung von MTF und Wienerspektrum 110

9 Literaturverzeichnis 121

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG DER EIGNUNG UNTERSCHIEDLICHER MONITORTYPEN ZUR BEFUNDUNG VON DIGITALEN RÖNTGENBILDERN

1 Einleitung

1.1 *Neue Entwicklungen in Projektionsradiographie*

In der Radiologie werden in Deutschland zunehmend die traditionellen Röntgenaufnahmen auf Filmen durch digitale Bildgebungsverfahren ersetzt. Mit dieser Umstellung wächst der Bedarf an einer zuverlässigen Darstellung dieser Röntgenbilder auf einem geeigneten Medium ohne den Ausdruck der Bildinformation auf einem Film.

Der Umgang mit den in digitaler Form vorliegenden Röntgenbildern ist auf einigen Spezialgebieten der Radiologie seit geraumer Zeit verbreitet: Computertomographie, Bildverstärker-Radiographie (Durchleuchtung) und digitale Subtraktionsangiographie sind Anwendungsgebiete in denen eine Vielzahl von Röntgenbildern bei einer Untersuchung hergestellt und ausgewertet werden. In den genannten Gebieten ist der Radiologe bereits daran gewöhnt das Monitorbild als Grundlage für die Befundung zu nutzen. Im Unterschied zu den eben erwähnten radiologischen Techniken werden in der digitalen Projektionsradiographie hauptsächlich Einzelbilder angefertigt und analysiert. Man geht nun mehr und mehr dazu über auch diese Bilder direkt an einem Monitor auszuwerten. Als Bildwiedergabegeräte kommen die bereits in den Kliniken und Praxen etablierten Monitore für Durchleuchtungsarbeitsplätze bzw. CT-Auswerteplätze in Frage. Auch Farbmonitore aus dem PC-Bereich können als Bildwiedergabegeräte nicht von vorneherein ausgeschlossen werden.

Es gibt mehrere Ansätze für Prozeduren, die sicherstellen sollen, dass die Bildqualität der zur Befundung verwendeten Monitore der Anwendung entsprechend hinreicht. Ein erster Schritt ist die Umsetzung der Norm DIN EN ISO 9241-3 für Monitorarbeitsplätze im Bürobereich [6]. Ergänzend dazu ist die Norm DIN 6868-57, die Anforderungen an Bildwiedergabegeräte in röntgendiagnostischen Betrieben beschreibt, anzuwenden [8]. Ein ausführlicher Kommentar zur Umsetzung dieser Norm ist in einem Sonderbeitrag des ZVEI [42] veröffentlicht.

Bei allen Vorgehensweisen spielen Testbilder eine Rolle, die zur Grundeinstellung wesentlicher Bildparameter verwendet werden müssen [19].

Wissenschaftliche Grundlage für die Vorgehensweise bei DIN 6868-57 ist die Arbeit von T. Mertelmeier [23], die sich mit Gesetzmäßigkeiten bei Sehvorgängen auseinandersetzt.

1.2 Fragestellung

Die normativen Anforderungen an die Eigenschaften des Monitors gelten unabhängig von der physikalischen Umsetzung der Abbildung auf dem Monitorbildschirm [8]. Bisher wurde nicht untersucht ob nicht gerade diese physikalischen Unterschiede die Erkennbarkeit von Details im Röntgenbild wesentlich beeinflussen.

Zur Beantwortung dieser Frage wurden in dieser Studie vier in ihrem Bildaufbau grundsätzlich unterschiedliche Monitore untersucht. Folgende Bildschirmtypen wurden in die Untersuchung aufgenommen (die genaue Beschreibung der einzelnen Bildschirme ist im Anhang B zusammengestellt):

Monitor 1: Farb-PC-Monitor mit Bildröhre und Lochmaske (Cathode Ray Tube,CRT)

Monitor 2: Farb-PC-Monitor mit TFT-Bildschirm (Thin Film Transistor, TFT)

Monitor 3: Schwarz-Weiss-Monitor zur Röntgenbefundung (CRT)

Monitor 4: Farb-PC-Monitor mit Bildröhre und Steifenmaske (CRT)

Im Rahmen dieser Arbeit werden die unterschiedlichen Monitore nur mit den oben angegebenen Nummern bezeichnet

Zur Durchführung der Studie wurden zwei spezielle Programm erstellt, mit deren Hilfe geklärt werden sollte ob sich die Monitore in Bezug auf die Fragestellung unterscheiden und welche Anforderungen an spezielle monitortypische Einflussgrößen zu stellen sind.

Ein Programm diente unter anderem der Bilderzeugung von “zufälligen“ Strukturen , deren Kontrast bezüglich ihrer Umgebung quantitativ bestimmt werden kann (Anhang 8.3).

Mit dem zweiten Programm (Anhang 8.4) wurden die Rauschspektren (auch Wienerspektren, siehe Anhang 8.2) und die MTF (Modulations Transfare Function oder gleichbedeutend Modulationsübertragungsfunktion (MÜF), siehe Anhang 8.3) der Oberflächen von Monitorbildschirmen berechnet. Als Quelle für die digitale Beschreibung der Oberflächen der Monitorbildschirme dienten Aufnahmen von einfachen Testbildern mit einer handelsüblichen Digitalkamera. Voraussetzung für die Anwendung der Digitalkamera als Mikroleuchtdichtemessgerät war die Bestimmung und Bewertung ihrer MTF und ihres Wienerspektrums.

1.3 Einstufung von Monitoren in eine Qualitätsrangfolge

Ziel dieser Arbeit ist es für die untersuchten Monitortypen eine Reihenfolge der Eignung der Geräte in Bezug auf die speziellen Anforderungen der Radiologie, also eine Qualitätssequenz aufzustellen. Die einzelnen Schritte der Vorgehensweise werden im Folgenden kurz erläutert

1.3.1 Voraussetzungen für die Untersuchung

Voraussetzung für die Untersuchung ist das Verständnis der beim Erkennen von Objekten in einem Röntgenbild wesentlichen Einflussgrößen. Im 2. Kapitel der Arbeit sind diese Größen zusammengestellt und ihr Zusammenhang mit der Fragestellung erläutert.

1.3.2 Statistische Untersuchung

Eine „große“ Anzahl von Beobachtern stellen auf jedem der untersuchten Monitore fest, bei welchem Kontrast ein bestimmtes Objekt erkennbar wird. Bei diesem Test wird für jeden Monitor ein Schwellwert für den Kontrast bestimmt, der nötig ist um ein Objekt zu erkennen. Wenn sich die Schwellwerte für die einzelnen Monitore voneinander signifikant unterscheiden, lässt sich eine Rangfolge der Monitore aufbauen, die eine Bildqualitätsabstufung in Bezug auf die Fragestellung erlaubt. Das Vorgehen ist im Einzelnen im Kapitel 3 beschrieben.

1.3.3 Messung der physikalischen Einflussgrößen

In einem zweiten Schritt sollten die für die Erkennbarkeit von Strukturen wesentlichen physikalischen Parameter ermittelt und beschrieben bzw. gemessen werden. Sollte sich bei der Arbeit herausstellen, dass sich keine Rangfolge für die Monitore aus der statistischen Untersuchung ableiten lässt, so sollte dies aus den Messergebnissen ebenfalls erklärbar sein. Kapitel 4 der Arbeit beschreibt die angewendeten Messverfahren und Messergebnisse.

1.3.4 Schlussfolgerungen aus der Verbindung der Ergebnisse der statistischen Auswertung mit den physikalischen Messgrößen

In Kapitel 5 wird untersucht, ob sich aus der Verbindung der statistischen Auswertung mit der messtechnischen Untersuchung Hinweise ergeben, welche technischen Voraussetzungen für eine sichere Befundung eingehalten

sein sollten.

2 Physiologische Zusammenhänge beim Sehen

Die Beachtung physiologischer Zusammenhänge beim Erkennen von Objekten unterschiedlicher Größe und unterschiedlichem Kontrast ist bei der Durchführung der Studie aus zwei Gründen wichtig:

a) Bei der Durchführung der Studie müssen alle Parameter, die den Betrachter eines Monitorbildes beeinflussen, die aber nicht in Zusammenhang mit der unterschiedlichen Konstruktion der Monitortypen stehen, so berücksichtigt werden, dass sie das Ergebnis nicht beeinflussen. Das kann z. B. dadurch geschehen, dass diese Parameter bei der Untersuchung konstant gehalten werden oder ihr Einfluss auf das Ergebnis durch nachträgliche Korrektion mathematisch kompensiert wird.

Diese vom Monitor unabhängigen Parameter sind im folgenden Abschnitt (2.1) zusammengestellt.

b) Die Parameter, die mit der unterschiedlichen Konstruktion der Monitore verknüpft sind und die Erkennbarkeit von Strukturen beeinflussen, sind von zentralem Interesse. Zur Bewertung dieser Einflussgrößen ist die Kenntnis der Wirkungsweisen wichtig.

Die entsprechenden Größen sind im Abschnitt 2.2 zusammengestellt.

2.1 Vom Monitor unabhängige Einflussgrößen

2.1.1 Betrachtungsabstand

Der Betrachtungsabstand des Untersuchers zum Monitor wurde nicht vorgegeben. Man kann davon ausgehen, dass der Betrachtungsabstand zwischen 50 bis70 cm variiert wurde, da in diesem Abstand die Akkomodation des Auges der Aufgabe entsprechend optimal ist. Diese Beobachtung deckt sich mit der Forderung, dass der Betrachtungsabstand etwa das 1,5-fache der Monitordiagonalen betragen soll [3].

2.1.2 Betrachtungswinkel (Pixel)

In dem oben angegebenen Betrachtungsabstand erscheint ein Pixel der Monitormatrix (z. B bei Monitor 1 mit 1024 x 768 Pixeln und 52cm Bilddiagonale) am Auge des

Betrachters unter einem Winkel von ca. 1 Bogenminute (vergl. dazu 3.6.2).
Das entspricht gerade dem Auflösungsvermögen der Retina des menschlichen Auges [33]. Nach der Beobachtung des Verfassers wurde von den Untersuchern dieser Betrachtungsabstand tatsächlich in diesem Bereich gewählt.

2.1.3 Bildwiederholfrequenz

Die Wiederholfrequenz war für alle Monitore auf die selbe Bildfrequenz eingestellt, weil sie über einen Videosplitter mit dem selben Videosignal versorgt wurden. Die Frequenz wurde von Monitor 1 über einen entsprechenden Kanal des Videosplitters gesteuert und auf 70 Hz eingestellt .
Bei TFT-Bildschirmen ist die Wiederholfrequenz für zeitlich unveränderte Bilder ohne Bedeutung, weil aufgrund des anderen Prinzips des Bildaufbaus kein Flackern des Bildes auftreten kann.

2.1.4 Pixelwerte der mit Röntgenstrahlung erzeugten digitalen Testbilder

Die Untersuchung, d.h. die Erkennbarkeit von Strukturen in einem Röntgenbild mit unterschiedlichen Monitoren, wurden bei drei verschiedenen mittleren Leuchtdichten der Monitorbildschirme durchgeführt. Dazu wurden drei unterschiedlich belichtete, digitale Aufnahmen eines homogenen Schwächungskörpers verwendet. Der Grauwertumfang dieser Bilder betrug 8 Bit also 256 Graustufen mit dem Pixelwert 0 für schwarz und Pixelwert 255 für weiß. In diese homogenen aber verrauschten Bilder wurden mit Hilfe eines Rechenprogramms, Strukturen eingeblendet, deren Kontrast nahezu kontinuierlich erhöht werden konnten. Der mittlere Pixelwert (Grauwert) der drei Bilder lagen bei 60, 120, 200. Entsprechend der abgestuften Bildhelligkeit variierte die Adaptation des Auges des Betrachters. Da die Sehschärfe von der Leuchtdichte der Umgebung des Testobjekts (Monitorbildschirm) abhängt, beeinflusst die Bildhelligkeit die Erkennbarkeit von Objekten. Für die Aussage der Studie war es daher wichtig sicherzustellen, dass alle Bilder (im Folgenden auch Umgebungen genannt) auf den unterschiedlichen Monitorbildschirmen die gleiche maximale Leuchtdichte (Weißleuchtdichte nach DIN 6868-57) hatten. Aufgrund der einheitlichen Einstellung des Weiß-Wertes zusammen mit der Optimierung des SMPTE-Bildes sowie der Anpassung der Leuchtdichte der Geräte an die CIE-Kurve (CIE ,Commission Internationale de L'Eclairage, 2.2.1 bzw. DIN 5033) [4], war die Vergleichbarkeit gegeben. Im Abschnitt 2.1.9 wird im einzelnen gezeigt, dass bei der verwendeten Leuchtdichte sehr gute Voraussetzungen für die Erkennung von feinen Strukturen

gegeben sind, wenn die Anforderungen an die Helligkeit der Umgebung eingehalten sind.

2.1.5 Art des Kontrastes

Für die Erkennbarkeit von Strukturen ist neben ihrer Größe und dem Rauschcharakter der Umgebung auch die Art des Kontrastes zu beachten. Ist das gesuchte Objekt heller als seine Umgebung (positiver Kontrast), kann die Erkennbarkeit anders sein als bei einem dunklen Objekt in heller Umgebung. Um Fehler auszuschließen wurden in der Arbeit diese Fälle getrennt behandelt.

2.1.6 Bildrauschen

Zielsetzung der Arbeit war die Untersuchung der Monitore in einer möglichst praxisnahen Testsituation. Da jede Röntgenaufnahme aus unterschiedlich verrauschten Bereichen besteht, wurden als Umgebungen, in denen die Objekte zu suchen waren, Bilder verwendet, die für diesen Zweck mit unterschiedlichen Dosen angefertigt wurden. Die Bilder wurden simultan vom selben Videosplitter auf allen Bildschirmen gleichzeitig dargestellt und waren damit stets alle mit dem selben Rauschen behaftet. Das Rauschen eines Bildes beeinflusst die Erkennbarkeit feiner Strukturen dann, wenn Ortsfrequenz und Amplitude der Strukturen mit der Ortsfrequenz und Amplitude des Rauschens vergleichbar groß sind. Die Rauschleistungsspektren der Testbilder waren für alle Umgebungen nahezu weißes Rauschen, d.h. sie beinhalteten keine bevorzugten Ortsfrequenzen. Die Amplituden der Rauschleistungen waren im interessierenden Ortsfrequenzbereich nicht gleich null. Weil die Überlagerung von Rauschen und Kontrastobjekt von Bild zu Bild variiert, ist auch für die Erkennbarkeit eines Objekts eine größere Streubreite des Schwellenkontrastes zu erwarten.

2.1.7 Leuchtdichte der Umgebung

Der Raum, in dem die Monitore für den Test aufgestellt waren, wurde nur durch Kunstlicht beleuchtet. Die Raumbeleuchtung konnte kontinuierlich eingestellt werden. Mit Hilfe des Zusammenhangs entsprechend der folgenden Formel wurde die Raumbeleuchtung optimiert.

Es wurde eine Raumhelligkeit von 30 lx gewählt. Damit ergab sich für die Helligkeit der Oberfläche der Objekte in der Umgebung der Monitore bei einem durchschnittlichen Reflexionsgrad von 30 % eine Leuchtdichte von etwa 40 cd/m².

Der Zusammenhang ergibt sich aus der Formel:
Leuchtdichte einer Oberfläche = Raumhelligkeit *Reflexionsgrad / π [35].
Diese Konstellation ist entsprechend Erkenntnissen von Schober und Mitarbeitern [35] für die Adaptation des Auges bei der Betrachtung des Monitorbildes gut angepasst. Die Bildhelligkeit wurde während der Auswertezeit überwacht. Die Beleuchtungskörper waren an der Decke des Raums angebracht und beeinträchtigten die Monitorbetrachtung weder durch Blendwirkung im Sehfeld des Betrachters noch durch Reflexe auf den Monitorbildschirmen. Die Reflexionsgrade der Monitorbildschirme betrugen weniger als 8% [35]. Damit war der Anteil der Leuchtdichte, der sich aus der Raumhelligkeit und der Monitorreflexion ergab, kleiner als 8 cd/m².

2.1.8 Lichtquellenverteilung in der Umgebung

Helle Lichtquellen im Bereich eines Arbeitsplatzes zur Befundung von Röntgenbildern müssen vermieden werden, weil das Auge des Untersuchers das zusätzliche Licht bei der Adaptation an die Umgebungshelligkeit wahrnimmt. Die zusätzliche Lichtquelle kann die optimale Anpassung des Auges an die Bildschirmhelligkeit. verhindern .
Die Lichtquellenverteilung war festgelegt durch die Verteilung der Leuchtkörper der Raumbeleuchtung und der Monitore, die verglichen werden sollten. Störende Lichtquellen, die etwa durch Spiegelung das Gesichtsfeld des Untersuchers beeinflussen konnten, waren nicht vorhanden. Die Forderung der Begrenzung der Umgebungshelligkeit auf 1/3 der Bildhelligkeit der untersuchten Monitore konnte nicht vollständig eingehalten werden, weil im Verlauf des Testes jeder Monitor drei mal der Umgebung zuzurechnen und damit etwa um das dreifache zu hell war. Weil die Anordnung der Monitore derjenigen bei der Befundung von Patientenbildern entspricht und alle Monitore in gleicher Weise beeinflusst wurden, erscheint die gewählte Anordnung für die Untersuchung dennoch angemessen.

2.1.9 maximale Leuchtdichte im Testbild zur Monitoreinstellung (SMPTE - Bild)

Der Zusammenhang zwischen dem normierten Antwortpotential auf einen Lichtstimulus wurde von Bartleson et al. untersucht [1]. Ergebnis dieser Untersuchung ist die Erkenntnis, dass der vom Auge auflösbare Leuchtdichtebereich nur in geringem Maß abhängig von der Adaptationsleuchtdichte ist. Dies wird deutlich, wenn man die aus dieser Untersuchung entnommene Grafik (Abbildung 2.1) betrachtet. Man sieht dort

eine Kurvenschar, bei der die einzelnen Kurven jeweils mit der zugehörigen Adaptationsleuchtdicht L_a als Parameter gekennzeichnet sind.

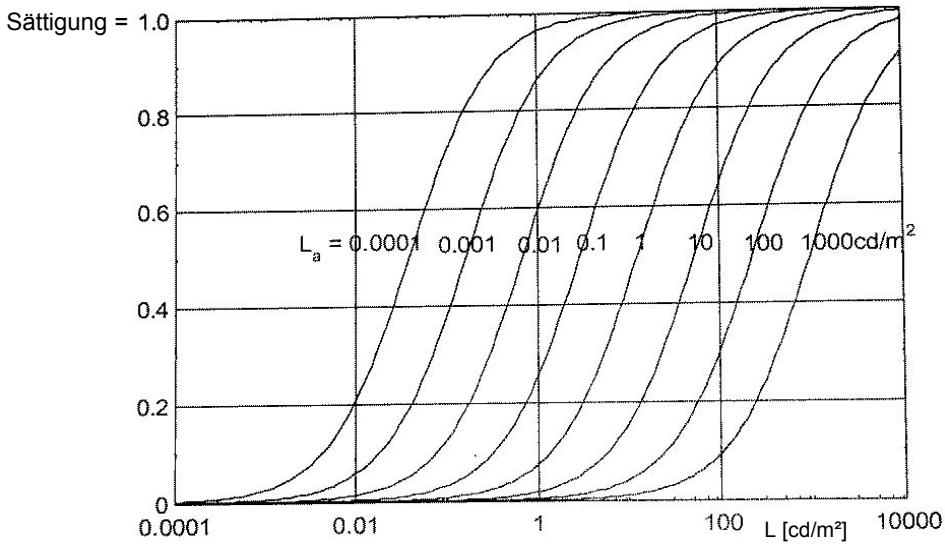


Bild 2.1 Normierte Antwortpotentiale auf die Anregung mit einem Lichtstimulus L. Der Parameter an der Kurvenschar bezeichnet die Adaptationsleuchtdichte L_a .[1]

Die Formen aller dieser Kurven sind identisch, d.h. der Verlauf der Anregungspotentiale durch einen Lichtstimulus ist unabhängig von der Adaptationsleuchtdichte. Diese Feststellung ist Voraussetzung für die hier gewählte Vorgehensweise beim Vergleich der einzelnen Monitortypen. Es ist gezeigt, dass die Untersuchung unabhängig von der eingestellten Leuchtdichte der Monitore ist.

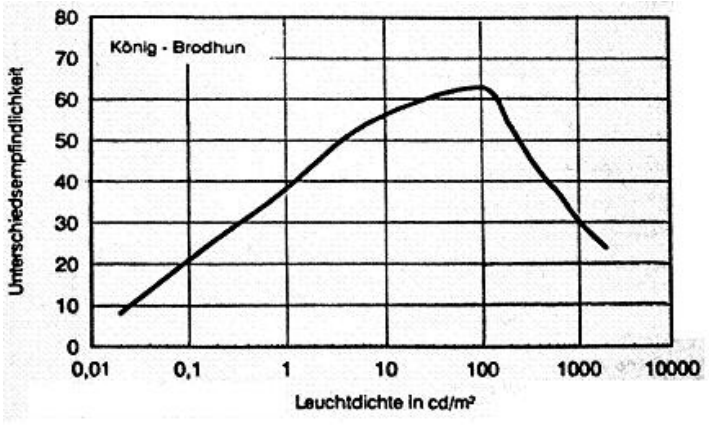


Bild 2.2 Unterschiedsempfindlichkeit des menschlichen Auges in Abhängigkeit von der Leuchtdichte nach König-Brodhun. Das Maximum der Unterschiedsempfindlichkeit liegt bei etwa 100 cd/m²

Ohne Einschränkung der Allgemeingültigkeit konnte daher die maximal einstellbare Leuchtdichte des lichtschwächsten Monitors 4 von 120 cd/m² verwendet werden. Der Vergleich mit den Ergebnissen von E. Spens und T. Karsch [36] bestätigt, dass bei dieser Leuchtdichte die Kontrastsensitivität des Auges dem optimalen Wert noch nahe kommt (siehe dazu auch Bild 2.2 [37]).

2.1.10 Minimale Leuchtdichte im Testbild- zur Monitoreinstellung (SMPTE-Bild)

Die Leuchtdichte der Monitorbildschirme wurde aufgrund der Optimierung der SMPTE- Testbilder für das dunkelste Feld auf 3cd/m² eingestellt. Diese Leuchtdichte ergibt sich empirisch und unterscheidet sich nicht für die unterschiedlichen Monitortypen. Die Messung der Leuchtdichten wurde entsprechend [35] vorgenommen. Dieses Verfahren hat gegenüber dem Verfahren, das in DIN 6868-58 beschrieben wird, den Vorteil der besseren Vergleichbarkeit. Zufällige Größen wie z. B. die Farbe der Kleidung des Untersuchers konnten bei der angewandten Messmethode keine Rolle spielen.

2.1.11 Zeitliche Änderung der Leuchtdichte

Es ist bekannt, dass bewegte oder sich in der Zeit ändernde Objekte in einer sich nicht verändernden Umgebung leichter erkannt werden als ruhende Objekte. Im gewählten Aufbau wurde Bewegung als zusätzlicher Stimulus bei der Erkennung der Objekte vermieden.

2.2 Vom Monitor abhängige Einflussgrößen

2.2.1 Kennlinie Leuchtdichte/Pixelwert

Aufgabe des Monitors ist es das Strahlungsbild als Leuchtdichteverteilung so wiederzugeben, dass sich die Dosisverteilung in der Leuchtdichteverteilung wiederspiegelt. Weil die Stärke eines Sinnesreizes proportional dem Logarithmus der Reizstärke ist (Psychophysisches Grundgesetz , Weber-Fechner) muss die Umsetzung des digitalisierten Signals (Pixelwerte) in Leuchtdichten exponentiell erfolgen um ein gut interpretierbares Bild zu erzeugen. Eine gute Annäherung an diese Forderung wird durch Anwendung der CIE-Kurve [42] erreicht.

$$H=116*(L_i/L_{max})^{1/3}-16 \quad \text{für} \quad L_i/L_{max} >0{,}00886 \quad \text{sonst} \quad \textbf{(1)}$$
$$H=903{,}3* L_i/L_{max}$$

Dabei ist L_{max} die Weißleuchtdichte und L_i die lokale Leuchtdichte des Monitors beim Pixelwert i (bei der Studie ist $0 \leq i \leq 255$).
Es genügt mit guter Genauigkeit die einzelnen am Test beteiligten Monitore mit Hilfe eines Testbildes (SMPTE-) durch Optimierung der Darstellung eines 10-stufigen Leuchtdichtekeils an diese Kurve anzunähern.

2.2.2 Pixelgröße

Die Pixelgröße der Monitore variierte geringfügig. Die Pixelgröße kann berechnet werden aus dem Quotient aus der Höhe bzw. Breite des Monitorbildschirms und der Anzahl der Zeilen bzw. Spalten, die vom Monitor abgebildet werden. Bei dieser Bestimmung der Pixelgröße werden die nicht aktiven Bereiche, die die lichtemittierenden Strukturen umgeben als Bestandteile der Pixel angesehen. In der Regel wählt der Untersucher den Betrachtungsabstand während der Befundung so, dass der von ihm empfundene Bildeindruck an dem gerade verwendeten Monitor optimal ist. Dies ist der Fall, wenn die Pixelgröße und Abstand mit der maximalen Auflösung des Auges (ca. 1') übereinstimmen [22].
Anmerkung: Es ist zu beachten, dass in der digitalen Bildgebung für die erreichbare Auflösung von Details nicht die Pixelgröße des Monitors ausschlaggebend ist, sondern die Anzahl der Pixel mit der das Detektorsystem das untersuchte Objekt auflöst.

2.2.3 Feinstruktur der Pixel

Die Feinstruktur der Pixel wurde für jeden der Monitortypen untersucht, um bei eventuellen Unterschieden bei der Erkennbarkeit von Strukturen zwischen den Monitoren Hinweise auf die Ursachen für die unterschiedlichen Abbildungseigenschaften zu finden. Abbildungen der Feinstrukturen sowie Angaben zu den Abmessungen sind in Teil 6.3 zusammengestellt.

2.2.4 Bildraster

Es ist bekannt, dass vom Menschen lang ausgedehnte Strukturen (Linien) noch wahrgenommen werden, wenn diese nur 1/3 bis 1/10 der Breite haben, die dem Durchmesser eines gerade noch einzeln erkennbaren Pixels entspricht [31]. Diese "Noniusschärfe" führt dazu, dass mit dem Auge sehr schmale Bereiche zwischen den lichtemittierenden Strukturen als Linien wahrgenommen werden. Die Ausprägung dieser Linien hängt von der Feinstruktur der Pixelmatrix des Monitorschirms ab. Die-

se sich so ergebende feine Gitterstruktur könnte auf die Erkennbarkeit von kleinen und kontrastarmen Objekten Einfluss haben. Der hier kurz skizzierte Effekt führt im übrigen dazu, dass die sonst zur Bewertung der Ortsauflösung von Abbildungssystemen verwendete Liniengruppenteste in Zusammenhang mit Bildschirmen nicht geeignet sind. Das Phänomen wird auch als Aliasing [17] bezeichnet.

2.2.5 Farbeinstellung

Farbzusammensetzung der Pixel

Die Monitore 1,2 und 4 waren Farbmonitore mit drei unterschiedlichen Verfahren der Farberzeugung. Zur Berechnung der MTF wurden Aufnahmen des Monitorbildschirms in unterschiedlichen Vergrößerungen angefertigt. Die Bilder der Farbmuster wurden für jede der drei Farben als Grauwerttabellen übernommen und ausgewertet. Die Farbtemperatur der Mischfarbe (weiß) wurde so eingestellt, dass die Werte der Farbkomponenten der Aufnahmen mit der Digitalkamera gleich groß waren. Die lineare Ausdehnung der Farbelemente eines Pixels ist in Zeilenrichtung je nach Monitortyp etwa 1/3 bis 1/4 des einzelnen Bildelements und damit im Betrachtungsabstand kleiner als das kleinste vom Auge auflösbare Detail. Die Farbmischung zu der vom Auge wahrgenommenen Farbe erfolgt durch Integration des Auges über die gesamte Pixelfläche d.h. über alle drei Farbelemente aus denen sich die Pixelfläche zusammensetzt.

2.2.6 Modulationsübertragungsfunktion (MTF)

Die MTF der einzelnen Monitorbildschirme beschreibt die Leuchtdichteverteilung in der dunkelgesteuerten Umgebung eines hellgesteuerten Pixels bzw. in der hellgesteuerten Umgebung eines dunkelgesteuerten Pixels. Da der Verlauf dieser Verteilung auf das Auge Einfluss hat und die Erkennbarkeit von Details beeinflussen könnte, wurde die MTF für jeden der Monitore berechnet [siehe Kapitel 4] und die Ergebnisse diskutiert.

2.2.7 Betrachtungszeit

Es ist nicht auszuschließen, dass die Betrachtungsdauer für die Erkennbarkeit von Strukturen eine Rolle spielt. Trotz dieser Möglichkeit wurden für die Betrachtungszeit keine Vorgaben gemacht. Es konnte jedoch retrospektiv festgestellt werden, dass die einzelnen Untersucher für die unterschiedlichen Monitore keine signifikant unterschiedliche Betrachtungszeiten benötigten. Die Betrachtungszeit konnte als mögliche

Einflussgröße in die Untersuchung einbezogen werden, weil die Zeit von Beginn einer Auswertung bis zum Erkennen des Objekts gestoppt und dokumentiert wurde,

2.2.8 Schwellenkontrast

Der Schwellenkontrast [22] für die Erkennbarkeit ausgedehnter Objekte und feiner Strukturen ist letztlich das Maß für die Eignung eines Monitorbildschirmes zur Befundung. Es wurde daher dieser Schwellenkontrast unter Berücksichtigung der oben aufgeführten Einflussgrößen von einer größeren Anzahl von Probanden ermittelt.

3 Statistische Untersuchung zur Erkennbarkeit von Strukturen bei Darstellung mit unterschiedlichen Monitortypen

3.1 Anforderung an das Verfahren

Üblicher Weise wird zum Auffinden von Unterschieden der Erkennbarkeit von Details in Röntgenbildern auf die ROC-Methode (Reciever-Operating-Characteristic) zurückgegriffen. Das Verfahren gibt Auskunft über die Wahrscheinlichkeit einer richtigen Entscheidung in Abhängigkeit von einem Stimulus im Vergleich zu der falschen Entscheidung zum gleichen Stimulus.

Bei der Durchführung der ROC-Methode muss der Proband bei jeder Beurteilung eines Bildes eine Einordnung des von ihm erkannten Stimulus in eine Rangfolge vornehmen. Üblicherweise wird die Erkennbarkeit eines Kontrastelements in unterschiedliche Kategorien von ***sicher vorhanden*** bis ***sicher kein Kontrastelement vorhanden*** eingeteilt. Diese für dieses Untersuchungsverfahren typische Prozedur ist zeitaufwendig, individuell unterschiedlich und fehlerbehaftet.

Um die Erkennbarkeit von Kontrasten auf unterschiedlichen Monitoren in unterschiedlichen, verrauschten Umgebungen zu messen, benötigt man eine große Anzahl von Bildmustern mit unterschiedlichem Kontrast und unterschiedlicher geometrischer Anordnung. Eine Aussage über den Einfluss des Monitortyps auf die Diagnosesicherheit hängt davon ab, dass jeder Test unabhängig von seinen Vorgängern ist. Beim ROC-Test ist diese Forderung nur mit großem Aufwand (Fallzahl und Auswertungen) einzuhalten [14].

Daher wird bei der vorliegenden Arbeit wurde ein anderes Verfahren angewendet, das der Fragestellung angepasst mit weniger Aufwand eine sichere Aussage über

die Unterschiede von Monitoren ermöglicht. Da bei der digitalen Projektionsradiographie die Bilder naturgemäß in digitaler Form vorliegen, lag es nahe diese Eigenschaft bei dem Entwurf des Tests zu nutzen. Bei dem Test wurden auf rechnerischem Weg in einfachen Röntgenbildern Strukturen erzeugt deren Eigenschaften aufgrund der Kenntnis des Algorithmus der Erzeugung quantitativ bekannt waren.

Dem Untersucher wurden im Gegensatz zur ROC-Methode kein fest vorgegebener Satz von Bildern mit unterschiedlichen Kontrasten für die Beurteilung der Monitore vorgelegt. Dieser individuelle Entscheidungsprozess konnte durch mathematische Bearbeitung der digitalen Bilder vermieden werden und so durch einen interaktiven Prozess mit der Ermittlung exakter Werte ersetzt werden.

Mit einem speziell für diesen Zweck erstellten Programm (im Folgenden **P1**) wurde für den Probanden von Betrachtung zu Betrachtung stets ein neues Bild generiert und zur Beurteilung auf den verschiedenen Monitoren dargeboten. Die Lage des Kontrastelements und die Art des Kontrastes wurden von einem Zufallsgenerator bestimmt.

Das Programm wurde in Visual Basic [40] so erstellt, dass alle wesentlichen Parameter über eine einfach zu bedienende Benutzeroberfläche eingegeben werden konnten.

Die Parameter, die den Kontrast des erzeugten Bildes beschreiben, wurden für jede einzelne Untersuchung zusammen mit dem gerade verwendeten Monitor in einer Datei aufgezeichnet. Die Verteilung dieser Parameter wurde für jeden Monitor mit der Fragestellung nach statistisch signifikanten Unterschieden in der Erkennbarkeit von Strukturen mit einem H-Test [30] ausgewertet.

Das statistische Verfahren beantwortet die Frage, ob die an den einzelnen Monitoren durchgeführten Messungen unter zwei Aspekten (Kontrasterkennbarkeit und Detailerkennbarkeit) der selben statistischen Gesamtheit zugehören. Aufgrund des Einsatzes von Zufallsfunktionen war eine Beeinflussung des Ergebnisses durch Lerneffekt ausgeschlossen. An den Datensätzen einiger Untersucher, die den Test mehrfach durchgeführt haben, konnte nachgewiesen werden, dass kein Lerneffekt auftritt. Quantitative Aussagen über einen für die Erkennung notwendigen Mindestkontrast finden sich in Teil 5.2 dieser Arbeit

3.2 Beschreibung des Verfahrens

3.2.1 Beschreibung des zu erkennenden Objekts

Gesondert voneinander wurde die **Kontrasterkennbarkeit** eines “großen“ Objektes – ein Kreis von 6mm Durchmesser - und die **Erkennbarkeit einer feinen Struktur** untersucht. Die kleine Struktur bestand aus einem 1 Pixel breiten und 6 Pixel langen Feld, das entweder von oben oder von unten in den Kreis (“großes Objekt“) hineinragte. Die Anordnung war in Größe und Funktion Landoltringen vergleichbar [10]

Das Programm P1, das zur der Klärung der Frage nach den technischen Anforderungen an den Monitor entwickelt wurde, erzeugte eine Auswahl von unterschiedlichen Strukturen, die nach Ausprägung und Lage zufällig in den jeweiligen Umgebungen erschienen. Die vier Strukturen (siehe Bild 3.1) sind hier schematisch dargestellt und an einem Beispiel mit der zugehörigen Bemaßung versehen.

Bei der Untersuchung wurde der bei der Erkennung der Kreischeibe vorliegende Kontrast gegenüber der Umgebung und die Zeit, die bis zur Erkennung benötigt wurde, gemessen.

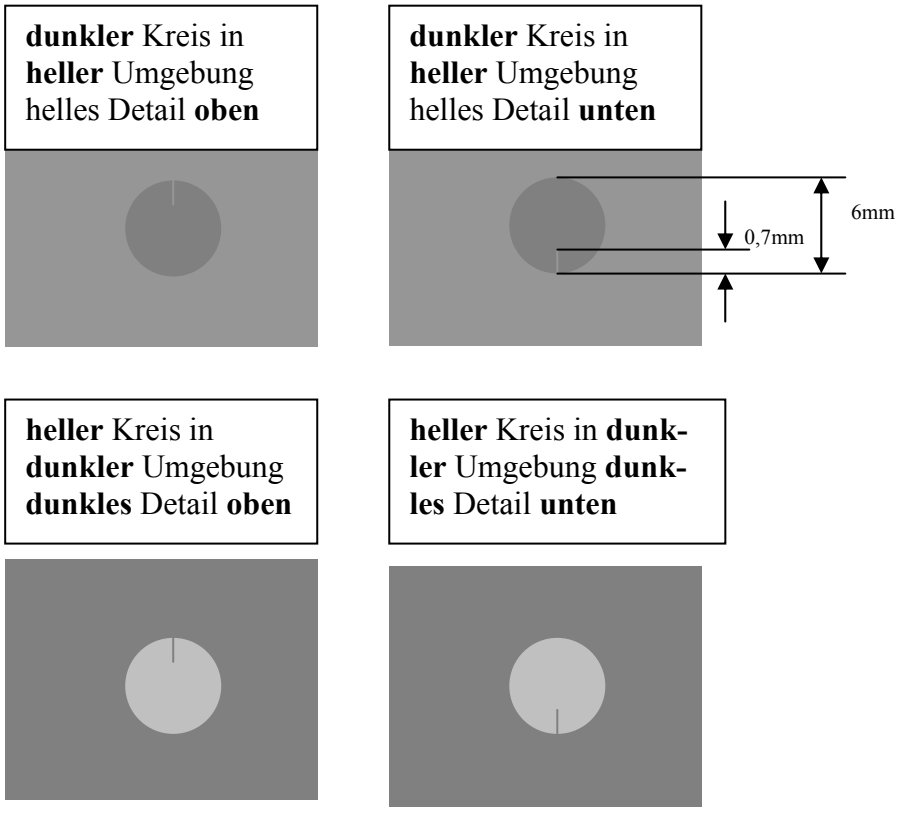


Bild 3.1 Schematische Darstellung der Testobjekte (hier zur Erklärung mit hohem Kontrast)

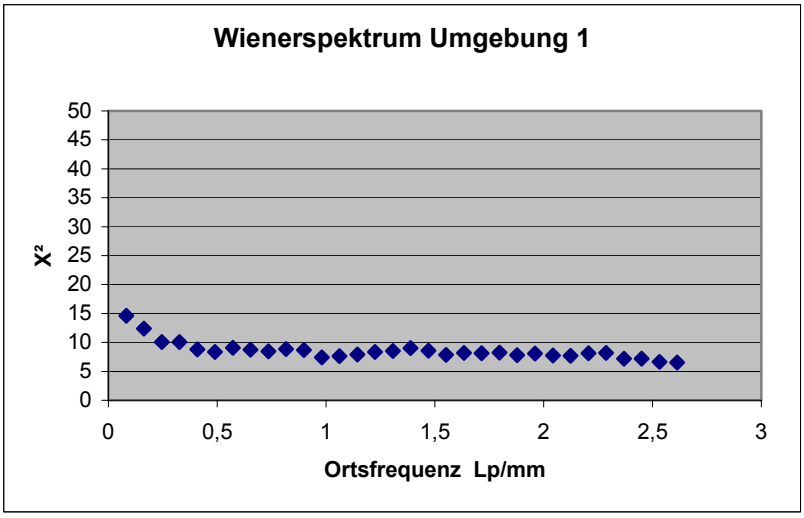
Der Hintergrund der Strukturen bestand aus digitalen Röntgenbildern eines homogenen Objektes, das mit unterschiedlichen Dosen aufgenommen wurde bzw. aus einem Hintergrund mit konstantem Grauwert.

Der Kontrast der Objekte wurde dadurch erhöht, dass die Pixelwerte der in dem zu erkennenden Kreis liegenden Bildpunkte erhöht bzw. erniedrigt wurden. Da die gleichzeitige Veränderung aller Pixel der Kreischeibe um 1 in einigen Grauwertbereichen als Bewegung im Bild wahrgenommen werden kann, wurden bei jeder Kontrasterhöhung immer nur jedes zweite der Pixel im Grauwert um 1 erhöht. Damit entsprach der tatsächlich bei der Studie verwendete Grauwertbereich 512 Stufen.

3.2.2 Beschreibung der Umgebungen in denen die Objekte zu erkennen waren

Um das Verfahren möglichst den Anforderungen der Praxis anzupassen, wurden als Ausgangsmaterial des Testbilds Speicherfolienaufnahmen eines homogenen Schwächungskörpers (25mm Al entsprechend DIN V 6868-158) mit unterschiedlichen Bildempfängerdosen angefertigt. Diese mit Rauschen behafteten Aufnahmen wurden für das mathematisch erzeugte Testobjekt verwendet.

Die Umgebungen 1 bis 3 wurden bei 70 kV und unterschiedlichen Dosiswerten mit einer Agfa – Speicherfolie angefertigt und in einem Agfa-Auswertesystem in der Einstellung „Diagnose“ ausgelesen. Die mit Umgebung 1 bis 3 bezeichneten Umgebungen sind die nicht bearbeiteten Datensätze dieser Aufnahmen. Dosiswerte und statistische Kenndaten (Wienerspektren) dieser Datensätze sind in den Abbildungen Bild 3.2, 3.3 und 3.4 wiedergegeben.

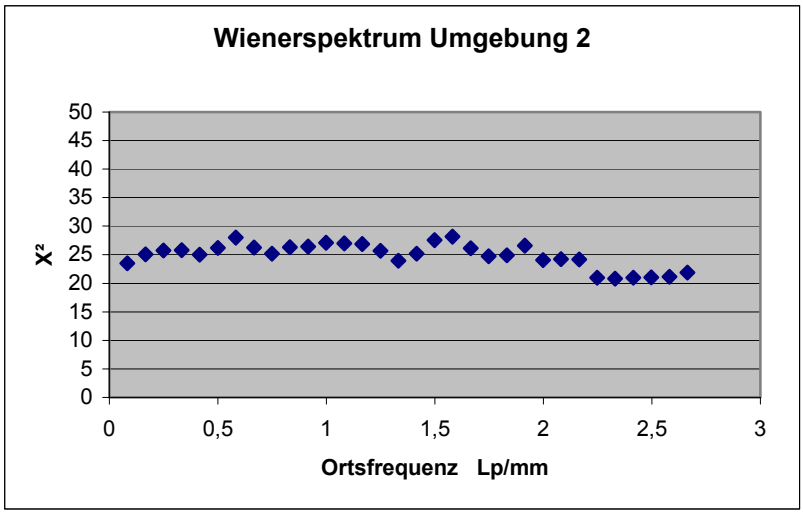


Dosis zur Erzeugung des Bildes

Mittlerer Pixelwert : 195
10µGy

Variabilität :0,8%

Bild 3.2 Verlauf des Rauschspektrums der Umgebung 1 gemittelt über mehrere an unterschiedlichen Stellen gemessenen Spektren

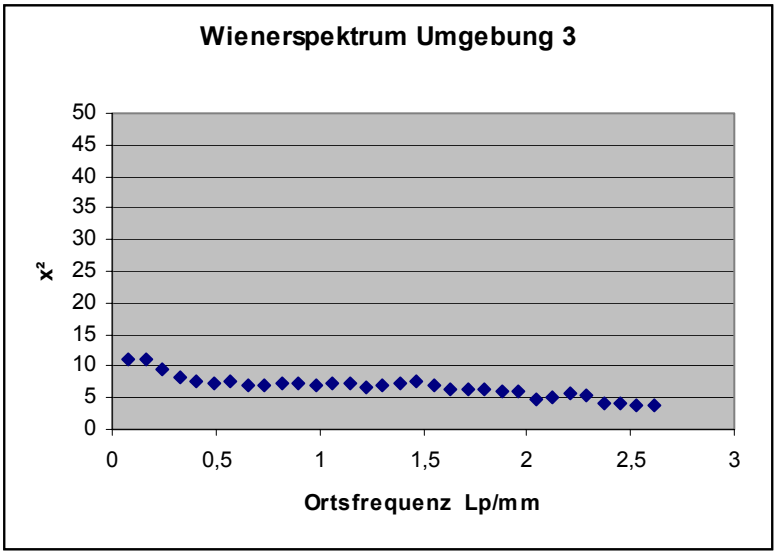


Dosis zur Erzeugung des Bildes 0,2µGy

Mittlerer Pixelwert : 56

Variabilität: 11%

Bild 3.3 Verlauf des Rauschspektrums der Umgebung 2 gemittelt über mehrere an unterschiedlichen Stellen gemessenen Spektren



Dosis zur Erzeugung des Bildes 1µGy

Mittlerer Pixelwert : 135

Variabilität: 0,8%

Bild 3.4 Verlauf des Rauschspektrums der Umgebung 3 gemittelt über mehrere an unterschiedlichen Stellen gemessenen Spektren

Man sieht, dass die drei verwendeten Umgebungen bzw. Bildhintergründe dem weißen Rauschen nahe kommen, d.h. dass die Amplituden des Rauschens bis zur Nyquistfrequenz nur geringfügig schwanken. Außerdem erkennt man die Zunahme der Rauschamplitude bei Verringerung der für die Erstellung des Bildes verwendeten Dosis.

Zusätzlich zu diesen „praxisnahen“ Umgebungen wurde eine Umgebung (4) mathematisch erzeugt. Für diese Umgebung wurde jeder Bildpunkt mit einem festen Grauwert (124) belegt d.h. es wurde ein rauschfreies Bild erzeugt. Für ein solches Bild wäre eine Dosis → ∞ erforderlich. In Abschnitt 5.2.4 wird deutlich, welcher

Gewinn für die Erkennbarkeit bei Steigerung der Dosen bei dem verwendeten digitalen Aufnahmesystem erreichbar wäre.

3.3 Vermeidung von Lerneffekten

Um einen Lerneffekt zu vermeiden wurden folgende Maßnahmen angewendet.

3.3.1 Lage der Struktur im Bild

Der Ort, an dem die Struktur in der jeweiligen Umgebung auftaucht, wurde durch einen Zufallsgenerator festgelegt. Das Programm ist so gestaltet, dass das Objekt an jedem Ort, der mindestens 3 cm Abstand von einer Außenbegrenzung der Umgebung hat, auftauchen kann. Der Beobachter muste also stets einen großen Teil des Testfeldes absuchen, um das Objekt zu entdecken.

Durch Betätigung eines dafür vorgesehenen Feldes (Maus-Funktion) wurde der Kontrast des Objektes in seiner Umgebung erhöht. Rechentechnisch wurde dies dadurch erreicht, dass jeweils die Hälfte der Pixelwerte des Objekts um 1 verändert wurden. Es diente immer der mit Rauschen behaftete Untergrund des gewählten Bereichs als Ausgangswert für alle veränderten Pixelwerte. Damit war der Rauschcharakter des Objekts gleich dem seiner Umgebung und bildete so keinen zusätzlichen Stimulus, der die Erkennung beeinflusste. Weil immer nur die Hälfte der Pixel des Objektbereichs um 1 verändert wurde, konnte die Änderung nicht als Pseudobewegung wahrgenommen werden. Der Einfluss der zeitlichen Veränderung des Objekts auf seine Erkennbarkeit war auf diese Weise ausgeschlossen.

3.3.2 Anzahl der Kontrastschritte

Jede Auswertung begann mit einer zufälligen Anzahl von Tasten-Betätigungen die noch keine Auswirkung auf den Kontrast hatten. Auf diese Weise wurde verhindert, dass der Proband sich die Anzahl der Tastenbetätigungen, die bis zum Erkennen der Struktur nötig ist, merken konnte und dadurch das Ergebnis beeinflusst wurde. Bei Erkennen des Objektes wurde durch Anklicken des entsprechenden Feldes der aktuelle Stand des Kontrastzählers in eine Tabelle übernommen.

3.3.3 Art des Kontrastes

Der Einfluss der Tastenbetätigung auf die Art des Kontrastes war dem Probanden unbekannt. Es gab die Möglichkeit, dass ein helles Objekt auf dem Hintergrund erzeugt wurde. Ebenso konnte ein dunkles Objekt auf dem selben Hintergrund entstehen. Eine Zufallsfunktion legte die Art des Kontrastes mit der ersten Betätigung der Kontrast-Taste fest. Damit war der Proband gezwungen bei der Betrachtung nach beiden Möglichkeiten zu suchen. Dieser Programmteil sollte verhindern, dass die Bestätigung des Erkennens des Objektes erfolgte, ehe es wirklich erkannt wurde.

3.3.4 Lage des Details

In Abbildungen mit verrauschtem Hintergrund können kleine Strukturen nur schwer erkannt werden. Der zur Erkennung des Details nötige Kontrast muss größer sein, als bei der Erkennung des größeren Elements (Kreis). Um auch hier sicher zu sein, dass der Proband nicht aus dem Wissen über die Lage des kleinen Details seine Entscheidung vor dem wirklichen Erkennen fällt, wurde an dieser Stelle ebenfalls eine Zufallsfunktion eingebaut.
Das kleine Objekt kann mit gleicher Wahrscheinlichkeit oben im Kreis (12 Uhr) oder unten im Kreis (6 Uhr) erscheinen. Durch Anklicken des entsprechenden Feldes mit der Maus wird die Erkennung des Objekts signalisiert und der entsprechende Zählerstand in die Tabelle übernommen.

3.3.5 Einarbeitung in das Programm

Das Programm bietet die Möglichkeit eines Testdurchlaufs, damit sich der Proband ohne Dokumentation seines Vorgehens in die Handhabung der verschiedenen Eingabemöglichkeit einarbeiten kann. Während des Testlaufs werden also die Eingaben des Probanden nicht in die Auswertung einbezogen . Von dieser Funktion wurde im allgemeinen kein Gebrauch gemacht, weil die Probanden etwas zeitlich überlappend an dem Test teilnahmen. Die Einführung erfolgte so durch Beobachtung des Programmablaufs beim Vorgänger oder durch Einweisung durch eine mit dem Programm vertraute Person.

3.4 Berücksichtigung des Bildrauschens

Dieses Kapitel behandelt den Einfluss des Bildrauschens auf die Erkennbarkeit von Details.

Als Grundlage für die Untersuchung dienten digitale Speicheraufnahmen (siehe Kapitel 3.2.2). Die Untersuchung wurde in unterschiedlichen Grauwertbereichen durchgeführt, weil nicht auszuschließen war, dass unterschiedliche Monitore für die Darstellung von Objekten in verschiedenen Umgebungen unterschiedlich geeignet sind. Aus diesem Grund wurden die Monitore in drei Bildhelligkeitsbereichen bzw. bei drei verschiedenen mittleren Pixelwerten mit den zugehörigen Rauschanteilen untersucht.

Die Umschaltung von einer Umgebung zur nächsten erfolgte automatisch, wenn die Auswertung eines Bildes sowohl in Hinblick auf Kontrast als auch Detailerkennbarkeit abgeschlossen war. Nachdem die drei mit Rauschen behaften Umgebungen ausgewertet waren, folgte abschießend eine Auswertung mit einer homogenen Umgebung. Die Testergebnisse geben auch im Vergleich mit der homogenen Umgebung einen Eindruck davon, wie weit die Erkennbarkeit von Details durch das Rauschen und damit von der Aufnahmedosis beeinflusst wird. Die Kenntnis dieses Einflusses ist auch hilfreich um eventuelle Unterschiede zwischen den Monitortypen zu bewerten.

Es ist naheliegend auch die Fehlinterpretationen der Aufnahmen als Kriterium für die Erkennbarkeit heranzuziehen. In Kapitel 3.9 wurde untersucht, ob sich die Fehlerhäufigkeit bei den Monitortypen signifikant unterscheidet.

3.5 Dokumentation der Parameter

Alle für die Studie wichtigen Daten wurden in einer für die Auswertung mit einem Tabellen-Kalkulationsprogramm (Microsoft, Excel 2000) zugänglichen Form protokolliert. Ein Auszug aus dieser Datei ist in Tabelle 3.1 zu sehen.

Nummer	Monitor	Bild	Kontrast	Schritte	richtig	Auflösung	richtig	s.(Kontr.)	s.(Aufls.)
1	1	1	1	10	1	17	1	29	39
2	1	2	-1	16	1	27	0	34	48
3	1	3	-1	14	1	21	1	73	83
4	1	4	1	9	1	9	1	34	38
5	2	1	-1	13	1	17	1	6	13
6	2	2	-1	15	1	15	1	28	34
7	2	3	-1	13	1	13	1	63	67
8	2	4	-1	7	1	13	1	30	42

Tabelle 3.1 Die ersten 8 von 544 Zeilen der Ausgabetabelle des Monitor-Testprogramms P1 als “Excel“-Datei

Die Bedeutung der Rubriken kann man den einzelnen Überschriften entnehmen.
Die Tabelle zeigt an der ersten Stelle eine durchlaufende Nummerierung der einzelnen Auswertungen, die sich als nützlich erwies, um den Programmablauf zu kontrollieren.
Die Nummern der Monitore gehen entsprechend der Anzahl der Monitore von1 bis 4.
Die unterschiedlichen Umgebungen sind in der Spalte „Bild“ mit 1 bis 4 nummeriert.
Die mit Kontrast bezeichnete Rubrik kann die Zeichen **-1** für den Fall des dunklen Objekts in einer helleren Umgebung oder **1** für ein helles Objekt in einer dunklen Ungebung annehmen.
Die Rubrik “Schritte“ gibt an wie oft die Kontrast-Taste betätigt werden musste bis der Proband das Objekt erkannt hatte.
Bei richtiger Entscheidung, ob das Objekt heller bzw. dunkler als die Umgebung war, erschien in der Spalte “richtig“ die **1** , bei einer Fehlentscheidung die **0**.
Analog dazu wurden für Erkennung des Details die Kontrastschritte gezählt und die Zählerstände in die Spalte “Auflösung“ eingetragen.
Die folgende Spalte “richtig“ wurde von P1 entsprechend der wirklichen Lage des Details mit **1** oder **0** bei richtig oder falsch eingetragen.
Die letzten Spalten geben die Zeiten für die Kontrasterkennung und die Erkennung des Details in Sekunden an.
Die mit s.(Kontr.) bezeichnet Spalte enthält die Zeit in Sekunden, die abgelaufen ist von der ersten Betätigung der Kontrasttaste bis zum Erkennen des Objekts.
Die mit s.(Aufls.) bezeichnet Spalte enthält die Zeit in Sekunden, die abgelaufen ist von der ersten Betätigung der Kontrasttaste bis zum Erkennen des Ortes des Details in der Kreisscheibe.

Die im folgenden durchgeführten Auswertungen sowie Grafiken wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel 2000 durchgeführt bzw. dargestellt [12].

3.6 Testanordnung

3.6.1 Schema der Testanordnung

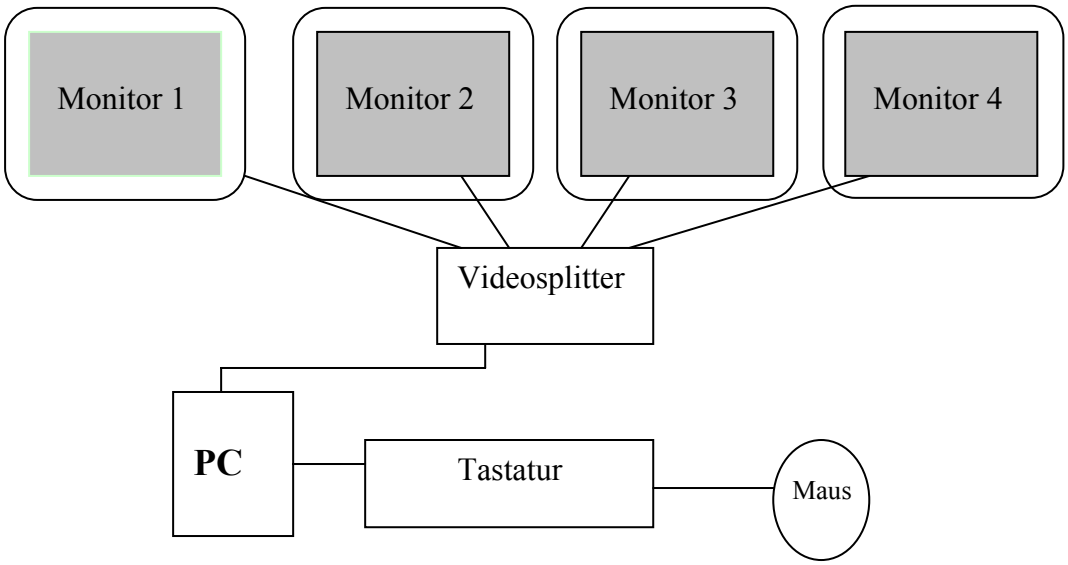


Bild 3.5 Schema der Anordnung der EDV-Komponenten beim Test

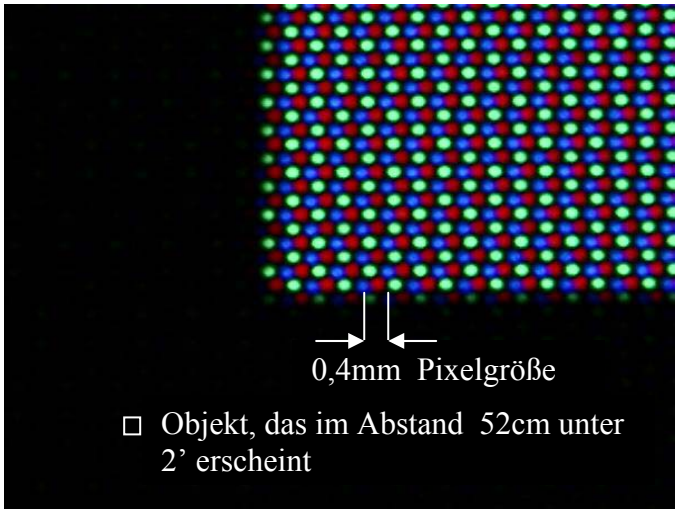
Wie Bild 3.5 schematisch zeigt, wurden die vier Monitore gleichzeitig von einem Videosplitter mit dem selben Videosignal versorgt. Damit war sichergestellt, dass für die Monitore durch einheitliche Videosignale die Vorraussetzung für gleiche Qualität der Bildwiedergabe vorhanden war.
Die Bedienung des interaktiven Programms musste von jedem Monitor aus erfolgen, da während des Testes stets nur der gerade getestete Monitor im Blickfeld der Testperson lag. Alle Aktionen, die während des Testes notwendig waren, konnten durch Betätigen der Maus ausgelöst werden. Es genügte also beim Wechsel von einem Monitor zum nächsten, die Maus mitzunehmen (siehe Bild 3.10).

3.6.2 Struktur der untersuchten Monitore

Die folgenden Aufnahmen (siehe auch Bild 3.6 bis 3.9) der untersuchten Monitorschirme wurden mit einer Digitalkamera unter Benutzung der unter 4.1.1 beschriebenen Anordnung aufgenommen.

Monitor 1 (CRT)

Der CRT-Monitor ist ein Bildwiedergabegerät zur Darstellung von Farbbildern in Verbindung mit Personal Computern. Die Pixelstruktur ist, wie man auf dem Bild des vergrößerten Bildschirms sieht (Bild 3.6), die drei-Farben- Lochmaske.



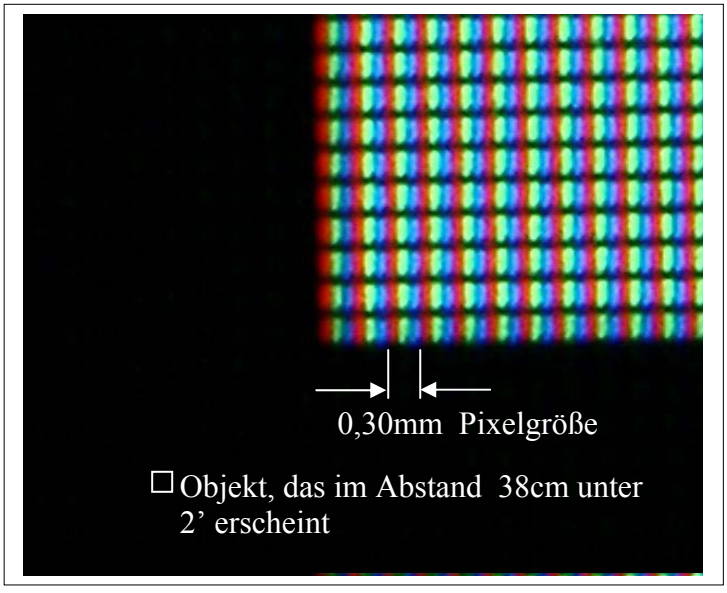
Die Länge der Diagonalen des Bildschirms betrug 52cm, die Auflösung 1024 x 768 Pixel

Hersteller Siemens
CRT (Cathode Ray Tube)/Lochmaske
Mod. MCM 19P1
S26361-K552-V150
maximale Weissleuchtdichte 145 cd/m²

Bild 3.6 Vergrößerte digitale Aufnahme von Monitor 1

Monitor 2 TFT

Der TFT-Monitor ist ein Bildwiedergabegerät zur Darstellung von Farbbildern in Verbindung mit Personal Computern. Die Pixelstruktur ist, wie man auf dem Bild des vergrößerten Bildschirms sieht (Bild 3.7), eine drei-Farben- Strichanordnung.



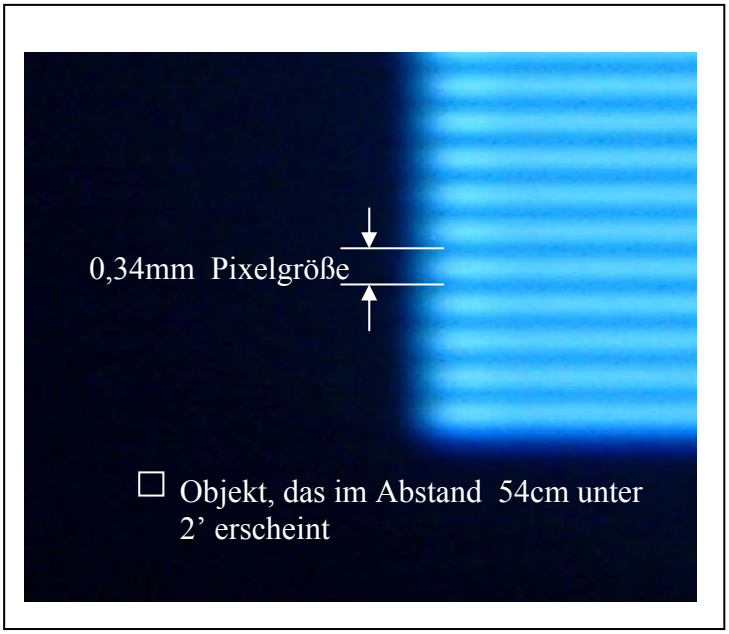
Die Länge der Diagonalen des Bildschirms betrug 38 cm, die Auflösung 1024 x 768 Pixel

Hersteller Siemens
TFT (Thin Film Transistor)
Mod.1P33080991B5310
SN 02962S21
maximale Weissleuchtdichte 165 cd/m²

Bild 3.7 Vergrößerte digitale Aufnahme von Monitor 2

Monitor 3 (CRT)

Der CRT-Monitor ist ein Bildwiedergabegerät zur Darstellung von Schwarz-Weiß Bildern in Verbindung mit Netzwerken zur Befundung von Röntgenbildern. Die Pixelstruktur ist, wie man auf der Vergrößerung des Bildschirms sieht, eine schwarz-weiße Linienanordnung.



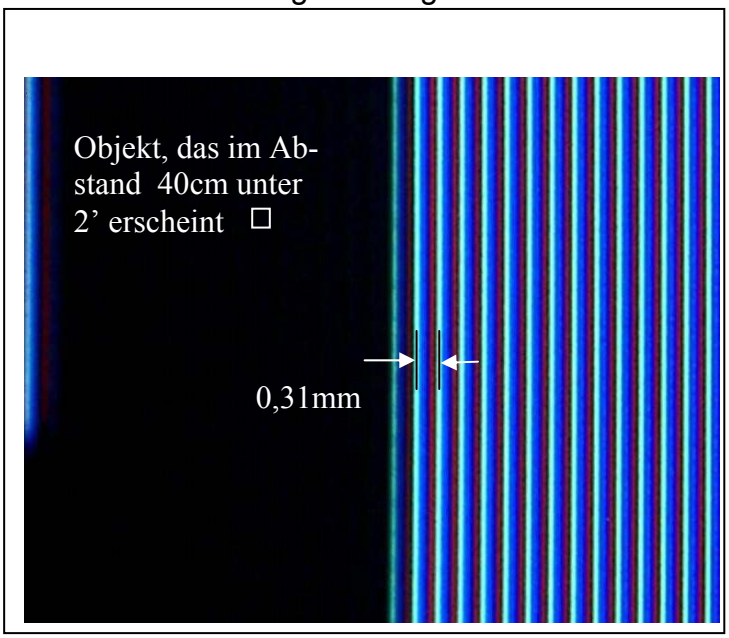
Die Länge der sichtbaren Diagonale des Bildschirms betrug 54 cm, die
Auflösung 1280 x 1024 Pixel

Siemens
CRT (schwarz / weiß- Bild)
Simomed HM54/ Typ C79145
A3074-A001
maximale Weissleuchtdichte 295 cd/m²

Bild 3.8 Vergrößerte digitale Aufnahme von Monitor 3

Monitor 4 (CRT)

Der CRT-Monitor 4 ist ein Bildwiedergabegerät zur Darstellung von Farbbildern mit dem Haupteinsatzgebiet in Verbindung mit Personal Computern. Die Pixelstruktur ist, wie man auf der Vergrößerung des Bildschirms sieht, eine Steifenanordnung.



Die Länge der sichtbaren Diagonale des Bildschirms betrug 40 cm, die
Auflösung 1024 x 768 Pixel

Hersteller : digital
CRT /Streifenmaske
Mod. PLXAV-VZ
SN: 6V84429932
Baujahr 1998
maximale Weissleuchtdichte 125 cd/m²

Bild 3.9 Vergrößerte digitale Aufnahme von Monitor 4

3.7 Durchführung des Testes

Der Test wurde in einem Raum in direkter Nachbarschaft zu dem für die Routinebefundung vorgesehenen Bereich durchgeführt. Diese räumliche Situation erleichterte die Durchführung, da die Probanden, die an dem Test teilnahmen (Radiologen und technisches Personal), sich in der direkten Umgebung befanden. Die Bereitschaft zur Teilnahme an dem Test war aufgrund der allgemeinen Unsicherheit, die bis heute über den Einfluss des Monitors auf die Diagnosequalität besteht, sehr gut.
Der Raum war ausschließlich durch Kunstlicht beleuchtet und konnte über die Versuchsdauer mit Hilfe eines Luxmeters konstant auf eine Raumhelligkeit von 30 lx eingestellt werden.

Bild 3.10 Anordnung der Monitore bei der Durchführung der Untersuchung

An der Untersuchung nahmen 18 verschiedene Probanden Teil.
Zwölf der Probanden durchliefen den Test mehrfach (mindestens 2 mal).
Jeder der vier Monitore wurde von jedem Probanden während eines Durchlaufs mit den vier unterschiedlichen Umgebungen berücksichtigt. Damit wurden während ei-

nes Umlaufs 16 Bilder ausgewertet. Die mittlere Betrachtungszeit für die vollständige Auswertung eines Bildes, also die Erkennung des Objektes und des Detail betrug im Mittel 75 s. Damit ergab sich für einen vollständigen Durchlauf (4 Monitore und 4 Bilder) im Mittel ein Zeitaufwand von etwa 20 min. Im Vergleich dazu benötigte bei einer ROC-Studie zum Einfluß des Quantenrauschens auf die visuelle Erkennbarkeit von Details in medizinischen Röntgenaufnahmen [13] jeder Radiologe für den Test etwa 2 Stunden. Wegen dieses relativ großen Zeitaufwands musste diese Studie außerhalb der normalen Arbeitszeit durchgeführt werden, obwohl dieser Test im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit mit nur zwei Aufnahmetypen mit unterschiedlichem Bildrauschen durchgeführt wurde. Auf weitere Probleme bzgl. des ROC-Verfahrens wurde bereits in Kapitel 3.1 hingewiesen.

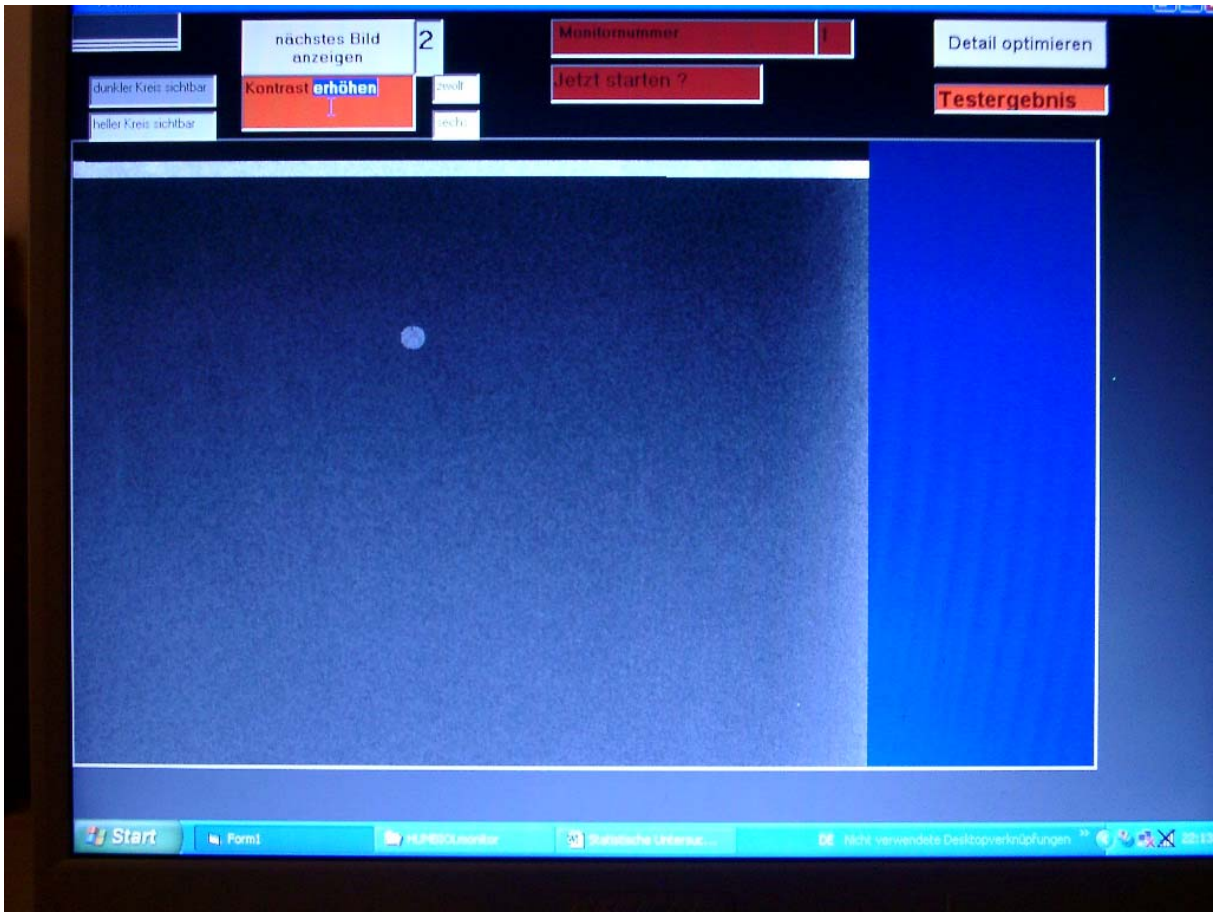


Bild 3.11 Test mit den Bedienungs- und Informationsfeldern sowie einer mit hohem Kontrast dargestellten Struktur mit Detail

In Bild 3.11 ist beispielhaft die Umgebung 2 mit dem zu erkennenden Detail abgebildet. Der Kontrast der Struktur wurde zum Zweck der Dokumentation soweit angehoben, dass die Eigenschaften in der Abbildung erkennbar werden. Die Darstellung auf

den Monitoren war schwarz/weiß. Es wurde die Einstellung für 256 Graustufen gewählt. Die Wiederholfrequenz wurde von Monitor 4 bestimmt und betrug 70 Bilder/s.
Vor der Durchführung des Test durch die Probanden wurden die Bildschirme auf gleiche Weißleuchtdichte (120cd/m²) und einwandfreie Wiedergabe des SMPTE-Bildes eingestellt. Diese Justage war bei einem Monitor 3 nur mit zusätzlicher Hard- und Software durch den Hersteller möglich.
Zur Betrachtungsweise, wie etwa Betrachtungsabstand oder Betrachtungszeit wurden den Probanden keine Vorschriften gemacht. Aus der Beobachtung von Probanden und nachträglicher Messung ist davon auszugehen, dass der Abstand bei der Suche nach dem Niedrigkontrastobjekt bei 70 cm und dem kleinen Detail zwischen 60 cm und 40 cm lag. Diese Bertachtungsabstände liegen in dem Bereich, der auch nach DIN 6868-57 vorgesehen ist (vergl. dazu Tabelle 6.1.am Ende dieser Arbeit).

3.8 Ergebnisse

Verteilung der zur Erkennung notwendigen Kontrastschritte bei den unterschiedlichen Monitoren.

Für die Auswertung der Studie standen schließlich 34 vollständige Durchläufe, d.h. 544 Datensätze zur Verfügung
Die Auswertung des Testergebnisses wurde für jede Umgebung d.h. für die vier mit unterschiedlichem Rauschen behafteten Bilder gesondert durchgeführt.
In den Grafiken 3.8.1 bis 3.8.32 sind einerseits die Anzahl der Kontrastschritte aufgezeichnet, die ein Proband benötigte, um das Objekt bzw. Objektdetail zu erkennen. Die blauen Dreiecke kennzeichnen die Mittelwerte aus den notwendigen Kontrastschritten bezogen auf die Beobachter.
Andererseits ist die Betrachtungszeit aufgezeichnet, die ein Proband benötigte um das Objekt bzw. Objektdetail zu erkennen. Bei den Grafiken sowohl für die Kontrastschritte wie für die Betrachtungszeit fällt die relativ große Streuung der Einzelwerte um die Mittelwerte auf.
Die Datensätze wurden nicht nur grafisch dargestellt, sondern auch mit den Hilfsmitteln der Statistik untersucht. Die Ergebnisse der mathematischen Untersuchung sind in den Tabellen 3.8.1 bis 3.8.16 dokumentiert.
Mit den einzelnen Datensätzen wurde ein H-Test nach Kruskal und Wallis [29] auf die Alternativhypothese ausgeführt: Die Werte für die unterschiedlichen Monitore entstammen nicht der gleichen Grundgesamtheit. In den letzten beiden Spalten der Ta-

bellen 3.8.1 bis 3.8.16 sind für die unterschiedlichen Fälle die Ergebnisse des Tests in Form der Werte für die Prüfgröße H angegeben.
Die Auswertung der Datensätze ausschließlich nach der Anzahl der Kontrastschritte ohne Berücksichtigung der individuellen Besonderheiten des Beobachters, kann zu Fehlinterpretationen führen. Das Problem wird in der Statistik mit “data pooling“ beschrieben. Es ist möglich, dass die Überlagerung der Entscheidungsprozesse mehrerer Probanden bei der Durchführung des Tests zu eine Verfälschung führt. Um dieses Problem zu umgehen, wurde jeder Datensatz ein zweites mal wie folgt ausgewertet:
Für jeden Probanden wurden nicht mehr die Anzahl der Kontrastschritte, die zur Erkennung eines Details notwendig waren, als Ausgangswerte für die Auswertung verwendet. Statt dessen wurde untersucht, wie sich die Kontrastschritte für jeden Probanden auf die einzelnen Monitortypen verteilten. Es wurde für jede Konstellation aus Betrachtungsumgebung (Umgebung 1 bis 4), der Art des Kontrastes (helles/dunkles Objekt) und Monitortyp die relative Verteilung der Kontrastschritte auf die einzelnen Monitore berechnet. Auf diese Weise wurde erreicht, dass die sich für die einzelnen Probanden ergebende Rangfolge der Bildqualität der Monitore stets gleich gewichtet war.
Verteilt sich die Gesamtzahl der Kontrastschritte zur Erkennung eines Details auf die untersuchten Monitore gleichmäßig, so erhält jeder Monitor ¼, also 25%, der Summe der Kontrastschritte. Eine Abweichung für einen Monitor unter 25% bedeutet, dass das Detail besser erkannt wurde als bei den anderen drei Monitoren.
Die Verteilung dieser normierten Datensätze ist in den Grafiken 3.8.1 bis 3.8.32 rot (Kreise als Messwert, Kreisscheibe als Mittelwert) eingezeichnet.
Alle oben beschriebenen Auswertungen wurden nicht nur für die Kontrastwerte sondern auch für die Betrachtungszeit durchgeführt.
Die Ergebnisse sind ebenfalls in den Grafiken 3.8.1 bis 3.8.32 und Tabellen 3.8.1 bis 3.8.16 dokumentiert.

3.8.1 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurde, wie oben erwähnt, der H-Test zur Varianzanalyse der erhobenen Daten angewendet.

Dieser Test ist ein Hilfsmittel zur Untersuchung der Frage ob Messungen der gleichen Grundgesamtheit angehören. Die Anzahl der bei der Studie verwendeten Be-

obachtungen sowie die Anzahl der Stichproben (hier Anzahl der Monitortypen) sprechen für die Anwendung dieses Tests.

Beschreibung des Rechen-Algorithmus bei der Anwendung des H-Tests

Zur Vorbereitung der Anwendung des H-Tests mussten durch entsprechende Sortiervorgänge die vergleichbaren Stichproben zusammengefasst werden. Im unten dargestellten Flussdiagramm ist als Beispiel die Sortierfolge für die Grafik 3.11 beschrieben.

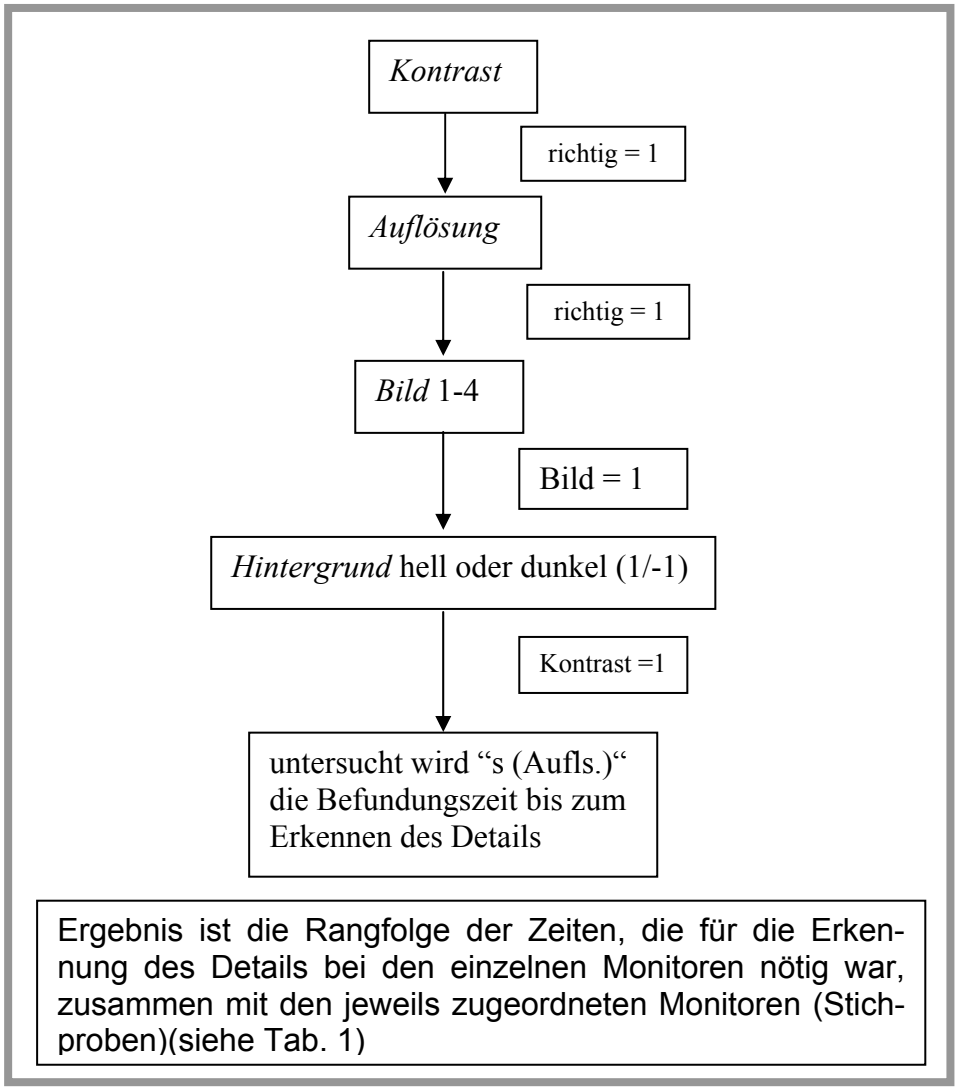


Bild 3.11 Schema der Sortierhierarchie der dokumentierten Merkmale bei der Auswertung vergleichbarer Stichproben ("Bild" in der Grafik ist gleichbedeutend mit "Umgebung" an anderen Stellen dieser Arbeit

Der H-Test prüft die folgende Alternativhypothese: die Messergebnisse für den

Schwellenkontrast (bzw. die Beobachtungszeit bis zur Erkennung des Objekts) bei den 4 Monitortypen entstammen nicht der gleichen Grundgesamtheit.
Der Test wird auf alle vergleichbaren Konstellationen der Studie mit den entsprechend angepassten Sortierhierarchien angewendet.
Die Messergebnisse für den Monitor 1 werden jeweils als Stichprobe 1, die Ergebnisse für den Monitor 2 jeweils als Stichprobe 2 usw. angesehen.
Die Anzahl der Beobachtungen ist die Summe der Messungen an den vier Monitoren, die unter vergleichbaren Bedingungen durchgeführt wurden. Da die Betrachtungsbedingungen durch einen Zufallsgenerator festgelegt wurden, ist auch die Anzahl der an einem Monitor bei dieser Bedingung durchgeführten Messungen zufällig. Das bedeutet, dass die Anzahl n_{Mi} der Messungen für die einzelnen Monitore unterschiedlich ist. Der H-Test musste daher in seiner allgemeinen Form, die diesen Unterschied berücksichtigt, angewendet werden.

Die Gesamtzahl n der für eine Auswertung ausgenutzten Messungen ist die Summe der für die einzelnen Monitore durchgeführten Messungen.

$n = n_{M1} + n_{M2} + n_{M3} + n_{M4}$

Zur Berechnung von H, der Varianz der Stichproben-Rangsummen R_{Mi}, werden die Messwerte in eine Rangfolge eingeordnet und diese Rangfolge den einzelnen Monitoren zugeordnet. Auf diese Weise wurden die vier Gesamtheiten erzeugt, die dem Test unterzogen werden (Beispiel: Tabelle 3.2).

Die Prüfgröße H wurde dann nach folgenden Formel berechnet :

$$H = \frac{12}{n(n+1)} \bullet \sum_{i=1}^{4} \frac{R_{Mi}^{2}}{n_{Mi}} - 3(n+1)$$

Monitor 1		Monitor2		Monitor3		Monitor4	
s.(Aufls.)	Rang	s.(Aufls.)	Rang	s.(Aufls.)	Rang	s.(Aufls.)	Rang
20	6	8	2	17	5	6	1
28	10	11	4	25	8,5	9	3
31	11	36	13	25	8,5	24	7
33	12	42	14	50	19	50	19
43	15	47	16	72	37	51	22
50	19	50	19	82	43,5	52	23
65	26	50	19	143	47	59	24
66	27,5	63	25			66	27,5
73	39	67	29			68	30,5
75	41,5	68	30,5			71	35,5
75	41,5	69	32			71	35,5
		70	33,5			73	39
		70	33,5				
		73	39				
		82	43,5				
		103	45				
		121	46				
	248,5		444,0		168,5		267,0
	61752,25		197136		28392,25		71289

H=12/(47*48)*(61752,25/11+197136/17+28392,25/7+71289/12)-3*48 = 3,59

Tab. 3.2 Beispiel der Berechnung des H-Wertes für die Auswertung der Betrachtungszeit (hier die Erkennung des Kontrastdetails im hellen Kontrastelement in dunkler Umgebung 1)

Die Hypothese, dass die Stichproben nicht der gleichen Grundgesamtheit angehören können, ist für das oben ausgeführte Beispiel abzulehnen, da H = 3,59 < 7,815 ist,. Die Analyse führt also zur Entscheidung, dass die Nullhypothese nicht abgelehnt wird.

Analog zur Tabelle 3.2 wurden für alle anderen Umgebungs- und Kontrast-Konstellationen die H-Werte bestimmt und der Test durchgeführt. Die Ergebnisse sind im Kapitel 3.8.2 dokumentiert.

3.8.2 Ergebnisse für die Umgebung 1

Bei Umgebung 1 (vgl. dazu Kapitel 3.2.2) handelt es sich um ein relativ helles Bild mit geringem Rauschen. Das Bild wurde als Speicherfolienaufnahme eines homogenen Prüfkörpers mit einer relativ hohen Dosis (10µGy) erzeugt. Die Testergebnisse für den Kontrast und die Betrachtungszeit sind in den folgenden Grafiken und Tabellen dokumentiert (Bild 3.8.1 bis Bild 3.8.32).

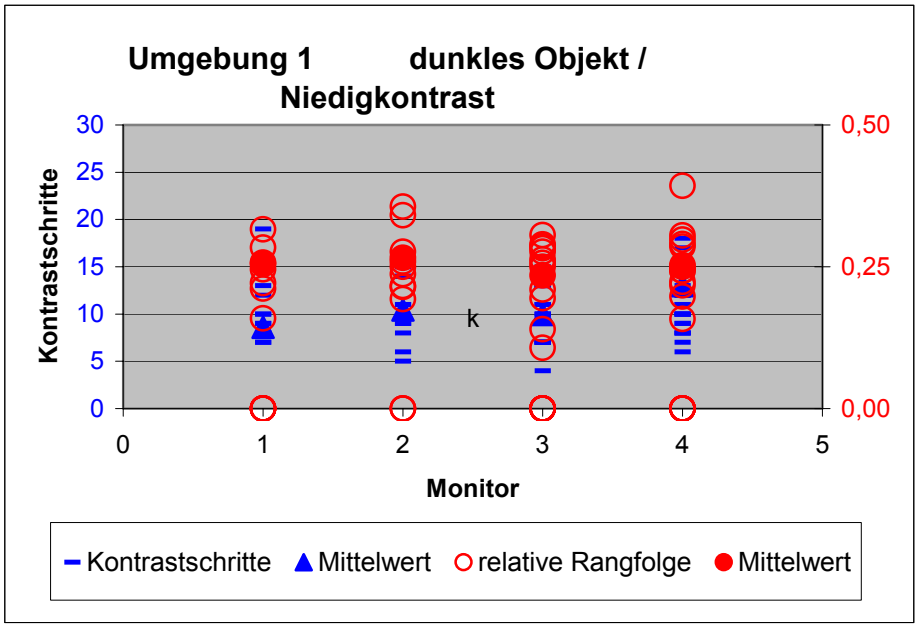


Bild 3.8.1 ━ Anzahl der zur Erkennung des dunklen Kreises nötigen Kontrastschritte und deren Mittelwert ▲ für die Monitore 1 bis 4

○ relative Verteilung der Anzahl der Kontrastschritte auf die einzelnen Monitore bezogen auf einen Probanden. Die Mittelwerte dieser personenbezogenen relativen Rangfolge sind als ausgefüllte rote Kreise ● gekennzeichnet. Diese Mittelwerte liegen nahe bei 0,25. Daher ist anzunehmen, dass sich die Monitore in bezug auf die betrachteten Parameter nicht unterscheiden.

Beispiel: benötigt ein Proband bei allen Monitoren die gleiche Anzahl von Kontrastschritten zur Erkennung des Objekts, so entfallen auf jeden Monitor 0,25 oder 25% der Gesamtzahl von Kontrastschritten. In diesem Fall unterscheiden sich die Monitore für diesen Probanden nicht.

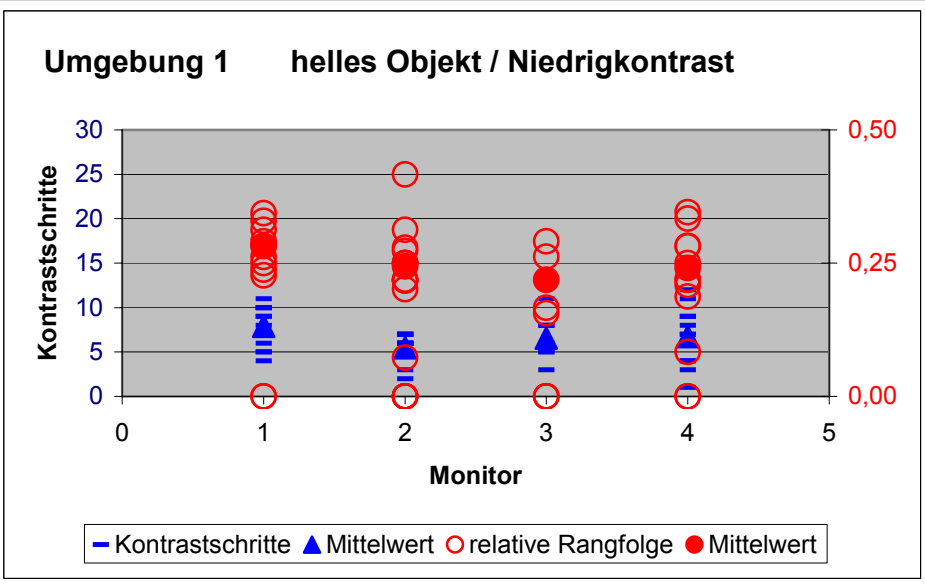


Bild 3.8.2 siehe Legende zu Bild 3.8.1

In den Bildern 3.8.1, 3.8.2 und allen folgenden Darstellungen der Verteilung der relativen Rangfolgen sind für jeden Monitortyp bei „Null“ Kontrastschritten Werte markiert (roter Kreis auf der Nulllinie). Diese Markierungen erklären sich dadurch, dass die zur Auswertung gehörenden Randbedingungen nicht für jeden Beobachter besetzt waren. Diese Fälle wurden bei der Berechnung der Mittelwerte nicht bewertet und gehen auch nicht in die statistischen Auswertungen ein.

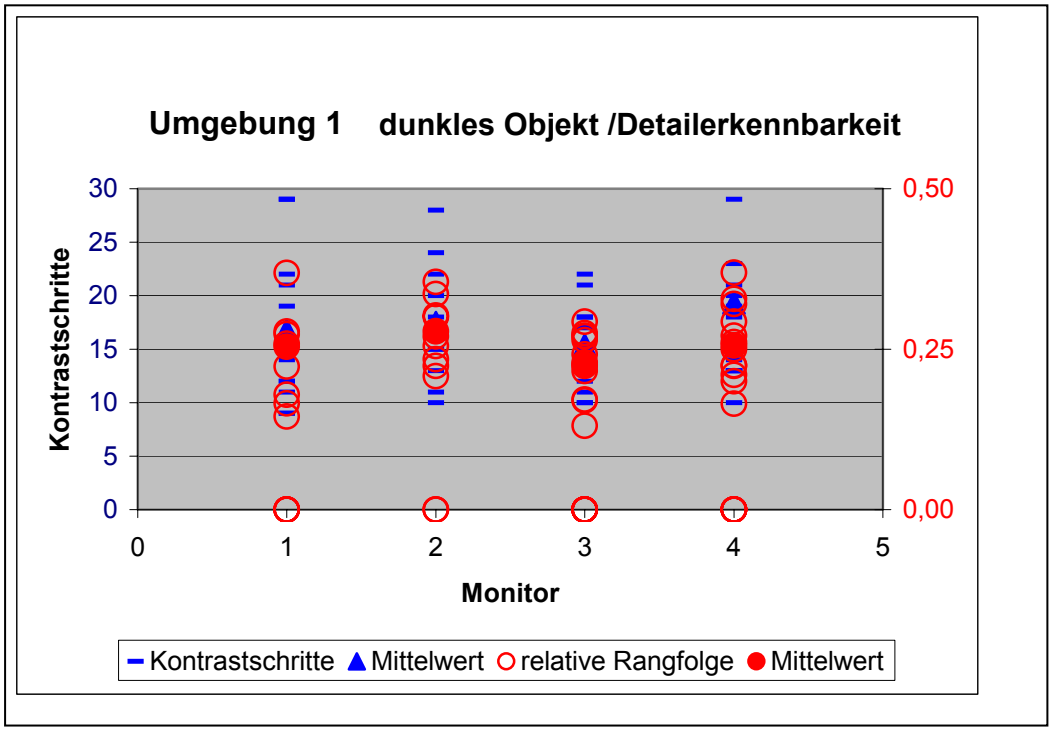
Niedrigkontrast Kontrastschritte	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert absolut	8,6	7,91	10,42	5,47	9,95	6,57	13,0	6,75	0,32	5,42
rel. Rangfolge	0,26	0,28	0,27	0,24	0,23	0,22	0,25	0,24	0,10	3,99
Test auf Abhängigkeit der Erkennbarkeit von der Art des Kontrastes										
Monitor 1 hell sonst dunkel		7,91	10,4		9,95		13,0		**9,49**	
Monitor 2 hell sonst dunkel	8,6			5,47	9,95		13,0		**26,9**	
Monitor 3 hell sonst dunkel	8,6		10,4			6,57	13,0		**7,91**	
Monitor 4 hell sonst dunkel	8,6		10,4		9,95			6,75	**11,2**	

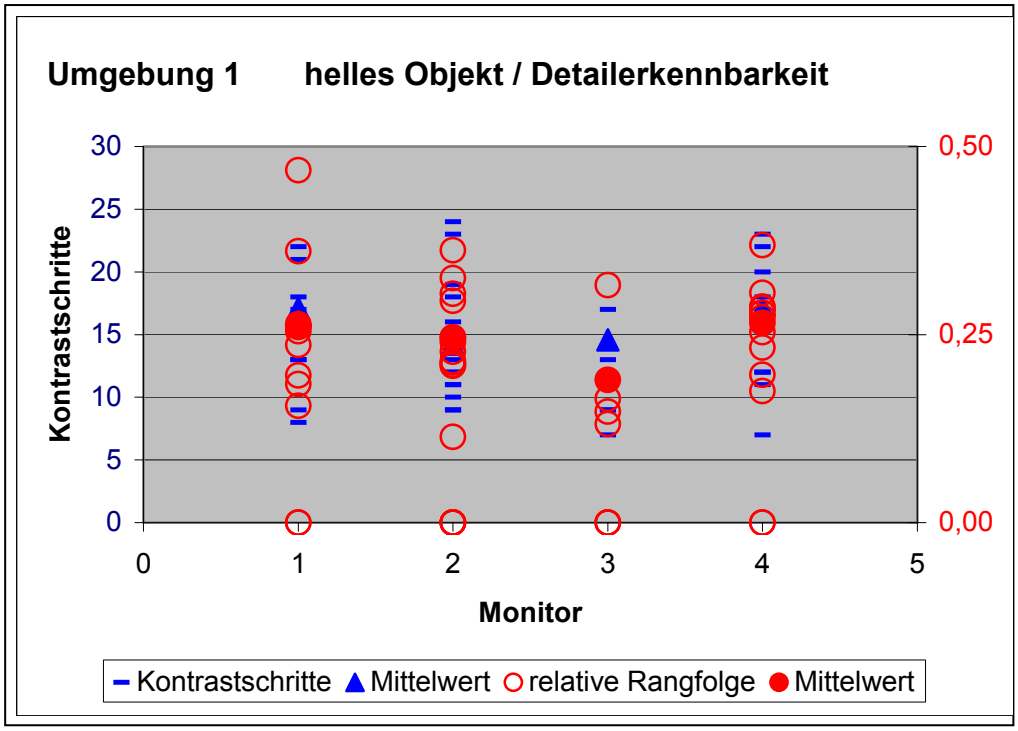
Tabelle 3.8.1 Mittelwerte des Schwellenkontrastes sowie der personenbezogen Rangfolgen für die Umgebung 1und das Niedrigkontrastobjekt

In den Bildern 3.8.1 und 3.8.2 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Kontrastelements nötigen Kontrastschritte (blauer waagerechter Strich) deutlich. Man sieht, dass keiner der Monitorbildschirme sich von den anderen durch eine offensichtlich größere oder kleinere Anzahl von Kontrastschritten unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. Für alle vergleichbaren Fälle wurde H berechnet. Die Hypothese, dass die Monitore sich unterscheiden, ist auf einem Signifikanzniveau von 95 % abzulehnen, weil H in allen Fällen kleiner war als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815 [30]. Die auf die einzelnen Probanden bezogenen Auswertungen mit den relativen Rangfolgen führen zum selben Ergebnis.

Vergleicht man die Verteilung der Kontrastschritte, die zur Erkennung eines hellen Objekts an einem beliebigen Monitor nötig sind, mit den entsprechenden zur Erkennung eines dunklen Objekts aller anderen Monitore, so ergibt ein offensichtlicher und statistisch nachweisbarer Unterschied. In allen Fällen ist H > $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815 , die Mo-

nitore unterscheiden sich (bei diesem Test aber durch die Art des dargestellten Objekts). Diese Aussage ergibt sicht aus den Zeilen 3 bis 7 in Tabelle 3.8.1.





Auflösung Kontrastschritte	Monitor1 dunkel	hell	Monitor2 dunkel	hell	Monitor 3 dunkel	hell	Monitor 4 dunkel	hell	H-Test dunkel	hell
Mittelwert absolut	14,55	17,09	16,55	14,24	15,40	14,57	15,82	17,08	2,65	3,41
rel. Rangfolge	0,24	0,26	0,28	0,25	0,23	0,19	0,26	0,27	3,03	3,31

Tabelle 3.8.2 Mittelwerte des Schwellenkontrastes sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.3 und 3.8.4 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Details im Kontrastelement nötigen Kontrastschritte (blauer waagerechter Strich) deutlich. Man sieht, dass keiner der Monitorbildschirme sich von den anderen durch eine offensichtlich größere oder kleinere Anzahl von Kontrastschritten unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.2).

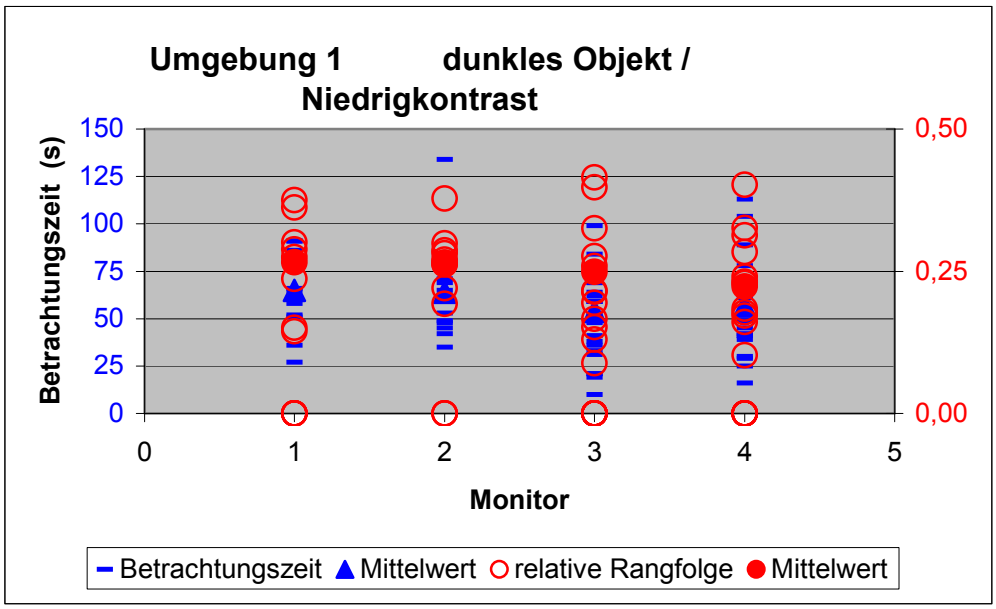


Bild 3.8.5 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

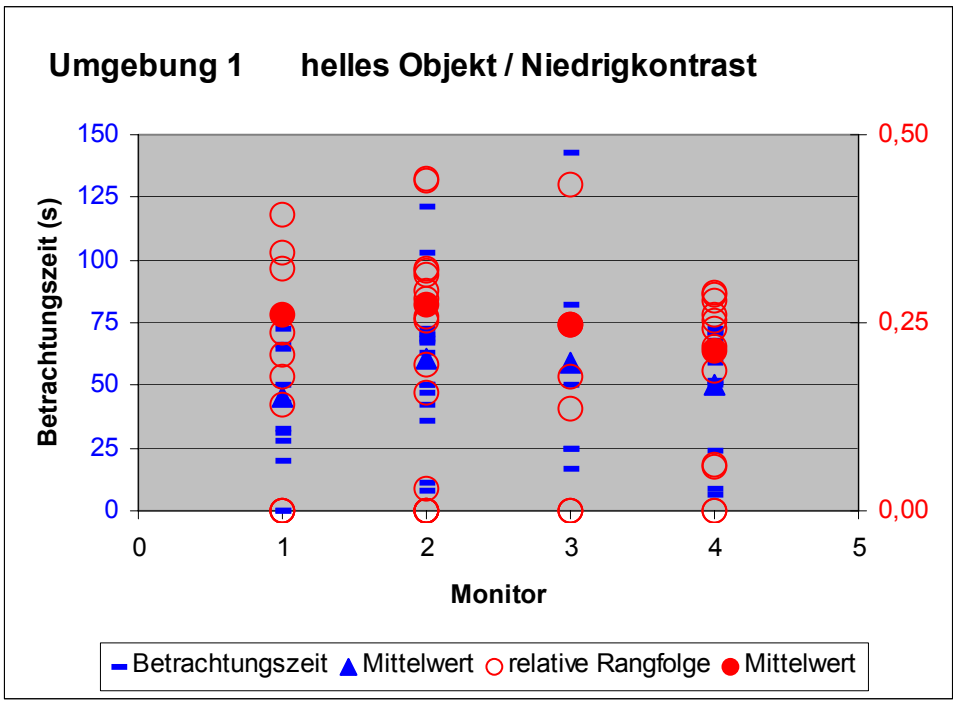


Bild 3.8.6 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Niedrigkontrast Betrachtungszeit	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert	65,00	45,0	57,64	60,59	45,33	59,14	50,59	50,00	3,83	1,91
rel. Rangfolge	0,27	0,26	0,27	0,27	0,24	0,25	0,24	0,21	2,03	7,16

Tabelle 3.8.3 Mittelwerte der Betrachtungszeiten sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.5 und 3.8.6 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Kontrastelementes nötigen Betrachtungszeit (blaue Linie) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich längere oder kürzere Betrachtungszeit unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05} = 7,815$. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.3).

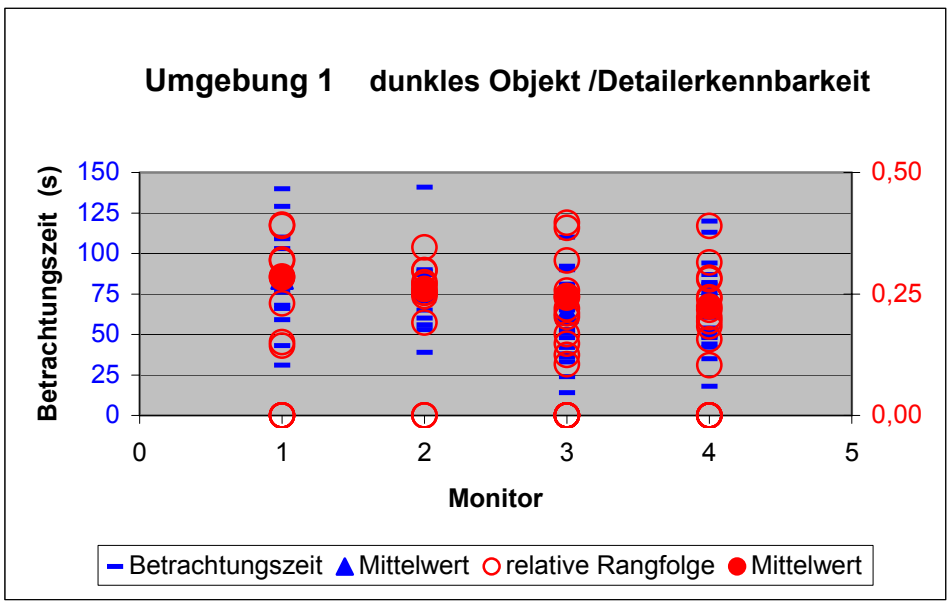


Bild 3.8.7 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

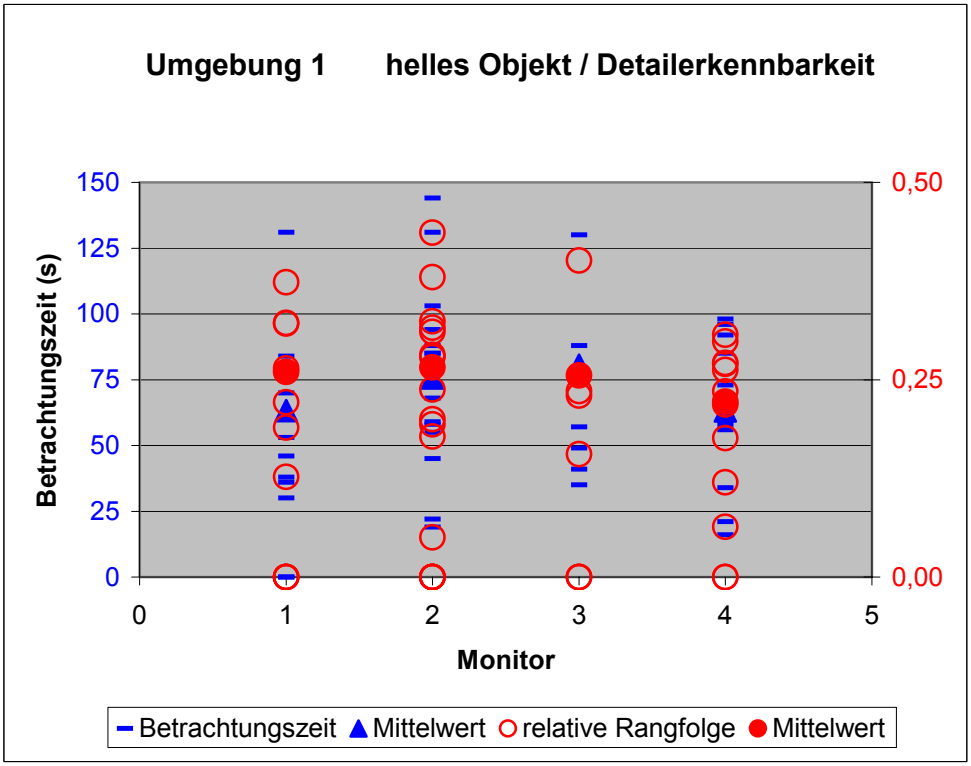


Bild 3.8.4 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Auflösung Betrachtungszeit	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert	75,73	63,22	70,64	75,65	57,84	80,57	63,39	63,08	5,16	1,63
rel. Rangfolge	0,28	0,26	0,27	0,27	0,23	0,26	0,23	0,22	3,34	5,96

Tabelle 3.4 Mittelwerte der Betrachtungszeiten sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.7 und 3.8.8 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Details im Kontrastelement nötigen Betrachtungszeit (blaue Linie) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich längere oder kürzere Betrachtungszeit unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.4).

3.8.3 Ergebnisse für die Umgebung 2

Bei der Umgebung 2 handelt es sich um ein relativ dunkles Bild mit erheblichem Rauschen. Das Bild wurde als Speicherfolienaufnahme eines homogenen Prüfkörpers mit relativ geringer Dosis (0,2 µGy) erzeugt. Die Testergebnisse für Kontrast und Betrachtungszeit sind in den folgenden Grafiken (Bild 3.8.9 bis 3.8.16) und Tabellen (Tabelle 3.8.5 bis 3.8.8) dokumentiert.

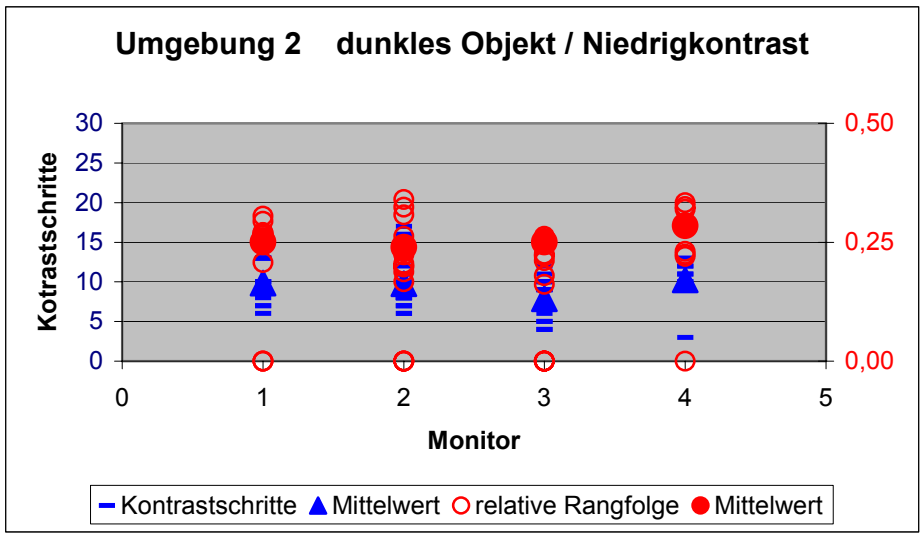


Bild 3.8.9 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

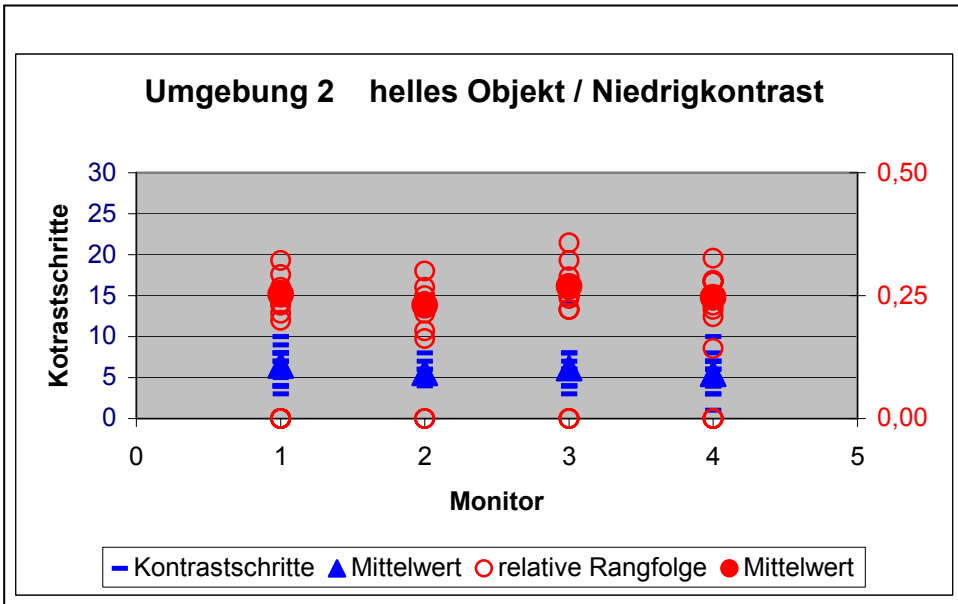


Bild 3.8.10 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Niedrigkontrast Kontrastschritte	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test χ^2	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert absolut	9,85	6,25	9,76	5,60	7,87	5,50	10,11	5,41	5,29	1,54
rel. Rangfolge	0,27	0,25	0,24	0,23	0,23	0,28	0,25	0,24	**8,00**	2,11

Tabelle 3.8.5 Mittelwerte des Schwellenkontrastes sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.9 und 3.8.10 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Kontrastelements nötigen Kontrastschritte (blauer waagerechter Strich) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich größere oder kleinere Anzahl von Kontrastschritten unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.5).

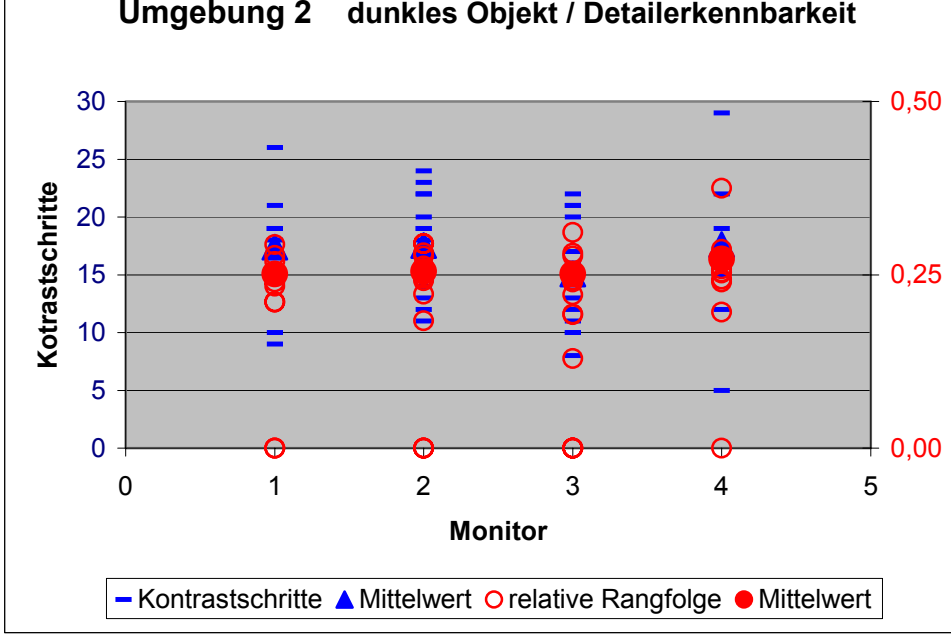


Bild 3.8.11 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

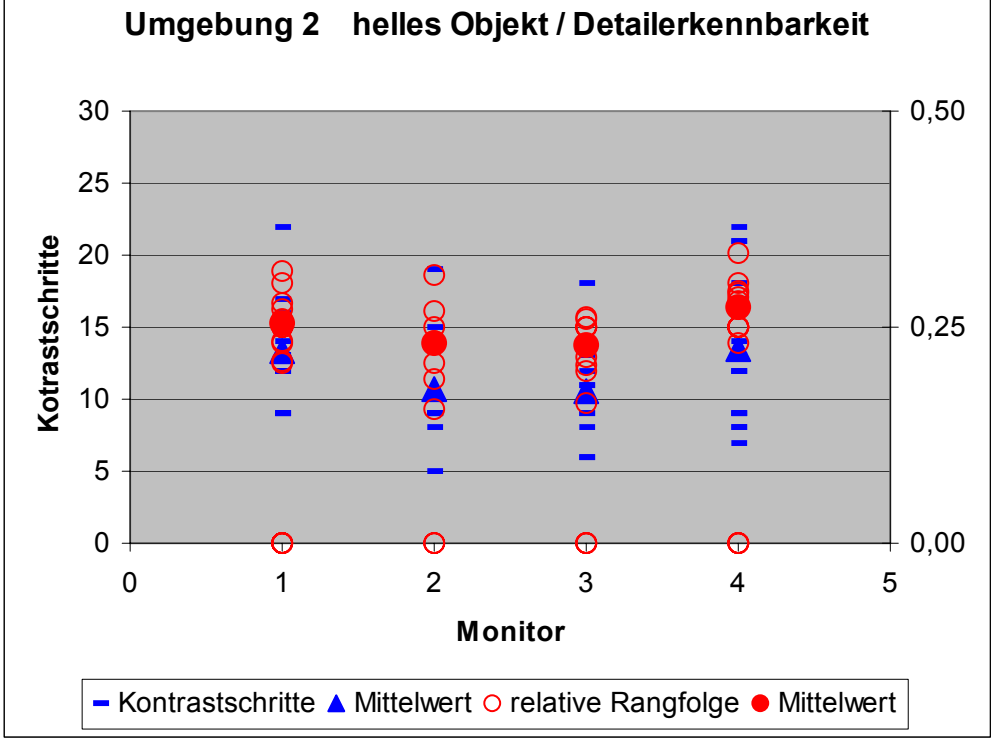


Bild 3.8.12 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Auflösung Kontrastschritte	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert absolut	17,38	12,81	17,53	10,70	15,07	10,54	18,78	13,41	2,95	5,62
rel. Rangfolge	0,25	0,25	0,25	0,23	0,23	0,27	0,27	0,25	2,01	2,27

Tabelle 3.8.6 Mittelwerte des Schwellenkontrastes sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.11 und 3.8.12 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Details im Kontrastelement nötigen Kontrastschritte (blauer waagerechter Strich) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich größere oder kleinere Anzahl von Kontrastschritten unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.6).

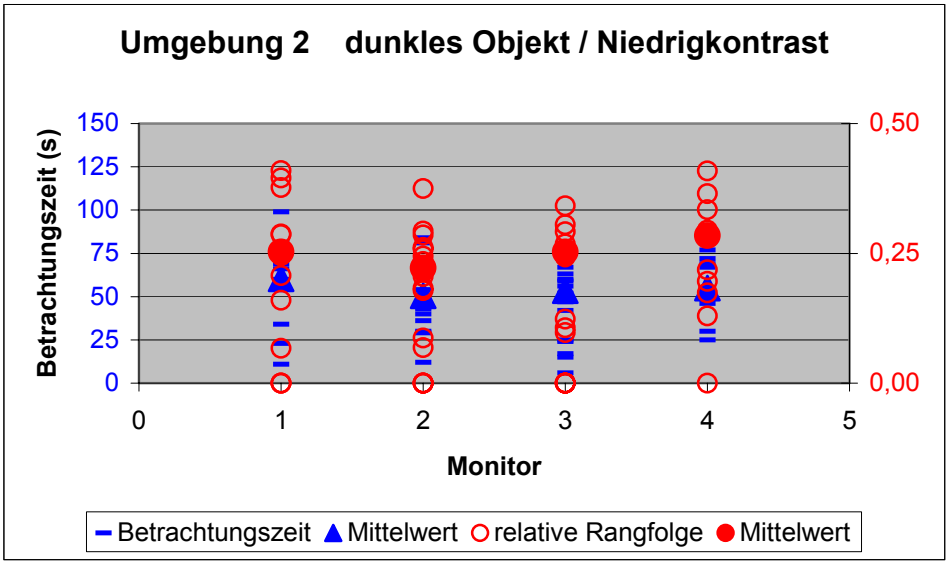


Bild 3.8.13 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

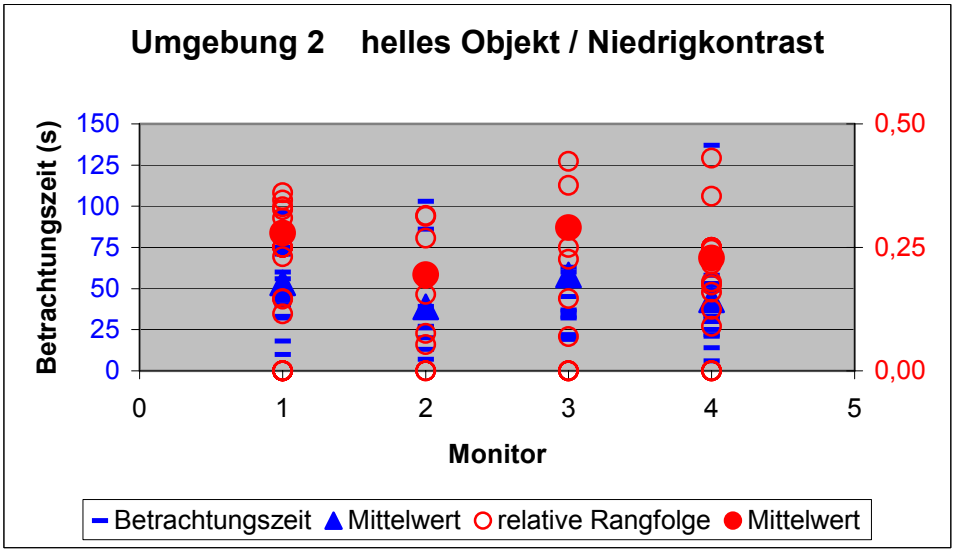


Bild 3.8.14 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Niedrigkontrast	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert (s)	60,31	52,06	50,47	38,90	41,50	41,00	53,33	43,18	6,41	3,57
rel. Rangfolge	0,27	0,34	0,22	0,18	0,26	0,27	0,27	0,18	2,28	3,84

Tabelle 3.8.7 Mittelwerte der Betrachtungszeiten sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.13 und 3.8.14 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Kontrastelementes nötigen Betrachtungszeit (blaue Linie) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich längere oder kürzere Betrachtungszeit unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.7).

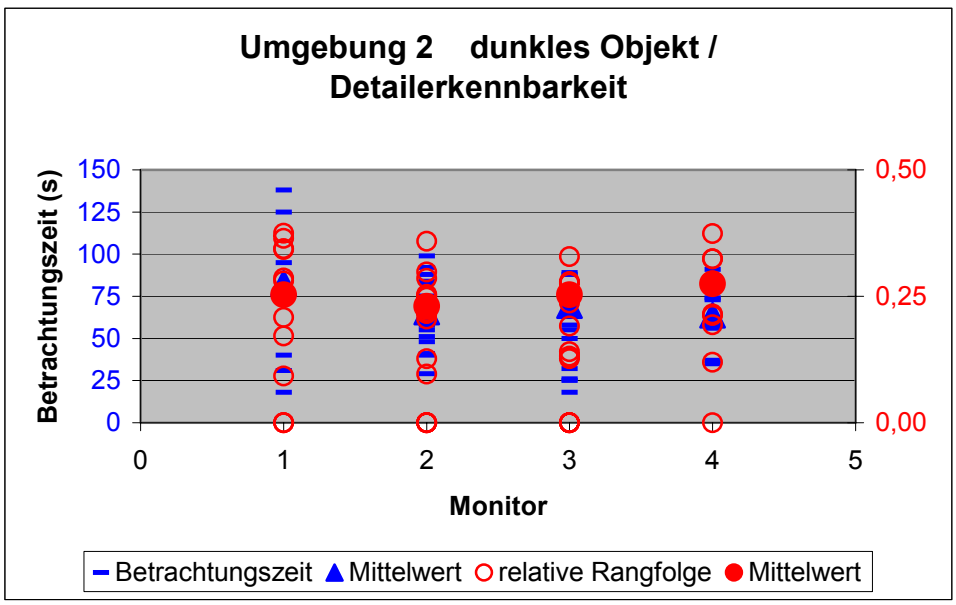


Bild 3.8.15 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

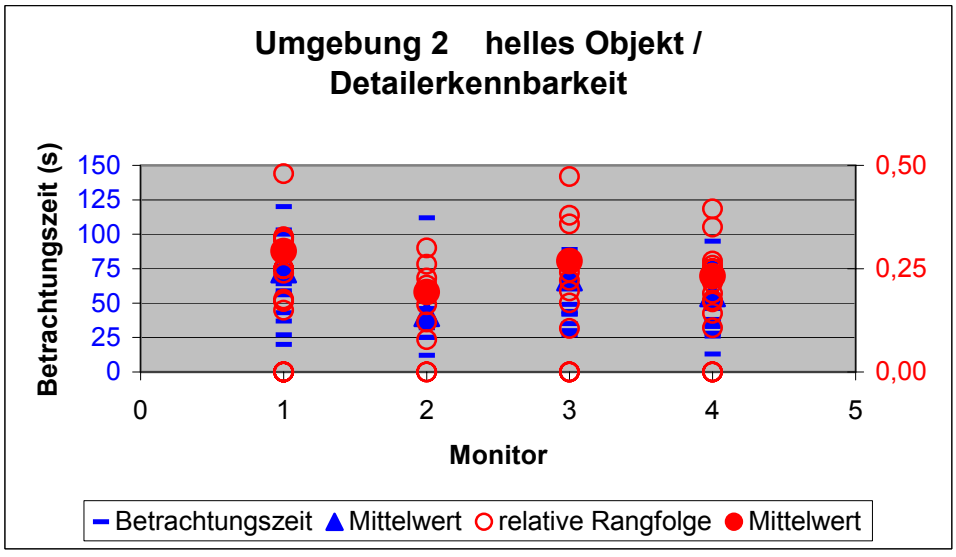


Bild 3.8.16 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Auflösung	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert (s)	82,69	74,06	65,71	42,30	55,36	50,91	63,89	56,71	5,07	6,91
rel. Rangfolge	0,27	0,35	0,23	0,18	0,21	0,25	0,26	0,19	2,67	5,59

Tabelle 3.8.8 Mittelwerte der Betrachtungszeiten sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.15 und 3.8.16 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Details im Kontrastelement nötigen Betrachtungszeit (blaue Linie) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich längere oder kürzere Betrachtungszeit unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.8).

3.8.4 Ergebnisse für die Umgebung 3

Bei der Umgebung 3 (3.2.2) handelt es sich um ein Bild mittlerer Bildhelligkeit mit geringem Rauschen. Das Bild wurde als Speicherfolienaufnahme eines homogenen Prüfkörpers mit einer Dosis von 1µGy erzeugt. Die Testergebnisse für Kontrast und Betrachtungszeit sind in den folgenden Grafiken (Bild 3.8.17 bis 3.8.24) und Tabellen (Tabelle 3.8.9 bis 3.8.12) dokumentiert.

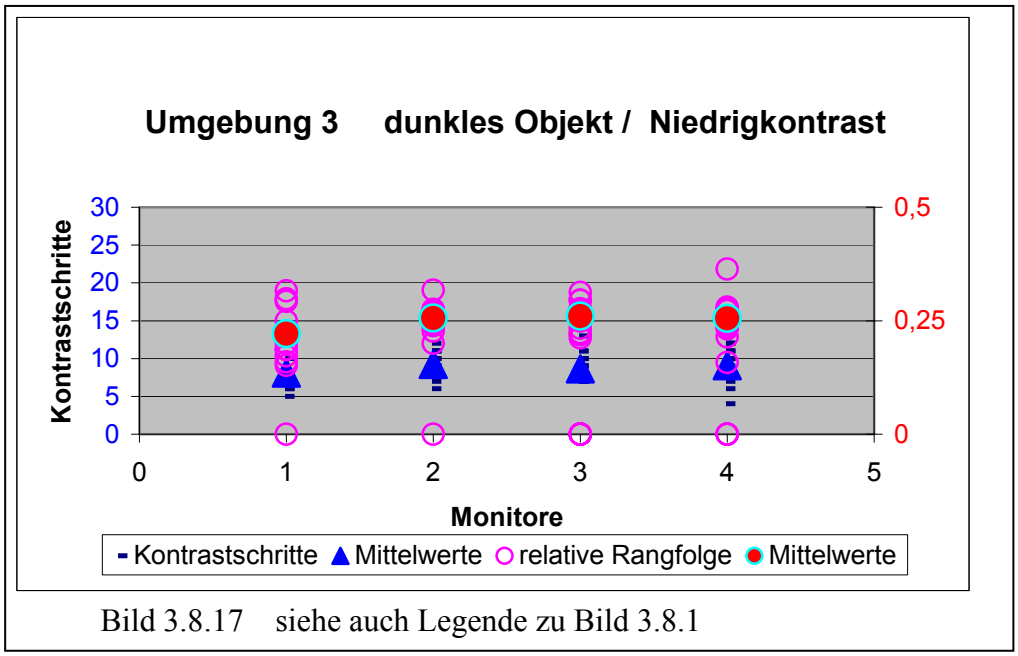


Bild 3.8.17 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

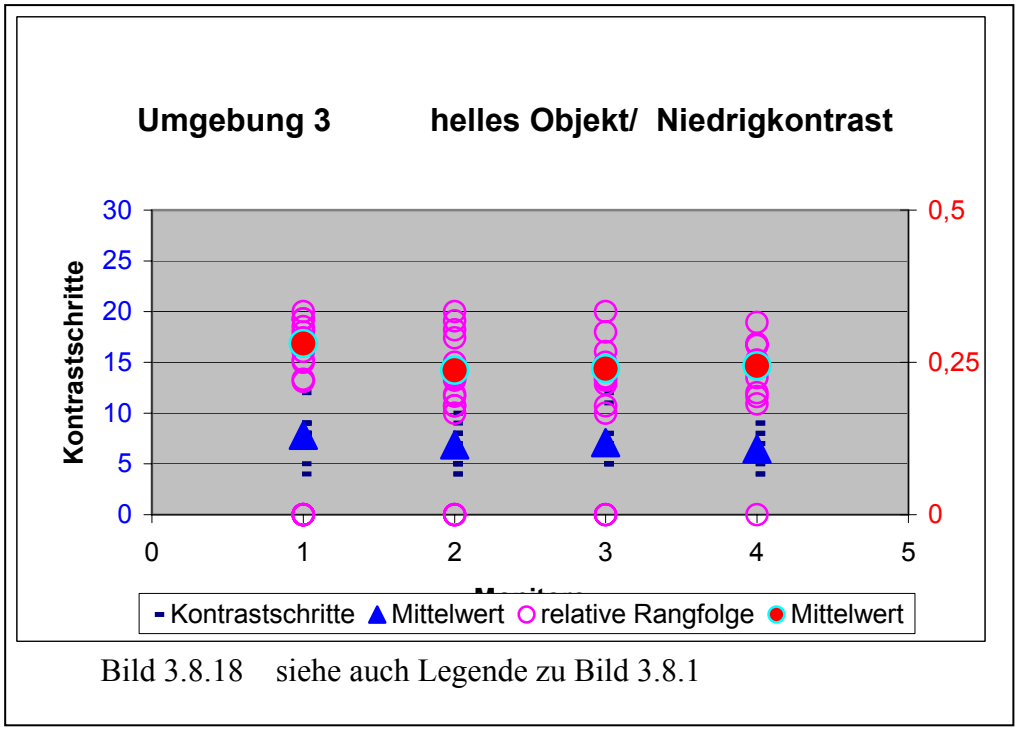


Bild 3.8.18 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Niedrigkontrast Kontrastschritte	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert absolut	8,0	7,58	9,23	6,86	8,60	6,80	8,88	6,67	1,79	3,08
rel. Rangfolge	0,22	0,28	0,26	0,24	0,26	0,24	0,26	0,24	2,88	6,76
Monitor 3 hell sonst dunkel	8,0		9,23			**6,80**	8,88			**8,64**

Tabelle 3.8.9 Mittelwerte des Schwellenkontrastes sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.17 und 3.8.18 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Kontrastelements nötigen Kontrastschritte (blauer waagerechter Strich) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich größere oder kleinere Anzahl von Kontrastschritten unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.9).

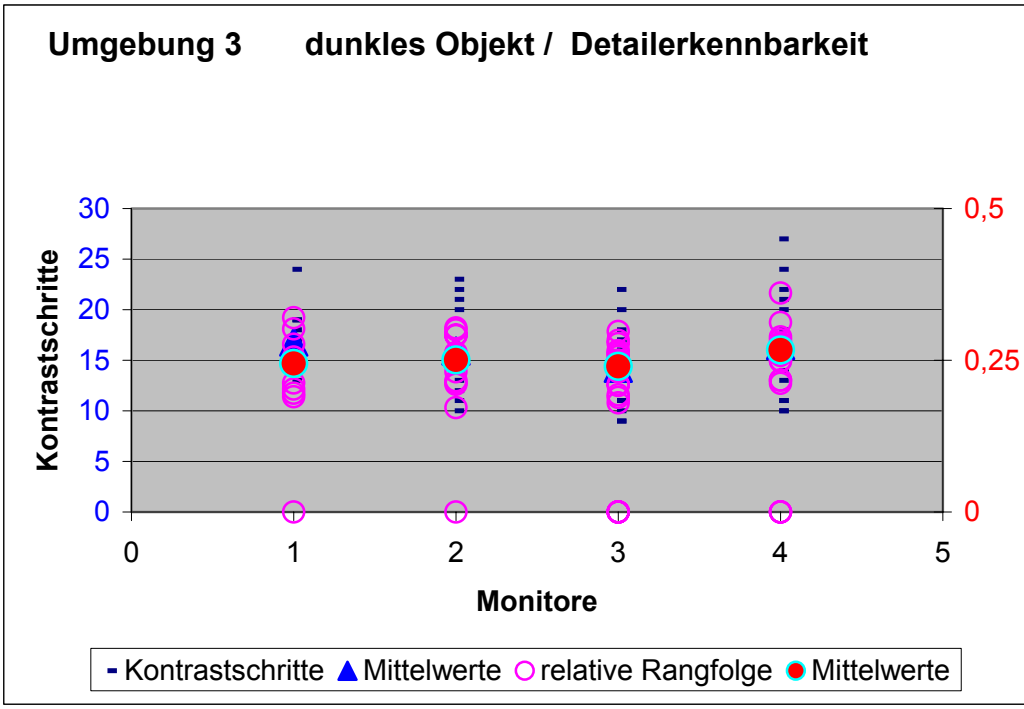


Bild 3.8.19 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

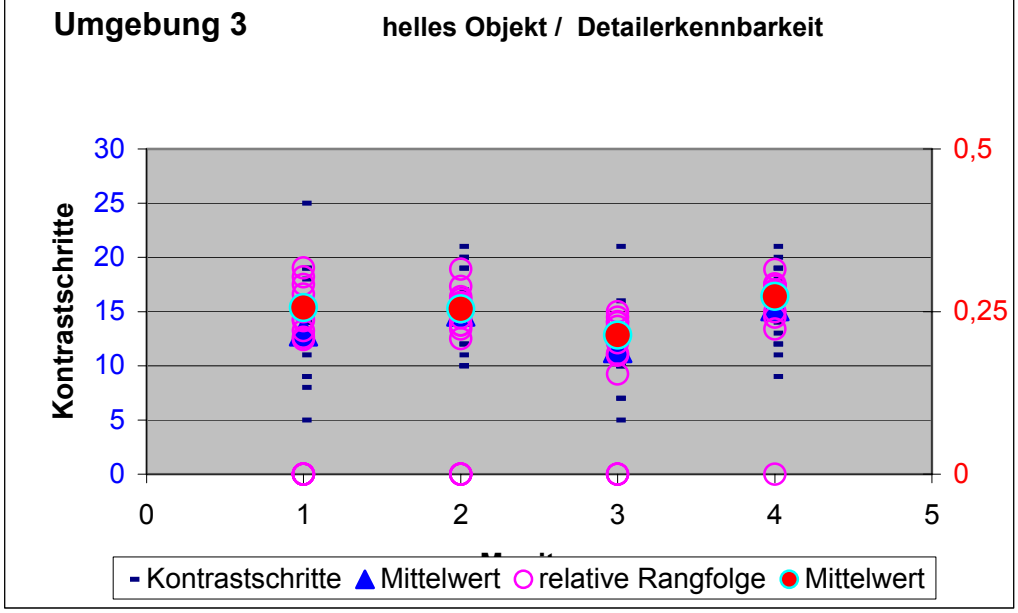


Bild 3.8.20 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Auflösung Kontrastschritte	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert absolut	17,69	13,67	15,92	15,50	14,25	11,30	16,13	16,08	5,65	6,99
rel. Rangfolge	0,24	0,26	0,25	0,25	0,24	0,21	0,27	0,27	2,65	6,23
Monitor 3 hell sonst dunkel	17,69		15,92			**11,30**	16,13			**11,92**

Tabelle 3.8.10 Mittelwerte des Schwellenkontrastes sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.19 und 3.8.20 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Details im Kontrastelement nötigen Kontrastschritte (blauer waagerechter Strich) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich größere oder kleinere Anzahl von Kontrastschritten unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.10).

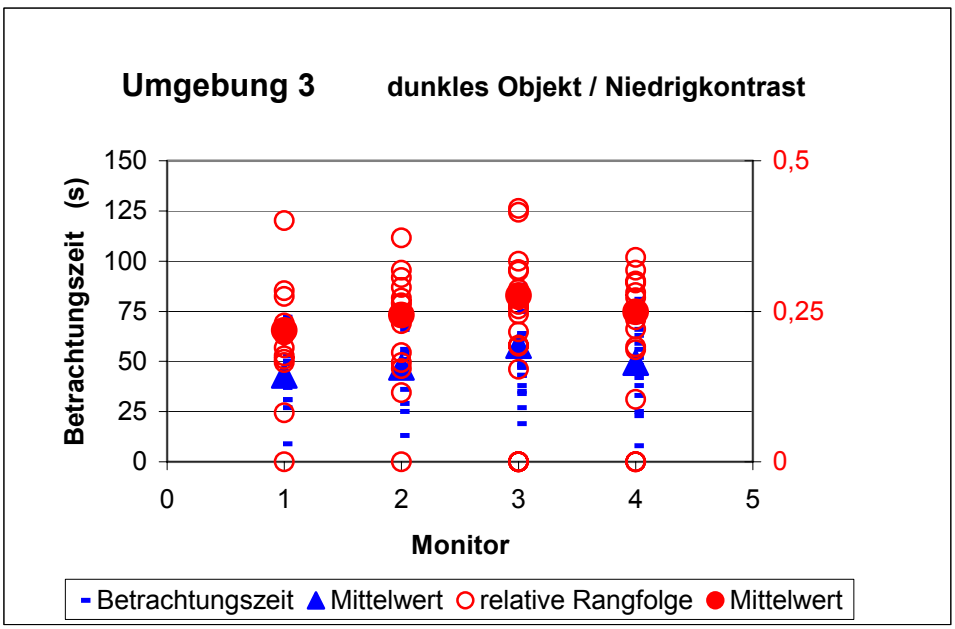


Bild 3.8.21 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

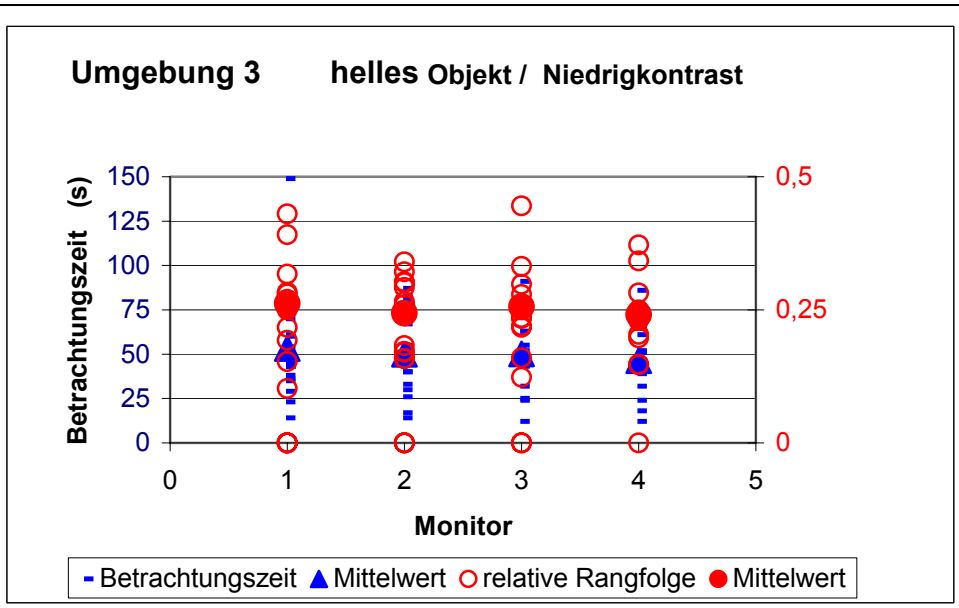


Bild 3.8.22 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Niedrigkontrast	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert (s)	46,85	47,09	47,00	52,14	52,16	53,80	53,88	41,00	0,63	2,63
rel. Rangfolge	0,22	0,26	0,24	0,24	0,28	0,26	0,25	0,24	3,43	0,99

Tabelle 3.8.11 Mittelwerte der Betrachtungszeiten sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.21 und 3.8.22 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Kontrastelementes nötigen Betrachtungszeit (blaue Linie) deutlich. Man sieht, dass keiner der Monitorbildschirme sich von den anderen durch eine offensichtlich längere oder kürzere Betrachtungszeit unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05} = 7{,}815$. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.11).

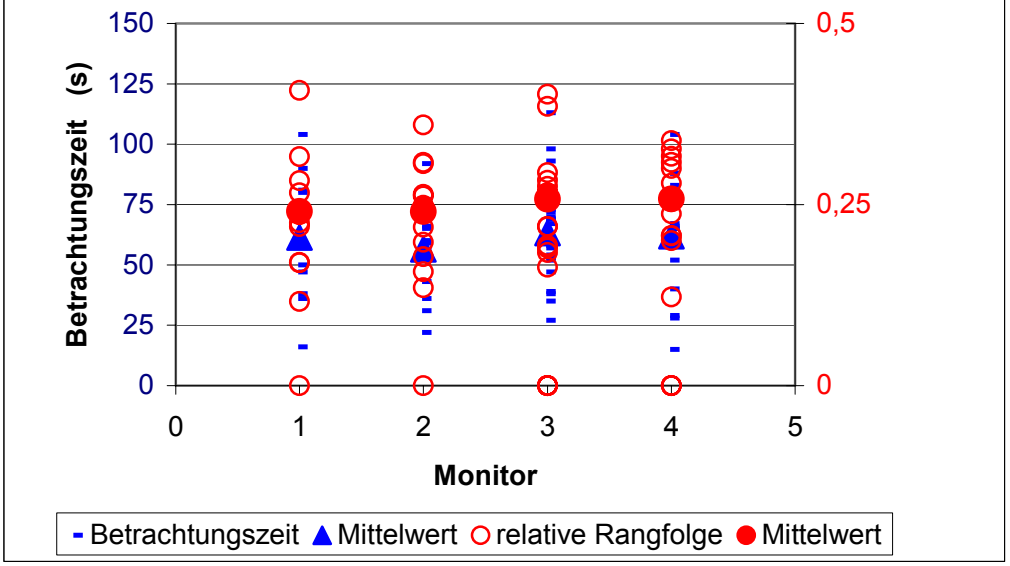


Bild 3.8.23 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

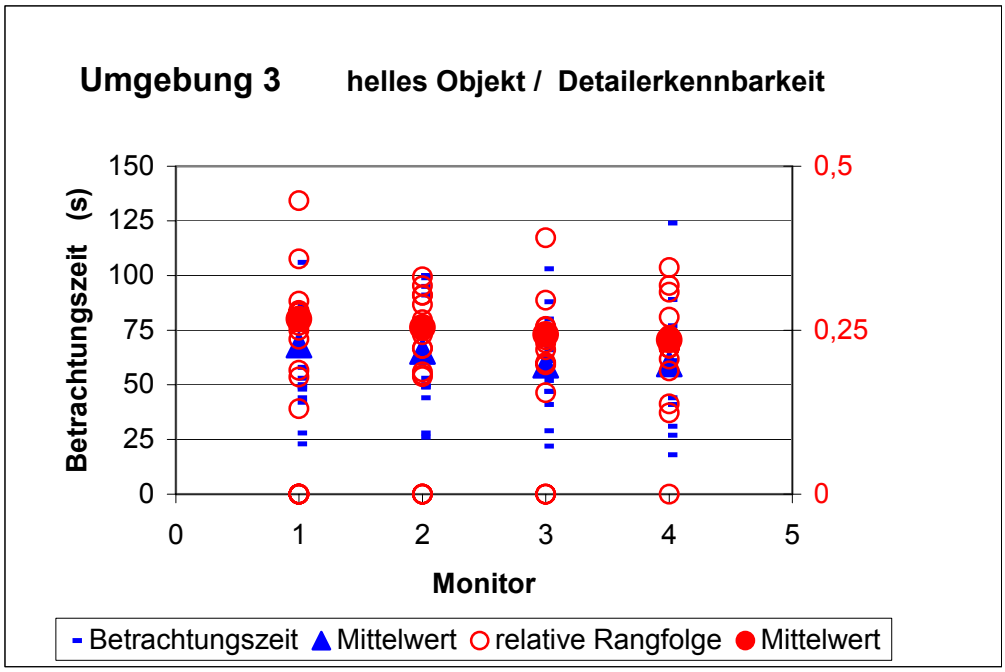


Bild 3.8.24 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Auflösung	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert (s)	65,54	61,91	56,38	67,36	68,00	61,60	66,0	54,33	0,95	2,23
rel. Rangfolge	0,24	0,27	0,24	0,25	0,26	0,24	0,26	0,24	1,49	0,96

Tabelle 3.8.12 Mittelwerte der Betrachtungszeiten sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.23 und 3.8.24 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Details im Kontrastelement nötigen Betrachtungszeit (blaue Linie) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich längere oder kürzere Betrachtungszeit unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.12).

3.8.5 Ergebnisse für die Umgebung 4

Bei der Umgebung 4 (vgl. dazu Kapitel 3.2.2) handelt es sich um ein vollständig homogenes Bild mittlerer Bildhelligkeit ohne Rauschen. Das Bild wurde im PC digital erstellt. Die Testergebnisse für Kontrast und Betrachtungszeit sind in den folgenden 8 Grafiken und 4 Tabellen dokumentiert.

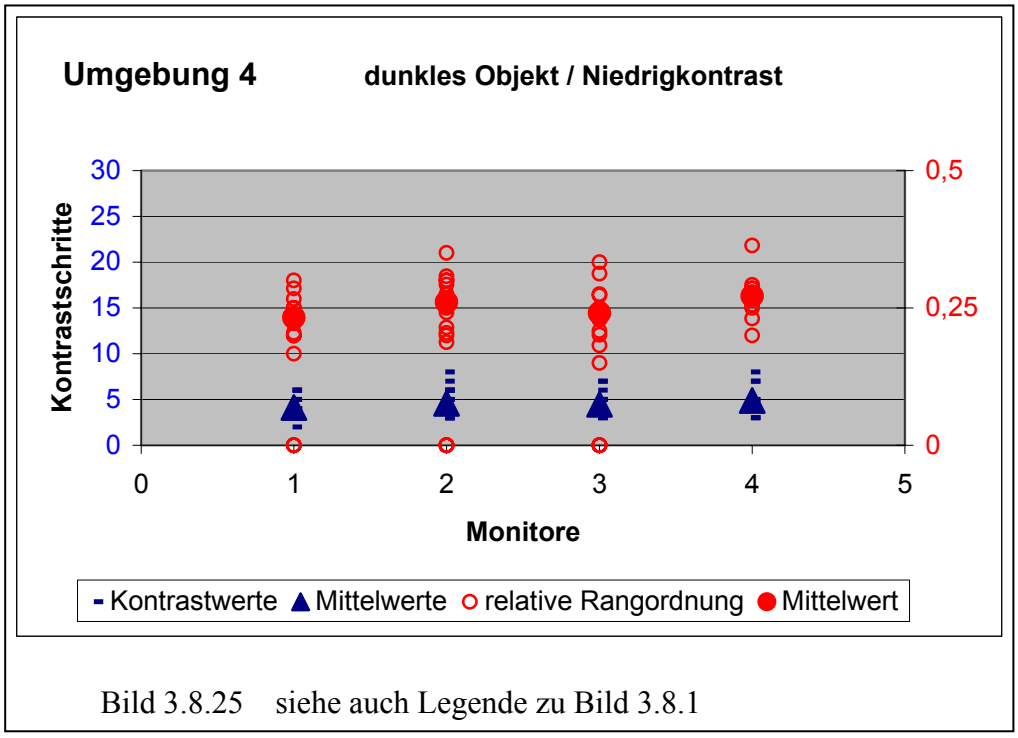


Bild 3.8.25 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

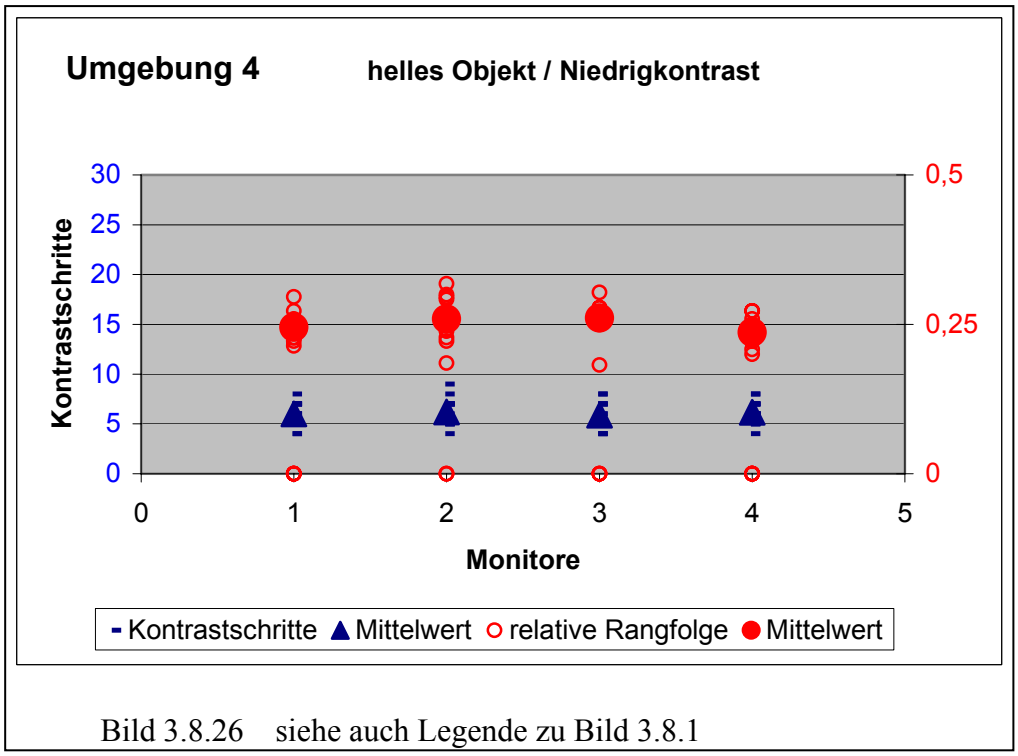


Bild 3.8.26 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Niedrigkontrast Kontrastschritte	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert absolut	4,11	6,00	4,59	6,21	4,47	5,87	4,9	6,16	0,26	0,56
rel. Rangfolge	0,23	0,25	0,26	0,26	0,24	0,26	0,27	0,24	4,55	6,47

Tabelle 3.8.13 Mittelwerte des Schwellenkontrastes sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.25 und 38.26 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Kontrastelements nötigen Kontrastschritte (blauer waagerechter Strich) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich größere oder kleinere Anzahl von Kontrastschritten unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.13).

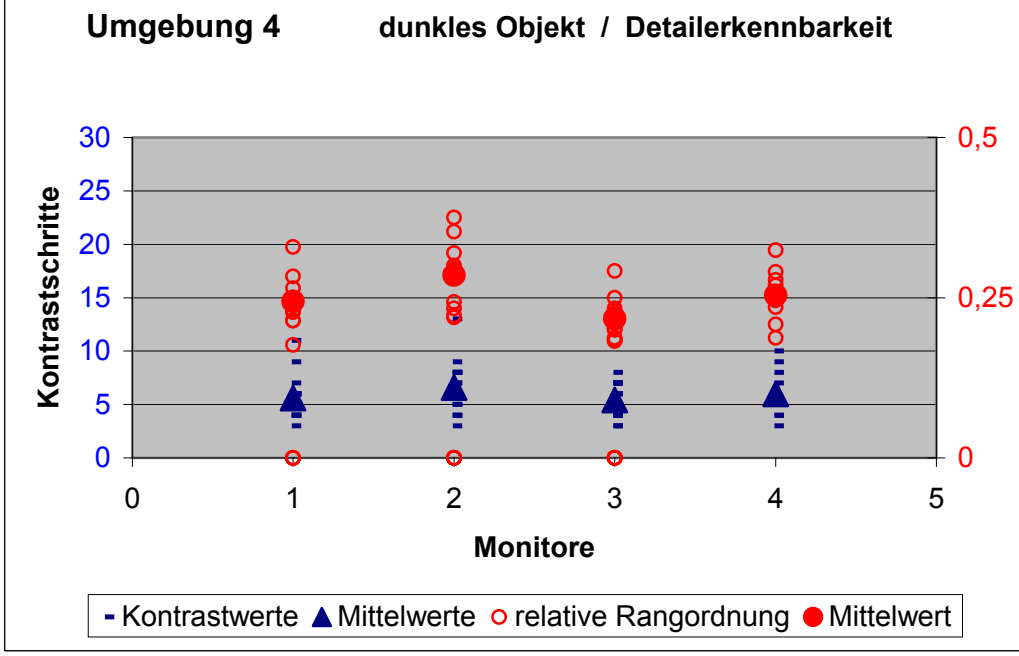


Bild 3.8.27 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

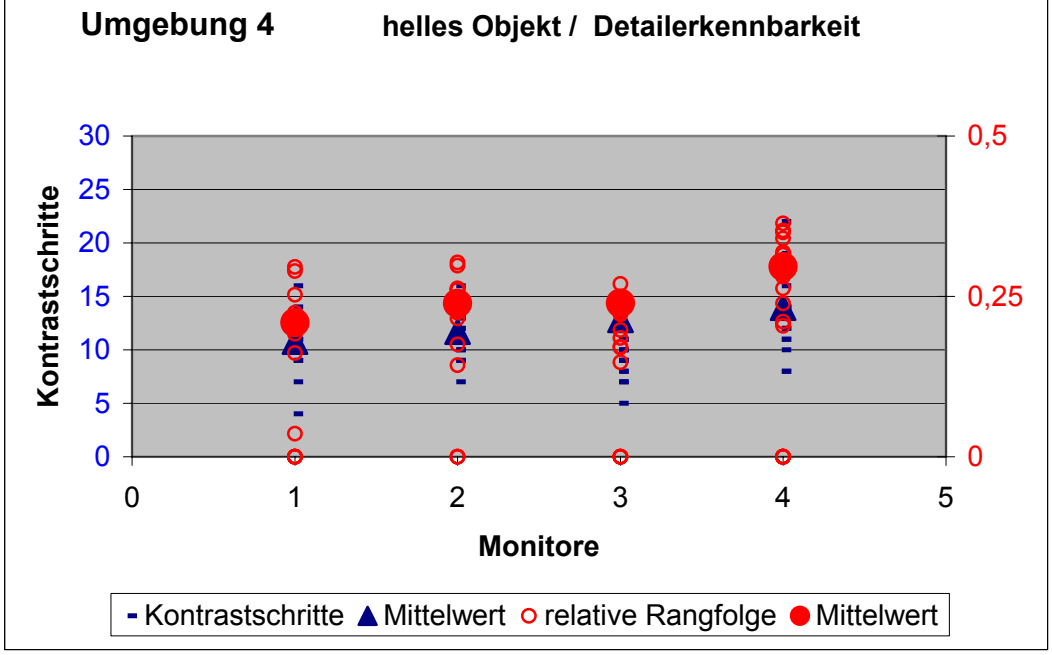


Bild 3.8.28 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Auflösung Kontrastschritte	Monitor1 dunkel	Monitor1 hell	Monitor2 dunkel	Monitor2 hell	Monitor 3 dunkel	Monitor 3 hell	Monitor 4 dunkel	Monitor 4 hell	H-Test dunkel	H-Test hell
Mittelwert absolut	5,61	10,86	5,41	11,71	6,59	9,14	6,00	**13,95**	1,87	**16,34**
rel. Rangfolge	0,24	0,21	0,29	0,25	0,22	0,21	0,25	0,30	13,22	14,69

Tabelle 3.8.14 Mittelwerte des Schwellenkontrastes sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.27 und 3.8.28 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Details im Kontrastelement nötigen Kontrastschritte (blauer waagerechter Strich) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich größere oder kleinere Anzahl von Kontrastschritten unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05} = 7,815$. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.14).

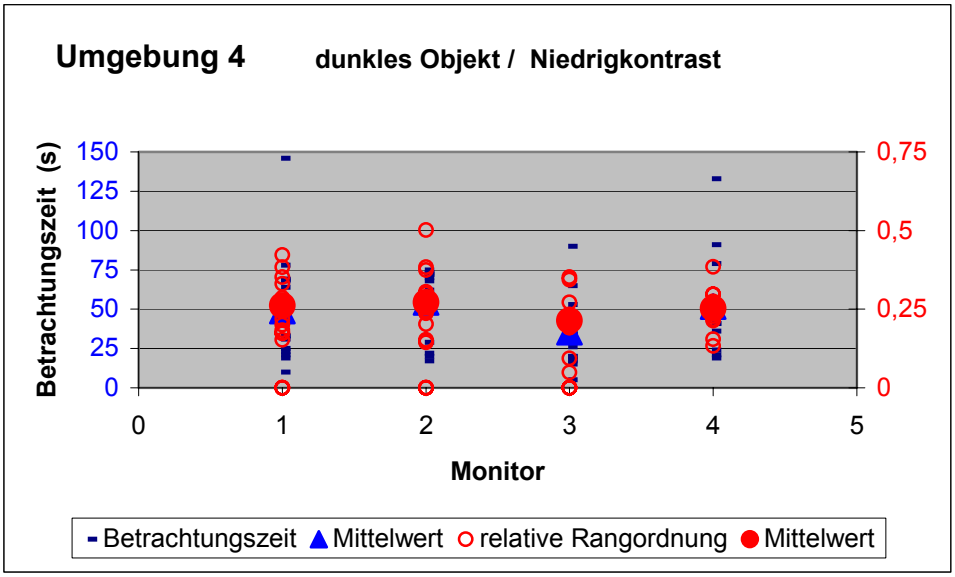


Bild 3.8.29 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

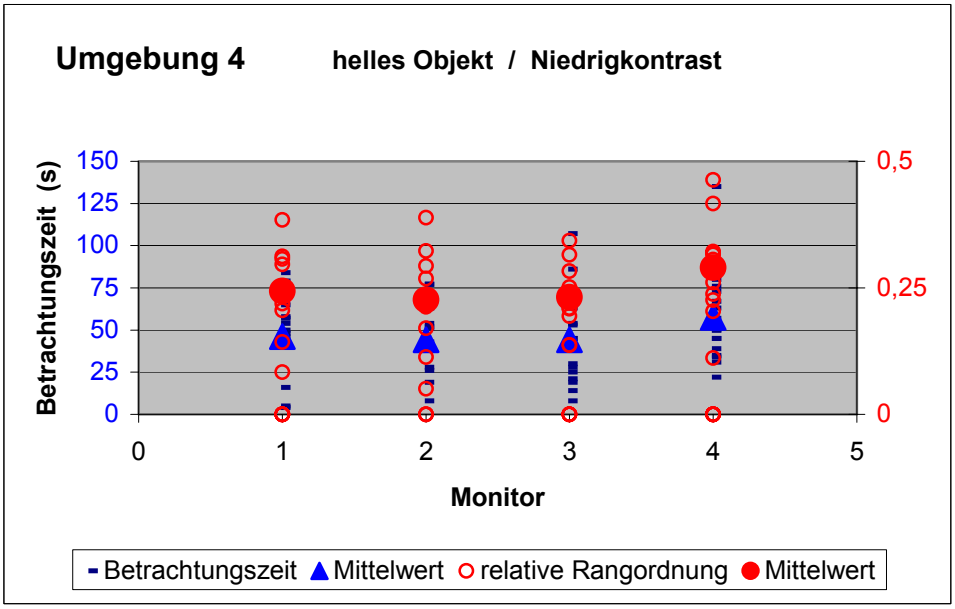


Bild 3.8.30 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Niedrigkontrast Betrachtungszeit	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert (s)	48,89	50,08	54,29	47,00	35,47	40,86	51,60	57,58	4,90	2,48
rel. Rangfolge	0,26	0,24	0,27	0,23	0,21	0,23	0,25	0,29	2,03	3,90

Tabelle 3.8.15 Mittelwerte der Betrachtungszeiten sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.29 und 3.8.30 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Kontrastelementes nötigen Betrachtungszeit (blaue Linie) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich längere oder kürzere Betrachtungszeit unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.15).

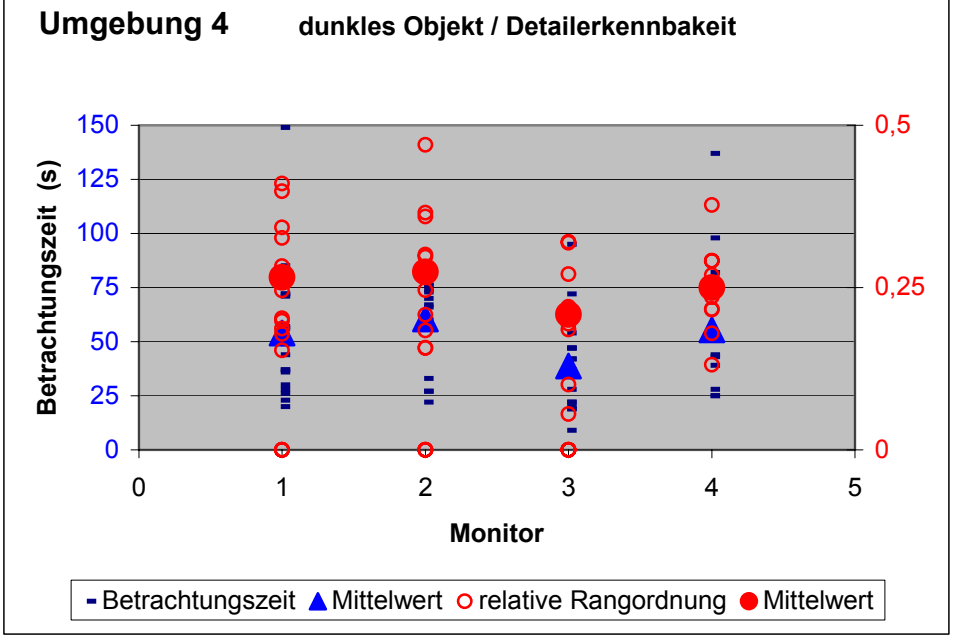


Bild 3.8.31 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

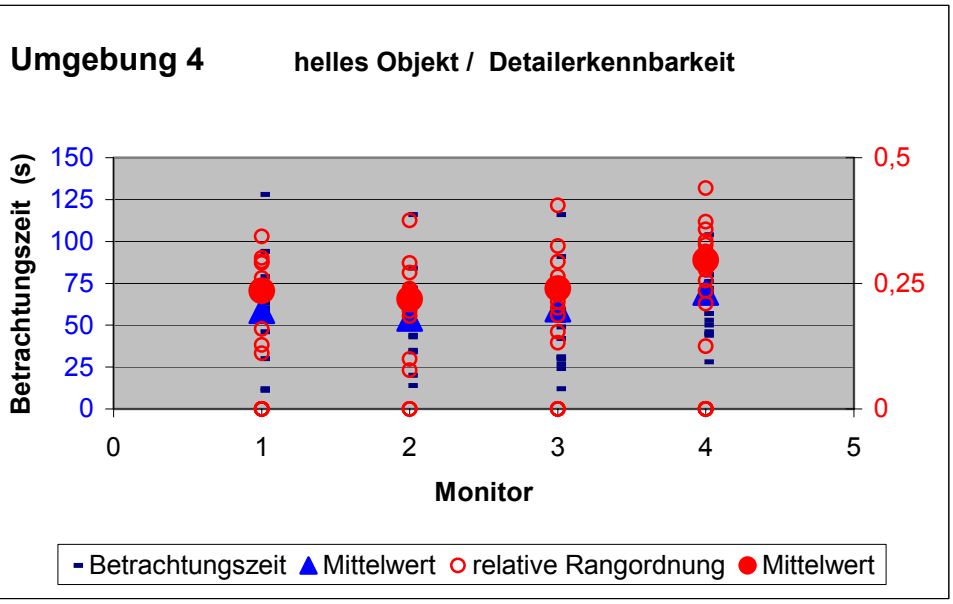


Bild 3.8.32 siehe auch Legende zu Bild 3.8.1

Auflösung Betrachtungszeit	Monitor1		Monitor2		Monitor 3		Monitor 4		H-Test	
	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell	dunkel	hell
Mittelwert (s)	54,06	53,38	60,53	54,07	38,71	44,46	55,40	64,94	5,94	5,52
rel. Rangfolge	0,27	0,23	0,27	0,23	0,21	0,22	0,25	0,30	2,67	7,04

Tabelle 3.8.16 Mittelwerte der Betrachtungszeiten sowie der personenbezogen Rangfolgen

In den Bildern 3.8.31 und 3.8.32 wird eine große Streubreite der für die Erkennung des Details im Kontrastelement nötigen Betrachtungszeit (blaue Linie) deutlich. Man sieht, dass sich keiner der Monitorbildschirme von den anderen durch eine offensichtlich längere oder kürzere Betrachtungszeit unterscheidet. Die Varianzanalyse mit dem H-Test bestätigt diesen Eindruck. In allen Fällen ist H kleiner als $\chi^2_{3;0,05}$ = 7,815. Die auf den Probanden bezogene Auswertung mit der relativen Rangfolge führt zum selben Ergebnis (vgl. Tabelle 3.8.16).

3.9 Zusammenfassung der Ergebnisse für die vier Umgebungen

Die Ergebnisse des H-Tests zeigen auf einem Signifikanzniveau von 95%, dass die untersuchten Daten einer gemeinsamen Grundgesamtheit entstammen. Damit unterscheiden sich die Monitore (unter den Aspekten Kontrast- und Detailerkennbarkeit) nicht.

Zur Abschätzung der für die Praxis relevanten Sicherheit der Aussage wurde der H-Test an vier Gesamtheiten durchgeführt, von denen die Bildparameter in drei Fällen die gleichen waren und in einem Fall die Art des Kontrastes komplementär zu dem Kontrast der anderen drei (vgl. Kapitel 3.8.2, Tabellen 3.8.1).

Die Datensätze wurden jeweils für das dunkel erscheinende Objekt bei drei Monitortypen beibehalten und ein Datensatz durch den des hell erscheinenden Objekts des noch nicht berücksichtigten Monitors eingesetzt. In allen vier möglichen Fällen weist der H-Test auf unterschiedliche Gesamtheiten der Quelldaten hin. Damit ist gezeigt, dass die Erkennbarkeit von Objekten gleichen Kontrasts stärker davon abhängt, ob sie heller oder dunkler als die Umgebung erscheinen, als davon auf welchem Monitortyp das Bild dargeboten wird.

Diese Aussage wird durch den Vergleich der Mittelwerte der für die Erkennbarkeit nötigen Kontrastschritte in den folgenden Tabellen bestätigt.

Umgebung hell Objekt dunkel	Kontrast	Detail
Umgebung 1	9,9	15,6
Umgebung 2	**9,4**	17,2
Umgebung 3	8,7	16,0
Umgebung 4	4,5	**5,9**

Tabelle 3.9.1 Einfluss des Rauschens auf die Erkennbarkeit eines dunklen Objekts in heller Umgebung

Umgebung dunkel Objekt hell	Kontrast	Detail
Umgebung 1	6,7	16
Umgebung 2	**5,7**	11,9
Umgebung 3	7	14,2
Umgebung 4	6,0	**11,3**

Tabelle 3.9.2 Einfluss des Rauschens auf die Erkennbarkeit eines hellen Objekts in dunler Umgebung

Die Betrachtung der Tabellen 3.9.1 und 3.9.2 zeigte, dass es leichter ist, ein helles Objekt auf dunklem Hintergrund zu erkennen, als ein dunkles Objekt in einer hellen Umgebung. Weiterhin sieht man, dass die Erkennbarkeit von Details sehr viel stärker vom Rauschen abhängt als die Erkennbarkeit größerer Niedrigkontrastobjekte. Diese

Tatsache ist leicht damit zu erklären, dass bei solchen Objekten der Gesichtssinn bei der Erkennung über einen größeren Bereich mitteln kann und damit die feinere aus dem Bildrauschen erzeugte Struktur keine Rolle spielt (33). Die Schlüsse, die hier für mathematisch erzeugte Bilder gezogen werden, können auf klinische Bilder übertragen werden, weil die Ausgangsbilder in ihrem Rauschcharakter klinischen Bildern entsprechen (vergl. dazu Tabelle 6.1).

3.10 Auswertung der Fehlerhäufigkeit bei der Auffindung der Strukturen

In der Datei für die Dokumentation der Testparameter ist jeweils nach den Spalten für die benötigten Kontrastschritte eine Spalte vorhanden mit der Angabe, ob das Detail richtig erkannt wurde (siehe Tabelle 3.1). Alle oben berücksichtigten Fälle waren in diesen Spalten mit 1 gekennzeichnet, d. h. die Anzahl der Kontrastschritte und die Betrachtungszeit, die in jedem Einzelfall benötigt wurden, führten zu einer richtigen Aussage.

Es wäre jedoch denkbar, dass die Fehlerhäufigkeit bei der Interpretation der Bilder vom Monitor abhängig ist. Es könnte also sein, dass sich aus der Fehlerhäufigkeit bei der Befundung eine Rangfolge der Bildqualität der Monitore ableiten lässt.

Um diese Vermutung zu untersuchen wurden alle Fälle, bei denen eine Fehlbeurteilung der Detailerkennung statt gefunden hat, in einer „Fehlerdatei“ zusammengefasst. Insgesamt bestand diese Datei aus 67 Datensätzen, d. h. von den 540 durchgeführten Einzelbefundungen führten 12% zu einem falschen Ergebnis.

Die Verteilung der Fehlinterpretationen auf die einzelnen Monitore ist in der Tabelle 3.10.1 zusammengestellt.

Monitor	Anzahl der Beurteilungen	Fehlbeurteilungen
1	135	20
2	135	18
3	135	19
4	135	11

Tabelle 3.10.1 Ausgangswerte für den Vierfeldertest auf den Unterschied der Monitore in Bezug auf Fehlbeurteilungen

Es fällt auf, dass die Fehlerrate bei den Monitoren 1,2 und 3 praktisch identisch ist, während beim 4. Monitor besonders wenig Fehlerbeurteilungen vorkamen. Es wurde daher als repräsentativ für die kaum unterscheidbaren Monitore 1,2 und 3 das Ergebnis von Monitor 3 verwendet. In einem χ^2-Test wurde untersucht, ob sich der Monitor 4 statistisch signifikant vom Monitor 3 unterscheidet.

Mit $\chi^2 = n(ad-bc)^2 / ((a+b)(c+d)(a+c)(b+d))$ ergibt der Test für diese Monitore

$\chi^2 = 270((116*11)-(19*124))^2 / ((135)(135)(240)(30)) = 2{,}4$

Der Vergleich mit der χ^2–Tabelle ($2{,}4 < \chi^2_{0,05} = 3{,}841$) für den entsprechenden Freiheitsgrad zeigt, dass bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von < 5 % der Monitor 4 der selben Gesamtheit angehört wie die anderen Monitore.

Damit wird der Eindruck, dass der Monitor 4 besonders gut für die Befundung geeignet ist, durch die statistische Untersuchung nicht gestützt.

Es ist noch zu erwähnen, dass bei der Erkennung des Niedrigkontrastes bei den Monitoren 1 und 2 kein Fehler vorkam, beim Monitor 4 eine und beim Monitor 3 vier Fehlinterpretationen auftraten. Wegen der geringen Anzahl von Fehlern ist eine statistische Untersuchung und Bewertung kaum möglich.

4 Physikalische Untersuchung unterschiedlicher Monitortypen

Zur Beschreibung der Abbildungseigenschaften von Monitorbildschirmen lässt sich die Leuchtdichteverteilung der Abbildung einer Bildhelligkeitsstufe bzw. Kante nutzen. Man erzeugt dazu ein Testbild (Bild 4.1), das aus zwei aneinander grenzenden Rechtecken unterschiedlicher Bildhelligkeit besteht. Die Bildhelligkeit wird durch eine Bilddatei gesteuert, die den Bildpunkten (Pixeln) entweder einen konstant niedrigen Grauwert (z.B. 10 auf einer Grauwertskala von 0 bis 255) für den dunklen Bereich oder einen konstant hohen Wert (z.B. 240) für den hellen Bereich zuordnet.

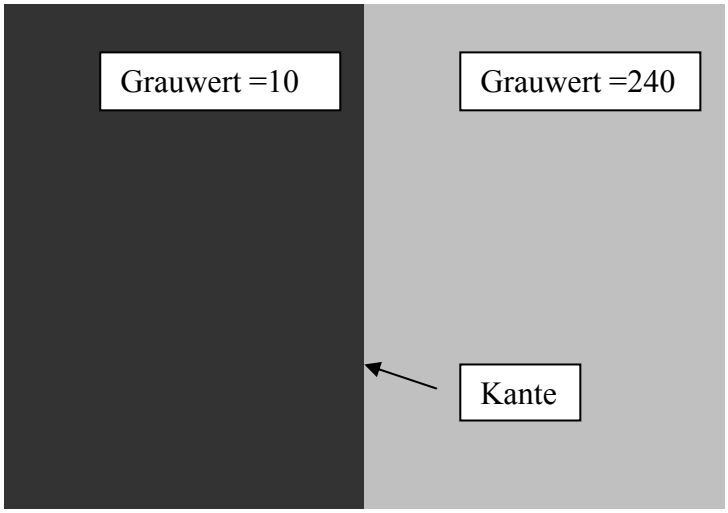


Bild 4.1 Schema des Testbildes zur Erzeugung der Helligkeitsstufe

Man kann nun die Leuchtdichteverteilung des Monitorbildschirms im hellen und im dunklen Bereich messen. Der ideale Bildschirm hätte für alle Bildpunkte im hellen bzw. dunklen Bereich genau die gleiche Leuchtdichte. An der Kante zwischen dem hellen und dem dunklen Bereich würde sich die Leuchtdichte im Idealfall um einen festen Wert (z.B. 110 cd/m²) unterscheiden.

Abweichend von dem beschriebenen Idealfall wird man feststellen, dass die gemessene Leuchtdichte innerhalb der einzelnen Bereiche nicht konstant ist, sondern Schwankungen unterworfen ist (rauscht). Diese Schwankungen sind abhängig vom Monitortyp und unterliegen einer geräteabhängigen individuellen Streuung.

Um diese Monitoreigenschaften zu vermessen, benötigt man ein Mikroleuchtdichte-Messsystem. In der vorliegenden Arbeit wurde als Leuchtdichtemesssystem eine Digital-

kamera mit CCD-Bildempfänger verwendet (siehe Anhang1). Der Einsatz einer Digitalkamera als hochauflösendes Mikrophotometer ist in Zusammenhang mit der Bewertung von Leuchtquellen in der Radiologie nicht üblich aber effektiv. In anderen Bereichen der Lichtmesstechnik wird das Verfahren seit einiger Zeit mit Erfolg eingesetzt [2,13,20]. Weil die Eigenschaft der Bildelemente der Digitalkamera, die hier als Mikromesssonden verwendet wurden, zum Rauschen beitragen, wurden die entsprechenden Parameter (MTF und Wienerspektrum) der Kamera selbst vermessen.

Danach wurden die Leuchtdichteschwankung der einzelnen Monitore mit der Kamera aufgenommen und die Rauschleistungsspektren gemessen.

Aus dem Vergleich dieser Spektren für die einzelnen Monitortypen wurde versucht eine Rangfolge der Qualität der Bildschirme zu ermitteln.

Ebenso wurde durch Aufnahmen mit der Digitalkamera die Leuchtdichteverteilung an der Kante, am Übergang zwischen dem hellen und dunklen Bereich des Testbildes, untersuchen. Im Gegensatz zum idealen Bildschirm wird an dieser Stelle nicht ein Leuchtdichteunterschied von genau 110 cd/m² (Beispiel) gemessen werden, sondern ein kontinuierlicher Übergang vom hellen in den dunklen Bereich statt finden. Dieser Übergang lässt sich messtechnisch durch die Modulationsübertragungsfunktion (MTF) beschreiben [16]. Für jeden Monitortyp und für die beiden Hauptachsenrichtungen jedes Monitors ist eine andere MTF zu erwarten. Anhand des unterschiedlichen Verlaufs der MTF lässt sich eine Rangfolge der Bildqualität der einzelnen Monitortypen aufbauen.

Bei der physikalischen Bearbeitung des Problems können die Bestandteile der Informationskette, die das dem Radiologen dargebotene Bild beeinflussen, einzeln untersucht und ihre jeweiligen Einflüsse (i.a. MFT der Komponenten) auf die Bildqualität dann durch Multiplikation verknüpft werden. Bei der vorliegenden Arbeit wurden die Grauwerte (Pixelwerte) der Bildpunkte der Kamera als Leutdichteverteilung verwendet und daraus die MTF berechnet.

4.1 Messung der einzelnen Komponenten

4.1.1 Anordnung für die Messung der Leuchtdichteverteilungen

Die Aufgabe des Verfahrens ist die Messung der Leuchtdichteverteilungen unterschiedlicher Monitorbildschirme bei der Wiedergabe eines “rauschfreien“ Testbildes, d.h. digitaler Bilder (z.B. Bild 4.1) mit in festgelegten Bereichen konstanten Werten.

Eine einfache und wirkungsvolle Messmethode besteht in der Nutzung einer Digitalkamera als hochauflösendes Leuchtdichtemessgerät (Mikrophotometer) (Bild 4.2).

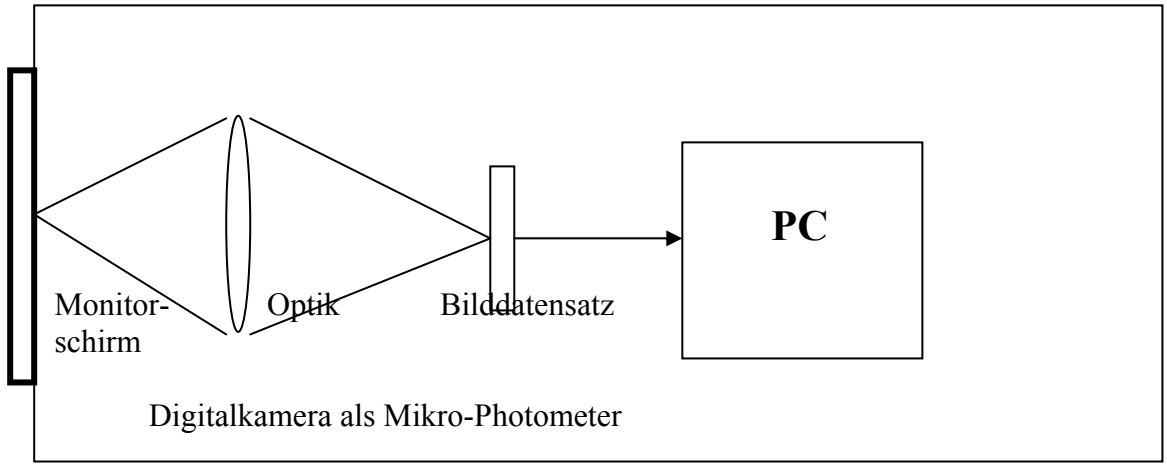


Bild 4.2 Schema des Messaufbaus

Da eine Digitalkamera selbst kein ideales Abbildungssystem ist, wurden in einer Voruntersuchung Rauschen und MTF der verwendete Kamera untersucht. Es zeigte sich, dass die Digitalkamera mit einer Auflösung von 320000 Pixeln für den Zweck geeignet war. Die erzielte Auflösung betrug bei der höchsten verwendeten Vergrößerung 30 µm. Bei vergleichbaren Untersuchungen wurden Abtastfleckgrößen von 60µm verwendet [14]. Die MTF und das Rauschspektrum der Kamera wurden an einer optischen Kante gemessen. Es zeigte sich, dass die von der Kamera zur MTF und zum Rauschen des Monitors hinzugefügten Beiträge im interessierenden Ortsfrequenzbereich vernachlässigbar waren.

Die Untersuchung wurde bei jedem der vier Monitore mit zwei verschiedenen Auflösungen des „Mikrophotometers“ durchgeführt. Insgesamt wurden bei allen Monitoren jeweils zwei Bilddatensätze (Darstellungsmaßstab 1:1 und 1:0,3) zur Messung der MTF verwendet. Ergänzt durch einen Bilddatensatz mit starker Vergrößerung (x24, siehe auch die Bilder 3.6-3.9) wurden für diese Datensätze die ortsfrequenzabhängigen Rauschleistungsspekt-

ren berechnet. Für diese Rechnungen wurde ein Programm entwickelt, das entsprechend der Struktur der für die Untersuchung markierten Umgebung automatisch die notwendigen Berechnungen durchführte. Als theoretische Grundlage bei der Programmentwicklung diente der grundlegende Teil des Normentwurfs zur Bestimmung der DQE von digitalen Bildempfängern (IEC 62229-1) [17]). Eine Messung der MTF bei der höchsten Vergrößerung (x24) war nicht möglich, weil die Pixelstruktur, die für die Auswertung vorgesehene Kontraststufe (Kante) vollständig maskierte, d.h. die Monitoroberfläche wurde vom Messsystem bei dieser Vergrößerung nicht als verrauschtes Kontinuum, sondern als Gitternetz von kontrastreichen Linien wahrgenommen.
Die geringste Auflösung wurde so gewählt, dass ein Monitorpixel (0,27mm) gerade einem Pixel der Kamera entsprach. Bei dieser Auflösung stimmen die Messbedingungen gut mit den Betrachtungsbedingungen des Arztes bei der Befundung überein.
Die anderen Datensätze, bei denen die Monitoroberflächen vergrößert untersucht wurden, sind zum Vergleich mit dem praktischen Einsatz nicht geeignet, weil bei diesen die Feinstruktur der Pixel analysiert wird, die mit dem Auge nicht mehr wahrgenommen wird. Diese Untersuchungsbedingungen entsprechen der Betrachtung des Monitors mit einer Lupe. Bei dieser Betrachtungsweise überlagert sich das Bild des eigentlich abzubildenden Objekts mit der Feinstruktur der Monitorpixel (Bilder 3.6, 3.7, 3.8, 3.9 im Abschnitt 3.6.2) und wird damit schwer interpretierbar.

4.1.2 Auswertung der Bilddatensätze

Die von der Kamera aufgenommenen Bilddatensätze von den vier Monitoren wurden als Farbdateien in 24-bit Speichertiefe ausgegeben. Für die weitere Bearbeitung wurden diese Bilder in 8-bit-schwarz-weiß- Bilder umgewandelt. Die eigentliche Auswertung der Bilder der Monitoroberfläche wurde dann mit diesen Dateien, also mit 256 Grauabstufung durchgeführt.

4.1.3 Beschreibung des Programms zur Berechnung des Rauschens und der MTF (P2)

Beschreibung der Bedienungsoberfläche des Programms
Das Programm wurde als universelles Auswerteprogramm zur Bestimmung der wichtigsten Parameter von Bilddateien geschrieben. Es wird im Folgenden mit **P2** bezeichnet.
Neben eigenen Programmkomponenten wird von P2 ein Unterprogramm zur Fouriertransformation der Bilddaten (Grauwertverteilung) von Newcastle Scientific [25] verwendet.

Die Bilddatei wird von P2 als Bit-Map-Datei eingelesen und dargestellt. Der Ort an dem die Datei analysiert werden soll, wird durch Positionierung des Mauszeigers an den Startpunkt der Auswertung festgelegt. Die Koordinaten des Startpunktes werden in den dafür vorgesehenen Feldern angezeigt. Damit ist es möglich jeden Startpunkt exakt wiederzufinden falls die Auswertung dies erforderlich macht.
Die Kalibrierung der Ortsfrequenz ist Voraussetzung für quantitative Messungen von MTF und Wienerspektrum. Zum Zweck der Kalibrierung wurde daher in die Testbilder eine Linie bekannter Länge (Kalibrierstrecke) eingefügt. Man kann nun mit Hilfe der linken Maustaste den Cursor an den Anfang dieser Linie positionieren. Dann wird durch Bewegen der Maus bei gleichzeitiger Betätigung der rechten Maustaste an das Ende der Kalibrierstrecke die Kalibrierung der Ortsfrequenz durchgeführt. Bei der Bewegung des Kursors vom Anfang zum Ende der Kalibrierstrecke werden vom Programm P2 die Pixel des Detektors (z.B. der Digitalkamera) gezählt, die der bekannten Strecke (z.B. 1 cm) zugeordnet sind. Wenn die Kalibrierstrecke gerade 1cm lang ist, dann entspricht diese Anzahl gerade der doppelten Zahl von Linienpaaren, die mit der Bildrastermatrix der Monitors je cm dargestellt werden kann (Nyquistfrequenz).
Die eigentliche Auswertung des Bilddatensatzes erfolgt durch Auswahl des interessierenden Bereichs durch entsprechende Positionierung des Cursors z.B. in der Nähe einer Kante (für die MTF) oder in einem homogenen Bereich (für ein Wienerspektrum). Mit Betätigung der linken Maustaste wird die Auswertung gestartet und anschließend werden die Ergebnisse in den dafür vorgesehenen Grafiken und Feldern dargestellt.
Wie man den Abbildungen Bild 4.3, Bild 4.4 und Bild 4.10 entnehmen kann, bietet das P2 eine Fülle von Informationen über das digitale Bild. Da sich diese Arbeit jedoch nicht auf die Analyse des Detektorsystems eines digitalen Aufnahmesystems bezieht, werden diese Möglichkeiten in der vorliegenden Arbeit nicht alle genutzt. Die wichtigsten hier verwendeten Programmteile sind die Bestimmung des Wienerspektrums und der MTF. Das Programm bietet die Möglichkeit die Ergebnisse der jeweiligen Berechnungen in ein Tabellenkalkulationssystem auszulagern (mit der Taste “Übernehmen“), um sie dort weiter zu vervollständigen und für die Dokumentation aufzubereiten.

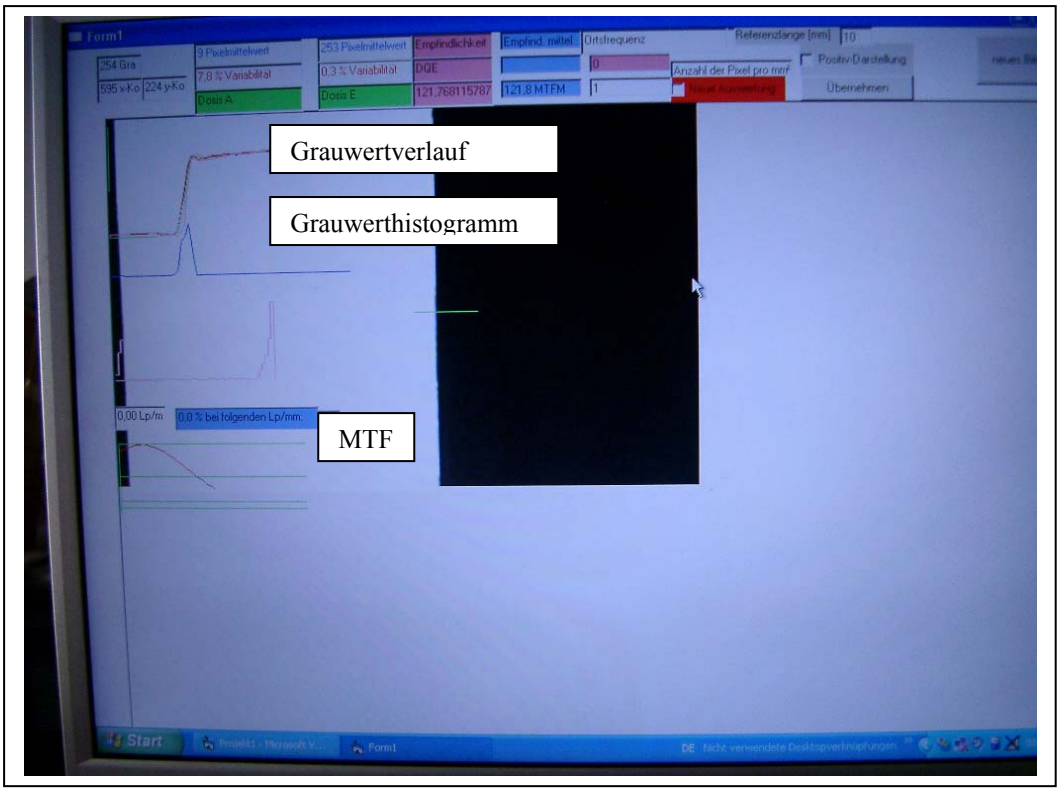


Bild 4.3 Bedienoberfläche mit der Auswertung eines Bereichs

In den Feldern am oberen Rand des Bildschirms werden unter anderem angegeben die Position (x,y) des Kursors auf dem auszuwertenden Bild, der Pixelwert am Ort des Kursors

4.2 Bestimmung der Einflussgrößen für die Übertragung

4.2.1 Rauschleistungsspektrum

Die digitale Bilddatei der Kamera wird zunächst in eine BitMap-Datei umgewandelt und dann mit P2 eingelesen. **P2** stellt nun die Hilfsmittel zur Verfügung, um das Rauschleistungsspektrum zu berechen und darzustellen.

Nach Aufsuchen eines Startpunktes im Bild wird eine Messung des Rauschleistungsspektrums durchgeführt und die Daten werden durch Betätigen der Übernahmetaste in eine Tabellendatei übernommen.

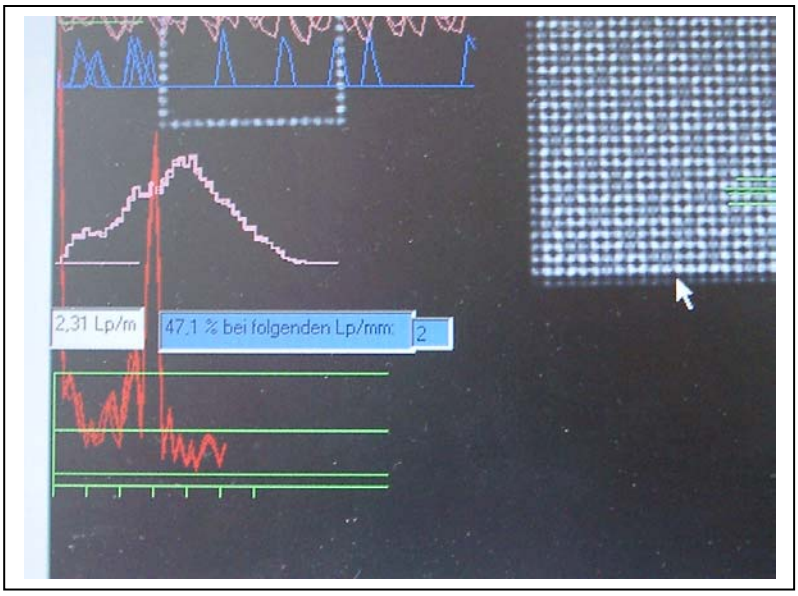


Bild 4.4 Beispiel eines Rauschleistungsspektrums

In Bild 4.4 ist ein Ausschnitt eines Testbildes am Monitor 1 mit den Rauschleistungsspektren (rot) und einem Teil des hellgesteuerten Bereichs dargestellt. In den folgenden Grafiken (Bilder 4.5 –4.9) sind die Ergebnisse der Auswertung zusammengefasst.

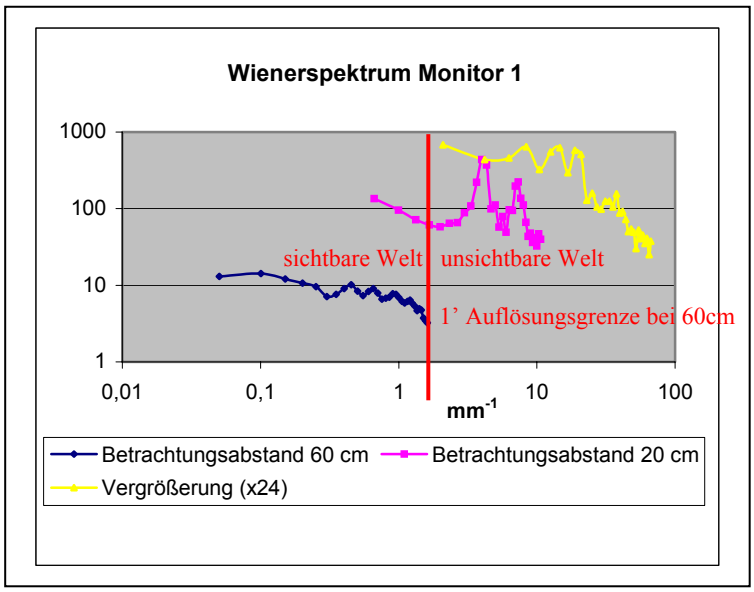


Bild 4.5 Rauschleistungsspektrum von Monitor 1 bei unterschiedlichen Betrachtungsabständen.
Bei 60cm Betrachtungsabstand vom Monitorschirm liegt die Auflösungsgrenze (1') bei 2 Lp/mm am Ende des in guter Näherung als weißes Rauschen gemessenen Rauschleistungsspektrums (blaue Kurve).
Bei Annäherung (rot dargestelltes Spektrum) an den Monitorschirm von 60cm auf 20cm werden unter dem Sehwinkel von 1' Strukturen von 6Lp/mm erkennbar (das entspricht der Filmbetrachtung mit einer 2 bis 3-fach vergrößernden Lupe). Bei dieser Betrachtungsweise wird die Pixelstruktur des Monitorschirms erkennbar. Das Wienerspektrum zeigt der Pixelstruktur entsprechende Leistungsmaxima und Minima. Das Spektrum entspricht offensichtlich nicht mehr weißem Rauschen. Bei weiterer Vergrößerung (gelb dargestelltes Spektrum) ist nochmals eine Erhöhung der Rauschamplitude mit Maxima und Minima, die sich aus der Feinstruktur der Pixel erklären, zu erkennen. Ortsfrequenzen rechts von der im Bild vertikal eingezeichneten Linie tragen im normalen Betrachtungsabstand beim Sehen ohne Lupe nicht mehr zur Bildgebung bei.

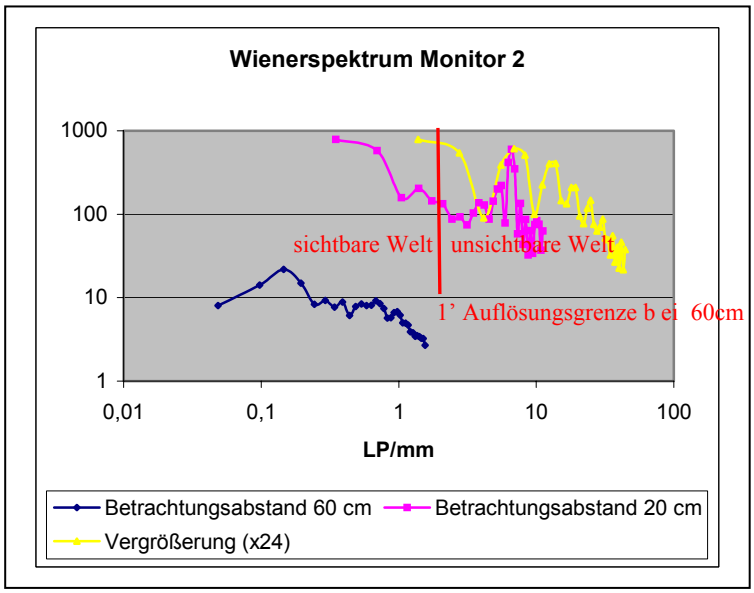


Bild 4.6 Rauschleistungsspektrum von Monitor 2 bei unterschiedlichen Betrachtungsabständen. Siehe dazu auch Legende zu Bild 4.6

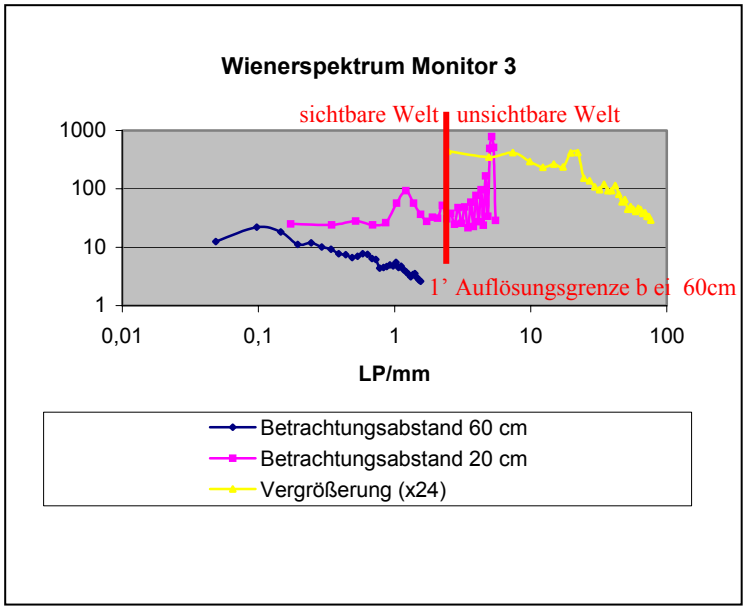


Bild 4.7 Rauschleistungsspektrum von Monitor 3 bei unterschiedlichen Betrachtungsabständen. Siehe dazu auch Legende zu Bild 4.6

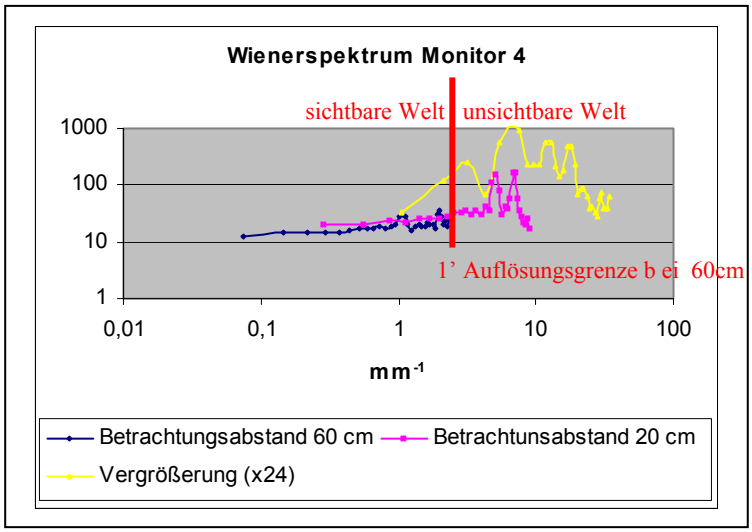


Bild 4.8 Rauschleistungsspektrum von Monitor 4 bei unterschiedlichen Betrachtungsabständen. Siehe dazu auch Legende zu Bild 4.6

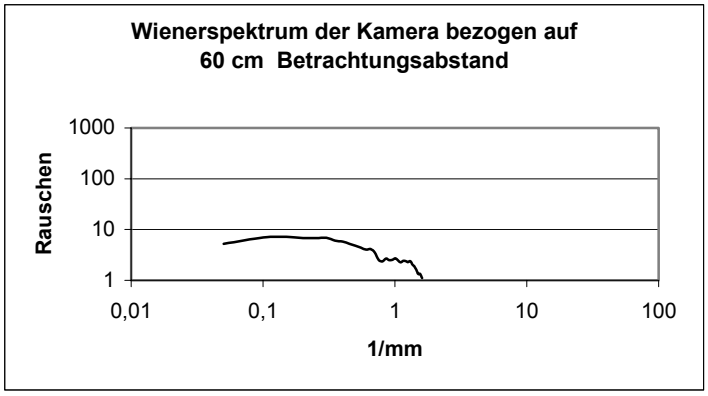


Bild 4.9 Rauschleistungsspektrum der Kamera im Betrachtungsabstand (60cm)

Erwartungsgemäß erkennt man bei allen vier Monitoren bei den Auswertungen über die optisch aufgelösten (vergrößerten) Oberflächen die hohen Amplituden des Rauschens insbesondere bei den Ortsfrequenzen, die den Perioden der Pixelmatrix entsprechen (z.B. 0,5 LP/mm bei Monitor 1). Die Wienerspektren dieser optisch vergrößerten Monitoroberfläche geben also nicht ein Rauschspektrum im eigentlichen Sinn wieder, sondern sie beschreiben die Geometrie bzw. Amplituden der Bilder der Pixel im Ortsfrequenzraum.
Die Spektren im Betrachtungsabstand (60cm) sind bei allen Monitoren relativ glatte Kurven ohne ausgeprägte Maxima und Minima. Der Vergleich mit dem Wienerspektrum der Kamera zeigt, dass sich diese Spektren bei den Monitoren 1-3 zu einem erheblichen Teil aus dem Rauschen der Kamera erklären lassen. Beim Monitor 4 ist der Rauschanteil bei Ortsfrequenzen > 0,8 /mm durch die Struktur der Monitoroberfläche beeinflusst. Die Amplituden dieser Kurven und ihre Abweichung vom weißen Rauschen sind bei allen vier untersuchten Monitoren in diesem Betrachtungsabstand so gering, dass sie zur Darstellung von digitalen Bilden geeignet sind.

4.2.2 Bestimmung der MTF

Auch zur Bestimmung der MTF wird die digitale Bilddatei der Kamera zunächst in eine Bit-Map-Datei umgewandelt und dann mit P2 eingelesen. **P2** stellt nun die Hilfsmittel zur Verfügung um die MTF zu berechen und darzustellen.
Nach Aufsuchen eines Startpunktes in der Nähe der Grauwertstufe (Kante) im Bild wird eine Messung der MTF durchgeführt und die Daten durch Betätigen der Übernahmetaste in eine Tabellendatei übernommen. Die Bedienungsoberfläche zur Bestimmung der MTF ist im Bild 4.10 dargestellt.

Bild 4.10 Beispiel einer MTF berechnet und dargestellt mit P2

Die gemittelten MTF sind in den folgenden Abbildungen 4.10 bis 4.13 für jeden untersuchten Monitor bei den entsprechenden Betrachtungsabständen wiedergegeben. Gleichzeitig ist in die einzelnen Bilder zum Vergleich die MTF der Kamera mit eingetragen.

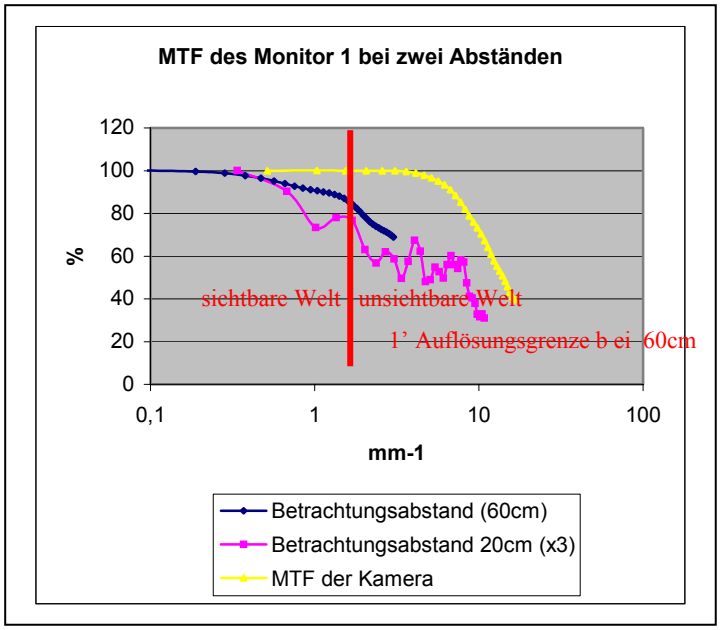


Bild 4.11 MTF von Monitor 1 bei unterschiedlichen Betrachtungsabständen

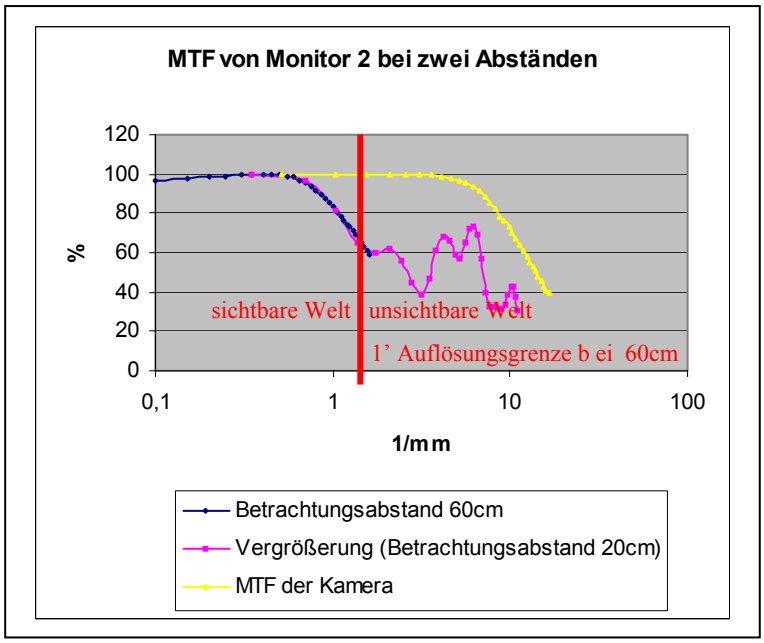


Bild 4.12 MTF von Monitor 2 bei unterschiedlichen Betrachtungsabständen

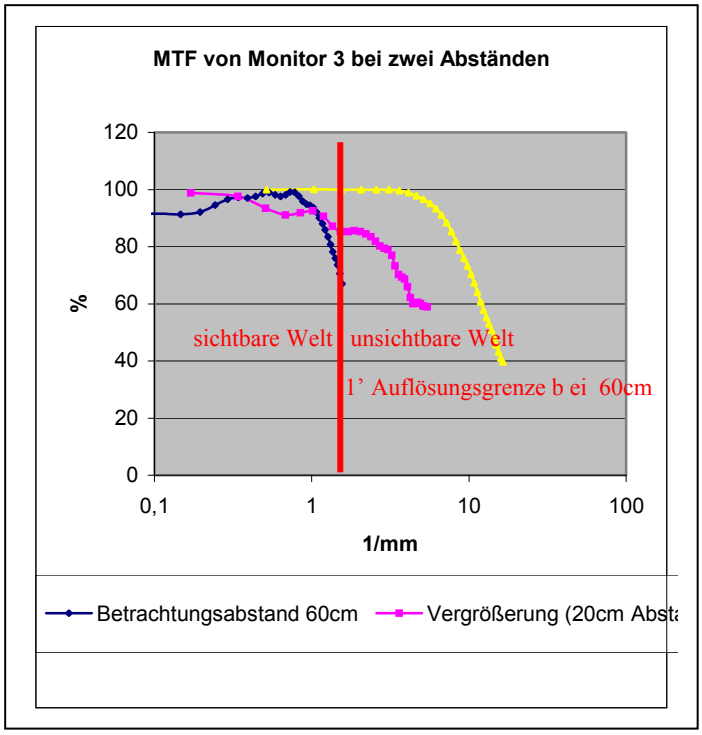


Bild 4.13 MTF von Monitor 3 bei unterschiedlichen Betrachtungsabständen

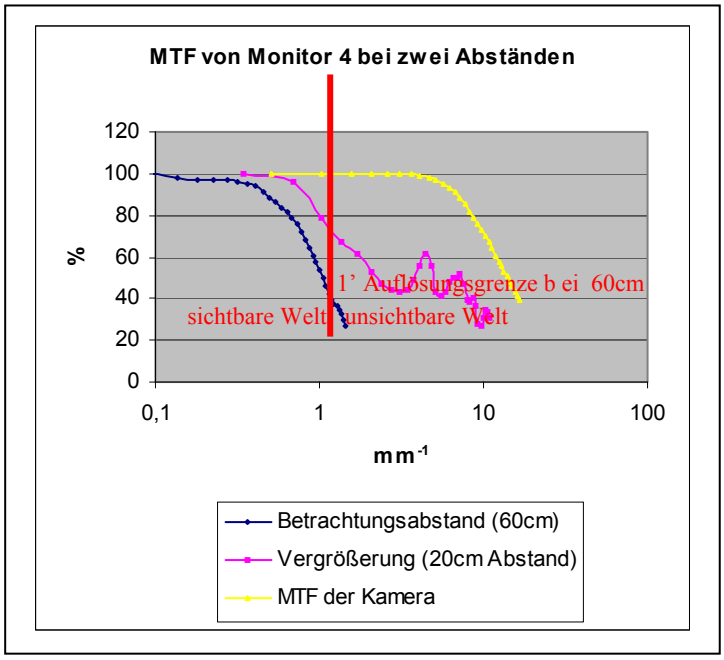


Bild 4.13 MTF von Monitor 4 bei unterschiedlichen Betrachtungsabständen

Die Berechnung der MTF wurde bei der Betrachtung bei der Nyquist-Frequenz der digitalen Kamera abgebrochen, da es nicht sinnvoll erscheint die Abbildungseigenschaften über eine Ortsfrequenz hinaus zu untersuchen, die aufgrund der Größe der vom Mikrophotometer ausgewerteten Flächenelemente nicht mehr dargestellt wird. Der in die Grafiken eingezeichnete Verlauf der MTF der verwendeten Digitalkamera zeigt, dass der Verlauf der gemessenen MTF der einzelnen Monitore von der Kamera kaum beeinflusst wird.
Die MTF im Betrachtungsabstand (60cm) liegen bei den Nyquist-Frequenzen der Monitore zwischen 30% und 70%. Da die Kontrasterkennbarkeit des Auges bei 3% liegt [22], wird die Erkennbarkeit von ausgedehnten Objekten mit niedrigem Kontrast durch die MTF für keinen Monitor eingeschränkt.
Die Unterschiede der MTF sind bei allen vier untersuchten Monitoren in diesem Betrachtungsabstand so gering, dass sie zur Bilddarstellung gleich geeignet sind.
Die MTF der Vergrößerungen der Monitoroberflächen weisen alle Vorzugsfrequenzen auf, die sich aus der Feinstruktur der Pixel ergeben. Diese Linien im Spektrum führen zu Inhomogenitäten im Bild, die als Artefakte zu Fehlinterpretationen führen können. Man sieht daraus, dass die Betrachtung eines Monitorschirms mit einer optischen Lupe oder bei sehr kurzsichtigen Betrachtern ohne eine angemessene Brille nicht sinnvoll ist. Diese Aussage wird durch Untersuchungen anderer Autoren bestätigt [41].

4.3 Ergebnis der messtechnischen Untersuchung

Ein Monitor ist dann zur Bilddarstellung geeignet, wenn im Betrachtungsabstand die Feinstruktur der Bildpunkte nicht mehr erkennbar ist.
Die messtechnische Untersuchung zeigt, dass bei Einhaltung dieser Bedingung bei den untersuchten Monitoren keine signifikanten Unterschiede der Rauschspektren und der MTF nachgewiesen werden konnten. Damit kann man davon ausgehen, dass die Erkennbarkeit von Strukturen nicht von der Feinstruktur der Pixel der untersuchten Monitore abhängig ist.

5 Verknüpfung der messtechnischen und der statistischen Methode

Zusammenhang zwischen der Erkennbarkeit von Strukturen und dem Bildrauschen, dem Leuchtdichteunterschied und der Feinstruktur des Objekts

5.1 Vorgehen

In den Tabellen 5.1 und 5.2 sind Ergebnisse aus der statistischen Untersuchung der Erkennbarkeit von Objekten auf einem Monitor zusammengeführt mit Messergebnissen über die Leuchtdichte der Monitore sowie Kenndaten, der bei der Untersuchung verwendeten digitalen Bilder (Umgebung 1 bis 4). Die zugehörigen Messanordnungen und Messergebnisse sind im Abschnitt 3.6 und 4.1 dokumentiert . Um die Leuchtdichteunterschiede in den verschiedenen Umgebungen in Abhängigkeit von der Änderung der Pixelwerte zu bestimmen, wurden die Umgebungen zunächst so auf dem Monitor dargestellt, wie sie auf den Befundungsmonitoren den Probanden vorgestellt wurden. Bei dieser Bedingung wurde die Leuchtdichte bestimmt. Dann wurden durch den selben Algorithmus wie in dem Programm die Pixelwerte großflächig geändert und die Leuchtdichtemittelwerte (Integrationsbereich war die Öffnung des Leuchtdichtemessgerätes) erneut gemessen. Die Ergebnissen dieser Messungen wurden mit den Ergebnissen aus der statistischen Betrachtung verknüpft.

Bildparameter					Schw. 1	Schw. 2	relative Leuchtdichteänderung	
Umgebung	Mittl. Pixelw.	cd/m²	Schw. 1	Schw.2	cd/m²	cd/m²	an den Schwellen	
1	194	85	-5	3,5	-3	3,6	-0,04	0,04
2	62	6,8	-4,5	3	-0,6	0,34	-0,09	0,05
3	119	31,5	-4	3,5	-2	1,6	-0,06	0,05
4	123	35	-2,5	3	-1,2	1,2	-0,03	0,03
SMPTE hell	255	125	5%-Stufe -12		-12	X	-0,10	Xnicht möglich
SMPTE dunkel	0	3,5		5%-Stufe +12	X	0,6	nicht möglichX	0,17

Tabelle 5.1 Zusammenhang zwischen der Anzahl der notwendigen Kontrastschritte zur Erkennung eines Kontrastelements und der damit verbundenen relativen Leuchtdichtestufe

Bildparameter (wie unter a)			mittlere Anzahl der Kontrast-schritte		. Schw. 1	Schw. 2	relative Leuchtdichte-änderung Schw.1	Schw. 2
Umgebung	Mittl. Pixelw.	cd/m²	Schwelle1	Schwelle2	cd/m²	cd/m²		
1	194	85	-8	8	-4,5	7,2	-0,05	0,08
2	62	6,8	-8	6	-1	1,3	-0,15	0,19
3	119	31,5	-8	7	-3	3	-0,10	0,10
4	123	35	-2,5	5	-1,2	1,8	-0,03	0,05

Tabelle 5.2 Zusammenhang zwischen der Anzahl der notwendigen Kontrastschritte zur Erkennung eines Details und der damit verbundenen relativen Leuchtdichtestufe

Bei dieser Betrachtung wird nicht mehr zwischen den Monitortypen unterschieden, weil wie unter Kapitel 3 gezeigt, die Streubreite der Ergebnisse für die einzelnen Monitortypen wesentlich größer war, als die Abweichung der Mittelwerte der Monitortypen. Um den Einfluss von Leuchtdichte und Rauschen bewerten zu können wurden außerdem jeweils die Mittelwerte der Kontrastschritte genutzt. Wegen der großen Streubreite der Einzelauswertungen erschien die Verwendung der Extremwerte (maximal notwendigen Anzahl von Kontrastschritten zur Erkennung einer Struktur) für die Auswertung ungeeignet. Es wurden daher die Leuchtdichteunterschiede berechtet, die im Mittel nötig waren, um ein Objekt in der jeweiligen Umgebung zu erkennen. Da die Mittelwerte für die Erkennbarkeit davon abhängen, ob sich das Objekt hell oder dunkel von seiner Umgebung abhebt, wurden in der Auswertung diese Fälle unterschieden. Die mit Schwelle 1 bezeichneten Spalten beziehen sich auf Objekte dunkler als ihre Umgebung. Die mit Schwelle 2 bezeichneten Spalten beziehen sich auf helle Objekte in dunkler Umgebung.

Zusätzlich wurden die Leuchtdichteunterschiede der “5% Felder“ des SMPTE-Bildes vermessen und als Vergleichsgröße in die Tabelle aufgenommen. Man sieht, dass die Leuchtdichteunterschiede in diesen Feldern drei bis fünf mal höher liegen als die Erkennbarkeitsschwelle der Betrachter.

In der Abbildung 5.3 ist der Zusammenhang zwischen der Leuchtdichte des Monitorbildschirms und dem Pixelwert exemplarisch für den Monitor 1 dargestellt. Man sieht , dass sich die resultierende Kurve für Leuchtdichten >10cd/m² der CIE-Kurve

[4] annähert. Für Leuchtdichten < 10 cd/m² weicht die Kurve von der CIE-Kurve ab, weil die Randbedingungen zur Messung der Kurve von denen bei der Durchführung des Versuchs zu stark abweichen (es werden andere Testbildstrukturen verwendet).

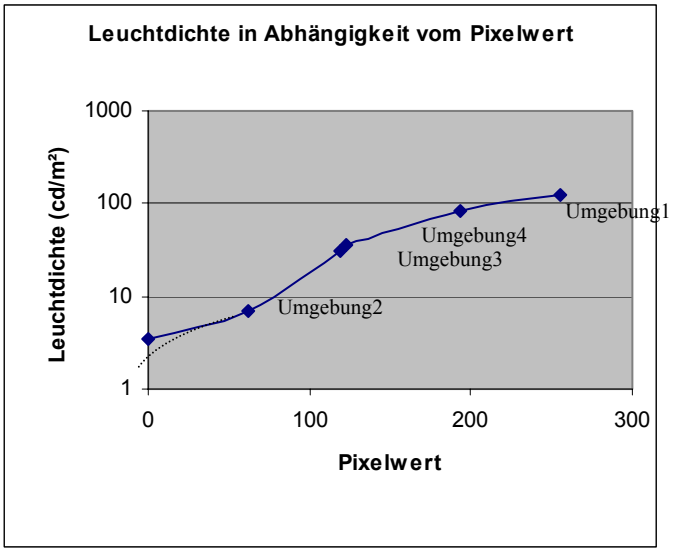


Bild 5.1 Leuchtdichte in Abhängigkeit vom mittleren Pixelwert im Vergleich zur CIE-Kurve (punktiert dargestellt).

Damit ist gezeigt, dass die Leuchtdichten der Testbilder, die für die Untersuchung verwendet wurden im Bereich der Gültigkeit der CIE-Kurve liegen.

5.2 Ergebnisse

5.2.1 Erkennbarkeitsschwelle für das homogene Bild

Die Erkennbarkeitsschwelle von Leuchtdichteunterschieden lag für das homogene Bild (Umgebung 4) bei 2,5 Einheiten beim dunklen Objekt und 3 Einheiten beim hellen Objekt. Der Pixelwert der homogenen Umgebung lag bei 123. Setzt man nun diese Pixelwerte mit Hilfe des Zusammenhangs zwischen Leuchtdichte und Pixelwert entsprechend Abschnitt 5.1 um, so ergeben sich die entsprechenden Schwellwerte in Form von Leuchtdichteunterschieden (vergleiche Tabelle 5.1). Erkennbar war ein Leuchtdichteunterschied von 1,2 cd/m² in einer Umgebung von 35cd/m². Das entspricht einem Kontrast von etwa 3,4 % des mittleren Grauwerts der betrachteten Umgebung. Dieses Ergebnis ist in guter Übereinstimmung mit Ergebnissen aus anderen Untersuchungen zum Schwellenkontrast [22]

5.2.2 Erkennbarkeitsschwelle für das verrauschte Bild

Führt man die selbe Auswertung wie unter 5.2.1 mit den Messwerten für das mit Rauschen behaftete Bild 3 durch, so erkennt man deutlich den Einfluss des Rauschens auf den Schwellenkontrast [22] (vgl. Tabelle 5.1). Die Erkennbarkeitsschwelle des Leuchtdichteunterschieds ist in dem verrauschten Bild 3 doppelt so hoch wie in dem homogenen Bild 4. Die beiden Bilder eignen sich gut zur Untersuchung des Einflusses des Rauschens, weil sie nahezu gleiche Leuchtdichte haben. Bei der Betrachtung der Schwellwerte fällt auf, dass im verrauschten Bild die Art des Kontrastes auf die Erkennbarkeit eine größere Rolle spielt als in dem homogenen Bild. Im homogenen Bild waren die Schwellwerte für den negativen und positiven Kontrast gleich groß. Im Gegensatz dazu lag die Erkennbarkeitsschwelle bei dem negativen Kontrast (dunkles Objekt) in der verrauschten Umgebung etwas höher als bei dem positiven Kontrast (6,3% > 5,0%).

5.2.3 Erkennbarkeitsschwelle von feinen Strukturen in homogener Umgebung

Die Erkennbarkeitsschwelle von feinen Strukturen lag für das homogene Bild (Umgebung 4) bei 2,5 Einheiten bei dem dunklen Objekt und 5 Einheiten bei dem hellen Objekt. Der Grauwert der Umgebung war 123 wie bei 5.2.2 . Das entspricht einem Kontrast von etwa 3% bzw. 5% des mittleren Grauwerts der homogenen Umgebung

5.2.4 Erkennbarkeitsschwelle von feinen Strukturen in verrauschter Umgebung

Die Erkennbarkeitsschwelle von feinen Strukturen ist in einem verrauschten Bild (Umgebung 3) gleicher Bildhelligkeit doppelt bis dreimal so hoch wie in einem homogenen Bild. Durch Erhöhen des Rauschens bei gleichzeitiger Reduktion des Pixelwertes auf die Hälfte der Umgebung 3 (das entspricht Umgebung 2) steigt die Erkennbarkeitsschwelle bei dunklen Objekten auf eine notwendige Leuchtdichteänderung von 15% bzw. 19% bei hellen Objekten. Die schwierigere Erkennbarkeit der feinen Struktur bei dem hellen Objekt steht scheinbar im Widerspruch zu der Tatsache, dass das hellere Objekt leichter erkannt wird. Bei genauerer Betrachtung findet man, dass diese Feststellung weiterhin gilt. Die Feinstruktur in dem jetzt hellen Objekt ist

nämlich dunkler ist als das Objekt und damit wieder schwieriger zu erkennen als das Objekt selbst.

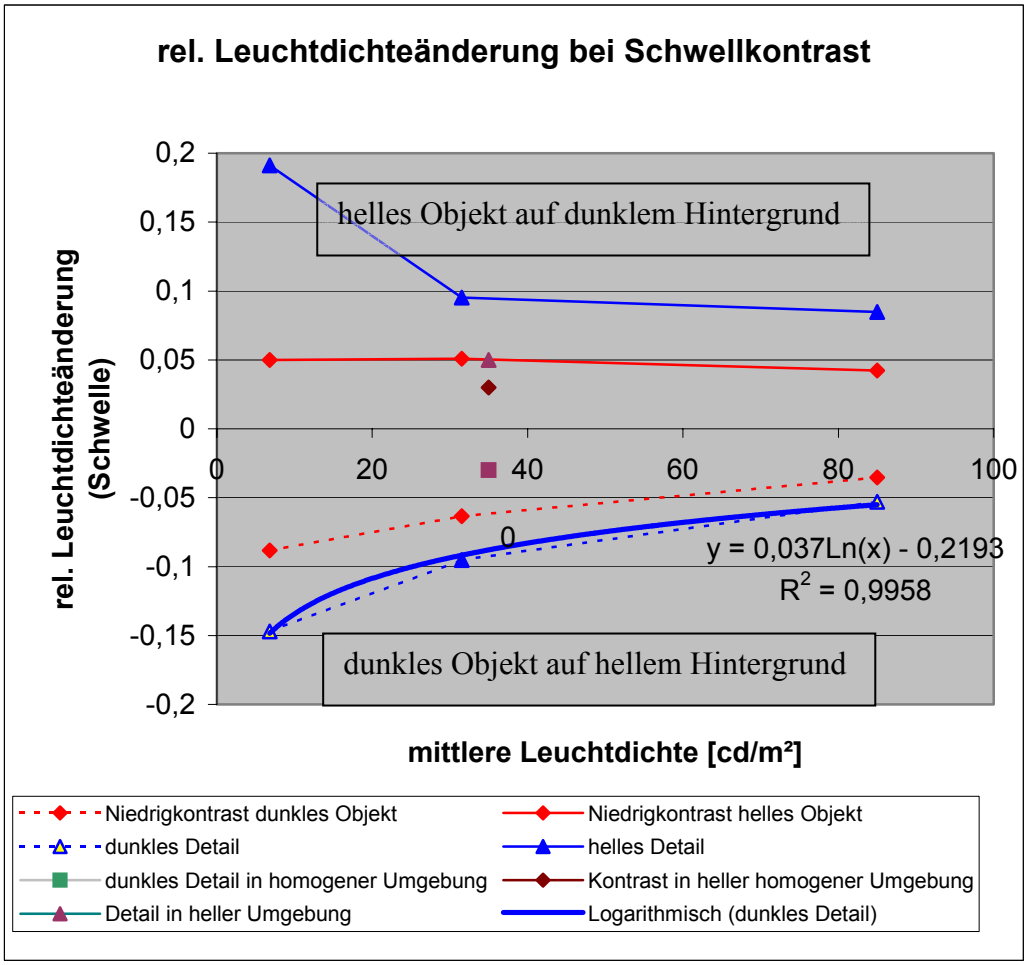


Bild 5.2 Für die Erkennbarkeit im Mittel nötige relative Leuchtdichteunterschied zwischen Objekt und Umgebung für unterschiedliche Kontrasteindrücke.

Es fällt auf, dass das Niedrigkontrastobjekt unabhängig von der Hintergrundleuchtdicht (von 5 bis 85 cd/m²) eine konstante Schwelle von 5% Leuchtdichteänderung hat. Für alle anderen Kontrasteindrücke steigt die Erkennbarkeitsschwelle bei unter 40 cd/m² sinkender Umgebungshelligkeit bis zu einem Faktor 3 an.

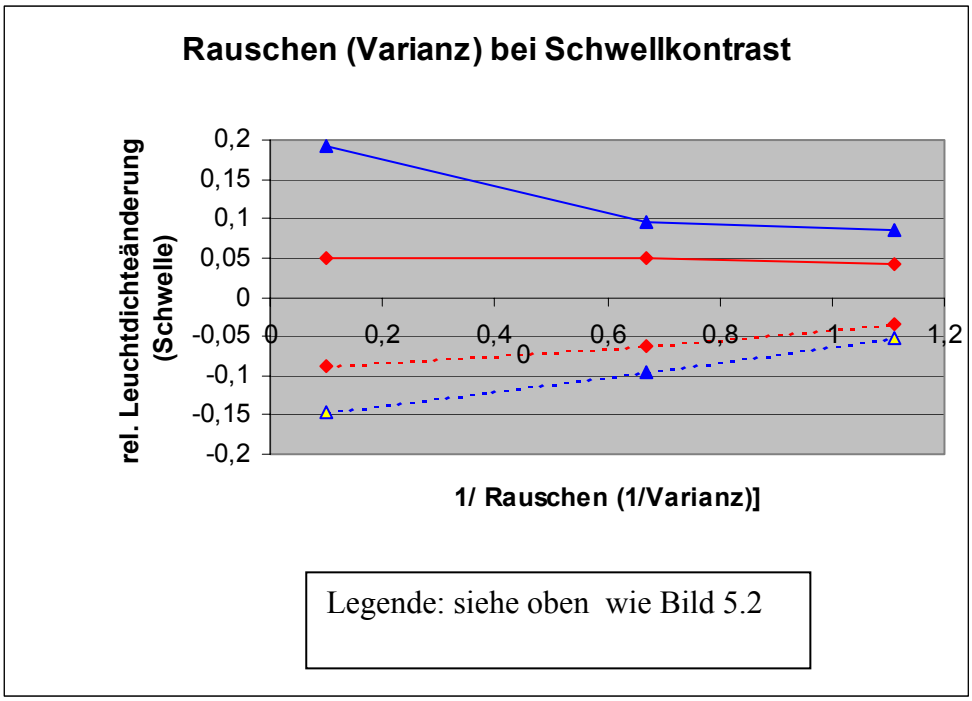


Bild 5.3 Zusammenhang zwischen dem im Mittel nötige Leuchtdichteunterschied zwischen Objekt und Umgebung mit dem Bildrauschen der Umgebung

Aus den Abbildungen 5.2 und 5.3 geht hervor, dass die Erkennbarkeit von Leuchtdichteunterschieden sowohl von der absoluten Leuchtdichte des Monitorbildschirms als auch vom Rauschen des Untergrundes, auf dem die Stufe erzeugt wird, abhängt.

In linearer Näherung ist die Stufenhöhe (H) des Schwellenkontrastes gleich dem Quotienten aus der Varianz (σ^2) der Leuchtdichte und der Leuchtdichte (l) multipliziert mit einem Faktor (a), der von der Größe des Objekts, der Art des Kontrastes (heller oder dunkler als die Umgebung) oder des Kontrastdetails abhängt, zuzüglich einer Konstanten (c), die von der Leuchtdichte unabhängig ist.

$$H = (\sigma^2 / l) * a + c \qquad \text{(wobei c etwa 0,03 ist)} \qquad (2)$$

Der Wert der Konstanten c lässt sich aus der Höhe der Kontrastschwelle bei verschwindender Varianz der Leuchtdichte für das homogene Testbild (Umgebung 4) bestimmen. Da die Varianzen lokal schwanken (wegen der relativ geringen Zahl von Pixeln, die das zu suchende Objekt bilden) variieren auch die Schwellwerte der Erkennbarkeit. Daraus erklärt sich die große individuelle Schwan-

kungsbreite für die Erkennung der Details bei den einzelnen Beobachtern, sowie die Tatsache, dass keinerlei Lerneffekt bei der Beurteilung der Bilder aufgetreten ist.

Ein weiteres Ergebnis ist die Feststellung, dass die Erkennbarkeit eines hellen Objekts sowohl von der Helligkeit der Umgebung als auch vom Rauschen nahezu unabhängig ist. Die Erklärung für dieses Phänomen liegt darin, dass der Beobachter bei der Suche nach einem größeren Objekt über das Rauschen im Bild mittelt und somit die Wirkung des Rauschens ausschaltet. Hier zeigt sich, dass gerade bei niedrigen Ortsfrequenzen, wie bereits unter Abschnitt 3 festgestellt, kein Einfluss des Monitors auf die Erkennbarkeit von Strukturen zu erwarten ist. Diese weitgehende Unabhängigkeit der Erkennbarkeit von der Leuchtdichte bestätigt sich nicht für Objekte, die dunkler als die Umgebung erscheinen. Der Vergleich der Absolutwerte des für die Erkennung nötigen Kontrastes zeigt, dass das helle Objekt nicht nur unabhängig von der Bildhelligkeit und dem Rauschen sondern auch bei einer niedrigeren Schwelle erkannt wird. Diese Unsymmetrie der Erkennbarkeit bezüglich der Art des Kontrastes wird von Schneider bei der Untersuchung der Nierenfunktion in Verbindung mit der Suche nach einem Reflux beschrieben [26]. Er konnte feststellen, dass bei der Kontrastmitteldarstellung des Ureters das in die Niere zurückfließende Kontrastmittel bei Negativdarstellung (hell dargestelltes Kontrastmittel in dunkler Umgebung) sicherer erkannt wird, als bei der normalen Darstellung.

Aus dieser Tatsache leitet sich die Beobachtung ab, dass bei der Bildumkehr (Negativdarstellung) digitaler Röntgenbilder manche Befunde sicherer gestellt werden können bzw. überhaupt erst entdeckt werden.

6 Diskussion und Schlussfolgerungen

Die Fragestellung dieser Arbeit bezieht sich auf den Einfluss spezieller Eigenschaften von Monitoren auf die Diagnosesicherheit. Um die Eigenschaften zu untersuchen durften andere Größen, die auf die Erkennbarkeit von Strukturen Einfluss haben, nicht beliebig verändert werden (vgl. Kapitel 2). Bei der Diskussion der Arbeit sollen nun zusammen mit den Erkenntnissen dieser Arbeit auch die Parameter berücksichtigt werden, die entscheidenden Einfluss auf die Informationskette vom Röntgenbild bis zum Erkennungsprozess des Radiologen haben [41]. Ziel der Diskussion ist die Wertigkeit von Monitoreigenschaften in den Gesamtrahmen der digitalen Projektionsradiographie einzuordnen. Ein geeigneter Anknüpfungspunkt ist das Ergebnisprotokoll der Konsensuskonferenz zur Monitorbefundung [24], das von der DRG bei einer Veranstaltung im März 2001 erarbeitet wurde.

6.1 Die Erzeugung des digitalen Bildes

Kapitel 3 und 5 der Arbeit haben gezeigt, dass der Parameter Bildrauschen für die Erkennbarkeit von Details wichtig ist, d.h. dass das Signal-Rauschverhältnis die Bildqualität wesentlich beeinflusst. Das Signal-Rauschverhältnis wird bestimmt durch die für die Röntgenaufnahme verwendete Dosis und durch die Effektivität des Detektors. Die Effektivität des Detektors wird durch die Detector Quantum Efficiency (DQE) beschrieben, die für die meisten digitalen Aufnahmesysteme bekannt ist [21]. Bei gegebener DQE kann durch entsprechende Anpassung der Dosis immer das erforderliche Signal-Rauschverhältnis erreicht werden. Bei gleicher Dosis pro Bild unterscheiden sich die Bilder entsprechend der jeweiligen DQE durch das Rauschen.

$$(\text{Signal/Rauschen})_{\text{Eingang}} \approx \text{Dosis}^{1/2}{}_{\text{Eingang}} \quad (3)$$

$$\text{DQE} = (\text{Signal/Rauschen})^{2}{}_{\text{Ausgang}} / (\text{Signal/Rauschen})^{2}{}_{\text{Eingang}} \quad (4)$$

$$(\text{Signal/Rauschen})_{\text{Ausgang}} \approx (\text{DQE} * \text{Dosis}_{\text{Eingang}})^{1/2} \quad (5)$$

Da dieser enge Zusammenhang zwischen Bildqualität, Dosis und DQE vorliegt, der, wie gezeigt werden konnte, über das Rauschen direkt die Diagnosesicherheit

beeinflusst, sollte bei der Entscheidung für oder gegen ein Aufnahmesystem bei dem dosisbewussten Radiologen die bessere DQE den Ausschlag geben.
Außerdem ist zu beachten, dass das Detektorsystem (zusammen mit der Aufnahmegeometrie und der Brennfleckgröße) die Ortsauflösung der Röntgeneinrichtung festlegt. Objekte, die sehr dicht beieinander liegen und die kleiner sind als die Fläche eines Pixels des Detektors, können von dem System nicht mehr als unterschiedliche Objekte registriert werden. Bei der Projektionsradiographie bestimmt also die Pixelgröße der Detektormatrix die Größe des kleinsten erkennbaren Details. Ob dieses kleinste auflösbare Detail auf dem Monitorschirm für den Betrachter erkennbar wird, hängt davon ab, wie dieses Objekt dargestellt wird. In der Regel ist die Detektormatrix größer, d.h. die Auflösung feiner als die Matrix des Monitors. Das bedeutet, dass bei der Bilddarstellung auf dem Monitor mehrere Pixel der Detektormatrix zu einem Pixel auf dem Monitor zusammengefasst werden müssen. Das gilt oft auch dann, wenn man für die Darstellung eines anatomischen Objekts einen Abbildungsmaßstab 1:1 verwenden will. Letztlich entscheidet die bei der Befundung angewendete Bildbearbeitungssoftware, ob eine von einem Detektor in einer digitalen Matrix abgebildete anatomische Struktur auch als erkennbares Objekt auf dem Monitor dargestellt wird. Unter einer in einer digitalen Matrix abgebildeten Struktur wird hier jede Struktur verstanden, die sich mathematisch vom Rauschen der Umgebung unterscheidet. Grundsätzlich kann man mit entsprechenden Programmen auf nahezu jedem heute üblichen Monitor solche vom Detektor aufgelösten Objekte darstellen. Kurz zusammengefasst heißt das, dass Detektorrauschen bzw. die DQE und die Pixelgröße des Detektors die Qualität eines digitalen Aufnahmesystems festlegen.

6.2 Beobachter und Monitor als letzte Glieder in einer Informationskette

Dennoch ist es wichtig auch die weiteren Glieder der Informationskette bis zum Radiologen zu betrachten, um eine optimierte Befundung sicherzustellen. Im Kapitel 2 wurde ausführlich auf die Randbedingungen eingegangen, welche die Befundung am Monitor beeinträchtigen oder auch erleichtern können. Es ist klar, dass für jeden Arbeitsplatz Zusatzanforderungen vorliegen können, die die gestalterischen Möglichkeiten einschränken.
An dieser Stelle sei hingewiesen auf den Einfluss der Umgebungshelligkeit. Es gibt Bereiche, in denen die Umgebungshelligkeit nicht frei wählbar ist, z.B. im OP-

Bereich muss mit hohen Beleuchtungsstärken gerechnet werden. Damit sich der Operateur auch während der Operation ohne lange Adaptationszeit auf dem Bildschirm orientieren kann, muss das Monitorbild entsprechend hell sein. Das bedeutet, dass im OP-Bereich normale Büro-Monitore kaum zum Einsatz kommen können. Hier sind Monitore mit besonders großen Weißleuchtdichten erforderlich. Da der Operateur in der Regel einen größeren Abstand als 70 cm zum Monitor hat, genügt es die Anzahl der Pixel/mm im Vergleich zu den normalen Bildschirmen zu halbieren, ohne die Funktionalität einzuschränken.
Anmerkung: Eine Matrixgröße von 512 x 512 Pixeln erscheint im OP-Bereich angemessen.

6.3 Anforderungen an den Arbeitsplatz abgeleitet aus bekannten gesetzlichen Vorschriften und den Ergebnissen dieser Arbeit

Im wesentlichen werden die Anforderungen an die Umgebungsbedingungen von Befundungsarbeitsplätzen in der Norm DIN 6868-57 beschrieben. Weitere Vorschriften für die Abnahme und den Betrieb von digitalen Röntgeneinrichtungen liegen in DIN 6868-58 und in der Richtlinie zur Durchführung der Sachverständigenprüfung nach Röntgenverordnung vor [8,9,28]. Im Folgenden wird auf die Punkte, die mit dieser Arbeit in engem Zusammenhang stehen eingegangen.

Zunächst sei auf Probleme im Zusammenhang mit der Weißleuchtdichte hingewiesen.
Wie im Kapitel 1 erwähnt, sind die Adaptations- und Akkomodationsfähigkeit des jungen menschlichen Auges so groß, dass die Umgebungshelligkeit und Leuchtdichte des Monitors für die Erkennbarkeit bei jungen Radiologen keine große Rolle spielen. Anders bei älteren Radiologen. Für diese wird die Abbildung des Auges wegen der verkleinerten Pupille in heller Umgebung verbessert. Daher sollte die Umgebungshelligkeit und die Helligkeit des Monitorschirms nicht zu niedrig gewählt werden. Bei einer maximalen Leuchtdichte von 180 cd/m² erscheint eine Raumhelligkeit von 20 lx angemessen [34]. Bei dieser Raumhelligkeit ist bei einem reflexionsarmen Bildschirm (Reflexionsgrad < 8%) ein Leuchtdichtebereich von 5 bis 180 cd/m² darstellbar. In diesem Leuchtdichtebereich erfolgt das Sehen in der Fovea (fixierten Bereich der Netzhaut) durch die Zäpfchen mit hoher Ortsauflösung. Aus den Erkenntnissen zur Physiologie des menschlichen Sehsystems [31,33,36] weiß man, dass in diesem Leuchtdichteintervall kei-

ne Einschränkung bei der Erkennbarkeit von Strukturen zu erwarten ist.

Ein weiterer Gesichtspunkt für die Eignung eines Monitors innerhalb eines Arbeitsplatzes zur Befundung von Röntgenaufnahmen ist die Bildwiederholfrequenz. In der Regel besteht ein Arbeitsplatz aus mindestens zwei Monitoren. Das bedeutet, dass während der Befundung stets ein Monitor im Beobachtungszentrum, also in Gesichtsfeldmitte liegt, während der andere Monitor am Rand des Gesichtsfelds wahrgenommen wird. Da das Auge am Rand des Gesichtsfeldes sehr empfindlich auf flackernde Lichtquellen reagiert, kann der zweite Bildschirm die Befundung stören und zu Ermüdungserscheinungen führen. Da TFT-Bildschirme nicht flimmern, erscheinen sie von diesem Gesichtspunkt aus für den Einsatz für den Arbeitsplatz des Arztes besonders geeignet. CRT-Monitore mit einer sehr großen Pixelmatrix können in der Regel wegen des großen Datenflusses nicht mit der gleichen hohen Bildfrequenz betrieben werden, wie Monitore mit geringerer Auflösung. Unter diesem Gesichtspunkt kann so bei CRT-Monitoren die größere Pixelmatrix ein Nachteil sein. Für moderne TFT-PC-Monitore ist die derzeit geltende Forderung einer Bildfrequenz von 70Hz (vergl. Tabelle 6.1) keine Einschränkung für die Verwendbarkeit bei der Befundung. Es besteht oft die Möglichkeit durch Reduktion der Auflösungseinstellung (Bildmatrix) diesen Nachteil unter Inkaufnahme geringerer Auflösung zu vermeiden

6.4 Unterschied zwischen Monitorbefundung und Befundung am Betrachtungsgerät

Die Anforderungen an die Leuchtdichte von Betrachtungsgeräten und die von Monitorschirmen erreichbaren Leuchtdichten, liegen weit auseinander [7,8]. Der Grund für diesen Unterschied ist leicht erklärbar.

Das traditionelle Röntgenbild ist nicht selbstleuchtend. Vom Auge wird die Leuchtdichteverteilung des durch die Grauwertverteilung des Röntgenbildes geschwächten Lichtes des Betrachtungsgerätes wahrgenommen. Bei kunstgerechter Befundung wird die Helligkeit des Leuchtkastens so eingestellt, dass der zu beurteilende Bereich eine Leuchtdichte von 15 bis 150 cd/m² annimmt. Bei einer optischen Dichte von 1 bis 2 ist dazu eine Leuchtdichte der Lichtquelle von 1500 cd/m² nötig. Für optisch dichtere Aufnahmen muss die Leuchtdichte des Betrachtungsgerätes weiter erhöht werden, um in den erwünschten Helligkeitsbereich zu erreichen. Ein Röntgenbild mit großem Bildumfang, z.B. örtlich unterschiedlichen Dichten von 0,4 bis 2,5 kann nur vollständig beurteilt werden, wenn die Helligkeit

des Betrachtungsgerätes bei der Befundung variiert wird. Betrachtungsgeräte, die normgerecht konstruiert sind und überwacht werden, ermöglichen dies.
Im Gegensatz zum Röntgenfilm wird die digitale Aufnahme auf dem selbstleuchtenden Monitorschirm so dargestellt, dass entsprechend dem vom System berechneten Grauwerthistogramm und in der Regel in Verbindung mit einer auf die Fragestellung angepassten Look-Up-Tabelle ein Bild im selben Leuchtdichtebereich entsteht, wie das Schwächungsbild des Röntgenfilms, als etwa im Bereich zwischen 15cd/m² und 150cd/m².

6.5 Ergebnis unserer Untersuchungen für die Mindestanforderungen an Bildwiedergabegeräte

Unsere Untersuchungen haben gezeigt, dass über die Einsatzfähigkeit eines Monitors für die Befundung von Röntgenbildern technische Daten, wie die Bildschirmgröße, die Größe der Bildmatrix und die Grafikansteuerung entscheiden. Dieses Ergebnis ist in Übereinstimmung mit den Ergebnissen der oben erwähnten Konsensuskonferenz zur Monitorbefundung oder anderen aktuellen Veröffentlichungen zum Einsatz von Bildwiedergabegeräten in der Radiologie [15,24,29] . Die in der Konsensuskonferenz vorgeschlagenen Mindestanforderungen werden zum Teil bestätigt. Einzelne Punkte werden im folgenden aus der Sicht der Ergebnisse dieser Arbeit diskutiert.
Die Anforderung an die maximale Weißleuchtdichte sollten in Zusammenhang mit den Umgebungsbedingungen festgelegt werden, die in Tabelle 7.1 nicht ausdrücklich berücksichtigt werden,.
Damit der für die Befundung vorgesehene Raum nicht zu dunkel sein muss, sollte der Monitor eine maximale Weißleuchtdichte von wenigstens 150 cd/m² erreichen [35]. Die in der Konsensuskonferenz vorgeschlagene Rangfolge für die geforderte maximale Weißleuchtdichte ist in den unterschiedlichen Anwendungsgebieten nicht hilfreich, da dort gerade für die Bereiche, bei denen eine hohe Umgebungshelligkeit nicht ausgeschlossen werden kann, Monitore mit geringerer Leuchtdichte akzeptiert werden.
Aus unseren Ergebnissen können keine Anforderungen an die Feinstruktur der Bildschirmfläche weder in Form wie in Farbe abgeleitet werden, die erfüllt sein müssten, damit ein Monitor als „Befundungsmonitor“ bezeichnet werden kann. Auch die Aufteilung der Monitortypen nach dem Kriterium Farbe / Schwarz-Weiß

kann daher entfallen. Die in DIN 6868-57 [8] festgelegten Anforderungen werden von modernen Monitoren, die im PC-Bereich eingesetzt werden, in der Regel eingehalten. Diese Feststellung gilt besonders für Bereiche, deren Umgebungshelligkeit konstant niedrig gehalten werden kann und daher keine besonders hohen Anforderungen an die maximale Weißleuchtdichte [35] bestehen.
Für Räume, deren Helligkeit nicht auf einen angemessen niedrigen Wert begrenzt werden kann, sollten Monitore vorgesehen werden, deren Weißleuchtdichte entsprechend höher eingestellt werden kann.
Es hat sich eingebürgert, Monitore in Bezug auf Kontrast und Weißleuchtdichte fest einzustellen und Veränderungen nur durch den Hersteller bzw. dem technischen Service zuzulassen. Dieses Verfahren ist nur für mit Kunstlicht auf eine feste Helligkeit eingestellte Räume akzeptabel. Für alle Bereiche, in denen die Umgebungshelligkeit nicht konstant gehalten werden kann, müssen Helligkeit und Kontrast zur Optimierung eines Testbildes (z.B. SMPTE - Bild) frei einstellbar sein.
Ein weiterer wichtiger Aspekt bei der Ausstattung von Räumen mit Monitoren zur Befundung von Röntgenbildern ist die Notwendigkeit der Einheitlichkeit. Ist die Umgebungshelligkeit in einem Raum einheitlich, sollte es möglich sein alle Monitore auf die gleiche Weißleuchtdichte einzustellen, damit der Betrachter beim Wechseln zwischen den Monitoren nicht neu adaptieren muss und nicht von benachbarten Bildschirmen geblendet wird. Für die Befundung ist es besonders wenig hilfreich einen Monitor, der besonders leistungsfähig ist, mit erhöhter Weißleuchtdichte neben weniger leistungsfähigen Monitoren zu betreiben. Die einheitliche Einstellung der Monitore auf gleiche Weißleuchtdichte sollte im Rahmen der Prüfung mit dem Testbild bei der Abnahmeprüfung erfolgen und im Rahmen der Konstanzprüfung sichergestellt werden.
In Zusammenhang mit der Funktionalität des Bildwiedergabegerätes wird als Ergebnis der Konsensuskonferenz eine “1:1“ Darstellung im Sinn von Pixel für Pixel-Darstellung bei der Anwendung in der Projektionsradiographie gefordert. Hier bedeutet die 1:1 Darstellung also nicht, dass die Objektgröße mit der Bildgröße übereinstimmt. Vielmehr hängt bei der 1:1 Pixeldarstellung der tatsächliche Abbildungsmaßstab von der Detektorkonstruktion und der Bildschirmauflösung ab.
Durch Ausmessen einer bekannten Objektausdehnung (l_0) im Bild (l_B) des Bildwiedergabegerätes, das bei dieser Einstellung (“1:1“) dargestellt wird, lässt sich

leicht feststellen ob die Anzahl der Pixel des Bildwiedegabegerätes je mm $(Lp/mm)_B$ größer oder kleiner ist als die Anzahl der Pixel des Detektors je mm $(Lp/mm)_D$.

$$(Lp/mm)_D = (Lp/mm)_B * l_B/l_0$$

Bei der geforderten 1:1-Darstellung kann bei Monitoren mit einer sehr feinen Pixelmatrix z. B. bei einem 19“ / 3K-Monitor, ein einzelnes Pixel nicht mehr als getrennt von anderen wahrgenommen werden. (Bei 70 cm Betrachtungsabstand zum Monitor ist ein Detail von 0,2 mm noch einzeln erkennbar. Die Pixelgröße eines Bildwiedergabegerätes mit den oben genannten Eigenschaften wäre 0,12 mm). Um die vom Detektor aufgezeichnete Information dem Betrachter zugänglich zu machen, ist daher besonders für sehr hoch auflösende Bildbetrachtungsgeräte mindestens eine 4:1 Pixel-Monitor/Pixel-Detektor-Darstellung nötig. Ein Beispiel hierfür ist die digitale Mammographie. In der Regel ist eine solche Darstellungsmöglichkeit mit den gängigen Bildbearbeitungssystemen erreichbar.

Eine höhere Auflösung des Monitors ermöglicht zwar die Variation zwischen Übersicht- und Detailbetrachtung durch Änderung des Betrachtungsabstands. Wirkungsvoller sind allerdings Softwarewerkzeuge, mit denen feine Details bei optimalen Betrachtungsverhältnissen dargestellt werden können.

In der folgenden tabellarischen Darstellung (Tabelle 6.1) sind die Anforderungen an einen Befundungsmonitor, die sich aus den gegenwärtig geltenden Vorschriften ergeben, zusammengefasst. Gleichzeitig wird darin festgestellt, dass diese Anforderungen von modernen PC-Monitoren normalerweise hinreichend erfüllt werden.

Anforderung an Monitoreigenschaft	Anforderung	Anforderung an Betrachtungsbed.	PC-Monitor	ähnliche Forderung	Begründung
Pixelgröße	2' (ca. 2 Minuten)	Abstand ca. Bild-diagonale	genügt	DIN 6868-57	d.A. 4.3
Pixelstruktur	beliebig	Abstand ca. Bild-diagonale	genügt	Kons.-Konf.	d.A.4.3
Pixelfarbe	weiß	Abstand ca. Bild-diagonale	genügt	Kons.-Konf.	d.A.4.3
Farbe	Schwarz-Weiß -	Geräteeigenschaft	-	Konsensus-Konferenz	d.A.4.3
max.Leuchtdichte	80-180 cd/m²	Raumhelligkeit einstellbar	genügt	DIN 6868-57	d.A.2.1.9
Homogenität	15%	homogenes Bild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Matrixgröße	40°/2' ≅ 1200	Abstand ca. Bild-diagonale	genügt	DIN 6868-57	d.A.3.8
Betrachtungsab-stand	*0,5m*	*Monitordiagonale*	*genügt*	*Konsensus-Konferenz*	*d.A.3.8*
Bildschirmdiago-nale	entsprechend Fragestellung	Geräteeigenschaft	genügt	Konsensus-Konferenz	Standard
Maximalkontrast	>100	Raumhelligkeit angepasst	genügt	DIN 6868-57	Standard
Gittermuster	erkennbar	Testbild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Länge der Be-grenzungslinien	paarweise gleich lang	Testbild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Testbild	komplett sichtbar	Testbild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Kreis	verzerrungs-frei	Testbild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Zeilenstruktur	gleichmäßig	homogenes Bild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Farbstichigkeit	keine farbsti-chigen Zonen	Testbild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Beurteilbarkeit	ausreichend	klinisches Testbild	genügt	DIN 6868-57	d.A.3.9
Abweichung der Leuchtdichte	<15%	homogenes Bild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Artefakte	keine	homogenes Bild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Bildstabilität	Gitterlinien stabil	Testbild	genügt	DIN 6868-57	Standard
Bildwiederholfre-quenz	70 Hz	Geräteeigenschaft	-	Konsensus-Konferenz	d.A.6.3
Funktionalität	Bildbearbei-tungspro-gramme	Softwareausstat-tung	genügt	Konsensus-Konferenz	kein Monitor-Parameter

Tabelle 6.1 Anforderungen an Befundungsmonitore. Die Tabelle zeigt, dass zur Einhaltung der Forderungen sowohl der DIN 6868-57 als auch der Ergebnisse der Konsensuskonferenz zur Monitorbefundung 2001 in Halle moderne Monitore aus dem PC-Bereich ausreichen. Die Begründung dafür ist der letzten Spalte der Tabelle zu entnehmen. Hier bedeutet z.B. " d.A.6.3" den Bezug auf den entsprechenden Abschnitt dieser Arbeit oder "Standard" weist darauf hin, dass laut Datenblatt eines modernen Monitors die Forderung erfüllt ist. Die Anforderungen an die Pixelstruktur, den Betrachtungsabstand und die Bildwiederholfrequenz sind gegenüber der Konsensuskonferenz aufgrund der Ergebnisse dieser Arbeit leicht verändert.

7 Zusammenfassung und Ausblick

7.1 Zusammenfassung

Wegen der Einführung digitaler Techniken in die Radiologie werden immer häufiger Monitore als Medium zur Darstellung von Röntgenbildern verwendet.

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, in wie weit die verfügbaren Techniken zur Bilderzeugung auf dem Monitorbildschirm für die Anwendung bei der Befundung von Röntgenbildern geeignet sind. Dabei wurden die Parameter, die die Erkennbarkeit beeinflussen, aber nicht mit der Technik der Bilderzeugung zusammenhängen, entweder konstant gehalten oder ihr Einfluss wurde durch andere Maßnahmen ausgeschlossen. Die Monitortypen Farb-PC-Monitor mit Lochmaske, Farb-PC-Monitore mit Steifenmaske, Farb-PC-Monitore mit TFT-Bildschirm und Schwarz-Weiss-Monitore zur Röntgenbefundung wurden verglichen.

Mit zwei unterschiedlichen Methoden wurde versucht eine Rangfolge der Eignung der Monitore für die Befundung von Röntgenbildern aufzustellen.

Zunächst wurde eine statistische Studie durchgeführt. Dazu wurde einer größeren Anzahl von Radiologen oder im radiologischen Bereich arbeitenden Personen die Aufgabe gestellt, auf den vier Monitoren bestimmte Objekte zu erkennen. Mit Hilfe eines für diesen Zweck erstellten Programms wurden dem Betrachter mit Rauschen behaftete Testbilder dargeboten, in die interaktiv Strukturen mit zunehmendem Kontrast eingebracht werden konnten. Die jeweils für die Erkennung der Objekte bzw. Details der Objekte nötigen Kontraste wurden in einer Datei dokumentiert. Es wurden insgesamt 540 Bilder ausgewertet. Die Untersuchung ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den getesteten Monitoren.

Weiterhin wurden die physikalischen Kenndaten der Monitore vermessen. Insbesondere wurden die typenspezifischen Parameter untersucht, nämlich die Pixelanordnung, die Leuchtdichteverteilung bei Abbildung von Kanten mit großem Leuchtdichteunterschied und das Rauschleistungsspektrum. Für die Messung wurde eine kommerziell erhältliche Digitalkamera mit einer Auflösung von 3,2 Megapixel verwendet. Eine Voruntersuchung zeigte, dass eine solche Kamera als Mikrophotometer mit hinreichender Genauigkeit eingesetzt werden kann. Unter Berücksichtigung der Abbildungseigenschaft des Auges zeigen die

Messergebnisse, dass für die bei der Befundung von Röntgenbildern verwendeten Monitore kein Unterschied in der Abbildungsqualität nachweisbar ist.
Die Zusammenschau der beiden Teile der Untersuchung zeigt, dass das Bildrauschen und die mittlere Leuchtdichte des Testbildes einen erheblichen Einfluss auf die Erkennbarkeit von Strukturen haben. Das Ergebnis bestätigt die bekannte Tatsache, dass die Bildqualität einer Röntgenaufnahme wesentlich durch das Signal-Rauschverhältnis d.h. durch die Bildempfängerdosis und die Bildqualität des Bildempfängers (DQE) bestimmt wird. Dieses Ergebnis steht im Einklang mit der Beobachtung vieler Autoren, dass Befundung am Monitor möglich ist, wobei diese Autoren keine besonderen Anforderungen an die hier untersuchten technischen Eigenschaften der verwendeten Monitore beschreiben. Ein weiterer Hinweis, der diesen Eindruck bestätigt, ist die Beobachtung, dass Autoren, die sich mit dem Problem der Monitor-Befundung befassen, über Eigenschaften und technische Daten der von ihnen verwendeten Monitore keine Aussage machen [17,24,26]. Das heute übliche Verfahren zur Sicherstellung der Qualität der Bilddarstellung durch die Überprüfung der Abbildungseigenschaften mit den Testobjekten des SMPTE-Bildes ist beim Einsatz von Monitoren in der digitalen Projektionsradiographie völlig ausreichend. Zusätzliche Forderungen wie z.B. Anforderungen an die Mindestgröße des Bildschirms oder die für einen Befundungsarbeitsplatz nötige Mindestzahl an Monitoren ergeben sich aus den jeweiligen medizinischen Fragestellungen und sind nicht Gegenstand dieser Arbeit.

7.2 Ausblick

Die für die Arbeit erstellten Programme lassen sich für weitere Untersuchungen an Monitoren einsetzen. So könnte man z. B. Monitore mit unterschiedlicher Matrixgröße (0,5 K, 1 K, 2 K und 3 K-Matrix) in gleicher Weise untersuchen, wie den Einfluss der Feinstruktur der Pixel in der vorliegenden Arbeit. Da die erstellten Programme sowohl Bildrauschen als auch Kontrast als quantifizierbare Größen enthalten, erscheint ihr Einsatz bei Fragen zur Abbildungsqualität von Monitoren in Zusammenhang mit der Projektionsradiographie angemessen. Einsatzmöglichkeiten bestehen z. B. in der quantitativen Untersuchung der Bedeutung von Umgebungseinflüssen auf die Diagnosesicherheit. So ließe sich der Einfluss der Raumbeleuchtung bei Verwendung nur eines Monitors für die verschieden mit Rauschen hinterlegten Bilder und Strukturen statistisch untersuchen. Bei einer solchen Untersuchung könnte man zusätzliche Parameter einbeziehen. So wäre es wichtig herauszufinden, ob die Möglichkeit der Einstellung von Kontrast und Bildhelligkeit bei der Befundung frei gegeben sein muss, oder ob ein fest eingestellter Monitor für die Befundung vorzuziehen ist. Neben solchen Untersuchungen lässt sich eine vereinfachte Variante des Programms **P1** für die Konstanzprüfung an Monitoren [8] einsetzen. Als Nebenergebnis der Arbeit erkennt man, wie ein Testbild aufgebaut sein muss, damit aus seiner Beurteilung sicher auf die Abbildungsqualität des Monitors absolut und in Bezug auf einen festgelegten Ausgangszustand geschlossen werden kann.

Wie unter 3.6 gezeigt, benötigt ein Untersucher mit dem vorgestellten Verfahren für den Vergleich einer Einflussgröße auf die Erkennbarkeit von Strukturen in einem Monitorbild etwa 10 Minuten. Dabei kann jede Einflussgröße der Monitore selbst sowie jede andere Größe in ihrem Bezug auf die Erkennbarkeit von Strukturen untersucht werden. Aufgrund des geringen Zeitaufwandes ist es möglich eine hinreichende Anzahl von Probanden zu gewinnen, die bereit sind innerhalb ihres normalen Dienstes zur Aufklärung der angedeuteten Fragestellungen beizutragen.

Besonders die Maßnahmen des Programms, die dafür sorgen, dass kein Lerneffekt bei der Interpretation der Bilder auftreten kann, sind von Nutzen bei der Untersuchung einer Vielzahl von möglichen Einflussgrößen bei der Befundung

von Röntgenbildern. Zudem zeigt sich, dass als Parameter für die Konstanzprüfung die Erkennung des Details kaum in Frage kommt, weil hier die Streuung des für die Erkennung notwendigen Kontrastes wegen der zufälligen Überlagerung von Rauschen und Bildinformation so hoch ist, dass eine sinnvolle Toleranz nicht festgelegt werden kann. Im Unterschied zur Aufgabe des Programms in der vorliegenden Arbeit müssen bei der Konstanzprüfung ein oder zwei Tests zu einer sicheren Aussage führen. Eine ausführliche Statistik ist im Rahmen einer Konstanzprüfung nicht möglich oder sinnvoll. Als Prüfkriterium kommt daher nur die Erkennung eines ausgedehnten Niedrigkontrastobjekts in Frage. Als Testbild für die Radiologie erscheint eine Mischung des SMPTE-Bildes mit einem Erkennbarkeitstest, wie in der Arbeit vorgestellt, gut geeignet. Ein Vorteil liegt hier in der Art der Gewinnung und Dokumentation des Testergebnisses die sicherstellen, dass das Testergebnis weder bewusst noch unbewusst manipuliert werden kann.

Die Ergebnisse unserer Untersuchungen können einer Verbesserung bzw. Stabilisierung der Bildqualität bei der Befundung von digitalen Röntgenaufnahmen dienen. Man muss sich jedoch klar darüber sein, dass die Variation einzelner Parameter nicht notwendig zu einer Verbesserung des Systems führt. So würde z. B. die lineare Erhöhung der Leuchtdichte im realen Röntgenbild einerseits die Erkennbarkeit von Strukturen verbessern, andererseits aber die Blendwirkung der Bereiche, die der interessierenden Region normalerweise benachbart sind, ebenfalls erhöhen und damit die Erkennbarkeit wieder reduzieren. Dem Radiologen sollten daher besondere Bildbearbeitungsprogramme zur Verfügung stehen, die es gestatten, die jeweils interessierenden Bereiche sowie deren Umgebungen in optimale Leuchtdichtebereiche zu regeln. Außerdem sollten diese Programme die Möglichkeit bieten, durch elektronische Vergrößerung die vom Detektorsystem aufgelöste digitale Information des Bildes dem Betrachter zugänglich zu machen. Die Umsetzung dieser Forderungen ist heute bei den meisten für die Radiologie angebotenen und eingesetzten Bildbetrachtungsprogrammen weitgehend umgesetzt. Die sachgerechte Anwendung dieser Möglichkeiten sollte ein Lehrinhalt bei der Ausbildung des Radiologen sein.

8 Anhang

8.1 Technische Daten der Treibersoftware des verwendeten Rechners und des Videosplitters

Grafikkarte zur Monitoransteuerung
S3 Graphics Pro SavageDDR
1024 x 768
36-bit Farbtiefe

Hersteller des Video Splitters:	digitus
Typ:	8-Port Video Splitter
Auflösung:	1920 x 1440
Video-Bandbreite:	250 MHz
Datenanschluss:	8 x DSUP 9-pin

8.2 Wienerspektrum und “weißes Rauschen“

Das Wienerspektrum W(u) (auch Rauschleistungsspektrum oder englisch Powerspectrum [18]) gibt an mit welchem Gewicht jede Ortsfrequenz u im Rauschspektrum vertreten ist. W(u) wird berechnet als die Autokorrelationsfunktion der Fouriertransformierte von $\varphi(x)$, der Grauwertverteilung des untersuchten Bildausschnitts. W(u) ist konstant, wenn alle Ortsfrequenzen in dem betrachteten Bereich mit gleichem Gewicht auftreten. Die Grauwertverteilung, z.B. die digitale Röntgenaufnahme eines homogenen Schwächungskörpers, besteht dann aus “weißem Rauschen“.

8.3 Modulationsübertragungsfunktion

Die Modulationsübertragungsfunktion (MTF) ist die Fouriertransformierte der Punktbild- bzw. Linienbildfunktion und gibt an, wie der Kontrast benachbarter Details im Objektraum in den Bildraum umgesetzt wird. Da diese Umsetzung

von der Größe des abzubildenden Objektes abhängt, ist auch die MTF von der Objektgröße abhängig. Dieser Größenabhängigkeit der Kontrastübertragung stellt sich bei der Transformation der Lagekoordinaten in Ortsfrequenzen als Änderung der Amplitude mit der Ortsfrequenz dar.

Ein Abbildungssystem ist um so besser, d.h. vom Abbildungssystem weniger verfälscht, je näher die MTF für alle Ortsfrequenzen bei 1 liegt. Statt von der Linienbildfunktion auszugehen, ist es in der Praxis einfacher, die Transformation einer Kantenbildfunktion zu untersuchen [17]. Dieser Weg wurde bei unseren Untersuchungen eingeschlagen.

8.4 Programm P1 zur Testbilderzeugung

```
' Ziel der Auswertung ist eine Verteilung von Kontrastschritten, bei denen ein Objekt
' geringen Kontrastes bei einem bestimmtem Monitor erstmals sichtbar wird. Diese
' Verteilung muss mit den entsprechenden Verteilungen anderer Monitore verglichen werden.
' Verteilung (MonitorNr., Kontrast als Fkt. der Steigerungsschritte)



Dim Prüfer As String
Dim Ergebisliste(0 To 100, 0 To 1) As String
Dim Eins As Integer
Dim ErkennzeitAufl
Dim Erkennzeit
Dim ErkennzeitKont
Dim TimeAlt
Dim Monitor As Integer
Dim HalbFlg As Boolean
Dim Hintergrund As Boolean
Dim MonitorFlag As Boolean
Dim Dokuflag As Boolean
Dim Zahl As Data
Dim Grenzwert(0 To 10) As Integer
Dim Verschiebungx As Integer
Dim Verschiebungy As Integer
Dim Kontrastzunahme As Double
Dim WKontrast As Integer
Dim Datei As Integer   'normalerweise Bild-Datei
Dim c As Double
Dim Vorlauf As Integer
Dim Kontrast As Double
Dim Mittelwert As Double
Dim Empfindlichkeit As Double
Dim Schritte As Integer
Dim KontrastSchritte As Integer
Dim abw As Integer
Dim nabw As Integer
Dim EmpfindEnde As Double
Dim EmpfindMittel As Long
Dim EmpfindME As Long
Dim DQEMittel As Double
Dim Durchgänge As Integer
Dim Difmax As Integer
Dim DQERechnen As Byte
Dim DichteDQE(0 To 512, 0 To 255) As Double
Dim PixelNorm As Integer
Dim DichteMW As Double
Dim Nega As Boolean
Dim sechs As Integer
```

```
Dim richtig As Integer
Dim Zeitrichtig As Integer
Dim datY(0 To 2048) As Double
Dim datumY(0 To 2048) As Double
Dim datumYh(0 To 2048) As Double
Dim k1col As String
Dim Mini As Integer
Dim Minj As Integer
Dim Minwert As Byte
Dim DateiNr As Integer
Dim n As Double
Dim Laenge As Long
Dim Laenge3 As Long
Dim DosisAnfang As Double
Dim DosisEnde As Double
Dim AnzahlZeilen As Long
Dim ix As Integer
Dim yp As Integer
Dim PX As Integer
Dim PY As Integer
Dim B As Integer
Dim sngTwipsX As Single, sngTwipsY As Single
Dim sngPixelsX As Single, sngPixelsY As Single
Dim Messungen As Integer
Dim Hn(0 To 255) As Integer
Dim wert(0 To 2048, 0 To 1500) As Byte   '860
Dim DichtMW As Double
Dim Dichte(0 To 127) As Double   'bei 10 LP/mm 400 !
Dim VDataY(0 To 127, 0 To 19) As Integer
Dim DataYh(0 To 2048) As Double
Dim VDatY(0 To 127) As Double
Dim DifDichte(0 To 127, 0 To 19) As Integer
Dim DQEDichte(0 To 127, 0 To 19) As Integer
Dim Standardabminus(0 To 127) As Integer
Dim Standardabplus(0 To 127) As Integer
Dim Quelle(0 To 1214400) As Byte
Dim LPmm As Double
Dim Skala(0 To 31) As Integer
Dim pos As Integer
Dim UntName As String

Public Sub Paint()
'VScreen.Cls
j = 0
k1col = Text5.BackColor
k2col = Text1.BackColor
If Z = 0 Then Z = 1
   For i = 0 To 10
   For j = Int(Verschiebungx - Sqr(100 - i ^ 2)) To Int(Verschiebungx + Sqr(100 - i ^ 2))
   If (i > 5) And (j = Verschiebungx - 1) And (sechs = 6) Then GoTo Nichtaendern
```

```
   c = Kontrast + (wert(Verschiebungx + j, (Verschiebungy - 10 - i))) 'AnzahlZeilen -
(Versch....
   If HalbFlg = True Then GoTo Halbschritt
   If c > 0 Then VScreen.PSet ((Verschiebungx + j) * 1.843, (AnzahlZeilen - Verschiebungy
+ i) * 2.6), RGB(c, c, c)
GoTo Nichtaendern
Halbschritt:
   c = c + Kontrastzunahme
If c > 0 And (Int(j / 2) - j / 2) = 0 Then VScreen.PSet ((Verschiebungx + j) * 1.843, (Anzahl-
Zeilen - Verschiebungy + i) * 2.6), RGB(c, c, c)
Nichtaendern:
   Next j
   Next i
   For i = 0 To 10
   For j = Int(Verschiebungx - Sqr(100 - (10 - i) ^ 2)) To Int(Verschiebungx + Sqr(100 - (10 -
i) ^ 2))
   If (i < 4) And (j = Verschiebungx - 1) And (sechs = 12) Then GoTo Nichtveraendern
   'If (j = Verschiebung) And (sechs = False) Then GoTo Nichtveraendern
   c = Kontrast + (wert(Verschiebungx + j, (Verschiebungy - 0 - i)))
   If HalbFlg = True Then GoTo Halberschritt
   If c > 0 Then VScreen.PSet ((Verschiebungx + j) * 1.843, (AnzahlZeilen - 10 - Verschie-
bungy + i) * 2.6), RGB(c, c, c)
GoTo Nichtveraendern
Halberschritt:
   c = c + Kontrastzunahme
If c > 0 And (Int(j / 2) - j / 2) = 0 Then VScreen.PSet ((Verschiebungx + j) * 1.843, (Anzahl-
Zeilen - 10 - Verschiebungy + i) * 2.6), RGB(c, c, c)
Nichtveraendern:
   Next j
   Next i
Weiter:
Marker = 0
   End Sub

Private Sub Command1_Click()
ZoomZeigen
End Sub

Private Sub Command2_Click()
HistogrammZeigen
Schrittsumme = 0
End Sub

Public Sub Command5_Click()
Kontrast = 1
Hintergrund = False
If MonitorFlag = False Then GoTo NeuerMonitor
Minwert = 255
Datei = Datei + 1
If Datei > 4 Then GoTo MonitorNr
GoTo Weiter
```

```
MonitorNr:
Text12.Text = ""
Moni.Text = "bitte Monitornummer eintragen"
Datei = 0
MonitorFlag = False
GoTo NeuerMonitor
Weiter:
Moni.Text = " Monitornummer"
Text6.Text = Datei
Schritte = 1
j = 0
Kontrast = 0
Hilfskontrast = 0
Durchgänge = 1
Dim Zeit1
Zeit1 = Time
Sekunden = Second(Zeit1)
If Sekunden / 2 - Int(Sekunden / 2) = 0 Then GoTo Abnehmen
Kontrastzunahme = 1
GoTo Kontrastfertig
Abnehmen:
Kontrastzunahme = -1
Kontrastfertig:

Sekunden = Int(Sekunden / 10)
If Sekunden / 2 - Int(Sekunden / 2) = 0 Then GoTo Zwoelf
sechs = 6
GoTo Zeitfertig
Zwoelf:
sechs = 12
Zeitfertig:
Vorlauf = Sekunden
DateiNr = FreeFile
PixelNorm = 20

'If Datei = 0 Then kname = "c:\hans\bilder\FDgrossgrau.bmp"
If Datei = 1 Then kname = "c:\hans\bilder\Monitortest\LFAShell.bmp"
If Datei = 2 Then kname = "c:\hans\bilder\Monitortest\LFASdunkler.bmp"
If Datei = 3 Then kname = "c:\hans\bilder\Monitortest\LFASgrau.bmp"
If Datei = 4 Then kname = "c:\hans\bilder\Monitortest\grau.bmp"   '  132grau.bmp"

Open kname For Binary As DateiNr
VScreen.Picture = LoadPicture(kname)    'uenifrausw.bmp")
For k = 0 To (PixelNorm - 1) 'To 607200
Get DateiNr, , Quelle(k)
Next k
Beginn = 256 * Quelle(11) + Quelle(10) - PixelNorm
Laenge = Quelle(3)
Laenge = Laenge * 256
Laenge = (Laenge + Quelle(2))
Laenge2 = 69536
```

```
Laenge2 = Laenge2 * Quelle(4)
Laenge = Laenge + Laenge2
Laenge3 = Quelle(18)
Laenge3 = Laenge3   'ist wohl die Zeilenlänge
Laenge3 = (Laenge3 + Quelle(19) * 256) 'unten wegen ungerader Zeilenlänge
If Laenge3 / 4 - Int(Laenge3 / 4) > 0 Then Laenge3 = Laenge3 + 1
If Laenge3 / 4 - Int(Laenge3 / 4) > 0 Then Laenge3 = Laenge3 + 1
If Laenge3 / 4 - Int(Laenge3 / 4) > 0 Then Laenge3 = Laenge3 + 1
Text4.Text = Laenge3
i = -Beginn
For k = 0 To (Laenge - 20)
Get DateiNr, , Quelle(k)
If k < Beginn Then GoTo Weiter2
Positiv:
wert(i, j - 1) = Quelle(k)
Negativ:
Minwert2 = Minwert2 + wert(i, j)
If wert(i, j) > Minwert Then GoTo Weiter2
If wert(i, j) < 21 Then GoTo Weiter2
Minwert = wert(i, j)
Mini = i
Minj = j
Weiter2:
i = i + 1
If i = Laenge3 Then i = 0
If i = 0 Then j = j + 1
If k = Laenge Then GoTo Anzeigen
Next k
Anzeigen:
AnzahlZeilen = j
Close DateiNr
Vscreen_Click
NeuerMonitor:
End Sub

Private Sub CommonDialog1_Click()

End Sub

Private Sub Form_Load()
Eins = 1
Kontrast = 1
Monitor = 1
MonitorFlag = True
Dokuflag = False
Hintergrund = False
Dim Zeit1
Zeit1 = Time
Datei = 0
Sekunden = Second(Zeit1)
If Sekunden / 2 - Int(Sekunden / 2) = 0 Then GoTo Abnehmen
```

```
sechs = 6
GoTo Kontrastfertig
Abnehmen:
sechs = 12
Kontrastfertig:
Toleranzbereich
Command5_Click
End Sub
Public Sub Toleranzbereich()
'Tolaranzbereiche einlesen
Open "c:\hans\Bilder\Monitortest\Exceldatei.txt" For Input As #1 'Datenausgabe
For i = 1 To 4
Input #1, Grenzwert(i)
Next i
Close #1
End Sub
Public Sub Stoppen()
Sekunde = Second(Time)
Minuten = Minute(Time)
Stunde = Hour(Time)
Sekundenalt = Second(TimeAlt)
Minutenalt = Minute(TimeAlt)
Stundealt = Hour(TimeAlt)
Erkennzeit = Sekunde - SekundeAlt + (Minuten - Minutenalt) * 60 + (Stunde - Stundealt) *
3600
End Sub

Private Sub Maßnahme_Change()
'Name = Maßnahme.Text
End Sub

Private Sub Text10_Change()
Prüfer = Text1.Text
Text1.Text = Prüfer
End Sub

Private Sub Text11_Click()
'Vergleiche Art der Änderung mit der Vorgabe
Stoppen
ErkennzeitKont = Erkennzeit
KontrastSchritte = Schritte
If Kontrast < 0 Then richtig = 1 Else richtig = 0
End Sub
Public Sub neueZeit()
pos = pos + 1
Datum = (Date)
If Dokuflag = False Then GoTo KeinKommentar
Open "c:\hans\Bilder\Monitortest\Exceldatei.txt" For Append As #1  'Datenausgabe
If Kontrast < 0 Then Kontrast = -1 Else Kontrast = 1
```

```
Print #1, pos & ";" & Monitor & ";" & Datei & ";" & Kontrast & ";" & KontrastSchritte & ";"
& richtig & ";" & Schritte & ";" & Zeitrichtig; ";" & ErkennzeitKont; ";" & ErkennzeitAufl;
";" & Prüfer; ";" & Datum
Close #1     'Datenausgabe'Datenausgabe, pos
If Datei = 2 Then GoTo Kommentar
'GoTo KeinKommentar
Kommentar:
If Schritte > Grenzwert(1) + Int(Grenzwert(1) * 0.1) Then Maßnahme.Text = "Umgebungs-
helligkeit überprüfen"
If Schritte < Grenzwert(1) - Int(Grenzwert(1) * 0.1) Then Maßnahme.Text = "SMPTE-Bild
neu justieren"
KeinKommentar:
Schrittsumme = Schrittsumme + Schritte
n = 0
End Sub
Private Sub Text12_Change()
If Text12.Text = "" Then GoTo Weiter Else Monitor = Text12.Text
If Monitor > 0 Then MonitorFlag = True
Weiter:
Command5_Click
End Sub
Private Sub Text17_Click()
Stoppen
ErkennzeitKont = Erkennzeit
KontrastSchritte = Schritte
'Vergleiche Art der Änderung mit der Vorgabe
If Kontrast > 0 Then richtig = 1 Else richtig = 0
'schreibe die Anzahl der Kontraststufenänderungen in die Datei
End Sub



Private Sub Text19_Click()
If Vorlauf > 1 Then GoTo KeineAenderung
If Vorlauf = 1 Then TimeAlt = Time
Kontrast = Int(Schritte / 2) * Kontrastzunahme 'Kontrast + Kontrastzunahme * Mittelwert '
eventuell verändern ******** zu 1
If (Int(Schritte / 2) - Schritte / 2) = 0 Then HalbFlg = False Else HalbFlg = True
Schritte = Schritte + 1
Paint
If Mittelwert > 0 Then Durchgang = Format(100 * (Kontrast / Mittelwert), "0.0 Prozent")
KeineAenderung:
Vorlauf = Vorlauf - 1
' Hier Startpunkt festlegen
Text8.Text = ErkennzeitKont     'Durchgang
End Sub

Private Sub Text2_Click()
Stoppen
ErkennzeitAufl = Erkennzeit
If sechs = 12 Then Zeitrichtig = 1 Else Zeitrichtig = 0
```

```
neueZeit
End Sub

Private Sub Text7_Click()
Stoppen
ErkennzeitAufl = Erkennzeit
If sechs = 6 Then richtig = 1 Else Zeitrichtig = 0
'schreibe die Anzahl der Kontraststufenänderungen in die Datei
neueZeit
End Sub

Private Sub Text9_Click()
If Dokuflag = True Then GoTo NeuerArzt
Dokuflag = True
If MonitorFlag = True Then Text9.Text = "Jetzt kann es losgehen"
If MonitorFlag = True Then Dokuflag = True
GoTo Auswerten
NeuerArzt:
Dokuflag = False
Text9.Text = "Testlauf"
Auswerten:
pos = 1
End Sub

Private Sub VScreen_MouseMove(Button As Integer, Shift As Integer, X As Single, Y As
Single)
GoTo Weiter
ix = Int(X / 1.843)
'PX = X         Kreislage wählbar
PY = Y
If (Int(Y / 2.6) > (AnzahlZeilen - 20)) Then yp = 0 Else yp = AnzahlZeilen - 20 - Int(Y / 2.6)
xwert = Format(ix, "0 x-Koordinate  ")
ywert = Format(yp, "0 y-Koordinate  ")
Text3.Text = xwert
Text4.Text = ywert
If (X < 1200 And Y < 1000) Then Dichtewert = Format(wert(ix, yp), "0 Grauwert  ")

Weiter:
Text5.Text = Dichtewert
End Sub
Private Sub Vscreen_Click()
VScreen.Cls
ix = Int((Laenge3 * Rnd) / 2 + 100)         'Zufällige Lage des Kreises
yp = AnzahlZeilen - 100 - Int(250 * Rnd)
Kontrast = 0
Hilfskontrast = 0
Durchgänge = 1
Dim Zeit1
Zeit1 = Time
Sekunden = Second(Zeit1)
If Sekunden / 2 - Int(Sekunden / 2) = 0 Then GoTo Abnehmen
```

```
Kontrastzunahme = 1
WKontrast = 1
GoTo Kontrastfertig
Abnehmen:
Kontrastzunahme = -1
WKontrast = 0
Kontrastfertig:
Sekunden = Int(Sekunden / 10)
If Sekunden / 2 - Int(Sekunden / 2) = 0 Then GoTo Zwoelf
sechs = 6
GoTo Zeitfertig
Zwoelf:
sechs = 12
Zeitfertig:
'Hier muss der Ort der Dichteänderung abgefragt werden
Verschiebungx = ix / 2
Verschiebungy = yp
Difmax = 0
'hierfür ist die Kontrastumgebung zu berechnen
Paint
End Sub

Public Sub ZoomZeigen()
   NormierungK = 160 - 2 * wert(Verschiebungx, Verschiebungy)
   Umgebung = 80 - wert(Verschiebungx, Verschiebungy)
   Normierung = 160 - wert(Verschiebungx, Verschiebungy)
   If Hintergrund = True Then GoTo KeinHintergrund
For i = 0 To 380
   Hintergrund = True
   'neuer Grauwert (c) muss aus Mittelwert additiv berechnet werden ((Mittelwert/200)*n)
   For j = Int(Verschiebungx - 240) To Int(Verschiebungx + 240)
   If (Verschiebungx + j > 0) Then c = Umgebung + (wert(Verschiebungx + j,
Abs(Verschiebungy + 240 - i))) 'AnzahlZeilen - (Versch....
   If c > 0 Then VScreen.PSet ((Verschiebungx + j) * 1.843, (AnzahlZeilen - Verschiebungy -
240 + i) * 2.6), RGB(c, c, c) '********** Baustelle !!!!!!!!
Next j
Next i
KeinHintergrund:
For i = 0 To 80
   'neuer Grauwert (c) muss aus Mittelwert additiv berechnet werden ((Mittelwert/200)*n)
   For j = Int(Verschiebungx - 40) To Int(Verschiebungx + 40)
   If Eins = 1 Then c = Normierung + (wert(Verschiebungx + j / 2, (Verschiebungy - 40 - i /
2)))  'AnzahlZeilen - (Versch....
   If Eins = -1 Then c = NormierungK + 2 * (wert(Verschiebungx + j / 2, (Verschiebungy - 40
- i / 2))) 'AnzahlZeilen - (Versch....
   If c > 0 Then VScreen.PSet ((Verschiebungx + j) * 1.843, (AnzahlZeilen - Verschiebungy -
40 + i) * 2.6), RGB(c, c, c) '********** Baustelle !!!!!!!!
Next j
Next i
k = 0
If Z = 0 Then Z = 1
```

```
   For i = 0 To 20
   'neuer Grauwert (c) muss aus Mittelwert additiv berechnet werden ((Mittelwert/200)*n)
   For j = Int(Verschiebungx - Sqr(400 - i ^ 2)) To Int(Verschiebungx + Sqr(400 - i ^ 2))
   If (i > 14) And (j = Verschiebungx - 1) And (sechs = 6) Then GoTo Nichtaendern  '
   If (i > 14) And (j = Verschiebungx) And (sechs = 6) Then GoTo Nichtaendern  '
   'If (j = Verschiebung) And (sechs = True) Then GoTo Nichtaendern
   If Eins = 1 Then c = Normierung + (Kontrast + (wert(Verschiebungx + j / 2, (Verschiebun-
gy - 20 - i / 2))))
   If Eins = -1 Then c = NormierungK + 2 * (Kontrast + (wert(Verschiebungx + j / 2, (Ver-
schiebungy - 20 - i / 2)))) 'AnzahlZeilen - (Versch....
   If c > 0 Then VScreen.PSet ((Verschiebungx + j) * 1.843, (AnzahlZeilen - Verschiebungy
+ i) * 2.6), RGB(c, c, c)   '********** Baustelle !!!!!!!!
   GoTo Weiter
Nichtaendern:
k = k + 1
Weiter:
   Next j
   Next i
   For i = 0 To 20
   For j = Int(Verschiebungx - Sqr(400 - (20 - i) ^ 2)) To Int(Verschiebungx + Sqr(400 - (20 -
i) ^ 2))
   If (i < 7) And (j = Verschiebungx - 1) And (sechs = 12) Then GoTo Nichtveraendern
   If (i < 7) And (j = Verschiebungx) And (sechs = 12) Then GoTo Nichtveraendern
   'If (j = Verschiebung) And (sechs = False) Then GoTo Nichtveraendern
   If Eins = 1 Then c = Normierung + (Kontrast + (wert(Verschiebungx + j / 2, (Verschiebun-
gy - i / 2))))
   If Eins = -1 Then c = NormierungK + 2 * (Kontrast + (wert(Verschiebungx + j / 2, (Ver-
schiebungy - i / 2))))
   If c > 0 Then VScreen.PSet ((Verschiebungx + j) * 1.843, (AnzahlZeilen - 20 - Verschie-
bungy + i) * 2.6), RGB(c, c, c)
Nichtveraendern:
   Next j
   Next i
Ueberspringen:
   Eins = Eins * (-1)
 Marker = 0
Nichtzeigen:
End Sub
Public Sub HistogrammZeigen()
Open "c:\hans\Bilder\Monitortest\spiele.txt" For Input As #1 'Ausgabe Spielergebnis
For i = 1 To 100
Input #1, UntName(i)
Input #1, Schrittsumme(i)
Next i
Close #1

End Sub
```

8.5 Programm P2 zur Messung von MTF und Wienerspektrum

```
Dim Reflaenge As Double
Dim AuswertLP As Integer
Dim OrtsfrMittel As Double
Dim MTFMaxMittel As Double
Dim MTFmit2LP As Double
Dim Varion As Double
Dim Xkorr As Double
Dim Laenge3 As Double
Dim Empfindlichkeit As Double
Dim EmpfindEnde As Double
Dim EmpfindMittel As Long
Dim EmpfindME As Long
Dim AKFMaxMittel As Double
Dim MTFDurchgänge As Integer
Dim AKFDurchgänge As Integer
Dim Durchgänge As Integer
Dim Difmax As Integer
Dim AKFRechnen As Boolean
Dim DichteAKF(0 To 512, 0 To 255) As Double
Dim PixelNorm As Integer
Dim DichteMW(0 To 64) As Double
Dim Nega As Boolean
Dim datY(0 To 2048) As Double
Dim datumY(0 To 2048) As Double
Dim datumYh(0 To 2048) As Double
Dim k1col As String
Dim Mini As Integer
Dim Minj As Integer
Dim Minwert As Byte
Dim DateiNr As Integer
Dim n As Double
Dim Laenge As Long
Dim DosisAnfang As Double
'Dim DataXp(2048) As Double
Dim DosisEnde As Double
Dim AnzahlZeilen As Long
Dim ix As Integer
Dim yp As Integer
Dim PX As Integer
Dim PY As Integer
Dim B As Integer
Dim sngTwipsX As Single, sngTwipsY As Single
Dim sngPixelsX As Single, sngPixelsY As Single
Dim Messungen As Integer
Dim Hn(0 To 255) As Double
Dim wert(0 To 2048, 0 To 1500) As Byte   '860
Dim DichtMW As Double
Dim Dichte(0 To 127) As Double   'bei 10 LP/mm 400 !
```

```
Dim VDataY(0 To 127, 0 To 19) As Integer
Dim DataYh(0 To 2048) As Double
Dim DataYMax As Double
Dim VDatY(0 To 127) As Double
Dim DifDichte(0 To 254, 0 To 19) As Integer
Dim AKFDichte(0 To 127, 0 To 19) As Integer
Dim Standardabminus(0 To 127) As Integer
Dim Standardabplus(0 To 127) As Integer
Dim Quelle(0 To 1214400) As Byte
Dim LPmm As Double
Dim Skala(0 To 31) As Integer

Public Sub Paint()
j = 0
For i = 0 To 63
If (DifDichte(i, j) > Difmax - 1) Then DifDichte(i, j) = 200
If DifDichte(i, j) = 200 Then GoTo Fertig
DifDichte(i, j) = (DifDichte(i, j) / Difmax) * 200
Fertig:
Next i
k1col = DosisA.BackColor
k2col = DQE.BackColor
k3col = Grauwert.ForeColor
k4col = MittelwRe.ForeColor   'früher color Text4
k5col = Reset.BackColor
If z = 0 Then z = 1
VScreen.Line (0, 110)-(Länge3, 1100), RGB(0, 700, 150)
VScreen.Line (760, 1800)-(0, 1800), k1col
   VScreen.Line (0, 1800)-(0, 1800), k1col
   For i = 0 To 63
   VScreen.Line -((Int(i) * 60), 1800 - 5 * DichteMW(i)), k1col
   Next i
   VScreen.Line (0, 1800)-(0, 1800), k1col
   For i = 0 To 63
   VScreen.Line -((Int(i) * 60), 1800 - 5 * wert((ix + i), yp)), k5col
   Next i
   VScreen.Line (0, 1800)-(0, 1800), k1col
   For i = 0 To 63
   VScreen.Line -((Int(i) * 60), 1800 - 5 * Standardabminus(i)), k2col
   Next i
   VScreen.Line (0, 1800)-(0, 1800), k1col
   For i = 0 To 63
   VScreen.Line -((Int(i) * 60), 1800 - 5 * Standardabplus(i)), k2col
   Next i
   VScreen.Line (0, 2400)-(0, 2400), k1col
   For i = 0 To 63
   VScreen.Line -((Int(i) * 60), 2400 - 10 * DifDichte(i, 1)), k4col
   Next i
   For i = 0 To 63
   VScreen.Line (PX, PY)-((PX + 64 * Xkorr), PY), k1col
   Next i
```

```
   VScreen.Line (760, 4000)-(0, 4000), k2col
   For i = 0 To 2540
   VScreen.Line (i + 20, 4000 - 3 * Hn(Int(i / 10)))-((i + 21), (4000 - 3 * Hn(Int(i / 10 + 1)))),
k2col
   Next i
   For i = 0 To 30
   VScreen.Line (50 * i + 10, 6000 - 5 * datY(i))-(50 * (i + 1) + 10, 6000 - 5 * datY(i + 1)),
k5col
   Next i
    VScreen.Line (3000, 6000)-(3000, 6000), k1col
    VScreen.Line (3000, 6000)-(0, 6000), k1col
    VScreen.Line (3000, 5500)-(0, 5500), k1col     '50%-Linie
    VScreen.Line (3000, 5000)-(0, 5000), k1col
    VScreen.Line (3000, 5900)-(0, 5900), k1col   '10%-Linie
    VScreen.Line (10, 6000)-(10, 5000), k1col
   For i = 0 To 6
   If LPmm > 0 Then Skala(i) = ((32 / LPmm) * i)
   Next i
   For i = 0 To 6
   VScreen.Line (50 * Skala(i) + 10, 6000)-(50 * Skala(i) + 10, 6100), k1col
   Next i
   Marker = 0
   End Sub
Private Sub AKFMaxMittel_Change()

End Sub

   Private Sub Check1_Click()
   Nega = Check1.Value
End Sub

Private Sub Command5_Click()
End Sub


Private Sub Command1_Click()
Close #2
Open "c:\hans\Bilder\Monitortest\AKF.txt" For Output As #2 'Datenausgabe
Close #2
CommonDialog1.DialogTitle = "Datei öffnen"
CommonDialog1.ShowOpen
Minwert = 255
Schritte = 1 j = 0
Durchgänge = 1
PixelNorm = 20
DateiNr = FreeFile
kname = CommonDialog1.FileName
VScreen.Picture = LoadPicture(kname)
Open kname For Binary As DateiNr
For k = 0 To (PixelNorm - 1) 'To 607200
Get DateiNr, , Quelle(k)
```

```
Next k
Beginn = 256 * Quelle(11) + Quelle(10) - PixelNorm
Laenge = Quelle(3)
Laenge = Laenge * 256
Laenge = (Laenge + Quelle(2))
Laenge2 = 69536
Laenge2 = Laenge2 * Quelle(4)
Laenge = Laenge + Laenge2
Laenge3 = Quelle(18)
Laenge3 = Laenge3
Laenge3 = (Laenge3 + Quelle(19) * 256) 'unten wegen ungerader Zeilenlänge
If Laenge3 / 4 - Int(Laenge3 / 4) > 0 Then Laenge3 = Laenge3 + 1
If Laenge3 / 4 - Int(Laenge3 / 4) > 0 Then Laenge3 = Laenge3 + 1
If Laenge3 / 4 - Int(Laenge3 / 4) > 0 Then Laenge3 = Laenge3 + 1
'Text4.Text = Laenge3    kann entfallen
i = -Beginn
For k = 0 To (Laenge - 20)
Get DateiNr, , Quelle(k)
If k < Beginn Then GoTo Weiter2
If Nega = True Then GoTo Positiv
wert(i, j - 1) = 255 - Quelle(k)
GoTo Negativ
Positiv:
wert(i, j - 1) = Quelle(k)
Negativ:
Minwert2 = Minwert2 + wert(i, j)
If wert(i, j) > Minwert Then GoTo Weiter2
If wert(i, j) < 21 Then GoTo Weiter2
Minwert = wert(i, j)
Mini = i
Minj = j
Weiter2:
i = i + 1
If i = Laenge3 Then i = 0
If i = 0 Then j = j + 1
If k = Laenge Then GoTo Anzeigen
Next k
Anzeigen:
AnzahlZeilen = j

End Sub

Private Sub Empfindlichkeit_Change()

End Sub

Private Sub Command2_Click()
'Einfügen Datenausgabe der AKF-Werte in eine TXT-Datei
Open "c:\hans\Bilder\Monitortest\AKF.txt" For Append As #2 'Datenausgabe
For i = 0 To 31
NachExcel = Format(datumY(i), "0.000")
```

```
Print #2, ";" & NachExcel & ";;" & (i + 1) & ";" & LPmm
Next i
Print #2, ";;;;;;" & DataYMax
Close #2
Text1.Text = "Werte übernommen"
End Sub

Private Sub DosisE_Change()
DosisEnde = DosisE.Text
End Sub

Private Sub DosisA_Change()
DosisAnfang = DosisA.Text
End Sub

Private Sub Form_Load()
AuswertLP = 2
Monitor = 1
Reflaenge = 10
Dim Zeit1
Zeit1 = Time
Datei = 1
'Verschiebung = 70
Sekunden = Second(Zeit1)
If Sekunden / 2 - Int(Sekunden / 2) = 0 Then GoTo Abnehmen
sechs = True
GoTo Kontrastfertig
Abnehmen:
sechs = False
Kontrastfertig:
Command5_Click
End Sub
Private Sub Text15_Click()
'Text21.DataField = DichteAKF(63, 5)
End Sub
Private Sub Text21_Click()
'Text21.DataField = DichteAKF(63, 5)
End Sub

Private Sub Label1_Click()
Reflaenge = Text5.Text
Reflaenge = 1 * Reflaenge
End Sub

Private Sub Reset_Click()
VScreen.Cls
Durchgänge = 0
AKFDurchgänge = 0
AKFMaxMittel = 0
MTFMaxMittel = 0
MTFDurchgänge = 0
```

```
MTFmit2LP = 0
OrtsfrMittel = 0
'MaxMittelDurchgang = Format(Durchgänge, "0 Messungen")
Auswertungen.Text = AKFDurchgänge
Text1.Text = "Werte übernehmen ?"
End Sub

Private Sub Übernehmen_Click()
'Einfügen Datenausgabe der AKF-Werte in eine TXT-Datei
Open "c:\hans\Bilder\Monitortest\AKF.txt" For Append As #2 'Datenausgabe
For i = 0 To 31
NachExcel = Format(datumY(i), "0.000")
Print #2, ";" & NachExcel & ";;" & (i + 1) & ";" & LPmm
Next i
Print #2, ";;;;;;" & DataYMax
'*****************************************************
Close #2
Text1.Text = "Werte übernommen"
End Sub

Private Sub VScreen_MouseMove(Button As Integer, Shift As Integer, X As Single, Y As
Single)
Xkorr = 14.921
'If Laenge3 > 0 Then Xkorr = 5730 / Laenge3

ix = Int(X / Xkorr)

If Button = 0 Then B = X
If Button = 2 Then GoTo Lmessen
GoTo Wertanzeigen
Lmessen:
l = (X - B) / Xkorr            '1.811     (Z/2)/20
LPmm = (l / (2 * Reflaenge)) ' 20) '4 wegen Quadrieren   Linienpaare / mm   10*1mm Li-
nienpaare bedeutet Anzahl der Linien/2
Linienpaare = Format(LPmm, "0.00 Lp/mm")
PixelNorm = Int((2 * LPmm) ^ 2)
If PixelNorm > 100 Then PixelNorm = 100     'Zur Verkürzung der Rechenzeit
LP.Text = Linienpaare
Pixel.Text = PixelNorm
Wertanzeigen:
PX = X
PY = Y
MaxNeu = AnzahlZeilen * 14.1851    '9.407       9555 -
If AnzahlZeilen > 0 Then Ykorr = MaxNeu / AnzahlZeilen   'MaxNeu
'Neue Nullinie -9555+(9555-Ymax)   /   Wert über Null = MaxNeu-Y
If Ykorr > 0 Then yp = Abs(Int((MaxNeu - Y) / Ykorr))
xwert = Format(ix, "0 x-Koordinate  ") 'If (Int(Y / 14.1852) > (AnzahlZeilen - 20)) Then
ywert = Format(yp, "0 y-Koordinate  ")
XAchse = xwert
YAchse = ywert
OF = ix * LPmm / (32 * 3.2) 'Ortsfrequenz aus der x-Koordinate :  (ix*LPmm/32)
```

```
OFrequenz = Format(OF, "0.00 Lp/mm")
If ix < 110 Then Text4.Text = OFrequenz
If (X < 12000 And Y < 10000) Then Dichtewert = Format(wert(ix, yp), "0 Grauwert  ")
Grauwert.Text = Dichtewert
End Sub
Private Sub Vscreen_Click()
'VScreen.Cls
Difmax = 0
DichteMittel
'hierfür ist die Kontrastumgebung zu berechnen
Varianz
Histogramm
Paint
End Sub

Public Sub DichteMittel()
Difmax = 0
DichtMW = 0
DichteAnfang = 0
DichteEnde = 0
n = 0
For i = 0 To 64
DichteMW(i) = 0
Next i
For k = 0 To 19
MaxMerken = 0
Minmerken = 0
m = 0
For i = 0 To 63
Dichte(i) = wert(ix + i, yp + k)
DichteMW(i) = DichteMW(i) + Dichte(i)
If i = 1 Then DichteAnfang = DichteAnfang + Dichte(i)
If i = 63 Then DichteEnde = DichteEnde + Dichte(i)
If wert(ix + i, yp + k) < wert(ix + i - 1, yp + k) Then DifDichte(i, k) = 0 Else DifDichte(i, k) =
wert(ix + i, yp + k) - wert(ix + i - 1, yp + k)
If i > 1 Then DifDichte(i, k) = Dichte(i) - Dichte(i - 1)
If Minmerken > DifDichte(i, k) Then Minmerken = DifDichte(i, k)
If MaxMerken < DifDichte(i, k) Then MaxMerken = DifDichte(i, k)
If i = 0 Then GoTo Nichtglätten
If ((MaxMerken > DifDichte(i, k)) And (DifDichte(i - 1, k) < DifDichte(i, k))) Then DifDi-
chte(i, k) = DifDichte(i - 1, k)
Nichtglätten:
If DifDichte(i, k) < 0 Then DifDichte(i, k) = 0 'hier ist wahrscheinlich noch zuglätten
Next i
   'DichtMW = DichtMW + DichteMW
   'DichteMW = 0
   n = 0
Next k
For i = 0 To 63
DichteMW(i) = DichteMW(i) / 20
Next i
```

```
Mittelwert = DichtMW / 20
DichteAnfang = DichteAnfang / 20
DichteEnde = DichteEnde / 20
DichteE = Format(DichteEnde, "0 Pixelmittelwert")
MittelwRe.Text = DichteE
DichteA = Format(DichteAnfang, "0 Pixelmittelwert")
Mittelwert.Text = DichteA
Prüfziffer = 0
DichtemittelwertAKF = 0
For i = 0 To 63
DichtemittelwertAKF = DichtemittelwertAKF + DichteMW(i)
Next i
DichtemittelwertAKF = DichtemittelwertAKF / 64
For i = 0 To 63
For j = 0 To 19
DichteAKF(i, j) = wert(ix + i, yp + j) - DichtemittelwertAKF '- DichteMW(i)
Prüfziffer = Prüfziffer + DichteAKF(i, j)
Next j
Next i
'Text1.Text = Prüfziffer
Prüfziffer = 0
Zeichne:
End Sub

Public Sub Varianz()
Summe = 0
i = 0
For j = 0 To (PixelNorm - 1)
Summe = Summe + (wert(ix + i, yp + j) - DichteMW(i)) ^ 2
Next j
Standardabweichung = Sqr(Summe / PixelNorm)
If Dichte(i) > 0 Then Varion = Standardabweichung / Dichte(i) Else Varion = 0
Vario = Format(Varion, "0.0 % Variabilität")
VarianzA.Text = Vario
Summe = 0
i = 63
For j = 0 To (PixelNorm - 1)
Summe = Summe + (wert(ix + i, yp + j) - DichteMW(i)) ^ 2
Next j
Standardabweichung = Sqr(Summe / PixelNorm)
If Dichte(i) > 0 Then Varian = Standardabweichung / Dichte(i) Else Varian = 0
Varia = Format(Varian, "0.0 % Variabilität")
VariE.Text = Varia
DNave = 0
For i = 0 To 63
Summe = 0
DNave = DNave + DichteMW(i)
For j = 0 To (PixelNorm - 1)
Summe = Summe + (wert(ix + i, yp + j) - DichteMW(i)) ^ 2 'ist die Varianz des Signals in
einer Vertikalen
```

```
Next j
Standardabminus(i) = DichteMW(i) - 2 * Int(Sqr(Summe / j))
Standardabplus(i) = DichteMW(i) + 2 * Int(Sqr(Summe / j))
Next i
VAROO = 0
For i = 0 To 63
VAROO = VAROO + (((DNave / 64) - DichteMW(i)) * 1) ^ 2 'Summe des Quadrats der Ab-
weichungen vom Mittelwert
Next i
'Test
For i = 0 To 63
For j = 0 To PixelNorm - 1
VARII = VARII + (wert(ix + i, yp + j) - DNave / 64)
Next j
Next i
VARII = VARII ^ 2
VARII = VARII / (64 * PixelNorm)   ' Es scheint als ob
VAROO = VAROO / 64 'Varianz = Standardabweichung ^2   Standardabw = Wur-
zel(VAROO/(n-1)
If VAROO > 0 Then AKFOO = 150000 / (64 * VAROO * 25)   '30000Quanten * 5µGy
mit G² = (1/5)²
DichteA = Format(DichteMW(0), "0 Pixelmittelwert")
DichteE = Format(DichteMW(63), "0 Pixelmittelwert")
If Abs((DichteMW(63) - DichteMW(2))) > 40 Then AKFRechnen = False Else AKFRechnen
= True
If DosisAnfang = 0 Then DosisAnfang = 1
If Varion = 0 Then GoTo KeineEmpfindlichkeit
If DosisEnde = 0 Then GoTo KeineEmpfindlichkeit
If Varian = 0 Then GoTo KeineEmpfindlichkeit
Empfindlichkeit = (DichteMW(0)) / (Varion * DosisAnfang)
EmpfindEnde = (DichteMW(63)) / (Varian * DosisEnde)
EmpfA = Format(Empfindlichkeit, "0.0 it/µGy")
EmpfB = Format(EmpfindEnde, "0.0 it/µGy")
Summe = 0
For j = 0 To 63
Summe = Summe + (Dichte(j) - DichteMW(j)) ^ 2
Next j
Empfind.Text = EmpfA
KeineEmpfindlichkeit:
Fouriertrans
End Sub

Public Sub Histogramm()
Summe = 0
For i = 0 To 255
Hn(i) = 0
Next i
For i = ix To ix + 63
For j = yp To yp + (PixelNorm - 1)
For z = 0 To 255
If Int(wert(i, j) / 5) = Int(z / 5) Then Hn(z) = Hn(z) + 1
```

```
Next z
z = 0
Next j
Next i
End Sub
Function Fouriertrans()
Ortsfrequenz = 0
DataYMax = 0
For l = 0 To 63
datumY(l) = 0
Next l
Dim PI As Double
PI = 3.1415927
For j = 0 To 19
Dim i As Long
ReDim DataX(2048) As Double, DataY(2048) As Double
ReDim DataXp(2048) As Double, dataYp(2048) As Double

For l = 0 To 63
DataX(l) = l
If AKFRechnen = False Then DataY(l) = DifDichte(l, j)
If AKFRechnen = True Then DataY(l) = DichteAKF(l, j)
Abschliessen:
Next l
i = FFTX1.FFT(DataY(0), 64)
For i = 0 To 31
DataXp(i) = DataX(i) * 2 * PI / 64 'Zum Plotten der X-Achse
dataYp(i) = (Sqr(DataY(i * 2) ^ 2 + DataY(i * 2 + 1) ^ 2) * 2) / 64   'AFK steht für Autokorre-
lationsfunktion
datumY(i) = datumY(i) + dataYp(i)
If (YMax < datumY(i) And i < 63) Then GoTo MaxMerken
GoTo KeinMax
MaxMerken:
YMax = datumY(i)
If AKFRechnen = True Then Ortsf = i
KeinMax:
'DataYpSumme = DataYpSumme + dataYp(i)
Next i
If DataYMax < YMax Then DataYMax = YMax
YMax = 0
Ortsfrequenz = Ortsf + Ortsfrequenz
Next j
OrtsfrMittel = OrtsfrMittel + (Ortsfrequenz / 20)
If DataYMax = 0 Then GoTo KeinVerlauf
Ortsfrequenz = 0
If Text3.Text > 0 Then AuswertLP = Text3.Text
For i = 0 To 31
If AKFRechnen = False Then datY(i) = ((datumY(i) / DataYMax)) * 200 Else datY(i) = (da-
tumY(i)) '  / DataYMax) * 200 'warum kein Unterschied zu MTF?
Maximum = Format(DataYMax, "0.000 Amplitude AFK")
If LPmm > 0 Then GoTo MTFLPTest
```

```
GoTo KeinTest
MTFLPTest:
If Int((i + 1) * LPmm / 16) = AuswertLP Then MTF2LP = datumY(i)  '*** früher 31 2Lp/mm
entspr. 64   i*Lpmm/64
KeinTest:
If AKFRechnen = False Then MTF.Text = DataYMax Else DQE.Text = Maximum
'(DataYpSumme / (64 * 20))
Next i
'Hier sollte AKF(0,0) als G²* Q/(A*var(DichteAKF)
'noch berechnet werden
If AKFRechnen = True Then AKFMaxMittel = DataYMax + AKFMaxMittel
If AKFRechnen = True Then AKFDurchgänge = 1 + AKFDurchgänge
If AKFRechnen = False Then MTFMaxMittel = DataYMax + MTFMaxMittel
If AKFRechnen = False Then MTFDurchgänge = 1 + MTFDurchgänge
If AKFRechnen = False Then MTFmit2LP = MTF2LP + MTFmit2LP
Durchgänge = Durchgänge + 1
If AKFDurchgänge > 0 Then AKFMaxM = AKFMaxMittel / AKFDurchgänge
DQEM.Text = Format(AKFMaxM, "0.0 Autokorrellation max.")
If MTFDurchgänge > 0 Then MTFM.Text = Format((MTFMaxMittel / MTFDurchgänge),
"0.0 MTFM")
'Text1.Text = AKFMaxM
Auswertungen.Text = AKFDurchgänge       '(
Text2.Text = MTFDurchgänge
If AKFDurchgänge > 0 Then
Text1.Text = (OrtsfrMittel) * LPmm / (AKFDurchgänge * 64) '(LPMM/64)
End If
DataYpSumme = 0
If MTFDurchgänge > 0 Then MTFLP = (MTFmit2LP / MTFMaxMittel)
MTFL = Format(MTFLP, "0.0 % bei folgenden Lp/mm: ")
If MTFDurchgänge > 0 Then MTFWert.Text = MTFL '/ MTFDurchgänge 'EmpfME    mittle-
re Amplitude MTF bei 2 Lp/mm kann entfallen
KeinVerlauf:

End Function
```

9 Literaturverzeichnis

1	Bartleson CJ. Breneman	Brigthness perception in complex fields	EJ : J.Opt Soc Am 57: 953-957 1967
2	Beymon und Lamb	Charge-coupled devices and their applications	1980 McGRAW-HILL book Com. (UK) Limi
3	Büro- und Bildschirmarbeitsplätze	Bay. Landesamt für Arbeitsschutz, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik	Merkblatt der Bayerischen Staatsministeriums für Gesundheit, Ernährung und Verbraucherschutz
4	DIN 5033	Farbmessung, Grundbegriffe der Farbmetrik 1976-03	
5	DIN 6868-13	Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben	Konstanzprüfung bei Projektionsradiographie mit Digitalen Bildempfänger-Systemen
6	DIN EN ISO 9241-3	Anforderungen an visuelle Anzeigen	
7	DIN V 6856-1	Anforderungen für die Herstellung und den Betrieb von Betrachtungsgeräten zur Befundung von Durchsichtsbildern in der medizinischen Diagnostik	
8	DIN V 6868-57 (2001)	Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben	Abnahmeprüfung an Bildwiedergabegeräten
9	DIN V 6868-58	Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben	Abnahmeprüfung an medizinischen Röntgeneinrichtungen der Projektionsradiographie mit digitalen Bildempfängersystemen
10	EN ISO 8596].	Vorschriften zur Messung der Sehschärfe	
11	EN ISO DIS 9241-7	Reflexionsverhalten von Bildschirmanzeigen	
12	Excel 2000		Microsoft Handbuch
13	Flxmn, MJ. Et.al	A Comparison of Three Methods of Photographic Plate Photometry	AAS Meeting 193 Austin, Texas Jan. 1999
14	Herrmann, Clemens	Quantenrauschen und visuelle Detailerkennbarkeit in medizinischen Röntgenaufnahmen	PTB-Opt-44 , 1994
15	Herrmann,K. et al.	Erste Erfahrungen mit der Klinischen Anwendung des THORAX-FD: Festkörper Radiographie in der Thorax-Diagnostik	electromedica 68 (2000) Heft 1
16	ICRU Report 41	Modulation Transfare Function of Screen- Film-Systems	
17	IEC 62220-1/CDV IEC : 2002-8-21	Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray image devices	
18	Dainty, J.C. and Shaw, R.	Image Science	Academic Press, London (1974)

19	J.E. Gray et al	Spetcifications for medical diagnostic imaging pattern for television monitors and hardcopy recording	SMPTE Journal (1986): 693-695
20	Jordanow, W.	Anwendungen des Leuchtdichtanalysators bei Messungen an Industriearbeitsplätzen	13. Gemeinschaftstagung der Lichttechnischen Gesellschaften Deuschlands, der Niederlande, Österreich und der Schweiz Licht 98 Bregenz S 242-248
21	Kamm, K.-F.	Das Digitale Röntgenbild – Stand und Ausblick aus Physikalisch-Technischer Sicht	Symposium am 3.und 4. November 1995
22	Krüger H.	Bildbetrachtung und Analyse. Physiologie des Sehens unter besonderer Berücksichtigung der Monitorbefundung aus physiologischer Sicht.	Symposium am 3.und 4. November 1995
23	Mertelmeier, Thomas	Why and How Is Soft Copy Reading Possible in Clinical Practice	J Digit Imaging 12: 3-11, 1999
24	Monitorbefundung Halle/Saale	Ergebnisse einer Konsensuskonferenz (Halle, März 2001)	Fortschr Röntgenstr 2002;215:M221.M225
25	Newcastle Scientific	Active X Controls for Numerical Analysis	Users Manual
26	O ´Connor, PJ. Et al.	Reporting requirements for skeletal digital radiography: comparison of soft-copy and hard-copy presentation	Radiology 1998; 207(1) 249-54
27	Pärtan,G. et al.	LCD-Monitore in der diagnostischen Bildgebung	electromedica 70 (2002) Heft 2
28	Richtlinie für die technische Prüfung von Röntgeneinrichtungen und genehmigungsbedürftige Störstrahler	GMBL 2003	27.August 2003
29	Rock C. et al.	Untersuchungen zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- Gliedmaßenskelett mit einem neuen dedizierten CT-System (ISO-C-3D)	RöFo
30	Sachs, Lothar	Angewandte Statistik	Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
31	Schmidt R.F.	Physiologie des Menschen	Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
32	Schneider K.	persönliche Mitteilung	Dr.v. Haunersches Kinderspital LMU München
33	Schober H.	Allgemeine Physiologische Grundregeln für die Detailwahrnehmung im Röntgenbild Bildgüte in der Radiologie Adaptionsleuchtdichte	Symposion am 1.und 2. Oktober 1964
34	Schober, H	Das Sehen	Fachbuchverlag Leipzig (1958)
35	Schöfer H.	Monitorbefundung in Tageslichtbeleuchteter Umgebung basierend auf	Bay. Landesamt für Arbeitsschutz, Arbeitsmedizin und

		DIN 6868-57	Sicherheitstechnik
36	Spens, E.; Karsch, T.	Detailerkennbarkeit konventioneller zahnärztlicher Röntgenaufnahmen unter Praxisbedingungen	ZWR,109 Jahrg. 2000, Nr.9
37	Stieve E.F.	Spezialkurs im Strahlenschutz in der Röntgendiagnostik	H.Hoffmann GmbH Verlag Berlin
38	Strelnitski V., Springob C. Tam F.	High-fidelity electronic display of digital radiographs	RadioGraphics 1999 19/6): 1653-69
39	TCO 99	Leuchtdichte, Leuchdichteverteilung von Bildschirmanzeigen	
40	Visual Basic 6.1		
41	Wucherer, Michael et al.	Anforderungen an Bildwiedergabesysteme in der Radiologie	Achter interdisziplinärer KIS/RIS/PACS-Workshop (2001)
42	ZVEI	Qualitätssicherung an Bildwiedergabegeräten	Fachverband Elektromedizinischer Technik (2003)

Danksagung

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Reiser und allen Mitarbeitern des Instituts für Klinische Radiologie der Universität München für die erfreuliche Zusammenarbeit, die für das Gelingen dieser Arbeit Voraussetzung war.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. K-J. Pfeifer, der mich ermutigt hat diese Arbeit in Angriff zu nehmen, und während der Entstehung der Arbeit stets zu fachlichem Gespräch bereit war.
Bei Frau Dr. Herrmann möchte ich mich bedanken für ihren unermüdlichen Einsatz bei der Organisation der Einbindung der Studie in die Betriebsabläufe des Instituts und für viele Fachgespräche im Rahmen des Fortschrittes der Arbeit.
Mein Dank gilt auch dem Leiter des Dezernates Physik des Bayerischen Landesamts für Arbeitsschutz, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik, Herrn Dr. H. Eder, für seine wohlwollende Förderung der Arbeit durch interessante Fachgespräche.
Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Frau für Ihre Geduld und Ihr Verständnis, das sie für diese Arbeit ebenso wie für meine weiteren zeitintensiven Aktivitäten im Rahmen der Qualitätssicherung in der Radiologie stets aufgebracht hat.

Dipl.-Phys. Hans Schöfer
Herzog-Welf-Str.27
85604 Zorneding

2 Lebenslauf von Hans-Albrecht Schöfer

Geboren am 9.2.1944 in Falkensee als zweites Kind des Physikers Dr. Rudolf Schöfer und seiner Ehefrau Ingeborg Schöfer.

1964 Abitur am Asamgymnasium in München

1964 Beginn des Studiums der Physik an der Ludwig-Maximilians Universität München

1970 Abschluß des Physikstudiums mit der Diplom-Hauptprüfung

1970 Anstellung als Mathematiklehrer am Michaeligymnasium in München

1971 Teilzeitbeschäftigung am Michaeligymnasium und Übernahme einer wissenschaftlichen Arbeit bei der Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung in Neuherberg (GSF).

1974 Beendigung der Teilzeitbeschäftigung am Gymnasium und Abschluss der Arbeit bei der GSF mit der Fertigstellung einer Röntgenröhre, die eine Optimierung der Signalübertragungskette im Bereich der Radiologie ermöglicht

1975 Als wissenschaftlicher Mitarbeiter der Kommission zur Ermittlung der genetisch signifikanten Dosis der Bevölkerung der Bundesrepublik (GSD) Anstellung in der Röntgenabteilung des Dr.v. Haunerschen Kinderspital in München. Im Rahmen dieser Tätigkeit Betreuung mehrerer Doktorarbeiten von Medizinern zum Thema Strahlenschutz in der Kinderradiologie und Einführung der EDV bei der Abwicklung der Organisation in der Röntgenabteilung.

1978 Mitarbeiter im Normenausschuss Radiologie, Arbeitssausschuss 6 (Bildgebende Systeme)

seit 1980 Mitarbeiter im Bayerischen Landesinstitut für Arbeitsschutz als Sachverständiger für den Strahlenschutz.

Bei der Arbeit als Sachverständiger ging es mir darum nicht nur die Röntgeneinrichtungen als Einzelfall zu untersuchen, sondern wenn möglich grundsätzliche Verbesserungen für den Strahlenschutz bzw. die Bildqualität durchzusetzen. Das war besonders erfolgreich bei der Umstellung von Schirmbildaufnahmegeräten an allen Gesundheitsämtern in Bayern auf eine dosissparende Bildgebung, die ich im LfAS entwickelt habe (Dosisreduktion ca. 3 : 1), und einer Umstellung von intraoralen dentalen Panoramaaufnahmegeräten, die eine Dosis-

reduktion von bis zu 30 : 1 erbrachte. Diese Verfahren habe ich neben weiteren Arbeiten zu speziellen Fragen der Dosimetrie und Messtechnik in der Radiologie veröffentlicht.
Zusätzlich zur Sachverständigentätigkeit habe ich intensiv bei der Normung mitgearbeitet woraus sich für mich die Federführung bei folgenden Normprojekten ergab:
DIN 6868-5 Konstanzprüfung in der zahnärztlichen Röntgenaufnahmetechnik
DIN 6868-51Abnahmeprüfung in der zahnärztlichen Röntgenaufnahmetechnik
DIN 6868-7 Konstanzprüfung für die Mammographie
DIN 6868-52 Abnahmeprüfung für die Mammographie
Neben der federführenden Arbeit an den Normen habe ich an den Normen, die sich auf die Gebiete Filmverarbeitung, Allgemeine Radiologie, Computertomographie und Digitale Subtraktionsangiographie beziehen auf Arbeitskreisebene mitgearbeitet.
Aufgrund der Federführungen bei den Normprojekten habe ich in den entsprechenden Arbeitskreisen der International Electronical Comission (IEC) mitgearbeitet an den Normen
IEC 61223-3-3-1 (allgemeine Radiologie)
IEC 61223-3-3-2 (Mammographie)
IEC 61223-3-3-3 (Digitale Subtraktionsangiographie)
IEC 61223-3-3-4 (Dental)
Diese Normen ersetzen inzwischen aufgrund europäischer Verträge die ursprünglichen deutschen Normen. Für einen reibungslosen Übergang von der nationalen zur internationalen Norm habe ich mich bis heute eingesetzt.

1984 Beratende Funktion bei der Firma Quart GmbH , um bei Entwicklung von Prüfkörpern und Messmitteln und damit zur Umsetzung der Vorschriften für die Qualitätssicherung in der Radiologie beizutragen.

2000 Ernennung zum Baudirektor und stellvertretender Dezernatsleiter des Dezernats Physik im Bayerischen Landesamt für Arbeitsschutz, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik.

In vielen Fragen, die besonders die Anwendung der in den Normen festgelegten Verfahren betrifft, ist eine enge Zusammenarbeit zwischen der radiologischen Praxis und mir notwendig gewesen. Diese Zusammenarbeit erfolgte seit Beginn meiner Sachverständigen-Tätigkeit in gegenseitiger Unterstützung wesentlich mit dem Institut für Klinische Radiologie der Universität München.

Familienstand: verheiratet seit August 1970,
drei Kinder

München, den 9.1.2002

Hans Schöfer