

Interner Bericht  
DESY F58-79/02  
Dezember 1979

Eigentum der Property of	<b>DESY</b>	Bibliothek library
Zugang: Accessions:	25. JAN. 1980	
Leihfrist: Loan period:	7	Tage days

VORBEREITENDE UNTERSUCHUNGEN FÜR DIE ERFASSUNG UND AUSWERTUNG  
VON ZEITLICHEN ABLÄUFEN AUF MEDIZINISCHEN BILDERN

von

Angelika Vespermann

"DIE VERANTWORTUNG FÜR DEN INHALT  
DIESES INTERNEN BERICHTEES LIEGT  
AUSSCHLIESSLICH BEIM VERFASSER."

## ZUSAMMENFASSUNG

=====  
Zeitliche Veränderungen innerhalb des Organismus lassen sich in medizinischen Bildserien dokumentieren, die u.a. unter Benutzung von Röntgen- und Y-Strahlen gewonnen werden. Die quantitative Bewertung dieser Veränderungen, die in den letzten Jahren für die Diagnostik in steigendem Maße an Bedeutung gewinnt, wurde teilweise erst möglich durch den Einsatz elektronischer Datenverarbeitungsanlagen und durch die Verwendung von Verfahren aus dem Gebiet der digitalen Bildverarbeitung. Dazu entwickelte man an den verschiedenen Instituten je nach Anwendung unterschiedliche Methoden für

- die Erfassung der medizinischen Abbildungen (z.B. durch die sequentielle Registrierung von Einzeldaten oder durch die Speicherung von Bildsequenzen);

- die Vorverarbeitung der Bilder, bei der durch die Beseitigung von Geräte- und Aufnahme Fehlern einerseits eine möglichst reale Abbildung des Aufnahmeobjekts erreicht und andererseits eine effektive Auswertung vorbereitet wird (z.B. durch die Korrektur der Detektorinhomogenität oder durch die Datenglättung mit Hilfe von mathematischen Filtern);

- die Auswertung der Bildserien mit dem Ziel, medizinisch relevante Parameter (Funktionsparameter) zu bestimmen (z.B. die Ausstoßfraktion des Herzens oder den regionalen Blutfluß im Herzmuskel);

- die Darstellung der Ergebnisse in Form von Zahlenwerten, Tabellen bzw. Diagrammen und Bildern (z.B. Druck-Volumen Diagramme für den Herzinnenraum oder Funktionsbilder).

Im Hinblick auf eine gezielte Anwendung der Methoden gibt die vorliegende Arbeit eine strukturierte Übersicht über die Veröffentlichungen, die zum Thema der Erfassung und Auswertung dynamischer Prozesse in medizinischen Bildern in den Fachzeitschriften, Tagungsberichten und Büchern der Informatik, Physik und Medizin erschienen sind. Die Methodik der Literaturzusammenstellung sowie eine Übersicht über die Forschungsinstitute, die sich mit demselben Thema beschäftigen, sind am Ende der Arbeit angegeben.

Eines der wichtigsten Anwendungsgebiete für die quantitative Analyse zeitlicher Veränderungen ist die Kardiologie. Die von den verschiedenen Forschungsinstituten entwickelten Verfahren werden deshalb am Beispiel von Herzuntersuchungen vorgestellt. Dabei werden gleichzeitig die Möglichkeiten und Grenzen der Aufnahmetechniken deutlich, die sich einerseits aus der Periodizität der Herzbewegung und andererseits aus der Herzanatomie sowie der Geschwindigkeit der Bewegung ergeben. Gerade die Grenzen weisen auf die Notwendigkeit hin, die Bilder einer gezielten Vorverarbeitung zu unterziehen sowie etwaige Ungenauigkeiten bei

der quantitativen Auswertung zu berücksichtigen. Ziel der Darstellungsmethoden ist es schließlich, dem Arzt die Analyseergebnisse möglichst anschaulich darzustellen und auf diese Weise u.U. Zusammenhänge zwischen den Funktionsparametern aufzuzeigen, die bis dahin nicht erkennbar waren.

Die theoretisch beschriebenen Verfahren wurden in Bezug auf ihre Anwendbarkeit für das Szintillationskamera/Rechner-System - das Gamma-11 System - der Abteilung Nuklearmedizin an der Universitätsklinik Hamburg untersucht. Neben einer Übersicht über die sich abzeichnenden Tendenzen bezüglich der Entwicklung neuer Geräte und Methoden beschließt eine Aufstellung der vorgeschlagenen Verfahren zur Implementierung am Gamma-11 System diese Arbeit. Eine Kurzbeschreibung des Gamma-11 Systems liegt im Anhang vor.

## DANKSAGUNG

Diese Arbeit entstand unter der Betreuung von Herrn Prof. Dr. K. H. Höhne (Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY und Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin), Herrn Dr. R. Montz (Universitätsklinik Eppendorf, Abteilung Nuklearmedizin) und Herrn Prof. Dr. H.-H. Nagel (Institut für Informatik). Ihnen möchte ich für die vielen Gespräche, für die zahlreichen wichtigen Hinweise sowie für die hilfreiche Unterstützung bei der Zusammenstellung der Literatur danken. Weiterhin danke ich den Mitarbeitern der Abteilung Nuklearmedizin für ihre freundliche Hilfe bei der Einarbeitung in das GAMMA-11 System.

	Seite
INHALTSVERZEICHNIS =====	
KAPITEL 1: EINLEITUNG -----	7
KAPITEL 2: MEDIZINISCHE GRUNDLAGEN FÜR HERZ- UNTERSUCHUNGEN -----	9
2.1 Anatomie, Funktion und topographische Lage des Herzens	9
2.2 Der Kreislauf	11
2.3 Herzdefekte und ihre Merkmale	12
2.3.1 Myokardiumkrankungen	12
2.3.2 Klappenfehler	13
2.3.3 Herzscheidewand-Defekte	14
2.4 Begriffsliste und Definition der Funktionsparameter	15
KAPITEL 3: PHYSIKALISCHE UND TECHNISCHE GRUNDLAGEN FÜR DIE AUFNAHME DYNAMISCHER PROZESSE -----	18
3.1 Indikatoren und Applikationsformen	19
3.2 Aufnahmegeräte und -methoden	21
3.2.1 Untersuchungen mit Röntgenstrahlen	21
3.2.2 Untersuchungen mit $\gamma$ -Strahlen	24
3.2.3 Aufnahme von Identifikations- und Referenzparametern	29
3.2.4 Computertomographie	29
3.3 Vergleich der Aufnahmeverfahren	32
3.3.1 Strahlenbelastung	32
3.3.2 Analoge bzw. digitale Datenregistrierung	33
3.3.3 Zeitliche und räumliche Auflösung von Bildserien und ihre Bedeutung, für Herzuntersuchungen	34

	Seite
KAPITEL 4: AUSWERTUNG DER BILDSERIEN	40
-----	
4.1 Vorverarbeitung	44
4.1.1 Korrektur von Gerätefehlern	44
4.1.2 Korrektur von Aufnahmefehlern	47
4.1.2.1 Elimination der Hintergrundstörungen	48
4.1.2.2 Filtern der Bilddaten	54
4.2 Beschreibung der Bildinformation	57
4.2.1 Visuelle Auswertung	57
4.2.2 Qualitative und quantitative Bildanalyse	57
4.2.2.1 Methoden der Auswertung und Kalibrierung	59
4.2.2.2 Auswertung der Bildstrukturen	65
4.2.2.3 Auswertung der zeitlichen Bildveränderungen	69
4.2.2.4 Bewertung weiterer Funktionsparameter	97
KAPITEL 5: MÖGLICHKEITEN DER ERGEBNISDARSTELLUNG	100
-----	
KAPITEL 6: SCHLUSSFOLGERUNGEN	105
-----	
6.1 Allgemeine Tendenzen	105
6.2 Vorschläge für das GAMMA-11 System	108
KAPITEL 7: ZUR METHODE DER LITERATURZUSAMMENSTELLUNG	114
-----	
7.1 Möglichkeiten der Literaturzusammenstellung	114
7.2 Übersicht der Forschungsinstitute	117
LITERATURVERZEICHNIS	122
-----	

	Seite
ANHANG: KURZBESCHREIBUNG DES GAMMA-11-SYSTEMS	138
-----	
A.1 Technische Konfiguration	138
A.2 Aufnahme von Bildserien	139
A.2.1 Möglichkeiten der Datenaufnahme	141
A.2.2 Spezielle Aufnahmemodi	143
A.3 Datenanalyse	146
A.3.1 Datenvorverarbeitung	146
A.3.2 Quantitative Datenauswertung	148
A.3.3 Darstellungsmöglichkeiten	149
A.4 Automatisierung des Untersuchungsvorgangs	151
A.5 Anwendungsbeispiele	152

## KAPITEL 1: EINLEITUNG

=====

Als Teilgebiet der Informatik bildet die digitale Bildverarbeitung eine Möglichkeit, Verfahren aus der Datenverarbeitung in der Medizin anzuwenden. Medizinische Bilder, die beispielsweise die anatomische Struktur eines Körperabschnitts wiedergeben, können mit Hilfe von Ultraschall (vergl. KAPITEL 6) oder mit verschiedenen Strahlungsarten erzeugt werden, wobei diese Arbeit lediglich die Untersuchungsmöglichkeiten mit Röntgen- und Y-Strahlen behandelt. Der Einsatz von Bildverarbeitungsmethoden beschränkte sich soweit hauptsächlich auf die Auswertung von statischen Bildern. In den letzten Jahren beschäftigt man sich jedoch zunehmend mit der Analyse zeitlicher Abläufe - die in Form von Bildserien registriert werden -, da sich mit ihrer Hilfe gezieltere Aussagen über Organfunktionen machen lassen. In vielen Fällen wird dabei auf analoge Techniken zurückgegriffen; ein effektiver Einsatz der Verfahren ist jedoch erst durch die Verwendung elektronischer Datenverarbeitungsanlagen möglich.

Die bisherigen Ansätze zur Erfassung und Auswertung dynamischer Prozesse in medizinischen Bildern sind vielfältig: Untersuchungen zu diesem Thema wurden auf den Gebieten der Informatik, der biomedizinischen Technik sowie in der diagnostischen Medizin durchgeführt. Die Forschungsergebnisse sind in Form von Publikationen in den Fachzeitschriften und Tagungsberichten der verschiedenen Fakultäten verstreut, überschneiden sich oft bezüglich der behandelten Verfahren und weisen teilweise eine unterschiedliche Nomenklatur auf. Um im konkreten Fall die in der Informatik entwickelten Methoden sinnvoll anwenden zu können - wie es z.B. in der Abteilung Nuklearmedizin in der Universitätsklinik Eppendorf für Herzuntersuchungen geplant ist - ist ein Überblick über den Stand der Entwicklung notwendig. Ziel dieser Arbeit ist es daher, die in der neueren Literatur angeführten Techniken miteinander in Verbindung zu bringen und das Spektrum der Forschungsergebnisse strukturiert darzustellen.

Ausgehend von dieser Fragestellung gliedert sich der Hauptteil der Arbeit (bestehend aus KAPITEL 3 - 5) in die Beschreibung der physikalischen und technischen Grundlagen für die Registrierung dynamischer Prozesse, die Auswertung der aufgenommenen Bildsequenzen sowie die Darstellung der Ergebnisse. Wegen der Bedeutung und Verbreitung, die der rechnergestützten Auswertung von Bildserien in der Kardiologie bereits zukommt, werden die einzelnen Methoden speziell im Hinblick auf Untersuchungen der Herzdynamik vorgestellt. In KAPITEL 2 ist daher für Nichtmediziner eine kurze Erläuterung der Herzanatomie und -funktion angegeben. Eine Aufstellung der allgemeinen Entwicklungstendenzen, die sich auf dem Gebiet der Analyse von medizinischen

Bildsequenzen mit Hilfe der elektronischen Datenverarbeitung abzeichnen, schließt sich an den Hauptteil der Arbeit an. Im selben Kapitel sind ebenfalls einige Vorschläge zur Implementation bestimmter Verfahren für das Szintillationskamera/Computer-System enthalten, das seit einem Jahr in der Universitätsklinik Eppendorf eingesetzt wird. Eine Beschreibung dieses Systems kann im ANHANG nachgelesen werden. In KAPITEL 7 schließlich werden mögliche Vorgehensweisen bei der Literaturzusammenstellung angesprochen, die auch als Hinweise für ähnliche interdisziplinäre Arbeiten verwendet werden können.

KAPITEL 2: MEDIZINISCHE GRUNDLAGEN FÜR HERZUNTERSUCHUNGEN

2.1 Anatomie, Funktion und topographische Lage des Herzens  
 <68, 99, 136>

Das Herz (cor) ist ein Hohlmuskel, der durch abwechselnde Kontraktion und Erschlaffung das Blut in einem geschlossenen System von Blutgefäßen durch den Körper pumpt. Eine Scheidewand (Septum) trennt das Herz in seiner Länge in zwei Hälften, von denen jede wiederum in Vorhof (Atrium) und Kammer (Ventrikel) unterteilt ist (vergl. Abb.2-3). Den Blutstrom durch das Herz regeln Herzklappen, die zwischen den Vorhöfen und Kammern sowie in der Öffnung der ausführenden Blutgefäße liegen und das Blut wie Ventile nur in einer Richtung durchlassen.

Auf Grund der unterschiedlich zu leistenden Pumparbeit sind die Vorhöfe von einer dünneren Muskelschicht umgeben als die Kammern. Da für die Blutzufuhr des Körperkreislaufs - der von der linken Herzhälfte versorgt wird - ein höherer Druck erzeugt werden muß als für die Blutzufuhr des Lungenkreislaufs (vergl. 2.2), ist außerdem die Muskelwand der linken Herzhälfte stärker als die der rechten. Bei einem normal funktionierendem Herzen nimmt der linke Ventrikel - der annähernd die Form eines Rotationsellipsoids hat (mit der Längsachse als Rotationsachse) - mit einer mittleren Wandstärke von ca. 2 cm den Hauptteil der Herzmuskelmasse ein. Bei Applikation eines sich im Herzmuskel (Myokardium) ansammelnden Radionuklids ist er deshalb auf szintigraphischen Bildern besonders gut sichtbar (vergl. KAPITEL 3).

Während der Ausdehnung des Herzens (Diastole) wird das Blut aus dem vorhergehenden Kreislaufabschnitt (z.B. aus dem linken Atrium) gesaugt und in der anschließenden Kontraktionsphase (Systole) in den nächsten Kreislaufabschnitt (z.B. in den Körperkreislauf) gepreßt. Dabei kontrahieren beide Vorhöfe gleichzeitig, während sich die Kammern ausdehnen und umgekehrt. Je eine Diastole und Systole zusammen werden als ein Herzschlag bezeichnet; beim Erwachsenen beträgt die Herzfrequenz im Mittel 70 Schläge pro Minute.

Die bei der Muskelkontraktion entstehenden geringen elektrischen Ströme (Aktionsströme) kann man in einem Diagramm gegen die Zeit auftragen. Die "R-Zacke" dieses sogenannten Elektrokardiogramms (EKG) (Abb. 2-1) zeigt den elektrischen Impuls für die Ventrikelkontraktion und damit den Beginn der Ventrikel-Systole an. Der Beginn der Ventrikel-Diastole fällt ungefähr mit dem Ende der "T-Wellen" zusammen (Abb. 2-1); der genaue Zeitpunkt kann jedoch nur mit

Hilfe weiterer Messungen (z.B. der Herzklappengeräusche - genannt Phonokardiogramm) festgelegt werden. Die Form des EKGs gibt außerdem Auskunft über Fehlfunktionen des Herzens.

Bei einigen Untersuchungen ist es üblich, zusätzlich zum EKG mit einem speziellen Katheter den Blutdruck - als Maß für die Kontraktion - im Herz bzw. in den zu- und abführenden Blutgefäßen zu messen.

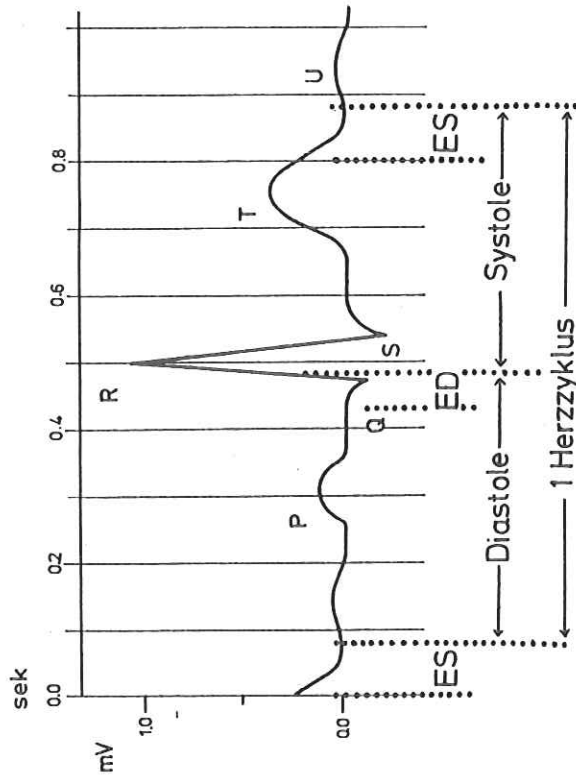


Abb.2-1: Elektrokardiogramm (EKG) bei normal funktionierendem Herzen.  
 ED - Enddiastole (Phase maximaler Ausdehnung)  
 ES - Endsystole (Phase maximaler Kontraktion)  
 Markante Kurvenpunkte werden mit den Buchstaben P bis U bezeichnet.

Das Herz liegt - etwas nach links verschoben - im mittleren Brustkorb und ruht auf dem Zwerchfell (Abb.2-2). Die Herz-Längsachse verläuft von oben hinten rechts nach unten vorn links. Seine Lage sowie die Tatsache, daß es von den Rippen umgeben und nach vorn von den Lungen überlagert wird, hat Auswirkungen auf die Position der Aufnahmegeräte (vergl. KAPITEL 3).

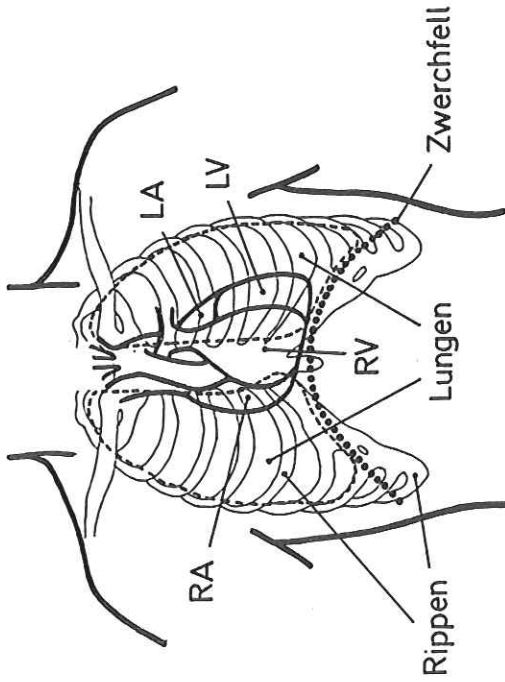


Abb.2-2: Topographische Lage der Organe im Brustraum; das Herz wird von den Lungen (gestrichelte Linie) und den Rippen überdeckt.

2.2 Der Kreislauf <68, 99>

Der Kreislauf (Abb.2-3) dient hauptsächlich der Zuführung von Sauerstoff zu den verschiedenen Körperteilen und Organen sowie dem Abtransport von Kohlendioxid. Der eingeatmete Sauerstoff geht von der Lunge ins Blut über und wird dort durch links Atrium und linken Ventrikel in die Körperschlagader (Aorta) gepumpt, die sich in dünnere Adern und schließlich in die Haargefäße (Kapillaren) verzweigt, in denen der Gasaustausch zwischen den Gewebezellen und dem Blut stattfindet ("Körperkreislauf"). Anschließend fließt das nun sauerstoffarme (venöse) Blut zum rechten Herzen, passiert dieses und wird wiederum der Lunge zugeleitet ("Lungenkreislauf").

Für die Durchblutung des Myokardiums sorgen die Herzkranzgefäße (Koronararterien), die - von der Aorta abzweigend - den Herzmuskel umschließen (vergl. KAPITEL 4, Abb.4-12) und sich ebenfalls in Kapillaren verzweigen.

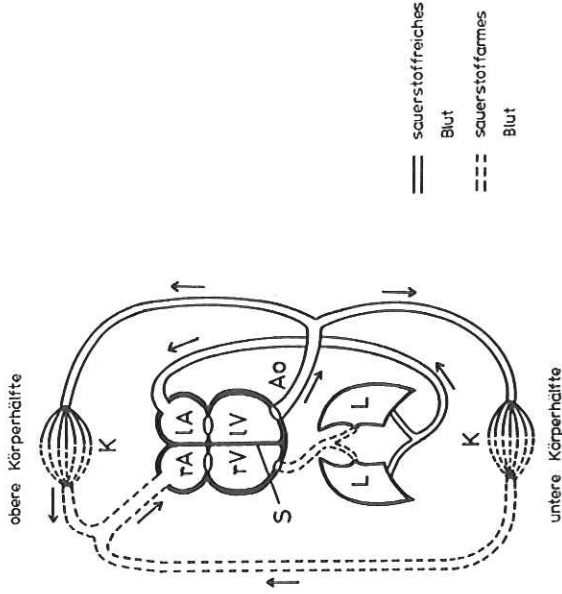


Abb.2-3: Kreislaufschema (die Pfeile geben die Richtung des Blutstroms an);

- Ao - Aorta
- K - Kapillarbett
- L - Lunge
- S - Septum
- LA/rA - linkes/rechtes Atrium
- LV/rV - linker/rechter Ventrikel.

2.3 Herzdefekte und ihre Merkmale <99, 111>

2.3.1 Myokardierkrankungen

Bei Verengung oder Verschluss einer Koronararterie - z.B. durch altersbedingte Kalkablagerung oder einen Blutpfropf (Embolie) - wird das von diesem Gefäß versorgte Myokardiumgebiet unzureichend durchblutet (Ischämie). Sind größere Zonen betroffen, so kann als Folge die Kontraktion an dieser Stelle beeinträchtigt sein. Wird der Gefäßverschluss nicht rechtzeitig behoben, so stirbt das blutleere



Muskelgewebe ab (Infarkt). Unter Veränderung der Zellstruktur bildet sich Narbengewebe. Eine solche Unterbrechung der Muskelfasern führt in jedem Fall zu einer Verminderung der Kontraktionsfähigkeit.

Ischämische und infarzierte Gebiete sind erkennbar an ihrem Verhalten während der Kontraktionsphase im Ruhe- und Belastungszustand des Patienten. Dazu wird die Herzfrequenz durch Medikamente, Herzschrittmarker oder körperliche Belastung des Patienten (z.B. mit Hilfe eines Fahrrad-Ergometers) erhöht. Im Ruhezustand reicht - bei geringerer Arterienverengung - die Restdurchblutung eines Myokardumgebietes oft gerade noch aus. Dagegen muß während der Belastung mehr Blut durch den Körper gepumpt werden, um die Muskeln ausreichend mit Sauerstoff zu versorgen. Die Pulsfrequenz erhöht sich daher, das Herz muß öfter kontrahieren als in der Ruhelage. Der zusätzliche Sauerstoffbedarf des Myokardiums kann durch die behinderte Blutzufuhr nicht mehr gedeckt werden, so daß die Gefäßverengung zu einer eingeschränkten Kontraktion führt.

### 2.3.2 Klappenfehler

.....

Im normal funktionierenden Herzen ist während der Ausdehnung des Atriums bzw. der Kammer die Ausgangsklappe (bezogen auf die Blutstromrichtung) geschlossen, während durch die Eingangsklappe das Blut gesaugt wird. In der Kontraktionsphase schließt sich die Eingangsklappe und die Ausgangsklappe öffnet sich.

Beim unvollständigen Schließen einer oder mehrerer Klappen (Klappeninsuffizienz) fließt durch diese Öffnung Blut in den vorhergehenden Kreislaufabschnitt zurück (Regurgitation). Klappeninsuffizienzen bedeuten damit eine größere Volumenbelastung für den betreffenden Herzabschnitt; als Folge vergrößert sich der Umfang von Atrium bzw. Ventrikel (Volumen- und Wandhypertrophie). Genau gegenteilig - nämlich in einer Verminderung des Fassungsvermögens und der Wandstärke von Atrium bzw. Ventrikel - wirkt sich eine Verengung der Klappen (Klappenstenose) aus.

### 2.3.3 Herzscheidewand-Defekte

.....

Eine schwere Beeinflussung des Kreislaufs bedeutet es, wenn über ein Loch im Septum das Blut vom rechten in den linken Teil des Herzens fließt und umgekehrt. Dieser - im normalen Herzen nicht fließende - Blutstrom wird als Shunt bezeichnet; das Krankheitssymptom nennt man der Flußrichtung entsprechend Rechts-Links-Shunt bzw. Links-Rechts-Shunt.

Da bei Rechts-Links-Shunts ein Teil des venösen Blutes gar nicht erst durch die Lunge, sondern gleich ins linke Herz und damit in den Körperkreislauf fließt, hat dieser Defekt eine unzureichende Sauerstoffanreicherung des Blutes zur Folge und kann damit den Organismus gefährden. Ähnliche Konsequenzen hat ein Links-Rechts-Shunt, bei dem eine geringere Blutmenge durch den Körper gepumpt wird; zusätzlich erweitert sich die rechte Herzhälfte auf Grund der erhöhten Volumenbelastung.

#### 2.4 Begriffsliste und Definition der Funktionsparameter

Nachstehend eine Liste der in den folgenden Kapiteln verwendeten medizinischen Begriffe und der Definitionen der Funktionsparameter. Eine nähere Beschreibung der medizinischen Begriffe ist dem vorhergehenden Text zu entnehmen.

**A n a t o m i e :** Bau der Körperteile

**A o r t a :** Körperschlagader, die das sauerstoffreiche Blut aus dem linken Ventrikel in den Körperkreislauf leitet

**A t r i u m :** Herzvorhof

**B e l a s t u n g :** Bei körperlicher Anstrengung erhöht sich die Pulsfrequenz. Diese Herzbelastung kann auf unterschiedliche Weise auch künstlich erzeugt werden. Der Vergleich der Belastungs-Aufnahmen mit Ruhe-Bildern kann aufschlußreich für Durchblutungs-Untersuchungen sein.

**D i a s t o l e :** Ausdehnungsphase einer Herzkammer

**E K G :** Aufzeichnung der Aktionsströme, die die Herzkontraktion bewirken

**H e r z k a m m e r :** wird in KAPITEL 4 als Sammelbegriff für Atria und Ventrikel gebraucht

**I n f a r k t :** Absterben eines Gewebeabschnitts auf Grund von unzureichender Durchblutung

**I s c h ä m i e :** Blutleere in einer Gewebezone auf Grund von Gefäßverengung oder -verschluss

**K o r o n a r g e f ä ß e :** Gefäßsystem, das für die Durchblutung des Herzmuskels sorgt.

**M o r p h o l o g i e :** Organform und -struktur

**M y o k a r d i u m :** Herzmuskel

**p a t h o l o g i s c h :** krankhaft verändert

**R e z i r k u l a t i o n :** Wiedererscheinen eines bestimmten Blutquantums nach einmaliger Passage durch den gesamten Kreislauf

**S e p t u m :** Herzscheidewand

**S h u n t :** Übertritt des Blutes von einer Herzhälfte in die andere über ein (am gesunden Herzen nicht vorhandenes) Loch im Septum. Man unterscheidet - je nach Flußrichtung des Blutes - zwischen Links-Rechts-Shunts und Rechts-Links-Shunts

**S y s t o l e :** Kontraktionsphase einer Herzkammer

**V e n t r i k e l :** die großen Herzkammern

#### Funktionsparameter

.....

- Die **A u s t o ß f r a k t i o n** ist der Anteil des enddiastolischen Kammer Volumens, der bei der Kontraktion aus dieser Kammer herausgepreßt wird (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitt 1A).

- Die **A u s t o ß z e i t** beschreibt das Zeitintervall zwischen den Phasen maximaler Ausdehnung und Kontraktion einer Kammer (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitt 1B).

- Die **A u s t o ß r a t e** ist die Geschwindigkeit der Volumenänderung einer Herzkammer (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitt 1C, 4.2.2.4).

- Der **m y o k a r d i a l e B l u t f l u ß** bezeichnet die Durchblutung der Koronararterien (vergl. 4.2.2.2/Unterabschnitt 1, 4.2.2.3/Unterabschnitte 1C und 1D).

- Der **R e g u l a t i o n s a n t e i l** ist das Verhältnis der über eine Herzklappe zurückfließenden Blutmenge zu dem in Stromrichtung passierenden Volumen (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitte 1A und 1D).

- Der **R e s i d u a l a n t e i l** ist der Teil des enddiastolischen Kammer Volumens, der am Ende der systolischen Phase noch in dieser Kammer verbleibt (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitt 1A, 4.2.2.4).

- Als **S c h l a g v o l u m e n** bezeichnet man die Blutmenge, die bei jeder Kontraktion aus dem linken Ventrikels in den Kreislauf gepumpt wird (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitte 1A und 1D, 4.2.2.4).

- Der **S h u n t a n t e i l** ist der Teil eines Kammer Volumens, der über den Herzscheidewand-Defekt aus der anderen Herzhälfte in diese Kammer gepreßt wird (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitte 1A und 1D).

- Strömzeitvolumina werden die pro Zeiteinheit durch einen Kreislaufabschnitt fließenden Blutmengen genannt (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitt 1D).
  - Zur Passage eines Kreislaufabschnitts benötigt ein bestimmtes Blutquantum eine gewisse Transitzeit; in der Systemzykluszeit durchläuft diese Blutmenge den gesamten Kreislauf (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitte 1B und 1D).
  - Als Umfangs-Verkürzung bezeichnet man die Veränderung des Herzkammer-Umfanges zwischen den Phasen maximaler und minimaler Ausdehnung dieser Kammer. Die Schnittebene für die Umfangberechnung wird senkrecht zur Mittellachse gelegt. Unter der Voraussetzung, daß die Kammer annähernd die Form eines Ellipsoids besitzt, betrachtet man man an Stelle der Umfangsverkürzung die Verkürzung des Herzkammer-Durchmessers an dieser Stelle (vergl. 4.2.2.4).
- Die Definitionen der noch nicht erwähnten Funktionsparameter, wie
- die Form und die Volumina von Kreislaufabschnitten (vergl. 4.2.2.2/Unterabschnitt 2, 4.2.2.3/Unterabschnitt 1A)
  - die Wandbewegung des Myokardiums, die an Hand der Ampitude oder der Geschwindigkeit der Bewegung bewertet wird (vergl. 4.2.2.3/Unterabschnitte 1A und 1C, 4.2.2.4), erübrigen sich.

### KAPITEL 3: PHYSIKALISCHE UND TECHNISCHE GRUNDLAGEN FÜR DIE AUFNAHME DYNAMISCHER PROZESSE

Die Untersuchung dynamischer Prozesse beschränkte sich anfänglich auf Untersuchungen des Blutkreislaufs. Dazu werden körperverträgliche Farbstoffe injiziert, die sich mit dem Blut vermischen. Aus der Farbstoffkonzentration in Blutproben, die mit einem Katheter (s.u.) in schneller zeitlicher Folge aus dem untersuchten Kreislaufabschnitt entnommen werden (engl.: sampling method), lassen sich Rückschlüsse auf zeitliche Veränderungen des Blutvolumens ziehen und damit die Funktion dieses Kreislaufabschnitts beurteilen. Im Gegensatz zu diesem - als "blutig" oder "invasiv" bezeichneten - Verfahren werden bei "nichtinvasiven" Untersuchungsmethoden mit technischen Hilfsmitteln (ohne chirurgischen Eingriff) die Organe in medizinischen Bildern aufgenommen, die auch die Beurteilung weiterer Funktionen wie z.B. der Organbewegung erlauben. Invasive Methoden werden heute nur noch für experimentelle Untersuchungen verwendet, bei denen die Verlässlichkeit von Auswertungsverfahren für medizinische Bilder überprüft werden soll <23>.

Medizinische Bilder lassen sich mit Hilfe von Röntgenstrahlen und radioaktiven Strahlen gewinnen. Diese Strahlen haben die Eigenschaft, Materie, die von ihnen getroffen wird, durchdringen zu können, wobei ein Teil der Strahlen seine Richtung und Energie ändert (Streuung) oder absorbiert wird. Eine wirksame Abschirmung beider Strahlungsarten ist praktisch nur durch Blei möglich. Genaue Abbildungen der Körperstruktur erzielt man seit kurzem auch mit Ultraschallmethoden (siehe KAPITEL 6), die hier jedoch nicht näher beschrieben werden sollen.

Röntgenstrahlen (engl.: x-rays) entstehen durch die Abbremsung von schnellen Elektronen <74>. Bei ihrer Passage durch den Körper werden sie - abhängig von Dicke, Dichte und chemischer Zusammensetzung der Gewebeschichten - in unterschiedlichem Maß absorbiert, so daß auf Röntgenbildern z.B. die Knochen dunkler als das Gewebe erscheinen.

Radioaktive Strahlen gehen von Stoffen aus, deren Atomkerne sich umwandeln. Beim radioaktiven Kernzerfall werden u.a. auch  $\gamma$ -Strahlen (engl.:  $\gamma$ -rays) <74> emittiert, die in ihren Eigenschaften energiereicher ("harten") Röntgenstrahlen ähneln und daher beim Durchgang durch den menschlichen Körper nur wenig geschwächt werden.

Für Funktionsstudien des Kreislaufs und des Herzens verabreicht man dem Patienten einen Indikator, der mit dem Blut transportiert wird, und beobachtet mit Hilfe von

Röntgen- und  $\gamma$ -Strahlen seinen Verlauf durch das Organ. Man wählt die Indikatoren so, daß sie die Organfunktion möglichst wenig beeinflussen und außerdem nach dem Untersuchungszeitraum wieder ausgeschieden werden (z.B. über die Niere).

### 3.1 Indikatoren und Applikationsformen

Röntgenaufnahmen geben die gesamte anatomische Struktur im aufgenommenen Körperabschnitt wieder. Die zu untersuchenden Organe sind teilweise von anderen Organen bzw. Knochen überlagert und daher mehr oder weniger deutlich zu erkennen. Zur Verbesserung des Kontrastes und um die Organfunktion auch quantitativ beurteilen zu können (siehe KAPITEL 4), wird bei Untersuchungen von Herz und Kreislauf das Blut mit einem Kontrastmittel (z.B. Urographin) angefärbt, das die Röntgenstrahlen stärker absorbiert als das umliegende Gewebe und deshalb bei der Durchleuchtung des Patienten auf dem Röntgenbild dunkel abgebildet wird. Kontrastmittel sind körperfremde Flüssigkeiten, die sich deshalb bestenfalls mit dem Blut vermischen. Da Kontrastmittel hydrophil und schwerer als Blut sind, können bei ihrer Verwendung Gefahren für den Patienten entstehen.

In der Szintigraphie gehen die  $\gamma$ -Strahlen vom Indikator aus. Man verwendet dazu sogenannte Radioindikatoren oder Radionuklide, d.h. radioaktiv markierte chemische Verbindungen, die - unaktiviert - auch normalerweise im Körper vorkommen und vom Organismus nicht von den körpereigenen Stoffen unterschieden werden können. Durch entsprechende Wahl des Indikatoren können ganz spezifische Organe oder Organteile sichtbar gemacht, sowie Prozesse verfolgt werden, die sowohl die Organdurchblutung als auch den in den Zellen stattfindenden Stoffwechsel betreffen.

Das gebräuchlichste Radionuklid zur Markierung des Blutes ist  $Tc-99m$ -Pertechnat; man verwendet auch Edelgase (z.B.  $Xe-133$ ) oder markierte Blutkörperchen. Die Durchblutung des Herzmuskels kann mit "cold-spot"- oder "hot-spot"-Radioindikatoren sichtbar gemacht werden, die minderdurchblutete Gebiete als Zonen verminderter bzw. überhöhter Zufallsquote darstellen. Zu der ersten Gruppe gehören die Radionuklide, die das Blut anfärben, sowie aktivierte Makropartikel, die proportional zur Durchblutung in die verschiedenen Gebiete transportiert werden und dort - für kurze Zeit - die Kapillaren verstopfen. In unzureichend durchbluteten Muskelabschnitten verhärtet sich die Zellstruktur (vergl. KAPITEL 2). Von den Radioindikatoren der zweiten Gruppe werden diese Defekte positiv dargestellt (z.B. Ansammlung von  $Tc-99m$ -Tetracycline in abgestorbenen Zellen (Infarktgebieten) <7>). Defekte können oft nur in einer bestimmten Phase der Zellveränderung mit den "hot-spot"-Radionukliden sichtbar gemacht werden.

Der Indikator wird bei Kreislaufuntersuchungen entweder einkeimtet (Inhalation von aktivierten Edelgasen, die beim Gasaustausch in der Lunge ins Blut übergehen) oder - in physiologischer Nährlösung - injiziert. Der Injektionsort ist abhängig von den Eigenschaften des Indikators:

- Wegen der kreislaufbelastenden Eigenschaften von Kontrastmitteln können diese nur in geringen Mengen injiziert werden. Um trotzdem eine für die Auswertung der Röntgenaufnahme genügend hohe Konzentration im betrachteten Kreislaufabschnitt zu erreichen, schiebt man einen dünnen Schlauch (Katheter) in den Blutgefäßen bis direkt vor oder in das Organ und appliziert dadurch (u.U. mehrmals (z.B. <22>)) den Indikator.
- Da bei szintigraphischen Aufnahmen - im Gegensatz zu Röntgenaufnahmen (s.o.) - nur die Verteilung des Radionuklids registriert wird (siehe 3.2.2), genügt hier schon die Injektion in einen entfernteren Abschnitt des Gefäßes (z.B. die Armvene), das dem zu untersuchenden Organ Blut zuleitet (periphere Injektion).

Größere Indikatorvolumina (in Relation zum Blutvolumen) beeinflussen immer die Organfunktion. Bei Injektion zu geringer Mengen wiederum verteilt sich die Markierungsfähigkeit so stark im Blut, daß ihr Weg durch das Organ nicht mehr verfolgt werden kann. Daher wendet man oft die sogenannte "Bolusinjektion" an, bei der die Indikatorlösung praktisch auf einmal gespritzt und daher auch als Pfropf im Blut weitertransportiert wird. Während die Bolusinjektion bei Kontrastmitteln immer durchgeführt wird, hängt ihre Verwendung bei szintigraphischen Aufnahmen vom Ziel der Untersuchung ab. Bei der Bestimmung der Aufnahme oder Abgabe eines Radioindikators als Funktion der Zeit muß der Indikator als Pfropf vorliegen. Untersucht man die Verteilung eines Radionuklids in einem Organ nach einem gewissen Zeitraum (z.B. bei Durchblutungsstudien), so ist eine Bolusinjektion nicht erforderlich. Für Herzzinnraumuntersuchungen kombiniert man oft beide Methoden, indem man zunächst die Passage des Bolus und etwas später die Phase der gleichmäßigen Indikatorverteilung im Blut - die etwa 15 min nach der Injektion eintritt - registriert (z.B. <70>).

Der Injektionszeitpunkt ist bei peripheren Injektionen unwichtig; bei Katheterinjektionen kann ein ungünstig gewählter Zeitpunkt jedoch leicht den Indikatorpfropf zerstören. Man sorgt daher dafür, daß die gesamte Indikatormenge injiziert und möglichst mit dem Blut vermischt ist, bevor beides ins Herz gelangt, indem man den Injektionszeitpunkt durch das gleichzeitig registrierte EKG steuern läßt (vergl. EKG-gesteuerte Aufnahme, 3.3.3) <23,24>.

3.2 Aufnahmegeräte und -methoden

3.2.1 Untersuchungen mit Röntgenstrahlen

Bei Röntgenaufnahmen werden die in einer Röntgenröhre erzeugten Strahlen auf den zu untersuchenden Körperabschnitt des Patienten gerichtet und das Durchleuchtungsbild von einer der Strahlungsquelle gegenüberliegenden Aufnahmeapparatur registriert (Abb.3-1). Zur Reduzierung der Streustrahlung läßt man die Strahlen nach ihrem Austritt aus dem Körper durch Metallplatten und durch ein Raster fallen. Dieses "Streustrahlenraster" besteht aus einem für Röntgenstrahlen völlig durchlässigen Material, in das in parallelen oder sich rechtwinklig kreuzenden Linien Lamellen aus Blei eingelassen sind <72>, die die Streustrahlen absorbieren (Abb.3-1). Während der Aufnahme wird das Raster bewegt, um seine schemenhafte Abbildung auf dem Röntgenbild zu vermeiden.

Das so "gefilterte" Durchleuchtungsbild erzeugt anschließend auf einem Leuchtschirm - Röntgenstrahlen vermögen bestimmte Stoffe zur Lichtemission anzuregen - ein für das Auge sichtbares Bild. Anstelle von Leuchtschirmen verwendet man heute Bildverstärker (Abb.3-1), die das Röntgenbild mehrtausendfach verstärken, und deren Benutzung eine geringere Belastung für den Patienten bedeutet, da sie eine erhebliche Verringerung der Strahlendosis und der benötigten Kontrastmittelmenge ermöglichen <73,99>. Ein Röntgenbildverstärker ist ein Glasvakuumgefäß, das als Eingangsschirm einen Leuchtschirm hat. Ein in der Röhre erzeugtes elektrisches Feld beschleunigt und bündelt die Photoelektronen, die die emittierten Lichtquanten in einer dem Leuchtschirm anliegenden Photokathode auslösen. Auf dem Ausgangsschirm erscheint so ein etwas verkleinertes, aber sehr lichtstarkes Röntgenbild.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, die dynamischen Veränderungen innerhalb des durchleuchteten Körperabschnitts zu registrieren. Mit einer älteren Methode, der 1937 entwickelten K y m o g r a p h i e <73>, lassen sich Organbewegungen in einem einzigen Bild festhalten. Dazu wird ein für Röntgenstrahlen empfindlicher Blattfilm ohne Benutzung von Leuchtschirm oder Bildverstärker direkt belichtet. Zwischen Patient und Film befindet sich eine Bleiplatte mit schmalen Schlitzen, die während der Aufnahmezeit - senkrecht zum Schlitzenlinienverlauf - genau um den Abstand zwischen zwei Spalten verschoben wird. Die Ränder der mit Kontrastmittel gefüllten, sich bewegenden Organe erscheinen in für die Bewegungsart typischen Zacken, aus deren Amplitude und Form man Rückschlüsse auf die Organfunktion ziehen kann. Um Bildunschärfen durch Körperbewegungen zu vermeiden, müssen kymographische Aufnahmen unter Atemstillstand gemacht werden.

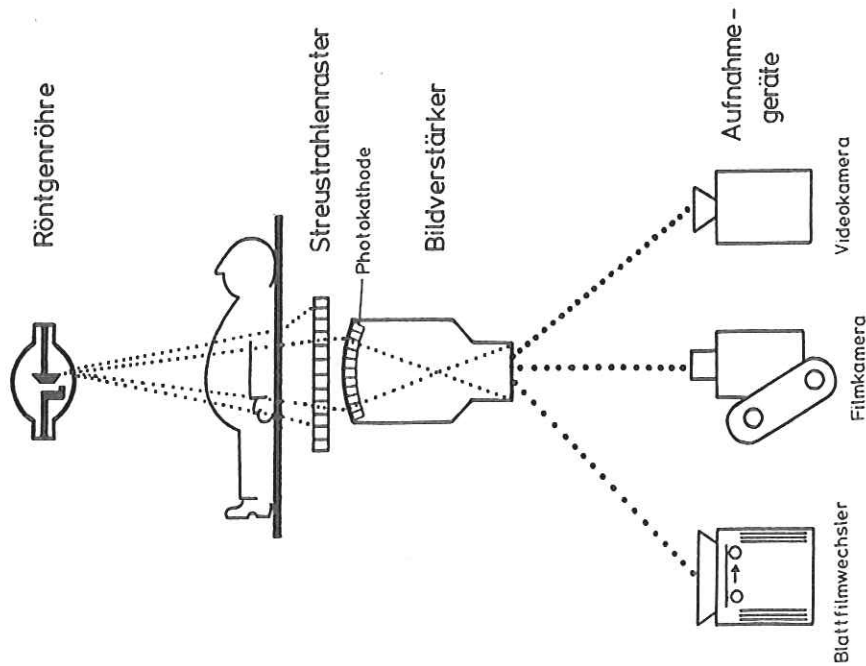


Abb.3-1: Apparatur für die Aufnahme von Röntgenbildserien.

Die Aufnahme von Röntgenbildern kann direkt vom Ausgangsschirm der Bildverstärkerrohre erfolgen. Üblicherweise registriert man die Bildserien auf Filmmaterial oder auf Video-Speichermedien:

- In der Serienanalogie werden Großformatige Blatfilme (z.B. 35x35 cm) belichtet, die in einer Spezialkassette untergebracht sind, wo sie zwischen mehreren Aufnahmen schnell gewechselt werden <73>. Häufiger benutzt man heute jedoch Filmkameras (Röntgenkinematographie) (siehe 3.3.3).
- Bei Aufnahmen mit dem Röntgenvideoverfahren tastet eine Fernsehkamera das Bild auf dem Bildverstärkerausgang in einer Zeilenstruktur von oben nach unten ab. Der Schwärzungsverlauf einer Zeile wird dabei als Spannungsänderung mit der Zeit (genannt "Videosignal") analog registriert und auf Videoplatte bzw. -band gespeichert. Durch die zeilenweise Rückwandlung des Videosignals in den ihm proportionalen Helligkeitsverlauf kann die aufgezeichnete Bildserie während oder nach der Registrierung auf einem Fernsehmonitor abgespielt werden. Man benutzt dazu die üblichen 625-zeiligen Bildröhren - seltener Fernsehschirme mit 875 Zeilen <118>. Aufnahme und Wiedergabe erfolgen im "Zeilenstrahlungsverfahren" <73, 88>, wobei zunächst die Zeilen mit den ungeraden und dann die mit den geraden Nummern auf das Speichermedium bzw. den Monitor übertragen werden. Für jedes aufgenommene Bild werden so zwei Halbbilder erzeugt, die bei der Wiedergabe einzeln oder wieder als vollständiges Bild zusammengesetzt dargestellt werden können.

Um die Strahlenbelastung für den Patienten möglichst gering zu halten (vergl. 3.3.1), arbeitet man heute nicht mehr mit kontinuierlicher, sondern mit gepulster Röntgenstrahlung <40, 73>. Die Dauer der Pulse beträgt zwischen 1 msec und 1 sek. Bei Filmaufnahmen werden nur jeweils für den Belichtungszeitraum eines Bildes Strahlen erzeugt; während des Filmtransports ist die Röntgenröhre gesperrt. Für Videoaufnahmen benutzt man spezielle Fernsehkameras mit einem Speicherschirm (VIDIKON, PLUMBICON), von dem das Bild zeilenweise abgetastet wird. Auf diese Weise sind trotz der langen Abtastzeit keine verlängerten Pulse nötig; andererseits entsteht so keine Verzerrung der Bildinformation, wenn das aufgenommene Objekt sich während der Abtastzeit bewegt. Wegen der relativ kurzen Bestrahlungszeit wird die Strahlenbelastung sogar dann um bis zu 50% verringert, wenn man um den Bildkontrast zu verstärken - die Intensität der Röntgenstrahlen erhöht.

### 3.2.2 Untersuchungen mit $\gamma$ -Strahlen

Um  $\gamma$ -Strahlung nachzuweisen, bedient man sich in der Nuklearmedizin der Szintillationszähler. Im Prinzip bestehen sie aus einem Kristall (z.B. NaJ) und einem Photovervielfacher (engl.: photomultiplier). Die beim radioaktiven Zerfall entstehende  $\gamma$ -Strahlung löst in dem Kristall schwache Lichtblitze (Szintillationen) aus, die durch den Photomultiplier verstärkt und in Spannungsimpulse umgeformt werden <138>.

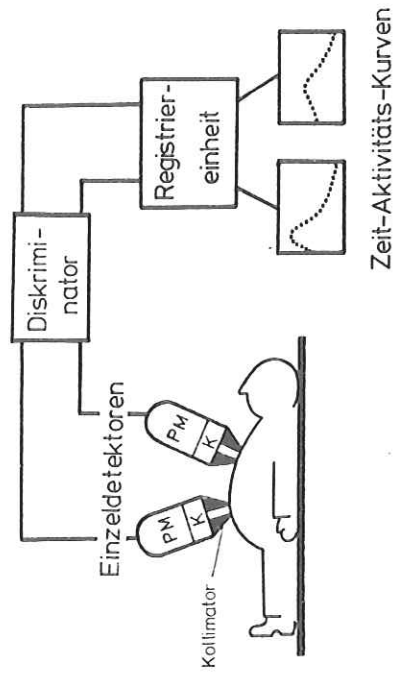


Abb. 3-2: Aufnahmeapparat für szintigraphische Untersuchungen mit Einzeldetektoren;  
PM - Photomultiplier  
K - Kristall

Zusammen mit einem durchbohrten Bleizylinder (Kollimator) und einer Register-einheit bildet der Szintillationszähler ein Aufnahmegerät, das Einzeldetektor genannt wird, und mit dem auf einfachste Weise Funktionsstudien gemacht werden können (Abb. 3-2) <11, 37, 90, 138>. Der Kollimator begrenzt dabei das Aufnahmefeld und absorbiert - ähnlich wie in der Röntgentechnik - abgelenkte Strahlen. Da jedes Radionuklid bei seinem Zerfall Strahlen aus einem bestimmten charakteristischen Energiebereich emittiert, kann weitere Streustrahlung durch einen sogenannten "Diskriminator" (engl.: pulse-height-analyzer) beseitigt werden, der nur Strahlen aus eben diesem Energiebereich durchlässt <76, 138>.

Mehrkanalige Diskriminatoren können auf mehrere Intervalle des Energiespektrums eingestellt werden und erlauben damit eine getrennte Erfassung verschiedener, gleichzeitig applizierter Radioindikatoren. Das Registriergerät hat die Aufgabe, die Aktivität des Radionuklids - als Anzahl der Szintillationsereignisse pro Zeiteinheit - als "Zeit-Aktivitäts-Kurve" aufzutragen.

Heute benutzt man statt dessen hauptsächlich Großfeld-Detektoren, die die Aufnahme der zweidimensionalen Radionuklidverteilung - also die Registrierung von Bildern - erlauben. Diese Szintillationskameras haben entweder einen einzigen, großen Kristall\* oder mehrere, gegeneinander durch Blei abgeschirmte Einzelkristalle\*\* (die Bleiabschirmung absorbiert die im Kristall entstehende Streustrahlung).

Eine Anzahl von Photomultipliern, die bei beiden Kameratypen hinter den Kristallen angebracht sind (Abb.3-3), sorgen für die Verstärkung und Umwandlung der Szintillationsimpulse in elektrische Signale. Angerkameras besitzen ein Kapazitätsnetzwerk mit angeschlossener Addierer, das aus diesen Signalen die Ortskoordinaten des Zerfalls berechnet <85>. Bei Mehrkristall-Gammakameras liegt der Ort der Szintillation auf Grund der Kristallanordnung fest. Die Lichtimpulse werden mit Hilfe eines Lichtleitersystems an die Photovervielfacher weitergegeben <36>.

Streustrahlung wird beim Einsatz von Großfeld-Detektoren ebenfalls durch einen Diskriminator sowie durch Kollimatoren abgefangen. Die Vorteile eines Diskriminators mit zwei Kanälen werden dabei häufig für Doppelnuclid-Untersuchungen ausgenutzt <16,85,126>. Als Kollimatoren verwendet man Bleiplatten von der Größe der Detektoroberfläche mit einer oder mehreren (1000-2000), meist parallelen Bohrungen <76>. Wegen ihrer Eigenschaft, abgelenkte Strahlen zu beseitigen, dienen auch sie der Lokalisation des Zerfallsortes. Die Dicke der Bleiplatten sowie die Anzahl der Bohrungen des verwendeten Kollimators sind abhängig von der Strahlungsenergie des applizierten Radionuklids.

\*Gammakameras nach Anger; Durchmesser des Kristalls: ca. 30 cm <138>;

\*\*Autofluoroskope; bestehend aus 294 Einzelkristallen, die in 21 Zeilen und 14 Spalten angeordnet sind; Aufnahmefläche je je Kristall: 9x9 qmm; manchmal auch größer <36,64,65>.

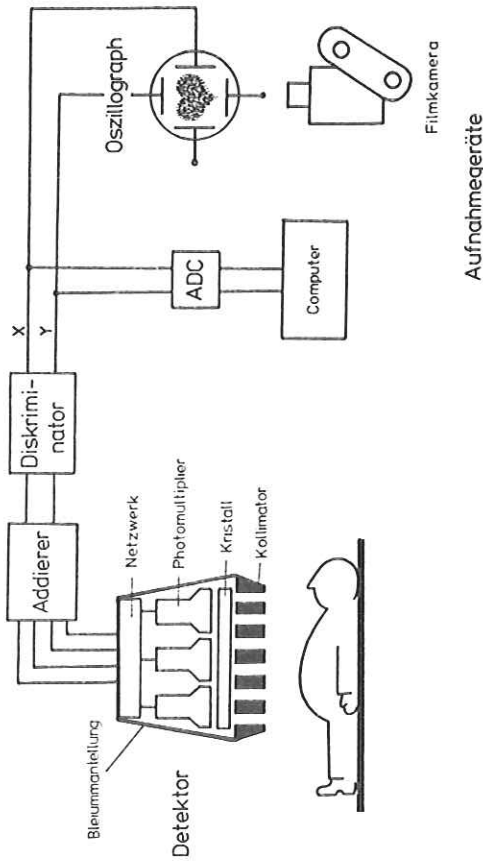
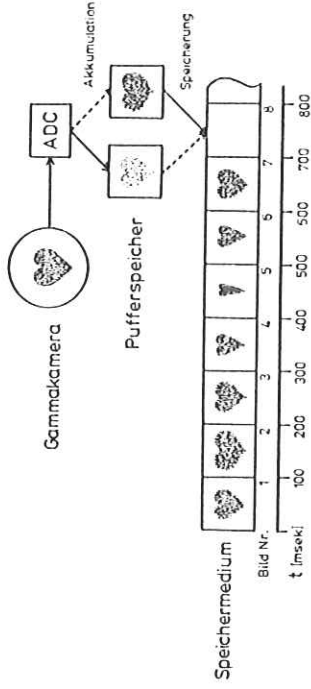


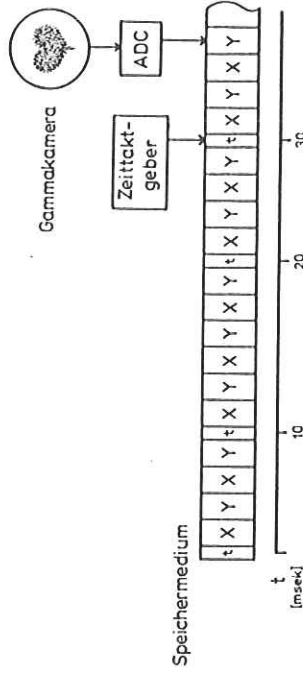
Abb.3-3: Apparatur für die Aufnahme szintigraphischer Bildserien mit Großfeldkameras (hier mit einer Angerkamera).

Die Signale der Photomultiplier bzw. des Addierers bewirken die Hellsteuerung eines Oszillographen, auf dessen Bildschirm die Verteilung der Szintillationen als ein Muster von hellen Punkten erscheint. Zur Registrierung können die Bilder vom Oszillographenschirm ab fotografiert bzw. gefilmt werden. Häufiger erfolgt die Aufnahme jedoch mit Hilfe eines Rechners, der anschließend auch für die Datenauswertung eingesetzt werden kann (siehe 3.3.2 und KAPITEL 4). Dazu werden die Ortskoordinaten einem Analog-Digital-Konverter (ADC) zugeleitet und die digitalisierten Daten auf Magnetband bzw. -platte gespeichert. Die Datenregistrierung kann auf zwei Arten erfolgen:

- Im Histogramm - Speichermodus (engl.: matrix mode) wird jeder Zelle einer Speichermatrix ein Gebiet des Kristalls zugeordnet, d.h. in jedem Matrixelement wird über ein bestimmtes, vor der Aufnahme zu wählendes Zeitintervall (Akkumulationszeit) die Anzahl der Szintillationen gezählt, die in dem zugehörigen Kristallausschnitt erzeugt wurden (Abb.3-4 A).



A



B

Abb.3-4: Möglichkeiten der Datenspeicherung mit dem Rechner:

- A - Datenaufnahme im Histogramm-Speichermodus mit zwei Puffern bei einer angenehmen Aufnahme Frequenz von 10 Bildern/sek.
- B - Datenaufnahme im Sequenz-Speichermodus bei einer angenehmen Zeit-takt-Frequenz von 10 msek.

Die Anzahl der Zeilen und Spalten der Speichermatrix sind ebenfalls vor der Aufnahme festzulegen. Üblicherweise verwendet man Matrizen von 32x32, 64x64, 128x128 und - seltener (siehe 3.3.3) - 256x256 Zellen. Bei Heßkristall-Detektoren (s.o.) ergeben sich die Matrixgröße und -einteilung aus der Anordnung der Kristalle.

Die Datenakkumulation findet in einem Puffer statt, von wo aus die erzeugte Bildmatrix nach Ablauf der Akkumulationszeit auf das Speichermedium überschrieben wird. Die Anzahl der Bilder, die pro Zeiteinheit aufgenommen werden kann (Bildaufnahme Frequenz), ist abhängig von der Datenübertragungszeit. Will man die Bildaufnahme Frequenz erhöhen, so muß mindestens noch ein weiterer Puffer zur Verfügung stehen, der abwechselnd mit dem ersten Puffer die Daten sammelt, und auf Band bzw. Platte schreibt (Abb.3-4 A).

- Bei Aufnahmen im **Sequenz-Speichermodus** (engl.: list mode) werden die Ortskoordinaten der Szintillationsereignisse sequentiell ab gespeichert. Ist die Datenübertragungszeit des Rechners zu lang, um eine Registrierung aller Impulse zu erlauben, so müssen auch hier Pufferspeicher eingesetzt werden. Um die zeitliche Zuordnung der Daten zu gewährleisten, werden - initiiert durch einen Zeitpuls - zwischen den Ortskoordinaten Zeitmarken gesetzt (z.B. durch das Markieren eines Bits; siehe ANHANG) (Abb.3-4 B).

Die im Sequenz-Speichermodus aufgenommenen Daten müssen vor der Auswertung in eine Bildserie umgeformt werden. Da man hier die Möglichkeit hat, Matrixgröße und Bildfrequenz erst nach der Aufnahme festzulegen, kann man diese Parameter den Gegebenheiten anpassen und z.B. eine besonders interessante Bewegungsphase in einer feineren Rasterung und mit einer größeren Bildfrequenz darstellen. Durch die Verwendung dieser Methode lassen sich außerdem Informationsverluste während der Datenübertragung vermeiden, die bei der bildweisen Speicherung - bei hohen Bildfrequenzen - dadurch verursacht werden können, daß keine genügend große Anzahl von Pufferspeichern zur Verfügung steht.

Dem Vorteil größerer Flexibilität - verglichen mit den im Histogramm-Modus gespeicherten Bildserien - steht jedoch der Nachteil eines erhöhten Verwaltungsaufwands (die Bilder sind nicht sofort verfügbar) und vor allem eines erheblich größeren Speicherplatzbedarfs (vergl. <14,20> und ANHANG) gegenüber.



3.2.3 Aufnahme von Identifikations- und Referenzparametern

Zur Identifikation der registrierten Bildserien wird bei Film- und Videoverfahren ein Bild mit Patientendaten und charakteristischen Aufnahmeparametern (wie Bildfrequenz, Kontrastmittelmenge etc.) aufgenommen.

Aus Gründen der besseren zeitlichen Zuordnung und als Bezugssystem für die spätere Auswertung nimmt man zusammen mit der Röntgenbildsequenz gleichzeitig gemessene Referenzwerte auf: dieses sind z.B. EKG, Pulsfrequenz, Blutdruck und Zeitpunkt der Kontrastmittelinjektion.

3.2.4 Computertomographie

Bei den bisher beschriebenen Aufnahmeverfahren wird die dreidimensionale Körperstruktur zweidimensional abgebildet. Um die dabei verlorene Information zu erhalten, wurden in den letzten Jahren in der Röntgentechnik wie in der Szintigraphie Aufnahmegeräte und -methoden entwickelt, die sich unter dem Begriff Computertomographie (CT) zusammenfassen lassen

Unter der Tomographie (Schichtaufnahmeverfahren) <73> versteht man Röntgenaufnahmen, bei denen Röntgenröhre und Film während der Aufnahme bewegt werden. Stellt man sich Röhre und Filmkassette durch eine Achse verbunden vor, so werden beide Geräte um den Drehpunkt dieser Achse im gleichen Drehsinn langsam verschoben.

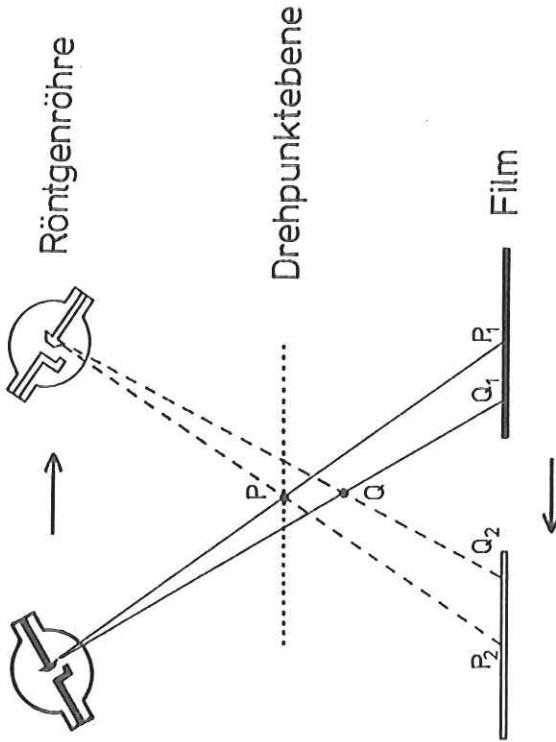


Abb.3-5: Prinzip der Tomographie: der in der Ebene des Drehpunktes liegende Punkt P wird in beiden Positionen des Films an der gleichen Stelle abgebildet, während der Punkt Q an verschiedenen Stellen erscheint, seine Abbildung also durch die Bewegung verwischt wird.

Mit der Erfindung des EMI-Scanners (1972) wurde das erste Aufnahmeverfahren entwickelt, bei dem der Rechner für die Bilderstellung unbedingt notwendig ist <5,6,57>. Dabei wird in einer Röntgenröhre ein sehr feines, fokussiertes Strahlenbündel erzeugt und - nach seiner Passage durch den Körperabschnitt - von einem Detektor aufgefangen, der dem aus der Szintigraphie bekannten Einzeldetektor (s.o.) ähnlich ist. Röntgenröhre und Detektor sind in gegenüberliegender Position starr miteinander verbunden und werden nach Beendigung jeder Aufnahme senkrecht zum Strahlengang um 1° weiterbewegt, bis ein Winkel von 180° überstrichen ist. Die

aus den verschiedenen Aufnahmepositionen gewonnenen Daten werden mit einem Rechner registriert, der anschließend mit Hilfe eines speziellen Algorithmus eine Bildmatrix erstellt, die das Röntgen-Absorptionsbild einer ca. 1 cm dicken "Scheibe" des Körpers repräsentiert.

Da für die Erstellung jedes Bildes mit der Tomographie bzw. dem EMI-Scanner bis zu 4 min. benötigt werden, sind beide Methoden für die Registrierung dynamischer Prozesse nicht brauchbar. Von der Mayo Foundation in Rochester, USA, wurde daher ein (dem EMI-Scanner im Prinzip ähnliches) Verfahren entwickelt (genannt SSSDR: "single source dynamic spatial reconstructor") <100,106>, mit dem - unter gewissen Bedingungen - auch die Aufnahme sich bewegender Organe wie z.B. des Herzens möglich ist. Im Unterschied zu Aufnahmen mit dem EMI-Scanner wird hierbei das Aufnahmeobjekt (es wurden bisher nur Tierversuche gemacht), das sich zwischen der Röntgenröhre und einem großflächigen Detektor befindet, mit der Unterlage - vom Rechner gesteuert - um seine vertikale Achse gedreht. Bei Herzaufnahmen synchronisiert man (unter Anwendung künstlicher Beatmung und eines Herzschrittmachers) Puls- und Atemfrequenz und -phasen mit der Frequenz der Drehung und der Röntgenpulsw. Über eine Drehung von 180° bzw. 360° werden (in 1°-Abständen) Röntgenbilder mit einer Frequenz von 60 Bildern/sek auf Video-Speichermedien registriert. Jede der 500 Zeilen eines solchen Bildes repräsentiert dabei das Videosignal einer 1 mm dicken Schicht des Aufnahmeobjekts. Nach der Digitalisierung der Videobilder rekonstruiert der Computer eine Sequenz von 500 Bildern, die das aufgenommene Objekt in seiner 3-dimensionalen Erscheinung darstellen. Für die Darstellung sich bewegender Organe - wie z.B. Herz und Lungen - muß die Aufnahmezeit erheblich verlängert werden, da sich das Organ in jedem Videobild - d.h. aus jedem Blickwinkel - in einer anderen Bewegungsphase zeigt. Für jede einzelne dieser Bewegungsphasen wird dann eine Serie von 180 Bildern benötigt, um die 3-dimensionalen, dynamische Veränderung des Organs darstellen zu können.

Die Nachteile des Verfahrens liegen in der Atem- und Pulsregulation, durch die die Krankheitssymptome eines fehlerhaft funktionierenden Herzens verfälscht werden können, sowie in der - für schwerkranke Patienten nicht zumutbaren - Rotation. Aus diesen Gründen wurde von der gleichen Forschungsgruppe 1976 eine - momentan noch im Versuchsstadium befindliche - Apparatur vorgeschlagen, die mit 28 individuell gepulsten Röntgenquellen arbeitet (genannt DSR: "dynamic spatial reconstructor") <100,106>, die im Halbkreis angeordnet sind. Ihnen gegenüber befindet sich der in Halbkreisform gebogene Eingangsschirm eines Bildverstärkers. Von seinem Ausgangsschirm werden 28 30x30cm große, einander überlappende Projektionen mit 28 Fernsehkameras aufgenommen, wobei je 7 über einen Multiplexer

an eine Videoplatte angeschlossen sind <100>. Mit dieser Apparatur können aus allen 28 Positionen gleichzeitig Bilder mit einer Frequenz von 60 Bildern/sek registriert werden; die 3-dimensionale Rekonstruktion eines sich bewegenden Aufnahmeobjekts ist also wesentlich effektiver als mit dem SSSDR-Verfahren.

Im Prinzip ähnliche Möglichkeiten der 3-dimensionalen Organaufnahme sind auch in der Szintigraphie vorhanden <21,97,129>. Hier besteht das Aufnahmegerät aus einem Ring von Detektoren, der den Patienten umgibt. Jeder der Detektoren ist durch einen Kollimator gegen die Registrierung von Streustrahlen geschützt. Um die Streustrahlung noch weiter zu eliminieren, verwendet man in der Szintigraphie häufig spezielle Radionuklide, die unter Emission von sogenannter "Vernichtungsstrahlung" (zwei Energiequanten werden in einem Winkel von 180° abgestrahlt) zerfallen, und Positron-Strahler genannt werden <74>. Bei den entsprechend modifizierten Aufnahmegeräten sind jeweils zwei einander gegenüberliegende Detektoren so gekoppelt, daß sie nur dann einen Impuls zur Registrierung weiterleiten, wenn in beiden gleichzeitig eine Szintillation ausgelöst wurde <25,130>. Die Aufnahme von zeitlichen Abläufen mit diesen Geräten befindet sich ebenfalls noch im Entwicklungsstadium.

### 3.3 Vergleich der Aufnahmeverfahren

#### 3.3.1 Strahlenbelastung

Für die Entscheidung, ob eine Untersuchung mit Röntgen- oder mit  $\gamma$ -Strahlen durchgeführt werden soll, spielt auch die für den Patienten entstehende Strahlenbelastung eine wichtige Rolle. Beide Strahlungsarten (Röntgen- und  $\gamma$ -Strahlen werden in "rad" gemessen) können bleibende Schädigungen in Körperzellen hervorrufen. Bei Röntgenstrahlen werden dabei die Haut und das Gewebe des durchstrahlten Körperabschnitts betroffen.  $\gamma$ -Strahlen dagegen wirken auf alle die Regionen ein, die der Radioindikator während des Transports durch den Körper passiert. Die Höhe der applizierten Dosis richtet sich daher nach der Strahlenverträglichkeit des sogenannten "kritischen Organs", in dem sich der Radioindikator bevorzugt ansammelt (z.B. sind für Myokardiumuntersuchungen mit Thallium die Nieren das kritische Organ).

In der Szintigraphie resultiert für eine Aufnahmeserie des mit Tl-201 angefarbten Herzmuskels eine Ganzkörper-Strahlenbelastung von ca. 0.1 rad, die damit etwa der jährlichen natürlichen Strahlenbelastung durch Umwelteinflüsse entspricht. Die Werte für eine Herzzinnenraum-Bildserie bei Verwendung von Tc-99m-Perthexetat liegen zwischen 0.01 und 0.23 rad. In der

Röntgentechnik wird für Aufnahmen des Myokardiums wie des Herzinnenraums ungefähr die gleiche Strahlendosis benötigt. Die Ganzkörper-Strahlenbelastung beträgt hierbei für eine normale Kine-Angiokardiographie-Serie (ca. 15 sek Aufnahmedauer mit 50 Bildern/sek) etwa 0,7 rad. In diesem Wert ist die Röntgenstrahlung für eine Durchleuchtung von ca. 20 min enthalten, die für die Positionierung des Katheters benötigt wird. Um die Strahlenbelastung für Szintigramm- und Röntgenbildserien vergleichen zu können, wurde die Röntgendosis ausserdem über das gesamte Körpervolumen integriert, obwohl tatsächlich nur 5-10% der Körpermasse von den Röntgenstrahlen getroffen werden.

Die Strahlenbelastung bei der Aufnahme von Röntgenbildserien ist damit im Mittel etwa 10 mal so hoch wie bei der Aufnahme von Szintigrammserien, wenn man berücksichtigt, daß mehrere Aufnahmepositionen für einen Patienten benutzt werden, wofür in der Szintigraphie u.U. keine weitere Aktivität appliziert werden muß.

3.3.2 Analoge bzw. digitale Datenregistrierung

Wie aus der Beschreibung der Aufnahmegeräte und -verfahren hervorgeht, können die Bildserien analog oder digital registriert werden, d.h. man speichert entweder den Helligkeitswert eines Bildelements bzw. eine ihm proportionale Spannung, oder die in einem Zahlencode verschlüsselten Werte.

Im Gegensatz zu heute war zu Beginn der Aufnahme von dynamischen Prozessen die Entwicklung der Computer noch nicht so weit fortgeschritten, als daß man sie für die Bildspeicherung und -bearbeitung hätte einsetzen können. Es wurden daher analoge Verfahren zur Auswertung von Bildserien erfunden und weiterentwickelt, die heute noch weitverbreitet im Gebrauch sind. Da besonders bei der Verarbeitung großer Datenmengen (vergl. KAPITEL 4 und 5) die Benutzung eines Rechners viele Vorteile bietet und Datenmanipulationen erlaubt, die mit anderen Methoden nicht (vergl. 3.2.4) oder unter sehr viel größerem Zeitaufwand möglich sind, scheint es beim heutigen Entwicklungsstand der Rechner sinnvoll, die Bildserie bereits über den Computer aufzunehmen. Während sich dieses bei szintigraphischen Aufnahmen anbietet, sind bei Untersuchungen mit Röntgenstrahlen bis jetzt noch analoge Aufnahmetechniken üblich. Es besteht allerdings die Möglichkeit, die Röntgenbildsequenzen nachträglich zu digitalisieren. Die entsprechenden Verfahren sind wegen der zu verarbeitenden großen Datenmengen oft sehr zeitaufwendig <17>. Es wurden in letzter Zeit jedoch auch Geräte und Techniken entwickelt, die eine Echtzeit-Digitalisierung erlauben und damit eine routinemäßige Auswertung mit Hilfe des Rechners begünstigen <33A,86>.

3.3.3 Zeitliche und räumliche Auflösung von Bildserien und ihre Bedeutung für Herzuntersuchungen

Wichtige Qualitätskriterien für Aufnahmen dynamischer Prozesse sind eine genügend hohe Bildrate (zeitliche Auflösung) sowie eine gute Detailerkennbarkeit (räumliche Auflösung). Beide Parameter variieren für die verschiedenen Aufnahmeverfahren (Tab.3-1). Die Güte der räumlichen und zeitlichen Auflösung, die mit einer Aufnahmetechnik erreicht werden kann, läßt sich an Hand von statischen (z.B. <59,85>) und dynamischen (z.B. <1>) Phantomen kontrollieren.

Die zeitliche Auflösung (engl.: temporal resolution) - d.h. die maximale Bildanzahl, die pro Zeiteinheit registriert werden kann - ist abhängig von den Aufnahmegegeräten und den Eigenschaften der verwendeten Strahlung. Während man mit Filmkameras in der Röntgentechnik die höchsten Bildfrequenzen erreicht, ist die Übertragungsrates bei Videoverfahren wegen der relativ langwierigen zeilenweisen Abtastung der Bilder beschränkt (Tab.3-1). Unabhängig von den Aufnahmegegeräten ist die Realisierung von Bildfrequenzen, die höher als 20 Bilder/sek liegen, mit szintigraphischen Methoden bereits schwierig, da - im Gegensatz zu den Röntgenstrahlen - beim natürlichen Zerfall von Atomkernen innerhalb von kleineren Zeitintervallen keine kontinuierliche Strahlung erzeugt wird. Deshalb ist - bedingt durch statistische Fehler - bei hohen Bildfrequenzen die Anzahl der Szintillationsereignisse, die durchschnittlich in einem Bild pro qcm registriert werden (Zähllichte), zu gering, um daraus Rückschlüsse auf die Indikatorverteilung innerhalb eines Körperabschnitts ziehen zu können <76>. Die tatsächliche Verteilung des Radioindikators ist daher erst dann aus einem Bild erkennbar, wenn die durch die  $\gamma$ -Strahlen ausgelösten Szintillationen über einen gewissen Zeitraum gesammelt wurden. Zähllichte von 1000 Ereignissen (engl.: counts) pro sek gelten als ausreichend <19,76,109>. Bei einer unzureichenden Zähllichte bestehen die Möglichkeiten

- die Gesamtzählrate (engl.: total count rate) des Bildes zu erhöhen, d.h. die Szintillationen über ein längeres Zeitintervall zu sammeln und damit die Bildrate zu senken;
- dem Patienten eine höhere Dosis des Radionuklids zu applizieren, da eine größere Anzahl von aktivierten Atomkernen eine höhere Zählrate erzeugt. Wenn der Radioindikator nicht gleichzeitig eine entsprechend kürzere Verweildauer (biologische Halbwert) im Körper hat, so bedeutet das eine erhöhte Strahlenbelastung für den Patienten (vergl. 3.3.1).

Unter der räumlichen Auflösung (engl.: spatial resolution) eines Bildes versteht man den Minimalabstand zwischen zwei Punkten auf dem aufgenommenen Objekt, der gerade noch eine getrennte Abbildung beider Punkte erlaubt. Die Detailserkennbarkeit ist einerseits abhängig von den Aufnahmegewerten und den Speichermedien: so wird in der Röntgenkinematographie die Ortsauflösung nur durch die Filmkörnigkeit, bei szintigraphischen Aufnahmen durch die Wahl des Kamertyps und des Kollimators eingeschränkt. Sie kann andererseits mit der zeitlichen Auflösung gekoppelt sein: bei Videoaufnahmen repräsentiert eine Sequenz von Halbbildern - gegenüber den vollständigen Bildern - zwar die doppelte Bildfrequenz, jedoch nur mit halber räumlicher Auflösung. Werden die szintigraphischen Bildserien mit Hilfe des Computers registriert, so bestimmt - außer den Einschränkungen, die durch die Aufnahmegewerte und durch die Zerfallsdichte des verwendeten Indikators bedingt sind (s.o.) - die gewählte Matrixeinteilung die Detailserkennbarkeit. Wegen der geringen Ortsauflösung von szintigraphischen Aufnahmen (s.u.) täuscht hier eine zu feine Bildrastrerung u.U. Detailinformationen vor, die in Wirklichkeit nicht vorhanden sind. Man verwendet 256x256-Matrizen daher fast ausschließlich für Röntgenaufnahmen (z.B. <55>). Aus Gründen der Datenübertragungszeit, die für die Abspeicherung einer Matrix benötigt wird, bedingt außerdem eine feinere Rastereinteilung neben einem höheren Speicherplatzbedarf oft auch eine niedrigere Aufnahmezeit (vergl. ANHANG).

Die gewünschte zeitliche Auflösung einer Serie hängt von der Geschwindigkeit des zu beobachtenden Vorgangs ab. Mit einer Dauer von ca. 0.015 min für eine Herzperiode (vergl. Abb.2-1) werden für genauere Analysen der Herzfunktion hohe Bildraten benötigt, wie sie z.B. in der Röntgentechnik möglich sind. Bei szintigraphischen Aufnahmen stehen zeitliche und räumliche Auflösung in einer "Unschärferelation" <1>, d.h. die Einzelbilder einer Bildsequenz mit hoher Bildfrequenz haben - wegen der durch statistische Fehler beeinflussten Zähldichte (s.o.) - eine geringe Ortsauflösung umgekehrt. Daher bedingt die Konzentration des Radionuklids im Herzen die Zähldichte und damit die Bildfrequenz. So erzeugt bei Untersuchungen des Herzzinnenraums eine geringe Dosis - als Bolus injiziert - soviel  $\gamma$ -Strahlung, daß selbst bei Aufnahmezeiten von 20 Bildern/sek eine ausreichende Zähldichte erreicht wird <94,128>. Da bei Untersuchungen im Myokardium abgewartet wird, sind hier im allgemeinen solch hohe Bildraten nicht realisierbar. Um eine bessere zeitliche Auflösung zu ermöglichen, summiert man daher eine Anzahl (bis zu 1500) von Herzzyklen phasengerecht auf; für die zeitliche Zuordnung der Herzzyklen sorgt dabei das gleichzeitig registrierte EKG (vergl. KAPITEL 2). Unter "Summation" ist dabei noch keine Rechneroperation zwischen Bildmatrizen zu verstehen (vergl. KAPITEL 4); sie entspricht eher der Mehrfachbelichtung eines Photos.

	RÖNTGENAUFNAHMEN				SZINTIGRAPHISCHE AUFNAHMEN		
	Kymo- graphie	Serienangio- graphie	Kinematog- graphie	Video- aufnahmen	Einzel- detektoren	Großfeldkameras	
zeitliche Auflösung	schr gering	6 Bilder/sek	200 Bilder/sek	50 Halb- bilder bzw. 25 Vollbilder (USA: 60 bzw. 30)	"beliebig" (abhängig von der Strahlungs- intensität)	20 bzw. 50 (EKG-Triggerung)	Rechner- aufnahmen Bilder/sek
räumliche Auflösung	gering	< 0.1 mm	< 1 mm	> 1 mm	keine	5 mm - 3 cm	

Tab. 3-1: Zeitliches und räumliches Auflösungsvermögen der verschiedenen Aufnahmeverfahren (Erklärung siehe Text).

Die sogenannte EKG-Steuerung (Triggerung) von szintigraphischen Aufnahmen beruht im Prinzip auf dem Erkennen eines markanten Punktes der EKG-Kurve durch den Rechner - in den meisten Fällen nimmt man die R-Zacke (vergl. Abb.2-1) -, wodurch Beginn und Ende der Aufnahme geregelt werden.

- Am wenigsten aufwendig ist das Initiieren der Datenregistrierung an bestimmten Stellen des Herzzyklus (siehe ANHANG). Dazu bestimmt man vor der Aufnahme die Zeitdifferenz zwischen der R-Zacke und dem Beginn der interessierenden Herzphase. Zähler bzw. elektronische Verzögerungsglieder regeln - durch das Erkennen der R-Zacke gesteuert - den Aufnahmebeginn und die Aufnahmedauer; die Daten werden dabei in einer Bildmatrix gesammelt. Das Ergebnis ist ein Bild, in dem alle Szintillationen, die aus einer bestimmten Bewegungsphase des Herzens stammen, summiert sind, das also diese Bewegungsphase repräsentiert. Eine Serie solcher Summenbilder müßte sequentiell erzeugt werden, wozu u.U. eine erneute Injektion nötig wäre. Es ist daher sinnvoller, mehrere Zähler bzw. Verzögerungsschaltungen zu verwenden. Die beschriebene Methode wird auch für Herzzinnenraum-Untersuchungen benutzt, um jeweils die Phase maximaler und minimaler Herzausdehnung zu dokumentieren <92>.

- Unter Verwendung des Histogramm-Speichermodus kann eine Sequenz von Summenbildern erstellt werden (genannt "mittlerer Herzzyklus"), indem - initiiert durch die erste R-Zacke - für den ersten Herzzyklus eine Bildserie mit der gewünschten Bildfrequenz aufgenommen wird. Beim Erkennen jeder folgenden R-Zacke wird jeweils das erste Bild der gerade registrierten Serie zum ersten Bild der ersten Serie summiert (s.o.) und so fort (z.B. <9, 15, 61>).

- Bei Aufnahmen im Sequenz-Speichermodus filtert man das EKG-Signal so, daß jede R-Zacke einen Impuls auslöst, durch den eine Marke auf das Speichermedium gesetzt wird, oder der das Abspeichern der aktuellen Zeitmarke in einer Datei initiiert <70>. Die Erzeugung einer Sequenz von Summenbildern erfolgt dann ähnlich wie im Histogramm-Modus.

Für einige Herzkrankheiten sind unregelmäßige Herzzyklus-Längen charakteristisch. In diesem Fall kann es passieren, daß die Bilder nicht herzfasegerecht aufsummiert werden und dadurch Fehlinformationen über den Bewegungszustand des Herzens in einer bestimmten Phase liefern. Zur Abhilfe bestehen die Möglichkeiten, entweder die Aufnahme der zweiten Bildsequenz-Hälfte durch einen weiteren EKG-Kurvenpunkt zu steuern, oder zu kurze und zu lange Herzzyklen vor der

Datenspeicherung auszusortieren <4,9,70>. Letzteres geschieht durch die Aufnahme jeder Bildserie (die einen vollständigen Herzzyklus repräsentiert) in einen größeren Pufferspeicher, in dem die Länge der Bildsequenz mit einer vorher zu bestimmenden mittleren Zykluslänge verglichen wird.

Bei der Analyse der Herzfunktion spielt die Detailerkennbarkeit besonders bei Myokardiumuntersuchungen eine wichtige Rolle, da nur eine genaue Ortung der manderdurchbluteten Gebiete eine erfolgreiche Behandlung ermöglicht, die Defekte aber nicht nur über den gesamten Herzmuskel verteilt, sondern auch auf bestimmte Muskelschichten beschränkt sein können.

Die geringe Ortsauflösung von szintigraphischen Bildern ist hierbei besonders hinderlich, da wegen der unterschiedlichen Wanddicke beim normal durchbluteten Myokardium schon Aktivitätsschwankungen von bis zu 20% zwischen benachbarten Zonen vorkommen können, wodurch man günstigstenfalls - je nach Lage der betroffenen Muskelschicht relativ zum Detektor - Defekte mit einem Durchmesser  $> 2$  cm mit Sicherheit erkennen kann <128>. Es besteht die Möglichkeit, mit Hilfe von speziellen Aufnahmegegeräten und -methoden die Detailerkennbarkeit etwas zu verbessern. Oft setzt man dazu z.B. fokussierende Kollimatoren ein <76>. Wird mit dem Rechner eine Bildserie im Histogramm-Modus aufgenommen, um Speicherplatz-Probleme zu vermeiden, so kann u.U. durch Ausschnittvergrößerung eine bessere Ortsauflösung erreicht werden (vergl. <135> und ANHANG).

Auf den in der Serienangiographie benutzten großformatigen Blattfilmen sind sogar die Kapillaren zu erkennen; die Aufnahmemethode ist wegen der geringen Bildfrequenz jedoch für Herzaufnahmen nicht so geeignet wie Röntgenfilm- und Videoaufnahmen.

Abgesehen von computertomographischen Aufnahmen wird die dreidimensionale Körperstruktur in die zweidimensionale Ebene projiziert. Um die auf diese Weise verlorengehende Information zu erhalten, verwendet man in der Röntgentechnik mehrere Kameras (aus Kostengründen meistens zwei), die das Organ aus mehreren Richtungen gleichzeitig aufnehmen <42,44,46>. Der höhere apparative Aufwand erlaubt in der Szintigraphie kaum den Einsatz von mehreren Großfeld-Dektoren. Statt dessen können jedoch - bei Untersuchungen nach der Indikatorgleichverteilung - mehrere Bildserien nacheinander aus verschiedenen Richtungen aufgenommen werden. Bei der Erfassung einer Boluspassage ist - wegen der geringeren Strahlenbelastung (s.o.) - gegebenenfalls auch eine zweite Injektion möglich.

Obwohl die Röntgenverfahren den szintigraphischen Methoden bei der Registrierung von zeitlichen Abläufen in Bezug auf räumliche sowie zeitliche Auflösung eindeutig überlegen sind, bietet die Untersuchung mit  $\gamma$ -Strahlen einige Vorteile:

3.3.3

- Durch Verwendung bestimmter Radioindikatoren kann ausschließlich das interessierende Organ bzw. ein Defekt sichtbar gemacht und damit ein wesentlich besseres Verhältnis zwischen Information und Hintergrund - genannt Signal-Rausch-Verhältnis (engl.: signal-to-noise-ratio) - als bei Röntgenbildern erreicht werden.
- Auf Grund der zeitraubenden Katheterinjektion kann man mit Röntgenstrahlen pro Tag z.B. nur ca. 2 Herzuntersuchungen durchführen, während mit Radioindikatoren täglich von bis zu 10 Patienten Herzaufnahmen gemacht werden können (vergl. <14>). Wegen der ungünstigen Eigenschaften der Kontrastmittel und der Strahlenbelastung (siehe 3.3.1) ist außerdem beim Röntgenstrahlen der Aufnahme eine Wiederholung mit Röntgenstrahlen für den Patienten wesentlich belastender als eine weitere Untersuchung mit  $\gamma$ -Strahlen.
- Auf Grund der unterschiedlichen Vor- und Nachteile beider Methoden wendet man sie nicht in Konkurrenz, sondern eher als zwei einander ergänzende Möglichkeiten, Defekte nichtinvasiv diagnostizieren zu können, an.

KAPITEL 4: AUSWERTUNG DER BILDSERIEN  
 =====

Nach Beendigung der Aufnahme liegt - u.U. nach einer gewissen Bearbeitung von digital aufgenommenen Daten (siehe 3.2.2) - eine Bildserie vor, die mit analogen Verfahren oder mit Hilfe des Rechners analysiert werden soll, so daß der behandelnde Arzt an Hand der Ergebnisse Aussagen über die Organfunktion machen kann.

Der Zusammenhang zwischen den Methoden zur Bildserien-Auswertung und den resultierenden medizinischen Funktionsparametern ist aus der folgenden Übersicht (Tab.4-1) erkennbar, die gleichzeitig die Gliederung dieses Kapitels dokumentiert. Der erste Schritt der Bildauswertung ist die Datenaufbereitung, die einer Restauration der Bilder in Richtung auf die tatsächlich vorhandenen Strukturen des Aufnahmeobjektes sowie darüberhinaus einer Verbesserung der Bildqualität dient. Der Arzt hat anschließend die Möglichkeiten, die zeitlichen Organveränderungen visuell zu beurteilen oder mit Methoden der Bildverarbeitung die in der Bildsequenz enthaltenen Informationen analytisch zu bewerten. In letzterem Fall unterscheidet man zwischen einer Auswertung der Bildstruktur - bei der man die absoluten oder relativen räumlichen Intensitätsverteilungen betrachtet - und einer Analyse der zeitlichen Intensitätsverläufe, die entweder für bestimmte Bildausschnitte oder für jeden einzelnen Bildpunkt betrachtet werden. Auf Grund medizinischer Überlegungen, die sich hier speziell auf Herzuntersuchungen beziehen, werden aus den räumlichen Intensitätsverteilungen sowie aus Amplitude, Erscheinungszeiten charakteristischer Kurvenpunkte, Steigung und Flächen unter Abschnitten der zeitlichen Intensitätsverläufe Funktionsparameter berechnet, die eine quantitative Bewertung der Organfunktion erlauben.

Wie aus Tab.4-2 ersichtlich, geben die Werte der Funktionsparameter Hinweise auf Herzerkrankungen, die in Herzklappen- und Herzscheidewanddefekte Myokardierkrankungen unterteilt werden können. Die Existenz von Klappen- und Scheidewanddefekten läßt sich aus den Funktionsparametern ablesen, die aus Herzzinnenraumaufnahmen gewonnen werden. Eine Erweiterung der Konturen für eine Herzkammer - gleichbedeutend mit überhöhtem Kammerolumina - können auf eine nicht funktionierende Herzklappe bzw. auf ein Loch im Septum hinweisen. Unter den gleichen Umständen verringern sich auch die Werte für die Auswurfaktion und die Zeitolumina, da nur ein Teil des Blutvolumens den Lungenkreislauf passiert (vergl. 2.2 und 2.3). Die Transportzeiten für einen Indikatorbolus sind daher ebenfalls in beiden Fällen verlängert. Eine quantitative Abschätzung des Defekts sowie die Bestätigung der Diagnose ist schließlich durch die Berechnung der Regurgitations- bzw.

Anfang

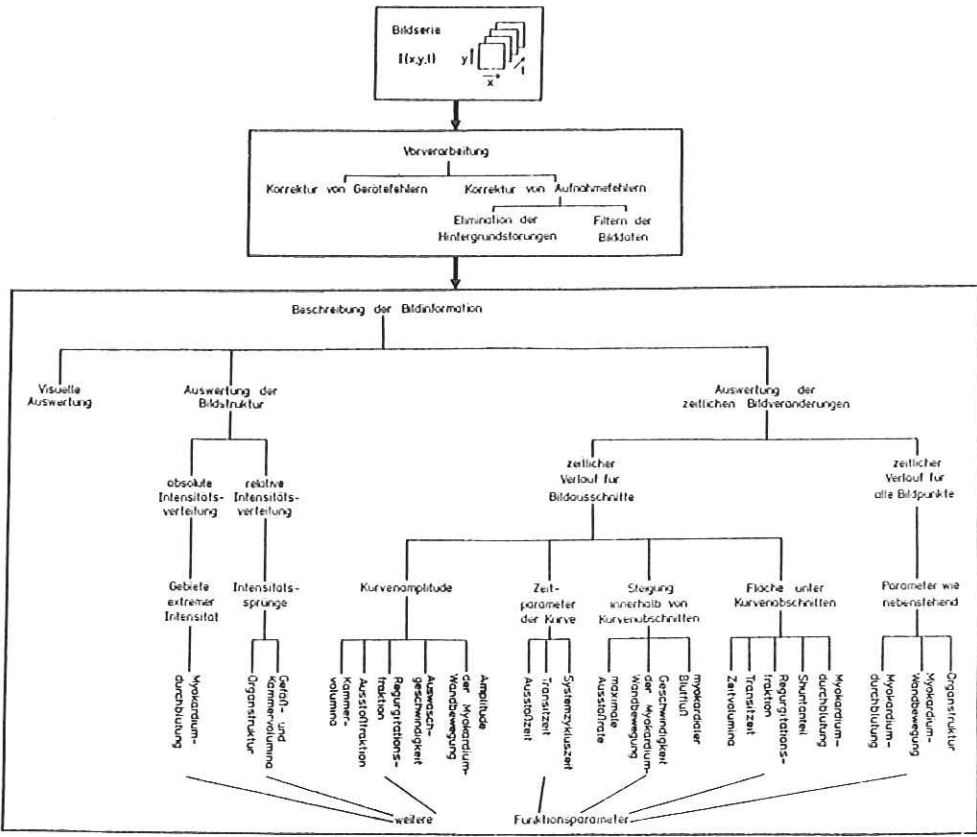
Datenaufbereitung

Beschreibung der Bildinformation

Stichproben

Merkmale

Funktionsparameter



Tab.4-1: Übersicht über den Zusammenhang zwischen den Methoden zur Bildserien-Auswertung und den daraus gewonnenen medizinischen Funktionsparametern.

4  
 der Shuntfraktion möglich. -- Für die Beurteilung der Herzmuskelfunktion werden Herzzinnenraum- und Myokardiumaufnahmen gleichermaßen herangezogen, hauptsächlich um die inneren und äußeren Herzgrenzen möglichst exakt zu bestimmen. Auch hier können veränderte Herzkonturen bzw. Kammerlumina Hinweise auf eine fehlerhafte Muskelkontraktion sein. Die Vermutungen lassen sich überprüfen durch die Analyse der zeitlichen Veränderungen beider Parameter im Verlauf eines Herzzyklus. Durch die Berechnung des regionalen myokardialen Blutflusses und der Koronargefäß-Volumina kann die Myokardiumzone, die sich als Folge verminderter Durchblutung unzureichend bewegt, lokalisiert werden.

Die wichtigsten der im folgenden verwendeten medizinischen Begriffe sowie die Definitionen der Funktionsparameter sind in KAPITEL 2, Abschnitt 2.4 erläutert.

4.1 Vorverarbeitung

Vor der eigentlichen qualitativen und quantitativen Auswertung von Bildserien ist eine gewisse Vorverarbeitung nötig, mit der Verfälschungen der wirklichen Bildinformation beseitigt werden. Die Ursachen der fehlerhaften Abbildung sind entweder in den Mängeln der Registrier-Apparatur oder in Aufnahmestörungen zu suchen. Der Aufwand, mit dem die Datenaufbereitung betrieben wird, richtet sich nach den Auswertungsmethoden, die anschließend auf die Bildsequenz angewendet werden sollen. Bei einer visuellen Beurteilung wird man sich daher auf einfachere Verfahren beschränken. Dagegen lohnt sich die Auswertung von interessierenden Gebieten (Beschreibung siehe 4.2.2.1) und der Einsatz mathematischer Methoden für die Vorverarbeitung erst dann, wenn die Bildinformation anschließend auch systematisch analysiert werden soll.

4.1.1 Korrektur von Geratefehlern

Bei der Aufnahme von Röntgenbildserien können zeitliche und räumliche Verzerrungen der Bildinformation auftreten.

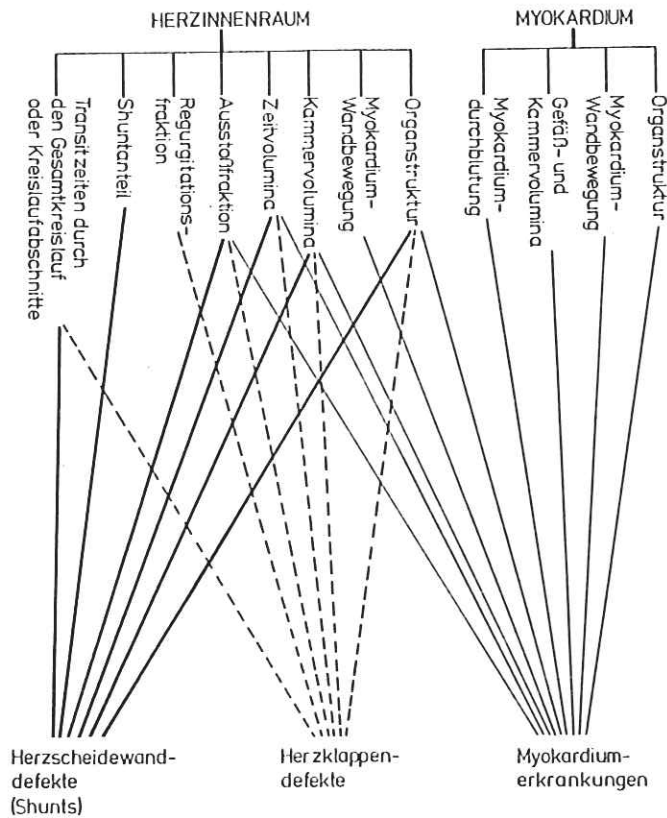
Zeitliche Verzerrungen können beispielsweise bei Röntgen-Videoaufnahmen auftreten, für die nicht gepulste, sondern kontinuierliche Röntgenstrahlung verwendet wurde. Bewegt sich das aufgenommene Objekt selbst sehr schnell, so repräsentieren - wegen der sequentiellen Bildzeilen-Abtastung (vergl. 3.2.1) - die einzelnen Zeilen eines Bildes unterschiedliche Bewegungszustände. Dieser Fehler läßt sich rechnerisch beheben <133>.

Räumliche Verzerrungen (engl.: geometrical distortions) treten bei fast allen Bildern auf, die man mit Hilfe eines optischen Linsensystems aufnimmt (so werden Rechtecke oft als "Kissen" mit konkaven oder konvexen Kanten abgebildet). Sie können andererseits dadurch entstehen, daß Organpartien aus einem schrägen Winkel aufgenommen werden <78, 98, 102>. Abhängig vom Ausmaß der räumlichen Verzerrungen gibt es verschiedene Verfahren zu ihrer Beseitigung <102>. Als Beispiel sei hier ein Algorithmus erwähnt, der die räumlichen Verzerrungen berücksichtigt, die an den Positionsveränderungen von vier Markierungspunkten (engl.: markers) erkennbar sind. Diese Markierungspunkte - bei Röntgenaufnahmen verwendet man Bleiplättchen, für szintigraphische Aufnahmen punktförmige Strahlungsquellen - werden auf der Haut des Patienten angebracht. Aus der Transposition der Ortskoordinaten dieser Punkte lassen sich mit Hilfe folgender Gleichungen die a; und b; - als Maß für die unten genannten Verzerrungen - bestimmen:

UNTERSUCHUNGS-  
BEREICH

FUNKTIONS-  
PARAMETER

DEFEKTE



Tab. 4-2: Bedeutung der Funktionsparameter für die Herzdignose



$$x_i' = a_1 + a_2 x_i + a_3 y_i + a_4 x_i y_i$$

$$y_i' = b_1 + b_2 x_i + b_3 y_i + b_4 x_i y_i$$

mit  $x_i, y_i$  - Ortskoordinaten des Markierungspunktes  $i$  auf dem aufgenommenen Objekt  
 $x_i', y_i'$  - Ortskoordinaten des Markierungspunktes  $i$  auf der Abbildung

Dabei beschreiben die Parameter  $a_1$  bzw.  $b_1$  die Verschiebung eines Punktes in Richtung der Abszisse bzw. Ordinate,  $a_2, a_3$  bzw.  $b_2, b_3$  eine Streckung der Abszisse oder Ordinate und  $a_4$  bzw.  $b_4$  eine Drehung der Punkte im Koordinatensystem. Die Anwendung des Algorithmus auf jeden einzelnen Bildpunkt bewirkt dann die Beseitigung aller Fehler, die durch eine Verschiebung, Vergrößerung oder Rotation entstehen. Eine weitere Anwendung dieses Algorithmus liegt darin, Röntgen- und Szintigraphische Aufnahmen desselben Patienten auf die gleiche Größe zu bringen und sie - zum Vergleich - übereinanderzuschichten <98>.

In der Szintigraphie bedingt die komplizierte Elektronik eine nicht vernachlässigbare Reaktionszeit der Aufnahmeapparatur - genannt *T o t z e i t* (engl.: *dead time, event-resolution-time*) <54,64> -, die zur Registrierung eines einzelnen Szintillationsereignisses benötigt wird. Da während der Totzeit keine weiteren Szintillationen bearbeitet werden können, grenzt sie die Anzahl der radioaktiven Zerfälle ein, die pro Zeiteinheit registriert werden können. Der Effekt läßt sich verdeutlichen, wenn man im Aufnahmefeld der Kamera die Strahlung gleichmäßig und in bekannter Höhe verstärkt, und in einem Diagramm die gemessene Zählrate gegen die tatsächliche Zerfallsrate aufträgt (Abb.4-1): Bis zu dem Punkt, an dem das Zeitintervall zwischen zwei Szintillationen kleiner als die Totzeit wird, steigt die gemessene Zählrate linear zur Zerfallsrate an, danach bleibt die gemessene Zählrate konstant. - Bezogen auf die Szintillationskamera umfaßt die Totzeit die Verstärkung einer Szintillation sowie die Analyse ihres Entstehungsortes. Die Länge der Totzeit wird dabei hauptsächlich durch die Reaktionszeit der Photovervielfacher bestimmt. Die Registrierung der Ortskoordinaten der Szintillation verlängert die Totzeit zusätzlich (bei der Datenübernahme in den Rechner um ca. 1 µsek). Typische Totzeiten von Szintillationskameran liegen bei 1 - 5 µsek; Kamera/Computer-Systeme erlauben die Speicherung von bis zu 500000 Szintillationen/sek <36,54,64> (vergl. auch ANHANG).

Es gibt mehrere Möglichkeiten, die Totzeit eines Aufnahmegeräts zu messen <36,54,64>. Man kann z.B. die Zählrate einer Strahlungsquelle mit hoher Zerfallsrate so lange registrieren, bis keine Beeinflussung der Zählrate durch die Totzeit mehr möglich ist. Da die Zerfallsrate exponentiell abnimmt, repräsentieren Abweichungen der

gemessenen Werte die nicht registrierten Szintillationen. Die Totzeit läßt sich dann berechnen aus der Gleichung

$$N = Z / (1 - Z \cdot T_z)$$

mit  $N$  - tatsächliche Zerfallrate  
 $Z$  - gemessene Zählrate  
 $T_z$  - Totzeit

Mit Hilfe dieses Algorithmus - auf jede einzelne Zelle einer Bildmatrix angewendet - ist auch die nachträgliche Korrektur der durch die Totzeit verursachten Fehler möglich <1,14,20,54,76,78>.

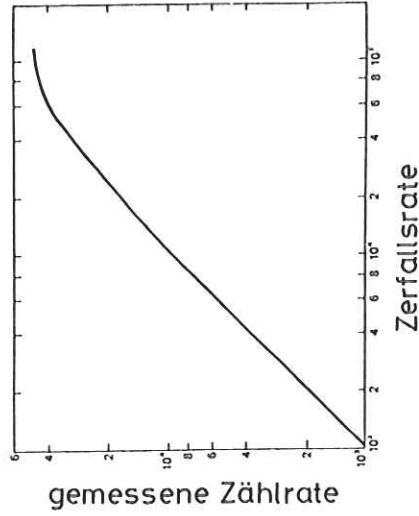


Abb.4-1: Abhängigkeit der Zählratengenauigkeit einer Szintillationskamera von der Gesamtzählrate (am Beispiel der Anger-Kamera) (nach <54>).

Die Totzeitkorrektur der Daten ist besonders dann wichtig, wenn Radionuklide mit einer hohen Zerfallsrate oder in hoher Konzentration verwendet werden. Zur Vermeidung größerer Informationsverluste besteht die Möglichkeit, einen Teil des Detektors mit Platten abzudecken, die  $\gamma$ -Strahlen absorbieren, so daß im registrierten Bildausschnitt höhere Zählraten erreicht werden können.

Ferner muß bei Szintigrammen die Detektorinhomogenität (engl.: field nonuniformity) berücksichtigt werden. Das Reaktionssystem eines Kamerasystems ist - wegen der unterschiedlichen Empfindlichkeit der Photovervielfacher sowie durch den Einfluß des Kollimators - nicht in allen Detektorgebieten gleichmäßig. Zur Kontrolle bedient man sich der Aufnahme eines sogenannten Plattenphantoms (einer homogen strahlenden Platte, deren Durchmesser größer ist als der des Detektors) (vergl. ANHANG, Abb.2) <64>. Zur Beseitigung des Fehlers berechnet man eine KorrekturmatriX durch

$$Ek(x,y) = Mz / Z(x,y)$$

mit  $Ek(x,y)$  - Inhalt der Zelle  $(x,y)$  der KorrekturmatriX  
 $Mz$  - Zählmittelnwert der Phantomaufnahme  
 $Z(x,y)$  - Zählrate der Zelle  $(x,y)$  der Phantomaufnahme

und multipliziert anschließend die aktuellen Bildmatrizen mit der KorrekturmatriX (vergl. ANHANG). Da die Ansprechbarkeit der Photomultiplier von der Strahlungsintensität abhängig ist und sich außerdem täglich verändern kann, ist die routinemäßige Aufnahme von Plattenphantomen für alle die Radioindikatoren sinnvoll, die für die Untersuchungen verwendet werden.

4.1.2 Korrektur von Aufnahme Fehlern

Neben den Aufnahme Fehlern, die sich bereits durch entsprechende Vorkehrungen vor und während der Aufnahme vermeiden lassen <73,118>, können noch weitere Verfälschungen der Bildinformation auftreten, die insbesondere durch den mitaufgenommenen Hintergrund und durch Rauschen verursacht werden. Da diese Störungen die interessierende Information überlagern, ist ihre Beseitigung besonders für die quantitative Auswertung wichtig. Hintergrundstörungen wie Rauschstörungen können die berechneten Werte der Funktionsparameter erheblich verfälschen (siehe 4.2.2.3).

Das Ausmaß der Bildstörungen hängt von der verwendeten Strahlungsart ab. So sind bei Röntgenaufnahmen besonders die überlagerten Körperstrukturen hinderlich, während der Aussagewert von Szintigrammen hauptsächlich durch statistisches Rauschen beeinflusst wird. Im Gegensatz zu Rauschstörungen sind Hintergrundstörungen für jedes Organ und jede Aufnahmeposition unterschiedlich, so daß es keine allgemeingültige, optimale Methode zur Hintergrundelimination gibt. Die Beseitigung von Rauschstörungen wird mit physikalischen oder mathematischen - Filtern vorgenommen.

Neben den im folgenden beschriebenen Möglichkeiten zur Beseitigung von Aufnahme Fehlern können kontrastverstärkende und filternde Effekte - bei der Bildwiedergabe mit Hilfe des Rechners - auch durch eine geeignete Verteilung der Grauwerte bzw. Farbstufen erzielt werden (vergl. KAPITEL 5).

4.1.2.1 Elimination von Hintergrundstörungen

Bei der Aufnahme eines Organs wird u.U. gleichzeitig die davor und dahinterliegende Körperstruktur abgebildet, die das Organ betreffende Information verfälscht. Diese sogenannten Hintergrundstörungen - oder einfach Hintergrund (engl.: background) - stellen sich bei Röntgenaufnahmen durch eine zusätzliche Absorption der Röntgenstrahlen, also eine vermehrte Schwärzung im Bild, dar. In Szintigrammen sind die Hintergrundstörungen im allgemeinen geringer, da durch die organspezifische Ansammlung der Radioindikatoren meistens eben nur dieses Organ abgebildet wird. Schwierigkeiten ergeben sich dann, wenn ein größerer Teil der Radionuklidmenge auch in andere unter- bzw. vorgelagerte Organen, Knochen oder Gewebsschichten gelangt (z.B. färbt  $Tc-99m$ -Phosphat das Myokardium, aber auch die Knochen, an <125>); sie können jedoch oft durch die Wahl eines geeigneten Radioindikators vermieden werden.

Entsprechend der Körperstruktur sind die Hintergrundstörungen meistens inhomogen über das Bild verteilt; wegen der Organbewegung können sie zusätzlich noch zeitabhängig sein. Die Störungen sind aus diesen Gründen oft nur annähernd abzuschätzen. Ihre Elimination findet entweder nur für gewisse Regionen oder für das gesamte Aufnahme feld statt.

Nimmt man den Hintergrund zunächst als rebietsweise homogen an, so kann man davon ausgehen, daß in einer dem untersuchten Organ benachbarten Zone der gleiche Hintergrund vorhanden ist wie in dem Bildausschnitt, der das Organ zeift. Basierend auf diesen Voraussetzungen und den Gesetzmäßigkeiten der Absorption von Röntgenstrahlen, wird in der Röntgentechnik häufig das Quotientenverfahren benutzt, das es erlaubt, die Störungen - unter Berücksichtigung ihrer zeitlichen Veränderung - regional zu beseitigen.

Unter der Voraussetzung, daß nur Röntgenstrahlen fast gleicher Wellenlänge auf ein Objekt fallen - eine nahezu monochromatische Strahlung wird durch die Filterung mit Metallplatten erreicht (siehe 3.2.1) - werden diese nach dem Lambert-Beer'schen Gesetz absorbiert <23,24,47>:

$$I = I_0 \cdot e^{-k \cdot D \cdot C}$$

- mit  $I_0$  - Strahlungsintensität, die auf das Objekt trifft  
 $I$  - Strahlungsintensität, die aus dem Objekt austritt  
 $k$  - Absorptionskoeffizient  
 $D$  - Tiefe (Dicke) des Objekts  
 $C$  - Konzentration bzw. Dichte des Objektmaterials

Die Gleichung gilt für die Durchstrahlung eines bezüglich Dicke und Dichte homogenen Gegenstandes. Da Organe, Knochen, Weichteile etc. sich in Dicke und Dichte unterscheiden und daher die Röntgenstrahlen in unterschiedlichem Maß absorbieren, muß die Gleichung dementsprechend modifiziert werden (siehe <133>). Dabei gehen Störungen, die bei der Erzeugung von Röntgenstrahlen oder durch die Körperstruktur entstehen, als Faktoren in die Gleichung ein.

Für das Quotientenverfahren werden während der Wiedergabe der Bildserie die Bildhelligkeiten über zwei Bildausschnitten gemessen, von denen einer das von Kontrastmittel durchflossene Organ bzw. Gefäß überdeckt und der andere in einem angrenzenden Gebiet gewählt wird, in dem kein Kontrastmittel zu erwarten ist, in dem also nur die Dichtewerte des Hintergrundes erscheinen. Dividiert man beide Dichtewerte kontinuierlich über die gesamte Bildserie, so resultiert eine Kurve, die ausschließlich mit der Zeit Dichteschwankungen des Kontrastmittels mit der Zeit dokumentiert (Abb.4-2). Außerdem werden mit dieser Methode die durch Aufnahmegeräte, Speichermedien und Wiedergabe verursachten Störungen fast vollständig eliminiert, wodurch der Bildkontrast u.U. insgesamt soweit verbessert wird, daß die Kontrastmitteldosis verringert werden kann (<88,133>).

Zur Realisierung des Quotientenverfahrens ist es erforderlich, die Helligkeit an bestimmten Stellen des Bildes zu messen, wobei die Auswahl eines Bildausschnitts auf analogem wie auf digitalem Weg erfolgen kann (nähere Beschreibung siehe 4.2.2.1). In der Röntgenkinematographie wird der Film auf eine Leinwand oder Mattglasscheibe projiziert, hinter der paarweise Photowiderstände angebracht sind (<29,51,52>). Je zwei Photowiderstände sind elektronisch durch eine sogenannte "Wheatstonesche Brückenschaltung" gekoppelt, die die Division durchführt. Am Ausgang der Schaltung liegt also nur dann eine Spannung, wenn die gemessenen Intensitätsschwankungen sich in Phase und Amplitude unterscheiden; die Ausgangsspannung ist dieser Differenz proportional. Bei Videoaufnahmen werden die Photowiderstände durch Videosensitometer (siehe 4.2.2.1) ersetzt (<133>). Für die Bearbeitung digitalisierter Daten können statt dessen auch - z.B. mit dem Lichtgriffel - auf dem Bildschirm Fenster ausgewählt werden (siehe 4.2.2.1); die Quotientenbildung erfolgt dann rechnerisch.

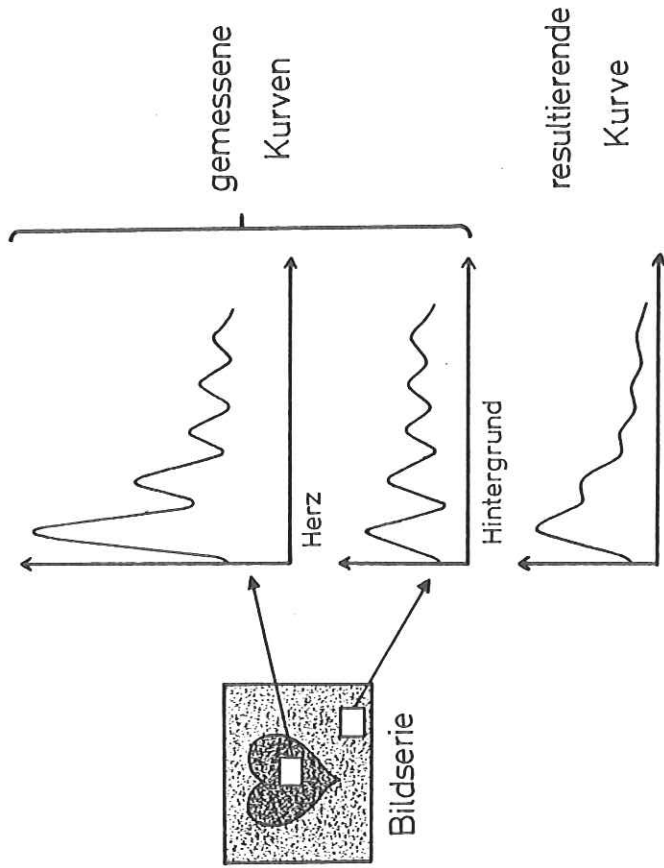


Abb.4-2: Prinzip des Quotientenverfahrens (Messung der Kurven hier mit Fenstern).

In szintigraphischen Aufnahmen kann der Hintergrund in ähnlicher Weise unterdrückt werden. Da hier jedoch nicht das Maß der Absorption, sondern die Strahlungshöhe registriert wird, läßt sich hier die Hintergrundstrahlung einfach durch Subtraktion eliminieren. Bei Herzaufnahmen wird auf diese Weise die Störstrahlung beseitigt, die dadurch entsteht, daß - bei Untersuchungen des Innenraums - das mit dem Radioindikator vermischte Blut nach wenigen Herzpassagen auch im Myokardium zu finden ist.

Auf Grund der Tatsache, daß die Muskelwand des linken Ventrikels am dicksten und daher am besten sichtbar ist, wurde in <123> dieses Myokardiumgebiet als halbkreisförmiger Streifen um den linken Ventrikel als Hintergrund-Fenster gekennzeichnet (Abb.4-3). Da die optische Lokalisation des

Herzmuskels in Szintigrammen jedoch oft schwierig ist, kann man dieses Fenster mit Hilfe von Manipulationen zwischen verschiedenen Bildmatrizen der Serie unterschiedlicher Herzinnenraumnahmen festlegen: nach Auswahl der Bilder, die die diastolische und die systolische Phase des linken Ventrikels zeigen, und der Subtraktion beider Matrizen umfassen im resultierenden Bild die Zellen mit den höheren Zählraten ein Gebiet, das die Ventrikelwand repräsentiert (z.B. <7,70>).

Setzt man voraus, daß während des gesamten Herzzyklus das Myokardium mit gleicher Intensität strahlt, so kann die mittlere Zählrate innerhalb des Hintergrundfensters von jedem Bild der Serie abgezogen werden. Andernfalls wird - wie beim Quotientenverfahren - die Herzinnenraum-Zählrate jeweils auf die aktuelle Myokardiumintensität hin korrigiert <12>, indem man für Hintergrund- und Blutraum-Fenster die

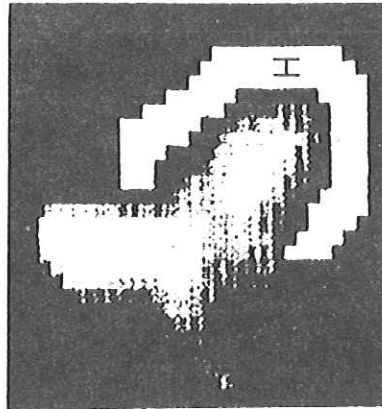


Abb.4-3: Halbkreisförmiges Fenster (H) um den linken Ventrikel zur Messung von Hintergrundstörungen, die durch das Myokardium verursacht werden (hier: in einem Szintigramm) (nach <123>).

Zeit-Aktivitäts-Kurve erstellt (siehe 4.2.2.1), die Hintergrundkurve glättet (s.u.) und anpaßt und von der Herzinnenraum-Kurve subtrahiert.

Die Verfälschung der Bildinformation bei Herzinnenraumuntersuchungen durch Myokardiumüberlagerungen treten natürlich auch bei Röntgenaufnahmen auf. In der Szintigraphie wie in der Röntgentechnik kann der Einfluß dieser Störungen jedoch nur angenähert bestimmt werden, weil der Hintergrund in einer Randzone des Herzmuskels gemessen wird, wodurch - da das Myokardium hier dicker erscheint als es wirklich ist - man seine Auswirkung leicht überschätzt.

Da bei Röntgenaufnahmen die gesamte zwischen Röntgenquelle und Aufnahmeröhre liegende Körperstruktur abgebildet wird, muß man davon ausgehen, daß selbst innerhalb kleiner Bildausschnitte der Hintergrund inhomogen ist. Hintergrundsstörungen, die mit einer gewissen Regelmäßigkeit über das Bild verteilt sind - beispielsweise die Rippen bei Herznaufnahmen - können u.U. mathematisch simuliert werden. Durch Anwendung des so erhaltenen Filters werden dann die betreffenden Bildstrukturen beseitigt <125>. Eine vollständige Elimination aller Hintergrundsstörungen erreicht man durch die Registrierung einer sogenannten "Leeraufnahme" (die vor der Injektion des Kontrastmittels gemacht wird) und durch die spätere analoge oder digitale Korrektur der Bildserie auf diese Leeraufnahme hin (engl.: subtraction method) (Abb.4-4). Das resultierende Bild zeigt ausschließlich die Dichteverteilung des Kontrastmittels: Auf diese Weise können - in Verbindung mit einer geeigneten Darstellung (siehe KAPITEL 5) - so entscheidende Kontrastverbesserungen erreicht werden, daß sogar - bei fast gleicher Dosis - eine periphere Injektion des Kontrastmittels möglich ist, wodurch gleichzeitig das Problem der Durchmischung mit dem Blut besser gelöst wird <17>.

Die Leeraufnahme kann aus einem einzelnen Bild oder aus einer vollständigen Hintergrund-Bildserie bestehen <17>. Zur analogen Korrektur wird bei Film- und Videoaufnahmen von der Leeraufnahme ein Negativ angefertigt und über die Bilder der Bildserie projiziert bzw. elektronisch subtrahiert <73>. Weniger aufwendig ist es, an der gleichen Stelle der Leerbildserie und in der aktuellen Bildsequenz mit einem densitometrischen Fenster die Dichtekurven zu erstellen und voneinander zu subtrahieren (vergl. 4.2.2.1) <12>.

Führt man die Korrektur mit Hilfe des Rechners durch, so wird jede Bildmatrix der aktuellen Sequenz - ähnlich wie beim Quotientenverfahren - zellenweise durch die Werte des Hintergrundbildes dividiert bzw. die (natürlichen) Logarithmen der Werte werden subtrahiert (Gleichungen s. <17>). Bei Herznaufnahmen ist es sinnvoll, in der Leerbild-Serie wie in der aktuellen Bildsequenz das EKG mit zu registrieren, um die anschließende Division bzw. Subtraktion phasengerecht ausführen zu können <17>.

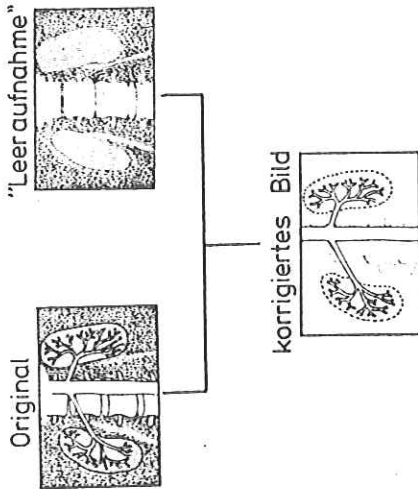


Abb.4-4: Effekt der Hintergrundeliminierung durch das Subtraktionsverfahren (nach <73>).

Die Anwendung derartiger Methoden ist in der Szintigraphie nicht in gleicher Weise möglich wie in der Röntgentechnik, da überhaupt erst nach der Injektion des Radionuklids sinnvolle Bildinformationen registriert werden können. Statt dessen wird oft von der Tatsache Gebrauch gemacht, daß der Radioindikator während seines Transports durch den Körper u.U. auch andere Körperstrukturen passiert, die vor oder hinter dem zu untersuchenden Organ liegen. In einer Bildserie, die die erste Passage eines Radionuklids durch den Kreislauf zeigt, dokumentieren z.B. die Bilder, in denen die Lunge sichtbar wird, die durch die Lungenüberlagerung verursachten Hintergrundstörungen. Zur Elimination des Hintergrunds werden diese Bildmatrizen von den Herzaufnahmen subtrahiert (z.B. <66,67>). -- Bei einer gleichmäßigen Hintergrundstruktur unterzieht man selten das gesamte Bild einer Korrektur, sondern berücksichtigt die Störungen in den Gleichungen zur Berechnung der Funktionsparameter (z.B. 4,33,35,89,124>).

4.1.2.2 Filtern der Bilddaten

Bei der Registrierung von Bildserien entstehen u.a. durch die Aufnahmeelektronik Bildstörungen, die als Rauschen (engl.: noise) bezeichnet werden <102>. Das Rauschen auf Szintigrammen wird oft zusätzlich durch Streustrahlung verstärkt. Die Beseitigung dieser Störungen kann bildweise geschehen. Bei der Auswertung von Bildsequenzen muß jedoch berücksichtigt werden, daß auch die zeitlichen Helligkeitsveränderungen jedes einzelnen Bildpunktes durch Rauschen überlagert sind.

Rauschstörungen beeinflussen insbesondere die Bildstruktur (in der räumlichen Dimension) bzw. den Verlauf der zeitlichen Intensitätsschwankungen (in der zeitlichen Dimension). Zu ihrer Beseitigung stehen eine Vielzahl von physikalischen und -für die Bildanalyse mit dem Rechner - von mathematischen Filtern zur Verfügung, die bestimmte Bildinformationen unterdrücken oder hervorheben <59,101,102>. Das Glätten (engl.: smoothing) ist ein Teilgebiet der Filterung von Bilddaten, das bei der Datenaufbereitung besonders häufig angewendet wird. Bereits durch die phasengerechte Aufsummierung von Bildserien kann ein gewisses Glätten in der räumlichen wie in der zeitlichen Dimension erreicht werden <17>; diese Möglichkeit wird bei Röntgenaufnahmen wie bei Szintigrammen (vergl. 3.3.3) benutzt.

A) Glätten in der räumlichen Dimension

Die Mittelwertbildung der Bildpunkthelligkeiten ist eine Möglichkeit, die Bildstruktur zu glätten. Auf analogem Weg läßt sich diese räumliche Mittelwertbildung auf Filmaufnahmen anwenden, indem man - bei festem Abstand zwischen Leinwand und Projektor - die Bilder stufenweise defokussiert <133>. Bei der digitalen Bildverarbeitung wird - bildweise - der Helligkeitswert jedes Punktes durch den mittleren Helligkeitswert der benachbarten Bildpunkte ersetzt <17,101>. Je nach Anzahl der in die Mittelung einbezogenen Nachbarpunkte werden die Glättungsalgorithmen üblicherweise mit "3-, 5- oder 9-point-smoothing" bezeichnet (vergl. ANHANG). Bei der mehrmaligen Anwendung eines Glättungsalgorithmus auf ein Bild entstehen leicht Artefakte.

Eine gezieltere Unterdrückung von Rauschstörungen erreicht man mit Hilfe der Frequenzanalyse der Helligkeitsschwankungen innerhalb der Bildzeilen bzw. -spalten. Bei der sogenannten Fourier-Analyse wird dieser Kurvenverlauf in Sinus- bzw. Cosinuskomponenten unterschiedlicher Frequenz zerlegt. Die hochfrequenten Komponenten repräsentieren dabei die Rauschstörungen im

Bild, die - analog - mit einem Tiefpaßfilter oder - digital - durch die Rekonstruktion des Intensitätsverlaufs ohne die Berücksichtigung der hochfrequenten Anteile beseitigt werden können <95,101,102>. Diese Methode zur Elimination von Bildrauschen läßt sich auf einfache Weise durch mehrmaliges Glätten des Bildes und die anschließende Subtraktion des so durch Glättung erzeugten, sogenannten "Rauschbildes" vom Originalbild durchführen <28,78,113,114>. -- Als neuere Methode zur Bildglättung in der räumlichen Ebene soll die Faktorenanalyse hier kurz beschrieben werden, da sie die Anzahl der zu speichernden Daten verringert und außerdem zur Auswertung von Bildserien modifiziert werden kann (vergl. 4.2.2.3/ Unterabschnitt 2). Zur Durchführung der Faktorenanalyse wird ein Bild in mehrere Teilbereiche - z.B. in die Bildzeilen oder -spalten - zerlegt. Durch Korrelation aller Teilbereiche miteinander und durch die Diagonalisierung der so entstandenen Korrelationsmatrix erhält man Eigenfunktionen, deren Bedeutung durch den Betrag des ihnen zugeordneten Eigenwertes (hier Faktor genannt) gemessen wird. An Hand dieser "Faktoren" läßt sich der Intensitätsverlauf jedes Teilbereichs - und damit das Bild - exakt rekonstruieren <112,113,114>. Einsparungen des zum Ablegen eines Bildes benötigten Speicherplatzes sowie gleichzeitige Bildglättung erreicht man dadurch, daß nicht alle "Faktoren" zur Bildrekonstruktion verwendet werden. Durch ausführliche Untersuchungen wurde sichergestellt, daß wichtige Bildinformationen auf diese Weise nicht verlorengehen.

Von den genannten Verfahren gibt es viele Varianten - wie z.B. das gewichtete Glätten - zur effektiven Beseitigung des Rauschens <101,102>, die hauptsächlich für statische Bilder entwickelt wurden und deshalb hier nicht näher beschrieben werden sollen.

B) Glätten in der zeitlichen Dimension  
.....

Durch die Empfindlichkeitsdämpfung der Meßgeräte kann das Rauschen, das die zeitlichen Helligkeitsschwankungen der einzelnen Bildpunkte bzw. kleinerer Bildausschnitte verändert, unterdrückt werden <133>. Rechnerisch lassen sich die zeitlichen Intensitätsverläufe durch die Approximation der Kurven und die Unterdrückung bestimmter Kurvenanteile - die z.B. mit Hilfe der Fourier-Analyse identifiziert werden können (siehe 4.1.2.2/ Unterabschnitt A) <33,65> - glätten.

Die Glättung der Bildserie in der zeitlichen Dimension wird oft nicht für das gesamte Aufnahmegebiet, sondern nur für einen bestimmten, interessierenderen Bildausschnitt - im Zusammenhang mit der Berechnung von Funktionsparametern - durchgeführt (z.B. <3,4,8,90,91,110>).

## 4.2 Beschreibung der Bildinformation

Die aufgenommenen Bildserien dokumentieren die dynamischen Veränderungen der Indikatorverteilung - repräsentiert durch die Helligkeitsschwankungen -, in denen sich das Verhalten des Organismus widerspiegelt. Das Ziel der Auswertung dieser Bilder ist es, Informationen aus ihnen zu gewinnen, mit deren Hilfe eine Diagnose über die Funktionsfähigkeit eines Organs oder eines Körperabschnitts gestellt werden kann. Diese Informationen lassen sich entweder bei einfacher Betrachtung der Serie durch einen erfahrenen Arzt oder mit Methoden der analogen oder digitalen Bildverarbeitung gewinnen, bei der sogenannte "Funktionsparameter" - als quantitatives Maß der Funktion - berechnet werden.

## 4.2.1 Visuelle Auswertung

Nach abgeschlossener Vorverarbeitung besteht die Möglichkeit, die Bildserie einfach visuell auszuwerten. Dazu kann der behandelnde Arzt während der Wiedergabe der Bilder in einer Endlosschleife durch Veränderung der Wiedergabegeschwindigkeit und -richtung oder durch Vergrößerung eines Bildausschnitts dynamische Vorgänge sichtbar machen und daraus den Zustand des aufgenommenen Körperabschnitts diagnostizieren. Bei Herz- und Kreislaufuntersuchungen werden Gebiete mit verminderter Durchblutung - die sich in Röntgenbildern direkt als Gefäßverschluss, in Szintigrammen durch verringerte bzw. überhöhte Radionuklidkonzentration darstellen - erkennbar; ein geübter Arzt kann u.U. auch Veränderungen der Form und Bewegung von Organen feststellen. Kleinere Defekte, die oft erst in einer bestimmten Bewegungsphase sichtbar werden und deren Erkennen (z.B. im Fall der unzureichenden Myokarddurchblutung) für eine frühzeitige, präventive Behandlung sehr wichtig ist, können jedoch leicht übersehen werden. Ebenso ist es schwierig - wenn nicht gar unmöglich -, auf diese Weise das Ausmaß des Defekts abzuschätzen oder die Krankheitsfälle verschiedener Patienten zu vergleichen. Eine visuelle Auswertung schöpft die in den Bildserien enthaltenen Informationen über die Organfunktion nicht aus.

## 4.2.2 Qualitative und quantitative Bildanalyse

Die Analyse von Bildsequenzen mit mathematischen Methoden ist gegenwärtig zwar noch recht arbeitsaufwendig, hat aber den Vorteil, die aufgenommenen Informationen umfassender auszuwerten, als dieses bei visueller Auswertung allein möglich ist. Neben einer erheblichen Reduzierung der Bearbeitungszeit bietet dabei die Auswertung unter Benutzung einer Datenverarbeitungsanlage die Möglichkeit,

Analyseabläufe zu automatisieren, indem die Prozedur der Berechnung von Funktionsparametern ohne größeren Eingriff des Benutzers vom Rechner automatisch durchgeführt wird. Voraussetzung für die automatische Auswertung ist die Kenntnis und Erfahrung mit geeigneten Analysealgorithmen. Während szintigraphische Bildsequenzen bereits hauptsächlich mit Hilfe des Computers analysiert werden (vergl. 3.2.2), sind die analogen Verfahren zur Bildverarbeitung in der Röntgentechnik verbreiteter, da hier schon sehr viel länger Funktionsstudien durchgeführt werden als mit  $\gamma$ -Strahlen. Ein weiterer Grund ist die größere Informationsdichte in Röntgenbildserien (vergl. 3.3.3), die die Digitalisierung und Auswertung der Bilder oft sehr aufwendig macht. -- Die Auswertungsmethoden, die in dieser Arbeit am Beispiel der Herz- und Kreislaufuntersuchungen beschrieben werden, sind für beide Strahlungsarten im Allgemeinen die gleichen und können im Prinzip in ähnlicher Weise auch für die Funktionsbewertung anderer, sich dynamisch verändernder Organe herangezogen werden.

Zur Bewertung der Schwankungen der Indikatorkonzentration kann man entweder die Verteilung des Indikatorkonzentration in einem Organ oder seinen zeitlichen Verlauf durch einen Körperabschnitt betrachten. Im ersten Fall erhält man aus der Auswertung einzelner Bilder Informationen über die Form und Größe eines Organs bzw. Defekts (siehe 4.2.2.2), im zweiten Fall analysiert man die zeitlichen Helligkeitsveränderungen eines Bildbereichs und kann daraus Rückschlüsse auf das dynamische Verhalten des Organs ziehen (siehe 4.2.2.3). In beiden Fällen hat man die Möglichkeit, die Auswertung auf empirischem oder analytischem Weg durchzuführen, d.h. entweder auf Grund der Erfahrung bestimmte Bildstrukturen oder Werte der Helligkeitsschwankungen auszuwählen, auszuwerten und daraus die Diagnose zu erstellen, oder aber einzelne Bilder oder Kurvenverläufe systematisch mit mathematischen Algorithmen zu analysieren. Die Entwicklung von Verfahren zur analytischen Bildverarbeitung ist für automatische Auswertungsmethoden besonders wichtig (s.o.).

Auf Grund möglicher Meß- und Berechnungsfehler sowie individueller anatomischer Unterschiede repräsentieren nicht bestimmte Werte, sondern Wertebereiche die Aussage der berechneten Funktionsparameter über eine normale oder pathologische Organfunktion. Trotzdem muß vor dem routinemäßigen Einsatz einer Methode sichergestellt sein, daß sie für alle möglichen Krankheitsfälle eindeutige Resultate liefert. Insbesondere in der Testphase eines Auswertungsalgorithmus bestimmt man daher die Funktionsparameter auf verschiedene Weise und trägt die Ergebnisse je zweier Verfahren im Koordinatenkreuz gegeneinander auf. Ein Maß für die Abweichung der Punkte von der Identitätsgeraden ist der Korrelationskoeffizient R:

$$R = \frac{\int f(t) \cdot g(t) \cdot dt}{\sqrt{\int f^2(t) \cdot dt \cdot \int g^2(t) \cdot dt}}$$

mit  $f(t)$ ,  $g(t)$  - Funktionen der beiden zu vergleichenden Methoden

Bei Identität von  $f(t)$  und  $g(t)$  wird  $R = 1$ ; zwei Verfahren sind jedoch schon bei  $R = 0.9$  durcheinander ersetzbar <122>. Der Algorithmus wird außerdem zur Überprüfung der Abhängigkeit zweier Parameter voneinander - der Hauptanwendung derartiger Korrelationsuntersuchungen - eingesetzt <31>.

4.2.2.1 Methoden der Auswertung und Kalibrierung

In der bildweisen wie in der bildausschnittweisen Auswertung sind die Bildinformationen in einem bestimmten Gebiet von Interesse. Zur Auswahl des interessierenden Bereichs oder Fensters (engl.: region of interest (ROI), window) und zur Messung in diesem Gebiet während der Abspielung der Bildserie stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung.

Für Messungen in Röntgenfilmen benutzte man anfänglich Photowiderstände. Auf die Leinwand bzw. hinter die Mattglasscheibe gesetzt, auf die der Film projiziert wird, wandeln diese Photowiderstände die Helligkeit des betreffenden Bildausschnitts in entsprechende Widerstandswerte um, die fortlaufend (analog) auf Magnetband oder Papierstreifen aufgezeichnet werden <31, 51, 52, 53, 133>. Durch die Koppelung von mehreren Photowiderständen - die jeweils eine Meßfläche von 1 - 20 qmm haben - kann man auch in größeren Bereichen messen <133>.

Die Auswahl eines interessierenden Bereichs bei Videoaufnahmen oder digitalisierten Bildserien ist wesentlich einfacher und genauer, da hier die Position des Fensters eindeutig reproduzierbar ist und auch in größeren Gebieten gleichmäßig gemessen werden kann. Aus diesem Grund werden Photowiderstände heute kaum noch benutzt. Man überspielt statt dessen Röntgenfilme auf Video-Speichermedien und wertet sie mit Methoden der Fernsehtechnik aus, die im Folgenden beschrieben sind.

Ort und Form des Fensters kann der Benutzer mit Hilfe eines verschlebbaren Koordinatenkreuzes oder eines Lichtgriffels auf dem Bildschirm kennzeichnen. Zur Verdeutlichung und Kontrolle wird das gewählte Gebiet "hellgetastet", d.h. durch Beimischung einer konstanten Spannung zum Videosignal <45> bzw. durch Setzen der

entsprechenden Bildmatrix-Zellen auf die höchste darstellbare Zellzählrate (vergl. ANHANG) heller als die Umgebung dargestellt (vergl. Abb. 4-3). Üblich ist auch eine Umrandung des interessierenden Bildausschnitts (vergl. ANHANG, Abb. 5).

Die Auswertung der Bildserie findet nur innerhalb des gewählten Bereichs statt. Je nach Untersuchungsziel wird der mittlere Wert der Kontrastmitteldichte bzw. die mittlere Zählrate im interessierenden Bereich in Abhängigkeit von der Bildnummer (d.h. von der Zeit) gemessen oder - bildweise - die Fläche des Fensters bestimmt und aufgezeichnet. Das zur Registrierung der sogenannten Densitogramme bzw. Zeit-Aktivitäts-Kurven sowie der berechneten Werte verwendete Speichermedium - Papierstreifen oder Magnetband bzw. -platte - richtet sich nach den anschließenden Auswertungsverfahren (siehe 4.2.2.2 und 4.2.2.3).

Zur Bestimmung der Helligkeitsschwankungen mit der Zeit in einem interessierenden Bereich müssen in jedem Bild der Serie alle innerhalb des Fensters auftretenden Helligkeitswerte gemittelt werden. Bei der Auswertung szintigraphischer Bilder repräsentiert der resultierende Wert für jedes Bild die momentane Radionuklid-Konzentration im betrachteten Gebiet, während der Schwärzungsverlauf in Röntgenfilmen bzw. das Videosignal bei Röntgen-Fernsehaufnahmen entsprechend dem Lambert-Beer'schen Gesetz (siehe 4.1.2.1) logarithmisch von Dichte und Dicke des durchstrahlten Objekts abhängt. Absolute, quantitative Aussagen über die Konzentration des Kontrastmittels in Röntgenbildern können daher erst nach der Logarithmierung der Bildinformation gemacht werden. Bei sehr kleinen Fenstern kann die Logarithmierung anschließend an die Mittelwertbildung über die Fensterfläche erfolgen, da man hier davon ausgehen kann, daß die Körperstruktur innerhalb des interessierenden Bereichs nahezu homogen ist. Dagegen müssen bei Fenstern größerer Fläche die einzelnen Bildpunkthelligkeiten vor der Integration logarithmiert werden <22, 24, 45, 88>.

Auf analogem Weg - wie er oft noch in der Röntgentechnik angewandt wird - lassen sich die Helligkeitsschwankungen mit Hilfe eines sogenannten Fenstergenerators bestimmen, dem ein Integrator und eine logarithmische Verstärkereinheit angeschlossen sind; die Apparatur wird mit "Densitometer" bezeichnet <88, 119>. Die gleichzeitige Auswertung von mehreren interessierenden Gebieten ist unter Benutzung von mehreren Densitometern möglich; es gibt aber auch Densitometer mit mehreren Kanälen <103>. Liegt die Bildserie in digitalisierter Form vor, so kann die Integration und - gegebenenfalls - das Logarithmieren rechnerisch erfolgen.



In Videoaufnahmen sowie in Bildmatrizen läßt sich die Fläche einer Bildstruktur bestimmen, indem man diese Struktur als Fensterbereich festlegt. Die vom Fenster überdeckte Fläche berechnet sich dann aus der Summe der Zeilenabschnitte im Fensterbereich, wobei die Zeilenhöhe zu berücksichtigen ist <45>. Der Abstand zwischen zwei Punkten einer Bildmatrix-Zeile ergibt sich als die Anzahl der Matrixzellen, die zwischen beiden Punkten liegen. Bei Videoaufnahmen ist dieser Abstand der Zeitdifferenz proportional, die zwischen dem Abtasten des ersten und des zweiten Punktes verstreicht. -- In Videoaufnahmen ist eine Flächenberechnung auch ohne vorherige Digitalisierung der Bilder möglich: Bei der "elektronischen Planimetrie" wird statt des Videosignals der Hellstimpuls der Gewählten Fensters auf den Integrator des Densitometers gegeben; dessen Ausgangssignal ist dann der Fläche des interessierenden Bereichs proportional <45>. Auf digitalem Weg wird die Breite von Videozeilen-Ausschnitten im Fensterbereich mit einer sogenannten "Kodier- und Zähleinheit" (engl.: coding-and-counting unit) berechnet; diese Methode wird "Videometrie" oder "digitale Planimetrie" genannt <45>. Man filtert dazu das Videosignal einer Zeile so, daß extreme Helligkeitsunterschiede - wie sie z.B. beim Übersprechen der Fenstergrenzen auftreten - in Startimpulse für Zähler umgesetzt werden. Geht man z.B. von einer einfachen Kontur aus, die jede Videozeile höchstens zweimal schneidet, so wird beim Eintritt in den Fensterbereich der erste und beim Austritt aus dem Fensterbereich der zweite Zähler gestartet. Am Ende der Zeile wird die Differenz beider Zählerstände digital kodiert und gespeichert. Bei Bildern, die bereits mit dem Rechner aufgenommen oder nachträglich digitalisiert wurden, ist eine ähnliche Flächenberechnung durch einen entsprechenden Algorithmus denkbar (siehe 4.2.2.2).

Die Fensterform <45,46,49> richtet sich nach dem Ziel der Messungen; sie kann im allgemeinen beliebig gewählt werden:

- Rechteckige interessierende Bildbereiche (vergl. Abb.4-2) legt man durch die Markierung zweier einander gegenüberliegender Eckpunkte fest. Da die rechteckige Form die Prozedur der Helligkeitsintegration über die Fensterfläche (s.o.) erleichtert, benutzt man sie zur Messung der Konzentrationssschwankungen des Indikators in einem - möglichst überlagerungsfreien - Organabschnitt.
- Sogenannte "f o r m b a r e" Fenster (vergl. Abb.4-3) verwendet man hauptsächlich, wenn Form und Größe eines Bildabschnitts von Interesse sind. Sie werden teilweise jedoch auch für Messungen der Helligkeitsschwankungen benutzt (wenn z.B. der Blutfluß in einem Gefäß bestimmt werden soll). Die Kontur des interessierenden Bereichs wird dazu mit Lichtgriffel oder Fadenkreuz umfahren. Fehler, die bei der manuellen Fensterauswahl auftreten

können, lassen sich bei digitalisierten Bildern dadurch beheben, daß automatisch die Matrixzellen als mit zum interessierenden Bereich gehörig gerechnet werden, die entweder im Grauwert <58,89> oder in den Helligkeitsschwankungen <58,98> (vergl. 4.2.2.3/ Unterabschnitt 2)) ein ähnliches Verhalten wie die Zellen innerhalb des Fensterbereichs zeigen. Verändert sich diese Kontur mit der Zeit (wie z.B. die Herzform auf Grund der Herzaktion), so muß sie in jedem Bild der Serie einzeln bestimmt werden, was sehr zeitaufwendig und u.U. ungenau ist, und damit die routinemäßige Auswertung in Frage stellt, wenn die Markierung des Fensters von Hand vorgenommen wird. Diese Schwierigkeiten können umgangen werden, indem man auf fernsehtechnische Weise ein sogenanntes "tracking window" <88> erzeugt, das seine Position entsprechend der morphologischen Organbewegung ändert. Bei der rechnergestützten Bildauswertung ist die automatische Kennzeichnung von sich verändernden Konturen mit Methoden aus der Mustererkennung möglich, mit denen Bildstrukturen "erkannt" und markiert werden können (siehe 4.2.2.2). Man ist derzeit bemüht, geeignete Algorithmen zu entwickeln <34>.

Für die umfassende Untersuchung dynamischer Vorgänge ist es wünschenswert - gleichzeitig oder nacheinander - möglichst kleine Organabschnitte betrachten zu können (z.B. um die Funktionsfähigkeit der Herzkontraktion beurteilen zu können). Die Minimalgröße eines interessierenden Bereichs ist dabei abhängig von dem räumlichen Auflösungsvermögen, das mit der jeweiligen Aufnahmemethode verbunden ist (siehe 3.3.3). Bei Röntgenbildserien können daher Organabschnitte von einer Fläche >10 gmm untersucht werden <120>, während in der Szintigraphie die Zählstatistik in solch kleinen Gebieten oft zu schlecht ist. Die Anzahl der Fenster, in denen gleichzeitig gemessen werden kann, ist bei szintigraphischen Bildserien aus dem gleichen Grund begrenzt <1,84>.

Die oben beschriebenen Meßmethoden lassen sich weiterhin für die Wiedergewinnung von Referenzparametern verwenden, die bei Röntgenaufnahmen oft als heller Streifen von variabler Länge dargestellt werden. Für die densitometrische Bestimmung läßt man dabei ein rechteckiges Meßfenster den Bildbereich überdecken, in dem das Referenzsignal erwartet wird. Das Ausgangssignal des Integrators repräsentiert dann den aufgezeichneten EKG- oder Druckwert. Videometrisch ergibt sich dieser Wert - analog oder digital bestimmt - aus dem Abstand zwischen Anfangs- und Endpunkt des Referenzsignals auf dem Bildschirm <45>.

Bei der Berechnung von Funktionsparametern aus diesen Messungen (s.u.) müssen absolute Werte (wie z.B. Flächen und Volumina) ge e i c h t werden, um aus dem Vergleich der Parameter für verschiedene Patienten Grenzwerte für normale und pathologische Organismusfunktionen zu erhalten.

Für die Eichung geometrischer Größen wird ein - u.U. unterteilter - Maßstab von bekannter Länge mit aufgenommen, mit dessen Hilfe das aufgenommene Organ auf die originale Größe gebracht werden kann. <60,92,10>. Eine ähnliche Kalibrierung ist auch dann erforderlich, wenn mehrere Bildserien zusammen verarbeitet werden sollen, die dasselbe Organ aus verschiedenen Aufnahmerichtungen zeigen <46>. - Die Korrektur der Bilder kann - analog - durch Veränderung des Projektor-Leinwand Abstands - digital - durch Berücksichtigung eines Vergrößerungsfaktors bei der Berechnung der Funktionsparameter <46> erfolgen.

Zur Bestimmung absoluter Blutvolumina muß die Indikatormenge, die das gesuchte Blutvolumen repräsentiert, bekannt sein. In der Szintigraphie kann man diese Menge aus dem Verhältnis zwischen gemessener und injizierter Aktivität des Radionuklids berechnen (z.B. <138>). Für die quantitative Röntgenbildauswertung werden dagegen Referenzsysteme (sogenannte "Eichtreppen") eingeblendet, die Kontrastmittel in verschiedenen Schichtdicken und Konzentrationen zeigen, und mit den gemessenen Dichtewerten verglichen <51,88,133>. Unabhängiger von Fehlern, die bei Erstellung der Eichtreppen entstehen können, sind Methoden, bei denen man sich auf Referenzwerte bezieht, die in einem anderen Kreislaufabschnitt - z.B. direkt hinter dem Injektionsort - registriert wurden <22>. - Bei der Verwendung von zwei Messfeldern für die Berechnung eines Parameters muß den unterschiedlichen Volumina, die beide repräsentieren, ebenfalls Rechnung getragen werden <12,23,42>.

Beim Vergleich der Werte verschiedener Patienten muß berücksichtigt werden, daß einige Parameter - z.B. die Volumina der Herzkammern - nicht nur vom Gesundheitszustand, sondern auch von anderen Faktoren wie der körperlichen Kondition des Patienten abhängen. Man normiert daher oft die gemessenen Werte auf die individuellen Abmessungen bzw. Volumina des Organs <77,116>.

Die analoge Kurvenauswertung erfordert zusätzlich eine Berücksichtigung der Kennlinien, die das Verhalten der Geräte während des Meß- und Registriervorganges beschreiben <29,51>.

Die qualitative Bewertung von Bildstrukturen oder Helligkeitsschwankungen erlaubt in einigen Fällen bereits eine grobe Abschätzung der Organfunktion; z.B.

- lassen bei Untersuchungen des Myokardiums anormale Herzumrißlinien (z.B. <48>) oder Indikatorkonzentrationen (z.B. <15,27,56,62>) auf anormale Kontraktion schließen;
- bedeuten überhöhte oder verfrühte Maxima in Kurven über dem Herzzinnenraum Septum- oder Klappendefekte (z.B. <16,137>);
- weisen verflachte Kurvengefäße für den Herzzinnenraum oder -muskeln auf unzureichende Pumparbeit bzw. Durchblutung hin (z.B. <80,137>).

Weitere Informationen erhält man aus dem Vergleich von Aufnahmen, die unter verschiedenen körperlichen (z.B. <2,9,15>) und medikamentösen (z.B. <80,120>) Belastungen gemacht wurden. Man kann die qualitative Bildserien-Analyse daher als gewisse Voruntersuchung und als Basis für die gezielte Berechnung von Funktionsparametern ansehen.

Bildserien, die mit computertomographischen Methoden erstellt werden, bieten interessante Möglichkeiten zur qualitativen Auswertung. Man kann z.B. - da der aufgenommene Körperteil in seiner dreidimensionalen Struktur rekonstruiert wird - Organe auf mathematischem Weg zerlegen <100>. Entsprechend vielseitig kann die quantitative Analyse gestaltet werden, deren Methoden im Folgenden aber nur angedeutet werden können, da sie sich in den meisten Fällen noch in der Entwicklung befinden.

4.2.2.2 Auswertung der Bildstrukturen

Jedes Bild der Sequenz zeigt eine gewisse Strukturierung, die hauptsächlich die Körperstruktur im Aufnahmebereich wiedergibt. Weitere Unterschiede in der Helligkeitsverteilung können dadurch auftreten, daß der Indikator auf Grund von Defekten in einem Organ weniger oder stärker sichtbar ist.

1) Gebiete extremer Intensität

Gewebezonen, in die der Indikator wegen unzureichender Durchblutung oder wegen eines anderen Defekts vermehrt oder vermindert gelangt, erscheinen im Bild als hellere oder dunklere Bereiche. Bei Herzsuntersuchungen können dieses Anzeichen für Störungen in der Myokardiumkontraktivität oder für eine krankhafte Zunahme der Herzmuskelmasse sein. Objektiv und unabhängig vom jeweiligen Beobachter wird die Diagnose, wenn man die Bildhelligkeit mit Hilfe einer dem Quotientenverfahren ähnlichen Methode abschätzt. Dazu vergleicht man die Bildhelligkeit in einem an das Herz angrenzenden Organ (z.B. der Lunge), das ebenfalls Indikatorflüssigkeit enthält, mit den Werten, die für ein Fenster über dem Myokardium gemessen wurden. Die anteilige Indikatorkonzentration RMI in einem Bereich - die die relative Myokardiale Durchblutung repräsentiert - kann dann berechnet werden durch

$$RMI = \frac{MIK - VIK}{MIK}$$

mit MIK, VIK - Indikatorkonzentrationen im Herzmuskelausschnitt bzw. im Vergleichsorgan

Die Verteilung des Indikators im Herzmuskel wird durch das schrittweise Verschieben des Fensters über das gesamte Myokardiumgebiet und die Berechnung der zugehörigen RMI-Werte erkennbar <93>. Bezogen auf Normalwerte - die aus Aufnahmen von normal durchbluteten Myokardiumgebieten ermittelt werden - lassen sich so Zonen, in denen eine pathologische Zellvermehrung oder ein Infarkt vorliegt, an Hand von überhöhten oder verringerten RMI-Werten lokalisieren.

2) Intensitätssprünge

Körperstrukturen - speziell die Organ- und Gefäßumrisse - werden durch die Verwendung eines Indikators verdeutlicht. Die manuelle Bestimmung der Konturen (z.B. mit einem Lichtgriffel) (u.a. <44,45>) ist sehr ungenau und bedeutet für die Routineauswertung von Bildserien einen unzumutbaren Arbeitsaufwand. Mit Hilfe eines Rechners lassen sich die Bildkontraste so verstärken, daß lediglich die Umrifflinie eines aufgenommene Objekts sichtbar wird. Eine halbautomatische Konturenfindung wird u.a. mit der Aufzeichnung von Linien gleicher Bildhelligkeit (Isointensitätslinien, vgl. KAPITEL 5) ebenso wie mit anderen Methoden zur Modifikation der Darstellung erreicht (z.B. <71,109>). Bei dieser Methode wirken sich jedoch Aufnahmestörungen sehr ungünstig aus; außerdem bleibt es immer noch dem Benutzer überlassen, die richtige Linie als Umriß festzulegen.

Auf automatische Weise gewinnt man ein Konturenbild mit Hilfe von Algorithmen, die - wie z.B. beim Gradientenverfahren - nur die Bildpunkte abbilden, deren Intensität sich signifikant von der ihrer Nachbarpunkte unterscheidet. Die Verbindung dieser Punkte repräsentiert die Kontur <26,101,102>. Eine Anwendung des Gradientenverfahrens für die Erkennung dynamisch sich verändernder Konturen wurde von G.T.Herman und H.K.Liu <50,75> speziell im Hinblick auf die Auswertung von computertomographisch erstellten Bildsequenzen und der daraus rekonstruierten dreidimensionalen Organform entwickelt. In die Berechnung des Gradienten für jeden Bildpunkt bezieht man dabei zusätzlich die Zeit als vierte Dimension mit ein. Nach der manuellen Auswahl eines Anfangspunktes erstellt ein Algorithmus die Organkontur mitsamt ihrer zeitlichen Veränderung durch die sukzessive Suche nach Nachbarpunkten mit einem ähnlichen Gradientenwert. Fehler bei der Rekonstruktion der Organoberfläche können durch die Abfrage logischer Funktionen - in die gewisse Annahmen über die Organform eingehen - verhindert werden. Unter Vernachlässigung der dritten räumlichen Dimension ist das Verfahren auch auf konventionelle Bildserien anwendbar.

Im allgemeinen stehen Bildsequenzen zur Verfügung, die das Organ aus einer oder zwei zueinander rechtwinkligen Positionen zeigen. Die dreidimensionale Organform stellt man sich aus diesen Bildern nur unter der Annahme bestimmter geometrischer Formen abgeschätzt werden, die um so ähnlicher gestaltet werden können, je mehr Aufnahmen aus verschiedenen Richtungen zur Verfügung stehen. Die wirkliche Organform wird jedoch erst aus einer Informationsmenge ersichtlich, wie sie in der Computer-Tomographie registriert wird.

Bei Herzsuntersuchungen geht man meistens von einer Darstellung des Organs in zwei Ebenen aus, wobei jeweils die zur gleichen Herzphase gehörigen Bilder zusammen verarbeitet werden. Die Konturauswertung wird hauptsächlich für den linken Ventrikel - seltener für den rechten Ventrikel <41,48,72> - durchgeführt, da von seiner Funktion die Pumpleistung entscheidend abhängt und seine Form am genauesten durch eine einfache mathematische Darstellung - nämlich durch ein Ellipsoid oder ein Rotationsellipsoid - zu beschreiben ist. Die Hauptachsen werden dazu manuell festgelegt oder aus der Ventrikelfläche berechnet (Abb.4-5) <92,116>.

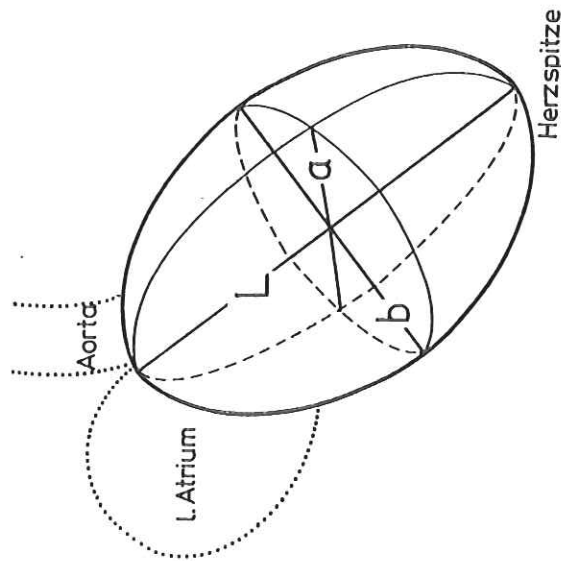


Abb.4-5: Annäherung der Form des linken Ventrikels mit einem Ellipsoid.

Eine bessere Annäherung an die wirkliche Gestalt wird erreicht, wenn man die vereinfachte Darstellung nicht auf die Herzkammer in ihrer Gesamtheit, sondern auf jeden einzelnen von einer Anzahl von Kammerabschnitten anwendet. Dazu wird die Breite des Ventrikels entlang horizontaler Linien (also Matrix- bzw. Videozeilen) ausgewertet, d.h. man stellt sich den Ventrikel senkrecht zu den Videozeilen als aus ellipsoidischen Scheiben zusammengesetzt vor (Abb.4-6) <41,48,72>.

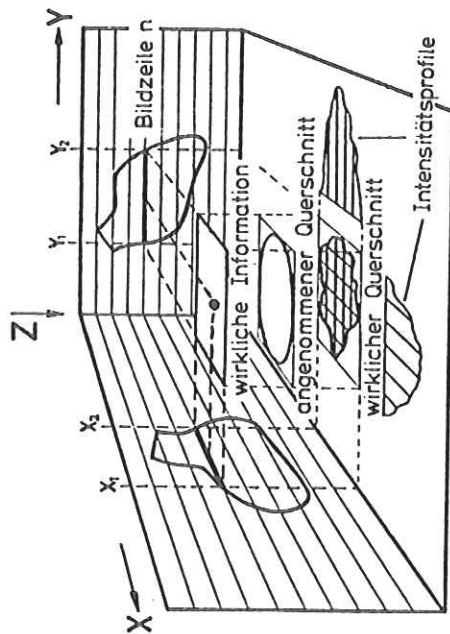


Abb.4-6: Bildzeilenweise Annäherung der Form eines Ellipsoids an den linken Ventrikels (nach <48>).

Unter der Voraussetzung, daß der Ventrikel die Form eines Ellipsoids annimmt (Abb.4-5), ergibt sich sein Volumen zu

$$V = 4/3 \cdot \pi \cdot a \cdot b \cdot L \quad <92,116,139>$$

mit a, b - kleine Hauptachsen (aus den beiden Aufnahmerichtungen)  
L - Längsachse

Wird die Ventrikelform "scheibenweise" angenähert, so wird das Volumen als Summe der Volumina dieser Scheiben - für deren Form weitere geometrische Annahmen gemacht werden müssen - berechnet <10,39,41,44,45>. In jedem Fall ist eine Vereinheitlichung des Abbildungsmaßstabs für beide Bilder sowie die Berücksichtigung von Vergrößerungsfaktoren für alle drei Dimensionen wichtig <46,116,137>.

Die Berechnung von Gefäßvolumina basiert auf der Annahme eines kreisförmigen Gefäßquerschnitts <118>.

4.2.2.3 Auswertung der zeitlichen Bildveränderungen

Die zeitlichen Schwankungen der Indikatorkonzentration nach Injektion eines Bolus - auch allgemein als Indikator-Verdünnungskurve bezeichnet - zeigen in der graphischen Darstellung zunächst einen steilen Anstieg bis zum Kurvenmaximum, das die maximale Indikatormenge im Messungsbereich repräsentiert. Der anschließende Kurvenabfall sowie spätere Kurvenspitzen werden durch die "Auswaschung" (engl.: clearance) bzw. Rezirkulation des Indikators verursacht. Bei Untersuchungen des Herzens und der Schlagadern sind insbesondere dem Kurvenabfall auf Grund der Herzkontraktion hochfrequente Schwankungen überlagert, deren Amplitude vom Injektionsort abhängt (Abb.4-7). Nach der Gleichverteilung des Indikators (vergl. Unterabschnitt 1A) im gesamten Blutvolumen werden in herznahen Gebieten lediglich diese Schwankungen registriert.

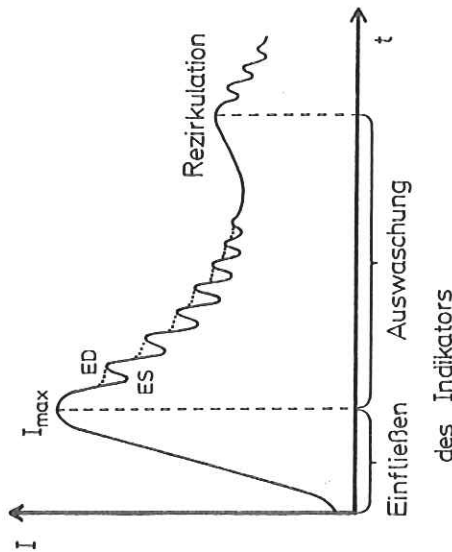


Abb.4-7: Genereller Verlauf einer Indikator-Verdünnungskurve für einen normal funktionierenden Kreislaufabschnitt. Die hochfrequenten Schwankungen sind bei Katheterinjektionen abgeflacht (punktierter Linie), da hier der Indikatorbolus das untersuchte Gebiet schneller als bei einer peripheren Injektion passiert. ED, ES - enddiastolische bzw. endsystolische Phase.

Mit einer der Kymographie (vergl. 3.2.1) ähnlichen Methode kann eine weitere Art von zeitlichen Intensitätsverläufen registriert werden, wenn man den Indikator nicht zur Markierung eines Blutvolumens, sondern zur Verdeutlichung der Blutraumgrenzen benutzt. Die Autoren von <104,105,120,121> legten dazu über den Rand des Herzzinnenraums - der der inneren Grenze des Myokardiums entspricht - mehrere Fenster, die den Herzrand in jeder Bewegungsphase überdecken. Die so gemessenen Helligkeitsschwankungen repräsentieren dann die Myokardbewegung im untersuchten Abschnitt. Um eine möglichst genaue Untersuchung des Herzmuskels zu gewährleisten, wurde die Fensterhöhe (entlang der Herzkontur) klein gewählt. Insbesondere wegen der besseren Ortsauflösung wendet man dieses Verfahren bisher nur auf Röntgenbildserien an.

In den meisten Fällen werden für das zu untersuchende Organ ein oder mehrere interessierende Bereiche ausgewählt und die daraus erstellten Kurven ausgewertet. Es ist aber auch möglich, jede einzelne Matrixzelle als Fenster zu interpretieren und aus den daraus resultierenden Kurven Werte zu berechnen, die die Veränderungen im gesamten Aufnahmebild beschreiben. Von dieser Methode wird in letzter Zeit bei der Auswertung von digitalisierten Bildsequenzen in zunehmendem Maße Gebrauch gemacht.

Zur empirischen Auswertung werden bestimmte Kurvenpunkte oder -bereiche, die eine medizinische Bedeutung haben, ausgewählt und zur Berechnung von Funktionsparametern herangezogen. Eine Möglichkeit der analytischen Auswertung ist dagegen die Approximation (engl.: fitting) der Indikator-Verdünnungskurve durch Funktionen, die den Kurvenverlauf annähern <32>, oder durch die Angleichung eines mathematischen Modells an den beobachteten Vorgang <32>.

Der eigentliche Vorgang der Anpassung besteht in der systematischen Veränderung der Variablen in den Gleichungen der Modelle. Es gibt dabei verschiedene Möglichkeiten, die Güte der Approximation zu überprüfen <32>. Eines der am häufigsten benutzten Verfahren ist die Methode der kleinsten Quadrate, mit der die Abweichung durch die Summe der quadrierten Differenzen zwischen gemessenen und theoretischen Werten abgeschätzt wird. Die Anpassung ist dann optimal, wenn diese Summe ihren Minimalwert erreicht.

Ziel der Kurvenapproximation ist es, mathematische Gleichungen für die Parameterberechnung zu erhalten. Neben der Möglichkeit, Störungen unterdrücken zu können, die durch Rauschen (vergl. 4.1.2.2) oder die Herzkontraktion entstehen, wird bei der Anpassung von Funktionen gleichzeitig eine Trennung verschiedener Kurvenkomponenten erreicht, die z.B. durch eine verfrühte Rezirkulation des Indikators bei Herzscheidewand-Defekten auftreten und einander überlagert sind. Für die Bestimmung einzelner Parameter ist die Anpassung eines kleineren Kurvenabschnitts ausreichend.

So wird der Auswaschungsteil der Indikator-Verdünnungskurve - basierend auf theoretischen Überlegungen, nach denen der Indikatorpfropf exponentiell mit der Zeit aus einem Kreislaufabschnitt wieder verschwindet - exponentiell <3,4,66> (vergl. Abb.4-13b) verlängert. Für sehr kleine Kurvenbereiche - z.B. zwischen den Extremwerten der hochfrequenten Pulsationschwankungen - ist das Anlegen der Tangente an den Kurvenabfall ebenfalls ausreichend genau <61>. Der Vorteil der Approximation eines größeren Kurvenbereichs ist, daß die resultierende Gleichung zur Berechnung mehrerer Parameter benutzt werden kann. -- Aus Gründen der möglichst exakten Annäherung läßt man oft gewisse Teile am Beginn und Ende der anzunähernden Kurve unberücksichtigt <3,115>.

In Frage kommen Funktionen aus der Familie der exponentiellen Verteilungsfunktionen. Beispielsweise approximiert die Gauß'sche Verteilungsfunktion mit der Dichte

$$\psi(x) = \frac{1}{\delta\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\delta^2}}$$

mit  $\mu$  - Mittelwert der x  
 $\delta$  - Standardabweichung

eine Indikator-Verdünnungskurve, wenn man  $x=t$  setzt und  $\mu$  als das Kurvenmaximum interpretiert. Die Streuung  $\delta$  um den Mittelwert ist dann proportional zur mittleren Transitzeit  $\bar{T}$  des Indikatorbolus <137>. Besonders geeignet ist auch die Gleichung für die Wahrscheinlichkeitsdichte einer nach der Gamma-Funktion verteilten Zufallsvariablen (nämlich hier der Zeit t):

$$C(t) = K \cdot t^{\alpha} e^{-\beta t}$$

mit  $K$  - konstanter Skalierungsfaktor  
 mit  $\alpha, \beta$  - Parameter, deren Werte durch die Anpassung bestimmt werden

<130A>, die ebenfalls eine Kurve mit steilem Anstieg und exponentiellem Abfall beschreibt und damit dem zeitlichen Verlauf eines Indikatorbolus durch einen Kreislaufabschnitt ähnelt (vergl. Abb.4-14) <3,8,90,115,130A>. -- In beiden Fällen wird t vom Zeitpunkt des ersten Erscheinens des Indikators im Meßgebiet gerechnet.

Weiterhin kann die Indikator-Verdünnungskurve auch mit einem Polynom der Form

$$P(t) = \sum_{i=0}^{\infty} a_i \cdot t^i$$

mit  $a_i$  - durch die Anpassung bestimmte Konstanten angenähert werden <32,35>.

Die Approximation mit analytischen Funktionen orientiert sich an der Form der gemessenen Kurven; dagegen geht man bei der Modellierung von den medizinischen Gegebenheiten aus. Eine genaue Nachbildung der Indikator-Verdünnungskurve für Herzinnenraum-Untersuchungen würde ein Gleichungssystem - beispielsweise von Differentialgleichungen <91> - erfordern, das die Volumina der vier Herzkammern zu jedem Zeitpunkt des Herzzyklus beschreibt. Einfacher zu erstellen sind sogenannte "pulsierende" oder "diskrete" Modelle, mit denen nur bestimmte Zustände - typischerweise die enddiastolische und endsystolische Phase - erfaßt werden. Man kann das theoretische Gleichungssystem einfach zur Berechnung weiterer Funktionsparameter <69,82,123> oder zur Generierung von Kurven benutzen, die - durch Veränderung der Funktionsparameter - dem gemessenen Kurvenverlauf angepaßt werden <90,91,98,117>. Letzteres erfordert - für die Approximation des gesamten Kurvenverlaufes - die Simulation des gesamten kleinen Kreislaufs (bestehend aus den Herzkammern und der Lunge).

Während die Kurvenanpassung mit Funktionen - hauptsächlich wegen des Glättungseffekts - auch für die Erstellung von Funktionsbildern eine Bedeutung hat, werden Modelle, die nur die Vorgänge in einem bestimmten Bildbereich beschreiben, nur bei der Auswertung von Bildausschnitten benutzt.

- 1) Auswertung der zeitlichen Intensitätsverläufe für  
 Bildausschnitte  
 .....

Die Indikator-Verdünnungskurven können nach folgenden Gesichtspunkten analysiert werden:

- A) Kurvenamplitude  
 B) Zeitparameter der Kurve  
 C) Steigung innerhalb von Kurvenbereichen  
 D) Fläche unter Kurvenabschnitten

A) Die Amplitude der Indikator-Verdünnungskurve repräsentiert die Indikatormengen, die in einem interessierenden Bereich registriert wurden. Bei guter Durchmischung von Blut und Indikator lassen sich damit Informationen über Blutvolumina gewinnen, die Grundlage für die Berechnung einiger Funktionsparameter sind. Die Bestimmung der Kurvenamplituden wird hauptsächlich für Untersuchungen des Herzinnenraums (engl.: cardiac blood pool) oder anderer größerer Bluträume des kleinen Kreislaufs benutzt.

- Bei der Wahl eines Fensters, das ein untersuchtes Herzgebiet in jeder Herzphase überdeckt, sind die enddiastolischen und endsystolischen Volumina dieser Herzkammer in den Bildern sichtbar, in denen die Extremwerte des hochfrequenten Anteils der Indikator-Verdünnungskurve gemessen werden. Der Schwierigkeit, den genauen Zeitpunkt der Endsystole zu bestimmen, begegnet man durch die Mittelung einzelner Bilder, die zusammen das Kurvenminimum repräsentieren <70,89>.

Die absoluten Kammer volumina dieser Herzphasen (BDV und ESV) lassen sich dann z.B. als Verhältnis der Kurvenextrema zur injizierten Indikatormenge abschätzen <138>. Kann für die gleichmäßige Indikatorverteilung im Blut jedoch nicht garantiert werden - wie es z.B. bei der Verwendung von Kontrastmitteln leicht der Fall ist - so berechnen sich die Kammer volumina aus den Maxima (A1, B1) und Minima (A2, B2) zweier Indikator-Verdünnungskurven, die über der betreffenden Herzkammer und dem nachfolgenden Kreislaufabschnitt (als Maßort für die ausströmende Blutmenge) registriert werden durch

$$EDV = \frac{B1}{B1 - A1}$$

und

$$ESV = \frac{B2}{B2 - A2} \quad \langle 23 \rangle.$$

Der Divisor fungiert dabei als Normierung für die Veränderung der Indikatorkonzentration zwischen beiden Meßfenstern. Die Tatsache, daß mit beiden interessierenden Bereichen über unterschiedlichen Blutvolumina gemessen wird, ist durch einen entsprechenden Eichfaktor zu berücksichtigen <23>.

- Für die Berechnung der Ausstoßfraktion des (EF) (engl.: ejection fraction) sowie des Regurgitationsanteils (RGF) durch

$$EF = \frac{I_1 - I_2}{I_1} = 1 - \frac{I_2}{I_1} \quad (\text{z.B. } \langle 35,89,90,94 \rangle)$$

$$\text{und} \quad RGF = \frac{I_3 - I_2}{I_1 - I_2} \quad \langle 23,41 \rangle$$

mit  $I_1$  - Indikatormenge des ersten Kurvenmaximums  
 $I_2$  - Indikatormenge des nachfolgenden Kurvenminimums  
 $I_3$  - Indikatormenge des zweiten Kurvenmaximums

genügt dagegen die Bestimmung der Amplitudenextrema als Repräsentanten für die Kammer volumina. Dabei gilt die Gleichung zur Abschätzung der Regurgitationsfraktion - wegen der Abhängigkeit der hochfrequenten Kurvenschwankungen vom Injektionsort (vergl. Abb.4-1) - nur für die Auswertung eines mit dem Katheter injizierten Bolus.

- Als weitere Möglichkeit zur Bestimmung der Blutvolumina und ihrer verschiedenen Modellvorstellungen, bei deren Anpassung an die gemessenen Kurvenverläufe man sich im wesentlichen an der Amplitude orientiert.

In <110> wurde der für ein Fenster über dem Herinnenraum erstellten Kurve eine Sinusfunktion angepaßt, die sich den durch die Herzpulsation bedingten Schwankungen annähert. Mit Hilfe von Gleichungen aus der Statistik läßt sich dann die Ausstoßfraktion aus den Abweichungen der Amplituden von Sinuskurve und Indikator-Verdünnungskurve berechnen. Die zeitlichen Volumenänderungen einer Herzkammer folgen zwar eher einer komplizierteren Gleichung als einfachen trigonometrischen Funktionen; mit dieser Methode wurden jedoch zufriedenstellende Werte erreicht.

Vereinfachte theoretische Vorstellungen über die Volumenschwankungen in den Herzkammern und den anschließenden Kreislaufabschnitten sind die Grundlagen für ein Simulationsmodell, mit dessen Hilfe aus den Amplituden der Indikator-Verdünnungskurven - jeweils für eine Herzhälfte - über Atrium und Ventrikel die Blutanteile der Kammerlumina berechnet werden, die in den verschiedenen Richtungen zwischen den Herzkammern und in den Kreislauf fließen (Abb.4-8) <69,82,123>. Das Modell ist konventionellen Analysemethoden insofern überlegen, als sich mit ihm auch Klappeninsuffizienzen qualitativ und quantitativ abschätzen lassen, die durch die Fehlfunktion von beiden Klappen einer Herzhälfte bedingt sind.

Die Modellparameter sind:

- $AD_n$  Indikatormenge im Atrium am Ende der n-ten
- $AS_n$  Atriumdiastole bzw. -systole
- $VD_n$  Indikatormenge im Ventrikel am Ende der n-ten Ventrikeldiastole bzw. -systole
- $VS_n$  n-ten Ventrikeldiastole bzw. -systole
- $f$  - Anteil des enddiastolischen Atriumvolumens, der während der Atriumsystole in den Ventrikel gepumpt wird;
- $g$  - Anteil des enddiastolischen Ventrikelvolumens, der während der Ventrikelkontraktion zurück ins Atrium fließt (bei defekter Klappe ist  $g > 0$ );
- $h$  - Anteil des enddiastolischen Ventrikelvolumens, der während der Ventrikelsystole in die Arterie ausgestoßen wird;
- $i$  - Anteil des enddiastolischen Ventrikelvolumens, der während der Ventrikelausdehnung aus der Arterie wieder zurück in den Ventrikel fließt (bei defektem Ausgangsventil ist  $i > 0$ ).

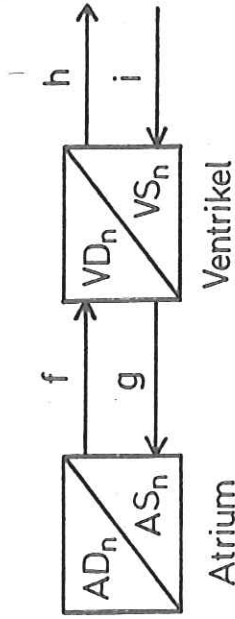


Abb.4-8: Schema des mathematischen ("pulsierenden") Modells zur Quantifizierung der zeitlichen Reihenfolge von Atrium und Ventrikel. Die Parameter  $f$ ,  $g$ ,  $h$  und  $i$  beschreiben die Volumenänderungen zwischen den Kammern und in die/aus dem Kreislauf.

Die Durchnumerierung der Herzphasen beginnt mit der nachfolgenden Atrium-Endsystole; folglich liegen - bezüglich der zeitlichen Reihenfolge -  $AS_n$  vor  $AD_n$  und  $VD_n$  vor  $VS_n$ .

Geht man davon aus, daß während einer bestimmten Atriumdiastole zum Zeitpunkt 0 das gesamte Indikatorvolumen  $I$  in das Atrium strömt, so kann weder gleichzeitig noch während der vorhergehenden Herzaktion im Ventrikel Indikator vorhanden sein:

- (a)  $AD_0 = I$
- (b)  $VS_0 = 0$
- (c)  $VD_0 = 0$

Die drei Gleichungen (a), (b) und (c) bilden die Anfangsbedingungen für ein System von rekursiven Gleichungen zur Beschreibung der Indikatorformen, die sich in der jeweiligen Herzphase in Atrium und Ventrikel befinden:



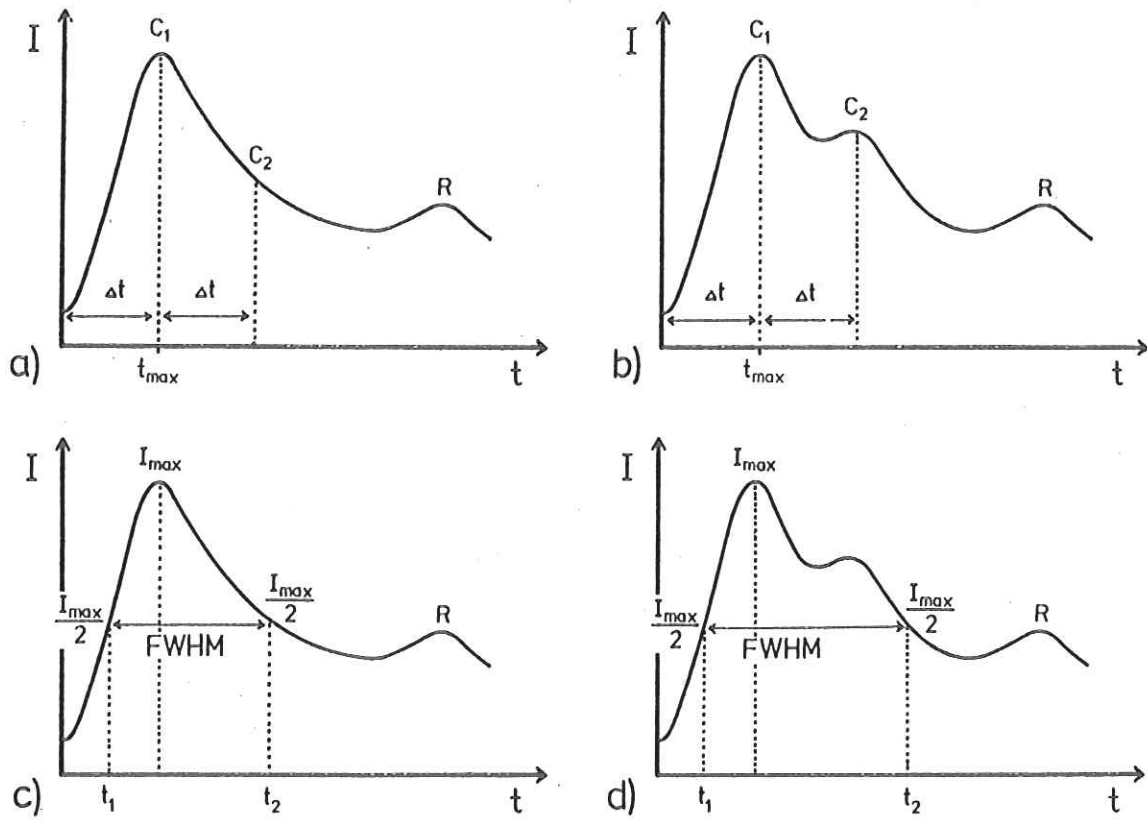


Abb.4-9: Abschätzung der Kurvenbreite als Index für die Existenz eines Shunts (a,b) oder von Klappenfehlern (c,d) bei normaler (a,c) und pathologischer (b,d) Herzfunktion  
 - mit der C2/C1 - Methode (a,b)  
 - mit dem FWHM - Verfahren (c,d)  
 (Erläuterungen siehe Text).

$$AS_n = (1 - f) \cdot AD_{n-1}$$

$$VD_n = f \cdot AD_{n-1} + i \cdot VD_{n-1} + VS_{n-1}$$

$$AD_n = AS_n + g \cdot VD_n$$

$$VS_n = (1 - (g + h)) \cdot VD_n$$

Durch Einsetzen der aus den Indikator-Verdünnungskurven bestimmten Amplitudenwerte in das Gleichungssystem können - unter gewissen Einschränkungen <69,82,123> - f, g, h und i berechnet werden. Aus diesen lassen sich wiederum für Atrium und Ventrikel Funktionsparameter wie Ausstoß- und Regurgitationsanteil bestimmen <69,82,123>, aus deren Werten abzulesen ist, ob eine oder beide Klappen einer Herzhälfte unzureichend schließen. Um Fehler zu vermeiden, ist es sinnvoll, die Ergebnisse mehrerer Berechnungen zu mitteln.

In ähnlicher Weise werden die Volumenänderungen der einzelnen Kreislaufabschnitte - genannt "Kompartimente" - für ein Modell berechnet, mit dem die Indikator-Verdünnungskurven simuliert werden können <30,90,91,98,117>. Man geht dabei von bestimmten Amplitudenwerten der registrierten Kurve aus und nähert durch systematische Veränderung der gesuchten Funktionsparameter - die in die Gleichungen eingehen - die gemessenen Kurvenverläufe an. Die Gleichung für ein einzelnes Kompartiment beschreibt die zeitlichen Schwankungen des Volumens in Abhängigkeit von den Blutmengen, die aus dem vorhergehenden Kreislaufabschnitt einfließen. Das Modell muß daher das Verhalten des gesamten kleinen Kreislaufs umfassen. Die zeitliche Verzögerung, die ein Indikatorbolus bei der Passage durch die Lunge erfährt, wird dabei durch entsprechende mathematische Verzögerungsglieder erfaßt (beispielsweise durch das Hintereinanderschalten mehrerer Kompartimente).

- Die Auswasch - Geschwindigkeit des Indikators kann aus den Amplituden abgelesen werden, die die niederfrequente Indikator-Verdünnungskurve zu festen Zeitpunkten annimmt. Zur Unterscheidung zwischen Patienten mit intaktem Septum und solchen mit einem Links-Rechts-Shunt wird beispielsweise der zeitliche Intensitätsverlauf über der Lunge aufgezeichnet und daraus der Quotient  $C2/C1$  bestimmt, wobei

- $C1$  den Wert des Kurvenmaximums und
- $C2$  die Kurvenamplitude zum Zeitpunkt  $2 \cdot t_{max}$

bezeichnet. Der Quotient  $C2/C1$  spiegelt den Kurvenabfall wider, der im pathologischen Fall durch das ständig über den Defekt nachfließende Blut flacher verläuft ( $C2/C1 > 0.36$ ) als im Normalfall ( $C2/C1 < 0.32$ ) (Abb. 4-9, a, b)  $\langle 3,96, 126, 138 \rangle$ . Das Ausmaß des Defekts kann mit dieser Methode jedoch nicht exakt bewertet werden.

- Die zeitlichen Herzrandverschiebungen, die mit Hilfe von Fenstern über der Herzzinnenraumgrenze gemessen werden (s.o.), zeigen die Wandbewegung der Myokardium - Wandbewegung im untersuchten Abschnitt. Um mehrere Kurvenverläufe miteinander vergleichen und so defekte Herzmuskelzonen lokalisieren zu können, wurden in  $\langle 121 \rangle$  die registrierten Intensitätsverläufe einer Frequenz-Spektral-Analyse unterzogen, wobei durch die Gleichung

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) [\cos 2\pi ft - j \sin 2\pi ft] dt$$

mit  $S(f)$  - Funktion des zeitlichen Helligkeitsverlaufs im Frequenzbereich  
 $s(t)$  - Funktion des zeitlichen Helligkeitsverlaufs in Abhängigkeit von der Zeit

der Kurvenverlauf in den Frequenzbereich transformiert wird (nach  $\langle 101, 102 \rangle$ ). Trägt man  $S(f)$  gegen die Frequenz auf (Amplituden-Frequenz-Spektrum), so indizieren Kurvenspitzen einen besonders hohen Anteil der zugehörigen Frequenzkomponente. Es wurde festgestellt, daß sich bereits geringe Veränderungen in der Bewegung eines Myokardiumgebiets in einer veränderten Zusammensetzung der Sinus- bzw. Cosinuskomponenten widerspiegeln. Die genauen Auswirkungen von Myokardiumdefekten auf das Amplituden-Frequenz-Spektrum werden derzeit noch untersucht.

B) Aus den Zeitparametern der Indikator-Verdünnungskurve lassen sich Ereigniszeit - bezogen auf den Aufnahmebeginn - und Dauer dynamischer Vorgänge ablesen. Es sind dabei sowohl die Zeitpunkte charakteristischer Amplitudenwerte (z.B. der Kurvenmaxima und -minima) als auch die von berechneten Funktionsparametern (z.B. der Zeitpunkt des maximalen Kurvenabfalls) von Interesse. Die Auswertung von Zeitparametern wird hauptsächlich für die Untersuchungen großer Bluträume durchgeführt. Bei der Berechnung von Zeitdifferenzen zieht man oft das synchron aufgenommene EKG zur genaueren Festlegung von Zeitpunkten heran  $\langle 77 \rangle$ .

- Die Zeitdifferenzen zwischen den Amplituden der hochfrequenten Schwankungen wie z.B.

- die Ausstoßzeit (ET) (enl.: ejection time) als Differenz der Ereigniszeiten von Enddiastole und Endystole  $\langle 124 \rangle$ ,

- die Zeitspanne zwischen Enddiastole und dem Zeitpunkt der maximalen Volumenänderung  $\langle 35, 77 \rangle$

sind ein Maß für die Kontraktionsfähigkeit der untersuchten Herzkammer.

Zeitparameter der niederfrequenten Auswaschkurve dagegen hängen mit der Geschwindigkeit des Blutes durch den Kreislauf zusammen. So ist z.B.

- die Zeitdifferenz zwischen dem ersten Maximum und der Rezykulationsspitze äquivalent mit der Systemzirkulationszeit (enl.: systemic circulation time)  $\langle 96 \rangle$ ;

- die Zeitdifferenz zwischen dem Erreichen der halben Maximalamplitude vor und nach der ersten Kurvenspitze (enl.: full width half maximum, FWHM) ein Maß für die Breite der Indikator-Verdünnungskurve (Abb. 4-9 c, d). Um den FWHM-Wert unabhängig von der Form zu machen, in der der Bolus erscheint, kann man ihn auf den entsprechenden Wert einer anderen Kammer beziehen  $\langle 96 \rangle$ . Dieser Parameter ist für Herzzinnenraum-Untersuchungen wichtig, da er die Transitzeit des Blutes durch eine Herzkammer wiedergibt, die z.B. im Fall eines Klappenfehlers verlangsamt ist. Eine Quantifizierung des Defekts ist auf diese Weise jedoch kaum möglich.

- Die Transitzeit (T) des Blutes durch einen Gefäßabschnitt kann aus der Zeitverschiebung berechnet werden, mit der die Indikatorflüssigkeit in zwei - in einem gewissen Abstand über dem Gefäß positionierten - Meßfenstern registriert wird. Zur Bestimmung einer exakten Zeitdifferenz wird die Fortbewegung eines bestimmten Punktes der Boluskurve betrachtet, so z.B. (Abb.4-10)

- der Erscheinungzeitpunkt des Indikators <103,133,134> (bei zeitlichen Intensitätsverläufen, die in Röntgenbildserien gemessen wurden, läßt sich dieser Zeitpunkt durch mehrmaliges Differenzieren des betreffenden Kurvenabschnitts verdeutlichen <31>),
- die Überschreitung eines bestimmten Helligkeitsschwellwerts im Fensterbereich <103>,
- der Zeitpunkt der nach Unterabschnitt 1D) berechneten Schwerelinie der Kurve.

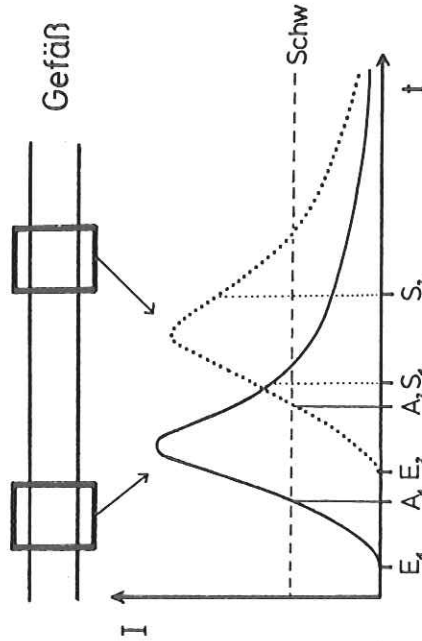


Abb.4-10: Bestimmung der Transitzeit des Blutes in Gefäßen  
 E1, E2 - Erscheinungzeitpunkte  
 A1, A2 - Überschreiten eines Schwellwerts (Schw)  
 S1, S2 - Schwerelinien der Kurven.

Bei gleichmäßiger Strömung führt die Berechnung der Transitzeiten bei allen drei Meßmethoden zum gleichen Ergebnis. Die Blutströmungen im Gefäßsystem sind jedoch meistens turbulent; zusätzlich sind ihnen Störungen durch die Herzpulsation sowie Druckwellen überlagert. Aus diesem Grund ist die Abschätzung der Transitzeit durch die zeitliche Verschiebung der Schwerelinien, in die nicht nur ein einzelner Kurvenpunkt, sondern die gesamte Kurvenform einseht, die genaueste der drei Methoden.

C) Die Steigung in einem Bereich der Indikatorverdünnungskurve beschreibt die Änderung des Indikatorvolumens mit der Zeit und ist damit ein Maß für die Geschwindigkeit eines dynamischen Vorganges. Dieser Parameter wird daher einerseits bei Herzzinnenraum-Aufnahmen - für die Beurteilung der Herzmuskel-Kontraktivität herangezogen. Bei Untersuchungen des Myokardiums können bei der Verwendung von Radionuklidren jedoch an Hand der Geschwindigkeit, mit der diese ins Gewebe eingelagert bzw. wieder ausgewaschen werden, auch Informationen über die Durchblutung gewonnen werden. In der Hauptsache wird dabei der Abfall der Kurve analysiert, da der Kurvenanstieg zu sehr von der Exaktheit der Indikatorinjektion abhängt. Bestimmend für das Gefälle der hochfrequenten Schwankungen ist die Kontraktionsgeschwindigkeit, während sich in der Steigung des gesamten Kurvenabfalls die Auswasch-Geschwindigkeit des Indikators ausdrückt. Die Steigung kann dabei durch das Anlegen einer Tangente oder mit Hilfe der Kurvenapproximation (s.o.) und anschließender Differentiation im betrachteten Kurvenabschnitt berechnet werden.

- Für ein Fenster über dem gesamten untersuchten Blutraum wird die maximale Steigung des Kurvenabfalls während der systolischen Phase als maximale Ausstoßrate (PFER) (engl.: peak fractional ejection rate) bezeichnet:

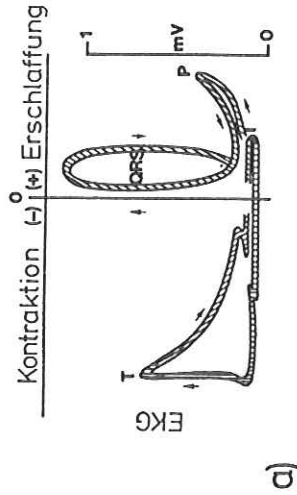
$$PFER = \max (dV/dt)$$

mit  $V$  - Blutvolumen des untersuchten Herzabschnitts (das proportional zur gemessenen Indikatormenge ist)

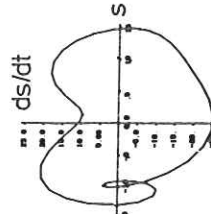
Das momentane Volumen  $V$  wird dabei auf das Maximalvolumen  $V_{EP}$  der Herzkammer normiert:

$$V = V(t)/V_{EP} = I(t)/I_{EP} <35,77>.$$

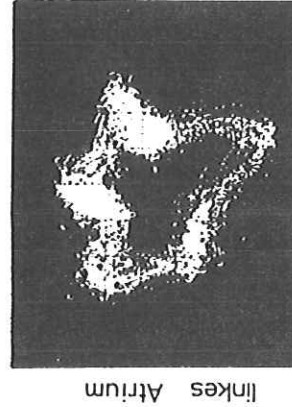
- Ein weiteres Verfahren zur Auswertung der zeitlichen Helligkeitsschwankungen, die durch die Herzrandbewegung verursacht werden (s.o.), wird zur Zeit von den Autoren von <104,105,120> entwickelt. Durch die Differentiation eines solchen zeitlichen Intensitätsverlaufs nach der Zeit - und zwar über den gesamten Aufnahmezeitraum - erhält man eine graphische Darstellung, die gegenüber Störungen recht unempfindlich ist (siehe 4.1.2.2), die Geschwindigkeit der Myokardium - Wandbewegung jedoch



d)



b)



c)

linker Ventrikel

Abb. 4-11: Typische Lissajous-Schleifen für die Darstellungen a) bis c) (siehe Text). Die Veränderungen der Kurvenform im Fall eines Infarkts (c) wurde an Hand von Messungen in zwei verschiedenen Herzkammern nachgebildet (nach <104,105,120>).

sehr genau wiedergibt. In Diagrammen werden die Ergebnisse der Differentiation aufgetragen gegen

- a) die zugehörigen EKG- und Druckwerte <104, 120> ,
- b) die zugehörigen Werte der Indikator-Verdünnungskurve, d.h. gegen die Verschiebung des Herzrandes mit der Zeit <105> ,
- c) die Kontraktionsgeschwindigkeit eines weiteren, in der Nähe gelegenen Herzrandabschnitts (durch Benutzung eines zweiten Fensters) im gleichen Zeitintervall <104, 120> .

Da alle Größen sich periodisch verändern, entstehen verschiedene schleifenartige Kurvenverläufe, die man als "Lissajous-Muster" bezeichnet (Abb.4-11). Die zeitliche Zuordnung zwischen der Bildserie und der Kurvenschleife wird durch die punktweise Darstellung der einzelnen Wertepaare gewährleistet. Wird in einem Fenster über einem Myokardiumgebiet gemessen, das sich auf Grund von Minderdurchblutung anders verhält als der umliegende Muskel, so ist eine Veränderung der Relationen zwischen den dargestellten Parametern und damit der Lissajous-Kurve zu erwarten. Am einfachsten sind diese Zusammenhänge aus einem nach c) erstellten Diagramm ersichtlich, wenn man die Kurven zweier benachbarter Gebiete miteinander vergleicht. Bei gleichem Kontraktionsverhalten beider Zonen ordnen sich die Wertepaare entlang der Identitätslinie an. Für einen Meßbereich dagegen, der über einem defekten Myokardiumabschnitt liegt, wurde von den Autoren eine phasenverschobene und in ihrer Amplitude verringerte Bewegung vermutet, so daß der Kurvenverlauf schleifenförmig wie in Abb.4-11c ausfallen würde. Diese Vermutungen wurden jedoch noch nicht bestätigt.

Mit dem Verfahren, das bisher nur an Tierexperimenten ausprobiert wurde, lassen sich soweit nur qualitative Informationen gewinnen. Bei reichlicher Erfahrung mit den Diagrammen - durch Anwendung der Methode auf eine Vielzahl von gesunden und kranken Patienten - besteht jedoch die Aussicht, charakteristische Veränderungen der Lissajous-Schleifen als Kennzeichen für Defekte erkennen und quantifizieren zu können.

- Über einem Abschnitt eines Koronargefäßes kann man den myocardial blood flow (MBF) (engl.: myocardial blood flow) abschätzen, indem - in der halblogarithmischen Darstellung - an das Gefälle der Auswaschkurve eine Tangente gelegt und deren Steigung berechnet wird:

$$MBF = \frac{K \cdot \lambda \cdot 100}{\varphi} \quad \left[ \frac{\text{ml/min/100 g Myokardium-Gewebe}}{\varphi} \right]$$

- mit K - Steigung der Tangente, die in der halblogarithmischen Darstellung an den Auswaschungsteil der Indikator-Verdünnungskurve gelegt wurde
- $\lambda$  - Indikatoranteil im Myokardium
- $\varphi$  - spezifisches Gewicht des Myokardiums

Bei der Unterteilung des gesamten Myokardiumgebiets in eine Anzahl von interessierenden Bereichen vermittelt die Verteilung der zugehörigen MBF-Werte Hinweise auf minderdurchblutete Herzmuskelzonen, die durch den Vergleich mit der Lage der Koronargefäße lokalisiert werden können (Abb.4-12) <2,58,98>.

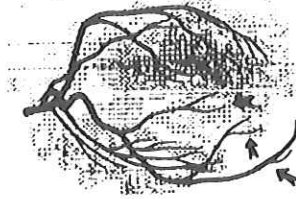
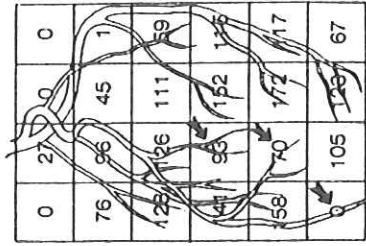


Abb.4-12: Lokalisierung von minderdurchbluteten Myokardiumzonen und der dafür verantwortlichen Gefäßverengungen durch Berechnung des regionalen Blutflusses (MBF). Links das Szintigramm nach Injektion von radioaktiv markierten Mikrosphären, rechts die Verteilung der MBF-Werte. In beide Bilder wurde zur Verdeutlichung der Verlauf der Koronargefäße eingezeichnet. In der linken unteren Bildecke (→) ist deutlich eine minderdurchblutete Myokardiumzone erkennbar (nach <59>).

D) Durch die Fläche unter einem Abschnitt der Indikator-Verdünnungskurve wird die gesamte Indikatormenge beschrieben, die im untersuchten Zeitraum den interessierenden Bildbereich passiert. Mit dieser Größe lassen sich also medizinische Funktionsparameter berechnen, die von den Volumina sowie von der Zeit abhängen.

Die Summation aller Dichtewerte bzw. Zählraten integriert über den Fensterbereich, die im gewählten Zeitintervall gemessen wurden, stellt den einfachsten Weg zur Flächenberechnung dar <22,23>. Die Ergebnisse werden in geringerem Maße von etwaigen Störschwankungen beeinflusst, wenn man nicht die gemessenen zeitlichen Intensitätsschwankungen selbst, sondern den aus der Approximation resultierenden Kurvenverlauf auswertet. Die Flächenannäherung mit Hilfe von einfachen geometrischen Formen - wie es bei der "forward-triangle"-Methode durch die Anpassung von rechtwinkligen Dreiecken an die Kurvenspitzen geschieht (Abb. 4-13a) <83,126,139> - ist ungenau, da die Approximation zwangsläufig subjektiv ausfällt. Bessere Ergebnisse werden mit der Anpassung von Funktionen an die gesamte Kurve bzw. an den Kurvenabfall erreicht. - Für die Berechnung einiger Funktionsparameter (z.B. Zeitvolumina) interessiert nur die Fläche unter dem ersten Kurventeil. Bei anderen Größen wiederum (z.B. Shunts) ist zur Quantifizierung auch die Anpassung und Abschätzung der zweiten Kurvenkomponente notwendig. Im letzteren Fall bildet man die Differenz zwischen der registrierten Kurve und dem Kurvenverlauf, der sich aus der ersten Approximation ergibt, ehe die zweite Komponente angenähert werden kann (Abb. 4-14) <8>.

Folgende Funktionsparameter können mit Hilfe der Flächenberechnung bestimmt werden:

- Die Stromzeitvolumina (SZV) (z.B. Herzminuten- oder Herzausstoßvolumen (engl.: cardiac output)) werden auf der Grundlage des Stewart-Hamilton'schen Prinzips berechnet, nach dem die Fläche unter der Indikator-Verdünnungskurve reziprokal proportional zur Durchflußrate <11,22,23,30,90,96,107,138>

$$SZV = I / A$$

- mit I - Indikatormenge
- A - Fläche unter der Indikator-Verdünnungskurve bis zur Rezirkulation (bestimmt mit Hilfe der Kurvenannäherung (s.o.))

Die Fläche muß dabei auf die absolute Indikatormenge normiert werden, die man durch eine geeignete Volumen-Kalibrierung ermitteln kann (siehe 4.2.2.1).

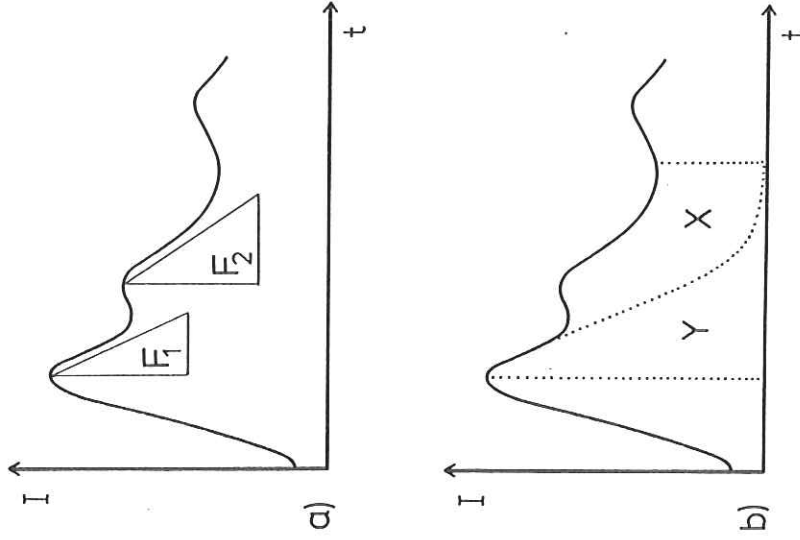


Abb. 4-13: Bestimmung des Shuntvolumens durch

- Kurvenanpassung
- a) mit der "forward-triangle"-Methode
- b) durch exponentielle Extrapolation. Y bzw. F1 repräsentieren den normalen Blutstrom, X bzw. F2 die über den Septumdefekt fließende Blutmenge.

$$FL = \frac{V}{T}$$

mit V - Blutvolumen im betrachteten Abschnitt  
(repräsentiert durch das Indikatorvolumen)  
T - Transitzeit des Blutes im betrachteten  
Abschnitt

Bedingt durch Turbulenzen verändert sich T ständig, so daß als Aussage über die Organfunktion die mittlere Transitzeit  $\bar{T}$  genommen wird. Entsprechend müssen Volumen und Fluß über den betrachteten Zeitraum  $[t_1, t_2]$  integriert werden <18,77,107,137>:

$$\bar{T} = \frac{\bar{V}}{\bar{FL}} = \frac{\int_{t_1}^{t_2} t \cdot I(t) dt}{\int_{t_1}^{t_2} I(t) dt}$$

mit I(t) - Funktion der Indikator-Verdünnungskurve

Für Gefäßmessungen ergibt sich  $\bar{T}$  aus der Geschwindigkeit, mit der der Indikatorbolus zwischen beiden Fenstern transportiert wird (siehe Unterabschnitt 1B)). Um den Parameter unabhängig von der Kurvenform zu machen, betrachtet man die Bewegung der Schwerelinie  $S_w(t)$  der Kurve  $f(t)$ , die sich nach derselben Gleichung wie die mittlere Transitzeit berechnet.

Die genaueste Übereinstimmung von gemessenen und berechneten Transitzeiten wird durch den Vergleich der beiden Indikator-Verdünnungskurven mit Hilfe der Kreuzkorrelation

$$\phi(\tau) = \frac{1}{IZ} \int_0^{IZ} f_1(t - \tau) \cdot f_2(t) dt$$

Zeit t  
IZ - Integrations-Zeitraum

mit  $f_1(t), f_2(t)$  - Amplituden der beiden Kurven zur  
IZ - Integrations-Zeitraum

erreicht <103>. Der Algorithmus beschreibt das rechnerische Übereinanderschieben der beiden Kurven  $f_1(t)$  und  $f_2(t)$  unter Fixierung von  $f_2(t)$ . Die Kurven liegen genau dann übereinander, wenn  $\phi(\tau)$  maximal wird. Dieses Verfahren hat gegenüber der Transitzeit-Abschätzung mit Hilfe der Schwerelinie den Vorteil, unabhängig von etwigen Störungen durch Amplitudenschwankungen, die gleichen Ergebnisse zu liefern, da sich - bei einer

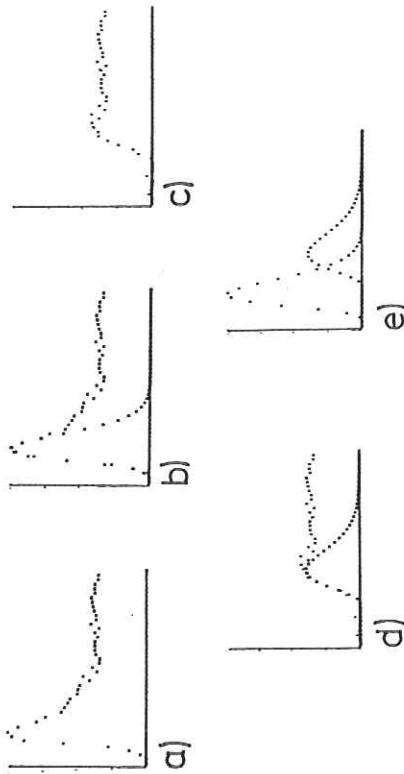


Abb.4-14: Schrittweise Anpassung der Komponenten einer Indikator-Verdünnungskurve mit der Dichtegleichung der Gamma-Funktion  
a) registrierter Kurvenverlauf  
b) Approximation der ersten Komponente  
c) Kurvenverlauf nach Subtraktion der ersten Anpassung  
d) Approximation der zweiten Komponente  
e) die durch die Approximation bestimmten Kurven  
(nach <8>).

- Zur Bestimmung der Transitzeit (T), die das Blut benötigt, um einen Kreislaufabschnitt - z.B. eine Herzkammer - zu passieren, erstellt man die Indikator-Verdünnungskurve für den betreffenden Bildbereich. Bei der Untersuchung einzelner Blutgefäße werden zwei Fenster in einem gewissen Abstand über das Gefäß gelegt, das sich zwischen den beiden Meßpunkten nicht verzweigen darf.

Der Blutfluß FL in einem Bereich wird nach der Gleichung von Steward-Hamilton (s.o.) berechnet durch

normierten Kreuzkorrelation - eine Multiplikation der  $f_{12}(t)$ -Werte auf die  $\Phi(t)$ -Werte überträgt. Die Berechnung der Kreuzkorrelation ist außerdem die einzige Methode, mit der auch sehr schnelle Vorgänge mit guter Genauigkeit erfaßt werden können.

- Die durch fehlerhaftes Schließen einer Herzklappe zurückfließende Rückstrommenge kann man mit Hilfe von zwei Fenstern bestimmen, die - bezogen auf die Kreislaufzeit - vor und hinter der defekten Klappe liegen (also z.B. über dem linken Ventrikel und der Aorta bei Insuffizienz der Aortenklappe). Die Flächen  $A_1$  und  $A_2$  unter den zugehörigen Indikator-Verdünnungskurven repräsentieren die zurückfließenden bzw. die normal vorwärtsfließenden Blutvolumenanteile. Der Quotient  $A_1/A_2$  ist daher ein Maß für die Schwere des Klappendefekts <12>.

- Nach der qualitativen Feststellung über die Existenz eines Septumfehlers (s.o.) kann der Septumdefekt als Maß des Defekts abgeschätzt werden durch das Verhältnis der beiden Flächen unter der Kurvenkomponente, die die Passage des Indikatorbolus auf dem normalen Weg bzw. über das Loch im Septum zeigen. Eine weitere Möglichkeit ist der Vergleich der beiden Kurven, die in zwei verschiedenen Fenstern über den aus beiden Herzhälften ausführenden Blutgefäßen gemessen werden <83>.

Für die Bewertung von Links-Rechts-Shunts erzielt man gute Ergebnisse durch die exponentielle Approximation bzw. durch die Annäherung der Dichtegleichung der Gammafunktion an die Indikator-Verdünnungskurve, die für ein Fenster über der Lunge erstellt wurde. Im ersten Fall wurde die Abschätzung durch den Quotienten  $X/Y$  (vergl. Abb.4-13) wiedergegeben <3>; im zweiten durch das sogenannte  $Q_p/Q_s$ -Verhältnis

$$Q_p/Q_s = F_1 / (F_1 - F_2)$$

mit  $F_1$  - Fläche unter der ersten Kurvenkomponente  
 $F_2$  - Fläche unter der zweiten Kurvenkomponente

wobei  $F_1$  den gesamten Blutfluß durch die Lunge und  $F_1-F_2$  den auf Grund des normalen Kreislaufs fließenden Blutanteil ("Systemfluß",  $Q_s$ ) repräsentieren <3,8,90,115,140>.

Rechts-Links-Shunts können in ähnlicher Weise bewertet werden <126>. In der Szintigraphie ist es dabei möglich, das Shuntvolumen mit einer Doppelnuklid-Methode besonders genau zu bestimmen. Das Verfahren basiert darauf, daß radioaktiv markierte Edelgase nur bei Rechts-Links-Shunts in andere Organe als Lunge und Herz gelangen, während die üblichen, im Blut verbleibenden Indikatoren sich überall verteilen. Das Verhältnis der Radionuklidanteile - die über einem größeren, vom Herzen entfernteren Blutraum gemessen werden - ist dann ein Maß für das Shuntvolumen <126>, wobei die jeweiligen Indikatorformen als über die Zeit integrierte Zählrate bestimmt werden können.

- Sind die Blutgefäße in einem Gewebegebiet zu klein, als daß der Gewebefluß in ihnen auf die übliche Weise (siehe Unterabschnitt 1C) zu berechnen wäre, so kann die Durchblutung in diesem Bereich unter Anwendung des Quotientenverfahrens (vergl. 4.1.2.1) abgeschätzt werden. Dabei werden in einem Fenster die Indikatorschwankungen in dem fraglichen Gewebeabschnitt gemessen und in Beziehung gesetzt zu den Meßwerten aus einem anderen interessierenden Bereich, der z.B. über den blutzu- und -abführenden Gefäßen oder in einem Gebiet liegt, in dem keine Indikatorflüssigkeit zu erwarten ist. Als Maß für die Intensität der Durchblutung kann dann das Verhältnis der in den beiden Fensterbereichen registrierten Indikatorformen angesehen werden, die z.B. durch die Flächen unter den Indikator-Verdünnungskurven repräsentiert werden (s.o.) <52,133>.



## 2) Zeitliche Intensitätsverläufe für Bildpunkte

Neben der Auswertung einzelner Bildbereiche beschäftigen sich neuere Verfahren mit der Aussagekraft von sogenannten Parametermatrizen oder Funktionsbildern (engl.: functional images), die dadurch entstehen, daß für jeden einzelnen Bildpunkt (bzw. für jede Bildmatrixzelle, s.u.) eine Indikator-Verdünnungs-Kurve erstellt, ausgewertet und der berechnete Wert an der Stelle des Bildpunktes als Zahlenwert (Parametermatrix) oder farblich kodiert (Funktionsbild) dargestellt wird (Abb. 4-15) (vergl. KAPITEL 5). Diese Werte können z.B. Erscheinungszeitpunkt oder Amplitude eines charakteristischen Kurvenpunktes oder nach den oben beschriebenen Methoden bestimmte Funktionsparameter sein. Die Berechnung kann dabei durch Rechenoperationen zwischen Matrizen  $\langle 2,64,70,109 \rangle$  oder durch die Analyse jeder einzelnen Kurve erfolgen  $\langle 2,55,58,65 \rangle$ . Der Vorteil von

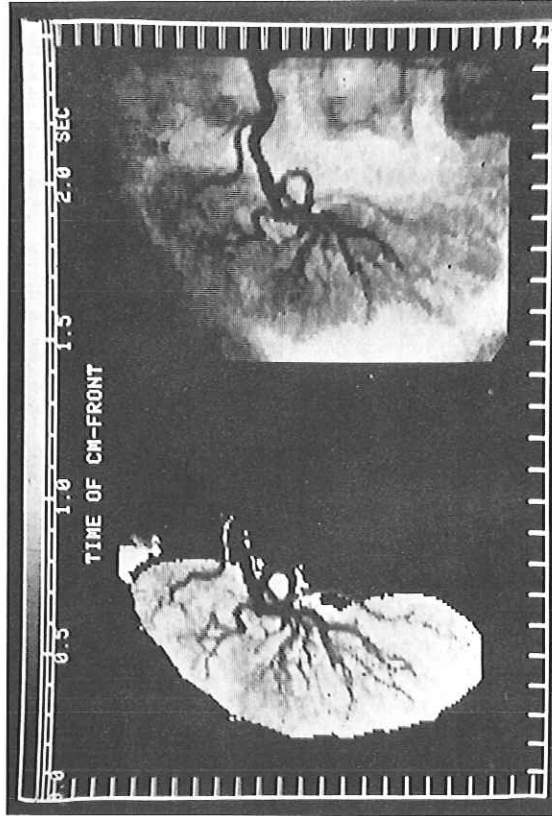


Abb. 4-15: Verdeutlichung der Organdurchblutung (hier für die Niere) durch ein Funktionsbild. Rechts das normale Röntgenbild. Links das Funktionsbild, in dem die Anknüpfungszeit des Kontrastmittelbolus dargestellt ist (dunkle Farbtöne repräsentieren frühe Anknüpfungszeiten, vergl. Eichskala am oberen Bildrand) (nach  $\langle 55 \rangle$ ).

Parametermatrizen bzw. Funktionsbildern ist, daß in jedem der Bilder außer der räumlichen auch die zeitliche Information der gesamten Bildserie enthalten ist und so u.U. das zeitliche Verhalten eines Defekts sichtbar wird (vergl. Abb. 4-15). Als Konsequenz wird die Verwendung dieser Auswertungsmethode außerdem erhebliche Speicherplatz-Einsparungen ermöglichen, wenn an Stelle einer Bildserie einige charakteristische Parametermatrizen gespeichert werden  $\langle 55 \rangle$ .

Die Auswahl bestimmter Bilder der Sequenz und ihre anschließende Verknüpfung durch mathematische Operationen ist die einfachste Methode, Funktionsbilder zu erzeugen. So machen Subtraktionsbilder von enddiastolischen und endsystolischen Phasen des Herzinnenraums die Kontraktilität des Myokardiums sichtbar. Dabei werden - durch unregelmäßige Helligkeitsverteilung - auch solche weniger bewegten Muskelzonen dargestellt, die nicht am Herzrand liegen  $\langle 15,35 \rangle$ . Zusätzliche Informationen kann der Vergleich dieser Bilder für Ruhe- und Belastungsaufnahmen bieten  $\langle 2,9,15 \rangle$ .

Da oft nicht alle Bildpunkte gleichzeitig ihren maximalen oder minimalen Helligkeitswert erreichen, erhält man durch die Analyse jeder einzelnen Bildpunktkurve exaktere Parametermatrizen. Ihre Erstellung ist am effektivsten für Organe, die sich dynamisch nur auf Grund von Stoffwechselprozessen und nicht wegen motorischer Bewegungen verändern (z.B. Niere, Gehirn)  $\langle 2,55,132 \rangle$ . Man verwendet Funktionsbilder jedoch auch für Herzuntersuchungen, wobei berücksichtigt werden muß, daß eine Bildmatrixzelle nicht während der gesamten Zeit dasselbe Herzgebiet repräsentiert. Die Helligkeitsschwankungen jedes Bildpunktes sind dabei stellvertretend für die Herzbewegung (vergl. Unterabschnitt 1C). Aus diesem Grund kann man Funktionsbilder zur Bewertung der Kontraktionsfähigkeit heranziehen, indem aus den Bildpunktkurven Werte bestimmt werden wie

- Zeitpunkt des Kurvenmaximums - gemessen vom Aufnahmeanfang (als Beginn der Kontraktionsphase),
- Differenz der Maximal- und Minimalamplitude (als Maß der Änderung der Indikatorkonzentration),
- Zeitdifferenz zwischen Kurvenmaximum und -minimum (als Dauer der Kontraktion)
- Kurvengefälle zwischen Maximum und Minimum (als Maß der Kontraktionsgeschwindigkeit)
- Zeitdifferenz zwischen Kurvenmaximum und -minimum, normiert auf das Maximum (dieser Parameter repräsentiert die relative Indikator-mengen-Differenz und stellt damit eine Art "regionale Auswurfraction" dar (vergl. Unterabschnitt 1A)),

und zu Parametermatrizen formiert werden <2,61,65,66,109>. Mit Hilfe von Funktionsbildern, die die Werte der

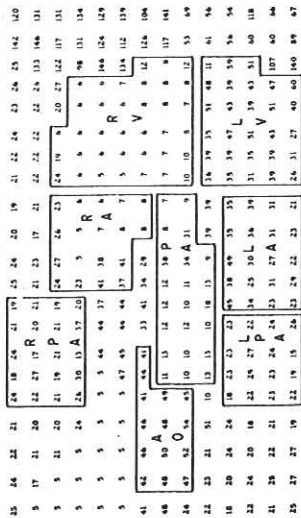


Abb. 4-16: Verdeutlichung der Organstruktur mit Hilfe einer Parametermatrix. Dargestellt ist der Zeitpunkt des Kurvenmaximums für jeden Bildpunkt. LA, RA - linkes/rechtes Atrium LV, RV - linker/rechter Ventrikel PA - Lungenarterie AO - Aorta (nach <65>).

Kurvenmaxima oder die Zeitpunkte dieser Maxima - bezogen auf den Aufnahmebeginn - darstellen, lassen sich andererseits Informationen über die anatomische Struktur im Aufnahmegebiet (im einzelnen über Herzmurflinie, Abgrenzung der Herzkammern, Überlagerungen durch andere Organe) gewinnen (Abb. 4-16) <65,66>, da der Indikator sukzessiv das Kreislaufsystem passiert. Sie sind andererseits für die exakte Begrenzung eines interessierenden Bereichs dienlich <58>. Besonders gute Ergebnisse lassen sich in dieser Hinsicht durch die Fourier-Analyse (s.o.) der Bildpunktcurven und durch die Erstellung von Parametermatrizen für die verschiedenen Kurvenkomponenten erzielen <33>. -- In der Entwicklung befinden sich derzeit Methoden zur Auswertung einer Reihe von zeitlichen Intensitätsverläufen für eine Bildserie mit Hilfe der Faktorenanalyse (siehe 4.1.2.2) <112>. Die Intensitätsverläufe werden dabei für jeden einzelnen Bildpunkt oder für eine Reihe von gleichgroßen Bereichen - in die die Bildmatrizen unterteilt werden - erstellt. Wertvolle Informationen über die Organfunktion verspricht man sich von der Darstellung der einzelnen Faktoren in Form von Funktionsbildern, wodurch gleichzeitig die Möglichkeit einer erheblichen Datenkomprimierung gegeben wäre <112>.

Für die Anwendung von Funktionsbildern auf Durchblutungs-Untersuchungen wird nach den oben beschriebenen Verfahren (siehe Unterabschnitt 1C) für jeden Bildpunkt aus dem Gefälle der Auswaschkurve der "regionale" myokardiale Blutfluß (RMBF) berechnet <58,98>. Die Zuordnung eines RMBF-Wertes zu einer bestimmten Myokardiumzone ist dabei relativ genau, da bei der Kurvenanalyse die durch die Herzaktion verursachten Intensitätsschwankungen unberücksichtigt bleiben (vergl. Unterabschnitt 1C). Wie bei der Auswertung von mehreren Bildausschnitten kann auch hier das verengte oder verschlossene Gefäß durch übereinanderliegenden Funktionsbildes und einer Skizze der Koronararterien, die aus einer entsprechenden Röntgenaufnahme gewonnen wurde, lokalisiert werden <58,98>. Die Erstellung von Funktionsbildern, die den regionalen Blutfluß zeigen, ermöglicht insbesondere für Szintigramme u.U. eine Verbesserung der Detaillierbarkeit. bildpunktweisen Auswertung auch der Blutfluß in kleineren Gefäßen analysiert werden kann. -- Die Größe und sogar die Art (Ischämie oder Infarkt) eines solchen Myokardiumdefekts lassen sich feststellen mit Hilfe eines Funktionsbildes, für das zellenweise die Bildmatrix einer Ruhe- und einer entsprechenden Belastungs-Aufnahme dividiert werden <2>. Liegt jeweils eine Bildsequenz vor, so resultiert eine Serie von Parametermatrizen. Ein Problem bildet allerdings die exakte Überlagerung von jeweils zwei Aufnahmen (vergl. 4.1.1.4).

Funktionsbilder werden momentan hauptsächlich in der Szintigraphie benutzt; die Anwendung dieser Auswertungsmethode auf Röntgenbildserien ist jedoch denkbar. Die Darstellung bestimmter Kurvenpunkte läßt oft nur qualitative Aussagen zu (z.B. über Bildstrukturen); bei der bildpunktweisen Berechnung von Funktionsparametern wird andererseits die Organfunktion im gesamten Aufnahmegebiet deutlich. Außerdem können durch die weitere Bildanalyse oder auch durch die Verknüpfung verschiedener Parametermatrizen (z.B. <61,109>) zusätzliche Informationen gewonnen werden. Wenn das Ausmaß eines Defekts auch aus Funktionsbildern oft nicht genau genug abzuschätzen ist, so ergeben sich zumindest Hinweise auf Bildzonen, in denen die Organfunktion anschließend gezielt untersucht werden kann. Voraussetzung für die bildpunktweise Analyse ist allerdings eine möglichst umfassende Störungselimination in der zeitlichen Dimension, da diese Kurven besonders großen Schwankungen durch Rauschen unterworfen sind (siehe 4.2.2.1) <55>. Auf Grund des Berechnungsaufwandes ist außerdem die Benutzung eines Rechners unumgänglich.

4.2.2.4 Bewertung weiterer Funktionsparameter  
 .....

Die in 4.2.2.2 und 4.2.2.3 bestimmten Größen können  
 gemeinsam zur Berechnung weiterer Funktionsparameter  
 verwendet werden, beispielsweise:

a) Volumina und Volumenanteile  
 .....

- Das Schlagvolumen (engl.: stroke volume,  
 SV) läßt sich aus den Volumen-Extremwerten für den linken  
 Ventrikel ( $V_{Ed}$ ,  $V_{Es}$ ) abschätzen durch

$$SV = V_{Ed} - V_{Es} \quad <23, 41, 116>$$

Hierbei gehen jedoch auch eventuelle Blutanteile in die  
 Berechnung mit ein, die über Klappendefekte in die Kammer  
 zurückfließen. Das wirkliche Blutvolumen FSV (engl.:  
 forward stroke volume) das pro Herzaktion in den  
 Kreislauf gepumpt wird, ergibt sich daher aus

$$FSV = C.O./PR$$

mit C.O. = Herzminutenvolumen (s.o.)  $<116>$ .  
 PR = Pulsrate

- Der Residualanteil (engl.: residual  
 fraction, RF) eines Kammer Volumens wird aus der  
 Ausstoßfraktion EF berechnet zu

$$RF = 1 - EF \quad <23, 116>$$

b) Volumenänderungen  
 .....

- Die mittlere Geschwindigkeit der Volumenänderung ( $dV/dt$ )  
 einer Herzkammer ist definiert als der Quotient

$$\overline{\left(\frac{dV}{dt}\right)} = \frac{EF}{ET}$$

mit EF = Ausstoßfraktion  
 ET = Austreibungszeit

Bestimmt man diesen Parameter mit Hilfe eines Fensters,  
 das die gesamte Kammer bedeckt, so wird er als  
 mittlere Ausstoßrate (engl.: mean  
 systolic ejection rate, MSER) bezeichnet  $<63, 70, 124>$ .

Bei der Berechnung von EF kann man statt der Extrema  
 der Volumenkurve - unter der Annahme, daß der linke  
 Ventrikel die Form eines Ellipsoids annimmt - auch die  
 maximalen und minimalen Längen der kleinen Ventrikelachse  
 einsetzen. Der so berechnete Funktionsparameter  
 beschreibt die mittlere Umfangs-  
 Verkürzung - Geschwindigkeit  
 (engl.: mean circumferential fiber shortening velocity,  
 VCF) dieser Herzkammer. Die Abmessungen der Achse können  
 sowohl auf geometrischem Weg  $<116>$  als auch aus den  
 Helligkeitsschwankungen bestimmt werden. Im letzteren  
 Fall repräsentiert ein schmales Fenster - das die  
 Ventrikelgrenzen in diesem Bereich in jeder Herzphase  
 umfaßt - diese Achse. Da der interessierende Bereich  
 nicht in Form einer Linie definiert werden kann, sondern  
 immer eine zweidimensionale Ausdehnung hat, wurden zur  
 Anpassung an die geometrische Längenbestimmung die  
 Quadratwurzeln der Helligkeitsswerte verwendet  $<124>$ .  
 Unter der Voraussetzung einer - bezogen auf die  
 Längsachse - gleichmäßigen Kontraktion des gesamten  
 Ventrikels, kann man VCF für weitere Verbindungslinien  
 zwischen der Längsachse und der Kammerwand berechnen. Der  
 Quotient

$$\frac{VCF_{max} - VCF_{min}}{VCF_{max}}$$

erlaubt dann eine grobe Trennung zwischen normaler und  
 veränderter Ventrikelkontraktion  $<84>$ .

c) Veränderungen der Herzkontur  
 .....

- Informationen über die regionale  
 Myokardiale Wandbewegung des  
 Ventrikels geben die zeitlichen Veränderungen der  
 Herzkontur, die zu diesem Zweck für mehrere Bilder der  
 Serie bestimmt werden muß. Ein erster Eindruck läßt sich  
 aus dem Übereinanderlegen der Umrißlinien für die Phasen  
 maximaler Kontraktion und Ausdehnung gewinnen  $<46, 109>$ .

Um die Bewegungsfähigkeit des gesamten Ventrikels  
 bewerten zu können, werden bisher Modellvorstellungen  
 über die Herzkammerform herangezogen. Man kann auf diese  
 Weise Bezugspunkte festlegen, deren Position sich in den  
 verschiedenen Herzphasen kaum verändert. Bei der

Benutzung des Ellipsoid-Modells (vergl. 4.2.2.2/ Unterabschnitt 2) legt man zwischen Längsachse und Herzumrisslinie verschiedene Hilfslinien (vergl. Abb.4-5) und betrachtet ihre prozentuale Verkürzung zwischen Enddiastole und -systole, normiert auf die enddiastolische Länge <116,128>. Die Anwendung des Scheibenmodells (vergl. 4.2.2.2/ Unterabschnitt 2) hat - neben einer genaueren Anpassung, die u.a. durch die Tatsache begründet ist, daß die Ventrikel in den verschiedenen Herzphasen (insbesondere bei pathologischer Veränderung) erheblich von der Ellipsoidform abweichen - den Vorteil, daß sie die Berechnung von Bezugspunkten erlaubt, mit deren Hilfe die Längsachse unabhängig von subjektiven Kriterien und der individuellen Herzanatomie positioniert werden kann. Man hat auf diese Weise auch die Möglichkeit, Verlagerungen des Ventrikels während der Herzaktion zu berücksichtigen. In <41,48,72> wurde die Längsachse z.B. durch den Ventrikelschwerpunkt und die Herzspitze gelegt. Auch hier können die Abstände zwischen Längsachse und - angonomener - Ventrikelkontur und ihre zeitlichen Veränderungen gemessen werden. Die größere Genauigkeit des Modells macht es sogar sinnvoll, diese Werte in Diagrammen gegen die Zeit aufzutragen und aus diesen Kurven weitere Parameter für die Bewertung der Ventrikelkontraktion zu berechnen <41,48,72>.

Weiterhin ist es möglich, die Verfahren zur Auswertung von Einzelbildern sowie der zeitlichen Hellfleckschwankungen miteinander zu kombinieren, indem man z.B. die Intensitätsverteilung in Funktionsbildern oder die Veränderungen eines aus der Bildstruktur bestimmten Parameters analysiert.

#### KAPITEL 5: MÖGLICHKEITEN DER ERGEBNISDARSTELLUNG

Ziel der Ergebnisdarstellung ist es, dem Arzt Abbildungen zur Verfügung zu stellen, die möglichst detailliert und fehlerfrei die eventuellen Abweichungen vom normalen Verhalten eines Organs aufzeigen. Ein wichtiger Aspekt in der Bildserienanalyse ist daher die Wahl geeigneter Darstellungen für die aufgenommenen und manipulierten Daten, da sie die Grundlage für die weitere Datenanalyse sowie für die Diagnose über die Funktionsfähigkeit des Organs sind. Die Vorteile einer rechnergesteuerten Wiedergabe gegenüber analogen Techniken liegen dabei in einem schnellen Zugriff zu den Daten sowie in einer Vielzahl von Darstellungsmöglichkeiten (s.u.), die es erlauben, im Verlauf einer interaktiven Auswertung eine optimale Darstellung zu gewinnen. Neben der Dokumentation der Auswertungsergebnate ermöglichen die Abbildungen dabei außerdem die visuelle Kontrolle und Steuerung des Analyseablaufs. Im folgenden sind daher nur Beispiele für die Ergebnisdarstellung mit Hilfe einer Datenverarbeitungsanlage beschrieben.

Die Darstellung der Analyseergebnisse dient zum einen der Unterstützung der interaktiven Auswertung und zum anderen Dokumentationszwecken; die Wahl der Ausgabemedien richtet sich also nach dem Zweck der Darstellung <95,131>:

- die Dokumentation von Daten erfolgt auf Papier bzw. Filmmaterial; für größere Datenmengen werden auch Magnet Speichermedien verwendet;
- Als Grundlage der interaktiven Auswertung werden Zwischenergebnisse in temporären Datensätzen abgelegt (vergl. ANHANG) und können von dort über einen Bildschirm abgerufen werden. Auf diesem Wege ist ein direkter Zugang zu den Ortskoordinaten und den zugehörigen Intensitätswerten ausgewählter Punkte möglich.

Die Intensitätsverteilungen bzw. die berechneten Funktionsparameter können als einzelne Werte, in Tabellen bzw. Diagrammen oder in Form von Bildern dargestellt werden:

- Für die quantitative Abschätzung einer bestimmten Organfunktion bilden die einzelnen Werte, die für einen Funktionsparameter berechnet wurden, eine ausreichende Grundlage, sofern Normbereiche für diesen Parameter festliegen.
- Wird ein Funktionsparameter routinemäßig bestimmt, so ist eine Zusammenstellung der berechneten Werte in Tabellen oder Diagrammen zweckmäßig. Für Werte, die z.B. zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb einer Meßserie oder für verschiedene Patienten

bestimmt wurden, dokumentiert eine derartige Darstellung den Erfolg einer Behandlung bzw. läßt auf den Normalbereich für den betreffenden Funktionsparameter schließen. Diagramme sind außerdem für die Darstellung der räumlichen und zeitlichen Intensitätsschwankungen anwendbar: Die räumlichen Intensitätsschwankungen, die für Schnitte vorbestimmter Breite durch ein Bild ("Intensitätsprofile") (vergl. ANHANG, Abb.7) <64,95> abgebildet werden, lassen z.B. Schlüsse auf die Organstruktur zu. Eine Darstellung der lokalen Veränderungen eines Funktionsparameters kann entsprechend aus einem Schnitt durch ein Funktionsbild gewonnen werden. Zeitliche Intensitätsschwankungen, die innerhalb eines Meßfensters im Verlauf einer Bildsequenz registriert wurden (vergl. ANHANG, Abb.5) (z.B. <81>), sind - wie in KAPITEL 4 beschrieben - als Index für die Organfunktion zu werten.

- Informationen über die räumliche Verteilung des Indikators bzw. der Werte eines Funktionsparameters liefern **B i l d m a t r i z e n**, deren Rasterung die Aufnahmeebene repräsentiert.

Für die Realisierung der oben genannten Darstellungsformen gibt es viele Möglichkeiten, die jedoch erst dann vollständig genutzt werden können, wenn entsprechende Ausgabegeräte (z.B. Bildschirm, Plotter, spezielle Drucker (vergl. 6.2)) zur Verfügung stehen.

Neben der üblichen Darstellung von Diagrammen (vergl. ANHANG, Abb.5 und 7) läßt sich eine Menge von Kurvenverläufen, die - entweder durch sukzessive Auswertung <121> oder gleichzeitig aus der dreidimensionalen Organrekonstruktion <47,72> - an demselben Organ gemessen wurden, am besten an Hand einer Darstellung vergleichen, in die der Meßort der Kurve - d.h. die Position des Fensters z.B. über dem Herzrand - als dritte Dimension eingeht (siehe Abb.5-1). Insbesondere können auf diese Weise unregelmäßige Organbewegungen verdeutlicht werden.

Eine Vielzahl von Möglichkeiten bietet sich auch für die Wiedergabe von Bildmatrizen an. Die einfachste Lösung ist der Ausdruck der Zahlenwerte der Intensität bzw. - bei Funktionsbildern - des berechneten Funktionsparameters für jede Matrixzelle. Im letzteren Fall wird diese Darstellung als "Parametermatrix" bezeichnet. Einen bildlichen Eindruck von der räumlichen Verteilung dieser Werte erhält man dadurch, daß die Intensitätsamplituden bzw. die Werte des Funktionsparameters durch entsprechende Farbschattierungen kodiert werden. Meistens wird eine lineare Verteilung der Farbskala (engl.: linear rescaling) gewählt, d.h. jede Farbstufe repräsentiert ein gleich großes Intervall aus dem

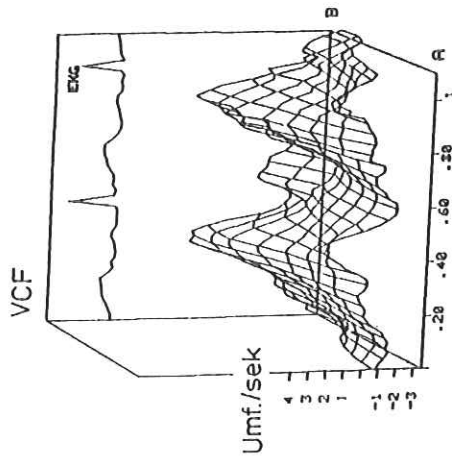


Abb.5-1: Dreidimensionale Darstellung der regionalen Umfangs-Verkürzungs-Geschwindigkeit (VCF) des rechten Ventrikels. Abgebildet sind die zeitlichen Umfangsänderungen, die entlang der Ventrikellängsachse zwischen der Herzspitze (A) und der Aortenklappe (B) (vergl. Abb.4-5) registriert wurden (nach <41>).

Bereich der registrierten Intensitätswerte <17>. Spezielle, für die weitere Auswertung wichtige Effekte wie z.B. die Kontrastanhebung können durch nichtlineare Farbstufen-Verteilungen erreicht werden (vergl. <101,102>), bei denen

- die Farbskala nur einen interessierenden Ausschnitt der Intensitätsskala überdeckt (vergl. ANHANG), oder
- die Verteilung so erfolgt, daß jeder Farbstufe etwa die gleiche Anzahl von Matrixzellen zugeordnet werden ("Histogramm-Methode") <17>.

Neben der vorrangig benutzten Grauwertskala ist - bei der Verwendung von Farb-Monitoren - eine farbige Darstellung der Intensitätsamplituden möglich. Dabei ist jedoch zu beachten,

daß am Übergang zwischen zwei Hauptfarben u.U. optisch der Eindruck einer Kante entsteht, wodurch nicht vorhandene Bildstrukturen (Artefakte) vorgetäuscht werden können <131>. Im übrigen läßt sich die Erzeugung von Artefakten durch eine möglichst feine Rasterung der Bildmatrix einschränken, die auch dann für die Darstellung vorteilhaft ist, wenn die Ortsauflösung des Bildes die der Aufnahmeapparatur übersteigt <131>. Andere Möglichkeiten zur Verminderung von Fehlern bei der interaktiven Auswertung sind die Benutzung bestimmter Farbskalen (z.B. der Rot-Orange-Gelb-Skala - engl.: heated object scale; vergl. <131>) sowie die Erhöhung der Anzahl der Farbstufen <131>. Die tatsächlichen Bildstrukturen - auch die von Funktionsbildern - werden durch sogenannte "Isointensitätslinien" (engl.: contour maps) verdeutlicht, die dadurch entstehen, daß jeweils Gruppen von Matrixzellen zusammengefaßt werden, deren Intensitätswerte innerhalb eines bestimmten Intervalls wählbarer Größe liegen <13,61,79,95,98,108>. Für Bilder mit einem schlechten Signal-Rausch-Verhältnis werden durch die Isointensitätslinien-Darstellung allerdings leicht Artefakte erzeugt. -- Im Spezialfall kann durch eine einzige Isointensitätslinie auf diese Weise die Kontur abgebildet werden (vergl. ANHANG, Abb.4) <48>.

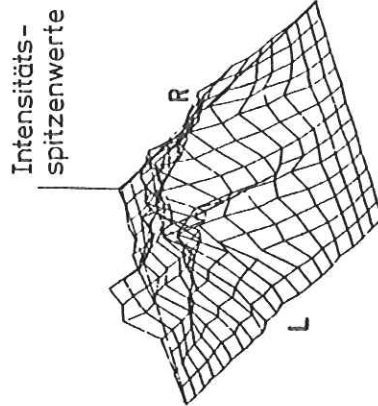


Abb.5-2: Pseudo-dreidimensionale Darstellung eines Funktionsbildes, das die Maximalamplitude der zeitlichen Intensitätsverläufe für jeden Bildpunkt einer Lungenaufnahme zeigt. Linke und rechte Lunge sowie das zuführende Blutgefäß sind deutlich zu erkennen (nach <65>).

Eine Variante der Datenwiedergabe in Form von Bildmatrizen bildet die sogenannte "pseudo-dreidimensionale" Darstellung (engl.: isometric display). Hierbei werden über der Aufnahmeebene die Intensitätswerte bzw. die berechneten Funktionsparameter in der dritten Koordinatenrichtung aufgetragen (siehe Abb.5-2). Die Verbindung der Punkte durch Linien sowie entsprechende Schattierungen unterstützen den dreidimensionalen Eindruck; eine Rotation der Grundebene ermöglicht die Betrachtung aus verschiedenen Blickwinkeln <20,64,65,79,95,98,131> (vergl. ANHANG). Abbildungen dieser Art sind insbesondere für die Darstellung von Funktionsbildern geeignet, da so z.B. die in den Werten enthaltene Strukturinformation anschaulich gemacht werden kann. In ähnlicher Weise lassen sich die in ihrer dreidimensionalen Form rekonstruierten Organe darstellen (Abb.5-3), wobei auch hier ein räumlicher Eindruck des aufgenommenen Objekts dadurch erzeugt wird, daß nur die aus dem jeweiligen Blickwinkel sichtbaren Linien abgebildet werden <41,48>. Ähnlich wie bei den oben beschriebenen Methoden ist dabei auch eine Darstellung von Isointensitätslinien möglich <100>.

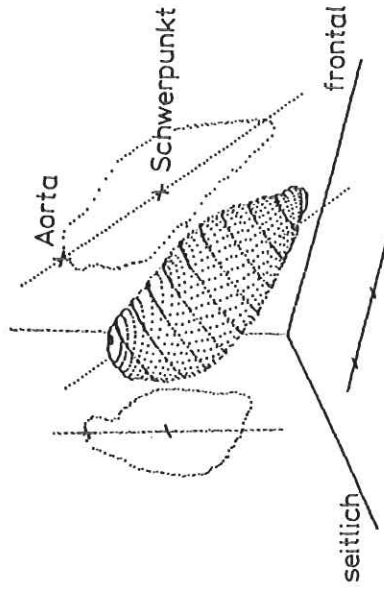


Abb.5-3: Darstellung der dreidimensionalen Rekonstruktion des linken Ventrikels; im Hintergrund die Ventrikelansichten aus den beiden Aufnahmerichtungen (nach <41>).

Innerhalb der verschiedenen Ergebnisdarstellungen sind Manipulationen möglich, die in ihrer Auswirkung den Verfahren zur Datenvorverarbeitung und -auswertung gleichkommen. So bewirken z.B.

- Umverteilungen der Farbstufen u.Ü. eine Kontrastanhebung;
- eine Streckung der Diagrammachsen bzw. Vergrößerung der Matrix eine bessere Ortsauflösung der Darstellung. Umgekehrt haben Achsenverkürzung und Matrizenkomprimierung einen glättenden Effekt.

Das Überlagern von mehreren Diagrammen oder Bildmatrizen erleichtert außerdem die Bewertung von Veränderungen und die Lokalisation von Defekten <13, 58, 61, 96>.

Bei der Wiedergabe der Untersuchungsergebnisse kann keine der beschriebenen Darstellungsmöglichkeiten einer anderen eindeutig vorgezogen werden. Insbesondere minimale Defekte lassen sich oft erst durch den Vergleich mehrerer Darstellungen erkennen; ihre Existenz läßt sich dann durch gezielte Untersuchungen bestätigen oder verneinen.

## KAPITEL 6: SCHLUSSFOLGERUNGEN

### 6.1 Allgremeine Tendenzen

Die Zusammenstellung der Literatur wurde im Herbst 1977 abgeschlossen. Aus den bis dahin erschienenen Publikationen lassen sich folgende Entwicklungstendenzen ablesen:

Wie die obigen Ausführungen zeigten, befinden sich viele der Verfahren, die bisher zur Erfassung und Auswertung zeitlicher Abläufe in medizinischen Bildern entwickelt wurden, noch im Teststadium und sind keineswegs vollkommen. Bereits die Aufnahmqualität der Bildserien - die entscheidend die Exaktheit der Diagnose beeinflusst - unterliegt gewissen Beschränkungen bezüglich der zeitlichen und räumlichen Auflösung. Dadurch erheben sich oft Beeinträchtigungen für die Untersuchung solcher Organe, die sich - durch den Stoffwechsel oder auf Grund von Organbewegungen - innerhalb kurzer Zeit verändern (z.B. das Herz durch die Kontraktion) bzw. eine nichtthorone Struktur aufweisen (z.B. die Kammernteilung des Herzens). Ziel der derzeitigen Forschung auf diesem Gebiet sind daher einerseits die Verbesserung der Aufnahmeapparaturen und -techniken und andererseits das Entwickeln von Methoden, mit denen im Verlauf der Vorverarbeitung das Aufnahmeobjekt möglichst wirklichkeitsgetreu und störungsfrei rekonstruiert werden kann.

Auf der technischen Seite setzt man in zunehmendem Maße Datenverarbeitungsanläufen auch für die Datenregistrierung ein - insbesondere deshalb, weil sie für die nachfolgende Auswertung meistens unerlässlich sind. Zur Optimierung der Aufnahmequalität werden eine Verschneidung der Digitalisierung und des Transports der Daten (vergl. <86>) sowie eine Verfeinerung der Bildrastrung angestrebt. Letzteres muß in der Szintigraphie hauptsächlich durch die Entwicklung von Detektoren mit besserer Ortsauflösung geschehen (vergl. <14>). Die Computertomographie bietet weitere Möglichkeiten, die Struktur des Aufnahmeobjekts detaillierter zu erfassen und darzustellen. Die Registrierung von Bildsequenzen mit hoher Bildfrequenz wird in einiger Zeit ebenfalls möglich sein. Es ist jedoch abzusehen, daß diese Untersuchungsmethoden für dynamische Prozesse in naher Zukunft noch nicht routinemäßig eingesetzt werden können, da der technische Aufwand und die damit verbundenen Kosten hoch sind und zur optimalen Speicherung und Verarbeitung der umfangreichen Datenmengen noch geeignete Verfahren entwickelt werden müssen.

Eine weitere Verbesserung der Untersuchungstechniken erhofft man sich von der Verwendung von Ultraschall für die Erzeugung medizinischer Bilder (siehe <141>, Band II, S.111 ff). Ultraschallmethoden bieten u.a. den Vorteil der minimalen Belastung für den Patienten, da kein Indikator injiziert werden muß und - soweit bekannt - der Ultraschall keine physischen Folgen für den Körper hat. Dadurch bietet sich z.B. die Möglichkeit, sukzessiv Aufnahmen aus mehreren Richtungen zu registrieren.

Bei der Vorverarbeitung der Bilder zieht man zunehmend mathematische Filter zur Beseitigung von Störungen heran. Die betreffenden Verfahren stammen aus dem Gebiet der Verarbeitung statischer Bilder und werden dort auf ihre Effektivität hin untersucht. Zeitlich variiierende Störungen dagegen werden häufig im Verlauf der Analyse der regionalen Indikator-Konzentrationschwankungen durch Filterung eliminiert. Es sind aber auch Ansätze vorhanden, die dabei verwendeten Methoden auf die zeitlichen Veränderungen jedes einzelnen Bildpunktes anzuwenden.

Die Entwicklung der eigentlichen quantitativen Bildserienanalyse tendiert zur Ersetzung der bisher üblichen empirischen Verfahren durch analytische, mathematische Techniken, da auf diese Weise subjektive Beobachtungen von der Diagnosefindung weitgehendst ausgeschlossen werden. Eine wichtige Rolle für die Auswertung der Bildstruktur spielt die Entwicklung von effektiven Algorithmen zur automatischen Erkennung dieser Bildstrukturen wie z.B. Organkonturen. Ziel der Untersuchungen, die die Analyse der zeitlichen Indikator-Konzentrationsverläufe betreffen, ist dagegen die Ermittlung von analytischen Funktionen, die den gemessenen Kurvenverlauf approximieren, und die exakte Bestimmung charakteristischer Kurvenpunkte sowie der Funktionsparameter mit Hilfe dieser Funktionsgleichungen. -- Die neuesten Entwicklungen speziell auf dem Gebiet der Herzuntersuchungen mit Röntgenstrahlen sind in <43> dargelegt. Ein Teil der in diesem Buch zusammengefaßten Publikationen wurde bereits in dieser Arbeit behandelt.

Auf dem Gebiet der Ergebnisdarstellung sucht man schließlich nach neuen Möglichkeiten, dem Arzt die Fakten nicht nur in Form von Werten vorzulegen, sondern sie in unterschiedlicher Weise anschaulich darzustellen, so daß u.U. auch bisher nicht bekannte Zusammenhänge zwischen den Funktionsparametern sichtbar werden.

Ein Problem bei der Diagnoseerstellung aus medizinischen Bildern ist der für die Auswertung benötigte Zeitaufwand. Insbesondere für Reihenuntersuchungen (die u.a. aus der Analyse statischer Aufnahmen für eine Vielzahl von Patienten bestehen) werden daher bereits Programmsysteme entwickelt, die z.B. mit Hilfe von Prozeduren zur automatischen Konturenbestimmung, Größenmessung und Definition von Meßgebieten die Einteilung der Patienten in verschiedene

Krankheitsklassen und damit eine rechnergesteuerte Diagnose ermöglichen (siehe z.B. <38>). In Bezug auf Bildserien wird ebenfalls eine weitgehende Automatisierung der Analyseverfahren angestrebt, indem z.B. eine Reihe von erprobten Vorverarbeitungs- und Auswertungsmethoden zu einer Prozedur zusammengefaßt werden, die vom Benutzer nur aufgerufen werden muß. Da hier, jedoch nicht nur die Unterscheidung zwischen kranken und gesunden Patienten getroffen werden muß, sondern die Ergebnisse meistens gleichzeitig über die Art der Therapie entscheiden, wird man bei der Vorverarbeitung von Bildsequenzen vorerst eine individuelle Diagnoseerstellung bevorzugen.



## 6.2 Vorschläge für das Gamma-11 System

In der Abteilung Nuklearmedizin der Universitätsklinik Eppendorf wurde Mitte 1977 eine Szintillationskamera mit angeschlossenem Prozessor - das Gamma-11 System - in Betrieb genommen, mit dem auch die Registrierung und Auswertung von Bildserien möglich ist (vergl. ANHANG). Da mit Hilfe dieses Kamera/Rechner-Systems ausführliche Untersuchungen der Herzdynamik durchgeführt werden sollen, ist eines der Ziele dieser Arbeit, die in KAPITEL 3 bis 5 beschriebenen Verfahren unter dem Aspekt ihrer Anwendbarkeit und Effektivität einzuschätzen und daraufhin eine Reihe von Methoden für die Implementation am Gamma-11 System vorzuschlagen. Eine umfassende Kritik der einzelnen Methoden kann allerdings nicht gegeben werden, da die Schwierigkeiten, die sich bei der Anwendung der Verfahren in der Praxis ergeben, aus den Publikationen kaum ersichtlich waren. Davon ausgehend sind die Vorschläge in zwei Gruppen unterteilt, von denen eine die Verfahren enthält, die bereits an mehreren Instituten getestet wurden (u.U. sogar an solchen, die ebenfalls ein Gamma-11 System besitzen, z.B. <109>) bzw. die für eine umfassende Herzuntersuchung notwendig sind und sich daher meiner Meinung nach für den routinemäßigen Einsatz eignen. Die zweite Gruppe beinhaltet einige Auswertungsmethoden, die mir erwähnenswert schienen. Die Verwendbarkeit dieser Verfahren und ihre Bedeutung für die Diagnose müßten jedoch noch experimentell untersucht werden, indem man die Ergebnisse der konventionellen und der neuen Verfahren zur Berechnung eines Funktionsparameters vergleicht sowie eine Analyse eventueller Abweichungen zwischen den Ergebnissen durchführt.

### a) Routine-Verfahren

Datenaufnahme:  
.....

- Eine kontinuierliche EKG-Steuerung der Herzaktionen mit gleichzeitiger Kontrolle der Herzzykluslänge ist besonders für die Myokardium-Szintigraphie wichtig, bei der niedrige Zählraten auftreten. Es ist darauf zu achten, daß in jedem Bild genügend hohe Zählraten erreicht werden, um eine ausreichende statistische Sicherheit für die Bewertung der Indikatorverteilung zu gewährleisten.

Vorverarbeitung:  
.....

- Für Bildserien mit hohen Zählraten ist eine Korrektur der Kamera-Toizeit wesentlich; die Auswirkungen einer Korrektur sollten zumindest überprüft werden.
- Der Einfluß von Hintergrundstrahlung läßt sich an Hand eines interessierenden Bereichs bestimmen, der in einem Gebiet absichts vom untersuchten Organ definiert wird. Je nach Beschaffenheit des Hintergrunds (siehe 4.1.2.1) wird zur Korrektur einer Bildsequenz von jedem Bild eine konstante Zählrate abgezogen (zeitlich konstante Hintergrundstrahlung; z.B. bei Herzzinnenraumnahmen) oder man ermittelt für jedes Serienbild die individuelle Hintergrund-Zählrate und korrigiert entsprechend (zeitlich veränderliche Hintergrundstrahlung; z.B. die die Lunge passierende Aktivität bei Überlagerung des Herzens durch die Lunge. Vergl. ANHANG, Abb.5). Im zweiten Fall ist die Korrektur der zu analysierenden regionalen Indikator-Konzentrationschwankungen einfacher; dazu ist die Implementation eines Algorithmus zur Subtraktion zweier Kurvenverläufe notwendig. Da für die genaue Bestimmung der Organkonturen (s.u.) störungsfreie Bilder Voraussetzung sind, sollte allerdings auch die bildweise Korrektur zeitlich veränderlicher Hintergrundstrahlung möglich sein.
- Um an Hand von Markierungspunkten mehrere Bilder exakt übereinander projizieren zu können, ist es sinnvoll, einen entsprechenden Algorithmus - z.B. den in <98> beschriebenen - zu implementieren. Unter der Voraussetzung, daß diese Bilder innerhalb eines Untersuchungsvorganges aufgenommen wurden (d.h. ohne Verlagerung des Patienten zwischen beiden Aufnahmen), lassen sich so eventuelle Verschiebungen beseitigen. Nach der Bestimmung der äußeren und inneren Myokardiumgrenzen könnten auf diese Weise z.B. Herzzinnenraum- und Myokardium-Aufnahmen zusammen ausgewertet werden. Der Algorithmus ermöglicht es außerdem, die Existenz bestimmter Bildverzerrungen zu überprüfen und diese gegebenenfalls zu beseitigen.

Auswertung:  
.....

- Gerade für die Untersuchung der Herzbewegung ist eine automatisierte Bestimmung der Herzkonturen in den Aufnahmen des Herzinnenraums wie des Myokardiums wichtig. Für die Festlegung der Organkonturen in jedem einzelnen Bild stehen einige Verfahren zur Verfügung, die auf dem Gebiet der Verarbeitung statischer Bilder entwickelt wurden (siehe z.B. <101, 102>). Eine Diskussion dieser Verfahren geht über den Rahmen dieser Arbeit hinaus. Als einfaches Beispiel seien jedoch die Verwendung von Isointensitätslinien (vergl. ANHANG, Abb. 4) und Gradientenverfahren erwähnt. Selbst bei vergleichbaren Zählratenverteilungen in den Serienbildern sowie in den Bildsequenzen verschiedener Patienten können mit Isointensitätslinien Umrisslinien nur ungenau bestimmt werden; das Verfahren sollte nur als ein Behelf angesehen werden. Geeigneter sind Gradientenverfahren, die jedoch nicht in jedem Fall die tatsächlichen Organkonturen liefern (siehe 4.2.2.2). Ein geeignetes Verfahren sollte daher experimentell ermittelt werden.

- Als ein Bewertungsmaßstab für die regionale Veränderung der Herzkontur (d.h. für die regionale Kontraktionsfähigkeit) im Verlauf eines Herzzyklus kann die prozentuale Verkürzung einer Verbindungslinie verwendet werden, die zwischen dem - zu berechnenden - Schwerpunkt der Herzkammer und dem betreffenden Herzrandabschnitt verläuft. Um unnötige Berechnungen zu vermeiden, ist vor der quantitativen Analyse die qualitative Beurteilung mit Hilfe einer Darstellung sinnvoll, die die - übereinander projizierten - endsystolischen und enddiastolischen Herzumrisslinien zeigt. Die Werte der maximalen, prozentualen Positionsveränderung eines Herzrandabschnitts repräsentieren die maximale Kontraktion an dieser Stelle. Die Analyse des zeitlichen Verlaufs der Lageveränderung - die mit Methoden der Kurvenauswertung (S.u.) durchgeführt werden kann - liefert weitere Informationen über das Verhalten eines Gewebeabschnitts. Der genaueren Lokalisation eines Defekts kann u.U. eine kombinierte Auswertung der Herzrandbewegung in Herzinnenraum- und Myokardiumaufnahmen dienen.

- Die Implementation einer Prozedur zur Fourier-Analyse eines Kurvenverlaufs ist für verschiedene Zwecke der Datenverarbeitung sowie der Auswertung nützlich. Bei der Vorverarbeitung kann der flüchtige Effekt in der Bildebene - der durch die Elimination hoher Frequenzanteile entsteht - bereits an dem einfachen Verfahren des "unschärfer Maskierens" (siehe <27>) demonstriert werden. In der zeitlichen Dimension dient die Fourier-Analyse ebenfalls der Unterdrückung von

Schwankungen bestimmter Frequenzen wie z.B. der Herzpulsationen oder der hochfrequenten Rausch-Störungen. Andererseits ermöglicht die Fourier-Analyse die Trennung verschiedener Kurvenkomponenten (vergl. <65>). Bei der Erstellung von Parameter-Matrizen erwies sich die Darstellung der Werteverteilung für bestimmte Fourier-Koeffizienten als hilfreich für die Bestimmung der Organstruktur und einiger Funktionsparameter (siehe <33>).

- Mit dem Ziel, aus den zeitlichen Intensitätsverläufen eines interessierenden Bildbereichs möglichst exakt Funktionsparameter zu gewinnen, sollte der gemessene Kurvenverlauf durch eine analytische Funktion approximiert werden. Für die Approximation von zeitlichen Intensitätsverläufen sind die Dichterleichen der Gamma-Funktion oder Polynome am besten geeignet. Charakteristische Punkte, Extremwerte, Steigung des Kurvenverlaufs sowie Flächen unter Kurvenabschnitten können dann durch Berechnung einzelner Funktionswerte bzw. durch Differentiation oder Integration der ermittelten Funktionsgleichung bestimmt werden. Gleichzeitigkeit sollten Algorithmen zur Berechnung der gebräuchlichsten Funktionsparameter implementiert werden (z.B. für die Ausstoßfraktion, das Herzminutenvolumen, die Shunt- bzw. Regurgitationsanteile für Herzinnenraumuntersuchungen und der regionale Blutfluß von Myokardiumaufnahmen). -- Die bildpunktweise Berechnung von Funktionsparametern zur Erstellung von Parametermatrizen sollte in ähnlicher Weise möglich sein.

- Die Implementation einer Prozedur zur Berechnung von Korrelationskoeffizienten ist sinnvoll für den Vergleich verschiedener Verfahren zur Berechnung des gleichen Funktionsparameters sowie zur Untersuchung der Zusammenhänge verschiedener Funktionsparameter untereinander.

Ergebnisdarstellung  
.....

- In Abänderung der Diagrammform, in der mit dem Gamma-11 System zeitliche Intensitätsschwankungen auf dem Bildschirm dargestellt werden, können in diesen Diagrammen beliebige Parameter gegeneinander aufgetragen werden, um beispielsweise die Zusammenhänge zwischen unterschiedlichen Berechnungsarten oder zwischen Funktionsparametern wiederzugeben (die quantitative Abschätzung der Korrelation wurde unter "Auswertung" erwähnt).

- Für die Wiedergabe von Parametern auf dem Bildschirm ist eine farbige Darstellung zweckmäßig. Wie bei den normalen Bildmatrizen sollte es jedoch auch möglich sein, Zeilen, Spalten und Gebiete auszuwählen und die durch die Farbstufen kodierten Werte auf dem Fernschreiber auszudrucken.
- Insbesondere für die Dokumentation ist die Ausgabe von Analyseergebnissen auf dem Fernschreiber - in Form von Einzelwerten, als Tabellen oder Diagramme und als Zahlenmatrizen - wichtig. Grauwert-Matrizen lassen sich durch entsprechende Hilfsprogramme - ebenfalls auf dem Fernschreiber oder auf einem Drucker ausgeben, wobei die verschiedenen Grauwerte durch das übereinanderdrucken mehrerer Zeichen erzeugt werden. Der Einsatz von speziellen Matrixdruckern ermöglicht eine feinere Grauwertabstufung und vereinfacht die Ausgabe von größeren Bildmatrizen; diese Geräte sind u.U. aber sehr teuer.

#### b) Experimentelle Verfahren

##### Vorverarbeitung

.....

- Neben der bereits im Gamma-11 System enthaltenen 9-Punkt-Glättung gibt es eine Vielzahl von mathematischen Filtern zur Beseitigung von Rausch-Störungen in der räumlichen Ebene (siehe z.B. <59,78>), deren Vorteile und Effektivität im Vergleich mit der 9-Punkt-Glättung zu überprüfen wären.

##### Auswertung

.....

- Von Liu et al. wurde in <50,75> ein Algorithmus beschrieben, mit dessen Hilfe der Verlauf der Organoberfläche in dreidimensionalen Organrekonstruktionen bestimmt werden konnte. Es wäre zu überprüfen, ob mit diesem oder mit ähnlichen Verfahren auch die Organkonturen in einer Bilddserie mit genügend hoher Bildfrequenz (so daß sich die Bildstruktur zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bildern nur gering verändert) ermittelt werden können, wenn man die dritte, räumliche Achse durch die Zeitachse ersetzt.

- Eine detaillierte Analyse der Herzdynamik ist mit den von Silverman et al. vorgeschlagenen Verfahren <104,105,120,121> möglich, bei denen die Bewegung eines Herzquerschnitts einer Fourier-Analyse unterzogen bzw. in Diagrammen gegen andere Meßgrößen dargestellt wurde. Da diese Methoden für die Auswertung von Röntgenbildserien entwickelt wurden, Szintigramme jedoch wesentlich schlechtere Ortsauflösung aufweisen (siehe Tab.3-1), ist zu untersuchen, wie klein das Meßfenster höchstens gewählt werden kann, und ob unter diesen Bedingungen noch eine sinnvolle Bewertung der regionalen Myokardumbewegung möglich ist.

- In KAPITEL 4 wurden mehrere Ansätze erwähnt, die zur mathematischen Simulation des Blutstroms durch das Herz entwickelt wurden, und mit deren Hilfe z.B. Aussagen über Herzklappenfehler und Herzscheidewand-Defekte möglich sind. Es erscheint mir interessant zu untersuchen, ob die Implementation - und u.U. Verfeinerung - eines solchen Modells eine Alternative zur unter a) vorgeschlagenen Analyse der zeitlichen Intensitätsverläufe darstellen würde. Auf der Basis solcher Erfahrungen wäre die Entwicklung weiterer Modelle zur Bestimmung anderer Funktionsparameter denkbar.

- Ein noch sehr neues Verfahren ist die Faktor-Analyse von zeitlichen Intensitätsverläufen. Die Auswirkungen der Organfunktion auf die einzelnen Faktoren sind dabei noch kaum bekannt. Insbesondere müßte dieser Zusammenhang sowie die Anwendbarkeit des Verfahrens für Herzuntersuchungen überprüft werden.

##### Ergebnisdarstellung

.....

- Die Verwendung einer größeren Anzahl von Farbstufen würde eine Verfeinerung der Darstellung bedeuten. Es sollte jedoch untersucht werden, in welchen Fällen eine derartige Erweiterung eine bessere Detaillierbarkeit liefert, und wann ein ähnlicher Effekt bereits durch Techniken der nichtlinearen Farbstufenverteilung erreicht werden kann.

## KAPITEL 7: ZUR METHODE DER LITERATURZUSAMMENSTELLUNG

### 7.1 Möglichkeiten der Literaturzusammenstellung

Zur Bearbeitung des Themas der Erfassung und Auswertung von zeitlichen Abläufen in medizinischen Bildern wurde eine umfangreiche Literatur ausgewertet. Für die Zusammenstellung der betreffenden Publikationen ist ein systematisches Vorgehen notwendig. Neben der Literatur, die eine Einführung in die Problematik des Themas (z.B. <30,97,127,138>) darstellt, sind - da das Thema die Anwendung der Informatik in der Medizin betrifft - zunächst solche Artikel und Bücher wichtig, in denen die medizinischen (z.B. <68,99,111,136>) und technischen (z.B. <6,19,73,74,129,138>) Grundlagen erklärt werden.

Für die eigentliche Literatursuche stehen mehrere Quellen zur Verfügung:

- Fachzeitschriften und Bücher, die sich mit der Anwendung von Datenverarbeitungsmethoden (z.B. Computer Programs in Biomedicine), mit den in der Röntgentechnik entwickelten Verfahren (z.B. Radiology, Journal of Nuclear Medicine) und mit speziellen Problemen der Diagnose von Herzkrankheiten (z.B. Cardiology, Circulation) beschäftigen,
- Dokumentation von Tagungen, auf denen über die neuesten Forschungsergebnisse auf den Gebieten der Bildverarbeitung und der medizinischen Informatik berichtet wird (z.B. Proceedings of the Fifth International Conference on Information Processing in Szintigraphy, Frankreich, 1975),
- die Literaturverzeichnisse der Publikationen,
- Informationsdienste (s.u.) und
- Nachschlagewerke (s.u.).

Geeignete Arbeiten sind dabei in der Informatik-Fachliteratur weniger häufig zu finden als in medizinischen Zeitschriften und Büchern, da die Medizin nur eines der Anwendungsgebiete der Informatik ist.

Eine wichtige Hilfe für eine Literatursuche sind die - über die Bibliotheken erreichbaren - Informationsdienste, die in Form von Datenbanken Angaben über Veröffentlichungen gespeichert haben. Bei Angabe von Schlagworten sowie - bei umfangreicheren Datenbanken - des interessierenden Erscheinungszeitraums erhält man Informationen über Titel, Autoren und Erscheinungsort von Publikationen, die die

betreffenden Fachbegriffe behandeln. In der Informatikbibliothek sind auf diese Weise alle in der Bibliothek vorhandenen Arbeiten in einem sogenannten Retrievalsystem zusammengefaßt. Umfassendere, überregionale Informationsdienste existieren für die medizinische Literatur, z.B. das

Deutsche Institut für medizinische Dokumentation und Information (DIMDI)  
Weißhausstr. 27  
5 Köln 41

Zusammen mit den Literaturhinweisen erhält man hier für einige Artikel auch eine Zusammenfassung des Inhalts. Wegen des großen Datenumfangs ist es erforderlich, den interessierenden Themenkreis sehr genau zu begrenzen, und den Erscheinungszeitraum einzuschränken. Ein ähnlicher Informationsdienst existiert speziell für das Gebiet der Nuklearmedizin:

Informationsdienst des  
Instituts für Nuklearmedizin  
Hindenburgdamm 30  
1000 Berlin 45

Von beiden Datenbanken erfuhre ich erst im fortgeschrittenen Stadium der Arbeit, so daß ich die sich dadurch bietenden Möglichkeiten für die Zusammenstellung der Literatur nicht in vollem Umfang ausnutzen konnte.

Für die Vervollständigung einer Literaturübersicht sind die in den Bibliotheken vorhandenen, mehrbändigen Katalogsysteme - die jährlich erscheinen - von Nutzen. Der "Science Citation Index" liegt in der Ärztlichen Zentralbibliothek aus und bietet eine - nach verschiedenen Kriterien geordnete - Übersicht über die in den wissenschaftlichen Zeitschriften mehrerer Fakultäten (u.a. der Medizin) erschienenen Artikel. Diese Veröffentlichungen sind zum einen nach Autoren ("Source Index"), zum anderen nach Themenkreisen ("Permuterm Subject Index") geordnet. Arbeiten, in denen ein bestimmter Artikel zitiert wurde, können mit Hilfe des "Citation Index" gefunden werden. Für meine Arbeit erwies sich das Katalogsystem nur bedingt als hilfreich, da in ihm nur die wichtigsten medizinischen Zeitschriften aufgeführt sind, die ich zum großen Teil bereits systematisch durchsucht hatte. Ein weiteres Nachschlagewerk, der "Cumulated Index Medicus", bietet - ähnlich wie der "Permuterm Subject Index" - ein nach Sachgruppen geordnetes Verzeichnis von Veröffentlichungen, die hier jedoch ausschließlich aus medizinischen Zeitschriften stammen. Das in der Informatik-Bibliothek

einsehbares Katalogsystem "Computer and Control Abstracts" enthält Inhaltsangaben der Artikel, die in den Zeitschriften aus der Informatik und aus den der Informatik verwandten Gebieten veröffentlicht wurden. Ein Autoren- sowie ein Themenkreis-Index sind hier ebenfalls vorhanden.

Die meisten Zeitschriften und Bücher können in den Bibliotheken des Instituts für Informatik und des DESY sowie in der Universitätsklinik Eppendorf, in der Ärztlichen Zentralbibliothek und in den Bibliotheken der Abteilung Radiologie einsehbar werden. Es erwies sich außerdem als sehr nützlich, frühzeitig an verschiedene Autoren selbst zu schreiben und, sie um Kopien ihrer neuesten Arbeiten zu bitten, da - insbesondere bei außereuropäischen Autoren - die entsprechenden Zeitschriften in manchen Fällen schwer zu bekommen sind.

Die Literaturzusammenstellung wurde im Herbst 1977 abgeschlossen. Die folgende Tabelle gibt eine Übersicht über die Forschungsinstitute, von denen die verschiedenen Arbeiten veröffentlicht wurden. Nicht aufgeführt sind reine Gerätebeschreibungen sowie Artikel, die sich ausschließlich mit der Erfassung und Auswertung statischer Bilder beschäftigen. Die Verteilung der Publikationen über die verschiedenen Institute ist nicht gleichmäßig, weil

- einige Arbeiten einen groben Abriss einer Methode wiedergeben, die aber nur bei Kenntnis der - von denselben Autoren verfaßten - Referenzliteratur verständlich ist;
- durch den Institutswechsel eines Autors sowie durch unterschiedliche Forschungsaktivitäten der verschiedenen Institute Verschiebungen entstehen;
- nicht alle vorhandenen Veröffentlichungen erwähnt sind, da insbesondere von ausländischen Fachzeitschriften nur eine beschränkte Auswahl in den Bibliotheken vorhanden ist.

## 7.2 Übersicht der Forschungsinstitute

INSTITUT	LAND	ARTIKEL NR.
Case Western Reserve University and University Hospitals, Cleveland, Ohio	U.S.A.	72, 70
Columbia University, College of Physicians and Surgeons, New York, New York	U.S.A.	63
Denver Veterans Administration Hospital & University of Colorado, Medical Center, Denver, Colorado	U.S.A.	69, 82, 123, 124
Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY & Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin, Universitätskrankenhaus Eppendorf & Radiologische Klinik, Universitätskrankenhaus Eppendorf, Hamburg	BRD	55, 86
Duke University, Medical Center, Durham, North Carolina	U.S.A.	36, 64, 65, 66, 130A
Harvard Medical School & Peter Bent Brigham Hospital, Boston, Massachusetts	U.S.A.	8, 60, 71
Johns Hopkins Medical Institutions, Baltimore, Maryland	U.S.A.	92, 93, 94, 126, 127, 128, 135
Kernforschungsanlage Jülich, Institut für Medizin & Institut für Angewandte Mathematik, Jülich	BRD	134
Krebsforschungszentrum Heidelberg, Institut für Nuklearmedizin & Universität Heidelberg, Institut für Medizin, Heidelberg	BRD	112
Laboratoire de Biophysique, Tours	Frankreich	61

INSTITUT	LAND	ARTIKEL NR.
Loma Linda University School of Medicine, Loma Linda, California	U.S.A.	62
Lund University Clinics, Malmö	Schweden	118
Massachusetts General Hospitals, Boston, Massachusetts	U.S.A.	4
Mayo Clinic, Biophysical Sciences Unit, Dep. of Nuclear Medicine, Rochester, Minnesota & State University of New York at Buffalo, Amherst, New York	U.S.A.	50
Mayo Clinic, Biophysical Sciences Unit, Dep. of Radiology, Rochester, Minnesota	U.S.A.	12, 83, 106
Mayo Graduate School of Medicine, Biophysical Sciences Unit, Rochester, Minnesota	U.S.A.	100
Medizinische Hochschule Hannover, Hannover	BRD	58
Mt. Sinai Medical Center, Miami Beach, Florida	U.S.A.	137
National Institutes of Health, Bethesda, Maryland	U.S.A.	2, 9, 15, 35
Rotterdamse Radio-Therapeutisch Instituut, Rotterdam	NL	34
Sloan-Kettering Institute, Division of Biophysics, New York, New York	U.S.A.	32
Städtisches Krankenhaus Passau, Abt. Radiologie, Passau	BRD	109
Stanford University School of Medicine, Stanford, California	U.S.A.	11

INSTITUT	LAND	ARTIKEL NR.
Tokyo Metropolitan Geriatric Hospital & IBM Scientific Center, Tokyo	Japan	132
UCLA Center for Health Sciences, Los Angeles, California	U.S.A.	16
Universität Bonn, Institut für klinische und experimentelle Nuklearmedizin, Bonn	BRD	70
Universität Düsseldorf, I. Med. Klinik, Düsseldorf	BRD	84
Universität und Katharinen- Hospital Stuttgart & Universität Kiel, Stuttgart, Kiel	BRD	29, 31, 51, 52, 53, 108, 133
Universität Ulm, Abt. Radiologie III, Ulm	BRD	1, 13, 14, 33,
Universität Zürich, Röntgendiagnostisches Zentral- institut, Zürich	Schweiz	107, 116
Universitätsklinik Göttingen, Nuklearmedizinische Abteilung, Göttingen	BRD	18, 30, 77
Universitätsklinik Homburg, Abt. Nuklearmedizin & Abt. für Innere Medizin III, Homburg	BRD	115
Universitätskinderklinik Kiel, Kardiologische Abteilung, Kiel	BRD	17, 22, 23, 24, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 48, 49, 72, 87, 88, 122
University of California, Donner Laboratory of Medical Physics & Lawrence Berkeley Laboratory, Berkeley, California	U.S.A.	I 20, 21, 90, I 91

INSTITUT	LAND	ARTIKEL NR.
University of California, Los Angeles, California	U.S.A.	I 25
University of California, School of Medicine, San Diego, La Jolla, California	U.S.A.	I 7, 103, 104, 105, 110, 119, 120, 121
University of California, Dep. of Radiology/Nucl. Med. Section, San Francisco, California	U.S.A.	I 117
University College Hospital, London & University of North Carolina, North Carolina	G.B. & U.S.A.	I 131
University of Maryland, Medical School, Baltimore, Maryland	U.S.A.	I 27
University of Miami School of Medicine, Jackson Memorial Hospital, Miami, Florida	U.S.A.	I 37
University of Minnesota Hospitals, Minneapolis, Minnesota	U.S.A.	I 10, 96
University of Pisa, Clinical Physiology Laboratory, Pisa	Italien	I 80, 81
University of Texas, Health Science Center, Dallas, Texas	U.S.A.	I 125
Vanderbilt University, Medical Center, Nashville, Tennessee	U.S.A.	I 98
Veterans Administration Hospitals, Hines, Illinois	U.S.A.	I 67
Washington University School of Medicine, Edward Mallinckrodt Institute of Radiology & the Biomedical Computer Laboratory, St. Louis, Missouri	U.S.A.	I 8, 89, 130

INSTITUT	LAND	ARTIKEL NR.
Yale University School of Medicine, New Haven, Connecticut & David Grant United States Air Force Medical Center, Travis Air Force Base, California	U.S.A.	I I I I I I I I I I I I

## LITERATUR

## LITERATURVERZEICHNIS

=====

## ABKÜRZUNGEN

-----

## Zeitschriften:

-----

- Am. J. Cardiol.
- Am. J. Roentgenol.
- Basic Res. Cardiol.
- Biomed. Tech.
- Br. Heart J.
- Br. J. Radiol.
- Cardiovasc. Im. Im. Proc.
- Circ.
- Circ. Res.
- Circ. Sup.
- Comp. Biomed. Res.
- Comp.
- Comp. Graph.
- Comp. Graph. Im. Proc.
- Comp. Mag.
- Diagn. Radiol.
- El. Med.
- Eur. J. Cardiol.
- Eur. J. Nucl. Med.
- Fortschr. Röntg. Nukl.
- IEEE Trans. Comput.
- Invest. Radiol.
- J. Nucl. Med.
- Med. Progr. Technol.
- New Engl. J. Med.
- Nucl. - Med.
- Phys. Med. Biol.
- Proc. Biom. Symp.
- Radiol.
- Semin. Nucl. Med.
- S. P. I. E.
- Thoraxchir. Vask. Chir.
- American Journal of Cardiology
- American Journal of Roentgenology
- Basic Research in Cardiology
- Biomedizinische Technik
- British Heart Journal
- British Journal of Radiology
- Cardiovascular Imaging and Image Processing, Theory and Practice
- Circulation
- Circulation Research
- Circulation / Supplement
- Computers and Biomedical Research
- Computers
- Computer Graphics, SIGGRAPH-ACM
- Computer Graphics and Image Processing
- Computer Magazine
- Diagnostic Radiology
- Elektro Medica, Siemens (deutsche Ausgabe)
- European Journal of Cardiology
- European Journal of Nuclear Medicine
- Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlung und der Nuklearmedizin
- IEEE Transactions on Computers
- Investigative Radiology
- Journal of Nuclear Medicine
- Medical Progress through Technology
- New English Journal of Medicine
- Nuclear Medicine
- Physics in Medicine and Biology Symposium
- Radiology
- Seminars in Nuclear Medicine
- Proceedings of the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers
- Thoraxchirurgie / Vaskuläre Chirurgie

## LITERATUR

## Bücher, Tagungsdokumentationen:

-----

## CNM

- Cardiovascular Nuclear Medicine, H.W. Strauss, B. Pitt, A.E. James (Hrsg.), C.V. Mosby Company, Saint Louis, 1974

## DIGBV

- Digitale Bildverarbeitung, H.-H. Nagel (Hrsg.), Springer Verlag, 1977

## DIR

- Densitometrie in der Radiologie, F. Heuck (Hrsg.), G.Thieme Verlag, 1973

## DPA

- Digital Picture Analysis, A. Rosenfeld (Hrsg.), Springer Verlag, 1976

## DSRM

- Proceedings of an International Symposium on Dynamic Studies with Radioisotopes in Medicine 1974, IAEA 1975

## INFPROC

- Information Processing 1971, Proceedings of IFIP Congress 1971, C.V. Freeman (Hrsg.), North-Holland Publishing Company, 1972

## INM

- Instrumentation in Nuclear Medicine, G.J. Hine, J.A. Sorenson (Hrsg.), Vol. 1 und 2, Academic Press, 1974

## INTAM

- 13th International Meeting of the Society of Nuclear Medicine, Copenhagen, Denmark, 1975

## IPS

- Information Processing in Scintigraphy: Proceedings of the Fifth International Conference, Orsay, France, 1975

## MPHYS

- Medizinische Physik in Forschung und Praxis, A. Kaul (Hrsg.), de Gruyter Verlag, 1976

## MRI

- Proceedings of an International Symposium on Medical Radionuclide Imaging 1976, IAEA 1977

## MRSC

- Medical Radioisotope Scintigraphy 1972, Proceedings of a Symposium, Monte Carlo, 1972, IAEA 1973

## PROCCADMI

- Proceedings of the Symposium on Computer-Aided Diagnosis of Medical Images, Coronado, California, 1976, IEEE Computer Society, 1976



## LITERATUR

- PROCNM
- Proceedings of Second Symposium on Sharing of Computer Programs and Technology in Nuclear Medicine, Oak Ridge, Tennessee, 1972
- PSANDIEGO
- Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium, Vol. 16, Academic Press, New York, 1977
- RCV
- Röntgen-, Cine and Videodensitometry, P.H. Heintzen (Hrsg.), G.Thieme Verlag, 1971

## LITERATUR

- <1> W.E.Adam, F.Bitter, H.Kampmann, G.Meyer - Grundsätzliche Aspekte der Funktionszintigraphie; INTAM, 1975, S.82.1
- <2> H.Agress, M.V.Green, D.R.Redwood, M.K.Hamcock, S.L.Bacharach, S.M.Levenson, G.di Chiro, G.S.Johnston, J.J.Bailey - Functional Imaging Methodology: Recent Clinical and Research Applications; IPS, 1975, S.189
- <3> P.O.Alderson, R.G.Jost, A.W.Strauss, S.Boonvisut, J.Markham - Radionuclide Angiocardiography: Improved Diagnosis and Quantitation of Left-to-Right Shunts Using Area Ratio Techniques in Children; Circ. 51, 1975, S.1136
- <4> H.M.Alpert, D.A.Chesler, C.A.Hurnham, K.A.McKusick, G.Pohost, R.E.Dinsmore, G.L.Brownell - Physical Aspects of Nuclear Ventriculography; IPS, 1975, S.127
- <5> J.Ambrose - Computerized Transverse Axial Scanning (Tomography): Part 2: Clinical Application; Br.J.Radiol. 46, 1973, S.1023
- <6> H.G.Anger - Tomography and Other Depth-Discrimination Techniques; IMM Vol.2, 1974, S.61
- <7> W.L.Ashburn, H.R.Schelbert - Review of Radionuclide Techniques for the Evaluation of Regional Myocardial Perfusion and Ventricular Function in Patients with Ischaemic Heart Disease; MRI, 1977, S.215
- <8> J.Askenzi, D.S.Ähnberg, E.Kornfeld, C.G.LaFarge, D.L.Maltz, S.Treves - Quantitative Radionuclide Angiocardiography: Detection and Quantitation of Left to Right Shunts; Am.J.Cardiol. 37, 1976, S.302
- <9> S.L.Bacharach, M.V.Green, J.S.Borer, M.A.Bouglas, H.G.Ostrow, G.S.Johnston - A Real-Time System for Multi-Frame Gated Cardiac Studies; J.Nucl.Med. 18, 1977, S.79
- <10> I.Bernnek, H.Moore, S.Kin, A.Formannek, K.Amplatz - Comparison of Ejection Fraction Calculated by Nine Different Volume Calculation Methods; Radiol. 120, 1976, S.653

## LITERATUR

- <11> T. Berndt, E.L. Alderman, R. Washich, S.C. Hsieh, D.C. Van Dyke, D.C. Harrison  
- Evaluation of a Portable Radionuclide Method for Measurement of Left Ventricular Ejection Fraction and Cardiac Output; J. Nucl. Med. 16, 1975, S. 289
- <12> G. von Bernuth, A.G. Tsakiris, E.H. Wood  
- Quantitation of Experimental Aortic Regurgitation by Roentgen Videodensitometry; Am. J. Cardiol. 31, 1973, S. 265
- <13> F. Bitter, W.E. Adam  
- Fast Data Acquisition with a Camera-Computer-System; PROCNM, 1972, S. 377
- <14> F. Bitter, W.E. Adam  
- A Data Acquisition and Processing System for Rapid Dynamic Investigations with a Scintillation Camera; MRSC Vol. 1, 1973, S. 443
- <15> J.S. Borer, S.L. Bacharach, M.V. Green, K.M. Kent, S.E. Epstein, G.S. Johnston  
- Real-Time Radionuclide Cineangiography in the Noninvasive Evaluation of Global and Regional Left Ventricular Function at Rest and During Exercise in Patients with Coronary-Artery Disease; New. Engl. J. Med. 296, 1977, S. 839
- <16> V.B. Bosnjakovic, L.R. Bennett, L.D. Greenfield, W.R. Vincent  
- Dual-Isotope Method for Diagnosis of Intracardiac Shunts; J. Nucl. Med. 14, 1973, S. 514
- <17> R. Brennecke, T.K. Brown, J. Bürsch, P.H. Heintzen  
- Computerized Video-Image Preprocessing with Applications to Cardio-Angiographic Roentgen-Image Series; DIGBV, 1977, S. 244
- <18> H.P. Breuel, D. Emrich, H. Luig  
- Der Einfluß biologischer Faktoren bei der Funktionsdiagnostik des Herzens; Fortschr. Röntg. Nukl. 125, 1975, S. 18
- <19> E.U. Buddemeyer, T.G. Mitchell  
- Principles for Cardiovascular Nuclear Medicine; Instrumentation; CNM, 1074, S. 9
- <20> T.F. Budinger  
- Clinical and Research Quantitative Nuclear Medicine System; MRSC Vol. 1, 1973, S. 501
- <21> T.F. Budinger  
- Three-Dimensional Imaging of the Myocardium with Isotopes; Cardiovasc. Im. Proc. 72, 1976, S. 263

## LITERATUR

- <22> J. Bürsch, P.H. Heintzen  
- Methoden und Ergebnisse der Röntgendensitometrie in der Kardiologie; DIR, 1973, S. 137
- <23> J. Bürsch, P.H. Heintzen, R. Simon  
- Videodensitometric Studies by a New Method of Quantitating the Amount of Contrast Medium; Eur. J. Cardiol. 1, 1974, S. 437
- <24> J. Bürsch, R. Johns, H. Kirbach, C. Schnüren, P. Heintzen  
- Accuracy of Videodensitometric Flow Measurement; RCV, 1971, S. 119
- <25> Z.H. Cho, M.B. Cohen, M. Singh, L. Eriksson, J. Chan, N. MacDonald, L. Spolter  
- Performance and Evaluation of the Circular Ring Transverse Axial Positron Camera; MRI, 1977, S. 269
- <26> C.K. Chow, T. Kaneko  
- Boundary Detection of Radiographic Images by a Threshold Method; INFPROC Vol. 2, 1972, S. 1530
- <27> M. Cooper  
- Myocardial Imaging - an Overview; CNM, 1974, S. 149
- <28> J.R. Corfield  
- Development of a Fast Image Enhancement Filter for Routine Use; INTAM, 1975, S. 72.1
- <29> D. Decker, E. Epple, G. Polony  
- Gefäßdensitometrie mit der Datenverarbeitungsanlage; DIR, 1973, S. 159
- <30> D. Emrich (Hrsg.)  
- Nuklearmedizinische Funktionsdiagnostik; G. Thieme Verlag, 1971
- <31> E. Epple, D. Decker, F. Heuck  
- Meß- und Auswerteverfahren der Röntgendensitometrie mit einer Datenverarbeitungsanlage; Fortschr. Röntg. Nukl. 120, 1974, S. 345
- <32> J. Fried  
- Use of Computers for Dynamic Radionuclide Studies; INM Vol. 2, 1974, S. 263
- <33> H. Geffers, G. Meyer, F. Bitter, W.E. Adam  
- Analysis of Heart Function by Gated Blood Pool Investigations (Camera-Cinematography); IPS, 1975, S. 462
- <33A> B.K. Gilbert, M.T. Storma, C.E. James, L.W. Hobrock, E.S. Yang, K.C. Ballard, E.H. Wood  
- A Real-time Hardware System for Digital Processing of Wide-Band Video Images; IEEE Trans. Comput. C-25, 1976, S. 1089

## LITERATUR

- <34> C.N. de Graaf - Automatic Selection of Regions of Interest in Scintigraphic Images; MRSC Vol.1, 1973, S.589
- <35> M.V.Green, H.G.Ostrow, M.A.Douglas, R.W.Myers, P.N.Scott, J.J.Bailey, G.S.Johnston - High Temporal Resolution ECG-gated Scintigraphic Angiocardiography; J.Nucl.Med. 16, 1975, S.95
- <36> R.P.Grenier, M.A.Bender, R.H.Jones - A Computerized Multi-Crystal Scintillation Gamma Camera; INM Vol.2, 1974, S.101
- <37> M.W.Groch, S.Gottlieb, S.M.Mallon, A.Miaie - A New Dual Probe System for the Rapid Bedside Assessment of Left Ventricular Function; J.Nucl.Med. 17, 1976, S.930
- <38> C.A.Harlow, S.J.Dwyer III, G.Lodwick - On Radiographic Image Analysis; DPA, 1976, S.65
- <39> P.H.Heintzen - Moderne Diagnostische Methoden in der kardiologie; Thoraxchir.Vask.Chir. 18, 1970, S.1
- <40> P.H.Heintzen - Videodensitometry with Pulsed Radiation; RCV, 1971, S.46
- <41> P.H.Heintzen, R.Brennecke, J.Bürsch, P.Lange, V.Malerczyk, K.Moldenhauer, D.Ohnasch - Automated Video-Angiocardiographic Image Analysis; Comp.Maf. 5, 1975, S.55
- <42> P.H.Heintzen, J.Bürsch, R.Simon, A.Vessel - Videodensitometrie; Angiographie und ihre Neuesten Erkenntnisse, K.E.Loose (Hrsg.), de Gruyter, 1975, S.198
- <43> P.H.Heintzen, J.Bürsch (Hrsg.) - Röntgen-Video-Techniques for Dynamic Studies of Structure and Function of the Heart and Circulation; G.Thieme Verlag, 1978
- <44> P.H.Heintzen, V.Malerczyk, J.Pilarczyk - A Videometric Technique for Automated Processing of Pressure-Volume-Diagrams; Comp.Biomed.Res. 4, 1971, S.468
- <45> P.H.Heintzen, V.Malerczyk, J.Pilarczyk - Neue Verfahren zur Videodensitometrie und Videometrie; DIR, 1973, S.25

## LITERATUR

- <46> P.H.Heintzen, P.Lange, V.Malerczyk, J.Pilarczyk - Methods for the Analysis of Angio-Cardiographic Data: Quantitation in Cardiology, H.A.Snellens et al. (Hrsg.), University Press, Leiden, 1972, S.179
- <47> P.H.Heintzen, K.Moldenhauer - The X-Ray Absorption by Contrast Material: Theoretical Considerations; RCV, 1971, S.73
- <48> P.H.Heintzen, K.Moldenhauer, P.Lange - Three-Dimensional Computerized Contraction Pattern Analysis; Eur.J.Cardiol. 1, 1974, S.229
- <49> P.H.Heintzen, J.Pilarczyk - Videodensitometry with Contoured and Controlled Windows; RCV, 1971, S.56
- <50> G.T.Herman, H.K.Liu - Dynamic Boundary Surface Detection; PROCCADMI, 1976, S.27
- <51> F.Heuck, K.Vanselow - Methodik und Möglichkeit einer Densitometrischen Kreislaufanalyse; Fortschr.Röntg.Nucl. 112, 1970, S.69
- <52> F.Heuck, K.Vanselow - Die radiologisch-densitometrische Analyse der Blutströmung und Gewebdurchblutung; Biomed.Tech. 16, 1971, S.51
- <53> F.Heuck, K.Vanselow - Möglichkeiten und Informationswert der Cine-densitometrie; DIR, 1973, S.179
- <54> G.J.Hine, J.J.Erickson - Advances in Scintigraphic Instruments; INM Vol.2, 1974, S.1
- <55> K.H.Höhne, M.Böhm, W.Erbe, G.C.Nicolae, G.Pfeiffer, B.Sonne - Computer Angiography - A New Tool for X-Ray Functional Diagnostics; Med.Progr.Technol. 6, 1978, S.23
- <56> B.L.Holman - Selective Uptake of Radiopharmaceuticals by Acutely Infarcted Myocardium; CMI, 1974, S.226
- <57> G.N.Hounsfield - Computerized Transverse Axial Scanning (Tomography): Part 1: Description of System; Br.J.Radiol. 46, 1973, S.1016
- <58> H.Hundeshagen, S.Geisler, P.Dittmann, P.Lichtlen, H.J.Engel - Quantitative Scintigraphic Display of Myocardial Blood Flow; Eur.J.Nucl.Med. 1, 1976, S.107

## LITERATUR

- <59> W.A.Hunt, H.G.Meder, P.Pistor, G.Walch, W.J.Lorenz, H.Luig, P.Schmidlin, H.G.Schmitt  
- Digital Processing of Scintigraphic Images; IBM Publication/Wissenschaftl. Zentrum Heidelberg No.70.03.001, 1970
- <60> J.D.Idoine, B.L.Holman, A.G.Jones, R.J.Schneider, K.L.Schroeder, R.E.Zimmerman  
- Quantification of Flow in a Dynamic Phantom Using Rb-81/Kr-81m and a NaJ-Detektor; J.Nucl.Med. 18, 1977, S.570
- <61> R.Itti, T.Planioi, A.Pellois  
- Cardiac Functional Imaging from Cine-scintigraphic Data; IPS, 1975, S.174
- <62> C.Jansen, G.M.Grames, M.P.Judkins  
- Myocardial Bloodflow in Man - Albumin Microsphere Technique; CNM, 1974, S.211
- <63> L.L.Johnson, K.Ellis, D.Schmidt, M.B.Weiss, P.J.Cannon  
- Volume Ejected in Early Systole; Circ. 52, 1975, S.378
- <64> R.H.Jones, B.B.Bates, J.K.Goodrich, C.C.Harris  
- Basic Considerations in Computeruse for Dynamic Quantitative Radionuclide Studies; PROCNM, 1972, S.133
- <65> R.H.Jones, R.B.Klaphaak, D.C.Sabiston  
- Anatomic Resolution in Dynamic Radionuclide Studies by Computer Identification of Radioactivity Fluctuation with Time; PROCNM, 1972, S.151
- <66> R.H.Jones, P.M.Scholz  
- Data Enhancement Techniques for Radionuclide Cardiac Studies; MRI, 1977, S.255
- <67> E.Kaplan, G.Hochner, W.E.Barnes, J.S.Arnold, S.Shpouka, L.W.Mayron, L.Frazin  
- Dual-Channel Facilitation of the Tc-99m-Radiocardiogram; J.Nucl.Med. 16, 1975, S.789
- <68> W.D.Keidel (Hrsg.)  
- Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie; G.Thieme Verlag, 1973
- <69> D.L.Kirch, C.E.Metz, P.P.Steele  
- Quantitation of Valvular Insufficiency by Computerized Radionuclide Angiocardiology; Am.J.Cardiol. 34, 1974, S.711
- <70> R.Knopp, H.-P.Breuel  
- Funktionsszintigraphie des Herzens mit dem Bonner System III; El.Med. Heft 1/1978, S.6

## LITERATUR

- <71> D.Kurtz, D.S.Ahnberg, M.Freed, C.G.laFarge, S.Treves  
- Quantitative Radionuclide Angiocardiology: Determination of Left Ventricular Ejection Fraction in Children; Br.Heart J. 38, 1976, S.966
- <72> P.Lange, D.Onnaseh, K.Molchenhauer, V.Malerczyk, F.Farr, G.Huettig, P.H.Heintzen  
- The Analysis of Size, Shape, and Contraction Pattern of the Right Ventricle from Angiocardiograms; Eur.J.Cardiol. 4/Sup. 1974, S.153
- <73> T.Laubenberger  
- Leitfaden der medizinischen Röntgentechnik; Deutscher Ärzte-Verlag, Fachtaschenbuch Nr.8, 1975
- <74> R.Lenk, M.Gellert (Hrsg.)  
- Fachlexikon ABC Physik, Band I u. II; Verlag H.Deutsch, 1974
- <75> H.K.Liu  
- Two- and Three-Dimensional Boundary Detection; Comp.Graph.Im.Proc. 6, No.2, 1977, S.123
- <76> F.H.Low  
- Basic Considerations in Nuclear Instrumentation; INM Vol.1, 1974, S.29
- <77> H.Luig, D.Empich, H.P.Breuel, S.Domowitz, H.Siebert  
- Nuklearmedizinische Untersuchungen am zentralen Kreislauf; MPHS, 1976, S.513
- <78> W.J.MacIntyre  
- Advances in Data-Processing Techniques; MRSC Vol.1, 1973, S.421
- <79> W.J.MacIntyre, R.E.Botti, Y.Ishii, T.S.Houser  
- Localization of Heart Chambers by Temporal and Spatial Analysis for Regional Myocardial Blood Flow Measurements; PROCNM, 1972, S.253
- <80> A.Maseri  
- Regional Myocardial Blood Flow in Man - Evaluation of Drugs; CNM, 1974, S.163
- <81> A.Maseri, P.Mancini, A.Pesola, A.L.Abbate, R.Bedini, P.Pisani, C.Micheassi, C.Contini, M.Marziilli, D.M. de Nes  
- Method for the Study of Regional Myocardial Perfusion in Patients with Atherosclerotic Coronary Artery Disease; Nucl.-Med. 15, 1976, S.1

## LITERATUR

- <82> C.E.Metz, D.L.Kirch, P.P.Steele  
- A Mathematical Model for Determination of Cardiac Regurgitant and Ejection Fraction from Radioisotope Angiocardiograms;  
Phys.Med.Biol. 20, 1975, S.531
- <83> K.Miyazawa, H.C.Smith, E.H.Wood, A.A.Bove  
- Roentgen Videodensitometric Determination of Left to Right Shunts in Experimental Ventricular Septal Defect;  
Am.J.Cardiol. 31, 1973, S.627
- <84> K.L.Neuhaus, H.R.Schelbert, H.W.Niessen, P.Spiller, H.Kreuzer  
- Die Verkürzungsgeschwindigkeit als Maß der Myokardiumfunktion bei koronarer Herzerkrankung;  
Thoraxchir.Vask.Chir. 21, 1973, S.305
- <85> H.-E.Niekrens  
- Diplomarbeit: Analyse, Berechnung und Korrektur von Bildstörungen bei Gammakameraaufnahmen;  
Interner Bericht, DESY F58-74/1, 1974
- <86> G.C.Nicolae, K.H.Höhne  
- Digital Video System for Real-Time Processing of Image Series;  
Interner Bericht, DESY DV-78/02, April 1978, einzureicht an IEEE Transactions on Computers
- <87> P.Osypka  
- New Techniques for Processing Medical Videoseignals and Handling of Reference Data on Videodisc Recording;  
RCV, 1971, S.61
- <88> P.Osypka  
- Technik der Videodensitometrie;  
DIR, 1973, S.48
- <89> J.A.Parker, R.Secker-Walker, R.Hill, B.A.Sierel, E.J.Potchen  
- A New Technique for the Calculation of Left Ventricular Ejection Fraction;  
J.Nucl.Med. 13, 1972, S.649
- <90> H.Parker, P.M.Weber, D.C.van Dyke, H.Davies, P.Steele, R.Sullivan  
- Evaluation of Central Circulatory Dynamics with the Radionuclide Angiocardiogram;  
CMM, 1974, S.67
- <91> H.G.Parker, D.van Dyke, F.T.Boham, A.A.Vindson  
- Analog and Digital Simulation of the Radiocardiogram;  
DSRM, 1975, S.173
- <92> B.Pitt, F.Riro, H.W.Strauss  
- Scintiphotographic Evaluation of Left Ventricular Function in Man;  
CMM, 1974, S.121

## LITERATUR

- <93> B.Pitt, H.W.Strauss  
- Myocardial Imaging in the Noninvasive Evaluation of Patients with Suspected Ischemic Heart Disease;  
Am.J.Cardiol. 37, 1976, S.797
- <94> B.Pitt, H.W.Strauss  
- Evaluation of Ventricular Function by Radioisotopic Technics;  
New Engl.J.Med. 296, 1977, S.1097
- <95> S.M.Pizer, G.L.Brownell, D.A.Chesler  
- Scintigraphic Data Processing;  
INM Vol.2, 1974, S.229
- <96> R.A.Ponto, M.E.Goldberg, M.K.Loken  
- Investigation of Cardiac Dynamics Using a Scintillation Camera and Dedicated Computer;  
PROCNM, 1972, S.185
- <97> K.Preston  
- Computer Processing of Biomedical Images;  
Comp. 6, 1976, S.54
- <98> R.R.Price, A.B.Prill, T.Graham, D.Ivancevic, D.Lindstrom, J.Nelson, T.Rhea, J.Patton, C.Smith, G.C.Friesinger  
- Analysis of Cardiac Function and Regional Myocardial Blood Flow Using Radioisotopic and Radiographic Images;  
IPS, 1975, S.136
- <99> W.Pschyrembel  
- Klinisches Wörterbuch;  
de Gruyter Verlag, 1972
- <100> R.A.Robb, E.L.Ritman, J.F.Greenleaf, R.E.Sturm, G.T.Herman, P.A.Chevalier, H.K.Liu, E.H.Wood  
- Quantitative Imaging of Dynamic Structure and Function of the Heart, Lungs and Circulation by Computerized Reconstruction and Subtraction Methods;  
Comp.Graph. 10, 1976, S.246
- <101> A.Rosenfeld  
- Picture Processing by Computer;  
Academic Press, 1969
- <102> A.Rosenfeld, A.C.Kak  
- Digital Picture Processing;  
Academic Press, 1976
- <103> L.Rosen, N.R.Silverman  
- Videodensitometric Measurements of Blood Flow Using Crosscorrelation Techniques;  
Radiol. 109, 1973, S.305
- <104> L.Rosen, N.R.Silverman  
- Applications of Videodensitometry to Quantitative Radiological Measurements in Medicine;  
S.P.I.E. 40, 1973, S.60

## LITERATUR

- <105> L. Rosen, N.R. Silverman, - Segmental Myocardial-Motion Analysis  
C.B. Higgins Using Videodensitometry: A Phase-space Vector Display for Observing Changes in Cardiac Performance; Proc. Biom. Symp. 15, 1976, S. 299
- <106> P.E. Rueggsegger, - Performance of a Cylindrical CT  
E.L. Ritman, E.H. Wood Scanning System for Dynamic Studies of the Heart and Lungs; PSANDIEGO, 1977, S. 143
- <107> W. Rutishauser - Durchflußmessungen im intakten Organismus; DIR, 1973, S. 170
- <108> L. Saackel, W.H. Bloss - Elektronische Methoden in der Röntgenbildverarbeitung; DIR, 1973, S. 56
- <109> N. Schad - Nontraumatic Assessment of Left Ventricular Wall Motion and Regional Stroke Volume After Myocardial Infarction; J. Nucl. Med. 18, 1977, S. 333
- <110> H.R. Schelbert, - Serial Measurements of Left Ventricular Ejection Fraction by Radionuclide Angiocardiology Early and Late After Myocardial Infarction; Am. J. Cardiol. 38, 1976, S. 407
- <111> G. Schettler (Hrsg.) - Innere Medizin, Band I; G. Thieme Verlag, 1969
- <112> P. Schmidlin, J. Clorius, - Evaluation of Dynamic Studies by R. Kubesch, K. Dreikorn Means of Factor Analysis; MRI, 1977, S. 397
- <113> P. Schmidlin, F. Rösel - Application of Factor Analysis for Scintigraphic Picture Processing; IPS, 1975, S. 80
- <114> P. Schmidlin, - Qualitätskriterien der faktor-analytischen Bildbearbeitung in der Szintigraphie; INTAM, 1975, S. 71.1
- <115> P. Schneider, - Radiocardiographische Größenbestimmung von Links-Rechts-Shunts; G. Brill, E. Oberhausen INTAM, 1975, S. 63.1
- <116> M. Schönbeck, - Methodik der quantitativen Cine-angiokardiographie; J. Wellauer Fortschr. Röntg. Nukl. 121, 1974, S. 673

## LITERATUR

- <117> D.M. Shames - A General Logical Structure for Quantitative Analysis of Radiocardiographic Data; IPS, 1975, S. 246
- <118> N.R. Silverman - Videometry of Blood Vessels; Radiol. 101, 1971, S. 597
- <119> N.R. Silverman, - A Videodensitometer for Blood Flow Measurements; Br. J. Radiol. 46, 1973, S. 594
- <120> N.R. Silverman, L. Rosen, - Cardiac Wall Motion Analysis Using Videodensitometry: A Time-Modulated Vector Display for Evaluation of Cardiac Performance; Invest. Radiol. 9, 1974, S. 262
- <121> N.R. Silverman, L. Rosen, - Myocardial Wall Motion Evaluation Using Amplitude Frequency Spectral Analysis; Invest. Radiol. 10, 1975, S. 124
- <122> R. Simon, C. Callesen, - Bestimmung der Regurgitationsfraktion von Pulmonalinsuffizienzen durch videodensitometrische Indikator-mengenmessungen; Basic Res. Cardiol. 68, 1973, S. 509
- <123> P. Steele, D. Kirch, - Measurement of Left Heart Ejection Fraction and End-Diastolic Volume by a Computerized, Scintigraphic Technique Using a Wedged Pulmonary Arterial Catheter; Am. J. Cardiol. 34, 1974, S. 179
- <124> P. Steele, M. LeFree, - Measurement of Left Ventricular Mean Circumferential Fiber Shortening Velocity and Systolic Ejection Rate by Computerized Radionuclide Angiocardiology; Am. J. Cardiol. 37, 1976, S. 388
- <125> E.M. Stokely, R.W. Parkey, - Computer Processing of Tc-99m- S.E. Lewis, L.M. Buja, Phosphate Myocardial Scintigrams; F.J. Bonte, J.T. Willerson IPS, 1975, S. 164
- <126> H.W. Strauss - Detection and Quantification of Intracardiac Shunts; CNM, 1974, S. 128
- <127> H.W. Strauss - Cardiovascular Nuclear Medicine: A New Look at an Old Problem; Radiol. 121, 1976, S. 257

## LITERATUR

- <128> H.W. Strauss, B. Pitt  
- Common Procedures for the Noninvasive Determination of Regional Myocardial Perfusion, Evaluation of Regional Wall Motion and Detection of Acute Infarction;  
Am.J.Cardiol. 38, 1976, S.731
- <129> M.M. Ter-Pogossian  
- Basic Principles of Computed Axial Tomography;  
Semin.Nucl.Med. 7, 1977, S.100
- <130> M.M. Ter-Pogossian,  
E.S. Weiss, R.E. Coleman,  
B.E. Sobel  
- Computed Tomography of the Heart;  
Am.J.Roentgenol. 127, 1976, S.79
- <130A> H.K. Thompson,  
C.F. Starmer, R.E. Whalen,  
H.D. McIntosh  
- Indicator Transit Time Considered as a Gamma Variate;  
Circ.Res. 14, 1964, S.502
- <131> A.E. Todd-Pokropek,  
S.M. Pizer  
- Displays in Scintigraphy;  
MRI, 1977, S.505
- <132> H. Toyama, M. Iio,  
J. Iisaka, K. Chiba,  
H. Yamada, K. Matsui,  
Y. Hoshi, M. Fuse  
- Color Functional Images of the Cerebral Blood Flow;  
J.Nucl.Med. 17, 1976, S.953
- <133> K. Vanselow, F. Heuck,  
H.K. Deininger  
- Neue Grundlagen und Theorien zur Verbesserung der Angio-Cine-Densitometrie;  
Teil I: Fortschr. Röntg.Nucl. 122, 1975, S.453  
Teil II: Fortschr. Röntg.Nucl. 123, 1975, S.268  
Teil III: Fortschr. Röntg.Nucl. 123, 1975, S.358  
Teil IV: Fortschr. Röntg.Nucl. 123, 1975, S.468
- <134> K. Vyska, M. Profant,  
C. Freundlieb, H. Schicha,  
A. Höck, V. Becker,  
L.E. Feinenderen  
- Die theoretische Analyse minimaler kardialer Transitzeiten und die Messung der ventrikulären Ejektionsfraktion;  
INTAN, 1975, S.91.1
- <135> H.N. Wagner,  
T.K. Natarajan,  
L.G. Knowles, C.E. McEwan  
- Practical Applications of the Radionuclide Imaging;  
MRS Vol.1, 1973, S.459
- <136> R. Warwick, P.L. Williams  
(Hrsg.)  
- Gray's Anatomy;  
Longman Group Ltd., 1973
- <137> D.D. Watson, J.P. Neilson,  
S. Gottlieb  
- Clinical Application of Computers - Nuclear Anriocardiography;  
PROCHR, 1972, S.169

## LITERATUR

- <138> K.z. Winkel  
- Nuklearmedizin;  
Springer-Verlag, 1975
- <139> S.S. Yang, L.G. Bentivoglio, V. Maranhao,  
H. Goldberg  
- From Cardiac Catheterization Data to Hemodynamic Parameters;  
F.A. Davis Company, Philadelphia, 1972
- <140> B.L. Zaret, N.D. Martin,  
M.D. Flamm  
- Myocardial Imaging for the Non-Invasive Evaluation of Regional Perfusion at Rest and After Exercise;  
CNM, 1974, S.181
- <141> Tagungsdokumentation (2 Bände) der BIOSIGMA  
International Conference on Signals and Images in Medicine and Biology;  
Paris, 24-28 April 1978
- <142> Gamma-11 Operator's Guide,  
Order No. DEC-11-MGOGA-A-D;  
Digital Equipment Corporation,  
Maynard Massachusetts, 1976

ANHANG: KURZBESCHREIBUNG DES GAMMA-11 SYSTEMS  
 =====

A.1 Technische Konfiguration  
 -----

In der Abteilung Nuklearmedizin der Universitätsklinik Eppendorf ist seit Mai 1977 - zusätzlich zu zwei anderen Geräten - eine Großfeld-Szintillationskamera (Detektordurchmesser 37.5 cm) der Firma Nuclear Enterprises mit angeschlossenem Prozeßrechner (PDP11, Digital Equipment Corporation (DEC)) in Betrieb. Zum Rechner (28K frei verfügbare Adressen, zusätzlich 4K Registeradressen, die hauptsächlich vom Betriebssystem benutzt werden) gehören

- zwei Wechselpplatten-Einheiten,
- ein Teletype (TTY),
- zwei Bildschirm-Terminals,
- ein "Steuerknüppel" (joystick) zur Steuerung eines Fadenkreuzes auf einem der Sichtgeräte.

Die Magnetplatten haben eine Kapazität von je 2400K Byte; dabei ist der Speicherplatz in Datenworte strukturiert (1 Datenwort=16 Bits), von denen jeweils 300 zu einem Block zusammengefaßt werden. Auf einer Platte (der Systemplatte) sind das Betriebssystem (RT-11) sowie Programme zur Datenaufnahme und -analyse (s.u.) untergebracht, die zusammen ca. 2/3 der Speicherkapazität einnehmen. Der übrige Platz steht für die Speicherung der Daten (eine Bildmatrix belegt bis zu 33 Blöcke; davon ein Block für die Bildidentifikation) und weiterer Programme zur Verfügung.

Zusammen mit der Rechenanlage wurde ein von der Firma DEC erstelltes Programmpaket - das "Gamma-11 System" - erworben, das in Assembler (MACRO) geschrieben ist und mit dessen Hilfe u.a. die Registrierung und Analyse von Szintigrammserien dynamischer Vorgänge mit dem Computer möglich ist (vergl. <142>). Die Rechnerbefehle werden über den TTY, die Gamma-11 Kommandos über die Sichtgeräte eingegeben, wobei für die Datenausgabe bestimmte Farbmonitore vom TTY aus bedient wird. Auf diese Weise können die Aufnahmeparameter unabhängig von einer parallel stattfindenden Datenanalyse eingetippt werden (s.u.).

Mit der Gamma-Kamera selbst ist es möglich, - unabhängig vom Rechner - die Szintigramme in unterschiedlicher Vergrößerung und Aufnahmeelänge auf Polaroid-Bildern und Röntgenfilm zu registrieren.

A.2 Aufnahme von Bildserien  
 -----

Die Aufnahme von Szintigrammen erfolgt mit Hilfe der Gamma-Kamera, deren Einkristall-Detektor bei Herzaufnahmen (mit einem konvergierenden Kollimator) im Fokus (d.h. im Herz) ein räumliches Auflösungsvermögen von ca. 1.4 cm hat. Der Kamerakopf ist sowohl horizontal und vertikal verstellbar als auch drehbar; die Luke des aufgenommenen Objekts im Aufnahmefeld wird auf einem zur Kamera gehörigen Oszillographenschirm kontrolliert.

Den Transport der zu speichernden Daten in den Rechner besorgt ein Analog/Digital-Wandler und ein schneller Datenbus. Durch beide wird die Totzeit des Kamera/Computer-Systems so verlängert - die Totzeit der Szintillationskamera allein beträgt ca. 8 µsek -, daß maximal 3000 Ereignisse/sek registriert werden können.

Das Gamma-11 System hat zwei Aktionsebenen, d.h. Programme können

- im Vordergrund (foreground) oder
- im Hintergrund (background)

laufen. Die Registrierung von Bildern ist im Prinzip in beiden Ebenen möglich (im Hintergrund allerdings nur dann, wenn der Vordergrund nicht aktiv ist), die Datenanalyse jedoch nur im Hintergrund. Die Datenaufnahme im Vordergrund bietet dabei den Vorteil, daß im Hintergrund gleichzeitig Programme zur Bildbearbeitung, Systemroutinen oder andere, vom Benutzer geschriebene Programme gestartet werden können. Priorität hat immer die im Vordergrund stattfindende Datenaufnahme.

Der Vordergrund wird über ein alphanumerisches Datensichtgerät, der Hintergrund über den Farbmonitor gesteuert. Nach Initiierung des Vorder- bzw. Hintergrunds erscheint auf dem jeweiligen Sichtgerät eine Tabelle der Funktionen, die anschließend ausgeführt werden können; das sogenannte "Menue":



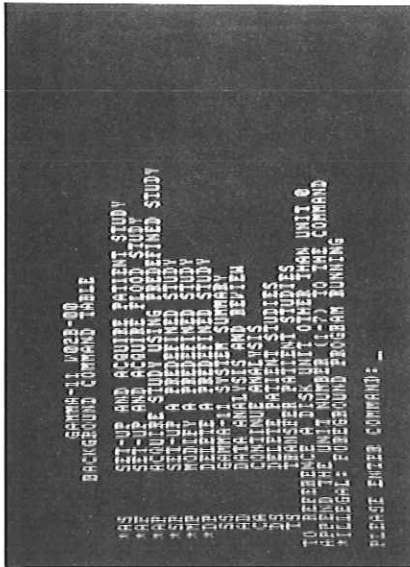


Abb. 1: Das Menu des Gamma-11 Systems. Die Tabelle gilt für Vorder- und Hintergrund. Die letzten vier Kommandos betreffen die Bildauswertung und sind daher nur im Hintergrund ausführbar.

Vor der Aufnahme werden - über den Bildschirm - einige Parameter abgefragt, die für die spätere Identifikation der Szintigramme wichtig sind, z.B.

- Patientendaten,
- aufgenommenes Organ und Aufnahmeposition,
- Typ und Dosis des injizierten Radionuklids,
- Rotationsparameter (um jeweils die gleiche Lage des Patienten im Verhältnis zum Detektor zu garantieren; diese Parameter können noch während der Analyse korrigiert werden),
- Aufnahmetyp und zugehörige Spezifikationen.

Dynamische Bildserien können mit dem Gamma-11 System

- im Histogramm-Modus oder
  - im Sequenz-Modus
- gespeichert werden. Die Spezifikationsparameter für beide

Aufnahmetypen sowie ihre Auswirkungen auf die im Hintergrund laufenden Programme sind unterschiedlich.

Nach Beendigung einer Aufnahme meldet sich das System mit einem akustischen Signal und dem Abspielen des Menues. Jeder Aufnahmefall wird in einem zusammenhängenden Datensatz (File) auf der Platte abgelegt. Diese Datensätze können im Hintergrund bzw. außerhalb des Gamma-11 Systems mit Systemprogrammen transportiert oder gelöscht sowie zusammengeschoben werden (um den freien Speicherplatz zu optimieren). Weiterhin ist es möglich, zusammen mit den Aufnahmeparametern oder - nachträglich - bei der Analyse, Kommentare einzufügen.

A.2.1 Möglichkeiten der Datenaufnahme

i) Bildregistrierung im Histogramm-Modus

Für Aufnahmen im Histogramm-Modus (dynamic study) stehen 32x32- und 64x64- Matrizen zur Verfügung. Die Szintillationsergebnisse für jede Matrixzelle werden dabei entweder in einem Daten-Halbwort (8 Bits = 1 Byte) oder in einem Datenwort (2 Bytes) abgelegt und dementsprechend die Bilder Byte- bzw. Wort-Matrizen genannt. Die - digital - maximal registrierbare Zählrate pro Zelle ergibt sich damit zu 255 bzw. 65535. Bei einem Überschreiten dieser Werte (overflow) bleibt der Inhalt der Matrixzelle auf der maximalen Zell-Zählrate. Die zu spezifizierenden Parameter - Matrixgröße, Bildfrequenz und Anzahl der aufzunehmenden Bilder - unterliegen gewissen Beschränkungen, die sich u.a. aus der Geschwindigkeit, mit der ein Bild bestimmter Größe auf der Platte weggespeichert werden kann, sowie aus dem noch vorhandenen Speicherplatz ergeben:

Matrix- größe	Matrix- Typ	maximale Bild- frequenz	Faktor	benötigte Blöcke pro Matrix
32x32	Byte	50 B/sek	8	2
32x32	Wort	25 B/sek	4	4
64x64	Byte	12 B/sek	2	8
64x64	Wort	6 B/sek	1	16

In jedem Datensatz können maximal 512 Bilder abgelegt werden; die Anzahl der Bilder muß außerdem ein Vielfaches des Faktors sein.

Obige Tabelle erscheint - zusammen mit Angaben über den insgesamt verfügbaren Speicherplatz (in Blöcken) sowie über die sich daraus ergebende maximale Bildanzahl, die für den jeweiligen Matrixtyp speicherbar ist, - nach Aufruf des SS-Befehls (siehe Abb.1) auf dem Bildschirm. Außer bei Verwendung des Histogramm-Speichermodus sind auch 128x128 Byte-Matrizen mit dem Rechner realisierbar.

Es besteht die Möglichkeit, jede Bilderreihe in bis zu 13 Gruppen verschiedener Matrixgröße, Bildfrequenz und Länge zu unterteilen; die zugehörigen Parameter sind ebenfalls vor der Aufnahme festzulegen. Diese Unterteilung ist vorteilhaft bei Untersuchungen, bei denen sich der Radioindikator in verschiedenen Stadien mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten verteilt, da auf diese Weise ein optimaler Kompromiß zwischen einem Minimum an benötigtem Speicherplatz und hoher zeitlicher Auflösung gefunden werden kann.

Eine gleichzeitige Benutzung des Hintergrunds schränkt die oben angegebenen Bildfrequenzen zusätzlich ein. Bei einem Überschreiten dieser Werte wird der Hintergrund automatisch unterdrückt und das dort laufende Programm erst dann fortgesetzt, wenn die Aufnahme wieder unter diesen Wert sinkt (bei Unterteilung der Bildserie in Gruppen) oder die Aufnahme beendet wird.

## ii) EKG-gesteuerte Aufnahme

Für Untersuchungen der Herzdynamik wurde vor einiger Zeit eine elektronische Schaltung entwickelt, die zusammen mit dem Kamera/Rechner-System die EKG-gesteuerte, parallele Aufnahme von zwei Bildmatrizen erlaubt. Diese Bildmatrizen werden über einige hundert Herzaktionen akkumuliert und repräsentieren jeweils einen bestimmten Phasenabschnitt des Herzzyklus (z.B. Endystole und Enddiastole). Die Schaltung steuert die Datenaufnahme über die beiden Datenkanäle, die sonst für die Registrierung von statischen Doppelisotopen-Untersuchungen zur Verfügung stehen. Nach manueller Ermittlung der mittleren Pulsfrequenz und Eingabe der Aufnahmeparameter veranlaßt die erste R-Zacke automatisch den Start der Datenregistrierung, wobei Verzögerungsglieder Zeitpunkt und Länge der beiden Aufnahmeintervalle - relativ zu dieser R-Zacke - bestimmen. -- Die Aufnahmedauer beträgt bei Myokardium-Untersuchungen zwischen 5 und 10 min.

Um Aufnahmefehler zu vermeiden, die - z.B. bei Belastungsaufnahmen - durch unregelmäßige Herzkontraktionen entstehen, wird eine verbesserte Triggierung angestrebt. Durch Berücksichtigung jeder einzelnen R-Zacke sollen sich Herzfrequenzänderungen in einer proportionalen zeitlichen Verschiebung der Aufnahmeintervalle auswirken. Weiterhin

soll eventuell ein von der Firma DEC geplantes, erweitertes Gamma-11 System erworben werden, mit dessen Hilfe die EKG-gesteuerte Erstellung eines mittleren Herzzyklus von maximal 32 Bildern möglich sein wird.

## iii) Datenaufnahme im Sequenz-Modus

Im Sequenz-Modus (list-study) wird jedes Szintillationsereignis in einem Datenwort gespeichert; die x-Koordinate nimmt dabei die erste, die y-Koordinate die zweite Worthälfte ein. Da mit dem Rechner höchstens 128 Zeilen und Spalten für ein Bild zur Verfügung gestellt werden können, genügen dazu jeweils 7 Bits. Eine im Rechner enthaltene Uhr initiiert alle 10 msec das Setzen des achten Bits des aktuellen Datenworts; durch diesen Zeitpuls wird die spätere zeitliche Zuordnung der Daten möglich.

Die Datenregistrierung im Sequenz-Modus ist lediglich durch den verfügbaren Speicherplatz eingeschränkt; dieser Wert wird bei Aufruf des Aufnahmetyps vom Gamma-11 System angegeben. Zu spezifizieren ist daher nur die Aufnahmedauer (als Anzahl der Blöcke bzw. Szintillationsereignisse). Die Möglichkeit, den Aufnahmebeginn als den Zeitpunkt festzulegen, zu dem eine bestimmte Zählrate überschritten wird, ist vorteilhaft für die optimale Ausnutzung des Speicherplatzes, wenn die Radionuklidinjektion während der Aufnahme erfolgt.

Während der Datenregistrierung im Sequenz-Speichermodus ist keine parallele Benutzung des Hintergrunds möglich. Bei der Zusammenfassung der Daten zu Bildserien von jeweils maximal 512 Bildern können jedoch - im Gegensatz zu Aufnahmen im Histogramm-Modus - alle fünf verfügbaren Matrixgrößen benutzt werden. Es lassen sich außerdem höhere Bildfrequenzen erreichen, da lediglich das Zeitintervall zwischen zwei Zeitpulsen die Akkumulationszeit für jedes Bild beschränkt. Die so erstellte Serie wird als neuer Datensatz auf der Platte abgelegt, und zwar entweder durch Überlagerung der originalen Sequenz-Modus Daten oder auf dem noch freien Speicherplatz.

## A.2.2 Spezielle Aufnahmemodi

### i) Aufnahme von Plattenphantomen

Um die Inhomogenität des Detektors zu kontrollieren und gegebenenfalls zu korrigieren, macht man von einem Phantom in Form einer Platte - die auf den umgekehrten Kamerakopf gelegt wird - eine statische Aufnahme (flood study) (typischerweise 10 - 15 Millionen Zählereignisse für das gesamte Detektorfeld) (Abb.2).

## ii) Ausschnitt-Vergrößerung

Durch das Setzen von Schaltern an der Rechnerchnittstelle sowie über das Aufnahmeprogramm besteht die Möglichkeit, von geometrischen Mittelpunkt des Detektors ausgehend nur einen Teil des Aufnahmefeldes zu registrieren und ihm die gewählte Matrixgröße zuzuordnen. Man erreicht dadurch eine 1.5-, 2- oder 3-fache Vergrößerung des interessierenden Szintigramm-Ausschnitts, die für alle Aufnahmetypen (A.2.1 / Unterabschnitte i), ii), iii)) durchführbar ist. Zur Korrektur der Detektor-Inhomogenität muß das Platten-Phantom im gleichen Maß wie die zu korrigierenden Daten vergrößert werden.

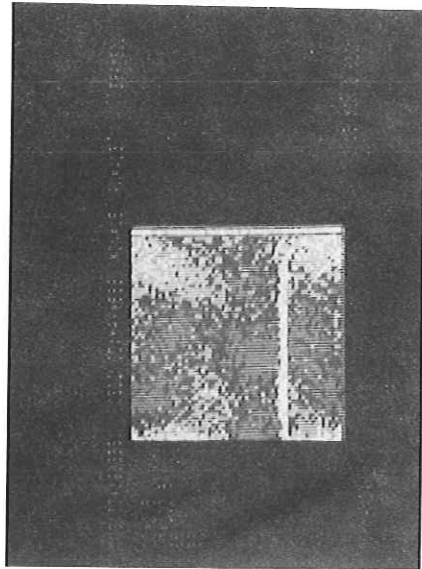


Abb.2: Aufnahme eines Platten-Phantoms zur Korrektur von Herzinnenraum-Aufnahmen mit Tc-99m-Pertheneat. Die linienförmige Struktur in der unteren Bildhälfte wurde durch einen Fehler des A/D-Wandlers verursacht. Bei der Korrektur der Detektor-Inhomogenität wird diese Fehl-information, die auch in den Bildsequenzen vorhanden ist, beseitigt.

## iii) Halbautomatische Aufnahme

Die Anzahl der Eingabedaten kann verringert - und dadurch der Aufnahmevorgang beschleunigt - werden, indem man allgemeingültige Parameter, die für bestimmte Untersuchungsklassen gleichbleiben (z.B. Organ, Aufnahmetyp), in Form eines vordefinierten Aufnahmeplans (predefined study) festlegt, so daß nur noch die aktuellen Parameter (z.B. Patientendaten, Aufnahmeposition, Kommentare) eingegeben werden müssen. Diese Aufnahmepläne können auch modifiziert und gelöscht werden (vergl. Abb.1).

A. 3 Datenanalyse

Ein Index, der aus einem Teil der Aufnahmeparameter (Name, Organ, Datum und Type der Aufnahme) erstellt wird, ermöglicht den Zugriff zu jedem Patienten-Datensatz. Als Grundlage für die Auswertung können die aufgenommenen Daten bildweise - sequentiell oder in beliebiger Reihenfolge - oder als Film (s.u.) auf dem Monitor wiedergegeben werden. Für den Vorrang der Bildauswertung stehen die Gamma-11 Systemprogramme für die

- Datenvorverarbeitung,
- quantitative Analyse und
- Darstellung

zur Verfügung. Der Benutzer kann mit Gamma-11 Kommandos aber auch eigene, in den Sprachen BASIC, FORTRAN, FOCAL oder MACRO Geschriebene Auswertungsprogramme aufrufen.

A. 3.1 Datenvorverarbeitung

i) Matrixoperationen und Veränderung der Matrixgröße

Die Bildmatrizen können mit Konstanten oder (zeilenweise) miteinander durch Addition, Subtraktion, Multiplikation und Division verknüpft werden. Das ermöglicht z.B. das schrittweise Beseitigen der Hintergrundstrahlung, das Wichten bestimmter Bilder bzw. das gezielte Zusammenfassen von Bildern (z.B. für die Erstellung eines mittleren Herzzyklus (siehe A.5)) sowie die Berechnung einfacher Parametermatrizen. Bei der Division zweier Matrizen kann - für den Fall, daß in einigen Divisor-Zellen keine Szintillationsereignisse registriert wurden - gewählt werden, ob als Zelleninhalt die maximale Zellzählrate oder der Nullwert resultieren soll.

Die Verknüpfung von zwei Matrizen erfordert die gleiche Anzahl an Zeilen und Spalten bei beiden Bildern; bei der Multiplikation kann es außerdem zum Überlauf kommen, wenn der für jede Zelle zur Verfügung stehende Speicherplatz zu gering ist. Das Gamma-11 System bietet daher zwei Möglichkeiten, die Matrixparameter noch während der Analyse zu verändern:

- bis auf 128x128-Matrizen können alle Bilder von Byte- auf Wort-Matrizen umgestellt werden;

- innerhalb der möglichen Matrixgrößen (siehe A.2.1) läßt sich die Anzahl der Zeilen und Spalten durch Interpolation oder Mittelung erweitern bzw. verringern (bei Matrix-Vergrößerung wird zwischen zwei benachbarte Zeilen jeweils der Mittelwert beider eingeschoben, bei Matrix-Verkleinerung mittelt der Rechner die Intensitätswerte von je vier Zeilen).

ii) Korrektur der Detektor-Inhomogenität

Zur Beseitigung der Fehler, die durch die unregelmäßige Empfindlichkeit des Detektors entstehen, wird - wie unter 4.1.1 beschrieben - aus der Phantom-Aufnahme eine Korrekturmatrix erstellt und mit den Bildern der aufgenommenen Serie multipliziert. Die Korrektur kann auf die Originaldaten sowie auf die in einen gesonderten Speicherbereich (s.u.) kopierten Daten angewendet werden. Im ersten Fall überschreibt der Rechner die Originalwerte durch die korrigierten Daten.

iii) Filtern von Bildstrukturen

Zum Beseitigen von Bildstrukturen, die durch statische Schwankungen der Zählrate entstanden sind, bietet das Gamma-11 System einen Algorithmus zur 9-Punkt-Glättung (9-point-smoothing) an: Jedes Matrixelement  $i$  eines  $3 \times 3$  Zellen großen Bildausschnitts bekommt einen Wert  $x_i$  zugewiesen, der sich zu

$$x_i = \frac{w_i \cdot R_i}{\sum R_i}$$

berechnet, wobei  $w_i$  den ursprünglichen Inhalt der Matrixzelle und  $R_i$  den zugehörigen Wert einer Wichtungsmatrix

1	2	1
2	4	2
1	2	1

bezeichnen. Durch spalten- und zeilenweise Verschiebung der Wichtungsmatrix über das gesamte Bild und sukzessive Anwendung des Algorithmus werden Intensitätsspitzenwerte geringer Ausdehnung geglättet.

### A.3.2 Quantitative Datenauswertung

#### i) Auswertung von Bildausschnitten

- Interessierende Bildausschnitte (ROIs) können mit dem Gamma-11 System auf zweierlei Weise ausgewählt werden:
- als **r e c h t e k e s** ROI durch zeilen- und spaltenweises Bewegen eines Fadenkreuzes (cursor) über die Bildmatrix und Markieren zweier einander gegenüberliegender Eckpunkte;
- als **u n r e g e l m ä ß i g** geformtes ROI durch Bewegung des Fadenkreuzes mit dem "joystick". Bei gleichzeitigem Drücken einer Markierungstaste wird die Randkurve des umfahrenen Bereichs vom Rechner als Begrenzung des ROI's erkannt.
- Nach der Auswahl jedes ROI's (pro Bild sind bis zu 12 möglich) wird dieses mit einem Buchstaben bezeichnet. Eine Liste aller ROIs erscheint in der rechten oberen Bildschirmcke zusammen mit Angaben über
  - die Anzahl der Zellen,
  - die Gesamtzählrate (vergl. Abb.4),
  - die durchschnittliche Zellzählrate (vergl. Abb.4)

in diesen Gebieten.

Es ist möglich, eine einmal bestimmte ROI-Form mehrmals innerhalb eines Bildes zu verwenden und sie auch in andere Matrizen zu kopieren, sowie einzelne ROIs zu lösen.

Für dynamische Bildserien bestimmt der Rechner - auf entsprechenden Befehl - den zeitlichen Verlauf der mittleren oder der gesamten Zählraten, die innerhalb des gewählten ROIs registriert wurden. Diese Werte werden in einem Diagramm gegen die Bildnummern bzw. gegen die Zeit aufgetragen (vergl. Abb.5). Zur genaueren Auswertung dienen mehrere Darstellungsmöglichkeiten:

- Auftragen der Zeit-Aktivitätskurven mehrerer ROIs in einem oder mehreren Diagrammen;
- zusätzliches Einblenden des Zählratenverlaufs für die gesamte Matrix;
- Streckung beider Koordinatenachsen für einen Kurvenabschnitt.

ROIs und die zugehörigen Zeit-Aktivitätsverläufe können für die spätere Weiterverwendung in "save areas" (S.u.) abgelegt werden.

#### ii) Auswertung von Bildzeilen und -spalten

In ähnlicher Weise wie bei den ROIs können auch für Zeilen und Spalten - einzeln oder in Gruppen - eines Bildes Diagramme erstellt werden, die den Verlauf der Aktivität entlang einer "Scheibe" (slice) durch das aufgenommene Objekt zeigen (vergl. Abb.7).

### A.3.3 Darstellungsmöglichkeiten

Im Gamma-11 System sind Programme enthalten, mit denen sich die gemessenen Intensitätswerte auf dem TTY ausgeben lassen, und die verschiedene Darstellungen der Bildmatrizen auf dem Farbmonitor ermöglichen. Die aufgenommene Daten bleiben dabei unverändert. Mit Ausnahme der Originaldaten werden die vorhergehenden Bildmatrizen bei der Ausführung jedes neuen Befehls überschrieben; dieses kann durch Speichern des jeweiligen Bildes in einem Hilfsspeicher verhindert werden. Dazu stehen 64 Speicherbereiche (save areas) mit je maximal 33 Blöcken zur Verfügung (s.o.), die durch Angabe ihrer Nummern jederzeit wieder auf den Bildschirm geholt werden können. Die ersten zehn Bereiche sind obligatorisch im Gamma-11 System enthalten; die Speicherabschnitte 11-64 werden erst bei Aufruf als Datensätze kreiert, sie können im Gegensatz zu den ersten zehn Bereichen gelöscht werden.

#### i) Abbildungsgröße

Normalerweise befindet sich die dargestellte Matrix in Bildschirmitte und nimmt ca. 1/4 der Bildfläche ein (vergl. Abb.2). Um mehrere Matrizen vergleichen zu können, ist es sinnvoll, sie gleichzeitig abzuspielen, und zwar

- ein bis vier Bilder in verkleinertem Format (vergl. Abb.3) oder
- zwei Bilder nebeneinander in normaler Größe; (vergl. Abb.4 und 6); es ist dabei auch möglich, beide Bilder zu überlagern.

Außerdem kann durch Verstärkung des X- und Y-Signals am Farbmonitor eine Bildmatrix so aufgebildet werden, daß sie fast den gesamten Bildschirm einnimmt; dadurch ist z.B. bei Herzaufnahmen die Darstellung ungefähr in natürlicher Größe möglich.

## ii) Bildrotation

Durch die Drehung einer Bildmatrix in Einheiten von 90 Grad lassen sich Abbildungsfehler beheben, die durch die Verdrehung des Patienten in Bezug auf den Detektor entstehen. Die Rotation von Bildern trägt u.a. auch zur Anschaulichkeit von pseudo-3dim.-Darstellungen (s.u.) bei.

## iii) Abspielung als "Film"

Für eine qualitative Beurteilung der Szintigramme ist es manchmal von Vorteil, die Bilder einer dynamischen Studie in schneller zeitlicher Folge (als "Film") hintereinander betrachten zu können. Im Gamma-11 System ist dafür ein spezieller Puffer vorhanden, in dem die u.U. bereits bearbeiteten - Matrizen sequentiell gespeichert werden. Die Farbstufenverteilung kann dabei für jede einzelne Matrix optimiert oder für Zählratenspanne innerhalb der gesamten Serie angepasst werden. Die Geschwindigkeit (bis zu 15 Bilder/sek) und die Richtung (vorwärts oder rückwärts) der Bildwiedergabe lassen sich über den TTY oder den "joystick" regulieren. Damit können z.B. kürzere Sequenzen (wie die Bilder eines Herzzyklus) in einer Endlosschleife dargestellt werden.

## iv) Verteilung der Farbstufen

Innerhalb jeder Bildmatrix werden insgesamt 16 Farbstufen linear über die Differenz von maximaler und minimaler Zell-Zählrate verteilt. Die einzelnen Farbstufen setzen sich aus drei Farbkomponenten (rot, grün, blau) zusammen, die jeweils in einem von vier möglichen Intensitätsgraden vertreten sind. Durch Veränderung dieser Intensitätswerte können einzelne Farbstufen modifiziert werden, wobei sich die aktuelle Farbskala zur Kontrolle als schmaler Streifen am rechten Bildrand einblenden läßt (vergl. Abb.8). Manche Bildstrukturen sind besser erkennbar, wenn die Farbskala durch ein Gamma-11 Kommando auf eine Graustufenverteilung umgeschaltet wird.

Ebenso ist es möglich, die Breite des Intensitätsintervalls, das durch eine Farbstufe repräsentiert wird, zu verändern, sowie nur bestimmte Farbstufen darzustellen oder die Farbskala über einen begrenzten Intensitätsbereich innerhalb der Bildmatrix zu verteilen. Letzteres trägt zur Kontrastanhebung bei (vergl. Abb.6).

## v) Isointensitätslinien, pseudo-3dim.-Darstellung

Pro Bild lassen sich bis zu 15 Isointensitätslinien darstellen (vergl. Abb.4). Bei der Erstellung mehrerer Isointensitätslinien erscheinen diese zur Unterscheidung in den verschiedenen Farbstufen.

Bei pseudo-3dim.-Darstellungen der Bildmatrix werden die Intensitätswerte der Zellen punktweise in Richtung der Z-Achse aufgetragen und gleichzeitig durch die den Intensitätsbereichen zugewiesenen Farbstufen markiert (vergl. Abb.8).

## A.4 Automatisierung des Untersuchungsvorganges

Gamma-11-Befehlsfolgen zur Datenanalyse, die immer wieder benutzt werden sollen, lassen sich zu sogenannten "MACROS" zusammenfassen. Bei der Eingabe der Aufnahmeparameter kann initiiert werden, daß sofort im Anschluss an die Registrierung die Datenauswertung nach den in einem "MACRO" vereinbarten Anweisungen erfolgt. Zusammen mit der Benutzung von vordefinierten Aufnahmeplänen (siehe A.2.2 / Unterabschnitt iii)) läßt sich so der Untersuchungsvorgang erheblich beschleunigen.

A.5 Anwendungsbeispiele

(Erklärung der medizinischen Begriffe siehe KAPITEL 2, 2.4)

Die Patientennamen, die normalerweise in der linken oberen Ecke erscheinen, wurden retuschiert.

1) Herzzinnenraum-Aufnahmen

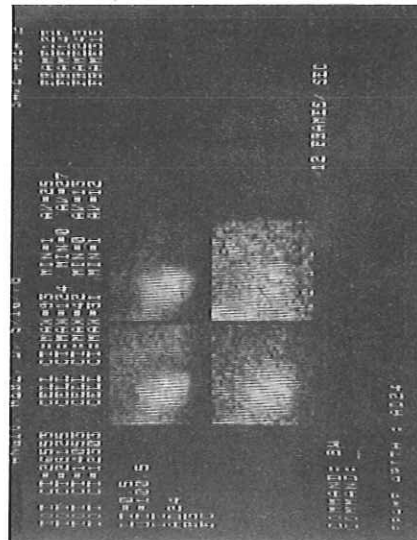
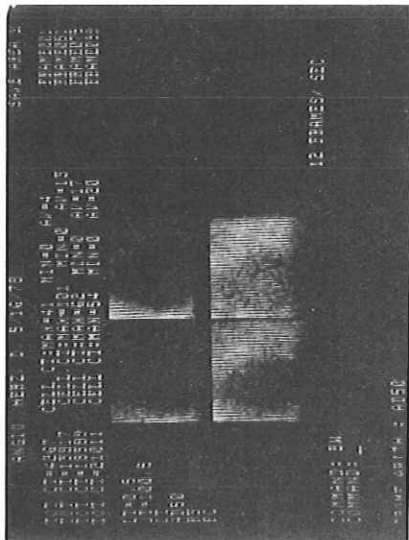


Abb.2: Erste Passage des in die Armvene injizierten Radionuklidbolus (Tc-99m-Perthechnetat) durch den linken Ventrikel (in der zeitlichen Reihenfolge von links nach rechts und von oben nach unten).

Die Bilder wurden durch Summation aus einer Bildsequenz mit einer Aufnahmefrequenz von 12 Bildern/sek erstellt, wobei in der linksseitlichen Aufnahmeposition die vier Herzkammern fast vollständig getrennt dargestellt werden. Das erste Bild repräsentiert die ersten 4 sek nach Injektion; anschließend wurden die Daten über je 2 sek anschlüssend wurden die Bilder zeigen die summiert. Die letzten beiden Bilder zeigen die Indikatorverteilung (jeweils innerhalb von 2 sek) 22 und 28 sek nach Injektion. Im oberen Teil des Bildschirms sind charakteristische Werte (Gesamtzählrate; maximale, minimale und mittlere Zellzählrate) für jedes der dargestellten Bilder abzulesen. Am rechten Bildschirrand stehen Informationen über bereits durchgeführte Prozeduren zur Bildbearbeitung: FC bedeutet z.B., daß die Bildsequenz auf Detektor-Inhomogenität hin korrigiert ist.

Man sieht deutlich die Ankunft des Radionuklids im rechten Herz (am linken Bildrand; Bild 1 und 2) und in der Lunge (rechts im Bild; Bild 3), sowie das Einfließen in den linken Ventrikel (Bild 4,5,6). In Bild 7 und 8 ist immer noch der linke Ventrikel gut zu erkennen. Das Tc-99m-Perthechnetat, das an Eiweiß gebunden wird, diffundiert jedoch zusehends.

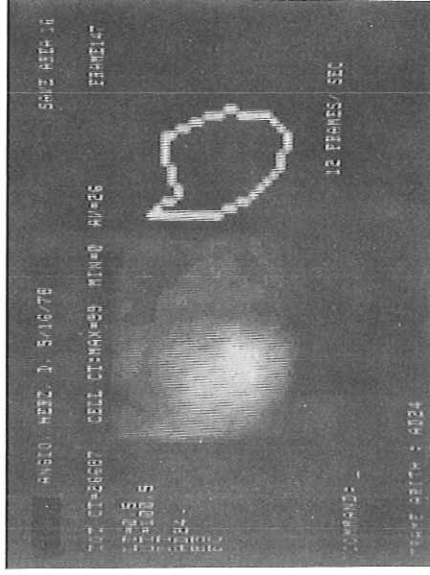


Abb.4: Möglichkeit der Organgrenzen-Bestimmung mit Isointensitätslinien. Die Kontur des linken Ventrikels läßt sich annähern durch die Verbindungslinie aller Bildpunkte, die in Abb.3/Bild 6 35-36% der maximalen Zellzählrate erreichen. Die linke Bildmatrix zeigt außerdem - im Vergleich mit Abb.3/Bild 6 - den Effekt einer einmaligen 9-Punkt-Glättung.











