

# Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit im Mammogramm und ihre Bedeutung für die bildschirmbasierte Befundung

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktoringenieurin (Dr.-Ing.)

angenommen durch die Fakultät für Informatik  
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von: Dipl.-Ing. Dörte Apelt  
geb. am 15.12.1977 in Dessau

Gutachter: Prof. Dr. Bernhard Preim  
Prof. Dr. Dr. Hans Strasburger  
Prof. Dr. Dirk Bartz

Magdeburg, den 13. November 2009

**Apelt, Dörte (Dipl.-Ing.):**

*Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit im  
Mammogramm und ihre Bedeutung für die  
bildschirmbasierte Befundung*

Dissertation, Otto-von-Guericke-Universität  
Magdeburg, den 13. November 2009.

*Für meine Eltern*



---

# Inhaltsverzeichnis

---

<b>Vorwort</b>	<b>v</b>
<b>Kurzdarstellung</b>	<b>vii</b>
<b>1 Einführung</b>	<b>1</b>
1.1 Mammographie und Befundung . . . . .	1
1.2 Psychophysik . . . . .	3
1.3 Ziele, Methodik und Ergebnisse der Arbeit . . . . .	4
<b>2 Kontrast im Mammogramm</b>	<b>7</b>
2.1 Kontrast . . . . .	8
2.1.1 Licht und Helligkeit . . . . .	8
2.1.2 Kontrastdefinitionen . . . . .	9
2.1.3 Kontrastempfindlichkeit und Kontrastempfindlichkeitsfunktion . . . . .	11
2.1.4 Kontrastempfindlichkeitsfunktion vs. Kontrastdetaildiagramm . . . . .	11
2.1.5 Kontrastempfindlichkeitsfunktion vs. Modulationsübertragungsfunktion . . . . .	13
2.2 Aspekte der visuellen Wahrnehmung im Kontext der Mammographie . . . . .	16
2.2.1 Sehen als Konstruktionsprozess . . . . .	16
2.2.2 Funktion des Auges und visuelle Verarbeitung . . . . .	17
2.2.3 Adaptationszustand bei der Befundung . . . . .	19
2.2.4 Auflösungsvermögen . . . . .	24
2.2.5 Laterale Hemmung . . . . .	27
2.2.6 Maskierung und Crowding-Effekt . . . . .	29
2.2.7 Mustererkennung . . . . .	31
2.2.8 Visuelle Aufmerksamkeit und Suche . . . . .	33
2.3 Anatomie und Pathologie der weiblichen Brust . . . . .	35
2.4 Röntgenmammographie und Bildqualität . . . . .	40
2.4.1 Aufnahmekonstellation . . . . .	40
2.4.2 Technische Kenngrößen der Bildqualität . . . . .	43
2.5 Bilddarstellung bei der Befundung . . . . .	44
2.5.1 Eigenschaften der Bilder und Darstellungsgeräte . . . . .	47
2.5.2 DICOM-Dienste . . . . .	48
2.5.3 Kontrastrelevante Werkzeuge im Softcopy-Reading . . . . .	50
2.6 Zusammenfassung . . . . .	53

<b>3</b>	<b>Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit im Mammogramm – Entwicklung der MCS-Methode</b>	<b>55</b>
3.1	Wahrnehmungsaufgaben im Kontext visueller Verarbeitungsstufen . . . . .	56
3.2	Ortsfrequenzabhängigkeit der Kontrastwahrnehmung . . . . .	58
3.3	Einfluss von anatomischem Rauschen . . . . .	58
3.3.1	Änderung der Kontrastschwellen . . . . .	59
3.3.2	Art des Rauschens und der Wahrnehmungsaufgabe . . . . .	59
3.4	Wahrnehmungsaufgabe in der MCS-Methode . . . . .	61
3.4.1	Gabor-Muster im Mammogramm . . . . .	61
3.4.2	Kontrastberechnung . . . . .	64
3.4.3	Orientierungsdiskrimination . . . . .	65
3.5	Psychophysikalische Bestimmung der Kontrastschwellen . . . . .	66
3.5.1	Schwellenkonzept der Psychophysik . . . . .	66
3.5.2	Unforced-Weighted-Up-Down-Prozedur mit Schrittweitenregulierung . . . . .	67
3.6	Anwendung der MCS-Methode . . . . .	69
3.7	Zusammenfassung . . . . .	72
<b>4</b>	<b>Die MCS-Methode im Kontext der Bildschirmbefundung</b>	<b>73</b>
4.1	Probandenstudie . . . . .	73
4.1.1	Grundlegende Versuchskonstellation . . . . .	74
4.1.2	Übersicht der Versuchs- und Darbietungsparameter . . . . .	80
4.1.3	Probanden und Instruktion . . . . .	81
4.1.4	Aufbau der Studie . . . . .	82
4.1.5	Auswertung . . . . .	83
4.2	Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Komplexität des Bildes	85
4.2.1	Versuchskonstellation . . . . .	85
4.2.2	Ergebnisse und Diskussion . . . . .	85
4.3	Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Gewebecharakteristik	87
4.3.1	Versuchskonstellation . . . . .	89
4.3.2	Ergebnisse und Diskussion . . . . .	89
4.4	Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Wahrnehmungsaufgabe	93
4.4.1	Versuchskonstellation . . . . .	93
4.4.2	Ergebnisse und Diskussion . . . . .	96
4.5	Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Adaptationszeit . . . . .	99
4.5.1	Versuchskonstellation . . . . .	99
4.5.2	Ergebnisse und Diskussion . . . . .	100
4.6	Ergebnisse im Vergleich mit anderen Studien . . . . .	103
4.7	Einsatzbereiche der MCS-Methode und Bedeutung für die Praxis . . . . .	105
4.7.1	Applikationsgestaltung . . . . .	105
4.7.2	Optimierung der Befundumgebung . . . . .	106
4.7.3	Evaluierung von Werkzeugen zur Bildverarbeitung und -darstellung	106
4.7.4	Übertragbarkeit auf Anwendungen außerhalb der Mammographie	108
4.8	Zusammenfassung . . . . .	109

<b>5</b>	<b>Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von Leuchtdichteverhältnissen</b>	<b>111</b>
5.1	Kontrastempfindlichkeit bei Beleuchtungsstärken von 10–90 Lux . . . . .	113
5.1.1	Versuchskonstellation . . . . .	113
5.1.2	Ergebnisse und Diskussion . . . . .	113
5.2	Kontrastempfindlichkeit unter Verwendung von Einblendungen . . . . .	114
5.2.1	Versuchskonstellation . . . . .	114
5.2.2	Ergebnisse und Diskussion . . . . .	117
5.3	Zusammenfassung . . . . .	120
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>121</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>125</b>



---

## Vorwort

---

Seit der Einführung des bundesweiten Mammographie-Screenings, die im Jahre 2008 abgeschlossen wurde, besteht ein erhöhter Bedarf an der Bilderstellung und -interpretation. Die zuverlässige Beurteilung von Mammogrammen bekommt damit noch mehr Tragweite als bisher. Bei der Bildinterpretation kommt es neben korrekten sowohl zu falsch positiven als auch zu falsch negativen Beurteilungen. Während einige Fehler auf technische Ursachen zurückzuführen sind, beruhen andere auf Fehlern in der visuellen Suche oder der Bewertung des abgebildeten Gewebes durch den Radiologen. Um letztere durch gezielte Anpassungen in der Darstellung der Bilder zu minimieren, ist ein grundlegendes Verständnis der Prozesse im menschlichen visuellen System erforderlich.

Bei der Beschäftigung mit diesem Thema wird schnell offensichtlich, dass verschiedene Disziplinen beteiligt sind. Neben einem Gespür für die sensiblen Fragestellungen der Befundung in der Mammographie und damit der gesellschaftlichen Relevanz des Themas *Brustkrebs* ist eine intensive Einarbeitung in die Denkmuster und Methoden der Wahrnehmungspsychologie erforderlich. Die medizinisch-radiologischen und die wahrnehmungspsychologischen Aspekte müssen in Zusammenhang mit der Gestaltung der räumlichen Bedingungen und der Applikationsentwicklung inklusive der Visualisierung gebracht werden.

Viele Prozesse in der visuellen Wahrnehmung sind noch nicht vollständig erkannt und auch diese Arbeit wird kaum endgültige Antworten liefern können. Doch soll sie helfen, zielgerichtet neue Fragen zu stellen, welche die Erforschung der Wahrnehmung im radiologischen Kontext vorantreiben können. Damit haben wir in einigen Jahren hoffentlich noch mehr Erkenntnisse, die gewinnbringend in der Krebs(-früh-)erkennung eingesetzt werden können.

Über die Jahre habe ich vielfach Unterstützung erfahren und in Diskussionen gute Anregungen bekommen. Dafür möchte ich mich herzlich bedanken bei

- Heinz-Otto Peitgen, der mit seinen Fragen diese Arbeit in der Startphase vorangetrieben hat,
- meinen Mentoren Matthias Althaus, Richard Rascher-Friesenhausen und Jan Klein, die stets für Diskussionen offen waren, auch wenn es um Fachbereiche ging, mit denen sie vorher noch nicht in Berührung gekommen waren,
- Hans Strasburger für seine Begleitung in der Welt der Psychophysik und Experimentellen Psychologie,
- Bernhard Preim für seine Betreuung in der Endphase der Arbeit,

- James Culley (Hologic, Inc.) und Heike Seyffarth (MeVis BreastCare Solutions GmbH & Co. KG) für die Bereitstellung des Bildmaterials,
- den Kollegen von Fraunhofer MEVIS, die sich bereitwillig als Probanden für die Versuchsreihe zur Verfügung gestellt haben,
- Arthur E. Burgess für die Gespräche zur Untersuchung der Kontrastwahrnehmung in der Mammographie,
- Markus Borowski und Sven-Eric Ehlers für die Übermittlung ihrer Erfahrungen aus der medizinisch-physikalischen Praxis,
- Takashi Matsui für die anregenden Diskussionen zu den Eigenschaften einer räumlichen radiologischen Befundungsumgebung,
- Werner Wosniok für die Gespräche zur Methodik der statistischen Auswertung,
- Wolf Spindler für seine hilfreiche Unterstützung bei programmiertechnischen Fragen in MeVisLab,
- Caroline Kühnel für die Diskussionen und das Korrekturlesen,
- und der MeVis-Gruppe insgesamt für die Bereitstellung des Umfelds für diese interdisziplinäre Arbeit.

Besonders bedanken möchte ich mich bei meinen Eltern, meiner Schwester Haike und meiner Freundin Christine, die mir über die anstrengenden Jahre ermunternd zur Seite gestanden haben, bei Stephan für seine Geduld und liebe Begleitung, und bei Olaf und Thomas für ihre Freundschaft.

---

## Kurzdarstellung

---

Die Bildqualität eines Mammogramms hängt von der Aufnahmetechnik, den physikalischen Parametern des dargestellten Bildes, der technischen und räumlichen Befundumgebung und der Wahrnehmungscharakteristik des Betrachters ab. Für Wahrnehmungsaufgaben bei der Befundung von Mammogrammen spielt die individuelle Kontrastwahrnehmung im Niedrigkontrastbereich eine maßgebliche Rolle.

Das Ziel dieser Arbeit bestand darin, zu verstehen, von welchen Faktoren die Kontrastwahrnehmung beeinflusst wird und wie sie gemessen werden kann. Dazu wurde die MCS-Methode (**M**ammographic **C**ontrast **S**ensitivity) entwickelt. Mit dieser Methode kann die individuelle Kontrastempfindlichkeit eines Betrachters praxisnah im Kontext der Mammographiebefundung bestimmt werden. Dabei werden die Kontrastschwellen mit Hilfe einer psychophysikalischen Prozedur und unter Verwendung von Gabor-Mustern bzw. Ziffern und einer Aufgabe zur Orientierungsdiskrimination bzw. Identifikation gemessen. Die Anwendung der MCS-Methode wurde in einer Probandenstudie mit acht Teilnehmern und mit digitalen Mammogrammen von vier Patientinnen untersucht.

In der Praxis ist die Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit für verschiedenste Fragestellungen von Bedeutung. So sind entsprechende Untersuchungen relevant für die Medizin-Physik und Radiologie, um die Prozesse der Bilderzeugung, -verarbeitung und -befundung zu optimieren. Relevanz ist ferner im Rahmen der Softwareentwicklung gegeben, in Hinblick auf die Entwicklung von Werkzeugen zur Bildverarbeitung und -darstellung und in Hinblick auf das Design von Befundungsapplikationen. Zudem kann die MCS-Methode für die grundlegende psychologische Wahrnehmungsforschung eingesetzt werden.



---

# 1 Einführung

---

Mit der Zunahme des Anteils älterer Menschen in der Bevölkerung ist eine Zunahme von Krebserkrankungen verbunden [Bon99]. In Deutschland gab es 2004 circa 436.500 Krebsneuerkrankungen und 208.824 Krebssterbefälle. Sowohl bei den Neuerkrankungen als auch bei den Sterbefällen ist die Brustdrüse (Mamma) bei Frauen am häufigsten betroffen. Jährlich erkranken über 57.000 Frauen an Brustkrebs, wobei das mittlere Erkrankungsalter bei 63 Jahren liegt [Rob08].

Die malignen Tumore (Karzinome), die sich bei Brustkrebs manifestieren, unterscheiden sich nach ihrer Art und Aggressivität. Eine enge Beziehung besteht zudem zwischen der Größe des Karzinoms und der Überlebenschance der Frau. Bei einer Größe von weniger als 0,5 cm ist in 95% aller Fälle eine Heilung möglich. Bei einer Größe von über 2 cm sinkt die Heilungsrate auf circa 50%. Die mittlere Größe bei der Entdeckung liegt in Deutschland bei 2,3 cm [MSN<sup>+</sup>00].

Die Brustkrebsfrüherkennung wird unter anderem durch Screening-Untersuchungen unterstützt. Screening bezeichnet einen kontinuierlichen diagnostischen Prozess, der für bestimmte Zielgruppen der Bevölkerung über Jahre hinweg in definierten Zeitintervallen erfolgt und eine hohe Testsensitivität bei eventuell eingeschränkter Testspezifität aufweist. In Deutschland wurden in den vergangenen Jahren verschiedene Screening-Programme gestartet. So wurde von 2005–2008 im Rahmen der Brustkrebsfrüherkennung das Mammographie-Screening auf bundesweiter Ebene aufgebaut. Für andere besonders häufige Krebsarten wie Darmkrebs hatten sich Screening-Programme zu diesem Zeitpunkt bereits etabliert. Seit 2008 wird zudem ein Hautkrebs-Screening angeboten.

## 1.1 Mammographie und Befundung

Die Mammographie ist ein Verfahren zur Erstellung von zweidimensionalen Röntgenaufnahmen der Brust (Mammogramme). Die Bildgebung für die rechte und linke Brust erfolgt getrennt voneinander. Abbildung 1.1 zeigt zwei zusammengehörende Aufnahmen.

**Screening-Mammographie.** Das Potenzial der Screening-Mammographie<sup>1</sup> besteht darin, Karzinome bereits in Stadien sichtbar zu machen, in denen sie noch nicht tastbar sind. Ziel ist die Erfassung von Brustkrebserkrankungen möglichst im Anfangsstadium,

---

<sup>1</sup>*Screening-Mammographie* bezeichnet die Art der Untersuchung. So unterscheidet sich zum Beispiel das Vorgehen beim Befunden von Mammographiefällen von dem Vorgehen bei der kurativen Mammographie. *Mammographie-Screening* bezeichnet das Screening-Programm und damit den konzeptuellen Rahmen für die Untersuchungen.

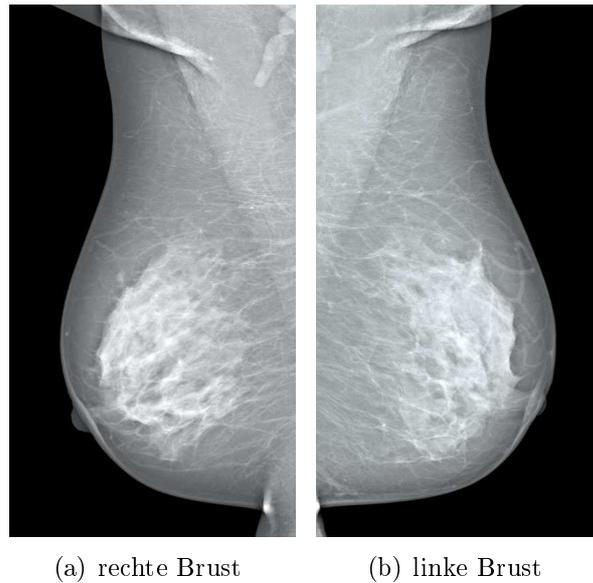


Abbildung 1.1: Mammogramme in einer bei der Befundung üblichen Bildanordnung (Hängung)

so dass brusterhaltende Therapien zum Einsatz gelangen können und gute Heilungschancen bestehen. Auf Basis der Ergebnisse einer Screening-Untersuchung wird entschieden, ob die Frau aufgrund von Verdachtsmomenten weitergehend untersucht wird (Mammadiagnostik).

In Deutschland ist das Mammographie-Screening im Abstand von zwei Jahren für Frauen im Alter von 50 bis 69 Jahren vorgesehen. Die Festlegung der Altersgruppe erfolgte nicht nur aufgrund des mittleren Erkrankungsalters, sondern auch aufgrund der Gewebecharakteristik. Bei jüngeren Frauen stellt sich das Brustgewebe im Röntgenbild dichter dar und ist somit schwieriger zu befunden. Mit zunehmendem Alter wird das Drüsengewebe so umgewandelt, dass der Fettanteil in der Brust steigt. Im Mammogramm stellt sich das Gewebe infolgedessen strahlentransparenter dar, und bereits kleine Verdichtungen und Verkalkungen lassen sich besser detektieren als in dichtem Brustgewebe.

Von der Screening-Mammographie ist die kurative Mammographie zu unterscheiden, die bei konkretem Verdacht auf pathologische Veränderungen und auch zur Verlaufskontrolle genutzt wird. Die Bildgebungsmethode an sich ist für Screening- und kurative Mammographie identisch. Da es in der Screening-Mammographie aber auf die Darstellung kleinster Karzinom-Anzeichen ankommt, stellt sie gegenüber der kurativen Mammographie eine besondere Herausforderung dar. Das Screening wird nur in hochspezialisierten Zentren durchgeführt. Das radiologisch-technische Personal, die befundenden Radiologen und die Pathologen sind speziell geschult und müssen ihre Qualifikation jährlich neu nachweisen.

**Befundung.** Screening-Mammogramme werden von zwei Radiologen unabhängig voneinander befundet (Doppelbefundung), um einerseits die Menge der übersehenen Karzine zu minimieren (hohe Testsensitivität) und andererseits für möglichst wenige gutartige Prozesse invasive Maßnahmen zu veranlassen (Testspezifität).

Grundlage für die Erkennung pathologischer Strukturen in Mammogrammen ist die Fähigkeit des Befunders, die Strukturen im Bild richtig zu interpretieren. Eine wichtige Voraussetzung dafür ist die Wahrnehmung der vielfältigen Niedrigkontraststrukturen, die ein Mammogramm kennzeichnen. Von Bedeutung sind darüber hinaus das Wissen über die (Bild-)Merkmale möglicher Funde und des Hintergrunds, eine effiziente Suchstrategie, die Fähigkeit, die Funde eindeutig von nicht-pathologischem Gewebe zu unterscheiden und plausible Kriterien zur Entscheidungsfindung, um pathologische Veränderungen von Artefakten zu unterscheiden [MTNK03].

**Computerunterstützung.** Die zunehmende Nutzung digitaler Technik in der Aufnahme und Darstellung von Mammogrammen bietet neue und flexible Optimierungsmöglichkeiten in der gesamten Prozesskette von der Bildakquisition bis hin zur Anzeige. Während die Bildakquisition, Speicherung und Anzeige bei der konventionellen Mammographie an einen Film gekoppelt sind, erfolgen sie bei der digitalen Mammographie unabhängig voneinander: Das Bild wird mit einem digitalen „Film“ akquiriert, auf einem elektronischen Medium gespeichert und auf einem Monitor angezeigt und befundet (Softcopy-Reading) [E+02].

Die Art der Darstellung eines Mammogramms entscheidet wesentlich über die Informationsdichte. Hauptsächlich genutzte Werkzeuge beinhalten Methoden zur Fensterung, Invertierung und Vergrößerung. Weiterhin werden als Methoden zur Erhöhung der Informationsausbeute CAD- (Computer Aided Detection) und CADx-Verfahren (Computer Aided Diagnosis) eingesetzt. Mit ihnen kann zum Beispiel die Detektion von Karzinomen mit Mikroverkalkungen unterstützt werden.

## 1.2 Psychophysik

Für Wahrnehmungsaufgaben bei der Befundung von Mammogrammen spielt die individuelle Empfindlichkeit für niedrige Kontraste eine maßgebliche Rolle. Sie kann mit Methoden der Psychophysik bestimmt werden.

Die Psychophysik beschreibt die Zusammenhänge von physikalischen Reizeigenschaften und subjektiven Empfindungen. Geprägt wurde der Begriff durch den Physiker G.T. Fechner in seinem Hauptwerk *Elemente der Psychophysik* (1860) [Fec60]. Mit dem Einsatz psychophysikalischer Methoden wird das Ziel verfolgt, die Beziehungen zwischen Empfindungen (Wahrnehmung) und Reizen (physikalischer Raum) zu beschreiben, zum Beispiel die Beziehungen zwischen wahrgenommener Helligkeit und Leuchtdichte oder Wellenlänge eines Lichtreizes. Das Konzept der *sensorischen Schwelle* spielt dabei eine zentrale Rolle, d.h. wie stark muss ein Reiz oder ein Reizunterschied mindestens sein, um wahrgenommen zu werden (Absolutschwelle, Unterschiedschwelle).

### 1.3 Ziele, Methodik und Ergebnisse der Arbeit

Eine geeignete Beschreibung der Sehleistung im Kontext der Befundung ist mittels der Kontrastempfindlichkeitsfunktion gegeben. Sie beschreibt das Verhältnis von Kontrast zur Ortsfrequenz eines definierten Musters. Die individuelle Kontrastempfindlichkeit für eine gegebene Ortsfrequenz ergibt sich aus dem Inversen der Kontrastschwelle für diese Ortsfrequenz.

Die Kontrastwahrnehmung wird im Kontext der Mammographie gewöhnlich mit Aufnahmen von Phantomen (Prüfkörpern) und einfachen Wahrnehmungsaufgaben, oder mit Mammogrammen und hochkomplexen Wahrnehmungsaufgaben untersucht. In der Regel sind in den Phantomaufnahmen einförmige Objekte vor einem homogenen Hintergrund dargestellt, die unter verschiedenen Kontrastbedingungen zu detektieren sind. Solche Detektionsaufgaben nehmen in der visuellen Verarbeitung nur einen Platz auf einer niedrigen Stufe ein, und die Ergebnisse erlauben keine Vorhersage für die Kontrastempfindlichkeit in komplexen Bildern, zumal der anatomische Hintergrund einen wesentlichen Einfluss auf die Kontrastempfindlichkeit hat. Bei der Verwendung von Mammogrammen werden dem Betrachter gemeinhin Aufgaben gestellt, die ein gewisses Maß an radiologischer Expertise voraussetzen, z.B. einen gegebenen Tumor zu detektieren. Die Erfahrung des Betrachters beeinflusst die Ergebnisse maßgeblich.

Um eine Beurteilung der Kontrastempfindlichkeit zu ermöglichen, welche einerseits den Einfluss des anatomischen Bildkontextes berücksichtigt und andererseits eine Entkopplung von der radiologischen Expertise eines Betrachters erlaubt, wurde in dieser Arbeit die MCS-Methode (MCS: Mammographic Contrast Sensitivity) entwickelt. Mit der MCS-Methode kann die Kontrastempfindlichkeit direkt in Mammogrammen bestimmt werden. In einer psychophysikalischen Prozedur werden die Kontrastschwellen mit Hilfe von Gabor-Mustern (Gauß-geglätteten Sinusgittern) verschiedener Ortsfrequenz<sup>2</sup> und Orientierung und mit einer Aufgabe zur Orientierungsdiskrimination gemessen (Abb. 1.2). Die Methode zielt vorrangig darauf ab, den Einfluss, den verschiedene Parameter der Bilddarstellung und der räumlichen Befundungsbedingungen auf die Kontrastempfindlichkeit des Betrachters haben, zu untersuchen. Probandenstudien zur Evaluierung von Werkzeugen zur Darstellung und Verarbeitung mammographischer Bilder können damit vereinfacht werden.

Um die Anwendbarkeit der MCS-Methode zu untersuchen, wurde eine Studie mit acht Probanden durchgeführt. Die Ergebnisse der Studie zeigen im Wesentlichen:

- Die Kontrastempfindlichkeit für Gabor-Muster im Mammogramm kann *nicht* aus der Kontrastempfindlichkeit für Gabor-Muster in einem homogenen Bild abgeleitet werden – die Lage der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen zueinander ist bei den Probanden unterschiedlich, d.h. es gibt individuelle Unterschiede in der Lage der Ergebniskurven zueinander. Die Notwendigkeit einer Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit in einem komplexen Bildkontext – auf einem Mammogramm – ist gegeben.

---

<sup>2</sup>Die Ortsfrequenz ist in der Wahrnehmungspsychologie definiert als die Anzahl der Perioden pro Sehwinkelgrad.

- Die Wahl des mammographischen Bildes hat keinen maßgeblichen Einfluss auf die Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktion, d.h. es ist unerheblich, ob die Messungen auf dichtem, fettreichem, homogenem oder stark strukturiertem Gewebe erfolgen, vorausgesetzt, dass die Bilder vor der Messung bzgl. ihres mittleren Grauwerts normiert wurden. Lediglich geringe Unterschiede im Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen können auftreten.
- Die Messungen der Kontrastschwellen werden nicht davon beeinflusst, ob vor Beginn der Messungen eine mehr-minütige Zeitspanne zur Adaptation an die Lichtverhältnisse im Befundungsraum gewährt wird.

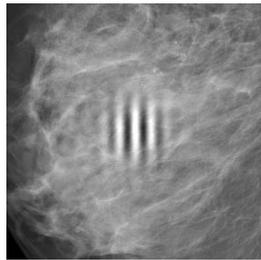


Abbildung 1.2: Darstellung eines Gabor-Musters in einem Mammogramm

Zusätzliche Untersuchungen wurden für zwei praxisnahe Problemstellungen durchgeführt, die Verwendung von Einblendungen als Werkzeug zur Bilddarstellung und dem Einfluss der Beleuchtungsstärke im Befundungsraum. Hierbei zeigte sich, dass Einblendungen die foveale Kontrastwahrnehmung nicht verändern, aber zu subjektiven Ermüdungserscheinungen führen, d.h. die Betrachtungsaufgabe wird als anstrengend empfunden. Für die Beleuchtungsstärke konnte die in der Mammographiebefundung übliche Präferenz von 10 lx nicht als optimal bestätigt werden. Ein Teil der Probanden zeigte bei höheren Beleuchtungsstärken von bis zu 90 lx eine verbesserte Kontrastwahrnehmung.

**Struktur der Arbeit.** Eine Einführung in die Kontrastbegriffe und die Faktoren, die sich auf den im Mammogramm wahrgenommenen Kontrast auswirken, wird in Kapitel 2 gegeben. In diesem Rahmen werden Aspekte der visuellen Wahrnehmung, die für das Verständnis der Befundungsbedingungen und die Konzeption und Anwendung der MCS-Methode besonders bedeutsam sind, beschrieben. Ferner werden anatomische, pathologische und röntgentechnische Grundlagen, und Aspekte für die Darstellung von Mammogrammen bei der Befundung thematisiert.

Die Kapitel 3 bis 5 repräsentieren den Schwerpunkt dieser Arbeit: die Entwicklung der MCS-Methode (Kapitel 3), die Untersuchung ihrer Anwendung im Kontext der Mammographiebefundung (Kapitel 4) und die praktische Anwendung anhand von zwei Fragestellungen, die Auswirkungen auf die Kontrastempfindlichkeit haben können, die Verwendung von Einblendungen und die Messung unter verschiedenen Beleuchtungsstärken (Kapitel 5). Abschließend werden die Ergebnisse in Kapitel 6 zusammengefasst.



---

## 2 Kontrast im Mammogramm

---

In der Mammographiebefundung ist die Fähigkeit des Betrachters zur Erkennung mammographischer Strukturen die entscheidende Voraussetzung für die Diagnose. Ein grundlegender Faktor auf der Seite des Betrachters ist dessen Fähigkeit zur Kontrastwahrnehmung. Mit dem praktischen Problem der Kontrastwahrnehmung im Mammogramm sind folgende große Themenkomplexe verbunden (Abb. 2.1):

- *Anatomie und Pathologie*: Vielfalt der Strukturen
- *Bildgebung (Röntgenmammographie)*: Fortsetzung der anatomisch bzw. pathologisch bedingten Strukturvielfalt in der Signalintensität digitaler Mammogramme
- *Befundungsumgebung*: Eigenschaften der darstellenden Applikation und der technischen Ausstattung, räumliche Bedingungen (z.B. Beleuchtungsstärke)
- *Wahrnehmungspsychologie*: Adaptation, Kontrastempfindlichkeit, visuelle Aufmerksamkeit etc.
- *Bildinterpretation*: radiologische Expertise des Betrachters

Diese Themenkomplexe bilden eine Kette. Damit der Betrachter seine Sehaufgabe, die Entdeckung und Deutung pathologischer Strukturen im Mammogramm, erfüllen kann, müssen alle Glieder der Kette aufeinander abgestimmt sein.

Die folgenden Abschnitte geben einen Überblick über die einzelnen Elemente der Kette, denn um die Herausforderungen der Interpretation mammographischer Bilder zu verstehen ist es notwendig, die Struktur der Brust, die Methoden der Bildgebung, die Vielfalt der mammographisch sichtbaren Strukturen und die räumlich-technischen Gegebenheiten bei der Befundung zu kennen und die Prozesse der visuellen Wahrnehmung zu verstehen.

Zunächst werden in Abschnitt 2.1 wichtige Kontrastbegriffe erklärt. Anschließend werden in Abschnitt 2.2 befundungsrelevante Aspekte der Wahrnehmungspsychologie vorgestellt. Die Abschnitte 2.3 und 2.4 beschreiben Anatomie, Pathologie und Bildgebung der Brust. Aspekte, die für die Darstellung des radiologischen Bildes relevant sind, werden in Abschnitt 2.5 thematisiert. Zudem werden dort wichtige Werkzeuge aufgelistet, die in der täglichen Befundung von Mammogrammen eingesetzt werden und die Kontrastwahrnehmung für ein Mammogramm beeinflussen können.

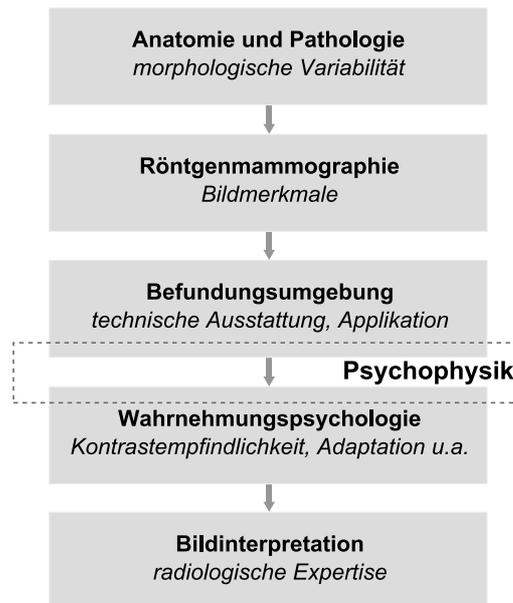


Abbildung 2.1: Bereiche von Faktoren, die den darstellbaren und wahrnehmbaren Kontrast beeinflussen

### 2.1 Kontrast

Licht wird im visuellen System in relativer Weise behandelt. Anstelle absoluter Leuchtdichten werden Leuchtdichteunterschiede benachbarter Orte verarbeitet. Kontrast, definiert als ein Verhältnis von Leuchtdichteunterschieden,<sup>1</sup> ist damit ein Aspekt der Sichtbarkeit eines Objekts. Die Verarbeitung von Kontrasten ist über große Leuchtdichtebereiche hinweg gewährleistet: das visuelle System kann sich an Leuchtdichten von weniger als  $1 \text{ cd/m}^2$  bis hin zu  $10^{10} \text{ cd/m}^2$  anpassen (Adaptationsumfang, [STT06]).

In Abhängigkeit vom Anwendungsbereich gibt es verschiedene Kontrastdefinitionen, mit deren Hilfe der (wahrgenommene) Kontrast eines dargebotenen Objekts ausgedrückt werden kann. Ausgewählte Definitionen und damit zusammenhängende Begriffe werden in diesem Abschnitt beschrieben.

#### 2.1.1 Licht und Helligkeit

Elektromagnetische Strahlung mit einem Wellenlängenbereich von 380 bis 780 nm stellt das sichtbare Licht dar [Hen02]. Nur für diesen schmalen Bereich des elektromagnetischen Spektrums ist das menschliche visuelle System empfindlich.

Licht lässt sich als Welle oder als Teilchen (Photonen, Lichtquanten) beschreiben. Daher gibt es verschiedene Erklärungsansätze für verschiedene Probleme [Hof03]. Beispielsweise wird Licht für Erklärungen der Reflexions- und Brechungseigenschaften eines Objekts als Welle definiert. Die Aufnahme von Licht durch die Rezeptoren der Netzhaut

---

<sup>1</sup>Im Rahmen dieser Arbeit wird Kontrast ausschließlich auf Leuchtdichteunterschieden definiert. Andere Arten von Kontrast, wie Farb- oder Sättigungskontrast [WL04], werden nicht behandelt.

lässt sich hingegen mit Hilfe der Teilchendefinition erklären.

Licht breitet sich als sinusförmige Transversalwelle durch den Raum aus. Von der Amplitude des Lichts hängt die Intensität, von der Wellenlänge – genauer: der spektralen Zusammensetzung – der Farbeindruck ab. Teilchen werden von einer eintreffenden Lichtwelle zu Schwingungen angeregt und senden diese Energie schließlich als Streulicht in alle Richtungen [Hoe99].

*Helligkeit* ist keine physikalische Größe, sondern eine Empfindung. Gemeinhin wird der Begriff Helligkeit als Oberbegriff für verschiedene Größen genutzt, welche die Stärke einer visuellen Wahrnehmung beschreiben. Eine photometrische Messung liefert einen Zahlenwert einer bestimmten lichttechnischen Größe, der jedoch *nicht* der Helligkeitsempfindung entspricht. Lediglich eine Abschätzung des erzeugten Helligkeitseindrucks ist möglich [Hen02]. Dazu wurde unter anderem von der CIE<sup>2</sup> eine spektrale Helligkeitsempfindlichkeitskurve des photometrischen Normalbetrachters festgelegt.

Für verschiedene Anwendungen werden verschiedene lichttechnische Größen benutzt [Hen02]. In dieser Arbeit sind die Größen *Leuchtdichte* und *Beleuchtungsstärke* relevant. Zur Beschreibung der „Helligkeit“ eines Bildes wird die *Leuchtdichte* (in cd/m<sup>2</sup>) herangezogen. Die „Raumhelligkeit“ hingegen wird über die Beleuchtungsstärke (in lx) beschrieben.

### 2.1.2 Kontrastdefinitionen

In Abhängigkeit von der Komplexität der Bilder und der Wahrnehmungsaufgabe sind verschiedene Kontrastdefinitionen geeignet. In der Psychophysik werden hauptsächlich zwei Kontrastdefinitionen verwendet: der *Weber-Kontrast*  $C_{Weber}$  und der *Michelson-Kontrast*  $C_{Michelson}$  (Gleichungen 2.1 und 2.2). Der Unterschied zwischen den Definitionen besteht darin, dass der Weber-Kontrast absolute, der Michelson-Kontrast hingegen relative Leuchtdichteunterschiede beschreibt.

$$C_{Weber} = \frac{L_1 - L_2}{L_2}, C_{Weber} \in \begin{cases} [0, \infty) & \text{wenn } L_1 \geq L_2 \\ [-1, \infty) & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.1)$$

$$C_{Michelson} = \frac{L_1 - L_2}{L_1 + L_2}, C_{Michelson} \in \begin{cases} [0, 1] & \text{wenn } L_1 \geq L_2 \\ [-1, 1] & \text{sonst} \end{cases} \quad (2.2)$$

$L_1$  und  $L_2$  stehen für die Leuchtdichten, die miteinander verglichen werden sollen, z.B. für die maximale und die minimale Leuchtdichte. Der Zusammenhang zwischen beiden Kontrastdefinitionen ist nichtlinear und kann durch die folgenden Umrechnungsformeln beschrieben werden [Str03]:

$$C_{Weber} = \frac{2C_{Michelson}}{1 - C_{Michelson}} \quad (2.3)$$

$$C_{Michelson} = \frac{C_{Weber}}{2 + C_{Weber}} \quad (2.4)$$

---

<sup>2</sup>CIE: Commission Internationale de l'Éclairage (Internationale Beleuchtungskommission)

Generell lässt sich festhalten, dass der Weber-Kontrast vor allem genutzt wird, wenn es um die Darstellung einfacher Muster (z.B. kreisförmiger Gebilde) vor einem gleichförmigen Hintergrund geht. Der Michelson-Kontrast wird genutzt, wenn gitter- oder sinusförmige Reize präsentiert werden [Str03, KRTN93] (Abb. 2.2). Im Rahmen dieser Arbeit wird der Michelson-Kontrast verwendet (Abschnitt 3.4.2, Seite 64).

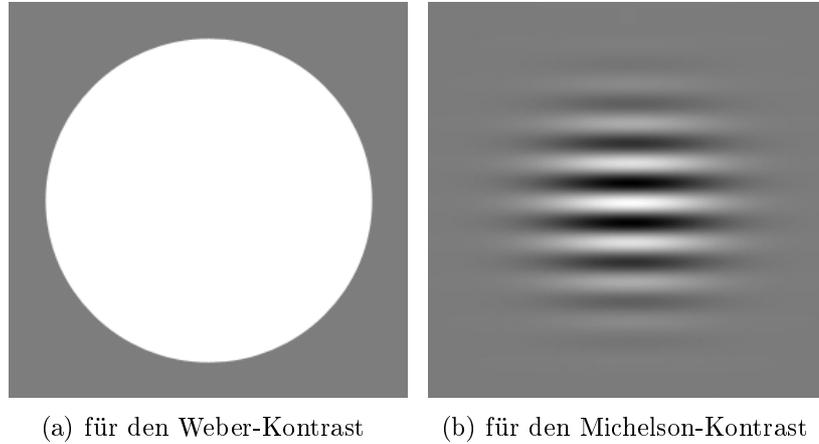


Abbildung 2.2: Typische Muster für die Anwendung der Weber- bzw. Michelson-Kontrastdefinition

An dieser Stelle sei lediglich auf zwei weitere häufig eingesetzte Kontrastdefinitionen hingewiesen, den Monitorkontrast  $C_{Monitor}$ , der vorrangig für optische Anzeigen und Bildschirme genutzt wird, und den Kontrast  $C_{DOG}$ , der in den DOG-Richtlinien<sup>3</sup> z.B. in den Anforderungen an Kraftfahrer spezifiziert wird (Formeln 2.5 und 2.6, [BWK<sup>+</sup>08]).  $L_{max}$  und  $L_{min}$  entsprechen hierbei der maximalen bzw. minimalen Leuchtdichte. Der Maximalkontrast eines Bildschirms wird damit durch sein Kontrastverhältnis beschrieben, z.B. 300:1.

$$C_{Monitor} = \frac{L_{max}}{L_{min}} : 1, C_{Monitor} \in [1, L_{max}] \quad (2.5)$$

$$C_{DOG} = \frac{1}{C_{Monitor}} = \frac{1}{L_{max}/L_{min}}, C_{DOG} \in [0, 1] \quad (2.6)$$

Abbildung 2.5 im folgenden Abschnitt demonstriert an einem Beispiel, wie unterschiedlich sich die Kontrastdefinitionen auf die Form und Lage einer Kontrastempfindlichkeitsfunktion auswirken. In [Pel90] wird ein Überblick über weitere Kontrastdefinitionen und ihre Vor- und Nachteile gegeben.

---

<sup>3</sup>DOG: Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft

### 2.1.3 Kontrastempfindlichkeit und Kontrastempfindlichkeitsfunktion

Eine *Kontrastschwelle* kennzeichnet den Kontrast, der für ein definiertes Objekt bei einer gegebenen Adaptationsleuchtdichte individuell gerade erforderlich ist, um die gestellte Aufgabe zu erfüllen, z.B. eine Ziffer zu identifizieren.<sup>4</sup>

Die *Kontrastempfindlichkeit* ist das Inverse der Kontrastschwelle, und die Kontrastempfindlichkeitsfunktion (engl. Contrast Sensitivity Function) gibt die individuelle Kontrastempfindlichkeit für verschiedene Ortsfrequenzen an (Abb. 2.3 und 2.4). Die Kontrastempfindlichkeit wird gemeinhin mit Hilfe von Sinusgittern bestimmt. Die variablen Parameter sind:

- Ortsfrequenz (Perioden pro Sehwinkelgrad, engl. cycles per degree (cpd))
- Orientierung
- Amplitude
- Phase
- Reizgröße und -position im Gesichtsfeld

In Abbildung 2.3 wird die Tatsache angedeutet, dass es einen Ortsfrequenzbereich gibt, in dem die Kontrastempfindlichkeit optimal ist, nämlich für den der mittleren Ortsfrequenzen (Bandpasscharakter der Kontrastempfindlichkeitsfunktion [BWK<sup>+</sup>08]). Für hohe und auch niedrige Ortsfrequenzen ist hingegen mehr Kontrast erforderlich, damit die Linienpaare voneinander unterschieden werden können, d.h. die Kontrastempfindlichkeit ist in diesen Bereichen niedriger. Für welche Ortsfrequenzen die maximale Kontrastempfindlichkeit erreicht wird, ist individuell verschieden. Das Maximum liegt meist zwischen 2 und 4 Perioden pro Sehwinkelgrad.<sup>5</sup>

### 2.1.4 Kontrastempfindlichkeitsfunktion vs. Kontrastdetaildiagramm

Ein Kontrastdetaildiagramm gibt an, welcher Kontrast nötig ist, um für ein definiertes Detail eine bestimmte Aufgabe zu lösen, z.B. es zu detektieren. Ein Kontrastdetaildiagramm kann als ein Spezialfall einer Kontrastempfindlichkeitsfunktion betrachtet werden. Die Details und die Betrachteraufgabe zur Erstellung von Kontrastdetaildiagrammen können – ebenso wie bei Darstellungen von Kontrastempfindlichkeitsfunktionen – sehr unterschiedlich sein. Die Aufgabe kann etwa darin bestehen, einfache Objekte vor einem homogenen Hintergrund zu detektieren [FHVM05, CKTR03] oder extrahierte

---

<sup>4</sup>Die Wahrnehmungspsychologie hat den Begriff der Reizunterschiedsschwelle (auch „eben merklicher Unterschied“, engl. Just-Noticable Difference (JND)) geprägt [Fec60]. Ein JND bezeichnet in diesem Zusammenhang den kleinsten Leuchtdichteunterschied, den ein Durchschnittsbetrachter unter gegebenen Bedingungen wahrnehmen kann.

<sup>5</sup>Untersuchungsergebnisse zur Kontrastempfindlichkeit, wie auch die in Abb. 2.4 dargestellte Kontrastempfindlichkeitsfunktion, beziehen sich in der Regel auf die Kontrastempfindlichkeit im zentralen Gesichtsfeld. In der Gesichtsfeldperipherie nimmt die Fähigkeit zur Wahrnehmung von Objekten mit hohen Ortsfrequenzen ab [STT06].

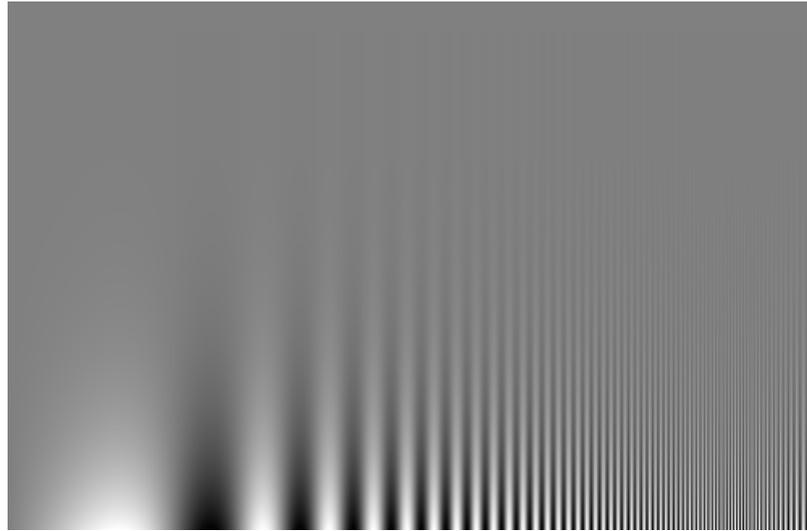


Abbildung 2.3: Illustration der Ortsfrequenzabhängigkeit der Kontrastempfindlichkeit: Campbell-Robson-Chart mit einem sinusförmigen Muster, variierend in Ortsfrequenz (in  $x$ -Richtung) und Kontrast (in  $y$ -Richtung). Die Ortsfrequenz erhöht sich exponentiell von links nach rechts. Bei niedrigen und hohen Ortsfrequenzen ist mehr Kontrast erforderlich, um die Linienpaare voneinander unterscheiden zu können (mit freundlichem Dank an I. Ohzawa, F.W. Campbell und J.G. Robson [CR68, Ohz05]).

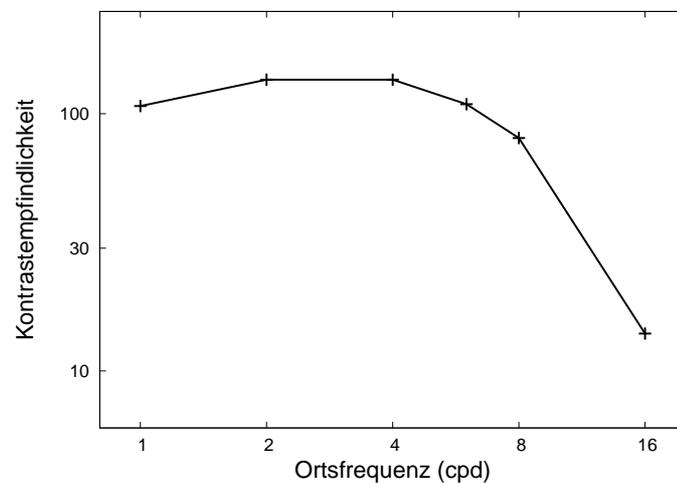


Abbildung 2.4: Kontrastempfindlichkeitsfunktion auf Basis des Michelson-Kontrasts. Das Beispiel stammt aus der in Kapitel 4 beschriebenen Probandenstudie und zeigt ein Ergebnis für die Kontrastempfindlichkeit bei Orientierungsdiskrimination für Gabor-Muster vor homogenem Hintergrund. Unterhalb von 1 cpd fällt die Kontrastempfindlichkeit in der Regel ab [CR68, Fly03].

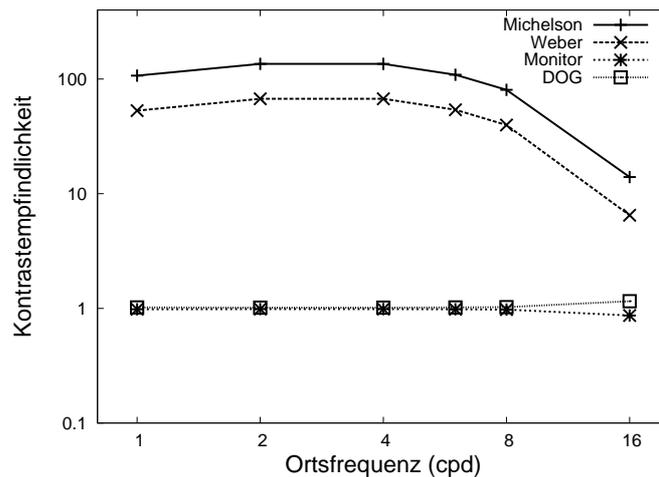


Abbildung 2.5: Unterschiede in der Kontrastempfindlichkeitsfunktion bei Anwendung verschiedener Kontrastdefinitionen, vgl. Formeln 2.1 bis 2.6.

bzw. simulierte Tumore auf einem Mammogramm zu detektieren und voneinander zu unterscheiden [BJJ01b, BJJ03, HOS<sup>+</sup>06].

Zum Beispiel führt die Beurteilung eines CDMAM-Phantoms<sup>6</sup> (Abb. 2.6) zu einem Kontrastdetaildiagramm (Abb. 2.7). CDMAM-Phantome kommen im Qualitätssicherungsprozess für die Mammographie zum Einsatz [FHVM05]. Sie bestehen aus einer Aluminiumplatte, in die Goldscheiben verschiedener Größe und Dicke eingebettet sind. Die Scheiben sind in einer Matrix mit quadratischen Regionen angeordnet. Die Dicke und Größe der Scheiben nimmt logarithmisch ab. Jedes Quadrat enthält zwei Scheiben, eine in der Mitte und eine in einer der vier Ecken.

In einem Röntgenbild des Phantoms stellen sich die Scheiben nicht nur mit unterschiedlicher Größe, sondern auch mit unterschiedlichem Kontrast dar. Der Betrachter hat die Aufgabe, die Röntgenaufnahme des Phantoms zu bewerten, d.h. anzugeben, in welcher der vier Ecken eines Quadrats die zweite Scheibe positioniert ist (Detektionsaufgabe). Die Objektgrößen und -kontraste jeder Matrixreihe, für die diese Aufgabe gerade noch gelöst werden kann, werden direkt in das zum CDMAM-Phantom gehörende Kontrastdetaildiagramm eingetragen, d.h. die entsprechenden Zellen werden im Diagramm markiert und miteinander verbunden, so dass im Diagramm schließlich ein Streckenzug aus Kontrastschwellen – nicht Kontrastempfindlichkeiten – entsteht (Abb. 2.7(a)).

### 2.1.5 Kontrastempfindlichkeitsfunktion vs. Modulationsübertragungsfunktion

Ein objektives Maß für das Auflösungsvermögen eines Signalübertragungssystems ist die Modulationsübertragungsfunktion [Röh67, Mar86]. Sie gibt, anschaulich gesprochen, die Kontrastwiedergabe von Bilddetails in Abhängigkeit von ihrer Größe an. Zur Bestimmung der Modulationsübertragung wird die Übertragung einer sinuswellenförmigen

<sup>6</sup>CDMAM: Contrast Detail Mammography

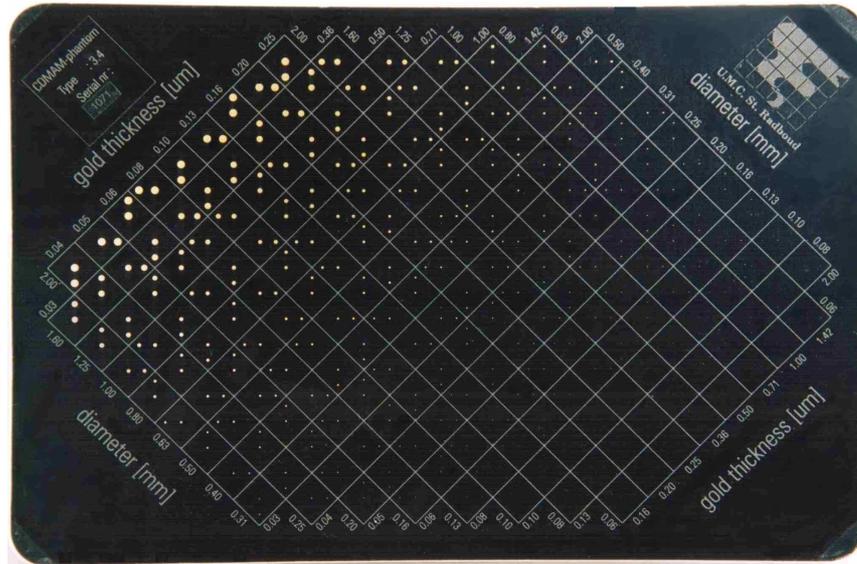


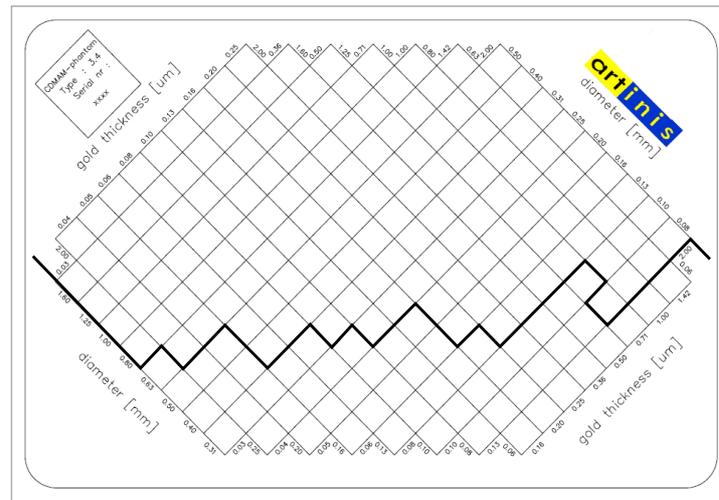
Abbildung 2.6: Artinis Contrast-Detail Phantom CDMAM 3.4 [Art09] (Abbildung mit freundlicher Genehmigung von Roeland van der Burght, Artinis)

Modulation des Objektkontrasts in den Bildkontrast gemessen.

Oftmals wird die Kontrastempfindlichkeitsfunktion als Modulationsübertragungsfunktion gedeutet. Eine solche Gleichsetzung ist nicht zulässig. Die Kontrastempfindlichkeitsfunktion bezieht sich auf den niedrigsten sichtbaren Kontrast und basiert auf dem psychophysikalischen Schwellenkonzept (siehe Abschnitt 3.5.1, Seite 66), welches von Nichtlinearität geprägt ist. Das heißt, unterhalb der Schwelle wird wenig oder nichts wahrgenommen und oberhalb der Schwelle viel oder alles – die Intensität des Ausgangssignals ist keine lineare Funktion der Intensität des Eingangssignals [Röh67, Mar86]. Die Modulationsübertragungsfunktion bezieht sich hingegen auf den ganzen Kontrastbereich und basiert auf einem linearen System, d.h. das Ausgangssignal ist eine lineare Funktion des Eingangssignals [Str03]. Die Modulationsübertragungsfunktion kann zwar für den optischen Apparat gemessen werden, beschreibt aber nicht den letztlich mit dem gesamten visuellen System wahrgenommenen Kontrast.

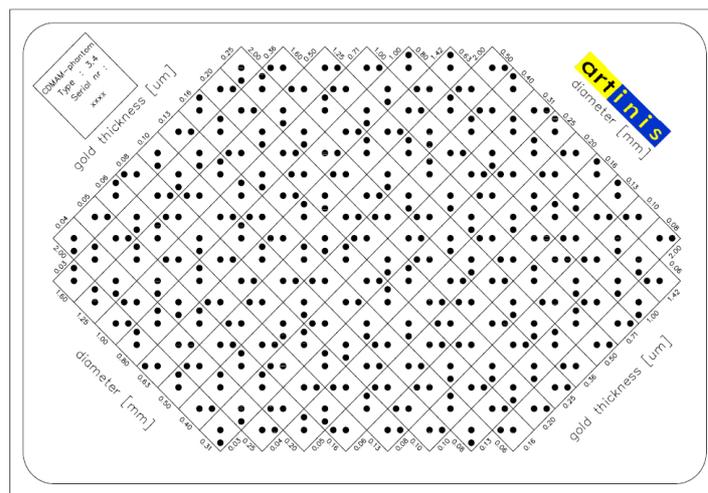
Bei einer Kontrastempfindlichkeitsfunktion wird die Kontrastempfindlichkeit gegen die Ortsfrequenz des Reizes, z.B. eines Sinusgitters, aufgetragen. Damit wird der Kontrast beschrieben der nötig ist, um Reize unterschiedlicher Ortsfrequenz wahrnehmen zu können. Bei einer Modulationsübertragungsfunktion wird der Modulationsübertragungsfaktor gegen die Ortsfrequenz aufgetragen. Formel 2.7 zeigt eine vereinfachte Berechnung des Modulationsübertragungsfaktors  $m$  aus dem Bildkontrast  $C_{Bild}$  und dem Objektkontrast  $C_{Objekt}$  für eine Ortsfrequenz  $f$ , für den Fall eindimensional modulierter Muster und ohne Berücksichtigung der örtlichen Phase und Zeit:

$$m = \frac{C_{Bild}(f)}{C_{Objekt}(f)} \quad (2.7)$$



Score form CDMAM-phantom, type 3.4

(a)



Evaluation form CDMAM-phantom, type 3.4

(b)

Abbildung 2.7: Auswertungsbogen eines CDMAM-Phantoms: (a) Ergebnis einer Auswertung in Form eines Kontrastdetaildiagramms (nach einem Ergebnisbeispiel von Fletcher-Heath und van Metter [FHVM05]); (b) Hilfsbogen mit den korrekten Antworten, der zur Analyse der Antworten eines Probanden verwendet wird (Abbildungen mit freundlicher Genehmigung von Roeland van der Burght, Artinis)

Aus diesen Schilderungen wird ersichtlich, dass die in Radiologie-Fachbüchern häufig anzutreffenden Formulierungen der Art:

Die Wahrnehmbarkeit von Details in Abhängigkeit von ihrer Größe wird von der sog. Modulationstransferfunktion wiedergegeben [HKS03]

nicht korrekt sind. Die Modulationsübertragungsfunktion gibt lediglich an, wie gut ein Detail (etwa auf der Netzhaut) abgebildet wird, aber nicht, wie gut das Detail für einen menschlichen Betrachter *wahrnehmbar* ist.

## 2.2 Aspekte der visuellen Wahrnehmung im Kontext der Mammographie

Die Wahrnehmbarkeit mammographischer Details hängt nicht nur von der Qualität des Bildes ab, sondern auch von der Leistungsfähigkeit des menschlichen Sehsystems und den Betrachtungsbedingungen. Die Betrachtungsbedingungen müssen auf die Eigenschaften des menschlichen Sehsystems ausgerichtet sein. Zum Beispiel hängen Sehschärfe und Kontrastempfindlichkeit vom Niveau der Leuchtdichte ab. Die Zapfen in der Netzhaut des Auges, die für die Sehschärfe und Kontrastempfindlichkeit und damit für die Befundung benötigt werden, sprechen erst ab circa  $20 \text{ cd/m}^2$  an. Zwischen  $100 \text{ cd/m}^2$  und  $300 \text{ cd/m}^2$  ist die Leistung der Zapfen optimal [DHHR99].<sup>7</sup>

In diesem Abschnitt werden die wahrnehmungspsychologischen Grundlagen für die Entwicklung der MCS-Methode und darüber hinaus für die Diskussion praxisrelevanter Fragen gelegt (vgl. Kapitel 3 bis 5). Dazu gehören unter anderem Schilderungen des visuellen Auflösungsvermögens, der Adaptation an Leuchtdichten und des Auftretens von Maskierungseffekten bei einander überlagerten Mustern.

### 2.2.1 Sehen als Konstruktionsprozess

Das Sehen ist nicht nur ein Vorgang passiver Wahrnehmung, sondern ein mehrstufiger Prozess aktiver Konstruktion. Größtenteils ist das Gesehene Ergebnis unbewusster Prozesse – Sehen scheint daher leicht zu sein. Tatsächlich wird beim Sehen jedoch fast die Hälfte der Großhirnrinde beansprucht [Hof03].

Das Grundproblem des Sehens ist, dass das Netzhautbild viele Interpretationen einer Szene zulässt. Doch anhand angeborener und erlernter Regeln, die sich wie eine Grammatik anwenden lassen, können verschiedene Betrachter zu einer gleichen oder ähnlichen Deutung der Szene gelangen. Der Einsatz der Regeln ermöglicht auch das Verstehen von Bildern, die noch nicht gesehen wurden [Hof03, Bra93].

Regeln zur Gruppierung und Symmetrie sind nur zwei Beispiele für die Vielzahl von Konstruktionsregeln, die beim Sehen angewandt werden. Die Geltung der Regeln ist nicht absolut: sie können zusammen wirken, einander außer Kraft setzen usw. Die Menge der Interpretationsmöglichkeiten eines Bildes kann durch die Anwendung von Regeln auf eine geeignete Anzahl reduziert werden. Zum einen ist dies notwendig, damit eine Szene

---

<sup>7</sup>Diese Grenzen können individuell etwas verschieden sein.

zünftig und möglichst korrekt erfasst und gedeutet werden kann, zum anderen verbindet sich damit aber auch die Möglichkeit zum Irrtum. Durch den Einsatz von Regeln wird der Betrachter immer auch „blind“ für andere Interpretationsmöglichkeiten.

Das ist auch der Fall, wenn Szenen betrachtet werden, die teilweise bereits bekannt sind. Betritt zum Beispiel eine Person einen bekannten Raum, so sieht sie nicht alles – obgleich sie das zu tun meint – sondern nur einen Teil des Raumes. Den Rest konstruiert sie aus ihrer Erinnerung und ggf. den aktuellen Inputs. Deshalb werden Änderungen im Raum, wie z.B. ein neues Bild an der Wand, mitunter nicht wahrgenommen. Dies kann auch beim Befunden von Mammogrammen geschehen, z.B. wenn der radiologisch erfahrene Betrachter mit bestimmten Erwartungen an die Analyse des Bildes geht und ungeeignete Suchstrategien anwendet (siehe Abschnitt 2.2.8, Seite 33).

Ein Anhaltspunkt dafür, dass visuelle Objekte *konstruiert* werden, ist die Existenz subjektiver Konturen und Flächen und Helligkeitsunterschiede. Sie sind nicht real vorhanden, werden aber vom menschlichen visuellen System wahrgenommen [Hof03]. Ein Beispiel dafür ist der simultane Helligkeitskontrast, bei dem zwei Objekte gleichen Grauwerts in Abhängigkeit von ihrer Umgebung heller oder dunkler wirken.

### 2.2.2 Funktion des Auges und visuelle Verarbeitung

Zum visuellen System gehören die folgenden Einheiten [Gol02]:

- ein Sinnesorgan (optischer Apparat), mit dem Reize aus der Umgebung aufgenommen werden können,
- Rezeptoren, welche die (physikalischen) Reize in neuronale Signale umwandeln,
- Neurone, die die Signale verarbeiten und ins Gehirn weiterleiten und
- zentrale Neurone im Gehirn, die die vorverarbeiteten Signale weiterverarbeiten und letztlich perzeptuelle Eindrücke bewirken.

Die Funktionseinheiten sind in den Abbildungen 2.8 und 2.9 schematisch dargestellt. Die Funktionen des optischen Apparates und der Augenmotorik (Folgebewegungen, Sakkaden, Vergenz) sind im Wesentlichen, das Bild auf der Netzhaut (Retina) zu fokussieren. In der Retina sind fünf Arten von Neuronen enthalten. Die funktional erste Schicht bilden die Photorezeptoren, die Zapfen und Stäbchen. Die von ihnen produzierten Signale (elektrische Impulse) werden an ein Neuronen-Netzwerk aus Horizontalzellen, Bipolarzellen, Amakrinzellen und Ganglienzellen weitergeleitet. Von den Ganglienzellen aus verlassen die Signale das Auge über den Sehnerv hin zum Corpus geniculatum laterale. Von dort gelangen sie schließlich über die Sehbahn zum striären und extrastriären Kortex (Abb. 2.9), wo schließlich die eigentliche Wahrnehmung generiert wird [Gol02].

Die visuelle Wahrnehmung ist durch *Nichtlinearität* geprägt. Dies beginnt bei unterschiedlich gewichteten neuronalen Verschaltungen und zieht sich bis hin zur kortikalen Verarbeitung. Änderungen der Parameter eines Reizes führen nicht zu direkt proportionalen Änderungen der Wahrnehmung dieser Parameter.

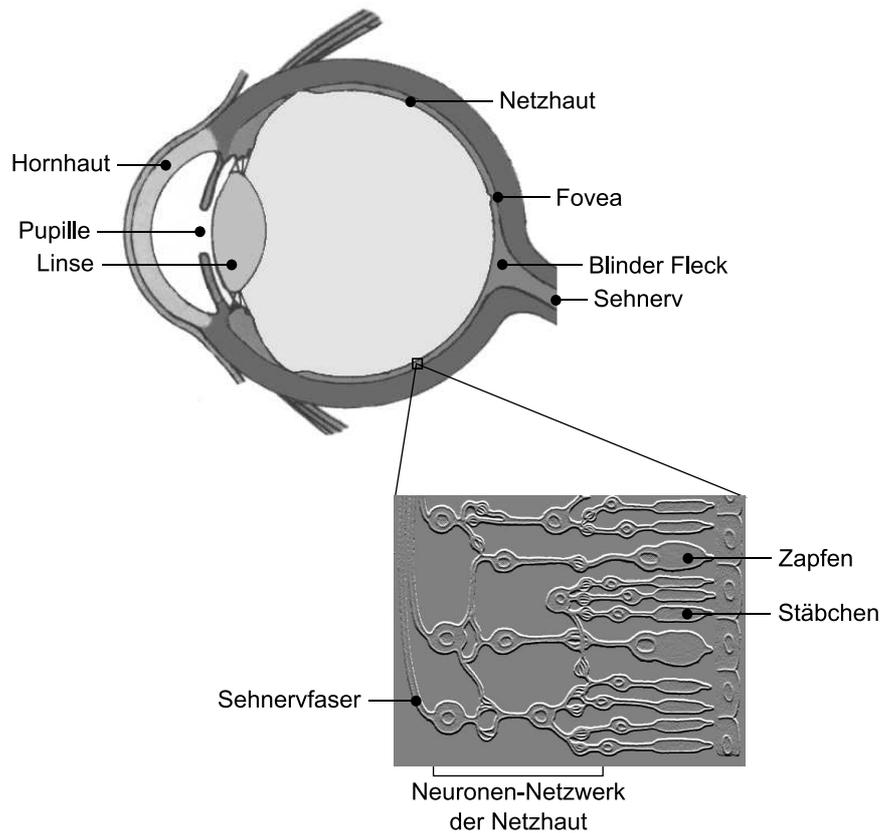


Abbildung 2.8: Aufbau des Auges und der Netzhaut

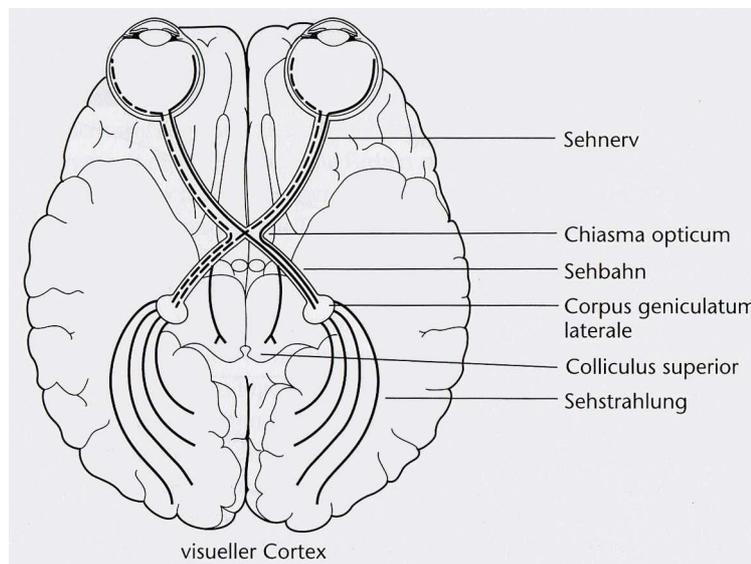


Abbildung 2.9: Weg der neuronalen Signale zum Kortex [Gol02] (From GOLDSTEIN. Sensation and Perception, International Edition, 7E (with CengageNOW), 7E. ©2008 Cengage Learning EMEA, a part of Cengage Learning, Inc. Reproduced by permission. [www.cengage.com/permissions](http://www.cengage.com/permissions))

Eine wesentliche Erkenntnis dazu wird in der Fechnerschen Skalierung der Empfindungsstärke formuliert [Fec60]: steigt die Reizstärke linear an, so nimmt die wahrgenommene Stärke, die sogenannte Empfindungsstärke, in einem großen Bereich angenähert logarithmisch zu; anders ausgedrückt: eine Vervielfachung der Reizstärke bewirkt nur eine lineare Zunahme des wahrgenommenen Reizes. Zum Beispiel nimmt die wahrgenommene Helligkeit eines Reizes nicht linear mit seiner Leuchtdichte zu. Um einen doppelt starken Helligkeitseindruck innerhalb eines gewissen Bereichs zu erzielen, ist eine 4,5-fache Steigerung der Leuchtdichte erforderlich [Str06].

### 2.2.3 Adaptationszustand bei der Befundung

Das menschliche Sehsystem arbeitet in hohem Maße adaptiv, d.h. der Bereich, in dem Kontrastverarbeitung möglich ist, wird durch Adaptation den Leuchtdichtebedingungen angepasst. Die Kontrastempfindlichkeit wird vom Adaptationszustand beeinflusst, denn dieser bestimmt die Empfindlichkeit der Photorezeptoren und die Art und das Ausmaß der Hemmungs- und Verstärkungsvorgänge auf neuronaler Ebene.<sup>8</sup>

Zunächst werden wichtige Fakten zu den Photorezeptoren, zu den Adaptationsbereichen, zu lokaler und globaler Adaptation und schließlich Blendungen beschrieben. Letztere können bei der Mammographiebefundung durchaus auftreten, insbesondere durch den Gebrauch bestimmter Werkzeuge zur Darstellung, z.B. bei kurzfristigen Invertierungen der Grauwerte und auch bei Verwendung von Einblendungen (siehe Abschnitt 2.5.3, Seite 50).

### Photorezeptoren

Die Zapfen und Stäbchen sind für die Transduktion des auf die Retina treffenden Lichtmusters in elektrische Signale verantwortlich. Sie unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Form, ihrer Verteilung auf der Retina und ihrer Reaktion auf Lichtreize.

Die Zapfen ermöglichen eine Auflösung feiner Details und eine Verarbeitung von Reizen, welche Farbwahrnehmungen hervorrufen, während die Stäbchen in der Dunkelheit und Dämmerung zum Einsatz kommen. Farben lassen sich mit Hilfe der Stäbchen nicht unterscheiden, da sie – im Gegensatz zu den Zapfen, bei denen drei Arten unterschieden werden können – alle dieselbe spektrale Absorptionscharakteristik aufweisen. Die Zapfen sind weniger lichtempfindlich als die Stäbchen und reagieren je nach Art stärker auf lang-, mittel- oder kurzwelliges Licht (L-, M- und K-Zapfen).

In der Fovea – dem zentralen Bereich der Retina mit einem Durchmesser von etwa 2° Sehwinkel – sind nur Zapfen enthalten. Die Fovea liegt direkt in der Blicklinie, so dass das Bild eines Objekts, das mit dem Auge fixiert wird, genau auf diesen Bereich fällt und möglichst scharf gesehen werden kann. Die Fovea ist klein, und ein Großteil

---

<sup>8</sup>Adaptationsvorgänge im visuellen System finden nicht nur auf retinaler Ebene, sondern auch im Kortex statt, insbesondere Adaptationen an bestimmte Ortsfrequenzen und Orientierungen [Gol02, LLH06]. Diese sind nicht Gegenstand dieser Arbeit. Es wird ausschließlich die Adaptation an Leuchtdichten betrachtet.

der sechs Millionen Zapfen<sup>9</sup> befindet sich in der Peripherie. Die 120 Millionen Stäbchen sind vollständig in der Peripherie enthalten. Ein kleiner Bereich der Peripherie ist frei von Rezeptoren, da durch ihn die Nervenfasern der Ganglienzellen das Auge als Sehnerv verlassen (blinder Fleck) [Gol02]. Abbildung 2.10 veranschaulicht die Verteilung der Rezeptoren. Korrelierend zur Dichteverteilung der Zapfen auf der Retina fällt die Kontrastempfindlichkeit von der Fovea zur Peripherie hin ab [Lac06].

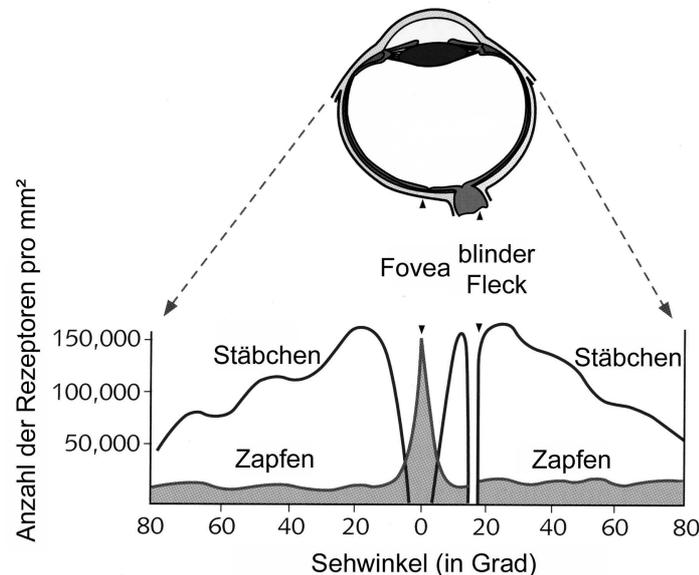


Abbildung 2.10: Verteilung der Stäbchen und Zapfen auf der Retina (nach [STT06], mit freundlicher Genehmigung von Oxford University Press)

### Adaptation an Leuchtdichten

Die Adaptation des Auges an bestehende Lichtverhältnisse findet auf drei Ebenen statt: der Pupillenreaktion, der photochemischen Reaktion der Zapfen und Stäbchen und der neuronalen Reaktion.

Bei schnellen Änderungen der Leuchtdichte wird der einfallende Lichtstrom zügig durch eine Anpassung der Pupillenweite geregelt. Längerfristige Anpassungen finden auf rezeptorischer und neuronaler Ebene statt. Dabei kommt es zu Veränderungen in den Empfindlichkeiten der Rezeptoren (durch Zerfall bzw. Regeneration des Rhodopsins) und in den Gewichtungen auf der Ebene der retinalen Neuronen (Amakrin-, Bipolar-, Horizontalzellen).

Die Fähigkeit, schwaches Licht zu sehen, hängt unter anderem von dem Ort des Gesichtsfelds ab, auf den der Lichtreiz trifft, und in Zusammenhang damit dem Anteil und der Art der involvierten Photorezeptoren. Zapfen und Stäbchen arbeiten in unterschiedlichen Lichtintensitätsbereichen optimal, Zapfen in Situationen mit hohen Intensitäten,

---

<sup>9</sup>Die Angaben zur Anzahl der Zapfen variieren in der Literatur. Snowden et al. gehen von acht Millionen Zapfen aus [STT06]. Goldstein [Gol02] und Welsch [WL04] geben sechs Millionen Zapfen an.

bei denen keine hohe Helligkeitsempfindlichkeit erforderlich ist, und Stäbchen bei geringen Lichtintensitäten. Durch dieses „Doppeldetektorensystem“ kann das visuelle System ein großes Spektrum an Intensitäten wahrnehmen [Gol02].

Zapfen und Stäbchen unterscheiden sich auch hinsichtlich der Empfindlichkeit für verschiedene Abschnitte des sichtbaren Spektrums elektromagnetischer Strahlung, d.h. des Absorptionsspektrums (spektrale Helligkeitsempfindlichkeit). Wenn das Sehen während der Dunkeladaptation von den Zapfen zu den Stäbchen übergeht, steigt die Empfindlichkeit für kurze Wellenlängen stärker als für längere Wellenlängen. Daher wird blaues Licht von den Stäbchen schon bei wesentlich geringerer Intensität wahrgenommen als beispielsweise rotes Licht. Das bedeutet jedoch nicht, dass blaues Licht mit den Stäbchen als blau wahrgenommen wird. Wie eingangs erwähnt, lassen sich mit den Stäbchen keine Farben erkennen.<sup>10</sup>

Welche Zeit zur Adaptation erforderlich ist, hängt davon ab, welche Leuchtdichtedifferenzen in welche Richtung angepasst werden müssen. Eine Anpassung an einen dunkleren visuellen Input (Dunkeladaptation) verläuft stets langsamer als eine Anpassung an einen helleren (Helladaptation) [Str06].

Eine abgeschlossene Hell- bzw. Dunkeladaptation entspricht einem Spezialzustand. Von einer Helladaptation ist die Rede, wenn sich das *gesamte* visuelle System an Leuchtdichten oberhalb von etwa  $3 \text{ cd/m}^2$  angepasst hat (*photopisches Sehen*). Ist das visuelle System an Leuchtdichten unterhalb von etwa  $0,01 \text{ cd/m}^2$  adaptiert, so liegt eine Dunkeladaptation vor (*skotopisches Sehen*). Dazwischen erstreckt sich der Bereich *mesopischen Sehens* [Hen02].<sup>11</sup>

In einer mammographischen Befundungssituation befindet sich der Adaptationszustand – bei einer realisierten Beleuchtungsstärke von  $10 \text{ lx}$  und maximalen Monitorleuchtdichten von  $> 300 \text{ cd/m}^2$  – im photopischen Bereich. Ideal ist ein Adaptationszustand, bei dem eine Adaptation auf die mittlere Leuchtdichte des Monitors besteht.

**Dunkeladaptation.** Wenn die Lichtverhältnisse von einem höheren auf ein niedrigeres Leuchtdichteniveau wechseln, erhöht sich die Lichtempfindlichkeit in zwei Stadien, einem schnellen Anfangsstadium und einem späteren, langsameren Stadium. Abbildung 2.11 illustriert diesen Sachverhalt mittels einer generalisierten Darstellung einer Dunkeladaptationskurve. Im ersten Stadium findet eine Adaptation der Zapfen, im späteren eine Adaptation der Stäbchen statt, verursacht durch die unterschiedlichen Eigenschaften der Sehpigmente. Im Vergleich zu den Zapfen adaptieren die Stäbchen deutlich langsamer: sie benötigen circa 20 bis 30 Minuten bis zum Erreichen ihrer maximalen Empfindlichkeit.

**Helladaptation.** Auch eine Helladaptation verläuft in zwei Phasen: in einer schnellen Phase, die nach 50–100 ms abgeschlossen ist, und einer anschließenden längeren Phase. Insgesamt verläuft die Helladaptation wesentlich schneller als die Dunkeladaptation [Str06].

---

<sup>10</sup>Da *Farbe* ein Sinneseindruck, aber keine physikalische Größe ist, gibt es genau genommen kein z.B. „blaues Licht“. Diese Terminologie wird hier lediglich zum einfacheren Verständnis benutzt.

<sup>11</sup>Die Grenzen können individuell etwas unterschiedlich sein.

**Globale und lokale Adaptation.** Die Adaptation kann über das ganze Gesichtsfeld verteilt und lokal stattfinden (Global- oder Lokaladaptation).<sup>12</sup> Zwischen der globalen und der lokalen Adaptation bestehen Wechselwirkungen. Lokale Adaptationen beeinflussen das globale Adaptationsniveau, und das globale Adaptationsniveau beeinflusst das Ausmaß von neuronalen Verstärkungs- und Hemmungsvorgängen und damit die lokalen Adaptationen.

**Transiente Adaptation.** Die *transiente Adaptation* ist ein Spezialfall. Sie tritt auf, wenn im Gesichtsfeld sehr hohe Leuchtdichteunterschiede abgebildet werden. Die hohen Unterschiede führen in Verbindung mit Blickwechseln zu einem häufigen Wechsel zwischen verschiedenen lokalen Adaptationszuständen. Der wahrnehmbare Kontrast wird infolgedessen reduziert.

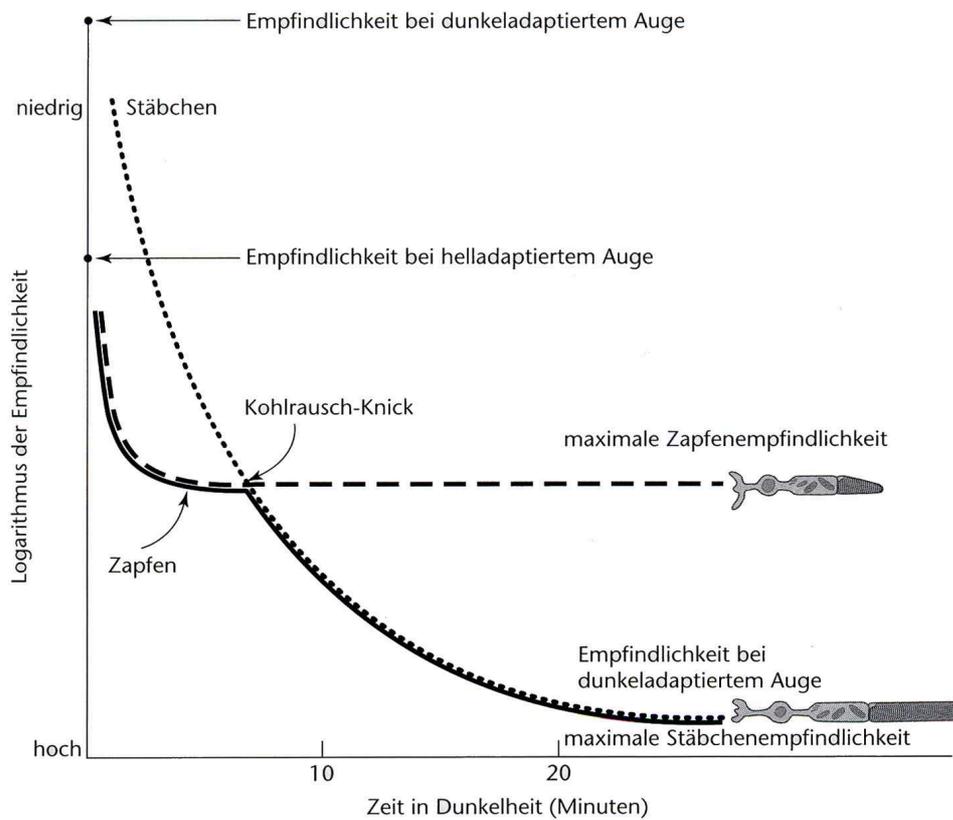


Abbildung 2.11: Die Dunkeladaptationskurven der Zapfen und Stäbchen. Die durchgezogene Linie zeigt die zwei Stufen der Dunkeladaptation. Die gestrichelte und die gepunktete Linie zeigen den Adaptationsverlauf für Zapfen und Stäbchen getrennt [Gol02]. (From GOLDSTEIN. Sensation and Perception, International Edition, 7E (with CengageNOW), 7E. ©2008 Cengage Learning EMEA, a part of Cengage Learning, Inc. Reproduced by permission. [www.cengage.com/permissions](http://www.cengage.com/permissions))

<sup>12</sup>Die Globaladaptation wird häufig auch als Totaladaptation bezeichnet.

## Blendung

Für die Blendung durch Lichtquellen ist die Leuchtdichte von zentraler Bedeutung. Eine Lichtquelle kann nur dann eine große Leuchtdichte aufweisen, wenn die Lichtstärke groß ist und/oder die Leuchtfläche klein ist. Bei gleichem Lichtstrom erscheint eine Lichtquelle umso heller, je kleinflächiger sie ist.

Ob eine Lichtquelle blendet, hängt in erster Linie vom Adaptationszustand des Auges und der Umgebungsleuchtdichte ab. Ferner sind die (scheinbare) Größe der Blendlichtquelle und der Projektionsort der Blendlichtquelle auf der Netzhaut von Bedeutung.

Nach einer Blendung ist die Sehleistung eingeschränkt. Objekte, deren Leuchtdichte sich nicht genügend von der aktuellen Wahrnehmungsschwelle abhebt, können übersehen werden. Erst nach Abschluss der Readaptation kann wieder die erforderliche Sehleistung erreicht werden.

Unterschieden wird vordergründig zwischen Adaptationsblendung, Relativblendung und Absolutblendung [Str06]:

- Adaptationsblendung: entsteht durch eine Störung des Adaptationszustands in Folge einer plötzlichen und erheblichen Änderung der Leuchtdichte und kommt besonders bei dunkeladaptiertem Auge vor.
- Relativblendung: entsteht durch *lokale* Störungen des Adaptationszustands in Folge zu großer Leuchtdichteunterschiede im Gesichtsfeld. Im betroffenen Bereich des Gesichtsfelds kommt es zu Veränderungen der Kontrastempfindlichkeit, der Sehschärfe und des Farbsehens.
- Absolutblendung: entsteht durch sehr hohe Leuchtdichten im Gesichtsfeld, für welche die maximale Adaptationsleistung überschritten wird. Absolutblendungen kommen unter den für die bildschirmbasierte Befundung typischen Bedingungen nicht vor.

Weiterhin kann zwischen dem Ort der blendenden Lichtquelle und ihrer zeitlichen Wirkung differenziert werden:

- Direkte und indirekte Blendung: Zu direkter Blendung kann es kommen, wenn der Betrachter an ein niedriges Leuchtdichteniveau adaptiert ist und auf dem Monitor eine hohe Leuchtdichte dargeboten wird. Indirekte Blendung durch Reflexion auf dem Monitor kommt bei den räumlichen Bedingungen, die in der bildschirmbasierten Befundung in der Mammographie gegeben sind, praktisch nicht vor.
- In- und Umfeldblendung: Die Blendlichtquelle liegt im Bereich des Gesichtsfelds, z.B. im Monitor (Infeldblendung), oder in der Peripherie, z.B. durch eine ungünstige Beleuchtungslösung im Befundungsraum (Umfeldblendung).
- Simultan- und Sukzessivblendung: Die Blendung wird gleichzeitig mit der tatsächlichen Blendung wahrgenommen und/oder erst im anschließenden Zeitbereich (Nachbild).

Die Blendungsempfindlichkeit kann über zwei Aspekte beschrieben werden: die physiologische und die psychologische Blendung. Sie können einzeln oder gemeinsam auftreten. Bei der *physiologischen Blendung* ist die Sehleistung herabgesetzt, beispielsweise durch eine verminderte Kontrastempfindlichkeit, Sehschärfe, Formerkennung und Wahrnehmungsgeschwindigkeit. Im Gegensatz zur psychologischen Blendung sind die Verminderungen der Sehfunktion messtechnisch nachweisbar. Bei einer *psychologischen Blendung* muss es nicht zu einem verminderten Sehvermögen kommen. Sie wird aber als unangenehm empfunden und kann z.B. die Konzentrationsfähigkeit beeinflussen [Str06].

### 2.2.4 Auflösungsvermögen

Das Auflösungsvermögen des menschlichen Sehsystems wird über die Sehschärfe (Ortsauflösung) und die Kontrastempfindlichkeit (Kontrastauflösung) beschrieben. Dabei stellt die Kontrastempfindlichkeitsfunktion ein grundlegendes Maß zur Beschreibung der Sehleistung dar.

#### Sehschärfe

Die Sehschärfe wird als der Kehrwert des Auflösungsvermögens – dem kleinsten wahrnehmbaren Abstand zweier Objekte (z.B. Punkte, Linien) – definiert. Der Wert für die Sehschärfe ist situationsabhängig. Bei einer Messung der Sehschärfe sind unter anderem der Adaptationszustand des Auges, die Reizgröße, der Kontrast zwischen Reiz und Umgebung, die Pupillenweite und der retinale Ort des Reizes zu berücksichtigen. Hinzu kommen Faktoren wie die Art der zu unterscheidenden Objekte, die Darbietungszeit und eventuelle Crowding-Effekte (vgl. Abschnitt 2.2.6, Seite 29) durch benachbarte Strukturen im Bild.

Die Sehschärfe hängt maßgeblich von der Dichte der Zapfen ab. Die Zapfendichte ist in der Fovea am höchsten und nimmt zur Peripherie hin ab. K-Zapfen, die vor allem auf blaues Licht reagieren, sind im zentralen Teil der Fovea (ca.  $1^\circ$  Sehwinkel) nicht vorhanden. Im Vergleich zu den L- und M-Zapfen sind sie zudem anteilmäßig nur gering vertreten. Die Sehschärfe für Muster, die gezielt Blauzapfen anregen, ist deshalb relativ gering, d.h. bei kurzwelligem Licht kommt es bedingt durch die Abstände zwischen den Blauzapfen zu einer retinalen Unschärfe. Auf den Abständen begründet sich auch der schlechtere Kontrast bei zum Beispiel blau im Vergleich zu gelb eingefärbten Bildern. In der Peripherie sorgt eine unregelmäßige Zapfenanordnung für die Unterdrückung von Täuschungen durch Alias-Effekte.

Gemessen wird die Sehschärfe unter streng definierten Bedingungen. Nach DIN EN ISO 8596 soll sie mit einem Stimulus – der Landolt-Ring ist hierbei das Normsehzeichen – auf einem Prüffeld mit einer festen Leuchtdichte aus einem Bereich von  $80\text{-}320\text{ cd/m}^2$  gemessen werden [Wes02]. Die Leuchtdichte des Stimulus muss unter 15% der Leuchtdichte des Prüffeldes liegen [DOG09].

## Kontrastempfindlichkeit

Wie bereits in Abschnitt 2.1, Seite 8ff. ausgeführt wurde, kennzeichnet der *Kontrastschwellenwert* den minimal erforderlichen Kontrast zur Wahrnehmung eines Unterschieds zwischen zwei Mustern definierter Ortsfrequenz. Die Messung erfolgt zum Beispiel mit Sinusgittern in unterschiedlichen Kontraststufen und mit wechselnder Orientierung. Die Kontrastempfindlichkeit entspricht dem Reziproken eines Kontrastschwellenwerts. Zur Darstellung der Kontrastempfindlichkeit eines Betrachters unter variablen Kontrastbedingungen kann aus den Kontrastschwellenwerten eine Kontrastempfindlichkeitsfunktion abgeleitet werden.

Kontrastschwelle sind – im Unterschied zur Sehschärfe – stark davon abhängig, welche Messmethode und -strategie eingesetzt werden, bei welcher Umgebungsleuchtdichte gemessen wird und wie der Kontrast definiert ist. Daher lassen sich für Kontrastschwellenmessungen keine so strengen Anforderungen spezifizieren, wie für Sehschärfemessungen. Die Parameter müssen in Abhängigkeit vom Kontext einer Untersuchung gesetzt werden. Bach et al. [BWK<sup>+</sup>08] listen relevante Parameter auf, die bei Messungen von Kontrastschwelle berücksichtigt und dokumentiert werden müssen. Dazu zählen beispielsweise das geprüfte Gebiet des Gesichtsfelds, die Darbietungszeit, die Größe und Leuchtdichte des Prüffeldes, die Messmethode und der Refraktionsstatus des Probanden.

## Sehschärfe vs. Kontrastempfindlichkeit

Oftmals wird angenommen, dass *Sehschärfe* mit Mustererkennbarkeit gleichgesetzt werden kann. Solch eine Gleichsetzung ist jedoch nicht zulässig. Die Sehschärfe beschreibt nur die Auflösung *kleiner* Strukturen bei einem *hohen* Kontrast [Str03].

Dass Sehschärfe und Mustererkennbarkeit nicht viel miteinander zu tun haben müssen, illustrieren die Abbildungen 2.12 und 2.13.<sup>13</sup> Der in Abb. 2.12 verwendete Stimulus ist ein Landolt-Ring. Der Proband muss die Richtung der Lücke bei variabler Stimulusgröße angeben. Bestimmt wird die Schwelle (Stimulusgröße), bei welcher der Proband die Aufgabe gerade noch korrekt lösen kann. Durch das Erkennen der Richtung der Lücke zeigt der Proband, dass sein Auflösungsvermögen mindestens der Breite der Lücke entspricht [Bac07]. Lediglich die rechte Spalte aus Abb. 2.12 würde bei einer Messung der Sehschärfe berücksichtigt werden. Das Ergebnis der Messung umfasst nur den kleinsten Stimulus dieser Spalte, bei dem die Position der Lücke noch korrekt detektiert werden kann (Abb. 2.12 oben rechts).

In der Abbildung wird neben der Stimulusgröße jedoch auch der Kontrast variiert. Bei einem großen Stimulus und einem geringen Kontrast ist die Position der Lücke nur schwer zu finden (Abb. 2.12 unten links). Über Messungen der Kontrastschwelle können alle gegebenen Stimulusgrößen in Zusammenhang mit ihrem Kontrast auf ihre Wahrnehmbarkeit hin getestet werden. In der resultierenden Kontrastempfindlichkeitsfunk-

---

<sup>13</sup>Im Gegensatz zur standardisierten Sehschärfemessung ist der Stimulus im Abbildungsbeispiel 2.12 invertiert, um den Bezug zu den Leuchtdichteverhältnissen zwischen Stimulus und Umgebung den Verhältnissen im Mammogramm anzunähern.

tion wird das Verhältnis zwischen Kontrast und Ortsfrequenz bzw. Größe des Stimulus beschrieben. Zwar darf auch die Kontrastempfindlichkeit nicht mit Mustererkennbarkeit gleichgesetzt werden, da zur Mustererkennung höhere kognitive Prozesse gefordert sind [Gol02], doch geht das Konstrukt der Kontrastempfindlichkeit über das der Sehschärfe hinaus (Berücksichtigung mehrerer Ortsfrequenzen, Niedrigkontrastbereich).

In Abb. 2.13 wurde das Verhältnis von Kontrast und Objektgröße exemplarisch auf einen isolierten Tumor vor einem homogenen Hintergrund übertragen. Details am Rand und im Inneren des Tumors sind in der linken Spalte durchgängig schlecht zu sehen, auch bei hoher Objektgröße. Über die Wahrnehmbarkeit von Strukturen mit nicht maximalem Kontrast wird mittels der Sehschärfe auch im mammographischen Kontext keine Aussage getroffen. Insbesondere wird das Problem, dass große Niedrigkontrastobjekte in der mammographischen Darstellung des Brustgewebes leicht übersehen werden können, durch eine ausschließliche Betrachtung der Sehschärfe nicht einmal berührt. Zur Charakterisierung der Sehleistung ist eine Bestimmung der Kontrastempfindlichkeiten also weitaus wichtiger als eine Bestimmung der Sehschärfe. Dies wird in der in Kapitel 3 beschriebenen MCS-Methode aufgegriffen.

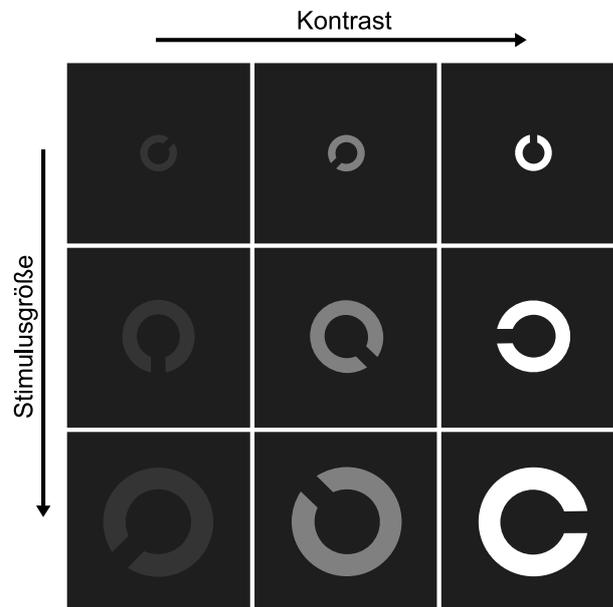


Abbildung 2.12: Kombinationen von Kontrast und Objektgröße am Beispiel eines Landolt-Rings

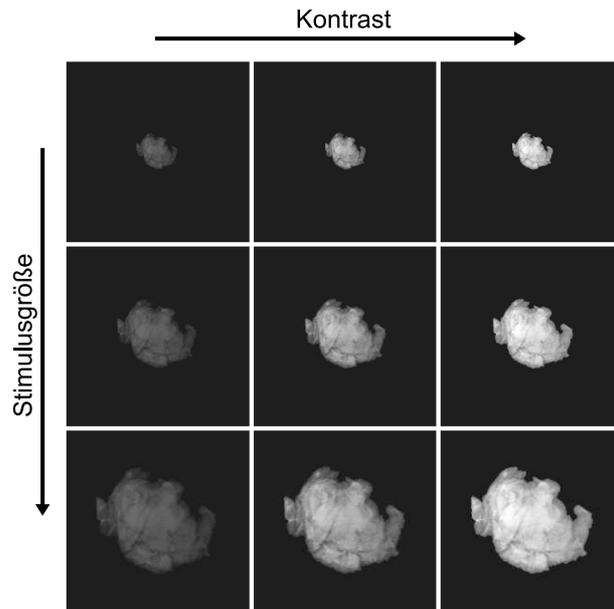


Abbildung 2.13: Kombinationen von Kontrast und Objektgröße am Beispiel eines isolierten Tumors

### 2.2.5 Laterale Hemmung

Ein Mechanismus zur Kontrastverstärkung wird durch die *laterale Hemmung*, ein Verschaltungsprinzip der retinalen Zellen, gestellt. In den Ganglienzellen des Sehnervs laufen die Informationen von vielen retinalen Rezeptoren zusammen, wobei die Signale in *rezeptiven Feldern* zu funktionalen Einheiten zusammengefasst werden. Rezeptive Felder können unterschiedlicher Größe und Struktur sein, z.B. mit einem verstärkenden Zentrum und einer hemmenden Umgebung (On-Zentrum-Neuron). Je nachdem, ob ein Lichtreiz im Zentrum oder in der Peripherie wirkt, wird er verstärkt oder gehemmt. Wirkt der Lichtreiz auf dem ganzen rezeptiven Feld eines On-Zentrum-Neurons, so erfolgt eine teilweise Hemmung, d.h. die Helligkeitsempfindung ist geringer als wenn nur das Zentrum beleuchtet wird [LEj02].

Als klassisches Beispiel für die Existenz rezeptiver Felder wird das Hermann-Gitter angeführt [Gol02, Spi94]. Beim Hermann-Gitter tritt eine optische Täuschung auf: die Kreuzungspunkte erscheinen – wenn sie nicht gerade fokussiert werden – abgedunkelt bzw. aufgehellt (Abb. 2.14). Auch wenn der Effekt nach neueren Forschungen nicht allein durch die Wirkung rezeptiver Felder erklärt werden kann [SC05, Bac08, Spi94], so illustriert das Gitter doch gut das *Konzept* dieser Felder (Abb. 2.15).

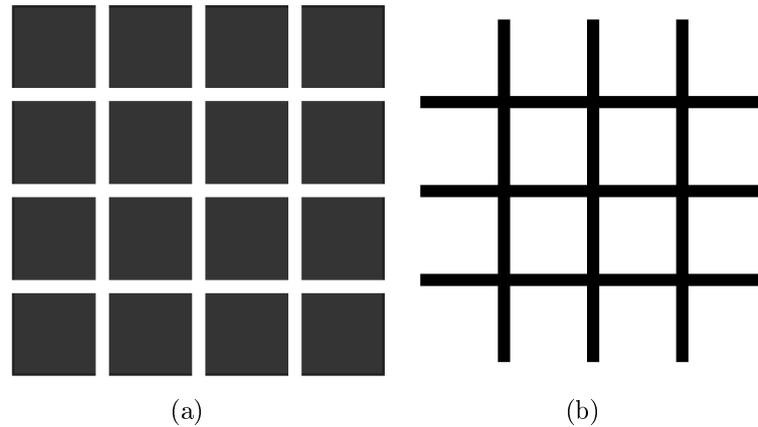


Abbildung 2.14: Hermann-Gitter: Im peripheren Gesichtsfeld erscheinen die Kreuzungen dunkler als die Straßen (a). In der Negativdarstellung (b) kehrt sich der Effekt um und die Kreuzungen wirken heller (nach [LEj02]).

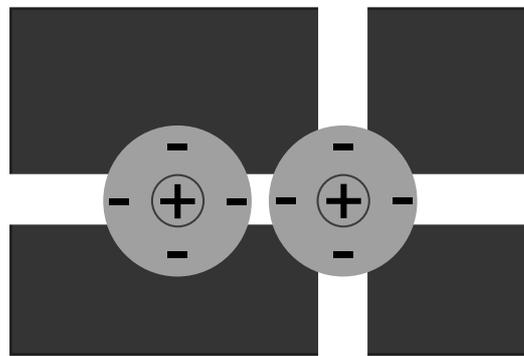
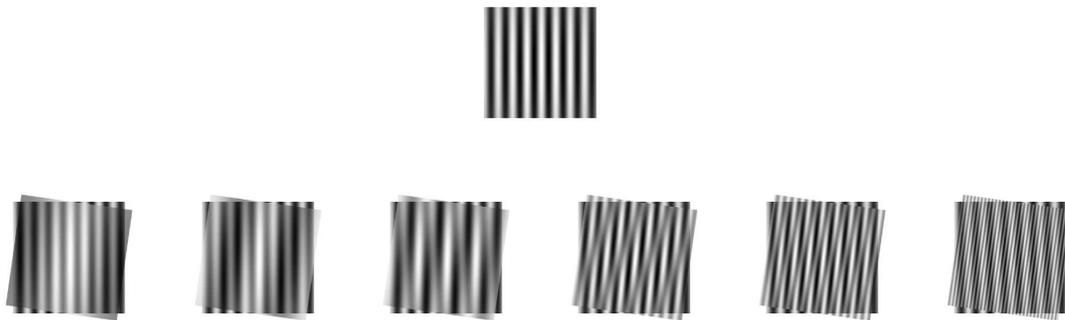


Abbildung 2.15: An den Kreuzungen wird die Peripherie des rezeptiven Feldes, hier in einer On-Zentrum-Konstellation, stärker beleuchtet. Dadurch wird die hemmende Wirkung auf das Zentrum verstärkt, und die Kreuzung erscheint dunkler (nach [WL04, LEj02]).

### 2.2.6 Maskierung und Crowding-Effekt

*Maskierung* ist ein perzeptuelles Phänomen, bei dem die Präsenz einer Struktur aufgrund der Präsenz einer anderen Struktur mit teilweise übereinstimmenden Merkmalen nicht erfasst wird. Maskierungseffekte treten im Allgemeinen für Objekte auf, die einander überlagern.<sup>14</sup> Wie stark ein Maskierungseffekt ist, hängt unter anderem vom Unterschied im Frequenzspektrum ([SIJ72, SS83, WMP83], Abb. 2.16), in der Orientierung ([STT06], Abb. 2.17) und im Kontrast ([LF80, DS97], Abb. 2.18) der Objekte ab. In der MCS-Methode, die im Rahmen dieser Arbeit entwickelt wurde, können aufgrund von Interaktionen des Zielreizes mit dem mammographischen Bildhintergrund solche Maskierungseffekte auftreten (vgl. Abschnitt 3.4.1, Seite 61).



Abbildungung 2.16: Beispiel für Maskierungseffekte mit Sinusgittern in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz. Das Zielobjekt ist in der oberen Reihe abgebildet. In der Reihe darunter wird das Zielobjekt von Sinusgittern anderer Ortsfrequenz überlagert. Diese maskierenden Objekte weisen eine einheitliche Orientierung auf, aber zunehmende Ortsfrequenz (von links nach rechts). Ist der Unterschied zur Ortsfrequenz des Zielobjekts gering, so tritt ein Maskierungseffekt ein. Bei einem großen Unterschied, wie in der Reihe ganz rechts, ist der Maskierungseffekt schwächer, und das Zielobjekt kann damit wieder leichter wahrgenommen werden.

Im Unterschied dazu manifestieren sich *Crowding-Effekte* – manchmal auch unter dem Begriff *laterale Maskierung* behandelt – in einer Verminderung der Wahrnehmungsleistung für ein Zielobjekt, wenn das Zielobjekt von anderen Objekten flankiert wird [Lev08, Str05]. Ein klassisches Beispiel für das Auftreten von Crowding-Effekten ist die Erkennung eines Buchstabens im peripheren Gesichtsfeld: Ist der Zielbuchstabe von weiteren Buchstaben flankiert, so wird seine Erkennung erschwert oder gar unmöglich gemacht. Der dabei auftretende Crowding-Effekt wird abgeschwächt, wenn die flankierenden Objekte weniger Ähnlichkeit mit dem Zielobjekt aufweisen, z.B. wenn sie durch Sinusgitter statt Buchstaben repräsentiert werden.

Für viele verschiedene Wahrnehmungsaufgaben von der Orientierungsdiskrimination von Sinusgittern, über die Buchstabenerkennung bis hin zur Erkennung von Gesicht-

<sup>14</sup>Maskierungseffekte können auch bei geringen Zeitabständen zwischen dargebotenen Reizen auftreten.

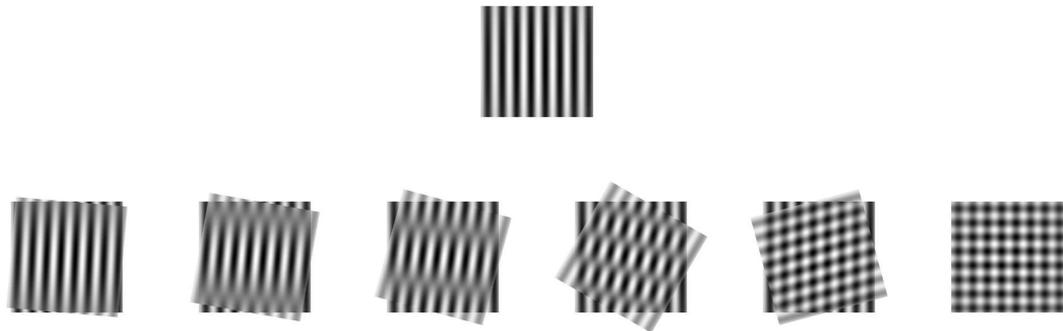


Abbildung 2.17: Beispiel für Maskierungseffekte mit Sinusgittern in Abhängigkeit von der Orientierung. Auch hier ist das Zielobjekt in der oberen Reihe abgebildet. Als maskierende Objekte dienen Sinusgitter anderer Orientierung. Ist der Unterschied in den Orientierungen beider Objekte nur gering, so wird das Zielobjekt nicht oder nur unter großer Mühe wahrgenommen, wie in den Abbildungen auf der linken Seite der Reihe: das Zielobjekt verschwindet unter dem maskierenden Objekt. Nimmt der Orientierungsunterschied zu, so nimmt die Stärke des Maskierungseffekts ab (Abb. nach [STT06]).

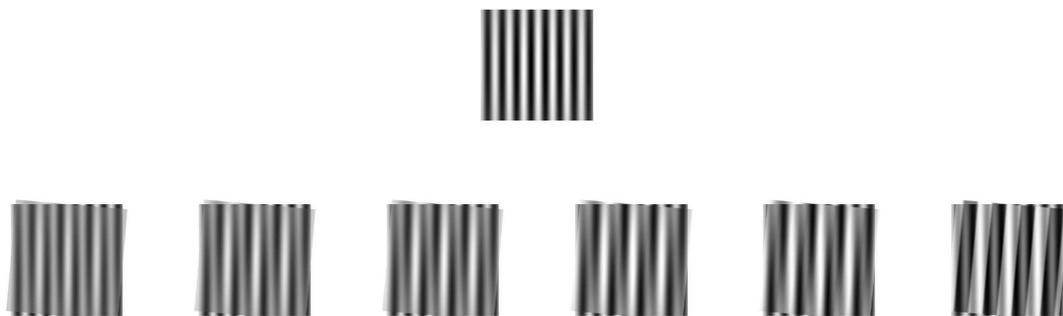


Abbildung 2.18: Beispiel für Maskierungseffekte mit Sinusgittern in Abhängigkeit vom Kontrast. Je höher der Kontrast des maskierenden Gitterobjekts ist, desto schwieriger ist die Orientierung des Zielobjekts wahrzunehmen. Die Kontrastschwellen für die Detektion nehmen mit zunehmendem Kontrast des maskierenden Objekts zu [DS97].

tern wurden Crowding-Effekte festgestellt. Im peripheren Gesichtsfeld ist der Wirkungsbereich von Crowding-Effekten proportional zur Exzentrizität eines Zielobjekts [Lev08, SM08]. Die Abbildungen 2.19 und 2.20 illustrieren das Zunehmen von Crowding-Effekten mit zunehmendem Abstand vom fixierten Bereich in einem Bild. Von welchen Parametern das Auftreten und die Stärke von Crowding-Effekten abhängt, ist vielfach untersucht worden. Levi gibt dazu einen Überblick [Lev08].

afjeg Anlee wepaofe ungaebgkao. Wer  
erjh. Mujjelaes alweihz an deh Msghtsur  
kee Wsofaelofi stehen, spannt sich een l  
mer Folswand auf. Hinter dem Wasztrfa  
ir dorfs des Rauschen hindurch in gne in  
i Lemgemld hinter uns schinmjlk maelfi e  
: aeg Mokte soetmjt et bek aerk nugk über

Abbildung 2.19: Vereinfachte Simulation eines Crowding-Effekts beim Lesen eines Textes (nach [PTF<sup>+</sup>07]). Crowding-Effekte behindern die Buchstaben-Erkennung und damit das Lesen in der Peripherie. Im Beispiel ist der beim Lesen fixierte Bereich eingekreist (*uncrowded center*). In der Peripherie (*crowded periphery*) sind Buchstaben ersetzt worden. Beim Fixieren des eingekreisten Bereichs fällt einem Betrachter die Buchstabenersetzung in der Regel nur geringfügig auf.

### 2.2.7 Mustererkennung

Zur Erklärung von Prozessen der visuellen Mustererkennung gibt es verschiedene Theorien. Andersen [And96], Solso [SR06] und Watanabe [Wat85] liefern einen Überblick. Drei wichtige, weithin bekannte Ansätze sind der Schablonenabgleich, die Merkmalsanalyse und die komponentiale Erkennung. Generell kann festgehalten werden, dass bei der visuellen Mustererkennung das Gedächtnis involviert ist. Dabei spielt nicht nur das Langzeitgedächtnis zur Speicherung von Strukturen eine Rolle. Bei der Erfassung komplexer Strukturen oder Szenen leistet auch die Speicherung im Arbeitsgedächtnis einen wichtigen Beitrag zur Mustererkennung.

Der *Schablonenabgleich* (engl. Template Matching) geht davon aus, dass ein Netzhautbild eines Musters an das Gehirn übermittelt wird, wo anschließend ein Vergleich mit bereits gespeicherten Mustern (Schablonen) stattfindet [And96]. Die Vielfalt bei der Mustererkennung wird mit dieser Theorie jedoch nicht erklärt. Eine weitere Theorie ist der Prototypenabgleich, bei dem nicht direkt mit Schablonen, sondern mit abstrahierten Mustern (Prototypen) verglichen und nach Ähnlichkeiten gesucht wird [SR06].

Bei der Theorie der *Merkmalsanalyse* wird jedes Muster als Kombination elementarer Merkmale betrachtet, d.h. erst werden die Merkmale des Musters und danach ihre Kombination erfasst. Ein wichtiger Vorteil gegenüber dem Schablonenabgleich besteht darin, dass effizient charakteristische Beziehungen zwischen den Merkmalen berücksichtigt werden können.

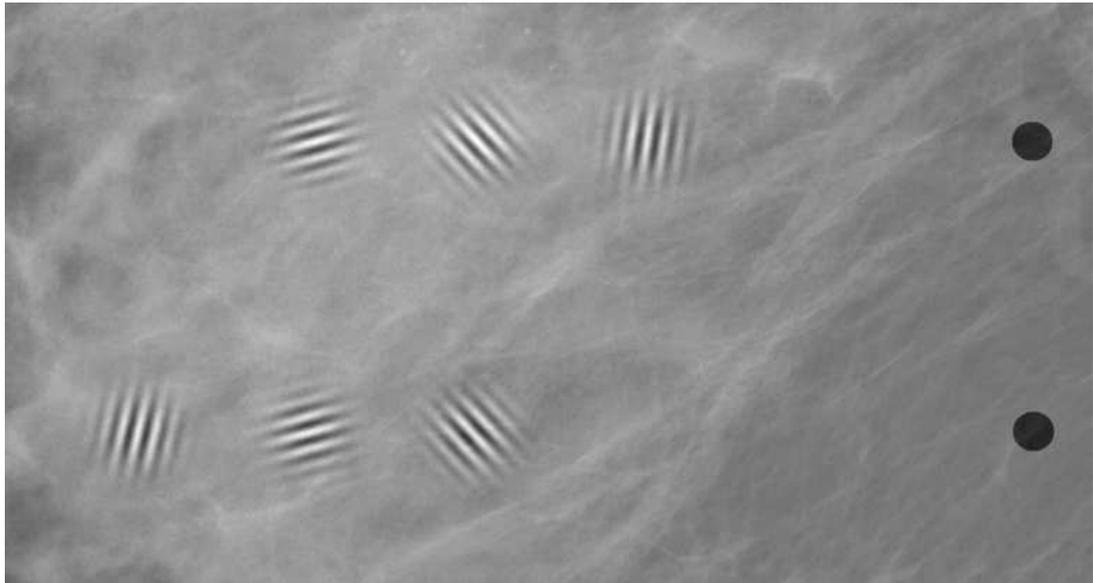


Abbildung 2.20: Illustration eines Crowding-Effekts mit Gauß-geglätteten Sinusgittern (Gabor-Mustern) auf einem Mammogramm. Die beiden Reihen unterscheiden sich durch ihren Abstand zu der zu fixierenden Scheibe. Je weiter entfernt (links) die Gabor-Muster platziert sind, desto schwieriger wird die Wahrnehmung ihrer Orientierung.

Für die Identifikation komplexer Objekte wurde als Erklärungsansatz die Theorie der *komponentialen Erkennung* entwickelt. Objekte werden demnach als Konfigurationen einfacher Teilobjekte wahrgenommen [And96].

Mustererkennung ist in der Mammographie selbstverständlich besonders wichtig. Die soeben aufgezählten Theorien weisen bereits auf den Umstand hin, dass Mustererkennung ein eigener Prozess ist. Dieser Prozess ist durch nichtlineare Operationen gekennzeichnet [ZB90, BZR98] und kann in den wesentlichen Aspekten nicht durch Untersuchungen der Kontrastempfindlichkeit für verschiedene Ortsfrequenzen erklärt werden. In früheren psychophysikalischen Studien wurde zudem gezeigt, dass mit der Detektionsleistung für ein Objekt nicht die Erkennensleistung für dieses Objekt vorhergesagt werden kann [SR96]. Ebenso wenig kann die Wahrnehmungsleistung für Gruppen von Objekten, wie z.B. Buchstaben, aus der Wahrnehmungsleistung für einzelne Objekte hergeleitet werden [Str03]. Die Wahrnehmung eines Objekts kann auf verschiedenen Verarbeitungsstufen stattfinden, die mit Wahrnehmungsaufgaben verschiedenen Schwierigkeitsgrads korrespondieren: der Detektion, Diskrimination, Identifikation oder Interpretation. Wenn ein Betrachter ein Objekt detektieren kann, so bedeutet dies nicht, dass er das Objekt auch von anderen unterscheiden, identifizieren oder interpretieren kann (vgl. Abschnitt 3.1, Seite 56).

Auch von der Wahrnehmungsleistung für einfache Muster auf die Wahrnehmung komplexer Muster zu schließen, ist nicht ohne weiteres möglich [SR96]. Wird zum Beispiel die Kontrastempfindlichkeit für Sinusgitter untersucht, welche auf einem Mammogramm dargeboten werden, so lassen sich valide Rückschlüsse nur auf die Wahrnehmung der Sinusgitter ziehen, aber nicht auf die Wahrnehmung mammographischer Strukturen. Da die Kontrastempfindlichkeit allerdings als eine Voraussetzung für die Auflösung von Strukturen und ihren Details angesehen werden kann, lassen sich zumindest Tendenzen formulieren: Kann ein Betrachter bei gegebener Ortsfrequenz ein Sinusgitter nicht auflösen, so wird er auch Musterdetails mit gleichen Ortsfrequenzanteilen nicht auflösen können.

### 2.2.8 Visuelle Aufmerksamkeit und Suche

In mehreren Augenbewegungsstudien wurde untersucht, wie Radiologen ein Mammogramm betrachten [Kru96, KBDR03, MTNK03, MT03, N<sup>+</sup>01, NMTKW02, MT06, MT08]. Dabei wurde gezeigt, dass der Blick eines Betrachters kreuz und quer über das Bild springt, d.h. es wird nicht strikt in *einer* bestimmten Richtung gescannt. Wie lange der Blick an welchen Stellen verweilt und wo er als nächstes hinwandert, hängt davon ab, welche (implizite) Suchstrategie der Betrachter anwendet, welche Strukturen im Bild seine Aufmerksamkeit erregen und über welche Erfahrung er bei der Interpretation der Strukturen verfügt. Generell lässt sich festhalten, dass verschiedene Radiologen ein Mammogramm auch mit verschiedenen Strategien nach verdächtigen Bereichen absuchen [MT08].

Demgegenüber gibt es in der konventionellen Mammographie und damit der Befundung am Lichtkasten Konzepte, die eine gerichtete, systematische Suche auf einem Mammogramm verfolgen. So wird von Tabar [TD02] vorgeschlagen, zwei zueinander gehörige Mammogramme der rechten und linken Brust mit Hilfe von Blenden systematisch zu betrachten. Dazu wird eine Abdeckung von Teilen der Mammogramme mittels undurchsichtiger Blenden aus Karton o.ä. vorgenommen. Der Betrachter mustert die korrespondierenden Bereiche der rechten und linken Brust abwechselnd einmal in horizontaler und einmal in schräger Richtung durch. Auf diese Weise sollen asymmetrische Verdichtungen, Architekturstörungen und andere Veränderungen sicherer erkannt werden. Ein weiteres Verfahren zur systematischen Mammogrammbetrachtung wird durch die Verwendung einer speziellen Lupe gestellt, einem länglichen Kasten, in dem zwei Lupengläser gleich einer Brille nebeneinander eingefasst sind. Der Befunder legt sein Gesicht an den Kasten und fährt schließlich das Bild mit der Lupe von oben nach unten ab [TD02]. Diese Konzepte der systematischen Bildbetrachtung haben sich bislang im Softcopy-Reading von Mammogrammen nicht etablieren können.

Die Verarbeitung visueller Informationen wird oftmals beginnend bei der Wahrnehmung beschrieben. Danach werden die Gedächtnisleistungen betrachtet. Wahrnehmung und Gedächtnis beeinflussen sich jedoch gegenseitig. Durch Wahrnehmungsvorgänge neu aufgenommene Informationen werden durch Gedächtnisprozesse geleitet und interpretiert [Gol02]. Auch eine visuelle Suche bei der Befundung von Mammogrammen basiert

auf Mustern, die das Gedächtnis zur Verfügung stellt. Mit zunehmender Erfahrung bei der Befundung werden diese Muster modifiziert und optimiert.

Die visuelle Wahrnehmungskapazität ist begrenzt, aber mit Hilfe von gesteuerten Aufmerksamkeitsprozessen kann eine effektive Analyse eines Bildes durchgesetzt werden. Die Aufmerksamkeit kann auf bestimmte Aspekte des Bildes gerichtet werden, während andere Aspekte außer Acht gelassen werden, d.h. Bildinformationen können verstärkt oder ausgefiltert werden [Geg03]. Einem Objekt, dem Aufmerksamkeit zuteil wird, werden mehr Verarbeitungskapazitäten zugeteilt und es wird in der Wahrnehmung stärker repräsentiert. Die Verteilung der visuellen Aufmerksamkeit steht in einer engen Beziehung zu Augenbewegungen, visueller Suche und Selektion, denn Aufmerksamkeit ist in der Regel auf den Blickfokus (Fixationspunkt) konzentriert. Umgekehrt geht aber auch einer Blickbewegung eine Lenkung der Aufmerksamkeit voraus.

Wird ein Objekt im Bild fixiert, finden weiterhin kleine Augenbewegungen statt. Dadurch wird gesichert, dass die Rezeptoren der Retina immer wieder neue Reizmuster aufnehmen und hinsichtlich ihrer Aktivität nicht nachlassen, d.h. dass sie nicht „ausbleichen“. Dies ist für die Wahrnehmung von Kontrastunterschieden bei langdauernder Fixation eines Objekts bedeutsam.

Nach [Gol02] besteht die visuelle Informationsaufnahme aus einer Folge von zeitlich diskreten Informationsstichproben. Für jede Stichprobe kann lediglich in einem Bereich von circa  $2^\circ$  Sehwinkel um den Fixationspunkt herum maximal detaillierte Information erfasst werden. Der Pfad der Fixationspunkte ist stark von der Aufgabenstellung abhängig, die sich mit der Betrachtung des Bildes verbindet. Somit ist Sehen ein komplexes Zusammenspiel von sensorischer Information, Sensomotorik und den Prozessen des visuellen Gedächtnisses.

Wenn bei der Befundung eines Mammogramms ein Tumor nicht als solcher erkannt wird, kann dies folgende Gründe haben [Kru03]:

- Die Suchstrategie des Betrachters war ungeeignet, so dass der Tumor gar nicht erst betrachtet wurde.
- Der Tumor wurde zwar betrachtet, doch nicht lange genug.
- Der Tumor wurde lange genug betrachtet, aber falsch interpretiert.

Für die ersten beiden der genannten Gründe wurde in der Wahrnehmungspsychologie der Begriff der *Inattentional Blindness*, der Blindheit durch fehlende Aufmerksamkeit, geprägt. Dabei wird ein Reizmuster nicht gesehen, weil ihm keine direkte Aufmerksamkeit geschenkt wird.

Krupinski et al. [KBDR03] stellten in Bezug auf die Detektion von Tumoren in der Lunge – einer Problematik, die mit der Tumordetektion in Mammogrammen vergleichbar ist – fest, dass einzelne Merkmale der Tumore zwar nicht die Aufmerksamkeit hinsichtlich einer ersten Fixation der Bildstrukturen beeinflussen, aber dass bestimmte Merkmale die Aufmerksamkeit verstärken, wenn die Tumore erst einmal fixiert wurden.

Hiermit soll die Einführung in wichtige Grundlagen der visuellen Wahrnehmung abgeschlossen sein. In den folgenden Abschnitten werden die wesentlichen Aspekte von Brustkrebskrankungen, Röntgenmammographie und bildschirmbasierter Befundung beschrieben.

## 2.3 Anatomie und Pathologie der weiblichen Brust

Die weibliche Brustdrüse (Mamma) erstreckt sich über dem großen Brustmuskel (Musculus pectoralis major). Das Drüsengewebe weist stets eine größere Ausdehnung auf als es der grobe Brustumriss erkennen lässt: ein langgestreckter, zungenförmiger Drüsenfortsatz zieht sich bis hin zur Axilla. Reichlich Binde- und Fettgewebe umgeben die Brustdrüse, und Bindegewebsstränge (Cooper-Ligamente), die sich vom Brustmuskel bis zur Haut erstrecken, gewährleisten strukturellen Halt (Abb. 2.21).

Der Drüsenkörper besteht aus 15 bis 20 Lappen, die gemeinsame Ausgänge (Ductus lactiferi) aufweisen. Die Ausgänge führen zu circa acht Mündungen der Brustwarze (Mamille). Hinter dem Warzenvorhof (Areola) erweitert sich jeder Ductus lactiferus zum Sinus lactiferus, in dem sich Milch und andere Sekrete sammeln. Zur Brustwand hin zweigen sich die Gänge in die terminalen Gangsegmente (Ductuli) auf. Von diesen schließlich gehen die Endsprossen (Azini) aus, die den milchproduzierenden Teil der Brustdrüse darstellen. Eine funktionelle Drüseneinheit wird dabei durch einen Lobulus gebildet, bestehend aus interlobulärem Ductus, Ductuli und den gemeinsamen Azini.

Ein Großteil des Lymphabflusses der Brust erfolgt über die axillären Lymphknoten. Ferner sind die Lymphgefäße beider Brüste miteinander verbunden. Daraus resultiert bei Krebskrankungen eine hohe Metastasierungsgefahr.

Anatomisch können Erkrankungen der Brustdrüse verschiedene Ausgangspunkte haben.<sup>15</sup> Die Einteilung der Erkrankungen erfolgt unter anderem basierend auf ihrer Form, Lage und Ausbreitung. So bezeichnet ein duktales Karzinom eine maligne Krebsform, deren Zellen sich entlang eines Gangs ausbreiten. Bei einem lobulären Karzinom hingegen füllen die Zellen die Lobuli aus.

Für die Brustdrüse lässt sich eine Vielzahl von Erkrankungen auflisten. Pathologische Veränderungen manifestieren sich in Mammogrammen häufig in Herden und Verkalkungen. Abbildung 2.22 gibt einen Überblick über charakteristische Formen. Im Folgenden werden Beispiele für besonders häufige pathologische Veränderungen aufgeführt und die wesentlichen – im Röntgenmammogramm erkennbaren – Merkmale beschrieben. Weitere Details zu den mammographischen Ausprägungen von Erkrankungen der Brust liefern Tabár und Dean [TD02] und auf eine schematische Weise Fischer [Fis03].

---

<sup>15</sup>Brustkrebskrankungen können auch beim Mann auftreten, sind jedoch vergleichsweise selten. Daher wird in diesem Abschnitt nur auf die weibliche Brust eingegangen.

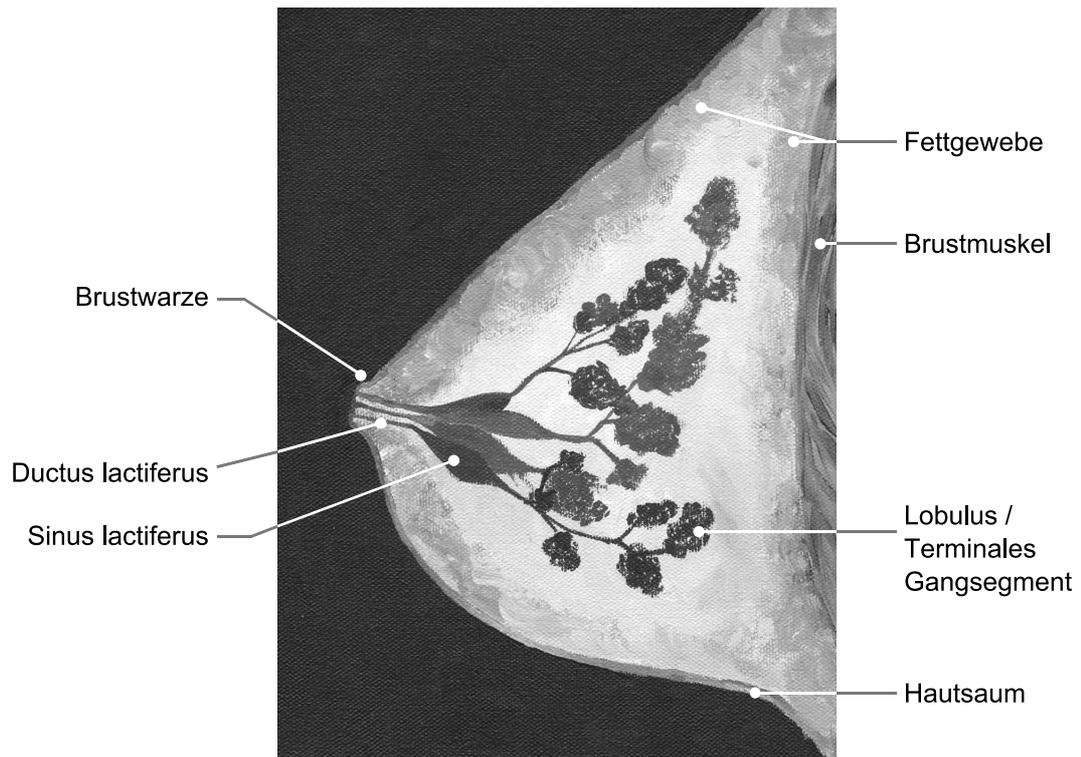
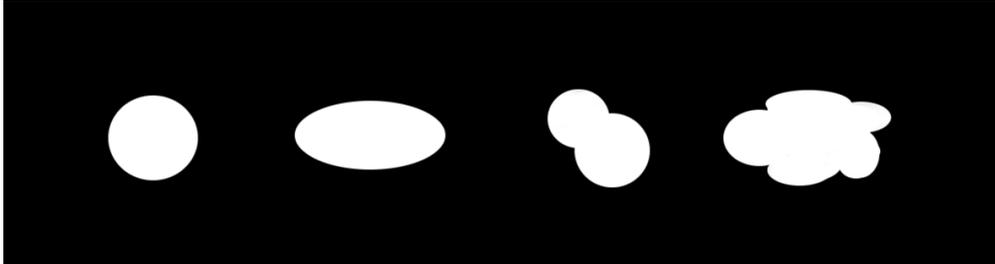


Abbildung 2.21: Schematische Darstellung der weiblichen Brustdrüse

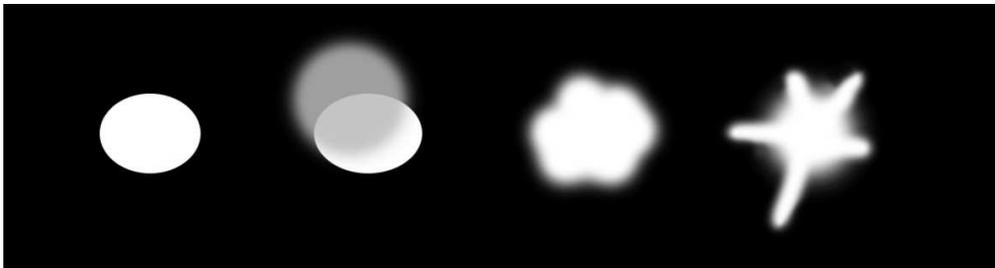
**Pathologische Veränderungen.** Typische Merkmale von Karzinomen sind eine unregelmäßige, strahlige Begrenzung und Anhäufungen von Mikrokalk (Abb. 2.23). Mammographisch sind die Randkonturen eines Tumors das entscheidendste differentialdiagnostische Kriterium. Allerdings liegen mitunter lediglich feine Kalkanhäufungen oder Strukturunregelmäßigkeiten als Hinweis auf eine maligne Veränderung vor.

Gutartige Veränderungen der Brust zeichnen sich in der Regel durch eine regelmäßige Struktur, glatte Begrenzung und grobschollige Verkalkungen aus. Sie können jedoch auch gruppierte Mikroverkalkungen und andere Malignitätsmerkmale ausbilden, so dass weitere Untersuchungen wie Ultraschall und eine histologische Abklärung unerlässlich sind. Gutartige Veränderungen sind zum Beispiel Fibroadenome, Zysten und Fettgewebsnekrosen. Das Fibroadenom ist der häufigste Mammatumor bei Frauen unter 35 Jahren. Mammographisch sind gut umschriebene, ovale oder gelappte Strukturen erkennbar (Abb. 2.24).

**Verkalkungen.** Mögliche Verteilungsmuster von Verkalkungen sind Gruppierungen, linienförmige Anordnungen, Häufungen in einem Brustsegment, Verstreuungen in einem großen Teil des Brustgewebes und diffuse Verteilungen über die gesamte Brust. Verkalkungen sind malignitätsverdächtig, wenn sie gruppiert sind und unterschiedliche Form und Größe besitzen. Auch feine, lineare oder verästelte Verkalkungen werden als Zeichen maligner Erkrankungen gewertet. Die Dichte von Verkalkungen kann erheblich variieren. Gutartige Verkalkungen sind meist grobschollig und schattendicht. Bei älteren Frauen



(a) Formen von Herdbefunden: rund, oval, polyzyklisch, polylobuliert



(b) Begrenzungen von Herdbefunden: glatt begrenzt, von anderem Gewebe überlagert, unscharf begrenzt, unscharf begrenzt mit strahligen Ausläufern



(c) Mikroverkalkungen: Formen (rundlich, oval) und Anordnungen (gruppiert, straßenförmig, dreiecksförmig)

Abbildung 2.22: Häufige Formen, Begrenzungen und Anordnungen von Herdbefunden und Mikroverkalkungen

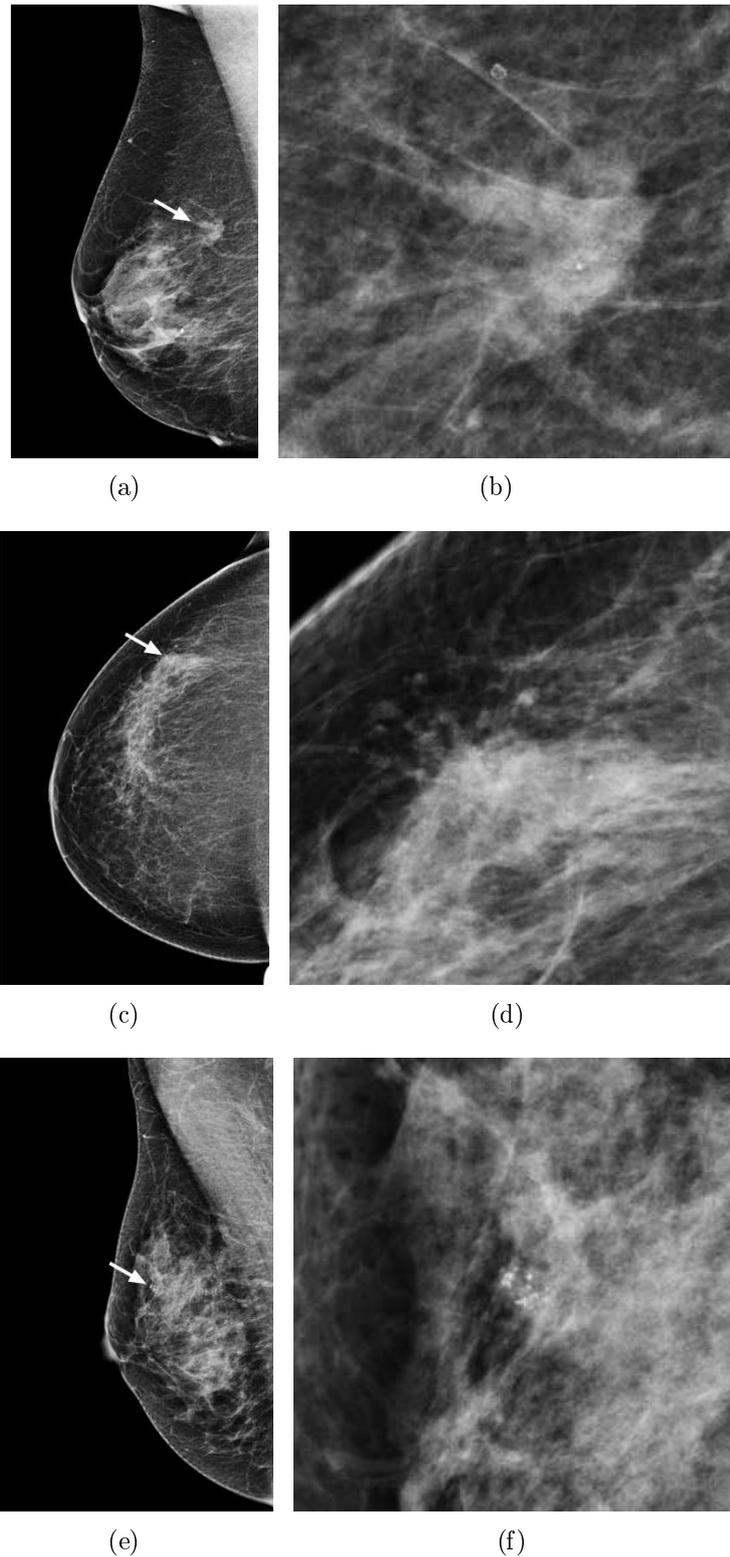


Abbildung 2.23: Beispiele für duktales Karzinome, jeweils mit einer Vergrößerungsdarstellung. Nicht immer zeigen sich pathologische Veränderungen so deutlich wie in Abb. (a) und (b). Das duktales Karzinom in (e) und (f) weist Mikroverkalkungen auf.

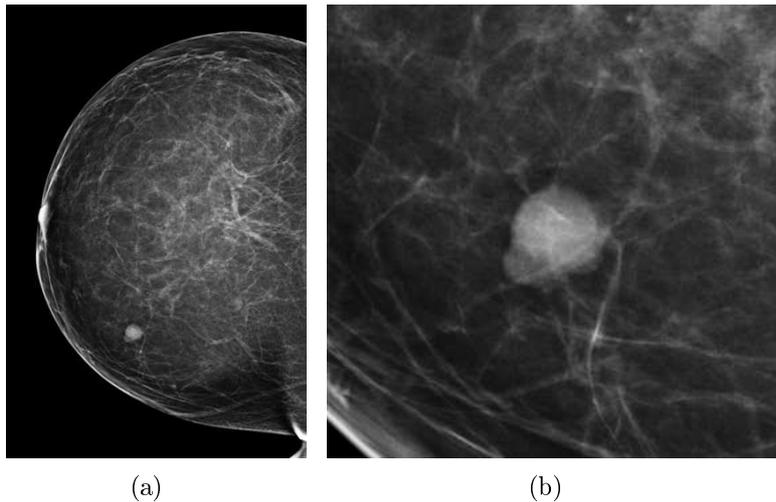


Abbildung 2.24: (a) Patientin mit Fibroadenom. (b) Vergrößerte Ansicht des Tumors.

sind außerdem häufig arterielle Gefäßverkalkungen zu finden – Mikrokalk in den Gefäßwänden, der im Mammogramm zu geschlängelten, streifigen, parallel angeordneten Verkalkungsmustern führt.

**Herde.** Herde sind Raumforderungen, die in verschiedenen mammographischen Ebenen sichtbar sind. Herde können kugelförmig, elliptisch, lobulär oder unregelmäßig geformt sein und glatte, wellenförmige, strahlenförmige oder unscharfe Begrenzungen aufweisen. Ausläufer kommen sowohl bei benignen als auch malignen Veränderungen vor. Bei ersteren sind sie häufig parallel angeordnet, bei letzteren sternförmig oder unregelmäßig. Neben der Form und Begrenzung ist die mammographische Dichte ein wichtiges Beurteilungskriterium. In den meisten Fällen ist die Dichte höher als im umgebenden Brustgewebe.

**Architekturstörungen.** Wenn im Mammogramm anormale Unregelmäßigkeiten des Brustgewebes sichtbar sind, ohne dass ein Herd ermittelt werden kann, werden die Störungen als Architekturstörungen eingestuft. Zu Architekturstörungen zählen unter anderem Gefügestörungen am Rand des Drüsengewebes und Spikulierungen, die strahlenförmig von einem Ort im Mammogramm ausgehen.

**Asymmetrien.** Die Kontrolle der Brüste auf gleiche Größe und symmetrische Verteilungen des Brustgewebes ist ein wichtiger Bestandteil des Diagnoseprozesses. Gewebsasymmetrien können bedingt sein durch fibrozystische Veränderungen, Karzinome, vorausgegangene operative Eingriffe und physiologische Involution.

**Zusatzbefunde.** In Ergänzung zu den bereits genannten Merkmalen können im Mammogramm weitere Befunde vorliegen. Dazu zählen Hauteinziehungen und -verdickungen,

Einziehungen der Brustwarze, Verdickungen der Bindegewebssepten, Hautläsionen und vergrößerte axilläre Lymphknoten.

## 2.4 Röntgenmammographie und Bildqualität

Neben der Mammographie kommen in der Bildgebung der Brust weitere Verfahren zum Einsatz, wie die Tomosynthese, die Ultraschallbildgebung und die Magnetresonanztomographie. Diese radiologischen Verfahren werden in der eigentlichen Brustkrebsdiagnostik genutzt. Für die Brustkrebsfrüherkennung hat sich die Mammographie etabliert, unter anderem wegen ihrer hohen Detail- und Kontrastauffösung.

Unterschieden wird zwischen digitaler und konventioneller (filmbasierter) Mammographie. Wichtige Vorteile digital vorliegender Mammogramme gegenüber konventionellen Mammogrammen bestehen in einem erweiterten Spektrum an Möglichkeiten der Verarbeitung der Bilder, der Darstellung mit interaktiven Werkzeugen, des Befundungsablaufs und der Bildverteilung zwischen radiologischen Einrichtungen.

Digital aufgenommene oder digitalisierte Mammogramme werden an hochauflösenden Graustufenmonitoren betrachtet, konventionelle Mammogramme hingegen an einem Lichtkasten (siehe Abbildung 2.28, Seite 46). Im Rahmen dieser Arbeit geht es ausschließlich um digitale Mammographie, und dieser Abschnitt gibt einen Einblick in ihre radiologisch-technischen Aspekte.

### 2.4.1 Aufnahmekonstellation

Mammogramme werden normalerweise für jede Brust in zwei Ebenen angefertigt. Anatomisch bedingt haben sich hauptsächlich zwei Projektionsebenen durchgesetzt: die medio-laterale Schrägprojektion (MLO) und die kranio-kaudale Projektion (CC) (Abb. 2.25). In der MLO-Projektion wird die Brust schräg seitlich geröntgt. Dabei werden Strukturen im Inneren des oberen äußeren Quadranten und der axillären Ausläufer nahezu vollständig dargestellt. In der CC-Projektion – einer Aufnahme aus der Horizontalen – wird die Brust ohne den axillären Bereich abgebildet. Dennoch ist die zusätzliche Anfertigung von CC-Projektionsaufnahmen diagnostisch relevant: Die Interpretation einander überlagerter Gewebe wird durch die Betrachtung von Aufnahmen unterschiedlicher Projektionsrichtungen unterstützt (Abb. 2.26). Neben den gängigen Projektionen liefern Spezialaufnahmen, wie die Tubuskompression und die axilläre Aufnahme, weitere Informationen bei der Abklärung unklarer oder suspekter Befunde [DHHR99].

Die Kompression der Brust während der Aufnahme ist wesentlich für die Aufnahmequalität. Zum einen wird die Brust durch die Kompression fixiert (Vermeidung von Bewegungsunschärfen), zum anderen werden Gewebsschichten voneinander getrennt, so dass pathologische Strukturen weniger von anderem Gewebe überdeckt werden. Des Weiteren werden durch die verminderte Brustdicke die Strahlendosis und die Streustrahlung reduziert. Letzteres führt zu einem besseren Kontrast. Überdies wird der Abstand der Strukturen zum Detektor verringert, was zu einer Reduktion der geometrischen Unschärfe führt.

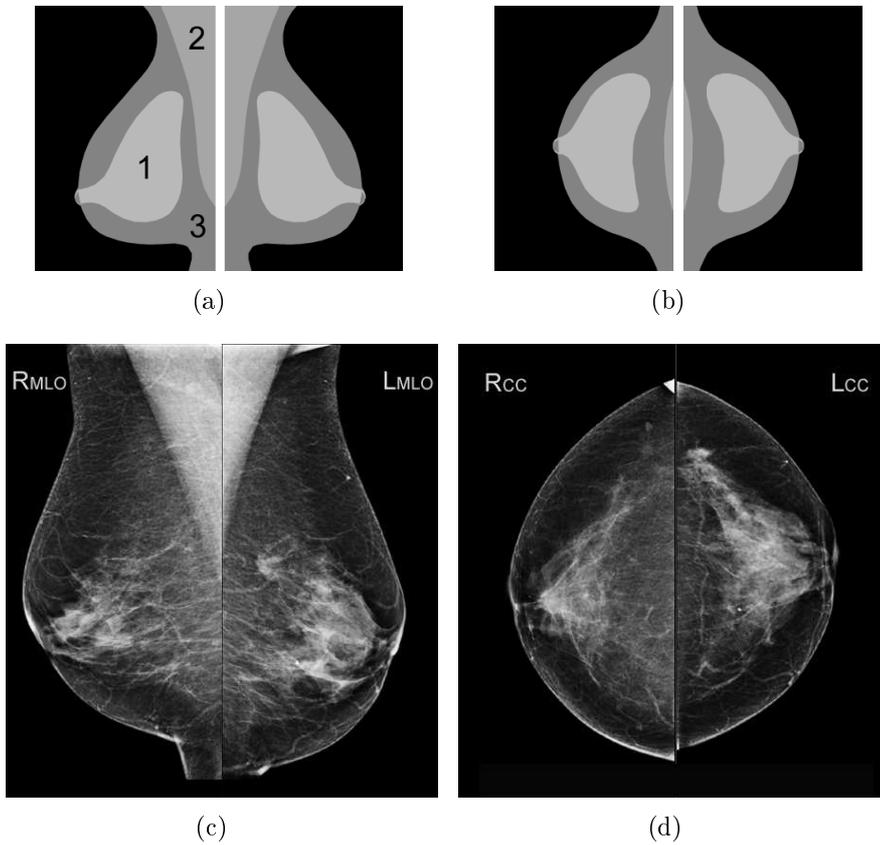
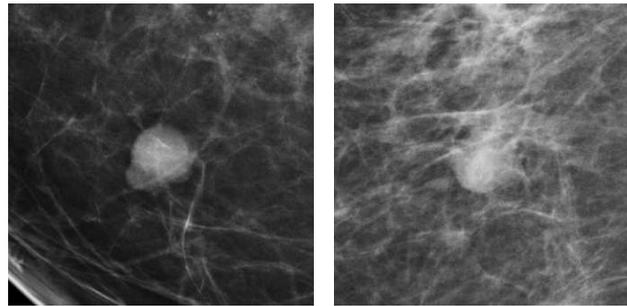
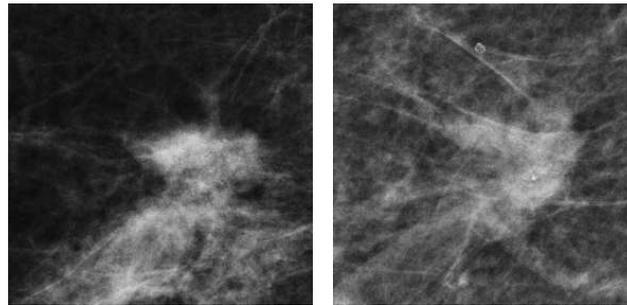


Abbildung 2.25: Schemazeichnungen von MLO- und CC-Projektion und entsprechende Aufnahmen einer Patientin. Die Mammogramme werden von einem Radiologen so betrachtet, als ob die Patientin vor ihm steht. Daher ist die Aufnahme der rechten Brust jeweils links dargestellt, und die Aufnahme der linken Brust rechts. In den Schemazeichnungen gelten folgende Entsprechungen: 1: Drüsengewebe, 2: Brustmuskel, 3: Fettgewebe.



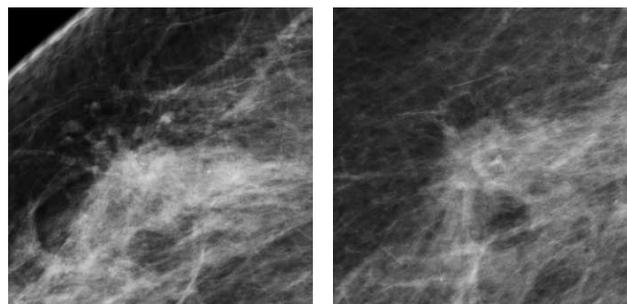
(a) CC

(b) MLO



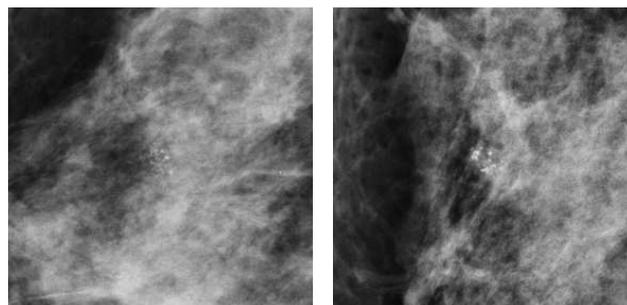
(c) CC

(d) MLO



(e) CC

(f) MLO



(g) CC

(h) MLO

Abbildung 2.26: Die in Abb. 2.23 und 2.24 gezeigten Tumore in CC- und MLO-Projektion. Die Betrachtung eines Tumors aus mehr als einer Projektionsrichtung liefert wesentliche Informationen für die Befundung.

### 2.4.2 Technische Kenngrößen der Bildqualität

Aus physikalisch-technischer Perspektive hängt die Bildqualität von der Qualität in der Kette des Bildentstehungsprozesses ab, d.h. von den Schritten beginnend bei der Erzeugung der Röntgenstrahlung, über die Aufnahme und Verarbeitung im Detektor bis hin zur Bildwiedergabe auf dem Monitor.

Als Richtlinien zur Qualitätssicherung in der Röntgenmammographie dienen die Leitlinien der Bundesärztekammer [Bun95] und die *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis* [PBdW<sup>+</sup>06, PBdW<sup>+</sup>01, vE<sup>+</sup>03]. Die Europäischen Richtlinien spezifizieren die Anforderungen für alle Stufen von der Bilderzeugung bis zur Bilddarstellung. So wird unter anderem gefordert, dass 0,2 Millimeter großer Mikrokalk abgebildet werden muss [Bun95]. Im Folgenden werden wichtige Kenngrößen der Bildqualität eingeführt [DHHR99, HKS03].

**Kontrast.** Kontrast wird durch unterschiedliche Schwächungen der Röntgenstrahlung im Gewebe erzeugt. Er bezeichnet die relative Dichtedifferenz zwischen Objekt und Umgebung bezogen auf die Dichte der Umgebung. In einer klassischen Definition der mammographischen Bildgebung [HKS03] wird der Kontrast als Weber-Kontrast definiert (vgl. Gleichung 2.1, Seite 9): in Gleichung 2.8 steht  $C$  für den Kontrast,  $d_{\text{Objekt}}$  für die röntgenologische Dichte des Objekts und  $d_{\text{Umgebung}}$  für die röntgenologische Dichte der Umgebung.<sup>16</sup>

$$C = \frac{d_{\text{Objekt}} - d_{\text{Umgebung}}}{d_{\text{Umgebung}}} 100\% \quad (2.8)$$

**Auflösung.** Die *Auflösung* beschreibt die Größe des kleinsten darstellbaren Details. Je höher die Auflösung ist, desto kleiner sind die Details, die noch voneinander getrennt wahrgenommen werden können. Die letztlich auf dem Monitor darstellbare Auflösung wird als die visuelle Auflösung des Gesamtsystems bezeichnet. Angegeben wird die Auflösung über die Ortsfrequenz in Linienpaaren pro Millimeter (Lp/mm) [DHHR99]. Um ein Objekt mit einer Größe von 0,2 mm darzustellen, ist mindestens eine Auflösung von 2,5 Lp/mm erforderlich. Im Röntgenbild stellt sich ein Objekt dieser Größe bedingt durch den Aufnahmeprozess mit schwachem Kontrast dar. Deshalb muss die Auflösung einen noch deutlich besseren Wert erreichen. Nach den Europäischen Richtlinien [PBdW<sup>+</sup>01] sind mindestens 10 Lp/mm notwendig und mehr als 13 Lp/mm gewünscht.

**Kontrastauflösung.** Ein Maß für die *Kontrastauflösung* eines technischen Systems ist die Modulationsübertragungsfunktion, anhand der die Kontrastwiedergabe von Bildobjekten in Abhängigkeit von ihrer Größe (Modulationsfrequenz) angegeben wird (siehe Abschnitt 2.1.5, Seite 13). Zur messtechnischen Bestimmung der Modulationsübertragung eines Systems werden Bleistrichraster und Prüfmuster mit periodischen Strukturen

<sup>16</sup>Der Begriff *Umgebung* wird in [HKS03] nicht näher spezifiziert.

benutzt, wie z.B. das SMPTE-Prüfmuster.<sup>17</sup> Eine besser auf die Wahrnehmung abgestimmte Beurteilung des Auflösungsvermögens ist allerdings mit Phantomen wie dem CDMAM-Phantom möglich, da periodische Strukturen mit hohem Kontrast generell leichter wahrzunehmen sind als einzelne Strukturen mit variablem Kontrast.

**Rauschen.** Rauschen entsteht durch Überlagerung von Signalen mit zufällig oder statistisch verteilten zusätzlichen Signalen, d.h. Rauschen beinhaltet selbst keine Informationen, überlagert aber die Bildinformationen. Das Signal-Rausch-Verhältnis ist deshalb ein wichtiges Maß für die Bildqualität. Für ein technisch hochwertiges System ist ein hohes Signal-Rausch-Verhältnis wichtig, insbesondere für die Darstellung hochfrequenter oder kontrastschwacher Strukturen im Mammogramm.

In jedem Schritt der Bildgebungskette, in dem die Zahl der Röntgen- oder Lichtquanten beschränkt wird, wird das Rauschen verstärkt. Zwei wichtige Rauschquellen sind in diesem Zusammenhang das Quantenrauschen und das elektronische Rauschen. Das Quantenrauschen entspricht Variationen in der Anzahl der detektierten Röntgenquanten, und hängt unter anderem von der Dosis und den Detektoreigenschaften ab. Elektronisches Rauschen kann bei Schritten in der Signalverarbeitungskette bis hin zur Darstellung des Mammogramms auf einem Monitor entstehen.

**Quantenwirkungsgrad.** Der Quantenwirkungsgrad (engl. Detective Quantum Efficiency) dient der Beschreibung des Wirkungsgrads der Signalumwandlung der Röntgenquanten in Lichtquanten oder Elektronen. In diesem Maß wird die kombinierte Wirkung von Rauschen und Kontrast erfasst. Für eine geeignete Bewertung eines digitalen Röntgensystems können die Parameter Kontrast und Rauschen nicht voneinander isoliert betrachtet werden. Bilder eines Systems, das einen hohen Kontrast darstellen kann aber sehr verrauschte Bilder liefert, oder eines Systems mit geringem Rauschen und schwachem Kontrast, sind diagnostisch oft nicht von ausreichender Qualität. Für eine gute Abbildungsqualität sind gleichzeitig ein hoher Kontrast und geringes Rauschen erforderlich. Abbildung 2.27 demonstriert dies anhand eines isolierten Tumors aus einer mammographischen Präparataufnahme.

## 2.5 Bilddarstellung bei der Befundung

Bei der Befundung (Bildbetrachtung und -interpretation) wird unterschieden zwischen konventioneller Befundung am Lichtkasten (Hardcopy-Reading) und der Befundung digitaler oder digitalisierter Mammogramme an üblicherweise zwei Monitoren einer Workstation (Softcopy-Reading) (Abb. 2.28).

In dieser Arbeit wird auf das Softcopy-Reading Bezug genommen, da es sich in den letzten Jahren zur regulären Befundung von Mammogrammen durchgesetzt hat. Mit der Darstellung von Mammogrammen an einer digitalen Befundungsstation ist gegenüber der Befundung am Lichtkasten deutlich mehr Potenzial zur Interpretation von

---

<sup>17</sup>SMPTE: Society of Motion Picture and Television Engineers

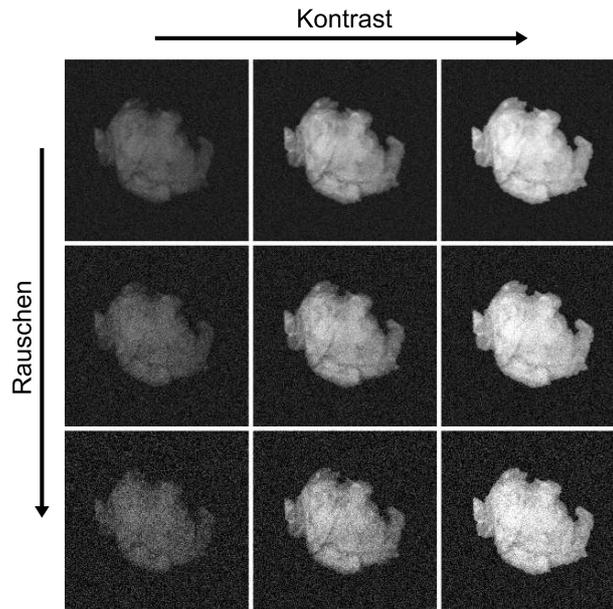


Abbildung 2.27: Exemplarische Beschreibung des Einflusses von Kontrast und Rauschen anhand eines isolierten Tumors

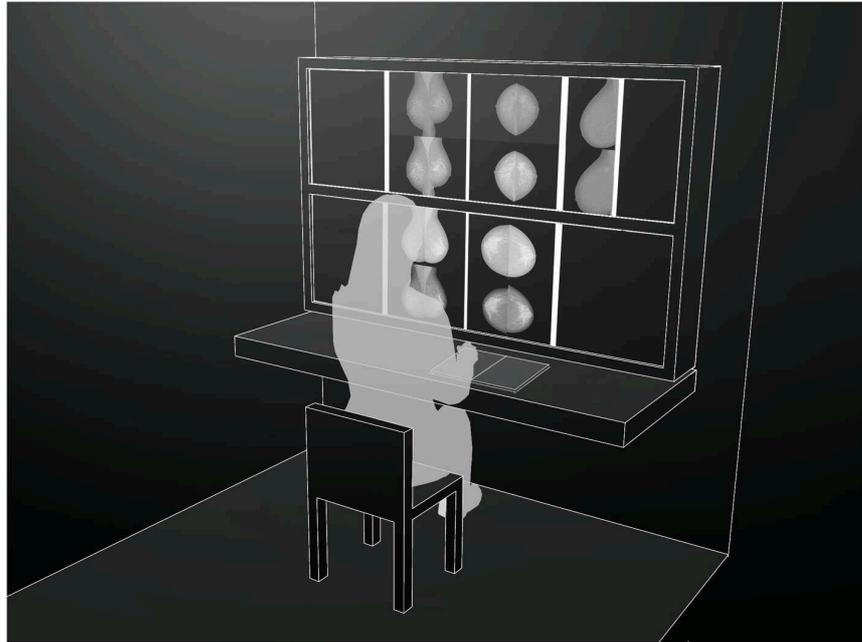
Gewebsstrukturen gegeben, allem voran durch Methoden zur Vorverarbeitung der Bilder, zur Kontrastanpassung, zur Vergrößerung und zur computergestützten Detektion von Verkalkungen und Herden.

Aus technischer Perspektive sind mit der Bilddarstellung unmittelbar verbunden:

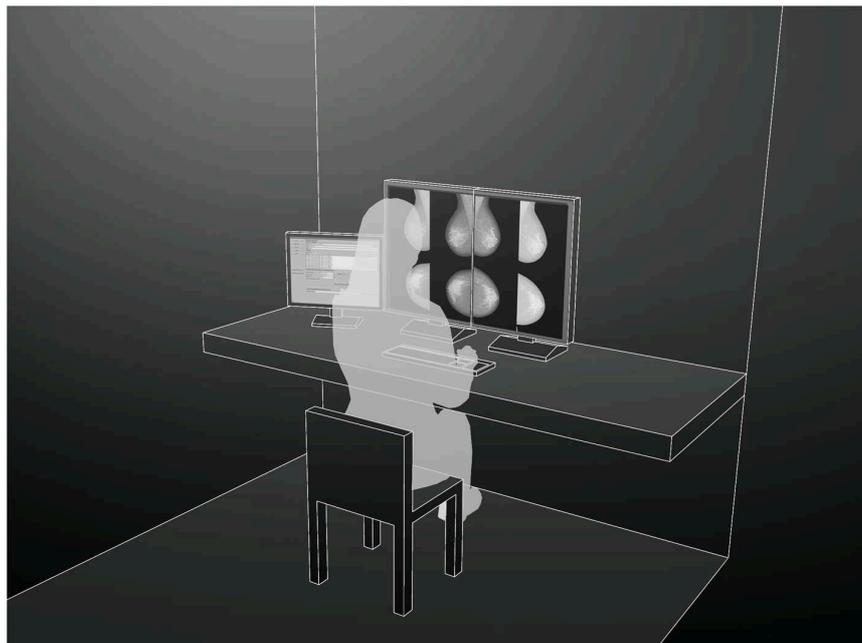
- die Eigenschaften der Bilder (gespeichert im DICOM-Format)<sup>18</sup>,
- die Vorverarbeitung der Bilder entsprechend der DICOM-Vorgaben (DICOM-Dienste),
- die Eigenschaften der Darstellungsgeräte,
- die räumliche Befundungsumgebung und
- die Applikation und damit die Werkzeuge für z.B. die Anordnung (Hängung) der Bilder und für Kontrastanpassungen.

Bis auf die Gestaltung der räumlichen Befundungsumgebung sind alle Faktoren herstellerabhängig. Die Mindestanforderungen werden in den Europäischen Richtlinien [PBdW<sup>+</sup>06] spezifiziert. Für die Ortsauflösung und Kontrastauflösung sind in den Richtlinien keine konkreten Wertebereiche angegeben. Vielmehr werden die Qualitätsanforderungen dafür über verschiedene Testmuster beschrieben, wie zum Beispiel das SMPTE Testmuster. Damit enthalten die Richtlinien auch Vorgaben, welche Bildobjekte unter welchen Bedingungen sichtbar sein müssen.

<sup>18</sup>DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine. DICOM ist ein Standard zur Speicherung und zum Austausch medizinischer Daten [Pia08]



(a) Hardcopy-Reading



(b) Softcopy-Reading

Abbildung 2.28: Schematische Darstellung der Befundung konventioneller Mammogramme am Lichtkasten (a) und der Befundung digitaler Mammogramme an einer Workstation (b) (mit freundlichem Dank an Haike Apelt und Marco Arts)

### 2.5.1 Eigenschaften der Bilder und Darstellungsgeräte

Die in der Mammographie verwendeten digitalen Detektoren haben *Pixelgrößen* von  $40 \times 40 \mu\text{m}$  bis  $100 \times 100 \mu\text{m}$ , entsprechend Ortsauflösungen von 12 bis 5 Lp/mm. Mikroverkalkungen stellen mit einer Größe von meist unter  $500 \mu\text{m}$  die kleinsten pathologischen Merkmale in einem Mammogramm dar und sind in 30–50% aller Karzinome zu finden. Damit ist die Untergrenze für die Auflösung digitaler Mammogramme diejenige Auflösung, bei der Mikroverkalkungen noch detektiert werden können [C<sup>+</sup>01].<sup>19</sup>

Zur Darstellung eines Mammogramms werden in der Regel *5-Megapixel-Monitore* eingesetzt ( $2048 \times 2560$  Pixel). Ein typisches Mammogramm, das bei einer Pixelgröße von  $50 \times 50 \mu\text{m}$  und einer Detektorfläche („Filmgröße“) von  $18 \times 24$  cm ein Format von  $3600 \times 4800$  Pixel hat, wird bei einer 1:1-Darstellung nicht vollständig angezeigt. Inwiefern größere Monitore eingesetzt werden können bzw. sollten, wird derzeit diskutiert [IKKH08]. Die Monitore haben gewöhnlich eine Diagonale von 45–50 cm (19 bis 21 Zoll) und werden hochkant verwendet. Aus 30 cm Entfernung sollen 1–3 Linienpaare pro mm voneinander unterscheidbar sein [vE<sup>+</sup>03].

In Abhängigkeit vom Detektor können die Grauwerte eines Mammogramms zwischen 10 und 14 bit *Grauwerttiefe* variieren (1024 bis 16 384 Grauwerte) [PBdW<sup>+</sup>06]. Die im Softcopy-Reading verwendeten Monitore sind aus technischen Gründen Graustufen-Monitore und können Grauwerttiefen bis zu 12 bit (4096 Grauwerte) darstellen. Je größer die Grauwerttiefe und der Leuchtdichtebereich sind, die ein Monitor darstellen kann, desto größer ist auch die Menge der wahrnehmbaren Leuchtdichteunterschiede (Kontraste). In welcher Weise die Grauwerte eines Bildes auf den darzustellenden Leuchtdichtebereich abgebildet werden, wird unter anderem über Vorgaben im DICOM-Standard und über die Gamma-Kurve des Monitors geregelt [BMS97].

Der *Kontrastbereich* eines Monitors wird üblicherweise über das Verhältnis von maximaler zu minimaler Leuchtdichte definiert. Dieses Verhältnis sollte mindestens 250:1 sein. Damit darf zum Beispiel bei einer maximalen Leuchtdichte von  $350 \text{ cd/m}^2$  die minimale Leuchtdichte nicht größer sein als  $1,4 \text{ cd/m}^2$  [Bun95].

Mit Werten zwischen  $300$  und  $800 \text{ cd/m}^2$  liegt die maximale Leuchtdichte gegenwärtiger Monitore deutlich niedriger als bei einem im Hardcopy-Reading verwendeten Lichtkasten ( $2000$ – $4000 \text{ cd/m}^2$ ). Durch Reflexionen auf dem Monitor kann die Beleuchtungsstärke im Raum zu weiteren Einschränkungen im wahrnehmbaren Dynamikbereich führen (siehe auch Kapitel 5). Für die Beleuchtungsstärke werden daher Werte unterhalb von  $10 \text{ lx}$  empfohlen, um die Wahrnehmung von Niedrigkontrastobjekten zu unterstützen [vE<sup>+</sup>03]. In Kapitel 4, Seite 77 wird eine Beleuchtungslösung beschrieben, die an die Umsetzung der Vorgaben in der radiologischen Praxis angelehnt ist. Dazu gehören unter anderem eine Begrenzung der Beleuchtungsstärke im Befundungsraum auf  $10 \text{ lx}$  und die Umsetzung einer Beleuchtungslösung, mit der Reflexionen auf den Monitoren minimiert werden.

---

<sup>19</sup>Eine Differenzierung von Mikroverkalkungen erfordert eine noch höhere Auflösung als die Detektion.

### 2.5.2 DICOM-Dienste

Ein Mammogramm durchläuft von seiner Erzeugung bis hin zur Darstellung verschiedene Systeme: das Röntgengerät und eine oder mehrere Workstations zur Betrachtung und Archivierung. Dabei können Inkonsistenzen auftreten, die zu einer unterschiedlichen Darstellung eines Bildes auf verschiedenen Monitoren führen. Im DICOM-Standard sind Maßnahmen zur Sicherung der Bildkonsistenz spezifiziert, welche unter Berücksichtigung der nichtlinearen Eigenschaften des visuellen Systems die zulässigen Darstellungsbereiche angeben und eine perzeptuelle Linearisierung umsetzen [Clu00].<sup>20</sup> Abbildung 2.29 fasst die Abläufe von der Bildakquisition bis zur Anzeige zusammen. Drei Dienste sind in diesem Kontext relevant:

- Grayscale Standard Display Function (GSDF)
- Grayscale Softcopy Presentation State Storage (GSPS)
- Presentation Look Up Table (PLUT)

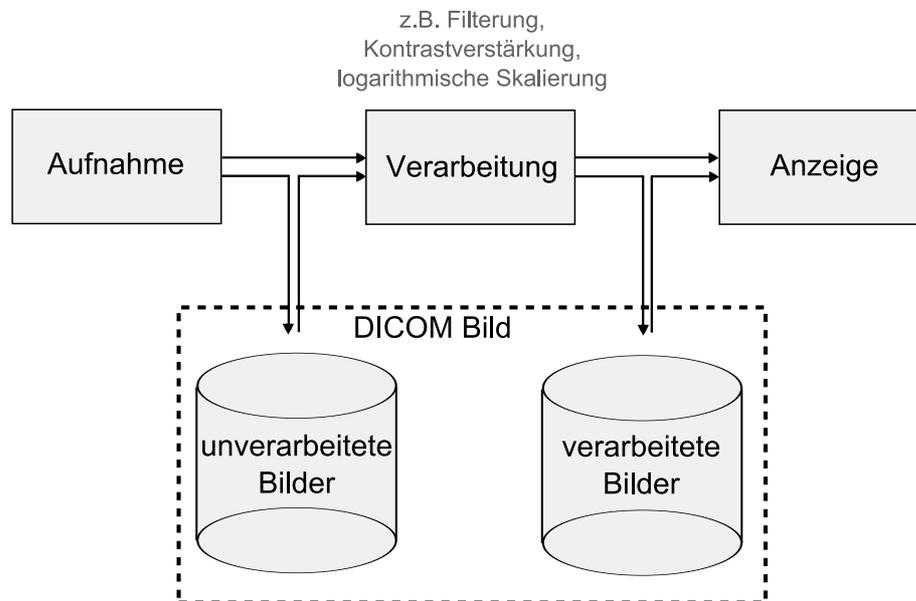


Abbildung 2.29: Übersichtsdarstellung der Abläufe von Bildakquisition bis zur Bilddarstellung in Hinblick auf die DICOM-Verarbeitung (nach [vE<sup>+</sup>03])

Die *Grayscale Standard Display Function* beschreibt das menschliche Sehen in einem mathematischen Modell und kann für verschiedene Ausgabegeräte eingesetzt werden. Sie orientiert sich am menschlichen Helligkeitsempfinden und verfügt mit den sogenannten p-Werten über einen genormten perzeptuell linearisierten Wertebereich für Grauwerte. Die Bilder werden in p-Werte übertragen. Somit spezifiziert die GSDF, welche Leuchtdichten

<sup>20</sup>Eine Grauwertdarstellung perzeptuell zu linearisieren heißt, die Grauwerte so in Leuchtdichtewerte zu übertragen, dass die Abstände zwischen den Werten in der Wahrnehmung linear erscheinen.

auf dem Monitor für einen bestimmten Eingangswert erzeugt werden sollen [REJ01]. Die Abbildung ist für einen theoretischen idealen Monitor und einen durchschnittlichen Betrachter definiert. Für die Kalibrierung eines konkreten Monitors kann dieser mit einem Leuchtdichtemessgerät vermessen und auf Basis der Messkurve eine Korrekturfunktion berechnet werden, welche die Bildausgabe dem idealen Monitor möglichst weit annähert. So lässt sich eine konsistente Bilddarstellung auf unterschiedlichen Monitoren erreichen [Off05].

Im *Grayscale Softcopy Presentation State Storage* sind alle notwendigen Informationen für die Darstellung eines monochromen Bildes zusammengefasst: Grauwerttransformationen, räumliche Transformationen und graphische Annotationen. Die zugehörigen Parameter können gespeichert und übertragen werden. So kann dokumentiert werden, auf welcher Basis ein Arzt seine Diagnose gestellt hat. Ferner wird das Laden eines Bildes mit bestimmten Voreinstellungen unterstützt [Off05].

Die *Presentation Look Up Table* schließlich erlaubt geräteunabhängig benutzer- oder anwenderspezifische Vorgaben. Gewöhnlich ist eine einzige Kontrasteinstellung nicht ausreichend. Zur Betrachtung von Bildbereichen verschiedener Dichte (Hautsaum, dichte oder fettreiche Gewebereiche, Verkalkungen) sind verschiedene Kontrastanpassungen nützlich (Abb. 2.30). Zusätzlich zum ursprünglichen linearen Kontrastverlauf sind nicht-lineare Kontrastanpassungen über eine Funktion oder über Look Up Tables (LUT) möglich. Der DICOM-Standard unterstützt alle drei Ansätze. Pro Bild kann es mehrere LUTs und Funktionen geben. Sie werden als separate Objekte getrennt vom Bild gespeichert [Clu05].

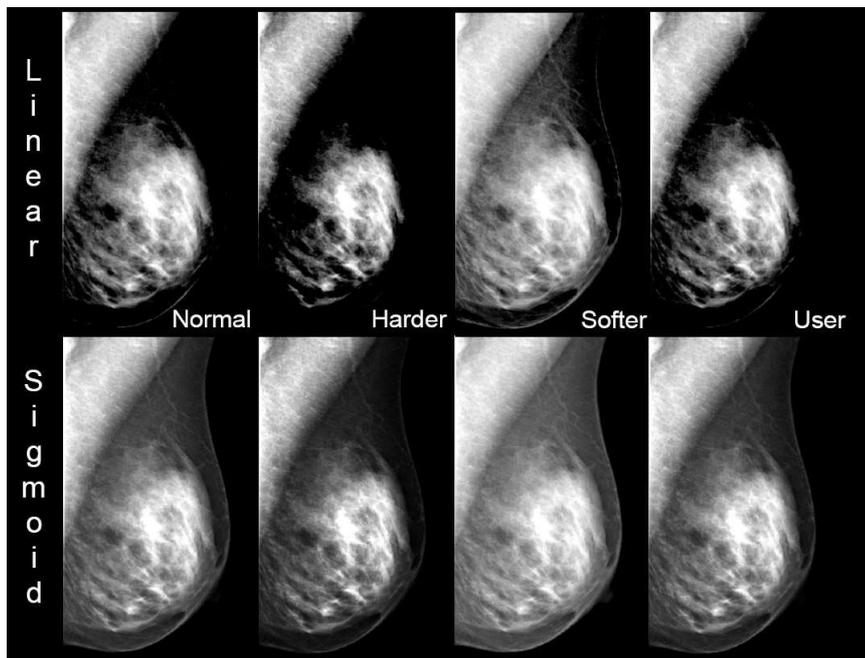


Abbildung 2.30: Typische Anpassungen der Fensterung für ein Mammogramm [Clu05] (Abbildung mit freundlicher Genehmigung von David Clunie)

### 2.5.3 Kontrastrelevante Werkzeuge im Softcopy-Reading

Die Betrachtung von Mammogrammen an einer digitalen Befundungseinheit bringt – im Vergleich zur Betrachtung am Lichtkasten – vielfältige Darstellungsmöglichkeiten mit sich. Für die *Betrachtung* von Mammographie-Fällen im Softcopy-Reading kommen aus Sicht des Nutzers drei Gruppen von Werkzeugen zum Einsatz:

- Werkzeuge zur Hängung der Bilder: Dies betrifft sowohl die Anordnung der Bilder auf dem Monitor im Sinne von *Tilings* (Kacheln) (siehe Abb. 2.31) als auch die Auswahl und Anordnung von Bildern verschiedener Projektionsrichtungen, Modalitäten und Zeitpunkte der Bildakquisition nach definierten Hängeprotokollen.
- Werkzeuge zur Modifikation der Darstellung einzelner Bilder: Dazu gehören unter anderem
  - vordefinierte Anpassungen der Bildgröße, wie z.B. 1:1-Darstellung oder Skalierung auf die Größe des Darstellungsfeldes
  - lokale Vergrößerungen (mit digitalen Lupen) und Zoom
  - Anpassungen der Grauwertdarstellung mit interaktiven Methoden zur Fensterung
  - Durchführung von Fensteranpassungen mit LUTs, die in der DICOM Datei gespeichert sind
  - Invertierung der Grauwertdarstellung
  - Kontrastverstärkungen nach vordefinierten Algorithmen
  - Nutzung von CAD- oder CADx-Methoden
- Werkzeuge zur Unterstützung des Vergleichs zwischen zwei oder mehr Bildern
  - Markierung von korrespondierenden Bereichen in verschiedenen Aufnahmen durch Abdunklung der Umgebung (*Corridor of Interest* in MammoReport (Siemens) [EB08]; siehe Abb. 2.32)
  - systematische, schrittweise Betrachtung von zueinander korrespondierenden Mammogrammen durch semitransparente Abdeckung der Umgebung eines Bereichs und durch schrittweise synchrone Verschiebung der Abdeckung (*Intelligent Roaming* in SecurView<sub>DX</sub> (Hologic))
  - Synchronisation von Werkzeugen zur Darstellungsmodifikation, z.B. zur Fensterung

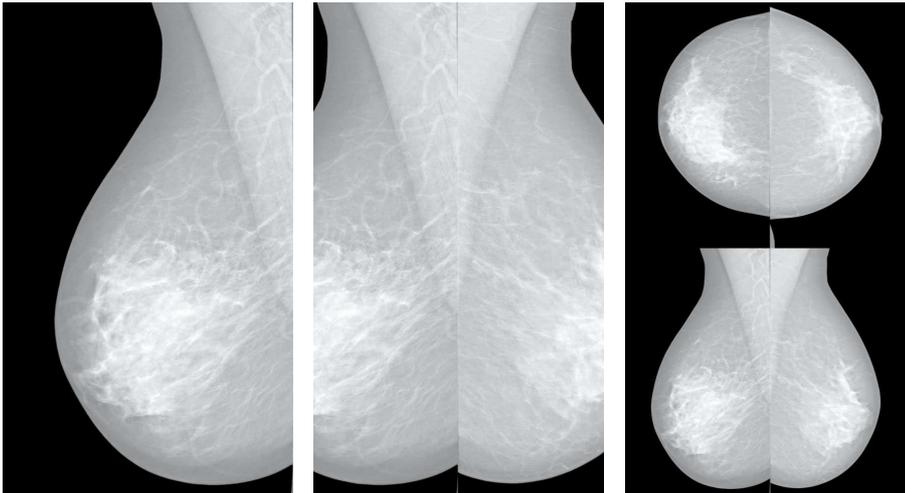
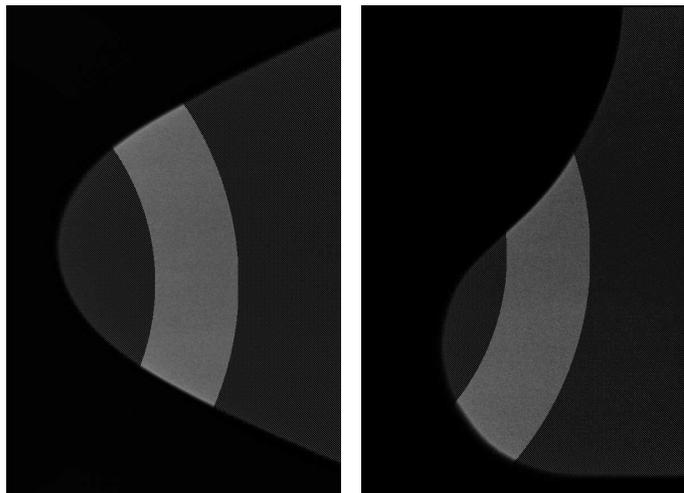


Abbildung 2.31: Typische Anordnungen von Mammogrammen auf einem Monitor. Die Mammogramme lassen sich verschieben und in ihrer Darstellungsgröße anpassen.



(a) COI für eine CC Aufnahme (b) COI für die korrespondierende MLO-Aufnahme

Abbildung 2.32: Corridor of Interest (COI) für zwei Aufnahmen einer Studie, die unterschiedliche Projektionsrichtungen darstellen (Screenshot aus der Applikation MammoReport (Siemens)). Diese Art der Darstellung soll helfen, den Ort eines verdächtigen Gewebebereichs, der in einer der Aufnahmen entdeckt und markiert wurde, in der anderen Aufnahme einzugrenzen.

Für die *Befundung* sind zudem Werkzeuge verfügbar, mit denen zum Beispiel Textannotationen und Markierungen eingefügt werden können. Abbildung 2.33 zeigt ein Beispiel für eine Annotation und einen Annotationsdialog. Die Leuchtdichte des Dialogs kann die Kontrastwahrnehmung aufgrund von gegebenenfalls erforderlichen Adaptationsprozessen beeinflussen.

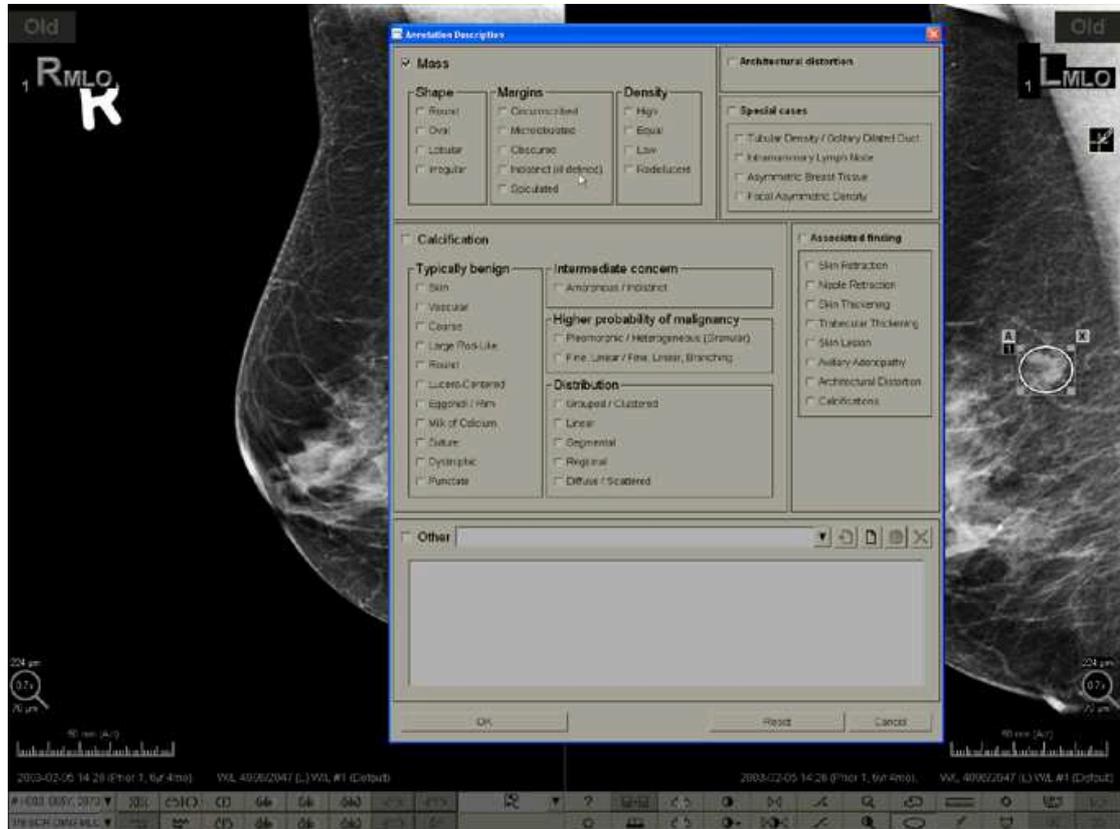


Abbildung 2.33: Annotations-Dialog zur Angabe und Speicherung von Informationen zu einer entdeckten pathologischen Veränderung (Screenshot aus der Applikation SecurView<sub>DX</sub> (Hologic))

Ein weiteres Werkzeug zur Modifikation der Darstellung eines einzelnen Bildes stellen sog. *Display Shutter* dar. Zwei verschiedene Benutzungsweisen sind gebräuchlich, zum einen die Benutzung durch Abdeckung der Umgebung einer ROI im Sinne einer Einblendung (Abb. 2.34), und zum anderen durch Definition von Grauwertbereichen, die auf den niedrigsten verfügbaren Grauwert abgebildet werden sollen. Letzteres dient in erster Linie dazu, den Hintergrund des abgebildeten Brustgewebes in verschiedenen Bildern einheitlich und in sich homogen darzustellen.

Aus wahrnehmungspsychologischer Perspektive ist es interessant zu untersuchen, wie sich z.B. der Einsatz von Einblendungen auf die Kontrastempfindlichkeit im zentralen Bereich des Gesichtsfeldes auswirkt. Dies wurde mit der im folgenden Kapitel beschriebenen MCS-Methode untersucht (siehe Kapitel 3 und 5).



Abbildung 2.34: Mammogramm mit und ohne Einblendung

## 2.6 Zusammenfassung

Die digitale Röntgenmammographie leistet einen wichtigen Beitrag zur Früherkennung von Brustkrebs. Auf einem Mammogramm wird eine Brust in einer gegebenen Projektionsrichtung abgebildet. Das abgebildete Brustgewebe beinhaltet dabei stets eine Überlagerung mehrerer Gewebeschichten.

Nach einer Reihe von Verarbeitungsschritten gelangt das Mammogramm auf einem Graustufenmonitor zur Darstellung. Die Befundung durch den Radiologen erfolgt mit Hilfe einer Applikation, die unter anderem die Verwaltung von Patientenlisten und die Anzeige der Bilder ermöglicht. Verschiedene Hängungen und viele Werkzeuge, z.B. zur Anpassung der Fensterung, zur Vergrößerung und Annotation, unterstützen den Radiologen im Befundungsprozess.

Die Befundung erfolgt unter definierten Umgebungsbedingungen. So ist zum Beispiel eine Beleuchtungsstärke von circa 10 lx vorgegeben. Die eingesetzten Graustufenmonitore haben Auflösungen von mindestens 5 MP. Häufig durchgeführte Maßnahmen zur Qualitätssicherung und Kalibrierung sollen eine konstant ausreichende Darstellung der Niedrigkontraststrukturen eines Mammogramms sichern.

Die Wahrnehmung der Kontraste im Mammogramm wird letztlich von vielen Faktoren beeinflusst, von der Bilderzeugung bis hin zu ihrer Präsentation in der Applikation unter Verwendung von (interaktiven) Werkzeugen zur Anpassung der Darstellung. Ein Verständnis der Eigenschaften und Arbeitsweise des visuellen Systems hilft, die Schritte bis zur Darstellung eines Mammogramms zu optimieren. Zum Beispiel bestehen bei der Befundung von Mammogrammen trotz der niedrigen Beleuchtungsstärke Bedingungen für eine Adaptation im photopischen Bereich, bei der das „Zapfensehen“ das „Stäbchensehen“ dominiert. Dies beeinflusst die Aussagen, die unter anderem hinsichtlich der Sehschärfe und Farbwahrnehmung gemacht werden können.

Ein wesentlicher Aspekt, der bei der Untersuchung der Kontrastwahrnehmung im Kontext der Mammographiebefundung berücksichtigt werden muss, besteht darin, dass ein Mammogramm ein breites Spektrum an Ortsfrequenzen aufweist [MTC04] und dass die interessierenden Strukturen bedingt durch die Gewebecharakteristik der Brust und den Aufnahmeprozess vorwiegend mit niedrigem Kontrast abgebildet werden.

Die Kontrastempfindlichkeit stellt ein geeignetes Maß dar, um die Wahrnehmungsleistung eines Betrachters für verschiedene Ortsfrequenzen im Niedrigkontrastbereich zu erfassen. Einflüsse auf die Kontrastempfindlichkeit bestehen unter anderem durch den Adaptationszustand des Betrachters und durch Maskierungseffekte aufgrund einander überlagerter oder eng benachbarter Strukturen.

---

### 3 Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit im Mammogramm – Entwicklung der MCS-Methode

---

Wie auch andere Wahrnehmungsleistungen ist die Kontrastwahrnehmung ein individueller Prozess. Aspekte der Kontrastwahrnehmung können mit Hilfe psychophysikalischer Methoden gemessen und beschrieben werden. In der Bildschirmbefundung von Mammogrammen werden Messungen der Kontrastauflösung vorwiegend mit radiologischen Phantomen wie dem CDMAM-Phantom durchgeführt. Die Aufgabe eines Betrachters ist es in diesem Zusammenhang, gegebene Objekte oder Strukturen vor einem homogenen Bildhintergrund zu detektieren. Die visuelle Wahrnehmung ist jedoch von Nichtlinearität geprägt [ZB90, BZR98], und die Ergebnisse der Messungen von Kontrastschwellen für solcherart vereinfachte Wahrnehmungsaufgaben erlauben keine direkten Schlussfolgerungen für die Erkennung von Niedrigkontrastobjekten in Mammogrammen. Die Detektionsleistung vermag die Erkennungsleistung nicht vorherzusagen [SR96]. Für visuelle Wahrnehmungsaufgaben muss vielmehr eine Stufenordnung in der Verarbeitung angenommen werden.

In verschiedenen Studien wird versucht, eine möglichst praxisnahe Situation abzubilden [BJJ01a, AMO<sup>+</sup>04, ZPS<sup>+</sup>88, GSEF00, CFBS99]. Dazu werden zum Beispiel Tumore, die simuliert oder aus Mammogrammen extrahiert wurden, in Mammogramme projiziert [BJJ01a, BJJ99]. Die gestellten Wahrnehmungsaufgaben reichen von der Detektion von Tumoren bis hin zu ihrer Interpretation und Bewertung. Dies erfordert vom Betrachter viel radiologische Erfahrung. Aber das Ausmaß der radiologischen Erfahrung kann die Ergebnisse von Schwellenmessungen beeinflussen, wenn sie mit derart komplexen Wahrnehmungsaufgaben durchgeführt werden. Überdies wirkt sich die Präsenz anatomischer Strukturen im Bild maßgeblich auf die Ergebnisse von Schwellenmessungen aus. Neben einer Anhebung der Wahrnehmungsschwellen kann sich auch das Verhalten für bestimmte Bereiche von Ortsfrequenzen ändern.

Mit der *MCS-Methode* (MCS: Mammographic Contrast Sensitivity) soll nun ein Ansatz entwickelt werden, der bei der Schwellenmessung die anatomischen Strukturen eines Mammogramms berücksichtigt, aber gleichzeitig möglichst unabhängig von der radiologischen Expertise eines Betrachters ist. Die Methode soll nicht auf bestimmte Ortsfrequenzwerte beschränkt sein, da die Kontrastempfindlichkeit ortsfrequenzabhängig ist. Überdies soll die Methode mit der in der Mammographiebefundung üblichen technischen und räumlichen Ausstattung durchgeführt werden können. Studien, die mit der MCS-Methode durchgeführt werden, sollen helfen, generelle Aussagen zum Einfluss von Darstellungsmethoden auf die Kontrastwahrnehmung zu treffen, wie z.B., ob die Anwendung einer Darstellungsmethode zu einer verbesserten Kontrastempfindlichkeit für eine

Menge gegebener Ortsfrequenzen führt.

Unter Verwendung psychophysikalischer Konzepte wird die Kontrastempfindlichkeit mit Hilfe von Gabor-Mustern<sup>1</sup> bestimmt, die einem mammographischen Bild überlagert werden. Dieses Kapitel beschreibt die Konzeption der Methode, die technischen Bedingungen, unter denen die Messungen der Kontrastschwellen durchgeführt werden sollen, und die daraus resultierenden Parameter der in dieser Arbeit durchgeführten Probandenstudie. Zuvor werden in den Abschnitten 3.1 bis 3.3 Erkenntnisse und Überlegungen zu den Stufen in der visuellen Verarbeitung, zur Wahl der Wahrnehmungsaufgabe, zur Ortsfrequenzabhängigkeit und zum Einfluss des anatomischen Bildkontextes vorgestellt.

### 3.1 Wahrnehmungsaufgaben im Kontext visueller Verarbeitungstufen

Zur Bestimmung von Parametern der Kontrastwahrnehmung gibt es verschiedenste Ansätze im Rahmen von Probandenstudien und Studien mit Modellen menschlicher Betrachter. Das genutzte Bildmaterial enthält homogene Bilder mit und ohne Rauschen, Phantomaufnahmen und Bilder mit simulierten oder realen anatomischen und pathologischen Strukturen. Die Wahrnehmungsaufgaben eines Betrachters können entsprechend verschiedene Schwierigkeitsgrade beinhalten, von der Detektion bis hin zur Interpretation von Objekten [PAL96, BJJ01b, SR96].

Werden zwei Wahrnehmungsaufgaben im visuellen System auf den gleichen Verarbeitungswegen übertragen, so können Studienergebnisse für eine der Aufgaben auch für die andere Aufgabe genutzt und verallgemeinert werden. Die Verarbeitungswege und -mechanismen im visuellen System unterscheiden sich jedoch für verschiedene Aufgaben [HB07]. Bezüglich der Komplexität von Wahrnehmungsaufgaben lassen sich die folgenden Stufen unterscheiden:

- *Detektion*: das Zielobjekt ist vorhanden oder nicht vorhanden
- *Diskrimination*: das Zielobjekt unterscheidet sich in einem vorgegebenen Merkmal von einem anderen
- *Identifikation*: das Zielobjekt wird aus einer vorgegebenen Menge von Objekten erkannt
- *Erkennung (Interpretation)*: das Zielobjekt wird aus einer *nicht* vorgegebenen Menge von Objekten erkannt

Diese Stufen bilden eine Rangordnung, und die Detektion stellt die unterste Stufe dar. Wichtig ist, dass von den Ergebnissen einer Stufe nicht ohne weiteres auf eine höhere Stufe gefolgert werden kann. So ist es nicht zulässig, aus Studien zur Detektion oder Diskrimination direkt Schlussfolgerungen für die viel komplexeren Mechanismen der Erkennung zu ziehen [SR96, ORB07]. Der Grund dafür liegt in der Nichtlinearität des

---

<sup>1</sup>Als Alternative zu Gabor-Mustern werden in Kapitel 4 Ziffern eingeführt.

visuellen Systems: komplexe Leistungen lassen sich nicht einfach aus elementaren Leistungen vorhersagen. Hinzu kommt, dass auch das Schwellenkonzept von Nichtlinearität gekennzeichnet ist [Str03].

Eine wesentliche Motivation für die Durchführung von Probandenstudien besteht darin, eine Brücke von der Theorie zur Praxis zu schlagen, zum Beispiel um die optimalen Beleuchtungsbedingungen für einen Befundungsraum in der radiologischen Praxis zu bestimmen [CS07, PCD<sup>+</sup>08, ARFK<sup>+</sup>09]. Kosara et al. [KHI<sup>+</sup>03] listen einen Fragenkatalog auf, dessen Beachtung helfen soll, Studien mit validen Ergebnissen zu konzipieren und durchzuführen. Unter anderem sind die folgenden Fragen von Bedeutung:

- Ist die Wahrnehmungsaufgabe zweckdienlich?
- Sind alle Probanden bereit und auch in der Lage, die Aufgabe auszuführen?
- Sind im Verlauf der Aufgabendurchführung Lerneffekte möglich?
- Können die Ergebnisse durch die (radiologische) Erfahrung des Probanden beeinflusst werden?

Im Allgemeinen werden durch Probandenstudien eher spezifische Fragen beantwortet. Generellere Schlussfolgerungen beruhen auf Annahmen, die in dem jeweiligen Untersuchungszusammenhang gegebenenfalls nicht valide sind [KHI<sup>+</sup>03]. Die Auswahl der Zielobjekte und der Wahrnehmungsaufgabe sollte unter Berücksichtigung der oben beschriebenen Ordnung der Verarbeitungsstufen stattfinden.

Mit der Komplexität der Zielobjekte kommt ein weiterer Faktor zum Tragen, denn eine Detektionsaufgabe für ein einfaches Objekt, wie z.B. eine Scheibe, kann nicht mit einer Detektionsaufgabe für einen Tumor verglichen werden. Anhand der folgenden zwei Beispiele wird geschildert, welche Folgerungen zum Beispiel *nicht* zulässig sind:

**Beispiel 1: Detektionsaufgabe für verschiedene Zielobjekte.** Ein Proband soll angeben, ob in einem Mammogramm eine Gauß-gewichtete Kreisscheibe, ein sog. Blob, vorhanden ist. Im Verlauf des Versuchs wird der Kontrast des Blobs als Visualisierungsparameter variiert. Anhand des Kontrasts, bei dem die Aufgabe gerade noch korrekt gelöst wird, wird die Kontrastschwelle bestimmt. Somit lässt sich im Ergebnis eine Aussage dazu machen, wie gut die Detektionsaufgabe bei welchem Kontrast gelöst wurde. Dies bedeutet aber keinesfalls, dass ein beliebiger Tumor im gleichen Mammogramm und an der gleichen Position bei vergleichbarem Kontrast genauso gut detektiert werden kann, denn hier spielen radiologische Expertise und Prozesse der Mustererkennung eine entscheidende Rolle.

**Beispiel 2: Diskriminationsaufgabe.** In einem Mammogramm werden als Zielobjekte Gabor-Muster in horizontaler oder vertikaler Orientierung dargeboten. Wie auch beim Detektionsexperiment wird der Kontrast des Zielobjekts variiert. Die Aufgabe des Probanden besteht darin, die wahrgenommene Orientierung anzugeben. Am Ende des Versuchs stehen die ermittelte Kontrastschwelle und die daraus errechnete Kontrastempfindlichkeit. Die resultierende Aussage dieses Experiments geht zwar über diejenige des

Detektionsexperiments hinaus, aber Schlussfolgerungen für die Erkennung von Tumoren lassen sich auch hier nicht unmittelbar ziehen.

Unter Umständen lassen sich jedoch von einer Stufe auf eine höhere Stufe Tendenzen formulieren. Das heißt, bei einem geringen Kontrast des Zielobjekts wird ein Proband z.B. eine Formerkennungsaufgabe gleich gut oder schlechter – aber nicht besser – lösen als die Diskriminationsaufgabe.

## 3.2 Ortsfrequenzabhängigkeit der Kontrastwahrnehmung

In Abschnitt 2.2.4 *Sehschärfe vs. Kontrastempfindlichkeit*, S. 25, wurde bereits erörtert, dass eine Beschränkung einer Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit auf hochfrequente Strukturen nicht hinreichend ist. Die Wahrnehmung von Strukturen mit niedrigeren Ortsfrequenzen kann nicht auf die Wahrnehmung von Strukturen mit hohen Ortsfrequenzen zurückgeführt werden. Zudem mag eine Beschränkung auf hochfrequente Strukturen für kontrastreiche Objekte im Mammogramm, wie Verkalkungen, ausreichend sein. Objekte mit niedrigem Kontrast werden aber auch schlecht wahrgenommen, wenn sie niedrige Frequenzen haben und sich dementsprechend groß darstellen.

In der radiologischen Fachliteratur wird dieser Aspekt mitunter vernachlässigt. Bezüglich der Größe dieser brustspezifischen Details ist in [SS90] angegeben, dass häufige Detailgrößen im Bereich von 0,2 bis 3,0 mm liegen. Dies entspricht einer Angabe von Untergrenzen für die Größe der Details. Für die Wahrnehmbarkeit von Mikroverkalkungen und die Feinheiten der Begrenzungen und inneren Strukturen anderer Fehlbildungen mag dies hinreichen, doch für die Wahrnehmbarkeit großflächiger Fehlbildungen, die sich mit einem schwachen Kontrast zur Umgebung darstellen, wird damit keine Aussage gemacht. Während eine 200  $\mu\text{m}$  große Verkalkung problemlos wahrgenommen wird, ist ein Tumor dergleichen Größe nahezu unsichtbar, wenn er nur einen schwachen Kontrast zur Umgebung aufweist.

Das Verhältnis zwischen der Größe und dem Kontrast eines Objekts ist nicht proportional. Generell lassen sich drei Ortsfrequenzbereiche unterscheiden, in denen das Verhältnis zwischen der Größe und dem Kontrast variieren kann: Wird die Kontrastempfindlichkeit auf einem homogenen Hintergrund gemessen, so wird die beste Wahrnehmungsleistung jeweils bei 4, 8 und 16 Perioden pro Sehwinkelgrad erreicht [SM05]. Im Allgemeinen ist die Kontrastempfindlichkeit für mittlere Ortsfrequenzen am besten [BJJ99].

## 3.3 Einfluss von anatomischem Rauschen

Die Kontrastempfindlichkeit ist für Strukturen, die auf einem homogenen Hintergrund dargeboten werden, bereits in vielen psychophysikalischen Studien untersucht worden [PF99, CR68]. Sie wird jedoch auch durch die im Bild enthaltenen Ortsfrequenzen und somit durch *anatomisches Rauschen* beeinflusst. In diesem Zusammenhang beschreibt der Begriff *anatomisches Rauschen* den anatomischen Kontext des Bildes, d.h. die nicht-pathologischen Strukturen und damit die Distraktoren (Ablenker) in einem Mammogramm [MTC04, Kru00]. Die Präsenz von anatomischem Rauschen führt zu Maskie-

rungseffekten, d.h. der komplexe Hintergrund erschwert oder verhindert die Wahrnehmung von Tumoren.

Nach Schätzungen von Bochud et al. [BJJ01b, BVV<sup>+</sup>99, BJJ01a] kann der Einfluss anatomischen Rauschens auf die Detektion von Mikroverkalkungen in einem Mammogramm dreimal so stark sein, wie der Einfluss des Rauschens des bildgebenden Systems. Für 8 mm große simulierte Tumore (Größe im Mammogramm) erhöht sich dieser Einfluss sogar auf das 30- bis 60-fache. Daher kann die Nutzung homogener Zielobjekte bei gleichzeitigem Verzicht auf eine Präsentation anatomischer Strukturen als inadäquat für Untersuchungen zur Optimierung radiologischer Darstellungen und Prozeduren angesehen werden [BVV<sup>+</sup>97]. Auch für Röntgenbilder anderer Körperregionen wurden signifikante Einflüsse anatomischen Rauschens ermittelt, etwa von Samei et al. [SFPE03] für die Detektionsleistung von Tumoren in Thorax-Aufnahmen.

### 3.3.1 Änderung der Kontrastschwellen

Dass die Präsenz von Rauschen Wahrnehmungsschwellen nicht nur anheben, sondern auch das Verhalten für verschiedene Größen von Zielobjekten ändern kann, wurde unter anderem für die Identifikation von Buchstaben entdeckt [PF99]: die Kontrastschwellen für Buchstaben mit variierender Größe wurden auf einem homogenen Hintergrund und auf einem mit weißem Rauschen versehenen Hintergrund bestimmt. Generell wurde zur Lösung der Identifikationsaufgabe auf dem verrauschten Hintergrund mehr Kontrast benötigt. Die zur Lösung der Identifikationsaufgabe notwendige Kontrastanhebung war jedoch nicht einheitlich. Für Buchstaben mit einer Größe von unter  $1^\circ$  Sehwinkel wurde eine deutlich stärkere Auswirkung des Bildrauschens beobachtet als für größere Buchstaben.

Eine von anatomischem Rauschen abhängige Veränderung von Kontrastschwellen mit variablem Ausmaß für verschiedene Ortsfrequenzen wurde auch in der Studie beobachtet, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurde. Ein Vergleich der Kontrastempfindlichkeit für Messungen auf homogenen und mammographischen Bildern offenbarte neben der Anhebung der Schwellen Änderungen in der Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen (siehe Abschnitt 4.2, Seite 85).

### 3.3.2 Art des Rauschens und der Wahrnehmungsaufgabe

Die Art des Rauschens hat ebenfalls einen Einfluss auf die Wahrnehmung. Anatomisches Rauschen weist eine Komponente auf, die als Rauschen aufgefasst werden kann, und darüber hinaus eine Komponente, die als Signal und Bestandteil eines wahrzunehmenden Objekts gewertet werden kann [BVHV95]. Burgess et al. [BJJ01b, BJJ99] haben dazu eine Studie mit folgenden Ergebnissen vorgestellt. Die Veränderung von Kontrastschwellen in Hinblick auf die getesteten Ortsfrequenzen unterschied sich für Bilder mit anatomischem Rauschen (mammographische Strukturen) und Bilder mit anderen Arten von Rauschen, wie weißem Rauschen und dem Rauschen von bildgebenden Systemen. Sollten Probanden Tumore in einem Mammogramm detektieren, so nahm der erforderliche Tumorkontrast monoton *zu*, wenn der Tumor im Durchmesser größer war als

0,3° Sehwinkel.<sup>2</sup> Für die anderen Arten von Rauschen zeigte sich eine andere Relation zwischen der Tumorgröße und dem zur Detektion notwendigen Kontrast: die Kontrastschwellen nahmen mit zunehmender Tumorgröße  $ab$ , d.h. je größer der Tumor war, desto weniger Kontrast war zur Bewältigung der Detektionsaufgabe erforderlich.

Ähnliche Tendenzen wurden in einer Vergleichsstudie ermittelt, in der die Betrachter mit einer Diskriminationsaufgabe statt einer Detektionsaufgabe konfrontiert waren. Die Verhältnisse waren dabei jedoch etwas verschoben. Für Tumore mit einer Größe von mehr als 1,2° Sehwinkel<sup>3</sup> nahm der für die Diskriminationsaufgabe benötigte Kontrast mit der Tumorgröße zu. Die Anhebung der Kontrastschwellen mit zunehmender Tumorgröße erfolgte weniger stark als bei der Detektionsaufgabe, d.h. für die Diskriminationsaufgabe war die Abhängigkeit der Kontrastschwellen von der Tumorgröße abgeschwächt. Für Tumore, die kleiner als 1,2° Sehwinkel waren, nahm der erforderliche Kontrast mit abnehmender Tumorgröße zu [BJJ03].

Ein weiterer Aspekt, der in diesem Zusammenhang relevant ist, besteht in der zunehmenden Schwierigkeit einer Wahrnehmungsaufgabe, je größer die Ähnlichkeit zwischen dem wahrzunehmenden Objekt und dem Hintergrundbild ist. Effekte der Maskierung und des Crowdings sind einer der Gründe dafür (vgl. Abschnitt 2.2.6, Seite 29). Hinzu kommt ein Phänomen, das in der Wahrnehmungspsychologie mit Hilfe der Merkmalsintegrationstheorie von Treisman beschrieben wird [TG80, Gol02]. Eine Wahrnehmungsaufgabe, wie z.B. die Detektion eines bestimmten Objekts in einer Menge von Objekten, kann schneller gelöst werden, wenn eines der Objekte Merkmale aufweist, welche die anderen Objekte nicht haben. Zum Beispiel ist die Detektion des Buchstabens  $R$  in einer Menge von  $P$ s und  $B$ s schwieriger als in einer Menge von  $P$ s und  $Q$ s, weil das  $Q$  mit dem kleinen Strich noch ein weiteres Merkmal besitzt. Die Buchstaben  $R$ ,  $P$  und  $B$  haben mehr Merkmale gemeinsam. Übertragen auf den hier vorliegenden Kontext bedeutet dies zum Beispiel, dass die Detektion eines Tumors in einem Mammogramm schwieriger ist und mehr Kontrast erfordern wird als die Detektion eines sinusförmigen Musters.

Die oben beschriebene Ordnung der Verarbeitungsstufen muss im Zusammenhang mit der konkreten Wahrnehmungsaufgabe und den Eigenschaften des Bildes gesehen werden. Die Detektion eines gegebenen Tumors in einem Mammogramm geht über eine einfache Detektionsaufgabe, wie der Detektion des Tumors in einem homogenen Bild, hinaus. Soll ein Tumor in einem Mammogramm detektiert werden, so muss der Betrachter implizit auch die Aufgabe lösen, die anatomischen Strukturen voneinander zu unterscheiden und Strukturen zu identifizieren. Die Rangordnung aus Detektion, Diskrimination, Identifikation und Erkennung steht in einem engen Zusammenhang mit potenziellen Wechsel-

---

<sup>2</sup>Die Größe betrug 1 mm im Mammogramm. Nach den Angaben von Burgess et al. [BJJ01b] kann daraus die Größe in der Darstellung berechnet werden. 1 mm im Mammogramm entsprechen 2,9 mm auf der Monitorfläche. Bei einem angenommenen Abstand von 57 cm zwischen Betrachter und Monitor führt dies zu einer Objektgröße von 0,3° Sehwinkel.

Für Größen unter 1 mm im Mammogramm, wie sie für Mikroverkalkungen typisch sind, nahmen die Kontrastschwellen wieder zu. Burgess et al. sehen die Ursache dafür darin, dass das Leistungsspektrum eines Mammogramms – für Objekte mit Ortfrequenzen von mehr als 1 Periode pro Millimeter – von Bildrauschen dominiert wird [BJJ01a].

<sup>3</sup>Entsprechend der Größe von 4 mm im Mammogramm und 11,6 mm auf der Monitorfläche.

wirkungen zwischen dem wahrzunehmenden Zielobjekt und dem Hintergrundbild. Die Rangordnung der Verarbeitungsstufen gilt natürlich auch für Wahrnehmungsaufgaben für Tumore in Mammogrammen. So gehen die Diskrimination oder Identifikation von Tumoren bzgl. der erforderlichen Wahrnehmungsleistung über ihre Detektion hinaus.

Soll also die Wahrnehmungsleistung eines Betrachters im Zusammenhang mit der Mammographiebefundung untersucht werden, so sollte das verwendete Bildmaterial aus Mammogrammen oder zumindest aus Bildern mit vergleichbarem Leistungsspektrum<sup>4</sup> bestehen, statt aus homogenen Bildern oder Aufnahmen von Phantomen (z.B. CDMAM). Auf diese Weise kann die Untersuchung zu Ergebnissen mit höherer Validität für die Praxis führen.

### 3.4 Wahrnehmungsaufgabe in der MCS-Methode

Für eine Aufgabe, mit der die Kontrastschwellen für verschiedene Ortsfrequenzen gemessen werden können, ohne radiologische Erfahrung vom Betrachter zu fordern, bietet sich der Einsatz von Gabor-Mustern in Kombination mit einer Orientierungsdiskrimination an, wobei die Gabor-Muster einem Mammogramm additiv überlagert werden.

Die Wahrnehmbarkeit von sinusförmig modulierten Zielobjekten, wie Gabor-Mustern auf homogenem Hintergrund, ist vielfach untersucht worden. Beliebige Bildmuster lassen sich in zweidimensionale, sinusmodulierte Bildanteile zerlegen [CR68]. Gabor-Muster sind geeignete Basisfunktionen [PZ88] und haben sich als Standardtestmuster für Untersuchungen der Kontrastempfindlichkeit in der psychophysikalischen Forschung etabliert. Da die Mustererkennung im visuellen System wie gesagt aber eine nichtlineare Charakteristik aufweist [ZB90, BZR98], lassen die Ergebnisse von Messungen der Kontrastempfindlichkeit mit Objekten auf einem homogenen Grund nicht notwendig Vorhersagen für die Erkennung von Niedrigkontrastobjekten in angewandten Situationen wie der Befundung von Mammogrammen zu.

In der Messung der Kontrastempfindlichkeit mit Gabor-Mustern in Kombinationsdarstellung mit mammographischen Bildern werden sowohl die Vorteile standardisierter, von radiologischer Expertise unabhängiger Verfahren als auch die Vorteile praxisnaher Verfahren, welche die Präsenz anatomischer Strukturen berücksichtigen, eingebracht.

#### 3.4.1 Gabor-Muster im Mammogramm

Ein Gabor-Muster entspricht einem Gauß-modulierten Sinusgitter (Abb. 3.1). Dargeboten wird es in der MCS-Methode mit verschiedenen Ortsfrequenzen, Kontrasten und Orientierungen. Die Implementierung der Gabor-Funktion kann entsprechend der Formel von Prasad et al. [PD05] vorgenommen werden:

$$g(x, y, \theta, \phi) = \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{\sigma_G^2}\right) \exp(2\pi\theta i(x \cos \phi + y \sin \phi)) \quad (3.1)$$

---

<sup>4</sup>In der Studie von Burgess et al. [BJJ01b] waren die Ergebnisse der Tumordetektion für Bilder mit Rauschen desselben Leistungsspektrums wie dem der Mammogramme den Ergebnissen der Tumordetektion auf den getesteten Mammogrammen vergleichbar.

Dabei bezeichnet  $g$  die Gabor-Funktion mit resultierenden Werten im Bereich  $[-1, 1]$ ,  $\theta$  die Ortsfrequenz,  $\phi$  die Orientierung in Polarkoordinaten und  $\sigma_G$  die Standardabweichung des Gauß-Kernels. Gewöhnlich wird  $\sigma_G$  auf  $0,65\theta$  gesetzt. Damit ändert sich jedoch auch die optisch wahrnehmbare Größe des Musters. Dieser Effekt ist in der MCS-Methode nicht erwünscht;  $\sigma_G$  wird auf den festen Wert von  $0,2$  gesetzt. In der verwendeten Versuchskonstellation (siehe Abschnitt 4.1.1, Seite 74) wurden die Gabor-Muster damit bei einem Betrachtungsabstand von  $57$  cm zum Monitor auf einer Fläche von  $2,5 \times 2,5$  Sehwinkelgrad dargeboten.<sup>5</sup>

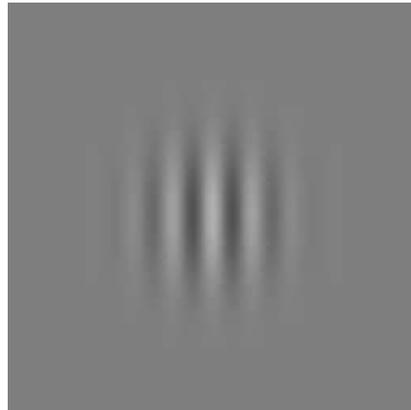


Abbildung 3.1: Gabor-Muster mit einer Orientierung von  $0^\circ$

Der Kontrast eines Gabor-Musters wird mit Hilfe eines Modulationsfaktors  $f$  ( $f \in \mathbb{R}, 0 \leq f \leq 0,5$ ) variiert, der sich unmittelbar auf die Amplitude des Musters auswirkt. Bei einer additiven Überlagerung mit einem mittleren Wert von  $0,5$  ergeben sich Werte  $G \in [0, 1]$ :

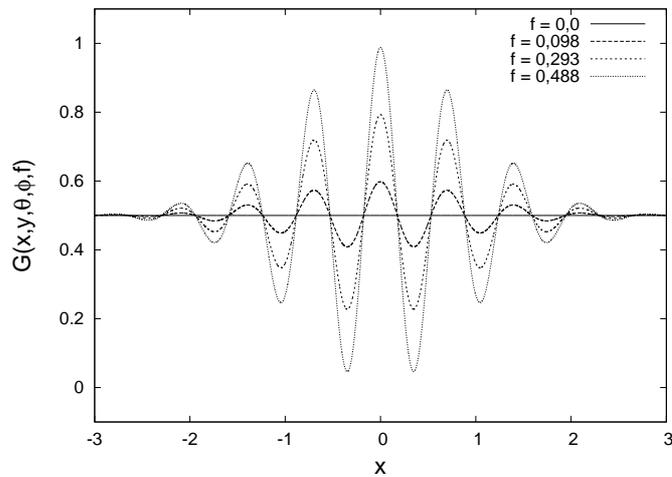
$$G(x, y, \theta, \phi, f) = f [g(x, y, \theta, \phi)] + 0,5 \quad (3.2)$$

Die Werte werden mit dem verfügbaren Grauwertbereich skaliert. Der Wertebereich von  $G$  ist  $[0, 2^b - 1]$ , wobei  $b$  die Grauwerttiefe ist. Der Modulationsfaktor  $f$  hat Werte im Bereich  $[0, 2^{b-1} - 1]$ . Bei einer Anwendung auf ein Bild mit  $12$  bit Grauwerttiefe und einem mittleren Grauwert von  $2048$  haben die Werte  $G$  somit einen möglichen Wertebereich von  $0 \leq G \leq 4095$ . Für den Modulationsfaktor  $f$  gilt in diesem Zusammenhang  $0 \leq f \leq 2047$ . Abbildung 3.2 demonstriert den Einfluss des Modulationsfaktors. Für  $f = 0$  verschwindet das Gabor-Muster. Je größer  $f$  ist, desto größer ist die Amplitude des Gabor-Musters und damit dessen Kontrast.

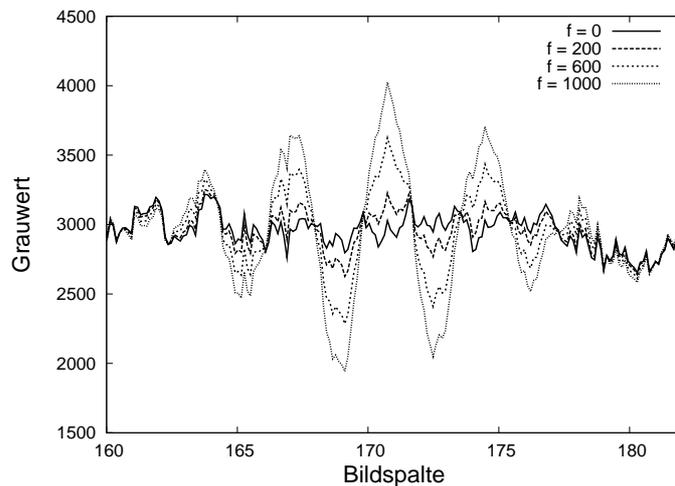
Bei der Darbietung von Gabor-Mustern auf einem Mammogramm sind Maskierungseffekte zu erwarten, deren Stärke von den Wechselwirkungen zwischen der Ortsfrequenz des Gabor-Musters und den Ortsfrequenzanteilen der Strukturen im Mammogramm abhängt. Ein Gabor-Muster wird auf einem Mammogramm erst bei höherem Kontrast

---

<sup>5</sup>Bei einem Betrachtungsabstand von  $57$  cm entspricht ein Zentimeter Bildgröße einem Sehwinkelgrad.



(a) Gabor-Funktion mit vier Modulationswerten



(b) Bildzeile eines Mammogramms mit Gabor-Muster

Abbildung 3.2: (a) Gabor-Muster mit vier Beispielwerten für den Modulationsfaktor  $f$ . Die Amplitude des Gabor-Musters nimmt mit zunehmendem  $f$  zu. (b) Plot einer Bildzeile eines Mammogramms mit überlagertem Gabor-Muster bei gesetzten Werten  $f$  aus  $\{0; 200; 600; 1000\}$ . Nach einer Normierung bezüglich der Grauwerttiefe von 12 bit ( $f/2048$ ) entsprechen diese den Werten  $\{0; 0,098; 0,293; 0,488\}$  aus Abbildung (a). Die Bildzeile stammt aus Abb. 3.3(b).

wahrgenommen als auf einem homogenen Hintergrund. Abbildung 3.3 zeigt, wie unterschiedlich sich ein Gabor-Muster vor verschiedenen Hintergrundbereichen darstellen kann, wenn es diesen additiv überlagert wird. In Abhängigkeit von der Position des Musters und der lokalen Grauwertverteilung werden die überlagerten Bereiche verstärkt (heller) bzw. verringert (dunkler). Dort, wo das Gabor-Muster den Wert Null annimmt, bleiben sie unverändert.

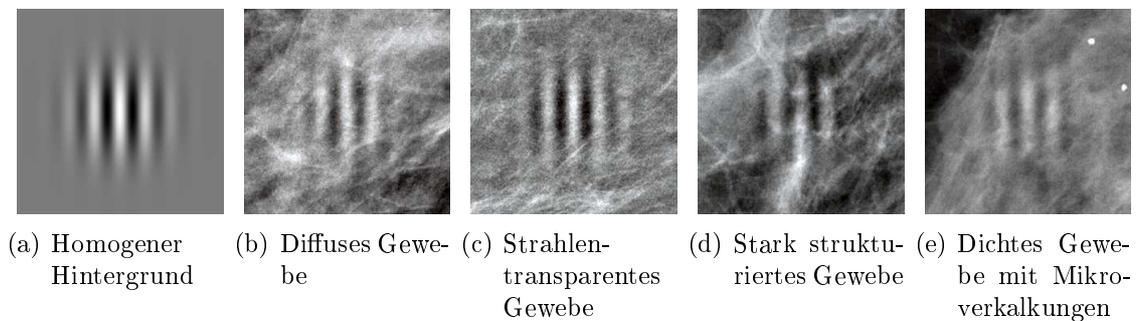


Abbildung 3.3: Additive Überlagerung eines Gabor-Musters mit einem Hintergrund. Die Erscheinung des Gabor-Musters hängt vom Hintergrund ab. Die Amplitude des isolierten Gabor-Musters ist in allen fünf Teilabbildungen identisch.

#### 3.4.2 Kontrastberechnung

Aufgrund der additiven Überlagerung eines Gabor-Musters mit einem mammographischen Bild beschreibt der Modulationsfaktor  $f$  den Unterschied zwischen Gabor-Muster und Bild. Zur Bestimmung des Kontrasts wird der Michelson-Kontrast (Abschnitt 2.1.2, Seite 9) anhand der minimalen und maximalen Leuchtdichte eines Gabor-Musters unter Berücksichtigung einer gegebenen mittleren Hintergrundleuchtdichte berechnet. Die Leuchtdichtewerte werden in Abhängigkeit von der Gammakurve des Monitors ermittelt.

Der Michelson-Kontrast bezieht sich hierbei auf ein isoliertes Gabor-Muster, nicht auf die Kombination aus Gabor-Muster und Mammogramm. Für die Überlagerung von Gabor-Muster und Mammogramm würden sich lokal unterschiedliche Kontrastwerte ergeben, insbesondere wenn natürliche Grauwert-Ausreißer im Mammogramm auftreten, hervorgerufen z.B. durch Verkalkungen im Brustgewebe. Dies wird in Tabelle 3.1 anhand der Beispiele aus den Abbildungen 3.3(a), 3.3(b) und 3.3(e) dargestellt.

In Abbildung 3.3 wurden mögliche Wechselwirkungen zwischen Gabor-Muster und Mammogramm demonstriert. Die höchsten Grauwerte des Gabor-Musters können in der Enddarstellung abgeschwächt, die niedrigsten erhöht sein. Eine unmittelbare Verwendung des Michelson-Kontrasts des Gabor-Musters birgt somit das Risiko, in Abhängigkeit von der Lage im Bild zu anderen Ergebnissen zu führen. Inwiefern dies eine kritische Rolle bei der MCS-Methode spielt, wird im Rahmen der Studie zur Anwendbarkeit der MCS-Methode (siehe Kapitel 4) überprüft.

	Homogener Hintergrund	Diffuses Gewebe	Dichtes Gewebe
isoliertes Gabor-Muster	0,335	0,335	0,335
isoliertes Bild	0,0	0,721	0,890
Bild <i>plus</i> Gabor-Muster	0,350	0,723	0,890

Tabelle 3.1: Michelson-Kontrastwerte für die Beispiele aus den Abbildungen 3.3(a), 3.3(b) und 3.3(e) in drei Konstellationen bei  $f = 300$  (also einem normierten  $f$  von 0,147). Der mittlere Grauwert beträgt bei allen Bildern 2048. Für das Beispiel mit dichtem Gewebe (Abb. 3.3(e)) schlägt sich der Einfluss der Grauwert-Ausreißer, die in Form von Verkalkungen vorliegen, in einem stark erhöhten Kontrastwert nieder, wenn der Bildhintergrund in die Berechnung einbezogen wird. Dabei wurden Gabor-Muster in der Probandenstudie auf diesem Gewebe nicht schlechter gesehen als z.B. auf dem diffusen Gewebe (siehe auch Kapitel 4).

### 3.4.3 Orientierungsdiskrimination

Um bei Probanden mit einem unterschiedlichen radiologischen Erfahrungshintergrund vergleichbare experimentelle Ergebnisse zu erhalten, soll der Einfluss radiologischen Wissens so gering wie möglich gehalten werden. Zu diesem Zweck bekommt ein Proband keine Aufgabe wie

Finde einen malignen Tumor.

sondern die Aufgabe

Gib an, ob das vorgegebene Zielobjekt (Gabor-Muster) sichtbar ist und beschreibe eines seiner Merkmale (die Orientierung).

Unter diesen Umständen ist es möglich, die MCS-Methode mit Probanden durchzuführen, die nicht in der Mammographiebefundung geschult sind. Damit ist die Einsetzbarkeit der Methode nicht auf radiologische Einrichtungen beschränkt.

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass das visuelle System für verschiedene Orientierungen unterschiedlich empfindlich ist. Werden für Untersuchungen der Kontrastempfindlichkeit Zielobjekte mit variabler Orientierung dargeboten, so ist die Wahrnehmungsleistung oftmals am besten für horizontale und vertikale Orientierungen, für schräge Orientierungen hingegen schlechter (Oblique-Effekt). Die Ursachen dafür sind in frühen kortikalen Verarbeitungsmechanismen zu finden [FE00]. Dieser Oblique-Effekt tritt z.B. auf, wenn ein Gabor-Muster isoliert vor einem homogenen Hintergrund dargeboten wird. Daraus kann jedoch nicht gefolgert werden, dass dies auch für eine Stimuluspräsentation vor einem komplexen Hintergrund gilt. Essock et al. [EDHS03] haben festgestellt, dass es in diesem Fall statt zu einem Oblique-Effekt zu einem Horizontal-Effekt kommt: Horizontale Stimuli werden in einer komplexen Umgebung schlechter gesehen als schräge Stimuli.

Dies würde bedeuten, dass die Gabor-Muster in der MCS-Methode nur rechts bzw. links schräg präsentiert werden sollten. Damit ist jedoch höchstens eine 2AFC-Aufgabe (AFC: **A**lternative **F**orced **C**hoice)<sup>6</sup> realisierbar. In Anbetracht der Bedeutung von Adaptationsvorgängen für die Probandenstudie dieser Arbeit ist es wichtig, die Kontrastschwelle möglichst zeitnah zu bestimmen. Mit einer 4AFC-Aufgabe ist die Schwelle schneller zu erreichen [Lee01]. Deshalb wird das Gabor-Muster in der MCS-Methode in vier Orientierungen dargeboten: 0, 45, 90 und 135°, d.h. horizontal, vertikal, links schräg und rechts schräg. Da die Empfindlichkeit für die verschiedenen Orientierungen unterschiedlich ist, werden die Orientierungen nach Möglichkeit jeweils gleich häufig präsentiert.<sup>7</sup> Die Ergebnisse der Schwellenmessung stellen ein Mittel über die vier genannten Orientierungen dar.

## 3.5 Psychophysikalische Bestimmung der Kontrastschwelle

Zunächst folgt ein kurzer Überblick über das psychophysikalische Schwellenkonzept, bevor konkret auf die in der MCS-Methode verwendete Stufenprozedur (engl. Staircase) – die Unforced-Weighted-Up-Down-Prozedur (UWUD) nach Kaernbach [Kae01] – eingegangen wird.

### 3.5.1 Schwellenkonzept der Psychophysik

Schwellen werden indirekt gemessen. Um die Kontrastschwelle in einem experimentellen Kontext zu ermitteln, werden die Reaktionen des Probanden erfasst [Ges97]. Diejenige Reizintensität, bei der ein bestimmter Anteil korrekter Antworten erreicht wurde, kennzeichnet die Schwelle.

Schwellen müssen als Wahrscheinlichkeitswerte verwendet werden, denn die Reaktionen eines Probanden auf einen Reiz variieren. Daher kann eine Schwelle *nicht* als diejenige Reizintensität definiert werden, unterhalb derer der Reiz nie wahrgenommen wird und oberhalb derer der Reiz immer wahrgenommen wird. Probanden nehmen mitunter deutlich überschwellige Reize nicht wahr (*falsche negative Fehler, FN-Rate*) oder geben an, einen Reiz gesehen zu haben, obgleich er nicht vorhanden war (*falsch positive Fehler, FP-Rate*).

Bei *Ja-Nein-Aufgaben* muss der Proband angeben, ob er den gesuchten Reiz wahrgenommen hat oder nicht. Bei *nAFC-Aufgaben* muss der Proband hingegen eine der  $n$  zur Auswahl stehenden Antworten abgeben, selbst wenn er den Reiz nicht gesehen hat. Während die FP-Rate in Ja-Nein-Aufgaben eine Art Rauschen im sensorischen System repräsentiert, ist es in nAFC-Aufgaben normal, dass es unterhalb der Schwelle korrekte

---

<sup>6</sup>Im deutschen Sprachgebrauch hat sich kein Äquivalent für AFC-Aufgaben durchgesetzt. Bei einer AFC-Aufgabe kann der Proband zwischen den gegebenen Antwortalternativen entscheiden. Kann er keine zuverlässige Aussage treffen, so muss er raten. Die Ratewahrscheinlichkeit wird in den Verfahren zur Schwellenbestimmung berücksichtigt (vgl. Abschnitt 3.5.1).

<sup>7</sup>Eine exakt gleich häufige Präsentation aller Orientierungen ist nicht immer möglich, weil die Schwelle nicht zwangsläufig genau dann erreicht wird, wenn alle Orientierungen  $k$  mal dargeboten wurden ( $k \in \mathbb{N}$ ,  $k > 0$ ); vgl. Prozedur zur Schwellenmessung (Abschnitt 3.5.2)

Antworten gibt, da der Proband zum Raten gezwungen ist. Bei  $n$  Antwortalternativen beträgt die Ratewahrscheinlichkeit (RW) eines idealisierten Probanden  $\frac{1}{n}$  [Tre95].

In Abhängigkeit von der gewählten Methode zur Schwellenbestimmung wird ein bestimmter Prozentsatz für die Menge korrekter Antworten angegeben, bei dem die Schwelle definiert wird. Für Ja-Nein-Aufgaben wird im Allgemeinen eine Zielwahrscheinlichkeit von 50% korrekter Antworten angestrebt. Bei nAFC-Aufgaben wird oftmals die Hälfte des Intervalls zwischen FN- und RW-Rate festgelegt [Tre95, Lee01].

Eine Darstellung der Abhängigkeit des prozentualen Anteils richtiger Antworten von der Reizintensität kann mittels der *psychometrischen Funktion* erfolgen (Abb. 3.4). Die Funktion hat einen sigmoiden Verlauf, beginnend beim Zufallsniveau bei niedrigem Kontrast bis hin auf ein Niveau, das ein nahezu vollständig korrektes Antwortverhalten darstellt [Str01, Str03]. Dargestellt werden kumulative Daten aus mehreren Durchgängen, d.h. aus Wiederholungen mit demselben Kontrastwert. Die Kontrastschwelle – d.h. der Kontrastwert, der zur korrekten Lösung der gegebenen Wahrnehmungsaufgabe erforderlich ist – wird, wie oben gesagt, operational als der Punkt auf der psychometrischen Funktion definiert, bei dem ein bestimmtes Schwellenkriterium erreicht wird. Dies kann zum Beispiel der Punkt maximaler Steigung, d.h. der Wendepunkt der Funktion, sein [Str01, Str03, TS99].

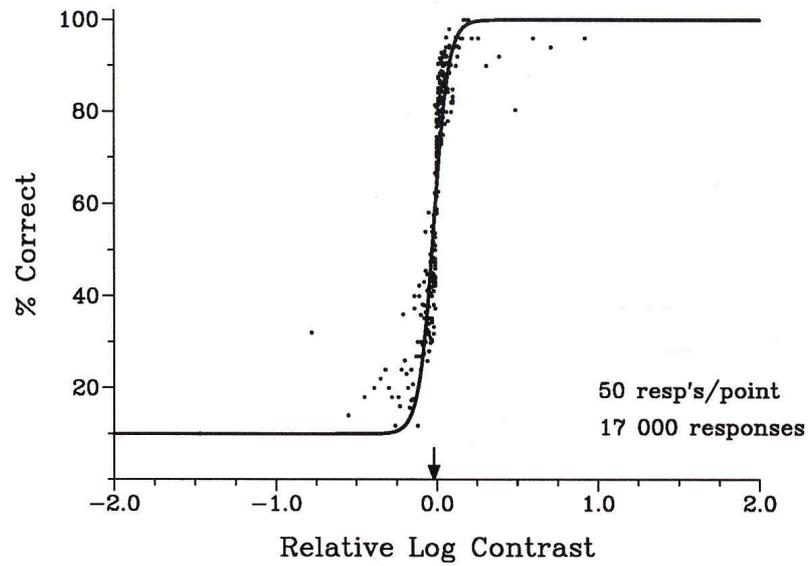
Methoden zur Bestimmung der Schwellen und der psychometrischen Funktion werden unter anderem anhand der möglichen Nutzerantworten und der Art und Weise der Annäherung an die Schwelle unterschieden. Insbesondere unterscheidet man zwischen Maximum-Likelihood-Verfahren und Staircase-Verfahren. Bei ersteren werden nach jeder Probandenantwort zur Festlegung der nächsten dargebotenen Reizstärke alle vorangegangenen Antworten des Messdurchgangs herangezogen; bei letzteren wird nur die jeweils letzte Probandenantwort genutzt. Für einen Überblick über die verschiedenen Konzepte seien [M<sup>+</sup>01, Ges97, Tre95] empfohlen.

### 3.5.2 Unforced-Weighted-Up-Down-Prozedur mit Schrittweitenregulierung

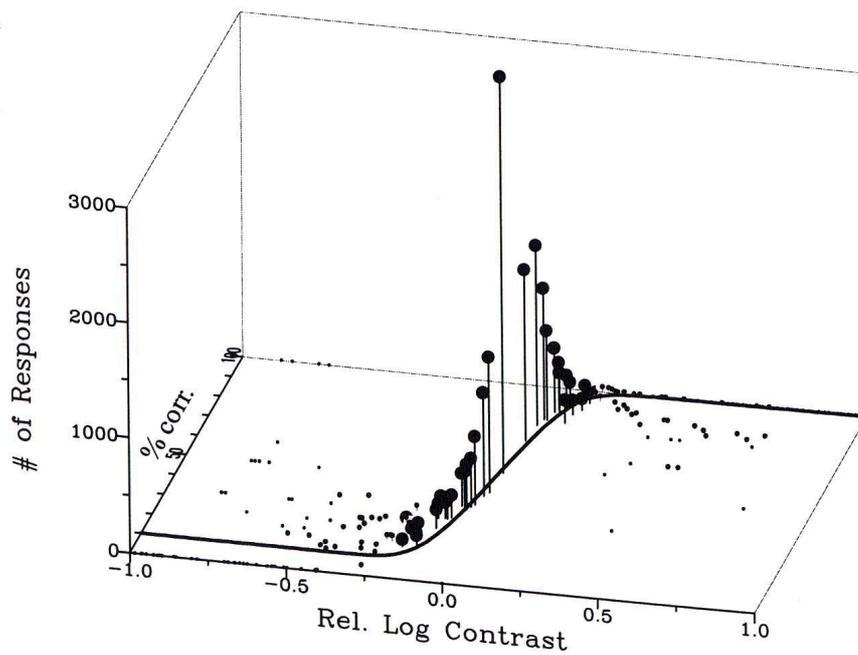
Die Bestimmung der Kontrastschwellen erfolgt in der MCS-Methode adaptiv unter Verwendung einer modifizierten Unforced-Weighted-Up-Down-Prozedur (UWUD [Kae01]; eine Staircase-Prozedur). Der Proband nähert sich schrittweise von beiden Seiten der gesuchten Schwelle, wobei die Schrittweiten systematisch angepasst werden. Bei einer Wahrnehmungsaufgabe mit vier Antwortmöglichkeiten, die um die Antwortoption *nichts gesehen* erweitert ist,<sup>8</sup> beträgt die Zielwahrscheinlichkeit auf der psychometrischen Funktion 62,5% [EMPS08] und damit ergeben sich für die Schrittweiten die in Gleichung 3.3 beschriebenen Verhältnisse. In der MCS-Methode wird der Modulationsfaktor  $f$  dementsprechend angepasst:

---

<sup>8</sup>Dies entspricht einer modifizierten 4AFC-Aufgabe.



(a) Psychometrische Funktion



(b) Psychometrische Funktion inklusive Darstellung der Antworthäufigkeit

Abbildung 3.4: Psychometrische Funktionen für einen Probanden (nach [Str01, Str03])

$$f' = f - \begin{cases} S_{korrekt} = \text{Basisschrittweite} & \text{bei korrekter Antwort} \\ S_{inkorrekt} = -\frac{0,625 S_{korrekt}}{1 - 0,625} & \text{bei falscher Antwort} \\ S_{unsicher} = 0,25 S_{korrekt} + 0,75 S_{inkorrekt} & \text{bei Unentschlossenheit} \end{cases} \quad (3.3)$$

Bei einer korrekten Antwort wird der aktuelle Modulationsfaktor  $f$  um  $S_{korrekt}$  reduziert, so dass die Aufgabe schwerer wird. Ergibt sich dabei ein Wert von  $f' < 0$ , so wird  $f' = 0$  gesetzt.<sup>9</sup> Das mit diesem  $f'$ -Wert dargebotene Gabor-Muster wird nicht gesehen. Im nächsten Schritt wird der Wert wieder entsprechend dem beschriebenen Algorithmus von 0 aus erhöht.

Im Falle einer falschen Antwort des Probanden wird  $f$  um den Betrag von  $S_{inkorrekt}$  erhöht, wodurch sich der Kontrast des nachfolgend zu präsentierenden Gabor-Musters erhöht und die Wahrnehmungsaufgabe leichter wird.

Hat der Proband ein Gabor-Muster gar nicht wahrgenommen oder ist er unentschlossen, und gibt er dementsprechend als Antwort *nichts gesehen* an, so wird  $f$  um die Schrittweite  $S_{unsicher}$  erhöht.

Ein Durchgang der Prozedur liefert einen Schwellenwert für  $f$ , aus dem der Michelson-Kontrast für die gegebene Ortsfrequenz der Gabor-Muster berechnet werden kann. Dieser geht als Kontrastschwelle in die Kontrastempfindlichkeitsfunktion ein.

Die Richtung einer Kontrastveränderung wird somit durch das Antwortverhalten des Probanden bestimmt. Ein Durchgang beginnt mit einem deutlich überschwelligen Kontrast, der im Verlauf des Durchgangs angepasst wird. Der Proband trifft nach jeder Präsentation des Gabor-Musters eine Aussage darüber, in welcher der vier möglichen Orientierungen er das dargebotene Muster wahrgenommen hat bzw. dass er es nicht wahrgenommen hat oder sich nicht sicher ist. Die jeweilige Orientierung des zu präsentierenden Gabor-Musters wird randomisiert vorgegeben.

Für die MCS-Methode wurde Kaernbachs UWUD-Prozedur nach Eisenbarth et al. [EMPS08] mit dem Schwellenbestimmungsalgorithmus von Kesten kombiniert, um eine schnellere Konvergenz zu erreichen [Tre95]. Die Basisschrittweite wird im Verlauf der Messung angepasst: sie wird bei jeder zweiten Richtungsumkehr um den Faktor  $m/(m+2)$  reduziert, wobei  $m$  die Anzahl der bereits stattgefundenen Umkehrungen ist. Daraus ergeben sich entsprechend Änderungen der Schrittweiten  $S_{korrekt}$ ,  $S_{inkorrekt}$  und  $S_{unsicher}$ .

### 3.6 Anwendung der MCS-Methode

Im Folgenden wird der allgemeine Ablauf einer Schwellenmessung und der Bestimmung der Kontrastempfindlichkeitsfunktion in der MCS-Methode beschrieben.

Die Kontrastschwellen werden für sechs verschiedene Ortsfrequenzen bestimmt:  $\{1,2,4,6,8,16\}$  cpd. Die Ortsfrequenzen sind – bis auf die Zwischenstufe von 6 cpd –

<sup>9</sup>Dieser Fall kann umgangen werden, wenn von vornherein  $\log f$  statt  $f$  zur Anpassung des Kontrasts verwendet wird.

logarithmisch gestuft. Zur Messung einer einzelnen Schwelle für eine Ortsfrequenz waren in der später beschriebenen Probandenstudie zwischen 30-50 s erforderlich, abhängig von der Reaktionszeit und Treffsicherheit des Probanden. Somit waren für die Messung aller Schwellen bis zu fünf Minuten erforderlich.

Jede Ortsfrequenz wird dreimal getestet, so dass für jede Ortsfrequenz unter jeder der vorgegebenen Versuchsbedingungen drei Kontrastschwellenwerte vorliegen. Dadurch wird die Reliabilität verbessert und eine Schätzung des Standardfehlers möglich. Da in jede Schwellenmessung bereits viele Einzelwerte (Probandenantworten) eingehen (vgl. Unforced-Weighted-Up-Down-Prozedur mit Schrittweitenregulierung) reichen drei Messwiederholungen aus, um zuverlässige Ergebnisse zu erhalten.

**Terminologie.** In den nächsten Abschnitten und Kapiteln werden für die Teile einer Untersuchung folgende Begriffe verwendet:

- *Trial*: eine Präsentation eines Gabor-Musters und die darauf folgende Antwort des Probanden
- *Durchgang*: Menge aller Trials, die zur Bestimmung einer Schwelle erforderlich sind, d.h. eine Einzelmessung für eine Ortsfrequenz unter einer gegebenen Bedingung; entspricht einem vollständigen Durchlauf der modifizierten UWUD-Prozedur
- *Zyklus*: ein Block von Durchgängen für alle zu testenden Ortsfrequenzen. Wenn sechs Ortsfrequenzen getestet werden, beinhaltet ein Zyklus die Informationen von sechs Durchgängen mit je einem Durchgang pro Ortsfrequenz. Jeder Zyklus wird – in voneinander unabhängigen Sitzungen – dreimal wiederholt.
- *Sitzung*: ein Treffen zwischen Proband und Versuchsleiterin; in einer Sitzung wurden Messungen für mehrere Teile der Probandenstudie durchgeführt (vgl. Abschnitt 4.1.4, Seite 82).

**Schwellenmessung.** Die Messung einer Schwelle für  $f$ , aus der später der Michelson-Kontrast und die Kontrastempfindlichkeit berechnet werden, beginnt mit einem deutlich überschwelligen Wert, d.h. einem Kontrast, bei dem ein Gabor-Muster von jedem Probanden problemlos gesehen werden kann. Nach jeder Präsentation eines Gabor-Musters gibt der Proband die wahrgenommene Orientierung bzw. *nichts gesehen* an. Auf Basis dieser Antwort wird  $f$  für die nächste Darbietung eines Gabor-Musters entsprechend der UWUD-Prozedur mit Schrittweitenregulierung erhöht oder gesenkt. Abbildung 3.5 demonstriert exemplarisch den Verlauf eines Messdurchgangs.

Die Basisschrittweite wird vor Beginn der Messung vorgegeben. Die Werte, die in der Probandenstudie genutzt wurden, waren  $f = 80$  für die Basisschrittweite und  $f \in [300, 400]$  für den Startwert. Der Startwert wird randomisiert aus dem Intervall  $[300, 400]$  ermittelt, damit die Probanden durch diese anfängliche Variation nicht versucht werden, die Anzahl der Schritte bis zur ersten *nichts gesehen*-Antwort abzuzählen.

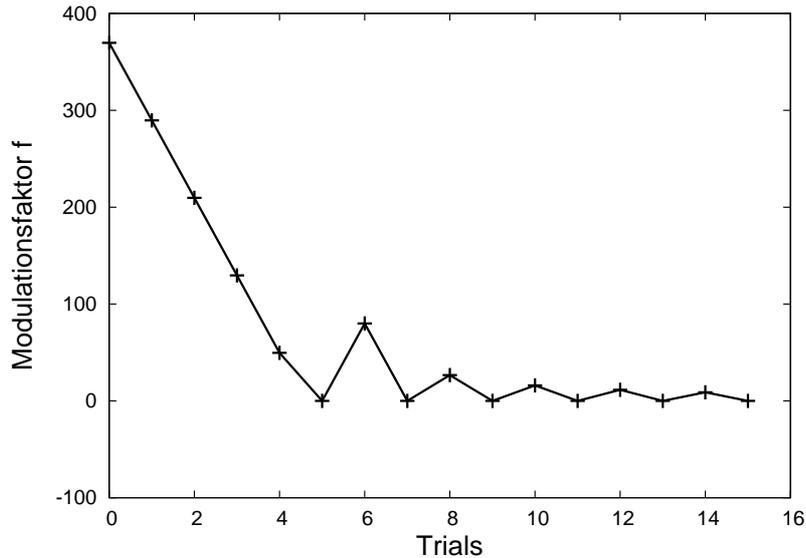


Abbildung 3.5: Nachverfolgung der Annäherung an eine Kontrastschwelle

**Berechnung der Kontrastwerte.** Aus einer gemessenen  $f$ -Schwelle werden der maximale und minimale Grauwert  $g_1$  und  $g_2$  der Gabor-Muster berechnet. Dazu wird  $f$  dem mittleren Hintergrundgrauwert  $g_m = 2048$  hinzuaddiert bzw. davon abgezogen:

$$g_1 = g_m + f \quad (3.4)$$

$$g_2 = g_m - f \quad (3.5)$$

Aus den so erhaltenen Werten werden unter Berücksichtigung der Gammakurve des Monitors die zugehörigen Leuchtdichtewerte bestimmt, welche schließlich in die Berechnung des Michelson-Kontrasts (vgl. Gleichung 2.2, Seite 9) eingehen.

**Erzeugung der Kontrastempfindlichkeitsfunktion.** Die Michelson-Kontrastwerte werden anschließend invertiert und gehen in eine Kontrastempfindlichkeitsfunktion ein (Abb. 3.6). Wie für Darstellungen von Kontrastempfindlichkeitsfunktionen üblich [Bar99], werden die Achsen logarithmisch skaliert.

Bei der Auswertung werden die Daten mitunter geometrisch gemittelt (Data Pooling). Das geometrische Mittel entspricht dem arithmetischen Mittel im logarithmischen Bereich.<sup>10</sup>

Der Versuchsaufbau – bestehend aus einer portablen Lösung zur Realisierung einer praxisnahen Versuchsumgebung – wird im Zusammenhang mit der Probandenstudie im folgenden Kapitel geschildert.

<sup>10</sup>Zum Mitteln von Schwellen sind nur die geometrische oder die logarithmische Mittelung geeignet [BK98].

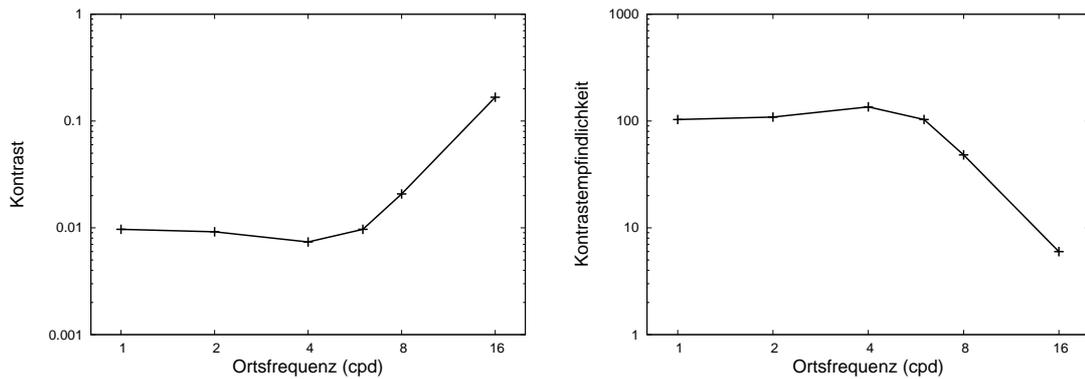


Abbildung 3.6: Kontrastschwellen (links) und resultierende Kontrastempfindlichkeitsfunktion (rechts)

## 3.7 Zusammenfassung

Im Kontext der Mammographiebefundung wird die Wahrnehmbarkeit von gegebenen Kontrasten hauptsächlich mit Aufnahmen von Phantomen wie dem CDMAM geprüft. Der Betrachter hat dabei eine einfache Detektionsaufgabe vor einem homogenen Hintergrund zu lösen. Der Einfluss anatomischen Rauschens auf die Kontrastwahrnehmung wird nicht berücksichtigt.

Dem gegenüber stehen Studien zur Kontrastwahrnehmung in Mammogrammen, die komplexe radiologische Aufgaben beinhalten, wie die Unterscheidung von Tumoren. Die radiologische Expertise eines Betrachters beeinflusst die Ergebnisse solcher Studien maßgeblich.

Mit dem Ziel, die Messung von Kontrastschwellen unabhängig von der radiologischen Expertise zu machen und gleichzeitig den Einfluss des anatomischen Kontextes zu berücksichtigen, wurde die MCS-Methode entwickelt. Gabor-Muster mit variabler Orientierung und Ortsfrequenz werden dabei einem Mammogramm kurzzeitig überlagert. Die Aufgabe des Betrachters besteht in der Diskrimination der Orientierungen. Die Wahl der Wahrnehmungsaufgabe erfolgte unter Beachtung von vier visuellen Verarbeitungsstufen steigender Komplexität: der Detektion, Diskrimination, Identifikation und Erkennung.

Der Kontrast der Gabor-Muster wird nach einer psychophysikalischen Staircase-Prozedur schrittweise angepasst bis die Kontrastschwelle erreicht ist. Die Kontrastschwelle wird für jede der Ortsfrequenzen aus der Menge von  $\{1,2,4,6,8,16\}$  cpd gemessen. Anschließend werden daraus die Kontrastempfindlichkeiten und die Kontrastempfindlichkeitsfunktion bestimmt, um einen Überblick über das Verhalten der Kontrastempfindlichkeit des Betrachters für die getesteten Ortsfrequenzen zu bekommen.

Die Messbedingungen können variiert werden – damit bietet die MCS-Methode die Möglichkeit, die Kontrastempfindlichkeit eines Betrachters für verschiedene radiologische Befundungsbedingungen zu vergleichen. Das folgende Kapitel beschreibt die Anwendung der Methode im Rahmen einer Probandenstudie.

---

## 4 Die MCS-Methode im Kontext der Bildschirmbefundung

---

Vor einer praktischen Anwendung der MCS-Methode ist es wichtig herauszufinden, inwiefern sich die Messergebnisse in Abhängigkeit von dem verwendeten Bildmaterial und der Wahrnehmungsaufgabe unterscheiden. In diesem Zusammenhang wurden in der Probandenstudie folgende Fragestellungen untersucht:

- Variieren das Niveau und die Form von Kontrastempfindlichkeitsfunktionen in Abhängigkeit von der Komplexität des dargebotenen Bildes? Sind die Variationen für die verschiedenen Probanden ähnlich?
- Kann die MCS-Methode unabhängig vom verwendeten Mammogramm eingesetzt werden oder treten, bedingt durch unterschiedliche Gewebecharakteristika (röntgenologische Erscheinung), Variationen in den Kontrastempfindlichkeiten auf?
- Beeinflusst die Wahl eines komplexeren Zielobjekts (Ziffern statt Gabor-Muster) und einer komplexeren Wahrnehmungsaufgabe (Identifikation statt Diskrimination) das Niveau und die Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen?

Ferner wurde getestet, ob der Anwendung der MCS-Methode im Befundungskontext eine initiale Adaptationszeit zur Anpassung an die geringen Leuchtdichten im Befundungsraum vorausgehen muss.

Im Folgenden werden die Durchführung der Probandenstudie im Detail beschrieben und die gemessenen Ergebnisse im Hinblick auf die obigen Fragestellungen analysiert (Abschnitt 4.1 bis 4.5). Die Ergebnisse werden anschließend den Ergebnissen von Studien zur Tumordetektion und -diskrimination gegenübergestellt (Abschnitt 4.6). In Abschnitt 4.7 werden die Bedeutung der MCS-Methode für die Praxis und mögliche Einsatzbereiche diskutiert. Zwei praxisrelevante Anwendungen, die bereits im Rahmen der Probandenstudie durchgeführt wurden, werden in Kapitel 5 besprochen.

### 4.1 Probandenstudie

In einer Studie mit acht Probanden wurde der Einsatz der MCS-Methode im Kontext der Mammographiebefundung untersucht (Abb. 4.1). Bevor auf die Versuchsbedingungen, die Auswahl der Probanden, die Darbietungsparameter und das Vorgehen bei der Auswertung der Ergebnisse eingegangen wird, sei zunächst der allgemeine Versuchsaufbau beschrieben. Abweichungen davon für einzelne Teile der Studie werden in den entsprechenden Abschnitten 4.2 bis 5.2 geschildert.

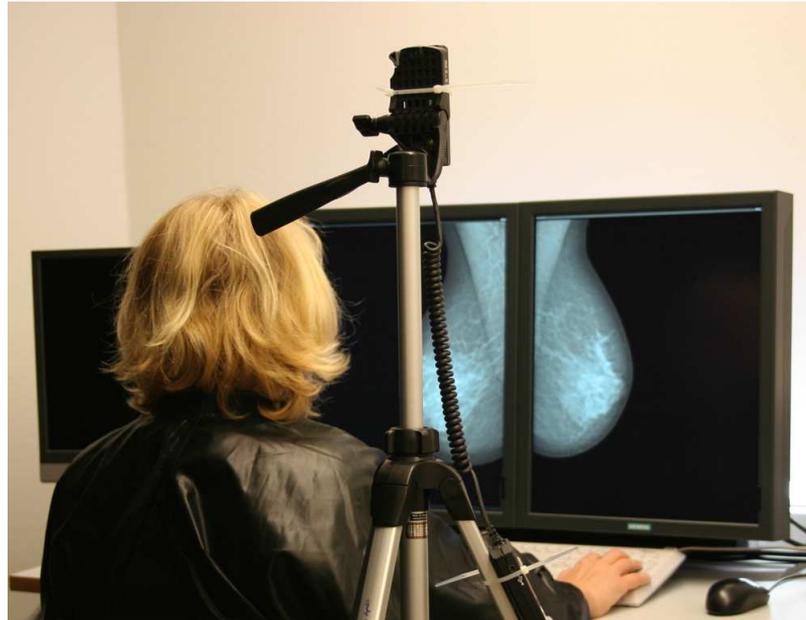


Abbildung 4.1: Eine Studienteilnehmerin an der Workstation zum Softcopy-Reading. Am Stativ ist ein Luxmeter befestigt, mit dem die Beleuchtungsstärke während der Messungen der Kontrastschwellen kontrolliert wird.

#### 4.1.1 Grundlegende Versuchskonstellation

Die nachfolgend beschriebene Versuchskonstellation wurde in der Probandenstudie umgesetzt. Dabei wurde den Vorgaben für eine Bildschirmbefundung von Mammogrammen entsprochen. Im Detail heißt dies:

- Nur Monitore, die für eine Befundung von Mammogrammen vorgesehen sind, kamen zum Einsatz.
- Die Darstellung von Bildern mit einer Grauwerttiefe von  $\geq 10$  bit muss gewährleistet sein, damit feine Unterschiede in den Kontrastschwellen erkennbar werden. Da aus technischen Gründen nur eine 8-Bit-Darstellung realisierbar war, wurden 10 bit Grauwerttiefe mit einem Dithering-Verfahren simuliert, um die Auflösung bzgl. der Intensität (Leuchtdichte) zu erhöhen.
- Die Beleuchtungslösung muss auf die für die Bildschirmbefundung definierten Vorgaben abgestimmt sein, d.h. eine Beleuchtungsstärke von maximal 10 lx musste umgesetzt werden können. Außerdem durften die Lichtquellen keine direkten Reflexionen oder Blendungen auf den Monitoren hervorrufen.

## Monitore und Bilddarstellung

**Monitore.** Forderungen an die Darstellung von Mammogrammen sind in den Europäischen Richtlinien [vE<sup>+</sup>03] beschrieben, und beinhalten z.B. eine darstellbare Grauwerttiefe von 10 bit. Dass die strengen Anforderungen auch an die Versuchskonstellation der Probandenstudie gestellt werden, obwohl in der Studie keine radiologischen Befundungsaufgaben zu bewältigen sind, ist darin begründet, dass Messungen von Kontrastschwellen ebenfalls eine Grauwerttiefe von mindestens 10 bit erfordern. Nur so können ausreichend feine Unterschiede in den Kontrastschwellen der Probanden erfasst werden [BPR02].

Die Gabor-Muster wurden auf zwei hochauflösenden Graustufen-Monitoren dargeboten: Siemens DSB 2103-D-5MP, 2048 × 2560 Pixel. Diese TFT-Monitore sind speziell für die Bildschirmbefundung von Mammogrammen entwickelt worden und können Grauwerttiefen von 10 bit darstellen. Vor Beginn der Messungen erfolgte eine Abnahmeprüfung der Monitore von einem Medizin-Physiker des Referenzzentrums Mammographie Bremen. Die Kalibrierung der Monitore wurde bei einer Beleuchtungsstärke von 10 lx vorgenommen.

**Betrachtungsabstand.** Die Probanden betrachteten die Bilder aus einer festen Entfernung von circa 57 cm. Die Ortsfrequenzzeichnung der dargebotenen Gabor-Muster war auf diese Entfernung abgestimmt, und die Darbietungsfläche betrug  $2,5 \times 2,5$  Sehwinkegrad.

**Bildeigenschaften.** Die in der Studie verwendeten Mammogramme wurden mit einem MAMMOMAT *Novation*<sup>DR</sup> System von Siemens aufgenommen und lagen in anonymisierter Form vor. Die Mammogramme hatten eine räumliche Auflösung von bis zu  $3328 \times 4084$  Pixeln und verfügen über eine Grauwerttiefe von 12 bit. Für die Probandenstudie wurden die Bilder auf den mittleren Grauwert von 2048 normiert. Die mittlere Leuchtdichte betrug in der beschriebenen Versuchskonstellation  $32,4 \text{ cd/m}^2$ . Um sicherzustellen, dass die Probanden den relevanten Bildausschnitt fokussieren, wurde den Bildern ein transparenter, permanent sichtbarer Fixationskreis hinzugefügt (Abb. 4.2).

Während einer Messung blieben das dargestellte Mammogramm und die Position der Gabor-Muster konstant. Zwar kann die Position der Gabor-Muster im Mammogramm beliebig gewählt werden; innerhalb einer Untersuchung sollte sie jedoch nicht variieren, da die Maskierungseffekte an unterschiedlichen Positionen im Mammogramm unterschiedlich stark ausgeprägt sein können. Auch die Grauwertdarstellung der Mammogramme wurde konstant gehalten: Um einheitliche Voraussetzungen für die Probanden zu schaffen, wurden die in einer Softcopy-Reading-Applikation typischen interaktiven Optionen zur Änderung der Fensterungswerte (vgl. Abschnitt 2.5.3, Seite 50) deaktiviert. Die Probanden konnten somit keine Anpassungen der dargestellten Leuchtdichten und Kontraste vornehmen.

In Hinblick auf die Bildanordnung wurden die Mammogramme so präsentiert, wie es in der radiologischen Praxis üblich ist. Zwei korrespondierende Aufnahmen einer Patientin wurden gezeigt, wobei die Aufnahmen mit der Brustwand zueinander ausgerichtet waren

(vgl. Abb. 1.1, Seite 2). Die Entscheidung bzgl. der Projektionsrichtungen fiel zugunsten von MLO-Aufnahmen aus, da sie gegenüber CC-Aufnahmen einen breiteren Bereich anatomischer Strukturen und Grauwerte abbilden.<sup>1</sup>

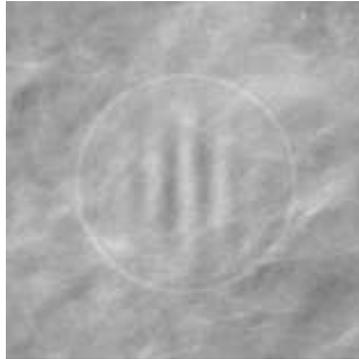


Abbildung 4.2: Darbietung eines Gabor-Musters innerhalb eines Fixationskreises.  
(Anmerkung: Auf Graustufenmonitoren für die Mammographiebefundung ist der Fixationskreis stärker sichtbar.)

**Eigenschaften der Gabor-Muster.** Die getesteten Ortsfrequenzen der Gabor-Muster waren aus der Menge  $\{1, 2, 4, 6, 8, 16\}$  cpd. Abgesehen von 6 cpd sind die Werte logarithmisch gleichabständig. Die Ortsfrequenz von 6 cpd wurde sicherheitshalber in die Menge aufgenommen, da es in Tests, die zur Vorbereitung der Probandenstudie durchgeführt wurden, bei den mittleren Ortsfrequenzen zu einigen Ausreißern in den gemessenen Kontrastschwellen kam, und der Verdacht nahe lag, dass dort stärkere Wechselwirkungen zwischen den Gabor-Mustern und dem mammographischen Bild bestehen.

Die Gabor-Muster wurden in vier Orientierungen dargeboten, welche in den Messungen mit gleicher Häufigkeit vertreten sind. Die Orientierungen sind:  $0^\circ$  (vertikal),  $45^\circ$  (rechts schräg),  $90^\circ$  (horizontal) und  $135^\circ$  (links schräg).

**Darbietungszeit.** Die Darbietungszeit für die Gabor-Muster betrug 720 ms. Die Beschränkung der Darbietungszeit wurde vorgenommen, um mögliche Adaptationen der Probanden an Ortsfrequenzen und Orientierungen zu minimieren. Die Darbietungszeit kann kurz gehalten werden, weil das Zielobjekt an einem festen Ort dargeboten wird (es liegt keine Suchaufgabe vor) und weil das Zielobjekt foveal betrachtet wird (Fokussierung des durch den Fixationskreis markierten Bildbereichs). Die Darbietungszeit von 720 ms resultierte aus der Zeit, die aufgrund technischer Limitierungen zur Darbietung eines

---

<sup>1</sup>Die Darstellung vollständiger Mammogramme hat einen Einfluss auf die Detektionsleistung und die Klassifikation von Strukturen [vEVT<sup>+</sup>05]. Befundungen im Sinne einer Detektion und Klassifikationen von Tumoren sind für die MCS-Methode nicht vorgesehen. Daher hätte aus dieser Sicht auf die Präsentation von Kontextinformationen im Sinne bilateraler Darstellung verzichtet werden können. Um jedoch eine Annäherung an die Befundungsrealität und die damit verbundenen Leuchtdichteverteilungen im Gesichtsfeld zu erreichen, wurde die bilaterale Darstellung genutzt.

Gabor-Musters auf den Mammogrammen maximal nötig war. Falls technisch machbar, kann diese Darbietungszeit in späteren Studien unterschritten werden.

Der Proband hatte nach der Darbietung eines Gabor-Musters beliebig viel Zeit, sich für eine der vorgegebenen Antworten zu entscheiden. Damit konnte er bei Bedarf selbstständig gewisse Erholungsphasen zum Blinzeln und kurzzeitigen Blickwechsel ausführen. Die nächste Präsentation des Zielobjekts erfolgte unmittelbar nachdem der Proband seine Antwort abgegeben hatte.

**Dithering.** Als Graphikkarte wurde die NVIDIA Quadro 4500 FX eingesetzt. Die Implementierung der experimentellen Umgebung zur Darbietung von Gabor-Mustern auf den Mammogrammen und zur Messung der Kontrastschwellen wurde mit MeVisLab realisiert.<sup>2</sup> Da MeVisLab OpenGL benutzt, besteht in der Ausgabe eines Bildes auf dem Monitor eine Beschränkung auf eine Grauwerttiefe von 8 bit, verursacht durch einen Flaschenhals im Bildspeicher (Framebuffer). Um dennoch eine Bilddarstellung zu erreichen, die der 10-Bit-Forderung gerecht wird, wurde softwareseitig ein Dithering-Verfahren zur Simulation von 10 bit Grauwerttiefe genutzt.

Für psychophysikalische Studien, in denen Kontrastschwellen gemessen werden, wird in diesem Zusammenhang gemeinhin ein Dithering-Verfahren mit Fehlerdiffusion empfohlen [BPR02, BMS97]. Bei der Umsetzung der MCS-Methode für die Probandenstudie kam das Floyd-Steinberg-Dithering [BMS97, HN08, Omo90] mit folgender Matrix zum Einsatz:

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 7/16 \\ 3/16 & 5/16 & 1/16 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

Für jedes Pixel wird ein Quantisierungsfehler – die Differenz zwischen dem Ausgangswert und dem quantisierten Wert des Pixels – bestimmt. Dieser Quantisierungsfehler wird nach einem definierten Schema auf die benachbarten Pixel verteilt. Auf diese Weise wird das Vorliegen eines kontinuierlicheren Bildes mit feineren Grauwertabstufungen simuliert. Aufgrund der hohen Ortsauflösung der Graustufenmonitore waren die einzelnen Pixel für einen Probanden bei dem vorgegebenen Betrachtungsabstand nicht sichtbar.

## Beleuchtungslösung

In einem typischen Befundungsraum beträgt die Beleuchtungsstärke bei ausgeschalteten Monitoren höchstens 10 lx. Eine Beleuchtungslösung für die Betrachtung von Mammogrammen sollte ferner Reflexionen, Blendungen und asymmetrische Ausleuchtungen im Blickfeld des Betrachters minimieren.

Zur Sicherung konsistenter Beleuchtungsverhältnisse während der Studie wurde ein Untersuchungsraum gewählt, der sich vollständig abdunkeln ließ. Der Raum war ca. 4 m

---

<sup>2</sup>MeVisLab ist eine Entwicklungsumgebung, die auf medizinische Bildverarbeitung und Visualisierung spezialisiert ist. Entwickelt wird MeVisLab von der MeVis Medical Solutions AG und Fraunhofer MEVIS, Bremen [MeV09, RKHP06].

lang und 1,5 m breit. Der Tisch mit den Monitoren und der Tastatur war an einer der Wände aufgebaut. Der Raum war mit drei Deckenleuchten mit Leuchtstofflampen ausgestattet, die ausschließlich während der Einweisung und Vorbereitung der Probanden genutzt wurden und eine Beleuchtungsstärke von ca. 450 lx bewirkten.

In der Studie waren Beleuchtungsstärken von 10, 30, 50 und 90 lx vorgesehen. Da Leuchtstofflampen mit Vorschaltgeräten in Normalausführung nicht dimmbar sind, wurde die vorhandene Beleuchtung deaktiviert und statt dessen eine portable Beleuchtungslösung installiert. Diese umfasste zwei Leuchten mit Leuchtstofflampen (Philips TL-D 36W/54-765) für Rechnerarbeitsplätze, von denen eine Leuchte mit elektronischem Vorschaltgerät und Potenziometer zur Einstellung der Beleuchtungsstärke ausgerüstet war. Die zweite Leuchte war nicht dimmbar und diente der Grundbeleuchtung.

Die beiden Leuchten wurden zur Umsetzung einer indirekten Beleuchtung hinter den Monitoren aufgebaut. Damit kann eine störende Reflexion der Beleuchtung auf der Monitoroberfläche ausgeschlossen werden. Der Versuchsaufbau ist in Abb. 4.3 skizziert. Die Portabilität der Beleuchtungslösung erlaubt einen stabilen, leicht auch in anderen Räumlichkeiten wiederherstellbaren Aufbau der Versuchsumgebung.

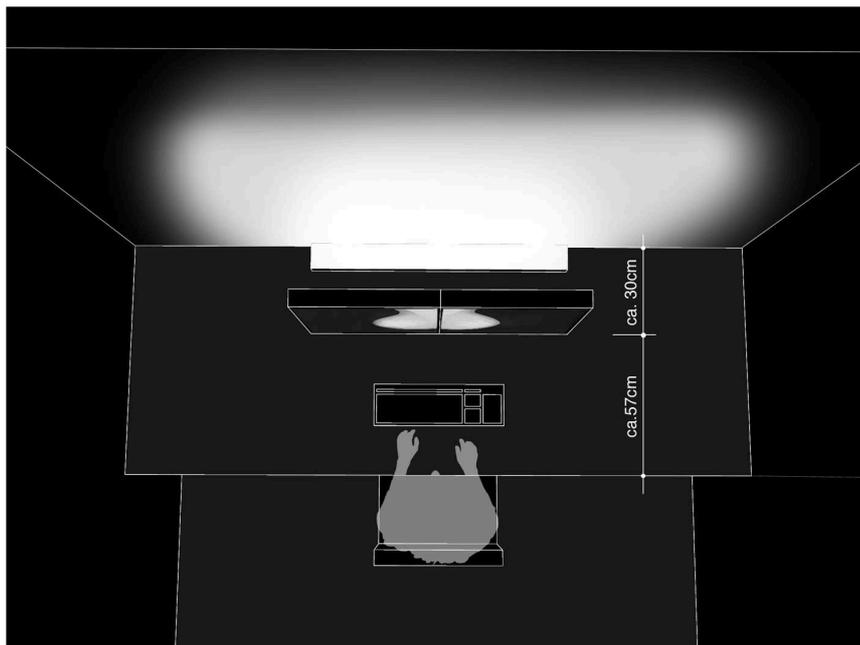
Die Kontrolle der Beleuchtungsstärke (in lx) erfolgte mit einem digitalen Luxmeter (MavoLux 5032C, Gossen), welches in Kombination mit einem Vorsatz auch zur Messung der Leuchtdichte (in  $\text{cd}/\text{m}^2$ ) am Monitor genutzt werden konnte. Gemessen wurde die Beleuchtungsstärke aus der Position des Probanden.

**Begründung der Wahl der Beleuchtungslösung.** Als Alternative zu der beschriebenen Lösung war die Verwendung von dimmbaren Leuchten (Deckenflutern) mit Glühlampen und weißen Schirmen zur Lichtverteilung in der Diskussion. In der radiologischen Praxis arbeiten die Ärzte im Allgemeinen tagsüber in Räumen mit Fenstern, so dass die Sicherung der Beleuchtungsstärke eher eine Frage des Abdunkelns ist. Abgedunkelt wird in der Regel mit handelsüblichen Jalousien. Schwankungen in der Beleuchtungsstärke, die durch die wechselnden Tageslichtverhältnisse bedingt sind, lassen sich damit nicht ausschließen. Dies erfordert im Prinzip eine entsprechend häufige Neukalibrierung der Monitore.

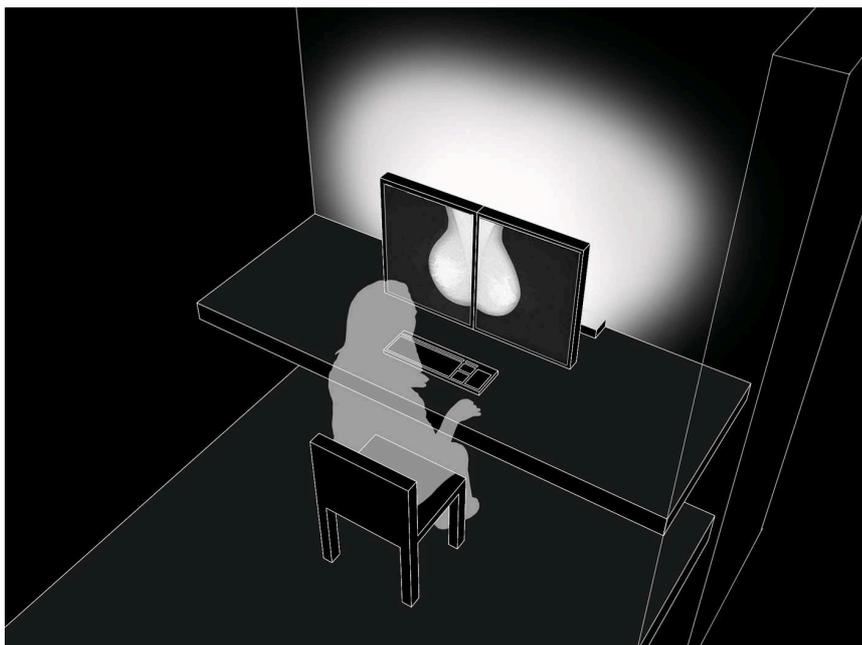
Werden künstliche Lichtquellen benutzt, so kann zwischen drei Optionen unterschieden werden:

1. keine Leuchten im Raum selbst; statt dessen wird Licht aus dem benachbarten Raum genutzt
2. Tischleuchten hinter den Monitoren, die die Wand anstrahlen
3. dimmbare Deckenbeleuchtung

Insbesondere bei den ersten beiden Beleuchtungslösungen ist mit einer deutlich asymmetrischen Lichtverteilung zu rechnen. In Abhängigkeit vom Aufbau des Befundungsraumes und der Anordnung der Lichtquellen können störende Unterschiede in der Lichtverteilung auftreten. Kommt das Licht z.B. aus einem Raum links vom Betrachter, so wird dessen



(a) Draufsicht



(b) Vogelperspektive

Abbildung 4.3: Versuchsaufbau in Draufsicht und Vogelperspektive (mit freundlichem Dank an Haike Apelt und Marco Arts)

linkes Gesichtsfeld stärker beleuchtet als das rechte. Dies birgt die Gefahr von Störungen in der Adaptation im beidäugigen Gesichtsfeld. Die Wirkung der Beleuchtungslösung mit Tischleuchten ist unter anderem davon abhängig, wie nah diese an den Monitoren und der Wand aufgestellt sind. Hier kann es neben asymmetrischen Lichtverteilungen auch zu Blendungen durch die Lichtreflexion an der Wand kommen. Diese ersten beiden Optionen kamen damit als Beleuchtungslösung für die Studie nicht in Frage.

Eine dimmbare Deckenbeleuchtung, bei der das Licht zur Decke hin strahlt, könnte genutzt werden. Der Aufbau des Raumes und die Anordnung der Leuchten im Raum und im Verhältnis zu den Monitoren beeinflussen dann jedoch die Lichtverteilung in einer Weise, die eine Reproduzierbarkeit des Versuchsaufbaus in anderen Räumlichkeiten erschwert. Auch die Überlegung dimmbare Leuchten in Form von Deckenflutern zu verwenden, wurde verworfen, da die Ausrichtung der Leuchten ein Unsicherheitsfaktor ist, der ohne spezielle technische Vorrichtungen kaum stabil eingestellt werden kann. Daher wurde der Leuchtstoffleuchten-Variante und deren Positionierung hinter den Monitoren der Vorzug gegeben.

#### 4.1.2 Übersicht der Versuchs- und Darbietungsparameter

Tabelle 4.1 fasst wichtige Versuchs- und Darbietungsparameter zusammen, die in der Probandenstudie zum Einsatz kamen. Die Ortsfrequenzen und die Größe der Muster werden in *cycles per degree* (cpd) angegeben.

Parameterwerte, die aufgrund von Variationen der MCS-Methode zustande kamen, werden erst in den entsprechenden Unterkapiteln von Kapitel 4 und 5 eingeführt. Dazu gehören z.B. Variationen der Beleuchtungsstärke und Änderungen des Zielobjekts und der Wahrnehmungsaufgabe.

Parameter/Verfahren/Ausstattung	Wert(e)
Ortsfrequenzen der Gabor-Muster	1, 2, 4, 6, 8, 16 cpd
Darbietungsfläche	2,5 cpd × 2,5 cpd
Orientierungen der Gabor-Muster	0, 45, 90, 135°
Darbietungszeit der Gabor-Muster	720 ms
Position der Gabor-Muster	nicht variabel
Fixationskreis	permanent dargestellt
Bestimmung der Kontrastschwellen	modifizierte UWUD-Prozedur (Kaernbach, Kesten)
Abstand Proband–Monitor	57 cm
Bildmaterial	bilaterale Aufnahmen; 4 Patientinnen
Monitore	Siemens DSB 2103-D-5MP (2 Stück)
Graphikkarte	NVIDIA Quadro 4500 FX
Dargestellte Grauwerttiefe	10 bit (simuliert)
Beleuchtungsstärke	10 lx
Mittlere Leuchtdichte im Bild	32,4 cd/m <sup>2</sup>

Tabelle 4.1: Wichtige Versuchs- und Darbietungsparameter in der Probandenstudie

### 4.1.3 Probanden und Instruktion

Acht nicht mit der Befundung von Mammogrammen vertraute Probanden im Alter von 25–65 Jahren nahmen an der Studie teil. Da bekannt ist, dass es generelle Präferenzen für Ortsfrequenzbänder gibt [SM05, SIJ72, CR68], und da die Diskrimination von Gabor-Mustern keine radiologische Expertise vom Probanden fordert, sind valide Studienergebnisse für diese Probanden zu erwarten.

Sechs Probanden (P3–P8) können hinsichtlich ihrer beruflichen Bildung einen Physik-, Mathematik- oder Informatik-Hintergrund vorweisen. Zudem haben sie Erfahrung im Umgang mit radiologischem Bildmaterial. Die anderen beiden Probanden (P1, P2) haben beruflich ebenfalls einen naturwissenschaftlich-technischen Erfahrungshintergrund, hatten aber bis zur Teilnahme an der Studie keinen Kontakt mit radiologischen Bildern. Bei allen Probanden lagen Fehlsichtigkeiten vor. Bis auf Proband P7 korrigierten alle die jeweilige Fehlsichtigkeit durch das Tragen einer Brille. Tabelle 4.2 gibt einen Überblick.

ProbandID	Alter	Geschlecht	Fehlsichtigkeit	Korrektionswert (in dpt)
P1	65	m	weitsichtig	+3,0/+3,0
P2	64	w	weitsichtig	+3,75/+3,75
P3	29	w	weitsichtig	+1,25/+2,5
P4	35	m	weitsichtig	+3,5/+2,25
P5	36	m	kurzsichtig, schielsichtig	-0,25/-1,5
P6	29	w	kurzsichtig	-3,75/-4,0
P7	31	m	kurzsichtig	-0,7/-0,7
P8	25	w	kurzsichtig	-1,5/-1,5

Tabelle 4.2: Übersicht der Probanden. Der sphärische Korrektionswert der Fehlsichtigkeiten ist in dpt (Dioptrien) für das rechte und linke Auge angegeben.

Zwei der Probanden waren zum Zeitpunkt der Studie 64 und 65 alt. Für diese Probanden sind niedrigere Kontrastempfindlichkeitswerte zu erwarten. Generell nimmt die Kontrastempfindlichkeit für hohe Ortsfrequenzen in höherem Alter ab [War04, OSS83]. Betts et al. [BSB07] haben für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern bereits gezeigt, dass die Kontrastempfindlichkeit bei älteren Betrachtern etwas niedriger ist. Diese Ergebnisse wurden in einer Studie von Delahunt et al. [DHW08] für die Orientierungsdiskrimination bei Niedrigkontrastobjekten bestätigt.

Vor der ersten Sitzung eines Probanden wurde eine Einweisung durchgeführt, die ein Training der Bildbetrachtung und der Nutzereingaben einschloss. Zur Angabe der wahrgenommenen Orientierung dienten vorgegebene Tasten auf dem NUM-Block einer gewöhnlichen Tastatur. Jeder Proband hatte beliebig viel Zeit, sich mit den Abläufen vertraut zu machen.

Die Probanden wurden ferner angewiesen, sich einen bereitliegenden schwarzen Kittel umzuhängen. Dadurch wurde eine einheitliche Oberbekleidung sichergestellt, mit deren Hilfe Reflexionen auf der Monitoroberfläche minimiert werden konnten. Solche Reflexionen können sich z.B. beim Tragen eines weißen Hemdes einstellen.

Vor den Sitzungen wurde der jeweilige Ablauf knapp geschildert, wobei aber keine Informationen zu den Hypothesen der Studie mitgeteilt wurden.<sup>3</sup> Die Probanden erhielten nur allgemeine Hinweise, z.B. *Die ersten 15 min läuft ein Test am Stück durch. Danach kommt ein Messdurchgang mit einem Bild mit einer Einblendung. Anschließend wird die Helligkeit (Beleuchtungsstärke) im Raum erhöht. Das Ende eines Messdurchgangs wird in einem Dialog auf dem Monitor angezeigt.*

### 4.1.4 Aufbau der Studie

Die in der Studie untersuchten Hypothesen, die Durchführung und Ergebnisse sind in den Abschnitten 4.2 bis 4.5, 5.1 und 5.2 im Detail beschrieben. Der Gesamttablauf der Studie sei hier zusammenfassend geschildert. Sieben der acht Probanden nahmen an 21 Sitzungen teil. Einer der Probanden (P5) konnte nur an zwölf Sitzungen teilnehmen.

Um einer Tagesformabhängigkeit der Messergebnisse vorzubeugen, wurden die Sitzungen an verschiedenen Tagen und möglichst zu verschiedenen Tageszeiten durchgeführt. Alle Sitzungen waren nach dem gleichen Schema aufgebaut und dauerten je nach Geschwindigkeit des Probanden zwischen 30 und 40 min:

1. zwei-minütige Einweisung und Vorbereitung (Umgang, Abstandsmessung, Aufbau des Stativs mit dem Luxmeter) bei voller Raumbeleuchtung (450 lx), um das initiale Adaptationsniveau der Probanden untereinander anzugleichen
2. 15 min fortlaufende Messungen der Kontrastschwellen im Rahmen eines Adaptationstests (vgl. Abschnitt 4.5, Seite 99) bei einer Beleuchtungsstärke von 10 lx
3. ein Messzyklus zur Bestimmung der Kontrastschwellen auf einem Bild mit einer Einblendung (vgl. Abschnitt 5.2, Seite 114)
4. drei Messzyklen zur Beobachtung der Veränderung der Kontrastschwellen bei zunehmender Beleuchtungsstärke (vgl. Abschnitt 5.1, Seite 113)

Die Reihenfolge der Teile wurde so gewählt, dass zuerst die Messungen in einem auf ein niedriges Leuchtdichteniveau adaptierenden bzw. adaptierten Zustand stattfanden und im Anschluss daran die Messungen, bei denen Adaptationen auf höhere Leuchtdichtenniveaus erforderlich waren.

In den Sitzungen waren die Tests für mehrere Hypothesen untergebracht. So wurden zum Beispiel für die Untersuchung, ob das gewählte Mammogramm einen Einfluss auf die gemessenen Kontrastschwellen hat, vier Mammogramme mit unterschiedlicher Gewebsdarstellung genutzt (Abschnitt 4.3, Seite 87). Abbildung 4.4 fasst die insgesamt sieben experimentellen Konstellationen zusammen.

---

<sup>3</sup>Da die Autorin an der Studie ebenfalls teilnahm, waren nur sieben der acht Probanden die Hypothesen nicht bekannt.

Die Sitzungen waren so angelegt, dass für jede der zu testenden Bedingungen dreimal Messdaten erhoben wurden, um die Zuverlässigkeit zu erhöhen und mit dem Standardfehler ein Maß dafür zu erhalten. Im Mittel gingen in jede gemessene Schwelle 19 Antworten eines Probanden ein. Dementsprechend lagen nach drei Messwiederholungen für jeden Probanden bei jeder Messbedingung und jeder getesteten Ortsfrequenz circa 57 Antworten vor, so dass von robusten Datensätzen ausgegangen werden kann. Der Standardfehler dreier zusammengehöriger Messungen betrug 2,24 (Median).

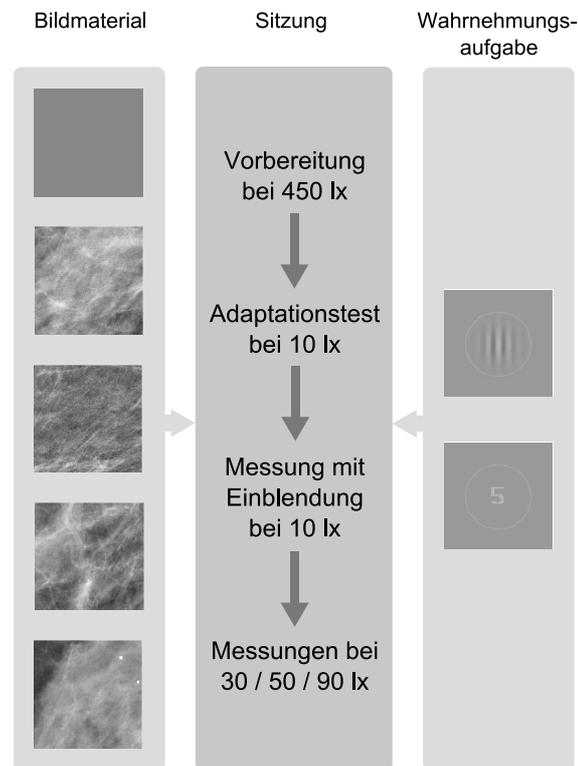


Abbildung 4.4: Überblicksdarstellung der Versuchskonstellationen der Probandenstudie. Von dem Bildmaterial sind in dieser Übersicht nur die Ausschnitte dargestellt, auf denen die Zielobjekte dargeboten wurden. Die Wahrnehmungsaufgabe der Orientierungsdiskrimination für Gabor-Muster wurde mit dem homogenen Bild und vier Mammogrammen durchgeführt. Die Wahrnehmungsaufgabe der Ziffernidentifikation wurde mit dem homogenen Bild und dem ersten Mammogramm durchgeführt.

#### 4.1.5 Auswertung

Die Analyse der in den Sitzungen ermittelten Kontrastempfindlichkeitswerte erfolgte sowohl über eine Sichtprüfung der geplotteten Daten als auch über eine statistische Auswertung unter Nutzung der Programmiersprache und Software R [R D07]. In den Hypothesen, bei denen auf Unterschiede im Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen getestet werden sollte, gingen die Integrale der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen in

die statistische Auswertung ein. Waren ortsfrequenzspezifische Unterschiede zu prüfen, so wurden die Messwerte der einzelnen Ortsfrequenzen paarweise analysiert. Die Auswertung der Messergebnisse erfolgte unter Berücksichtigung individueller Unterschiede im Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen.

Generell war zu testen, ob es bei gegebenen Bedingungen Unterschiede zwischen den Kontrastempfindlichkeiten gibt. Pro Hypothese wurde ein Faktor mit  $k \geq 2$  Ausprägungen (Bedingungen) untersucht. Zudem konnte die Auswertung jeweils auf eine Zielvariable beschränkt werden, z.B. das Integral einer Kontrastempfindlichkeitsfunktion oder die Differenz zwischen zwei Kontrastempfindlichkeitswerten.

Für  $k > 2$  Bedingungen bot sich damit eine univariate Varianzanalyse an, in diesem Fall eine einfaktorielle ANOVA (Analysis of Variance, [Ver05]). Vor der Durchführung einer ANOVA wurde geprüft, ob die erforderlichen Voraussetzungen – die Normalverteilung und die Varianzhomogenität – erfüllt sind. Dazu wurden der Shapiro-Wilk-Test und der Bartlett-Test genutzt. Die Voraussetzungen waren für fast alle in der Probandenstudie getesteten Hypothesen erfüllt.

In einem Fall waren die Voraussetzungen nicht gegeben: dem ortsfrequenzspezifischen Vergleich der Kontrastempfindlichkeiten auf verschiedenen Mammogrammen. Dort wurde daher das nicht-parametrische Äquivalent der ANOVA – der Friedman-Test – angewendet [Sie01]. Als Eingabe dienten die geometrisch gemittelten Messwerte aus drei zusammengehörenden Messwiederholungen.

Bei  $k = 2$  Bedingungen kam der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test [Sie01] zum Einsatz, weil die für die entsprechenden Hypothesen vorliegenden Daten der Voraussetzung eines t-Tests – der Normalverteilung der Stichproben – nicht genügten. Bei einem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test werden keine Annahmen über die Verteilung der Daten getroffen.

Die untersuchten Faktoren waren:

- die Komplexität des Bildes mit  $k = 2$  Bedingungen (Abschnitt 4.2)
- die Gewebecharakteristik der Mammogramme mit  $k = 4$  Bedingungen (Abschnitt 4.3)
- die Komplexität der Wahrnehmungsaufgabe mit  $k = 2$  Bedingungen (Abschnitt 4.4)
- die initiale Adaptationszeit mit  $3 \leq k \leq 6$  Bedingungen (Abschnitt 4.5)
- die Beleuchtungsstärke mit  $k = 4$  Bedingungen (Abschnitt 5.1)
- das Vorhandensein einer Einblendung mit  $k = 2$  Bedingungen (Abschnitt 5.2)

## 4.2 Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Komplexität des Bildes

Die Abhängigkeit individueller Kontrastempfindlichkeiten von der Komplexität des Bildes wurde mit Hilfe von Vergleichsmessungen untersucht. Eines der in der Studie genutzten Mammogramme wurde durch ein Bild mit „homogenisiertem“ Gewebe ersetzt (im Folgenden als *homogenes Bild* bezeichnet; Abb. 4.5 links). Die mit dem homogenen Bild ermittelten Kontrastempfindlichkeiten wurden mit den auf einem Mammogramm ermittelten Kontrastempfindlichkeiten verglichen.

**Hypothese.** Auf einem homogenen Bild gemessene Kontrastempfindlichkeiten unterscheiden sich in Niveau und Form von Kontrastempfindlichkeiten, die mit gleicher Wahrnehmungsaufgabe (Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern) auf einem Mammogramm gemessen werden.

Motiviert ist diese Hypothese durch die vorliegenden Erkenntnisse zum Einfluss anatomischen Rauschens, nach denen die Präsenz von Rauschen Wahrnehmungsschwellen nicht nur anheben, sondern auch das Verhalten für verschiedene Ortsfrequenzen ändern kann (Abschnitt 3.3, Seite 58). In diesem Teil der Studie wird untersucht, ob sich die in Abschnitt 3.3 geschilderten Beobachtungen, die Ergebnisse von Messungen mit Detektionsaufgaben sind, für die komplexere Aufgabe der Orientierungsdiskrimination bestätigen.

### 4.2.1 Versuchskonstellation

Das homogene Bild wurde aus dem Mammogramm durch die Anwendung eines auf den Grauwerten arbeitenden Schwellwertverfahrens erzeugt (Segmentierung). Damit wird gewährleistet, dass die Messungen auf beiden Testbildern mit den gleichen Flächenverhältnissen stattfinden. Einflüsse, die aus unterschiedlichen Flächenverhältnissen in der Beleuchtung des Gesichtsfeldes resultieren können, werden ausgeschlossen. Die Leuchtdichte des homogenisierten Gewebebereichs im Bild war identisch mit der mittleren Leuchtdichte des normierten Mammogramms und betrug  $32,4 \text{ cd/m}^2$  (bei gesetztem Grauwert 2048 aus dem Grauwertbereich von 0–4095). Alle Probanden hatten die Diskriminationsaufgabe für Gabor-Muster sowohl auf dem Mammogramm als auch auf dem homogenen Bild zu lösen.

### 4.2.2 Ergebnisse und Diskussion

Die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen eines jeden Probanden, die für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern auf homogenem und mammographischem Bildhintergrund ermittelt wurden, sind in Abb. 4.6 dargestellt. Die Fehlerbalken repräsentieren den Standardfehler der gemessenen Werte.

Offensichtlich ist, dass die Kontrastempfindlichkeit bei allen Probanden auf dem homogenen Bild deutlich höher ist als auf dem Mammogramm. Der Unterschied zwischen

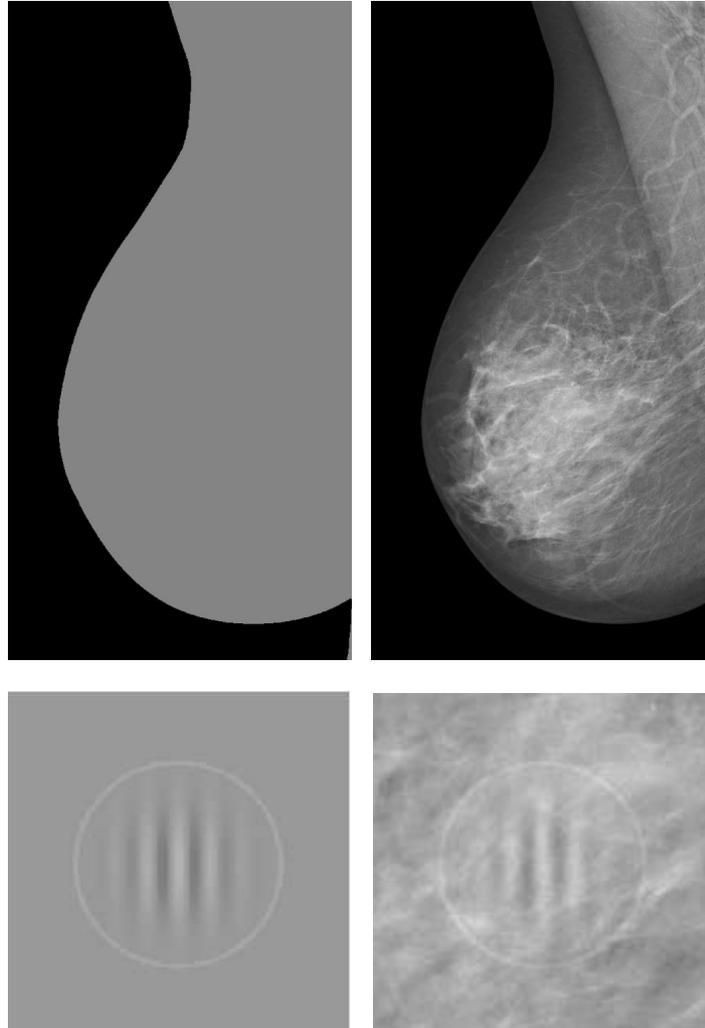


Abbildung 4.5: Beispiele für Mammogramme und Gabor-Muster, die für den Vergleich der Kontrastempfindlichkeit auf homogenem und anatomischem Hintergrund verwendet wurden. Links oben: das verarbeitete Mammogramm mit homogenisiertem Gewebe. Rechts oben: das Originalmammogramm.

den Integralen der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen beider Messbedingungen ist mit  $p = 5,96 \cdot 10^{-8}$  statistisch signifikant (Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test).

Eine auf homogenem Bild bestimmte Kontrastempfindlichkeitsfunktion lässt sich jedoch nicht in die Kontrastempfindlichkeitsfunktion für das Mammogramm verschieben, d.h. neben dem Niveauunterschied gibt es auch Unterschiede in der Form der Funktionen. Bei Ortsfrequenzen  $\geq 8$  cpd nähern sich die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für die beiden Messbedingungen an.

In Betrachtung der Unterschiede zwischen den Kontrastempfindlichkeitswerten der Messbedingungen für die einzelnen Ortsfrequenzen zeigt sich in den Plots zudem, dass das Verhalten der Probanden variiert. Die exakte Form einer Kontrastempfindlichkeitsfunktion für ein Mammogramm lässt sich nicht aus der Kontrastempfindlichkeitsfunktion für den homogenen Hintergrund ableiten. Exemplarisch sei dies an den Plots der Probanden P6 und P8 beschrieben (Abb. 4.7). Während für Proband P6 die Unterschiede der Kontrastempfindlichkeiten von den niedrigen zu den hohen Ortsfrequenzen hin abnehmen und an den Ortsfrequenzen 1, 2, 4 und 6 cpd kaum variieren, sind die Unterschiede für Proband P8 bei 1, 2, 6 und 8 cpd am höchsten, und bei 4 und 16 cpd verringert.

Die zu Beginn dieses Abschnitts formulierte Hypothese kann angenommen werden: Auf einem homogenen Bild gemessene Kontrastempfindlichkeiten unterscheiden sich mit  $p = 5,96 \cdot 10^{-8}$  signifikant von Kontrastempfindlichkeiten, die mit gleicher Wahrnehmungsaufgabe auf einem Mammogramm gemessen werden. Zudem wurde beobachtet, dass die Differenzen in Niveau und Form individuell verschieden sind. Der in früheren Studien für Detektionsaufgaben beobachtete Einfluss anatomischen Rauschens auf die Kontrastempfindlichkeit (vgl. Abschnitt 3.3) ist auch für die Diskrimination von Gabor-Mustern feststellbar.

### 4.3 Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Gewebecharakteristik

Das in Mammogrammen abgebildete Brustgewebe ist von einer hohen Strukturvielfalt geprägt. Die Wahrnehmbarkeit eines dem Mammogramm überlagerten Gabor-Musters wird prinzipiell durch auftretende Maskierungseffekte beeinflusst, sowohl hinsichtlich des Kontrasts und der Ortsfrequenz als auch der Orientierung. Ein wichtiger Aspekt der Anwendbarkeit der MCS-Methode besteht darin, dass sich die gemessenen Kontrastempfindlichkeiten bei einer Darbietung auf verschiedenen Geweben möglichst ähnlich verhalten. Mit anderen Worten: Die Form einer Kontrastempfindlichkeitsfunktion, die auf einem Mammogramm bestimmt wurde, sollte sich nicht signifikant von der Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktion unterscheiden, die auf einem anderen Mammogramm bestimmt wurde. Optimal ist es, wenn zudem keine signifikanten Unterschiede im Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen vorliegen. Ob sich unterschiedliche Gewebsstrukturen auf die Ergebnisse der MCS-Methode auswirken, wird im Folgenden untersucht.

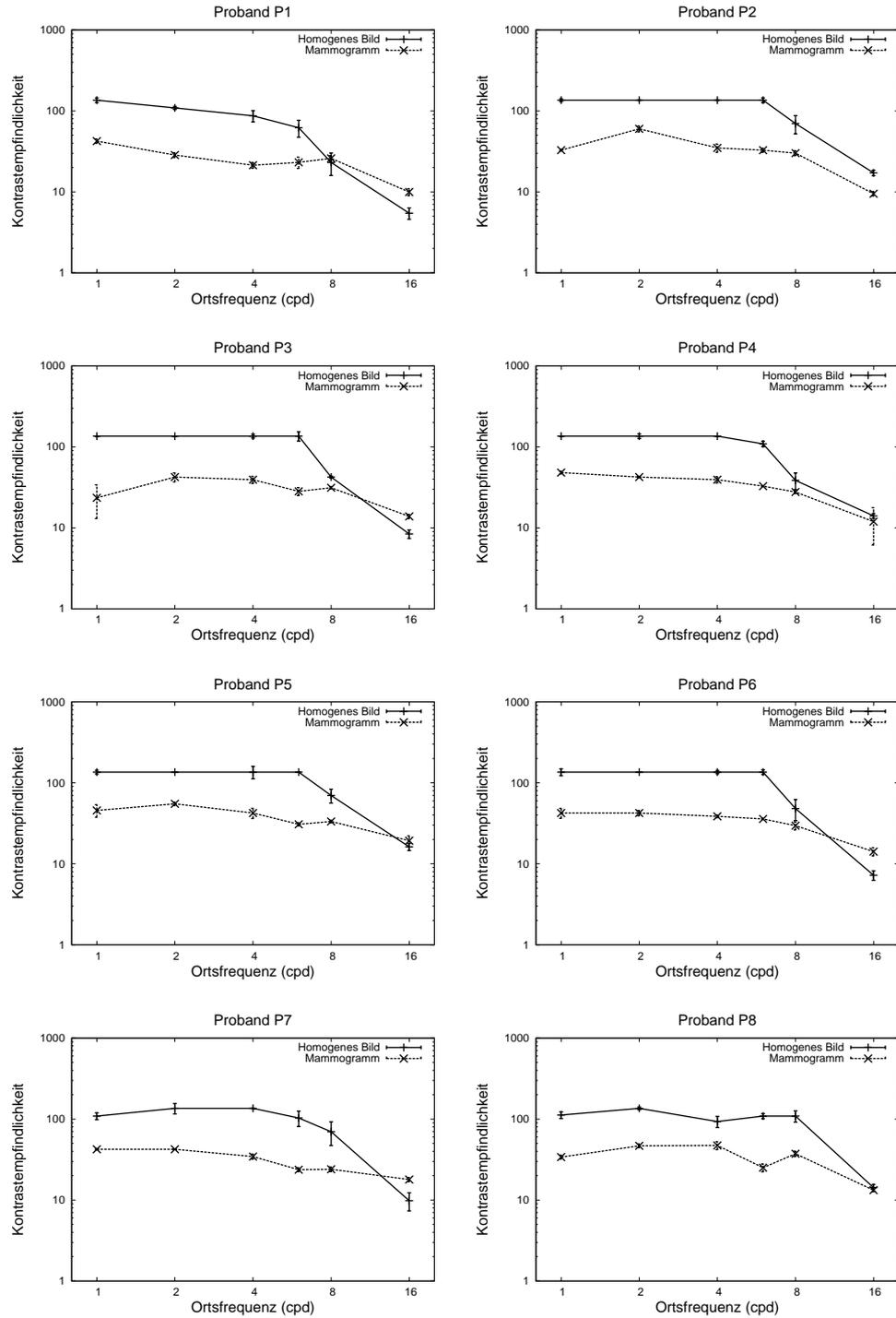


Abbildung 4.6: Kontrastempfindlichkeitsfunktionen pro Proband. Vergleich der Messergebnisse für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern auf homogenem und mammographischem Bildhintergrund. Die Fehlerbalken geben den Standardfehler an.

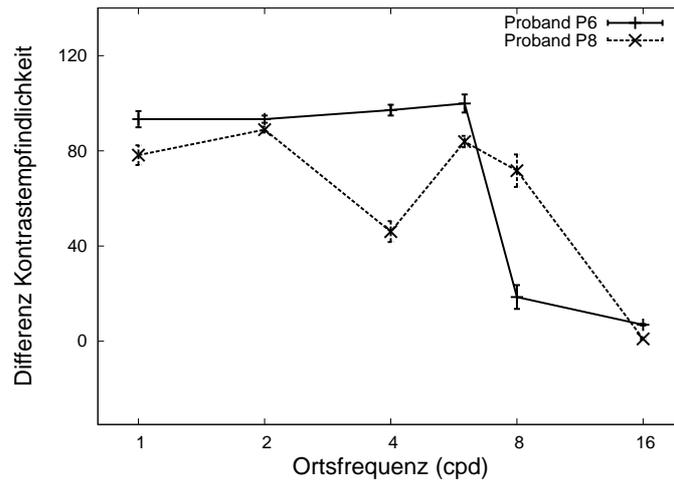


Abbildung 4.7: Exemplarische Darstellung des Unterschieds zwischen den Kontrastempfindlichkeiten für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern auf homogenem und mammographischem Bildhintergrund. Bei Ortsfrequenzen zwischen 2 und 16 cpd zeigen sich individuelle Unterschiede im Verhalten der Probanden.

**Hypothese 1.** Die Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktion unterscheidet sich nicht bei Messungen auf Mammogrammen mit unterschiedlicher Gewebecharakteristik.

**Hypothese 2.** Das Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktion unterscheidet sich nicht bei Messungen auf Mammogrammen mit unterschiedlicher Gewebecharakteristik.

#### 4.3.1 Versuchskonstellation

Vier Mammographiefälle mit häufig anzutreffenden, strukturell unterschiedlichen Abbildungen von Brustgewebe wurden in der Probandenstudie dargeboten (Abb. 4.8). Bewusst wurden auch Fälle gewählt, bei denen deutliche Vorzugsorientierungen (Abb. 4.8(c)) oder sehr homogenes Gewebe (Abb. 4.8(b)) vorlagen.

#### 4.3.2 Ergebnisse und Diskussion

Die Formen der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen sind auf Mammogrammen mit verschiedener Gewebecharakteristik ähnlich (Abb. 4.9). Bei den Probanden<sup>4</sup> zeigen sich individuelle Unterschiede für einzelne Ortsfrequenzen. Jedoch sind diese Unterschiede nicht signifikant ( $p > 0,013$ ).<sup>5</sup> Tabelle 4.3 gibt die p-Werte für den Vergleich der

<sup>4</sup>Proband P5 nahm an den Messungen der Kontrastschwellen auf verschiedenen Mammogrammen nicht teil.

<sup>5</sup>Der p-Wert wird mit dem Signifikanzniveau  $\alpha$  verglichen. Da bei der Hypothese mehr als zwei verschiedene Bedingungen vorlagen, ergibt sich nach einer Alphafehlerkumulierung (Bonferroni-Korrektur) aus dem Gesamt- $\alpha$  von 0,05 das Signifikanzniveau  $\alpha' = 0,013$  für die Teilhypothesen.

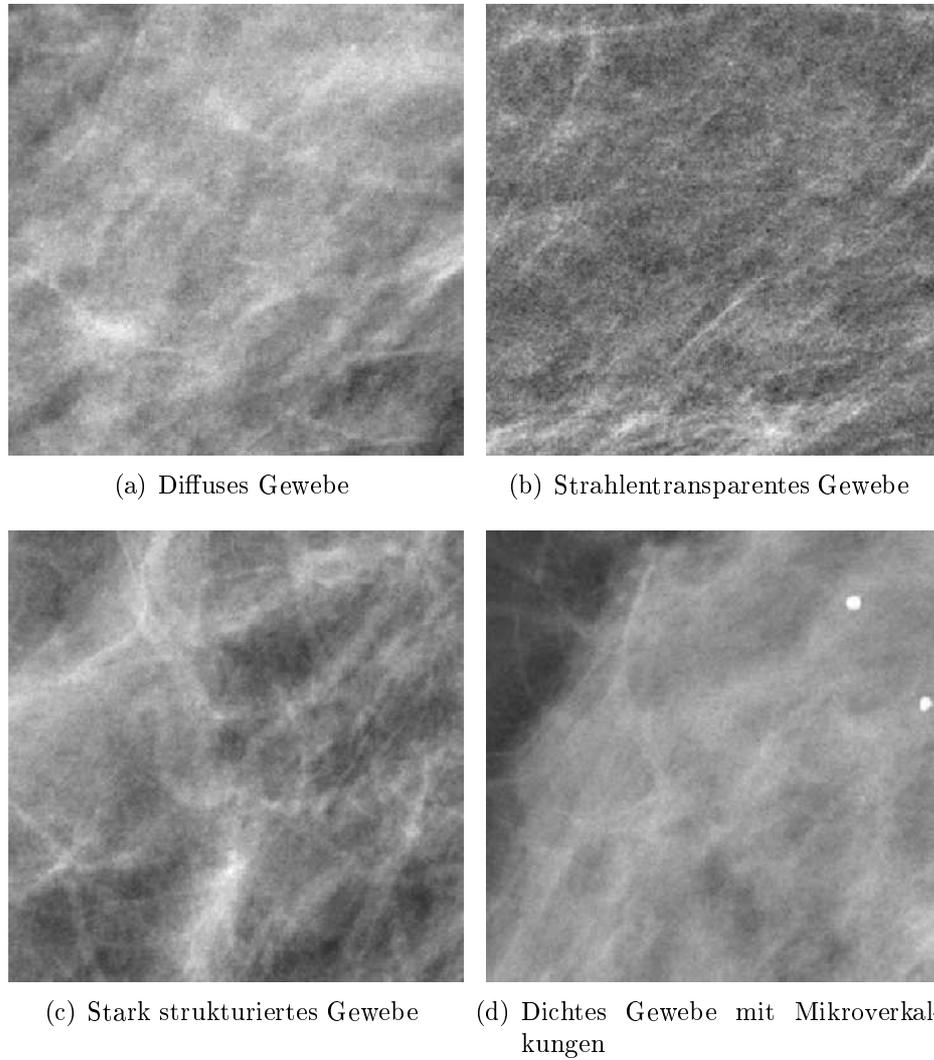


Abbildung 4.8: Ausschnitte aus den in der Studie verwendeten Mammogrammen. Auf diesen Bildausschnitten wurden die Gabor-Muster dargeboten.

Kontrastempfindlichkeiten für die einzelnen Ortsfrequenzen an, nachdem diese von den Niveauunterschieden zwischen den Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für die verschiedenen Mammogramme bereinigt wurden.

Ortsfrequenz des Gabor-Musters	p-Wert
1 cpd	0,085
2 cpd	0,029
4 cpd	0,050
6 cpd	0,054
8 cpd	0,419
16 cpd	0,478

Tabelle 4.3: Ergebnisse eines Friedman-Tests auf den Kontrastempfindlichkeitswerten für die einzelnen Ortsfrequenzen.

Für das Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen sind hingegen signifikante Unterschiede feststellbar ( $p = 4,18 \cdot 10^{-13}$ , ANOVA). Bei Betrachtung der geplotteten Messdaten fällt auf, dass die Kontrastempfindlichkeitswerte für das strahlentransparente Gewebe (Abb. 4.8(b)) bei allen Probanden erhöht sind. Dies kann auf den homogenen Charakter des Gewebes zurückgeführt werden, der weniger Maskierungseffekte aufgrund von Interaktionen der Orientierungen in Bild und Gabor-Muster hervorruft. Auf dem Mammogramm mit dem stark strukturierten Gewebe (Abb. 4.8(c)) wurden Kontrastempfindlichkeiten mit einem etwas niedrigeren Niveau ermittelt, d.h. auf diesem Mammogramm benötigen die Probanden mehr Kontrast, um die Orientierung der dargebotenen Gabor-Muster korrekt anzugeben. In Übereinstimmung mit den Messergebnissen gaben die Probanden während der Messungen unaufgefordert und unabhängig voneinander an, dass ihnen die Aufgabe auf diesem Mammogramm schwerer fiel als auf den anderen Mammogrammen.

Da sich keine signifikanten ortsfrequenzabhängigen Unterschiede und somit Unterschiede in der Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktion ergaben, kann angenommen werden, dass die Messung von Kontrastschwellen nur begrenzt vom verwendeten Mammogramm abhängt. Unterschiede im Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen können auftreten. Messungen der Kontrastempfindlichkeit innerhalb einer Studie sollten daher möglichst nur mit Mammogrammen ähnlicher Gewebecharakteristik erfolgen.

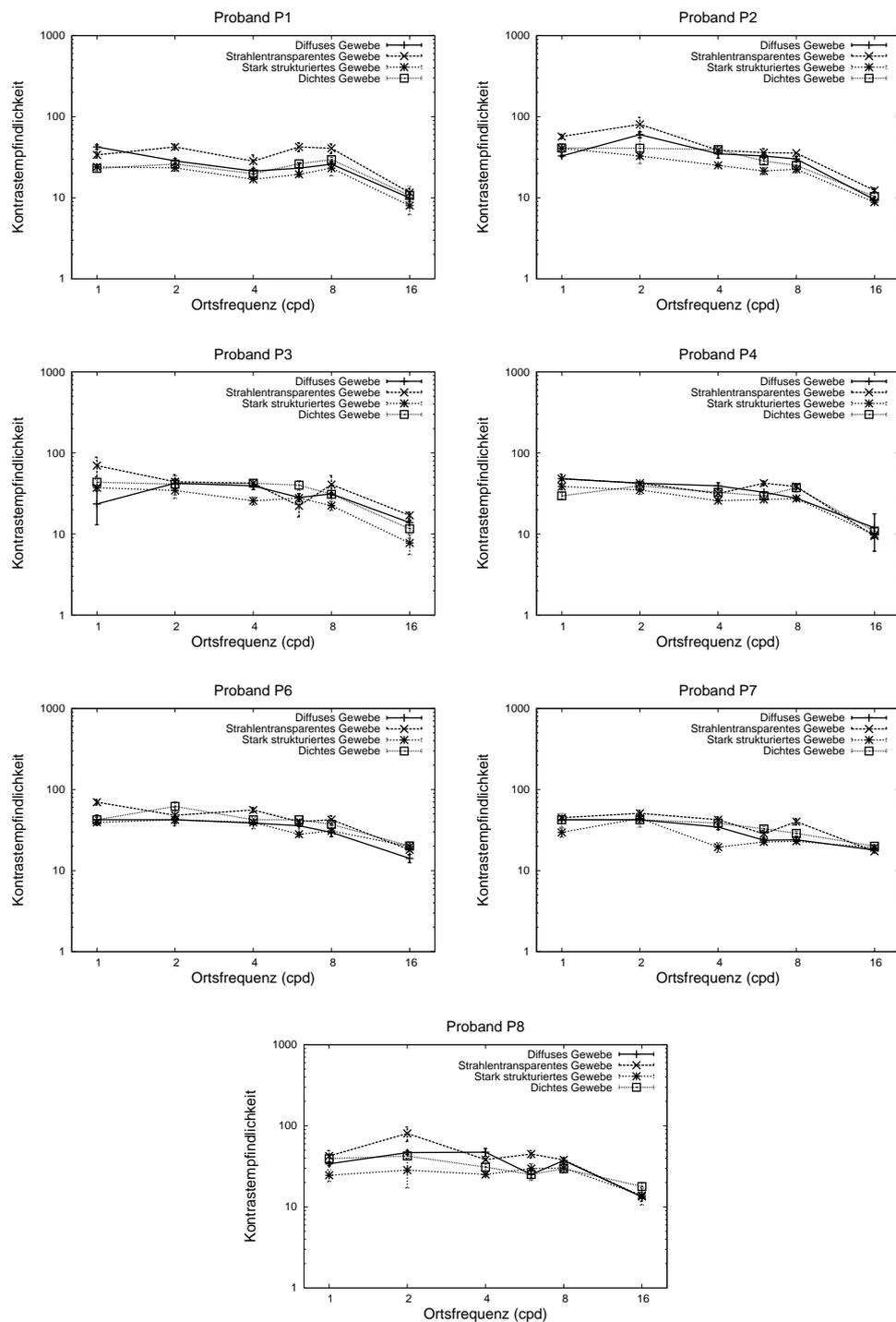


Abbildung 4.9: Kontrastempfindlichkeitsfunktionen pro Proband. Vergleich der Messergebnisse für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern auf vier verschiedenen Mammogrammen.

## 4.4 Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Wahrnehmungsaufgabe

Die Wahl der Wahrnehmungsaufgabe kann die Kernaussagen einer Studie beeinflussen (vgl. Abschnitt 3.1, Seite 56). Für die Darbietung von Buchstaben und Sinusgittern auf einem homogenen Bildhintergrund ist der Unterschied in der Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen bereits nachgewiesen. So hat eine Kontrastempfindlichkeitsfunktion für Sinusgitter Bandpasscharakter, während eine Kontrastempfindlichkeitsfunktion für Buchstaben Tiefpasscharakter zeigt [BWK<sup>+</sup>08].

In einem Teil der Probandenstudie wurde der Frage nachgegangen, ob die Kontrastempfindlichkeitsfunktion auch bei Messungen auf einem mammographischen Bild ein anderes Niveau und eine andere Form aufweist, wenn die Probanden mit einer komplexeren Wahrnehmungsaufgabe als der Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern konfrontiert werden.

**Hypothese.** Das Niveau und die Form von Kontrastempfindlichkeitsfunktionen unterscheidet sich für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern und die Identifikation von Ziffern auf einem Mammogramm.

Die Identifikation von Ziffern ist verglichen mit der Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern die komplexere Wahrnehmungsaufgabe. Die visuellen ortsfrequenzspezifischen Filter (Kanäle), welche die Wahrnehmung von Gittern vermitteln, arbeiten generell auf einem physiologisch niedrigeren Niveau als die Identifikation von Ziffern, welche kognitive Prozesse erfordert. Mit der Orientierungsdiskrimination von gitterförmigen Reizen ist die Zifferidentifikation aber insofern vergleichbar, als dass die Wahrnehmung eines dieser in einer bestimmten „Größe“ gegebenen Objekte durch dieselben visuellen Filter geregelt wird. Solomon und Pelli haben dies für die Identifikation von Buchstaben nachgewiesen [SP94].

### 4.4.1 Versuchskonstellation

Die Probanden bekamen die Aufgabe, gegebene Ziffern 0, ..., 9 zu identifizieren. Die Messergebnisse wurden mit denen der Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern verglichen. Die Messungen wurden sowohl auf einem homogenen Bild als auch auf einem Mammogramm durchgeführt, um zu ermitteln, ob die Auswirkungen der komplexeren Wahrnehmungsaufgabe auf die Kontrastempfindlichkeit für einen homogenen Hintergrund bei der gegebenen Versuchskonstellation ähnlich sind (Abb. 4.10).

Die Größe (Breite) der Ziffern wurde auf sechs Stufen von 0,0625 bis 1,0° Schwinkel variiert, analog zu den Variationen der Ortsfrequenzen der Gabor-Muster von 16 bis 1 cpd. Da Ziffern ein kontinuierliches Ortsfrequenzspektrum besitzen, wurde – geleitet durch die Erkenntnisse von Solomon und Pelli [SP94] – eine Näherung für die Bestimmung des Hauptfrequenzanteils benutzt: Die Größe einer Ziffer wurde als korrespondierend zur Ortsfrequenz eines Gabor-Musters gewertet, wenn die Ziffer in ihrer Breite durch drei Perioden der Ortsfrequenz des Gabor-Musters abgedeckt wird (Abb. 4.11).

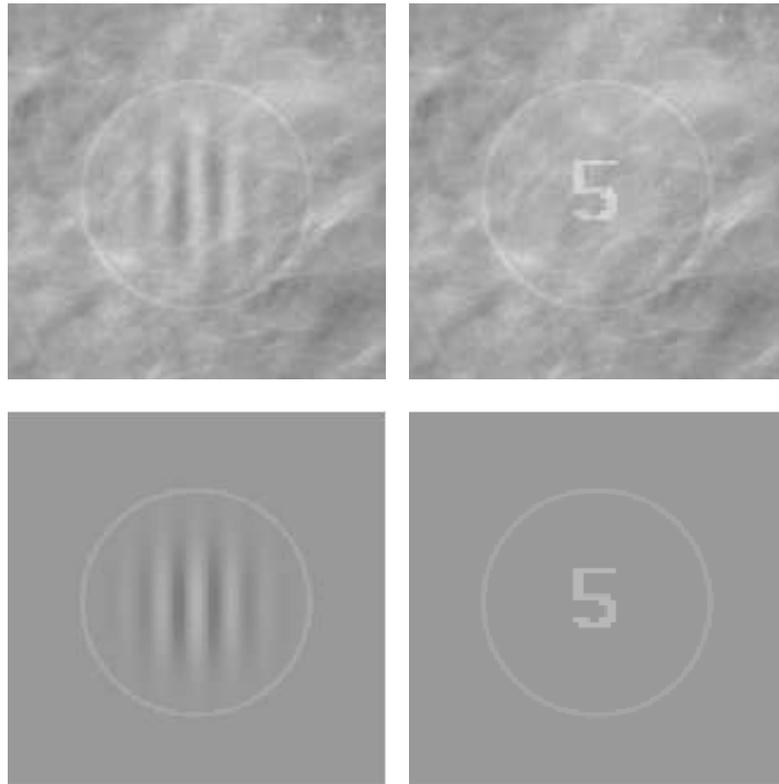


Abbildung 4.10: Ausschnitte aus den präsentierten Bildern mit Beispielen für die Zielobjekte, die für die Wahrnehmungsaufgaben genutzt wurden: Gabor-Muster für die Diskriminationsaufgabe und Ziffern für die Identifikationsaufgabe.



Abbildung 4.11: Die Ortsfrequenz eines Sinus-Gitters, von dem drei Linienpaare die Ziffer in ihrer Breite abdecken, korreliert zur Größe der Ziffer.

Die Ziffern werden dem Mammogramm ebenso wie die Gabor-Muster additiv überlagert. Da sich die Grauwertcharakteristik einer Ziffer in der Implementierung über eine Rechteckfunktion beschreiben lässt, wirkt sich der Modulationsfaktor  $f$ , der zur Kontraständerung eines Gabor-Musters genutzt wird, anders aus: Eine Ziffer weist bei einem gegebenen  $f$ -Wert im Vergleich zu einem Gabor-Muster nur eine halb so große Amplitude auf (Abb. 4.12). Die von der Ziffer überlagerten Bildbereiche können für  $f > 0$  nur heller werden oder bei  $f = 0$  unverändert bleiben, nicht jedoch dunkler werden.

Dieser Sachverhalt wird in der Berechnung des Kontrasts aus den zu den Grauwerten korrespondierenden Leuchtdichten folgendermaßen berücksichtigt. Bei einem Gabor-Muster ergeben sich der maximale Grauwert  $g_1$  und der minimale Grauwert  $g_2$  aus der Addition bzw. Subtraktion des  $f$ -Werts vom mittleren Grauwert des Hintergrunds  $g_m$  (Gleichungen 4.2 und 4.3). Sind hingegen Ziffern die Zielobjekte, so ergibt sich  $g_1$  aus der Addition des  $f$ -Werts mit  $g_m$ , und  $g_2$  wird mit  $g_m$  gleichgesetzt (Gleichungen 4.4 und 4.5).

$$g_{1,Gabor} = g_m + f \quad (4.2)$$

$$g_{2,Gabor} = g_m - f \quad (4.3)$$

$$g_{1,Ziffer} = g_m + f \quad (4.4)$$

$$g_{2,Ziffer} = g_m \quad (4.5)$$

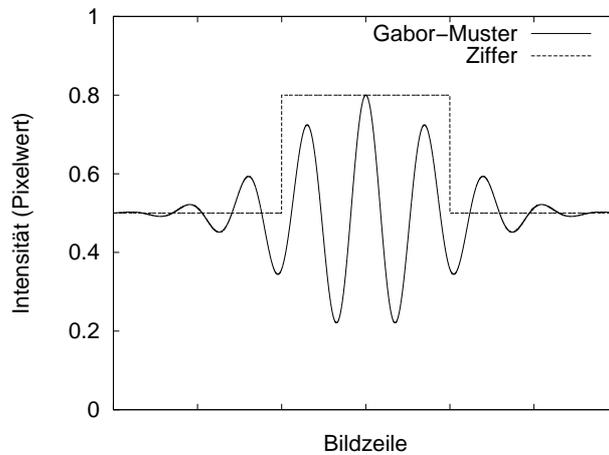


Abbildung 4.12: Plot einer Bildzeile für ein Gabor-Muster und eine Ziffer bei einem gegebenen Modulationsfaktor  $f$ . Die Amplitude ist für das Gabor-Muster doppelt so groß wie für die Ziffer.

#### 4.4.2 Ergebnisse und Diskussion

Die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen aller Probanden weisen für die Diskriminationsaufgabe ein signifikant höheres Niveau auf als für die Identifikationsaufgabe (Abb. 4.13). Dies ist sowohl bei Messungen auf einem homogenen Hintergrund als auch bei Messungen auf einem Mammogramm der Fall. In beiden Fällen liefert ein Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test mit den Integralen der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen einen p-Wert von  $5,96 \cdot 10^{-8}$ . Dieses Ergebnis bestätigt bisherige Erkenntnisse [SR96, ASRF<sup>+</sup>09b].

Die Formen der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen variieren in Abhängigkeit von den Ortsfrequenzen. Auffallend ist die einheitlichere Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktion der Identifikationsaufgabe gegenüber der Kontrastempfindlichkeitsfunktion der Diskriminationsaufgabe bei einem Vergleich der Probanden untereinander. Abbildung 4.14 zeigt die Kurven und Fehlerbalken für die gemessenen Kontrastempfindlichkeiten aller Probanden. Die Variationsbreite und damit der in den Fehlerbalken dargestellte Standardfehler ist für die Diskriminationsaufgabe höher als für die Identifikationsaufgabe, d.h. bei der Identifikationsaufgabe zeigen sich weniger interindividuelle Unterschiede. Dies spricht dafür, in der MCS-Methode statt einer Orientierungsdiskriminationsaufgabe mit Gabor-Mustern eine Identifikationsaufgabe mit Ziffern zu benutzen.

Ein Vergleich der Darstellung der geometrisch gemittelten Werte aller Probanden für die Messungen auf homogenem und mammographischem Bild führt zu einer weiteren interessanten Beobachtung. Zwischen den Kontrastempfindlichkeitsfunktionen beider Wahrnehmungsaufgaben (Diskrimination, Identifikation) gibt es einen grundlegenden Unterschied in Abhängigkeit vom Bildhintergrund: Während sich die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für das homogene Bild bei hohen Ortsfrequenzen annähern (Abb. 4.15 links), entfernen sie sich für das mammographische Bild voneinander (Abb. 4.15 rechts). Dies kann als Bestätigung bisheriger Erkenntnisse [SR96] gewertet werden, in Hinblick darauf, dass für die Identifikationsaufgabe höhere kognitive Prozesse zum Einsatz gelangen.

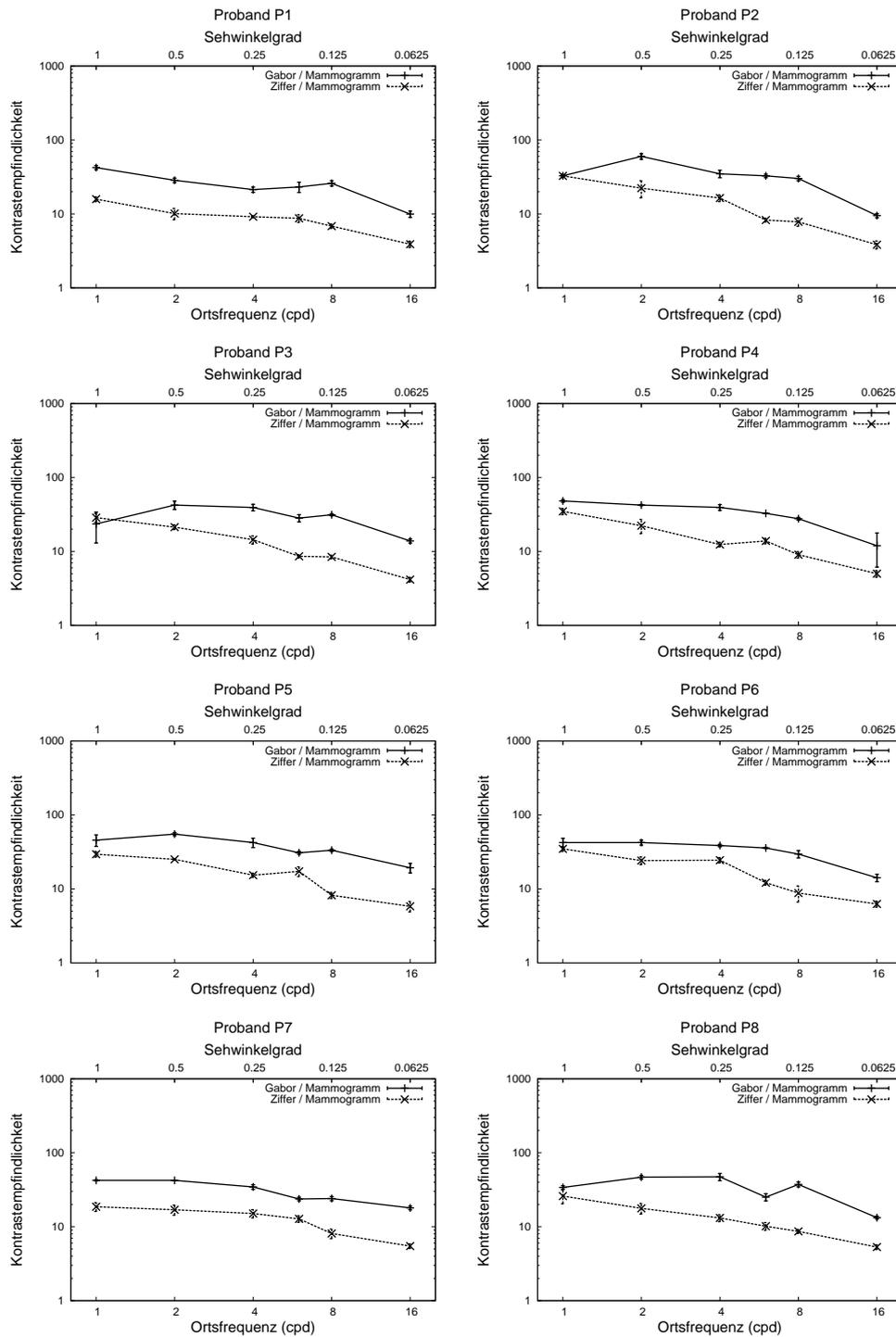


Abbildung 4.13: Vergleich der Messergebnisse für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern mit der Identifikation von Ziffern auf einem Mammogramm. Die beiden Abszissen stellen die Ortsfrequenz der Gabor-Muster in cpd bzw. die Größe der Ziffern in Sehwinkelgrad dar, wobei die übereinander stehenden Werte einander entsprechen.

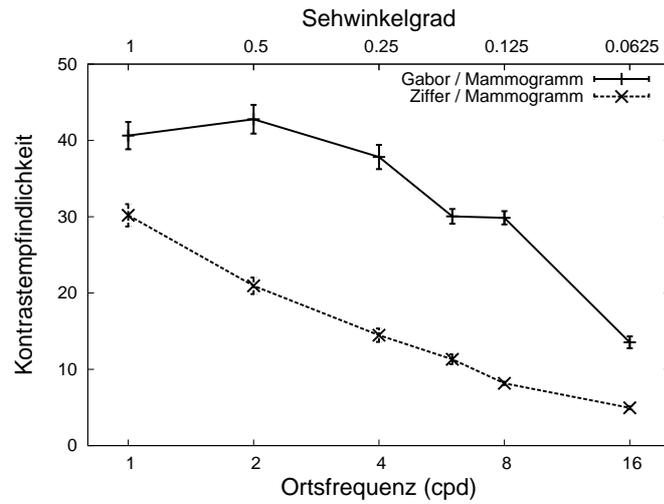


Abbildung 4.14: Variabilität der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern und die Identifikation von Ziffern.

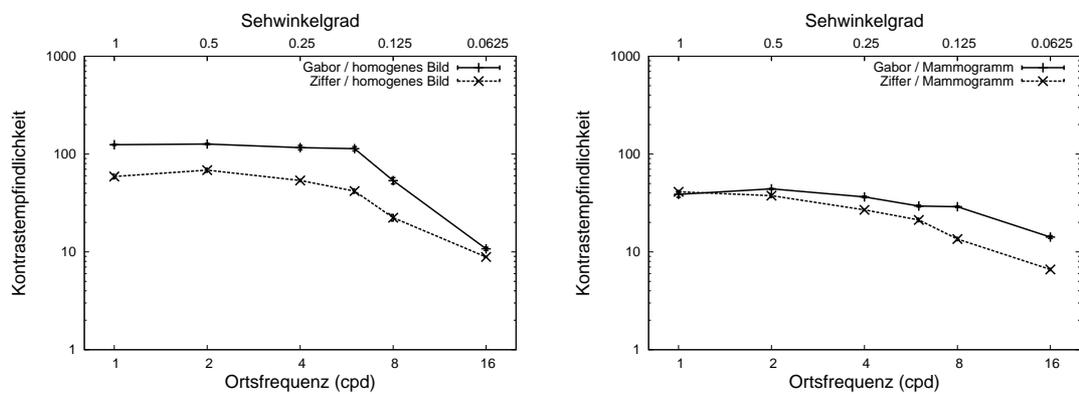


Abbildung 4.15: Geometrisch gemittelte Kontrastempfindlichkeitsfunktionen aller Probanden. Vergleich des Kurvenverlaufs für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern mit der Identifikation von Ziffern in Abhängigkeit vom Bildhintergrund.

## 4.5 Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Adaptationszeit

Die Befundung von Mammogrammen im Rahmen des Mammographie-Screenings ist von einem hohen Durchsatz gekennzeichnet. Die Radiologen befunden viele Fälle binnen kurzer Zeit, etwa 100 Fälle pro Stunde. In den ersten Minuten nach Beginn der Befundung werden bereits mehrere Fälle betrachtet. In der Literatur finden sich Hinweise, dass zwischen dem Betreten des Befundungsraumes und dem Beginn der Befundung Zeit zur Dunkeladaptation des Auges eingeräumt werden soll [DHHR99]. Konkrete Angaben zu einer initialen Adaptationszeit werden jedoch dort und auch in den Europäischen Richtlinien [PBdW<sup>+</sup>06, vE<sup>+</sup>03] nicht gemacht.

In der radiologischen Praxis wird nach Beobachtungen der Autorin unmittelbar nach Betreten des Befundungsraumes mit der Befundung der Mammogramme begonnen – es wird keine Zeitspanne zur Adaptation an das Leuchtdichteniveau im Befundungsraum genutzt, welches niedriger ist als das Leuchtdichteniveau in herkömmlichen Büroräumen.

Die Autorin vermutete einen Zusammenhang zwischen der zur Verfügung stehenden Zeitspanne zur Adaptation und der Kontrastempfindlichkeit. Hat sich der Proband unmittelbar zuvor in hellen Räumen oder gar im Sonnenlicht aufgehalten, so dürfte seine Kontrastempfindlichkeit aufgrund der erforderlichen Adaptation an das neue Leuchtdichteniveau anfänglich schlechter sein und erst mit zunehmender Dauer der Aufgabe steigen, bis ein stabiles Adaptationsniveau erreicht ist. Wenn im Versuch nach einigen Minuten eine Senkung der Kontrastschwellen und damit eine Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit erkennbar wird, so wird damit gezeigt, dass die Länge der gewährten initialen Adaptationszeit im radiologischen Befundungskontext durchaus einen Einfluss auf die Kontrastwahrnehmung hat.

**Hypothese.** Nach dem ersten Messzyklus kommt es zu einer signifikanten Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit.

### 4.5.1 Versuchskonstellation

Um zu untersuchen, ob die Zeit, die dem Probanden zur Adaptation an das Leuchtdichteniveau im Befundungsraum zur Verfügung steht, das Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen beeinflusst, wurde eine fortlaufende Messung der Kontrastschwellen in einem Zeitfenster von 15 Minuten vorgenommen. Jeder Proband begann nach dem Ausschalten der Deckenbeleuchtung unverzüglich mit dem ersten Messzyklus. Hinsichtlich des Tempos der Probanden wurden keine Vorgaben getroffen, d.h. jeder Proband sollte so viele Messzyklen bearbeiten, wie er ohne Hektik schafft. Ein Messzyklus, der nach 15 Minuten noch nicht beendet war, wurde noch abgeschlossen, so dass sich der Messzeitraum um bis zu knapp fünf Minuten<sup>6</sup> verlängern konnte.

---

<sup>6</sup>Die Messung von Kontrastschwellen für sechs Ortsfrequenzen erfordert in der MCS-Methode bis zu fünf Minuten.

Die Beleuchtungsstärke im Befundungsraum wurde auf einem Wert von 10 lx gehalten. Zusammen mit der Annahme eines Reflexionsgrades der im Gesichtsfeld sichtbaren Wand von etwa 0,5 ergeben sich bei ausgeschaltetem Monitor Leuchtdichten um  $3 \text{ cd/m}^2$  [RTR04]. Während der Messungen ist die Leuchtdichte durch die Darbietung der Mammogramme bzw. homogenen Bilder auf den Monitoren erhöht, so dass sich die Adaptationsleuchtdichte im photopischen Bereich befindet. Vor einer Sitzung hielten sich die Probanden in Räumen mit einer Beleuchtungsstärke von mehr als 350 lx auf. In der Vorbereitungsphase der Sitzung waren sie einer Beleuchtungsstärke von circa 450 lx ausgesetzt, die mit der Deckenbeleuchtung im Befundungsraum erreicht wurde. Unmittelbar nach dem Start der Messungen war daher eine Umstellung des Adaptationsniveaus auf niedrigere Leuchtdichten innerhalb des photopischen Bereichs erforderlich.

Sowohl für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern als auch für die Identifikation von Ziffern wurde das Verhalten der Kontrastempfindlichkeit beobachtet. Die Messungen erfolgten auf einem Mammogramm und dem homogenen Bild. Die Probanden konnten in der vorgegebenen Zeit des Adaptationstests drei bis sechs Messzyklen bearbeiten, so dass im Resultat dementsprechend drei bis sechs Kontrastempfindlichkeitsfunktionen pro Proband vorlagen.

#### 4.5.2 Ergebnisse und Diskussion

In Abbildung 4.16 sind die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen der Probanden für jeden jeweils verfügbaren Messzeitpunkt dargestellt. Eine Verbesserung der Kontrastempfindlichkeitsfunktion konnte im Messzeitraum nicht beobachtet werden – es gibt keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Kontrastempfindlichkeiten für die verschiedenen Messzeitpunkte (Tabelle 4.4). Die Hypothese, dass es nach einigen Minuten zu einer Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit kommt, muss zurückgewiesen werden. Die Kontrastempfindlichkeit wurde aber auch nicht schlechter. Signifikante Ermüdungseffekte binnen des Messzeitraums konnten ausgeschlossen werden.

Wahrnehmungsaufgabe	p-Wert
Orientierungsdiskrimination auf dem homogenen Bild	0,579
Orientierungsdiskrimination auf dem Mammogramm	0,072
Zifferidentifikation auf dem homogenen Bild	0,766
Zifferidentifikation auf dem Mammogramm	0,139

Tabelle 4.4: Ergebnisse einer ANOVA auf den Integralen der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen. Untersucht wurde, ob es Unterschiede zwischen den zu verschiedenen Messzeitpunkten erhobenen Kontrastempfindlichkeitswerten gibt. Signifikante Unterschiede konnten nicht festgestellt werden.

Obwohl die Hypothese abgelehnt werden muss, sollte ein Einfluss initialer Adaptationszeit nicht ausgeschlossen werden. Die im Versuch erforderliche Adaptation auf das niedrigere Leuchtdichtenniveau war vermutlich binnen eines Messzyklus und damit binnen

von fünf Minuten abgeschlossen. Wenn in diesen fünf Minuten bereits ein stabiles Adaptationsniveau erreicht wurde, kann nach dem ersten Messzyklus keine Verbesserung der Kontrastempfindlichkeitsfunktion aufgrund weiterer Adaptation an die Leuchtdichten mehr eintreten.

Die MCS-Methode in der vorliegenden Implementierung (Messung der Kontrastschwellen für sechs Ortsfrequenzen, Zeitaufwand von bis zu fünf Minuten) ist nicht geeignet, um potenzielle Auswirkungen schnell verlaufender Änderungen im Adaptationszustand auf die Kontrastempfindlichkeit eines Betrachters zu erfassen. Die Ergebnisse zeigen aber auch, dass für die Durchführung der MCS-Methode vor Beginn der Messungen keine initiale Adaptationszeit eingehalten werden muss.

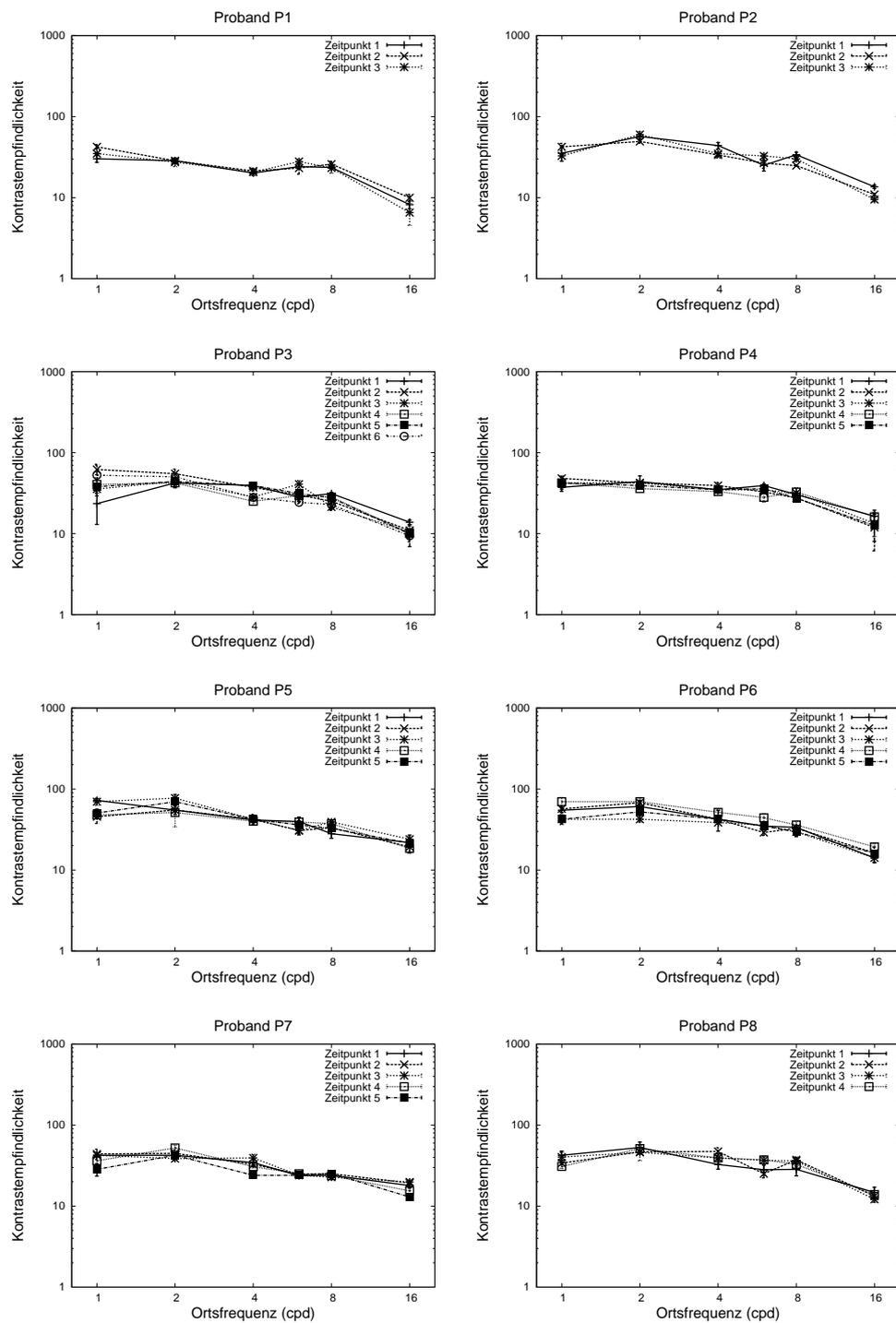


Abbildung 4.16: Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für die pro Proband jeweils verfügbaren Zeitabschnitte im Adaptationstest bei der Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern auf einem Mammogramm.

## 4.6 Ergebnisse im Vergleich mit anderen Studien

Interessant ist die Frage, inwiefern sich die Messungen der Kontrastschwellen mit Gabor-Mustern bzw. Ziffern von den Kontrastschwellenmessungen mit Tumoren auf Mammogrammen unterscheiden. Drei relevante Studien wurden von Burgess et al. [BJJ01b, BJJ03] und Huda et al. [HOS<sup>+</sup>06] durchgeführt. Ziel der Studien war eine Beschreibung des Zusammenhangs zwischen der Größe (Durchmesser) eines Tumors und dem erforderlichen Kontrast zur Detektion bzw. Diskrimination in einem Mammogramm.

Ein direkter Vergleich der Studienergebnisse ist aufgrund zu unterschiedlicher Studienkonzeption nicht möglich. Unter anderem fehlen in den zitierten Studien Angaben zur Größe der Objekte aus Sicht des Betrachters. Die Größenangaben, wie beispielsweise ein Tumordurchmesser von 1 mm, beziehen sich auf die Größe im Mammogramm. Burgess liefert genug Informationen, um die auf dem Monitor dargestellte Größe zu berechnen. Huda gibt an, mit den gleichen Größenverhältnissen wie Burgess zu arbeiten. Der Betrachtungsabstand der Probanden zum Monitor wurde allerdings weder bei Burgess noch Huda fest vorgeschrieben. Damit lassen sich keine sicheren Aussagen zu den Größen in Sehwinkelgrad machen. Darüber hinaus wurde der Kontrast auf den Amplituden der Zielobjekte und den Grauwerten der Bilder definiert, statt auf den resultierenden Leuchtdichten. In Abschnitt 2.2.4, Seite 24 wurde bereits gesagt, dass Kontrastschwellen zudem stark von der Messmethode und der Messumgebung abhängig sind.

An dieser Stelle können deshalb nur tendenzielle Vergleichsergebnisse formuliert werden, d.h. nur der grobe Verlauf der Kontrastempfindlichkeitskurven und das damit ausgedrückte Verhalten in der Kontrastwahrnehmung kann verglichen werden. Hierzu sei angenommen, dass die Probanden der Studien von Burgess und Huda et al. 57 cm vom Monitor entfernt saßen. Ungefähr solch eine Entfernung ist bei der Betrachtung von (radiologischen) Bildern durchaus üblich [Sch05]. Ferner sei angenommen, dass die Kontrastmaße so definiert sind, dass sich die Kontrastwerte synchron verhalten. Das bedeutet: steigt die Kurve bei einer gegebenen Kontrastdefinition an, so ist auch mit einer anderen der verwendeten Kontrastdefinitionen eine Steigung zu verzeichnen. Die Messungen fanden in allen Studien im photopischen Adaptationsbereich statt.

Die Ergebnisse von Burgess und Huda sind als Kontrastschwellen – nicht Kontrastempfindlichkeiten – angegeben und in Kontrastdetaildiagrammen veranschaulicht. Bei einem Vergleich der Ergebnisse muss daher die noch notwendige Invertierung der Werte berücksichtigt werden.

**Detektion von Tumoren.** Huda et al. [HOS<sup>+</sup>06] haben Kontrastschwellen mit extrahierten Tumoren auf mammographischem Bildhintergrund gemessen. Der Tumordurchmesser variierte von ca. 0,2 bis 3,5° Sehwinkel (2,3 bis 34,8 mm auf der Monitorfläche). Die Aufgabe der Probanden bestand darin, anzugeben, in welchem von vier dargebotenen Bildausschnitten ein Tumor enthalten ist (4AFC-Detektionsaufgabe).

Generell war zu beobachten, dass die Kontrastschwellen für die Detektion von Tumoren mit einer Größe von mehr als 0,3° (2,9 mm) kontinuierlich mit der Tumorgöße stiegen, d.h. die Kontrastempfindlichkeit wurde geringer. Für Tumore < 0,3° wurden wiederum höhere Schwellen und damit geringere Kontrastempfindlichkeiten gemessen [HOS<sup>+</sup>06].

Die resultierende Kontrastempfindlichkeitsfunktion weist daher ein Maximum bei einer Tumorgröße von  $0,3^\circ$  Sehwinkel auf. Ein weiterer Abfall der Kontrastempfindlichkeiten für noch kleinere Objekte ist zu erwarten.

Zusätzlich wurde die Messung der Schwellen an vier verschiedenen Orten im Bild durchgeführt. Die Wahl des Ortes beeinflusste im Endeffekt nicht die Form der Kurven, sondern lediglich ihr Niveau [HOS<sup>+</sup>06]. Dies stimmt mit den Beobachtungen der Probandenstudie dieser Arbeit überein.

Bereits in einer früheren Studie waren von Burgess et al. [BJJ01b] die Kontrastschwellen für verschiedene Tumorgößen im Rahmen einer 2AFC-Detektionsaufgabe untersucht worden. Die vier auf Mammogrammen dargebotenen Tumore hatten Größen von  $0,15$  bis  $4,5^\circ$  Sehwinkel ( $1,5$  bis  $45,2$  mm). Die Kontrastempfindlichkeit nahm für Tumore  $> 0,3^\circ$  Sehwinkel ( $2,9$  mm) ab. Somit zeigen die Studienergebnisse von Huda und Burgess eine gute Übereinstimmung.

**Diskrimination von Tumoren.** In einer weiteren Studie untersuchten Burgess et al. [BJJ03] die Abhängigkeit der Kontrastschwellen von der Tumorgröße, dieses Mal jedoch für eine *Diskriminationsaufgabe*. Die Probanden waren mit der komplexen Aufgabe konfrontiert, zwei Tumore voneinander zu unterscheiden. Umgesetzt wurde dies wieder mit einer 2AFC-Aufgabe. Die Größe der Tumore variierte von circa  $0,3$  bis  $4,6^\circ$  Sehwinkel ( $2,9$  bis  $46,4$  mm Tumorgöße auf Monitorebene).

Tumorgößen von  $1,2^\circ$  ( $11,6$  mm) erforderten die niedrigsten Kontraste – für diese Größe war die Kontrastempfindlichkeit am besten. Für Tumore  $< 1,2^\circ$  nahm die Kontrastempfindlichkeit mit abnehmender Tumorgöße ab. Bei Tumoren  $> 1,2^\circ$  nahm die Kontrastempfindlichkeit ebenfalls ab.

Wie zu erwarten, waren die Kontrastschwellen für die Diskriminationsaufgabe – im Vergleich zur Detektionsaufgabe – signifikant erhöht. Der Unterschied im Niveau war zwischen den drei getesteten Probanden bei der Detektionsaufgabe noch gering, bei der Diskriminationsaufgabe hingegen signifikant. Der Einfluss von unterschiedlichem radiologischem Trainingsstand wurde von den Autoren der Studie ausgeschlossen. Eine Erklärung des Unterschieds war aus ihrer Sicht nicht möglich [BJJ03]. Das unterschiedliche Niveau der Kontrastempfindlichkeiten zwischen den Probanden in Abhängigkeit von der Wahrnehmungsaufgabe bestätigt indirekt eine Feststellung von Bach et al. [BWK<sup>+</sup>08], dass die Kontrastempfindlichkeit wesentlich von Faktoren wie der Messmethode abhängen und individuell unterschiedlich ausgeprägt sein kann.

Gegenüber den Kontrastempfindlichkeiten in der Detektionsaufgabe ergibt sich letztlich eine Verschiebung von einem Maximum bei  $0,3^\circ$  hin zu einem Maximum bei  $1,2^\circ$  Sehwinkel, und darüber hinaus ein Unterschied im Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen [HOS<sup>+</sup>06, BJJ01b].

Generell lässt sich damit die folgende Aussage treffen: Bei einer bestimmten Größe des Zielobjekts erreicht die Kontrastempfindlichkeit ihr Maximum. Bei Größen darüber oder darunter ist sie niedriger, d.h. dort ist mehr Kontrast zur Lösung der gegebenen Wahrnehmungsaufgabe erforderlich. Diese Aussage trifft auch auf die Messungen der Kontrastempfindlichkeit mit Gabor-Mustern in einem Mammogramm zu. Für die Mes-

sung mit Ziffern ist zu erwarten, dass die Aussage ebenfalls gilt, auch wenn das Maximum der Kontrastempfindlichkeit unter den in der Probandenstudie verwendeten Ziffergrößen nicht erreicht wurde.

Die Wahrnehmungsaufgabe hat einen maßgeblichen Einfluss darauf, bei welcher Objektgröße die Kontrastempfindlichkeit maximal ist. Außerdem beeinflusst sie die Breite des Bereichs, in dem hohe Kontrastempfindlichkeiten erreicht werden: bei der Diskrimination von Tumoren nahm die Kontrastempfindlichkeit mit der Objektgröße weniger stark ab als bei der Detektion [BJJ03].

Im Vergleich der Ergebnisse von Huda und Burgess mit den Ergebnissen der MCS-Methode fällt hinsichtlich der Lage des Maximums auf, dass sich die Kontrastempfindlichkeiten für die Diskrimination von Gabor-Mustern und die Diskrimination von Tumoren ähnlicher verhalten, als die Kontrastempfindlichkeiten für die Detektion und Diskrimination von Tumoren. Bei der Tumordetektion lag das Maximum bei ca.  $0,3^\circ$  Schwinkel, bei der Tumordiskrimination bei ca.  $1,2^\circ$  und bei der Diskrimination von Gabor-Mustern bei etwa 1 bis 2 cpd (1 bis  $0,5^\circ$ ). Für die Zifferidentifikation ist ein Maximum bei  $\geq 1^\circ$  zu erwarten. Dies lässt die Annahme zu, dass die Messung der Kontrastempfindlichkeit mit Gabor-Mustern oder Ziffern in Mammogrammen valide Ergebnisse für die Befundungspraxis liefern kann.

## 4.7 Einsatzbereiche der MCS-Methode und Bedeutung für die Praxis

Für den Einsatz der MCS-Methode in der Praxis sind vielfältige Möglichkeiten gegeben, von der grundlegenden Wahrnehmungsforschung bis hin zur Unterstützung der Entwicklung von Werkzeugen zur Bildverarbeitung und -darstellung und ihrer Evaluierung. Die Messungen der Kontrastschwelle können unter verschiedenen Betrachtungsbedingungen oder in Kombination mit Werkzeugen zur Bildverarbeitung oder -darstellung erfolgen, und an den Ergebnissen der Messungen kann sich zeigen, ob der untersuchte Einflussfaktor die Kontrastempfindlichkeit des Betrachters verändert. Das Ziel der Untersuchungen besteht darin, die Darstellung von Niedrigkontraststrukturen verschiedener Ortsfrequenzen zu optimieren und damit die Befundung zu unterstützen.

### 4.7.1 Applikationsgestaltung

Hinsichtlich der Gestaltung von Applikationen gibt es zwei wichtige Aspekte, die die Kontrastwahrnehmung des Betrachters beeinflussen können:

- der Arbeitsablauf bei der Befundung und damit die Benutzerführung in der Applikation,
- die Flächenanteile und Grauwerte und damit die Leuchtdichten der Elemente der Benutzeroberfläche.

Zu einem regulären Arbeitsablauf bei der Befundung in der radiologischen Praxis gehören neben der Betrachtung der Bilder auch die Eingabe des Befundes in einem separaten Dialog und die Auswahl der zu befundenden Patienten. Zudem gibt es für verschiedene Werkzeuge Dialoge (vgl. Abbildung 2.33, Seite 52), mit denen der Betrachter zeitweilig konfrontiert ist. Dass eine hohe Leuchtdichte bei den Dialogen den Adaptationszustand des Betrachters in der mammographietypischen Befundungsumgebung stören kann, ist zu erwarten. Eine Anwendung der MCS-Methode könnte in diesem Zusammenhang zeigen, welche Leuchtdichten für die Dialoge sich positiv auf die Kontrastempfindlichkeit des Betrachters auswirken.

### 4.7.2 Optimierung der Befundungsumgebung

Viele Parameter in der Befundungsumgebung können die Kontrastempfindlichkeit beeinflussen, von den Monitoreigenschaften bis hin zur Beleuchtungslösung. In Kapitel 5 wird eine Anwendung der MCS-Methode beschrieben, bei der die Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Beleuchtungsstärke untersucht wurde. Die Kontrastempfindlichkeit kann darüber hinaus bei verschiedenen Beleuchtungsarten gemessen werden. Ein weiterer interessanter Untersuchungsaspekt ist der Einfluss der Bekleidung des Betrachters, d.h. die Frage, ob zum Beispiel Reflexionen eines weißen Arztkittels messbare Änderungen im Kontrastempfinden bewirken.

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass ein Radiologe mit Werkzeugen zur interaktiven Änderung der Fensterung großen Spielraum hat, die Darstellung eines Mammogramms seinen Erfordernissen anzupassen. Trotzdem ist die Optimierung des dargestellten Kontrasts unabhängig von verfügbaren Fensterungswerkzeugen ein wichtiger Forschungsbereich für die radiologische Befundung. Die Erforschung der Kontrastempfindlichkeit kann helfen, ein Mammogramm im Befundungsablauf schon initial möglichst optimal darzustellen, ohne dass der Betrachter noch eingreifen und Anpassungen vornehmen muss.

### 4.7.3 Evaluierung von Werkzeugen zur Bildverarbeitung und -darstellung

Ein wesentliches Ziel von Methoden der Verarbeitung und Darstellung medizinischer Bilder besteht darin, den Radiologen bei der sorgfältigen Betrachtung und Interpretation der Bilder zu unterstützen. Die Funktionalitäten entsprechender Werkzeuge reichen von der Optimierung des Befundungsablaufs, über Kontrastanpassungen bis hin zu CAD- (Computer Aided Detection) und CADx-Verfahren (Computer Aided Diagnosis).

Solche Werkzeuge werden häufig mit Hilfe von Probandenstudien evaluiert, wobei die Probanden über radiologische Expertise verfügen sollen und mit komplexen radiologischen Aufgaben konfrontiert werden [BJJ01a, AMO<sup>+</sup>04, ZPS<sup>+</sup>88, GSEF00, CFBS99]. Der Aufwand zur Vorbereitung solcher Studien ist in Hinblick auf die Auswahl der Probanden und des Bildmaterials groß.

Für Werkzeuge, welche auf das Ansprechen grundlegender Wahrnehmungsbereiche abzielen, kann die Evaluierung durch den Einsatz der MCS-Methode oder einer Variante davon erleichtert werden. Dazu zählen zum Beispiel Werkzeuge zur Filterung und

Kontrastverstärkung oder zur Darstellung, wie die in dieser Arbeit beschriebenen Einblendungen (siehe Abschnitt 5.2, Seite 114). Die Wahrnehmungsaufgabe der Probanden wird damit von den Anforderungen der radiologischen Praxis gelöst, und der potenzielle Einfluss radiologischer Expertise auf die Studienergebnisse kann ausgeklammert werden. Zudem wird die Vorbereitungsphase einer Probandenstudie verkürzt, weil die aufwändige Auswahl mammographischer Fälle mit möglichst verschiedenen Befunden und vor allem auch die Auswahl der Probanden vereinfacht werden kann. Eine Probandenstudie sollte so komplex wie nötig und so einfach und allgemein wie möglich gestaltet sein.

Ein explizites Beispiel sei mit der Option zur Bildinvertierung gegeben, die in den gängigen Softwaresystemen zur Mammographiebefundung standardmäßig vorhanden ist (Abb. 4.17). Im Allgemeinen werden zwei Invertierungsmöglichkeiten angeboten: eine Invertierung des gesamten in einem Mammogramm abgebildeten Gewebes und die Invertierung auf einem quadratischen, mit einer digitalen Lupe vergrößerten Areal. Die DICOM-Bilder verschiedener Hersteller sind nicht vollständig einheitlich kodiert, und es kann vorkommen, dass statt dem abgebildeten Gewebe zusätzlich der Hintergrund invertiert ist (Abb. 4.17(c)). Generell kann ein Wechsel zwischen den invertierten und nicht-invertierten Darstellungen durchaus potenziell ermüdende Anpassungen im Adaptationszustand erfordern und sogar kurzzeitig zu Blendungen führen. Die Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit kann auch hier helfen, Aufschluss über die Wirkung von Invertierungen zu erhalten und die optimale Darstellungsweise zu finden.

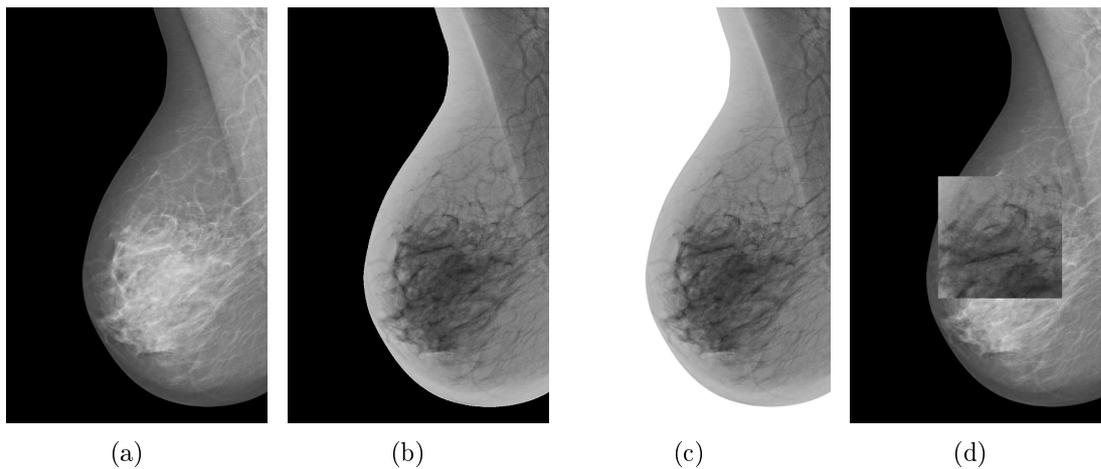


Abbildung 4.17: Mammogramm im Original (a) und mit drei verschiedenen Invertierungsdarstellungen: (b) herkömmliche Invertierung des gesamten Gewebebereichs; (c) Invertierung von Gewebe und Bildhintergrund; (d) Invertierung eines mit digitaler Lupe vergrößerten Bildausschnitts

#### 4.7.4 Übertragbarkeit auf Anwendungen außerhalb der Mammographiebefundung

Das Konzept der MCS-Methode, die Kontrastempfindlichkeit mit Hilfe von Gabor-Mustern oder Ziffern auf einem anatomischen Hintergrund zu bestimmen, lässt sich problemlos auch auf andere Bereiche übertragen, wie zum Beispiel auf die Befundung von Tomosynthese-Aufnahmen der Brust oder die Befundung von Thorax-Aufnahmen, also auf Bereiche, in denen zweidimensionale Graustufenbilder mit hoher Bittiefe und Auflösung gegeben sind.

Dennoch wurde die Methode bewusst mit dem Titel *Mammographic Contrast Sensitivity* versehen, statt etwa *Radiologic Contrast Sensitivity*. Die Anforderungen an verschiedene Bereiche der Radiologie variieren in Abhängigkeit von der untersuchten Körperregion und dem bildgebenden Verfahren. Auch für die Befundungsumgebung gibt es in Abhängigkeit vom Untersuchungskontext verschiedene Anforderungen. Prinzipiell kann die MCS-Methode aber – unter Berücksichtigung der typischen Charakteristika des jeweiligen radiologischen Anwendungsbereichs – auch auf Aufnahmen anderer Körperregionen und Bildgebungsmodalitäten angewendet werden. Zu beachten ist, dass für die Messung der Kontrastschwellen Grauwerttiefen von  $\geq 10$  bit erforderlich sind.

Zur Erhöhung der Informationsausbeute werden in vielen Anwendungsbereichen mit hoher Effektivität Farben und andere Methoden der Hervorhebung von Gewebestrukturen eingesetzt, beispielsweise bei der Befundung von CT- (Computertomographie) und MRT- (Magnetresonanztomographie) Aufnahmen [PB07]. Für die Mammographiebefundung sind derzeit noch keine marktfähigen Farbmonitore verfügbar, die den hohen Anforderungen an die Grauwerttiefe und gleichzeitig an die Auflösung gerecht werden. Nach wie vor sind Graustufenmonitore der Standard.

In der Zukunft wird es aber Farbmonitore geben, die zur Befundung von Mammogrammen eingesetzt werden können. Damit bieten sich viele Möglichkeiten zur Entwicklung innovativer Darstellungsmethoden. Da Prozesse der Mustererkennung farbtüchtig sind, können insbesondere positive Einflüsse auf die visuelle Suche des Radiologen im Mammogramm erwartet werden. Bei dem Einsatz von Farbe sind aus wahrnehmungspsychologischer Sicht weitere Verarbeitungskonzepte zu berücksichtigen, da die Farbwahrnehmung teilweise mit anderen physiologischen, neuronalen und kortikalen Prozessen verbunden ist als die Wahrnehmung von Graustufen [WL04, BGS01, STT06]. Das Konzept, nicht-anatomische Zielobjekte in der typischen radiologischen Umgebung zu präsentieren und Wahrnehmungsschwellen zu messen, wird aber auch in den neuen Anwendungszusammenhängen greifen.

## 4.8 Zusammenfassung

An dieser Stelle seien die Ergebnisse der Probandenstudie zusammengefasst.

**Homogenes Bild vs. Mammogramm.** Ein Vergleich der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen, die bei der Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern auf einem homogenen Bild bzw. einem Mammogramm ermittelt wurden, hat gezeigt, dass das Niveau der Kontrastempfindlichkeiten auf dem homogenen Bild höher ist. Zudem gibt es probandenindividuelle Unterschiede im Formvergleich der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen. Dass ein anatomischer Bildhintergrund die Wahrnehmungsschwellen gegenüber einem homogenen Hintergrund verändert, wurde in der Probandenstudie somit im Kontext der MCS-Methode bestätigt.

**Verschiedene Mammogramme.** Um den Einfluss verschiedener, in Mammogrammen häufig auftretender Gewebestrukturen auf die Messergebnisse zu prüfen, wurden die Kontrastempfindlichkeiten mit vier verschiedenen Mammogrammen bestimmt. Im Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen waren Unterschiede nachweisbar, insbesondere für strahlentransparentes, homogen erscheinendes Gewebe und für Gewebe mit starken Strukturierungen und Orientierungen. Unter Vernachlässigung des Niveauunterschieds gab es jedoch keine signifikanten Unterschiede für die einzelnen Ortsfrequenzen, d.h. die Formen der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen waren einander ähnlich. Die MCS-Methode lässt sich somit prinzipiell auf verschiedenen Mammogrammen benutzen. Innerhalb einer Studie sollten jedoch Mammogramme mit ähnlicher Gewebecharakteristik gewählt werden, um die Aussage der Studie nicht durch mammogramm-bedingte Niveauunterschiede zu beeinflussen.

**Orientierungsdiskrimination vs. Zifferidentifikation.** Ferner wurden die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern und die Identifikation von Ziffern miteinander verglichen. Wie zu erwarten, gab es signifikante Unterschiede sowohl im Niveau als auch der Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen. Für die Diskriminationsaufgabe sind die Kontrastempfindlichkeiten bei allen getesteten Ortsfrequenzen höher.

Zudem konnte beobachtet werden, dass der Unterschied zwischen den Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für die beiden Wahrnehmungsaufgaben mit zunehmender Ortsfrequenz bzw. abnehmender Objektgröße zunahm, d.h. die Identifikationsaufgabe war für kleiner werdende Ziffern vergleichbar schwieriger zu lösen als die Diskriminationsaufgabe für feinere Gabor-Muster. Diese Diskrepanz mit zunehmenden Ortsfrequenzen unterscheidet sich von dem Verhalten auf homogenem Hintergrund: dort laufen die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen beider Wahrnehmungsaufgaben bei zunehmender Ortsfrequenz zusammen, wie auch von Bach et al. gezeigt wurde [BWK<sup>+</sup>08]. Dies deckt sich mit der Auffassung, dass für die Identifikationsaufgabe höhere kognitive Prozesse stattfinden, erschwert durch den anatomischen Hintergrund der Messungen. Weil außerdem die Messergebnisse für die Identifikationsaufgabe eine geringere Varianz aufwiesen, d.h.

besser reproduzierbar waren, kann an dieser Stelle die Empfehlung ausgesprochen werden, in der MCS-Methode anstelle von Gabor-Mustern eher Ziffern oder Buchstaben als Zielobjekte einzusetzen. Der Zeitaufwand der Messungen wird nicht erhöht. Gleichzeitig wird eine anspruchsvollere Wahrnehmungsaufgabe gestellt, mit der vermutlich eine bessere Annäherung an die Aufgaben in der Befundungspraxis erreicht werden kann.

**Adaptationszeit.** Die Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Adaptationszeit diente der Klärung, ob eine initiale Adaptationszeit – gewährt ab dem Betreten des Befundungsraumes – die Kontrastempfindlichkeit verbessert. Ein entsprechender Effekt konnte in der Studie nicht nachgewiesen werden. Dennoch sollte nicht ausgeschlossen werden, dass eine initiale Adaptationszeit für die Befundung von Mammogrammen hilfreich sein kann. Aufgrund des hohen Durchsatzes bei der Befundung werden in der Praxis bereits in den ersten Minuten vollständige Mammographiefälle bewertet. Vermutlich ließen sich Verbesserungen in der Kontrastempfindlichkeit mit der MCS-Methode nicht nachweisen, weil die Ermittlung der Werte für eine Kontrastempfindlichkeitsfunktion selbst bis zu fünf Minuten erfordert. Adaptationsprozesse innerhalb des photopischen Bereichs können in diesem Zeitraum bereits abgeschlossen sein.

Die Anwendung der MCS-Methode in einem mammographischen Befundungskontext hat gezeigt, dass die ermittelten Kontrastempfindlichkeitsfunktionen bei der Verwendung von Gabor-Mustern auf einem Mammogramm hinsichtlich der Lage ihres Maximums „zwischen“ den Ergebnissen der Messungen bei Tumordetektion und Tumordiskrimination liegen. Damit kann angenommen werden, dass mit der MCS-Methode eine gute Annäherung an die radiologische Befundungsrealität erreicht wird. Für die Messungen mit Ziffern ist aufgrund der höheren Komplexität der Wahrnehmungsaufgabe eine noch bessere Annäherung zu erwarten.

Der hauptsächliche Einsatzbereich der MCS-Methode besteht in der Unterstützung der Entwicklung von Werkzeugen zur Bildverarbeitung und -darstellung und ihrer Evaluierung, und darüber hinaus der Applikationsentwicklung und der Optimierung der Befundungsumgebung.

---

## 5 Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von Leuchtdichteverhältnissen

---

Die Wahrnehmung der vielfältigen Niedrigkontraststrukturen in Mammogrammen ist eng mit der Wahrnehmung der Leuchtdichteunterschiede und damit der Kontrastempfindlichkeit des Betrachters verbunden. Die Kontrastempfindlichkeit hängt unter anderem von den Leuchtdichteverhältnissen in der Umgebung ab [CNN99]. Dies schließt die Beleuchtungsstärke im Befundungsraum und die Leuchtdichten, die im Bild und in der graphischen Oberfläche der Applikation<sup>1</sup> auftreten, mit ein.

Der vom Auge auflösbare Leuchtdichtebereich hängt nur in geringem Maße von der Adaptationsleuchtdichte ab. Der Leuchtdichtebereich wird in Abhängigkeit vom Adaptationsniveau lediglich verschoben, ändert sich jedoch nicht in seinem Ausmaß [Sch05, FKBE99]. Daraus könnte abgeleitet werden, dass eine Befundung bei einer höheren Beleuchtungsstärke und damit Umgebungsleuchtdichte ebenso gut möglich ist, wie bei einer geringeren. Wesentlich sind jedoch die Eigenschaften des Monitors und das Verhältnis zwischen der Umgebungsleuchtdichte und der Monitorleuchtdichte.

Die Beleuchtungsstärke im Befundungsraum wird gewöhnlich – entsprechend einer Reihe von Vorgaben und Empfehlungen [vE<sup>+</sup>03] – auf einem Minimum gehalten [PCD<sup>+</sup>08, CS07]. Die Fähigkeit, Niedrigkontraststrukturen voneinander zu unterscheiden, nimmt mit zunehmender Beleuchtungsstärke ab [CKTR03]. Die Ursache ist in den Reflexionseigenschaften der Monitore zu finden. Je größer die Beleuchtungsstärke ist, desto stärker treten auch Reflexionen auf. In der Folge wird das wahrnehmbare Verhältnis von minimaler zu maximaler Leuchtdichte reduziert.

Daher wird in den *European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening* eine Beleuchtungsstärke von  $< 10$  lx empfohlen [vE<sup>+</sup>03]. Mit dieser Sicherung einer kontrastreichen Darstellung werden jedoch inadäquate Betrachtungsbedingungen in Kauf genommen [HF86]. Unter typischen Bedingungen im Befundungsraum sind die Leuchtdichtebereiche der dargestellten Mammogramme auf einem höheren Niveau als die Leuchtdichtebereiche der Umgebung. Der Blick des radiologischen Betrachters wechselt bei der Befundung zwischen den Bildern und ihrer Umgebung, womit häufige Wechsel in der Pupillenweite und der Adaptation forciert werden [PCD<sup>+</sup>08, CS07]. Dies kann beim Betrachter zu visueller Ermüdung und verringerter diagnostischer Leistungsfähig-

---

<sup>1</sup>In der radiologischen Praxis werden neben den hochauflösenden Monitoren zur Bildbetrachtung noch ein oder zwei weitere Monitore genutzt, auf denen Patientendaten oder Bilder anderer Modalitäten dargestellt werden. Diese Monitore werden in unmittelbarer Nachbarschaft zu den „Mammographie-Monitoren“ aufgestellt und beeinflussen die Leuchtdichteverteilung im Gesichtsfeld des Betrachters. Daher ist die Wahl der Leuchtdichtewerte für Applikationselemente von besonderer Bedeutung für die Befundung von Mammogrammen.

keit führen.

Tatsächlich wurde in aktuellen Studien gezeigt, dass sich die Leistung eines Betrachters bei „mittleren“ Beleuchtungsstärken verbessert. So nimmt zum Beispiel die Detektionsleistung für Streifenmuster auf einem homogenen Hintergrund zu, wenn die Beleuchtungsstärke der Umgebungsbeleuchtung der mittleren Leuchtdichte des betrachteten Bildes entspricht [CS07]. Pollard et al. identifizierten für Detektionsaufgaben auf einem homogenen Hintergrund ein Leistungsoptimum für Beleuchtungsstärken von 50–80 lx. Bei der empfohlenen Beleuchtungsstärke von 10 lx zeigten die Probanden eine schlechtere Leistung [PCD<sup>+</sup>08].

Auch für andere radiologische Aufgabengebiete konnte nachgewiesen werden, dass sich die diagnostische Leistung bei einer Angleichung von Umgebungsleuchtdichte und Bildleuchtdichte verbessert. Für die Befundung von Röntgenbildern des Handgelenks wird eine Beleuchtungsstärke von 100 lx empfohlen. Für die untersuchten Beleuchtungsstärken von 7, 25, 40, 100 und 480 lx zeigte sich die beste Leistung jedoch bei 25 und 40 lx [MBE<sup>+</sup>06].

Die genannten Ergebnisse von Pollard et al. [PCD<sup>+</sup>08] wurden in Zusammenhang mit der Bildschirmbefundung von Mammogrammen ermittelt. Den Probanden wurde die Aufgabe gestellt, Objekte verschiedener Form zu detektieren. Die Objekte wurden auf einer kreisförmigen, homogenen Fläche dargeboten, welche in ein Mammogramm eingebettet war. Obwohl die Fläche auf diese Weise von anatomischen Strukturen umgeben war, handelt es sich dennoch um eine Detektionsaufgabe auf homogenem Hintergrund – direkte Wechselwirkungen zwischen den dargebotenen Objekten und den anatomischen Strukturen wurden ausgeschlossen.

Interessant ist die Frage, ob die Ergebnisse von Pollard et al. auch für eine komplexere Wahrnehmungsaufgabe bestätigt werden können. Ein Teil der Studie, die im Rahmen dieser Dissertation zeitgleich zu der Studie von Pollard et al. durchgeführt wurde, untersucht den Einfluss der Beleuchtungsstärke mittels der Anwendung der MCS-Methode. Die dabei verwendeten Aufgaben sind in zweierlei Hinsicht komplexer: es gilt, Gabor-Muster voneinander zu unterscheiden bzw. Ziffern zu identifizieren, statt sie nur zu detektieren. Zudem können durch die überlagerte Darstellung der Zielobjekte und des mammographischen Hintergrunds direkte Wechselwirkungen zwischen den Strukturen auftreten. Die in der Studie getesteten Werte für die Beleuchtungsstärke waren 10, 30, 50 und 90 lx. Abschnitt 5.1 beschreibt den Ablauf und die Ergebnisse.

Die Kontrastempfindlichkeit im zentralen Bereich des Gesichtsfelds wird möglicherweise auch durch Streulicht beeinflusst, welches aus der Umgebung eines fokussierten Bildbereichs stammt. Kann eine Reduktion dieses Streulichts – realisiert durch eine Einblendung (Maske, Display Shutter) über der Umgebung des interessierenden Bildbereichs – die Kontrastempfindlichkeit verbessern? In einem weiteren Teil der Probandenstudie wurde untersucht, ob und wie sich die Kontrastempfindlichkeit bei einem *maskierten* Bild verändert (Abschnitt 5.2).

## 5.1 Kontrastempfindlichkeit bei Beleuchtungsstärken von 10–90 Lux

Basierend auf den oben genannten Ergebnissen von Pollard et al. [PCD<sup>+</sup>08] und McEntee et al. [MBE<sup>+</sup>06] ist zu erwarten, dass die Kontrastempfindlichkeit *nicht* bei der gemeinhin empfohlenen Beleuchtungsstärke von 10 lx optimal ist, sondern für Beleuchtungsstärken mit Werten zwischen 10 und 100 lx.

**Hypothese.** Die Kontrastempfindlichkeit ist bei Beleuchtungsstärken größer als 10 lx und kleiner als 100 lx besser als bei einer Beleuchtungsstärke von 10 lx.

### 5.1.1 Versuchskonstellation

Unter vier verschiedenen Beleuchtungsstärken wurden Messungen der Kontrastschwellen durchgeführt: 10, 30, 50 und 90 lx. Die Beleuchtungsstärke wurde schrittweise erhöht. Da die Leuchtstofflampen nach einer Erhöhung zunächst Schwankungen in der Beleuchtungsstärke produzieren, wurde nach jeder Erhöhung bis zu drei Minuten abgewartet, bis ein stabiler Wert erreicht war. Diese Zeit konnten die Probanden für eine Erholungspause nutzen und den Blick beliebig über die dargestellten Bilder gleiten lassen. Zudem bekamen sie damit die Möglichkeit, vor der Fortsetzung der Messungen auf das neue Leuchtdichteniveau zu adaptieren.

### 5.1.2 Ergebnisse und Diskussion

Im Wesentlichen sind die ermittelten Kontrastempfindlichkeitswerte für die Orientierungsdiskrimination auf dem Mammogramm durch deutliche interindividuelle Schwankungen geprägt, d.h. die Probanden reagieren unterschiedlich auf die gegebenen Beleuchtungsbedingungen ( $p = 0,006$ , ANOVA). Keine der getesteten Beleuchtungsstärken wird von allen Probanden gleichermaßen „bevorzugt“. Die Abbildungen 5.1 und 5.2 zeigen die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für die Orientierungsdiskrimination auf dem homogenen bzw. mammographischen Bild.

Für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern auf homogenem Bild fällt auf, dass bei vier der acht Probanden die Kontrastempfindlichkeitsfunktion für alle Beleuchtungsbedingungen bis zu 6 cpd nahezu konstant ist und dass sich die Kontrastempfindlichkeiten kaum voneinander unterscheiden (P2, P4, P5 und P6). Lediglich bei höheren Ortsfrequenzen gibt es kleine Unterschiede, wobei die Kontrastempfindlichkeitswerte bei 10 lx tendenziell etwas niedriger sind. Bei den anderen vier Probanden (P1, P3, P7 und P8) gibt es über den gesamten getesteten Ortsfrequenzbereich kleine Unterschiede, aber ebenfalls keine klare Präferenz für eine der Beleuchtungsstärken.

Wird die Kontrastempfindlichkeit auf einem Mammogramm bestimmt, so zeichnet sich ein weniger einheitliches Bild ab. Während zum Beispiel Proband P1 die höchste Kontrastempfindlichkeitsfunktion bei 10 lx zeigt, sind die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für die Probanden P5 und P6 bei 10 lx am niedrigsten und bei 50 bzw. 90 lx besser. Die Probanden P2, P3, P7 und P8 lassen Schwankungen für verschiedene Ortsfrequenzen

erkennen, d.h. die Kontrastempfindlichkeitswerte sind für einige Ortsfrequenzen höher, für andere niedriger. Proband P4 lässt sich von den verschiedenen Beleuchtungsbedingungen kaum beeinflussen.

Entgegen der Erwartungen kann mit den Ergebnissen keine klare Präferenz für eine bestimmte Beleuchtungsstärke formuliert werden. Die Hypothese, dass die Kontrastempfindlichkeit generell bei Beleuchtungsstärken größer als 10 lx und kleiner als 100 lx besser ist als bei einer Beleuchtungsstärke von 10 lx, kann nicht angenommen werden. Auch eine Varianzanalyse zeigt, dass es keine signifikanten Unterschiede für die vier Beleuchtungsbedingungen gibt (Tabelle 5.1):

Wahrnehmungsaufgabe	p-Wert
Orientierungsdiskrimination auf dem homogenen Bild	0,805
Orientierungsdiskrimination auf dem Mammogramm	0,765

Tabelle 5.1: ANOVA-Ergebnisse für den Vergleich der Kontrastempfindlichkeit unter verschiedenen Beleuchtungsstärken

## 5.2 Kontrastempfindlichkeit unter Verwendung von Einblendungen

In der konventionellen Befundung von Mammogrammen am Lichtkasten sind Einblendungen in Form verschiebbarer dunkler Abdeckungen ein nützliches Werkzeug [WG98]. Einblendungen bewirken eine Reduktion von Streulicht aus der Umgebung eines interessierenden Bildbereichs. In der konventionellen Befundung werden sie vorrangig benutzt, um die nicht von Bildern bedeckten Flächen des Lichtkastens zu verdunkeln (siehe Abb. 2.28(a), Seite 46). In der bildschirmbasierten Befundung können Einblendungen genutzt werden, um die Umgebung eines interessierenden Bildbereichs abzudecken. Nach den Erfahrungen der Autorin werden sie jedoch von radiologischen Anwendern nur selten genutzt, abgesehen von ihrer Mitbenutzung im Corridor-of-Interest-Konzept zur Kennzeichnung korrespondierender Bildbereiche (vgl. Abschnitt 2.5.3, Seite 50).

Der Effekt der Streulichtreduktion, der unter Nutzung von Einblendungen auftritt, kann vermutlich helfen, die Kontrastempfindlichkeit in einem interessierenden, fokussierten Bildbereich zu verbessern. Ob dies tatsächlich der Fall ist, wird im Folgenden untersucht.

**Hypothese.** Die Kontrastempfindlichkeit erhöht sich bei Verwendung von Einblendungen.

### 5.2.1 Versuchskonstellation

Bei einer Beleuchtungsstärke von 10 lx wurden die Kontrastschwellen auf einem Bild zunächst ohne Einblendung und anschließend mit einer Einblendung gemessen (Abb. 5.3).

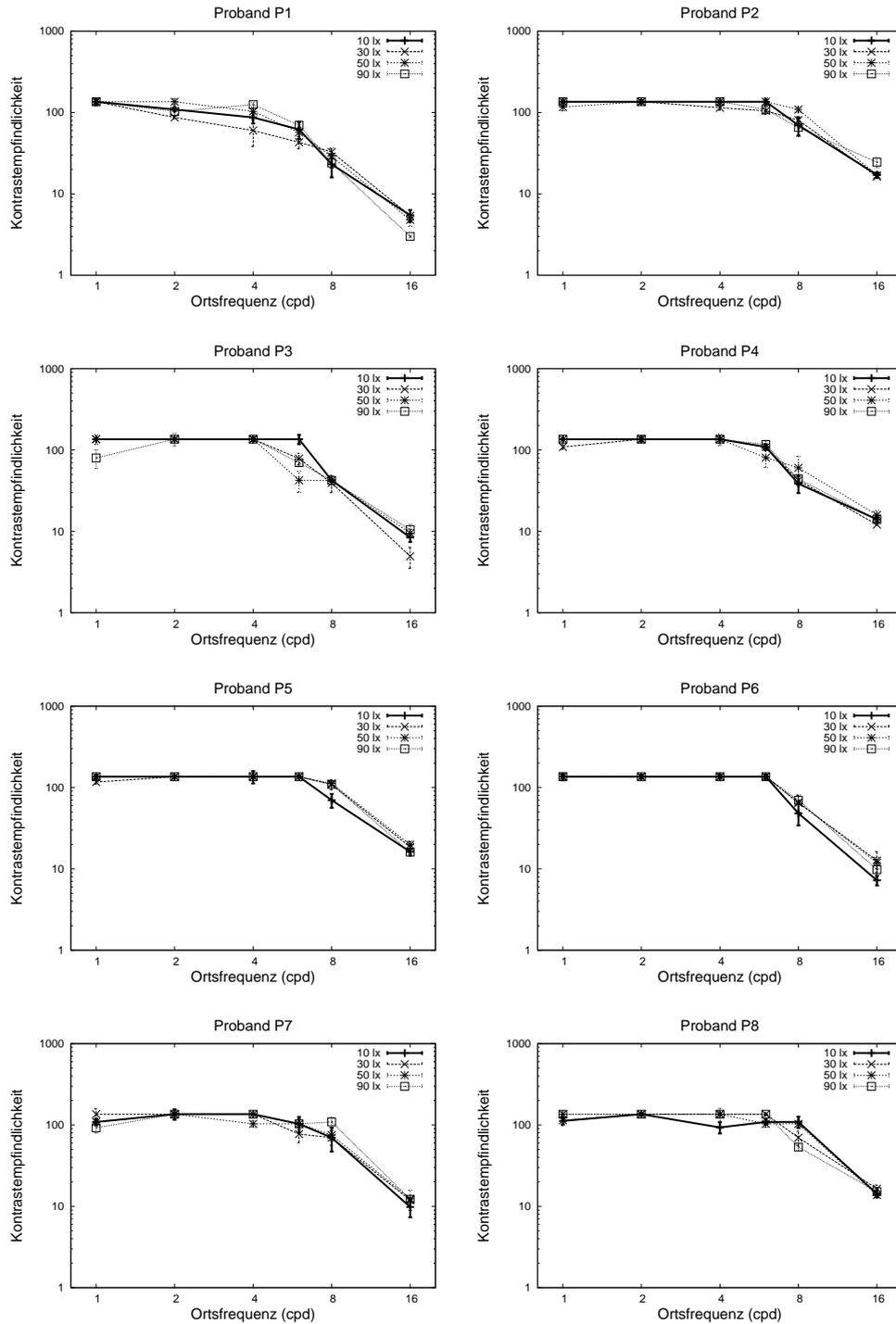


Abbildung 5.1: Kontrastempfindlichkeitsfunktionen pro Proband. Beziehungen zwischen den Kontrastempfindlichkeiten für 10, 30, 50 und 90 lx Beleuchtungsstärke bei Messungen zur Orientierungsdiskrimination auf einem homogenen Bild.

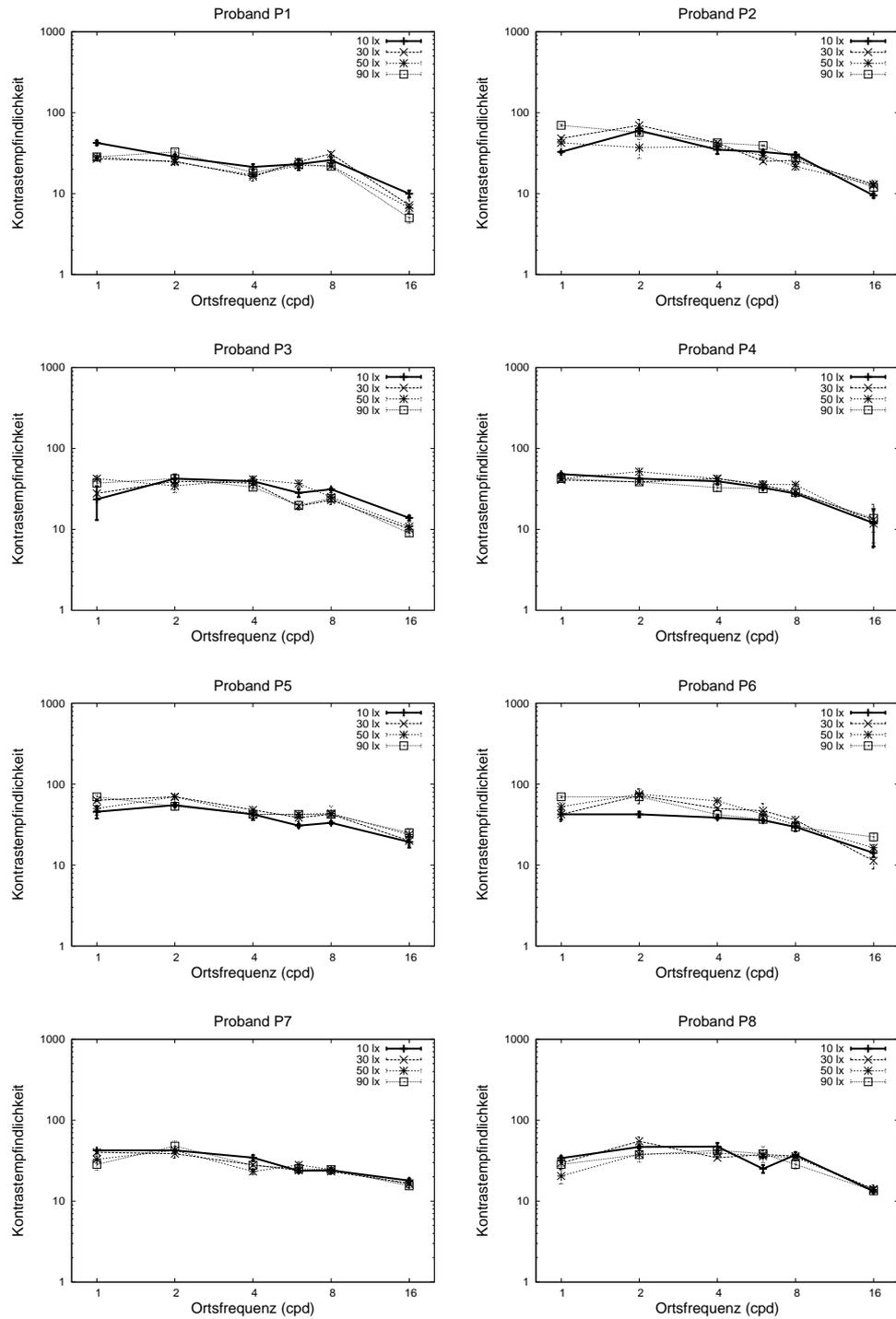


Abbildung 5.2: Kontrastempfindlichkeitsfunktionen pro Proband. Beziehungen zwischen den Kontrastempfindlichkeiten für 10, 30, 50 und 90 lx Beleuchtungsstärke bei Messungen zur Orientierungsdiskrimination auf einem Mammogramm.

Der Grauwert der Einblendung betrug 0. Im Gesamtablauf einer Sitzung der Probandenstudie wurde dieser Versuchsteil bewusst kurz gehalten (vgl. Abschnitt 4.1.4, Seite 82). In einer Sitzung wurde das Bild mit der Einblendung nur solange dargeboten, bis von jeder der zu testenden Ortsfrequenzen eine Kontrastschwelle gemessen war. Das Auftreten deutlicher, für die Probanden unangenehmer Nachbilder im Anschluss an die Messungen konnte damit allerdings nicht verhindert werden, wie sich im Verlauf der Studie zeigte.

Die Bestimmung der Kontrastschwellen erfolgte nicht nur auf dem Mammogramm, sondern auch auf dem homogenen Bild. Zudem wurden die Messungen sowohl für die Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern als auch für die Identifikation von Ziffern durchgeführt, um zu prüfen, ob sich Einblendungen in Abhängigkeit von der Komplexität des Bildes und der Wahrnehmungsaufgabe unterschiedlich auf die Kontrastempfindlichkeit auswirken.

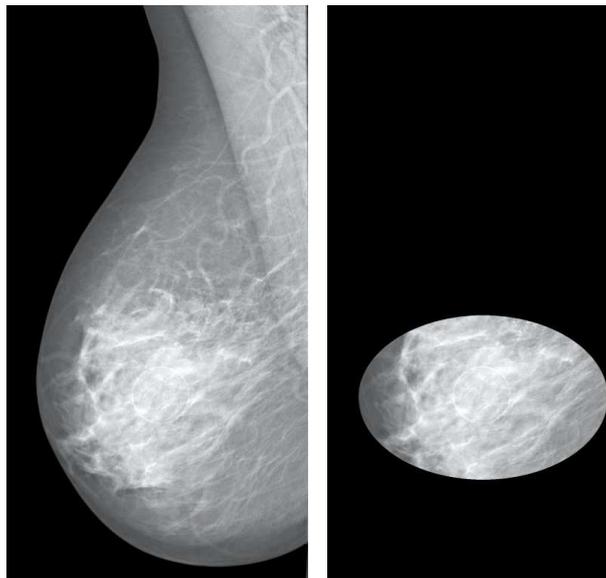


Abbildung 5.3: Eines der in der Studie präsentierten Mammogramme, links ohne Einblendung und rechts mit Einblendung [AP08a]. Die Einblendung hat auf der Monitorfläche eine Ausdehnung von  $9 \times 6$  cm; ihre ovale Form ist durch die Form des binokularen Gesichtsfelds motiviert.

### 5.2.2 Ergebnisse und Diskussion

Abbildung 5.4 zeigt anhand der geometrisch gemittelten Werte aller Probanden, dass eine Kontrastempfindlichkeitsfunktion durch die Nutzung einer Einblendung kaum beeinflusst wird. Ein Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test mit den Integralen der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen bestätigt, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Kontrastempfindlichkeitsfunktionen gibt ( $p$ -Werte  $> 0,05$ ; Tabelle 5.2).

Die Kontrastempfindlichkeit wurde unter Verwendung von Einblendungen nicht reduziert. Alle Probanden berichteten jedoch von starken Ermüdungseffekten während der Messungen auf den Bildern mit der Einblendung. Nach der Messung traten deutliche

Wahrnehmungsaufgabe	p-Wert
Orientierungsdiskrimination auf dem homogenen Bild	0,727
Orientierungsdiskrimination auf dem Mammogramm	0,605
Zifferidentifikation auf dem homogenen Bild	0,373
Zifferidentifikation auf dem Mammogramm	0,517

Tabelle 5.2: Ergebnisse des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests für den Vergleich der Kontrastempfindlichkeit bei Bildern mit und ohne Einblendung

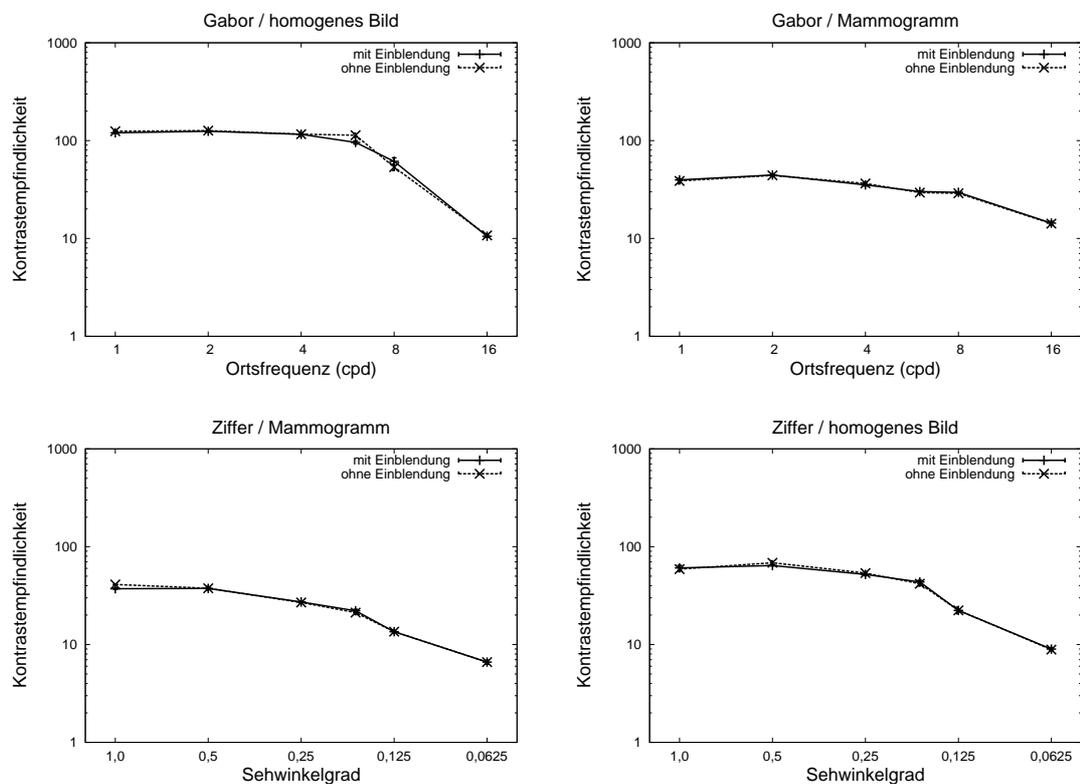


Abbildung 5.4: Vergleich der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen für Bilder mit und ohne Einblendung. Die Daten der acht Probanden wurden für jeden der Plots geometrisch gemittelt.

Nachbilder mit der ovalen Form der Einblendung auf, die erst nach einer Erholungszeit von bis zu fünf Minuten verschwanden. Diese Effekte sind vermutlich auf den starken Leuchtdichteunterschied zwischen dem fokussierten Bildbereich ( $32,4 \text{ cd/m}^2$ ) und dem durch die Einblendung abgedeckten Bildbereich ( $0,46 \text{ cd/m}^2$ ) zurückzuführen.

Mit einem der Probanden wurde im Anschluss an die Probandenstudie ein weiterer Test durchgeführt, in dem statt der blickdichten Einblendung eine transparente Einblendung genutzt wurde (Abb. 5.5). Auf diese Weise wurden die Leuchtdichteunterschiede zwischen dem fokussierten Bildbereich und dessen Umgebung reduziert. Der Test wurde dreimal an verschiedenen Tagen durchgeführt. Tatsächlich berichtete der Proband bei allen Testwiederholungen in dieser Konstellation von einem spürbar geringeren Ermüdungseffekt. Das Nachbild war zudem bereits nach einer Erholungszeit von bis zu zwei Minuten verschwunden. Die Kontrastempfindlichkeitsfunktion verbesserte sich jedoch auch mit der transparenten Einblendung nicht.

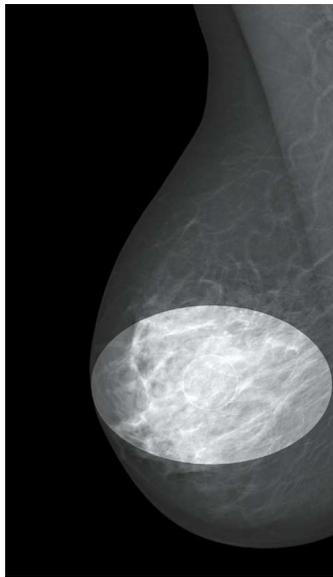


Abbildung 5.5: Mammogramm mit transparenter Einblendung.

Die Hypothese, dass sich die Kontrastempfindlichkeit unter Verwendung von Einblendungen erhöht, muss verworfen werden. Dies ist unabhängig von der gestellten Wahrnehmungsaufgabe und der Komplexität des genutzten Bildmaterials der Fall. Subjektiv wurde die Wahrnehmungsleistung aufgrund der auftretenden visuellen Ermüdung sogar verschlechtert.

Daraus sollte jedoch nicht geschlossen werden, dass die Nutzung von Einblendungen einen negativen Effekt auf die Befundung von Mammogrammen hat. Die Ermüdungseffekte können aus dem Design des Versuchs herrühren. Die Messung der Kontrastschwellen für sechs Ortsfrequenzen dauerte bis zu fünf Minuten. In der Befundungspraxis würde eine Einblendung nicht über diese lange Zeitspanne eingesetzt werden, sondern lediglich zu einer kurzen Überprüfung eines Bildbereichs. Selbst wenn die Einblendung für mehrere Minuten genutzt werden würde, so würde sich aber ihr Ort im Bild ändern, da

der radiologische Betrachter die Einblendung im Bild verschieben würde. Die dabei auftretenden Blickbewegungen können das „Einbrennen“ der ovalen Einblendung auf der Netzhaut reduzieren oder gar verhindern. Ob Einblendungen die Befundungsleistung für Mammogramme positiv beeinflussen, kann im Rahmen dieser Arbeit nicht beantwortet werden. Eine entsprechende Studie mit radiologisch erfahrenen Betrachtern muss Aspekte der visuellen Suche und Aufmerksamkeitsverteilung berücksichtigen.

### 5.3 Zusammenfassung

Die Leuchtdichteverhältnisse in der Umgebung eines auf einem Monitor dargestellten Mammogramms können die individuelle Kontrastempfindlichkeit beeinflussen. Die Verhältnisse werden beeinflusst von der Beleuchtungsstärke im Befundungsraum und den Leuchtdichten im Bild und in der graphischen Oberfläche der Applikation. In der Probandenstudie wurde das Verhalten der Kontrastempfindlichkeit unter verschiedenen Beleuchtungsstärken und unter der Verwendung von Einblendungen untersucht.

Nach allgemeinen Forderungen für die Beleuchtung in Befundungsräumen soll die Beleuchtungsstärke maximal 10 lx betragen. Dass bei dieser geringen Beleuchtungsstärke optimale Leistungen in Detektionsaufgaben erreicht werden, wurde bereits in mehreren Studien widerlegt [CS07, PCD<sup>+</sup>08, MBE<sup>+</sup>06]. Auch in der Probandenstudie dieser Arbeit wurde die maximale Kontrastempfindlichkeit nicht generell bei 10 lx Beleuchtungsstärke erreicht. Im Gegensatz zu den genannten Studien wurde jedoch auch keine klare Präferenz für eine bestimmte Beleuchtungsstärke ermittelt. Die Probanden reagierten auf die getesteten Beleuchtungsstärken von 10, 30, 50 und 90 lx verschieden.

Mit ovalen Einblendungen auf dem Mammogramm wurde das Ziel verfolgt, Streulicht aus umgebenden Bildbereichen zu reduzieren, in der Absicht, damit die foveale Kontrastempfindlichkeit zu verbessern. In der Studie zeigte sich allerdings keine Verbesserung durch die Verwendung der Einblendungen. Dies scheint vor allem auf dem großen Leuchtdichteunterschied zu beruhen, der zwischen der Einblendung und dem eingegrenzten Bildbereich besteht, und der zu einer Ermüdung der Probanden führte.

---

## 6 Zusammenfassung

---

Viele Parameter beeinflussen die Wahrnehmung eines Mammogramms, angefangen von der Bildaufnahme bis hin zur Darstellung auf einem Monitor unter gegebenen räumlichen Bedingungen und mit Hilfe von (interaktiven) Werkzeugen der Befundungsapplikation. Dementsprechend viele Disziplinen sind an Forschungen in diesem Bereich beteiligt, wie zum Beispiel die Radiologie, Statistik, Physik, Psychologie, Psychophysik, Informatik und die Ingenieurwissenschaften [MGK05]. Eine Erforschung des Einflusses von Parametern auf die Wahrnehmung und auch auf die kognitive Verarbeitung kann helfen, die Darstellung eines Mammogramms zu optimieren.

Die Bedeutung solcher Untersuchungen ist dadurch gegeben, dass sich die Qualität einer Darstellung nicht nur an technischen Parametern messen muss, sondern auch an der Leistung des Betrachters. Dabei kann die „Leistung“ mit verschiedenen Aufgaben unterschiedlicher Komplexität verbunden sein, zum Beispiel der Detektion eines einfachen vorgegebenen Zielreizes in einem Mammogramm oder der Detektion und Interpretation eines Tumors. Gerade hochkomplexe Aufgaben wie die Interpretation haben zwar den Vorteil, die Befundungspraxis gut zu berücksichtigen, bergen aber das Risiko, in ihrem Ergebnis in hohem Maße von der Expertise des Betrachters und der Zusammenstellung des Bildmaterials abhängig zu sein. Fehler in der Interpretation eines Tumors zeigen zudem nicht notwendigerweise Grenzen in den diagnostischen Fähigkeiten und Erfahrungen des Betrachters auf – sie können auch auf generellen Grenzen im visuellen System des Betrachters beruhen [MGK05].

Werden grundlegende Wahrnehmungsprozesse untersucht, so empfiehlt es sich, die Wahrnehmungsaufgabe so weit wie möglich von der Notwendigkeit radiologischer Expertise zu entkoppeln. Mit der *Kontrastempfindlichkeit* wurde in dieser Arbeit eine grundlegende Wahrnehmungskapazität in den Mittelpunkt der Forschung gestellt. Die Arbeit verfolgte das Ziel der Entwicklung einer Methode, mit der die individuelle Kontrastempfindlichkeit eines Betrachters unmittelbar im Kontext der Mammographiebefundung ermittelt werden kann.

Die entwickelte MCS-Methode wurde so konzipiert, dass die Wahrnehmungsaufgaben keine radiologische Expertise vom Betrachter verlangen. Gleichzeitig wurde der anatomische Kontext berücksichtigt, indem die Wahrnehmungsaufgaben des Betrachters auf mammographischen Bildern ausgeführt wurden. Dies ist notwendig, weil die anatomischen und pathologischen Strukturen die Wahrnehmungsleistung aufgrund von Maskierungs- und Crowding-Effekten beeinflussen.

Umgesetzt wurde dies mit Hilfe nicht-anatomischer Zielreize: mit einer Orientierungsdiskrimination von Gabor-Mustern und – als Variante – einer Identifikation von Ziffern.

Die Zielobjekte wurden in einem Mammogramm dargeboten. Der Betrachter hatte dabei einen – durch einen Fixationskreis – vorgegebenen Bildbereich zu fokussieren, damit die Kontrastschwellen für den *fovealen* Teil des Gesichtsfelds gemessen werden.

Mammogramme sind von einer großen Strukturvielfalt geprägt, von feinen Mikroverkalkungen und Verästelungen bis hin zu großflächigen Gewebsbereichen. Da sich die Wahrnehmung eines großflächigen, groben Objekts mit entsprechend niedrigen Ortsfrequenzen nicht aus der Wahrnehmung feiner Objekte mit hohen Ortsfrequenzen ableiten lässt, muss die Untersuchung der Kontrastwahrnehmung in der Konsequenz für eine Menge von gegebenen Ortsfrequenzen erfolgen. Variiert wurden dementsprechend neben dem Kontrast der Zielobjekte, bei den Gabor-Mustern die Ortsfrequenz und bei den Ziffern die Größe. Die in dieser Arbeit genutzten Ortsfrequenzen von 1 bis 16 Perioden pro Sehwinkelgrad entsprechen dabei angenähert den Ziffergrößen von 1,0 bis 0,0625 Sehwinkelgrad bei einem Abstand von 57 cm zwischen Betrachter und Monitor.

Die Zielobjekte wurden einem Mammogramm für die begrenzte Dauer von 720 ms überlagert. Unter Verwendung einer adaptiven psychophysikalischen Prozedur wurden die Schwellen für jede der dargebotenen Ortsfrequenzen bzw. Objektgrößen gemessen und daraus die Kontrastempfindlichkeitswerte berechnet.

Die Messungen wurden mit einer technischen und räumlichen Ausstattung vorgenommen, wie sie in der radiologischen Befundungspraxis üblich sind. Dazu gehören insbesondere die Darstellung an Graustufenmonitoren mit  $\geq 5$  MP Auflösung und die Einrichtung einer entsprechenden Beleuchtung, die Beleuchtungsstärken von  $\geq 10$  lx ermöglicht und Blendungen der Lichtquellen auf den Monitoren vermeidet.

In einer Probandenstudie mit acht Teilnehmern im Alter von 25 bis 65 Jahren wurde die Anwendung der MCS-Methode im Kontext der Mammographiebefundung untersucht. Dabei hat sich die Notwendigkeit zum Einbezug des anatomischen Hintergrunds in die Messungen bestätigt. Die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen, die bei Messungen auf einem Mammogramm bestimmt wurden, ließen sich nicht aus den Kontrastempfindlichkeitsfunktionen der Messungen auf einem homogenen Bild ableiten.

Wird die MCS-Methode auf Mammogrammen mit unterschiedlicher Gewebecharakteristik angewendet, so zeigen sich Unterschiede im Niveau der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen. Da aber keine signifikanten Unterschiede in der Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktionen beobachtet wurden, kann davon ausgegangen werden, dass die MCS-Methode unter Vernachlässigung des Niveauunterschieds mit verschiedenen Mammogrammen benutzt werden kann. Dennoch sollte innerhalb einer Studie auf Mammogramme mit ähnlicher Gewebecharakteristik zurückgegriffen werden.

Die Wahl des Zielobjekts und der Wahrnehmungsaufgabe hat einen charakteristischen Einfluss auf die gemessenen Kontrastempfindlichkeiten. Für die Diskrimination von Gabor-Mustern ist die Kontrastempfindlichkeit generell höher als für die Identifikation von Ziffern. Da die Varianz in den Messergebnissen bei der Verwendung von Ziffern geringer war als bei Messungen mit Gabor-Mustern, bietet es sich an, die MCS-Methode in der Praxis mit der Aufgabe zur Zifferidentifikation anzuwenden.

In der Befundungspraxis sind Beleuchtungsstärken von etwa 10 lx üblich. Zu Beginn der Messungen der Kontrastschwellen eines Probanden muss sich der Proband an diese

---

Lichtverhältnisse anpassen. Ein Einfluss dieses Adaptationsvorgangs auf die gemessenen Kontrastempfindlichkeiten wurde nicht festgestellt.

Die Beleuchtungsstärke im Befundungsraum beeinflusst nichtsdestotrotz die Kontrastwahrnehmung. In einem Teil der Probandenstudie wurden die Messungen bei Beleuchtungsstärken zwischen 10 und 90 lx durchgeführt. Dabei zeigte sich, dass die Kontrastempfindlichkeit der meisten Probanden erst bei Beleuchtungsstärken von mehr als 10 lx maximal war. Eine absolute Empfehlung für eine Beleuchtungsstärke kann mit den Ergebnissen der Studie aber nicht ausgesprochen werden, da die Probanden auf die getesteten Beleuchtungsstärken unterschiedlich reagierten.

In der Studie wurde außerdem untersucht, inwiefern sich die Verwendung von Einblendungen zur Abdeckung peripherer Bildbereiche auf die Kontrastempfindlichkeit auswirkt. Weder Verbesserungen noch Verschlechterungen der Kontrastempfindlichkeit wurden beobachtet. Die jeweilige Wahrnehmungsaufgabe erschien allerdings auf Mammogrammen mit Einblendungen subjektiv nur mit höherer Anstrengung lösbar zu sein.

Ein Vergleich mit Studien, in denen radiologische Wahrnehmungsaufgaben gelöst werden mussten, ergab, dass die mit der MCS-Methode gemessenen Werte hinsichtlich der Lage des Maximums der Kontrastempfindlichkeitsfunktion eine gute Annäherung an die Kontrastempfindlichkeitsfunktionen bei der Diskrimination von Tumoren zeigen. Damit sind – obwohl in der MCS-Methode keine radiologischen Wahrnehmungsaufgaben gestellt werden – valide Ergebnisse für die Befundungspraxis zu erwarten.

Die MCS-Methode lässt sich für verschiedenste Fragestellungen einsetzen. Neben Untersuchungen für die grundlegende Wahrnehmungsforschung hat die Methode das Potenzial, Studien zur Evaluierung von Werkzeugen der Bildverarbeitung und -darstellung zu vereinfachen und zu verkürzen. Insbesondere die Wahl der mammographischen Fälle und der Probanden kann erleichtert werden, da keine radiologische Expertise erforderlich ist. Auch Studien zur Optimierung der Befundungsumgebung und damit auch der Beleuchtung und der Applikationsgestaltung können durch die Anwendung der MCS-Methode sinnvoll unterstützt werden. Damit öffnet sich ein Zugang zur Quantifizierung und zum Verständnis des Einflusses diverser Parameter auf das Kontrastempfinden.



---

## Literaturverzeichnis

---

- [AAP05] AAPM American Association of Physicists in Medicine Task Group 18: *Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems*, 2005. AAPM on-line report No. 03.
- [ACSK03] Arenson, R.L., Chakraborty, D.P., Seshadri, S.B. und Kundel, H.L.: *The digital imaging workstation*. Journal of Digital Imaging, 16(1):142–162, 2003.
- [AF08] Allard, R. und Faubert, J.: *The noisy-bit method for digital displays: Converting a 256 luminance resolution into a continuous resolution*. Behaviour Research and Therapy, 40:735–743, 2008.
- [AMO+04] Awai, K., Murao, K., Ozawa, A., Komi, M., Hayakawa, H., Hori, S. und Nishimura, Y.: *Pulmonary nodules at chest CT: Effect of computer-aided diagnosis on radiologists' detection performance*. Radiology, 230:347–352, 2004.
- [And96] Anderson, J.R.: *Kognitive Psychologie: eine Einführung*. Spektrum Akademischer Verlag; Heidelberg, 1996.
- [And05] Andriole, K.P.: *Display monitors for digital medical imaging*. Journal of the American College of Radiology, 2(6):543–546, 2005.
- [AP08a] Apelt, D. und Peitgen, H.O.: *Contrast sensitivity in mammographic softcopy Reading - Determination with psychophysical procedures*. In: Krupinski, E.A. (Herausgeber): *IWDM 2008: Proceedings of the 9th International Workshop on Digital Mammography*, Seiten 756–763. Springer, LNCS 5116, 2008.
- [AP08b] Apelt, D. und Peitgen, H.O.: *Determination of contrast sensitivity for mammographic softcopy reading*. In: *Bildverarbeitung für die Medizin, Informatik Aktuell*, Seiten 458–462. Springer, 2008.
- [ARFK+09] Apelt, D., Rascher-Friesenhausen, R., Klein, J., Strasburger, H., Preim, B. und Peitgen, H.O.: *Impact of luminance distribution in the visual field on foveal contrast sensitivity in the context of mammographic softcopy reading*. In: *Medical Imaging: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Band 7263 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 72630B.1–72630B.9. Springer, 2009.

- [Art09] Artinis: *Artinis Contrast-Detail Phantom CDMAM 3.4*, 2009. [http://www.artinis.com/cdmam34\\_discription.htm#](http://www.artinis.com/cdmam34_discription.htm#).
- [ASRF<sup>+</sup>09a] Apelt, D., Strasburger, H., Rascher-Friesenhausen, R., Klein, J. und Preim, B.: *Generalizing the evaluation of medical image processing tools by use of Gabor patterns*. *Methods of Information in Medicine*, 48(4):331–335, 2009.
- [ASRF<sup>+</sup>09b] Apelt, D., Strasburger, H., Rascher-Friesenhausen, R., Klein, J., Preim, B. und Peitgen, H.O.: *Contrast sensitivity in mammographic softcopy reading*. In: O’Malley, N. (Herausgeber): *Medical Imaging: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Band 7263 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 726318.1–726318.11. Springer, 2009.
- [ASRF<sup>+</sup>09c] Apelt, D., Strasburger, H., Rascher-Friesenhausen, R., Klein, J., Preim, B. und Peitgen, H.O.: *Recognition of detail in mammography*. In: O’Malley, N. (Herausgeber): *Medical Imaging: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Band 7263 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 72631B.1–72631B.8. Springer, 2009.
- [ASY<sup>+</sup>05] Asai, Y., Shintani, Y., Yamaguchi, M., Uemura, M., Matsumoto, M. und Kanamori, H.: *Evaluation of grey-scale standard display function as a calibration tool for diagnostic liquid crystal display monitors using psychophysical analysis*. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43:319–324, 2005.
- [Bac07] Bach, M.: *Freiburg Visual Acuity Test*, 2007. <http://www.michaelbach.de/fract/index.html>.
- [Bac08] Bach, M.: *Die Hermann-Gitter-Täuschung: Lehrbucherklärung widerlegt*. *Der Ophthalmologe*, 2008.
- [BAE00] Bochud, F.O., Abbey, C.K. und Eckstein, M.P.: *Visual signal detection in structured backgrounds. III. Calculation of figures of merit for model observers in statistically nonstationary backgrounds*. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science*, 17(2):193–205, 2000.
- [Bar99] Barten, P.G.J.: *Contrast Sensitivity of the human eye and its effects on image quality*. *SPIE Press Monograph Vol. PM72*, 1999.
- [Bau04] Baumgartner, N.: *Der Effekt von Polarität der Textdarstellung und Umgebungsbeleuchtung auf die Performanz und psychophysiologische Beanspruchung bei Bildschirmarbeit*. *Dissertation, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf*, 2004.
- [BB67] Bartleson, C.J. und Breneman, E.J.: *Brightness perception in complex fields*. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science*, 57:953–957, 1967.

- [Bea89] Beaudot, W.H.A.: *The role of sensory adaptation in the retina*. The Journal of Experimental Biology, 146:39–62, 1989.
- [Bea96] Beaudot, W.H.A.: *Sensory coding in the vertebrate retina: towards an adaptive control of visual sensitivity*. Network: Computation in Neural Systems, 7:317–323, 1996.
- [Bec03] Becker, N.: *Epidemiological aspects of cancer screening in Germany*. Journal of Cancer Research and Clinical Oncology, 129:691–702, 2003.
- [BF03] Boynton, G.M. und Finney, E.M.: *Orientation-specific adaptation in human visual cortex*. The Journal of Neuroscience, 23(25):8781–8787, 2003.
- [BGS01] Boycott, B.B., Gegenfurtner, K.R. und Sharpe, L.T.: *Color vision: From genes to perception*. Cambridge University Press, 2001.
- [BHW02] Bird, C.M., Henning, G.B. und Wichmann, F.A.: *Contrast discrimination with sinusoidal gratings of different spatial frequency*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science, 19(7):1267–1273, 2002.
- [BJGF92] Bassett, L.W., Jahanshahi, R., Gold, R.H. und Fu, Y.S.: *Mammographie - Ein Fall-Atlas*. Deutscher Ärzte-Verlag Köln, 1992.
- [BJJ99] Burgess, A.E., Jacobson, F.L. und Judy, P.F.: *Detection of lesions in mammographic structure*. In: Krupinski, E. A. (Herausgeber): *Medical Imaging: Image Perception and Performance*, Band 3663 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 304–315, 1999.
- [BJJ01a] Burgess, A.E., Jacobson, F.L. und Judy, P.F.: *Human observer detection experiments with mammograms and power-law noise*. Medical Physics, 28(4):419–437, 2001.
- [BJJ01b] Burgess, A.E., Jacobson, F.L. und Judy, P.F.: *On the difficulty of detecting tumors in mammograms*. In: Insana, M.F. und Leahy, R.M. (Herausgeber): *Information Processing in Medical Imaging, LNCS 2082*, Seiten 1–11. Springer, Berlin Heidelberg, 2001.
- [BJJ03] Burgess, A.E., Jacobson, F.L. und Judy, P.F.: *Mass discrimination in mammography: Experiments using hybrid images*. Academic Radiology, 10:1247–1256, 2003.
- [BK98] Bach, M. und Kommerell, G.: *Sehschärfestimmung nach Europäischer Norm: wissenschaftliche Grundlagen und Möglichkeiten der automatischen Messung*. Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde, 212(4):190–195, 1998.

- [BL96] Burgess, A.E. und Li, H.: *Signal detection performance with pseudocolor display*. Nicht veröffentlichtes Dokument, 1996.
- [BM99] Bolin, M.R. und Meyer, G.: *A visual difference metric for realistic image synthesis*. In: Rogowitz, B.E. und Pappas, T.N. (Herausgeber): *Human Vision and Electronic Imaging IV*, Band 3644 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 106–120, 1999.
- [BMS97] Bach, M., Meigen, T. und Strasburger, H.: *Raster-scan cathode ray tubes for vision research – limits of resolution in space, time and intensity, and some solutions*. *Spatial Vision*, 10:403–414, 1997.
- [Bon99] Bonk, U. (Herausgeber): *Breast cancer – International recommendations for an objective diagnosis*. Urban & Fischer Verlag, München, Jena, 1999.
- [BP90] Barth, V. und Prechtel, K.: *Atlas der Brustdrüse und ihrer Erkrankungen. Synopsis von Klinik, Morphologie und Radiologie unter Berücksichtigung spezieller Untersuchungsverfahren*. Enke; Stuttgart, 1990.
- [BPR02] Brainard, D.H., Pelli, D.G. und Robson, T.: *Display characterization*. In: Hornak, J. (Herausgeber): *Encyclopedia of Imaging Science and Technology*, Seiten 172–188. Wiley, 2002.
- [Bra93] Braun, G.: *Grundlagen der visuellen Kommunikation*. Stiebner Verlag, 1993.
- [Bra03] Braun, J.: *Wieviel Aufmerksamkeit braucht die Wahrnehmung?* In: *Beiträge zur 6. Tübinger Wahrnehmungskonferenz*. Knirsch, Kirchentellinsfurt, 2003.
- [BSB07] Betts, L.R., Sekuler, A.B. und Bennett, P.J.: *The effect of aging on orientation discrimination*. *Vision Research*, 47:1769–1780, 2007.
- [BSDH<sup>+</sup>06] Bacher, K., Smeets, P., De Hauwere, A., Voet, T., Duyck, P., Verstraete, K. und Thierens, H.: *Image quality performance of liquid crystal display systems: Influence of display resolution, magnification and window setting on contrast-detail detection*. *European Journal of Radiology*, 58:471–479, 2006.
- [Bun95] Bundesärztekammer: *Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik*. <http://www.bundesaerztekammer.de/30/Richtlinien/Leitidx/Roentgenpdf.pdf>, 1995.
- [BVHV95] Bochud, F.O., Verdun, F.R., Hessler, C. und Valley, J.F.: *Detectability of radiological images: The influence of anatomical noise*. In: Kundel, H. L. (Herausgeber): *Medical Imaging: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Band 2436 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 156–164, 1995.

- 
- [BVV<sup>+</sup>97] Bochud, F.O., Verdun, F.R., Valley, J.F., Hessler, C. und Moeckli, R.: *Importance of anatomical noise in mammography*. In: Kundel, H. L. (Herausgeber): *Medical Imaging: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Band 3036 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 74–80, 1997.
- [BVV<sup>+</sup>99] Bochud, F.O., Valley, J.F., Verdun, F.R., Hessler, C. und Schnyder, P.: *Estimation of the noisy component of anatomical backgrounds*. *Medical Physics*, 26(7):1365–1370, 1999.
- [BWK<sup>+</sup>08] Bach, M., Wesemann, W., Kolling, G., Bühren, J., Krastel, H. und Schiefer, U.: *Photopisches Kontrastsehen: Örtliche Kontrastempfindlichkeit*. *Der Ophthalmologe*, 105:46–59, 2008.
- [BZR98] Barth, E., Zetzsche, C. und Rentschler, I.: *Intrinsic two-dimensional features as textons*. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science*, 15:1723–1732, 1998.
- [C<sup>+</sup>01] Chan, H.P. *et al.*: *Digital mammography: Observer performance study of the effects of pixel size on the characterization of malignant and benign microcalcifications*. *Academic Radiology*, 8:454–466, 2001.
- [Car02] Carrino, J.A.: *Digital image quality: A clinical perspective*, 2002. 44th AAPM Annual Meeting, Montréal.
- [CBPM06] Crespi, A., Bonsignore, F., Paruccini, N. und Macchi, I.: *Grayscale calibration and quality assurance of diagnostic monitors in a PACS system*. *La Radiologia medica*, 111:863–875, 2006.
- [CFBS99] Cederberg, R.A., Frederiksen, N.L., Benson, B.W. und Shulman, J.D.: *Influence of the digital image display monitor on observer performance*. *Dentomaxillofacial Radiology*, 28(4):203–207, 1999.
- [Cha19] Chalmers, S.D.: *Recognition of detail*. *Transactions of the Optical Society*, 20(9):297–314, 1919.
- [CKTR03] Chakrabarti, K., Kaczmarek, R.V., Thomas, J.A. und Romanyukha, A.: *Effect of room illuminance on monitor black level luminance and monitor calibration*. *Journal of Digital Imaging*, 16(4):350–355, 2003.
- [CLL01] Chung, S.T.L., Levi, D.M. und Legge, G.E.: *Spatial-frequency and contrast properties of crowding*. *Vision Research*, 41(14):1833–1850, 2001.
- [Clu00] Clunie, D.: *DICOM softcopy presentation state storage and print presentation LUT*. In: *NEMA Seminar SPIE MI*, 2000.
-

- [Clu05] Clunie, D.: *Digital mammography: Interoperability, transfer between enterprises, archival, compression and disaster recovery*. In: *SCAR - EWBC Breast Forum*, 2005.
- [CNN99] Cox, M.J., Norman, J.H. und Norman, P.: *The effect of surround luminance on measurements of contrast sensitivity*. *Ophthalmic & Physiological Optics: The journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 19(5):401–414, 1999.
- [Col02] Collett, D.: *Modelling binary data*. CRC Press, 2002.
- [CPSH07] Chawla, A.S., Pollard, B., Samei, E. und Hashimoto, N.: *Effect of increased ambient lighting on detectability - A psychophysical study*. In: Horii, S.C. und Andriole, K.P. (Herausgeber): *Medical Imaging: PACS and Imaging Informatics*, Band 6516 der Reihe *Proc SPIE*, Seite 651617. Springer, 2007.
- [CR68] Campbell, F.W. und Robson, J.G.: *Application of Fourier analysis to the visibility of gratings*. *The Journal of Physiology*, 197:551–556, 1968.
- [CS07] Chawla, A.S. und Samei, E.: *Ambient illumination revisited: A new adaptation-based approach for optimizing medical imaging reading environments*. *Medical Physics*, 34(1), 2007.
- [DC06] Devlin, K. und Chalmers, A.: *Visual calibration and correction for ambient illumination*. *ACM Transactions on Applied Perception*, 3(4):429–452, 2006.
- [DHHR99] Dronkers, D.J., Hendriks, J.H.C.L., Holland, R. und Rosenbusch, G. (Herausgeber): *Radiologische Mammadiagnostik*. Thieme; Stuttgart, New York, 1999.
- [DHW08] Delahunt, P.B., Hardy, J.L. und Werner, J.S.: *The effect of senescence on orientation discrimination and mechanism tuning*. *Journal of Vision*, 8(3):5.1–5.9, 2008.
- [Die06] Diekmann, F.: *Einsatz der digitalen Mammographie in der Brustkrebsdiagnostik: Technische Entwicklungen, experimentelle und klinische Ergebnisse*. Universitätsmedizin Berlin, 2006. Habilitationsschrift.
- [DOG09] DOG: *Empfehlungen der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft zur Qualitätssicherung bei sinnesphysiologischen Untersuchungen und Geräten*, 2009. [http://www.dog.org/publikationen/EmpfehlungSinnesphysUntersuchungsmeth\\_Version\\_1.pdf](http://www.dog.org/publikationen/EmpfehlungSinnesphysUntersuchungsmeth_Version_1.pdf).
- [DS97] Dorais, A. und Sagi, D.: *Contrast masking effects change with practice*. *Vision Research*, 37(13):1725–1733, 1997.

- 
- [DS01] Dannemiller, J.L. und Stephens, B.R.: *Asymmetries in contrast polarity processing in young human infants*. Journal of Vision, 1:112–125, 2001.
- [E+02] Evertsz, C.J.G. *et al.*: *Bildschirmbefundung bei der Screening-Mammographie in Europa: Die SCREEN und SCREEN-TRIAL Projekte*. electro-medica, 70(2):173–180, 2002.
- [EAW97] Eckstein, M.P., Ahumada, Jr., A.J. und Watson, A.B.: *Visual signal detection in structured backgrounds. II. Effects of contrast gain control, background variations, and white noise*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science, 14(9):2406–2419, 1997.
- [EB08] Evertsz, C.J.G. und Bödicker, A.: *Presentation method, presentation device and computer program for presenting an image of an object*, 2008. <http://www.freepatentsonline.com/20080044067.html>, Patent Nummer 20080044067.
- [EDHS03] Essock, E.A., DeFord, J.K., Hansen, B.C. und Sinai, M.J.: *Oblique stimuli are seen best (not worst!) in naturalistic broad-band stimuli: A horizontal effect*. Vision Research, 43:1329–1335, 2003.
- [EMPS08] Eisenbarth, W., MacKeben, M., Poggel, D.A. und Strasburger, H.: *Characteristics of dynamic processing in the visual field of patients with age-related maculopathy*. Graefe’s Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology, 246(1):27–37, 2008.
- [EW96] Eckstein, M.P. und Whiting, J.S.: *Visual signal detection in structured backgrounds. I. Effect of number of possible spatial locations and signal contrast*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science, 13(9):1777–1787, 1996.
- [FE00] Furmanski, C.S. und Engel, S.A.: *An oblique effect in human primary visual cortex*. Nature Neuroscience, 3:535–536, 2000.
- [Fec60] Fechner, G.T.: *Elemente der Psychophysik*. Breitkopf und Härtel, Leipzig, 1860.
- [FG03] Findlay, J.M. und Gilchrist, I.D.: *Active vision: The psychology of looking and seeing*. Oxford University Press, 2003.
- [FG06] Frazor, R.A. und Geisler, W.S.: *Local luminance and contrast in natural images*. Vision Research, 46(10):1585–1598, 2006.
- [FHVM05] Fletcher-Heath, L. und Van Metter, R.: *Quantifying the performance of human and software CDMAM phantom image observers for the qualification of digital mammography systems*. In: Flynn, Michael J. (Herausgeber): *Physics of Medical Imaging*, Band 5745 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 486–498, 2005.

- [Fis00] Fischer, U.: *Lehratlas der MR-Mammographie*. Thieme; Stuttgart, 2000.
- [Fis03] Fischer, U.: *Mammographiebefundung nach BI-RADS<sup>TM</sup> - Illustrierte Anleitung zur einheitlichen Befunderstellung*. Thieme; Stuttgart, 2003.
- [FKBE99] Flynn, M.J., Kanicki, J., Badano, A. und Eyler, W.R.: *High-fidelity electronic display of digital radiographs*. Radiographics, 19:1653–1669, 1999.
- [Fly03] Flynn, M.J.: *Visual requirements for high-fidelity display*. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics, Seiten 103–107, 2003.
- [FOH+02] Funke, M., Obenauer, S., Hermann, K.P., Fischer, U. und Grabbe, E.: *Softcopy- versus Hardcopybefundung in der digitalen Mammographie*. Der Radiologe, (42):265–269, 2002.
- [FvDFH96] Foley, J., Dam, A. van, Feiner, S.K. und Hughes, J.F.: *Computer graphics - Principles and practice*. Addison-Wesley Professional, 1996.
- [GCI+06] Goo, J.M., Choi, J.Y., Im, J.G., Lee, H.J., Chung, M.J., Han, D., Park, S.H., Kim, J.H. und Nam, S.H.: *Effect of monitor luminance and ambient light on observer performance in soft-copy reading of digital chest radiographs*. European Journal of Radiology, 58:471–479, 2006.
- [GE 05] GE Medical Systems: *Digitale Mammographie, Medizintechnik et al.; Senographie 2000D*, 2005. [http://www.gemedicalsystemseurope.com/eude/rad/xr/education/dig\\_xray\\_iq.html](http://www.gemedicalsystemseurope.com/eude/rad/xr/education/dig_xray_iq.html).
- [Geg03] Gegenfurtner, K.R.: *Gehirn & Wahrnehmung*. Fischer Taschenbuch Verlag; Frankfurt am Main, 2003.
- [Ges97] Gescheider, G.A.: *Psychophysics: The fundamentals*. Lawrence Erlbaum Associates, Inc.; New Jersey, 1997.
- [Gin87] Ginsburg, A.: *The visualization of diagnostic images*. Radiographics, 7(6):1251–1260, 1987.
- [Gol02] Goldstein, E.B.: *Wahrnehmungspsychologie*. Spektrum Akademischer Verlag; Heidelberg, Berlin, 2002.
- [GP98] García-Pérez, M.A.: *Forced-choice staircases with fixed step sizes: Asymptotic and small-sample properties*. Vision Research, 38:1861–1881, 1998.
- [GP01] García-Pérez, M.A.: *Yes-no staircases with fixed step sizes: Psychometric properties and optimal setup*. Optometry and Vision Science, 78(1):56–64, 2001.

- [GPAQ05] García-Pérez, M.A. und Alcalá-Quintana, R.: *Sampling plans for fitting the psychometric function*. The Spanish Journal of Psychology, 8(2):256–289, 2005.
- [GSEF00] Graf, B., Simon, U., Eickmeyer, F. und Fiedler, V.: *IK versus 2K monitor: A clinical alternative free-response receiver operating characteristic study of observer performance using pulmonary nodules*. AJR. American Journal of Roentgenology, 174:1067–1074, 2000.
- [Har86] Harvey, L.O. jr.: *Efficient estimation of sensory thresholds*. Behavior Research Methods, Instruments, & Computers, 18(6):623–632, 1986.
- [HB07] Hillis, J.M. und Brainard, D.H.: *Distinct mechanisms mediate visual detection and identification*. Current Biology, 17:1714–1719, 2007.
- [HBB<sup>+</sup>05] Håkansson, M., Båth, M., Börjesson, S., Kheddache, S. und Flinck, A.: *Nodule detection in digital chest radiography: Effect of nodule location*. Radiation Protection Dosimetry, 114:92–96, 2005.
- [Hen02] Hentschel, H.J. (Herausgeber): *Licht und Beleuchtung: Grundlagen und Anwendungen der Lichttechnik*. Hüthig Heidelberg, 2002.
- [HF86] Hood, D.C. und Finkelstein, M.A.: *Sensitivity to light*. In: K.R. Boff, L. Kaufman und Thomas, J.P. (Herausgeber): *Handbook of perception and human performance*, Seiten 5–1 – 5–66. J. Wiley, New York, 1986.
- [HH06] Hansen, B.C. und Hess, R.F.: *Discrimination of amplitude spectrum slope in fovea and parafovea and the local amplitude distributions of natural scene imagery*. Journal of Vision, 6:696–711, 2006.
- [Hil00] Hillstrom, A.P.: *Repetition effects in visual search*. Perception & Psychophysics, 62(4):800–817, 2000.
- [HK00] Höntsch, I. und Karam, L.J.: *Locally adaptive perceptual image coding*. IEEE Transactions on Image Processing, 9(9), 2000.
- [HKS96] Heywang-Köbrunner, S.H. und Schreer, I.: *Bildgebende Mammadiagnostik: Untersuchungstechnik, Befundmuster und Differentialdiagnostik in Mammographie, Sonographie und Kernspintomographie*. Thieme; Stuttgart, New York, 1996.
- [HKS03] Heywang-Köbrunner, S.H. und Schreer, I.: *Bildgebende Mammadiagnostik: Untersuchungstechnik, Befundmuster, Differenzialdiagnose und Interventionen*. Thieme; Stuttgart, New York, 2003.
- [HN08] Hocevar, S. und Niger, G.: *Reinstating Floyd-Steinberg: Improved metrics for quality assessment of error diffusion algorithms*. In: *Proceedings of the 3rd international conference on Image and Signal Processing*, Seiten 38–45. Springer, LNCS 5099, 2008.

- [Hoe99] Hoeppe, G.: *Blau - Die Farbe des Himmels*. Spektrum Akademischer Verlag; Heidelberg, Berlin, 1999.
- [Hof03] Hoffman, D.D.: *Visuelle Intelligenz - Wie die Welt im Kopf entsteht*. Deutscher Taschenbuch Verlag, München, 2003.
- [Hol09] Hologic: *SecurView DX and SecurView RT workstation - User guide / administrator guide*, 2009.
- [HOS<sup>+</sup>06] Huda, W., Ogden, K.M., Scalzetti, E.M., Dance, D.R. und Bertrand, E.A.: *How do lesion size and random noise affect detection performance in digital mammography?* Academic Radiology, 13:1355–1366, 2006.
- [HTBI05] Hoeschen, C., Tischenko, O., Buhr, E. und Illers, H.: *Comparison of technical and anatomical noise in digital thorax x-ray images*. Radiation Protection Dosimetry, 114:75–80, 2005.
- [IKKH08] Ichikawa, K., Kawashima, H., Kimura, N. und Hasegawa, M.: *Clinical usefulness of super high-resolution liquid crystal displays using independent sub-pixel driving technology*. In: Krupinski, E.A. (Herausgeber): *IWDM 2008: Proceedings of the 9th International Workshop on Digital Mammography*, Seiten 84–90. Springer, LNCS 5116, 2008.
- [ISI<sup>+</sup>02] Ishihara, S., Shimamoto, K., Ikedac, M., Katoa, K., Moria, Y., Ishiguchia, T. und Ishigakia, T.: *CRT diagnosis of pulmonary disease: influence of monitor brightness and room illuminance on observer performance*. Computerized Medical Imaging and Graphics: the Official Journal of the Computerized Medical Imaging Society, 26:181–185, 2002.
- [JW06] Jäkel, F. und Wichmann, F.A.: *Spatial four-alternative forced-choice method is the preferred psychophysical method for naïve observers*. Journal of Vision, 6:1307–1322, 2006.
- [Kae91] Kaernbach, C.: *Simple adaptive testing with the weighted up-down method*. Perception & Psychophysics, 49:227–229, 1991.
- [Kae01] Kaernbach, C.: *Adaptive threshold estimation with unforced-choice tasks*. Perception & Psychophysics, 63(8):1377–1388, 2001.
- [Kas98] Kastner, S.: *Mechanismen gerichteter Aufmerksamkeit im visuellen Cortex: Evidenzen von fNMR-Studien*. In: *Beiträge zur 1. Tübinger Wahrnehmungskonferenz*. Knirsch, Kirchentellinsfurt, 1998.
- [KBDR03] Krupinski, E.A., Berger, W.G., Dallas, W.J. und Roehrig, H.: *Searching for nodules: what features attract attention and influence detection?* Academic Radiology, 10:861–868, 2003.

- 
- [Kes58] Kesten, H.: *Accelerated Stochastic Approximation*. The Annals of Mathematical Statistics, 29(1):41–59, 1958.
- [KHI<sup>+</sup>03] Kosara, R., Healey, C.G., Interrante, V., Laidlaw, D.H. und Ware, C.: *User studies: why, how, and when?* IEEE Computer Graphics and Applications, 23(4):20–25, 2003.
- [KK07] Krupinski, E.A. und Kallergi, M.: *Choosing a radiology workstation: Technical and clinical considerations*. Radiology, 242(3):671–682, 2007.
- [KKJN98] Krupinski, E.A., Kundel, H.L., Judy, P.F. und Nodine, C.F.: *Key issues for image perception research*. Radiology, 209:611–612, 1998.
- [KRTN93] Kukkonen, H., Rovamo, J., Tiippana, K. und Näsänen, R.: *Michelson contrast, RMS contrast and energy of various spatial stimuli at threshold*. Vision Research, 33(10):1431–1436, 1993.
- [Kru96] Krupinski, E.A.: *Visual scanning patterns of radiologists searching mammograms*. Academic Radiology, 3(2):137–144, 1996.
- [Kru00] Krupinski, E.A.: *The importance of perception research in medical imaging*. Radiation Medicine, 18(6):329–334, 2000.
- [Kru02] Krupinski, E.A.: *Medical image perception: Influence of monitor quality on observer performance*. In: *Quality assurance – Meeting the challenge in the digital medical enterprise*, Seiten 141–153. Society for Computer Applications in Radiology, 2002.
- [Kru03] Krupinski, E.A.: *The future of image perception in radiology: Synergy between humans and computers*. Academic Radiology, 10(8):1–3, 2003.
- [Kru06a] Krupinski, E.A.: *The digital reading room and its impact on the radiologist*. Business Briefing: Future Directions in Imaging 2006, Seiten 60–62, 2006.
- [Kru06b] Krupinski, E.A.: *Technology and perception in the 21st-century reading room*. Journal of the American College of Radiology, 3:433–440, 2006.
- [Lac06] Lachenmayr, B.: *Gesichtsfeld und Verkehr – Wie funktioniert das periphere Sehen?* Der Ophthalmologe, 103:373–381, 2006.
- [Law03] Law, B.: *Eye movements in a virtual laparoscopic training environment*. Dissertation, Simon Fraser University, 2003.
- [LB97] Li, H. und Burgess, A.E.: *Evaluation of signal detection performance with pseudocolor display and lumpy backgrounds*. In: Kundel, H.L. (Herausgeber): *Medical Imaging: Image Perception*, Band 3036 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 143–149, 1997.

- [Lee01] Leek, M.R.: *Adaptive procedures in psychophysical research*. Perception & Psychophysics, 63(8):1279–1292, 2001.
- [LEj02] Lingelbach, B. und Ehrenstein jr., W.H.: *Das Hermann-Gitter und die Folgen*. Deutsche Optikerzeitung, 5:13–20, 2002.
- [Lev08] Levi, D.M.: *Crowding—an essential bottleneck for object recognition: a mini-review*. Vision Research, 48(5):635–654, 2008.
- [LF80] Legge, G.E. und Foley, J.M.: *Contrast masking in human vision*. Journal of the Optical Society of America, 70(12):1458–1471, 1980.
- [Lil93] Lillesæter, O.: *Complex contrast, a definition for structured targets and backgrounds*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science, 10(12):2453–2457, 1993.
- [LLH06] Larsson, J., Landy, M.S. und Heeger, D.J.: *Orientation-selective adaptation to first- and second-order patterns in human visual cortex*. Journal of Neurophysiology, 95:862–881, 2006.
- [LMT+04] Lehmkuhl, L., Mulzer, J., Teichgraeber, U., Gillessen, C., Ehrenstein, T. und Rieke, J.: *Evaluation der Abbildungsqualität unterschiedlicher Befundungsmodalitäten in der digitalen Radiologie*. RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 176:1031–1038, 2004. Thieme; Stuttgart, New York.
- [M+01] Macmillan, N.A. et al.: *Special issue: Psychometric functions and adaptive methods*. In: *Perception & Psychophysics*, Seiten 1277–1455. Psychonomic Society Publications, 2001.
- [MA04] Moise, A. und Atkins, M.S.: *Design requirements for radiology workstations*. Journal of Digital Imaging, 17(2):92–99, 2004.
- [Mar86] Marko, H.: *Methoden der Systemtheorie: Die Spektraltransformationen und ihre Anwendungen*. Springer; Berlin, Heidelberg, 1986.
- [MBE+06] McEntee, M., Brennan, P., Evanoff, M., Phillips, P., O Connor, W.T. und Manning, D.: *Optimum ambient lighting conditions for the viewing of soft-copy radiological images*. In: Jiang, Y. und Eckstein, M. P. (Herausgeber): *Medical Imaging: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Band 6146 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 61460W–1 – 61460W–9, 2006.
- [MeV09] *MeVisLab*, 2009. <http://www.mevislab.de/>.
- [MGK05] Manning, D.J., Gale, A. und Krupinski, E.A.: *Perception research in medical imaging*. The British Journal of Radiology, 78:683–685, 2005.

- [MP03] Müller-Plath, G.: *Verbessert eine räumliche Fokussierung der Aufmerksamkeit die Objekterkennung?* In: *Beiträge zur 6. Tübinger Wahrnehmungskonferenz*. Knirsch, Kirchentellinsfurt, 2003.
- [MPKP02] Majaj, N.J., Pelli, D.G., Kurshan, P. und Palomares, M.: *The role of spatial frequency channels in letter identification*. *Vision Research*, 42(9):1165–1184, 2002.
- [MSN<sup>+</sup>00] Müller, T., Stotzka, R., Neiber, H.J., Eppler, W. und Gemmeke, H.: *Bildgebende Verfahren in der Diagnose des Mammakarzinoms*. *Nachrichten - Forschungszentrum Karlsruhe*, 32(1-2):19–26, 2000.
- [MT03] Mello-Thoms, C.: *Perception of breast cancer: Eye-position analysis of mammogram interpretation*. *Academic Radiology*, 10:4–12, 2003.
- [MT06] Mello-Thoms, C.: *The problem of image interpretation in mammography: effects of lesion conspicuity on the visual search strategy of radiologists*. *The British Journal of Radiology*, 79:S111–S116, 2006.
- [MT08] Mello-Thoms, C.: *How much agreement is there in the visual search strategy of experts reading mammograms?* *Progress in Biomedical Optics and Imaging*, 9(34):691704.1–691704.9, 2008.
- [MTC04] Mello-Thoms, C. und Chapman, B.: *A preliminary report on the role of spatial frequency analysis in the perception of breast cancers missed at mammography screening*. *Academic Radiology*, 11:894–908, 2004.
- [MTDN<sup>+</sup>02] Mello-Thoms, C., Dunn, S., Nodine, C.F., Kundel, H.L. und Weinstein, S.P.: *The perception of breast cancer: What differentiates missed from reported cancers in mammography?* *Academic Radiology*, 9:1004–1012, 2002.
- [MTH05] Mello-Thoms, C. und Hardesty, L.: *How does lesion conspicuity affect visual search strategy in mammogram reading?* In: *Medical Imaging: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Band 5749 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 86–93. Springer, 2005.
- [MTNK03] Mello-Thoms, C., Nodine, C.F. und Kundel, H.L.: *The problem of image interpretation in mammography: How do radiologists see what they think they see?* In: Peitgen, H.O. (Herausgeber): *Digital Mammography - IWDM 2002. 6th International Workshop on Digital Mammography*, Seiten 557–561. Springer, 2003.
- [N<sup>+</sup>01] Nodine, C.F. *et al.*: *Blinded review of retrospectively visible unreported breast cancers: An eye-position analysis*. *Radiology*, 221(1):122–129, 2001.
- [Nat04] National Electrical Manufacturers Association: *Digital Imaging and Communication in Medicine - DICOM*, 2004.

- [New98] News, Medic@al: *Ausgabe 4*, 1998. [http://wwwde.kodak.com/DE/de/health/mediNews/04\\_1998/eb2.shtml](http://wwwde.kodak.com/DE/de/health/mediNews/04_1998/eb2.shtml).
- [NMTKW02] Nodine, C.F., Mello-Thoms, C., Kundel, H.L. und Weinstein, S.P.: *Time course of perception and decision making during mammographic interpretation*. AJR. American Journal of Roentgenology, 179(4):917–923, 2002.
- [Off05] Offis: *Konsistenz der Bilddarstellung - Zwei neue DICOM-Dienste*, 2005. <http://dicom.offis.de/dispcns.php.de>.
- [Ohz05] Ohzawa, I.: *Make Your Own Campbell-Robson Contrast Sensitivity Chart*, 2005. [http://ohzawa-lab.bpe.es.osaka-u.ac.jp/ohzawa-lab/izumi/CSF/A\\_JG\\_RobsonCSFchart.html](http://ohzawa-lab.bpe.es.osaka-u.ac.jp/ohzawa-lab/izumi/CSF/A_JG_RobsonCSFchart.html).
- [Omo90] Omohundro, S.M.: *Floyd-Steinberg Dithering*. Technischer Bericht, International Computer Science Institute, Berkeley, California, 1990.
- [ORB07] Osaka, N., Rentschler, I. und Biederman, I. (Herausgeber): *Object recognition, attention, and action*. Springer, Tokyo, 2007.
- [OSS83] Owsley, C., Sekuler, R. und Siemsen, D.: *Contrast sensitivity throughout adulthood*. Vision Research, 23(7):689–699, 1983.
- [P+00a] Pisano, E.D. et al.: *Image processing algorithms for digital mammography: A pictorial essay*. Radiographics, 20:1479–1491, 2000.
- [P+00b] Pisano, E.D. et al.: *Radiologists' preferences for digital mammographic display*. Radiology, 216(3):820–830, 2000.
- [P+05] Pisano, E.D. et al.: *Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening*. The New England Journal of Medicine, 353:1–11, 2005.
- [PAL96] Peli, E., Arend, L. und Labianca, A.T.: *Contrast perception across changes in luminance and spatial frequency*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science, 13(10):1953–1959, 1996.
- [PB01] Pineda, A.R. und Barrett, H.H.: *What does DQE say about lesion detectability in digital radiography?* In: Antonuk, L.E. und Yaffe, M.J. (Herausgeber): *Physics of Medical Imaging*, Band 4320 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 561–569, 2001.
- [PB07] Preim, B. und Bartz, D.: *Visualization in medicine: Theory, algorithms, and applications*. Elsevier Inc., 2007.
- [PBdW+01] Perry, N., Broeders, M., Wolf, C. de, Törnberg, S. und Schouten, J.: *European guidelines for quality assurance in mammography screening, Third Edition*. Office for Official Publications of the European Communities, 2001. Luxembourg.

- [PBdW<sup>+</sup>06] Perry, N., Broeders, M., Wolf, C. de, Törnberg, S., Holland, R., Karsa, L. von und Puthaar, E.: *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, Fourth Edition*. Office for Official Publications of the European Communities, 2006. Luxembourg.
- [PBKS04] Paget, L., Bräuer, R., Kupper, W. und Scott, G.: *Why is blue tinted back-light better?* In: *CARS*, Seite 1265, 2004.
- [PCD<sup>+</sup>08] Pollard, B.J., Chawla, A.S., Delong, D.M., Hashimoto, N. und Samei, E.: *Object detectability at increased ambient lighting conditions*. *Medical Physics*, 35(6):2204–2213, 2008.
- [PCHS08] Pollard, B.J., Chawla, A.S., Hashimoto, N. und Samei, E.: *Breast mass detection under increased ambient lighting*. In: *IWDM 2008: Proceedings of the 9th International Workshop on Digital Mammography*, Seiten 243–248, Berlin, Heidelberg, 2008. Springer.
- [PD05] Prasad, V.S.N und Domke, J.: *Gabor filter visualization*. Technischer Bericht, University of Maryland, 2005. <http://www.cs.umd.edu/class/spring2005/cmsc838s/assignment-projects/gabor-filter-visualization/report.pdf>.
- [Pel90] Peli, E.: *Contrast in complex images*. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science*, 7(10):2032–2040, 1990.
- [Pel97] Peli, E.: *In search of a contrast metric: Matching the perceived contrast of Gabor patches at different phases and bandwidths*. *Vision Research*, 37(23):3217–3224, 1997.
- [PF99] Pelli, D.G. und Farell, B.: *Why use noise?* *Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science*, 16(3):647–653, 1999.
- [Pia08] Pianykh, O.S.: *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). A Practical Introduction and Survival Guide*. Springer; Berlin Heidelberg, 2008.
- [PMBH02] Pärtan, G., Mayrhofer, R., Bräuer, R. und Hruby, W.: *LCD-Monitore in der diagnostischen Bildgebung*. *electromedica*, 70(2):181–184, 2002.
- [Pol08] Pollmann, S.: *Allgemeine Psychologie*. Ernst Reinhardt Verlag, 2008.
- [PP00] Putz, R. und Pabst, R. (Herausgeber): *Atlas der Anatomie des Menschen, Bd. 2*. Urban & Fischer Verlag; München, Jena, 2000.
- [Při01] Příklad, J.: *Radiosity methods driven by human perception*. Dissertation, TU Wien, 2001.

- [PTF<sup>+</sup>07] Pelli, D.G., Tillman, K.A., Freeman, J., Su, M., Berger, T.D. und Majaj, N.J.: *Crowding and eccentricity determine reading rate*. Journal of Vision, 7(2):1–36, 2007.
- [PZ88] Porat, M. und Zeevi, Y.Y.: *The generalized Gabor scheme of image representation in biological and machine vision*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 10:452–468, 1988.
- [R D07] R Development Core Team: *R: A Language and Environment for Statistical Computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, 2007. <http://www.R-project.org>, ISBN 3-900051-07-0.
- [RCK<sup>+</sup>04] Roehrig, H., Chawla, A., Krupinski, E.A., Fan, J. und Ghandi, K.: *Why should you calibrate your display?* In: Doty, F.P., Barber, H.B. und Roehrig, H. (Herausgeber): *Penetrating Radiation Systems and Applications V*, Band 5199 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 181–192, 2004.
- [REJ01] Riesmeier, J., Eichelberg, M. und Jensch, P.: *Bildqualität und Bildkonsistenz im DICOM-Umfeld*. DICOM-Anwendertreffen Mainz, 2001. <http://www.uni-mainz.de/FB/Medizin/Radiologie/agit/veranstaltung/pdf/offis3.pdf>.
- [RKHP06] Rexilius, J., Kuhnigk, J.M., Hahn, H.K. und Peitgen, H.O.: *An application framework for rapid prototyping of clinically applicable software assistants*. In: *GI Jahrestagung*, Band 93 der Reihe *Lecture Notes in Informatics*, Seiten 522–528. Springer, 2006.
- [Rob08] Robert Koch-Institut und die Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V.: *Krebs in Deutschland 2003-2004. Häufigkeiten und Trends*, 2008. 6. bearbeitete Auflage. Berlin.
- [Röh67] Röhler, R.: *Informationstheorie in der Optik*. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft; Stuttgart, 1967.
- [Ros73] Rose, A.: *Vision: human and electronic*. Plenum Press; New York, 1973.
- [RR04] RöFo-Redaktion: *Möglichkeiten der Mammadiagnostik*. RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 176, 2004. Thieme; Stuttgart, New York.
- [RS91] Ross, J. und Speed, H.D.: *Contrast adaptation and contrast masking in human vision*. Proceedings of the Royal Society of London. Series B. Biological sciences, 246(1315):61–70, 1991.
- [RTR04] Richter, H.J. und Trilux-Redaktionsteam: *Planungshilfe: Beleuchtung von Arbeitsstätten in Innenräumen*. Technischer Bericht, TRILUX-LENZE GmbH + Co KG, 2004.

- [S<sup>+</sup>05] Samei, E. *et al.*: *Assessment of display performance for medical imaging systems: Executive summary of AAPM TG18 report*. Medical Physics, 32(4):1205–1225, 2005.
- [S<sup>+</sup>06] Siegel, E. *et al.*: *Digital mammography image quality: Image quality*. Journal of the American College of Radiology, 3:615–627, 2006.
- [Sam05] Samei, E.: *AAPM/RSNA physics tutorial for residents – Technical and psychophysical considerations for digital mammographic displays*. Radiographics, 25:491–501, 2005.
- [SBW<sup>+</sup>97] Smirnakis, S.M., Berry, M.J., Warland, D.K., Bialek, W. und Meister, M.: *Adaptation of retinal processing to image contrast and spatial scale*. Nature, 386(6):69–73, 1997.
- [SC05] Schiller, P.H. und Carvey, C.E.: *The Hermann grid illusion revisited*. Perception, 34(11):1375–1397, 2005.
- [Sch05] Schöfer, H.: *Experimentelle Untersuchung der Eignung unterschiedlicher Monitortypen zur Befundung von digitalen Röntgenbildern*. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität zu München, 2005.
- [SFPE03] Samei, E., Flynn, M.J., Peterson, E. und Eyler, W.R.: *Subtle lung nodules: Influence of local anatomic variations on detection*. Radiology, 228:76–84, 2003.
- [SH05] Sawant, A.P. und Healey, C.G.: *A survey of display device properties and visual acuity for visualization*. Technischer Bericht, North Carolina State University, 2005.
- [SHR91] Strasburger, H., Harvey, Jr., L.O. und Rentschler, I.: *Contrast thresholds for identification of numeric characters in direct and excentric view*. Perception & Psychophysics, 49:495–508, 1991.
- [Sie01] Siegel, S.: *Nichtparametrische statistische Methoden*. Verlag Dietmar Klotz; Eschborn bei Frankfurt am Main, 2001.
- [SIJ72] Stromeyer III, C.F. und Julesz, B.: *Spatial-frequency masking in vision: Critical bands and spread of masking*. Journal of the Optical Society of America, 62(10):1221–1232, 1972.
- [SM00] Schumann, H. und Müller, W.: *Visualisierung - Grundlagen und allgemeine Methoden*. Springer; Berlin Heidelberg, 2000.
- [SM05] Simpson, W.A. und McFadden, S.M.: *Spatial frequency channels derived from individual differences*. Vision Research, 45:2723–2727, 2005.

- [SM08] Strasburger, H. und Malania, M.: *Source confusion is a major cause of crowding*. Perception ECVP Abstract Supplement, Seite 82, 2008.
- [SP94] Solomon, J.A. und Pelli, D.G.: *The visual filter mediating letter identification*. Letters to Nature, 369(2):395–397, 1994.
- [SP02] Strasburger, H. und Pöppel, E.: *Visual field*. In: Adelman, G. und Smith, B.H. (Herausgeber): *Encyclopedia of Neuroscience*. Elsevier Science B.V., Amsterdam, New York, 2002.
- [Spi94] Spillmann, L.: *The Hermann grid illusion: A tool for studying human perceptive field organization*. Perception, 23(6):691–708, 1994.
- [SR96] Strasburger, H. und Rentschler, I.: *Contrast-dependent dissociation of visual recognition and detection fields*. The European Journal of Neuroscience, 8:1787–1791, 1996.
- [SR06] Solso, R.L. und Reiss, M.: *Kognitive Psychologie*. Springer, 2006.
- [SRH94] Strasburger, H., Rentschler, I. und Harvey, Jr., L.O.: *Cortical magnification theory fails to predict visual recognition*. The European Journal of Neuroscience, 6:1583–1588, 1994.
- [SS83] Swift, D.J. und Smith, R.A.: *Spatial frequency masking and Weber's Law*. Vision Research, 23(5):495–505, 1983.
- [SS90] Stender, H.S. und Stieve, F.E. (Herausgeber): *Bildqualität in der Röntgendiagnostik*. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 1990.
- [SS00] Stender, H.S. und Stieve, F.E. (Herausgeber): *Bildqualität in der radiologischen Diagnostik: Kriterien, Qualitätssicherung, Erfahrungen*. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 2000.
- [SS03] Saunders, R.S. und Samei, E.: *A method for modifying the image quality parameters of digital radiographic images*. Medical Physics, 30(11):3006–3017, 2003.
- [SSH04] Saunders, R.S., Samei, E. und Hoeschen, C.: *Impact of resolution and noise characteristics of digital radiographic detectors on the detectability of lung nodules*. Medical Physics, 31(6):1603–1613, 2004.
- [Str97] Strasburger, H.: *R-Contrast: Rapid measurement of recognition contrast thresholds*. Spatial Vision, 10(4):495–498, 1997.
- [Str01] Strasburger, H.: *Invariance of the psychometric function for character recognition across the visual field*. Perception & Psychophysics, 63(8):1356–1376, 2001.

- 
- [Str03] Strasburger, H.: *Indirektes Sehen - Formerkennung im zentralen und peripheren Gesichtsfeld*. Hogrefe-Verlag, Göttingen, Bern, Toronto, Seattle, 2003.
- [Str04] Strahlenschutzkommission: *Digitale Mammographie in der kurativen Anwendung und im Screening*, 2004. Stellungnahme der Strahlenschutzkommission, <http://www.ssk.de>.
- [Str05] Strasburger, H.: *Unfocussed spatial attention underlies the crowding effect in indirect form vision*. *Journal of Vision*, 5(11):1024–1037, 2005.
- [Str06] Strahlenschutzkommission: *Blendung durch natürliche und neue künstliche Lichtquellen und ihre Gefahren - Wissenschaftliche Begründung zur Empfehlung der Strahlenschutzkommission*. <http://www.ssk.de/werke/volltext/2006/ssk0601.pdf>, 2006.
- [STT06] Snowden, R., Thompson, P. und Troscianko, T.: *Basic Vision: An introduction to visual perception*. Oxford University Press Inc., New York, 2006.
- [SW04] Schulz-Wendtland, R.: *Leitliniengerechte Mammadiagnostik aus der Sicht des Radiologen*. *Zentralblatt für Gynäkologie*, 126(03), 2004.
- [Tap05] Tapiovaara, M.: *Image quality measurements in radiology*. *Radiation Protection Dosimetry*, 117:116–119, 2005.
- [TBWK05] Terzi, E., Bühren, J., Wesemann, W. und Kohnen, T.: *Das „Frankfurt-Freiburg Contrast and Acuity Test System“ (FF-CATS)*. *Der Ophthalmologe*, 102:507–513, 2005.
- [TCD<sup>+</sup>08] Toomey, R.J., Curran, K., D’Helft, C., Joyce, M.B., Stowe, J., Ryan, J.T., McEntee, M.F., Manning, D.J. und Brennan, P.C.: *Visual adaptation: softcopy image contribution to the observer’s field of view*. In: Berkman, S. und Manning, D.J. (Herausgeber): *Medical Imaging: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Band 6917 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 69170O – 69170O–6, 2008.
- [TD02] Tabar, L. und Dean, P.B.: *Lehratlas der Mammographie*. Thieme; Stuttgart, New York, 2002.
- [TG80] Treisman, A.M. und Gelade, G.: *A feature-integration theory of attention*. *Cognitive Psychology*, 12:97–136, 1980.
- [Tre95] Treutwein, B.: *Adaptive psychophysical procedures. Minireview*. *Vision Research*, 35(17):2503–2522, 1995.
- [TS98] Tanaka, Y. und Sagi, D.: *Long-lasting, long-range detection facilitation*. *Vision Research*, 38:2591–2599, 1998.

- [TS99] Treutwein, B. und Strasburger, H.: *Fitting the psychometric function*. Perception & Psychophysics, 61(1):87–106, 1999.
- [TT97] Tolhurst, D.J. und Taddmor, Y.: *Band-limited contrast in natural images explains the detectability of changes in the amplitude spectra*. Vision Research, 37(23):3203–3215, 1997.
- [vCS04] Campenhausen, C. von und Schramme, J.: *Psychophysik des Farbsehens*, 2004. <http://www.didaktik.physik.uni-erlangen.de/vortrag/campenha/start.htm>.
- [vE+03] Engen, R. van *et al.*: *Addendum on digital mammography - to chapter 3 of the European guidelines for quality assurance in mammography screening*. EUREF Nijmegen, 2003.
- [Ver05] Verzani, J.: *Using R for introductory statistics*. Chapman & Hall/CRC, 2005.
- [vEVT+05] Engeland, S. van, Varela, C., Timp, S., Snoeren, P.R. und Karssemeijer, N.: *Using context for mass detection and classification in mammograms*. In: Eckstein, M.P. und Jiang, Y. (Herausgeber): *Medical Imaging: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Band 5749 der Reihe *Proc SPIE*, Seiten 94–102, 2005.
- [Vor00] Vorberg, D.: *Wann wirken bewusste Reize anders als unbewusste?* In: *Beiträge zur 3. Tübinger Wahrnehmungskonferenz*. Knirsch, Kirchentellinsfurt, 2000.
- [WA05] Watson, A.B. und Ahumada, Jr., A.J.: *A standard model for foveal detection of spatial contrast*. Journal of Vision, 5:717–740, 2005.
- [War04] Ware, C.: *Information visualization - Perception for design*. Morgan Kaufmann Publishers, San Francisco, 2004.
- [Wat85] Watanabe, S.: *Pattern recognition: human and mechanical*. John Wiley & Sons, New York, 1985.
- [WB04] Wade, C. und Brennan, P.C.: *Assessment of monitor conditions for the display of radiological diagnostic images and ambient lighting*. The British Journal of Radiology, 77:465–471, 2004.
- [WBHS04] Wang, Z., Bovik, A.C., Hamid, R.S. und Simoncelli, E.P.: *Image quality assessment: From error visibility to structural similarity*. In: *IEEE Transactions on Image Processing* 13(4), 2004.
- [Wes02] Wesemann, W.: *Die Grenzen der Sehschärfe*. Deutsche Optikerzeitung, 2:32–38, 2002.

- [WG98] Wang, J. und Gray, J.E.: *Detection of small low-contrast objects in mammography: Effect of viewbox masking and luminance*. AJR. American Journal of Roentgenology, 170:105–108, 1998.
- [WL04] Welsch, N. und Liebmann, C.C.: *Farben - Natur, Technik, Kunst*. Spektrum Akademischer Verlag, München, 2004.
- [WMP83] Wilson, H.R., McFarlane, D.K. und Phillips, G.C.: *Spatial frequency tuning of orientation selective units estimated by oblique masking*. Vision Research, 23(9):873–882, 1983.
- [WS97] Watson, A.B. und Solomon, J.A.: *Model of visual contrast gain control and pattern masking*. Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image Science, 14(9):2379–2391, 1997.
- [WSKH<sup>+</sup>06] Wirth, S., Schöfer, H., Kotsianos-Hermle, D., Körner, M., Lucke, A., Pfeifer, K.J., Reiser, M. und Treitl, M.: *Vergleich unterschiedlicher Bildwiedergabegeräte bei der Erkennung von Niedrigkontrastdetails in digitalen Radiographien*. RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 178:698–705, 2006. Thieme; Stuttgart, New York.
- [ZB90] Zetzsche, C. und Barth, E.: *Fundamental limits of linear filters in the visual processing of two-dimensional signals*. Vision Research, 30(7):1111–1117, 1990.
- [ZPS<sup>+</sup>88] Zimmerman, J.B., Pizer, S.M., Staab, E.V., Perry, J.R., McCartney, W. und Brenton, B.C.: *An evaluation of the effectiveness of adaptive histogram equalization for contrast enhancement*. IEEE Transactions on Medical Imaging, 7(4):304–312, 1988.