

Nuklearmedizinische Klinik und Poliklinik  
der Technischen Universität München  
Klinikum rechts der Isar

(Direktor: Univ.- Prof. Dr. M. Schwaiger)

Evaluierung nuklearmedizinischer tomographischer  
Aufnahme- und Auswerteverfahren des Herzens mittels eines  
Herzphantoms für verschiedene Isotope

Dirk Wetzel

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen  
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.- Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.- Prof. Dr. M. Schwaiger
2. Privatdozent Dr. N. Avril (schriftliche Beurteilung)
2. Privatdozent Dr. F. Bengel (mündliche Prüfung)

Die Dissertation wurde am 23.10.2001 bei der Technischen Universität München  
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 08.05.2002 angenommen.

Nuklearmedizinische Klinik und Poliklinik  
der Technischen Universität München  
Klinikum rechts der Isar

(Direktor: Univ.- Prof. Dr. M. Schwaiger)

Evaluierung nuklearmedizinischer tomographischer  
Aufnahme- und Auswerteverfahren des Herzens mittels eines  
Herzphantoms für verschiedene Isotope

Dirk Wetzel

1	Einleitung und Aufgabenstellung .....	2
2	Technik der tomographischen Aufnahmeverfahren .....	7
2.1	Single Photonen Emissions Computer Tomographie (SPECT) .....	7
2.2	Radiopharmazeutika der SPECT .....	7
2.3	Positronen Emissions Tomographie (PET).....	8
2.4	Radiopharmazeutika der PET .....	9
2.5	SPECT-Kameras im Koinzidenzmodus.....	9
2.6	Schwächungskorrektur.....	10
2.7	Streukorrektur .....	11
2.8	Rekonstruktion.....	11
2.9	Computergestützte Reangulation .....	12
2.10	Darstellung in Polarkoordinaten .....	12
2.11	Schwellenwertbestimmung .....	13
3	Methodik.....	15
3.1	Phantombeschreibung .....	15
3.2	Korrekturverfahren .....	18
3.3	Kamerabeschreibung.....	18
3.4	Computergestützte Reangulation .....	28
3.5	Darstellung in Polarkoordinaten .....	31
4	Ergebnisse .....	33
4.1	Homogenität der Phantommessungen ohne Defekte.....	34
4.2	Messergebnisse Ausgleichsgeraden und Korrelationskoeffizienten ...	37
5	Diskussion.....	40
5.1	Zusammenfassung.....	50
5.2	Ausblick .....	51
6	Anhang.....	52
6.1	Graphische Darstellung der Messwerte .....	52
6.2	Die ausgewerteten Datensätze: Darstellung in Polarkoordinaten.....	57
	Literaturverzeichnis.....	70

# 1 Einleitung und Aufgabenstellung

In der Diagnostik und Therapie der koronaren Herzerkrankung steht eine Vielzahl von diagnostischen Werkzeugen zur Verfügung. Neben anderen Verfahren werden klinisch-chemische Labormessungen, Elektrokardiographie (EKG), Echokardiographie, Koronarangiographie und bildgebende Verfahren eingesetzt. Durch die wertende Zusammenführung der Aussagen der verschiedenen Verfahren stellt der behandelnde Arzt im akuten Fall des myokardialen Infarkts oder in der Verlaufsbeobachtung der koronaren Herzerkrankung (KHK) seine Diagnose bezüglich Art und Umfang der Herzerkrankung. Die invasive Therapie der Minderperfusion der Koronararterien besteht in der Wiedereröffnung der betroffenen Gefäßabschnitte durch Rekanalisierungsmaßnahmen mittels PTCA (Perkutane koronare Angioplastie) oder der Bypass-Operation. Die medikamentöse Lysetherapie der Gefäßverschlüsse wird mit r-TPA oder Streptokinase durchgeführt. Die Anwendung der verschiedenen invasiven oder medikamentösen Behandlungsmöglichkeiten erfolgt nach Abwägung der Eignung für den Patienten und entsprechend der zeitlichen und räumlichen Verfügbarkeiten. Dies setzt, auch unter den Aspekten der Kostenbegrenzung, eine geeignete und aussagekräftige Diagnostik der Myokardischämie voraus.

Die verschiedenen bildgebenden Verfahren, Angiographie, nuklearmedizinische Aufnahmen und radiologische Bildgebung zeigen unterschiedliche Aspekte der Morphologie, der Funktion und des Metabolismus des Herzens. Die nuklearmedizinischen Schnittbildverfahren SPECT (**S**ingle **P**hotonen **E**missions **C**omputer **T**omographie) und PET (**P**ositronen **E**missions **T**omographie) leisten dabei wesentliche Beiträge zur Diagnostik von Schweregrad, Verlauf und Prognose einer koronaren Herzerkrankung [4] [44] [9]. Die Verteilung von Radiopharmazeutika in gesunden und geschädigten Anteilen des Herzmuskels kann mit hoher Auflösung und Kontrast dargestellt werden. Die Verteilung und intrazelluläre Aufnahme des radioaktiven Markers wird gemessen. Sie erlaubt Aussagen über die Perfusion und metabolische Situation des Herzmuskelgewebes. Aus der bekannten Pharmakokinetik und der myokardialen Verteilung kann auf die Ausdehnung und den Schweregrad eines Infarkts geschlossen werden. Im Gegensatz zu indirekten klinischen Parametern, wie Schmerzereignis, Dyspnoe, EKG-Zeichen und klinisch-chemischen Laborparametern, zeigt die nuklearmedizinische Aufnahme einen direkten Parameter der Herzmuskelfunktion [8]. Wie Studien zeigen, erlauben technische Weiterentwicklungen der verwendeten nuklearmedizinischen Aufnahmegeräte die Quantifizierung von Ausmaß und Schweregrad des Herzmuskelschadens im Stadium des akuten Herzinfarkts [7] [4] [8] [11] [34] [40].

Die bildgebenden Verfahren der Akutdiagnostik, Koronarangiographie und SPECT bzw. PET sind in mehreren Studien miteinander verglichen worden. Die Resultate der Koronarangiographie in einer Population von 80 Patienten mit koronarer Herzerkrankung wurden mit

SPECT- und PET-Verfahren beurteilt. Für SPECT Diagnostik mit Tc-99m Sestamibi (Tc-99m hexakis-2-methoxyisobutyl-isonitril) wird eine Sensitivität von 86 % und eine Spezifität von 78 % beschrieben [4]. Für die PET wird in der Diagnostik der KHK eine durchschnittliche Sensitivität von 92 % und eine Spezifität von 88 % angegeben [Metaanalyse in 7]. Die entsprechenden Werte der Diagnostik mit SPECT und Tl-201 in der Lokalisationsdiagnostik der KHK werden mit 81 % und 94 % angegeben [44]. Durch Vergleich der nuklearmedizinischen Aufnahmen im Akutstadium und nach Intervention kann der Therapieerfolg beurteilt werden [20] [42] [7]. Mit den nuklearmedizinischen Schnittbildverfahren wird eine Kenngröße bestimmt, die den Anteil des von der Maßnahme profitierenden Teils des Myokards beschreibt. Diese wird 'myocardial salvage' genannt [20] [16].

In weiteren Studien [11] [22] [33] wird SPECT-Aufnahmen mit Tc-99m Sestamibi bzw. Tl-201 und PET-Aufnahmen mit F-18-FDG (F-18 markierte Fluoroxydeglukose) und Perfusionsmarkern eine prognostische Aussagemöglichkeit zum Verlauf der koronaren Herzkrankheit zugeschrieben. So wurde in [22] prospektiv der Krankheitsverlauf von 5183 Patienten mit KHK beobachtet. Nach einem SPECT-Protokoll mit Ruheuntersuchungen mit Tl-201 und Belastungsuntersuchungen mit Tc-99m Sestamibi wurden die Patienten verschiedenen Risikoklassen zugeordnet. Es konnte so eine Subpopulation identifiziert werden, die im Verlauf signifikant häufiger weitere Myokardinfarkte erlitt.

Ein bildgebendes tomographisches System der Nuklearmedizin berechnet Schnittbilder der Radioaktivitätsverteilung im Patienten mit computergestützten Rekonstruktionsverfahren. Dazu dient bei der PET ein Ringsystem aus Detektoren, bei der SPECT ein bis vier um die Patientenlängsachse rotierende Detektoren. Die so aufgenommenen planaren Projektionen der Radioaktivitätsverteilung werden mit der zugehörigen Information der Winkelposition in der Rekonstruktion zu einem Schnittbild verrechnet. Die Summe der Schnittbilder entspricht der dreidimensionalen Radioaktivitätsverteilung im untersuchten Objekt [53]. Im Verarbeitungsschritt der Reangulation wird bei nuklearkardiologischen Untersuchungen der Datensatz der dreidimensionalen Aktivitätsverteilung an den Längs- und Querachsen, entsprechend der anatomischen Lage des Herzens des Patienten, orientiert. Diese Ansichten zur klinischen Bewertung werden auf einem Monitor oder auf Filmen dargestellt. Die Verteilung der Radiopharmazeutika im Herzmuskelgewebe des herzgesunden Patienten ist für die verschiedenen Aufnahmesysteme und Parameter bekannt. In der Darstellung in Polarkoordinaten können durch visuelle Auswertung oder unter Benutzung statistischer Modelle computergestützt pathologisch veränderte Areale des Herzmuskels identifiziert werden. Die mit modernen Aufnahmegegeräten erreichbare Abbildungsqualität erlaubt die quantitative Auswertung der dargestellten Radioaktivitätsverteilung im Herzmuskelgewebe. Dabei wird das Volumen des gesamten gemessenen Myokards bestimmt und das Volumen, welches als pathologisch verändert bestimmte wurde, dazu ins Verhältnis gesetzt. Diese Vorgehensweise erlaubt auch die quantifizierende Verlaufsbeobachtung der Erkrankung.

Die Qualität des nuklearmedizinischen Verfahrens, d.h. Sensitivität und Spezifität der Untersuchung von Schweregrad und Verlauf sowie die Prognose der koronaren Herzerkrankung, hängen von der Messgenauigkeit des Verfahrens ab, die von systematischen und zufälligen Störgrößen eingeschränkt wird.

Die wichtigsten systematischen Störgrößen sind:

- Physikalische Eigenschaften des Nuklids
- Schwächung und Streuung im Patienten
- Biochemische Verteilungseigenschaften des Radiopharmakons
- Einfluss der Rekonstruktions-, Darstellungs- und Auswerteprogramme
- Messtechnische Limitationen des Aufnahmegerätes und der Kollimatoren

Die systematischen Störgrößen können durch Messungen im Rahmen der Qualitätssicherung bestimmt werden. Regelmäßig durchgeführte und dokumentierte Qualitätssicherungsmaßnahmen der Aufnahmegeräte sind eine Auflage des Ordnungsgebers [10] an den Betreiber. Sie sind Voraussetzung für technisch optimale Akquisitionen [53].

Die wichtigsten nicht-systematischen, d.h. zufälligen Störgrößen sind:

- Patientenspezifische Eigenschaften, wie z.B. Körperform
- Bewegungen des Patienten bei der Aufnahme
- Einflüsse durch den Untersuchenden bei Aufnahme und Auswertung.

Die Auswahl der Detektoren, Kollimatoren, der Aufnahme- und Rekonstruktionsparameter sowie die Auswertung obliegen dem Personal. Dabei werden institutsspezifische Erfahrungen und Arbeitspläne genutzt. Sie sind in den klinischen Standards für die jeweilige Untersuchungstechnik niedergelegt.

Die Störgrößen beider Arten können minimiert, aber wahrscheinlich nicht eliminiert werden. Die Qualität der beiden nuklearmedizinischen Schnittbildverfahren SPECT und PET ist in den letzten Jahren durch technische Neuentwicklungen verbessert worden. Von den Herstellern werden für die genannten Störgrößen Korrekturverfahren angeboten. Bei der SPECT sind dies Korrekturverfahren für Schwächung und Streuung [35] [13] [23] [14] [17] [18] [54] [32] [48] [29] und für Bewegungsartefakte [38]. Die Schwächung hat bei der Minderung der Aufnahmequalität den größeren Anteil [48]. Durch die unterschiedlichen Dichten der Körperstrukturen und damit unterschiedliche Schwächungsfaktoren, die das Photon zwischen Entstehungsort und Detektor durchquert, kommt es zu einer inhomogenen Schwächung. Die Halbwertsschichtdicken in Gewebe betragen ungefähr 7,2 cm für Photonen mit 511 keV der Positronenstrahler, 4,6 cm für Tc-99m und 3,8 cm für Tl-201 [3]. Deshalb zeigt sich insbesondere bei SPECT- T-201 Perfusionsstudien und bei SPECT Tc-MIBI Studien für inferior lokalisierte Defekte im Myokard eine eingeschränkte Genauigkeit der Bestimmung [23].

Wegen der geringeren  $\gamma$ -Energie hat die inhomogene Schwächung größere Auswirkungen bei Aufnahmen mit Tl-201 als bei Aufnahmen mit Tc-99m. Bei weiblichen Patienten wird dies je nach Größe der Mammae noch verstärkt. Insgesamt ist so die Quantifizierbarkeit inferiorer Defekte des Herzens eingeschränkt [14].

Zur Korrektur der inhomogenen Schwächung kommen bei modernen SPECT Systemen Verfahren der Schwächungsmessung und -berechnung sowie Streukorrekturalgorithmen zum Einsatz. In Studien [18] wurde für die SPECT beschrieben, dass im Schnittbild die durch Streuung bedingten Artefakte nach Korrektur für Schwächung noch deutlicher hervortreten. Dies resultiert u.a. aus einem verringerten Kontrast zwischen Myokard und Ventrikelinhalt. In der klinischen Anwendung zeigten Untersuchungen eine verbesserte diagnostische Genauigkeit in Lokalisation und Diagnostik der KHK bzw. deren Ausschluß, wenn eine Schwächungskorrektur für tomographische Verfahren verwendet wurde[23]. Bei einem Kollektiv von 59 Patienten mit geringer Wahrscheinlichkeit für eine KHK zeigte die Anwendung von Schwächungskorrektur keine geschlechtspezifischen Minderbelegungen der inferioren und lateralen Anteile des Myokards [14].

Die Weiterentwicklung bei der PET besteht in neue Aufnahmegeräten mit empfindlicheren Detektoren und größerem Gesichtsfeld (FOV) in der Patientenzachsachse kombiniert mit patientenspezifischen Transmissionsmessungen [3] zur Korrektur der Emissionsdaten [44].

Der gesamte Vorgang von der Aufnahme mit der Kamera bis zur Auswertung läßt sich unter Benutzung eines Phantoms reproduzierbar simulieren [36] [6] [38] [30] [53] [45]. Dabei können gezielt einzelne Parameter geändert und ihr Einfluss auf das Ergebnis ermittelt werden. So liegt eine Untersuchung vor, die für Tl-201-Aufnahmen eines Phantoms unter Verwendung eines Korrekturverfahrens qualitativ wenig unterschiedliche SPECT Aufnahmen bei Benutzung eines Aufnahmewinkels von  $180^0$  oder  $360^0$  beschreibt [29]. Für die hier vorgestellten Messungen wird es angestrebt ein Phantommodell zu benutzen, das die Verhältnisse im Patienten möglichst gut simuliert [6] [30]. So sollte ein durchschnittlicher erwachsener Patient in den Körperproportionen und den Schwächungskoeffizienten der inneren Organe simuliert werden. Bei Verwendung des gleichen Phantoms für verschiedene Aufnahmeverfahren lassen sich die Auswerteparameter optimieren, und der Einfluss von Korrekturverfahren kann gemessen werden [17] [18]. Verschiedene Verfahren können bezüglich ihrer Abbildungsqualität miteinander verglichen werden [44]. Mit Phantomstudien läßt sich auch das Aufnahmeverfahren validieren, wenn es im Rahmen von Studien quantitative Werte oder Endpunkte von Studien der Diagnostik und Therapie der KHK liefern soll [20] [40].

Bei den in der vorliegenden Arbeit beschriebenen Messungen sollten die verfahrensspezifischen Parameter variiert und alle sonstigen Parameter, wie Phantom, Phantomfüllung, Platzierung von Defekten, konstant gehalten werden. Wird ein Vergleich von Verfahren der klinischen Routine angestrebt, so sollten die Aufnahmeparameter der klinischen Routine, wie z.B.

für Rekonstruktionswinkel, Aktivitätsmenge, Positionierung und Aufnahmezeit je Winkelschritt, benutzt werden. Werden die so gewonnenen Rohdaten verfahrensunabhängig der gleichen Reangulation und weiteren Auswertung unterzogen, dann wird die Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Isotopen und Aufnahmegeräten erhöht. Die Gültigkeit dieses Ansatzes wurde in Studien untersucht und auch im Vergleich zu Simulationsrechnungen bestätigt [36] [42] [6] [12].

Die Beantwortung aller zuvor beschriebenen klinischen Fragen benötigt eine möglichst genaue Unterscheidung zwischen normaler (homogener) und reduzierter bzw. erhöhter Aktivitätsverteilung im Myokard. Die Infarktgröße, d.h. der Anteil der gesamten Muskelmasse des Herzens, die von der akuten Minderperfusion betroffen ist, ist für die Prognose der KHK von wesentlicher Bedeutung. Der Anteil des Herzmuskels, der von der Minderperfusion betroffen ist, steht in direktem Verhältnis zur aktuellen und zukünftig zu erwartenden Pumpfunktion. Diese Areale des Herzmuskels stellen sich in den nuklearmedizinischen Aufnahmen als Defektareal dar. Deshalb sollte ein valides Phantomexperiment die klinisch relevanten prozentualen Defektgrößen simulieren. Ein die gesamte Dicke der Herzmuskulatur erfassender Infarkt, ein sogenannter transmuraler Infarkt, sollte als deutliche Aktivitätsminderbelegung dargestellt werden. Sogenannte nicht transmurale Infarkte sollten eine nur teilweise Aktivitätsminderbelegung zeigen. Um diese pathologischen Befunde simulieren zu können, sollte die Aktivitätsminderbelegung in den Defekten im Myokard des Phantoms auf Werte zwischen 0 % und 100 % einstellbar sein.

#### Aufgabenstellung:

Mit einem Torsophantom mit Herzeinsatz sollen klinische etablierte Untersuchungsprotokolle der nuklearmedizinischen kardiologischen Diagnostik getestet werden für die Isotope:

- Tc-99m und Tl-201 für SPECT      ohne Korrekturverfahren
- Tc-99m und Tl-201 für SPECT      mit Korrekturverfahren
- F-18 für PET      ohne Korrekturverfahren
- F-18 für PET      mit Korrekturverfahren
- F-18 mit einer SPECT-Kamera      im Koinzidenzmodus.

Die Parameter der Auswertung sollen je Aufnahmeverfahren so variiert werden, dass die Defektgrößen optimal dargestellt werden. Es soll beurteilt werden:

- Ist das einzelne Verfahren geeignet, quantitativ die Defektgrößen zu messen?
- Erbringen die Korrekturverfahren der SPECT einen meßbaren Vorteil bei der Quantifizierung von Defekten vgl. [6]?
- Welches Verfahren zeigt die besten Abbildungseigenschaften?

## 2 Technik der tomographischen Aufnahmeverfahren

### 2.1 Single Photonen Emissions Computer Tomographie

Die Single-Photonen Emissions Computer Tomographie (SPECT) ist ein nuklearmedizinisches tomographisches Aufnahmeverfahren [5] [53] [25]. Die dreidimensionale Verteilung der Radioaktivität im Patienten wird gemessen, rekonstruiert und dargestellt. Die Messung der Photonen erfolgt in ein bis vier Detektoren, die um die Längsachse des Patienten rotieren. Dabei kann ein fester oder variabler Abstand von der Drehachse COR (Center of Rotation) benutzt werden. Die Aktivitätsverteilung wird schrittweise in diskreten Winkelabschnitten oder kontinuierlich gemessen. Die durch angekoppelte Photomultiplier verstärkten Lichtsignale der Detektorkristalle werden der Auswerteelektronik zugeführt. Es erfolgt die energiedispersive Registrierung. Die so gewonnenen Projektionsdaten werden mit Hilfe von Computern und Algorithmen im Verfahren der Rückprojektion zu Schnittbildern in rechtwinkliger Ausrichtung zur Oberfläche der Detektoren rekonstruiert. Zur Rekonstruktion der tomographischen Daten ist ein minimaler Drehwinkel von 180 Grad um das COR erforderlich. Es sind statische und dynamische Aufnahmeserien möglich. Abhängig von der klinischen Fragestellung ist im Schritt der Reangulation eine Darstellung in beliebigen Orientierungen innerhalb des dreidimensionalen Datensatzes möglich.

### 2.2 Radiopharmazeutika der Single Photonen Emissions Computer Tomographie

Bei der nuklearkardiologischen Diagnostik können die Verteilungsdynamik und regionale Speicherung der Radiopharmazeutika mit der SPECT gemessen werden. Die vorherrschend eingesetzten Verbindungen sind Thallium-201 Isotope (Tl-201), in der chemischen Form als Tl-Chlorid, und Technetium-99m (Tc-99m), in der chemischen Form als Tc-99m Hexakis-2-methoxy-2-methylpropyl-1-isonitril (Tc-99m MIBI).

Im Zyklotron hergestelltes Tl-201 zerfällt mit einer Halbwertszeit von 73,1 h durch Elektroneneinfang zu dem Bleiisotope Hg-201 unter der Emission von  $\gamma$ -Strahlung Energie von 135 und 167 keV und für die Messung nutzbare Röntgenstrahlung im Bereich von 65-85 keV (anteilig: 93,8 %).

Die Darstellung der regionalen Perfusion des Herzmuskels erfolgt durch die Übertritt von ca. 85 % bis 95 % des injizierten Tl-201 Chlorid innerhalb von Minuten aus dem Blutkompartiment in die Myokardzellen. Für normale Perfusion ist von einer linearen Beziehung zur Extraktionsfraktion auszugehen. Die perfundierten nicht nekrotischen Anteile des Myokards

nehmen das Tl-201 auf und deponieren es intrazellulär. So repräsentiert die zeitlich frühe Phase der Tl-201 Verteilung nach der Injektion die Perfusionssituation des Myokards. Im weiteren zeitlichen Verlauf erfolgt eine zunehmende Rückverteilung in das extrazelluläre Kompartiment und in ischämische Anteile des Myokards. Somit entspricht die Tl-201 SPECT-Aufnahme mit zunehmendem zeitlichen Abstand von der Injektion immer weniger der regionalen Perfusion. Der Nachweis von Tl-201 in Myokardarealen in der sogenannten Spätaufnahme 2-4 h nach Injektion, welche in der Perfusionsaufnahme nach Belastung nur vermindert zur Darstellung kamen, erlaubt die Aussage zu regionalen belastungsabhängigen Ischämien. Ein Protokoll mit Aufnahmen der Tl-201-Verteilung 20 min und 4-5 h nach Injektion in Ruhe differenziert zwischen dauerhaft geschädigten, nekrotischen, Anteilen des Herzmuskels und Anteilen mit noch erhaltener Vitalität nach vorangegangener Ischämiephase. Diese Vitalitätsbeurteilung kann auch durch Darstellung nach Reinjektion von Tl-201 nach antianginöser Therapie erfolgen, so können Myokardanteile, die von einer operativen Reperfusionssmaßnahme profitieren können, identifiziert werden [2], [51], [53].

Das Isotop Tc-99m bietet im Vergleich zu Tl-201 einige physikalische Vorteile. Die Halbwertszeit ist kürzer, die Energie der Photonen ist mit 140 keV (89,1 %) höher, verglichen mit dem für die SPECT nutzbaren Photonenspektrum für Tl-201. Analog zur Darstellung bei der Verwendung von Tl-201 wird ein Anteil ( 40% in Ruhe) des radioaktiven Tc-99m MIBI schnell nach Injektion intrazellulär in den Myozyten, gebunden an zytosolische Komponenten, deponiert. Diese Distribution erfolgt in weitgehend linearem Verhältnis zum myokardialen Blutfluß. Im Vergleich zu Tl-201 ist die Geschwindigkeit der Rückverteilung in das extrazelluläre Kompartiment minimal, deshalb sind auch Stunden nach Injektion noch Aufnahmen als Perfusionsstudien möglich vgl. [41]. Klinische Protokolle mit mehrfachen Injektionen sowie in Ruhe und unter Belastung sind gebräuchlich [53] [25].

## 2.3 Positronen Emissions Tomographie

Eine typische PET-Kamera ist aus mehreren parallel in einer Gantry angeordneten Ringen von Detektoren aufgebaut. Somit ist im Gegensatz zur SPECT keine Rotation der Detektoren um den Patienten erforderlich. Die Detektoren sind einzeln, im sogenannten „Koinzidenzmodus“ miteinander verschaltet. Das bedeutet, dass ein Positronenzerfall registriert wird, wenn im vorgewählten Energiefenster und im vorgewählten Zeitfenster ein Impuls in den durch Koinzidenz verschalteten Detektoren registriert wird, entsprechend den physikalischen Eigenschaften der Positronenstrahlung. Dabei wird ein Positron aus dem radioaktiv zerfallenden Atom freigesetzt. Es fusioniert nach einer kurzen freien Wegstrecke mit einem Elektron. Die Vernichtungsstrahlung, bestehend aus zwei Photonen mit einer Energie von je 511 KeV und einer um 180 Grad versetzten Ausbreitungsrichtung, wird frei.

Die Breite der einzelnen Detektorelemente definiert die Schichtdicke und somit die räumliche Auflösung in der Längsachse der PET-Kamera. Die Anzahl der parallel in der Längsachse der Kamera vorhandenen Detektorringe bestimmt das Sichtfeld der Kamera. Die Rekonstruktion eines Schnittbilds aus den im Koinzidenzmodus gemessenen Photonen erfolgt mit der gefilterten Rückprojektion (FBP). Die im Detektor gemessenen Photonen, die auf dem Weg vom Entstehungsort zum Detektor gestreut oder geschwächt wurden, werden nicht zur Rekonstruktion verwendet.

Bedingt durch die Komplexität des Aufnahmegerätes und den hohen Aufwand der Nuklidherstellung ist die PET das aufwendigere tomographische Verfahren. Ihr wird jedoch die bessere räumliche und zeitliche Auflösung zugeschrieben [43], [44].

## 2.4 Radiopharmazeutika der Positronen Emissions Tomographie

Das Prinzip der radioaktiven Markierung mittels Positronenstrahlern besteht in der Verwendung der in der Biochemie häufigen Elemente wie Kohlenstoff (C), Stickstoff (N), Sauerstoff (O) oder der Verwendung des dem Radius des Wasserstoffatoms ähnlichen Elements Fluor (F). Alle diese positronenemittierenden Isotope können in Kreisbeschleunigern als C-11, N-13, O-15 und F-18 hergestellt werden. Durch radiochemische Synthesen erfolgt die Herstellung der Radiopharmazeutika. Regional abgrenzbar und quantifizierbar kann mit den Verbindungen N-13 Ammoniak, O-15 Sauerstoff und Rubidium-82 der kardiale Blutfluß gemessen werden. Mittels F-18 Fluoroxydeglukose kann die regionale Vitalität des Herzmuskels nach ischämischen Ereignissen, entsprechend dem lokalen Metabolismus, zur Planung invasiver Eingriffe oder zur Erstellung prognostischer Aussagen beurteilt werden. Dazu werden die Perfusionsstudien mit den Vitalitätsstudien regional verglichen. Für spezielle Fragestellungen werden auch Radiopharmazeutika synthetisiert, welche die Verteilung der sympathischen Rezeptoren oder die Parameter des nicht oxydativen Stoffwechsels darstellen.

## 2.5 SPECT-Kameras im Koinzidenzmodus

Neue Entwicklungen verbinden die Vorteile der PET mit dem geringeren technischen Aufwand der SPECT. Dazu werden die 511 keV Photonen des Positronenzerfalls in zwei, im Koinzidenzmodus verschalteten Detektoren einer SPECT-Kamera gemessen. Diese befinden sich, versetzt um 180 Grad, in konstantem Abstand vom COR. In gewohnter SPECT-Technik rotieren die Detektoren um den Patienten. Analog zur Rekonstruktion bei der PET erfolgt die Zuordnung der im Energiefenster erfaßten Photonen als zu messendes oder zu verwerfendes

Ereignis. Entsprechend den Korrekturmöglichkeiten der konventionellen SPECT ist eine Schwächungskorrektur möglich. Die bei konventionellen SPECT-Systemen üblicherweise verwendeten Natrium-Jodid Detektoren sind im Energiebereich von 511 keV der Photonen aus dem Positronenzerfall wenig empfindlich. Deshalb werden spezielle Kollimatoren und Quellen der Transmissionsmessung verwendet [15] [49]. Die SPECT-Systeme, die eine Messung im sogenannten „Koinzidenzmodus“ von Positronenstrahlern erlauben, sind im Stadium der klinischen Erprobung.

## 2.6 Schwächungskorrektur

Die von unterschiedlichen Orten im Patienten ausgehenden Photonen unterliegen auf der Wegstrecke bis zum Detektor einer Schwächung. Diese ist abhängig von der Dichte der schwächenden Materie und der Weglänge zwischen Entstehungsort und Ort der Registrierung im Detektor. Das Ziel der Schwächungskorrektur ist die quantitative Bestimmung des Anteils der Schwächung am Spektrum der in den Detektoren gemessenen Photonen [1]. Dazu ist die Information der dreidimensionalen Verteilung der schwächenden Materialien im Sichtfeld der Kamera notwendig. Diese kann durch mathematische Modelle oder direkte Messungen ermittelt werden. Es können computertomographische Datensätze verwendet werden.

In der Praxis der SPECT hat es sich bewährt, diese Datensätze durch direkte Messung an der Kamera zu erstellen. In Durchstrahltechnik wird ein Detektor oder ein Teil eines Detektors zur Erfassung der von einer radioaktiven Quelle ausgehenden Photonen benutzt. Es kommen Punkt- oder Stabquellen zum Einsatz. Die Transmissionsdaten werden analog den Emissionsdaten rekonstruiert und gespeichert. Die Transmissionsdaten sind den Emissionsdaten räumlich zugeordnet [3] [53]. Den unterschiedlichen Methoden der Messung einer Schwächungsverteilung wird eine unterschiedliche räumliche Auflösung zugeschrieben. Dies sollte jedoch für die Defektquantifizierbarkeit der nuklearkardiologischen Diagnostik keine Auswirkung haben, solange die Auflösung der Schwächungsverteilungsmessung in ähnlichen Bereichen wie die Auflösung der Emissionsverteilung liegt [48].

Bei der PET erfolgt die Messung des Transmissionsdatensatzes ebenfalls in Durchstrahltechnik. Als Quelle dienen radioaktive Stabquellen, die für die Transmissionsaufnahmen aus Abschirmungen herausgefahren werden. Die Registrierung erfolgt in denselben Detektorringen, die auch für die Emissionsmessung benutzt werden.

Alle hier getesteten Systeme erlauben die separate Berechnung und Darstellung der ermittelten Transmissionsdaten und damit eine Plausibilitätskontrolle und einen Vergleich von schwächungskorrigierten mit nicht schwächungskorrigierten Daten.

## 2.7 Streukorrektur

Die Streuung der vom Entstehungsort ausgehenden Photonen im Phantom bzw. Körper des Patienten oder den Detektoren verschlechtert das Signal zu Rauschverhältnis [14]. Somit wird die Darstellungsqualität bei allen untersuchten tomographischen Verfahren durch Streuung negativ beeinflusst. Der Anteil der gestreuten Photonen wird beeinflusst von der  $\gamma$ -Energie des Isotops, der Dicke und dem Schwächungsfaktor  $\mu$  der schwächenden Schicht zwischen Entstehungsort und Detektor, der Septenlänge und dem Septenabstand der Kollimatoren sowie der Wahl des Energiefensters.

Bei der SPECT liegen die typischen prozentualen Anteile der gestreuten Ereignisse an allen erfaßten Ereignissen je nach Aufnahmeverfahren bei 35 % bis 60 % [35]. Streukorrekturverfahren resultieren so in einem Verlust von 25% bis 28 % bei Tl-201- und 35% bis 78 % bei Tc-99m-Aufnahmen der gesamten erfaßten Photonen [35].

Mögliche Korrekturverfahren für Streuung sind [13] [48] [12]:

- Akquisition in mehreren Energiefenstern und Zuordnung des gestreuten Anteils
- Energiekorrektur mit Filterung [23]
- die Anwendung von Modellrechnungen der Streuung, zum Teil mit iterativen Rekonstruktionsverfahren.

## 2.8 Rekonstruktion

Die schichtweise Radioaktivitätsverteilung wird aus dem Datensatz der Projektionen, entsprechend den planaren Aufnahmen der Tracerverteilung, berechnet. Dazu dient der computergestützte Algorithmus der sogenannten Rückprojektion. Zur Unterdrückung von Artefakten und Rauschen werden Hochpass- (Ramp) und Tiefpassfilter (Hanning/Butterworth) eingesetzt. Deshalb wird dieses Verfahren der Schichtaufnahmenberechnung als gefilterte Rückprojektion bezeichnet [53] [12]. Es stehen auch Rekonstruktionsverfahren zur Verfügung, die auf statistischen Modellen beruhen, wie z.B. die Verfahren **Maximum Likelihood Expectation Maximization** (MLEM) [21] und **Penalized Weighted Least Square** (PWLS) [3] [53] [25]. Das Ergebnis der Rekonstruktion ist eine Matrix von berechneten Schnittbildern der Radioaktivitätsverteilung im Patienten. Diese tomographischen Schnitte zeigen die gemessene und berechnete Radioaktivitätsverteilung, dargestellt in Ebenen senkrecht zur Längsachse des Tomographen. Die Zusammensetzung dieser Schichten ergibt die Radioaktivitätsverteilung im

dreidimensionalen Volumendatensatz. Dieser erlaubt die Berechnung räumlich beliebig orientierter Ebenen im Schritt der Reangulation.

## 2.9 Computergestützte Reangulation

Die anatomische Lage der Herzlängs- und Querachsen ist individuell verschieden. Sie verlaufen im allgemeinen nicht entlang der Hauptachsen der Schnittbildverfahren. Die visuelle und die computergestützte Analyse der Radioaktivitätsverteilung im Herzmuskel erfordern jedoch eine standardisierte Darstellung entlang der Längs- und Querachsen des Herzens. Das Ergebnis der Reangulation ist ein dreidimensionaler Datensatz, orientiert an der individuellen Längsachse des Herzens, entsprechend der Richtung Basis zu Apex. Dieser Datensatz erlaubt nun die Darstellung in konventioneller Form in Längs- oder Querschnitten des Herzens, sowie in Polarkoordinaten als Polar-Map. Eine mögliche Vorgehensweise der computergestützten Reangulation wurde in dieser Arbeit genutzt und wird vorgestellt.

## 2.10 Darstellung in Polarkoordinaten

Die Erstellung von Polar-Maps, d.h. Darstellung in Polarkoordinaten, ist ein anerkanntes Verfahren der zweidimensionalen Darstellung eines Volumendatensatzes [35] [18] [34] [25]. Die im Schritt der Reangulation von der Basis bis zum Apex reichenden erzeugten Kurzschnittschnitte des Myokards werden in Kreiselemente der Polar-Map umgewandelt. Jedes die Aktivitätsmenge in einem Volumen des Kurzschnitts repräsentierende Voxel wird auf ein Pixel der Polar-Map abgebildet. Die Volumenanteile eines Kurzschnitts werden dabei in gleicher Entfernung vom Zentrum der Polar-Map positioniert. Der Apex kommt im Zentrum, die basalen Anteile in den peripheren Anteilen der Kreisfläche zur Darstellung. Jedem Pixel der Polar-Map wird ein numerischer Wert, entsprechend der Aktivitätsmenge des korrespondierenden Volumenelements, zugeordnet. Diese Werte dienen der quantitativen Auswertung. Für die optische Auswertung erfolgt die Darstellung in wählbaren Grau- oder Farbskalierungen entsprechend den Werten der Pixel. Radiale Segmente der Polar-Map werden zur Identifizierung der korrespondierenden Areale des Myokards, d.h. der anterioren, inferioren, septalen und lateralen Anteile, beschriftet. Entsprechend bekannter Versorgungsgebiete der Koronarien können die Areale auf der Polar-Map bezeichnet werden und Defektareale den wahrscheinlich zugrundeliegenden Lokalisationen der Perfusionsstörungen zugeordnet werden.

Die den Aktivitätsmengen entsprechenden Werte jedes Pixels erlauben die quantitative Auswertung und Erkennung pathologisch zu wertender Myokardareale vgl. [46]. Ein mit homo-

gener Aktivität gefülltes Herzphantom sollte im Idealfall der fehlerfreien Messung, Rekonstruktion und Reangulation als Polar-Map mit Pixeln gleicher Werte dargestellt werden. In der klinischen Anwendung erfolgt die Identifikation pathologischer zu wertender Areale durch den erfahrenen Untersucher oder quantitativ durch numerische Auswertung.

## 2.11 Schwellenwertbestimmung

Die Defektquantifizierung mit Polar-Maps bei der Auswertung klinischer Myokardszintigraphie oder Phantommessungen kann mit Hilfe eines Schwellenwertes erfolgen. Die gesamten Pixel der Polar-Map werden zuerst auf ein Maximum normiert. Dieses Maximum, berechnet aus dem Mittelwert eines Anteils der Pixeln der Polar-Map mit den maximalen Werten, wird zu 100% gesetzt. Gebräuchlich und praktikabel ist ein Anteil zwischen 1 % und 10%. Die, den als pathologisch zu wertenden Arealen der Polar-Map zugehörigen Pixel, weisen eine relative Aktivitätsbelegung auf, die signifikant niedriger als die normierten Pixeln der als nicht pathologisch zu wertenden Arealen liegt. Mit einem Schwellenwert kann festgelegt werden, ab welchem prozentualen Wert ein Pixel und damit das entsprechende Volumenelement als pathologisch zu bewerten ist. Die relative Anzahl der Pixel der normierten Polar-Map im Vergleich zur Gesamtanzahl, die unter dem gewählten Schwellenwert liegen, quantifiziert die Defektgröße. Im Phantommodell soll der Schwellenwert, möglichst unabhängig von Defektgröße und Aktivitätskonzentration im Defekt, die wahre Defektgröße bestimmen. Bei bekannter Defektgröße kann nun je Aufnahmeverfahren der Schwellenwert so variiert werden, dass die gemessene Defektgröße der bekannten Defektgröße möglichst nahe kommt [36].

Dieser Methodik der Defektgrößenquantifizierung liegt die theoretische Annahme einer homogenen Verteilung des Radiopharmakons im gesunden Myokard mit artefaktfreier Abbildung durch die tomographische Bildgebung zugrunde. Das Verfahren ist automatisierbar.

Aus der Erfahrung der klinischen Anwendung ist davon auszugehen, dass für die verschiedenen SPECT-Verfahren mit oder ohne Korrektur sowie für die Aufnahmen mit unterschiedlichen Isotopen verschiedene optimierte Schwellenwerte zur Defektquantifizierung existieren.

Ein alternatives Modell der Defektquantifizierung benutzt für das jeweilige Aufnahmeverfahren spezifisch erstellte Normalverteilungen. Dies sind gemittelte, zum Teil geschlechtsspezifische Myokardszintigraphien einer Anzahl herzgesunder Probanden. In der Auswertung werden die Pixel der zu beurteilenden Polar-Map mit den korrespondierenden Pixeln des Normalenkollektivs verglichen. Überschreitet die Differenz einen festgelegten Wert, wird das entsprechende Volumenelement als pathologisch gewertet. Der relative Anteil aller als pathologisch eingestuften Volumenelemente am Myokard definiert die prozentuale Defektgröße. Diese Methode der Defektquantifizierung hat den Vorteil, dass Areale verfahrensspezifisch

scher Aktivitätsminderbelegungen nicht dem Defekt zugeordnet werden. Ein typisches Beispiel dafür ist die Aktivitätsminderbelegung inferiorer Myokardanteile in nicht schwächungskorrigierten SPECT-Aufnahmen mit Tl-201. Die Erstellung verfahrensspezifischer Normalkollektive ist jedoch mit einem hohen Aufwand und der Notwendigkeit der Applikation radioaktiver Substanzen an gesunden Probanden verbunden.

## 3 Methodik

### 3.1 Phantombeschreibung

Das benutzte Phantom (DATA Spectrum Corp., Hillsborough, NC , USA) besteht aus drei Teilen:

#### 1. Herzeinsatz (Model 7070, Data Spectrum Corp.):

Dieser aus zwei separat befüllbaren Kammern zusammengesetzte Teil repräsentiert den linken Ventrikel des Herzens mit einem Volumen von 121 ml für das Myokard. Aufgebaut in rotationssymmetrischer Hufeisenform wird die Myokarddicke als überall gleichbleibend stark mit 10 mm dargestellt. Das Phantom schließt am basalen Ende in der Ebene, die beim Menschen den Atrio-Ventrikularklappen entspricht, rechtwinklig zur Längsachse ab. Die restlichen Anteile des Herzens, d.h. rechter Ventrikel und Atrien, sind nicht berücksichtigt.

#### 2. Defekte:

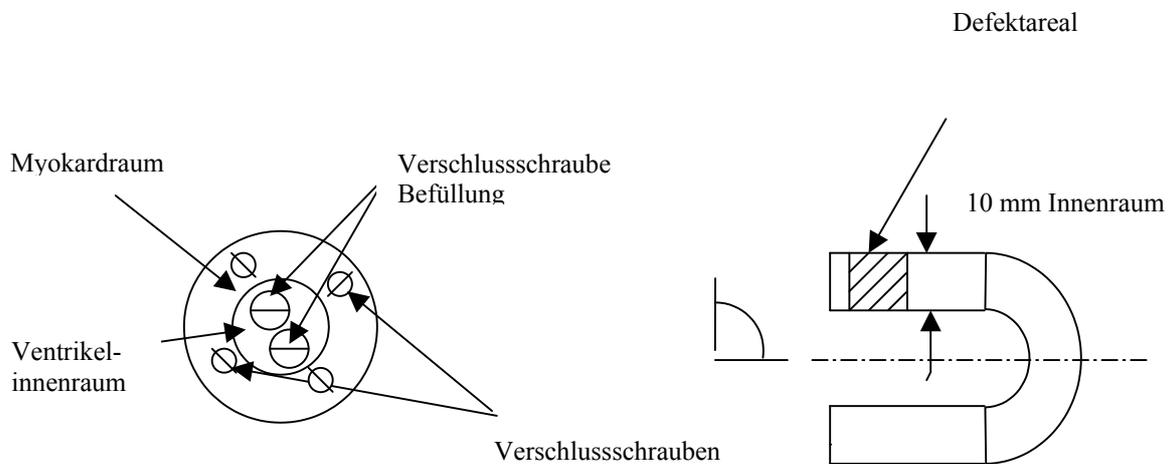
In den Myokardanteil können befüllbare Defekte eingebracht werden (Model 7474, DATA Spectrum Corp., Hillsborough, NC , USA). Die zur Verfügung stehenden 4 verschiedenen Defekte nehmen 3,5 %, 9,2 %, 18,4 % und 31,1 % Volumenanteil des Myokard ein. Dabei liegt der Defekt der Größe 3,5 % in einer transmuralen und nicht transmuralen Defektform vor. Durch Kombination lassen sich Gesamtdefektgrößen von 3,5 % bis 31,1 % zusammensetzen. Alle angegebenen Volumenmaße wurden durch Wiegen mit einer Präzisionswaage ermittelt. Sie weichen geringfügig von den Phantomspezifikationen und den in der Literatur angegebenen Werten ab [30].

#### 3. Körperphantom:

Das Körperphantom simuliert einen Torso der Dicke von 28 cm und einer Breite von 38 cm. Als Schwächungssimulation für die Wirbelsäule dient ein Teflonstab über die gesamte Länge in anatomisch korrekter Lage. Für die Lungen und die Leber sind Kompartimente vorgesehen, die separat befüllt werden können. Der Schwächungskoeffizient der Lungen wird durch Befüllung mit Polystyrolkugeln und Wasser simuliert. Dies resultiert in einer Dichte von  $0,4 \text{ g/cm}^3$  [15]. Die Schwächung für Photonen bei der verwendeten Energie entspricht bei Patienten in der Lunge ca.  $1/3$  der Schwächung für Weichteile [48]. Die Simulation der weiblichen Brust ist nicht vorgesehen.

Alle soliden Anteile des Phantoms werden aus Polymethylacrylat gefertigt. Die Dichte dieses Materials und somit die Schwächungseigenschaft entsprechen denen des biologischen Gewebes. Zur Simulation von Aktivitätsminderbelegungen im Myokard werden die Defekteinsätze verwendet. Die Anordnung der Defekte im Phantom wird für jede Messreihe je Isotop und Aufnahmeverfahren beibehalten. Die Defekte werden so plaziert, dass zwischen Defektrand und basisnahem Ende des Herzphantoms ein Abstand von 8 mm verbleibt, der mit 100 % Aktivitätskonzentration gefüllt ist. In der Kurzachsenbetrachtung des Herzens werden die Defekte so angeordnet, dass wechselweise alle Myokardanteile besetzt werden [36] [18] [10]. Diese Anordnung simuliert die Speicherdefekte in allen Versorgungsgebieten der drei Hauptkoronarien.

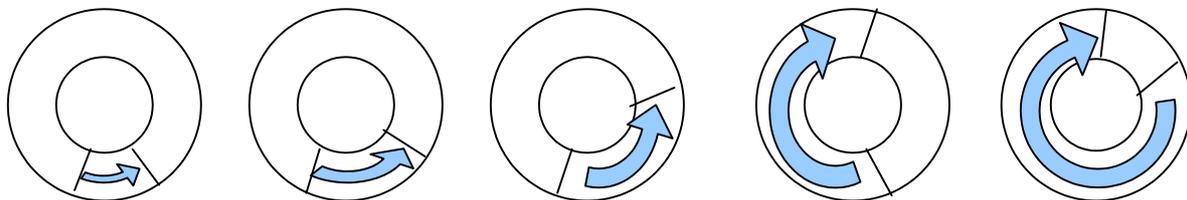
Skizze des Phantoms mit Maßangaben:



Phantom in: Kurzachsenansicht von basal

Längsachsenansicht.

**Abbildung 3.1a:** Phantom in Schnittdarstellung



Defektgröße:

3,5 %

9,2 %

12,7 %

21,9 %

31,1 %

**Abbildung 3.1b:** Plazierung der Defekte in Kurzachsendarstellung

Der Herzeinsatz wird im Körperphantom konstant in der Lage 15 Grad, gedreht zur kranial kaudalen Achse, eingebaut. Das Phantom ist konstant "head in, supine" für alle Aufnahmen im Tomographen angeordnet. Es erfolgt die Kontrolle am Monitor der Kamera, ob das Phantom in allen Winkelpositionen innerhalb des Gesichtsfelds der Kamera abgebildet wird.

Diese Phantomanordnung wurde auch anderen Studien [36], [20], [4], [29] und [38] benutzt. Es wurden jedoch nur solide Defekte aus Polymethylacrylat ohne Radioaktivitätsinhalt verwendet. In der hier vorgestellten Arbeit wird dagegen die Aktivitätskonzentration in den befüllbaren Defekten von 0 % bis 30 % im Vergleich zur Aktivitätskonzentration im umgebenden Myokard variiert. So werden auch klinische Befunde simuliert, die nur partielle Aktivitätsminderung zeigen.

Die Einstreuung von Aktivitäten nahe dem Herzen, jedoch außerhalb des Myokards, stellt ein Problem der klinischen SPECT dar. Dabei kann es je nach Isotop und verwendetem Korrekturverfahren [31] zur artifiziellen Höher- oder Minderbelegung des Myokards in der Quantifizierung kommen. Um diese Störgröße auszuschließen, wurde die Aktivität in allen Kompartimenten des Phantoms, außer dem Herzeinsatz, zu 0 % gewählt. Die verwendete Aktivitätsmenge entspricht den bei klinischen Untersuchungen gefundenen Aktivitäten im Herzmuskel [18].

Das in dieser Arbeit verwendete Phantom weicht somit von den in früheren Studien [20] verwendeten ab. Es bildet jedoch die anatomischen Verhältnisse im Patienten besser ab.

## 3.2 Korrekturverfahren

### 3.2.1 Schwächungskorrektur

Alle drei in dieser Arbeit getesteten tomographischen Verfahren benutzen ein Korrekturverfahren zur Bestimmung der inhomogenen Schwächung. Die unterschiedlichen Eigenschaften der bei den verwendeten Systemen eingesetzten Transmissionsquellen zeigt Tabelle 3.2a.

Aufnahmesystem	Isotop	Energie (KeV)	Anordnung
SIEMENS M-3 SPECT	Am-241	59,4	Fächerstrahl mit Offset
ADAC SPECT	Gd-153	97,4 ; 103,2	Linienquelle parallel
PET	Ge -68	511	3 Stabquellen
ADAC MCD Kamera	Cs-137	661	Punktquelle

**Tabelle 3.2a:** Transmissionsquellen der verwendeten Systeme

### 3.2.2 Streukorrektur

Als einziges der in dieser Arbeit gemessenen Verfahren stellt die ADAC Kamera im Modus für Tc-Messungen ein Korrekturverfahren für Streuung zur Verfügung [52]. Dieses Korrekturverfahren ist in die iterative Rekonstruktion mit dem MLEM-Algorithmus eingebunden [48]. Ein Streukorrekturverfahren für Tl-201-Aufnahmen stand zum Zeitpunkt der Messungen leider nicht zur Verfügung, obwohl dies bei einem höheren relativen Streuanteil im Vergleich zu Tc-99m wünschenswert gewesen wäre [31].

## 3.3 Kamerabeschreibung

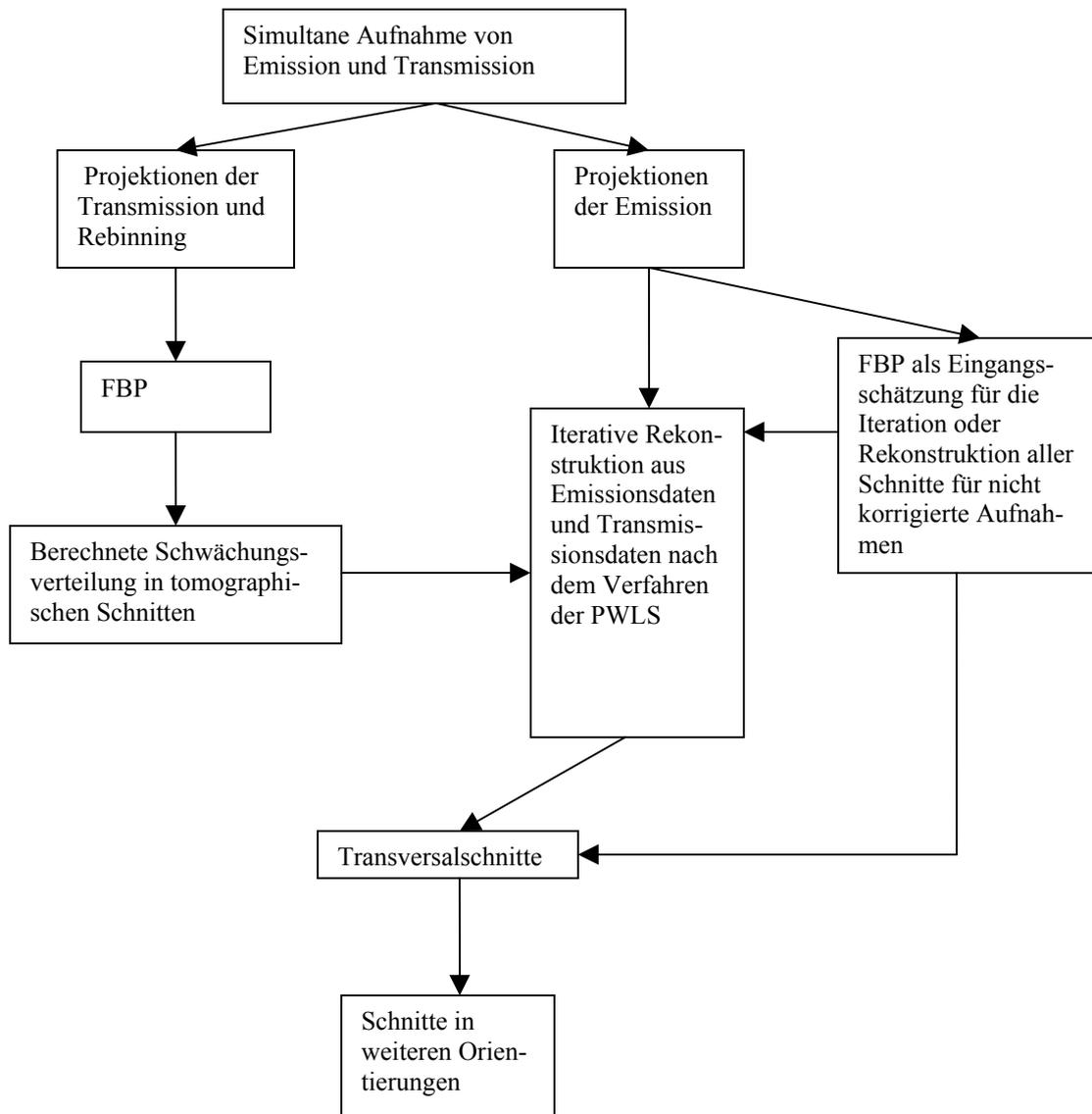
Die Ausstattungsmerkmale der getesteten Aufnahmegeräte und die jeweiligen Parameter der Aufnahme und Bildberechnung werden im folgenden beschrieben:

Für den SIEMENS Tomographen erfolgt die Bewegung des abzubildenden Objekts unter die Detektoren durch die Systemliege. Das ADAC-System bewegt die Gantry der Kamera über die feststehende Liege. Die Aufnahme des Emissionsdatensatzes erfolgt ohne Bewegung von aufzunehmendem Objekt und Detektoren zueinander. Die Aufnahmen an der ADAC SPECT Kamera und am PET System wurden mit den jeweiligen Programmen des Herstellers rekonstruiert. Für die SIEMENS M3 SPECT Kamera erfolgte die Rekonstruktion auf einem Computernetzwerk. Dieses Computernetzwerk diente auch der weiteren Verarbeitung der Regulation, der Darstellung in Polar-Maps sowie der Verarbeitung der Polar-Maps zur Defektgrößenbestimmung für alle Aufnahmen.

### 3.3.1 SPECT-M3 MultiSPECT Kamera:

Hersteller:	SIEMENS AG, Erlangen
Bezeichnung:	MultiSPECT 3
Anzahl der Detektorköpfe:	3
Detektormaterial:	Natrium-Jodid
Detektordicke:	0,95 cm
Freies Detektorfeld:	33 cm x 43,75 cm
Kollimatoren:	Parallellochkollimatoren, Fächerkollimator [32]
Transmissionsquelle:	Ameritium-241
Bewegung der Quelle:	keine
Kollimator der Quelle:	Schlitzkollimator
Rekonstruktionsalgorithmen:	PWR und FBP

#### Ablaufdiagramm: Aufnahme SPECT mit Korrekturverfahren M3-Kamera



**Abbildung 3.3a:** Ablaufdiagramm Aufnahme Rekonstruktion M-3 SPECT Kamera

### 3.3.2 ADAC Vertex Kamera

Hersteller:	ADAC Laboratories CA, USA
Anzahl der Detektorköpfe:	2
Detektormaterial:	Natrium Jodid
Detektordicke:	1,58 cm
Freies Detektorfeld:	50,8 cm
Kollimatoren:	Hochenergie Kollimatoren Parallelloch
Transmissionsquelle:	Gadolinium-153
Bewegung der Quelle:	parallel zum Detektor
Kollimator der Quelle:	Schlitz mit 1 mm Öffnung
Rekonstruktionsalgorithmen:	MLEM und FBP

Ablaufdiagramm: Aufnahme SPECT mit Korrekturverfahren ADAC-Kamera

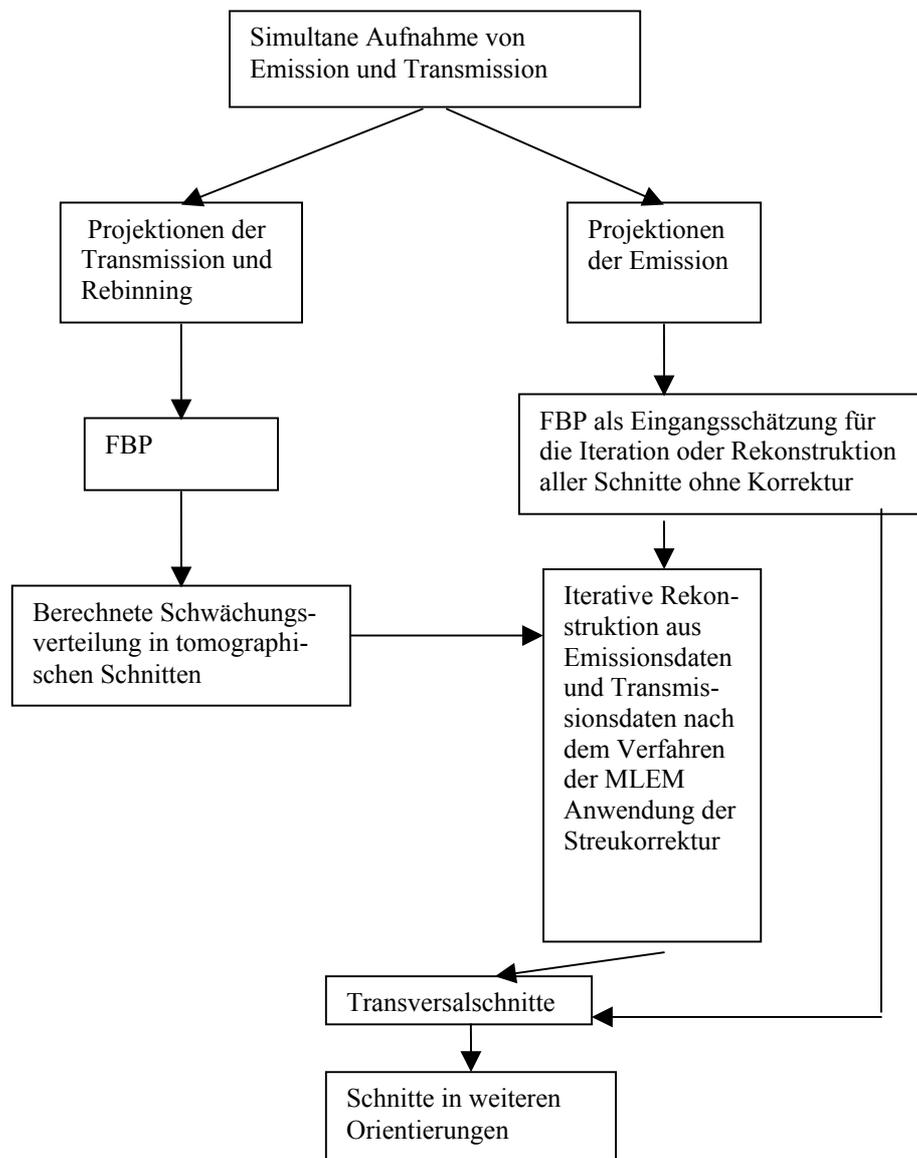
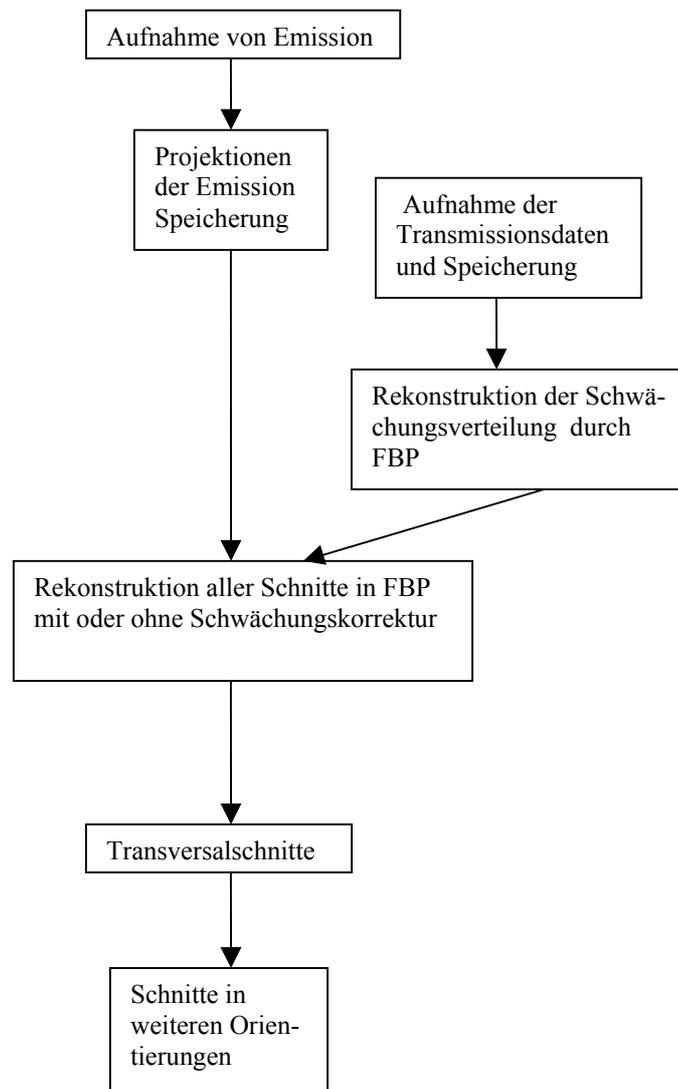


Abbildung 3.3b: Ablaufdiagramm Aufnahme und Rekonstruktion ADAC SPECT Kamera

### 3.3.3 PET Kamera ECAT 951R

Hersteller:	CTI, Knoxville, TN, USA
Anzahl der Ringdetektoren:	16
Detektormaterial:	BGO im Ring
Detektorabmessungen:	6 x 6 x 30 mm
Kollimatoren:	Septen
Transmissionsquelle:	Ge-68 Stabquelle
Bewegung der Quelle:	Rotation um die Längsachse des Gerätes
Kollimator der Quelle:	kein
Rekonstruktionsalgorithmen:	FBP

Ablaufdiagramm: Aufnahme PET mit Korrekturverfahren SIEMENS PET Scanner



**Abbildung 3.3c:** Ablaufdiagramm Aufnahme und Rekonstruktion PET Kamera

### 3.3.4 SIEMENS SPECT M-3 System Aufnahmeparameter

Emissions- und Transmissionsdatensatz werden zeitgleich aufgenommen. Es ist möglich, die Datensätze getrennt auszuwerten und darzustellen. Die Linienquelle der Transmissionsquelle ist in Ausrichtung der Z-Ebene der Kamera fest an einem der drei Detektorköpfe montiert [18]. Nach mechanischer Öffnung des Kollimators der Quelle erfolgt die Erfassung der durch das Objekt abgeschwächten Photonen der Quelle in dem zugeordneten Detektor. Die Quelle befindet sich seitlich versetzt vor dem zugehörigen Detektor. Der Kollimator des Detektors ist fokussierend mit entsprechendem seitlichen Versatz ausgelegt. Deshalb erfolgen die Aufnahmen mit konstantem Abstand der Detektoren zum COR der Kamera. So wird sichergestellt, dass sich die Transmissionsquelle im Fokus des Detektors der Transmissionsmessung befindet [3] [48]. Die verbleibenden zwei Detektoren dienen der Messung der Photonen der Emission. Da ein Detektor mit dem entsprechenden Energiefenster der Messung der Transmission zugeordnet ist, kann ein Datensatz der Aufnahme mit Transmissionsmessung nicht ohne Transmissionsdaten ausgewertet werden. Somit erfolgen separate Messungen für nicht schwächungskorrigierte Aufnahmen. Für den SIEMENS Tomographen erfolgt die Bewegung des abzubildenden Objekts unter die Detektoren durch die Systemliege.

Für diese Untersuchung werden die Datensätze der Emissions- und der Transmissionsprojektionen separat auf ein Computernetzwerk transferiert und mit dem PLWS Algorithmus [14] [17] rekonstruiert. Die weitere Verarbeitung erfolgt im Programm MH-Sampler [34].

Für die Phantomaufnahmen mit der M-3 SPECT Kamera werden die folgenden Parameter gewählt:

#### Tc-99m Aufnahmen:

Aktivitätskonzentration:	ca. 480 kBq/ml
Kollimatortyp:	parallel für die Emission-, fokussierend für die Transmissionsmessung
Anzahl der Projektionen der Emission:	$3 \times 20 = 60$
Zeit je Projektion der Emission:	20 s
Energiefenster der Emission:	$140 \text{ keV} \pm 15 \%$
Modus:	zirkulär
Abstand COR zum Detektor:	29 cm
Startposition Kopf 1 der Kamera:	$270^\circ$
Anzahl der Projektionen der Transmission:	20
Zeit je Projektion der Transmission:	20 s
Energiefenster der Transmission:	$60 \text{ keV} \pm 20 \%$
Modus der Transmissionsaufnahme:	simultan

Emission:

Rekonstruktionsmatrix:	64 x 64
Rekonstruktionsverfahren mit Korrektur:	iterativ PLWS
Parameter der Rekonstruktion mit Korrektur:	16 Iterationen, Beta -12
Rekonstruktionsverfahren ohne Korrektur:	FBP
Parameter der Rekonstruktion ohne Korrektur:	180 °
Filter der Rekonstruktion:	Butterworth 0,45 cycles/ bin, 5. Ordnung
Transmission:	
Rekonstruktionsverfahren:	FBP
Parameter der Rekonstruktion:	0,5 cycles/bin, 5. Ordnung
Filter der Rekonstruktion:	y-smooth

Tl-201-Aufnahmen:

Aktivitätskonzentration:	ca. 42 kBq/ml
Kollimatortyp:	parallel für die Emissionsmessung, fokussierend für die Transmissionsmessung
Anzahl der Projektionen der Emission:	3 x 20 = 60
Zeit je Projektion der Emission:	40 s
Energiefenster der Emission:	78 keV $\pm$ 30 %, 167 keV $\pm$ 15 %
Modus:	zirkulär
Abstand COR zum Detektor:	29 cm
Startposition Kopf 1 der Kamera:	270 °
Anzahl der Projektionen der Transmission:	20
Zeit je Projektion der Transmission:	40 s
Energiefenster der Transmission:	60 keV $\pm$ 20 %
Modus der Transmissionsaufnahme:	simultan

Emission:

Rekonstruktionsmatrix:	64 x 64
Rekonstruktionsverfahren mit Korrektur:	iterativ
Parameter der Rekonstruktion mit Korrektur:	16 Iterationen, Beta -11
Rekonstruktionsverfahren ohne Korrektur:	FBP
Parameter der Rekonstruktion ohne Korrektur:	180 °
Filter der Rekonstruktion:	Butterworth 0,45 cycles/bin, 5. Ordnung
Transmission:	
Rekonstruktionsverfahren:	FBP
Parameter der Rekonstruktion:	0,5 cycles/bin, 5. Ordnung
Filter der Rekonstruktion:	y-smooth

### 3.3.5 ADAC SPECT System Aufnahmeparameter

Bei der simultanen Aufnahme von Emissions- und Transmissionsdatensatz wird der Kollimator der Transmissionsquelle geöffnet. Die Quelle wird parallel zum aufnehmenden Detektor bewegt [47]. Diese Anordnung wird „Scanning line source“ genannt. Es werden nicht fokussierende Kollimatoren verwendet. Ein konstanter Abstand zwischen Detektor und COR ist deshalb nicht notwendig. Die Aufnahmen werden aus diesem Grund mit variablem Radius aufgenommen. Der jeweils von der Quelle belichtete Bereich des Detektors von ca. 5 cm Breite wird elektronisch ausgewählt. In diesem ausgewählten Bereich werden die Photonen mit dem Energiefenster der Transmission erfaßt. Der restliche Bereich des Detektors steht zur Messung der Emissionsphotonen zur Verfügung. Die Daten der Bereiche werden den jeweiligen Rekonstruktionsalgorithmen zur Verfügung gestellt. Die Rekonstruktion erfolgt nach dem Algorithmus: **Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM)**.

Für Aufnahmen mit dem Isotop Tc-99m steht ein Streukorrekturverfahren zur Verfügung. Es erfolgt eine Messung in einem Energiefenster von 118 KeV mit einer Fensterbreite von 12 %. Vom Datensatz der Emissionsdaten wird nun der Teil, der im Energiefenster mit 118 KeV gemessen wird, abgezogen. Dies entspricht nach Angaben des Herstellers in bester Näherung dem Anteil der gestreuten Photonen der Emission.

Die Messung im Koinzidenzmodus für Aufnahmen von Positronenstrahlern ist möglich. Unter Verwendung einer Caesium-137 Quelle erfolgt die Messung der inhomogenen Schwächung für die Schwächungskorrektur. Der Messung der Photonen aus der lochkollimierten Quelle wird ein Energiefenster der Transmissionsmessung zugewiesen. Die Rekonstruktion ist mit FBP oder der iterativen Methode MLEM möglich.

Für den ADAC Tomographen erfolgt die Bewegung des abzubildenden Objekts relativ zu den Detektoren durch die Gantrytranslation.

Für die Phantomaufnahmen an der ADAC SPECT Kamera werden die folgenden Parameter gewählt:

#### Tc-99m-Aufnahmen:

Aktivitätskonzentration:	ca. 420 KBq/ml
Kollimatortyp:	VXHR, Parallellochkollimator, hochauflösend
Anzahl der Projektionen der Emission:	64
Zeit je Projektion der Emission:	30 s
Energiefenster der Emission:	139 keV $\pm$ 20 %, 118 keV $\pm$ 12 %
Modus:	elliptisch
Abstand COR zum Detektor:	variabel ca. 5 cm bis 10 cm
Startposition Kopf 1 der Kamera:	315 <sup>0</sup>

Anzahl der Projektionen der Transmission: 32  
Zeit je Projektion der Transmission: 29 s  
Energiefenster der Transmission: 100 keV  $\pm$  20 %  
Modus der Transmissionsaufnahme: simultan

Emission:

Rekonstruktionsmatrix: 64 x 64  
Rekonstruktionsverfahren: iterativ MLEM  
Parameter der Rekonstruktion: 12 Iterationen  
Filter der Rekonstruktion: Butterworth 0,5 5.Ordnung, y-smooth  
Transmission:  
Rekonstruktionsverfahren: FBP  
Parameter der Rekonstruktion: 0,5 cycles/bin, 5. Ordnung  
Filter der Rekonstruktion: y-smooth

Tl-201-Aufnahmen:

Aktivitätskonzentration: ca. 42 kBq/ml  
Kollimatortyp: VXHR, Parallelochkollimator, hochauflösend  
Anzahl der Projektionen der Emission: 64  
Zeit je Projektion der Emission: 30 s  
Energiefenster der Emission: 72 keV  $\pm$  20 %, 167 keV  $\pm$  20 %  
Modus: elliptisch  
Abstand COR zum Detektor: variabel ca. 5 cm bis 10 cm  
Startposition Kopf 1 der Kamera: 315<sup>0</sup>  
Anzahl der Projektionen der Transmission: 32  
Zeit je Projektion der Transmission: 29 s  
Energiefenster der Transmission: 100 keV  $\pm$  20 %  
Modus der Transmissionsaufnahme: simultan

Emission:

Rekonstruktionsmatrix: 64 x 64  
Rekonstruktionsverfahren: iterativ MLEM  
Parameter der Rekonstruktion: 12 Iterationen  
Filter der Rekonstruktion: Butterworth 0,5, 5. Ordnung, y-smooth  
Transmission:  
Rekonstruktionsverfahren: FBP  
Parameter der Rekonstruktion: 0,5 cycles/bin, 5. Ordnung  
Filter der Rekonstruktion: y-smooth

### 3.3.6 PET System Aufnahmeparameter

Die Aufnahmen des Emissions- und des Transmissionsdatensatzes erfolgen konsekutiv. Zuerst werden die Emissionsdaten aufgenommen. Nach einer Zerfallszeit von mehr als 6 Halbwertszeiten des Positronenstrahlers folgt an gleicher Liegenposition mit nicht veränderter Phantomposition die Aufnahme des Transmissionsdatensatzes. Die Rekonstruktion der Daten geschieht auf dem zugehörigen Rechnersystem, dann wird mit dem Programm MH-Sampler [34] ausgewertet.

Für die Phantomaufnahmen an der SIEMENS PET-Kamera werden die folgenden Parameter gewählt:

#### F-18-Aufnahmen:

Aktivitätskonzentration:	ca. 2,72 $\mu\text{Ci/ml}$
Kollimatortyp:	mit ausgefahrenen Septen, sogenannter 2-D-Modus
Energiefenster der Emission:	> 350 KeV
Modus:	zirkulär, bauartbedingt
Abstand COR zum Detektor:	feststehend
Modus der Transmissionsaufnahme:	konsekutiv, nach der Emissionsaufnahme
Emission:	20 min
Rekonstruktionsverfahren:	FBP
Filter der Rekonstruktion:	Hanning 0,3 cycles/bin Abschneidegrenze
Transmission:	
Rekonstruktionsverfahren:	FBP

### 3.3.7 Qualitätssicherungsmaßnahmen

Die benutzten Energiefenster wurden im Rahmen der periodischen Qualitätssicherungsmaßnahmen der Klinik geprüft und korrigiert und während der Kontrolle bei Aufnahme der Phantome [10]. Die isotopenspezifische Korrektur der Nichtlinearität jedes Detektors der beiden Kameras erfolgte mittels vorhandener dokumentierter Leeraufnahmen einer radioaktiven Quelle und nachfolgender Berechnung und Speicherung einer Korrekturmatrix. Eine Korrektur für Bewegungsartefakte des Patienten war bei allen Aufnahmeserien nicht notwendig. Es kann von einer optimalen räumlichen Zuordnung der beiden Aufnahmeserien ausgegangen werden, da die entsprechenden Emissions- und Transmissionsdaten bei den SPECT-Systemen gleichzeitig aufgenommen werden [32]. Beide SPECT-Kameras erlauben bei der Aufnahme und in der Übersicht der Projektionsaufnahmen in der zeitlichen Abfolge am Computer die Betrachtung der Projektionen. So wird sichergestellt, dass es zu keinen unvollständigen Pro-

jektionsdaten kommt, wenn der mit Aktivität gefüllte Herzeinsatz des Phantoms außerhalb des Gesichtsfeldes der Detektoren gelangt.

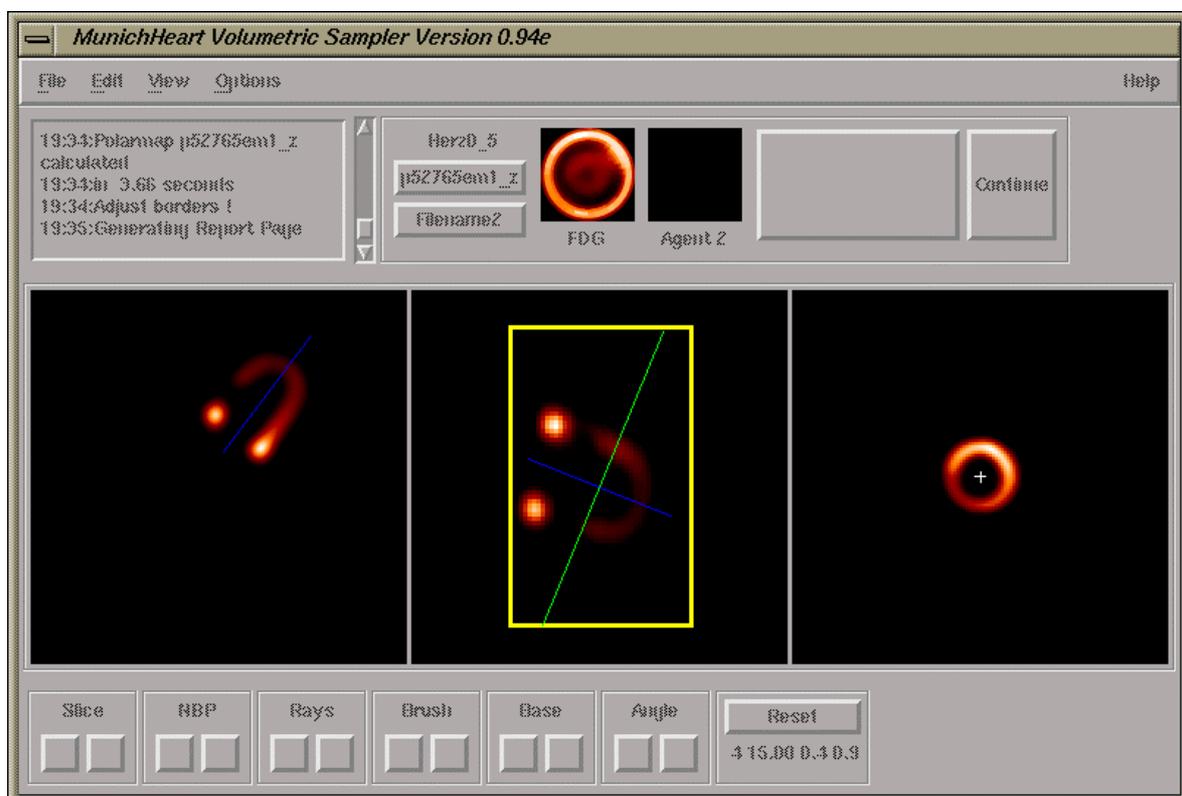
Bei der Messung an der PET-Kamera erfolgt die Messung des Transmissionsdatensatzes nach der Messung des Emissionsdatensatzes. So wird eine Erfassung von gestreuten Photonen der Emission in das Energiefenster der Transmission vermieden [3]. Das Phantom wird nach der Emissionsaufnahme auf der Liege des Scanners belassen, und die Position der Liege wird bei der Aufnahme notiert. Zur Erstellung der Transmissionsaufnahme nach radioaktivem Zerfall der F-18 Aktivität wird der Transmissionsdatensatz nach Kontrolle der Liegenposition aufgenommen. Im Verlauf der Rekonstruktion erfolgt die Zuordnung dieser Datensätze zueinander.

### 3.4 Computergestützte Reangulation

Die rekonstruierten Datensätze werden alle mit dem gleichen Verfahren, dem Munich Heart Sampler (MH), reanguliert und in Polarkoordinaten dargestellt [34].

Im Ablauf erfolgen:

- Festlegung von je einer Längsachse in zwei senkrecht aufeinander stehenden Längsschnitten des Myokards durch den Auswerter
- Festlegung des Rotationswinkels durch den Auswerter an einem mitventrikulären Kurzschnitt.
- Berechnung eines dreidimensionalen Modells der maximalen Konzentration entlang von Radien, ausgehend von den vorher definierten Längsachsen.
- Bestimmung der am weitesten basal liegenden Schicht anhand des Aktivitätsabfalls.
- Iterative Berechnung einer Trägheitsachse für diesen virtuellen Körper.
- Zuordnung von Flächenelementen mit Aktivitätswerten zu Flächenelementen mit Intensitätswerten der zweidimensionalen Darstellung in Polarkoordinaten.



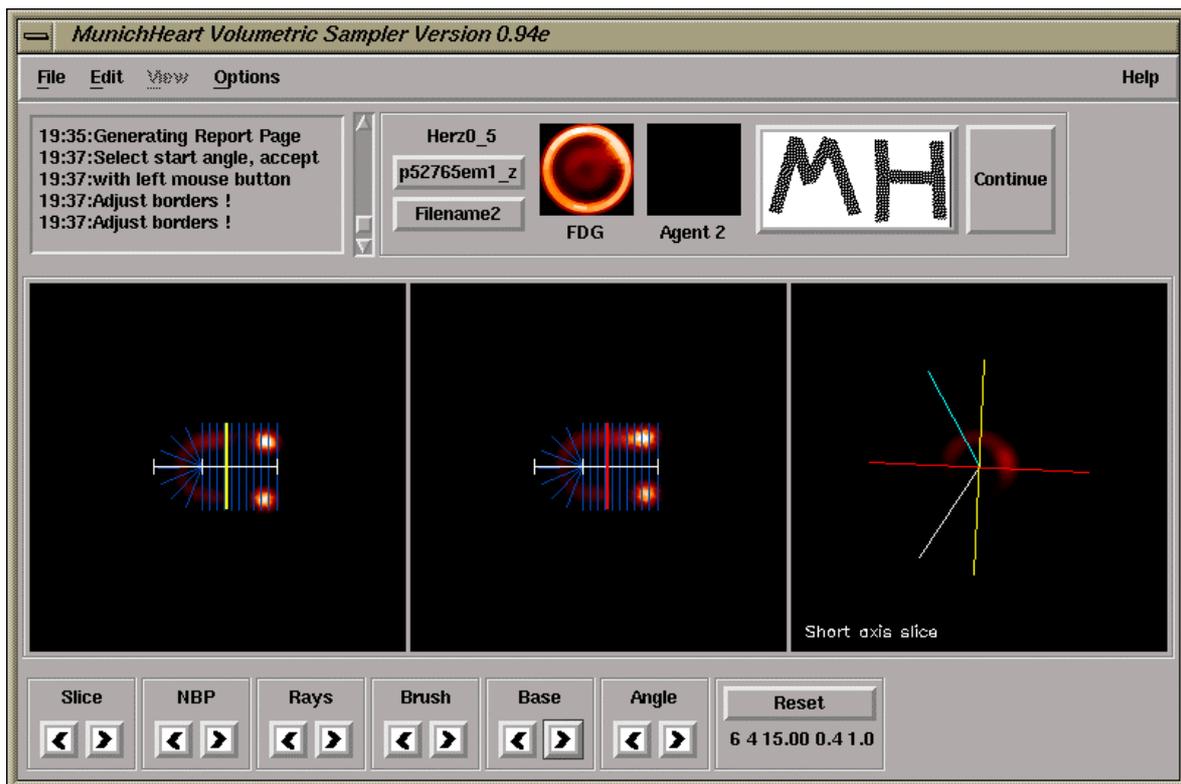
**Abbildung 3.4a:** Verlauf der Reangulation, Schritte 1 und 2  
Linkes und mittleres Fenster: Festlegung der Längsachsen  
Rechtes Fenster: Kurzschnitt

In der Abbildung 3.4a wird beispielhaft die Reangulation eines Phantomdatensatzes der PET mit einem Defekt gezeigt. Die Längsachsen sind blau gezeichnet. Die manuelle Festlegung der Längsachsen dient als erster Startpunkt für die durch das Programm durchgeführte automatische Messung der Aktivitätsverteilung entlang von Radien. Die Lage des im rechten Fenster gezeigten Kurzachsenschnittes ist grün gezeigt. Es besteht eine artifiziell überhöhte Aktivitätskonzentration in den basisnahen Anteilen des Herzphantoms. Die Ausdehnung und Lokalisation des Defekts im Kurzachsenschnitt und der Abstand zur basalen Schicht sind erkennbar.

Im nächsten Schritt erfolgt die Festlegung der basalen Schicht an der visuellen Grenze des Aktivitätsabfalls, linkes und mittleres Fenster Abbildung 3.4b. Automatisiert durch das Programm und manuell beeinflussbar durch den Nutzer wird in apikale und zylindrische Anteile des Myokards unterteilt. Die Radien für den zylindrischen Anteil des Herzens sind in Ebenen senkrecht zu den Längsachsen, alle 10 Winkelgrade, angeordnet. Die Radien für den Apex des Herzens gehen von einem angenommenen Kugelmittelpunkt auf der gefundenen zentrierten Längsachse am Übergang vom zylindrischen Anteil aus. Durch diese Anordnung wird erreicht, dass die Radien der Aktivitätsmaximumbestimmung immer annähernd senkrecht durch das Myokard verlaufen vgl. [19]. Auf jedem dieser Radien erfolgt die automatische Erkennung des maximalen Wertes der Aktivität und der benachbarten Werte. Diese werden der Kontur des Myokards zugeordnet und repräsentieren die in dem Raumvolumenelement (Voxel) enthaltene Aktivitätsmenge. Die Möglichkeit des Programmes zur automatischen Erkennung der am weitesten basal gelegenen Schicht werden nicht genutzt, diese wird manuell genau in den Bereich des Aktivitätsabfalls am basalen Ende plaziert.

In Bereichen reduzierten Aktivitätskonzentration, entsprechend Defekten im Phantommodell und pathologischen Bereichen der klinischen Diagnostik, erfolgt durch das Programm eine Konturergänzung. Diese basiert auf den vorherigen Zuordnungen zu zylindrischen und apikalen Myokardanteilen, sowie der Annahme einer rechtwinklig zu Längsachse ausgerichteten basalen Ebene.

Im Verlauf der Reangulation wird der Datensatz der aus den Projektionen entstandenen tomographischen Schnitten der anatomisch variablen Lage des Herzens angepaßt. Ergebnis der Reangulation ist ein dreidimensionaler Datensatz, orientiert an der Längsachse des Herzens, entsprechend der Richtung Basis zu Apex. Dieser Datensatz erlaubt die Darstellung in konventioneller Form den in Längs- oder Querachsen entsprechenden Kurzachsenschnitten sowie als Polar-Map.



**Abbildung 3.4b:** Verlauf der Reangulation

- Im rechten Fenster: Festlegung der Drehung an der Kurzachse
- Linkes und mittleres Fenster: Darstellung und Manipulationsmöglichkeit der Ebenen der Radien
- Kleines Fenster: Resultierende Polar-Map.

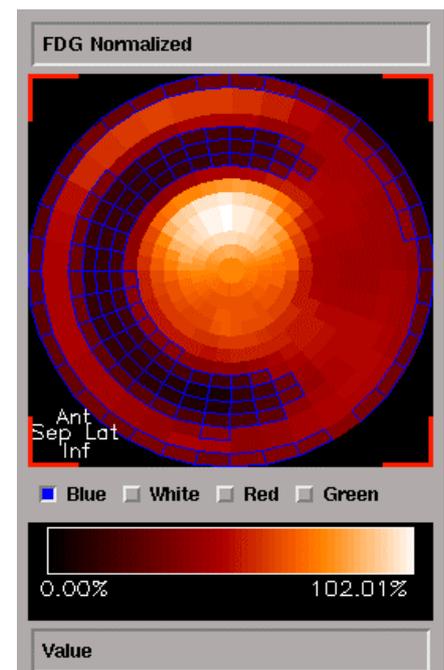
### 3.5 Darstellung in Polarkoordinaten

Jede hier erstellte Polar-Map besteht aus 460 Pixeln. Jedem Pixel wird ein Wert zugeordnet, welcher der maximalen Aktivitätsbelegung des korrespondierenden Volumenelements, berechnet in der Reangulation, entspricht. Diese Werte dienen der quantitativen Auswertung und der Darstellung in Grau- oder Farbskalen zur optischen Auswertung.

Zur weiteren Auswertung werden die Polar-Maps normiert. Dazu wird der Mittelwert der 6 Pixel mit der höchsten Aktivitätsbelegung zu 100 % gesetzt vgl. [54]. Die Darstellung der restlichen Aktivitätsverteilung erfolgt in prozentualer Relation. Die Pixel im Zentrum der Polar-Map-Darstellung entsprechen den Volumenelementen des Apex, die Pixel am Rande entsprechen den Volumenelementen der basalen Schicht [34]. Die Festlegung der basalen Schicht ist ein Problem der klinischen Praxis, welches auch bei Phantomaufnahmen auftritt. Es sollte sichergestellt werden, dass die in der Reangulation am weitesten basal gewählte Schicht noch den Messwerten mit Aktivität innerhalb des Myokards und nicht den Messwerten mit Aktivitätswerten außerhalb des Myokards entspricht. Dazu wird in dieser Arbeit bei der Reangulation der Phantommessungen die basale Schicht in den Bereich des Aktivitätsabfalls gelegt. So wird ein Kurzachsenschnitt verminderter Aktivitätsbelegung als dunkler, äußerer Ring der Polar-Map mit 36 Pixeln dargestellt. Die Werte dieser Pixel werden nicht in die Defektquantifizierung einbezogen. Somit ist das gesamte Volumen des Myokards in  $460 - 36 = 424$  Pixeln der PM enthalten. Die Anzahl der als Defekt erkannten Pixel, geteilt durch die Gesamtzahl von 424 Pixeln, ergibt die prozentuale Defektgröße. Dabei werden in der quantitativen Auswertung als dem Defekt zugehörig alle die Pixel erkannt, die unter dem jeweils festgelegten Schwellenwert liegen.

#### Abbildung: 3.5a: Polar-Map

Gezeigt wird die berechnete Polar-Map mit Darstellung der blau markierten Pixel, welche durch den Schwellenwert als Defektareal erkannt werden. Der äußere Ring von Pixeln, entsprechend der basalen Schicht des Phantoms, wird als Defektbereich erkannt. In der Berechnung der prozentualen Defektgröße werden diese Pixel nicht berücksichtigt. In der unteren linken Ecke erfolgt die Zuordnung zu den morphologischen Lagebezeichnungen des Herzens. Die Aktivitätskonzentration wird entsprechend der gezeigten Farbskala dargestellt. Der prozentuale Wert des Maximums der Skala entspricht dem Mittelwert der 6 Pixel mit den Maximalwerten der Normierung. Die Bezeichnungen geben die anatomische Orientierung an.



Somit wird die gesamte dreidimensionale Information der rekonstruierten reangulierten Aktivitätsverteilung in der zweidimensionalen Darstellung der Polar-Map gezeigt. Zum Vergleich zeigt die Abbildung 3.5b die konventionelle Darstellung der Längs- und Kurzschnitts.



Abbildung 3.5b: Darstellung der Längs- und Kurzschnitts nach Reangulation

## 4 Ergebnisse

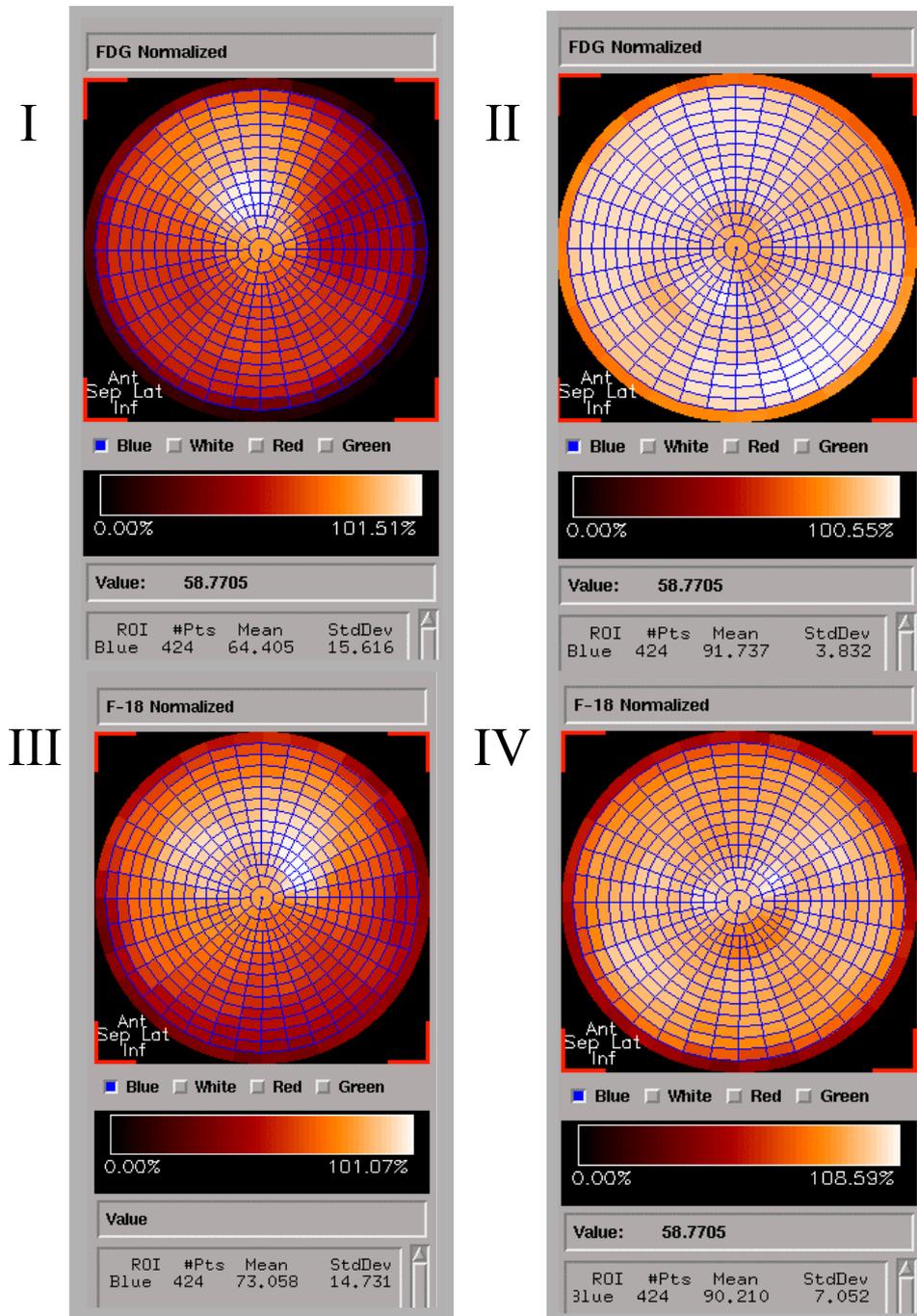
Je Messreihe SPECT und PET-Messungen mit 16 Aufnahmen (Darstellung von 5 Defektgrößen mit je drei verschiedenen Aktivitätskonzentrationen und eine Aufnahme ohne Defekt) werden gezeigt:

1. Die Homogenität der Phantomaufnahmen ohne Defekt als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (SD). Es werden die normierten Polar-Maps für die Aufnahme des Phantoms ohne Defekt im Vergleich zu der Auswertung mit und ohne Korrekturverfahren gezeigt. Dies demonstriert, wie gleichmäßig das jeweilige Aufnahmesystem eine theoretisch homogene Aktivität darstellt.
2. Die tabellarische Darstellung der gemessenen Defektgrößen der Parameter der Regressionsgeraden je Schwellenwert. Die zugehörigen Graphiken sind im Anhang zu finden.
3. Die normierten Polar-Maps bei Anwendung des optimierten Schwellenwerts je Messreihe im Anhang.

Je Messreihe mit 6 Aufnahmen (Darstellung von 5 Defektgrößen und eine Aufnahme ohne Defekt) der SPECT-Aufnahmen im Koinzidenzmodus werden gezeigt:

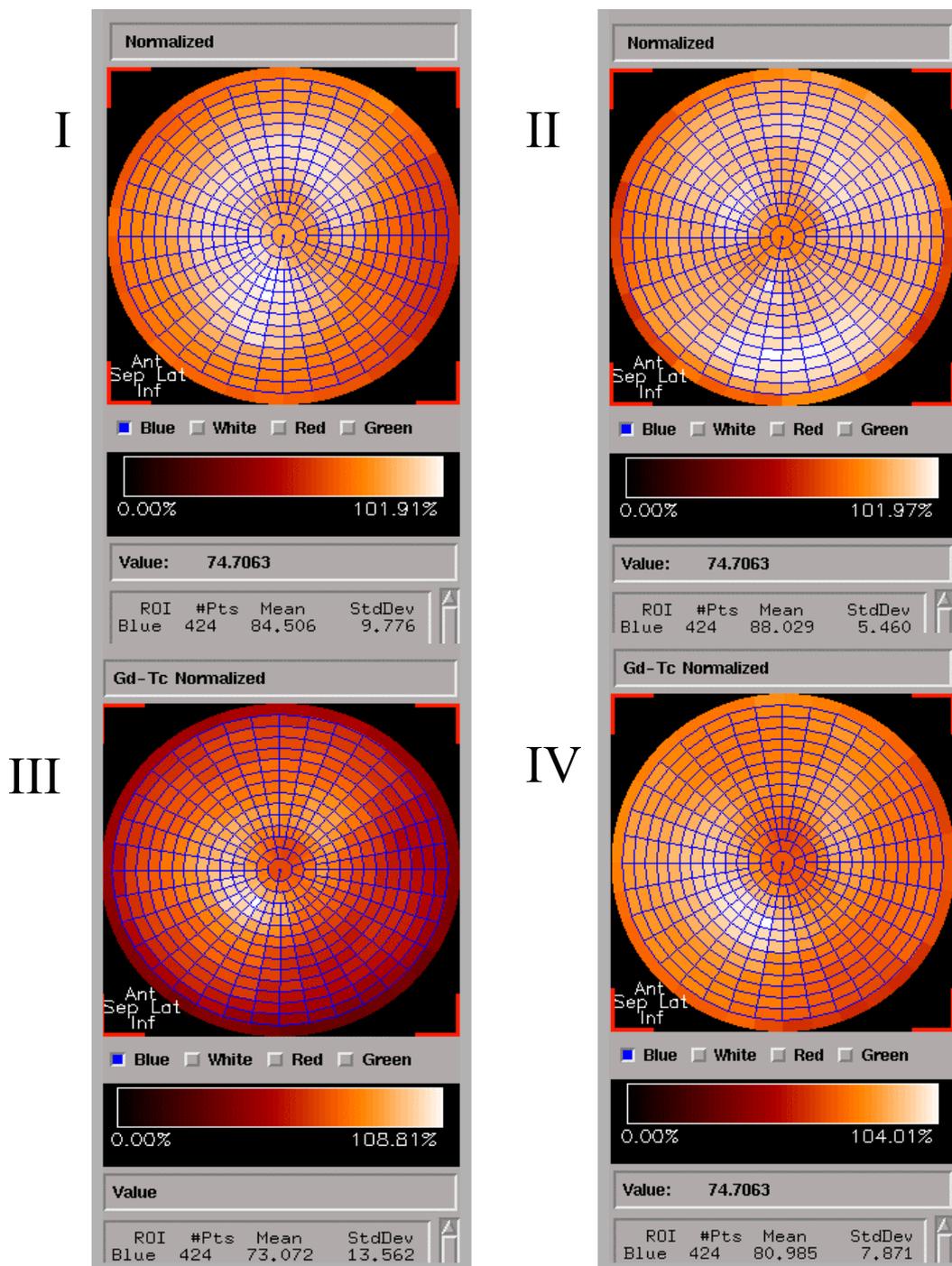
1. Die Homogenität der Phantomaufnahmen ohne Defekt als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung (SD). Es werden die normierten Polar-Maps für die Aufnahme des Phantoms ohne Defekt im Vergleich zu der Auswertung mit und ohne Schwächungskorrektur gezeigt.
2. Die tabellarische Darstellung der gemessenen Defektgrößen der Parameter der Regressionsgeraden je Schwellenwert. Die zugehörigen Graphiken sind im Anhang zu finden.
3. Die normierten Polar-Maps bei Anwendung des optimierten Schwellenwerts je Messreihe im Anhang.

## 4.1 Homogenität der Phantommessungen ohne Defekte

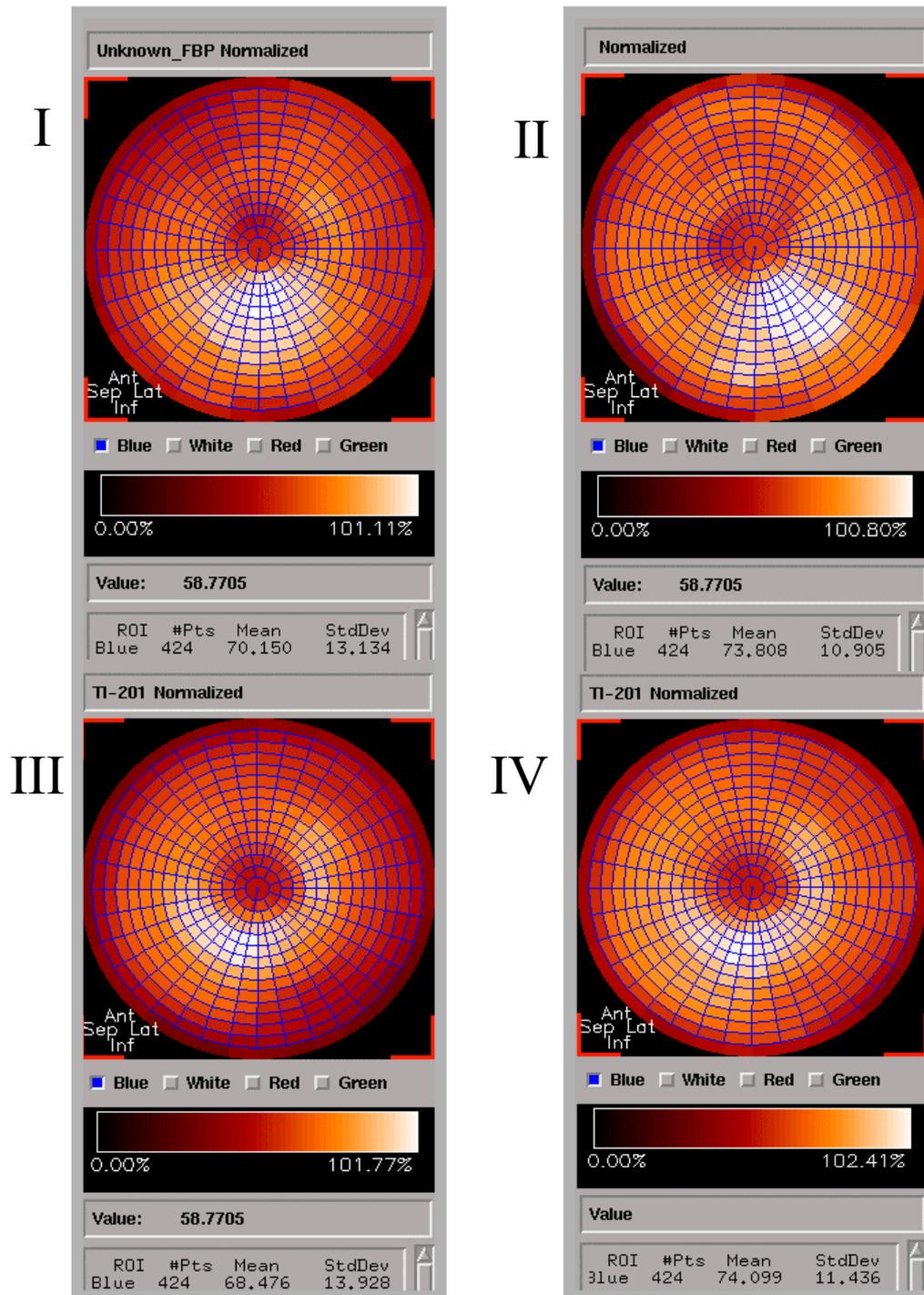


**Abbildung 4.1a:** Polar-Map und Standardabweichung PET und MCD Aufnahmen  
 Normalisierte Polar-Maps der Aufnahmen des Herzphantoms ohne Defekte:

- I: PET ohne Schwächungskorrektur SD: 15,6
- II: PET mit Schwächungskorrektur SD: 3,8
- III: MCD ohne Schwächungskorrektur SD: 14,7
- IV: MCD mit Schwächungskorrektur SD: 7,1



**Abbildung 4.1b:** Polar-Maps und Standardabweichung SPECT Tc-99m-Aufnahmen Normalisierte Polar-Maps der Aufnahmen des Herzphantoms für SPECT Tc-99m  
 I: SIEMENS M-3 ohne Schwächungskorrektur SD: 9,8  
 II: SIEMENS M-3 mit Schwächungskorrektur SD: 5,5  
 III: ADAC ohne Schwächungskorrektur SD: 13,6  
 IV: ADAC mit Schwächungs- und Streukorrektur SD: 7,9



**Abbildung 4.1c:** Polar-Maps und Standardabweichung SPECT Tl-201 Aufnahmen

Normalisierte Polar –Maps der Aufnahmen des Herzphantoms für SPECT Tl-201

I: SIEMENS M-3 ohne Schwächungskorrektur SD: 13,1

II: SIEMENS M-3 mit Schwächungskorrektur SD: 10,9

III: ADAC ohne Schwächungskorrektur SD: 13,9

IV: ADAC mit Schwächungskorrektur SD: 11,4

## 4.2 Messergebnisse Ausgleichsgeraden und Korrelationskoeffizienten

Es wurden 118 tomographische Aufnahmen angefertigt. Aus der Kombination der Meßergebnisse je Isotop, Aufnahmeverfahren, Anwendung von Korrekturverfahren mit jeweils drei Schwellenwerten ergeben sich 13 Datensätze der Funktion: **Gemessene Defektgröße über bekannter Defektgröße**. Die Berechnung der prozentualen Defektgrößen erfolgte aus der Anzahl der Pixel die je Schwellenwert als Defektareal erkannt werden. Für jedes Aufnahmeverfahren wird für jedes Isotop, für das Phantom ohne Defekt und mit den fünf verschiedenen Defekten, für jeweils drei Aktivitätskonzentrationen je Defektgröße, die Bestimmung der Ausgleichsgeraden und des Korrelationskoeffizienten  $R^2$  durchgeführt. Parameter der Ausgleichsgeraden sind die Schwellenwerte der Größenbestimmung, drei je Aufnahmeverfahren, Isotop und Korrekturverfahren. Jede Ausgleichsgerade repräsentiert somit 16, für die Messungen an der ADAC SPECT-Kamera im Koinzidenzmodus 6, Messpunkte. Die Schwellenwerte der Defektgrößenbestimmung werden in Schritten von 5 % variiert, jeder optimierte Schwellenwert der Defektgrößenbestimmung wird somit aus 54 Messungen bestimmt. Insgesamt wurden 630 gemessene, rekonstruierte, reangulierte, mit einem Schwellenwert gemessene Herzphantomdefektgrößenbestimmungen vorgenommen.

Die Ergebnisse sind tabellarisch aufgeführt, der jeweils optimierte Schwellenwertbereiche farblich hinterlegt. Angegeben sind die Parameter der Ausgleichsgeraden der Messwerte der prozentualen Defektgrößenbestimmung und des Korrelationskoeffizienten  $R^2$ .

Die Tabelle erlaubt die direkte Gegenüberstellung der Güte der Defektgrößenerkennung im Phantommodell im Vergleich mit und ohne Anwendung von Korrekturverfahren, der verschiedenen Kameratypen und der getesteten Aufnahmeverfahren.

**SPECT - Aufnahmen mit Tc-99m:**

Schwellenwert [%]	40	45	50	55
Aufnahmeparameter				
SIEMENS M-3 SPECT Tc-99m ohne Schwächungskorrektur		$1,18x - 2,86$ $R^2 = 0,96$	$1,26x - 1,63$ $R^2 = 0,97$	$1,37x - 0,66$ $R^2 = 0,97$
SIEMENS M-3 SPECT Tc-99m mit Schwächungskorrektur		$0,76x - 3,69$ $R^2 = 0,85$	$0,87x - 3,58$ $R^2 = 0,91$	$1,06x - 3,26$ $R^2 = 0,95$
ADAC SPECT Tc-99m ohne Streu- und ohne Schwächungskorrektur	$0,94x + 2,17$ $R^2 = 0,87$	$1,01x + 4,07$ $R^2 = 0,84$	$1,23x + 6,97$ $R^2 = 0,93$	
ADAC SPECT Tc-99m mit Streu- und ohne Schwächungskorrektur		$1,11x + 4,47$ $R^2 = 0,89$	$1,27x + 6,44$ $R^2 = 0,89$	$1,28x + 12,45$ $R^2 = 0,86$
ADAC SPECT Tc-99m mit Streu- und mit Schwächungskorrektur		$0,89x - 0,96$ $R^2 = 0,83$	$1,02x - 0,04$ $R^2 = 0,84$	$1,13x + 1,84$ $R^2 = 0,89$

**SPECT - Aufnahmen mit Tl-201:**

Schwellenwert [%]	40	45	50	55
Aufnahmeparameter				
SIEMENS M-3 SPECT Tl-201 ohne Schwächungskorrektur		$0,79x - 1,28$ $R^2 = 0,90$	$1,00x + 0,89$ $R^2 = 0,89$	$1,18x + 3,11$ $R^2 = 0,93$
SIEMENS M-3 SPECT Tl-201 mit Schwächungskorrektur		$1,02x - 4,46$ $R^2 = 0,82$	$1,34x - 4,92$ $R^2 = 0,88$	$1,57x - 3,27$ $R^2 = 0,91$
ADAC SPECT Tl-201 ohne Schwächungskorrektur		$0,94x + 2,05$ $R^2 = 0,98$	$1,21x + 3,75$ $R^2 = 0,93$	$1,21x + 8,81$ $R^2 = 0,90$
ADAC SPECT Tl-201 mit Schwächungskorrektur		$0,60x - 0,07$ $R^2 = 0,81$	$0,84x + 0,57$ $R^2 = 0,83$	$1,13x + 1,87$ $R^2 = 0,90$

**PET - Aufnahmen mit F-18:**

Schwellenwert [%]	40	45	50	55
Aufnahmeparameter				
SIEMENS PET-Scanner F-18 ohne Schwächungskorrektur	$1,09x + 2,36$ $R^2 = 0,92$	$1,30x + 4,62$ $R^2 = 0,95$	$1,33x + 13,13$ $R^2 = 0,89$	
SIEMENS PET-Scanner F-18 mit Schwächungskorrektur		$0,90x - 2,48$ $R^2 = 0,95$	$1,06x - 2,48$ $R^2 = 0,94$	$1,17x - 2,30$ $R^2 = 0,94$

**SPECT-Aufnahmen im Koinzidenzmodus mit F-18:**

Schwellenwert [%]	30	35	40	45	50
Aufnahmeparameter					
ADAC MCD Kamera F-18 ohne Schwächungskorrektur	$0,88x - 0,86$ $R^2 = 0,91$	$0,90x + 1,08$ $R^2 = 0,88$	$0,94x + 2,88$ $R^2 = 0,82$		
ADAC MCD Kamera F-18 mit Schwächungskorrektur			$1,26x - 4,50$ $R^2 = 0,94$	$1,48x - 5,04$ $R^2 = 0,93$	$1,59x - 3,13$ $R^2 = 0,89$

## 5 Diskussion

Aufgabe der Messungen war es, drei verschiedene nuklearmedizinische Schnittbildverfahren einem quantitativen Test der Defektgrößenbestimmung zu unterziehen. Die in der klinischen Routine der nuklearmedizinischen Herzdiagnostik verwendeten Isotope Thallium-201, Technetium-99m und Fluor-18 wurden an einem die Patientenmessung gut simulierenden Phantom, welches auch die Streu- und Schwächungseffekte im Patienten simuliert, getestet. Die Größen und Aktivitätskonzentrationen in den Defekte im Myokardanteil des Herzphantoms simulieren die klinischen Fragestellungen der nuklearmedizinischen kardiologischen Diagnostik. Die durch diesen Messaufbau gewonnene Daten der Tc-99m Messungen erlaubten die erfolgreiche Verwendung der Tc-99m MIBI - SPECT als quantitatives Messverfahren in einer großen Studie mit 140 Patienten [40]. Alle getesteten tomographischen Aufnahmesysteme ermöglichen mit und ohne die Anwendung von Korrekturverfahren die Defektquantifizierung im kardiologischen Phantommodell. In der Güte der Defektquantifizierung mittels berechneter Ausgleichsgeraden wurde insgesamt im Vergleich zu Literaturwerten [36] [37] [39] eine geringfügig schlechtere Defektquantifizierung erreicht. Dies liegt darin begründet, dass auch Defekte mit darin enthaltener Aktivität gemessen wurden. In den Vergleichsstudien [36] [35] [44] [39] wurden nur Defekte ohne Restaktivitätskonzentrationen quantitativ bestimmt.

Entsprechend dem Ansatz einen direkten Vergleich technisch verschiedener Aufnahmesysteme zu ermöglichen wurden die Rohdatensätze der Phantomaufnahmen am jeweiligen Aufnahmegerät mit den im klinischen Betrieb verwendeten Parametern rekonstruiert. Die Reanulation, die Darstellung und die quantitative Auswertung erfolgten für alle rekonstruierten Datensätze zentral mit der gleichen Software, MH-Sampler. So wurden gerätespezifische Einflüsse durch verschiedene Quantifizierungsalgorithmen in den Schritten der Reanulation und Darstellung vermieden. Diese Vorgehensweise entspricht der Durchführung bei multizentrisch angelegten Studien.

Eine Studie, welche die gleiche Defektanordnung mit den verschiedenen Aufnahmeverfahren untersucht und so die direkte Vergleichbarkeit der Abbildungsgüte zwischen SPECT-, SPECT im Koinzidenzmodus und PET - Verfahren erlauben würde, ist in der Literatur nicht zu finden. Übereinstimmen mit den theoretischen Betrachtungen zeigt die PET mit und ohne Schwächungskorrektur im direkten Vergleich der Ergebnisse die homogenste Darstellung des Herzeinsatzes ohne Defekte und die beste Defektquantifizierung.

Es werden die Messergebnisse nach den folgenden Kriterien beurteilt:

1. Güte der Defektgrößenbestimmung entsprechend den Parametern der Regressionsgeraden der Funktion: Gemessener über bekannter Defektgröße.

2. Auswirkung von Schwächungs- und Streukorrekturverfahren auf die Qualität von SPECT-Aufnahmen.
3. Abbildungsgüte von SPECT Tc-99m- und Tl-201-Aufnahmen im Vergleich zueinander und zur PET mit F-18.
4. Möglichkeit, die Messreihen auf in der Erprobung befindliche Messsysteme, wie z.B. eine SPECT-Kamera im Koinzidenzmodus für Positronenstrahler mit und ohne Abschwächungskorrektur, zu erweitern.

#### Zu 1. und 2.:

Ein perfektes theoretisches System der Defektgrößenbestimmung im Herzphantom sollte eine Ausgleichgerade der Messpunkte der Steigung = 1, y-Achsenabschnitt = 0 und einen Korrelationskoeffizienten von 1 liefern.

#### *SPECT Tc-99m-Aufnahmen:*

Ohne Schwächungs- und ohne Streukorrektur zeigt der Korrelationskoeffizient  $R^2$  für das System SIEMENS M3 den besseren Wert  $R^2 = 0,96$ , im Vergleich zu  $R^2 = 0,89$  für das SPECT- ADAC - System. Mit Schwächungskorrekturverfahren erbringt das System SIEMENS M3 den geringfügig besseren Korrelationskoeffizienten  $R^2 = 0,95$ , gegenüber  $R^2 = 0,84$  für das ADAC-System bei Anwendung beider Korrekturverfahren..

Die Verwendung der Schwächungskorrektur bedingt für das System SIEMENS M3 einen beträchtlich höheren optimierten Schwellenwert der Defektgrößenbestimmung. Die Anwendung der Streu- und Schwächungskorrektur für Tc-99m-Messungen an der ADAC Kamera resultiert in einem geringfügig höheren Schwellenwert bei etwas genauerer Größenbestimmung der Defekte, im Vergleich zur alleinigen Anwendung der Streukorrektur.

In der zusammenfassenden Wertung erbringt das 3 - Detektor SPECT - System der Firma SIEMENS die genaueren Abbildungen des Herzphantoms, bei beiden Systemen verbessert die Anwendung von Korrekturverfahren die Abbildungseigenschaften geringfügig, dies ist in der visuellen Bewertung der im Anhang gezeigten Polar-Maps nachvollziehbar.

In der Literatur zeigte eine Studie [39] mit 250 SPECT - Systemen und der Defektgrößenquantifizierung von Defekten des relativen Anteils von 5 bis 70% ohne darin enthaltene Aktivität im Mittel die Regressionsgerade:  $1,03x \pm 0,03$  und einen Korrelationskoeffizienten  $R$  von 0,99. Es wurden jedoch nur 198 der 250 Systeme zur Auswertung zugelassen.

### *SPECT Tl-201-Aufnahmen:*

Ohne Schwächungskorrektur findet sich, abweichend von der Angabe in der Literatur [37] ein optimierter Schwellenwert von 50 % für das System SIEMENS M3 und von 45 % für das System ADAC. Der Korrelationskoeffizient  $R^2$  von 0,98 für das System ADAC und 0,89 für das System SIEMENS M3 weist auf eine gute Leistung des Systems bei der Defektgrößenbestimmung hin. In der Literatur [37] sind für einen Schwellenwert von 60% angegeben:  $1,02x - 1,89$ ,  $R^2 = 0,98$ . Mit Anwendung der Schwächungskorrektur ändert sich der optimierte Schwellenwert in den Bereich zwischen 50% und 55 % für das System ADAC und zu 50 % für das System M3. Der Korrelationskoeffizienten von 0,82 für das System M3 und 0,92 für das System ADAC, zeigen wiederum eine geringe Streuung der Messwerte an. Der Verlauf aller Ausgleichsgeraden der optimierten Schwellenwerte läßt, entsprechend der geringen Werte für den y-Achsenabschnitt, einen geringen Beitrag systematischer und einen höheren Beitrag statistischer Fehler, vermuten. Beide SPECT-Systeme sind im Phantommodell geeignet die eingebrachten Defekte, auch für Defektgrößen die im Bereich der Gesamtauflösung des Systems liegen, zu quantifizieren. Der in der visuellen Auswertung der Polar-Maps zu findende positive Einfluß der Schwächungskorrektur auf die Homogenität der Abbildung, findet in den Messwerten keine eindeutige Entsprechung.

Der technische Lösungsansatz ist bei den beiden verglichenen SPECT-Systemen unterschiedlich. Bei der SIEMENS Kamera wird der Patient unter der Kamera bewegt, bei dem ADAC-System bewegt sich die Gantry über die Patientenliege. Das SIEMENS-System benutzt einen separaten Detektor mit fokussierendem Kollimator zur Aufnahme der Projektionen der Schwächungsmessung. Das ADAC-System verwendet einen Teil des Detektors ohne speziellen Kollimator. Zusammenfassend ergeben sich ähnliche Schwellenwerte je Isotop und Aufnahmereihe für die beiden untersuchten SPECT-Systeme. Für die Aufnahmeserien mit Tc-99m zeigt das SIEMENS M3 SPECT-System eine genauere Defektgrößenbestimmung. Für die Aufnahmeserien mit Tl-201 zeigt das ADAC SPECT-System die bessere Defektgrößenbestimmung. Die von den physikalischen Eigenschaften her zu erwartenden günstigeren Abbildungseigenschaften des Isotops Tc-99m ergeben geringfügig bessere Messwerte vgl. [35]. Die für beide Isotope erreichbare Abbildungsqualität im Phantommodell rechtfertigt die myokardiale Defektquantifizierung mittels SPECT und Schwellenwertberechnung auch für klinische Protokolle welche beide in zeitlicher Abfolge Isotope verwendet.

### *PET F-18-Aufnahmen:*

Der optimierte Schwellenwert für die Aufnahmen ohne Schwächungskorrektur beträgt 40 %, mit einem Korrelationskoeffizienten  $R^2$  von 0,92 und ist somit signifikant unterschiedlich von den Werten die für die SPECT gefunden wurden. Der optimierte Schwellenwert mit Schwächungskorrektur von 50 %, mit einem zugehörigen  $R^2$  von 0,94 , demonstriert auch in der vi-

suellen Betrachtung von allen getesteten Systemen die beste Abbildungsqualität. Eine sinnvolle Defektgrößenbestimmung ist bei der gewählten Phantomanordnung auch ohne die Anwendung der Schwächungskorrektur möglich.

### Zu 3.:

#### *Vergleich der Aufnahmeverfahren:*

Durch Verwendung der gleichen Phantomanordnung und Reangulation mit nachfolgender quantitativer Auswertung der Polar-Maps wird für alle Messungen die direkte Vergleichbarkeit erreicht und bietet sich auch für den interinstitutionellen Vergleich an [45]. In der klinischen Anwendung resultiert die Erfassung von gestreuten Photonen in einer überhöhten Aktivitätsdarstellung in Leber und Magen. Nach Korrektur für Schwächung kann dieser Effekt zum Teil noch verstärkt werden [23] [14]. Trotzdem kommt die Studie [14] zu dem Schluß, dass auch die alleinige Anwendung von Schwächungskorrektur die Abbildungsqualität erhöhen kann, mit der Konsequenz einer genaueren Identifikation und Lokalisation der KHK. Im Gegensatz dazu beschreibt eine andere Untersuchung [3], dass Schwächungskorrektur nur in Verbindung mit Streukorrekturverfahren eine Quantifizierung von SPECT-Aufnahmen ermöglicht. Der Einfluß der Streukorrektur auf die Quantifizierung von Defekten im Phantommodell wurde untersucht in [35], es ergab sich ein nach Anwendung der Korrektur unterschiedlicher Schwellenwert der Defektgrößenbestimmung. Die Studie [12] verifiziert dies mit Simulationsrechnungen und Tc-99m Phantomaufnahmen. Trotz unterschiedlicher technischer Realisierung der getesteten Kameras ergeben sich für die Schwellenwerte der Defektquantifizierung mit und ohne die Anwendung von Korrekturverfahren für die SPECT-Verfahren in der hier vorgelegten Arbeit ähnliche Werte. Ein wesentlich unterschiedlicher Schwellenwert der Defektgrößenbestimmung mit und ohne Streukorrektur konnte für das System SIEMENS M3 Tc99m-Phantommessungen, 45% zu 55%, gefunden werden.

Wie aus theoretischen Überlegungen zu erwarten war, ergeben sich für Messungen mit verschiedenen Isotopen unterschiedliche Schwellenwerte. Entsprechend den physikalisch theoretischen Voraussetzungen zeigt die SPECT mit Tc-99m die besseren Ergebnisse. Die Defektquantifizierbarkeit für die inferior plazierten Defekte wird bei allen SPECT-Aufnahmen durch Anwendung von Korrekturverfahren verbessert. Bei der visuellen Beurteilung der Polar-Maps zeigen die Aufnahmen für Tc-99m die homogeneren Bilder. Das wird auch in den besseren Werten der Standardabweichung der Aufnahmen ohne Defekt dokumentiert. Aber auch die Tl-201 SPECT-Aufnahmen zeigen keine wesentlichen Artefakte der Darstellung, wie Bereiche erhöhter oder niedriger Aktivitätsbelegung. Bei allen ausgewerteten SPECT-Aufnahmen erfolgt keine Zuordnung zum Defekt für Bereiche, die nicht in dem eingebrachten Defektareal liegen. Dies ist bei allen Isotopen für alle Aufnahmeserien mit und ohne Korrekturverfahren zu beobachten und steht im Gegensatz zu den Feststellung in [23] und [3].

Es kann geschlossen werden, dass alle gemessenen Verfahren für den Fall der Defektgrößenbestimmung im Phantom für die Quantifizierung geeignet sind. Dies gilt auch für die hier gewählte Anordnung mit aktivitätsgefüllten Defekten, die über die bisher in der Literatur berichtete Versuchsanordnung mit nicht aktivitätsgefüllten Defekten hinausgeht. Die getesteten SPECT-Verfahren erreichen in der numerischen und visuellen Auswertung annähernd die Qualität der Abbildung mit der PET-Technik.

Auf einen universellen Schwellenwert der Defektquantifizierung im Herzphantom für tomographische Aufnahmeverfahren kann aus den hier beschriebenen Phantommessungen nicht geschlossen werden vgl. [11]. Somit ist auch nicht davon auszugehen, dass ein universeller Schwellenwert zur Defektquantifizierung für die Anwendung in klinischen Untersuchungen existiert.

Zu der Frage, ob die vorliegenden Phantommessungen die routinemäßige Anwendung von Korrekturverfahren für klinische SPECT-Untersuchungen unterstützen, wird wie folgt Stellung genommen:

Die Anwendung von Korrekturverfahren für die untersuchten Systeme gibt meßbare Vorteile. Allerdings erlauben auch die Messungen ohne Korrekturverfahren im Phantommmodell eine Defektquantifizierung. Das bekannte Problem der Identifizierung und Beurteilung inferior plazierter Defekte des Myokards wird durch Schwächungskorrektur kompensiert. Eine Überkorrektur ist bei den in dieser Arbeit verwendeten Aufnahmeparametern nicht zu erkennen. Die Entscheidung für oder gegen die Verwendung von Korrekturverfahren in der Klinik beruht letztlich auf einer Abwägung zwischen deren Vorteilen und Nachteilen.

Die Nachteile sind:

- eine höhere Strahlenbelastung des Patienten,
- längere Aufnahmezeiten,
- eine aufwendigere Berechnung der Schnittbilder sowie
- höhere Kosten der Systeme.

Die Vorteile durch:

- Kompensation von durch Schwächung verursachten Minderbelegung inferiorer Myokardanteile
- homogener Darstellung nicht pathologischer Myokardanteile
- genauere Quantifizierung von myokardialen Defekten

resultieren in erhöhter Genauigkeit der kardiologischen Diagnostik.

Die Messungen erlauben die Übertragung der gefundenen verfahrensspezifischen Schwellenwerte auf klinische Untersuchungen, da das Phantom und die verwendeten klinischen Aufnahmeparameter die klinische Untersuchung gut simulieren [11]. Die Darstellung und opti-

sche Auswertung der Aufnahmen in Polarkoordinaten als Polar-Map liefern zusätzliche Informationen zu den numerischen Parametern der Defektgrößenbestimmung. Homogenität, Regionen von Aktivitätsanreicherungen – sogenannte „Hot-Spots“ -, Defektabgrenzungen und Defektposition lassen sich vom geübten Betrachter mit einem Blick erfassen. Entsprechendes gilt für die Auswertung klinischer Studien. Durch retrospektive Auswertung von mit Korrekturverfahren aufgenommenen SPECT-Studien ohne Korrektur ließe sich die Auswirkung auf Defektgrößenquantifizierung ermitteln.

#### Zu 4.:

Die Messung von Positronenstrahlern im Koinzidenzmodus, ähnlich der PET, kann mit SPECT-Systemen durch Verwendung von dickeren Natrium-Jodid-Detektoren, speziellen Kollimatoren und elektronischer Verschaltung durchgeführt werden. Dies ist eine mögliche Alternative zu den apparativ aufwendigen PET-Scannern. Die verwendeten Detektoren, die auch gleichzeitig der Anwendung bei der SPECT dienen, haben in dem Energiefenster von 511 keV der Photonen aus dem Positronenzerfall eine im Vergleich zur PET wesentlich geringere Empfindlichkeit. Ziel der Messungen war es festzustellen, ob das mit der Koinzidenztechnik ausgerüstete ADAC SPECT-System eine Defektquantifizierung im Phantommodell erlaubt. Dazu wurde eine Serie von Messungen mit 5 Defektgrößen ohne Aktivität in den Defekten und eine Messung ohne Defekt durchgeführt. Um die Vergleichbarkeit mit den vorherigen Messungen herzustellen, wurde dieselbe Defektanordnung gewählt. Die Messungen zeigen, dass eine Defektquantifizierung des Phantommodells möglich ist. Für die Messreihe mit 6 Aufnahmen mit und ohne Schwächungskorrektur ergeben sich gute Werte des Korrelationskoeffizienten  $R^2$  von 0,94 mit Korrektur und von 0,82 ohne Korrekturverfahren, jeweils für einen Schwellenwert von 40 %. Die visuelle Auswertung zeigt eine im Vergleich zu den SPECT-Aufnahmen schlechtere Homogenität der Phantomdarstellung. Die Defektgrößenbestimmung mittels Schwellenwert des größten Defekts von 31 % für die Serie mit Schwächungskorrektur ordnet Anteile des Apex fälschlicherweise dem Defektareal zu. Dies resultiert in einer Überschätzung der Defektgröße. Die Anwendung der Schwächungskorrektur führt zu visuell und quantitativ besseren Phantomaufnahmen und scheint somit eine notwendige Voraussetzung für den diagnostischen Einsatz zu sein.

Bei der Wertung der Ergebnisse sind folgende Einschränkungen zu berücksichtigen:

Das verwendete Phantommodell ist ein Torsophantom. Die im Patienten zur Streuung beitragenden kranialen und kaudalen Körperanteile und die zusätzliche Schwächung durch die weibliche Brust werden nicht simuliert. Strukturen im Patienten, die zu komplexen inhomogenen Streuungen beitragen, wie z.B. Rippen, mediastinale Organe, Trachea, Ösophagus und Wirbelfortsätze, werden nicht simuliert. Im Herzeinsatz wird nur der linke Ventri-

kel simuliert, die restlichen Herzkammern fehlen [54]. Der verwendete Herzeinsatz stellt eine Idealisierung der wirklichen Verhältnisse dar, denn die Myokarddicke ist konstant 8 mm. Eine Verdünnung im Apexbereich, die physiologisch oder pathologisch vorhanden sein könnte, wird nicht simuliert. Das basale Ende schließt rechtwinklig zur Herzlängsachse ab. Die klinische Beobachtung von unterschiedlich langen Ventrikelwandungen in den Längsschnitten der Myokards, gleichbedeutend mit einer zur Längsachse nicht rechtwinklig abschließenden Ebene der AV-Klappe, wird mit diesem Phantom in der gewählten Defektanordnung nicht simuliert. Bei klinischen Untersuchungen wird i.a. eine in der Längsachse weiterreichende anteriore Herzwand gefunden.

Die benutzten Defekte simulieren transmurale Defekte. Nicht transmurale Minderbelegungen, welche für die Aufnahmesysteme schwieriger darzustellen sind, werden nicht gezeigt. Unvermeidliche Bewegungen bei der Aufnahme des Patienten, wie z.B. Atmung, Herzschlag und Schluckbewegungen werden nicht simuliert.

Die wesentlichste Einschränkung für diese Messreihen betrifft jedoch die in dem Herzeinsatz verwendbaren Defekte. Die vorhandenen befüllbaren Defekte erlauben nur eine sinnvoll zusammengesetzte Defektgröße von 31 % des Myokardvolumens des linken Ventrikels [15]. Die bei klinischen Untersuchungen möglicherweise auftretende Myokardminderbelegung zwischen 31 % und ca. 70 %, wie in anderen Untersuchungen [36] [35] [16] [39] benutzt, kann somit mit dem Phantom nicht simuliert werden. In dieser Messreihe erfolgt lediglich eine Anordnung der Defekte in einer Entfernung von 8 mm von der am weitesten basal gelegenen Schicht des Herzeinsatzes. Eine andere räumliche Anordnung der Defekte, z.B. in der Spitze und in der Mitte des Ventrikels, ist nicht wiederholbar möglich. Die bei klinischen Patientenuntersuchungen vorkommende Störung der Darstellung der Aktivitätsbelegung des Myokards durch Aktivitätsaufnahme in Leber, Colon transversum und rechter Herzkammer wird bei dieser Messreihe nicht simuliert. Die Auswirkung von Korrekturverfahren für die Defektquantifizierung des Herzens wird so deutlich. Bei gleichzeitiger Simulation von Aktivität in Leber, subdiaphragmal oder Magen ließe sich, insbesondere für die Kombination Schwächungs- mit Streukorrektur, der Effekt der Korrekturverfahren auf die inferiore Herzwand nicht klar beschreiben.

In vielen anderen Studien [36] [16] [39] wurde in den simulierten Defekten lediglich eine Aktivitätskonzentration von 0 % benutzt. In einer Studie [54] wurde die Aktivitätskonzentration zwischen 0 % und 75 % für eine Defektgröße von 10 % eingestellt. Die Messung von Defekten mit enthaltener Aktivität simuliert jedoch die klinischen Fragestellungen besser. Sie stellt aber auch höhere Anforderungen an das abbildende System. Die Übertragbarkeit der Messergebnisse der Phantomstudie auf klinische Diagnostik für Patienten ist damit besser. Die Simulation der weibliche Brust durch z.B. außen auf das Phantom zu befestigende Schwächungskörper ist nicht vorgesehen. Dies wäre dies als Ergänzung, besonders im Rahmen der Evaluation von Schwächungskorrekturverfahren, wünschenswert. Eine Studie [54]

benutzte dazu 0,5 mm dicke Bleistreifen. Eine in Abmessung und Dichte der weiblichen Brust ähnelnde Konstruktion wäre vorteilhaft, um genauere Ergebnisse zu erzielen.

Die Variation des Schwellenwertes der Defektgrößenbestimmung in Schritten von 5 % ergibt deutliche Unterschiede in der Güte der Defektquantifizierung vgl. [37]. Bei Variation in kleineren Prozentschritten ist für einige Datensätze eine geringe Verbesserung der Parameter der Ausgleichsgeraden zu erwarten. Für die Messreihe ADAC SPECT TI-201 mit Schwächungskorrektur ist so von einem optimierten Schwellenwert von ca. 53% auszugehen.

Je Parametersatz aus Isotop, Korrekturverfahren, Aufnahmegerät und Defektgröße erfolgte nur eine Messung. Die Variation der Messergebnisse innerhalb von Wiederholungsmessungen kann nicht beurteilt werden. Die Reproduzierbarkeit der Reangulationsschritte und der Quantifizierung wird jedoch demonstriert und ist in [34] beschrieben. Entsprechend der Vorgabe der Simulation von klinischen Aufnahmeprotokollen wurden die Rekonstruktionsparameter nicht variiert, eine Variation fand nicht statt.

Die theoretische Betrachtung erlaubt die Aussage, dass ein festgelegter Schwellenwert je Aufnahmeverfahren und Nuklid, unabhängig von Defektgröße und Defektlokalisierung, nur eine Näherung, aber keine optimale Lösung sein kann [4] [11]. Durch Aufnahmesystem bedingte Inhomogenitäten auch der Darstellung gesunden Myokards, werden nicht berücksichtigt. Nur wenn die Defektdimension größer als die Auflösung des Systems in der jeweiligen Entfernung vom COR ist, erlaubt ein Schwellenwert die Defektgrößenbestimmung ohne Einschränkungen. Befindet sich die Defektgröße im Bereich der räumlichen Auflösung des Systems ist, durch den Partial -Volume Effekt im Defektareal, unabhängig von der Aktivitätskonzentration im Defekt eine meßbare Aktivität zu erwarten [24]. Auch kleine Defekte von 10 % der Myokardmasse mit einer Restaktivitätskonzentration werden in der Literatur als quantifizierbar beschrieben [54], wenn die Schwächungskorrektur angewendet wird. Das kann mit den hier beschriebenen Untersuchungen bestätigt werden; diese Defekte werden mit den getesteten Verfahren visuell und quantitativ gut dargestellt. Für den Fall, dass die Defektgröße kleiner als die räumliche Auflösung des Systems ist, wird im Bereich des Defekts immer Aktivität gemessen. Eine Defektgrößenbestimmung mittels eines Schwellenwertes wird besonders bei Aktivitäten im Defekt des Herzeinsatzes des Phantoms schwierig. Die vorliegenden Messdaten zeigen jedoch, dass ein nuklid- und verfahrensspezifischer Schwellenwert der Defektgrößenbestimmung gefunden werden kann, der eine Defektquantifizierung im Phantommodell erlaubt.

Die Defektquantifizierung mit einem Schwellenwert ist nur eine Möglichkeit der Defektgrößenberechnung. Klinische Studien benutzen oft den Vergleich mit einem Normalkollektiv. Dabei wird die jeweils aufgenommene Polar-Map normiert und pixelweise mit den gemittelten Daten der normierten Polar-Maps einer Gruppe von gesunden, gleichgeschlechtlichen Personen verglichen. Die Pixel der zu testenden Polar-Map, die um mehr als zwei Standar-

abweichungen vom Mittelwert des jeweiligen Pixelwerts der Polar-Map des Normalenkollektivs abweichen, werden als pathologisch gewertet. Analog zum hier gewählten Verfahren der Defektgrößenbestimmung läßt sich so ein relativer Defektanteil des Myokards bestimmen. Entsprechend der zugrundeliegenden Statistik ergibt sich eine Wahrscheinlichkeitsaussage hinsichtlich der Zuordnung des Pixels mit dem zugehörigen Anteil des Myokards als pathologisch [4]. Dies bedingt, für jedes Radiopharmazeutikum und SPECT Korrekturverfahren, am besten kameraspezifisch, ein separates Normalenkollektiv zu erstellen. Die Vorteile dieser Vorgehensweise liegen in der Berücksichtigung der Isotopenverteilungsmuster des Aufnahmeverfahrens, wie z.B. der inferioren Minderbelegung bei Tl-201-Studien ohne Schwächungskorrektur in der normierten gemittelten Polar-Map des gesunden Normalenkollektivs. Die in [50] gewählte Vorgehensweise der Normierung jedes einzelnen Kurzachsenschnittes separat berücksichtigt die regional unterschiedliche Aktivitätsverteilung nicht ausreichend. Die Spezifität der Aussage, ob ein Myokardbereich als pathologisch einzustufen ist, kann mit dem Verfahren des Vergleichs zu einem Normalenkollektiv jedoch nicht genauer sein, als die der gewählten Standardabweichung entsprechenden statistischen Unsicherheit. Dazu ist bei der Genauigkeitsbetrachtung der systematische Fehler der Defektgrößenmessung zu addieren.

Eine multiplikative Verknüpfung der Polar-Map der Phantommessung mit der verfahrensspezifischen Normalenverteilung des Aufnahmeverfahrens, hier die Phantommessung ohne Defekt, wäre ein Ansatz zur Korrektur für inhomogene Abbildungseigenschaften des Aufnahmesystems. Diese Vorgehensweise steht der retrospektiven Beurteilung an den vorliegenden Daten und großen Patientenkollektiven offen. Bei erfolgreicher Kompensation verfahrensspezifischer Inhomogenitäten sollte eine genauere Defektgrößenquantifizierung erreicht werden. Eine neuere Studie [27] kommt zu dem Schluß, dass diese Vorgehensweise eine notwendige Voraussetzung, für die SPECT Defektquantifizierung mit Tc-99m und Tl-201 ohne Korrekturverfahren ist. Die obigen Messergebnisse widerlegen dies.

Die Studie [4] kommt mit einem anderen Reangulationsverfahren zu einer gleichwertigen Polar-Map Darstellung. In anderen Untersuchungen [36], [20], [35], [39] werden nur 6 (einmal apikal, einmal mittig, einmal basal und 2 zwischenliegende Schichten) verwendet. Es werden 60x6 radiäre Strahlen erzeugt, woraus 360 Pixel berechnet werden. So ergibt sich eine 'volume weighted polar map' mit einem über die Darstellung konstanten Verhältnis von Fläche zu Pixel. Diese Unterteilung des zu messenden Volumens ergibt eine feinere Unterteilung der Kurzachsenschnitte in 60 Pixel. Das Raster der Messungen entlang der Längsachse ist zu grob. Die im hier benutzten Reangulationsverfahren getroffene Unterteilung in 36 Pixel für 12 Kurzachsen repräsentiert das Myokard besser und schafft so genauere Voraussetzungen für eine Quantifizierung. Bei beiden Arten der Polar-Map Generierung ist das einem Pixel zugeordnete Volumenelement kleiner als das Volumen, welches mit optimalem Kontrast vom Verfahren aufgelöst werden kann. In der Aufteilung des Myokardvolumens von hier 120 ml in

424 Pixel der Polar-Map-Darstellung repräsentiert jedes Pixel ein Volumen von 0,28 ml. Es tritt kein Verlust der Auflösung und mithin Genauigkeit in den Schritten von der Reangulation bis zur endgültigen Quantifizierung ein. Vielmehr suggeriert diese Art der Polar-Map-Darstellung eine bessere Auflösung des Verfahrens, als die Verfahren der SPECT oder PET tatsächlich leisten. Bei der Vorgehensweise in der Studie [37] werden hingegen nur 3 myokardiale Kurzachsenschnitte zur Berechnung der in das Phantom eingebrachten Defekte der relativen Größe von 3,8 bis 71,4 % herangezogen. Dies erlaubt wegen des groben Messrasters keine verlässliche Messung kleiner Defekte, die zwischen zwei Kurzachsenschnitten liegen können und so nicht vollständig erfaßt werden [5].

Die in dieser Arbeit verwendete gemeinsame Auswertung der an verschiedenen Systemen aufgenommenen und rekonstruierten Datensätze erhöht die Vergleichbarkeit zwischen den Systemen, Aufnahmeparametern und Korrekturverfahren. Auch die in [36] [50] [37] und [39] beschriebenen Multizenterstudien favorisieren die zentralisierte Auswertung. Unterschiedliche Resultate können so besser als verfahrensspezifische Eigenschaft identifiziert werden. Es steht jedoch die Gefahr, systematische Fehler in die Bewertung für alle Aufnahmen einzubringen. In der Studie [27] ist das Reangulations- und Quantifizierungsverfahren in Anwendung für die Tc-99m und Tl-201 SPECT Gegenstand der Untersuchung.

## 5.1 Zusammenfassung

Die Abbildungsgüte nuklearmedizinischer tomographischer Untersuchungsverfahren der kardiologischen Diagnostik, SPECT mit den Isotopen Tc-99m und Tl-201, PET mit dem Positronenstrahler F-18, werden mit einem Phantommodell an 630 ausgewerteten Datensätzen untersucht. Durch Verwendung einer gleichbleibenden Defektanordnung in dem Herzeinsatz des Phantommodells und ein gemeinsames Reangulations- und Quantifizierungsverfahren wird die direkte Vergleichbarkeit der SPECT- und PET-Systeme und deren Korrekturalgorithmen für Schwächung und Streuung hergestellt.

Für alle getesteten Aufnahmeverfahren wird die Möglichkeit der quantitativen Defektgrößenbestimmung im Phantommodell mittels eines Schwellenwertes nachgewiesen. Wie aus theoretischen Betrachtungen anzunehmen war, ergibt sich für die verschiedenen Verfahren und Isotope ein unterschiedlicher Schwellenwert der Defektgrößenbestimmung. Dieser variiert leicht bei Anwendung der Korrekturverfahren für inhomogene Schwächung und Streuung. Die Parameter der Ausgleichsgeraden und Korrelationskoeffizienten  $R^2$  der Defektgrößenmessung als Funktion: *Gemessene über bekannte Defektgröße des Herzphantoms* zeigen eine gute Korrelation über dem Größenbereich der eingebrachten Defekte von 0 % bis 31 % des Myokardvolumens. Im Unterschied zu publizierten Studien werden auch Defekte mit darin enthaltener Aktivität gemessen. Dies simuliert die klinischen Fragestellungen der nuklearmedizinisch kardiologischen Diagnostik und erlaubt die Annahme, dass für die untersuchten bildgebenden Systeme und Isotope durch den Einsatz von Schwächungs- und Streukorrektur eine Verbesserung der Defektgrößenquantifizierung auch in der klinischen Diagnostik zu erwarten ist.

## 5.2 Ausblick

Die vorgelegten Messreihen können dazu dienen, die verschiedenen Systeme der nuklearmedizinischen tomographischen Diagnostik miteinander zu vergleichen. Zukünftigen technischen Weiterentwicklungen, wie z.B. der Einsatz neuer Korrekturverfahren und die Benutzung geänderter Aufnahmeparameter, können so zeitsparend vergleichend bewertet werden. Das verwendete Phantom erlaubt die Einbringung von Aktivität in die Lungen und herznahe Abdomenanteile. Der Einfluß dieser Störgrößen der klinischen Routinediagnostik kann so einfach simuliert werden. Die Qualität der Darstellung, insbesondere bei Verwendung von Korrekturverfahren, läßt sich so beurteilen.

Bei einer Fortführung der Aufnahmereihen sollte das Phantommodell verbessert werden. Durch größere prozentuale Defektanteile und eine Anordnung auch in apikalen Bereichen des Herzphantoms könnten klinische Fragestellungen erweitert simulieren werden. Bei der vorgelegten Messreihe erfolgte je Meßwert nur eine Messung. Statistische Aussagen, die einer mehrmaligen Messung des gleichen Parametersatzes bedürfen, können so nicht getroffen werden. Dies ist jedoch notwendig, um die Anteile der systematischen und zufälligen Fehler der Defektgrößenbestimmung im Phantom zu bestimmen. Zur weiteren Optimierung der Aufnahmeparameter wären deshalb mehrere Messungen je Messpunkt erforderlich.

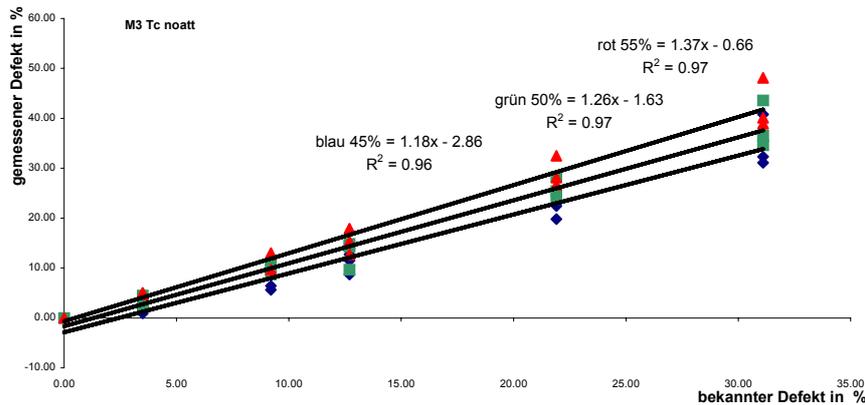
SPECT-Systeme die im Koinzidenzmodus eine Diagnostik mit Positronenstrahlern ermöglichen finden eine zunehmende Verbreitung. Eine erste Messreihe an einer Kamera mit Na-Jodid Detektoren und inhomogener Schwächungskorrektur erfolgte im Rahmen dieser Arbeit. Das vorgestellte Instrumentarium und die erhobenen Daten erlauben eine systematische Beurteilung zukünftiger SPECT Systeme für die Positronenmessung.

## 6 Anhang

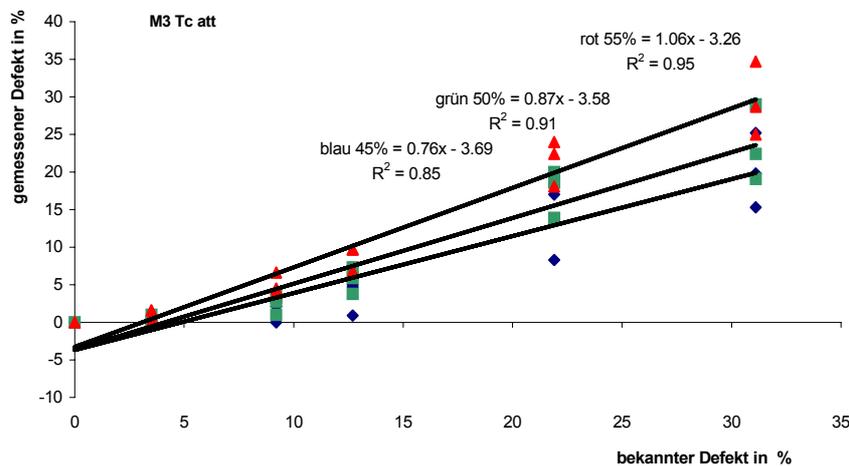
### 6.1 Graphische Darstellung der Messwerte

Die Daten des jeweils prozentual niedrigsten Schwellenwertes sind blau, die des mittleren prozentualen Schwellenwertes sind grün und die des höchsten prozentualen Schwellenwertes sind rot dargestellt. Für jede Ausgleichsgerade werden die Steigung, der y-Achsenabschnitt und der Korrelationskoeffizient angegeben. Geradensteigungen größer als 1 zeigen eine Überbewertung, kleiner 1 eine Unterbewertung der Defektgröße an.

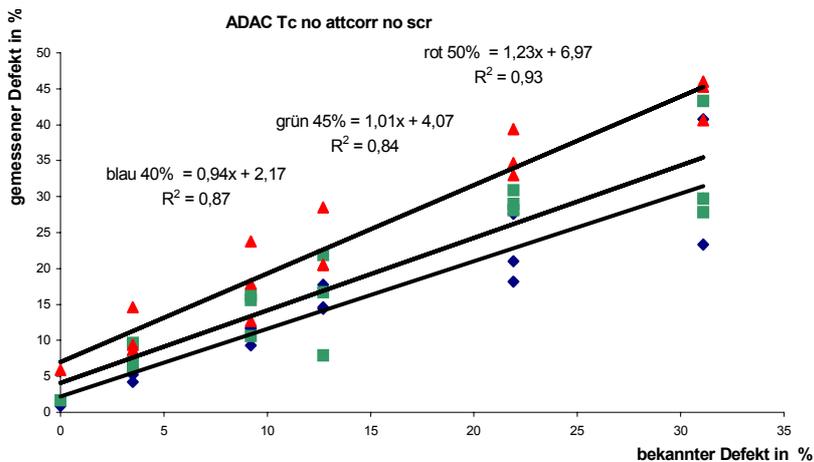
SIEMENS M-3 SPECT Tc-99m ohne Schwächungskorrektur:



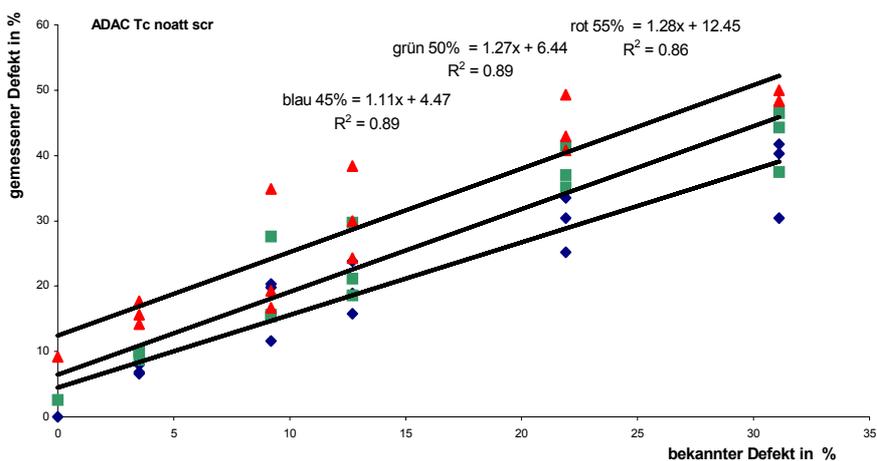
SIEMENS M-3 SPECT Tc-99m mit Schwächungskorrektur:



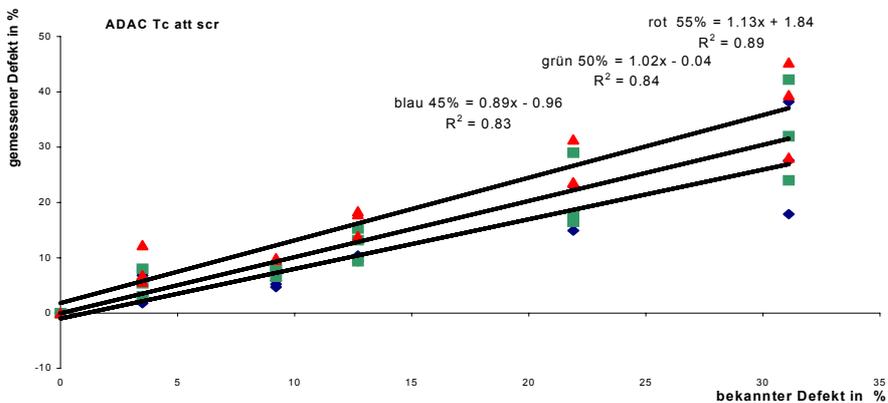
ADAC SPECT Tc-99m ohne Streukorrektur und ohne Schwächungskorrektur:



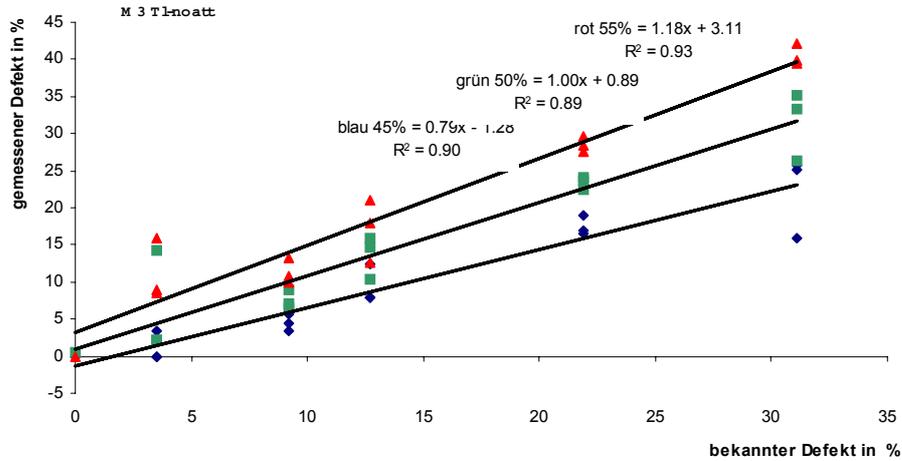
ADAC SPECT Tc-99m mit Streukorrektur und ohne Schwächungskorrektur:



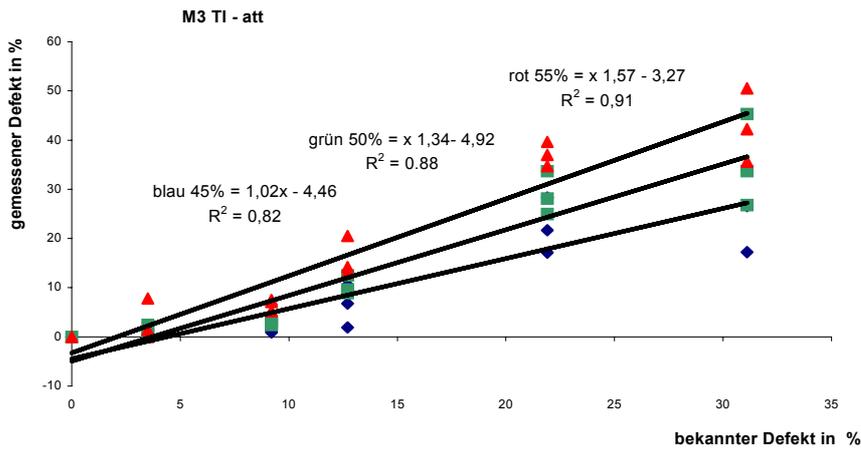
ADAC SPECT Tc-99m mit Schwächungskorrektur und mit Streukorrektur:



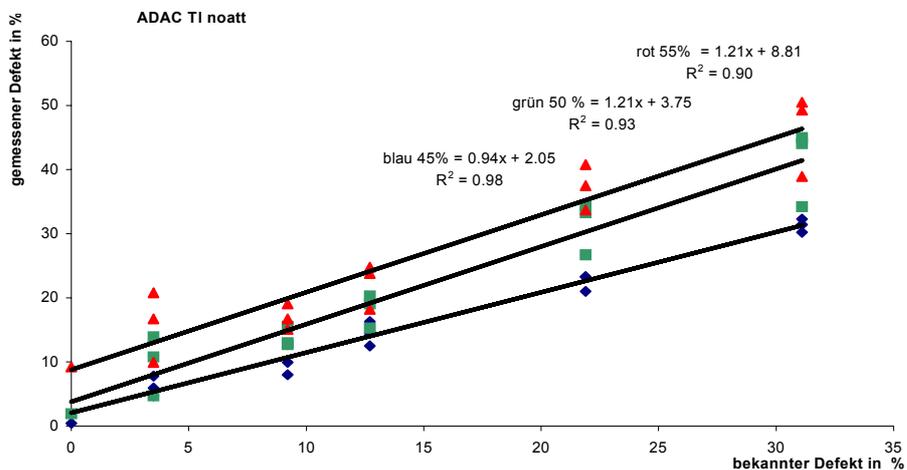
SIEMENS M-3 SPECT TI-201 ohne Schwächungskorrektur:



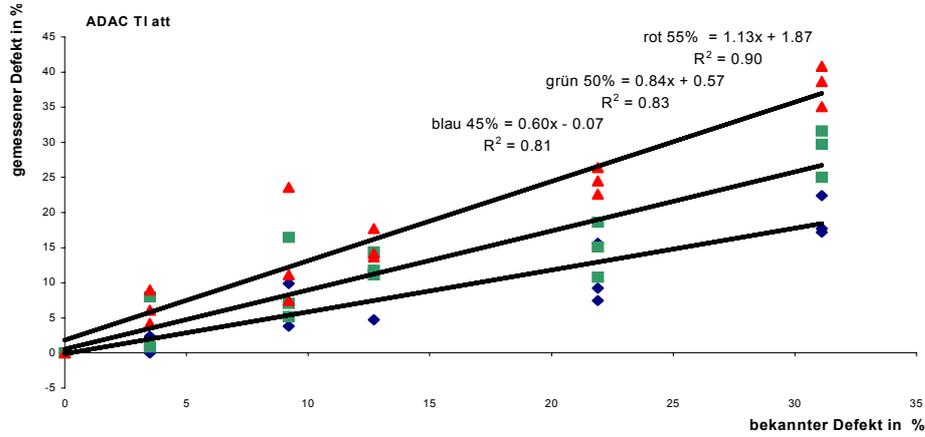
SIEMENS M-3 SPECT TI-201 mit Schwächungskorrektur:



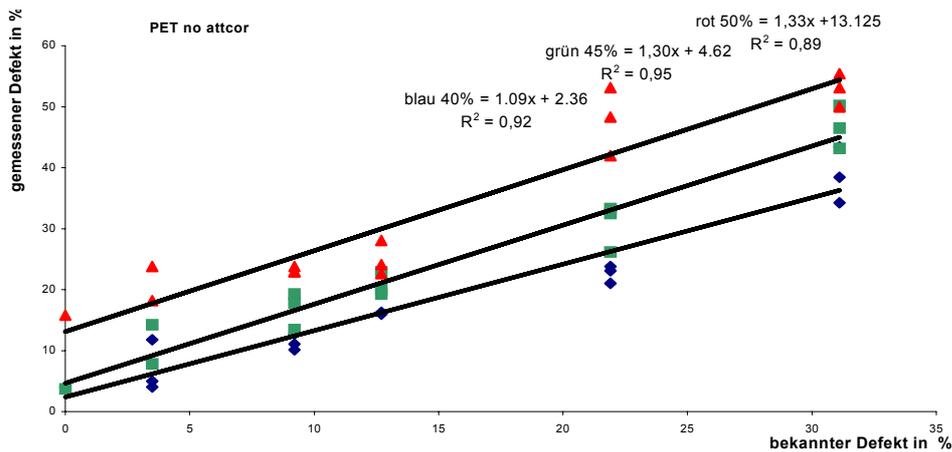
ADAC SPECT TI-201 ohne Schwächungskorrektur:



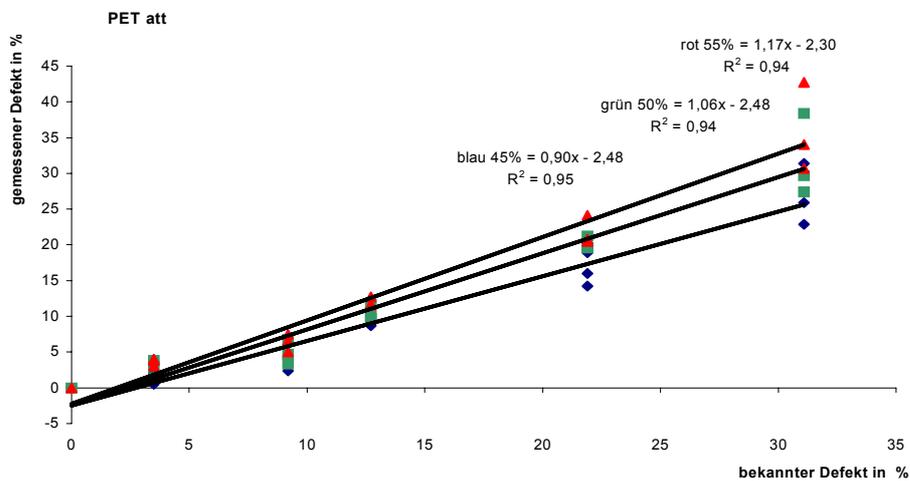
ADAC SPECT TI-201 mit Schwächungskorrektur:



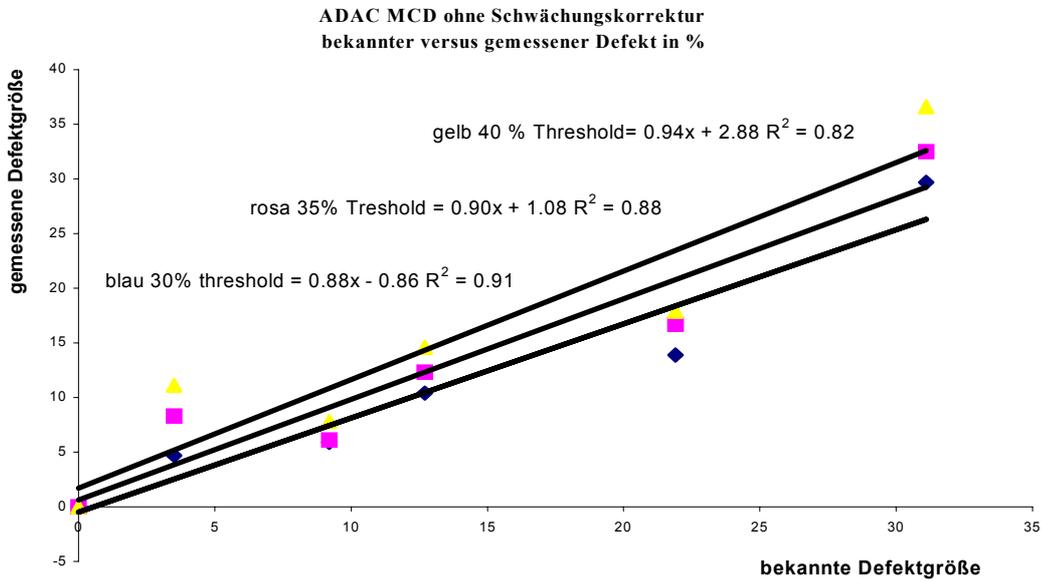
PET Scanner F-18 ohne Schwächungskorrektur:



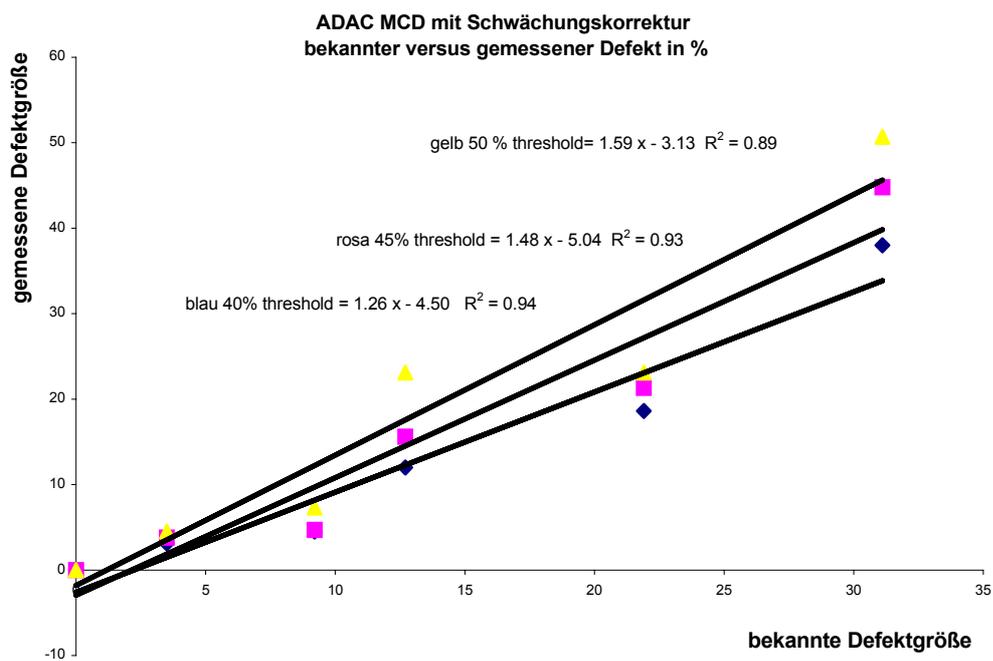
PET Scanner F-18 mit Schwächungskorrektur:



### ADAC MCD Kamera F-18 ohne Schwächungskorrektur:



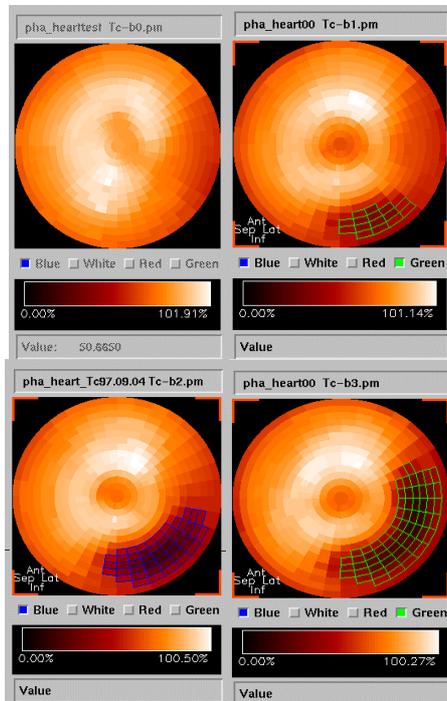
### ADAC MCD Kamera F-18 mit Schwächungskorrektur:



## 6.2 Die ausgewerteten Datensätze: Darstellung in Polarkoordinaten

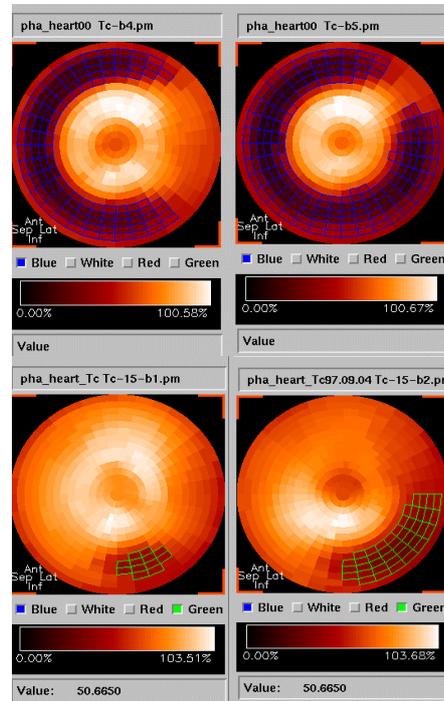
### 6.2.1 SIEMENS M-3 SPECT Tc-99m ohne Schwächungskorrektur

SPECT M3 Tc ohne Schwächungskorrektur



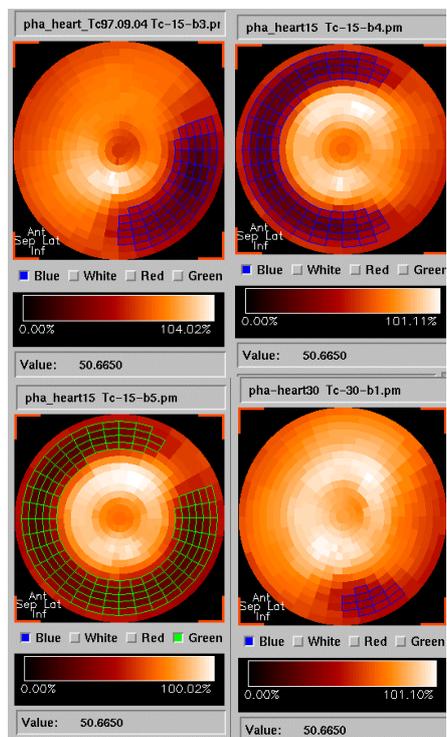
Aufnahme 0 bis 3

SPECT M3 Tc ohne Schwächungskorrektur



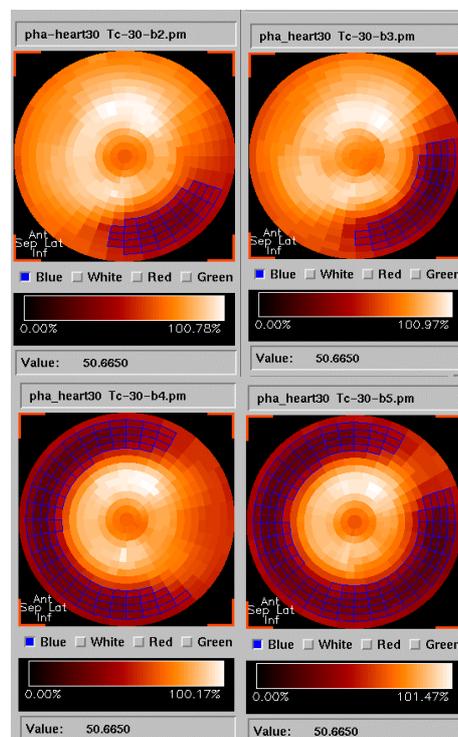
Aufnahme 4 bis 7

SPECT M3 Tc ohne Schwächungskorrektur



Aufnahme 8 bis 11

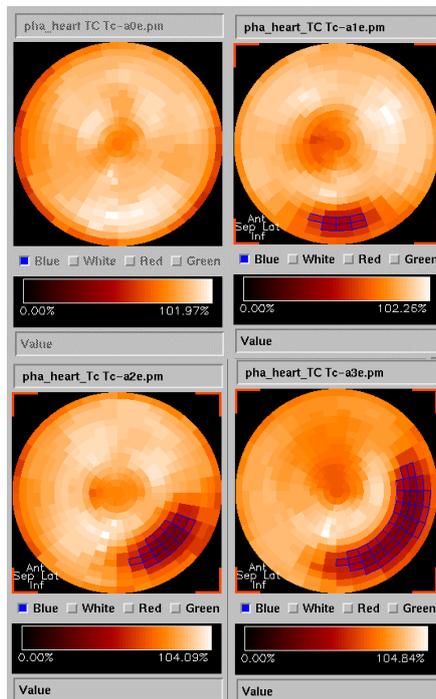
SPECT M3 Tc ohne Schwächungskorrektur



Aufnahme 12 bis 15

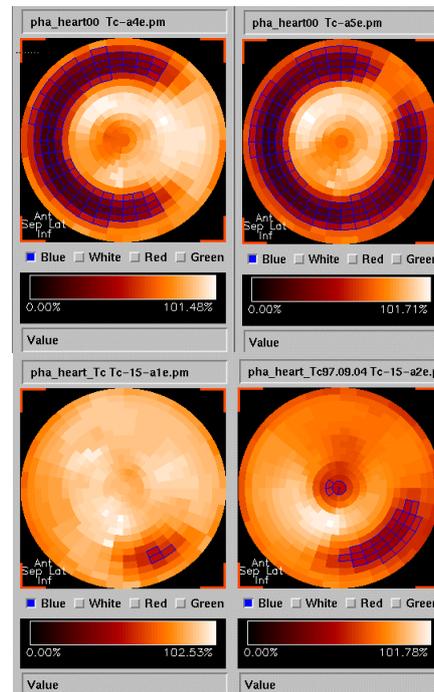
## 6.2.2 SIEMENS M-3 SPECT Tc-99m mit Schwächungskorrektur

SPECT M3 Tc mit Schwächungskorrektur



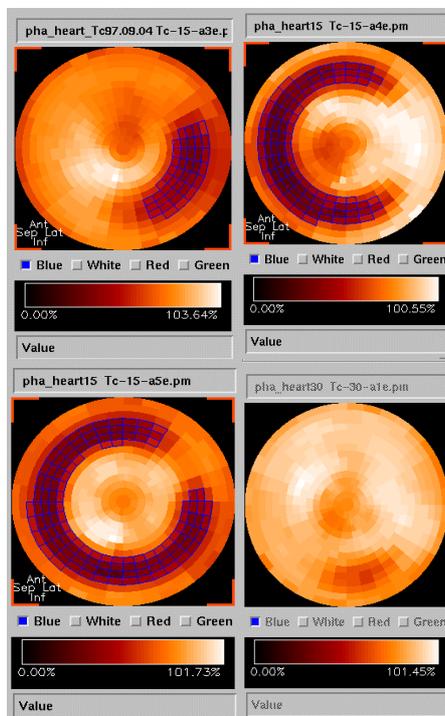
Aufnahme 0 bis 3

SPECT M3 Tc mit Schwächungskorrektur



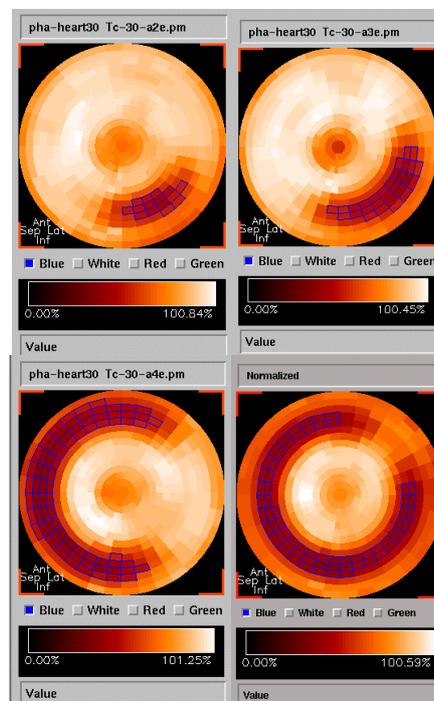
Aufnahme 4 bis 7

SPECT M3 Tc mit Schwächungskorrektur



Aufnahme 8 bis 11

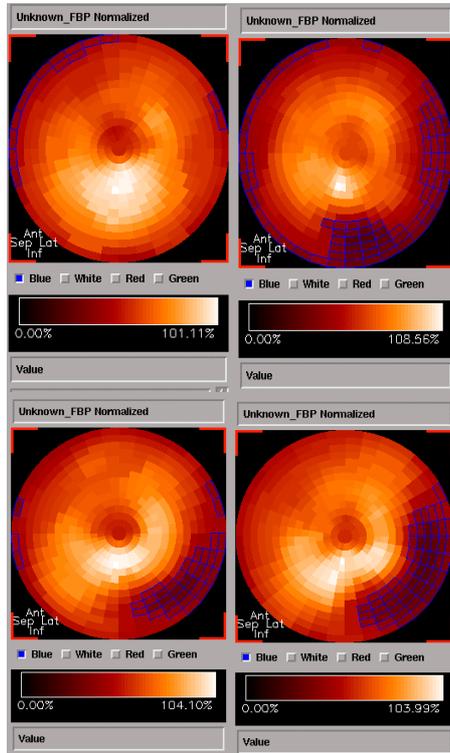
SPECT M3 Tc mit Schwächungskorrektur



Aufnahme 12 bis 15

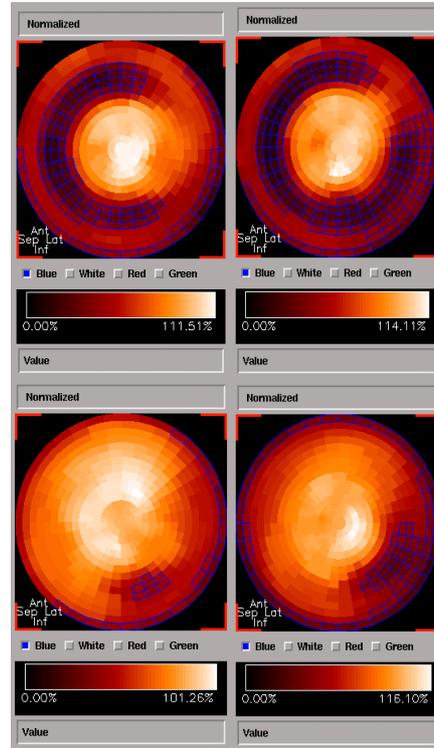
### 6.2.3 SIEMENS M-3 SPECT TI-201 ohne Schwächungskorrektur

SPECT M3 TI ohne Schwächungskorrektur



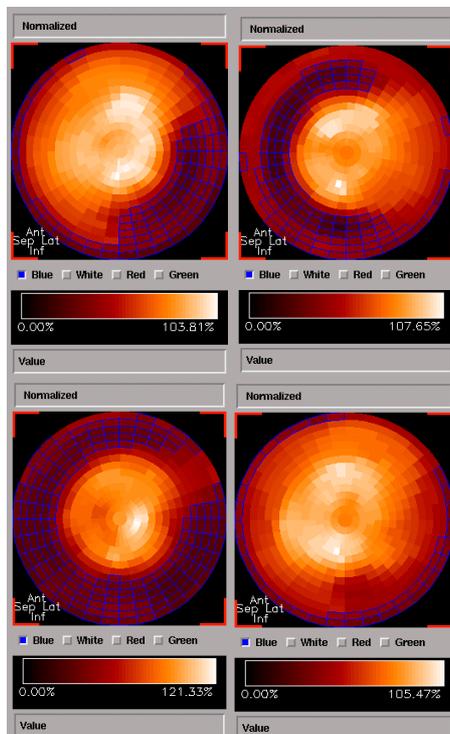
Aufnahme 0 bis 3

SPECT M3 TI ohne Schwächungskorrektur



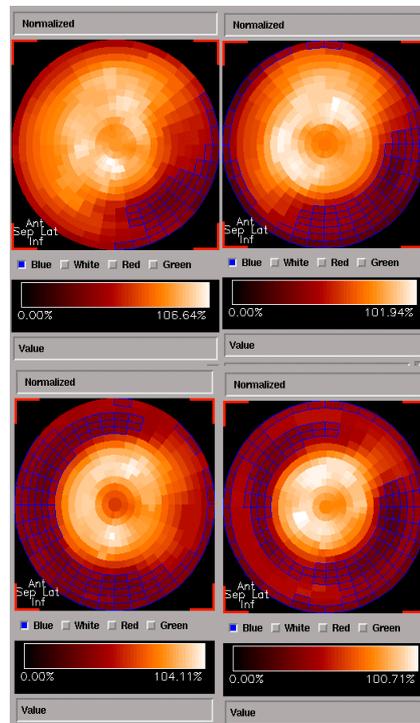
Aufnahme 4 bis 7

SPECT M3 TI ohne Schwächungskorrektur



Aufnahme 8 bis 11

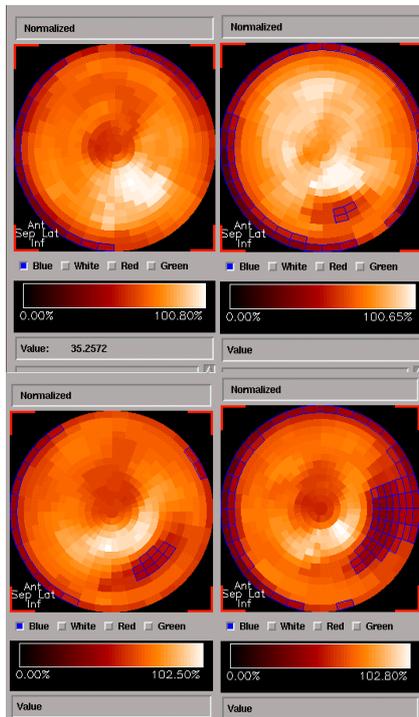
SPECT M3 TI ohne Schwächungskorrektur



Aufnahme 12 bis 15

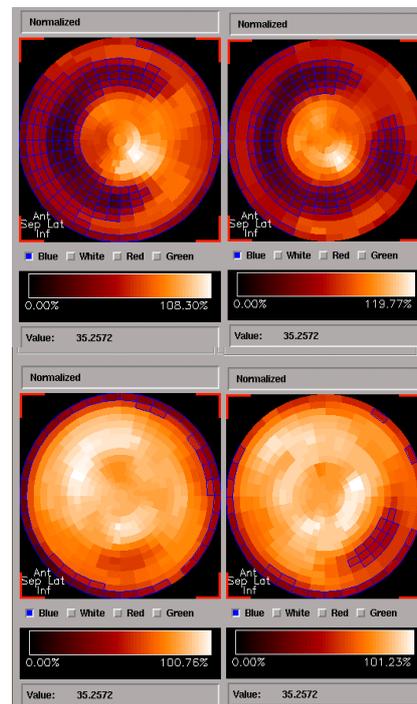
## 6.2.4 SIEMENS M-3 SPECT TI-201 mit Schwächungskorrektur

SPECT M3 TI mit Schwächungskorrektur



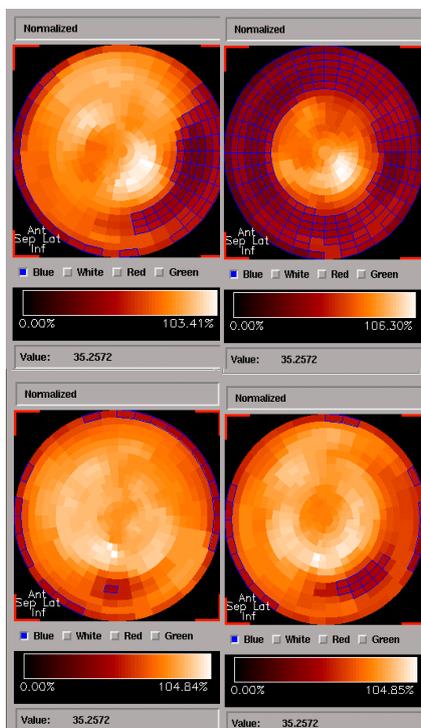
Aufnahme 0 bis 3

SPECT M3 TI mit Schwächungskorrektur



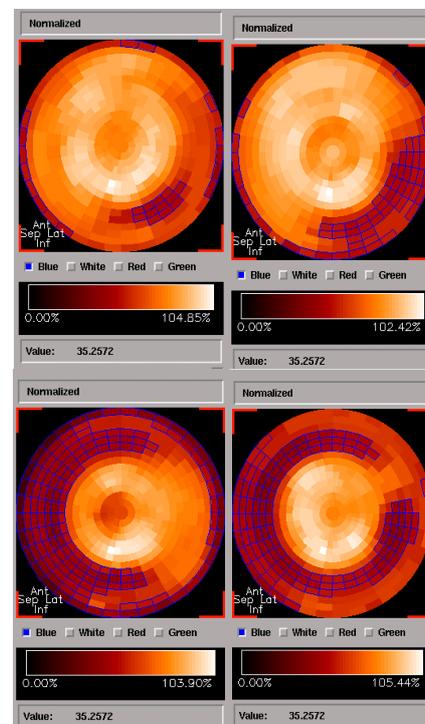
Aufnahme 4 bis 7

SPECT M3 TI mit Schwächungskorrektur



Aufnahme 8 bis 11

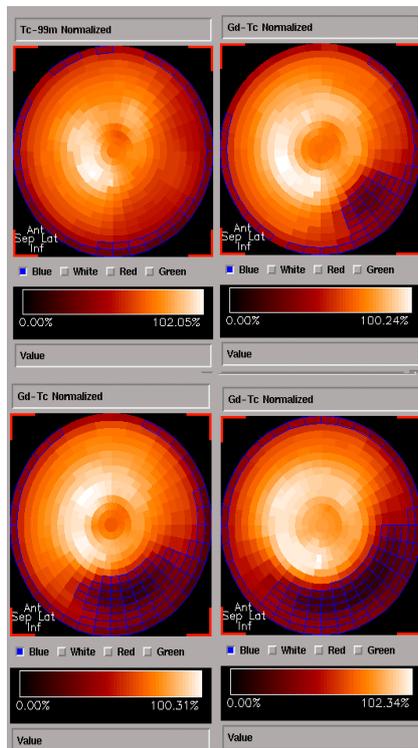
SPECT M3 TI mit Schwächungskorrektur



Aufnahme 12 bis 15

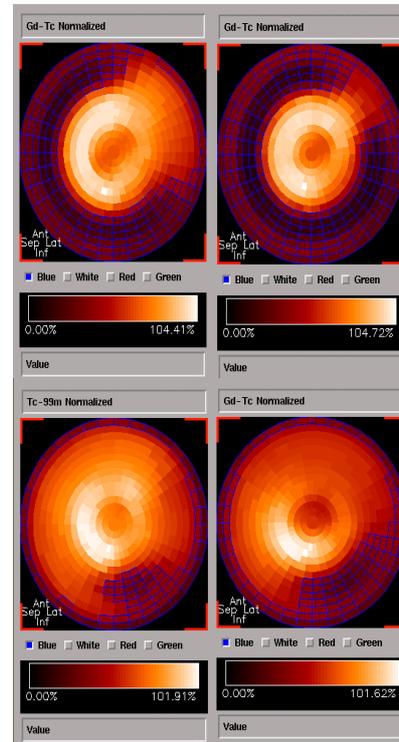
## 6.2.5 ADAC SPECT Tc-99m ohne Schwächungskorrektur, ohne Streukorrektur

SPECT ADAC Tc ohne Schwächungskorrektur ohne Streukorrektur



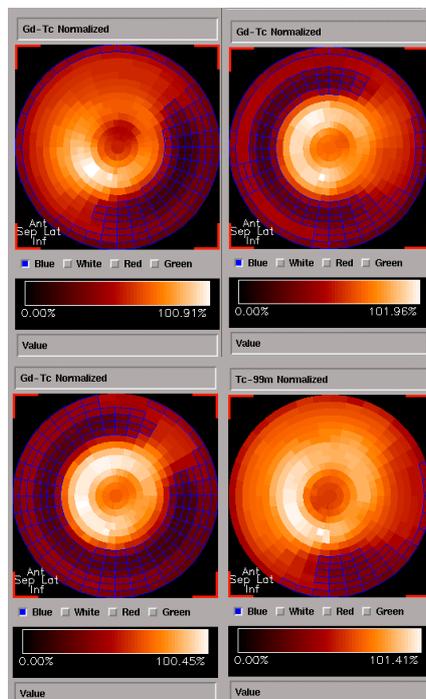
Aufnahme 0 bis 3

SPECT ADAC Tc ohne Schwächungskorrektur ohne Streukorrektur



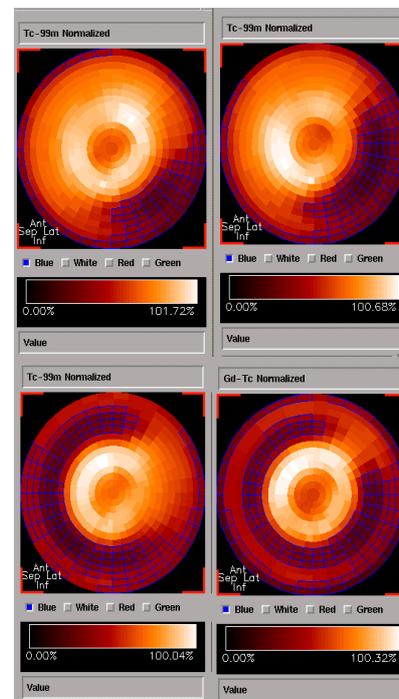
Aufnahme 4 bis 7

SPECT ADAC Tc ohne Schwächungskorrektur ohne Streukorrektur



Aufnahme 8 bis 11

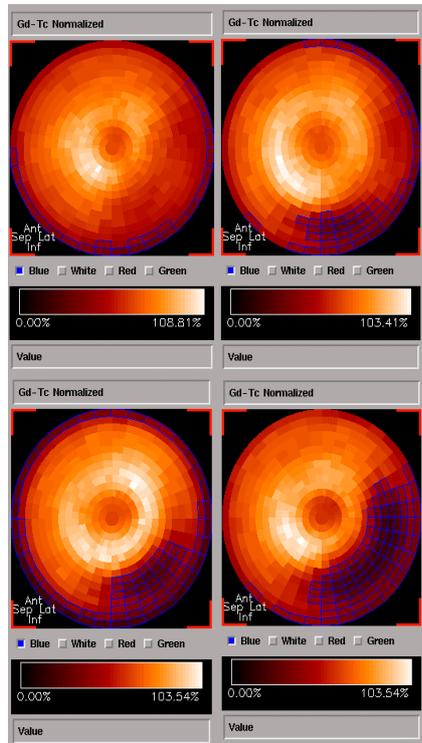
SPECT ADAC Tc ohne Schwächungskorrektur ohne Streukorrektur



Aufnahme 12 bis 15

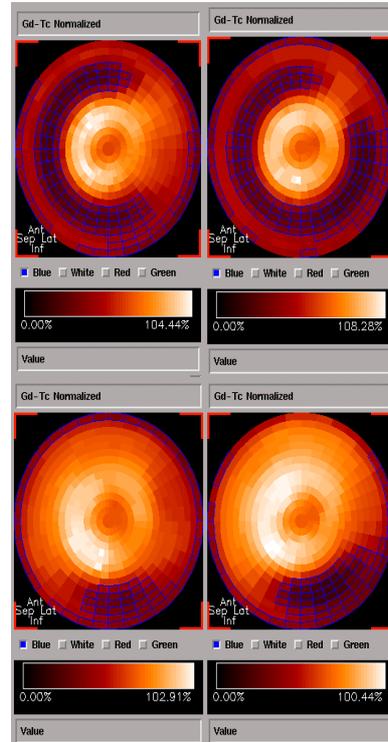
### 6.2.6 ADAC SPECT Tc-99m ohne Schwächungskorrektur, mit Streukorrektur

SPECT ADAC Tc ohne Schwächungskorrektur mit Streukorrektur



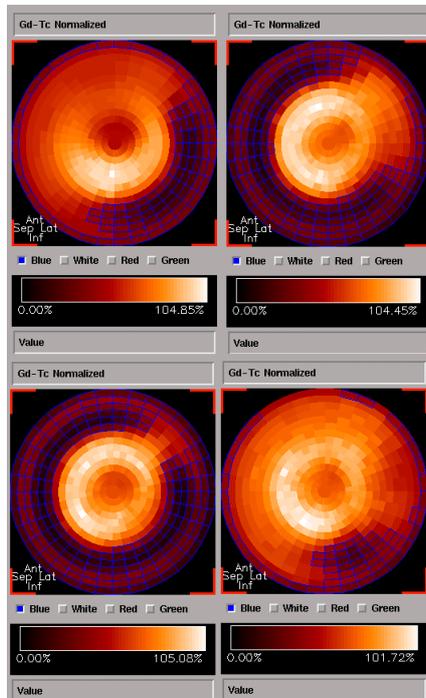
Aufnahme 0 bis 3

SPECT ADAC Tc ohne Schwächungskorrektur mit Streukorrektur



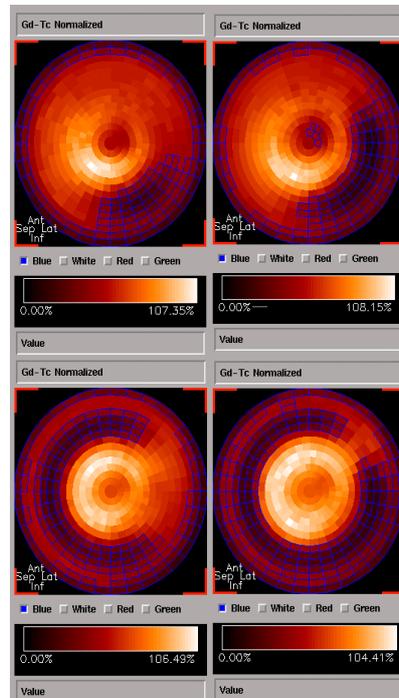
Aufnahme 4 bis 7

SPECT ADAC Tc ohne Schwächungskorrektur mit Streukorrektur



Aufnahme 8 bis 11

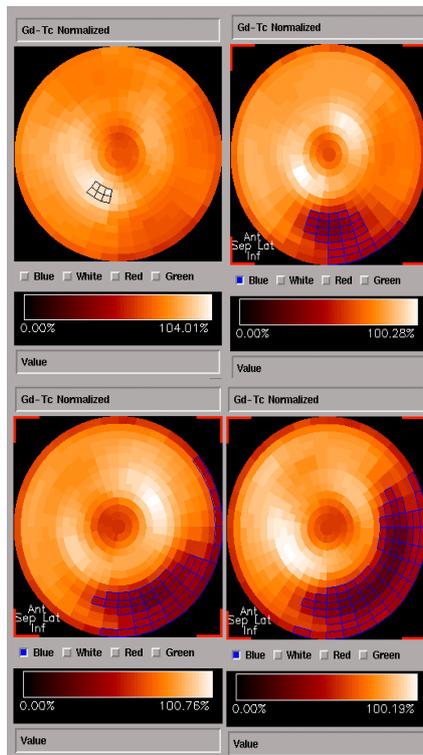
SPECT ADAC Tc ohne Schwächungskorrektur mit Streukorrektur



Aufnahme 12 bis 15

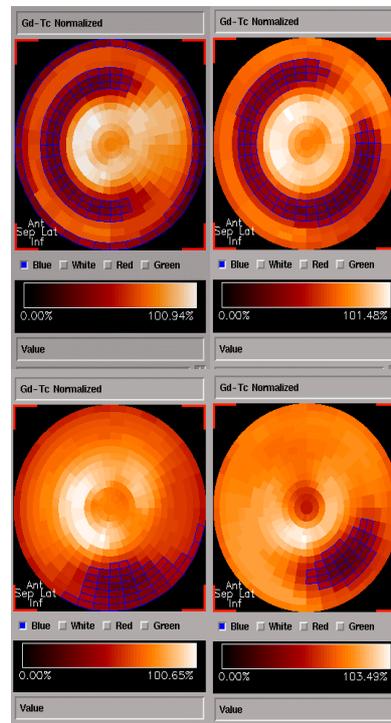
## 6.2.7 ADAC SPECT Tc-99m mit Schwächungskorrektur, mit Streukorrektur

SPECT ADAC Tc mit Schwächungskorrektur mit Streukorrektur



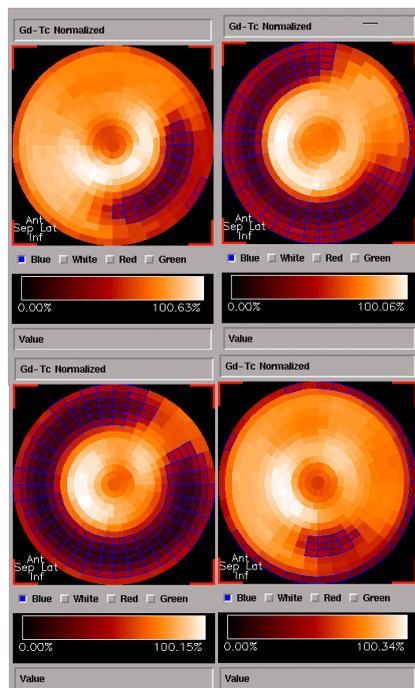
Aufnahme 0 bis 3

SPECT ADAC Tc mit Schwächungskorrektur mit Streukorrektur



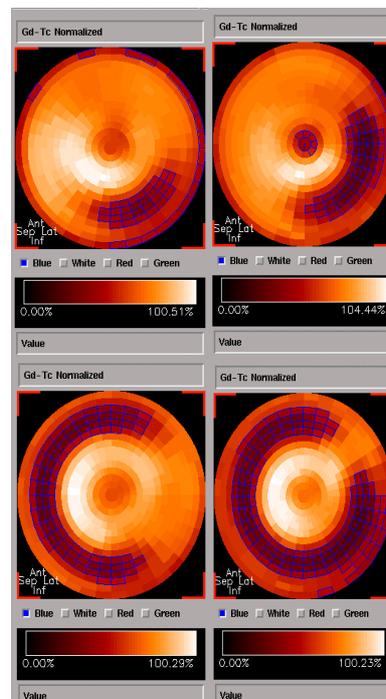
Aufnahme 4 bis 7

SPECT ADAC Tc mit Schwächungskorrektur mit Streukorrektur



Aufnahme 8 bis 11

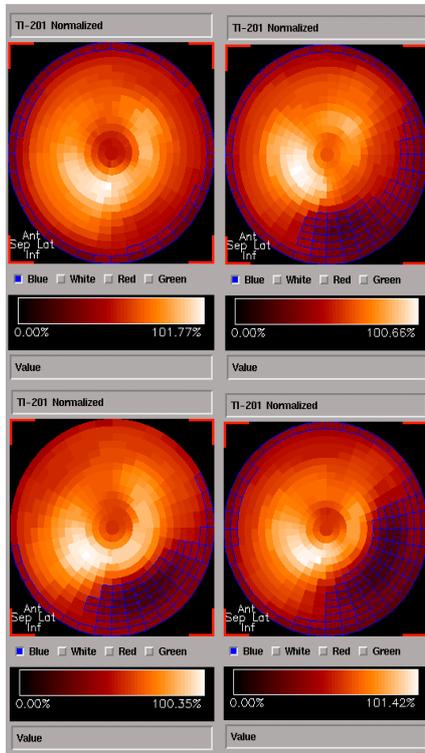
SPECT ADAC Tc mit Schwächungskorrektur und Streukorrektur



Aufnahme 12 bis 15

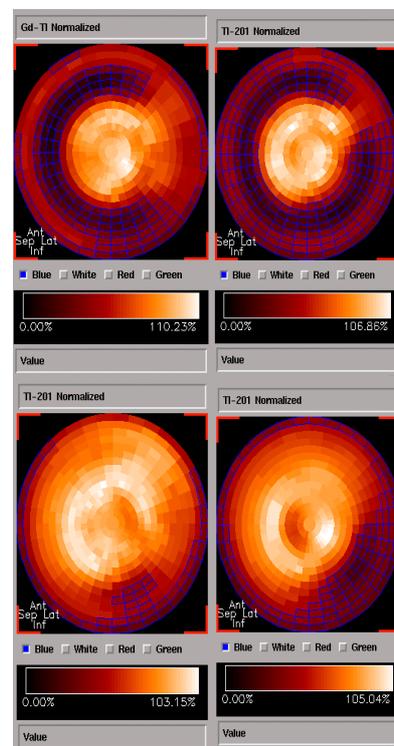
## 6.2.8 ADAC SPECT TI-201 ohne Schwächungskorrektur

SPECT ADAC TI ohne Schwächungskorrektur



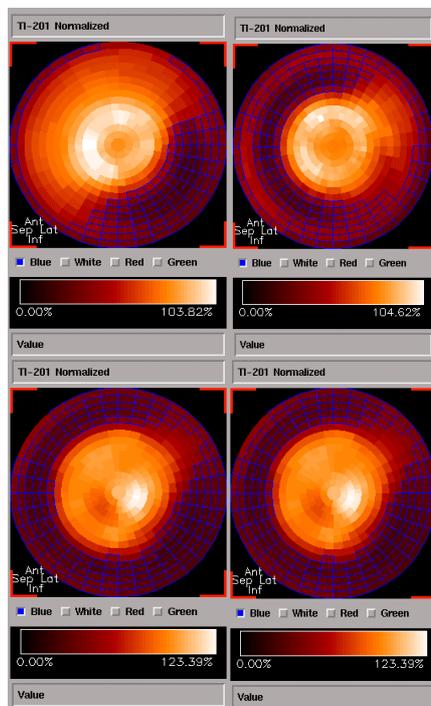
Aufnahme 3 bis 3

SPECT ADAC TI ohne Schwächungskorrektur



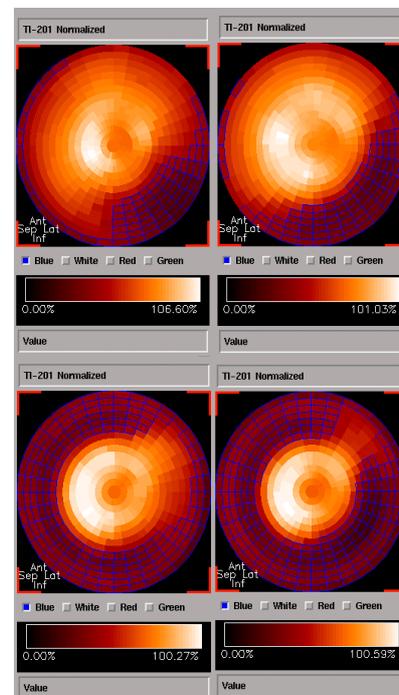
Aufnahme 4 bis 7

SPECT ADAC TI ohne Schwächungskorrektur



Aufnahme 8 bis 11

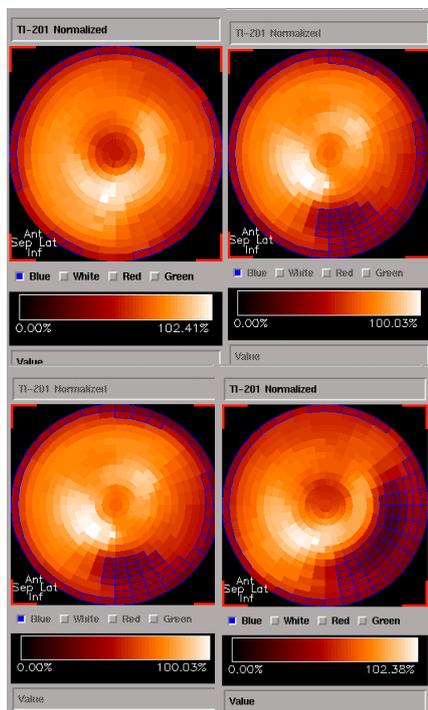
SPECT ADAC TI ohne Schwächungskorrektur



Aufnahme 12 bis 15

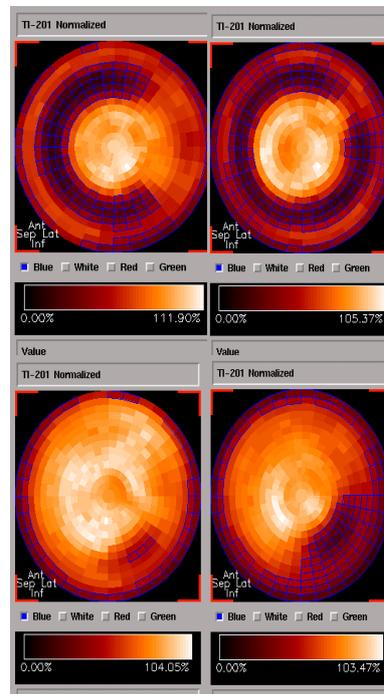
## 6.2.9 ADAC SPECT TI-201 mit Schwächungskorrektur

SPECT ADAC TI mit Schwächungskorrektur



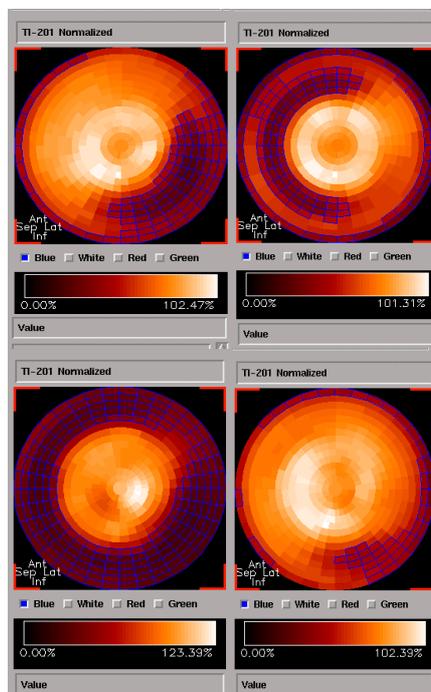
Aufnahme 0 bis 3

SPECT ADAC TI mit Schwächungskorrektur



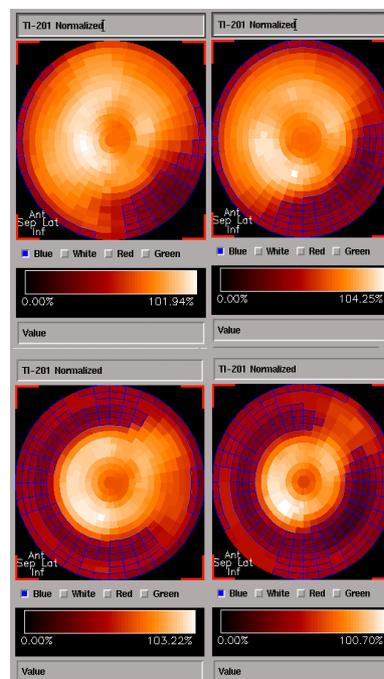
Aufnahme 4 bis 7

SPECT ADAC TI mit Schwächungskorrektur



Aufnahme 8 bis 11

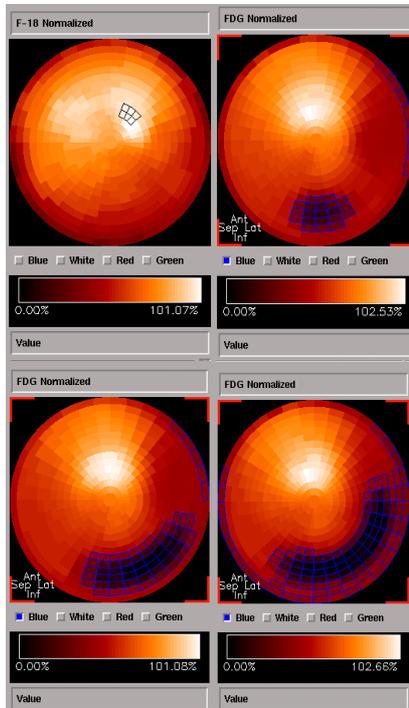
SPECT ADAC TI mit Schwächungskorrektur



Aufnahme 12 bis 15

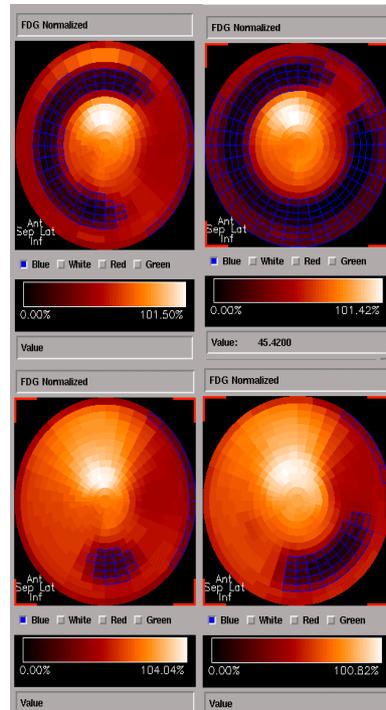
### 6.2.10 SIEMENS PET F-18 ohne Schwächungskorrektur

PET FDG ohne Schwächungskorrektur



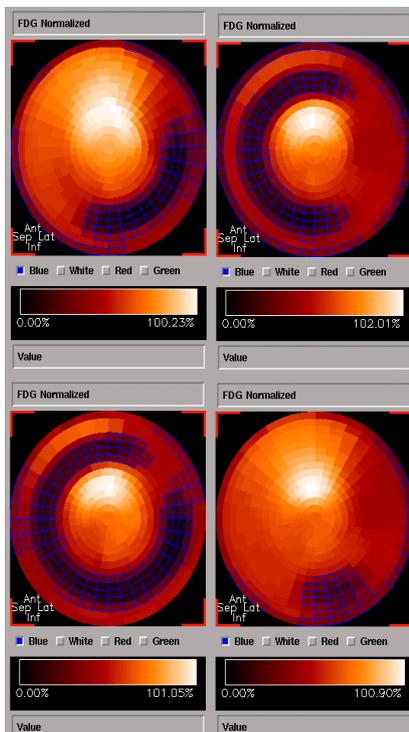
Aufnahme 0 bis 3

PET FDG ohne Schwächungskorrektur



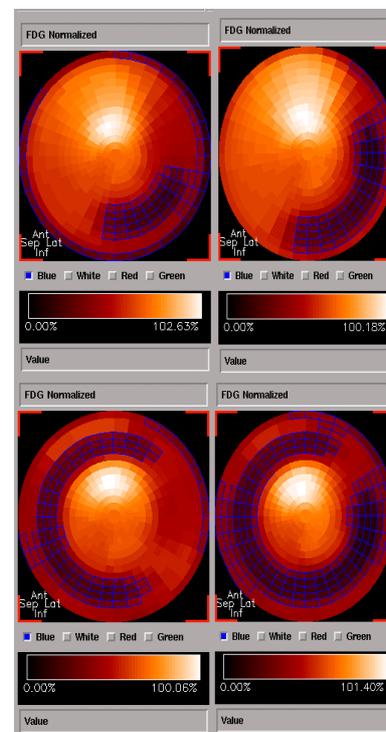
Aufnahme 4 bis 7

PET FDG ohne Schwächungskorrektur



Aufnahme 8 bis 11

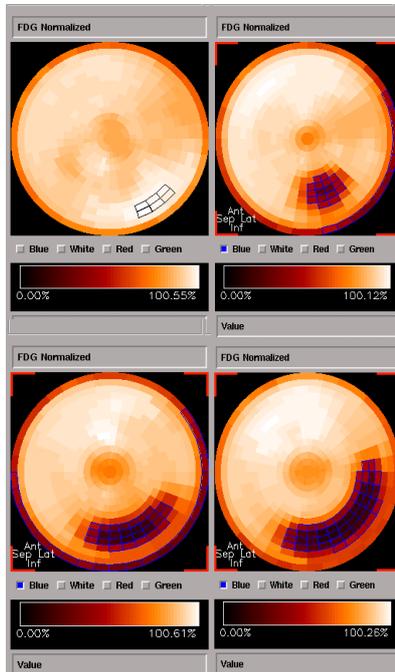
PET FDG ohne Schwächungskorrektur



Aufnahme 12 bis 15

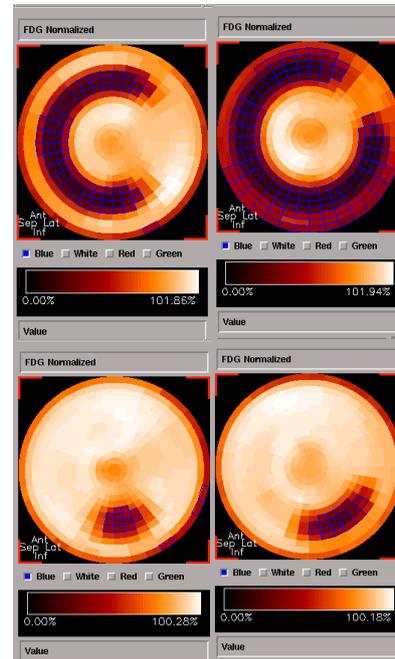
### 6.2.11 SIEMENS PET F-18 mit Schwächungskorrektur

PET FDG mit Schwächungskorrektur



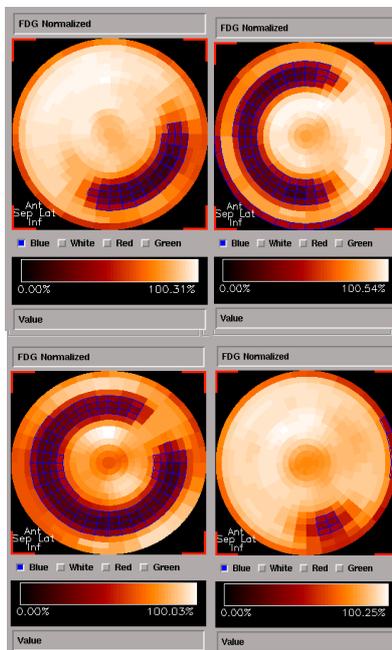
Aufnahme 0 bis 3

PET FDG mit Schwächungskorrektur



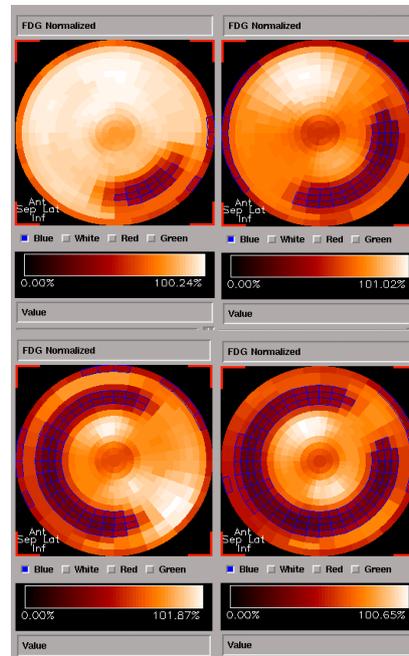
Aufnahme 4 bis 7

PET FDG mit Schwächungskorrektur



Aufnahme 8 bis 11

PET FDG mit Schwächungskorrektur



Aufnahme 12 bis 15

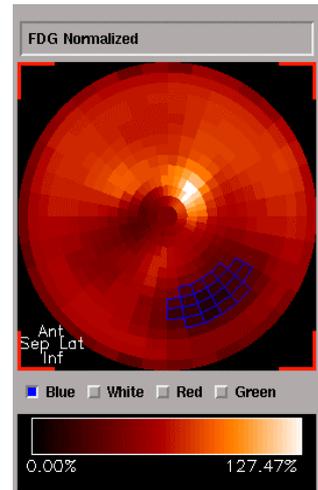
Unter 6.2.1 bis 6.2.11 sind die Polar-Maps mit den durch die optimierten Schwellenwerte erkannten Defektareale gezeigt. In der Abfolge stellt Abbildung 0 das Phantom ohne Defekt, Abbildung 1-5, 6-10 und 11-15 die Defektgrößen mit zunehmenden Volumina und ansteigenden Aktivitätskonzentrationen in den Defekten.

### 6.2.12 ADAC SPECT Koinzidenzmodus F-18 ohne Schwächungskorrektur

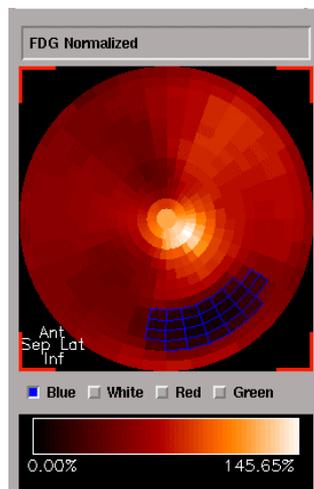
Polar-Maps der Defektgrößenerkennung ADAC Kamera im MCD Modus für F-18

Defektgrößen 1-5

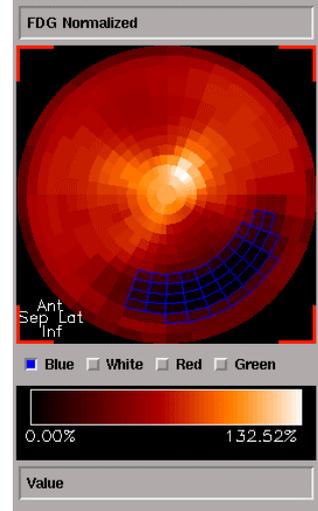
Defektgröße 1



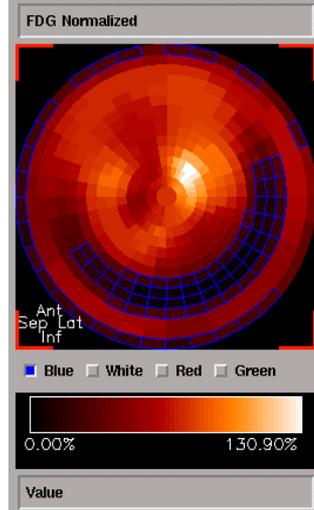
Defektgröße 2



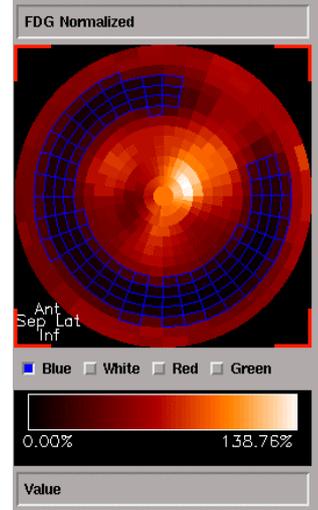
Defektgröße 3



Defektgröße 4



Defektgröße 5

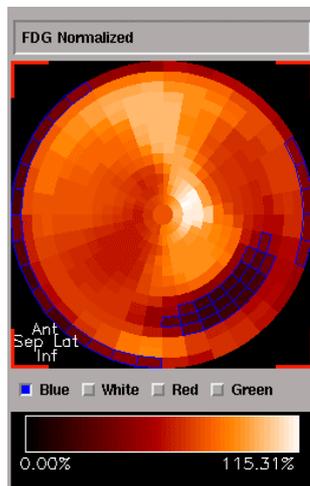


### 6.2.13 ADAC SPECT Koinzidenzmodus F-18 mit Schwächungskorrektur

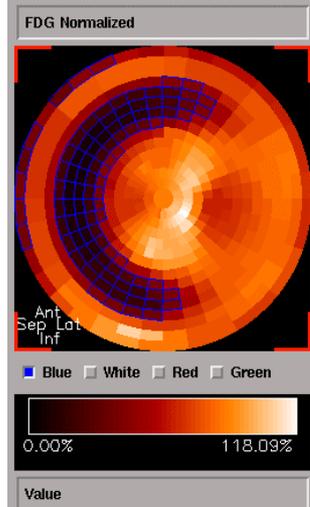
Polar Maps der  
Defektgrößenerkennung  
ADAC Kamera im MCD  
Modus für F-18

Defektgrößen 1-5

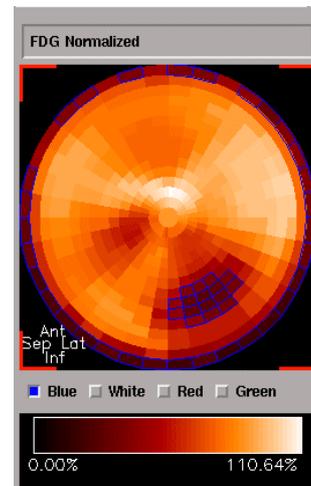
Defektgröße 2



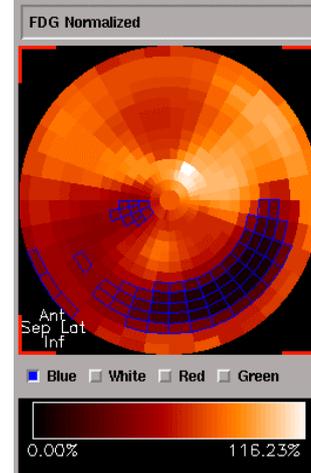
Defektgröße 4



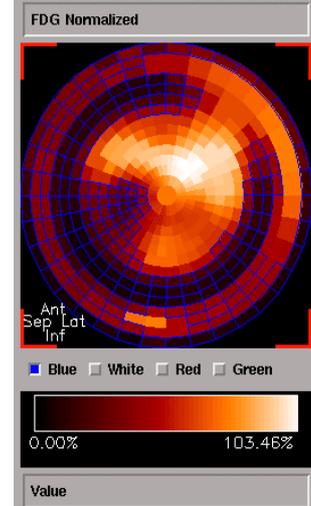
Defektgröße 1



Defektgröße 3



Defektgröße 5



## LITERATURVERZEICHNIS

1. Almquist H, Arheden H, Arvidsson A H, Pahlm O, Palmer J: Clinical implication of down-scatter in attenuation- corrected myocardial SPECT. *J Nucl Med* 1999;6:406-411
2. Arrhigi J A, Dilsizan V: Radionuclide angiography in coronary and noncoronary heart disease: technical background and clinical applications. In: Wagner H N, Szabo Z, Buchanan J W (eds) *Principles of Nuclear Medicine*; W B Saunders Co (1996), 23:501-531
3. Bacharach S L, Buvat I: Attenuation correction in cardiac positron emission tomography and single-photon emission computed tomography. *J Nucl Cardiol* 1995;2:246-255
4. Benoit T, Vivegnis D, Foulon J, Rigo P: Quantitative evaluation of myocardial single-photon emission tomographic imaging: Application to the measurement of perfusion defect size and severity. *Eur J Nucl Med* 1996; 23:1603-1612
5. Blokland A K, Reiber H C, Pauwels E K J: Quantitative analysis in single photon emission tomography. *J Nucl Med* 1992;19:47-61
6. Chouraqui P, Livschitz S, Sharir T, Wainer N, Wilk M, Moalem I, Baron J: Evaluation of an attenuation correction method for thallium-201 myocardial perfusion tomographic imaging of patients with the low likelihood of coronary artery disease. *J Nucl Cardiol* 1998;5:369-377
7. Christian T F: The use of perfusion imaging in acute myocardial infarction: Applications for clinical trials and clinical care. *American Society of Nuclear Cardiology*; 1995:423-436
8. Christian T F, Clements I P, Gibbons R J: Noninvasive identification of myocardium at risk in patients with acute myocardial infarction and nondiagnostic electrocardiograms with Technetium-99m-Sestamibi. *Circulation* 1991;83:1615-1620
9. Dilzisan V: Nuclear imaging techniques for assessing myocardial ischemia and viability. In: Wagner H N, Szabo Z, Buchanan J W (eds) *Principles of Nuclear Medicine*; W B Saunders Co (1996),23:461-500
10. DIN 6855, Teil 2 (1993): Qualitätsprüfung nuklearmedizinischer Meßsysteme- Meßbedingungen für die Einzelphotonen-Emissions-Tomographie mit Hilfe rotierender Meßköpfe einer Gamma-Kamera, Beuth Verlag, Berlin
11. Eisner R L, Schmarkey S, Martin S E, Carey D, Worthy M A, Tsann H C, Horowitz S F, Patterson R E: The challenge of quantifying defect size and severity: Reality versus algorithm. *J Nucl Cardiol* 1999;6:362-371
12. Fakhri GE, Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek A, DiPaola R: Relative impact of scatter, collimator response, and finite spatial resolution corrections in cardiac SPECT. *J Nucl Med* 2000;41:1400-1408
13. Ficaro E, Schwaiger M: Attenuation correction of cardiac SPECT. Private Kommunikation

14. Ficaro E, Fessler J A, Ackermann R J, Rogers W L, Corbett J R, Schwaiger M: Simultaneous transmission/emission myocardial perfusion tomography. *Circulation* 1996;93:463-473
15. Firma Von Gahlen, Meppen, Deutschland, Produktinformation: DATA SPECTRUM'S CARDIAC Phantom und DATA SPECTRUM'S Fillable Cardiac Defect Set
16. Furutani Y, Shiigi T, Nakamura H, Henada M, Yakamoto T, Wakeyama T, Nakatsuma M, Ogawa H, Matsuzaki M: Quantification of area at risk in acute myocardial infarction by tomographic imaging. *J Nucl Med* 1997;38:1875-1882
17. Ficaro E, Fessler J A, Rogers L, Schwaiger M: Comparison of Ameritium-241 and Technetium-99m as transmission sources for attenuation correction of Thallium-201 SPECT imaging of the heart. *J Nucl Med* 1994;35:652-663
18. Ficaro E, Fessler J A, Shreve P D, Kritzman J N, Rose P A, Corbett J R: Simultaneous transmission-emission Thallium-201 cardiac SPECT: Effect of attenuation correction on myocardial tracer distribution. *J Nucl Med* 1995;36:921-931
19. Garcia E V, Cooke C, Van Train K F, Folks R, Peifer J, DePuey G, Maddahi J, Alazraki N, Galt J, Ezquerra N, Ziffer J, Areeda J, Berman D S: Technical aspects of myocardial SPECT imaging with Technetium-99m Sestamibi. *Am J Cardiol* 1990;66:23E-31E
20. Gibbons R J, Verani M S, Behrenbeck T, Pellikka P A, O'Connor M K, Mahmarian J J, Chesebro J H, Wackers F J: Feasibility of tomographic 99m-Tc-Hexakis-2-Methoxy-2-Methylpropyl-Isonitril imaging for the assessment of myocardial area at risk and the effect of treatment in acute myocardial infarction. *Circulation* 1989;80:1277-1286
21. Gregoriu G K, Tsui B M, Gullberg G T: Effect of truncated projections on defect detection in attenuation-compensated fanbeam cardiac SPECT. *J Nucl Med* 1998;39:166-175
22. Hachamovitch R, Berman D S, Shaw L J, Kiat H, Cohen I, Cabico A, Friedman J, Diamond G A: Increment prognostic value of myocardial perfusion single photon emission computed tomography for the prediction of cardiac death. *Circulation* 1998;97:535-543
23. Hutton B F: Cardiac single photon emission tomography: Is attenuation correction enough? *Eur J Nucl Med* 1997;24:713-715
24. Hutton B F, Osiecki A: Correction of partial volume effects in myocardial SPECT. *J Nucl Cardiol* 1998;5:402-413
25. King M A, Tsui B M, Pan T S: Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps. *J Nucl Cardiol* 1995;2:513-524
26. King M A, Tsui B M W, Pan T S, Glick S J, Soares E J: Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: part 2. attenuation compensation algorithms. *J Nucl Cardiol* 1996;3:55-63

27. Kirac S, Wackers FJ, Liu Y H: Validation of the Yale circumferential quantification method using  $^{201}\text{Tl}$  and  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ : A phantom study. *J Nucl Med* 2000;41:1436-1441
28. Kupferschläger J, Müller B, Schulz G, Kaiser H J, Wagenknecht G, Bares R, Büll U: Eine Methode zur kombinierten Scatter- und Schwächungskorrektur ohne Transmissionsmessung für die Myokard SPECT mit Tc 99m Verbindungen. *Nuklearmedizin* 1997;36:56-64
29. LaCroix K J, Tsui B M W, Hasegawa B H: A comparison of  $180^\circ$  and  $360^\circ$  acquisition for attenuation –compensated Thallium-201 SPECT images. *J Nucl Med* 1998;39:562-574
30. Liu Y H, Sinusas A J, DeMAN P, Zaret B L, Wackers F J: Quantification of SPECT myocardial perfusion images: methodology and validation of the Yale-CQ method. *J Nucl Cardiol* 1999;6:190-204
31. Matsunari I, Böning G, Ziegler S I, Kosa I, Nekolla S G, Ficaro E P, Schwaiger M: Attenuation- corrected rest thallium-201/stress technetium 99m sestamibi myocardial SPECT in normals. *J Nucl Cardiol* 1998;5:48-55
32. Matsunari H, Böning G, Ziegler S I, Kosa I, Nekolla S G, Ficaro E P, Schwaiger M: Effect of misalignment between transmission and emission scans on attenuation-corrected cardiac SPECT. *J Nucl Med* 1998;39:411-416
33. Miller T, Christian T F, Hopfenspirger M R, Hodge D O, Gersh B J, Gibbons R J: Infarct size after acute myocardial infarction measured by quantitative tomographic  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  Sestamibi imaging predicts subsequent mortality. *Circulation* 1995;92(3):334-341
34. Nekolla S, Miethaner C, Nguyen N, Ziegler S I, Schwaiger M: Reproducibility of polar map generation and assessment of defect severity and extent assessment in myocardial imaging using positron emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1998;25:1313-1321
35. O'Connor M K, Caitti C, Christian T F, Gibbons R J: Effects of scatter correction on the measurement of infarct size from SPECT cardiac phantom studies. *J Nucl Med* 1995;36:2080-2086
36. O'Connor M K, Gibbons R J, Juni J E, O'Keefe J, Ali A: Quantitative myocardial SPECT for infarct sizing: Feasibility of a multicenter trial using a cardiac phantom. *J Nucl Med* 1995;36:1130-1136
37. O'Connor M K, Hammell T, Gibbons R J: In vitro validation of a simple tomographic technique for estimation of percentage myocardium at risk using methoxyisobutyl isonitrile technetium 99m (sestamibi). *Eur J Nucl Med* 1990;17:69-76
38. O'Connor M K, Kanal K M, Gebhard M W, Rossman P J: Comparison of four motion correction techniques in SPECT imaging of the heart: A cardiac phantom study. *J Nucl Med* 1998;39:2027-2034
39. O'Connor M K, Leong K L, Gibbons R J: Assessment of infarct size and severity by quantitative myocardial SPECT: results from a multicenter study using a cardiac phantom. *J Nucl Med* 2000;41:1383-1390

40. Schömig A, Kastrati A, Dirschinger J, Mehilli J, Schricke U, Pache J, Martinoff S, Neumann F J, Schwaiger M: Coronary Stenting plus platelet Glycoprotein IIb/IIIa blockade compared with tissue plasminogen activator in acute myocardial infarction. *NEJM* 2000;343:385-391
41. Sinusas A J, Bergin J D, Edwards N C, Watson D D, Riuz M, Makuch R W, Smith W H, Beller G A: Redistribution of <sup>99m</sup>Tc-Sestamibi and <sup>201</sup>Tl in the presence of a severe coronary artery stenosis. *Circulation* 1994;89:2332-2341
42. Sinusas A, Trautman K A, Bergin J D, Watson D D, Riuz M, Smith W H, Beller G A: Quantification of area at risk during coronary occlusion and degree of myocardial salvage after reperfusion with Technetium-99m Methoxyisobutyl Isonitrit. *Circulation* 1990;82:1424-1437
43. Schelbert M, Wolf S: *Cardiac Imaging*, Saunders Company (1991):1097-1109
44. Schwaiger M: Indikationen für die klinische Anwendung der Positronen- Emissions- Tomographie in der Kardiologie. *Z Kardiol* 1996;85:453-468
45. Society of Nuclear Medicine: Quantitative cardiac phantom study program joins ranks of SNM quality assurance programs. *J Nucl Med* 2000;41(7):34N-36
46. Sun K T, De Groof M, Jeonghee Y, Hansen H W, Kewei C, Czernin J, Phelps M E, Schelbert H R: Quantification of the extent and severity of perfusion defects in canine myocardium by PET polar mapping. *J Nucl Med* 1994;35:2031-2040N
47. Tan P, Bailey D, Meikle S R, Eberl S, Fulton R R, Hutton B F: A scanning line source for simultaneous emission and transmission measurements in SPECT. *J Nucl Med* 1993;34:1752-1760
48. Tsui B M W, Frey E C, LaCroix K J, Lalush D S, McCartney W H, King M A, Gullberg G T: Quantitative myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 1998;5:507-522
49. Turkington T G, Patton J A: Coincidence Imaging with a Dual-Head Photon Camera. *J Nucl Med* 1999;40:432-441
50. Van Train K F, Maddahi J, Berman D S, Kiat H, Areeda J, Prigent F, Friedman J: Quantitative analysis of tomographic stress thallium myocardial scintigrams: A multicenter trail. *J Nucl Med* 1990;31:1168-1179
51. Wackers F J: The Heart. In: Wagner H N, Szabo Z, Buchanan J W (eds) *Principles of Nuclear Medicine*; W B Saunders Co (1996),23:445-459
52. Wang X, Horace H, Liebig J: Non-Uniform attenuation correction, ADAC company release 1995/04/04
53. Wieler H J (ed) In: *Single-Photonen-Emissions-Tomographie (SPECT) des Herzens*. Springer Verlag (1997); 141-156

54. Zuo-Xiang H, Scarlett M D, Mahmarin JJ, Verani M S: Enhanced accuracy of defect detection by myocardial single-photon emission computed tomography with attenuation correction with gadolinium 153 line sources: Evaluation with a cardiac phantom. J Nucl Cardiol 1997;4:202-210