

# Thallium-Stress, Technetium-Rest Protokoll für Cardiac SPECT

## Phantommessungen und erste Patientendaten für ein Simultaneous-Dual-Isotope-Protokoll

T. Dey<sup>1,2</sup>, H. Wicczorek<sup>2</sup>, B.E. Backus<sup>3</sup>, L. Romijn<sup>3</sup>, R. Bippus<sup>2</sup>,  
J.F. Verzijlbergen<sup>3</sup>, T. Aach<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Lehrstuhl für Bildverarbeitung, RWTH Aachen University, Germany

<sup>2</sup>Philips Technology Research Laboratories, Aachen, Germany

<sup>3</sup>St. Antonius Hospital Nieuwegein, Nieuwegein, The Netherlands

thomas.dey@philips.com

**Kurzfassung.** Bei dem nuklearmedizinischen funktionalen Bildgebungsverfahren SPECT werden zur Diagnostik der koronaren Herzkrankheit (KHK) üblicherweise zwei getrennte Aufnahmen in Ruhe und unter Belastung verglichen. In diesem Beitrag wird anhand von Phantommessungen und ersten Patientendaten ein Protokoll untersucht, bei dem mit nur einer SPECT-Aufnahme der Ruhe- und Belastungszustand gleichzeitig extrahiert werden können. Dies wird durch Applikation der beiden Tracer Tc-99m in Ruhe und Tl-201 unter Belastung sowie durch ein Rekonstruktionsverfahren mit einer auf Monte-Carlo Simulationen beruhenden Streukorrektur ermöglicht. Dadurch kann sowohl die für eine Studie benötigte Zeit reduziert, wie auch die Registrierung der Bilder der beiden Aufnahmen umgangen werden. Die hier vorgestellten Phantom- und Patientendaten zeigen eine gute für die klinische Beurteilung ausreichende Bildqualität und geben Anlass für weitere klinische Studien.

## 1 Einleitung

SPECT ist das weltweit meist verwendete funktionale Bildgebungsverfahren zur Diagnostik der KHK. Bei diesem Verfahren werden dem Patienten Radioisotope injiziert, welche sich abhängig von der Durchblutung des jeweiligen Herzmuskelbereiches anreichern. So können minderperfundierte Läsionen erkannt werden. In der klinischen Praxis werden in der Regel zwei SPECT-Aufnahmen, eine unter Belastung (Stress) und eine weitere im Ruhezustand (Rest), durchgeführt. Aus dem Vergleich beider Aufnahmen können Narbengewebe oder Ischämien unterschieden werden. Beide Untersuchungen werden nacheinander unter Gabe von verschiedenen Dosen von Radiopharmaka (z.B. Tc-99m Sestamibi oder Thallium-201) in Ein- oder Zweitagesprotokollen durchgeführt [1]. Aufgrund der höheren Emissionsenergie von Tc-99m (140 keV) im Vergleich zu Tl-201 (Hauptemissionslinien bei etwa 72 keV, Nebenemissionslinie bei 167,4 keV) werden die von Tc-99m emittierten  $\gamma$ -Quanten weniger stark im Patienten gestreut. Darüber

hinaus können aufgrund der kürzeren Halbwertszeit höhere Dosen an Tc-99m bei gleicher Strahlenbelastung appliziert werden. Daher liefern Tc-99m im Vergleich zu Tl-201-Aufnahmen eine bessere Bildqualität. In [2] wird ein iteratives Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM)-Rekonstruktionsverfahren mit einer auf Monte-Carlo-Simulationen und effektiven Scatter-Quellen basierenden Streukorrektur vorgestellt, welches auch Schwächung im Patienten und das Blurring durch die Kollimator-PSF (Point-Spread Funktion) korrigiert. Mit diesem Verfahren ist auch die gleichzeitige Rekonstruktion (SDI: Simultaneous Dual Isotope) der Verteilungen von Tc-99m und Tl-201 im Patienten möglich. So entfällt die Registrierung der Ruhe- und Belastungsakquisitionen sowie die damit verbundene Problematik. In [3] wird ein Protokoll (Standard-SDI) mit Tl-Injektion in Ruhe und Tc-99m unter Belastung beschrieben. Bei diesem Protokoll führt das hohe Verhältnis von Tc-99m zu Tl-201 jedoch aufgrund der Streuung von Tc emittierten Photonen in die Tl-Energiefenster zu einer schlechten Bildqualität der Tl-201 Bilder. In diesem Beitrag wird deshalb die Bildqualität eines alternativen SDI Protokolls (Reverse-SDI) mit Tc-99m Injektion im Ruhezustand und Tl-201 unter Belastung anhand von Phantomdaten und ersten Patientendaten untersucht. Abb. 1 zeigt den zeitlichen Ablauf und die verwendeten Dosen für beide Protokolle. Im Standard-SDI Protokoll wird unter realistischen Annahmen für die Aufnahme im Myocardium, ein Tc:Tl-Verhältnis von etwa 9:1 erwartet. Für das Reverse-SDI Protokoll ergibt sich entsprechend ein Verhältnis von etwa 0,6:1, wenn man die höhere Aufnahme von Tl im Myocardium unter Belastung berücksichtigt. Eine Verkleinerung des Tc:Tl Verhältnisses ließe sich im Standard-SDI Protokoll nur durch eine Reduktion der Tc Dosis erreichen. Wesentlich höhere Tl-Dosen sind aufgrund der höheren Strahlenbelastung durch Tl nicht möglich.

## 2 Material und Methoden

Mit dem Experiment soll der Einfluss des Tc:Tl-Verhältnisses im Patienten auf die Bildqualität untersucht und geprüft werden, ob bei dem für das Reverse-SDI erwartete Tracerverhältnis eine für die klinische Beurteilung geeignete Bildqualität erreicht werden kann. Dazu wird ein Torsophantom mit einem Herzeinsatz verwendet. Dieses enthält neben einer Kammer zur Simulation der Leber noch zwei mit Styropor gefüllte Lungenkammern und einen Teflon<sup>®</sup>-Zylinder zur Nachbildung der Abschwächung durch das Rückgrat. Der Herzeinsatz selbst besteht aus einer inneren Kammer für das linke Ventrikel und einer äußeren Myocardkammer. In diese Kammer werden zwei Läsionen in Form befüllbarer

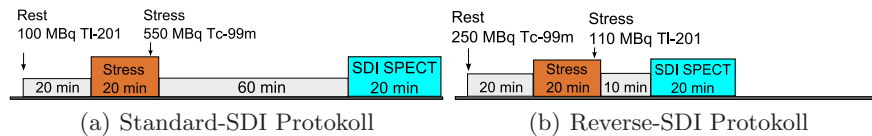


Abb. 1. Ablauf der beiden SDI Protokolle.

**Tabelle 1.** Läsionen im Herzeinsatz des Torsophantoms.

Läsion	Abmessung	befüllbares Volumen	Lage
Läsion 1	2 cm Höhe, 45°	5,6 ml	anterior, nahe Apex
Läsion 2	2 cm Höhe, 90°	10 ml	inferior, nahe Basis

**Tabelle 2.** Konzentrationen in kBq/ml der Isotope zu verschiedenen Messzeiten.

	1.Messung		2.Messung		3.Messung	
	Tc	Tl	Tc	Tl	Tc	Tl
Myocardium	240,0	111,9	65,9	100,6	52,5	98,7
Läsionen	240,0	0	65,9	0	52,5	0
Leber	56,8	18,0	15,6	16,2	12,4	15,9
Hintergrund	17,0	5,2	4,7	4,7	3,7	4,6
Lungen	6,8	2,0	1,9	1,9	1,5	1,8

Plastikbehälter eingebracht. Die Ausdehnung und Lage der Läsionen sind in Tab. 1 angegeben. Die Gradzahl gibt den Öffnungswinkel des Kreissectors bei horizontalem Schnitt durch den Herzeinsatz an. Die Läsionen enthalten kein Tl, um Ischämien zu simulieren. Durch die unterschiedlichen Halbwertszeiten (Tc-99m: 6h und Tl-201: 72h) können verschiedene Tracerverhältnisse in Abhängigkeit des Messzeitpunktes erreicht werden. Tab. 2 fasst die Aktivitäten zu den verschiedenen Aufnahmezeiten zusammen. Die zweite und dritte Messung bilden das Tc:Tl-Verhältnis des Reverse-SDI Protokolls (0,66:1 bzw. 0,53:1 im Myocardium) ab, während die erste ein Verhältnis von Tc:Tl von 2,1:1 im Myocardium, ähnlich dem des Standard-SDI Protokolls, aufweist. Die SPECT-Aufnahmen werden mit einer Philips CardioMD-Kamera (LEHR-Kollimator, 64 Frames, 20 Sekunden pro Frame) durchgeführt. Zur Rekonstruktion werden die Energiefenster EM: 126–153 keV (Tc-99m Fenster), W1: 156,3–181,68 keV (oberes Tl-201 Fenster) und W2: 64,8–79,2 keV (unteres Tl-201 Fenster) aufgenommen. Für die Schwächungskorrektur wird, zeitgleich zur SPECT-Aufnahme, die Abschwächung einer verfahrenbaren Gd-Linienquelle gemessen (Philips Vantage System). Die Rekonstruktion der Schwächungskarte aus den Transmissionsfenstern wird mit der AutoSpect+ Software der Philips Jetstream Workstation (JSWS) durchgeführt. Für die Rekonstruktion der Tc und Tl Verteilungen wird der in [2] beschriebene Rekonstruktions-Algorithmus verwendet. Zur klinischen Beurteilung wird die 5. Iteration (bei 8 Subsets und 64 Projektionen) verwendet, auf welcher noch Butterworth-Filterung (Grenzfrequenz 0,5 cycles/pitch) vorgenommen wird. Um eine in der Klinik übliche Darstellung zu erhalten, werden die Bilder mit dem AutoQuant-Paket der JSWS reorientiert und in Form von Kurz- und Längsachsenschnitten sowie zusätzlich als Polarplot ausgegeben. Die Begutachtung dieser Bilder erfolgt durch zwei erfahrene Mediziner. Zusätzlich werden die Raten der Tracer im Myocardium des Phantoms und im Patienten bestimmt. Dazu wird zunächst eine Kalibrierung mit Spritzen als Punktquellen

in einem Streuphantom (Nylonzylinder, Durchmesser 20 cm), jeweils gefüllt mit Tl und Tc, durchgeführt. Die Segmentierung des Myocardiums erfolgt auf den reorientierten Bildern mittels eines einfachen Schwellwertverfahrens, welche die Tl-freien Läsionen ausschließt.

### 3 Ergebnisse

In Abb. 2 sind die Ergebnisse der Schnittbilder für die Phantomdaten (Abb. 2(a-c)) und ein Patientenbeispiel (Abb.2(d)) dargestellt. Dabei zeigt Abb. 2(a) das Ergebnis der ersten und Abb. 2(b,c) das der zweiten und dritten Aufnahme. In den Abb. sind nur ausgewählte Schnitte gezeigt, in denen die Läsionen im Phantom sichtbar sind. In allen Bildern zeigt die obere Reihe jeweils die Belastungsaufnahme mit Tl und die untere die Ruheaufnahme mit Tc. Durch die Phantombilder wird die theoretisch erreichbare Bildqualität veranschaulicht. In Tab. 3 sind die gemessenen Verhältnisse von Tc:Tl für Phantom- und erste Patientenmessungen zusammengefasst.

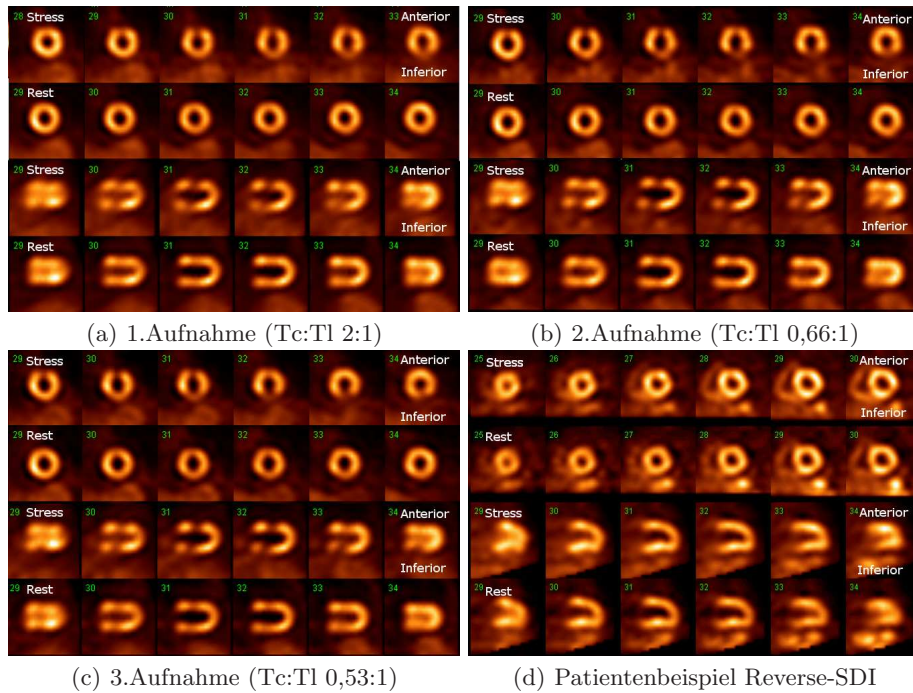


Abb. 2. Schnittbilder aus Phantom- und Patientenaufnahmen.

**Tabelle 3.** Verhältnisse von Tc:Tl im Myocardium.

	erwartet gemessen	
1. Phantom	2,14	2,13
2. Phantom	0,66	0,68
3. Phantom	0,53	0,56
5 Patienten	≈ 0,6	0,49–0,58

## 4 Diskussion

In Abb. 2(a) ist die inferior gelegene Läsion nur schlecht zu erkennen. In den beiden anderen Aufnahmen mit geringerem Tc:Tl Verhältnis ist dies problemlos möglich. Insgesamt ist die Qualität der Belastungsbilder in der zweiten und dritten Aufnahme deutlich besser (Abb. 2(b,c)). Zwischen diesen beiden sind kaum Unterschiede festzustellen. Die Ergebnisse zeigen, dass die Bildqualität für eine klinische Beurteilung der Aufnahmen völlig ausreichend ist. Von klinischen Experten wurde die Phantomaufnahme mit einem Tc:Tl-Verhältnis von 0,66:1 am besten bewertet. Auch die ersten Patientenbilder (Abb. 2(d)) sind vielversprechend und mit den Phantomdaten vergleichbar. Durch die zwei- bis dreimal höhere Aufnahme von Tl unter Belastung kann trotz der kleinen Tl-Dosis von 110 MBq eine genügend hohe Zählrate für eine gute Thalliumbildqualität erreicht werden. Von Tc wird keine Redistribution durch die nach der Applikation durchgeführte Belastung erwartet. Dies soll durch weitere klinische Studien validiert werden. Ohne Redistribution bleibt die Verteilung im Ruhezustand auch nach der Belastungsphase für die später durchgeführte Messung erhalten. Ein weiterer Vorteil des Reverse-SDI Protokolls ist die Möglichkeit die Tc-Aufnahme für gegatete Aufnahmen zu verwenden. Die Phantommessungen zeigen das Potential des Reverse-SDI Protokolls für die klinische Praxis. In folgenden klinischen Patientenstudien muss die Anwendbarkeit des Protokolls gezeigt und untersucht werden, ob die applizierte Tl-Dosis weiter reduziert werden kann um die Äquivalenzdosis von momentan 17,5 mSv auf 12,5 mSv (zum Vergleich 10–16 mSv nach EANM Empfehlung für Tc Protokolle) zu senken. Die sehr gute Übereinstimmung der Verhältnisse von Tc:Tl in den Phantommessungen, zeigen, dass die verwendete Methode auch zur Bestimmung im Patienten geeignet ist.

## Literaturverzeichnis

1. Germano G, Berman DS. Clinical Gated Cardiac SPECT. Futura Inc.; 1999.
2. Botterweck H, Bippus R, Goedicke A, et al. Quantitative simultaneous multiple isotope SPECT imaging with iterative Monte-Carlo reconstruction. In: Proc. Fully 3D Image Reconstruction Meeting, Lindau; 2007. p. 221–4.
3. Backus BE, Verburg FA, Konijnenberg MW, et al. Myocardial perfusion SPECT: rest and stress in one acquisition. J Nucl Cardiol. 2008;15(4):S19.