

Interner Bericht
DESY F58-74/1
August 1974

DESY-Bibliothek
23. OKT. 1974

Analyse, Berechnung und Korrektur von
Bildstörungen bei Gammakameraaufnahmen

von

H.-E. Niekrens

Analyse, Berechnung und Korrektur von
Bildstörungen bei Gammakameraaufnahmen

Experimentelle physikalische Diplomarbeit
des Fachbereichs Physik

von

Hans-Eckart Niekrens

Hamburg 1974

ZUSAMMENFASSUNG

=====

Mit dem System ISAAC (8) können Gammakamerabilder digital erfaßt, bearbeitet und rechnergestützt ausgewertet werden. Bei der Erzeugung und Übertragung der Bildinformation entstehen Fehler, die sich als Bildrauschen, begrenzte Ortsauflösung, ortsabhängige Kameraempfindlichkeit und aktivitätsabhängige Bildverschiebung auswirken. Diese Bildfehler werden gemessen und ihre Ursachen analysiert. Das Bildrauschen und die Ortsabhängigkeit der Kameraakzeptanz können durch Bildbearbeitungsoperationen ausgeglichen werden. Zur Reduktion des Bildrauschens werden hier Filter in Form einer gewichteten Mittelwertbildung auf Bilder angewandt und ihre Eigenschaften als Funktion der Bildparameter Strukturstärke, Aufnahmestatistik, Bildauflösung untersucht. Zur Akzeptanzkorrektur werden die Bilder mit einer Korrekturmatrix multipliziert, die sich aus dem Bild einer homogenen Strahlungsverteilung berechnen läßt. Als Voraussetzung für die Beurteilung der Signifikanz von Bildstrukturen und Auswertungsergebnissen wird der Bildfehler nach verschiedenen Stadien der Bildbearbeitung berechnet. Die Fehlerberechnungen werden an Messungen überprüft. Weiter werden verschiedene qualitative und quantitative optische Darstellungsmöglichkeiten für rechnergespeicherte Gammakamerabilder diskutiert. Aus den Untersuchungen folgt, daß man mit einem strukturberücksichtigenden Glättungsverfahren oder einer Bildglättung mit Filtern mittlerer Stärke den größten Gewinn an Bildinformation erzielen kann. Die Erkennbarkeit der Bildinformation kann durch Subtraktion von Bildschwellen wesentlich verbessert werden.

INHALTSVERZEICHNIS

=====

Zusammenfassung

- 1 Rahmen und Ziele
 - 1.1 Gewinnung und Auswertung szintigraphischer Daten
 - 1.2 Das System ISAAC
 - 1.3 Problemstellung
- 2 Erzeugung und Übertragung des Bildes
 - 2.1 Art der Übertragungsfehler und deren Messung
 - 2.2 γ -Emission
 - 2.3 Der Datenübertragungsweg
 - 2.3.1 Durchstrahlung des Gewebes
 - 2.3.2 Der Kollimator
 - 2.3.3 Der Kristall
 - 2.3.4 Die Photomultiplier
 - 2.3.5 Das Kapazitätsnetzwerk
 - 2.3.6 Der Pulshöhenanalysator
 - 2.3.7 Die Analog-Digital-Wandler
 - 2.4 Messungen
 - 2.4.1 Die innere Ortsauflösung
 - 2.4.2 Die geometrische Ortsauflösung
 - 2.4.3 Die Wirkung des Energiefensters
 - 2.4.4 Die Kameraakzeptanz
 - 2.4.5 Die Bildverschiebung
 - 2.5 Zusammenstellung der Fehlerquellen

- 3 Bildbearbeitung
- 3.1 Die Auswirkung von Übertragungsfehlern auf die
 Bildinformation, die Messung der
 Zuverlässigkeit der Bildinformation
 und Möglichkeiten zur Erhöhung der Bildinformation
- 3.2 Glättung statistischer Bildschwankungen
- 3.3 Der Bildfehler nach Glättung
- 3.4 Korrektur der Akzeptanzschwankungen
- 3.5 Der Bildfehler nach Akzeptanzkorrektur und nach
 Anwendung mehrerer Bildoperationen
- 3.6 Untersuchungen zur Bestimmung der optimalen Filter
- 3.6.1 Abhängigkeit des optimalen Filters von der Bildstatistik
- 3.6.2 Abhängigkeit des optimalen Filters von
 der Bildraasterung
- 3.6.3 Abhängigkeit des optimalen Filters von der Bildstruktur
- 3.6.4 Vergleich verschiedener Glättungsmethoden.
- 3.7 Untersuchungen zur Bestimmung der Bildfehler
- 3.7.1 Der statistische Restfehler nach Glättung
- 3.7.2 Der strukturabhängige Fehler
- 3.7.3 Der statistische Fehler nach Akzeptanzkorrektur
- 3.7.4 Größenvergleich der Fehlerkomponenten
- 3.8 Sichtbarmachung von Szintigrammen
- 3.8.1 Die optimale Bildauflösung
- 3.8.2 Optische Darstellungsmethoden
- 4 Schlußfolgerungen
- 5 Literaturverzeichnis
- 6 Abbildungsverzeichnis

7 Anhang

7.1 Programmstruktur und Datenverwaltung des Systems ISAAC

7.2 Die Ortsbestimmung von Kristallszintillationen
mit der Gammakamera

1 RAHMEN UND ZIELE

=====

1.1 Gewinnung und Auswertung szintigraphischer Daten

In der Szintigraphie, einem Teilgebiet der Nuklearmedizin, werden Organe auf Form und Funktion untersucht. Die dazu nötige Information wird im Prinzip auf folgende Weise gewonnen:

Man verabreicht dem Patienten eine radioaktiv markierte Verbindung, von der man weiß, daß sie sich in dem zu untersuchenden Organ bevorzugt anreichert und typische Eigenschaften aufweist. Beispielsweise reichert sich Technetium bevorzugt in Hirntumoren an, während sich Jodverbindungen für das Studium der Nierenfunktion eignen. Über die Verteilung der Konzentration des Radioisotops im Gewebe erhält man Aufschluß durch Nachweis seiner Gammastrahlung (^{99m}Tc : 140 keV, ^{131}J : 365 keV).

In der konventionellen Diagnostik werden die erfaßten Daten als Bilder dargestellt, die die Konzentrationsverteilung des Radioisotops als Helligkeitsverteilung wiedergeben. Solche Bilder heißen Szintigramme. In der Szintigraphie gibt es zwei prinzipiell verschiedene Geräte zur Gewinnung von Szintigrammen: den Scanner und die Gammakamera. Um in einem Szintigramm ein örtliches Auflösungsvermögen zu erreichen, wird die aus dem Körper tretende Strahlung zuerst kollimiert.

Beim Scanner dient als Kollimator ein Bleirohr, das nur Strahlung durchläßt, die unter der Rohröffnung parallel zur Rohrachse emittiert wird. Hinter den Kollimator ist ein Strahlungsdetektor geschaltet. Auf Papier oder Film wird an einer dem Kollimatorort

entsprechenden Stelle eine Schwärzung erzeugt. Der Grad der Schwärzung ist proportional der registrierten Aktivität. Man erhält das Bild der Aktivitätsverteilung, indem der Detektor über die ganze interessierende Gewebepartie geführt wird.

Demgegenüber ist die Gammakamera, die in Kap.2 ausführlich beschrieben wird, mit einem stationären Detektor ausgerüstet. Dieser Detektor ist so dimensioniert, daß er die kollimierte Strahlung aus einer Kreisfläche von typischerweise 30cm Durchmesser erfaßt, ohne bewegt zu werden. Eine dem NaJ-Detektor nachgeschaltete Elektronik bestimmt die Ortskoordinaten eines jeden Zerfallsereignisses und gibt sie in Form von analogen Spannungsimpulsen aus. Nach jedem Ereignis wird auf einem Bildschirm ein Punkt hellgesteuert, der dem Ereignisort entspricht. Die Photographie des Bildschirms über die Aufnahme-dauer hinweg ergibt das konventionelle Szintipfoto. Abb.1 zeigt das Szintipfoto eines seitlich aufgenommenen Hirns. (Die nicht interessierende Nasen-Kieferpartie rechts unten wurde abgedeckt).

Die Diagnose stützt sich auf Form und Ausdehnung des zu untersuchenden Organs, sowie auf den zeitlichen Verlauf der Aktivität (6). Anomalien können sich als Verminderung (z.B. bei der Leber) oder als Anreicherung (Hirn) von Aktivität darstellen. Die lokale Aktivitätsanreicherung bei dem in Abb.1 dargestellten Hirn (Pfeil) wurde als Tumor diagnostiziert.

Diese Szintigramme werden im wesentlichen qualitativ ausgewertet. Die außerdem benötigte quantitative Information kann nur sehr beschränkt aus ihnen gewonnen werden. Der Einsatz eines Rechners für die Erfassung und Speicherung szintigraphischer Daten bietet demgegenüber folgende Möglichkeiten:

1. Schnelle quantitative Auswertung
2. Bearbeitung der Daten durch Anwendung mathematischer Operationen
3. Variable optische Darstellung der Daten

1.2 Das System ISAAC

Ein solches System für die interaktive Szintigramm-Aufnahme und -Auswertung mit einem Computer ist das System ISAAC. Abb.2 zeigt die zum System gehörende Maschinenkonfiguration. Die Gammakamera ist über eine Anschlußelektronik mit einem Kleinrechner vom Typ PDP 8/E verbunden. Um die hohen Datenraten bei der Szintigrammaufnahme bewältigen zu können, wurde der Rechner mit einem 24K Kernspeicher und einem Plattenspeicher ausgerüstet. Auf dem Plattenspeicher sind die Systemprogramme abgelegt. Er dient außerdem der kurzfristigen Speicherung von Szintigrammen. Für die Langzeitspeicherung der Szintigramme werden Magnetbänder verwendet. Die interaktive Auswertung kann entweder direkt am Bildschirm des Sichtgerätes mit dem Lichtstift (Lightpen) oder vom Fernschreiber aus vorgenommen werden. Die Information des Bildschirms kann auf den Speicheroszillographen übertragen werden und von dem Kopiergerät als Papierbild ausgegeben werden. Zur Ausgabe alphanumerischer Daten dient die Schreibmaschine.

ISAAC bietet dem Arzt verschiedene Möglichkeiten, aus szintigraphischen Daten diagnostische Information zu gewinnen:

-variable Datenerfassung

Im Histogramm-Mode können die Daten schon während der Aufnahme im Kernspeicher zu einem Szintigramm zusammengesetzt werden. Im

Gegensatz dazu werden bei dem Sequenz-Mode alle Ereigniskoordinaten nach vorwählbaren Zeitabschnitten mit Zeitmarken gekennzeichnet und auf dem Plattenspeicher gesammelt. Aus den so markierten Daten lassen sich Aussagen über die Zeitabhängigkeit des Stoffwechselverhaltens gewinnen.

- Bildbearbeitung

Nach der Aufnahme werden auf die Daten Operationen angewandt, die statistische Intensitätsschwankungen vermindern und die ortsabhängige Kameraempfindlichkeit ausgleichen.

ISAAC gestattet dem Arzt, das Szintigramm direkt am Bildschirm mit einem Lichtstift oder von einem anderen Eingabegerät aus interaktiv zu verändern: er kann z.B. Schwellen setzen, um den Bilduntergrund abzuziehen und den interessierenden Intensitätsbereich auszublenden.

Neben der gewöhnlichen Szintigrammdarstellung, die dem Szintiphoto entspricht, sind noch folgende Möglichkeiten der optischen Darstellung verfügbar:

Die Szintigramme können in Form von Isointensitätslinien dargestellt werden, die Bilder können invertiert (Vertauschung von Hell und Dunkel) und differenziert werden (Sichtbarmachung der Differenzen zwischen Nachbarpunkten).

- Quantitative Datenauswertung

Auch die quantitative Auswertung erfolgt über den Dialog zwischen Arzt und Rechner am Bildschirm. Nachdem der Arzt mit dem Lichtstift Bildpunkte markiert hat, kann er sich Szintigrammschnitte durch diese Punkte auf dem Bildschirm ausgeben lassen. Nach der Markierung von Bildbereichen werden auf der Schreibmaschine Summe, Mittelwert, Maximum und Minimum der

Intensität dieser Bereiche ausgedrückt. Wenn es sich um Sequenzszintigramme handelt, kann die zeitliche Entwicklung der Strahlungsintensität in den markierten Bereichen in Form von Funktionskurven auf dem Bildschirm dargestellt werden.

Im Anhang 7.1 sind die Gliederung des Systems ISAAC in Programmmoduln und die Datenverwaltung beschrieben. Eine detailliertere Darstellung von ISAAC findet sich bei (8).

1.3 Problemstellung

Diese Arbeit hat zum Ziel, alle beim System ISAAC auftretenden Effekte, die die Bildinformation vermindern, zu analysieren und Methoden zur Erhöhung der Bildinformation zu untersuchen.

Daraus ergeben sich die im folgenden zu behandelnden Einzelprobleme:

1. Wie wirken sich die Ungenauigkeiten der verschiedenen Datenübertragungsglieder auf die szintigraphischen Daten aus?
2. Wie genau ist die Ortsbestimmung von γ -Ereignissen?
3. Wie müssen die Daten behandelt werden, damit künstliche Bildstrukturen beseitigt werden und im Objekt vorhandene Strukturen abgebildet werden?
4. Wie signifikant sind Bildstrukturen nach Anwendung verschiedener Bildbearbeitungsoperationen?
5. Wie müssen die szintigraphischen Daten dargestellt werden, damit die gesamte in den Daten enthaltene diagnostische Information erkannt werden kann?

2 Erzeugung und Übertragung des Bildes

=====

Auf dem Wege von der Erzeugung bis zur Registrierung durchlaufen die Daten eine Reihe von Umwandlungs- und Übertragungsgliedern. Jedes Glied des Datenweges besitzt eine begrenzte Genauigkeit und behaftet deshalb die Daten mit einem Fehler. Diese Übertragungsfehler wirken sich als Orts- und Intensitätsfehler bei der Registrierung der Strahlungsverteilung aus. Art und Größe der Fehlerbeiträge der Übertragungsglieder werden hier untersucht.

2.1 Art der Übertragungsfehler und deren Messung

Abb.3 zeigt das Szintigramm radioaktiver Punktquellen in verschiedenen Abständen. Man erkennt, daß die benutzte Gammakamera zwei Punkte unterhalb eines Abstandes von etwa 2cm nicht mehr auflösen kann. In Abb.4 ist ein Schnitt durch das Bild einer Punktquelle dargestellt. Der Punkt wird als Verteilung mit der Halbwertsbreite Γ abgebildet. Zwei Punkte werden genau dann getrennt, wenn ihr gegenseitiger Abstand größer ist als Γ . Deswegen dient die Halbwertsbreite der Punktverteilungskurve (im folgenden auch Auflösungsdistanz genannt) als Maß für die Ortsauflösung der Gammakamera.

Zufallsbedingte Fehler bei der Intensitätsmessung der γ -Strahlung werden wie üblich durch ihre Streuung angegeben.

2.2 γ -Emission

Die Emission von γ -Strahlung folgt der Poisson-Statistik

$$p(k) = \frac{m^k}{k!} e^{-m} \quad (1)$$

wobei m die mittlere Zahl der emittierten Quanten bedeutet. $p(k)$ ist die Wahrscheinlichkeit der Emission von k Quanten. Die Streuung der Poisson-Verteilung ist

$$\sigma = \pm \sqrt{m} \quad (2)$$

Die Bestimmung der Konzentration des Radioisotops in einem Objektelement durch Messung seiner Aktivität ist mit dem mittleren Fehler σ behaftet. Jeder Abbildung einer stetigen Konzentrationsverteilung sind deshalb Intensitätsschwankungen überlagert, die sich als Bildrauschen bemerkbar machen.

2.3 Der Datenübertragungsweg

In Abb.5 ist das Übertragungssystem als Blockdiagramm dargestellt. Die Gammastrahlung wandert eine Strecke durch Gewebe und trifft dann auf den Kollimator. Die Photonen, die den Kollimator passieren, werden in einem NaJ-Kristall nachgewiesen. Neunzehn über dem Kristall angeordnete Photomultiplier wandeln die im Kristall erzeugte Lichtenergie in elektrische Signale um. Das nachgeschaltete Kapazitätsnetzwerk reduziert die Photomultiplier-Signale zu vier Signalen (x^+, y^+, x^-, y^-) , aus denen in Analogrechnelementen zwei Ortskoordinaten (x, y) und ein Energiesignal (z) erzeugt werden. Das Energiesignal wird dazu benutzt, um mit Hilfe eines Pulshöhenanalysators gestreute Photonen auszublenden. Zwei Analog-Digitalwandler digitalisieren die Ortskoordinaten, damit sie vom Rechner übernommen werden können.

2.3.1 Durchstrahlung des Gewebes

Im allgemeinen muß die γ -Strahlung noch einige Zentimeter Gewebe durchdringen, bevor sie den Detektor erreicht. Dabei kann es zu einer Wechselwirkung zwischen Strahlung und Gewebe kommen. Sofern diese Wechselwirkung eine Ablenkung des γ -Quants aus seiner ursprünglichen Emissionsrichtung bewirkt, entsteht bei der Ortsbestimmung des Ereignisses ein Fehler.

Bei der Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie sind prinzipiell zu unterscheiden: Photoeffekt, Paarerzeugung, Comptonstreuung.

Durch Photoeffekt wird die γ -Strahlung in Absorbtionsprozessen geschwächt. Dieser Effekt erzeugt keinen Ortsfehler.

Der in der Szintigraphie verwendbare Energiebereich liegt zwischen 0,1MeV und 0,7MeV. Die für die Paarbildung nötige Energie $E_{\gamma} > 2m_e c^2 > 1\text{MeV}$ ($m_e c^2$ =Ruhenergie des Elektrons) kommt also nicht vor.

Die Comptonstreuung bewirkt einen Fehler in der Bestimmung des Ereignisortes. Die Größe des Ortsfehlers hängt ab vom Streuwinkel und der Häufigkeit auftretender Wechselwirkungen. Wasser und Gewebe sind in ihren physikalischen Eigenschaften ähnlich. Bei Wasser stellt die Comptonstreuung im Energiebereich zwischen 0,1MeV und 0,7MeV die häufigste Wechselwirkung dar. Die mittlere freie Weglänge von Photonen der typischen Energie 0,2MeV in Wasser beträgt 7,7cm. Diese Länge entspricht dem mittleren Weg, den registrierte Photonen im Gewebe zurückgelegt haben. Comptonstreuung im Gewebe ist deshalb ein meßbarer und zu berücksichtigender Störeffekt.

2.3.2 Der Kollimator

Um eine Abbildung des Objektes zu erreichen, wird die γ -Strahlung kollimiert. Die untersuchte Gammakamera ist mit zwei Arten von Kollimatoren ausgerüstet: Lochkollimator und Parallellochkollimator. Der Strahlengang des Lochkollimators entspricht dem der camera obscura. Wegen seiner geringen Lichtstärke kommt der Lochkollimator selten zur Anwendung.

Abb.6 zeigt den standardmäßig benutzten Parallellochkollimator im Längsschnitt. Er besteht aus einigen tausend parallel angeordneten Röhren. Die Röhrenwände (Septen) sind im allgemeinen aus Blei gefertigt. Beim Parallellochkollimator wird eine Abbildung des Objekts dadurch erreicht, daß nur solche Strahlung durchgelassen wird, die annähernd parallel zu den Röhren gerichtet ist. Die Parallelität und damit die Ortsauflösung ist um so besser, je länger und dünner die Röhren sind. Damit hat eine erhöhte Ortsauflösung eine verringerte Lichtstärke zur Folge, sodaß die Dimensionierung eines Kollimators einen Kompromiß zwischen diesen beiden Größen darstellt. Nach H.O.Anger(2) beträgt die durch die Kollimatordimensionen bedingte geometrische Auflösungsdistanz für Parallellochkollimatoren

$$\Gamma_g = d(a+b+c)/a \quad (3)$$

(a=Kollimatorhöhe, b=Abstand Objekt-Kollimator, c=Abstand Kollimator-Kristall, d=Lochradius. Die Bezeichnungen sind in Abb.6 eingetragen.)

Bei festem Röhrendurchmesser läßt sich die Lichtstärke auch dadurch erhöhen, daß die Septumstärke verringert wird. Mit der Verdünnung der Septen wächst jedoch die Zahl der Photonen, die

die Septen durchdringen. Für den Anteil I von γ -Strahlung der Intensität I_0 , der eine Materieschicht ohne Wechselwirkung durchdringt, gilt

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \xi} \quad (4)$$

wobei

$$\xi = \rho \cdot d$$
$$\mu = n \cdot \sigma / \rho$$

(ρ Dichte der Schicht, d Dicke der Schicht, n Anzahl der Atome pro Volumeneinheit, σ Wirkungsquerschnitt, μ Massenschwächungskoeffizient)

μ hängt von der Kernladungszahl des durchsetzten Mediums und der γ -Energie ab, weil der Wirkungsquerschnitt für Comptonstreuung und Photoeffekt von diesen Größen abhängt. Der Massenschwächungskoeffizient fällt bei Blei um drei Zehnerpotenzen ab, wenn die Energie der γ -Strahlung von 0,1 MeV auf 1 MeV erhöht wird. Bei fester Septumstärke d und damit festem ξ wächst deshalb die Zahl der Photonen, die die Septen durchdringen, mit der Energie sehr schnell. Oberhalb 0,7 MeV sind die Septen eines jeden Kollimators brauchbarer Lichtstärke für γ -Strahlung so stark durchlässig, daß in diesem Energiebereich wegen der schlechten Ortsauflösung keine Szintigraphie mehr möglich ist.

Um den Kompromiß zwischen Lichtstärke und Auflösungsvermögen optimal zu halten, gibt es für verschiedene Energiebereiche verschiedene Parallellochkollimatortypen, die sich durch ihre Septumstärke unterscheiden.

2.3.3 Der Kristall

Die kollimierte γ -Strahlung wird nachgewiesen in einem Tl-dotiertem NaJ-Kristall (Durchmesser 11,5 Zoll, Dicke 0,5 Zoll). Je nach Energie erzeugen die einfallenden Photonen durch Photoeffekt oder Comptoneffekt Elektronen, die dann als geladene Teilchen Lumineszenzlicht auslösen.

Im Energiebereich zwischen 0,1 MeV und 0,3 MeV geben die Photonen ihre Gesamtenergie hauptsächlich durch photoelektrische Absorption an den NaJ-Kristall ab. Ein Maß für die mit diesem Prozeß verbundene Ortsverfälschung des γ -Ereignisortes bildet die mittlere Reichweite des Photoelektrons. Nach Anger(1) beträgt die mittlere Reichweite von Photoelektronen, die durch 0,36 MeV-Photonen erzeugt wurden, 0,25 mm.

Im Energiebereich oberhalb 0,3 MeV überwiegt der Anteil der Comptonstreuung am totalen Wirkungsquerschnitt. Einfallende Photonen geben bei Compton-Streuprozessen solange Energie ab, bis sie durch Photoeffekt absorbiert werden. Für den Fall, daß ein Photon mehrere räumlich getrennte Szintillationen erzeugt, wählt die Gammakamera das Intensitätszentrum des Lichtes zur Bestimmung der Ereigniskoordinaten. In diesem Fall ist der Fehler bei der Bestimmung des γ -Ereignisortes der Entfernung zwischen dem Ort der ersten Streuung und dem Intensitätszentrum des Lichtes gleichzusetzen. H.O. Anger (1) hat mit Monte-Carlo Methoden berechnet, daß diese Strecke beim 0,5 Zoll-Kristall kleiner als 2,5 mm für 90% der Photonen ist, die die Abbildung vermitteln (Photopeakereignisse). Das gilt bis zu einer Energie von 0,66 MeV. Das γ -Quant kann außerdem mit dem Kristall in Wechselwirkung treten, indem es gestreut wird und dann den Kristall verläßt,

ohne die gesamte Energie E_γ abgegeben zu haben. Solche Ereignisse tragen nicht zum Photopeak bei. Sie geben zwar zunächst Anlaß zu einer falschen Ortsbestimmung, können aber später durch den Pulshöhenanalysator eliminiert werden.

Der hohe Brechungsindex des NaJ-Kristalls bewirkt eine Reflexion von Szintillationen am Kristallrand. Dadurch kommt die für Aufnahmen einer homogenen Aktivitätsverteilung typische Randerhöhung zustande.

2.3.4 Die Photomultiplier

Über dem Kristall sind 19 Photomultiplier hexagonal angeordnet. Sie wandeln das aus dem Kristall tretende Lumineszenzlicht in elektrischen Strom um.

Das vom Photomultiplier erzeugte Ausgangssignal N_{MP} ist prinzipiell proportional dem Energieverlust E_γ eines Photons im Szintillator. Alle Größen, die die Umwandlung von Photonenenergie in elektrischen Strom realisieren, sind aber mit statistischen Schwankungen behaftet: die Anzahl der im Kristall erzeugten Photonen (N_{PH}), die Anzahl der aus der Photoelektrode ausgelösten Photoelektronen (N_{PE}) und die Anzahl der Elektronen am Multipliaerausgang (N_{MP}), sodaß die Proportionalität nur für die Mittelwerte gilt:

$$E_\gamma \propto \overline{N_{PH}} \propto \overline{N_{PE}} \propto \overline{N_{MP}}$$

Wenn man für die Streuung von N_{MP} eine Normalverteilung annimmt, folgt für den relativen Fehler des Multipliaerausgangs:

$$\frac{\sqrt{N_{MP}}}{N_{MP}} = \frac{\sqrt{E_\gamma}}{E_\gamma} = \frac{1}{\sqrt{E_\gamma}} \quad (5)$$

Die 27-keV γ -Strahlung von ^{125}J z.B. löst nur ca. 27 Elektronen aus allen 19 Photokathoden aus. Damit fallen im Mittel 1,4 Photoelektronen auf einen Multiplier und der mittlere Fehler des Ausgangssignals beträgt 80%. Durch die Photomultiplierstatistik wird die untere Grenze der verwendbaren γ -Energie auf 0,1 MeV festgelegt.

Eine unterschiedliche Verstärkung durch nicht genau abgestimmte Hochspannung an allen Photomultipliern kann zu einer ortsabhängigen Kameraempfindlichkeit führen. Damit ist ein Fehler in der Intensitätsmessung der Strahlungsverteilung im Objekt verbunden.

2.3.5 Das Kapazitätsnetzwerk

Das Kapazitätsnetzwerk erzeugt zusammen mit den nachgeschalteten Analogsummierern aus den Photomultipliersignalen Signale für Ort und Energie der γ -Ereignisse (zur genauen Funktionsweise siehe Anhang 7.2). Der γ -Ereignisort wird im Prinzip bestimmt aus dem Zusammenhang zwischen der Lage der Photomultiplier und der Größe ihrer Ausgangssignale. Dabei wird vorausgesetzt, daß die Lichtintensität an einem Photomultiplier nur von seiner Entfernung zum Szintillationsort abhängt. Diese Bedingung ist nicht allgemein erfüllt, da die Zwischenräume zwischen den Multipliern mit Lichtreflektoren ausgefüllt sind (zur Bestimmung der γ -Energie darf kein Licht in den Zwischenräumen verlorengelassen), deren Geometrie die Lichtausbreitung beeinflusst. Die Folge ist eine ortsabhängige Kameraakzeptanz, also ein Fehler bei der Messung der Intensität der Strahlungsverteilung im Objekt.

Das Auftreten von Kapazitäten im Übertragungssystem verursacht

Ortsfehler in Form einer Verschiebung des gesamten Bildes. Für den zeitlichen Verlauf der Spannung an einem Kondensator der Kapazität C, der zur Zeit t_0 über einen Ohmschen Widerstand entladen wird, gilt:

$$U(t) = U(t_0) e^{-\frac{t}{RC}} \quad (6)$$

$U(t)$ fällt exponentiell mit einer Geschwindigkeit ab, die durch die Zeitkonstante RC bestimmt wird. $U(t)=0$ gilt streng erst für $t \rightarrow \infty$. Wenn beim Eintreten eines Ereignisses die Kondensatoren nicht entladen sind, baut sich der neue Spannungsimpuls auf einer erhöhten Grundlinie auf. Dies bedeutet eine Vergrößerung der Ortssignale und des Energiesignals. Als Folge verschiebt sich das Bild in positiver x- und y-Richtung. Der Ladungszustand der Kondensatoren zur Zeit der Registrierung eines Ereignisses hängt von dem mittleren zeitlichen Abstand zweier Ereignisse und damit von der Aktivität des Objektes ab. Um zwei Bilder punktweise vergleichen zu können (wie es bei der Akzeptanzkorrektur erforderlich ist), müssen diese Bilder bei gleicher Aktivität aufgenommen worden sein.

Kapazitäten treten im Netzwerk zur Ortsbestimmung und als Kopplung zwischen Gammakamera und Rechner auf.

2.3.6 Der Pulshöhenanalysator

Bei einer Szintigrammaufnahme tritt neben der bilderzeugenden Strahlung, die den schmalen Photopeak liefert, Untergrundstrahlung auf, die einen breiten Energiebereich überdeckt. Die Untergrundstrahlung rührt her von Comptonstreuung der γ -Strahlung im

Gewebe, Kollimator oder Kristall, von γ -emittierenden Verunreinigungen in der Umgebung des abzubildenden Objekts und zu einem geringen Teil von kosmischer Strahlung. Die Untergrundstrahlung trägt nicht zur Abbildung des Objekts bei. Wenn sie registriert wird, verschlechtert sich die Ortsauflösung. Da sich die Untergrundstrahlung von der abbildenden Strahlung durch ihre Energie unterscheidet, kann sie weitgehend unterdrückt werden, indem man mit Hilfe des Pulshöhenanalysators nur solche Photonen zur Registrierung zuläßt, deren Energie in einem schmalen Bereich um den Photopeak liegt. Die Wirksamkeit der Energiefilterung mit dem Pulshöhenanalysator wird durch zwei Effekte beeinträchtigt:

1) Im Falle von Compton-gestreuten Photonen hängt der Energieverlust nach Streuung um einen festen Winkel ϑ von der Energie der einfallenden Photonen ab. Für das Verhältnis der Energien vor (E_0) und nach dem Stoß (E') gilt bekanntlich:

$$\frac{E'}{E_0} = \frac{m_e c^2}{E_0 (1 - \cos \vartheta) + m_e c^2}$$

Bei festem Streuwinkel ϑ und damit fester Ortsauflösung geht der Quotient E'/E_0 gegen 1, wenn die Energie E_0 gegen 0 geht, d.h. der Energieverlust des gestreuten Photons wird mit fallender Photonenenergie kleiner. Um die Ortsauflösung konstant zu halten, muß also der zugelassene Energiebereich (Energiefenster) verkleinert werden, wenn geringere Photonenenergie verwandt wird. Bei fest eingestelltem Energiefenster verschlechtert sich demnach die Ortsauflösung mit fallender Photonenenergie.

2) Je kleiner der zugelassene Energiebereich um den

Photopeak ist, um so besser wird zwar die Ortsauflösung, umso schwächer wird aber auch die Intensität der registrierten Photonen. Da eine hohe Aufnahmeintensität für szintigraphische Aufnahmen von entscheidender Wichtigkeit ist (wegen der oft sehr kurzen biologischen Halbwertszeit der verwandten Radioisotope), ist der Kompromiß zwischen Ortsauflösung und Intensität zugunsten der Intensität zu entscheiden.

Anger(1) gibt als günstigsten Wert an

$$\text{Energiefenster} = 1,5 \times \text{Halbwertsbreite des Photopeaks}$$

Abb.7 zeigt das Pulshöhenspektrum von ^{99}Mo und ^{99m}Tc im Strahlungsgleichgewicht. Die 140 keV γ -Linie (Emission beim Übergang $^{99m}\text{Tc} - ^{99}\text{Tc}$) ist ein typisches Beispiel für Strahlung, die in der Szintigraphie zur Abbildung verwendbar ist: Der Photopeak liegt mit 0,14 MeV zwischen den durch Kollimator bzw. Photomultiplier festgelegten Grenzen von 0,1 MeV und 0,7 MeV. Der Photopeak erhebt sich weit über den Untergrund und die restlichen Peaks (ca. um den Faktor 10). Damit ist eine hohe Aufnahmestatistik gewährleistet. Das von Anger empfohlene Energiefenster beträgt bei ^{99m}Tc 24% der Photopeakenergie. Die ISAAC-Gammakamera läßt eine maximale Fensterbreite von 50% zu.

2.3.7 Die Analog-Digital-Wandler

Die Analog-Digital-Wandler (ADC) sind der wesentliche Bestandteil der Anschlußelektronik zwischen Gammakamera und Rechner. Sie formen die von der Kamera als analoge Spannungspulse kommenden Ereigniskoordinaten in Kernspeicheradressen um. Ein Genauigkeitsmaß dieser Zuordnung ist die differentielle Linearität. Sie ist

definiert als die Streuung des Spannungsintervalls ΔU , das zu einer Erhöhung der Kernspeicheradresse um eine Einheit führt. Der ADC-Hersteller BORER gibt für die differentielle Linearität 1% bezogen auf ein mittleres ΔU an.

Wie sich eine größere Abweichung des ADCs von der idealen Linearität bemerkbar macht, zeigten die Tests an einem anderen ADC-Typ mit einer differentiellen Linearität von 100%. Hier wuchs der statistische Fehler $\propto m$ statt $\propto \sqrt{m}$ (wenn m die Zahl der registrierten Ereignisse ist), wie nach der Poisson-Statistik zu erwarten ist.

2.4 Messungen

Die verschiedenen Übertragungsfehler wurden quantitativ bestimmt. Die von der Gammakamera erzeugte Auflösungsdistanz setzt sich zusammen aus den Auflösungsdistancen der einzelnen Übertragungsglieder. Weil die Anteile Γ_g (durch die Kollimatorgeometrie bedingte geometrische Auflösungsdistanz) und Γ_i (von allen hinter den Kollimator geschalteten Übertragungselementen bedingte innere Auflösungsdistanz) leicht getrennt meßbar sind, wird die Ortsauflösung in diese beiden Komponenten zerlegt:

$$\Gamma = \Gamma_g + \Gamma_i \quad (7)$$

2.4.1 Die innere Ortsauflösung

Zur Messung der Auflösungsdistanz Γ_i wurde der Kollimator entfernt. Zwei ebene Bleiklötze von 70mm Höhe wurden bis auf 1mm Abstand zusammengeschoben, um so einen Spalt zu erzeugen, der die Strahlung eines unter die Kamera gebrachten γ -Präparats scharf bündelt.

Abb.8 zeigt die gemessene Ortsauflösung bei drei verschiedenen Photonenenergien. Die kleinste mit der untersuchten Kamera erreichbare Auflösungsdistanz beträgt etwa 8mm.

Die Abhängigkeit $\Gamma_i(E_\gamma)$ folgt in guter Näherung der aus den Photomultipliereigenschaften in Gl.(5) berechneten Proportionalität $\Gamma_i \propto 1/\sqrt{E_\gamma}$.

Im Gegensatz zu diesen Messungen war in Abschnitt 2.3.3 festgestellt worden, daß bei dem NaJ-Kristall die Auflösungsdistanz mit der Photonenenergie wächst, und daß sie maximal 2,5mm

beträgt. Daraus folgt, daß Größe und Energieabhängigkeit der inneren Ortsauflösung im wesentlichen von den Photomultipliern bestimmt werden.

2.4.2 Die geometrische Ortsauflösung

Zur Messung der geometrischen Ortsauflösung wurde die Halbwertsbreite des Bildes einer Punktquelle in Abhängigkeit vom Abstand Objekt-Kollimator und von der Kollimatorgeometrie gemessen. In Abb.9 ist die geometrische Auflösungsdistanz Γ_g als Funktion des Abstandes Objekt-Kollimator aufgetragen. Die Septen des benutzten Kollimators sind im Mittel 0,4mm stark. Abb.10 zeigt den 0,4mm-Kollimator im Querschnitt. Der Lochdurchmesser ist in den Richtungen A und B verschieden groß. Da mit größerem Lochdurchmesser nach Gl.(3) ein größeres Γ_g verbunden ist, wurden die in Abb.9 deutlich unterscheidbaren Zweige 2 und 3 für die Auflösungsdistanzen in Richtung A bzw. B gemessen. Die Gerade 1 gibt den Anteil Γ_i der Auflösungsdistanz an. Hier gilt $\Gamma_g = 0$. Es zeigt sich, daß die Kurven 2 und 3 für verschwindenden Abstand Punktquelle-Kollimator im Rahmen des Meßfehlers mit der Geraden 1 zusammenfallen. Das bedeutet, daß bei der gemessenen 140-keV Strahlung keine meßbare Septumdurchdringung auftritt. Im Falle von Septumdurchstrahlung verkürzt sich die effektive Kollimatorlänge $a_{eff} < a$, was nach Gl(3) eine Vergrößerung von Γ_g zur Folge hat.

Das Diagramm in Abb.11 zeigt entsprechende Messungen bei $E_\gamma = 365 \text{ keV}$ am 3mm-Kollimator (Kurve 3). Die Kurve 4 stellt die nach Gl(3) berechnete Auflösungsdistanz Γ dar. Zum Vergleich wurde die mittlere Auflösungsdistanz der 140keV-Strahlung beim 0,4mm - Kollimator mit aufgetragen (Kurve 2). Kurve 1 gibt den

Wert der inneren Auflösungsdistanz für die 365-keV-Strahlung an. Die innere Auflösungsdistanz ist bei $E_{\gamma} = 140 \text{ keV}$ größer als bei $E_{\gamma} = 365 \text{ keV}$. Deshalb beginnt Kurve 2 mit einem größeren Wert als Kurve 3. Da die geometrische Auflösungsdistanz beim 3mm-Kollimator wegen seines größeren Lochdurchmessers schneller wächst als beim 0,4mm-Kollimator, gibt es einen Abstand Punktquelle-Kollimator gleicher Ortsauflösung für die Kombinationen 140keV/0,4mm-Kollimator und 365keV/3mm-Kollimator. Dieser Abstand beträgt ca. 8cm.

2.4.3 Die Wirkung des Energiefensters

Um die Abhängigkeit der Ortsauflösung vom zugelassenen Energiebereich des Photopeaks zu bestimmen, wurde die Auflösungsdistanz einer Strahlungsquelle der Energie 365keV bei verschiedenen Energiefenstereinstellungen gemessen. Abb.12 gibt die Resultate einer Meßreihe wieder, bei der die γ -Strahlung zur Simulation einer Gewebeschicht eine 6-cm dicke Wasserschicht durchdrungen hatte, bevor sie durch die Gammakamera registriert wurde. Es zeigt sich, daß die Auflösungsdistanz bei einer Fenstereinstellung von 10% der Energie des Photopeaks um ca. 4 mm kleiner ist als bei 50% Fensteröffnung. Dies sind ca. 38% der Auflösungsdistanz $\bar{\Delta}_i$.

Bei einer ähnlichen Meßreihe ohne zwischengeschobene Wasserschicht konnten bei gleichen Meßfehlern keine unterschiedlichen Auflösungsdistanzen bei verschiedenen Fenstereinstellungen nachgewiesen werden. Die Comptonstreuung der Photonen im Gewebe stellt also den wichtigsten Anteil an der Untergrundstrahlung dar.

2.4.4 Die Kameraakzeptanz

Zur Bestimmung der Kameraakzeptanz wurde ein über die ganze empfindliche Kamerafläche homogen strahlendes Objekt (Homogenphantom) aufgenommen. Abb.13 zeigt das zugehörige Szintigramm. Hier sind großflächige Inhomogenitäten zu erkennen. Charakteristisch sind die annähernd kreisförmigen Flächen vermindelter Intensität (helle Flächen) symmetrisch zum Bildzentrum und die Intensitätsüberhöhung am Bildrand. Eine quantitative Bestimmung der Inhomogenitäten erlaubt der in Abb.14 dargestellte waagerechte Schnitt durch die Mitte des Szintigramms in Abb.13. Innerhalb des Homogenphantom-Szintigramms gibt es Intensitätsdifferenzen bis zu etwa $1/3$ der mittleren Intensität. Dieser Fehler bei der Messung der Objektaktivität kann künstliche Bildstrukturen erzeugen.

2.4.5 Bildverschiebung

Die Größe der aktivitätsbedingten Bildverschiebung wurde an einem Testphantom gemessen. Als Testphantom diente eine geschlitzte Bleischeibe, deren Dimensionen in Abb.15a) wiedergegeben sind. Zur Abbildung durch die Gammakamera wurde das Testphantom auf den Kollimator gelegt und von oben bestrahlt. Das so gewonnene Szintigramm ist in Abb.15b) zu sehen.

Wenn man nun solche Szintigramme bei verschiedener Aktivität der Strahlungsquelle aufnimmt, stellt man eine örtliche Verschiebung der Bildstrukturen fest. In Abb. 16 sind die Bildintensitäten für drei verschiedene Aktivitäten entlang der in Abb. 15b) gestrichelten Linie eingetragen. Die Aufnahmestatistik war bei allen drei Bildern gleich groß (10^6 Ereignisse), trotzdem erhält man die drei verschieden hohen Profile P1, P2, P3.

Die gleichen Profile entlang der gestrichelten Linie erhält man, wenn man das Bild in y-Richtung (entlang der durchgezogenen Linie) nacheinander um ca. 3,3 mm verschiebt (Die Bildintensität steigt bei der gestrichelten Linie in negativer y-Richtung an). Eine gleich große Verschiebung ist auch in positiver x-Richtung meßbar.

Aus dem Intensitätsanstieg des Bildes in y-Richtung und den Intensitätsdifferenzen ΔI der Profile in Abb.16 kann man (nach dem Strahlensatz) auf die Größe der aktivitätsabhängigen Bildverschiebung schließen: eine Erhöhung der Aktivität der Strahlungsquelle von 2mCi auf 4mCi hat eine Bildverschiebung von $(3,3 \pm 0,1)$ mm in positiver x- und y-Richtung zur Folge.

2.5 Zusammenstellung der Fehlerquellen

Tabelle 1 gibt eine Übersicht der Übertragungsfehler, die beim System ISAAC vorkommen. Unsicherheiten bei der Intensitätsmessung werden erzeugt bei der γ -Emission und durch die ortsabhängige Kameraakzeptanz. Während der relative statistische Fehler mit der Erhöhung der Aufnahmestatistik eines Szintigramms sinkt, beträgt der systematische Akzeptanzfehler konstant bis zu 1/3 der mittleren Bildintensität.

Jedes Übertragungsglied trägt zur Verminderung der Ortsauflösung bei. Den größten Beitrag leisten die Photomultiplier (abhängig von der Photonenenergie) und der Kollimator (abhängig vom Abstand Objekt-Kollimator). Für die typischen Werte $E_\gamma = 140$ keV und Abstand Objekt-Kollimator 12cm beträgt die Auflösungsdistanz etwa 2cm.

3 BILDBEARBEITUNG

=====

3.1 Die Auswirkung von Übertragungsfehlern auf die Bildinformation, die Messung der Zuverlässigkeit der Bildinformation und Möglichkeiten zur Erhöhung der Bildinformation

Die Konzentrationsverteilung eines Radioisotops in Gewebe stellt die Objektstruktur dar, die durch die Gammakamera abzubilden ist. Die im vorigen Kapitel analysierten Störeffekte bewirken, daß Bildstruktur und Objektstruktur voneinander abweichen:

1. Durch die verminderte Ortsauflösung werden Objektstrukturen, z.B. auf engem Raum lokalisierte Aktivitätsanreicherungen oder -defekte, deren gegenseitiger Abstand kleiner als eine Auflösungsdistanz ist, nicht getrennt abgebildet.
2. Die ortsabhängige Kameraakzeptanz erzeugt künstliche Bildstrukturen. Die im Homogenphantombild auftretenden Strukturen überlagern sich jeder Gammakameraaufnahme.
3. Statistische Schwankungen bei der Informationserzeugung und -übertragung erzeugen im Bild eine Vielzahl künstlicher Strukturen in Form von relativen Extrema. Dieses Bildrauschen kann abgebildete Objektstrukturen verdecken.

Mit Hilfe eines rauschfreien Vergleichsbildes B kann man entscheiden, welche Bildstrukturen rauschbedingt sind, und welche

Strukturen die Abbildung von Objektstrukturen darstellen. B erhält man durch elementweise Mittelung unendlich vieler gleichartiger Szintigramme $I^{(m)}$ gewöhnlicher Statistik

$$B_{re} = \lim_{p \rightarrow \infty} 1/p \sum_{m=1}^p I_{re}^{(m)} \quad (1 \leq k, l \leq 128) \quad (8)$$

Durch Überlagerung von 220 Szintigrammen des Testphantoms mit einer Aufnahmestatistik von $4 \cdot 10^5$ Ereignissen wurde ein rauscharmes Vergleichsbild erzeugt. Die mittlere Intensitätsstreuung der in jedem Bildelement (re) registrierten Ereignisrate betrug weniger als 1%.

In Abb. 17a) ist das Intensitätsprofil entlang einer Schnittebene durch ein Testphantombild gewöhnlicher Statistik ($4 \cdot 10^5$ Ereignisse) aufgetragen. Abb. 17b) zeigt das Intensitätsprofil der gleichen Schittebene durch das rauscharme Vergleichsbild des Testphantoms. Beim Vergleich beider Schnitte ist zu erkennen, daß die zwischen $x=30$ und $x=60$ liegenden Objektstrukturen bei gewöhnlicher Statistik vom Rauschen überdeckt werden.

Als Maß für die Wahrscheinlichkeit, daß eine Bildstruktur eine Objekstruktur darstellt oder als Maß für die Signifikanz einer Bildstruktur dient das Struktur-Rauschverhältnis

$$V = d / (\sigma_{HI} + \sigma_{HA}) \quad (9)$$

Dabei ist d die Intensitätsdifferenz zweier benachbarter Extrema und σ_{HI} bzw. σ_{HA} die Streuung bei der Intensitätsbestimmung der beiden Extrema. $V > 1$ bedeutet dann, daß die untersuchte Struktur mit einer Wahrscheinlichkeit von mehr als 68% eine Objekstruktur darstellt (bei Annäherung der Fehlerverteilung durch eine Normalverteilung). Die Kenntnis des Fehlers, mit der die in einem Bildelement registrierte Intensität behaftet ist, stellt

somit die Voraussetzung für die Zuverlässigkeitsbestimmung von Bildinformation dar. Die Berechnung von σ ist eine wichtige Aufgabe im Zusammenhang mit der rechnergestützten Bildauswertung. Ein Rechner bietet verschiedene Möglichkeiten, die oben genannten Bildstörungen abzuschwächen oder zu korrigieren und damit die Bildinformation zu erhöhen:

1. Verbesserung der Ortsauflösung durch Anwendung kontrastverstärkender Filter.
2. Abschwächung des Bildrauschens durch Anwendung glättender Filter.
3. Korrektur der ortsabhängigen Kameraakzeptanz.

Die kontrastverstärkenden Filter sind allerdings auf dem ISAAC-Kleinrechner nicht realisierbar, denn die hierzu bekannten Verfahren ((3), (9), (13), (15), (16)) sind so aufwendig, daß Rechenzeiten von mehr als 10min benötigt werden. Um eine interaktive Bildbearbeitung zu ermöglichen, kommen für ISAAC nur solche Operationen in Frage, die den Rechner nicht länger als 3sec beanspruchen.

3.2 Glättung statistischer Bildschwankungen

Die Bildglättung hat zum Ziel, ein Szintigramm auf das ihm entsprechende rauschfreie Vergleichsbild abzubilden, d.h. die Streuung bei der Messung der Aktivität eines Objektelementes zu beseitigen. Da die statistischen Schwankungen, die zum Bildrauschen führen, irreversibel sind, kann dieses Ziel nur näherungsweise erreicht werden.

Der hier benutzten Glättung liegt folgendes Prinzip zugrunde: bei

mehrfacher Wiederholung einer Messung und anschließender Mittelung ist die Streuung des Mittelwertes kleiner als die Streuung jedes Meßwertes.

In einem Szintigramm steht zwar für die Messung der Aktivität O_{kl} eines Objektelementes (k,l) nur ein Meßwert I_{kl} als Bildintensität zur Verfügung. Man kann jedoch alle Bildintensitäten in der Umgebung eines Bildelementes (k,l) näherungsweise als Messung der Aktivität des Objektelementes (k,l) auffassen und zur Bildung eines Mittelwertes für die Intensität im Bildelement (k,l) heranziehen. Denn die aus dem Objektelement (k,l) tretende Strahlung wird als Verteilung mit der Halbwertsbreite Γ abgebildet und innerhalb eines Kreises mit dem Radius $R \leq \Gamma/2$ sind die Bildintensitätsunterschiede gering.

Die Größe des erlaubten Mittelungsbereiches, in dem die Näherung gleicher Bildintensitäten gut erfüllt ist, hängt davon ab, wie stark sich die Aktivität in dem entsprechenden Objektbereich ändert. Statt den Mittelungsbereich R ortsabhängig zu machen, kann man die zur Mittelung benutzten Bildintensitäten wichten und den Mittelungsbereich konstant $R = \Gamma/2$ setzen. Die Gewichte berücksichtigen dann die systematischen (objektbedingten) Abweichungen der zur Mittelung benutzten Bildintensitäten von der Bildintensität des zu glättenden Bildelementes. Damit findet man den wahrscheinlichsten Wert kleinster Streuung für die Intensität des Bildelementes (k,l) durch Bildung des gewichteten Mittels über seine Umgebung (siehe z.B. (5), (10)):

$$I = \frac{\sum_m \sum_n I_{m+n, n+l} G_{mn}}{\sum_m \sum_n G_{mn}} \quad \left(-\frac{\Gamma}{2} \leq m, n \leq +\frac{\Gamma}{2}\right) \quad (10)$$

Die Matrix $\{G_{mn}\}$ der Gewichte heißt glättendes digitales Filter.

Sie ist im allgemeinen ortsabhängig. Die Glättungsoperation Gl.(10) wird auch als digitale Filterung bezeichnet.

Aus den vorangegangenen Überlegungen kann auf die Struktur der unbekanntes Gewichtsmatrix $\{G_{mn}\}$ geschlossen werden:

1) Die systematischen Abweichungen der Intensitätsmessungen im Mittelungsbereich wachsen mit der Entfernung zum Zentrum. Deshalb sind die Gewichte punktsymmetrisch zum Zentralgewicht G_{00} und sie werden mit wachsendem Abstand von G_{00} kleiner.

2) Der Durchmesser des Mittelungsbereichs und damit die Dimension der Gewichtsmatrix (Anzahl der Diagonalelemente) beträgt eine Auflösungsdistanz. (Für die bei ISAAC gewöhnlich verwandte Bildauflösung von 128 x 128 Bildelementen gilt: Dimension der Gewichtsmatrix = 7)

Um die Zahl der Filter für spätere vergleichende Untersuchungen (Kap. 3.6) auf ein endliches und übersichtliches Maß zu beschränken, sollen zwei weitere Randbedingungen eingeführt werden:

3) Die Gewichte G_{mn} sind natürliche Zahlen.

(Dies ist gleichzeitig Voraussetzung dafür, daß für die Glättung eines Bildes mit dem ISAAC-Rechner weniger als 3sec gebraucht werden).

4) Das Zentralgewicht G_{00} ist gleich 5.

Diese Randbedingungen erlauben noch 15 Variationen der Gewichte.

Die entsprechenden Gewichtskombinationen sind in Abb. 18a) numeriert aufgeführt. Abb.18b) zeigt als Beispiel für eine Gewichtsmatrix die zu Filter Nr.1 gehörende Gewichtsmatrix.

Die wichtigste Eigenschaft eines glättenden Filters ist seine Glättungsstärke. Ein Maß für die Glättungsstärke wurde auf folgende Weise gewonnen: auf ein Bildelement eines Szintigramms, das sich von allen übrigen Bildelementen durch nicht verschwindende Bildintensität unterschied, wurde die Glättungsoperation Gl.(10) angewandt. Die relative Intensitätsdifferenz in diesem Bildelement vor und nach Glättung (Intensität des Bildelementes vor Glättung = 100%) ist charakteristisch für die Glättungsstärke des benutzten Filters. In Abb. 18c) ist für die Filter der Variation aus Abb. 18a) die Glättungsstärke aufgetragen. Die Filter in Abb. 18a) sind nach fallender Glättungsstärke numeriert.

3.3 Der Bildfehler nach Glättung

Durch die Glättung wird einerseits die Streuung der Intensitätsmessung reduziert, andererseits werden vorhandene Strukturen abgeflacht. Wie weit die Streuung der Intensitätsmessung $I_{R\ell}$ durch die Glättung reduziert wird, läßt sich berechnen, indem man das Gaußsche Fehlerfortpflanzungsgesetz auf die Glättungsoperation Gl.(10) anwendet:

$$\sigma^2(\tilde{I}_{R\ell}) = \frac{\sum_m \sum_n G_{mn}^2 \cdot \sigma^2(I_{R+m, \ell+n})}{\left(\sum_m \sum_n G_{mn}\right)^2} \quad \left(-\Gamma/2 \leq m, n \leq +\Gamma/2\right) \quad (11)$$

Da die Intensität im Mittelungsbereich nicht stark schwankt, kann man setzen:

$$\sigma(I_{R+m, \ell+n}) \approx \sigma(I_{R, \ell})$$

Nach Gl.(2) gilt: $\sigma(I_{rc}) = \sqrt{\tilde{I}_{rc}}$

Zur weiteren Abkürzung wird gesetzt

$$f = \sqrt{\frac{\sum_m \sum_n G_{mn}^2}{(\sum_m \sum_n G_{mn})^2}} \quad (12)$$

Der nur von den Filtergrößen abhängige Ausdruck f wird als Filterfaktor bezeichnet (11).

Wenn diese Abkürzungen und Näherungen in Gl.(11) eingesetzt werden, ergibt sich für die Streuung der Intensität im Bildelement (k,l) nach Anwendung der Glättungsoperation

$$\sigma(\tilde{I}_{rc}) = f \cdot \sqrt{\tilde{I}_{rc}} \quad (13)$$

Der Filterfaktor bestimmt, wie stark die Streuung durch Glättung vermindert wird. In Abb.19 sind für die konstruierte Filterauswahl die Filterfaktoren aufgetragen. Das schwächste Filter Nr.14 reduziert die ursprüngliche Streuung bereits um mehr als die Hälfte, das stärkste Filter Nr.1 auf 1/10.

Die Mittelung über einen Bildbereich, wie sie die Glättungsoperation darstellt, hat die Eigenschaft, vorhandene Strukturen abzuflachen. Dadurch wird eine Abweichung vom rauschfreien Vergleichsbild erzeugt: der strukturabhängige Fehler F_{STRUK} . Die Größe von F_{STRUK} hängt ab von der Stärke des Filters und der Stärke der Struktur in der Umgebung des zu glättenden Punktes. Die Strukturstärke S in einem Intensitätsextremum wird definiert als

$$S := H/B \quad (14)$$

Dabei ist H die Höhe des Extremums, B die halbe Halbwertsbreite

der zugehörigen Verteilung. Abb.20 erläutert die Bestimmung der Strukturstärke eines relativen Maximums aus einem Szintigrammschnitt. Die Strukturstärke wird berechnet durch Mittelung des Quotienten H/B über verschiedene Raumrichtungen (hier linker und rechter Teil der Kurve).

Um den strukturabhängigen Fehler berechnen zu können muß man Annahmen über die Form der in einem Szintigramm auftretenden Strukturen machen. Die Anwendung der Glättungsoperation auf eine solche analytisch vorgegebene Intensitätsfläche verändert im allgemeinen den Wert der Intensitäten. Die Differenz der Intensitäten vor und nach Glättung macht den strukturabhängigen Fehler aus:

$$F_{\text{STRUK}}(\tilde{I}_{\text{rel}}) = |I_{\text{rel}} - \tilde{I}_{\text{rel}}|$$

Für zwei einfache Strukturformen, die die wirklich auftretenden Szintigrammstrukturen näherungsweise beschreiben, wurde der strukturabhängige Fehler im Extremum berechnet:

1) Die Intensitäten fallen (steigen) vom Extremum aus in x- und y-Richtung mit konstanter Steigung (Pyramide: bei Anwendung der Glättungsoperationen auf das Extremum werden gleiche Intensitäten gleich stark gewichtet). Wenn man die Steigung durch die Strukturstärke S ausdrückt, ergibt sich für den strukturabhängigen Fehler im Extremum:

$$F_{\text{STRUK}} = \frac{8S(G_{111} + 4G_{22} + 9G_{33})}{\sum_m \sum_n G_{mn}} \quad (15)$$

2) Das Intensitätsgefälle verläuft nicht mit konstanter Steigung wie bei 1), sondern exponentiell. Wenn in der Gaußverteilung $y=z \cdot \exp(-x^2/c)$ die Konstanten z und c durch die Strukturstärke S

und die halbe Halbwertsbreite B ausgedrückt werden ($z=S \cdot B$, $c=B^2/\ln 2$), erhält man für den strukturabhängigen Fehler im Extremum:

$$F_{\text{STRUK}} = S \cdot B \left[1 - \frac{G_{00} + 8G_{11} \exp(-\ln 2/B^2) + 16G_{22} \exp(-4 \ln 2/B^2) + 24G_{33} \exp(-9 \ln 2/B^2)}{\sum_m \sum_n G_{mn}} \right] \quad (16)$$

Die strukturabhängigen Fehler für Bildelemente zwischen den Intensitätsextrema sind durch Interpolation zu ermitteln.

Der Fehler in einem Bildelement nach Anwendung der Glättungsoperation setzt sich also zusammen aus der reduzierten statistischen Streuung und dem durch Glättung erzeugten strukturabhängigen Fehler:

$$\sigma(\tilde{I}_{re}) = f \cdot \sigma(I_{re}) + F_{\text{STRUK}}(\tilde{I}_{re}) \quad (17)$$

Die Streuung wird durch stark glättende Filter stark reduziert, während der strukturabhängige Fehler mit der verwendeten Filterstärke und der Stärke auftretender Bildstrukturen wächst (gemäß Gl.(15)). Um den Gesamtfehler nach Glättung zu minimieren, muß die Wahl des glättenden Filters von der Strukturstärke in der Umgebung des zu glättenden Bildelementes abhängig gemacht werden.

3.4 Korrektur der Akzeptanzschwankungen

Die Messung der Aktivität eines Objektelementes ist mit einem systematischen Fehler behaftet, der durch die Ortsabhängigkeit der Kameraakzeptanz erzeugt wird. Sei O_{re} die Strahlungsaktivität im Objektelement (k,l) und I_{re} die im entsprechenden Bildelement registrierte Intensität. Dann gilt

$$I_{re} = F_{re} \cdot \alpha \cdot O_{re} + R_{re} \quad (18)$$

α ist ein (von der Aufnahmedauer abhängiger) Umrechnungsfaktor zwischen Aktivität und registrierter Bildintensität. F_{re} berücksichtigt die ortsabhängige Kameraakzeptanz, N_{re} das Bildrauschen im Bildelement (k,l) .

Zur Korrektur des Einflusses der ortsabhängigen Kameraakzeptanz muß das Bild elementeweise mit dem Kehrwert der Akzeptanz in diesem Element multipliziert werden:

$$\hat{I}_{re} = \frac{1}{F_{re}} \cdot I_{re} \quad (19)$$

Die Kameraakzeptanz F_{re} läßt sich bestimmen durch Vergleich der Aktivitätsverteilung im Objekt und der registrierten Bildintensität, und zwar mit einer Genauigkeit, die durch das Bildrauschen begrenzt ist. Als Objekt zur Bestimmung der Kameraakzeptanz eignet sich am besten das homogen strahlende Homogenphantom H , dessen Bildintensität sich analog Gl.(18) aus der Objektaktivität berechnet:

$$H_{re} = F_{re} \cdot \alpha \cdot O_{re}^H + N_{re} \quad (20)$$

Dabei bedeutet O_{re}^H die Aktivität und N_{re} das Bildrauschen im Element (k,l) . Weil alle Punkte des Homogenphantoms mit gleicher Aktivität strahlen, kann man setzen:

$$\alpha \cdot O_{re}^H = \alpha \cdot \overline{O^H} = \overline{H}$$

wobei $\overline{O^H}$ die Aktivität des Homogenphantoms ist und \overline{H} die mittlere Intensität des Homogenphantombildes. Durch Einsetzen der letzten Gleichung in Gl.(19) erhält man für die Akzeptanz:

$$F_{re} = \frac{H_{re} - N_{re}}{\overline{H}} \quad (21)$$

Die Größen H_{re} und \overline{H} können unmittelbar aus dem Homogenphantombild

bestimmt werden. Das in Gl.(21) unbekanntes Rauschen N_{ke} ist nicht berechenbar. Man setzt deshalb

$$F_{ke} \approx \frac{H_{ke}}{\bar{H}} \quad (22)$$

und versucht den Fehler bei der Bestimmung der Akzeptanz dadurch klein zu halten, daß man das Rauschen des Homogenphantombildes durch hohe Aufnahmestatistik und Bildglättung klein hält.

Praktisch führt man die Akzeptanzkorrektur folgendermaßen durch: Einmal am Tag wird ein Homogenphantom aufgenommen. Aus dem Homogenphantombild wird gemäß Gl.(22) eine Korrekturmatrix $\{K_{ke}\}$ berechnet mit den Elementen $K_{ke} = 1/F_{ke}$. Die Korrekturmatrix bleibt im Rechner gespeichert und jedes Szintigramm wird nach der Aufnahme elementeweise mit der Korrekturmatrix gemäß Gl.(19) multipliziert.

3.5 Der Bildfehler nach Akzeptanzkorrektur und Anwendung mehrerer Bildoperationen

Nach Gln.(19) und (22) berechnet sich die Intensität in einem Bildelement (k,l) nach Akzeptanzkorrektur:

$$\hat{I}_{ke} = \frac{\bar{H}}{H_{ke}} \cdot I_{ke}$$

Die Anwendung des Gaußschen Fehlerfortpflanzungsgesetzes auf diese Gleichung liefert die Varianz der korrigierten Bildintensität:

$$\begin{aligned} \sigma^2(\hat{I}_{ke}) &= \left[\frac{\bar{H} \cdot I_{ke}}{H_{ke}} \right]^2 \sigma^2(H_{ke}) + \left[\frac{\bar{H}}{H_{ke}} \right]^2 \sigma^2(I_{ke}) \\ &= \sigma_{AK}^2 + \sigma_B^2 \end{aligned} \quad (23)$$

Die Varianz kann aufgespalten werden in eine Komponente σ_{AK}^2 , in die nur die Varianz des zur Korrektur benutzten Homogenphantom-

bildes eingeht, und in eine Komponente σ_B^2 , in die nur die Varianz des zu bearbeitenden Bildes vor der Korrektur eingeht. Die Größe der Varianzen des Homogenphantombildes $\sigma^2(H_{re})$ und des zu bearbeitenden Bildes $\sigma^2(I_{re})$ hängt ab von dem Bearbeitungszustand dieser Bilder. Falls bereits geglättete Bilder vorliegen, ist für die Varianz der Ausdruck Gl.(17) einzusetzen; bei Verwendung unbearbeiteter Bilder ist die Varianz durch die Poisson-Statistik festgelegt (Gl.(2)). Für die Varianzkomponente σ_B^2 erhält man mit dieser Substitution:

a) im Falle der Akzeptanzkorrektur eines unbearbeiteten Bildes:

$$\sigma_B^2(k, \ell) = \left[\frac{\bar{H}}{H_{re}} \right]^2 I_{re} \quad (24)$$

b) bei Korrektur eines geglätteten Bildes

$$\sigma_B^2(k, \ell) = \left[\frac{\bar{H}}{H_{re}} \right]^2 \left[f \sqrt{\tilde{I}_{re}} + F_{STRUK}(\tilde{I}_{re}) \right]^2 \quad (25)$$

Analog folgt für die Varianzkomponente σ_{AK}^2 :

a) bei Benutzung eines unbearbeiteten Homogenphantombildes zur Korrektur

$$\sigma_{AK}^2(k, \ell) = \left[\frac{\sqrt{H_{re}}}{H_{re}} \hat{I}_{re} \right]^2 \quad (26)$$

(die Streuung σ_{AK} ist das Produkt aus relativem statistischem Fehler des Homogenphantombildes und korrigiertem Bild)

b) bei Akzeptanzkorrektur mit geglätteten Homogenphantombild

$$\sigma_{AK}^2(k, \ell) = \left[\frac{\hat{I}_{re}}{\tilde{H}_{re}} \left(f \sqrt{\tilde{H}_{re}} + F_{STRUK}(\tilde{H}_{re}) \right) \right]^2 \quad (27)$$

Im Diagramm Abb.21 ist σ_{AK} als Funktion der mittleren Intensität \bar{H} des Homogenphantombildes aufgetragen. Für I_{re} wurde die

mittlere Intensität gewöhnlicher Szintigramme (40 Ereignisse) eingesetzt. Damit die Komponente σ_{AK} der Streuung kleiner als 5% der mittleren Bildintensität wird, muß man nach dem Diagramm die mittlere Intensität des Homogenphantombildes größer als 500 Ereignisse wählen (die Aufnahmestatistik des Homogenphantombildes größer als $5 \cdot 10^6$ Ereignisse). Wird ein geglättetes Homogenphantom zur Korrektur benutzt, genügen bereits 100 Ereignisse (Aufnahmestatistik 10^6 Ereignisse).

3.6 Untersuchungen zur Bestimmung der optimalen Filter

In Abschnitt 3.2 und 3.3 wurde gezeigt, daß die Wahl eines optimalen Filters, das den Bildfehler in einem Bildelement durch Anwendung der Glättungsoperation minimal macht, von den Eigenschaften der Intensitätsfläche in der Umgebung dieses Bildelementes abhängt.

Es wird jetzt der Zusammenhang zwischen optimalem Filter und verschiedenen Bildeigenschaften quantitativ bestimmt. Die auf Optimumeigenschaften zu untersuchenden Filter sind der Filterauswahl entnommen, die in Abschnitt 3.2 konstruiert wurde. Bei den Untersuchungen wird -unter systematischer Variation der Bildparameter- das Filter bestimmt, das ein Bild durch Glättung am dichtesten an das rauschfreie Vergleichsbild annähert.

3.6.1 Abhängigkeit des optimalen Filters von der Bildstatistik

Zur quantitativen Bestimmung der Abhängigkeit des optimalen Filters von der Bildstatistik wurden Szintigramme vom Testphantom mit verschiedener Bildstatistik aufgenommen. Für jede Zeile eines solchen Szintigramms wurde das Filter ermittelt, das durch Anwendung der Glättungsoperation die Summe der Abweichungen zwischen jedem Bildelement der Zeile und den entsprechenden Werten des rauschfreien Vergleichsbildes minimal macht. Im Diagramm Abb.22 ist für verschiedene Bildstatistiken die Häufigkeitsverteilung der optimalen Filter aufgetragen.

Für niedrige Bildstatistik ($2 \cdot 10^5$ Ereignisse) ergibt sich eine breite Verteilungskurve. Bei dieser Statistik ist das mittlere

Struktur-Rauschverhältnis klein. Die Nummer des optimalen Filters ist dann stark von den Zufallsschwankungen der Intensitäten im Mittelungsgebiet abhängig.

Bei einer mittleren Statistik von $4 \cdot 10^5$ Ereignissen ist die Verteilungskurve immer noch flach. Es zeichnen sich schwache Maxima für die Filternummern 8 und 11 ab. Bei dieser Bildstatistik ist das Signal-Rauschverhältnis so groß, daß die Stärke der in einer Bildzeile auftretenden Strukturen Einfluß auf die Nummer des optimalen Filters hat. Die Verteilungskurve gibt die Häufigkeit der Bildstrukturen verschiedener Stärke wieder und ist deshalb breit. Aus den Maxima bei den Filternummern 8 und 11, die sich zu höherer Statistik noch verstärken, ist zu schließen, daß diese Filter für einen größeren Strukturstärkebereich optimal sind.

Zu höheren Statistiken hin ($6 \cdot 10^5$, $8 \cdot 10^5$ Ereignisse) werden die Verteilungskurven schmaler, das Gewicht wird zu höheren Filternummern hin verschoben. Das Signal-Rauschverhältnis ist jetzt so groß, daß unabhängig von der Bildstruktur nur noch schwach geglättet zu werden braucht.

3.6.2 Die Abhängigkeit des optimalen Filters von der Bildrasterung

ISAAC benutzt die Bildrasterung 128×128 Bildelemente und 64×64 Bildelemente. Nach Abschnitt 3.2 ist die Dimension des optimalen Filters gleich der Auflösungsdistanz zu setzen. Bei der Bildrasterung 64×64 Bildelemente wird die Auflösungsdistanz durch ca. 3 Bildelemente aufgelöst. Zur Bestimmung der Abhängigkeit des optimalen Filters von der Bildrasterung wurde nach dem gleichen Verfahren wie in Abschnitt 3.6.1 ein

Szintigramm der Statistik $4 \cdot 10^5$ Ereignisse mit einer Bildrasterung von 64×64 Bildelementen ausgewertet. Das Ergebnis der Auswertung ist in Abb.23 dargestellt. Hier wurde eine Filterauswahl benutzt, die sich von der in Abschnitt 3.2 konstruierten dadurch unterscheidet, daß das Zentralelement gleich 10 gesetzt wurde. Die Diagonale der auftretenden optimalen Filter enthält erwartungsgemäß nur drei von Null verschiedene Elemente (Dimension der Gewichtsmatrix = 3). Das Filter mit der Gewichtskombination (10,2,0,0) trat am häufigsten als optimales Filter auf.

3.6.3 Abhängigkeit des optimalen Filters von der Bildstruktur

Die Beziehung zwischen der Stärke einer Struktur und dem für diese Struktur optimalen Filter wurde durch Vergleich von 5 Szintigrammen (Statistik: $4 \cdot 10^5$ Ereignisse) des Testphantoms mit dem entsprechenden rauscharmen Vergleichsbild gewonnen. Dabei wurde für jedes relative Extremum das Filter bestimmt, das durch die Glättungsoperation die Differenz zwischen diesem Extremum und dem Vergleichswert im rauscharmen Bild am kleinsten machte. Die aus den 5 Szintigrammen für jedes Extremum gewonnenen Werte für die Strukturstärke und das optimale Filter ergaben nach Mittelung die in Diagramm Abb.24 aufgetragenen Werte. Wenn man die Meßpunkte durch eine Gerade annähert, ergibt sich der Zusammenhang

$$\text{Nummer des optimalen Filters} = 1,4 \cdot S + 3,8 \quad (28)$$

Dieser Zusammenhang kann dazu benutzt werden, Szintigramme unter Berücksichtigung der Stärke auftretender Strukturen zu glätten.

Dazu müssen aber erst rauschbedingte Zufallsstrukturen beseitigt werden, denn Gl.(28) bezieht sich nur auf Strukturen, die auch im rauschfreien Vergleichsbild vorkommen. Zur Beseitigung der Zufallsextrema wurde ausgenutzt, daß innerhalb einer Kreisfläche mit dem Radius einer Auflösungsdistanz nur ein Intensitätsextremum abgebildet werden kann. Die einzelnen Schritte dieser Vorglättung sind in der Übersicht Abb.25 dargestellt.

Eine strukturabhängige Glättung läuft dann in folgenden Stufen ab:

1. Elimination der Zufallsextrema.
2. Berechnung der Strukturstärke der restlichen Strukturen.
3. Zuordnung der Nummer des optimalen Filters gemäß Gl. (28)
4. Berechnung der Filternummern für Zwischenpunkte durch lineare Interpolation der Filternummern der Nachbarextrema.
5. Ausführung der Glättungsoperation gemäß Gl.(10)

3.6.4 Vergleich verschiedener Glättungsmethoden

Der in der szintigraphischen Praxis wichtige Fall konstanter Bildstatistik ($4 \cdot 10^5$ Ereignisse) und konstanter Bildauflösung (128 x 128 Elemente) aber variabler Bildstruktur soll näher untersucht werden.

Es stehen folgende Methoden der Bildglättung zur Verfügung:

1. Glättung des gesamten Bildes mit dem gleicher Filter (konstante Glättung)

2. Strukturabhängige Glättung

Zum qualitativen Vergleich dieser Methoden wurde ein Hirnszintigramm konstant mit einem starken Filter (Nr.1), einem mittleren Filter (Nr.8) und einem schwachen Filter (Nr.11) und strukturabhängig geglättet. Die Abb.26c)-f) zeigen die Resultate (damit die Bildeinzelheiten besser erkennbar sind, wurden obere und untere Schwellen für die Bildintensität gesetzt): Bei dem stark geglätteten Szintigramm Abb.26c) verlaufen die Ränder zwischen den Zonen gleicher Helligkeit relativ gerade und stetig, während das schwach geglättete Szintigramm Abb.26f) stark zerrissene Zonenränder aufweist. Die Objektstrukturen erscheinen bei schwacher Glättung feiner aufgelöst, sind aber schlechter zu erkennen. Das strukturabhängig geglättete Szintigramm und das mit dem Filter Nr.8 geglättete Szintigramm stellen einen Kompromiß zwischen Strukturauflösung und Erkennbarkeit dar.

Um den Gewinn an Information durch Bildbearbeitung aufzuzeigen, ist in Abb.26a) das Hirnszintigramm in unbearbeiteter Form dargestellt. Es weist kaum Strukturen auf, so ist z.B. der Tumor (Pfeil in Abb.26c) noch nicht zu erkennen.

Einen quantitativen Vergleich zwischen den Glättungsverfahren erlauben die Schnitte durch das Testphantom nach verschiedener Bearbeitung (Abb.27a)-g)). Der Schnitt durch ein solches Szintigramm nach starker Glättung (Abb.27b)) enthält keine Zufallsextrema mehr, andererseits sind Objektstrukturen verlorengegangen: das im rauschfreien Vergleichsbild (Abb.27e)) erkennbare Maximum bei $x=43$ fehlt. In dem Schnitt Abb.27d)) nach schwacher Glättung sind zwar alle Strukturen des rauschfreien Vergleichsbildes zu erkennen, es treten aber noch Zufallsextrema

auf. Die Glättung mit mittelstarkem konstantem Filter (Abb.27c)) und die strukturabhängige Glättung (Abb.27f)) erweisen sich als befriedigender Kompromiß: es werden alle Strukturen des rauschfreien Vergleichsbildes wiedergegeben, das Rauschen ist stark unterdrückt.

In Abb.27g) ist der Testphantomschnitt nach Anwendung der in Abschnitt 3.6.1 beschriebenen Vorglättung dargestellt. Entsprechend seinem Konstruktionszweck eliminiert dieses Verfahren weitgehend die Zufallsextrema des verrauschten Schnittes (Abb.27a). Die Koordinaten und Intensitäten aller Extrema des rauschfreien Schnittes sind befriedigend rekonstruiert.

Ein Maß für den Grad der Annäherung eines verrauschten Bildes an das rauschfreie Vergleichsbild ist die folgende Größe

$$Q = \frac{\text{Abweichungen vom rauscharmen Vergl.-Bild vor Glättung}}{\text{Abweichungen vom rauscharmen Vergl.-Bild nach Glättung}} \quad (29)$$

Q nimmt die Extremwerte 0 (für das rauschfreie Vergleichsbild) und 1 (für das unbearbeitete Bild) an.

Für Strukturen verschiedener Stärke wurden die Abweichungen des geglätteten Bildes vom rauschfreien Vergleichsbild in den Extrema gemessen. In Abb.28 ist Q über der Strukturstärke für die konstante Glättung mit den Filtern Nr. 1, 8, 11 und für die strukturabhängige Glättung aufgetragen. Weiter ist in das Diagramm die Kurve Q(S) für die bei der benutzten Filtermethode bestmögliche Annäherung des verrauschten Bildes an das rauscharme Vergleichsbild eingetragen. Das entsprechend geglättete Bild wurde aus dem direkten Vergleich mit dem rauscharmen Vergleichsbild gewonnen, indem für jedes Bildelement bei

Variation aller Filter des konstruierten Satzes das Filter gesucht wurde, das die Differenz beider Bilder am kleinsten macht.

Für alle Filter wächst Q mit der Strukturstärke, weil der strukturabhängige Fehler mit der Strukturstärke wächst. Außerdem wächst der strukturabhängige Fehler mit der Filterstärke. Deswegen kommt das starke Filter Nr.1 der bestmöglichen Glättung bei schwachen Strukturen am nächsten, Filter Nr. 8 bei mittlerer Strukturstärke, Filter Nr. 11 stellt bei starken Strukturen die beste Glättung dar.

Die strukturabhängige Glättung approximiert im Rahmen der Meßfehler von Q die bestmögliche Glättung in jedem Strukturstärkebereich ebensogut wie das in diesem Bereich beste konstante Filter.

Für einen weiten Bereich von Strukturstärken, der den größten Teil der in Szintigrammen vorkommenden Strukturen überdeckt ($S=0-3$ Ereignisse/Bildelement) haben die konstante Glättung mit Filter Nr.8 und die strukturabhängige Glättung ähnliche Werte. Wenn Szintigramme qualitativ als Bilder dargestellt werden sollen, reicht die einfacher zu handhabende konstante Glättung mit einem Filter mittlerer Stärke (z.B. Nr.8) aus. Bei quantitativen Untersuchungen, etwa an Szintigrammschnitten, führt die strukturabhängige Glättung zu genaueren Ergebnissen.

3.7 Untersuchungen zur Bestimmung der Bildfehler

Die Formeln für die Bildfehler nach verschiedenen Stadien der Bildbearbeitung aus den Abschnitten 3.3 und 3.5 wurden an Messungen überprüft.

3.7.1 Der statistische Restfehler nach Glättung

Für sehr schwache Strukturen ($S \rightarrow 0$) verschwindet der strukturabhängige Bildfehler. Der statistische Restfehler nach Glättung beträgt gemäß Gl.(13)

$$\sigma(\tilde{I}_{re}) = f \cdot \sigma(I_{re})$$

oder

$$f = \frac{\sigma(\tilde{I}_{re})}{\sigma(I_{re})}$$

Da die Streuung σ gleich der mittleren Abweichung der Intensität vom rauschfreien Vergleichsbild ist, sind der Filterfaktor f und Q für diesen Fall gleich definiert. Deshalb lassen sich die berechneten Werte für den Filterfaktor im Diagramm Abb.19 durch die gemessenen Q -Werte in Abb.28 nachprüfen. Der Vergleich ergibt, daß die Größen f und Q ($S \rightarrow 0$) im Rahmen der Meßfehler der Q -Messung übereinstimmen.

3.7.2 Der strukturabhängige Fehler

Aus den gemessenen Q -Werten im Diagramm Abb.28 läßt sich auch der strukturabhängige Fehler bestimmen. Die Definitionsgleichung für Q schreibt sich mit den Symbolen aus Gl. (17) folgendermaßen:

$$Q(S) = \frac{f \cdot \sigma + F_{STRUK}(S)}{\sigma}$$

Daraus folgt

$$F_{STRUK}(S) = \sigma(Q(S) - f)$$

Wenn man für die Streuung σ in den gemessenen Extrema einen mittleren Wert einsetzt, kann aus dieser Gleichung der strukturabhängige Fehler als Funktion der Strukturstärke bestimmt werden. Die entsprechenden Werte sind für verschiedene Filter in Abb.29 eingetragen. Zum Vergleich wurden die nach den Formeln Gln.(15) und (16) berechneten Werte mit eingezeichnet. Es zeigt sich, daß der unter der Annahme gaußförmiger Szintigrammstrukturen berechnete strukturabhängige Fehler eine ausreichende Näherung der gemessenen Werte darstellt. Die Annahme pyramidenförmiger Szintigrammstrukturen führt auf einen Ausdruck, der nur die Größenordnung des strukturabhängigen Fehlers richtig wiedergibt.

3.7.3 Der statistische Fehler nach Akzeptanzkorrektur

Abb.30 zeigt den Schnitt durch das Bild eines Homogenphantoms normaler Statistik ($4 \cdot 10^5$ Ereignisse), auf das die Akzeptanzkorrektur und die Glättungsoperation mit dem Filter Nr.1 angewandt wurde. Das zur Akzeptanzkorrektur benutzte Homogenphantombild enthielt $3 \cdot 10^6$ Ereignisse (mittlere Intensität pro Bildelement $\bar{H}=300$ Ereignisse) und war nicht geglättet. Die Strukturen des Homogenphantombildes fehlen in diesem Schnitt. Ein glattes Plateau kommt aber wegen des Rauschens im korrigierten und zur Korrektur benutzten Bilde nicht zustande. Die maximale Intensitätsdifferenz innerhalb des Plateaus beträgt $\Delta_{\max}=5$ Ereignisse. Die Berechnung des mittleren Gesamtfehlers des bearbeiteten Bildes nach Gln.(24) bis (27) führt auf den Wert $\pm 2,5$ Ereignisse, was eine gute Approximation der Messung bedeutet.

3.7.4 Größenvergleich der Fehlerkomponenten

Mit den abgeleiteten und überprüften Fehlerformeln können jetzt an einem typischen Beispiel die Bildfehler nach verschiedenen Bildoperationen berechnet werden, um einen Eindruck von deren Größe zu gewinnen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 2 eingetragen, ebenso die Werte, die für die Bildparameter gesetzt wurden.

ISAAC benutzt zur Zeit zur Glättung von Szintigrammen und Homogenphantom Filter Nr.8. Für diesen Fall hat man nach Tabelle 2 mit folgenden Fehlern zu rechnen:

Der typische strukturabhängige Fehler beträgt für Szintigrammstrukturen 8% der Streuung des unbearbeiteten Bildes (der strukturabhängige Fehler wurde beim Homogenphantom wegen der schwachen Strukturen vernachlässigt), die Streuung in der Intensitätsmessung wird bei Glättung des Szintigramms auf 24% der ursprünglichen Streuung reduziert. Diese beiden Werte zusammengefaßt ergeben die Streukomponente σ_B nach Akzeptanzkorrektur zu 32% der ursprünglichen Streuung. Die vom Rauschen des Homogenphantoms herrührende Streukomponente σ_{AK} macht 9,5% der ursprünglichen Streuung aus. Durch Bildbearbeitungsmethoden erreicht das System ISAAC eine mittlere Reduktion der ursprünglichen Unsicherheit bei der Messung der Aktivität einer Strahlungsverteilung von 65%.

3.8 Die Sichtbarmachung von Szintigrammen

3.8.1 Die optimale Bildauflösung

Die Gammakamera gibt Ortskoordinaten von γ -Ereignissen als Analogimpulse aus, die zur Übernahme durch den Rechner digitalisiert werden müssen. Vor der Bilderzeugung ist die Bildauflösung (Bildrasterung) festzulegen, die angibt, in wieviel Bildelemente das Bild aufgeteilt werden soll. Die Bildauflösung muß so groß sein, daß die gesamte von der Kamera gelieferte Information auch im Bild gespeichert werden kann. D.h. zwei Punkte, die von der Kamera aufgelöst werden können, sollen auch im Bild getrennt erkannt werden können. Die Fläche eines Bildelementes darf dann nicht die Fläche eines Kreises mit dem Durchmesser einer Auflösungsdistanz überschreiten, denn nur innerhalb dieser Fläche treten keine Bildstrukturen auf. Wenn andererseits die Fläche eines Bildelementes sehr klein gewählt wird, wird die Anzahl der Bildelemente pro Bild sehr groß. Dann kann (bei fester Aufnahmestatistik) die mittlere Anzahl der pro Bildelement registrierten Ereignisse so gering sein, daß die vorhandene Information durch Rauschen verdeckt wird.

Wenn man einen relativen statistischen Größtfehler von 20% vorgibt, folgt bei der üblichen Aufnahmestatistik von $4 \cdot 10^5$ Ereignissen pro Bild für die maximale Zahl der Bildelemente:

$$\text{Ereignisse pro Bildelement} = 25$$

$$\text{Maximale Anzahl von Bildelementen} = 4 \cdot 10^5 / 25 \approx 128 \times 128$$

ISAAC benutzt die Bildauflösung 128×128 Bildelemente standardmäßig. Bei dieser Bildauflösung wird die kleinste von der Kamera

erzeugbare Auflösungsdistanz von ca. 8 mm durch 2,7 Bildelemente aufgelöst. Dann fallen in die Kreisfläche mit dem Durchmesser einer Auflösungsdistanz 5,7 Bildelemente, sodaß keine Kamerainformation bei der Speicherung im Bild verlorenght. Die bei ISAAC ebenfalls verfügbare Bildauflösung 64 x 64 Bildelemente führt in einen kritischen Bereich, weil hier die Kreisfläche mit dem Durchmesser einer Auflösungsdistanz nur durch 1,4 Bildelemente aufgelöst wird.

3.8.2 Optische Darstellungsmethoden

Bisher war es das Ziel der Bildbearbeitung, die Intensitätsverteilung des Bildes möglichst gut der Aktivitätsverteilung des Objektes anzunähern. Eine weitere Aufgabe der Bildbearbeitung ist es, das Szintigramm optisch so zu präsentieren, daß die gesamte Bildinformation auch vom befundenden Arzt erkannt werden kann. Während für den Grad der Annäherung des Bildes an das Objekt physikalisch meßbare Größen definiert werden konnten, unterliegt die Erkennbarkeit der Information subjektiven Kriterien (siehe (12)). Es haben sich folgende Darstellungsverfahren als zweckmäßig herausgestellt:

1. Quantitative Darstellung

- a) Isointensitätslinien
- b) Bildschnitte

2. Qualitative Darstellung:

a) Graustufendarstellung:

Die Helligkeit eines Bildelementes ist proportional der Anzahl der in ihm registrierten Ereignisse (Bildintensität)

tät). Diese Darstellung wurde bei allen bisher gezeigten Bildbeispielen verwandt. Als Medium diente Papier, die Grautöne wurden von einem Zeilendrucker erzeugt (DESY-Rechenzentrum) nach einem Vorschlag von Pistor (15). Die entsprechende Darstellung, bei der die Grautöne durch Kathodenstrahlung auf dem ISAAC-Sichtgerät erzeugt werden, zeigt Abb.31a).

b) Isointensitätsflächendarstellung:

Zwei aufeinanderfolgende Helligkeitsstufen werden durch den unbeleuchteten oder unbedruckten Untergrund unterbrochen.

Abb.31b) zeigt eine solche Darstellung auf dem ISAAC-Sichtgerät. In Abb.31d) sieht man die entsprechende Realisierung auf dem Zeilendrucker.

c) Isointensitätslinienartige Verteilung von Bildrastern:

Die verfügbaren Helligkeitsstufen werden innerhalb des darzustellenden Intensitätsbereich mehrfach durchlaufen.

Diese Darstellung auf dem ISAAC-Bildschirm ist in Abb.31c) wiedergegeben.

Zur Realisierung der qualitativen Darstellung muß der Bereich der darzustellenden Bildintensität in so viele Intervalle eingeteilt werden, wie Helligkeitsstufen zur Verfügung stehen. Die optische Darstellung eines Szintigramms besteht dann aus einer Abbildung von Bildintensitäten auf Helligkeitsstufen. Da die verfügbaren Helligkeitsstufen beschränkt sind (16 Helligkeitsstufen beim ISAAC-Sichtgerät, 10 Helligkeitsstufen beim Zeilendrucker), werden bei hohen Bildintensitäten die Intensitätsintervalle, die jeweils durch die gleiche Helligkeitsstufe dargestellt werden,

sehr groß. Falls innerhalb eines solchen Intensitätsintervalls Bildstrukturen liegen, geht diagnostische Information verloren. Deshalb werden Bildschwellen so gesetzt, daß die gesamte Helligkeitsskala auf den interessierenden Intensitätsbereich aufgeteilt wird. Zur Darstellung aller Intensitäten oberhalb oder unterhalb der Schwellen wird die größte bzw. kleinste Helligkeitsstufe benutzt.

Die Bilder Abb.26c)-f) zeigten bereits deutlich den Gewinn an Erkennbarkeit von Strukturen in einem interessierenden Intensitätsbereich bei Benutzung von Bildschwellen (beim Vergleich mit Abb.26b)).

Die Wirkung von Bildschwellen kann außerdem gut an Homogenphantombildern demonstriert werden, weil es sich hier um schwache Strukturen auf hohem Untergrund handelt. Der Vergleich zwischen Abb.32b), die ein geglättetes Homogenphantombild ohne Schwellen zeigt, und den Abb.32c) und 32d), wo Schwellen gesetzt wurden, macht die kontrastverstärkende Wirkung der Bildschwellen deutlich. Der Vergleich zwischen Abb.32a), die ein unbearbeitetes Homogenphantom zeigt, und Abb.32c) demonstriert die Wirkung mehrerer Bildoperationen.

4 Schlußfolgerungen

=====

Die in einem Objekt enthaltene diagnostische Information wird bei der Abbildung durch die Gammkamera vermindert durch das endliche Auflösungsvermögen der Gammakamera, durch statistische Schwankungen bei der Erzeugung und Übertragung der Bildinformation und durch die Ortsabhängigkeit der Kameraakzeptanz.

Das Bildrauschen konnte durch Anwendung glättender Filter auf das Bild bis auf etwa 10% des ursprünglichen Wertes gesenkt werden. Stark glättende Filter können jedoch informationstragende Bildstrukturen zerstören, sodaß die Wahl glättender Filter abhängig zu machen ist von den Bildparametern Bildstruktur, Bildstatistik, Bildauflösung. Die hier abgeleitete strukturabhängige Glättung stellt einen günstigen Kompromiß dar zwischen Rauschreduktion und Strukturhaltung. Bei der gewöhnlichen Bildstatistik von $4 \cdot 10^5$ Ereignissen liefert die konstante Glättung mit Filtern mittlerer Stärke (z.B. Filter Nr.8) ebenfalls gute Ergebnisse.

Die Ortsabhängigkeit der Kameraakzeptanz wurde ausgeglichen durch Multiplikation des Bildes mit einer Korrekturmatrix, die aus dem Bild des Homogenphantoms gewonnen wurde. Da es sich bei der Akzeptanzkorrektur um den elementweisen Vergleich zweier Bilder handelt, ist zu beachten, daß beide Bilder bei gleicher Aktivität aufgenommen werden. Denn alle Bilder werden in Richtung einer Bilddiagonalen um eine Strecke verschoben, die von der Aktivität des Objektes abhängt.

Um die in einem Szintigramm enthaltene diagnostische Information sichtbar machen zu können, sind bei ISAAC verschiedene

quantitative und qualitative Verfahren realisiert. Die Erkennbarkeit von Bildinformation kann wesentlich gesteigert werden, wenn man Bildschwellen setzt. Bei ISAAC können Bildschwellen interaktiv gesetzt werden, sodaß dem befundenden Arzt schnell die gesamte Bildinformation aus einem ihn interessierenden Intensitätsbereich präsentiert werden kann, nachdem er diesen ausgewählt hat.

Bei der Weiterentwicklung der Bildbearbeitungsoperationen für Gammakamerabilder bemüht man sich in neuerer Zeit vor allem um die Verbesserung der Ortsauflösung. Man hat versucht, solche Filter zu berechnen, die mit Hilfe der bekannten Übertragungsfunktion des abbildenden Systems aus dem verschwommenen Szintigramm die Objektstruktur rekonstruieren. Diese Filter liefern eine geringere Halbwertsbreite und besseren Kontrast als die hier benutzten. Sie könnten für ISAAC realisiert werden, wenn Verbindung zu einem Großrechner besteht. Dem Bemühen, die genaue Objektverteilung durch Filter zu rekonstruieren, sind jedoch durch das Bildrauschen enge Grenzen gesetzt. Deshalb geht die Entwicklung in der Szintigraphie dahin, Kameras mit γ -Nachweismechanismen zu bauen, die eine bessere Ortsauflösung ermöglichen (z.B. Hybridkammer (4)).

Die optische Darstellung von Szintigrammen kann prinzipiell dadurch verbessert werden, daß die Anzahl der Darstellungsstufen durch Verwendung von Farben erweitert wird. Da ISAAC die Möglichkeit bietet, interaktiv Bildschwellen zu setzen, erhöht sich die diagnostische Information kaum, solange die Abbildung durch nur ein Radioisotop vermittelt wird, wie im jetzigen Stadium. Bei gleichzeitiger Verwendung verschiedener Radioisotope

zur Abbildung verschiedener Organe werden Farben eine bessere
Trennung der Organe ermöglichen als Graustufen.

5

LITERATURVERZEICHNIS

=====

(1) ANGER, H.O.

"Radioisotope Cameras"

aus: Instrumentation in nuclear medicine, Vol.1

Acedamic Press N.Y., London 1967

(2) ANGER, H.O

"Sensitivity, resolution and linearity of the
scintillationcamera"

IEEE, Trans.on nucl. Sc. NS-13,3,1966

(3) BARBER, D.C, MALLARD, J.R.

"Data processing of radioisotope images for optimum
smoothing"

Phys.Med.Biol., 1971, Vol 16, No.4

(4) BÖHMER, V.

"Untersuchungen der Nachweiseigenschaften einer
Hybridkammer als Teilchenspurdetektor für minimal
ionisierende Teilchen und als Radioisotopenkamera
für nuklearmedizinische Anwendungen"

Dissertation, Karlsruhe 1972

(5) BRANDT, S.

"Statistische Methoden der Datenanalyse"

BI-Hochschulskripten Nr.816/816a, Mannheim 1968

- (6) GRAUL, E.H., KUNI, H., JOSEF, K.
"Nuklearmedizinische Diagnostik"
Literaturreihe der Farbwerke Hoechst, Ffm, 1970
- (7) HEATH, R.
"Gamma-ray spectrum catalogue"
Idaho Falls 1957
- (8) HÖHNE, K.H., LIPPS, H., PFEIFFER, G., EBENRITTER, W.,
SCHNEIDER, C., MONTZ, R., NOVAK, D.
"ISAAC-ein System für die interaktive Szintigramm-Aufnahme
und -Auswertung mit einem Computer"
DESY DV-73/1, Hamburg 1973
- (9) HUNT, W.A., MEDER, H.G., PISTOR, P., WALCH, G., LUIG, H.,
SCHMIDLIN, P., SCHMITT, H.G.
"Digital processing of scintigraphic images"
IBM-Wissenschaftliches Zentrum Heidelberg,
Technical Report 70.03.001, März 1970
- (10) Mc.INTYRE, W.J. CHRISTIE, J.H.
"A Comparison of data averaging of radioisotope scan data
by photographic and dimensional computer techniques"
Med. Rad. Scintigraphy, Vol.1, IEAE, Vienna 1969
- (11) JORDAN, K., GEIBLER, S.
"Die Bestimmung glättender Filter in Abhängigkeit

von der Wahl der Darstellungsstufen bei
der Computerausgabe von Szintigrammen"
Fachtagung der GMDS und der GI:
"Methoden der Informatik in der medizinischen
Datenverarbeitung", Hannover, 12.-14.10.1973

(12) LIPKIN, B.S., ROSENFELD, A.

"Picture processing and psychopictorics"
Academic Press, New York, London, 1970

(13) MYERS, M.J., KENNY, P.J., LAUGHLIN, J.S.

"Quantitativ analysis of data from scintillation cameras"
Nucleonics, Februar 1966

(14) PISTOR, P., WALCH, G., GEORGI, P., HUNT, W.A.,
LORENZ, W.J., LUIG, H., MEDER, H.G., SCHMIDLIN, P.,
WIEBELT, H.

"Digital image processing in nuclear medicine"
IBM-Wissenschaftliches Zentrum Heidelberg
Technical Report 71.05.002, Mai 1971

(15) PISTOR, P.

"Digital processing of scintigraphic images by two
dimensional recursive Wiener filters"
IBM-Wissenschaftliches Zentrum Heidelberg
Technical Report 70.03.001, März 1970

(16) WALCH, G., MEDER, H.G., PISTOR, P.

"Erkennung von Anomalien in Szintigrammen"

Fachtagung der GI: "Kognitive Verfahren

und Systeme", Hamburg, 11.-13. April 1973

6 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

=====

- 1 Szintipfoto eines Hirns
- 2 ISAAC-Maschinenkonfiguration
- 3 Szintigramm radioaktiver Punktquellen
- 4 Schnitt durch das Bild einer Punktquelle
- 5 Das Übertragungssystem
- 6 Parallelllochkollimator
- 7 Pulshöhenspektrum von Mo- Tc (Gleichgewicht)
- 8 Die Auflösungsdistanz in Abhängigkeit
der Photonenenergie
- 9 Die geometrische Auflösungsdistanz in Abhängigkeit
vom Abstand Objekt-Kollimator
- 10 Querschnitt durch den 0,4mm-Kollimator
- 11 Die Abhängigkeit der geometrischen Ortsauflösung
vom Abstand Objekt-Kollimator bei verschiedenen
Kollimatoren
- 12 Die Abhängigkeit der Ortsauflösung von der
Größe des Energiefensters
- 13 Homogenphantombild
- 14 Schnitt durch die Mitte des Homogenphan-
tombildes in Abb.13
- 15a) Testphantom
- 15b) Szintigramm des Testphantoms
- 16 Schnitt durch das Testphantom bei verschiedener
Objektaktivität
- 17a) Schnitt durch das unbearbeitete Testphantombild
- 17b) gleicher Schnitt wie in a) durch das rauscharme

Vergleichsbild des Testphantoms

- 18a) Eine Auswahl digitaler Filter für die Bildglättung
- 18b) Die Gewichtsmatrix zu Filter Nr.1
- 18c) Glättungsstärke der Filter der konstruierten Auswahl
- 19 Filterfaktoren für die konstruierte Filterauswahl
- 20 Szintigrammschnitt zur Erläuterung der Bestimmung der Strukturstärke
- 21 Die Streukomponente als Funktion der mittleren Intensität des Homogenphantombildes
- 22 Häufigkeitsverteilung optimaler Filter als Funktion der Bildstatistik
- 23 Häufigkeitsverteilung optimaler Filter bei einer Bildraasterung von 64×64 Bildelementen
- 24 Das optimale Filter als Funktion der Strukturstärke
- 25 Übersicht zur Vorglättung durch Beseitigung der Zufallsextrema
- 26a) Unbearbeitetes Hirnszintigramm
- 26b) Hirnszintigramm nach Glättung
- 26c) Hirnszintigramm nach strukturabhängiger Glättung mit Bildschwellen
- d,e,f)Hirnszintigramm mit Bildschwellen nach Glättung mit den Filtern Nr. 1, 8, 11
- 27a) Schnitt durch unbearbeitetes Testphantom
- b,c,d Schnitt durch Testphantom nach Glättung mit den Filtern Nr.1, 8, 11
- 27e) Schnitt durch das rauscharme Vergleichsbild des Testphantoms

- 27f) Schnitt durch das strukturabhängig
geglättete Testphantombild
- 27g) Schnitt durch Testphantombild
nach Anwendung der Vorglättung
- 28 Die Annäherung des geglätteten Bildes
an das rauscharme Vergleichsbild
- 29 Der strukturabhängige Fehler als
Funktion der Strukturstärke
- 30 Schnitt durch ein Homogenphantombild
nach Anwendung von Akzeptanzkorrektur und Glättung
- 31a) Hirnszintigramm in Grautondarstellung
auf dem ISAAC-Sichtgerät
- 31b) Hirnszintigramm in Isointensitätsflächendarstellung
- 31c) Hirnszintigramm in isointensitätslinienartiger
Darstellung auf ISAAC-Sichtgerät
- 31d) die b) entsprechende Darstellung als
Zeilendruckerausgabe
- 32a) Homogenphantombild, unbearbeitet
- 32b) Homogenphantombild, geglättet
- 32c) Homogenphantombild, geglättet, Schwellen
- 32d) Abb.32c) in Isointensitätsflächendarstellung
- 33 Ablauf von ISAAC-Systemprogrammen am
Beispiel einer Szintigrammaufnahme und -wiedergabe
- 34 Hilfskoordinatensysteme zur Erläuterung
der Funktion des Kapazitätsnetzwerkes
- 35 Prinzipschaltbild des Kapazitätsnetzwerkes

7 ANHANG

=====

7.1 Programmstruktur und Datenverwaltung
des Systems ISAAC

Zur Implementierung der System-Software wurde das DEC-Betriebssystem OS8 benutzt. Der Vorteil dieses Systems ist, daß es einen Fortran-Compiler bietet und file-organisiert ist. Außer bei den Programmen zur Datenerfassung und unmittelbaren Bearbeitung, die in Assembler geschrieben sind, wurde Fortran zur Programmierung benutzt.

Da in der szintigraphischen Praxis eine Fülle von Daten anfällt (bis zu 50 Szintigrammaufnahmen pro Tag), und da angestrebt wird, alle medizinischen Daten von einem Patienten zentral verfügbar zu machen, wurde besonderer Wert auf die Datenverwaltung gelegt.

Alle Personendaten sind in einem Software-Katalog zusammengefaßt, der auf Magnetband abgespeichert ist. Der Katalog ist untergliedert in Datensätze, die jeweils einen bestimmten Datentyp enthalten. So gibt es einen Datensatz, dessen Einträge die auf Magnetband gespeicherten Szintigrammaufnahmen eindeutig identifizieren durch den Namen des zugehörigen Patienten, sein Geburtsdatum und die Art der Aufnahme. Weitere Datensätze sind vorgesehen für die Ergebnisse anderer medizinischer Untersuchungen. Die Struktur der Datensätze, d.h. Typ und Länge einer Dateneingabe, sowie die an den Benutzer zu stellenden Fragen und die Art des Datenträgers für den Datensatz sind in einem zugeordneten Formular festgelegt. Das Formular kann in einem gesonderten Editierungsprogramm frei nach den Wünschen des

Benutzers gestaltet werden.

Am Beispiel einer Szintigrammaufnahme und -wiedergabe (Abb.33) soll die Verwaltung von Szintigrammen erläutert werden. Dieses Beispiel macht gleichzeitig die Gliederung der ISAAC-Software in Programmmoduln deutlich. Nachdem der Benutzer die Aufnahme eines Szintigramms verlangt hat, wird das zum Szintigrammdatensatz gehörende Formular vom Magnetband in den Kernspeicher eingelesen. Die im Formular vorgesehenen Fragen zur Szintigrammidentifikation sind vom Benutzer zu beantworten und werden in Form eines Eintrages zunächst im Kernspeicher abgelegt.

Der Szintigramm-Datensatz ist bereits dahin weiterentwickelt worden, daß die Einträge nach einem Schlüssel zu Listen verkettet sind. Das hat den Vorteil, daß zum Wiederauffinden eines Szintigramms nur eine, durch den Schlüssel bestimmte Liste durchsucht zu werden braucht. Nach Berechnung des Schlüssels aus den Benutzerangaben wird in einer Listentabelle geprüft, ob zu diesem Schlüssel bereits eine Liste existiert und ob in dieser Liste bereits ein identischer Eintrag vorhanden ist. Danach werden nacheinander die Moduln "Szintigrammaufnahme", "Akzeptanzkorrektur" und "Magnetbandschreibroutine" aufgerufen. Wenn diese Aktionen erfolgreich durchgeführt werden konnten, wird der Eintrag, der das Szintigramm identifiziert, in die Liste eingefügt und auf Band geschrieben.

Bei der Szintigrammwiedergabe werden zur Auffindung des Szintigramms auf Magnetband die Elemente der durch den Schlüssel bestimmten Liste mit den Benutzereingaben verglichen. Falls ein identischer Eintrag gefunden wird, laufen nacheinander die Moduln "Bandleseroutine", "Glättung" und "Displayroutine" ab.

Die einzelnen Moduln sind unabhängig voneinander. So kann bei

Kernspeicherplatzmangel ein Modul während der Ausführung des Programms geladen werden und den laufenden Modul im Kernspeicher verdrängen.

7.2 Die Ortsbestimmung von Kristallszintillationen mit der Gammakamera

Vor der Erzeugung des Bildes berechnet die Gammakamera für jedes registrierte γ -Ereignis den Ort der Szintillation im Kristall. Die Bestimmung des Ereignisortes erfolgt wie bei Analogrechnern durch Ausgabe zweier Spannungsimpulse, deren Größe proportional zu den Ortskoordinaten x, y ist. Die Lage des Koordinatensystems (x, y) zum Kristall ist in Abb. 34 eingezeichnet.

Um den Ort einer Szintillation in der Kristallebene festlegen zu können, sind im Prinzip mindestens drei Photomultiplier notwendig, die über dem Kristall angebracht sind und nicht auf einer Geraden liegen. Das Lumineszenzlicht von Kristallszintillationen trifft die Photomultiplier mit einer Intensität, die vom Abstand zwischen Photomultiplier und Szintillationsort abhängt. Aus den verschiedenen großen Photomultiplier-Ausgangssignalen kann dann auf den Szintillationsort geschlossen werden. Dazu werden zwei Hilfskoordinatensysteme (x^+, y^+) und (x^-, y^-) eingeführt, deren Lage relativ zum System (x, y) in Abb. 34 eingezeichnet ist. Wie die Hilfskoordinaten-Signale aus den Photomultiplier-Signalen erzeugt werden, zeigt das Schaltbild Abb. 35 (hier der Übersichtlichkeit wegen sieben Photomultiplier statt neunzehn wie bei der ISAAC-Kamera). Der Beitrag eines Photomultiplier-Signals zum Hilfskoordinaten-Signal wird gewichtet durch Kapazitäten, die zwischen Photomultiplier und Hilfskoordinaten-Ausgang geschaltet sind. Diese Kapazitäten sind proportional zu den Koordinaten des

Photomultipliers bzgl. der Hilfskoordinatensysteme. Ein Hilfskoordinaten-Signal, z.B. x berechnet sich dann folgendermaßen:

$$x^+ = \sum_{i=1}^{19} x_i^+ I_i \quad (30)$$

(Analoge Formeln gelten für x^- , y^+ , y^-).

Dabei ist x_i^+ die Kapazität (Gewicht), mit der der i -te Photomultiplier mit dem x -Ausgang gekoppelt ist und I_i die Größe des Ausgangssignals des i -ten Photomultipliers.

Die Photomultiplier-Ausgangssignale hängen von der Energie der nachgewiesenen γ -Strahlung ab. Um die Ortssignale energieunabhängig zu machen, wird x^+ durch die Größe

$$z = x^+ + x^- + y^+ + y^- \quad (31)$$

dividiert. (Alle Summationen und Divisionen werden in Analogrechenelementen durchgeführt, die hinter das Kapazitätsnetzwerk geschaltet sind.) z ist für γ -Strahlung konstanter Energie eine Konstante und deshalb ein Maß für die Energie, denn aus der Lage der Hilfskoordinatensysteme (Abb.34) zueinander sieht man

$$\sum_{i=1}^{19} x_i^+ + x_i^- + y_i^+ + y_i^- = \text{const.}$$

woraus mit Gl.(30) die Gl.(31) folgt.

Für den Übergang von den Hilfskoordinatensystemen zum System (x,y) entnimmt man weiter aus Abb.34

$$x = (X^+ - X^-) / 2 \quad y = (Y^+ - Y^-) / 2$$

Tabelle 1 Zusammenstellung der Fehlerquellen

Übertragungs- glied	Art des erzeugten Fehlers	Fehlererzeugender Effekt	Größe des Fehlers
Objekt	Fehler bei Intensitätsmessung	stochastische Natur der Kernzerfälle	$\sigma^2 =$ Anzahl der registrierten Ereignisse
	Fehler bei Ortsmessung	Comptonstreuung im Gewebe	Differenz der Auflösungsdistanzen bei 10 % und 50 % Fensteröffnung: 4 mm (365 keV-Strahlung)
Kollimator	Fehler bei Ortsmessung	Kollimatormetrie	Vergrößerung des Abstandes Kollimator - Objekt um 1 cm bewirkt Vergrößerung der Auflösungsdistanz um 0,52 mm (0,3 mm Kollimator) bzw. 0,71 mm (4 mm Kollimator).
	Fehler bei Ortsmessung	Septendurchdringung der γ -Strahlung	Konnte bei Verwendung der für die entsprechende γ -Energie konstruierten Kollimatoren nicht nachgewiesen werden.
Kristall	Fehler bei Ortsmessung	Mottstreuung der Photoelektronen	Mittlere Reichweite von 0,36 MeV Photoelektronen in NaJ 0,2 mm
	Fehler bei Ortsmessung	Comptonstreuung der γ -Quanten	Strecke zwischen Zentrum des Lichtblitzes und Ort der 1. Streuung < 2,5 mm für 90 % der Photopeakereignisse
Photomultiplier und Kapazitätssnetzwerk	Fehler bei Intensitätsmessung	Ortsabhängigkeit der Akzeptanz	Differenz innerhalb des Homogenphantombildes bis zu 1/3 der mittleren Zahl der pro Bildelement registrierten Ereignisse
	Fehler bei Ortsmessung	Photomultiplierstatistik	Innere Ortsauflösungsdistanz: 17,6 mm (140 keV), 10,4 mm (365 keV)
Kapazitäten auf dem Übertragungsweg	Bildverschiebung	endliche Entladezeit eines Kondensators	Bei einer Erhöhung der Objektaktivität um 2 m Ci wird das Bild um 3,3 mm in positiver x- und y-Richtung verschoben.
Analog-Digital-Wandler	Fehler bei Ortsmessung	Abweichung der Kennlinie von Linearität	Differentielle Linearität = 1 %

Tabelle 2 : Beispiel zum Größenvergleich der Fehlerkomponenten

(Einheit: Ereignisse)

(%-Angabe bezieht sich auf σ)

Unbearbeitetes Bild		Szintigramm-glättung		Homogenph.-glättung		Bearbeitetes Bild			
σ	Filter Nr.	Filter Nr.	F_{STRUK}	$f \cdot \sigma$	σ_B	σ_{AK}	$\sigma_G = \sqrt{\sigma_{AK}^2 + \sigma_B^2}$		
6,3	1	1	1,2 (19%)	0,6 (9,5%)	1,8 (21%)	2,4 (38%)	3,0 (48%)		
6,3	8	8	0,5 (8%)	1,5 (24%)	2,0 (32%)	2,4 (38%)	3,1 (49%)		
6,3	11	11	0,2 (3,2%)	2,1 (33%)	2,3 (37%)	2,4 (38%)	3,3 (52%)		
6,3	1	8	1,2 (19%)	0,6 (9,5%)	1,8 (29%)	0,6 (9,5%)	1,8 (29%)		
6,3	8	8	0,5 (8%)	1,5 (24%)	2,0 (32%)	0,6 (9,5%)	2,2 (35%)		
6,3	11	8	0,2 (3,2%)	2,1 (33%)	2,3 (37%)	0,6 (9,5%)	2,4 (38%)		

Die Bildparameter wurden folgendermaßen gewählt:

Bildstatistik: $4 \cdot 10^5$ ($\bar{I}=40$)

Strukturform: Gaußförmig

Halbwertsbreite: $B=10$ (Bildelemente)

Statistik des Homogenphantombildes: $3 \cdot 10^6$ ($\bar{H}=300$)

Korrekturfaktor: $1/f_{KL} = 1$

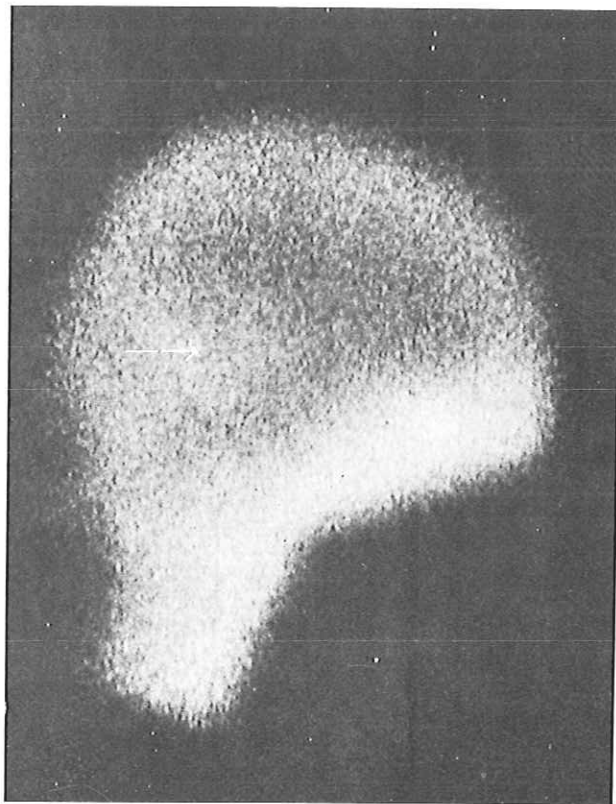


Abb.1 Szintipfoto eines Hirns

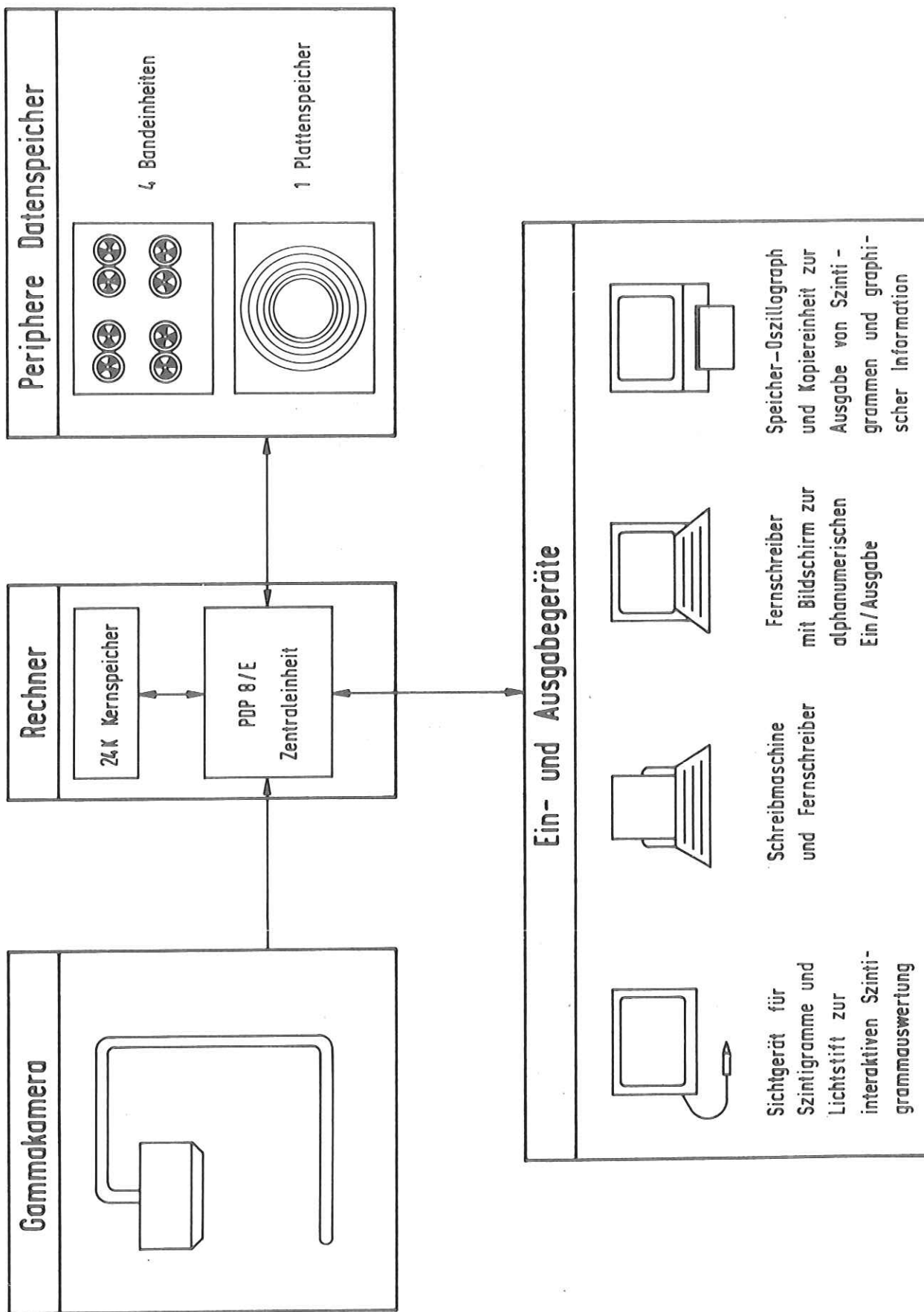


Abb.2 ISAAC-Maschinenkonfiguration

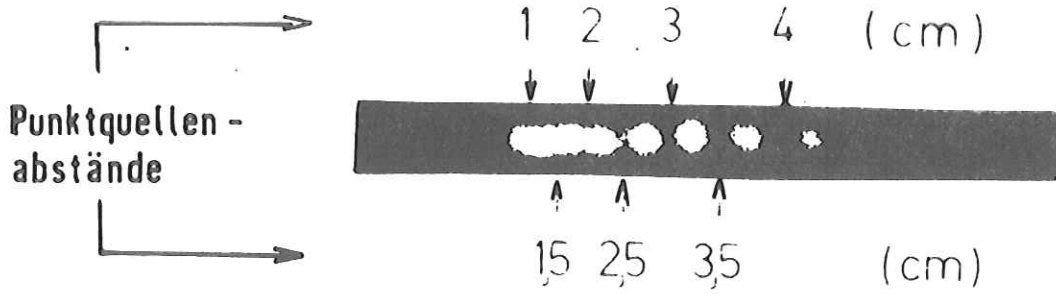


Abb.3 Szintigramm radioaktiver Punktquellen

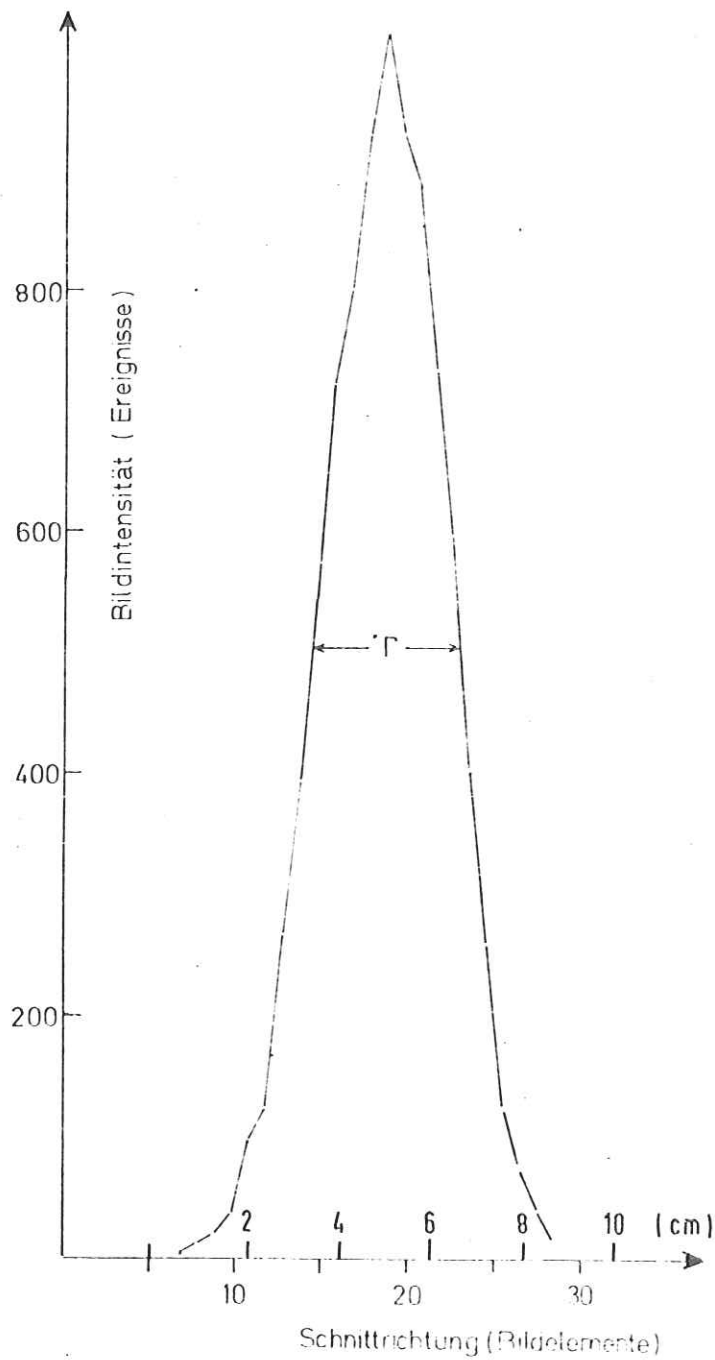


Abb.4 Schnitt durch das Bild einer Punktquelle

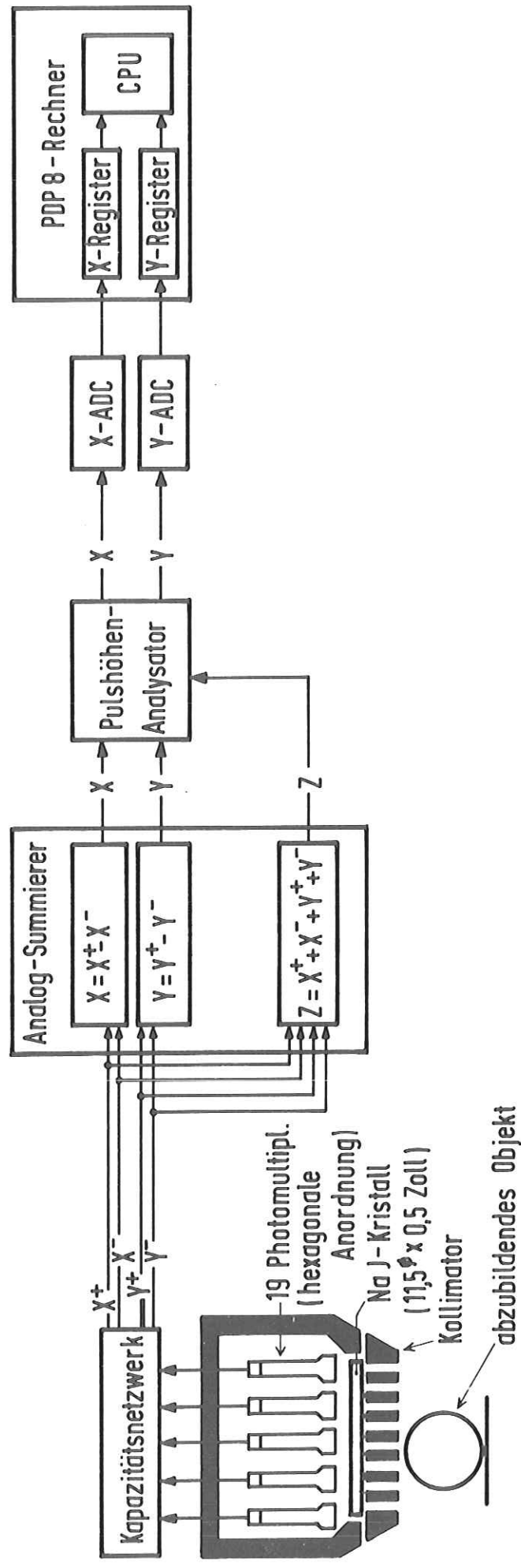


Abb.5 Das Übertragungssystem

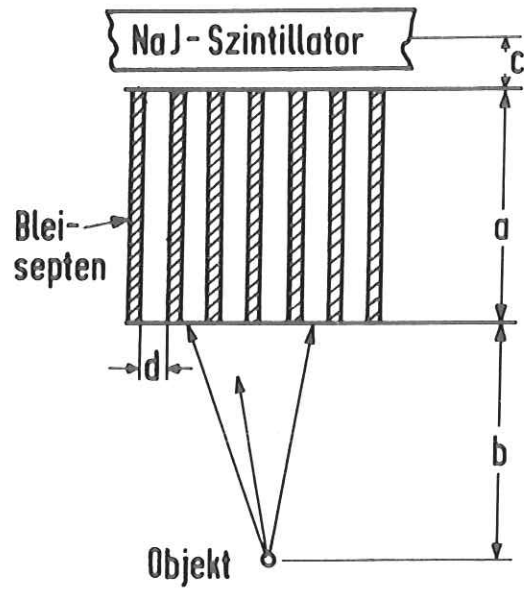


Abb.6 Parallelllochkollimator

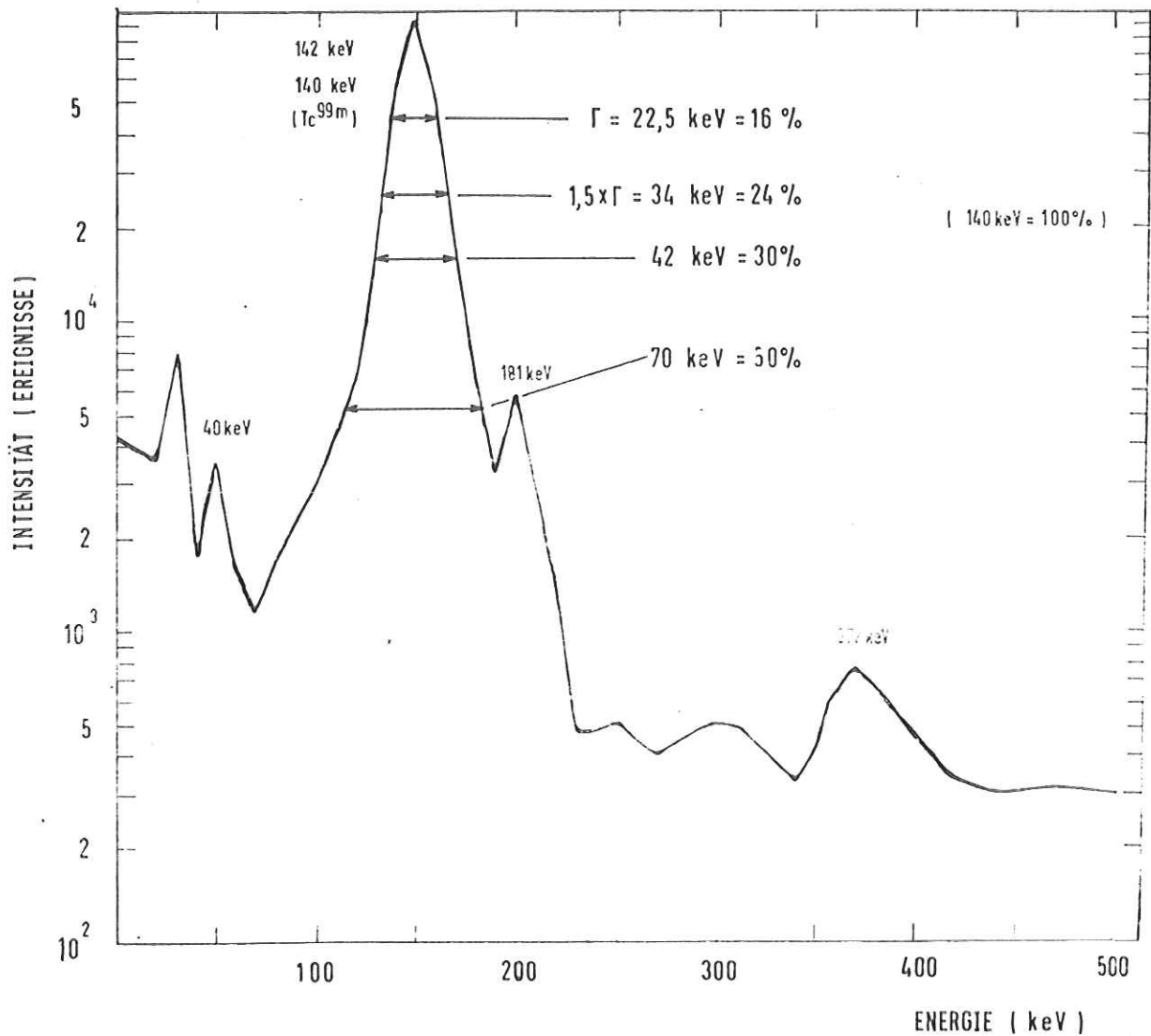


Abb.7 Pulshöhenspektrum von Mo - Tc im Strahlungsgleichgewicht nach Messungen von Heath (10)

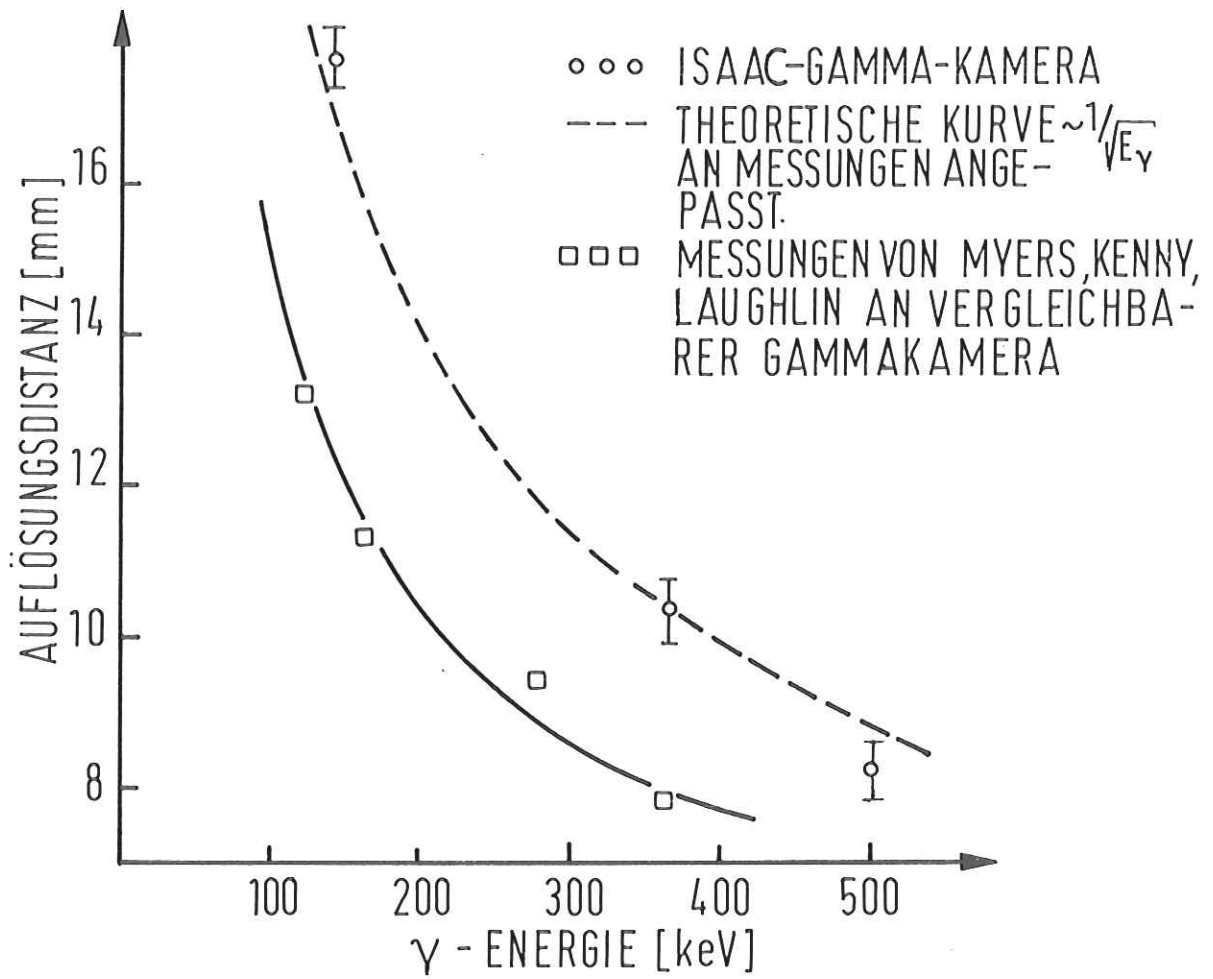


Abb.8 Die Auflösungsdistanz in Abhängigkeit von der Photonenenergie

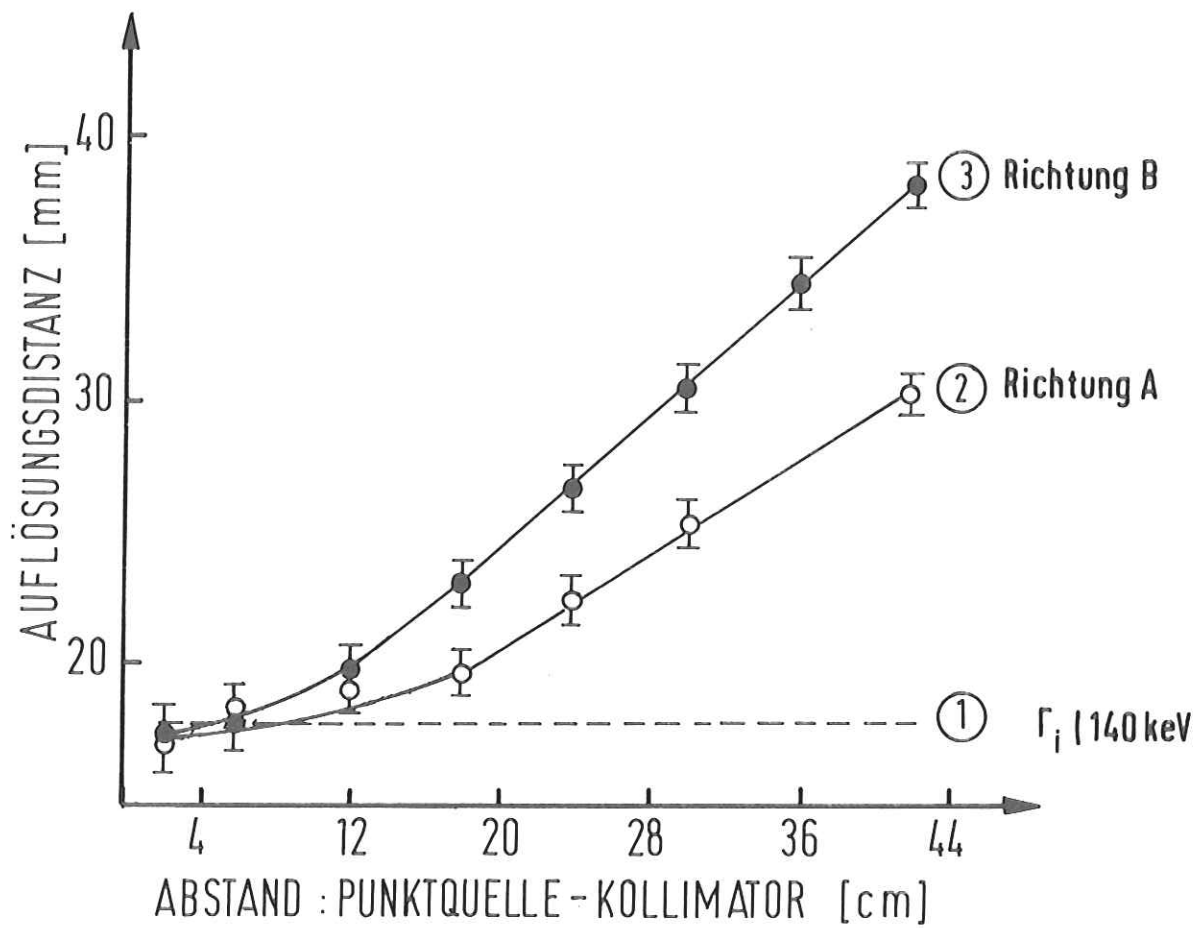


Abb. 9 Die geometrische Ortsauflösung in Abhängigkeit vom Abstand Objekt-Kollimator

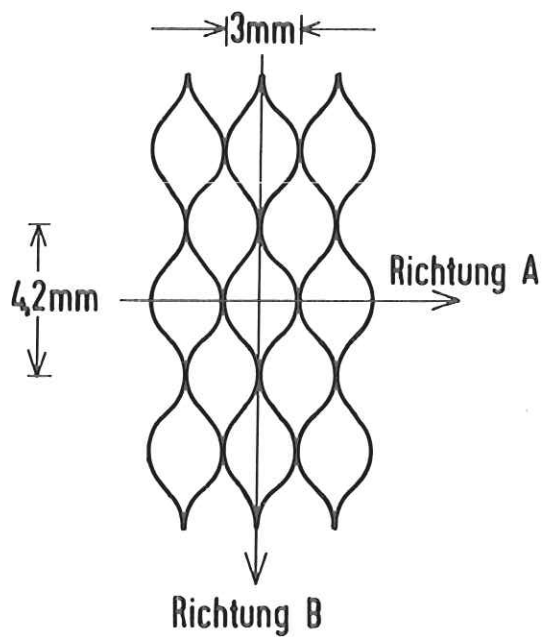


Abb. 10 Querschnitt durch den 0,4mm-Kollimator

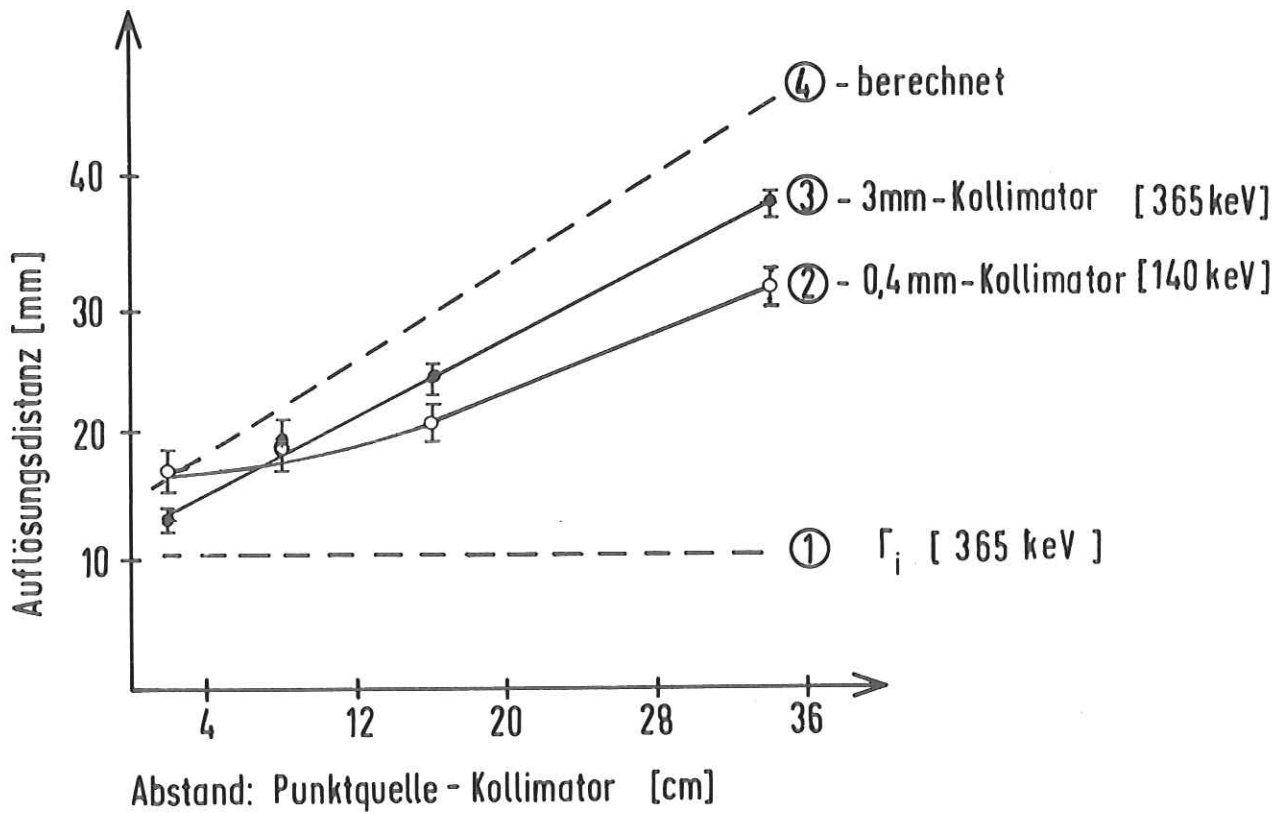


Abb. 11 Die Abhängigkeit der geometrischen Ortsauflösung vom Abstand Objekt-Kollimator für verschiedene Kollimatoren

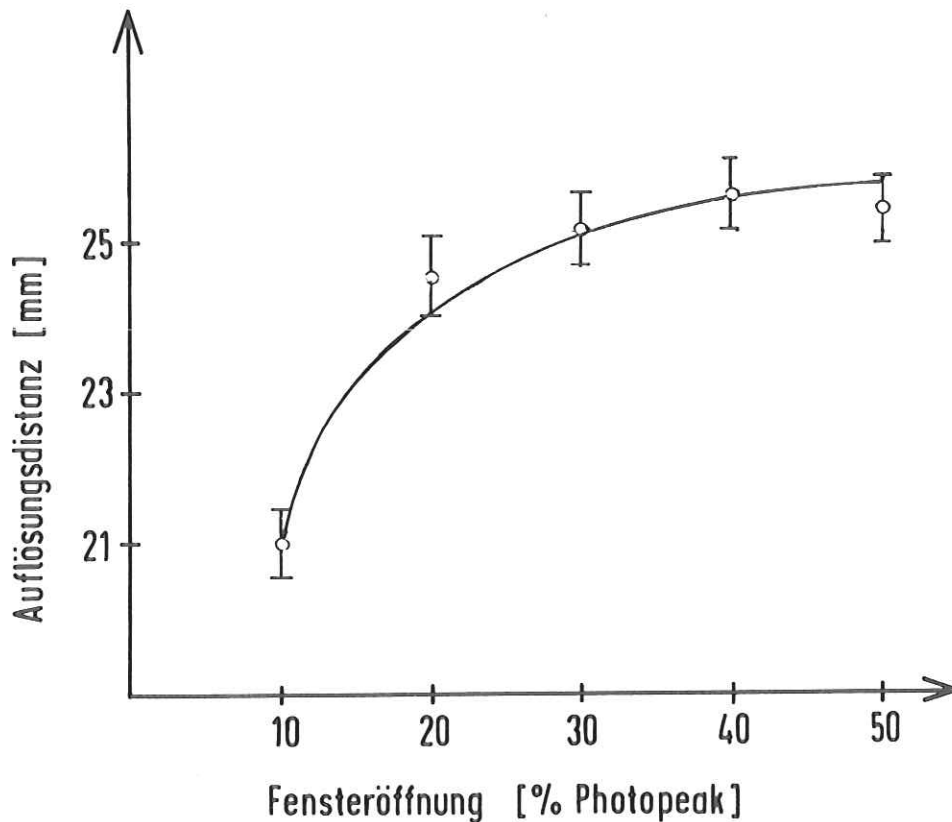


Abb. 12 Die Abhängigkeit der Ortsauflösung von der Größe des Energiefensters

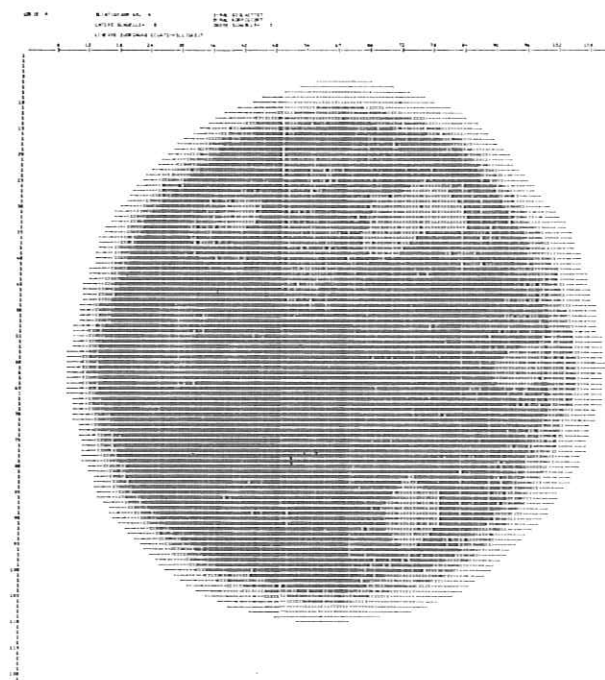


Abb. 13 Homogenphantombild

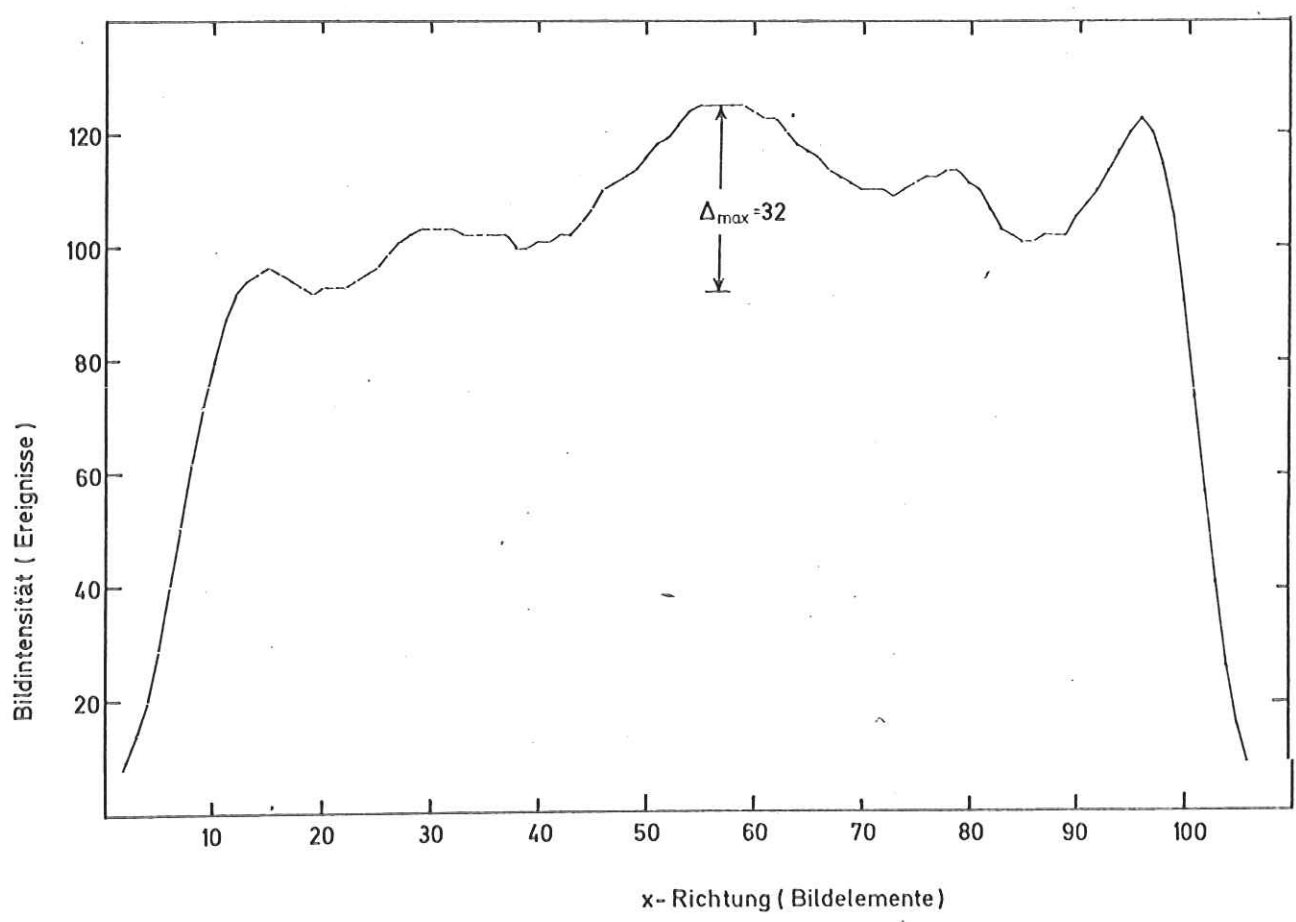


Abb. 14 Schnitt durch die Mitte des Homogenphantombildes

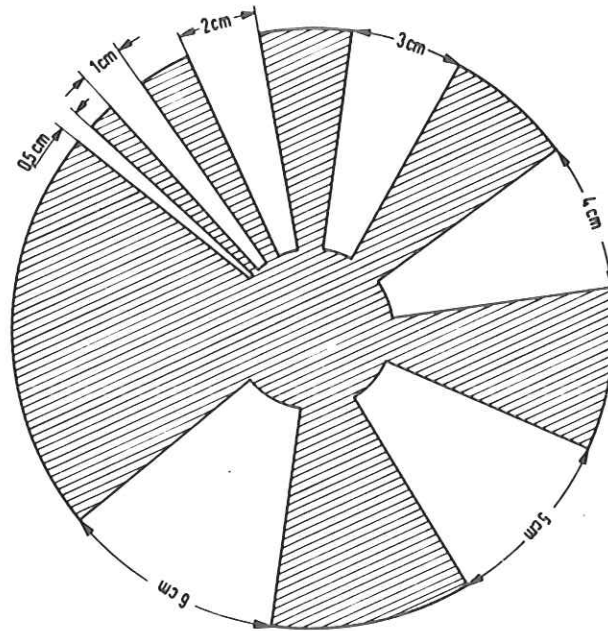


Abb. 15a) Testphantom

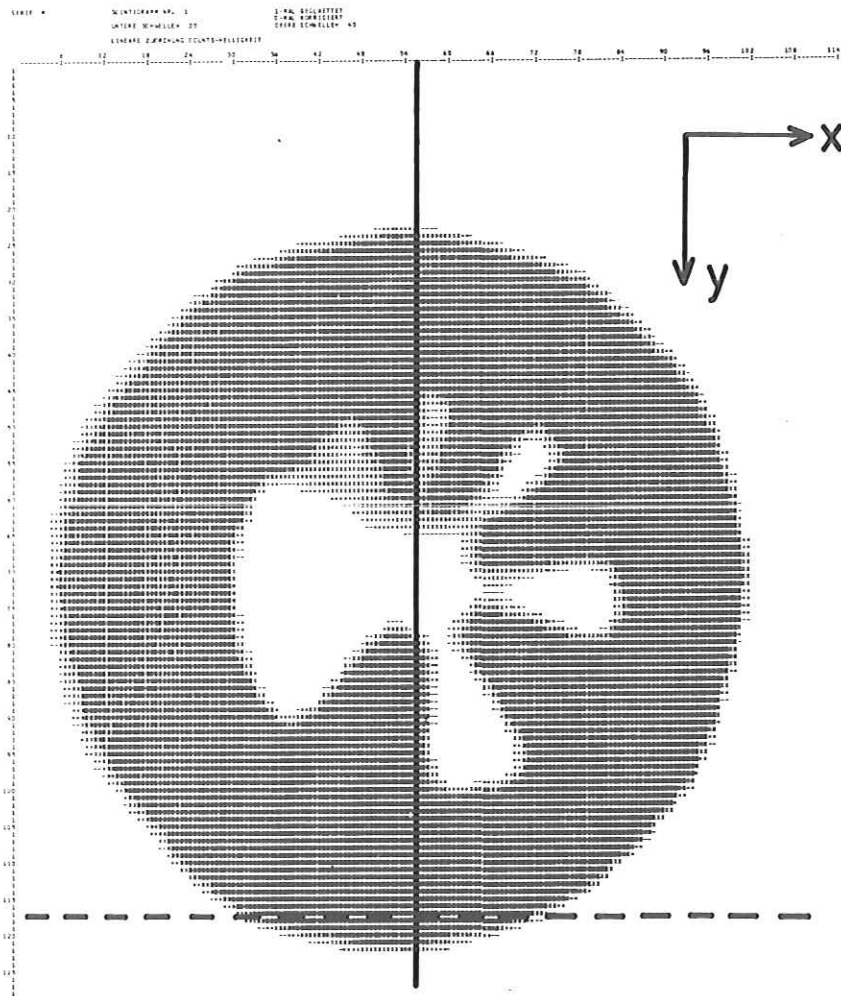


Abb. 15b) Szintigramm des Testphantoms

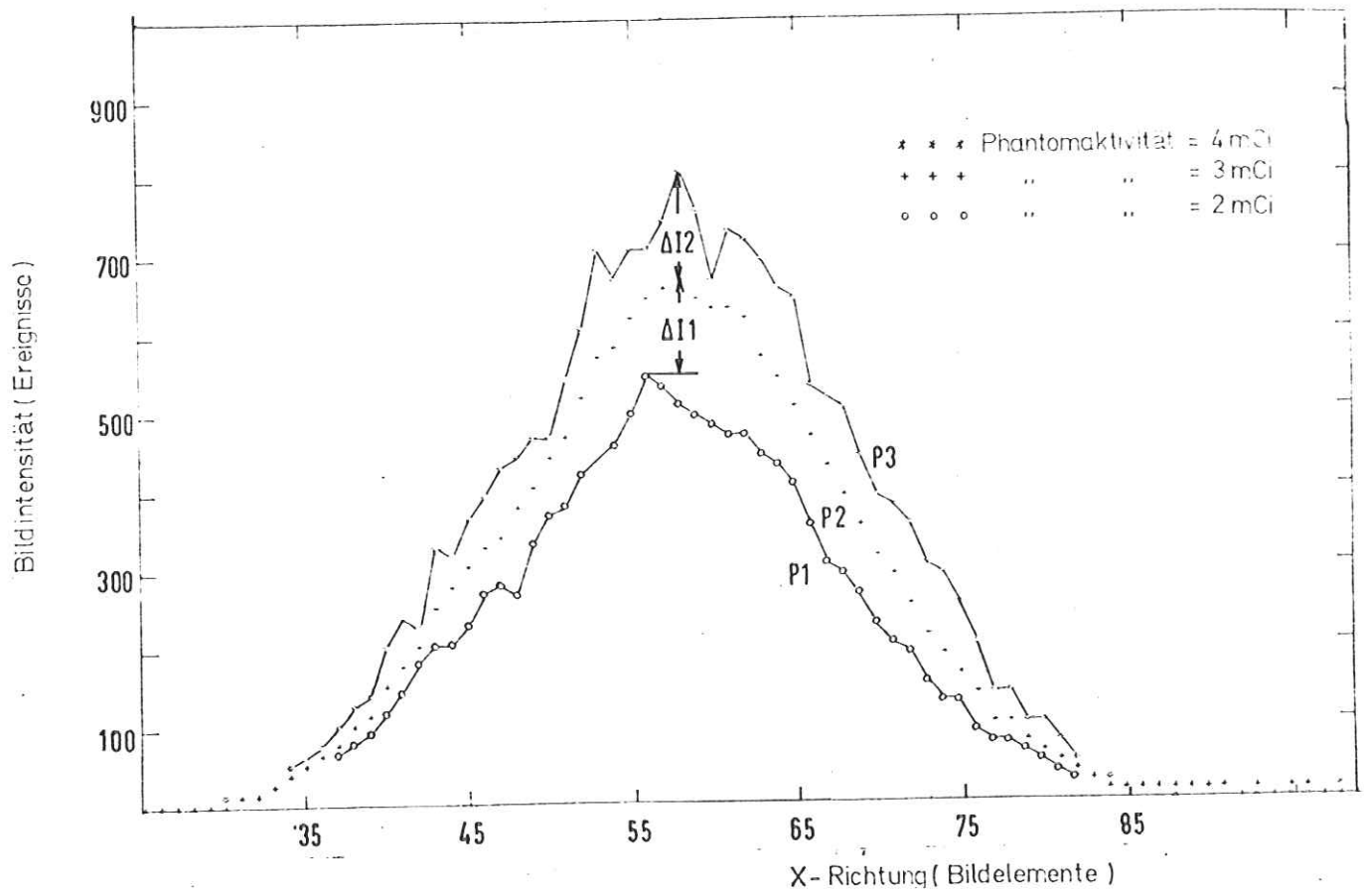


Abb.16 Schnitt durch das Testphantom bei verschiedener Objektaktivität

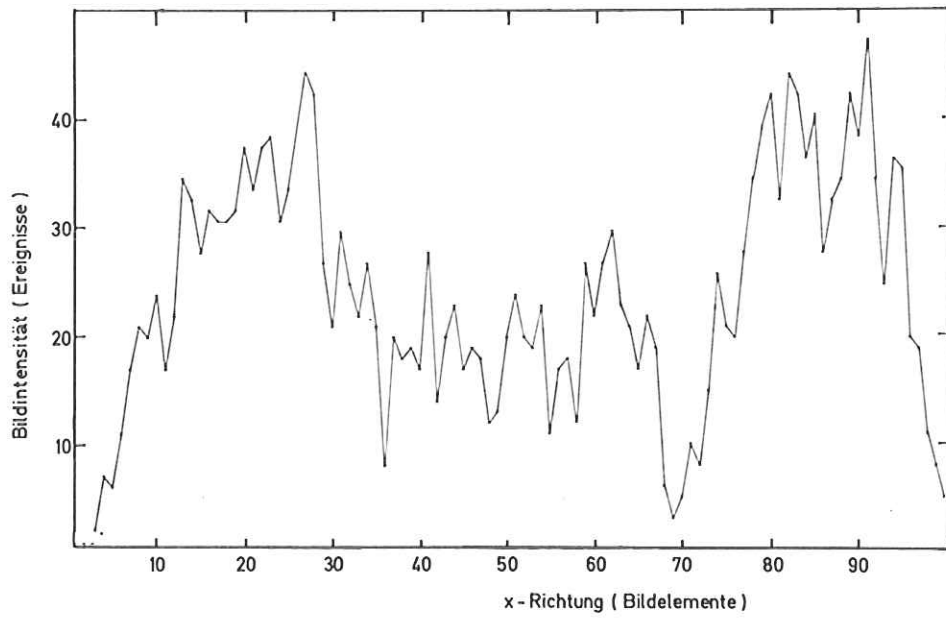


Abb.17a) Schnitt durch das unbearbeitete Testphantombild

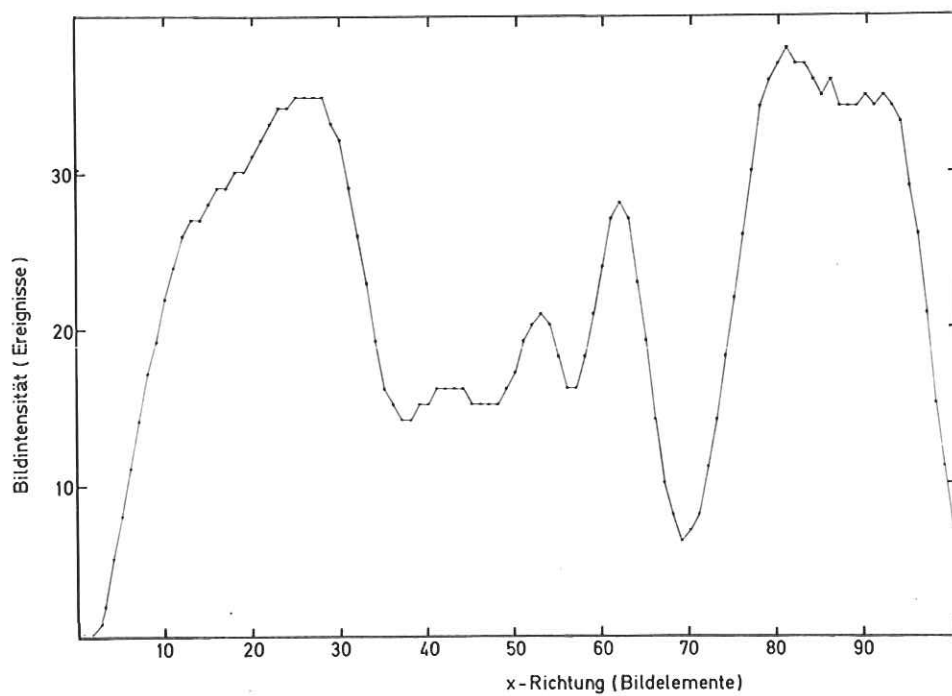


Abb.17b) gleicher Schnitt wie in a) durch das rauscharme Vergleichsbild des Testphantoms

Nr. des Filters	Gewichtskombination
1	5432
2	5431
3	5421
4	5321
5	5430
6	5420
7	5320
8	5410
9	5310
10	5210
11	5400
12	5300
13	5200
14	5100
15	5000

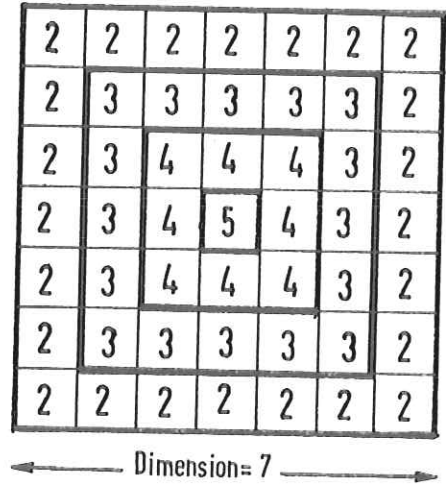


Abb.18b) Die Gewichtsmatrix zu Filter Nr.1

Abb.18a) Eine Auswahl digitaler Filter für die Bildglättung

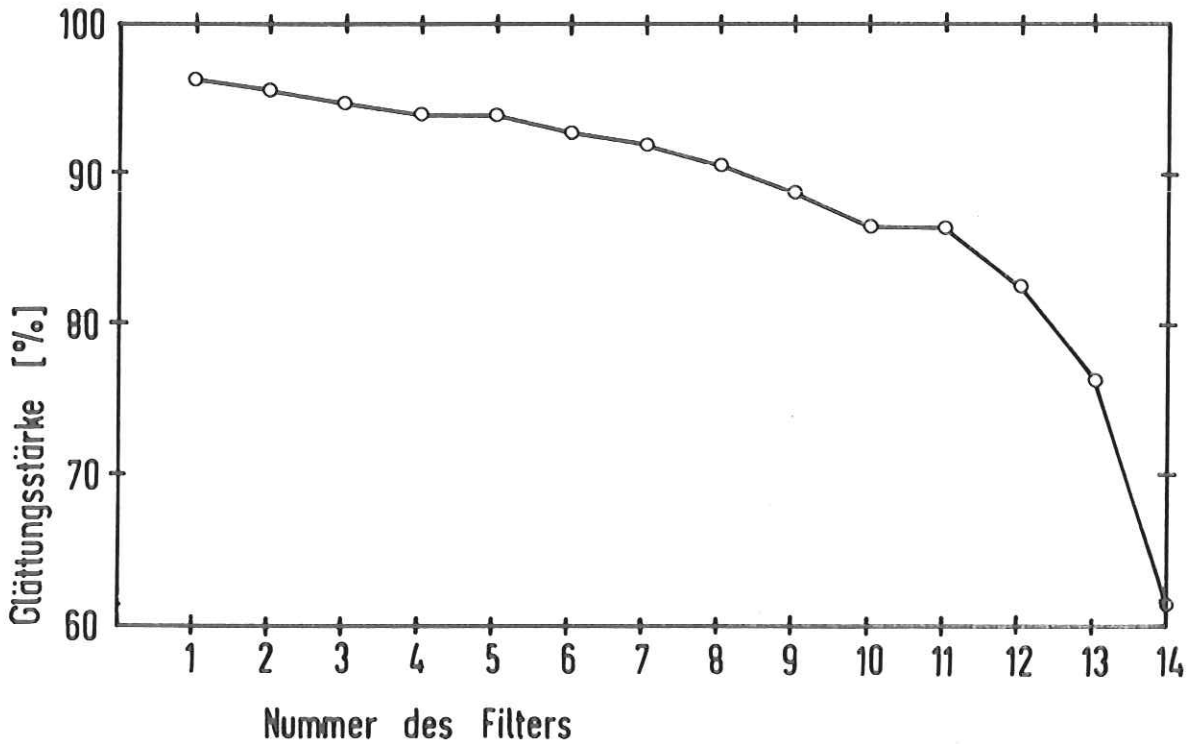


Abb.18c) Glättungsstärke der Filterauswahl

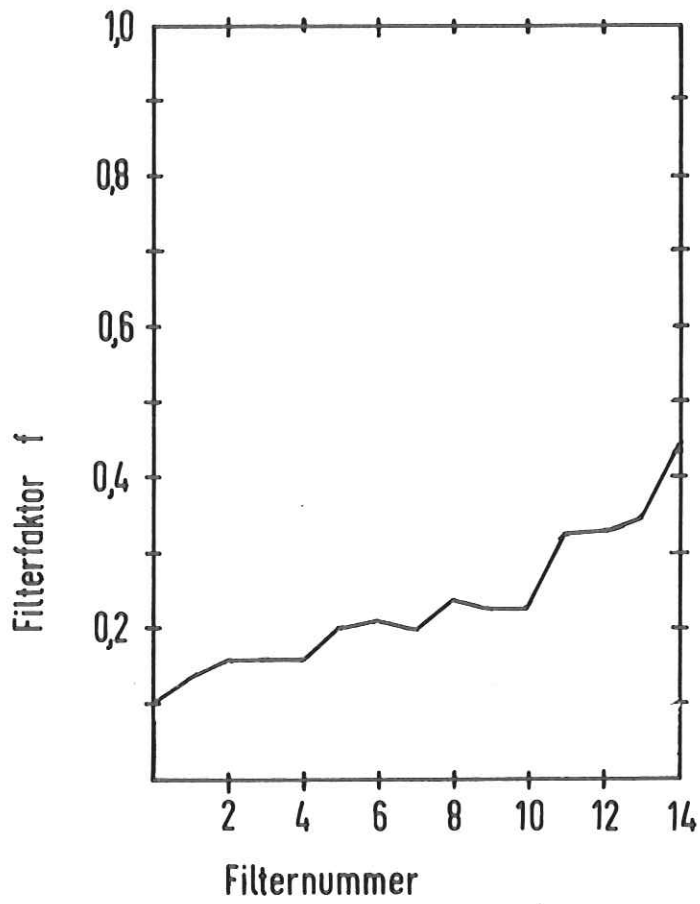


Abb.19 Filterfaktoren für die konstruierte Filterauswahl

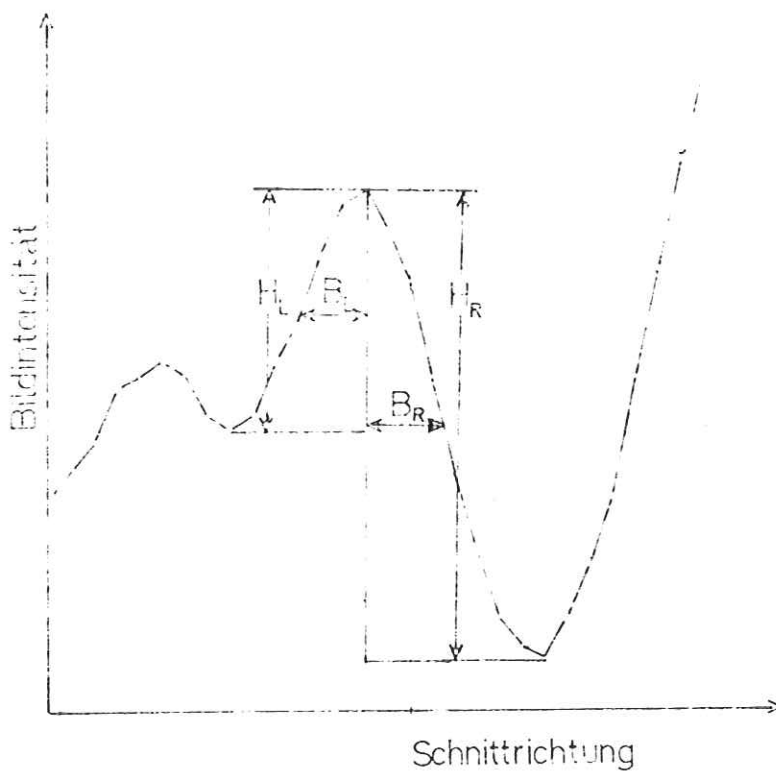


Abb.20 Erläuterung der Strukturstärkebestimmung an einem Szintigrammschnitt

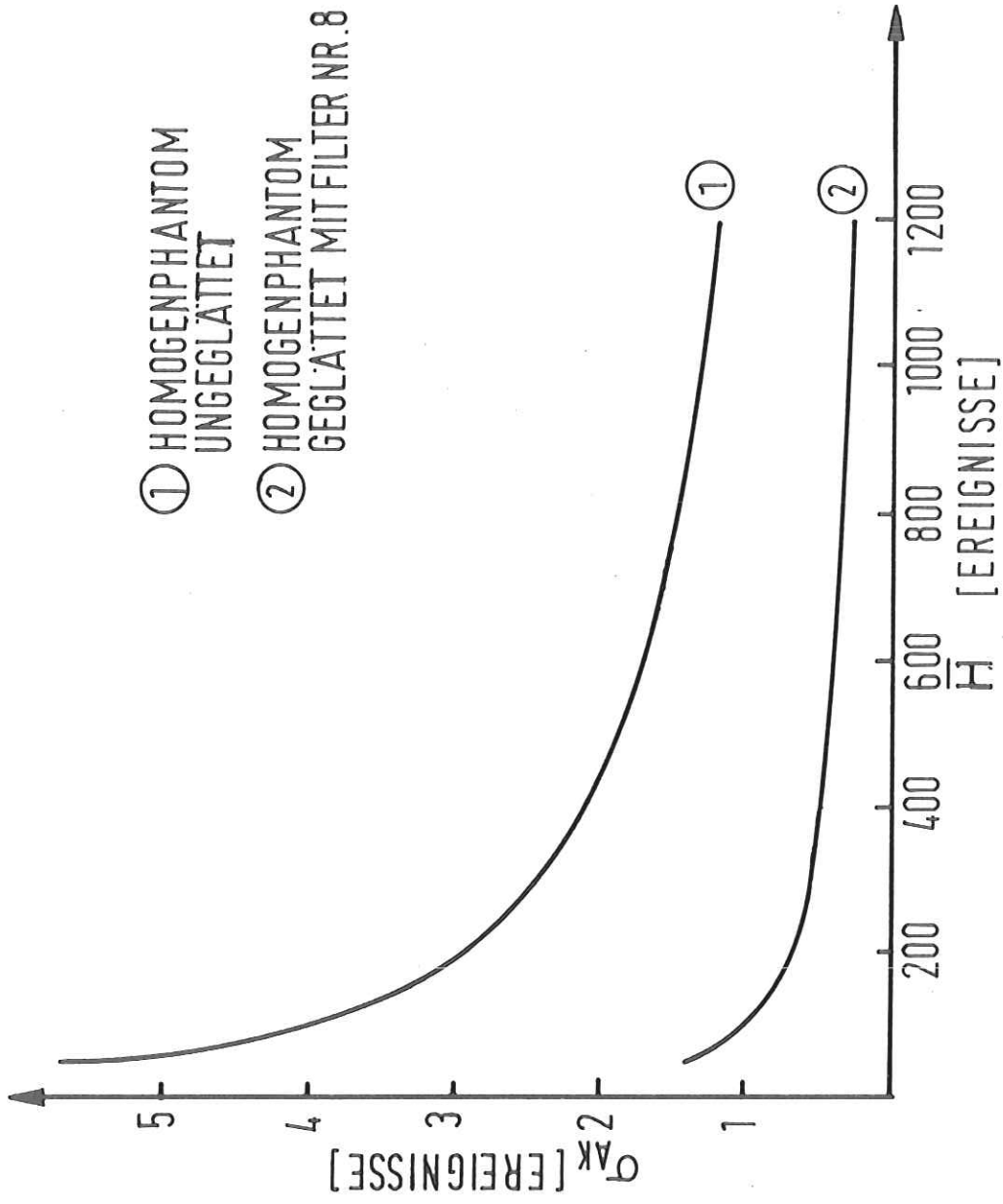


Abb.21 Die Streukomponente O_{AK} als Funktion der

mittleren Intensität des Homogenphantombildes

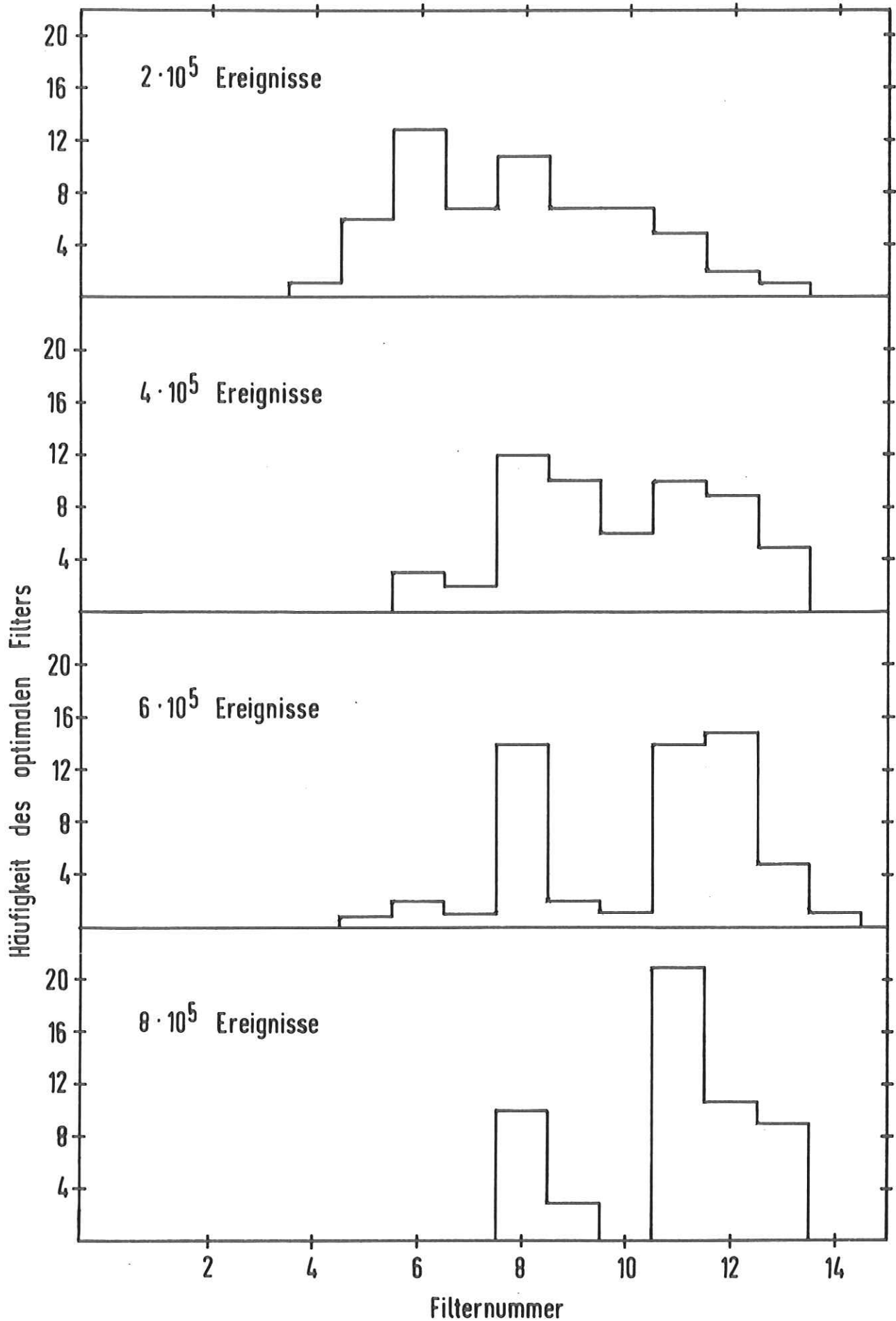


Abb.22 Häufigkeitsverteilung optimaler Filter als Funktion der Bildstatistik

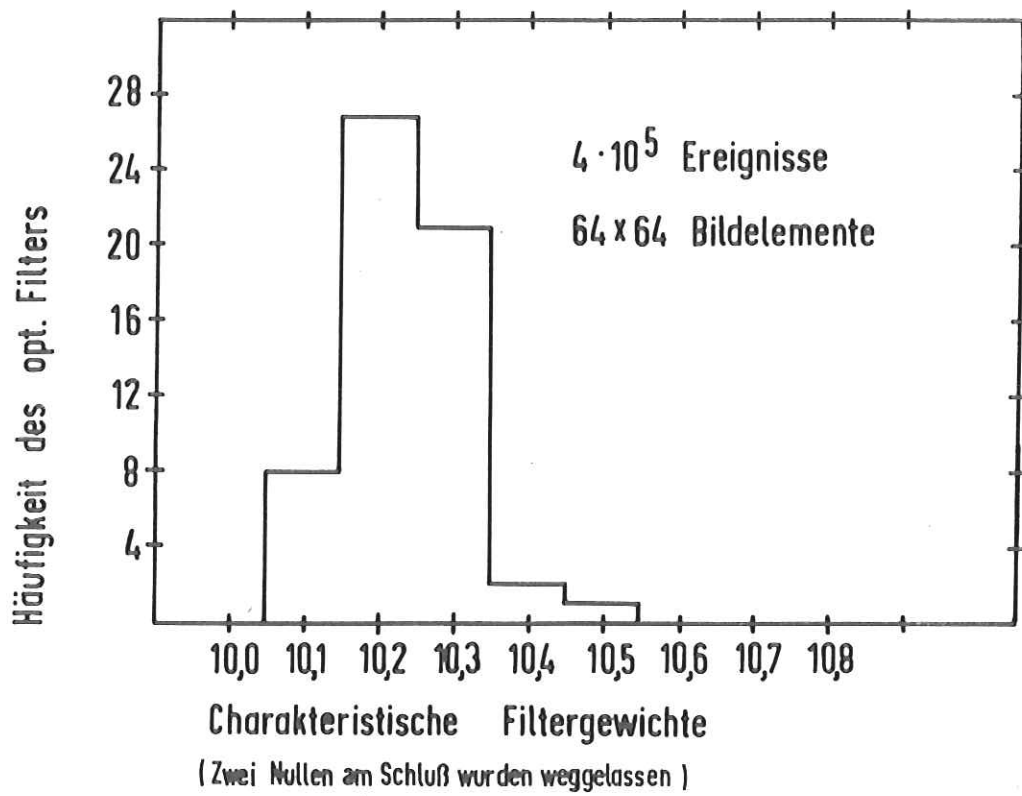


Abb.23 Häufigkeitsverteilung optimaler Filter

bei einer Bildraasterung von 64 x 64 Bildelementen

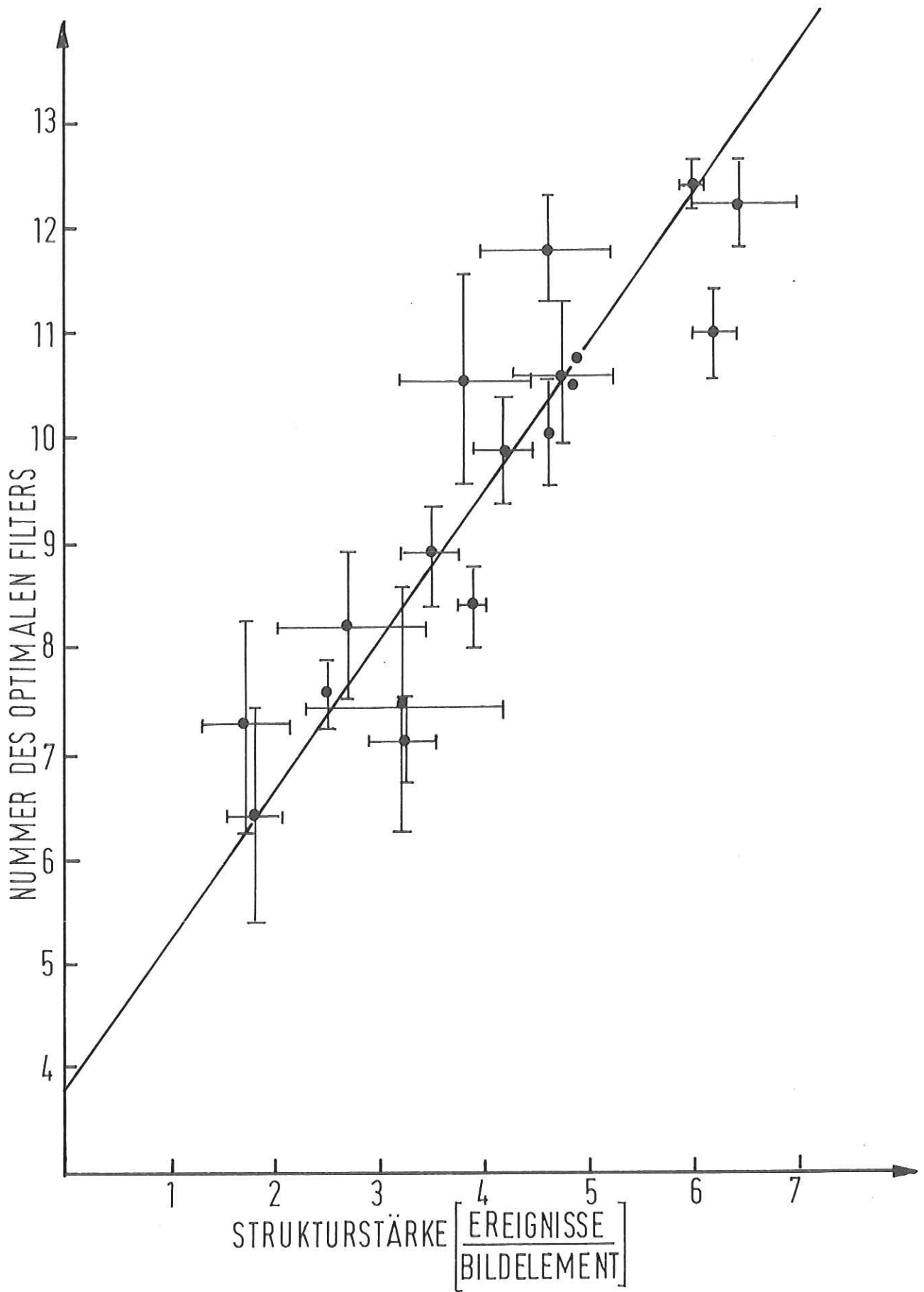


Abb.24 Das optimale Filter als Funktion der Strukturstärke

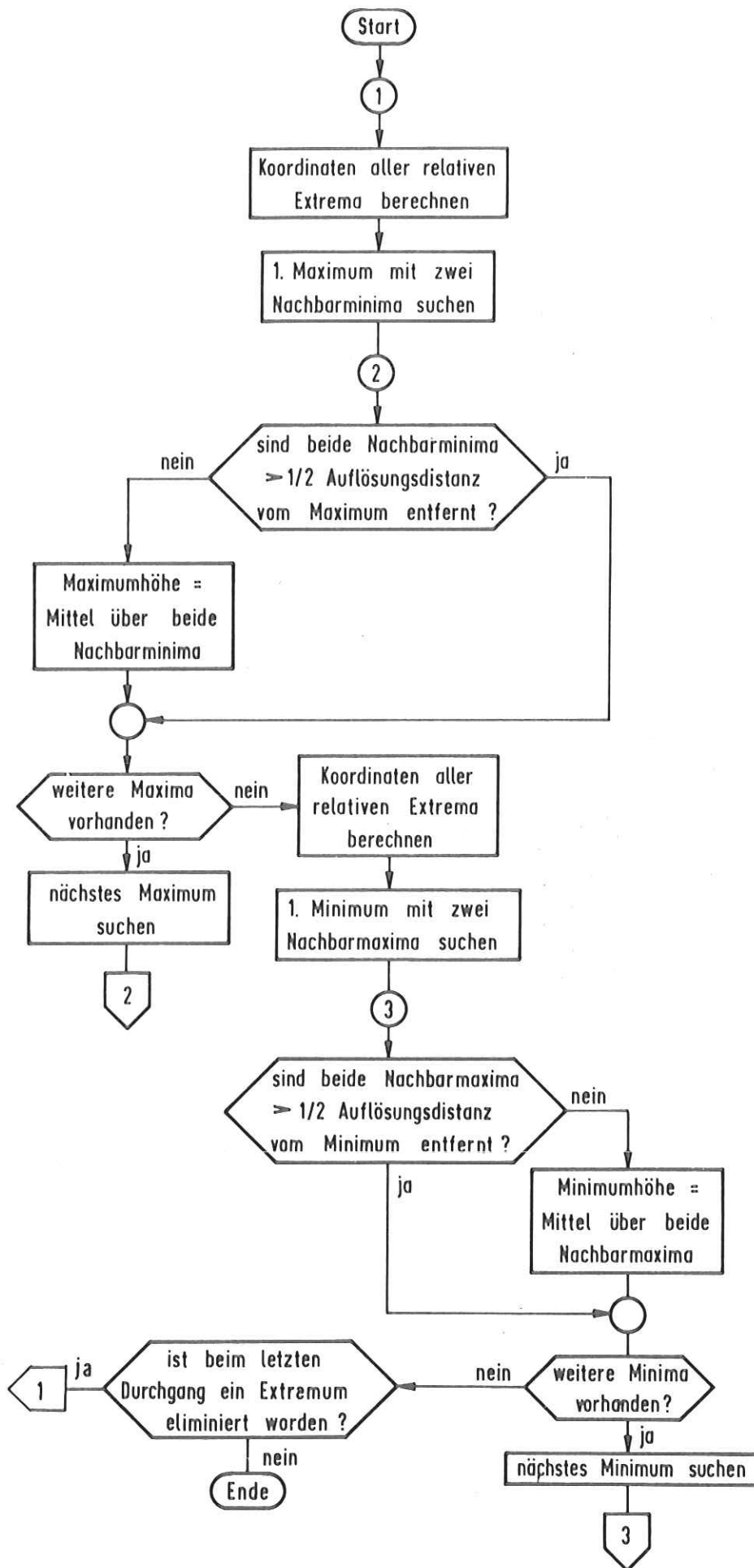


Abb.25 Übersicht zur Vorglättung durch Beseitigung der Zufallsextrema



Abb.26a) unbearbeitetes Hirnszintigramm

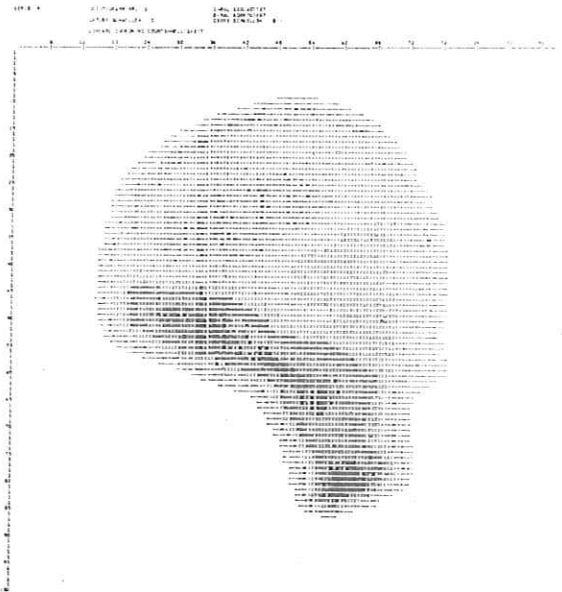


Abb.26b) Hirnszintigramm, geglättet

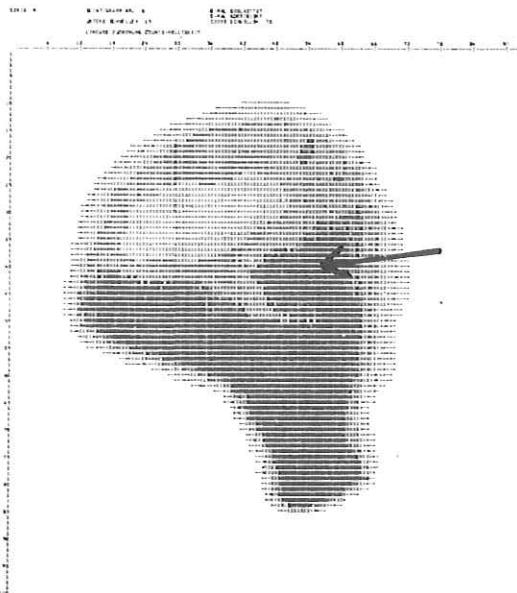


Abb.26c) strukturabhängig geglättet

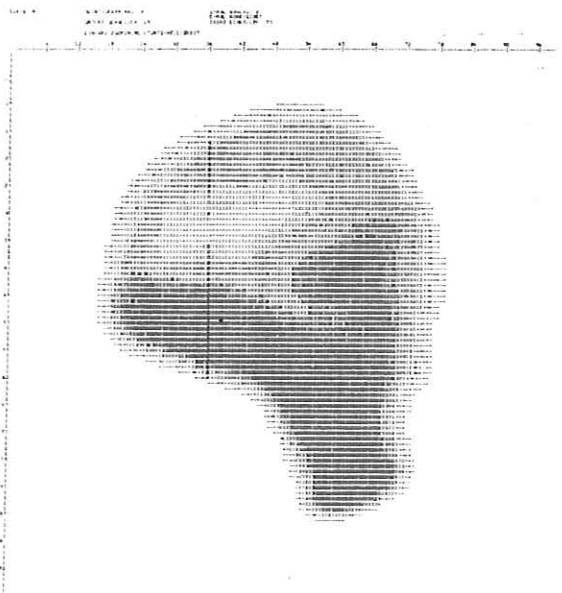


Abb.26d) mit Filter Nr.1 geglättet

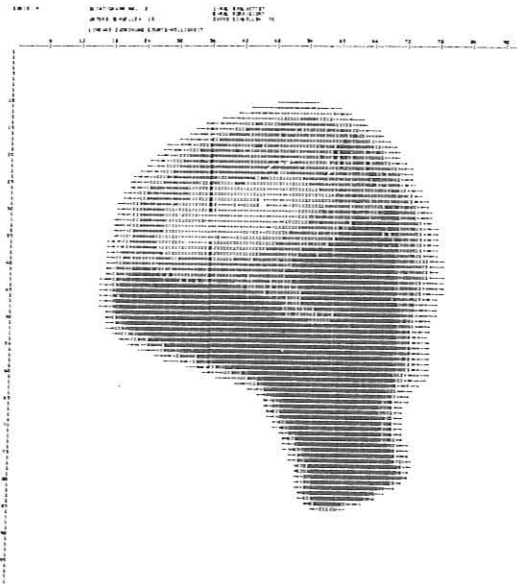


Abb.26e) mit Filter Nr.8 geglättet

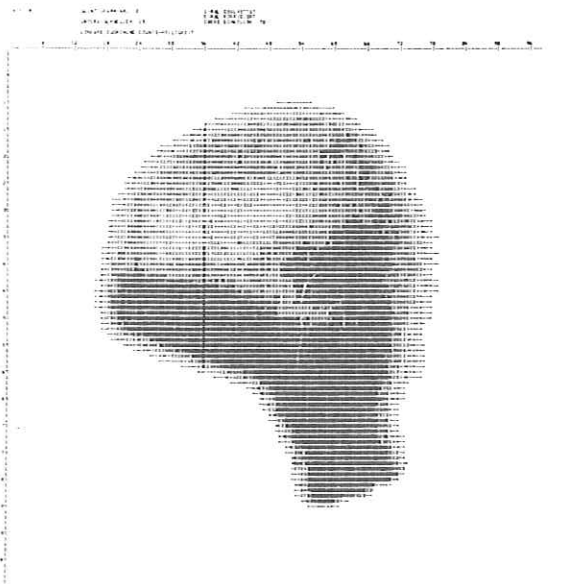


Abb.26f) mit Filter Nr.11 geglättet

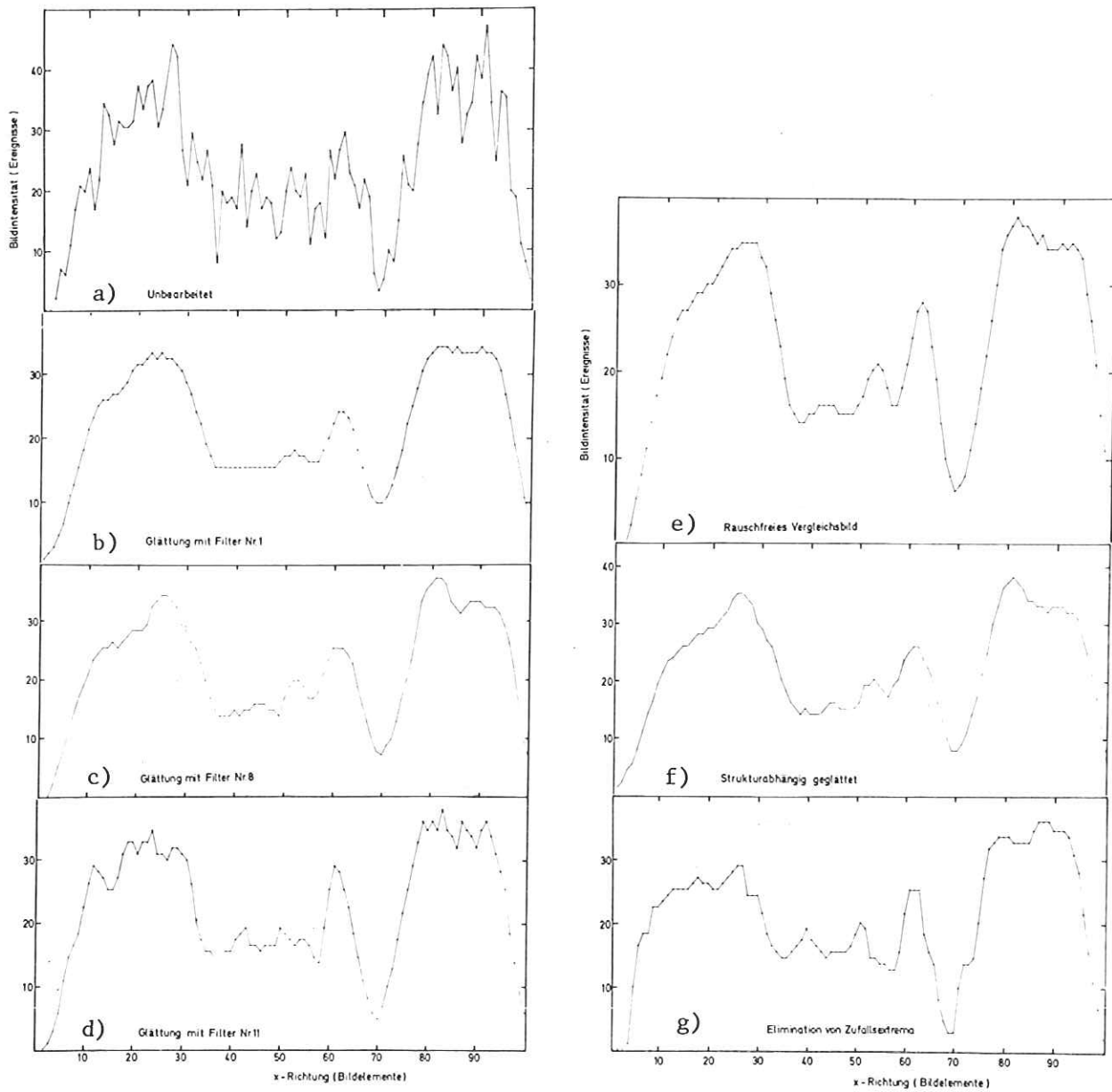


Abb.27 Testphantomschnitte nach unterschiedlicher Bildbearbeitung

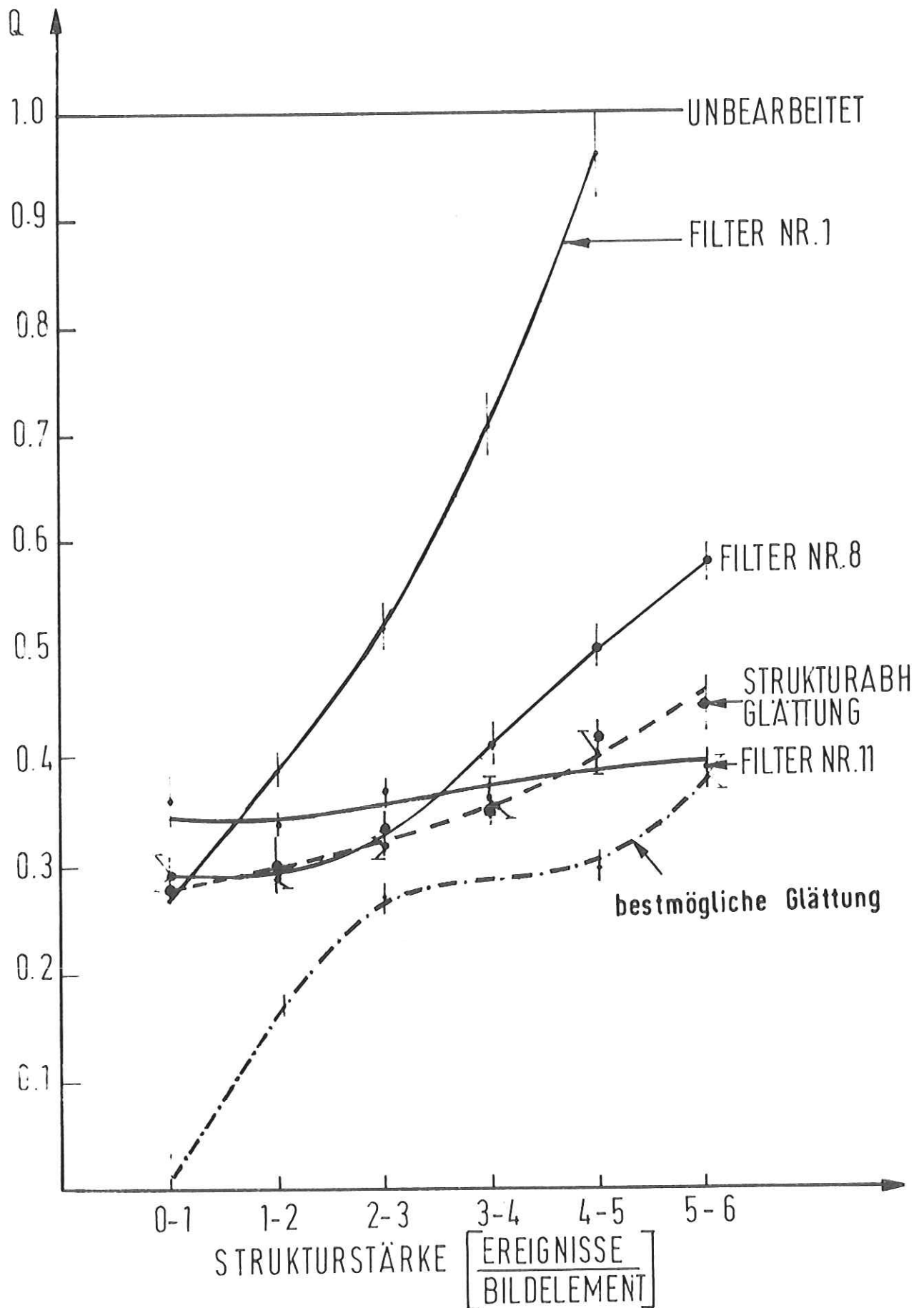


Abb.28 Die Annäherung des geglätteten Bildes an das rauscharme Vergleichsbild

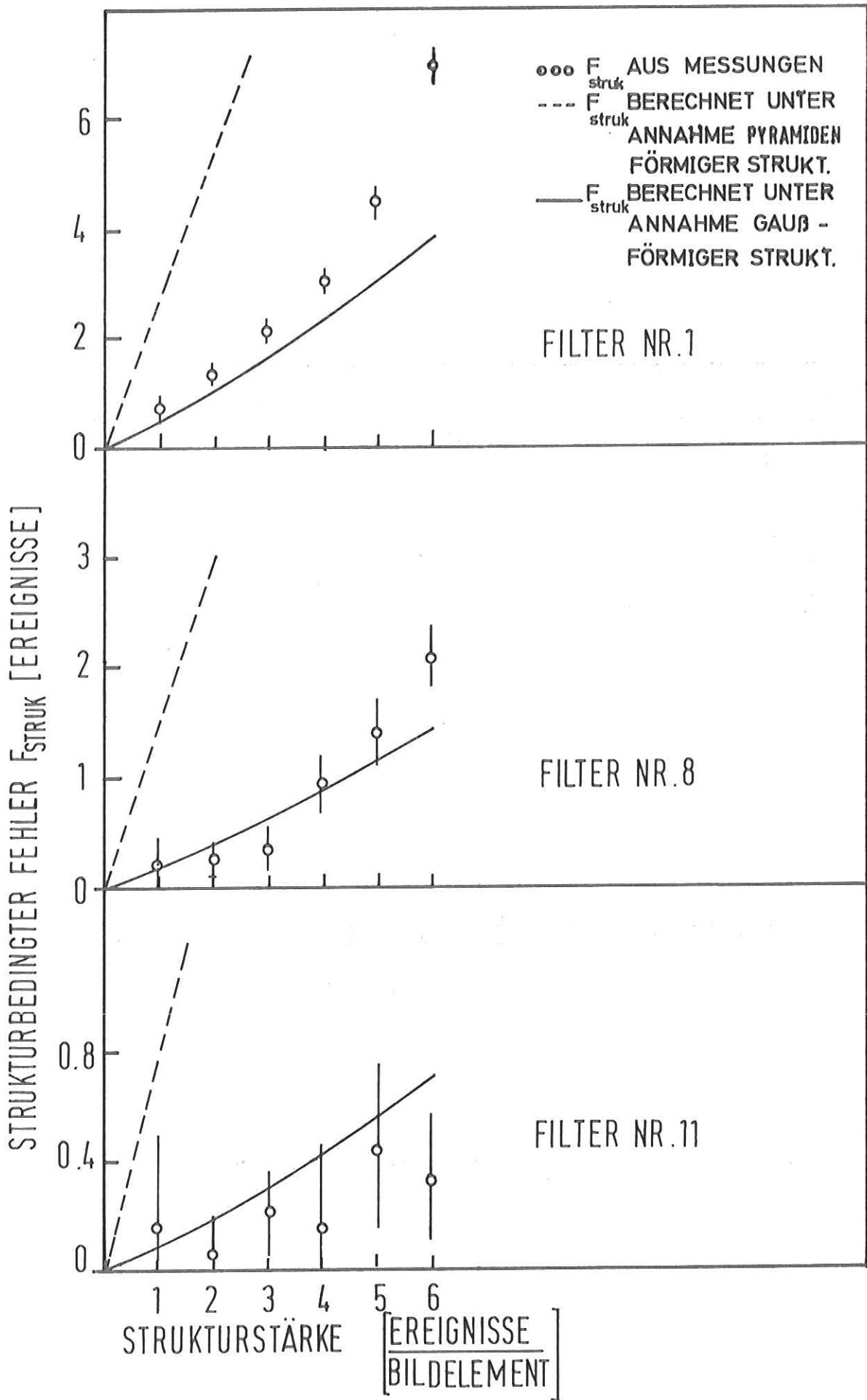


Abb. 29 Der strukturabhängige Fehler als Funktion der Strukturstärke

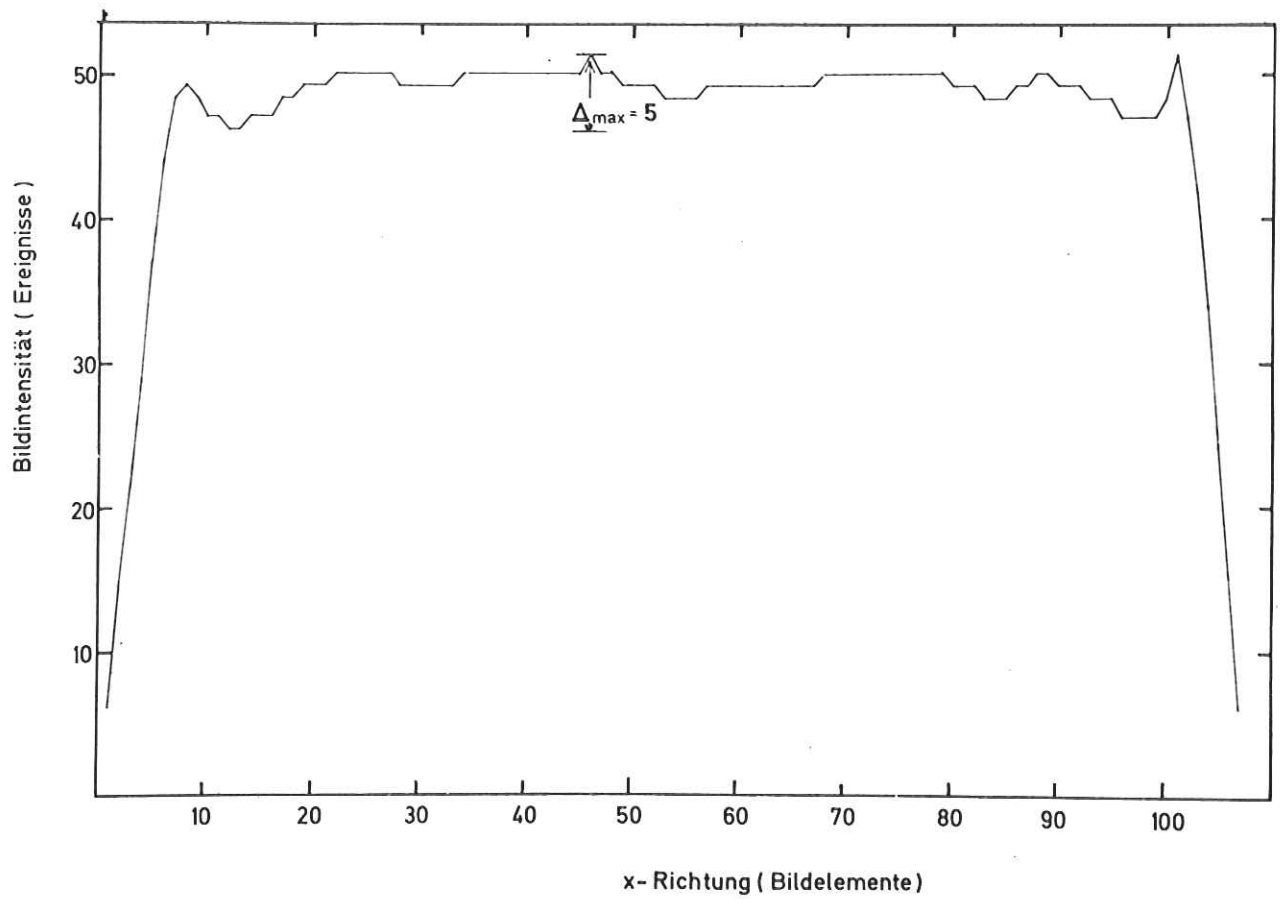


Abb.30 Schnitt durch ein Homogenphantom nach Akzeptanzkorrektur und Glättung

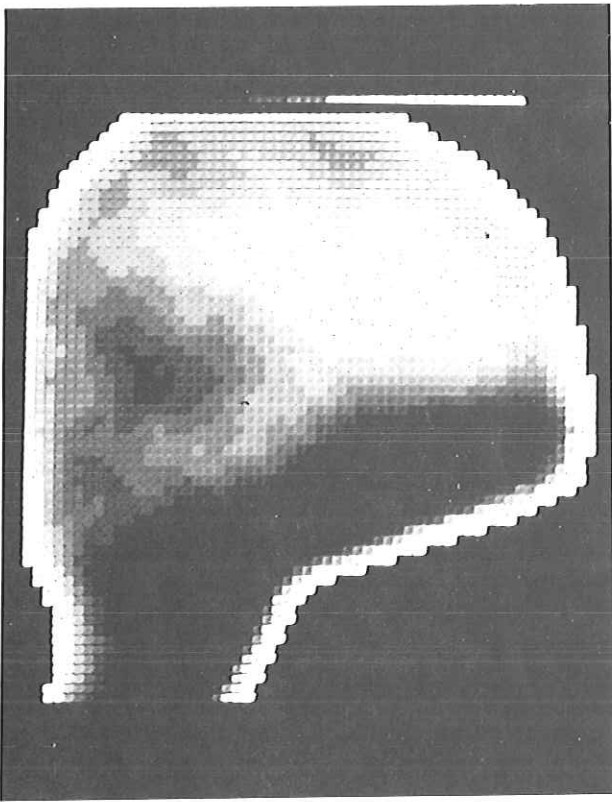


Abb.31a) Hirnszintigramm in Grautondarstellung auf dem ISAAC-Sichtgerät

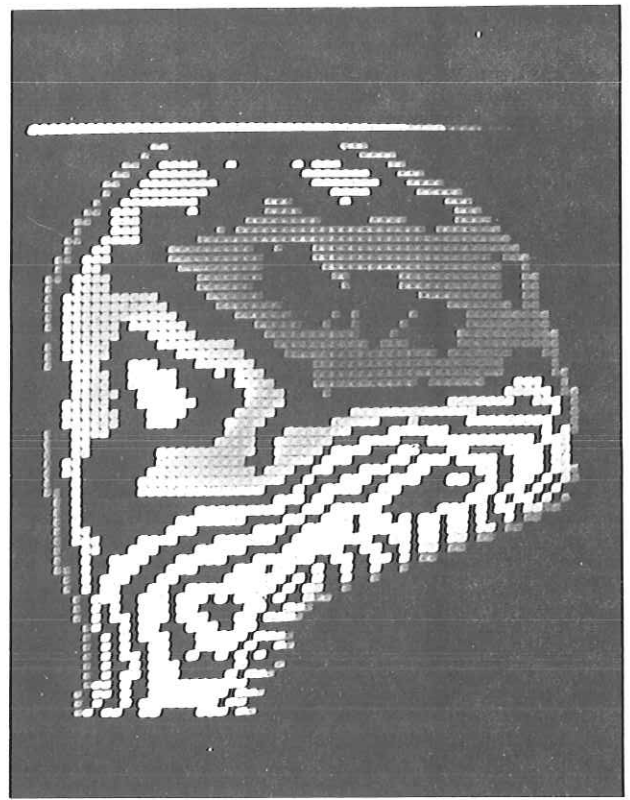


Abb.31b) Hirnszintigramm in Isointensitätsflächendarstellung

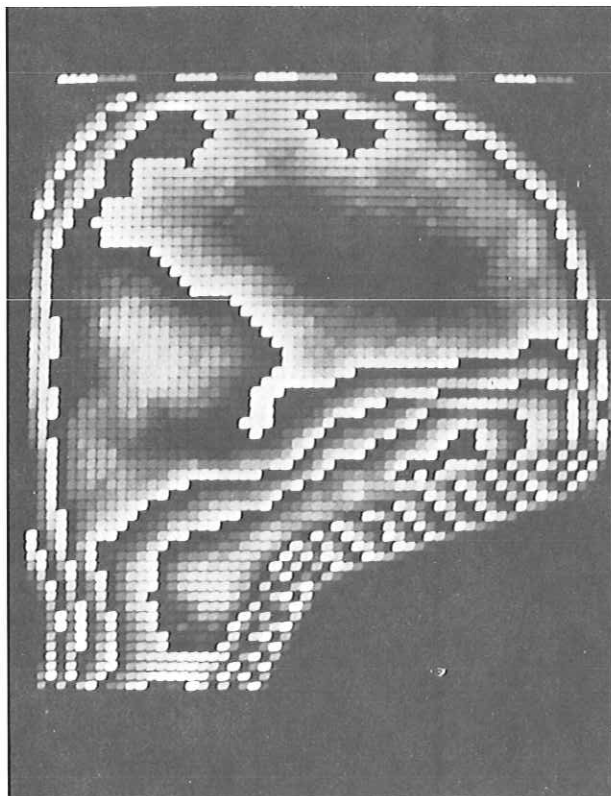


Abb.31c) Hirnszintigramm in isointensitätslinienartiger Darstellung auf dem ISAAC-Sichtgerät

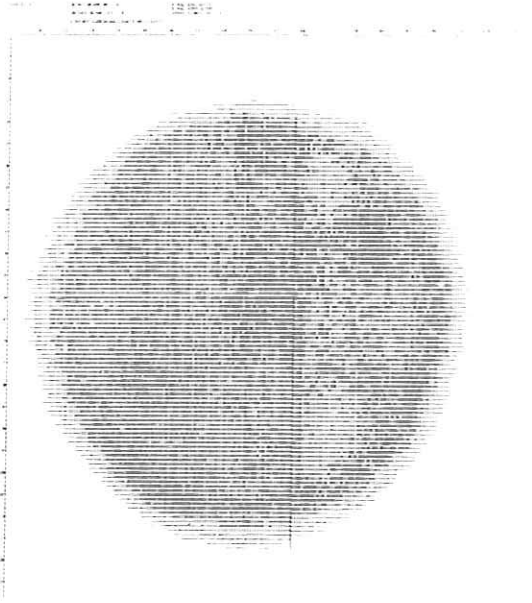


Abb.32a) Homogenphantombild, unbearbeitet

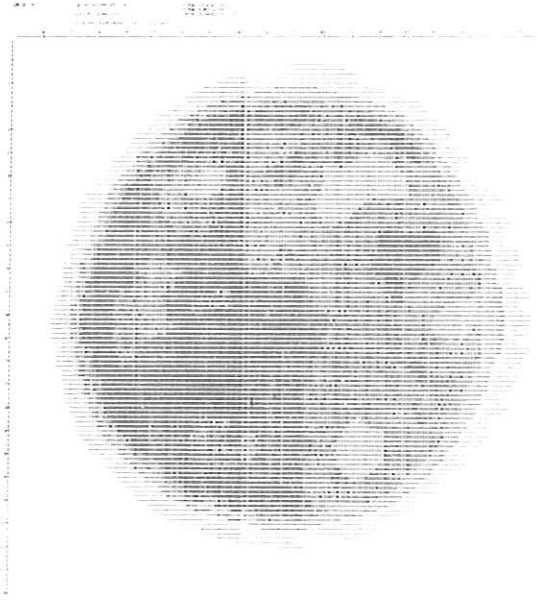


Abb.32b) Homogenphantombild, geglättet

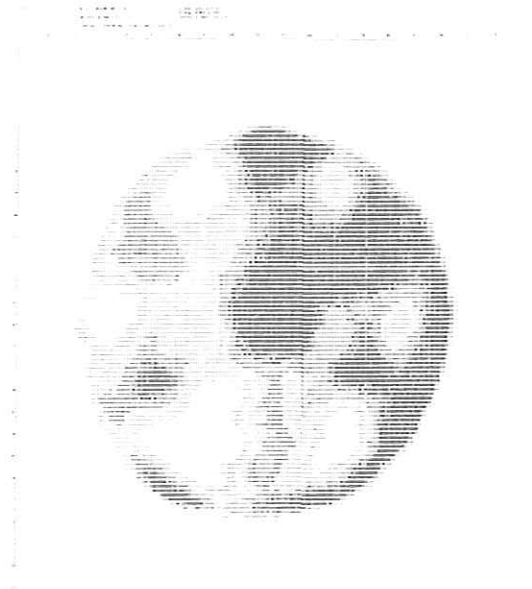


Abb.32c) Homogenphantombild, geglättet,
Schwellen.



Abb.32d) Abb.32c) in Isointensitäts-
flächen-Darstellung

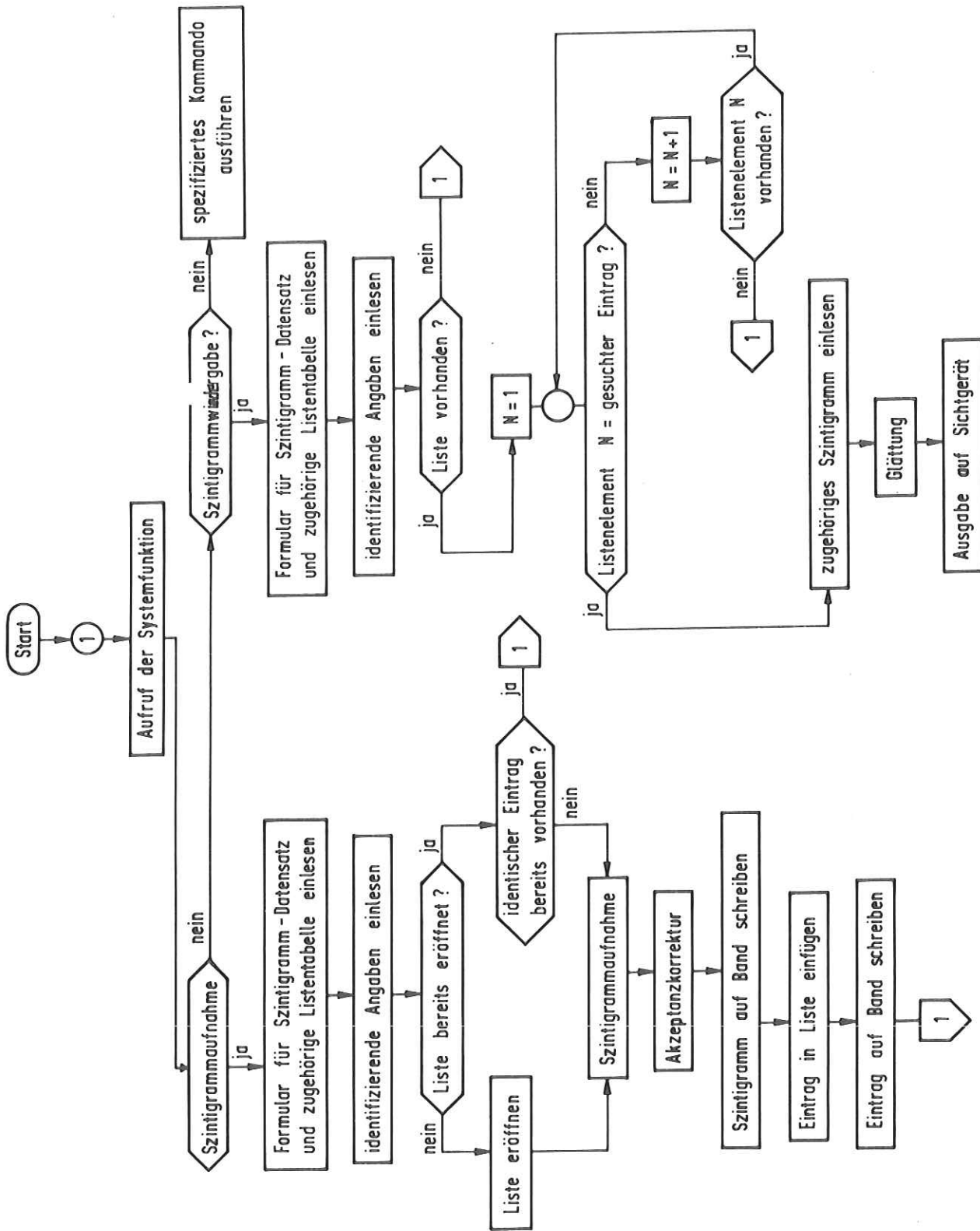


Abb. 33 Ablauf von ISAAC-Programmmoduln am Beispiel einer Szintigrammaufnahme und -wiedergabe

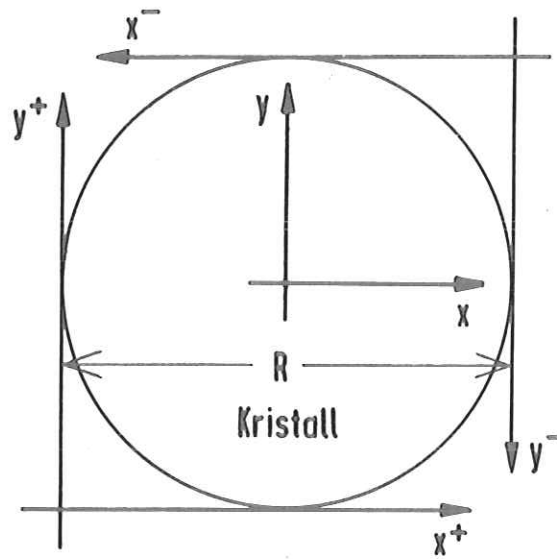


Abb. 34 Hilfskoordinatensysteme zur Erläuterung der Funktion des Kapazitätsnetzwerkes

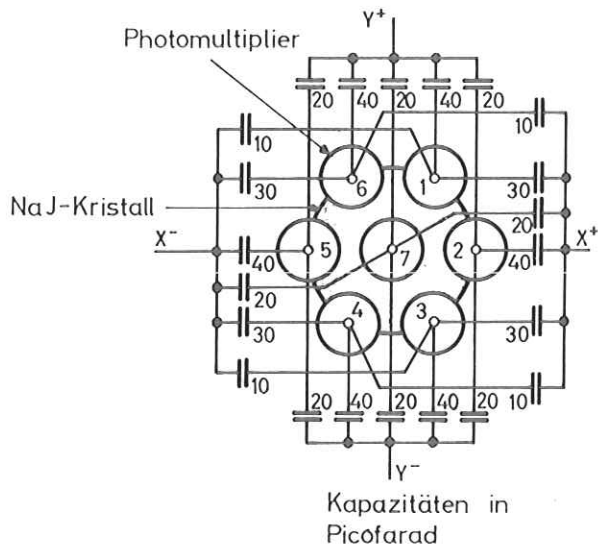


Abb. 35 Prinzipschaltbild des Kapazitätsnetzwerkes

DANKSAGUNG

Den Herren Prof. Dr. Lohrmann und Prof. Dr. Weber danke ich, daß sie mir die Möglichkeit gegeben haben, auf einem physikalischen Randgebiet meines Interesses arbeiten zu können. Herrn Dr. Lipps (CERN) danke ich für seine Einführung in die Programmierung des ISAAC-Rechners. Herr Dr. Höhne hat diese Arbeit betreut. Ihm danke ich außerdem für viele Anregungen bei der Zusammenstellung des Textes. Herrn Dr. Dix und Herrn Dipl. Phys. Pfeiffer danke ich für eine kritische Durchsicht des Textes. Mein Dank gilt allen Mitarbeitern der Gruppe F58 für oft gezeigte Hilfsbereitschaft. Besonders herzlich möchte ich mich bei Herrn W. Ebenritter und Herrn D. Reich für ihre ständige Bereitschaft zu ausführlicher Diskussion und zu tatkräftiger Unterstützung bedanken.

