Aus der Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin
der Ludwig- Maximilians- Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. Klaus Hahn

^{99m}Technetium- MIBI- Myokardperfusions- SPECT mit simultaner ^{153}Gadolinium- Transmissionsmessung zur Schwächungskorrektur

Phantommessungen und Beobachtungen an Patientenmessungen zur Abschätzung der Abhängigkeit von klinisch relevanten Störeinflüssen

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig- Maximilians- Universität zu München

vorgelegt von
Florian Pachmayr

aus
München

2004

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. K. Hahn
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. C. Reithmann
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter
Tag der mündlichen Prüfung:	12.02.2004

Inhalt

1 EINLEITUNG 5

1.1 Die Myokardperfusionsszintigraphie 5
1.1.1 Physiologie und Pathophysiologie 5
1.1.2 Klinische Wertigkeit 6
1.1.3 Radiopharmazeutika 6
1.1.4 Untersuchungsablauf 8
1.1.5 Bildgebung und Auswertung 8

1.2 Schwächung und Streuung 10
1.2.1 Physikalische Wechselwirkungen von Strahlung und Materie 10
1.2.2 Schwächungsphänomene bei der Myokard- SPECT 11

1.3 Schwächungskorrektur 13
1.3.1 Technische Entwicklungen 13
1.3.2 Transmissionsmessung 13

1.4 Ziel der Arbeit 17

2 METHODIK 18

2.1 Akquisition und Rekonstruktion 18
2.1.1 Kamerasystem 18
2.1.2 Akquisitionsparameter 19
2.1.3 Rekonstruktion mit und ohne Abschwächungskorrektur 20

2.2 Semiquantitative Auswertung 22
2.2.1 Grundlagen 22
2.2.2 Durchführung 22
2.2.3 Quotient Q 25

2.3 Phantom 26
2.3.1 Radioaktivitätsmengen 28

2.4 Patientennormalkollektiv 29

3 GRUNDLEGENDE BEOBACHTUNGEN 32

3.1 Ausgewähltes Patientenbeispiel 32

3.2 Einfache Phantommessungen 34
3.2.1 Darstellung eines homogenen Phantoms 34
3.2.2 Defektdarstellung 36

3.3 Vergleichbarkeit von Phantom und Patienten 39

4 SPEZIELLE EINFLÜSSE AUF DIE SCHWÄCHUNGSKORREKTUR 41

4.1 Unvollständige Projektion des Untersuchungsobjekts 41
4.1.1 Grundlagen 41
4.1.2 Versuchsdurchführung 42
4.1.3 Ergebnisse 43

4.2 Fokale extrakardiale Aktivität 44
4.2.1 Grundlagen 44
4.2.2 Versuchsdurchführung 45
4.2.3 Ergebnisse 45

4.3 Phantommessungen mit unterschiedlichen Gesamtaktivitätsmengen 46
4.3.1 Grundlagen 46
4.3.2 Versuchsdurchführung 46
4.3.3 Ergebnisse 47
4.3.4 Untersuchungssituation Eintagesprotokoll 51
4.3.5 Abhängigkeit der Ergebnisse der Transmissionsmessung 52

5 DISKUSSION 54

6 ZUSAMMENFASSUNG 60

7 ABBILDUNGSVERZEICHNIS 62

8 LITERATURVERZEICHNIS 64

1 Einleitung

Die Myokardperfusionsszintigraphie ist eine seit Jahrzehnten klinisch gut etablierte Methode zur nichtinvasiven Ermittlung der linksventrikulären Myokarddurchblutung.
Die Technologie der szintigraphischen Bildgebung hat sich dabei in den letzten Jahren weiterentwickelt. So steht der Klinik für Nuklearmedizin der Ludwig- Maximilians-Universität München seit 1995 die simultane Transmissionsmessung zur Schwächungskorrektur zur Verfügung. Das Ziel ist dabei eine Verbesserung der Bildqualität, verbunden mit einer Erhöhung von Sensitivität und Spezifität in der Erkennung krankhafter Veränderungen des Herzens. Über den tatsächlichen diagnostischen Vorteil der verfügbaren Korrekturverfahren gibt es diskrepante Veröffentlichungen.
Nach ersten Erfahrungen mit der Schwächungskorrektur und den teilweise klärungsbedürftigen Auswirkungen auf die szintigraphischen Bilder entstand die Notwendigkeit, systematische Untersuchungen anzustellen. Dazu wurden Phantommessungen durchgeführt, die in dieser Arbeit vorgestellt werden. Die Ergebnisse werden mit Patientendaten sowie mit den bekannten Publikationen verglichen.
Zunächst werden ausgewählte klinische, pharmakologische und technische Grundlagen der Myokardszintigraphie sowie der szintigraphischen Schwächungskorrektur dargestellt.

1.1 Die Myokardperfusionsszintigraphie

1.1.1 Physiologie und Pathophysiologie

Die Blutversorgung des linken Ventrikels gewährleisten die Koronararterien. Abgesehen von seltenen individuellen Abweichungen werden Vorderwand und Seitenwand von den zwei Hauptästen der linken Koronararterie (left anterior descending, LAD und Ramus circumflexus, RCX), die Hinterwand von der rechten Koronararterie (right coronary artery, RCA) versorgt.
Die Myokardperfusionsszintigraphie beruht auf der zellulären Aufnahme von intravenös applizierten Radiopharmazeutika durch das Myokard. Die Menge an aufgenommener Radioaktivität ist idealerweise proportional zur Perfusion des Gewebes. Die Aktivitätsverteilung wird in körperlicher Ruhe und unter Belastung abgebildet; bei Herzgesunden ist sie in beiden Untersuchungen homogen. Typische pathologische Befunde sind Defekte in beiden Untersuchungen (z.B. aufgrund von Myokardnarben)

sowie Defekte in der Belastungsuntersuchung bei unauffälliger Ruheuntersuchung (belastungsabhängige Ischämien als Korrelate für mittel- bis hochgradige, hämodynamisch relevante Koronararterienstenosen).

1.1.2 Klinische Wertigkeit

Bei Patienten mit pathologischem Myokardperfusionsszintigramm im Sinne einer belastungsinduzierten Ischämie ist die Wahrscheinlichkeit eines kardialen Ereignisses gegenüber einem Normalkollektiv stark erhöht. Die Entscheidung zu einer Revaskularisierungsmaßnahme (z.B. Dilatation der betreffenden Stenose mittels Herzkatheter) wird von dieser prognostischen Aussage abhängig gemacht [1] [2] [3].

Die Sensitivität der nicht schwächungskorrigierten Myokardszintigraphie liegt unter Verwendung moderner Bildgebung bei 89% – 92%, die Spezifität bei ca. 78%. Die falsch- positiv Rate von über 20% wird unter anderem auf Schwächungsartefakte zurückgeführt [3].

1.1.3 Radiopharmazeutika

Das klassische Radiopharmazeutikum der Myokardperfusionsszintigraphie ist ^{201}Thallium. Seit 1984 sind jedoch auch ^{99m}Technetium- markierte, myokardaffine Substanzen (z. B. **M**ethoxy- **i**so**b**utyl- **i**sonitril = **MIBI,** Tetrofosmin u. a.) im Einsatz [4].

Der Vorteil bei Verwendung von ^{99m}Technetium liegt in der besseren Bildqualität, was zwei Gründe hat:

- ^{99m}Technetium emittiert energiereichere Photonen als ^{201}Thallium (140 keV gegenüber 68-80 keV)
- Bei Untersuchungen mit ^{99m}Technetium können größere Aktivitätsmengen verabreicht werden als bei ^{201}Thallium (bis zu 1100 MBq gegenüber ca. 80-110 MBq). Die Strahlenbelastung des Patienten ist trotz der höheren Aktivitätsmenge niedriger (ca. 7 mSv gegenüber ca. 17 mSv) [5]

1.1.3.1 Biodistribution und kardiale Anreicherung von ^{99m}Technetium-MIBI

^{99m}Technetium-MIBI wird physiologischerweise vor allem von folgenden Organen aufgenommen:

- Herz (ca. 0,6-1,7% der applizierten Aktivitätsmenge, 1h p. i.) [6]
- Leber, Milz
- Galle, Darm (entsprechend der physiologischen Ausscheidung)
- Skelettmuskeln

^{99m}Technetium-MIBI zeichnet sich durch Lipophilie aus. Die Anreicherung geschieht per Diffusion sowie unter Energieverbrauch über das Na^+-/ H^+- Antiportersystem. Zytosolisch wird es fest an die Mitochondrien gebunden [7]. Die Halbwertszeit der myokardialen Clearance liegt bei über 6 Stunden. Es kommt zu keiner beachtenswerten Rückverteilung im Falle einer belastungsinduzierten Minderanreicherung.

In Ruhe beträgt die Extraktionsfraktion des Herzens pro Passage etwa 40%; sie verringert sich bei einer koronaren Flußsteigerung bis auf ca. 25%. Um die Durchblutungssituation im Belastungszustand darzustellen erfolgt die Injektion von ^{99m}Technetium-MIBI bei erhöhtem koronaren Blutfluß, der durch körperliche Belastung bzw. pharmakologisch hervorgerufen wird. Die Flußsteigerung kann bei Belastung eines gesunden Herzens bis zum fünffachen des Ruhezustands betragen, was als Flußreserve bezeichnet wird. Diese Flußreserve ist bei Koronararterienstenosen eingeschränkt (allenfalls vierfache Steigerung bei einer 40% Stenose, 1,4- fache Steigerung bei einer 65% Stenose) [8]. Dadurch kommt es im Versorgungsbereich von höhergradigen Koronarstenosen zu einer Minderanreicherung des Radiopharmakons. Die Belastungssituation sollte nach Injektion für ca. 2 min aufrechterhalten werden, bis die Extraktion des Radiopharmazeutikums aus dem zirkulierenden Blut weitgehend abgelaufen ist.

Die ^{99m}Technetium-MIBI- Verteilung in den übrigen Organen ist bei Ruhe- und Belastungsuntersuchungen unterschiedlich [6]. Demnach ist in der Leber bei Ruhe eine initiale ^{99m}Technetium-MIBI Aufnahme von ca. 20% der Gesamtaktivität zu erwarten, während es bei körperlicher Belastung durch Fahrradergometrie nur ca. 6% sind. Bei körperlicher Belastung nimmt dagegen vor allem Skelettmuskelgewebe ^{99m}Technetium-MIBI auf (21,2% bei Belastung, 10,6% bei Ruhe).

Die Aktivitätsaufnahme der Leber und der abfließenden Galle ist bei ^{99m}Technetium-MIBI im Vergleich zu ^{201}Thallium besonders in Ruhe signifikant höher. Die doppelte Aktivitätskonzentration des Herzens kann übertroffen werden. Dadurch kann die Bildqualität der Myokardszintigramme erheblich beeinträchtigt werden. Obligat, jedoch nicht in jedem Fall ausreichend ist das Anregen des Galleflusses durch Reizmahlzeiten sowie die Wartezeit von einer Stunde nach i. v.- Gabe vor Beginn der Aufnahmen [9].

1.1.4 Untersuchungsablauf

Der Untersuchungsablauf einer Myokardperfusionsszintigraphie (Ein- bzw. Zweitagesprotokoll, Reihenfolge von Ruhe- und Belastungsuntersuchung) ist nicht einheitlich festgelegt. In der Klinik für Nuklearmedizin der Ludwig- Maximilians- Universität München wird zuerst die Belastungsuntersuchung und anschließend die Ruheuntersuchung in einem Eintagesprotokoll durchgeführt (siehe Abbildung 1).

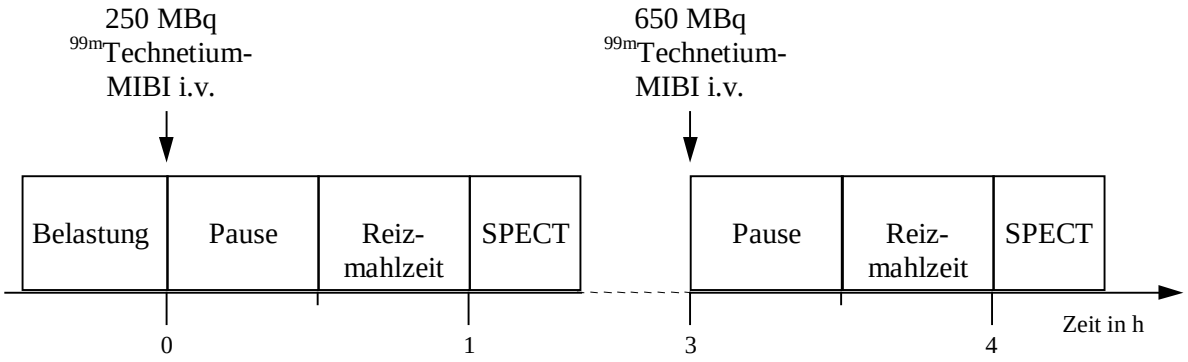


Abbildung 1: Eintagesprotokoll der Myokardperfusionsszintigraphie

Die Belastung erfolgt entweder durch Fahrradergometrie oder pharmakologisch [10]. In der klinischen Praxis spielt die pharmakologische Belastung mit Dipyridamol (Persantin®) bei nicht adäquat körperlich belastbaren Patienten wegen der geringen Inzidenz von schweren Nebenwirkungen eine große Rolle [11].

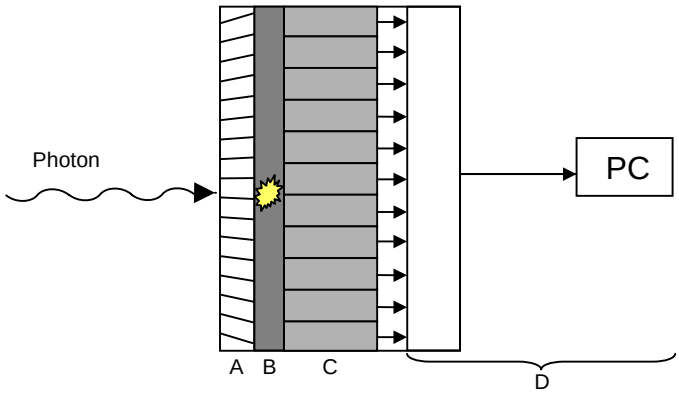
Es wird gemäß des Untersuchungsprotokolls (Abbildung 1) zuerst eine kleinere sowie später eine zweite, höhere Aktivitätsmenge appliziert. Diese muß gegebenenfalls belastungsinduzierte regionale Defekte “überdecken” können und muß erfahrungsgemäß etwa die 2 - 3-fache Aktivitätsmenge enthalten. Dadurch wird die im Patienten befindliche Gesamtaktivitätsmenge im Vergleich zur Belastungsuntersuchung angehoben (insgesamt dann ca. 900 MBq).

1.1.5 Bildgebung und Auswertung

Das Instrument der nuklearmedizinischen Bildgebung ist die Gammakamera, deren Meßkopf in Abbildung 2 schematisch dargestellt ist.

Durch den Kollimator, eine Bleiabschirmung mit Bohrungen können nur diejenigen Photonen den Kristall erreichen, die sich mehr oder weniger in der Richtung der Kollimatorbohrungen bewegen. Sie generieren beim Nachweis im Kristall der Kamera abhängig von ihrer Energie einen Lichtblitz (Szintillation), der von den Photoverviel

fachern in ein elektrisches Signal umgewandelt wird. Es resultiert ein energieabhängiger elektrischer Impuls (Z- Signal) mit einer bestimmten Ortsadresse (X-, Y- Signal). Durch elektronische Differentialdiskriminatoren werden die Impulse derjenigen Photonen differenziert, die annähernd die primäre Photonenenergie des verwendeten Radionuklids aufweisen (Fenstertechnik). Das Ergebnis ist die Registrierung einer planaren Projektion der Radionuklidverteilung in einem durch Kopfgröße und Kollimatorart bestimmten Gesichtsfeld. In der bildverarbeitenden Software wird diese Verteilung in einer Matrix gespeichert, die man sich als kartesisches Koordinatensystem vorstellen kann. Die einzelnen Matrixelemente werden als Pixel bezeichnet. Pro Pixel wird die Anzahl der dort gezählten Impulse angegeben (Counts).



A) Kollimator, B) Kristall, C) Photovervielfacher, D) elektronische Auswerteeinrichtung

Abbildung 2: Aufbau des Kamerakopfes einer Gammakamera

Bei der Single Photon Emission Computer Tomographie (SPECT) rotieren meist mehrere Kameraköpfe um den zu untersuchenden Körperbereich und nehmen in bestimmten Winkelstellungen die jeweiligen planaren Projektionen der Aktivitätsverteilung auf, je nach Kameratyp innerhalb eines Orbits von 180° bis 360°. Die Rekonstruktion der Einzelprojektionen zu überlagerungsfreien transversalen Schnittbildern erfolgt durch ähnliche Rechenoperationen wie bei der konventionellen Computertomographie. Es stehen dazu neben der klassischen gefilterten Rückprojektion (filtered back projektion, FBP) neuere iterative Algorithmen (forward projektion) zur Verfügung.

Durch die Rekonstruktion entsteht eine dreidimensionale Bildmatrix des Untersuchungsbereichs. Die Bildelemente werden hier als Voxel bezeichnet. Daraus können Schnittbilder in allen Ebenen berechnet werden.
Die Bildgebung mit der SPECT- Technik stellt wegen der erheblich verbesserten Sensitivität und Spezifität im Vergleich zur planaren Szintigraphie den “state of the art” in der Myokardperfusionsszintigraphie dar [3].
Bei EKG- getriggertem Abspeichern der Daten im Verlauf der Herzaktion (Systole und Diastole) in mehreren Einzelbildern kann man die Bewegung des Herzmuskels dreidimensional sichtbar machen (gated SPECT). Die Einzelbilder entsprechen einem bestimmten Zeitabschnitt des Herzschlages. Die zeitlich entsprechenden Einzelbilder aus jeder Projektion werden separat rekonstruiert und die dreidimensionalen Tomogramme in Abfolge gezeigt.

1.2 Schwächung und Streuung

1.2.1 Physikalische Wechselwirkungen von Strahlung und Materie

Vor dem Nachweis in der Gammakamera muß die im Myokard entstehende Strahlung die das Herz umgebenden Gewebeschichten des Thorax durchdringen. Dabei kommt es zu Wechselwirkungen der Photonen mit dem Gewebe auf atomarer Ebene.
Bei den Energien der nuklearmedizinisch verwendeten γ- Strahler tritt der Photoeffekt (vollständige Absorption des Photons) nur vergleichsweise selten auf (für ^{99m}Technetium- MIBI ca. 11%) [12]. Im Vordergrund steht der Comptoneffekt (Ablenkung des Photons von seiner Bahn und Minderung seiner Energie durch Zusammenstoß mit einem locker gebundenen Elektron). Der Energieverlust hängt vom Ablenkungswinkel ab. Es können bei demselben Photon auch mehrere Comptoneffekte nacheinander auftreten, wodurch sich mehrmals die Flugrichtung ändert.
Photonen, die durch Comptonereignisse abgelenkt, jedoch nur wenig energiegemindert sind, werden zum Teil in der Kamera mit einer „falschen“ Ortsadresse registriert. Dies führt zu einem Kontrastverlust. Dieser Streustrahlenanteil (scatter fraction) in einem szintigraphischen Bild hängt von verschiedenen Eigenschaften und Einstellungsparametern der Kamera ab (z.B. Kollimatorbeschaffenheit, Fensterbreite...).

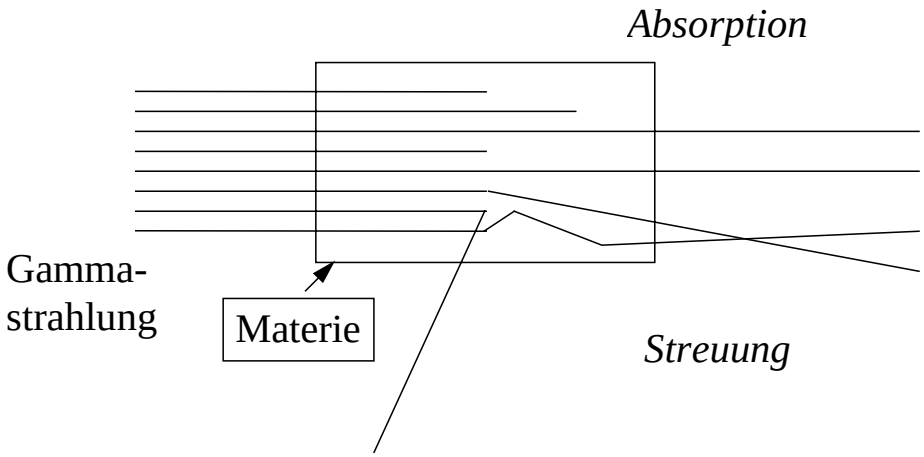


Abbildung 3: Physikalische Wechselwirkungen von Strahlung und Materie (aus [13])

Diese Wechselwirkungen sind abhängig von der Energie der Photonen, von der Kernladungszahl (Ordnungszahl) des absorbierenden Stoffes und der Dicke der zu durchdringenden (Gewebe-) Schicht. So durchdringen energiereichere Photonen in einem höheren Prozentsatz unverändert denselben Körper als energieärmere Photonen; feste Körper und Flüssigkeiten schwächen Strahlung mehr als Gase. Die schwächenden Eigenschaften der verschiedenen Materialien werden im sogenannten Schwächungskoeffizienten μ beschrieben. Der Prozentsatz der ungeschwächten Photonen (transmitted fraction, TF) hängt mathematisch von μ und der Wegstrecke x im Gewebe nach der Formel $TF = e^{-\mu x}$ ab [14].

1.2.2 Schwächungsphänomene bei der Myokard- SPECT

Durch die im Körper ablaufende Schwächung wird die Darstellung der myokardialen Aktivitätsverteilung systematisch verfälscht.

Im allgemeinen wird die tiefer im Körper gelegene Hinterwand des linken Ventrikels schwächer dargestellt als die Vorderwand (Abbildung 4), was die Beurteilung der szintigraphischen Bilder in diesem Bereich erschwert.

Die Spezifität der Myokardszintigraphie ist so im Bereich der Hinterwand geringer als in der Vorderwand [15]. Im besonderen treten diese Schwierigkeiten bei übergewichtigen Patienten auf.

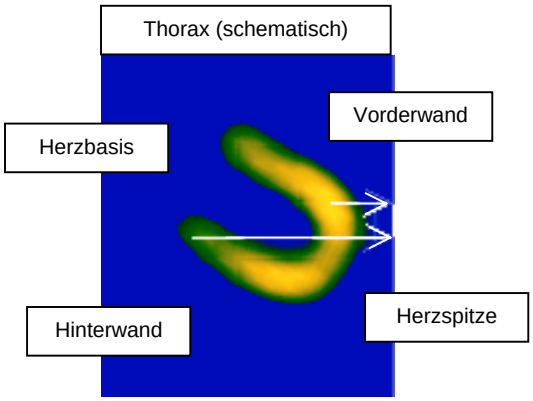


Abbildung 4: Myokard- SPECT, schematischer Sagittalschnitt: Verschiedene Wegstrecken im Körper für Quanten aus Vorderwand und Hinterwand des Herzens

Die Schwächung im Thorax ist durch die beträchtlichen Dichteunterschiede der Organe inhomogen. So weisen die lufthaltigen Lungen vergleichsweise geringere, das kalkhaltige Skelettsystem höhere Schwächungskoeffizienten auf. Die Schwächung im Weichgewebe wird vor allem durch die Dichte des Wasseranteils bestimmt. Individuelle Merkmale (Adipositas, große weibliche Mammae) können zu schwer voraussagbaren Schwächungsartefakten in nahezu allen Myokardabschnitten führen [16].

Eine Überlagerung durch das Zwerchfell (Diaphragma) wird als zusätzliche Ursache für eine Schwächung der Hinterwand diskutiert. Ein Ansatz zur Vermeidung der diaphragmalen Schwächung ist die SPECT- Akquisition in Bauchlage [17] [18]. Sie wird jedoch in den meisten nuklearkardiologischen Zentren nicht routinemäßig durchgeführt.

Die Anzahl und Auswahl der Projektionen (180° bzw. 360°) der SPECT- Aufnahme spielt für die Ausprägung von Schwächungsartefakten eine Rolle [19]. Die dorsalen Projektionen werden bei Untersuchung in Rückenlage zusätzlich infolge von Schwächung durch die Untersuchungsliege beeinträchtigt [20].

Bei gleicher Positionierung des Patienten in Belastungs- und Ruheuntersuchung erscheint ein Schwächungsartefakt typischerweise reproduzierbar an gleicher Stelle des Myokards. Die Differentialdiagnose zu einem vermuteten Schwächungsartefakt wäre ein abgelaufener Myokardinfarkt. Eine mögliche Entscheidungshilfe kann dann die Beurteilung der Myokardbeweglichkeit sein, wenn die Untersuchung in gated SPECT- Technik akquiriert wurde [21].

Umgekehrt treten insbesondere bei Lagerungsunterschieden zwischen Belastungs- und Ruheuntersuchung Schwächungsartefakte auch unterschiedlich zu Tage, wodurch belastungsinduzierte Ischämien vorgetäuscht werden können [22]

1.3 Schwächungskorrektur

Zur Lösung dieser Problematik wurden Schwächungskorrekturen entwickelt. Sie werden bei der SPECT an den transversalen Schnittbildern vorgenommen. Man benötigt die Annahme bzw. Messung der räumlichen Verteilung der Schwächungskoeffizienten.

1.3.1 Technische Entwicklungen

Die einfachste Form der Schwächungskorrektur beruht auf der Annahme eines ideal geformten, geometrischen Körpers mit konstantem Schwächungskoeffizienten. Unterschiede zwischen den verschiedenen schwächenden Materialien (Lunge, Skelett) werden vernachlässigt. Durch Modifikationen können hierbei Verbesserungen angestrebt werden. So kann man anhand der Schnittbilder der Emissionsmessung die individuellen Körperkonturen sowie nach Injektion von ^{99m}Technetium-MAA die Kontur des Lungenparenchyms mit einem unterschiedlichen Schwächungs-koeffizienten berücksichtigen [23].

Im Bewußtsein der vielfältigen Schwächungsartefakte wurde jedoch nach einer Schwächungskorrektur mit gemessenen Schwächungskoeffizienten gesucht.

Als Möglichkeit hierzu wurde bei einer Zweikopfkamera die Abschätzung der zu 180° gestreuten Photonen mittels Fenstertechnik im zu erwartenden Energiebereich vorgeschlagen [24]. Diese Methode versteht sich als Näherungsverfahren, klinische Daten an größeren Patientenzahlen stehen noch aus.

1.3.2 Transmissionsmessung

Bei einer Transmissionsmessung liegt dem aufnehmenden Kamerakopf eine externe Strahlenquelle gegenüber. Die daraus austretende Strahlung durchdringt das Untersuchungsobjekt und wird teilweise geschwächt in der Kamera registriert. Durch den Vergleich mit der bekannten primären Strahlungsstärke wird die TF (siehe 1.2.1) für jeden einzelnen Bildpunkt der Projektion bestimmt.

Es besteht grundsätzlich die Möglichkeit, die Transmissionsmessung bei „kaltem“ Untersuchungsobjekt, d.h. vor Applikation des Radiopharmakons durchzuführen. In einem zweiten Arbeitsschritt wird nach der Applikation des Radiopharmakons die

eigentliche Emissionsszintigraphie durchgeführt. Im Fall der Myokardszintigraphie mit ^{99m}Technetium-MIBI ist jedoch zwischen Applikation des Radiopharmakons und der Datenakquisition eine Stunde Pause vorgesehen, in der der Patient die Kameraliege selbstverständlich wieder verläßt. Die Überlagerung von Transmissionsbild und Emissionsbild muß zur Vermeidung von Fehlern durch Lagerungsunterschiede von Hand vorgenommen werden.

Bei einer simultanen Akquisition von Emissions- und Transmissionsstrahlung entfällt sowohl die separate Transmissionsmessung als auch die manuelle Nachbearbeitung. Um eine simultane Messung zu ermöglichen müssen für Transmission und Emission unterschiedliche Radionuklide mit Akquisition in den dazugehörenden Energiefenstern verwendet werden. Hierzu kommen in den kommerziell erhältlichen Systemen verschiedene Paarungen in Frage.

Radio-pharmazeutikum	hauptsächliche Photonenenergie	Transmissionsquelle	hauptsächliche Photonenenergie, Halbwertszeit
^{99m}Technetium	140 keV	^{153}Gadolinium	99 keV, 242 d
		^{241}Americium	60 keV, 432 a
		^{133}Barium	356 keV, 10,54 a
^{201}Thallium	68-80 keV	^{99m}Technetium	140 keV, 6 h

Tabelle 1: Gebräuchliche Radionuklide bei der Myokardperfusions- SPECT mit simultaner Schwächungskorrektur

Bei der Auswahl des Radionuklids für die Transmissionsmessung sind unter anderem auch die Kosten pro Quelle unter Berücksichtigung der durch die Halbwertszeit bestimmten Austauschintervalle zu beachten.

Die Transmissionsmessung bedeutet eine zusätzliche Strahlenexposition des Patienten. Diese trägt jedoch bei Verwendung von ^{241}Americium weniger als 0,1% zur Gesamtexposition durch die Myokardszintigraphie bei [25].

1.3.2.1 Wechselseitige Beeinflussung von Emissions- und Transmissionsmessung

Bei Messung von zwei verschiedenen energetischen Strahlungen kommt es regelhaft zu einem Übersprechen (crosstalk) von Streustrahlung des höherenergetischen Nuklids in das “fremde” Energiefenster.

Wie Abbildung 5 zeigt, werden bei ca. 140 keV die meisten Counts gezählt; sie entsprechen den ungeschwächten Photonen des ^{99m}Technetiums. Im Bereich dieses sogenannten Peaks wird das Fenster der Messung geöffnet. Zu niedrigerer Energie schließt sich ein Plateau an, das gestreuten und geschwächten Photonen repräsentiert (down- scatter). Dieses Plateau durchzieht den Peak des Gadoliniums.

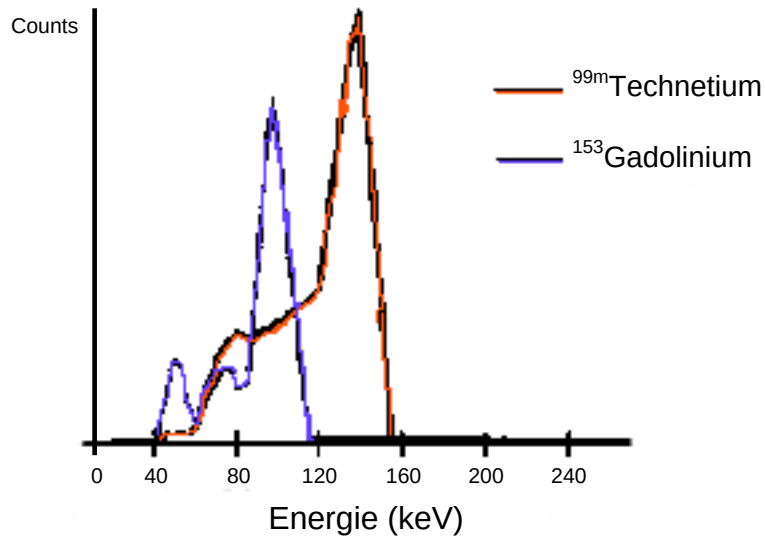


Abbildung 5: Übersprechen bei einer simultanen Messung von ^{99m}Technetium und ^{153}Gadolinium (aus [26])

So kommt es bei Verwendung der Paarung ^{99m}Technetium/^{153}Gadolinium zu einer beachtenswerten Kontamination der Transmissionsmessung. Dabei werden Photonen des Technetiums, die vom Körpergewebe gestreut wurden, im Gadoliniumfenster mitgezählt.

Unkorrigierter crosstalk von ^{99m}Technetium–Photonen in das ^{153}Gadoliniumfenster der Transmissionsmessung führt zu einer Unterkorrektur der Schwächung [27].

Das Übersprechen ist gehäuft in örtlicher Nähe zu Aktivitätsanreicherungen im Untersuchungsobjekt. Daher muß auch der crosstalk ortsabhängig korrigiert werden.

Abgesehen vom Crosstalk ist die Transmissionsmessung durch die oben erwähnte scatter fraction (siehe 1.2.1)., die in jedem szintigraphischen Bild aufgrund des eingeschränkten Energieauflösungsvermögens der Kamera auftritt, verfälscht. Die scatter fraction führt bei Applikation einer simultanen Transmissionsmessung zu einer Überkorrektur der Schwächung [14]. Angestrebt wird von technischer Seite eine Korrektur, die beiden Ursachen von gestreuten Quanten gerecht wird.
Umgekehrt kommt es bei der Verwendung der Paarung ^{201}Thallium/^{99m}Technetium abgesehen von den energiereichen Emissionslinien von ^{201}Thallium (10% Photonen mit 135 bzw. 167 keV) hauptsächlich zu einer Verfälschung der Emissionsdaten. Die Transmissionsdaten dieser Paarung sind jedoch wesentlich weniger von crosstalk beeinträchtigt [28 29].

1.3.2.2 Geometrie der Transmissionsmessungen

Eine frühe Entwicklung war eine flächige Transmissionsquelle. Sie bestrahlt die gesamte mit einem Parallellochkollimator ausgestattete Detektorfläche eines Kamerakopfes [30 31 32]. Der Vorteil dieser Geometrie ist, daß in jeder Projektion das gesamte Untersuchungsobjekt vollständig abgebildet wird. Dieses System weist allerdings einen hohen Streustrahlenanteil auf, der das Ergebnis beeinträchtigt.
Heute verwendet man Linienquellen. Dadurch wird im Vergleich zur Flächenquelle der Streustrahlenanteil von 60% auf 3% gesenkt [33].
Um das gesamte Untersuchungsobjekt abzubilden, wird die Linienquelle während der Rotation des Systems parallel zur Detektorfläche bewegt (scanning line source). In Abhängigkeit von der Quellenposition wird ein Teil des Detektors für die Registrierung von Transmissionsphotonen, der Rest des Detektors für Photonen der Emissionsmessung verwendet (elektronisches Fenster). Zweikopfkameras, deren Köpfe im 90°- Winkel zueinander stehen sind gut mit einer derartigen Hardware auszustatten. Es werden meist Projektionen innerhalb eines 180°- Orbits akquiriert.
Bei Dreikopfkameras verwendet man sogenannte fan- beam- Kollimatoren, in deren Fokus sich die linienförmige Transmissionsquelle befindet (siehe Abbildung 6). Bei der Untersuchung des Thorax mit den heute üblichen Gammakameras liegt dabei in nahezu jeder Projektion ein Teil des Untersuchungsobjekts außerhalb des Gesichtsfelds der Kamera. Es werden Teile des Untersuchungsobjektes abgeschnitten (truncation). Die truncation führt zu randständigen Artefakten im Transmissionsbild [27].

1.4 Ziel der Arbeit

Bei den ersten Erfahrungen mit der hier untersuchten Schwächungskorrektur fiel vor allem eine scheinbare Minderanreicherung der spitzennahen Vorderwand auf [34]. Die im folgenden vorgestellten Phantommessungen wurden durchgeführt, um Aufnahmebedingungen herauszufinden, die die Entstehung dieses möglichen Artefakts begünstigen könnten. Die speziellen Überlegungen stehen den einzelnen Abschnitten voran.

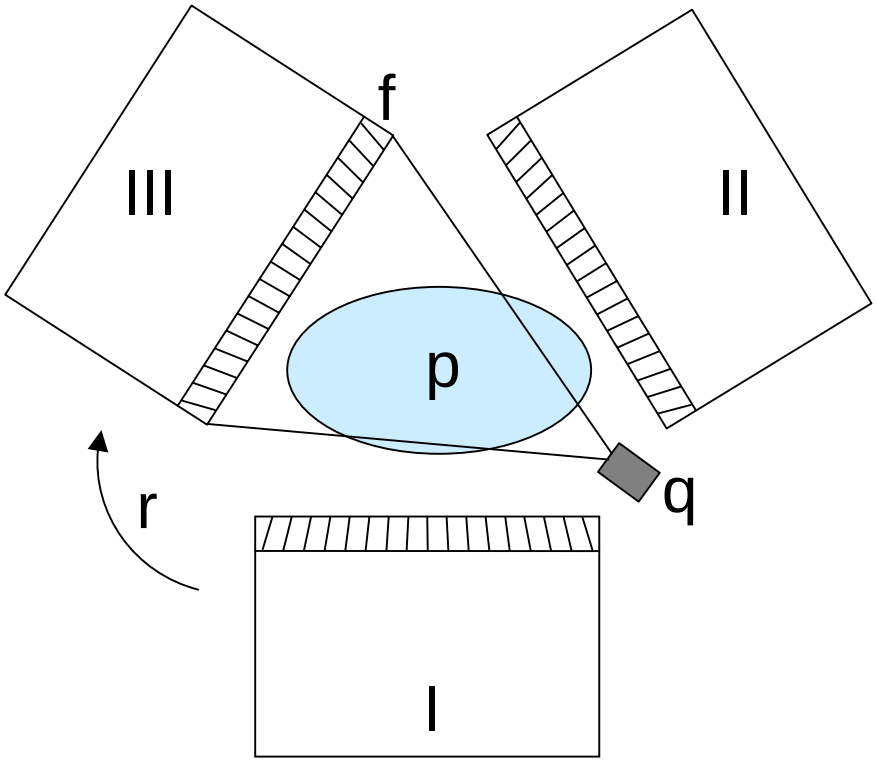
Ziel der Arbeit ist die Beschreibung und Diskussion der Abhängigkeit der Schwächungskorrektur von klinisch relevanten Störeinflüssen.

2 Methodik

2.1 Akquisition und Rekonstruktion

2.1.1 Kamerasystem

Sämtliche in dieser Arbeit aufgeführten Messungen wurden an einer rotationsfähigen Dreikopfkamera (Prism 3000, Fa. PICKER/MARCONI) durchgeführt. Die Kamera war mit dem kommerziell erhältlichen Soft- und Hardwarepaket STEP® (Simultanes Transmissions Emissions Protokoll) zur Schwächungskorrektur nachgerüstet.



I, II, III:	Kameraköpfe
p:	Untersuchungsobjekt (Patient/ Phantom)
r:	Rotationsrichtung des Systems
f:	fan- beam Kollimator
q:	externe Strahlenquelle zur Transmissionsmessung

Abbildung 6: Schematische Darstellung der Prism 3000 mit Transmissionsquelle zwischen Kamerakopf I und II

Die Kamera ist zur Akquisition im STEP®- Modus an allen Kameraköpfen mit fan-beam- Kollimatoren ausgestattet, welche eine Fokuslänge von 65 cm besitzen. Das Gesichtsfeld beträgt bei einem Objektabstand von 10 cm 240 mm x 325 mm.
Gegenüber von Kamerakopf 3 ist ein motorgesteuerter Linienquellenhalter installiert. Die Linienquelle, ein mit ^{153}Gadolinium gefülltes Aluminiumrohr, sitzt in einer Bleiabschirmung. Die Strahlung tritt durch einen 235 mm x 5,3 mm großen Schlitz kollimiert aus. Die Motorsteuerung gewährleistet, daß die Quelle auch bei nicht kreisförmiger Bewegung der Kameraköpfe (z.B. im body- contour- Modus) die optimale Position im Kollimatorfokus beibehält.
Die Aktivität der Gadoliniumstrahlung beträgt bei Auslieferung initial 2220 MBq, die Halbwertszeit von ^{153}Gadolinium beträgt ca. 240 Tage. Zur Erhaltung der Konstanz der austretenden Strahlungsmenge im Anwendungszeitraum werden je nach aktueller Quellenstärke verschiedene Filter eingebracht.

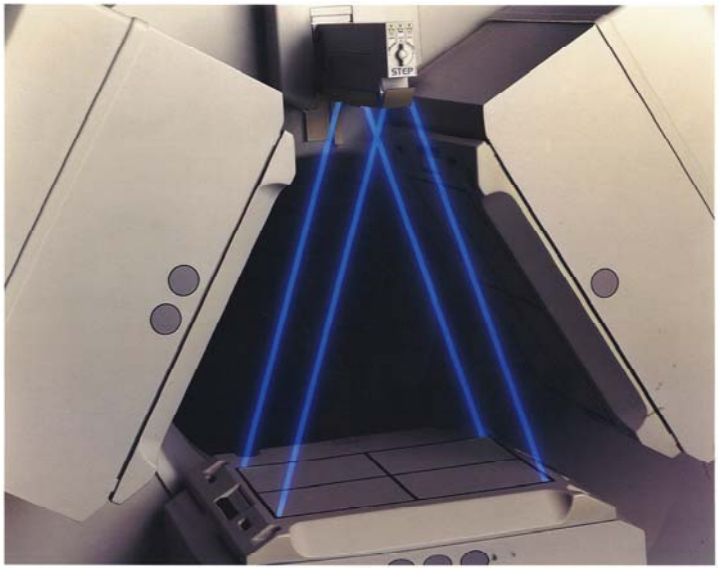


Abbildung 7: Prism 3000 ohne Patientenliege mit Transmissionsquelle zwischen Kamerakopf I und II

2.1.2 Akquisitionsparameter

Die Daten der Messungen wurden in einer 64x64 Matrix akquiriert. Die drei Meßköpfe erfassen während der Rotation mit einer Gesamtakquisitionszeit von 20 min Daten aus allen Winkelstellungen (360°, “continuous mode”).

Die Akquisition erfolgte bei allen Meßköpfen in zwei Energiefenstern:

1. 140 keV ± 15% zur Bestimmung der Verteilung des Emissionsnuklids ^{99m}Technetium im Untersuchungsfeld.
2. 99 keV ± 7,5% zur Bestimmung der Schwächungskoeffizienten (Kamerakopf 3) und zur Abschätzung des crosstalks (Kamerakopf 1+2).

Aus einer Akquisition resultieren so insgesamt sechs einzelne Datensätze (files), für jeden Kopf ein file pro Energiefenster.

2.1.3 Rekonstruktion mit und ohne Abschwächungskorrektur

Der Algorithmus der Schwächungskorrektur ist in die Rekonstruktion der planaren Rohdatensätze zu den transversalen Schnittbildern (siehe 1.1.5) integriert. Der Vorgang besteht aus mehreren Teilschritten (siehe Abbildung 8).

Die Transmissionsdaten aus Kopf 3 werden zunächst als planare Bilder crosstalkkorrigiert. Dazu werden die Daten im Transmissionsfenster aus Kopf 1 und 2 gemittelt. Die Korrektur besteht aus der Subtraktion der gemittelten Daten von den entsprechenden Werten der TF (Kopf 3) in derselben Winkelstellung [35].

Bei der Bestimmung der regionalen Schwächungskoeffizienten, die in den Transmissionsschnittbildern (attenuation map) dargestellt werden, wird die in einer regelmäßigen Kalibriermessung bestimmte primäre Photonenflußdichte der Transmissionsquelle berücksichtigt.

Die errechneten Schwächungskoeffizienten sind energieabhängig und werden im Rekonstruktionsprozess durch einen experimentell ermittelten Konversionsfaktor korrigiert (gemäß Firmenangabe: 0,97 für ^{153}Gadolinium/^{99m}Technetium). Dieser Konversionsfaktor weicht besonders bei Geweben mit höherem Schwächungskoeffizienten bis zu 19% von theoretisch berechneten Konversionsfaktoren ab [13].

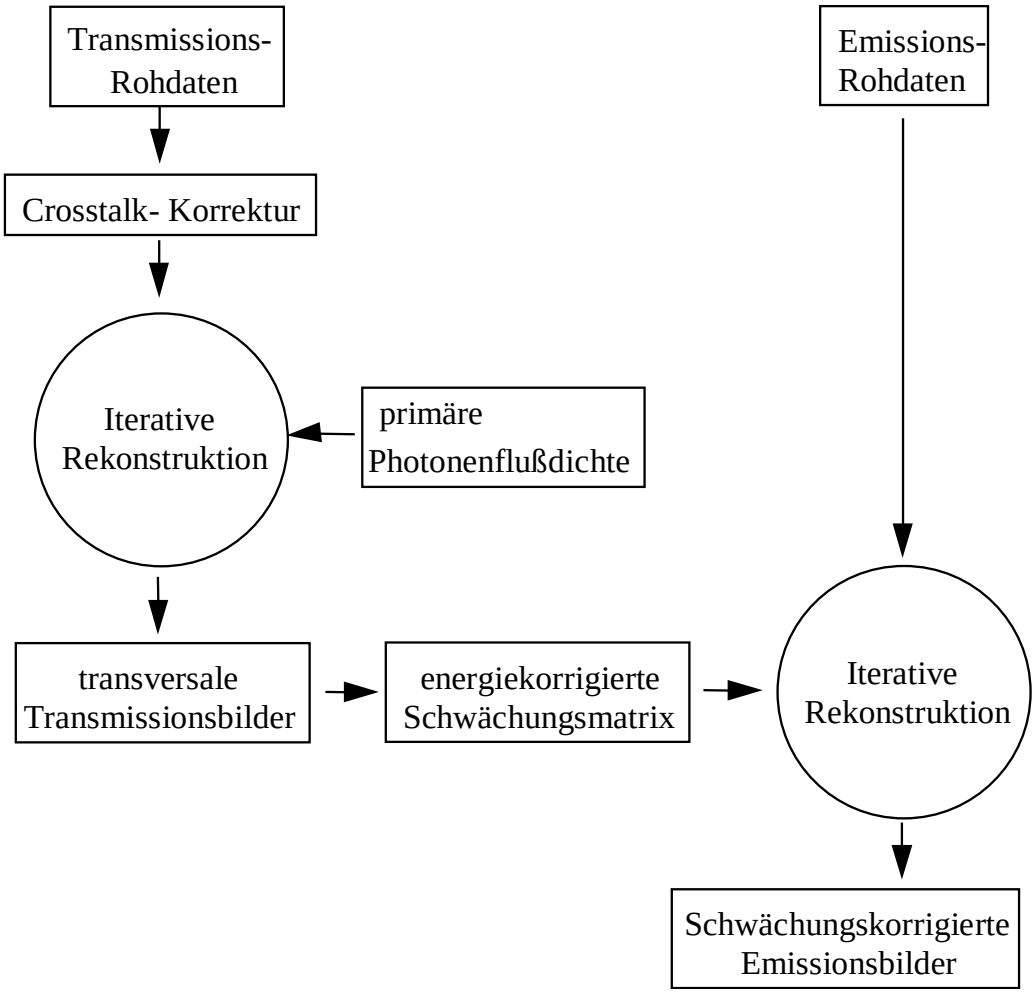


Abbildung 8: Flußdiagramm des STEP®- Rekonstruktionsalgorithmus. (nach [35])

Die iterative Rekonstruktion erfolgt sowohl für die Emissionsdaten wie für die Transmissionsdaten durch ein ML- EM- Verfahren (maximum- likelihood expectation maximization, modifiziert nach [36]) in 20 Iterationsschritten. Bei jedem Iterationsschritt wird die Auflösung des Objekts besser (lokale Konvergenz), ab einer gewissen Anzahl von Iterationen nimmt jedoch das Rauschen zu. Die Anzahl der Iterationsschritte ist so ein Kompromiß, 20 Iterationsschritte werden vom Hersteller empfohlen und bei den vorliegenden Messungen verwendet.

Neben der Auswertung im STEP®- Modus ist es möglich, denselben Datensatz unter Beibehaltung aller sonstigen Parameter ohne Schwächungskorrektur zu rekonstruieren.

Dadurch läßt sich der Einfluß der Schwächungskorrektur durch den direkten Vergleich der resultierenden Schnittbilder aus einer paarweisen Auswertung mit STEP® und ohne STEP® ermitteln.

Die transversalen Tomogramme werden nach der Rekonstruktion dreidimensional nachgefiltert. Dies erfolgt mit einem Butterworthfilter 4. Ordnung mit Grenzfrequenz 0,26 Nyquist. Die Pixelgröße in den transversalen Tomogrammen ist 3,66 mm.

Nach einem Zoomvorgang werden die Daten entlang der per Hand bestimmten Herzachse reanguliert. Es resultieren Kurzachsenschnitte, horizontale und sagittale Längsachsenschnitte. Diese dienen der visuellen Beurteilung der gemessenen Nuklidverteilung im Bereich des (Phantom-) Herzens.

2.2 Semiquantitative Auswertung

2.2.1 Grundlagen

Die Radionuklidverteilung kann bei der Myokard- SPECT aus verschiedenen methodischen Gründen nicht absolut- quantitativ bestimmt werden. Es ist allenfalls die Angabe von semiquantitativen Countäquivalenten pro Pixel möglich. Die Zusammenfassung von mehreren Pixeln zu einem Bildausschnitt wird ROI (region of interest) genannt. Die semiquantitativen Pixelwerte werden für diesen Bildausschnitt gemittelt. Durch das Verhältnis verschiedener ROI's zueinander ergeben sich relativ-quantitative Aussagen. Der Bezugspunkt ist jeweils der in der Untersuchung maximal gemessenen Wert einer ROI, der gleich 100% gesetzt wird. Alle übrigen ROI's weisen einen gewissen Bruchteil dieses Werts auf (angegeben in X % vom Maximum). Daraus ergibt sich die „relative regionale myokardiale Perfusion“ [8].

Diese Methode hat im klinischen Bereich Limitationen, wenn nicht sicher ist, ob zumindest ein Segment des Myokards normal durchblutet ist [37]. Der Ausschluß einer Dreigefäßerkrankung ist aufgrund der relativen regionalen myokardialen Perfusion nicht möglich.

2.2.2 Durchführung

In dieser Arbeit kommt das kommerziell erhältliche PC-Programm “GammaPC” (Dr. Nickel, Abteilung für Nuklearmedizin, Johannes Gutenberg Universität Mainz, Version 2.4, 1995) zur Anwendung [38]. Nach manueller Bestimmung bzw. Kontrolle der basalen, apikalen, epikardialen und endokardialen Myokardgrenzen sowie der Rotation um die Herzachse unterteilt das Programm das Herz in 81 Segmente.

Bei Patienten ist die Rotation um die Herzachse individuell unterschiedlich, im Myokardszintigramm beurteilbar an der Lage des rechten Ventrikels. Diese individuellen Unterschiede werden durch manuelle (Gegen-) Rotation der Matrix ausgeglichen, so daß die Herzhinterwand im Bereich der Reihen Nr. 2 und 3, die Seitenwand im Bereich der Reihen Nr. 6 und 7, die Vorderwand im Bereich der Reihen Nr. 10 und 11 und das Septum im Bereich der Reihen 14 und 15 liegt. Bei den Phantommessungen wurde die Rotation unverändert belassen.

Die Ergebnisse werden vom Programm in einer farbkodierten „Bulls- eye“- Darstellung (Polarkoordinaten) wiedergegeben. Für jedes Segment erhält man außerdem einen Zahlenwert für die durchschnittlichen Counts/ Voxel.

Um statistische Schwankungen auszugleichen sowie die Spezifität der Aussage zu erhöhen werden die Counts/Voxel- Werte der 81 Original- Segmente zu 16 größeren Segmenten zusammengefaßt (Abbildung 9, Tabelle 2).

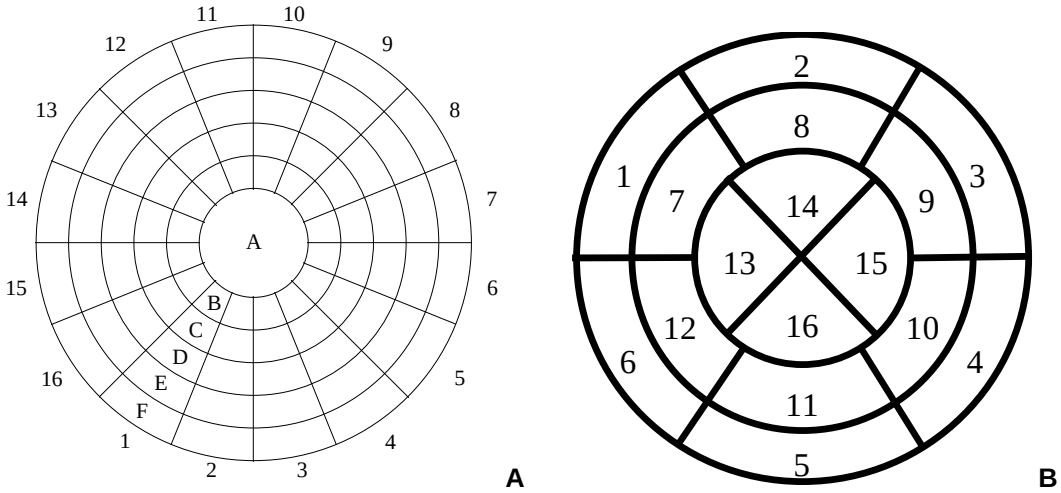


Abbildung 9: A: Orginalsegmentierung “GammaPC”, B: 16-Segment Einteilung

Segmentnummer der 16-Segmentaufteilung	Mittelwert folgender Orginalsegmente
1	13E+13F+14E+14F
2	10E+10F+11E+11F+12E+12F
3	7E+7F+8E+8F+9E+9F
4	4E+4F+5E+5F+6E+6F
5	1E+1F+2E+2F+3E+3F
6	15E+15F+16E+16F
7	13C+13D+14C+14D
8	10C+10D+11C+11D+12C+12D
9	7C+7D+8C+8D+9C+9D
10	4C+4D+5C+5D+6C+6D
11	1C+1D+2C+2D+3C+3D
12	15C+15D+16C+16D
13	13B+14B+15B+16B+A
14	9B+10B+11B+12B+A
15	5B+6B+7B+8B+A
16	1B+2B+3B+4B+A

Tabelle 2: Entsprechung der Segmente in 81er- bzw. 16er- Aufteilung

Für die Darstellung und die Bewertung von Phantommessungen mit Defekten wird eine spezielle Anordnung verwendet. Die Defekte sind im Phantomherzen (siehe 2.3) so plaziert, daß sie sich in etwa auf die Segmente D 2,3 + E 2,3, bzw. C 10,11 + D 10,11 der 81 Segment- Aufteilung des Programms “GammaPC” projizieren. Die Defekte werden in der 16 Segmentaufteilung im Bereich der Hinterwand von keinem Segment korrekt abgebildet. So werden die Reihen 2, 3, 10 und 11 der Orginalsegmente verwendet, wobei die beiden jeweils benachbarten Segmente (z.B. F2 + F3) gemittelt werden. Es resultiert eine Wertekurve, die von der Vorderwand über die Spitze bis in die Hinterwand zieht. Wertekurven von Messungen mit und ohne Defekte können zur Illustration der Ergebnisse überlagert werden (Abbildung 10).

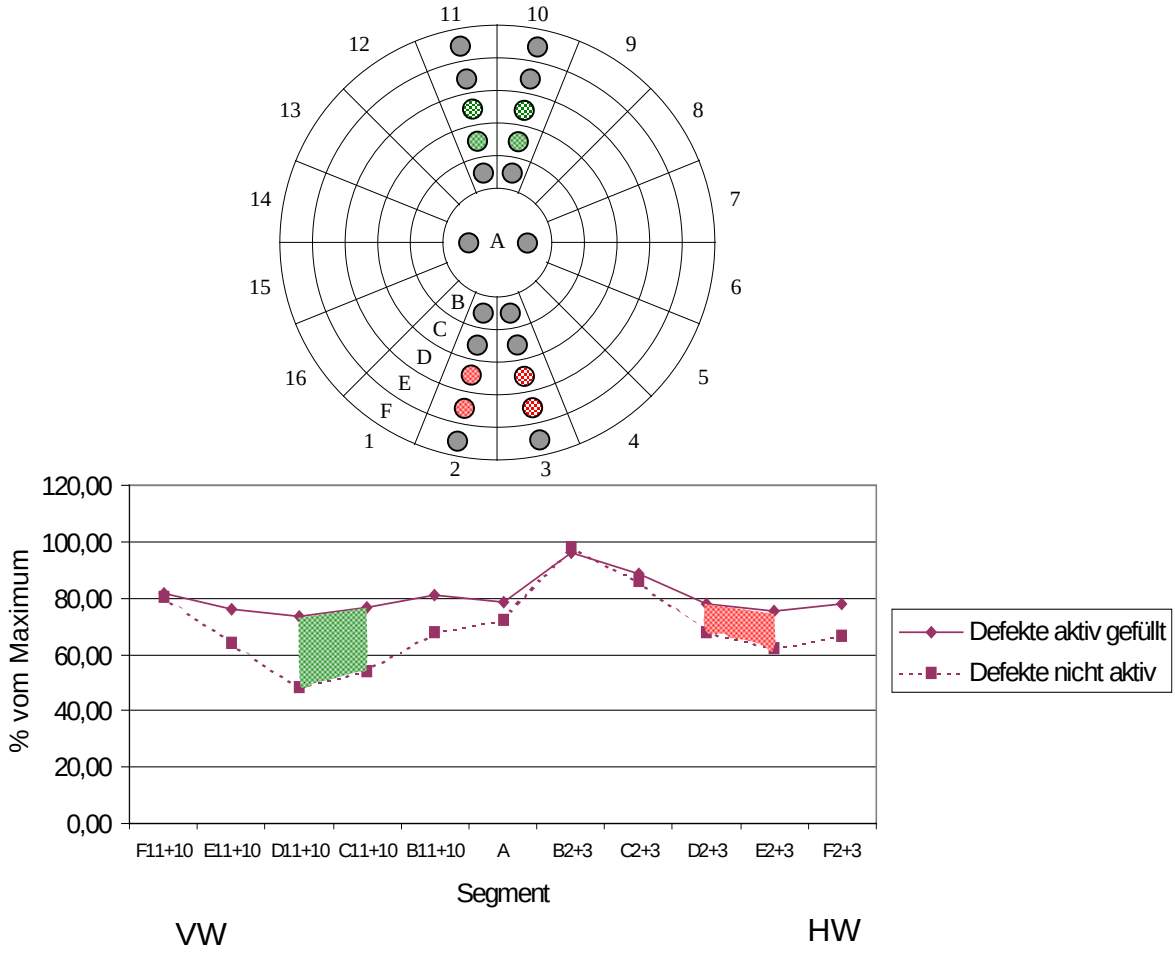


Abbildung 10: Darstellungsart für Defekte

2.2.3 Quotient Q

Da die Schwächung und die Schwächungskorrektur vor allem die Vorderwand und Hinterwand des Herzens betreffen ist ein Quotient aus den semiquantitativen Werten der jeweiligen Segmente interessant. Es erfolgt zuerst die Addition der semiquantitativen Segmentwerte der Vorderwand (2, 8, 14) zur Summe V sowie derjenigen der Hinterwand (5, 11, 16) zur Summe H. Q ist der Quotient der beiden Summen.

$$Q = V / H$$

Bei Messungen ohne Schwächungskorrektur ist typischerweise Q > 1, die Vorderwand weist semiquantitativ höhere Werte auf als die mehr von Schwächung betroffene Hinterwand.

Der ideale Quotient ist 1, dann wäre die Darstellung von Vorderwand und Hinterwand ausgeglichen.
Bei einer Überbetonung der Hinterwand weist der Quotient Werte <1 auf.

2.3 Phantom

Das verwendete Phantom ist kommerziell erhältlich. Es kommt den anatomischen Verhältnissen des menschlichen Thorax besonders nahe (anthropomorph).
Die Organkammern (linker Ventrikel, rechte und linke Lunge, Leber, Restvolumen) sind getrennt befüllbar. Die Wände der Kammern sind aus Akrylglas. Der Querschnitt ist dem menschlichen Körperquerschnitt mit der sternalen und mediodorsalen Konkavität nachempfunden (Abbildung 11). Der Umfang des Phantoms beträgt 114 cm.
Durch die Füllung mit Wasser entspricht die Dichte der Phantomhauptkammer (Restvolumen) näherungsweise Muskel- und Weichteilgewebe. Die geringere Dichte des Lungenparenchyms mit seinem hohen Luftgehalt wird im Phantom durch Styroporkugeln simuliert, die einen Teil des Volumens der beiden Lungenkammern ausfüllen. Die Lungenkammern wurden zusätzlich mit Wasser befüllt.
Zur Simulation der Wirbelsäule ist ein Teflonstab eingebracht. Er hat eine ca. 2x höhere Dichte als Wasser entsprechend der höheren Dichte von Knochengewebe gegenüber Weichteilen.
Das Phantomherz liegt in einer anatomiegerechten Position, wobei die Herzspitze schräg nach linkslateral und ventral gerichtet ist. Die apikale Vorderwand hat den geringsten Abstand zur vorderen Außenwand des Phantoms, die basalen Abschnitte besonders der Hinterwand weisen den größten Abstand zur vorderen Außenwand auf. Den geringsten Abstand zur Leberkammer hat die laterale Hinterwand des Herzeinsatzes (ca. 2 cm). Die Kammer des Phantoms, die das Myokard darstellt, hat eine Dicke von ca. 1 cm.

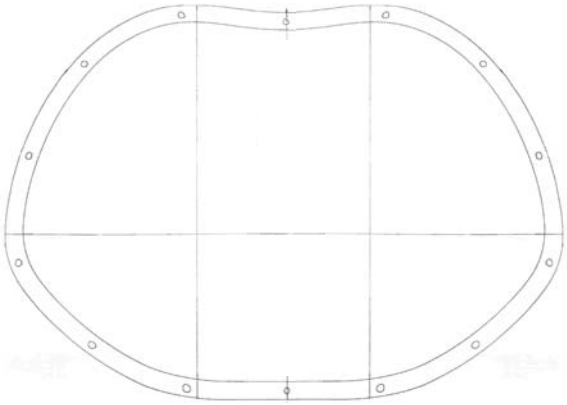


Abbildung 11: Anthropomorphes Thoraxphantom, Photo und transversaler Querschnitt (Schema)

Zur Simulation von (teilweisen) Minderanreicherungen im Myokard können in der Myokardkammer Defekte in definierten Positionen eingebracht werden. Die verwendeten Defekte haben eine Länge entlang der Herzlängsachse von ca. 3 cm. Die Defekte sind in ihrem Innenvolumen ebenfalls befüllbar.
Das Gesamtgewicht des Phantoms bei kompletter Füllung beträgt ca. 17,6 kg. Die einzelnen Kammervolumina sind in Tabelle 3 aufgeführt.

	Volumen in ml
Wasseranteil Lunge links	349,0
Wasseranteil Lunge rechts	390,0
Leber	1185,0
Ventrikelcavum	61,5
Myokard ohne Defekte	116,0
Defekt außen	5,0
Defekt innen	2,5
Restvolumen	9200,0

Tabelle 3: Kammervolumina des anthropomorphen Thoraxphantoms

2.3.1 Radioaktivitätsmengen

Die Herzkammern, die Leberkammer und das Restvolumen wurde mit demineralisiertem Wasser vorgefüllt. ^{99m}Technetium- Pertechnetat wurde dann in gewünschter Aktivitätsmenge zugesetzt.

Bei der Befüllung der mit den Styroporkugeln ausgestatteten Lungenkammern wurde die Flüssigkeit außerhalb des Phantoms mit dem ^{99m}Technetium- Pertechnetat versetzt und danach in das Phantom gefüllt.

Wie oben beschrieben, werden bei Myokardszintigraphien je nach Untersuchungsprotokoll unterschiedliche Aktivitätsmengen verwendet. Bei einem Eintagesprotokoll muß grundsätzlich zwischen der Belastungsuntersuchung mit geringerer und der Ruheuntersuchung mit hoher Aktivitätsmenge unterschieden werden (siehe Abbildung 1).

In der Literatur wird eine Aufnahme von ca. 0,6-1,7% der i. v. applizierten Menge ^{99m}Technetium-MIBI ins Myokard beschrieben [6]. So kommt man bei Patienten rechnerisch auf eine resultierende Radioaktivitätsmenge im Myokard von 1,5 – 4,25 MBq bei einer Belastungsuntersuchung sowie von 4,8 – 13,6 MBq bei einer Ruheuntersuchung. Das entspricht im Phantommyokard einer Aktivitätskonzentration von 0,11 – 0,32 kBq/ ml bzw. 0,37 – 1,04 kBq/ ml.

Für die übrigen Kammern des Phantoms wurden folgende Verhältnisse der Aktivitätskonzentrationen festgelegt, die der klinischen Erfahrung am Patienten im Regelfall entsprechen:

Flüssigkeitsanteil der Lungenkammer	1/6 der Myokardaktivitätskonzentration
Leberkammer	4/5 der Myokardaktivitätskonzentration (außer Versuchsreihe 4.2)
Restvolumen	1/12 der Myokardaktivitätskonzentration

Tabelle 4: Verhältnisse der Aktivitätskonzentrationen in den Phantomkammern

Nach kompletter Füllung aller Kammern des Phantoms gemäß dieser Vorgaben resultieren Aktivitätsmengen von 24 - 68 MBq (Belastungsuntersuchung) bzw. 81 - 230 MBq (Ruheuntersuchung).

2.4 Patientennormalkollektiv

In dieser Arbeit wird auf ein Patientennormalkollektiv zurückgegriffen, das in unserer Arbeitsgruppe erstellt worden war [39].

Es setzt sich aus 35 Patientenuntersuchungen mit jeweils Ruhe- und Belastungsuntersuchung zusammen. Die Patienten zeichneten sich entweder durch eine unauffällige Herzkatheteruntersuchung (15 Patienten) oder eine niedrige Prä- Test- Wahrscheinlichkeit <10% (nach [40]) für eine koronare Herzerkrankung (20 Patienten) aus.

Die Rekonstruktion der Rohdaten erfolgte mit Schwächungskorrektur. Alle SPECT-Daten wurden in oben beschriebener Weise semiquantitativ ausgewertet, für jedes Segment der 16-Segment Aufteilung resultierte ein Prozentwert vom Maximum der Messung. Aus diesem Datenpool wurde Mittelwert und Standardabweichung für eine Ruheuntersuchung, Belastungsuntersuchung sowie den Quotienten aus Belastung/Ruhe in jedem Segment bestimmt.

Als klinische Normalwerte wurden unter Berücksichtigung einer ROC- Analyse eine Abweichung von weniger als 2,9 Standardabweichungen in Ruhe, 2,5 Standardabweichungen unter Belastung und 2,1 Standardabweichungen für den Belastungs/ Ruhe- Quotient vom Mittelwert des jeweiligen Segments ermittelt (segmentspezifischer unterer Schwellenwert). Die resultierenden Werte zeigen Abbildung 12-14. Die Quotienten Q zeigt Abbildung 15.

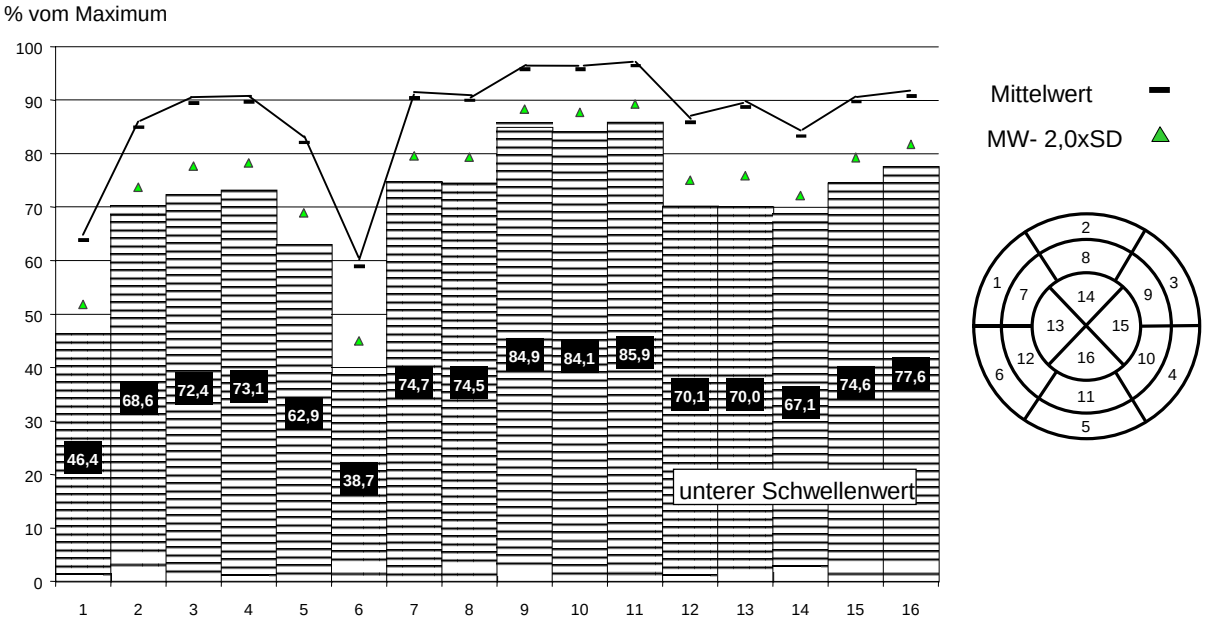


Abbildung 12: Patientennormalkollektiv, Ruheuntersuchungen; klinische Schwellenwerte unter Berücksichtigung einer ROC- Analyse ([39])

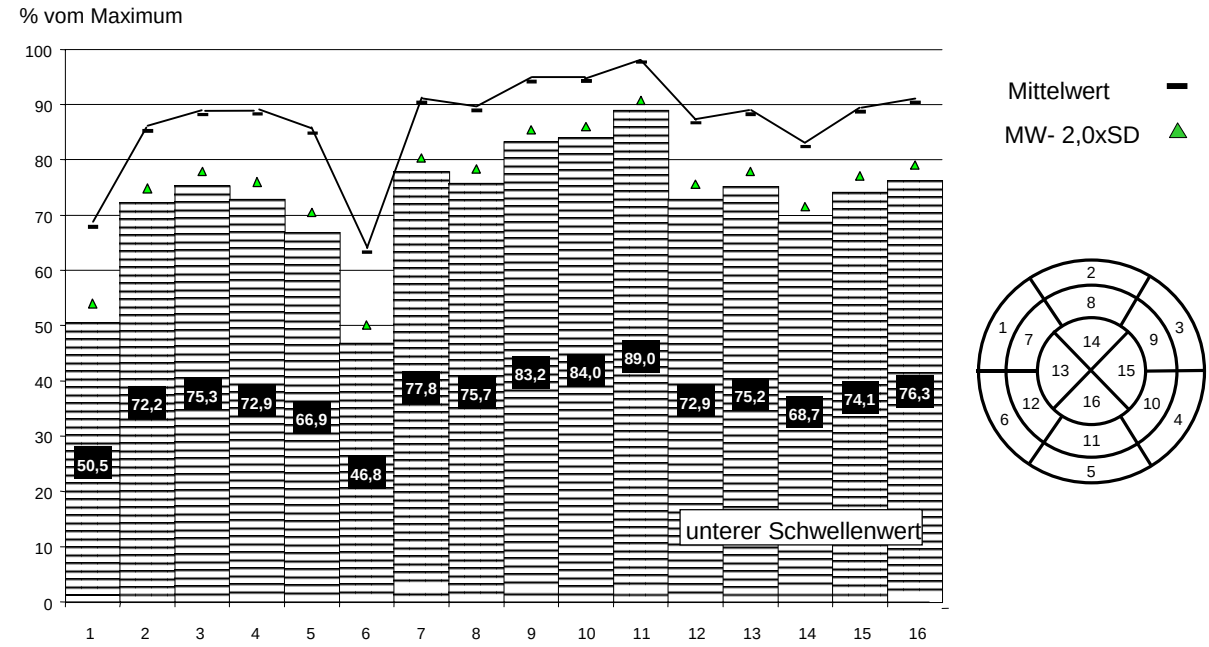


Abbildung 13: Patientennormalkollektiv, Belastungsuntersuchungen; klinische Schwellenwerte unter Berücksichtigung einer ROC- Analyse ([39])

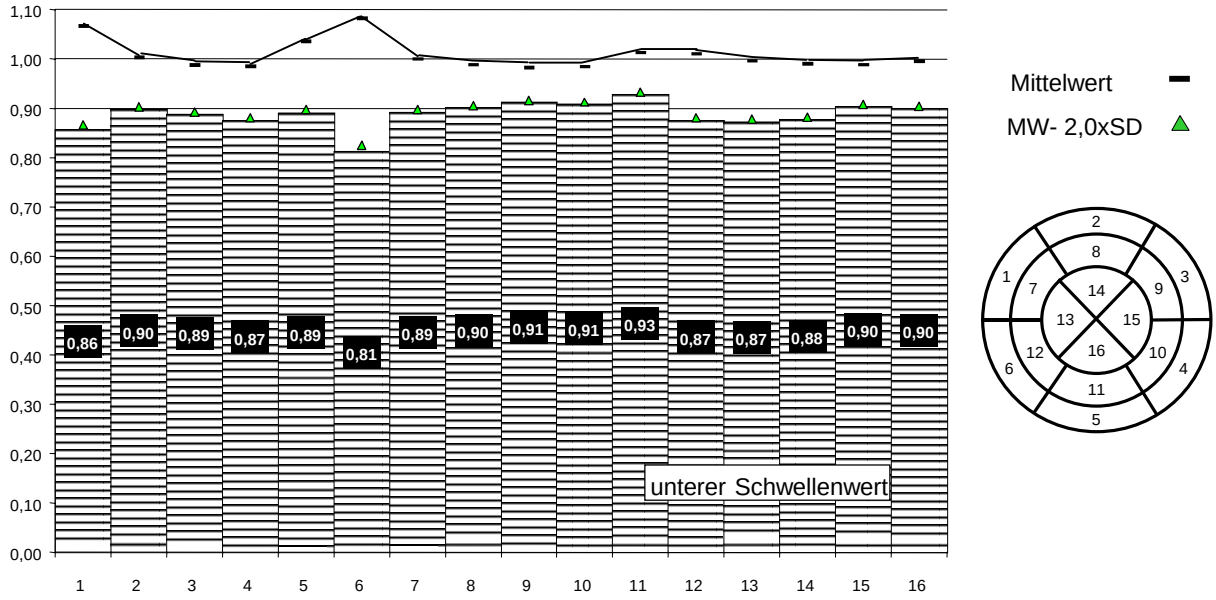


Abbildung 14: Patientennormalkollektiv, Quotient Belastung/ Ruhe; klinische Schwellenwerte unter Berücksichtigung einer ROC- Analyse ([39])

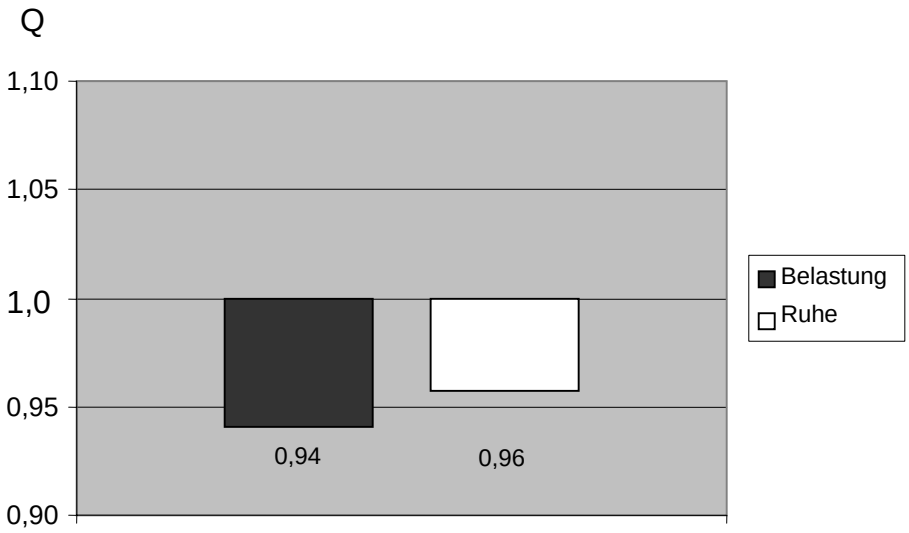


Abbildung 15: Quotienten Q des Patientennormalkollektivs

3 Grundlegende Beobachtungen

Als Einführung in die Problematik soll ein Patientenbeispiel dienen, das dem klinischen Alltag zur Zeit der Einführung der Schwächungskorrektur entnommen ist. Danach werden die prinzipiellen Auswirkungen der Schwächungskorrektur auf die Darstellung eines homogen befüllten Phantoms sowie die Darstellung von Myokarddefekten eines Phantoms vorgestellt.

3.1 Ausgewähltes Patientenbeispiel

Anamnese: 56- jähriger männlicher Patient, Z. n. Posterolateralinfarkt 1987

Aktueller Herzkatherterbefund: LAD:75%-ige Stenose, RCA 75%-ige Stenose, RCX funktioneller Abbruch.

Myokardszintigraphie: Komplikationslose Persantinbelastung mit 33 mg ohne Beschwerden des Patienten, keine EKG- Veränderungen. Injektion von 253 MBq zur Belastungs- sowie 650 MBq ^{99m}Technetium-MIBI zur Ruheuntersuchung. SPECT-Aufnahmen gemäß Routineprotokoll (Abbildung 1). Weder in der Belastungs- noch in Ruheuntersuchung zeigte sich eine auffällig vermehrte extrakardiale Aktivität. Ausgewertet wurden beide Untersuchungen je einmal mit Schwächungskorrektur und einmal ohne Schwächungskorrektur.

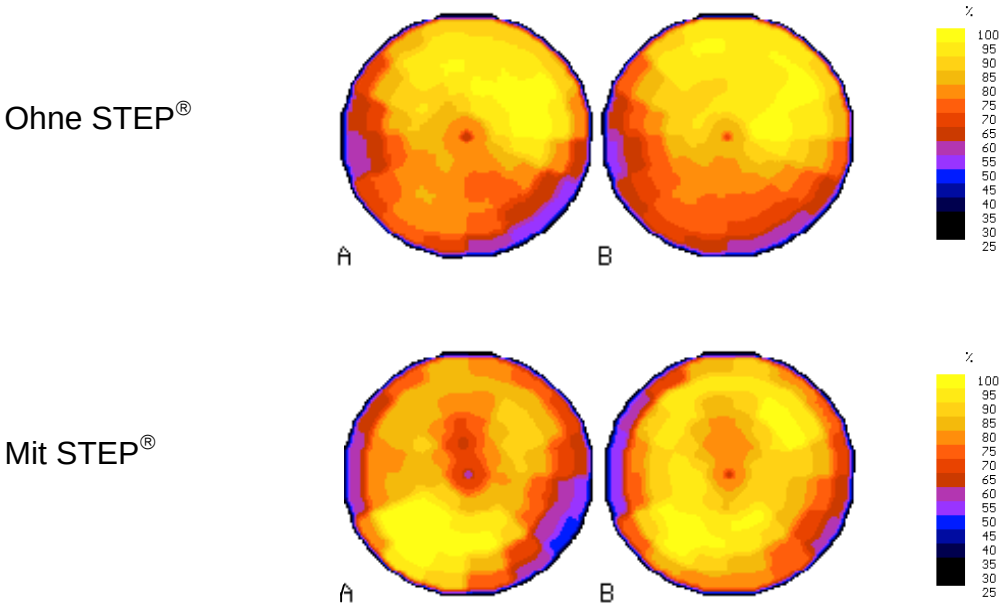


Abbildung 16: ausgewähltes Patientenbeispiel; A = Belastung, B = Ruhe,

In beiden Auswertungen zeigt sich im Bereich der Hinterseitenwand eine geringe relative Minderanreicherung, die sich in Ruhe- und Belastungsuntersuchung nicht wesentlich unterscheidet. Diese entspricht dem bekannten Posterolateralinfarkt. Das basisnahe Septum weist durch den physiologisch bindegewebigen Aufbau in beiden Auswertungen niedrige Werte auf.

In der Auswertung ohne Schwächungskorrektur ergeben sich für die gesamte Vorderwand und die Herzspitze semiquantitative Werte über 80% vom Maximum. Im Bereich der diaphragmalen Hinterwand und des Septums resultieren niedrigere Werte (70-80% vom Maximum), was jedoch als Schwächungsbedingt anzusehen und nicht pathologisch zu werten ist. Insgesamt gesehen unterscheiden sich Ruhe- und Belastungsuntersuchung nicht (keine belastungsinduzierte Ischämie).

In der Auswertung mit Schwächungskorrektur ist jedoch im Bereich der Herzspitze und apikalen Vorderwand eine umschriebene Minderanreicherung zu sehen, die in der Belastungsuntersuchung ausgeprägter erscheint (bis 20%). Die Werte der septalen Hinterwand liegen in der Belastungsuntersuchung deutlich über den Werten der Vorderwand, in der Ruheuntersuchung ist das Verhältnis ausgeglichener.

Eine hämodynamische Relevanz der angiographisch gesicherten RCA- Stenose ergibt sich in keinem Fall, die hämodynamische Relevanz der LAD- Stenose würde je nach Rekonstruktion positiv (mit Schwächungskorrektur) oder negativ (ohne Schwächungskorrektur) bewertet. Die Richtigkeit der einen oder der anderen Methode kann nicht zweifelsfrei bewiesen werden.

Ähnliche Fälle häuften sich in der klinischen Routine. Anfänglich tendierte die Meinung der Arbeitsgruppe dahin, der gemessenen Schwächungskorrektur auch eine Erhöhung der Sensitivität zuzutrauen.

Da das erklärte Ziel der Schwächungskorrektur ja eigentlich die Erhöhung der Spezifität im Hinterwandbereich war und nicht eine Erhöhung der Sensitivität im Bereich der Vorderwand (mit fraglichem Einfluß auf die Spezifität) gaben diese Fälle jedoch Anlaß für eine systematische Untersuchung der Schwächungskorrektur mittels Phantommessungen.

3.2 Einfache Phantommessungen

3.2.1 Darstellung eines homogenen Phantoms

Zur Veranschaulichung der Auswirkungen der Schwächungskorrektur auf die scheinbare Aktivitätsverteilung einer Myokardszintigraphie sollen parallele Auswertungen derselben Phantommessung mit homogener Herzfüllung (ca. 3 MBq ^{99m}Technetium im Herzeinsatz, ca. 48 MBq ^{99m}Technetium im gesamten Phantom) mit und ohne Verwendung der Schwächungskorrektur dienen. Diese Untersuchung entspricht einer Myokard- SPECT an einem Patienten nach Injektion von 250 MBq ^{99m}Technetium-MIBI.

Betrachtet man die jeweiligen semiquantitativen Auswertungen bei Einteilung des Myokards in 16 Segmente (siehe Abbildung 18), so ist festzustellen:

1. Die höchste Abweichung vom maximalen Wert pro Segment beträgt bei Verwendung der Schwächungskorrektur ca. 14% (Segment 4, basisnahe Hinterseitenwand), ohne Verwendung ca. 21% (Segment 4, basisnahe Hinterseitenwand).

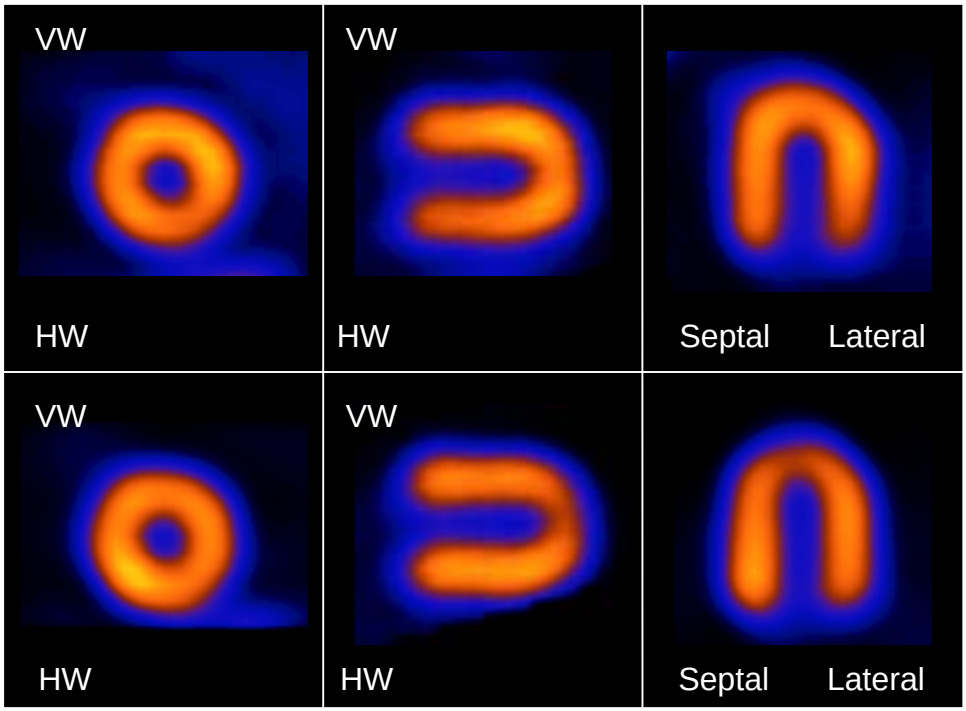


Abbildung 17: Repräsentative Schnittbilder ohne Schwächungskorrektur (obere Reihe) und mit Schwächungskorrektur (untere Reihe)

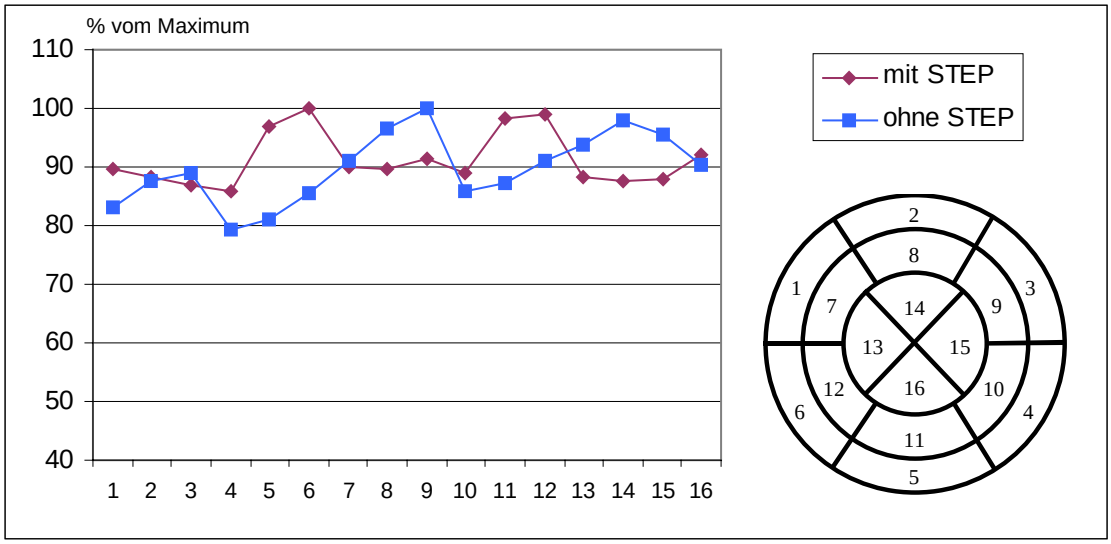


Abbildung 18: Semiquantitative Auswertung mit und ohne Schwächungskorrektur

2. Der Mittelwert aller Segmente liegt bei Verwendung der Schwächungskorrektur höher (91,3% gegenüber 89,7%), die Standardabweichung ist geringer (4,6 gegenüber 6,0).
3. Das Maximum liegt bei Auswertung mit Schwächungskorrektur in Segment 6 (Hinterwand basisnah septal), ohne Schwächungskorrektur in Segment 9 (Vorderwand apikal lateral).
4. Über 95% des Maximalwertes erreichen bei Auswertung mit Schwächungskorrektur Segment 5, 6, 11, 12 (mittlere und septale Hinterwand), bei Auswertung ohne Schwächungskorrektur Segment 8, 9, 14, 15 (mittlere und laterale Vorderwand).
5. Im Bereich der Herzspitze zeigt sich bei Auswertung mit Schwächungskorrektur eine umschriebene Minderanreicherung.

Durch diese Verschiebung der gemessenen Aktivitäten ergibt sich im Vergleich der beiden Auswertungen eine Änderung des Quotienten Q (siehe Abbildung 19). Der ideale Quotient 1 wird durch die Schwächungskorrektur jedoch nicht erreicht.

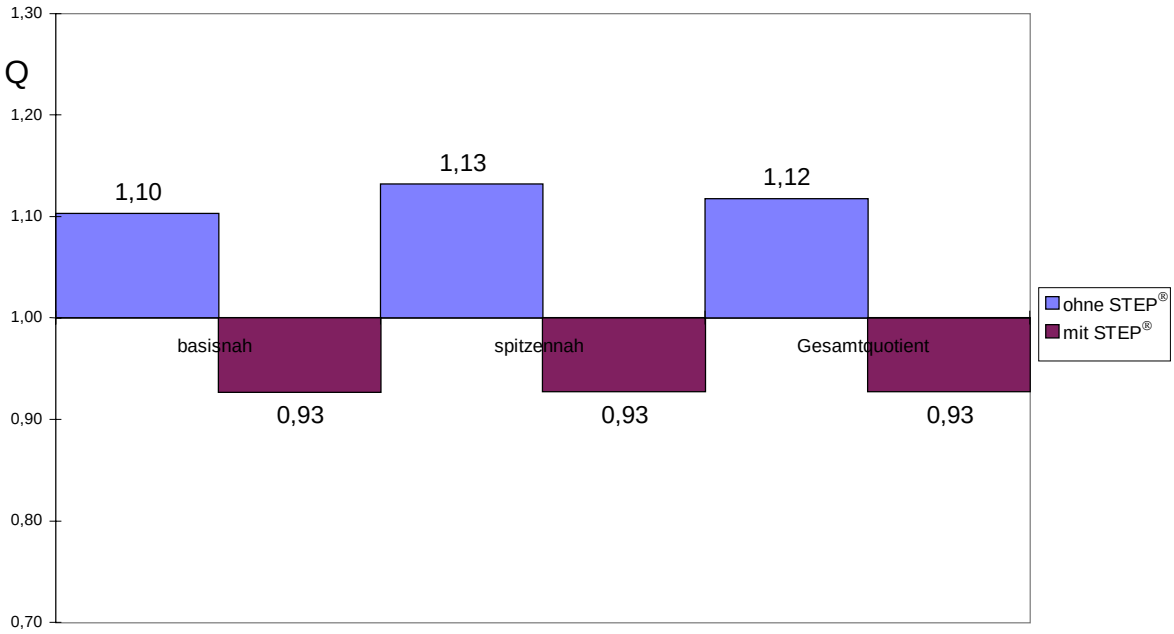


Abbildung 19: Quotienten bei Auswertung mit und ohne Schwächungskorrektur

3.2.2 Defektdarstellung

Ein weiterer Punkt der Überlegungen war, ob und wie sich die durch die Schwächungskorrektur veränderte Aktivitätsverteilung auf die Darstellung von Defekten im Myokard auswirkt.

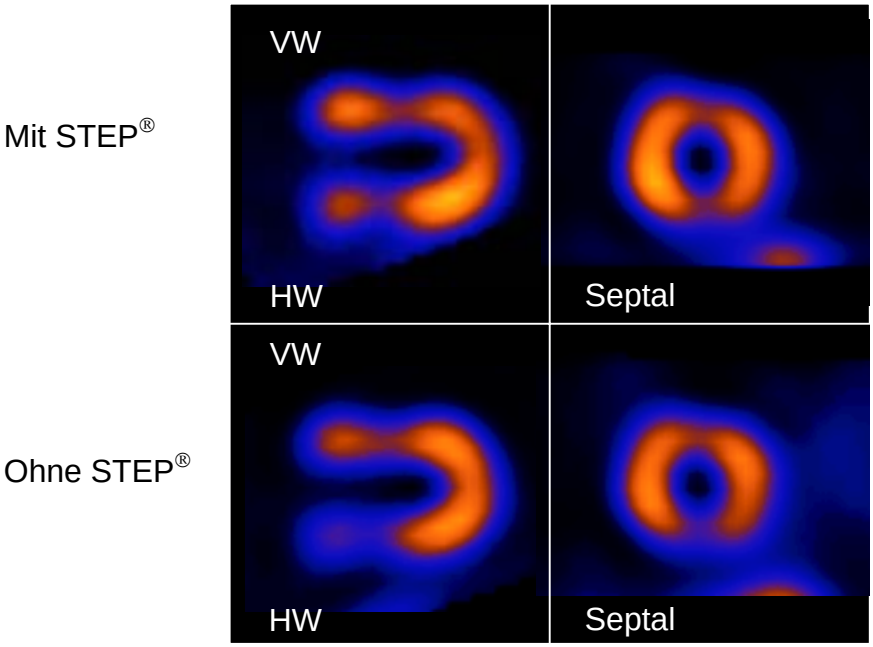


Abbildung 20: Mediosagittalschnitte und repräsentative Kurzachsenschnitte einer Phantommessung mit Defekten in Vorder- und Hinterwand

Abbildung 20 zeigt die parallelen Auswertungen mit und ohne Schwächungskorrektur einer Phantommessung (Gesamtaktivität wiederum ca. 50 MBq) mit in Vorderwand und Hinterwand eingebauten, von den Abmessungen her identischen Defekten, die mit der 50%igen Aktivitätskonzentration des übrigen Myokards in ihrem Innenvolumen gefüllt waren.

Als „Normalwert“ für das jeweilige Segment dienen die Werte einer Messung, bei der die Defektwände in den Herzeinsatz eingebaut blieben, jedoch mit derselben Aktivitätskonzentration gefüllt wurden wie die restliche Myokardkammer. Die Differenz zwischen den Werten ist durch den Defekt bedingt. Abbildung 21 zeigt die semiquantitativen Werte von Vorderwand und Hinterwand der beiden Messungen mit 100% und 50% Aktivitätskonzentration in den Defekten.

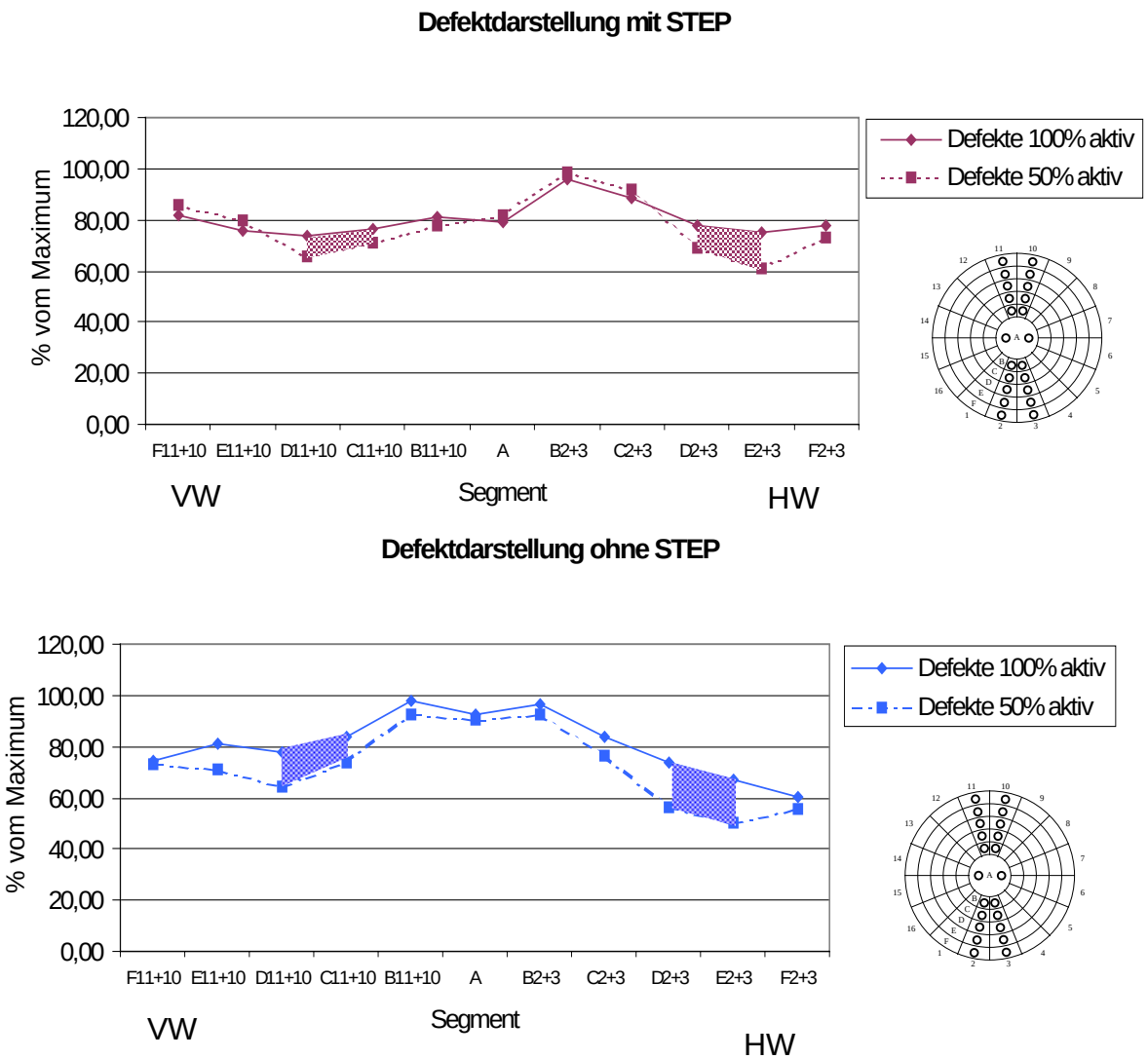


Abbildung 21: Phantommessungen mit teilaktiven Defekten (50%) und aktivitätsgefüllten Defekten

Es fällt auf, daß bei beiden Rekonstruktionen im Bereich des Hinterwanddefekts die Differenz zwischen den beiden Kurven größer ist als im Bereich des Vorderwanddefekts.

Dieselbe Messung wurde auch mit vollständig inaktiven Defekten durchgeführt, Abbildung 22 zeigt die semiquantitative Auswertung gegenüber der Messung mit aktivitätsgefüllten Defekten.

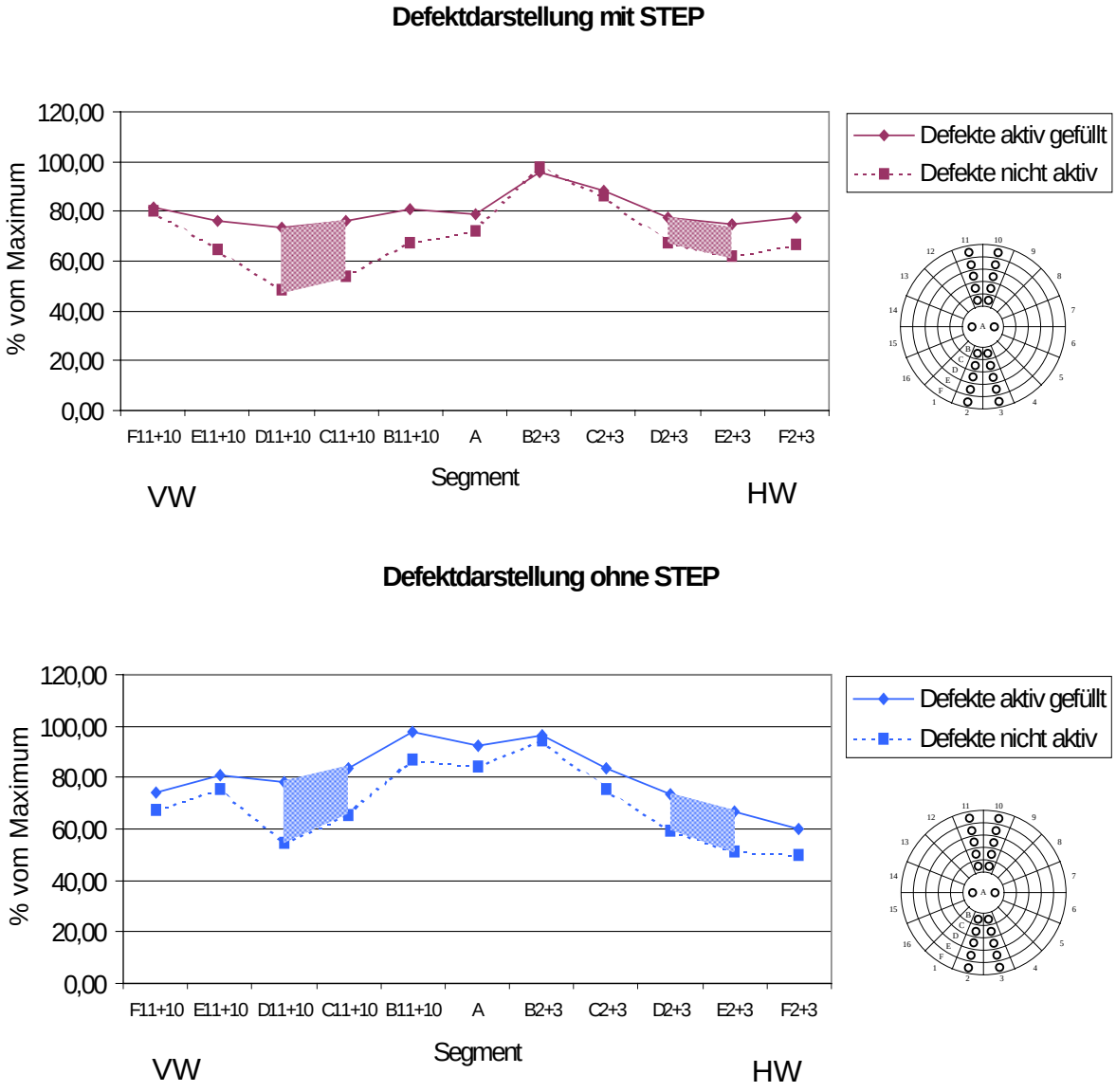


Abbildung 22: Phantommessungen mit inaktiven Defekten und aktivitätsgefüllten Defekten

Hier ist nun bei beiden Rekonstruktionen die Differenz im Bereich des Vorderwanddefekts größer als im Bereich des Hinterwanddefekts. Bei beiden Rekonstruktionen hängt die Darstellung des Defekts also von dessen Ausprägung ab.

Bei Verwendung der Schwächungskorrektur wird die Hinterwand gegenüber der Auswertung ohne Schwächungskorrektur prozentual zum Maximum angehoben, die Werte im Bereich eines Defektes liegen jedoch auch entsprechend höher. Im Ergebnis ist die Differenz zwischen einer „Normaluntersuchung“ und den Werten des Defekts nicht größer als bei einer Auswertung ohne Schwächungskorrektur.

3.3 Vergleichbarkeit von Phantom und Patienten

Ein nächster Schritt ist es nun zu untersuchen, inwieweit Phantommessungen und Patientenuntersuchungen vergleichbar sind.

Herangezogen werden dazu die Ergebnisse einer Phantommessung mit homogener Herzfüllung (ca. 3 MBq im Herzeinsatz, ca. 48 MBq im gesamten Phantom) mit den Ergebnissen der Belastungsuntersuchungen des Patientennormalkollektivs, da hier von vergleichbaren Aktivitätsmengen ausgegangen werden kann (siehe 2.3.1).

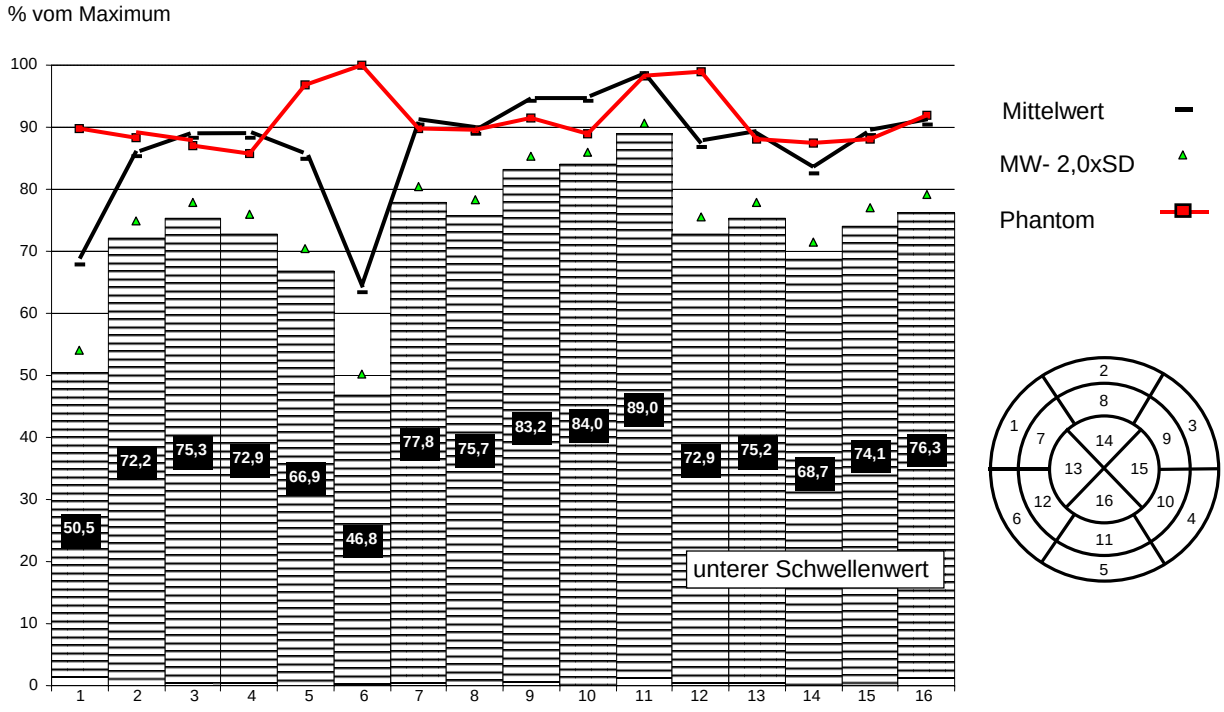


Abbildung 23: Quantitative Auswertung einer Phantommessung im Vergleich zum Normalkollektiv, jeweils mit Schwächungskorrektur

Die stärksten Abweichungen zwischen Phantom und Normalkollektiv sind in den Segmenten 1 und 6 zu verzeichnen; sie sind durch die Septumanatomie des menschlichen Herzens mit basal bindegewebigen, also nicht aktivitätsspeichernden Strukturen begründet.

Die Segmente 2-5 sind zur Herzbasis hin randbildend. Es werden bei der manuellen Eingrenzung im Einzelfall ebenfalls physiologisch nichtspeichernde Areale miterfasst. Dadurch kommen in der Patientenmessung durchweg niedrigere Werte als in den Segmenten 7-11 zustande.

Im Bereich von Segment 11 (Hinterwand) weisen sowohl Kontrollkollektiv als auch Phantommessung hohe Werte auf (maximaler Wert im Kontrollkollektiv, im Phantom dritthöchster Wert nach Segment 6 und 12), während Segment 14 (apikale Vorderwand) in beiden Fällen das Minimum der Segmente 7-16 darstellt.

Für die Diskrepanz der Ergebnisse in Segment 12 (septale Hinterwand) ergibt sich keine schlüssige Begründung.

Die Schwächungskorrektur produziert im genannten Aktivitätsbereich beim Kontrollkollektiv wie auch am Phantom eine charakteristische Aktivitätsverteilung mit einem Maximum in der Hinterwand und einem Minimum in der apikalen Vorderwand.

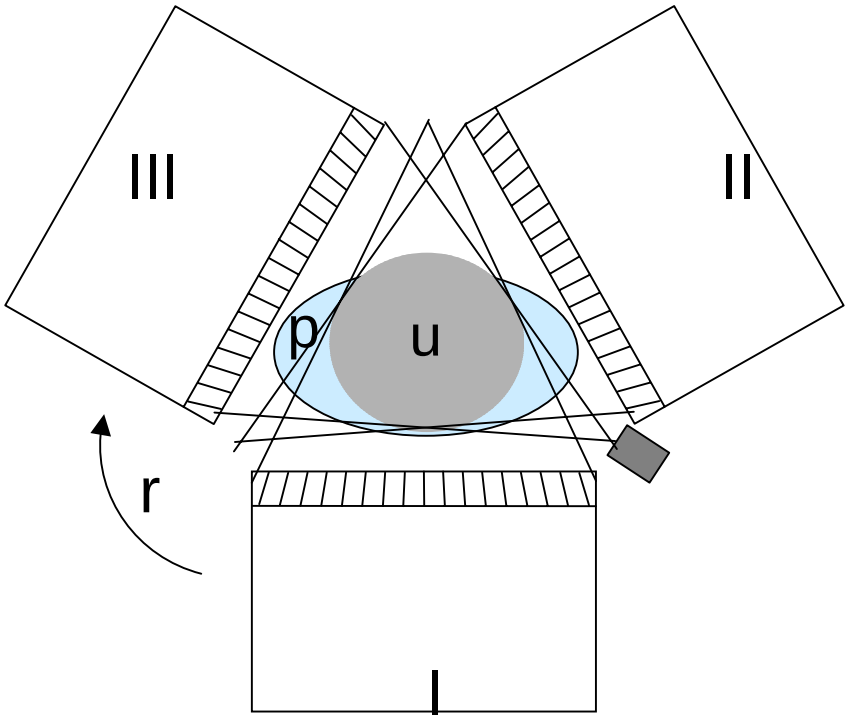
Daneben ergeben sich im Septumbereich teilweise anatomiebedingte Abweichungen.

4 Spezielle Einflüsse auf die Schwächungskorrektur

4.1 Unvollständige Projektion des Untersuchungsobjekts

4.1.1 Grundlagen

Durch die fan- beam Kollimation liegt der Patientenkörper selbst bei optimaler Positionierung in nicht allen Projektionen vollständig im Gesichtsfeld der Kamera. Es kommt zum Abschneiden von Randbereichen des Untersuchungsobjekts (truncation). Für die Genauigkeit der Bestimmung der Schwächungskoeffizienten durch die Transmissionsmessung ist das Ausmaß der truncation mitentscheidend.



p = Untersuchungsobjekt (Patient/ Phantom)

u = gemeinsamer Untersuchungsbereich aller Kameraköpfe

Abbildung 24: Schematische Darstellung des gemeinsamen Gesichtsfeldes der drei Kameraköpfe bei Rotation auf einer Kreisbahn;

Die Größe des gemeinsamen Untersuchungsbereichs, in dem keine truncation stattfindet hängt aufgrund der Geometrie der fan- beam- Kollimation vom Abstand der Kameraköpfe zum Untersuchungsobjekt ab. Je kleiner der Rotationsradius der Ka

meraköpfe ist, desto größer ist der gemeinsame Untersuchungsbereich und desto kleiner ist die truncation. Zur Minimierung des Abstands von Kamerakopf und Patient ist im verwendeten Kamerasystem ein sog. body- contour- Modus vorgesehen, in dem die Kameraköpfe keine Kreisbahn um den Körper beschreiben, sondern nach manuell definierten Kamerapositionen ein individueller, ellipsoider Orbit um den Patienten generiert wird.
Die im klinischen Alltag individuell unterschiedliche truncation (z.B. durch unterschiedliche Körperfülle der Patienten) kann in der Phantommessung durch bewußt unvorteilhafte Einstellung der Kreisbahn der Kameraköpfe simuliert werden. Durch den unterschiedlichen Abstand der Kameraköpfe bei den verschiedenen Messungen werden jedoch auch die Auflösungseigenschaften der Kamera verändert.

4.1.2 Versuchsdurchführung

Es wurden drei konsekutive Messungen durchgeführt, während denen das Phantom unverändert auf der Untersuchungsliege belassen wurde. Das Phantom war initial mit einer Gesamtaktivität von 103 MBq ^{99m}Technetium unter Berücksichtigung der oben angegebenen Aktivitätsverhältnisse der einzelnen Kammern befüllt. Das entspricht einer Patientenuntersuchung mit ca. 400 MBq ^{99m}Technetium-MIBI. Die zerfallsbedingte Abnahme der ^{99m}Technetium- Aktivität bei der letzten Messung gegenüber der ersten Messung betrug ca. 18%.

1.	*Messung:*	“body- contour”- Funktion
2.	*Messung:*	Kreisbahn Radius 21,0 cm
3.	*Messung:*	Kreisbahn Radius 25,3 cm

Tabelle 5: Unvollständige Projektion des Untersuchungsobjekts, Orbitvariation

Limitiert wird diese Variation durch die grundsätzliche Bedingung, daß das Herz in allen Projektionen vollständig abgebildet werden muß. Bei der 3. Messung wurde dazu die Untersuchungsliege wie bei Patientenmessungen fünf Zentimeter nach rechts verschoben, um das links sitzende Herz in den Untersuchungsbereich zu rükken.

In den transversalen Schnitten der Emissionsbildgebung entspricht die Bahn der Kameraköpfe dem Außenrand des blauen Ellipsoids in Abbildung 25. Das gemeinsame Blickfeld der Kameras erkennt man anhand der Darstellung der etwas höheren Aktivitätsbelegung der Lungen sowie der aktivitätsfreien Wirbelsäule innerhalb einer scharfen Kontur. Im von truncation betroffenen Bereich außerhalb dieser Kontur erkennt man radiale Streifen- sowie Auslöschungsartefakte, die mit dem Ausmaß der truncation zunehmen.

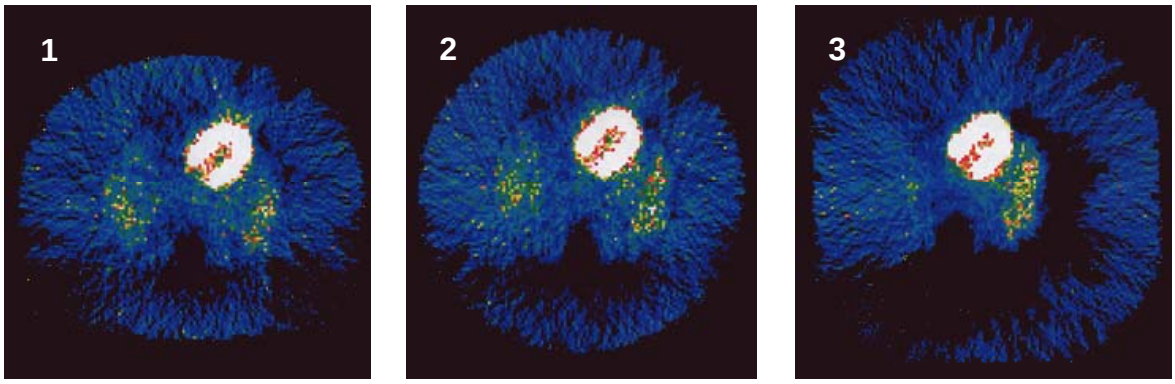


Abbildung 25: Transversale Tomogramme, Emissionsbildgebung: Orbitvariation entsprechend Tabelle 5

Die semiquantitative Auswertung der gemessenen Aktivitätsverteilung im Myokard erfolgte für die drei Messungen jeweils mit und ohne Abschwächungskorrektur in der oben beschriebenen Weise.

4.1.3 Ergebnisse

Die semiquantitativen Ergebnisse werden in Abbildung 26 dargestellt. Folgende Punkte sind festzuhalten:

1. Die Betonung der Vorderwand ist bei Verwendung der Schwächungskorrektur weniger ausgeprägt, der VW/HW- Quotient ist kleiner als in der entsprechenden Rekonstruktion ohne Schwächungskorrektur.
2. Bei beiden Rekonstruktionsarten kommt es bei zunehmender truncation zu einem Anstieg des VW/HW- Quotienten.

3. Dieser Anstieg des VW/HW- Quotienten ist bei Rekonstruktion mit Schwächungskorrektur weniger ausgeprägt als bei Rekonstruktion ohne Schwächungskorrektur.

Truncation hat also einen deutlichen Einfluß auf die scheinbare Aktivitätsverteilung im Phantomherzen, die Verwendung der Schwächungskorrektur verschlimmert diesen Einfluß jedoch nicht.

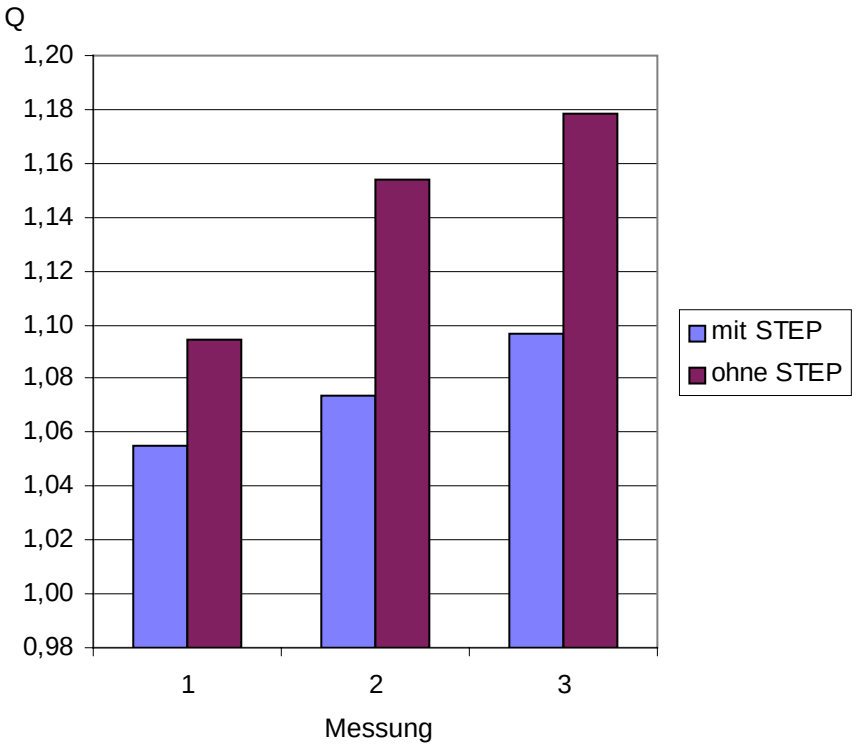


Abbildung 26: Quotient Q, Unvollständige Projektion des Untersuchungsobjekts, Orbitvariation entsprechend Tabelle 5

4.2 Fokale extrakardiale Aktivität

4.2.1 Grundlagen

Bei der Myokardszintigraphie mit ^{99m}Technetium-MIBI ist das Auftreten fokaler extrakardialer Aktivitäten im Bereich von Leber, Galle und Darm ein wichtiger Störfaktor. Dabei treten individuell sehr unterschiedliche Aktivitätsmengen auf. Die resultierenden Artefakte können sich sowohl in einer Steigerung als auch in einer Minderung der gemessenen Aktivitätskonzentration in benachbarten Myokardabschnitten äußern[41] [42]. Durch die separate Befüllung der Leberkammer des verwendeten Phantoms kann diese klinische Problemsituation nachvollzogen werden.

4.2.2 Versuchsdurchführung

Es wurden vier Phantommessungen durchgeführt. Initial war das Phantom mit ca. 105 MBq ^{99m}Technetium befüllt. Die Leberkammer blieb anfangs aktivitätsfrei, die Füllung der übrigen Kammern entsprach den oben genannten Verhältniszahlen. Die Aktivität in der separat befüllbaren Leberkammer wurde von Messung zu Messung erhöht:

	Messung 1	Messung 2	Messung 3	Messung 4
Myokardkammer (MBq)	16,1	13,1	12,1	10,2
(MBq/ml)	0,14	0,11	0,104	0,088
Leberkammer (MBq)	0	267	495	837
(MBq/ml)	0	0,22	0,41	0,71
Verhältnis Myokard : Leber	1 : 0	1 : 2	1 : 4	1 : 8

Tabelle 6: Aktivitätsverhältnisse Myokardkammer, Leberkammer

Zerfallsbedingt war die ^{99m}Technetium- Aktivität in der Herzkammer leicht abfallend.
Die erste Messung entspricht am ehesten einer Myokardszintigraphie am Patienten nach Injektion von ca. 400 MBq ^{99m}Technetium-MIBI ohne fokale extrakardiale Aktivität.
Die zweite Messung entspricht dagegen bereits einer Myokardszintigraphie nach Injektion von ca. 800 MBq ^{99m}Technetium-MIBI und einer starken Leberanreicherung.
Die Aktivitätsmengen der 3. und 4. Messung treten bei Patientenmessungen nicht auf.
Das Phantom wurde in der gleichen Position bei gleichen Kameraparametern aufgenommen. Die semiquantitative Auswertung der gemessenen Aktivitätsverteilung im Myokard erfolgte in der oben beschriebenen Weise.

4.2.3 Ergebnisse

Die Auswertung ohne Schwächungskorrektur zeigt in Messung 1 ein erwartungsgemäßes VW/HW- Verhältnis (Q) mit einer leichten Betonung der Vorderwand. Mit ansteigender Leberaktivität fällt der VW/HW- Quotient annähernd linear auf unter 1. Die Einstrahlung aus der Leberkammer führt bei Rekonstruktion ohne Schwächungskorrektur zu einer Überbewertung der Hinterwand.

Bei Verwendung der Schwächungskorrektur zeigen sich andere Ergebnisse. Bereits in der ersten Messung weicht Q von den bisher bei dieser Rekonstruktion errechneten Werten (<1, siehe Abbildung 19) stark ab. Statt der bisher beobachteten Betonung der Hinterwand zeigt sich nun sogar ein höherer Quotient als in der Rekonstruktion ohne Schwächungskorrektur. Bei Erhöhung der Aktivität in der Leberkammer fällt der Quotient wie in der Parallelauswertung ohne Schwächungskorrektur ab, jedoch nicht so stark. Er bleibt bei Werten über 1.

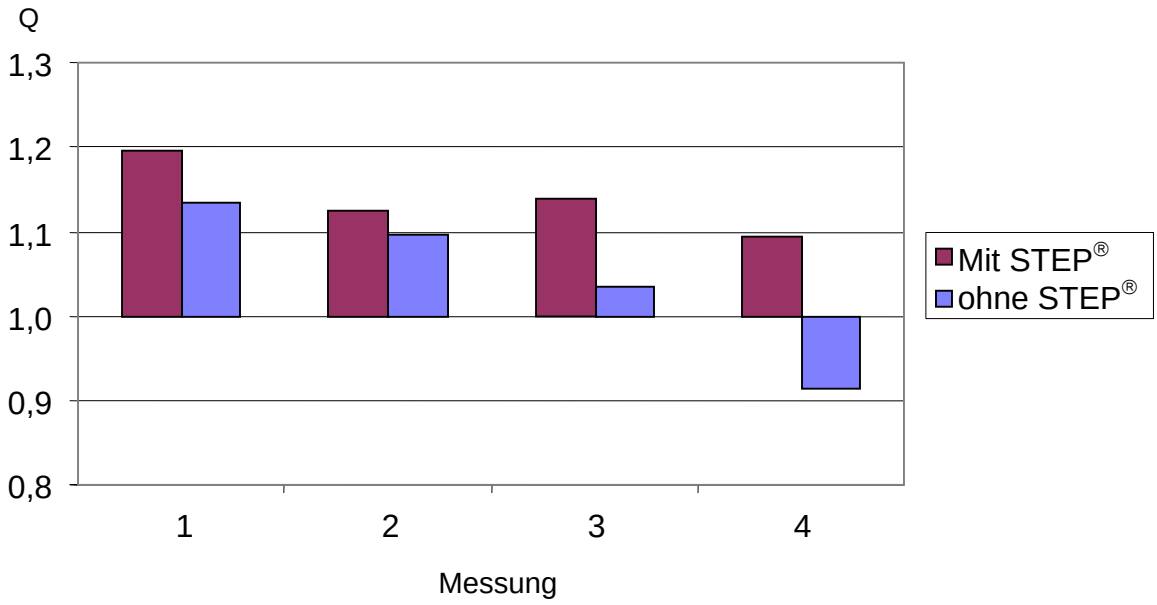


Abbildung 27: Quotient Q, fokale extrakardiale Aktivität entsprechend Tabelle 6

4.3 Phantommessungen mit unterschiedlichen Gesamtaktivitätsmengen

4.3.1 Grundlagen

Beim Eintagesprotokoll der Myokardszintigraphie werden zwei SPECT- Untersuchungen miteinander verglichen, bei denen unterschiedliche Aktivitätsmengen appliziert wurden (siehe auch 1.1.2). Daher muss überprüft werden, ob bestimmte Artefakte nur bei bestimmten Gesamtaktivitätsmengen auftreten.

4.3.2 Versuchsdurchführung

Das Phantom wurde mit vergleichsweise hoher Ausgangsaktivität bestückt (30 MBq ^{99m}Technetium im Herzeinsatz, die übrigen Kammern unter Berücksichtigung der Verhältniszahlen, Gesamtaktivität ca. 500 MBq ^{99m}Technetium). Das Phantom wurde

auf der Kameraliege positioniert und für den gesamten Versuch ohne Veränderung belassen. In regelmäßigen Abständen wurden SPECT- Aufnahmen durchgeführt.

Messung Nr.	**Messzeitpunkt**	**berechnete Aktivität im Herzeinsatz**	**berechnete Gesamtaktivität im Phantom**
1	nach 0 Stunden	30 MBq	497 MBq
2	nach 7 Stunden	13 MBq	227 MBq
3	nach 11 Stunden	8 MBq	143 MBq
4	nach 18 Stunden	3 MBq	48 MBq
5	nach 23 Stunden	2 MBq	35 MBq

Tabelle 7: Versuchsreihe unterschiedliche Gesamtaktivitätsmengen

Dabei ist Messung 2 mit einer Patientenuntersuchung nach Injektion von etwa 900 MBq zu vergleichen (Ruheuntersuchung), Messung 4 entspricht einer Untersuchung mit ca. 250 MBq (Belastungsuntersuchung).
Die Rekonstruktion und Auswertung erfolgte in der oben beschriebenen Weise.

4.3.3 Ergebnisse

In den Messungen ohne Abschwächungskorrektur ergeben sich wieder durchweg „gewöhnliche“ VW/HW- Quotienten um 1,1 (siehe Abbildung 29). Die Schwankung der Werte ist vergleichsweise gering.
Dagegen zeigt die Meßreihe nach Auswertung mit Schwächungskorrektur eine erhebliche Abweichung von Messungen mit hoher und solchen mit niedriger Emissionsaktivität.
Bei hoher ^{99m}Technetium- Aktivität ergibt sich mit Schwächungskorrektur ein hoher Quotient Q, entsprechend einer Betonung der Vorderwand. Von Messung zu Messung kommt es mit niedrigeren ^{99m}Technetium- Aktivitäten zu einem annähernd linearen Abfall des Quotienten. Bei ^{99m}Technetium- Aktivitäten unter 100 MBq liefert die Schwächungskorrektur eine Betonung der Hinterwand (Quotient < 1).

Die einer Ruheuntersuchung entsprechende Messung 2 ergibt demnach eine Betonung der Vorderwand, die Belastungsuntersuchung (Messung 4) eine Betonung der Hinterwand (bei Auswertung mit Schwächungskorrektur).

Die Betrachtung der semiquantitativen Werte der einzelnen Segmente der 16-Segment- Aufteilung verdeutlicht die systematische Abhängigkeit der Ergebnisse bei Verwendung der Schwächungskorrektur von der Gesamtaktivitätsmenge (siehe Abbildung 30). Besonders starke Veränderungen zwischen hoher Aktivität und niedriger Aktivität finden sich im Bereich der apikalen Vorderwand (Segment 14) und im Bereich der basalen Hinterwand (Segment 5), also in jenen Bereichen des Myokards, die im Phantom entweder maximal außen bzw. innen liegen. Während die apikale Vorderwand bei hoher Phantomaktivität maximal bewertet wird (100%), sinkt sie bei niedriger Phantomaktivität auf unter 85% ab. Die basale Hinterwand wird bei hoher Aktivität schwach dargestellt (ca. 72%), sie steigt bei niedriger Phantomaktivität auf >95% an.

Auch die übrigen Vorderwand- und Hinterwandsegmente zeigen ähnliche Abhängigkeiten in geringerem Ausmaß.

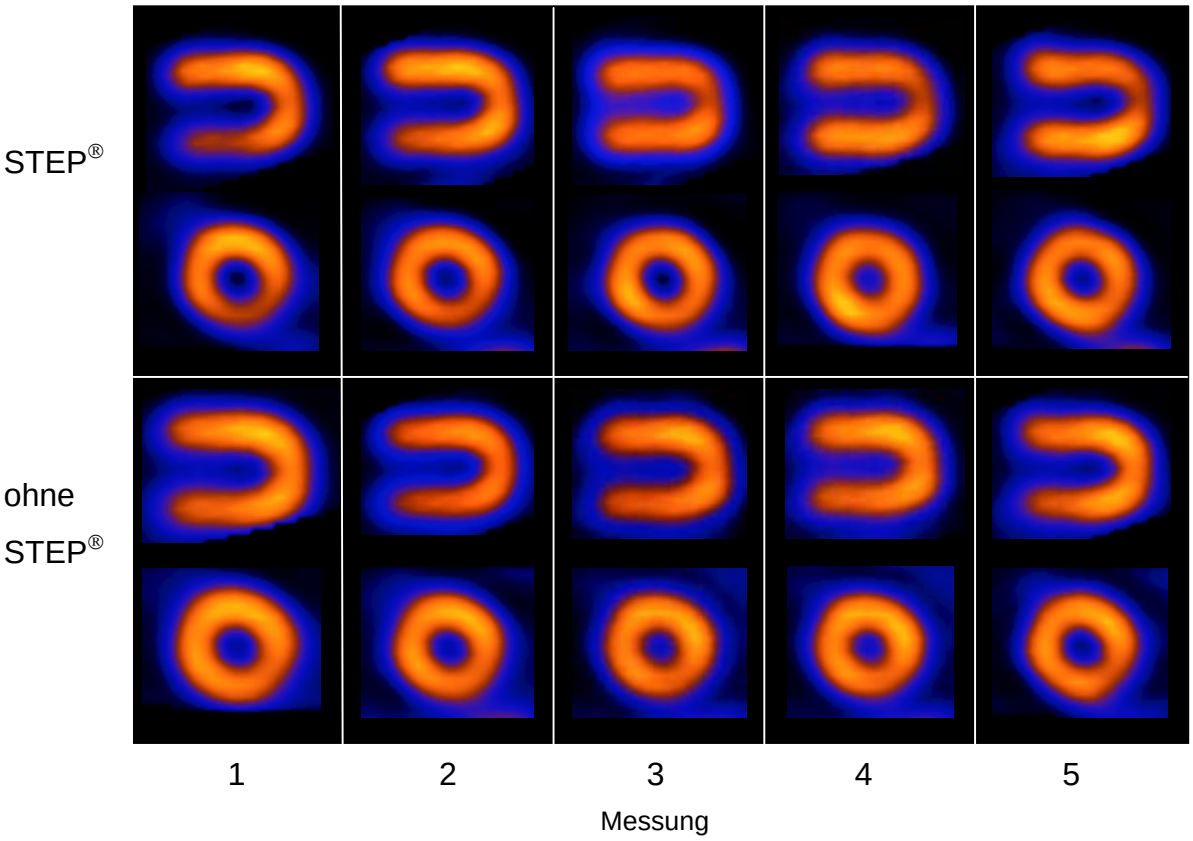


Abbildung 28: Mediosagittalschnitte sowie Kurzachsenschnitte bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium-Gesamtaktivitäten entsprechend Tabelle 7

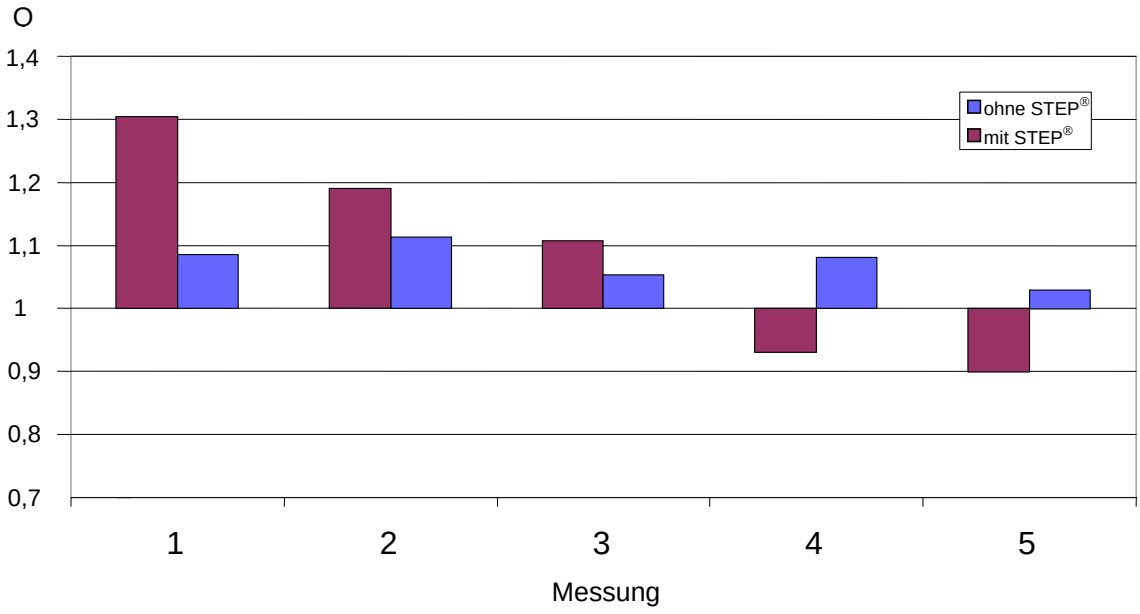


Abbildung 29: Quotienten Q bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium- Gesamtaktivitäten entsprechend Tabelle 7

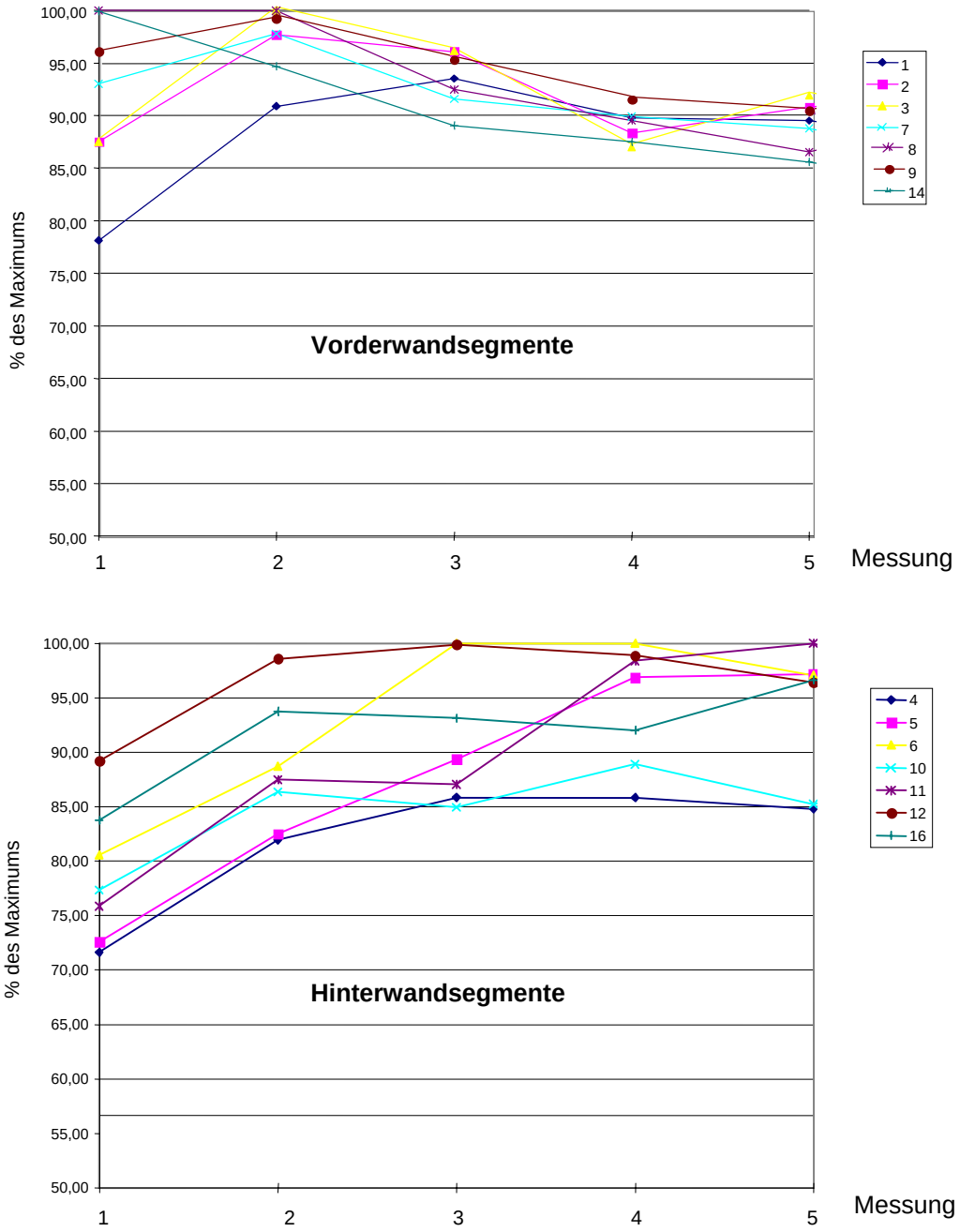


Abbildung 30: Auswertung mit Schwächungskorrektur: Vorderwand- und Hinterwandsegmente bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium-Gesamtaktivitäten entsprechend Tabelle 7

4.3.4 Untersuchungssituation Eintagesprotokoll

Beim Eintagesprotokoll der Myokardszintigraphie werden zwei SPECT- Untersuchungen miteinander verglichen, bei denen unterschiedliche Aktivitätsmengen appliziert wurden.

Dabei entspricht Messung 2 aus obiger Meßreihe einer Ruheuntersuchung, Messung 4 entspricht einer Belastungsuntersuchung.

Abbildung 31 zeigt die Gegenüberstellung der beiden Messungen in der Auswertung mit Schwächungskorrektur.

Die Werte der „Belastungsuntersuchung“ unterschreiten die Werte der „Ruheuntersuchung“ im Vorderwand- und Spitzenbereich um teilweise mehr als 15% („belastungsinduzierte Ischämie“). Im Hinterwandbereich unterschreiten umgekehrt die Werte der Ruheuntersuchung die der Belastungsuntersuchung, jedoch nur ca. 10%.

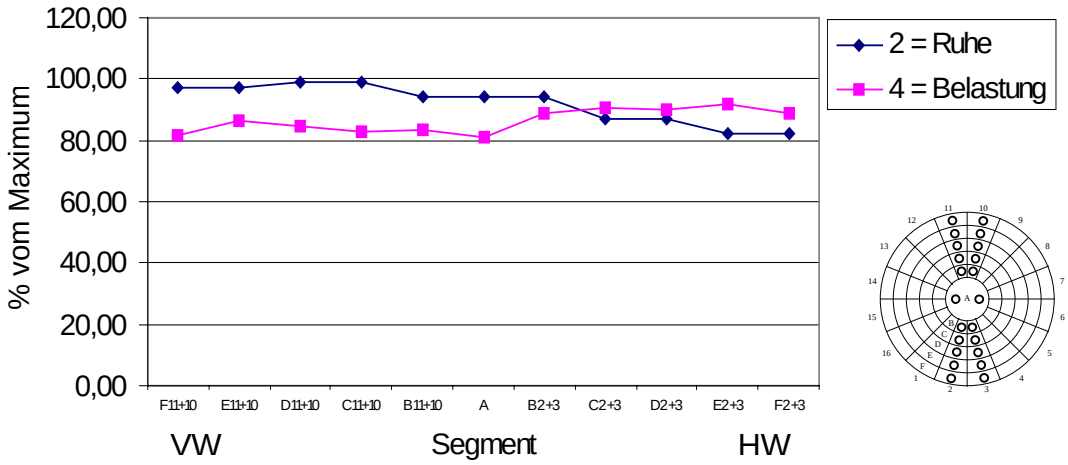


Abbildung 31: Untersuchungssituation Eintagesprotokoll, nachgestellt mit den entsprechenden Phantommessungen

4.3.5 Abhängigkeit der Ergebnisse der Transmissionsmessung

Es sollte nun untersucht werden, ob die Schwächungskoeffizienten als Ergebnis der Transmissionsmessung des STEP®- Systems ebenfalls einer Abhängigkeit von der Gesamtaktivitätsmenge unterliegen. Es wurde zusätzlich eine Transmissionsmessung am inaktiven Phantom durchgeführt.

Die transversalen Tomogramme der Transmissionsmessungen zeigt Abbildung 32. Die Bildqualität ist bei höheren ^{99m}Technetium- Aktivitätsmengen deutlich schlechter als bei den Messungen mit niedriger ^{99m}Technetium- Aktivität.

Der Kontrast zwischen dem wassergefüllten "Mediastinum“ des Phantoms und dem dichteren Wirbelsäulenkörper aus Teflon bzw. den durch Styropor weniger dichten Lungenarealen ist bei hoher Aktivität schlechter als bei niedriger oder fehlender Emissionsaktivität.

Zur Quantifizierung wurden die Matrixwerte, die den Schwächungskoeffizienten beschreiben innerhalb von standardisierten ROI’s gemittelt bestimmt. Das Lungenareal weist weitgehend konstant niedrige Matrixwerte auf, nur bei der höchsten Aktivitätsmenge steigt der Wert leicht an.

Die Messung für die Wirbelsäule bzw. für das Mediastinum ergibt bei hohen Aktivitäten 30% bzw. 50 % niedrigere Matrixwerte im Vergleich zu der Messung bei fehlender Emissionsaktivität (siehe Abbildung 33).

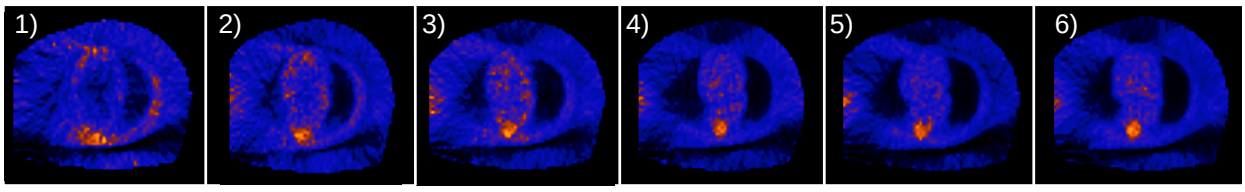


Abbildung 32: transversale Tomogramme der Transmissionsmessungen bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium-Gesamtaktivitäten entsprechend Tabelle 7, Tomogramm bei fehlender ^{99m}Technetium-Aktivität (6)

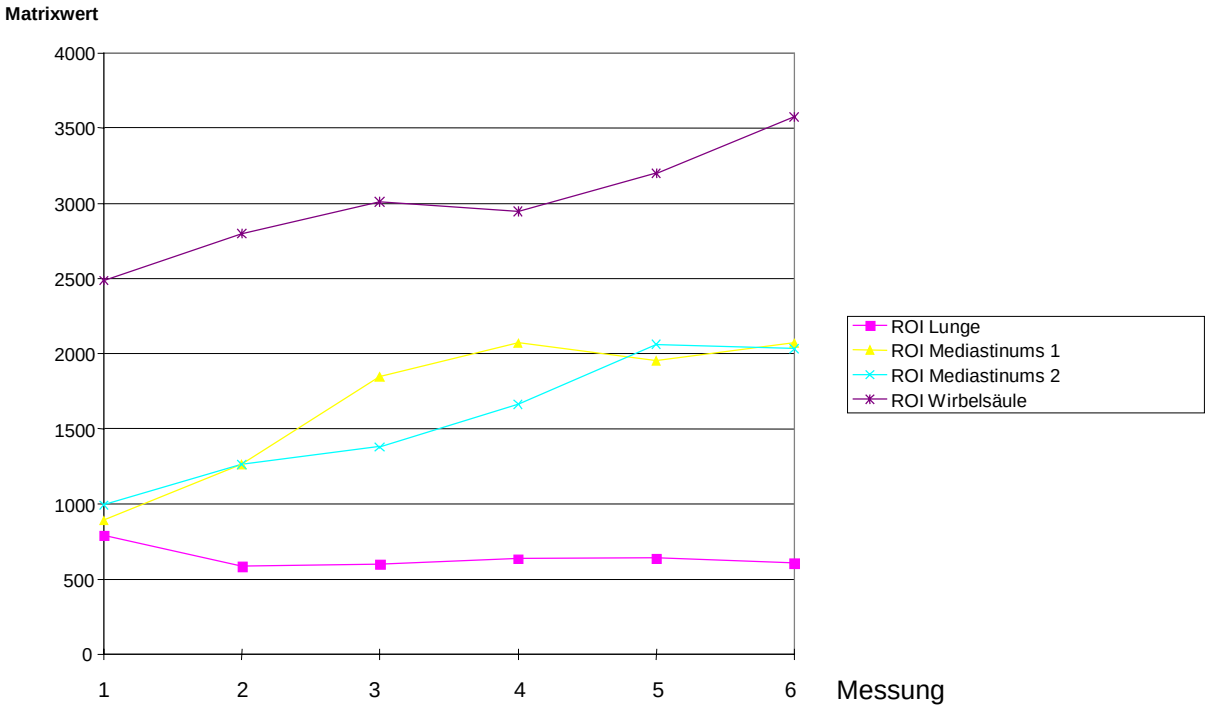


Abbildung 33: Matrixwerte der Transmissionsmessung in den Kompartimenten des Phantoms bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium-Aktivitäten entsprechend Tabelle 7; fehlende ^{99m}Technetium-Aktivität (6)

5 Diskussion

Die Ergebnisse der Phantommessungen weisen bei Rekonstruktion mit Schwächungskorrektur eine systematische Abhängigkeit von der ^{99m}Technetium-Gesamtaktivität des zu untersuchenden Objekts auf. Bei vergleichsweise niedrigen Aktivitätsmengen (< 100 MBq) findet sich eine Überbetonung der Hinterwand (Q < 1). Es findet eine Überkorrektur statt. Diese ist durch die fehlende scatter- Korrektur zu erklären [14]. Bei ^{99m}Technetium-Gesamtaktivitäten > 100 MBq ist Q bei allen Phantommessungen trotz Schwächungskorrektur >1, teilweise ergeben sich nach Schwächungskorrektur sogar höhere Werte als ohne Schwächungskorrektur (siehe Abbildung 27 und Abbildung 29). Es ist also von einer Unterkorrektur bzw. Fehlkorrektur auszugehen. Die meßbare Beeinträchtigung der Transmissionsmessung bei hohen ^{99m}Technetium-Aktivitäten weist dabei auf ein verstärktes Übersprechen hin, das nicht genügend korrigiert wird (4.3.5). Auffällig ist die Messung 1 bei der Versuchsreihe „fokale extrakardiale Aktivität“ (4.2). Hier beträgt die Gesamtaktivitätsmenge nur knapp über 100 MBq, jedoch kommt es durch die Schwächungskorrektur zu einer deutlichen Anhebung des Quotienten Q. Eine mögliche Erklärung ist die Ortsabhängigkeit des crosstalks. Bei dieser Messung befindet sich nämlich keine Aktivität in der Leberkammer, die Aktivitätskonzentration im Herzen und im umgebenden Mediastinum ist dagegen vergleichsweise hoch. So kommt es bei dieser Messung zu einem größeren Korrekturfehler als bei der Versuchsreihe zur unvollständigen Projektion (4.1) oder etwa Messung 3 der Versuchsreihe mit unterschiedlichen Gesamtaktivitätsmengen (4.3).

Im Patientennormalkollektiv liegt der Quotient Q sowohl für die Belastungs- als auch für die Ruheuntersuchung unter 1, für die Ruheuntersuchungen jedoch etwas höher.
Die Differenz zwischen semiquantitativen Werten der Vorderwand in Belastungs- und Ruheuntersuchung kann eine belastungsinduzierte Ischämie vortäuschen.
Die Differenz zwischen semiquantitativen Werten der Hinterwand in Belastungs- und Ruheuntersuchung kann eine bestehende belastungsinduzierte Ischämie vertuschen.
In der Meßreihe zur unvollständigen Projektion des Untersuchungsobjekts (4.1) ist der Effekt der Schwächungskorrektur, eine Verringerung des Quotienten Q im Vergleich zur Auswertung ohne Schwächungskorrektur unabhängig vom Ausmaß der Abschneidung. Die verwendete Versuchsanordnung ist nicht optimal, da neben der truncation auch der Objektabstand variiert wird. Dennoch stimmen die Ergebnisse mit

denen von Gregoriou et al. [43] überein. In dieser Veröffentlichung wird das Gesichtsfeld der einzelnen Kameraköpfe elektronisch verkleinert. Dabei ergaben sich große inhomogene Artefaktbildungen mit teilweise positiven und negativen Werten außerhalb des gemeinsamen Gesichtsfeldes der Kamera, jedoch keine direkte Abhängigkeit der Korrektur vom Ausmaß der truncation.
Die Darstellung von Defekten (siehe 3.2.2) ist durch die Schwächungskorrektur nicht meßbar verbessert. Es bestehen wie bei der Auswertung ohne Schwächungskorrektur Unterschiede in der Darstellung von Vorderwand- und Hinterwanddefekten.
Heller et al. [26] führten an einer Dreikopfkamera mit ^{153}Gadolinium- Transmissionsquelle Untersuchungen an einem anthropomorphen „Data Spectrum Jaszczak heart in torso“- Phantom durch. Dabei waren die beiden Kompartimente des Phantoms, die Herz und Leber darstellten, aktivitätsgefüllt (Herz 18,5 MBq ^{99m}Technetium, Aktivitätsverhältnis Leber/Herz 0:1, 1:1, 5:1, 10:1). Jede der vier Untersuchungssituationen wurde sowohl mit Parallellochkollimatoren (wird als „conventional“ bezeichnet) als auch mit fan- beam- Kollimatoren und simultaner Transmission/ Emission (STE) gemessen. Die Rekonstruktion erfolgte bei Parallellochkollimator mit FBP, bei STE mit einem maximum- likelihood (ML) Algorithmus. Daraus ergaben sich drei Rekonstruktionsarten (conventional, STE mit und ohne Schwächungskorrektur). Die quantitative Auswertung erfolgte in 128 Sektoren, deren Countwerte jeweils auf den maximalen Sektorwert normalisiert wurden. Bei Abwesenheit von Leberaktivität war die Abweichung der Sektorenwerte untereinander in der Auswertung STE mit Schwächungskorrektur signifikant niedriger als STE ohne Schwächungskorrektur und conventional. Unter der Einwirkung von Leberaktivität stieg die Abweichung der Sektorenwerte untereinander bei der Rekonstruktionsart conventional signifikant an. Die Applikation des ML- Algorithmus ohne Schwächungskorrektur verringerte die Variabilität der Sektorenwerte, auch bei Leber/Herz 10:1 war hier kein signifikanter Unterschied zu Leber/Herz 0:1. Bei zusätzlicher Schwächungskorrektur war nur bei Leber/Herz 1:1 ein geringer Zugewinn an Uniformität gegenüber ML ohne Schwächungskorrektur, bei Leber/Herz 10:1 steigerte die Anwendung der Schwächungskorrektur die Variabilität der Sektorenwerte sogar wieder. In den Tomogrammen der Transmissionsmessung waren insbesondere im Bereich der Leber Streifenartefakte zu sehen. Die Ursache dafür wird in erster Linie in nicht korrigiertem „crosstalk“ bzw. down- scatter gesehen.

Inzwischen wurden auch klinische Studien zur Myokardszintigraphie mit Schwächungskorrektur veröffentlicht. Diese sollten ja in erster Linie belegen, daß Schwächungskorrekturen die Sensitivität und Spezifität der Myokardszintigraphie erhöhen können.

Die Sensitivität und Spezifität der Myokardszintigraphie wird durch den Vergleich mit aktuellen Herzkatheterbefunden bestimmt. Als richtig positiv gilt der myokardszinigraphische Befund einer belastungsinduzierten Ischämie meist bei koronarangiographisch nachgewiesenen Stenosen > 50- 70%. Die Rolle des „Goldstandards“ Koronarangiographie für die Myokardszintigraphie kann jedoch im Einzelfall falsch sein, da Morphologie und Funktion nicht immer konform gehen müssen [44].

Die Potenz einer Methode, Patienten eines „Normalkollektivs“, die eine geringe Wahrscheinlichkeit für eine koronare Herzerkrankung haben auch als normal zu erkennen wird ebenfalls häufig bestimmt (normalcy rate). Diese ist bei Verwendung der Schwächungskorrektur höher [45]. Die klinische Bedeutung dieser Aussage ist allerdings unsicher [22].

Ficaro et al. [46] veröffentlichten 1996 die Ergebnisse von 119 Patientenuntersuchungen. 59 Patienten hatten unauffällige Koronarangiogramme, 60 Patienten hatten angiographisch gesicherte Stenosen. Das verwendete Meßsystem war selbst entwikkelt, basierte jedoch auf der Prism 3000- Kamera. Für die Transmissionsmessung wurde eine ^{241}Americium- Quelle verwendet, die einem Kamerakopf mit fan- beam-Kollimator gegenüberlag. Die beiden anderen Kameraköpfe waren mit Parallellochkollimatoren ausgestattet. Ohne Schwächungskorrektur wurden die Daten mit konventionellem FBP rekonstruiert, der Rekonstruktionsalgorithmus mit Schwächungskorrektur beinhaltet die Erstellung eines FBP- Tomogramms mit nachfolgenden Iterationsschritten. Die Daten für die Emissionsmessung des Kamerakopfes mit fan- beam- Kollimator wurden nicht verwendet. Die Ruheuntersuchungen wurden mit 111 MBq ^{201}Thallium durchgeführt, für die Belastungsuntersuchungen wurden 1100 MBq ^{99m}Technetium-MIBI gegeben.

Die Spezifität in der Erkennung einer Stenosierung >50% stieg durch die Schwächungskorrektur von 46% auf 82% ($p<0,05$), die Sensitivität stieg nicht signifikant von 78% auf 84%. Es wird eine Minderanreicherung im Bereich der Spitze von bis zu 15% bei Verwendung der Schwächungskorrektur beschrieben.

Gallowitsch et al. [47] veröffentlichten 1998 ebenfalls günstige Ergebnisse für ihre Schwächungskorrektur. Die 107 Patienten (53 davon mit angiographisch gesicherten

Stenosen >70%) wurden ausschließlich mit ^{201}Thallium untersucht (Belastungsaufnahmen 5 min nach Injektion, Redistributionsaufnahmen 180 min nach Injektion). Zur Bildgebung wurde eine Zweikopfkamera mit einer wandernden ^{153}Gadolinium- Linienquelle verwendet, deren Photonenenergie über der des ^{201}Thallium liegt. Dabei stieg die Sensitivität von 79,2% auf 94,3% und die Spezifität von 79,6% auf 90,7%.
Hendel et al. [48] veröffentlichten 1999 Daten einer Multicenterstudie, in der Sensitivität und Spezifität der Myokardszintigraphie mit und ohne Schwächungskorrektur für die Erkennung von Stenosen > 50% (n=96) und die Normalrate in einem Kollektiv mit niedriger Wahrscheinlichkeit für eine KHK (n=88) untersucht wurden. Die Patienten wurden entweder in einem Zweitagesprotokoll (jeweils ca. 900 MBq ^{99m}Technetium-MIBI) oder in einem Eintagesprotokoll (1. Ruhe 74 – 185 MBq ^{201}Thallium oder 296 – 444 MBq ^{99m}Technetium- MIBI, 2. Belastung ca. 900 MBq ^{99m}Technetium- MIBI) untersucht. Die meisten Untersuchungen wurden mit einer Zwei- Isotopen- Methode durchgeführt. Zur Bildgebung wurde eine Doppelkopfkamera mit simultaner ^{153}Gadolinium- Transmission (scanning line source) verwendet. Bei 118 keV $\pm$ 6% wurden zusätzlich Daten für eine scatter- Korrektur akquiriert. Die Untersuchungen ohne Schwächungskorrektur sowie die Daten der Transmissionsmessung wurden mit FBP rekonstruiert. Die Tomogramme mit Schwächungskorrektur wurden durch einen Algorithmus erstellt, bei dem auf eine FBP 12 iterative Rekonstruktionsschritte folgten. Ein Vergleich von iterativ rekonstruierten, nicht schwächungskorrigierten mit schwächungskorrigierten Studien war nicht Teil der Studie. Als quantitativ abnormalen Befund wurde die Abweichung von 2,5 Standardabweichungen von einem geschlechtsspezifischen Normalkollektiv (n jeweils 21) in 5% der Pixel gewertet, die visuelle Interpretation erfolgte durch zwei unabhängige Untersucher, bei fehlendem Konsens durch einen dritten Untersucher. Dabei war die Sensitivität für die Erkennung einer abnormalen Studie weder quantitativ noch visuell signifikant von der Anwendung der Schwächungskorrektur abhängig. Die Identifikation einer Mehrgefäßerkrankung gelang ohne Schwächungskorrektur in 70%, mit Schwächungskorrektur in nur 47% ($p<0,01$). Das Ausmaß der Erkrankung würde mit der Schwächungskorrektur unterschätzt. Für Stenosen der RCA war die Sensitivität signifikant niedriger und die Spezifität signifikant höherer bei Verwendung der Schwächungskorrektur ($p<0,01$). Für LAD und LCX ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Die Erkennung einer Normaluntersuchung in der Patientengruppe mit niedriger Wahr

scheinlichkeit gelang ohne Schwächungskorrektur in 86%, mit Schwächungskorrektur in 96%.

Almquist et al. [49] stellten 1999 eine Studie vor, in der eine Zweikopfkamera mit scannender ^{153}Gadolinium- Linienquelle ohne down- scatter- Korrektur verwendet wird. Es wurden 46 Patienten (23 Frauen, 23 Männer) nach einem Eintagesprotokoll (1. Ruhe, 350 MBq ^{99m}Technetium- Tetrofosmin; 2. Belastung, 900 MBq ^{99m}Technetium- Tetrofosmin) untersucht. Der Effekt der Schwächungskorrektur war bei den Ruheuntersuchungen höher als bei den Belastungsuntersuchungen. Das Hinterwand/ Vorderwand- Verhältnis wurde bei Ruheuntersuchungen der Männer durch die Schwächungskorrektur signifikant angehoben (von 0,81 $\pm$ 0,05 auf 1,02 $\pm$ 0,05). Dagegen ergab sich bei den Belastungsuntersuchungen der Männer kein signifikanter Unterschied zwischen unkorrigierten und korrigierten Bildern (0,78 $\pm$ 0,04 bzw. 0,85 $\pm$ 0,04). So kam es bei manchen Männern durch die Anwendung der Schwächungskorrektur zum Befund einer belastungsinduzierten Ischämie der Hinterwand, der in den unkorrigierten Bildern nicht zu sehen war. Die signifikanten geschlechtsspezifischen Unterschiede wurden durch die Schwächungskorrektur bei den Ruheuntersuchungen ausgeglichen, bei den Belastungsuntersuchungen blieben sie jedoch bestehen. Die durch die Transmissionsmessung gewonnenen Schwächungskoeffizienten waren in einer Phantommessung bei niedriger ^{99m}Technetium- Aktivität höher als bei hoher ^{99m}Technetium- Aktivität. Die Autoren führen die vorgestellten Ergebnisse auf downscatter der ^{99m}Technetiumstrahlung in die Transmissionsmessung zurück.

Die Ergebnisse von Almquist et al. entsprechen in hohem Maß den Ergebnissen der in dieser Arbeit vorgestellten Phantommessungen.

Eine Studie an 68 Patienten mit mittlerer Wahrscheinlichkeit für eine koronare Herzerkrankung stellten *Lee et al*. [50] im Jahr 2000 vor. Verwendet wurde eine Zweikopfkamera mit ^{153}Gadoliniumquelle. Drei Untersucher beurteilten visuell zuerst die nicht korrigierten Schnittbilder (Ruhe – ^{201}Thallium, Stress – ^{99m}Technetium–MIBI) und stellten eine Diagnose in einer 5-stufigen Skala von sicher normal bis sicher pathologisch. In Kenntnis dieser Bilder beurteilten sie dann zusätzlich die schwächungskorrigierten, jedoch nicht scatterkorrigierten SPECTS beider Untersuchungen mit ggf. Änderung der Diagnose. Gemessen wurde das Ergebnis an Herzkatheterbefunden mit der Beurteilung einer „signifikanten“ Stenose bei einer Lumeneinengung $\geq$70%. Dabei fand sich bei keinem der drei Untersucher ein signifikanter Anstieg in der Sensitivität und Spezifität durch die Schwächungskorrektur.

Die erhoffte Verbesserung der diagnostischen Aussagekraft der Myokardszintigraphie durch die Schwächungskorrektur konnte bisher noch für wenige Systeme gezeigt werden. Insbesondere wird immer wieder auf die Störungsanfälligkeit der simultanen Transmissionsmessung und die Notwendigkeit, das eigene System kritisch zu prüfen, hingewiesen [42]. Insbesondere die Arbeiten von *Heller et al.* [26] und *Almquist et al.* [51] berichten in Analogie zu den in dieser Arbeit vorgestellten Phantommessungen von aktivitätsabhängigen Artefakten durch die Schwächungskorrektur.

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war die Beurteilung der Abhängigkeit der Meßergebnisse eines kommerziell erhältlichen Systems zur Schwächungskorrektur einer ^{99m}Tc-Myokardperfusions- SPECT von klinisch relevanten Störeinflüssen.
Zu diesem Zweck wurden Phantommessungen mit einem anthropomorphen Thoraxphantom angefertigt.
Es ergab sich, daß die Transmissionsmessung mit ^{153}Gadolinium und damit auch die Schwächungskorrektur trotz crosstalk- Korrektur abhängig ist von der Menge der ^{99m}Technetiumaktivität im zu untersuchenden Objekt. Bei vergleichsweise niedriger ^{99m}Technetiumaktivität (< 100 MBq) wurde im resultierenden SPECT- Schnittbild bei Verwendung der Schwächungskorrektur eine Überbewertung der Herzhinterwand bis zu ca. 5% gemessen; im Bereich der apikalen Vorderwand zeigt sich eine umschriebene Aktivitätsminderung. Bei hoher ^{99m}Technetiumaktivität wird jedoch die Herzvorderwand bis zu 30% gegenüber der Hinterwand überbewertet.

Für die Beurteilung einer ^{99m}Tc-Myokardperfusions-SPECT können sich deswegen bei Untersuchung in einem Eintagesprotokoll folgende Schwierigkeiten ergeben:
Die schwächere Darstellung der apikalen Herzvorderwand in der Belastungsuntersuchung bei stärkerer Betonung dieser Region in der Ruheuntersuchung kann eine belastungsinduzierte Ischämie vortäuschen. Eine Untersuchung unter Verwendung der Abschwächungskorrektur wäre in diesem Bereich also im Vergleich zur Untersuchung ohne Abschwächungskorrektur *hypersensitiv*.

Bei Patienten mit einer belastungsinduzierten Ischämie im Bereich der Herzhinterwand kann es durch die im Vergleich zur Ruheuntersuchung stärkere Aufwertung der Hinterwand in der Belastungsuntersuchung durch die Schwächungskorrektur zu einer Verschleierung des pathologischen Befundes kommen. Eine Untersuchung mit der verwendeten Abschwächungskorrektur wäre in diesem Bereich also im Vergleich zu der Untersuchung ohne Schwächungskorrektur *hyposensitiv.*

Die spezielle Geometrie der verwendeten Dreikopfkamera spielt nach den Ergebnissen der vorliegenden Phantommessungen keine Rolle in der Entstehung der beschriebenen Schwächungskorrekturartefakte.

Durch starke fokale extrakardialer Aktivität kommt es bei Untersuchungen ohne Schwächungskorrektur zu einer Überbewertung der Herzhinterwand; Dieser Effekt wird durch die Schwächungskorrektur ausgeglichen. Hier muß die schwächere Darstellung der Hinterwand bei hohen ^{99m}Technetium-Gesamtaktivitäten berücksichtigt werden.

Die Darstellung von Defekten im Vergleich zu einer homogenen Aktivitätsverteilung ist durch die Schwächungskorrektur nicht meßbar verbessert. Es bestehen nach wie vor Unterschiede in der Darstellung von Vorderwand- und Hinterwanddefekten.

Insgesamt ist die hohe Abhängigkeit der Ergebnisse des untersuchten Systems zur Schwächungskorrektur von der verwendeten Aktivitätsmenge inakzeptabel. Bei der Myokardszintigraphie werden verfahrensbedingt individuell unterschiedliche Aktivitätsmengen im Untersuchungsbereich verwendet, das bildgebende System darf dadurch keine wie in dieser Arbeit vorgestellten Artefakte produzieren. Die Analyse der bisher zu diesem Thema veröffentlichten Literatur ergab, daß sich schwächungskorrigierte Bilder nicht als unbestreitbarer Vorteil gegenüber unkorrigierten Bildern erwiesen haben. Die Akquisition von Myokardszintigraphien im STEP- Modus wurde in der Klinik für Nuklearmedizin der LMU München daher wieder verlassen.

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Eintagesprotokoll der Myokardperfusionsszintigraphie 8
Abbildung 2: Aufbau des Kamerakopfes einer Gammakamera 9
Abbildung 3: Physikalische Wechselwirkungen von Strahlung und Materie 11
Abbildung 4: Myokard- SPECT, schematischer Sagittalschnitt: Verschiedene Wegstrecken im Körper für Quanten aus Vorderwand und Hinterwand des Herzens 12
Abbildung 5: Übersprechen bei einer simultanen Messung von ^{99m}Technetium und ^{153}Gadolinium 15
Abbildung 6: Schematische Darstellung der Prism 3000 mit Transmissionsquelle zwischen Kamerakopf I und II 18
Abbildung 7: Prism 3000 ohne Patientenliege mit Transmissionsquelle zwischen Kamerakopf I und II 19
Abbildung 8: Flußdiagramm des STEP®- Rekonstruktionsalgorithmus 21
Abbildung 9: A: Orginalsegmentierung “GammaPC”, B: 16-Segment Einteilung 23
Abbildung 10: Darstellungsart für Defekte 25
Abbildung 11: Anthropomorphes Thoraxphantom, Photo und transversaler Querschnitt (Schema) 27
Abbildung 12: Patientennormalkollektiv, Ruheuntersuchungen; klinische Schwellenwerte unter Berücksichtigung einer ROC- Analyse 30
Abbildung 13: Patientennormalkollektiv, Belastungsuntersuchungen; klinische Schwellenwerte unter Berücksichtigung einer ROC- Analyse 30
Abbildung 14: Patientennormalkollektiv, Quotient Belastung/ Ruhe; klinische Schwellenwerte unter Berücksichtigung einer ROC- Analyse 31
Abbildung 15: Quotienten Q des Patientennormalkollektivs 31
Abbildung 16: ausgewähltes Patientenbeispiel; A = Belastung, B = Ruhe, 32
Abbildung 17: Repräsentative Schnittbilder ohne Schwächungskorrektur und mit Schwächungskorrektur 34
Abbildung 18: Semiquantitative Auswertung mit und ohne Schwächungskorrektur 35
Abbildung 19: Quotienten bei Auswertung mit und ohne Schwächungskorrektur 36
Abbildung 20: Mediosagittalschnitte und repräsentative Kurzachsenschnitte einer Phantommessung mit Defekten in Vorder- und Hinterwand 36
Abbildung 21: Phantommessungen mit teilaktiven Defekten (50%) und aktivitätsgefüllten Defekten 37
Abbildung 22: Phantommessungen mit inaktiven Defekten und aktivitätsgefüllten Defekten 38
Abbildung 23: Quantitative Auswertung einer Phantommessung im Vergleich zum Normalkollektiv, jeweils mit Schwächungskorrektur 39
Abbildung 24: Schematische Darstellung des gemeinsamen Gesichtsfeldes der drei Kameraköpfe bei Rotation auf einer Kreisbahn; 41
Abbildung 25: Transversale Tomogramme, Emissionsbildgebung: Orbitvariation entsprechend Tabelle 5 43
Abbildung 26: Quotient Q, Unvollständige Projektion des Untersuchungsobjekts, Orbitvariation entsprechend Tabelle 5 44
Abbildung 27: Quotient Q, fokale extrakardiale Aktivität entsprechend Tabelle 6 46

Abbildung 28: Mediosagittalschnitte sowie Kurzachsenschnitte bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium-Gesamtaktivitäten entsprechend Tabelle 7 49
Abbildung 29: Quotienten Q bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium- Gesamtaktivitäten entsprechend Tabelle 7 49
Abbildung 30: Auswertung mit Schwächungskorrektur: Vorderwand- und Hinterwandsegmente bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium-Gesamtaktivitäten entsprechend Tabelle 7 50
Abbildung 31: Untersuchungssituation Eintagesprotokoll, nachgestellt mit den entsprechenden Phantommessungen 51
Abbildung 32: transversale Tomogramme der Transmissionsmessungen bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium-Gesamtaktivitäten entsprechend Tabelle 7, Tomogramm bei fehlender ^{99m}Technetium-Aktivität (6) 52
Abbildung 33: Matrixwerte der Transmissionsmessung in den Kompartimenten des Phantoms bei unterschiedlichen ^{99m}Technetium-Aktivitäten entsprechend Tabelle 7; fehlende ^{99m}Technetium-Aktivität (6) 53

8 Literaturverzeichnis

1 Koch KC, vom Dahl J, Braucht der interventionelle Kardiologe einen Ischämienachweis?, Der Nuklearmediziner 1999;22:125-132

2 Vanzetto G, Ormezzano O, Long-Term Additive Prognostic Value of Thallium-201 Myocardial Perfusion Imaging Over Clinical and Exercise Stress Test in Low to Intermediate Risk Patients, Circulation 1999;100:1521-1527

[3] Verani M, Impact of nuclear cardiac imaging on the present and future practice of cardiology, European Journal of Nuclear Medicine 2000;27:S21-S26

[4] Meyer GJ, Knapp WH, Neue Radiopharmaka für die SPECT des Myokards, Der Nuklearmediziner 1999;22:117-124

[5] Johannson L, Effektive dose from radiopharmaceuticals, European Journal of Nuclear Medicine 1992;19:933-938

[6] Wackers FJT, Berman DS, Technetium-99m Hexakis 2-Methoxyisobutyl Isonitrile: Human Biodistribution, Dosimetry, Safety, and Preliminary Comparison to Thallium-201 for Myocardial Perfusion Imaging, Journal of Nuclear Medicine 1989;30:301-311

[7] Mousa SA, Retention of RP – 30 in the heart may be due to binding to a cytosolic protein (Abstract) Journal of Nuclear Medicine 1987;28:619

[8] Büll U, Schicha H. (Hrsg.), Nuklearmedizin, 3. Auflage 2001, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York

[9] Nuyts J, Dupont P, A Study of the Liver-Heart Artifact in Emission Tomography, Journal of Nuclear Medicine 1995;36:133-139

[10] Lund GK, Nienaber CA, Belastungsmodalitäten zum Nachweis von Myokardischämie, Der Nuklearmediziner 1996;19:105–117

[11] Botvinick E, Dae M, Dipyridamole Perfusion Scintigraphy, Seminars in Nucelar Medicine 1991;21:242–265

[12] Kupferschläger J, Bilger K, Theorie und Praxis der Abschwächungskorrektur, Der Nuklearmediziner 1999;22:97–103

[13] Rieker M, Untersuchungen zur absorptionskorrigierten Myokardszintigraphie mit simultaner Transmissions- und Emissionsmessung, Diplomarbeit Fachhochschule Heilbronn, Studiengang Physikalische Technik, 1996

[14] King MA, Tsui BMW, Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps, Journal of Nuclear Cardiology 1995;2:513-24

[15] Kluge R, Ist Abschwächungskorrektur notwendig für die myokardiale Perfusionsszintigraphie?, Der Nuklearmediziner 1999;22:87–96

[16] Manglos SH, Thomas FD, Phantom Study of Breast Tissue Attenuation in Myocardial Imaging, Journal of Nuclear Medicine 1993;34:992–996

[17] Segall G, Davis M, Prone versus supine thallium myocardial SPECT: a method to decrease artifactual inferior wall defects, Journal of Nuclear Medicine 1989;30:548-555

[18] Biedermann M, Altehoefer C, Schwächungseffekte bei der ^{99m}Tc-MIBI-Belastungsmyokard 360° SPECT: Vergleich von Rücken- und Bauchlage, Nuklearmedizin 1994;33:8–14

[19] Bateman T, Kolobrodov V, Extended Acquisition for Minimizing Attenuation Artifact in SPECT Cardiac Perfusion Imaging, Journal of Nuclear Medicine 1994;35:625–627

[20] o´Connor MK, Bothun E, Effects of Tomographic Table Attenuation on Prone and Supine Cardiac Imaging, Journal of Nuclear Medicine 1995;36:1102-1106

[21] DePuey EG, Rozanski A, Using Gated Technetium-99m-Sestamibi SPECT to Characterize Fixed Myocardial Defects as Infarct or Artifact, Journal of Nuclear Medicine 1995;36:952–955

[22] Corbett JR, Ficaro EP, Clinical review of attenuation-corrected cardiac SPECT, Journal of Nuclear Cardiology 1999;6:54–68

[23] Wallis JW, Miller T, Attenuation Correction in Cardiac SPECT without a Transmission Measurement, Journal of Nuclear Medicine 1995;36:506-512

[24] Kupferschläger J, Müller B, Eine Methode zur kombinierten Scatter- und Schwächungskorrektur ohne Transmissionsmessung für die Myokard-SPECT mit ^{99m}Tc-Verbindungen, Nuklearmedizin 1997;36:56–64

[25] Seifert H, Chapot C, Die Strahlenexposition des Patienten durch die Transmissionsmessung bei der Myokardperfusions-SPECT, Nuklearmedizin 1999;38:186–188

[26] Heller EN, DeMan P, Extracardiac Activity Complicates Quantitative Cardiac SPECT Imaging Using a Simultaneous Transmission-Emission Approach, Journal of Nuclear Medicine 1997;38:1882-1890

[27] Tung CH, Gullberg GT, Non-Uniform Attenuation Correction using simultaneous Transmission and Emission converging Tomography, IEEE Transactions on Nuclear Science 1992;39:1134-1143

[28] Ficaro EP, Fessler JA, Comparsion of Americium-241 and Technetium-99m as Transmission Sources for Attenuation Correction of Thallium-201 SPECT Imaging of the Heart, Journal of Nuclear Medcine 1994;35:652–663

[29] Welch A, Gullberg GT, A Comparison of Gd/Tc Versus Tc/Tl Simultaneous Transmission and Emission Imaging Using Both Single and Triple Detector Fan-Beam SPECT Systems, IEEE Transactions on Nuclear Science 1994;41:2779-2786

[30] Frey EC, Tsui BMW, Simultaneous Acquisition of Emission and Transmission Data for Improved Thallium-201 Cardiac SPECT Imaging Using a Technetium-99m Transmission Source, Journal of Nuclear Medicine 1992;33:2238-2245

[31] Tsui BMW, Gullberg GT, Correction of Nonuniform Attenuation in Cardiac SPECT Imaging, Journal of Nuclear Medicine 1989;30:497-507

[32] Bailey D, Hutton B, Improved SPECT using simultaneous emission and transmission tomography, Journal of Nuclear Medicine 1987;28:844-851

[33] Tan P, Bailey DL, A Scanning Line Source for Simultaneous Emission and Transmission Measurements in SPECT, Journal of Nuclear Medicine 1993;34:1752-1760

[34] Knesewitsch P, Walser R, ^{201}Tl-Myokard-SPECT – Erste Erfahrungen mit einem simultanen Transmission-Emission-Akquisitionsprotokoll zur patientenspezifischen Abschwächungskorrektur, Nuklearmedizin 1996;35:78-85

[35] Morgan HT, Thornton BG, A Simultaneous Transmission-Emission Imaging System: Description and Performance, Picker International 1994

[36] Lange K, A theoretical Study of Some Maximum Likelihood Algorithms for Emission and Transmission Tomographie, IEEE Trans on Med Imag 1987;6:106-114

[37] Watson DD, Quantitative SPECT Techniques, Seminars in Nuclear Medicine 1999;29:192–203

[38] Nickel O, GammaPC, Medical image display and processing for personal computers, Users guide V.2.2., Joh. Gutenberg Universität, Mainz, 1995

[39] Tausig A, Optimierung der Auswertung von Myokardszintigraphien mit Tc-99m-MIBI in STEP-Technik mit verschiedenen Filtern, Promotionsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München, 1998

[40] Diamond, G. A., Forrester, J. S.: Analysis of probability as an aid in the clinical diagnosis of coronary artery disease. New England Journal of Medicine 1979; 300:1350

[41] Germano G, Chua T, A quantitative Phantom Analysis of Artifacts due to hepatic Activity in Technetium-99m Myocardial Perfusion SPECT Studies, Journal of Nuclear Medicine 1994;35:356-359

[42] Hendel RC, Corbett JR, Cullom SR, DePuey EG, Garcia EV, Bateman TM, The value and practice of attenuation correction for myocardial perfusion SPECT imaging: a joint position statement from the American Society of Nuclear Cardiology and the Society of Nuclear Medicine, Journal of Nuclear Cardiology 2002;9:135-43

[43] Gregoriou GK, Tsui BMW, Effect of Truncated Projections on Defect Detection in Attenuation-Compensated Fanbeam Cardiac SPECT, Journal of Nuclear Medicine 1998;39:166–175

[44] Krause T, Korrelation der Myokardszintigraphie mit der Koronarangiographie, Der Nuklearmediziner 1999;22:197-209

[45] Prvulovich EM, Lonn AHR, Effect of attenuation correction on myocardial thallium-201 distribution in patients with a low likelihood of coronary artery disease, European Journal of Nuclear Medicine 1997;24:266-275

[46] Ficaro EP, Fessler JA, Simultaneous Transmission/Emission Myocardial Perfusion Tomography - Diagnostic Accuracy of Attenuation-Corrected 99mTc-Sestamibi Single- Photon Emission Computed Tomography, Circulation 1996;93:463-473

[47] Gallowitsch HJ, Sykora J, Attenuation-corrected thallium-201 single-photon emission tomography using a gadolinium-153 moving line source: clinical value and the impact of attenuation correction on the extent and severity of perfusion abnormalities, European Journal of Nucelar Medicine 1998;25:220–228

[48] Hendel RC, Berman DS, Multicenter Clinical Trial to Evaluate the Efficacy of Correction for Photon Attenuation and Scatter in SPECT Myocardial Perfusion Imaging, Circulation 1999;99:2742-2749

[49] Almquist H, Arheden H, Clinical implication of down-scatter in attenuation-corrected myocardial SPECT, Journal of Nuclear Cardiology 1999;6:406-411

[50] Lee DS, So Y, Limited Incremental Diagnostic Values of Attenuation-Noncorrected Gating and Ungated Attenuation Correction to Rest/Stress Myocardial Perfusion SPECT in Patients with an Intermediate Likelihood of Coronary Artery Disease, Journal of Nuclear Medicine 2000;41:852-859

[51] Almquist H, Arheden H, Clinical implication of down-scatter in attenuation-corrected myocardial SPECT, Journal of Nuclear Cardiology 1999;6:406-411

Lebenslauf

Geboren		21.12.1971 in München
Eltern		Lieselotte Pachmayr, geb. Fleischmann, staatlich geprüfte Logopädin
		Peter Pachmayr, Baudirektor a.D.
Geschwister		Monika Pachmayr, Kathrin Pachmayr
Schulausbildung	1978-82	Grundschule Göggingen-West, Augsburg
	1982-91	Gymnasium bei St. Stephan, Augsburg
	1991	Abitur
Ersatzdienst	09/91- 10/92	Zivildienst im KH München Harlaching
Studium	11/92- 04/99	Studium der Humanmedizin an der Ludwig- Maximilians- Universität München
	03/95	Ärztliche Vorprüfung
	03/96	1. Teil der Ärztlichen Prüfung
	03/98	2. Teil der Ärztlichen Prüfung
	04/99	3. Teil der Ärztlichen Prüfung
Beruf	06/99- 11/00	AiP der Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin der LMU München, Großhadern
	12/00- 02/02	Assistenzarzt ebenda
	seit 03/02	Assistenzarzt der Klinik für Nuklearmedizin des Klinikums Augsburg

Meinen Betreuern Prof. Dr. med. Klaus Hahn, Dr. med. Dipl. Phys. Peter Knesewitsch und allen anderen Mitarbeitern der Klinik für Nuklearmedizin des Klinikums Großhadern schulde ich Dank für jede Hilfe, die sie mir gewährten.

Ein weiterer Dank gebührt meinen Eltern und meiner Familie, die meine Arbeit immer unterstützt haben.