

Technik und physikalische Aspekte der SPECT/CT

Technical and Physical Aspects of SPECT/CT



P. Ritt^{1,2}, J. Hornegger², T. Kuwert¹

¹Klinik für Nuklearmedizin, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

²Lehrstuhl für Mustererkennung, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Schlüsselwörter

- SPECT/CT
- SPECT
- CT
- Hybridbildgebung

Key words

- SPECT/CT
- SPECT
- CT
- hybrid imaging

Zusammenfassung

Der Einsatz von Hybridgeräten bestehend aus einem SPECT (Single-Photonen-Emissionscomputertomograf) und CT (Röntgen-Computertomograf) in Form des SPECT/CT bietet im klinischen Einsatz eine Vielzahl an Vorteilen. Neben einer verbesserten Evaluation von funktionalen und anatomischen Informationen durch exakte Koregistrierung steigert das Hybridgerät den Patientenkomfort und bietet Verbesserungen im logistischen Bereich. – Die Komplexität wird durch die Kombination der Einzelmodalitäten in einem Gerät weiter gesteigert: Um das volle Potenzial des SPECT/CT auszuschöpfen, ist Hintergrundwissen über die physikalischen und technischen Aspekte beider Modalitäten unabdingbar. – Das SPECT basiert auf dem Gammakameraprinzip, das mithilfe von Kollimatoren Ansichten der Aktivitätsverteilung im Patienten aus unterschiedlichen Sichtwinkeln akquiriert. Diese Ansichten werden durch den Einsatz von Rekonstruktionstechniken zu einer 3-dimensionalen Verteilung der Aktivität verrechnet. Bilddegradierende Effekte wie Photonenstreuung und -schwächung können durch verschiedene Methoden teilweise korrigiert werden. – Bei der CT werden mithilfe von Röntgenstrahlung Transmissionsaufnahmen des untersuchten Objekts erstellt. In Analogie zur SPECT muss auch hier ein Kompromiss zwischen Aufnahmequalität und Dosisbelastung gefunden werden. Hierzu ist das Wissen um die grundlegenden Parameter der CT und deren Verständnis ebenso die Anforderungen an die Konstanzprüfung des Hybridgerätes SPECT/CT zur Sicherstellung gleich bleibender Aufnahmequalität nicht vernachlässigt werden.

Abstract

The application of SPECT/CT hybrid imaging devices, which consist of SPECT (single photon emission computed tomography) and CT (X-ray computed tomography) promises advances in clinical practice. The hybrid device offers improved evaluation of functional and anatomical information by e.g. exact registration as well as increased patient comfort and improved logistics. – However the complexity of the single modalities is further increased by the combination of both. Therefore, for making use of the full potential of SPECT/CT, background knowledge about physical and technical aspects of both modalities is mandatory. SPECT is based on the gamma camera principle and by the use of collimators gains views of the activity distribution of the patient under different angles. Out of the views a 3-dimensional estimate of the activity distribution is formed by using reconstruction techniques. Image degrading effects like photon scatter and photon attenuation can be partially corrected by applying several methods. – In CT, transmission images for X-ray radiation of the examined object are formed. By analogy with SPECT, it is necessary to choose a compromise between image quality and radiation dose of the patient. For this, knowledge and understanding of the key parameters of CT are imperative. – Furthermore the requirements for constancy testing of the hybrid SPECT/CT for ensuring the stability of the imaging capabilities should not be neglected in clinical practice.

VNR 2760512011060000499

Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0031-1271624>
Der Nuklearmediziner 2011;
34: 9–20
© Georg Thieme Verlag KG
Stuttgart · New York
ISSN 723-7065

Korrespondenzadresse

Philipp Ritt
Nuklearmedizinische Klinik
Krankenhausstraße 12
91054 Erlangen
Tel.: +49/9131/85 33411
Fax: +49/9131/85 39262
philipp.ritt@uk-erlangen.de

Einleitung

Der Einsatz von Hybridgeräten, bestehend aus einem SPECT und CT in Form des SPECT/CT, bietet im klinischen Einsatz eine Vielzahl an Vorteilen. Neben einer verbesserten Evaluation von funk-

tionalen und anatomischen Informationen durch exakte Koregistrierung steigert das Hybridgerät den Patientenkomfort und bietet Verbesserungen im logistischen Bereich.

Dieser Artikel soll einen einfachen Überblick über die grundlegenden Konzepte hinter der SPECT/CT

bieten. Hierzu werden zuerst das Funktionsprinzip, der Aufbau und grundlegende Komponenten der SPECT erklärt.

Hierauf wird in die Funktionsweise der Röntgen-CT eingeführt: Wichtige Parameter der CT und deren Auswirkungen auf die Bildqualität und Strahlenbelastung des Patienten werden erläutert.

Im Abschnitt zur SPECT/CT werden die Themen Motivation, Geschichte und erhältliche Geräte angesprochen. Ausführlicher wird auf die Hauptthemen Bildfusion/-registrierung, Schwächungskorrektur und Streukorrektur eingegangen. Abschließend werden kurz die verbesserten Möglichkeiten der absoluten Aktivitätsquantifizierung der SPECT/CT dargestellt.

Im Anschluss wird ein Überblick über die aktuellen, nach gesetzlichen Vorschriften und Richtlinien geltenden Konstanzprüfungen für das SPECT/CT gegeben. Insbesondere deren Auflistung und die Literaturverweise auf betreffende Normen und Richtlinien sollen hier den Einstieg in die SPECT/CT-Bildgebung erleichtern.

Gammakamera



Technik

Moderne SPECT/CT basieren in der Regel auf dem Gammakameraprinzip nach Hal Anger [1,2]. Die Hauptbestandteile sind der Kollimator, ein Szintillationskristall (meist NaI), welcher mithilfe von Photomultiplierrohren ausgelesen wird, und nachgeschaltete Elektronik und EDV, welche die Bilderstellung und Ausgabe ermöglichen. Die Einheit aus Kollimator, Szintillator, Photomultiplier und Elektronik wird häufig in einer Baugruppe, dem Detektor, zusammengefasst.

Kollimatoren

In der klinischen Bildgebung werden überwiegend Kollimatoren im Parallel-Loch-Design eingesetzt. Das Untersuchungsobjekt wird hierbei in Originalgröße auf dem Detektor abgebildet. Es sind jedoch für spezielle Aufgaben auch andere Geometrien möglich: Kollimatoren mit divergierender Lochgeometrie weisen im Vergleich zu den anderen Geometrien in der Regel eine verringerte Auflösung und Sensitivität auf, sie können aufgrund der verkleinernden Abbildungseigenschaften jedoch ein größeres Gesichtsfeld abdecken. Eine konvergierende Geometrie führt zu einer vergrößerten Abbildung des Objekts auf der Detektorfläche. Dadurch wird eine erhöhte Auflösung und Sensitivität erreicht, bei jedoch verkleinertem Gesichtsfeld. Die Pin-Hole-Geometrie ist eine Möglichkeit, um Bildgebung mit besonders hoher Ortsauflösung, jedoch geringer Sensitivität zu betreiben.

Im Detail hängt die erreichbare Ortsauflösung neben den intrinsischen Kameraparametern also stark von den Kollimatorparametern ab: Das Zu-

sammenspiel aus Lochzahl, -durchmesser und -geometrie (z.B. rund, 4-eckig, 6-eckig) sowie Septendicke und -länge ist hier entscheidend. Diese Parameter werden jeweils nach abzubildendem Radiopharmakon und Anwendungsbe- reich gewählt. Typisch sind Low-energy high-resolution (LEHR) und Low-energy all-purpose (LEAP) für die Tc-99m-Bildgebung (für höhere Auflösungen auch LEUHR-Kollimatoren), medium energy (ME) für In-111 sowie high energy (HE) für die I-131-Bildgebung.

Zudem sollte beachtet werden, dass die Distanz zwischen dem zu untersuchenden Organ/Patient und Detektor bzw. Kollimator essenziell für das Ausschöpfen des vollen Auflösungsvermögens ist. Der Zusammenhang zwischen Auflösungsvermögen, definiert als das FWHM (full width at half maximum) einer Punktquelle und der Distanz der Quelle zum Kollimator, ist näherungsweise linear [7]. Eine geringe Distanz (körpernah) ermöglicht daher eine erhöhte Bildqualität durch eine höhere Auflösung. Dies wird von Geräteseite durch den Einsatz von körpernaher Abtastung erleichtert. Mithilfe von zumeist optischen Methoden wird die Körperkontur des Patienten erfasst und der Detektor nachpositioniert, sodass der kleinstmögliche Abstand Körper-Detektor jederzeit erreicht wird. Dies sollte nach Möglichkeit mithilfe optimaler Patientenpositionierung unterstützt werden. Die planare Sensitivität bzw. Zählrate für Parallellochkollimatoren und typische Nuklide ist dagegen nur in sehr geringem Maße abhängig von der Distanz zwischen Kollimator und Quelle.

Neben dem Ort wird bei Gammakameras auch die Energie des detektierten Photons bestimmt. Die meisten klinisch verwendeten Tracer weisen einen oder mehrere Photopeaks auf, d.h. sie emittieren Gammaquanten mit exakt definierten Energien. Um das Signal-zu-Rausch-Verhältnis und damit die Bildqualität zu erhöhen, ist es möglich, nur Gammaquanten aus einem bestimmten Energiebereich (Energiefenster) zur Bildgebung zu verwenden (Tc-99m: 127–153 keV). Hierdurch kann der Einfluss von Untergrund- und Streustrahlung auf das Bild beträchtlich verringert werden [18].

SPECT



Technik

Beim SPECT werden im Gegensatz zur konventionellen, planaren Bildgebung mehrere Aufnahmen aus verschiedenen Ansichtswinkeln um das Objekt akquiriert, die sog. Projektionen. Dies wird durch eine schrittweise oder kontinuierliche Rotation der Detektoren um das Objekt erreicht. Die Richtlinie [23] empfiehlt für hochauflösende Aufnahmen 64 Ansichten, für 180°-Abtastung bzw. 128 Ansichten für 360°-Abtastung bei einer typischen Aufnahmematrix von 64×64 Pixeln bzw.

128×128 Pixeln. Die akquirierten Projektionsdaten können dann mithilfe verschiedener Rekonstruktionstechniken in ein 3-dimensionales Bild (also eine räumliche Abfolge von Schichtbildern) der Aktivitätsverteilung verrechnet werden.

Rekonstruktion

Als Standardrekonstruktion wurde die gefilterte Rückprojektion, bekannt aus dem CT, mit der Verfügbarkeit von leistungsfähiger Computerhardware von der iterativen Rekonstruktion abgelöst. Bei der iterativen Rekonstruktion wird eine 3-dimensionale Aktivitätsverteilung geschätzt und im Folgenden auf planare Ansichten aus verschiedenen Winkeln projiziert (Vorwärtsprojektion). Diese Projektionen werden dann mit den tatsächlichen Projektionen (also den gemessenen Ansichten) verglichen. Aus dem Vergleich werden Korrekturen für die geschätzte 3-D-Aktivitätsverteilung errechnet und eine neue Aktivitätsverteilung generiert, womit der Algorithmus wieder im Ausgangszustand ist und von neuem angewandt werden kann. Nach einer gewissen Anzahl von Durchläufen (Iterationen) oder der Erfüllung anderer Kriterien wird diese Schleife abgebrochen. Neben einer Vielzahl von Methoden hat sich der ML-EM-Algorithmus (maximum likelihood-expectation maximisation) als Standard zur iterativen Rekonstruktion durchgesetzt. Die beschleunigte Variante des ML-EM ist die OS-EM-Rekonstruktion (ordered subset-expectation maximisation). Hierbei werden die Projektionsdaten in sogenannte Subsets unterteilt und diese einzeln rekonstruiert. Mit zunehmender Iterationszahl werden immer mehr Subsets in der Rekonstruktion verwendet, bis schließlich das finale Bild unter Verwendung aller Projektionen verfügbar ist. Durch diese Herangehensweise kann eine Beschleunigung der Rekonstruktion erzielt werden. Bei gleich bleibender Bildqualität [10] kann als Schätzwert grob von einer Beschleunigung um den Faktor gleich der Anzahl der Subsets ausgegangen werden.

Da viele iterative Rekonstruktionen mit zunehmender Iterationszahl unter einer Verstärkung des Bildrauschens leiden, ist es üblich, die rekonstruierten Bilder im Anschluss noch mit nachgeschalteten Filtern (häufig Gauß) zu glätten.

Mehrkopfkameras

Um Aufnahmezeiten zu verkürzen oder Zählraten zu erhöhen, werden heute überwiegend Mehrkopfkameras verwendet. Alle verbreiteten SPECT/CTs arbeiten mit 2 Kameraköpfen. Es existieren jedoch auch Dreikopfkameras als SPECT-Systeme. Mehrkopfkameras akquirieren mehrere Ansichten unter verschiedenen (je nach Detektorstellung zueinander) Winkeln gleichzeitig. Dadurch lässt sich die Aufnahmezeit bei gleich bleibender Bildqualität im Vergleich zu Einkopfka-

meras auf die Hälfte bzw. ein Drittel reduzieren. Die Kameraköpfe werden typisch in 180° oder 90° zueinander positioniert, selten werden andere Konfigurationen (beispielsweise 76° in der Herzbildgebung) benutzt. Die Anzahl der nötigen Detektorbewegungen für hochauflösende Aufnahmen nach Richtlinie können entsprechend angepasst werden (32/64 Ansichten für 180°-/360°-Abtastung mit einer Zweikopfkamera).

Computertomografie

Technik

Die Röntgen-Computertomografie ist ein etabliertes Standardverfahren zur Diagnostik bei einer Vielzahl von Fragestellungen. Die meisten klinischen Geräte arbeiten nach dem Rotate-Rotate-Prinzip: Es bewegen sich die Hauptkomponenten Röntgenröhre und der Detektor um das zu untersuchende Objekt. Die Röntgenröhre ist eine evakuierte Einheit aus Kathode und Anode. Durch Beschleunigung der aus der Kathode austretenden Elektronen und deren Abbremsung beim Auftreffen auf die Anode wird Röntgenstrahlung erzeugt. Durch Kollimation und Filterung wird meist ein fächer- bzw. kegelförmiger Röntgenstrahl durch das Objekt gesandt und von einem Detektor auf der gegenüberliegenden Seite detektiert. Es werden also Durchleuchtungsaufnahmen (Transmission) des Objekts aus verschiedenen Ansichtswinkeln erstellt. Die nachgeschaltete Elektronik und EDV ermöglichen auch hier die Errechnung einer räumlichen Schwächungskarte des Objekts für Röntgenstrahlung. Um in axialer Richtung eine größeres Ansichtsfeld (field of view) zu erreichen, werden mehrere Umdrehungen der Röntgenröhre samt Detektor durchgeführt. Zwischen den einzelnen Rotationen wird der Tisch samt Patient verschoben (sequenzielle Technik, „Step and shoot“) bzw. der Tisch wird kontinuierlich während der Rotation bewegt („Spiral-CT“).

Als Rekonstruktionsverfahren wird in der Computertomografie weitgehend die gefilterte Rückprojektion eingesetzt. Die Bilder können in verschiedenen „Schärfegraden“ und mit unterschiedlichen Schichtdicken und Auflösungen rekonstruiert werden.

Um die Aufnahmezeiten zu verkürzen, besitzen viele moderne CTs mehrere Detektorzeilen, während einer Umdrehung des Geräts kann somit ein größeres axiales Field of view abgedeckt werden. Dies ist vor allem für Herzbildgebung bzw. Aufnahmen des Thorax/Abdomens, die häufig durch Bewegungsartefakte betroffen sind, vorteilhaft.

Grundlegende Begriffe der CT

Fokussierung: Die Größe des auftreffenden Elektronenstrahls (Brennfleck) auf der Anode aus Sicht des Detektors wird als Fokussierung bezeichnet. Idealerweise ist eine möglichst kleine



(punktförmige) Fokussierung zu wählen. Technische Limitationen (hauptsächlich thermisch) beschränken diese Größe jedoch nach unten. So kann es für zeitlich lange Untersuchungen nötig sein, eine größere Fokussierung zu verwenden, da ein zu kleiner Fokus das thermische Limit der Anode übersteigen würde.

kV: Der kV-Wert gibt die Beschleunigungsspannung mit der die Röntgenröhre betrieben wird an. Üblicherweise liegt der kV-Wert zwischen 110 und 140 kV. Höherenergetische (hoher kV-Wert) Röntgenstrahlung durchdringt den Patientenkörper leichter und führt deshalb zu einem verbesserten Signal-zu-Rausch-(signal to noise ratio, SNR-)Verhältnis bei gleichem Röhrenstrom, jedoch auch zu einer Dosiserhöhung.

Kollimation: Moderne CTs arbeiten durchweg mit Mehrzeilendetektoren. Die nebeneinander liegenden Zeilen können unterschiedlich breit sein und auf elektronischem und mechanischem Weg zusammengefasst werden. Eine Kollimation von $32 \times 0,6$ mm bedeutet, dass 32 Detektorzeilen mit jeweils 0,6 mm Breite ausgelesen werden. Derselbe Detektor kann jedoch auch z.B. mit $16 \times 1,2$ mm kollimiert werden. Dabei werden jeweils 2 Detektorzeilen zusammengefasst. Die Gesamtkollimation beträgt bei beiden Beispielen $32 \times 0,6$ bzw. $16 \times 1,2$ mm = 19,2 mm. Eine kleinere Detektorbreite kann bei entsprechend angepasster Rekonstruktion und angepasstem Röhrenstrom das räumliche Auflösungsvermögen erhöhen.

Pitch: Der Pitchfaktor ist das Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation zur Gesamtkollimation, gemessen im Rotationszentrum. Ein Scan mit Tischvorschub 10 mm pro Rotation und einer Gesamtkollimation von 10 mm hat einen Pitch von 1. Bei 20 mm Vorschub und konstanter Kollimation von 10 mm steigt der Pitch auf 2 an. Als Faustregel kann gesagt werden, dass mit sinkendem Pitch die Redundanz der Projektionen zunimmt. Es wird beispielsweise dieselbe Z-Position in mehreren Umdrehungen gescannt. Hierdurch kann das Signal-zu-Rausch-Verhältnis und damit die Bildqualität gesteigert werden, da über mehrere Projektionen gemittelt werden kann. Im Gegenzug steigt jedoch die Patientendosis an und das gescannte Gesichtsfeld pro Zeiteinheit wird kleiner. Umgekehrt verschlechtert ein großer Pitch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, die Dosis reduziert sich und das gescannte Gesichtsfeld pro Zeiteinheit wird größer.

mAs: Bei der Einschnittcomputertomografie entspricht der mAs-Wert dem Röhrenstrom multipliziert mit der Rotationszeit (Strom-Zeit Produkt). Je höher der mAs-Wert ist, umso mehr Röntgenphotonen stehen pro Rotation zur Verfügung. Damit steigt in der Regel auch das Signal-

zu-Rausch-Verhältnis und die Abbildungsqualität. Der mAs-Wert ist deshalb ein Indikator für die Aufnahmequalität. Es ist zu beachten, dass ein gesteigerter mAs-Wert normalerweise auch die Patientendosis erhöht. Der Tischvorschub pro Rotation (Pitch) hat ebenso einen Einfluss auf die Aufnahmequalität. Ein hoher Tischvorschub (hoher Pitch) bei konstantem mAs-Wert hat im Vergleich zu einer Aufnahme mit niedrigerem Pitch wegen des größeren gescannten Volumens pro Rotation ein schlechteres SNR. Um einen pitchunabhängigen Qualitätsindikator der Aufnahme zur Verfügung zu haben, wird deshalb häufiger das effektive Strom-Zeit-Produkt **mAs eff.** am Scanner definiert. Der mAs-eff.-Wert entspricht deshalb dem mAs-Wert dividiert durch den Pitchfaktor. Auch hier gilt: Höherer mAs-eff.-Wert → höheres SNR und damit bessere Aufnahmequalität, jedoch auch höhere Patientendosis. Niedriger mAs-eff.-Wert → niedrigeres SNR, schlechtere Aufnahmequalität, aber auch niedrigere Patientendosis. Die individuellen Aufnahmeanforderungen bestimmen hier den optimalen mAs-eff.-Wert. Gerade zur Schwächungskorrektur bei SPECT/CT bzw. zur anatomischen Korrelation sind häufig niedrige effektive Strom-Zeit-Produkte ausreichend.

CTDI_{vol}: Die Abkürzung steht für „Computed Tomography Dose Index“. Der Zusatz Vol steht für Volumen und grenzt gegenüber einer Vielzahl anderer CTDI-Werte ab. Der Volumen-CTDI ist der effektive (pitchkorrigierte) und gewichtete (Dosis-Tiefenprofil-korrigierte) Dosiswert in einer Schicht der Dicke der Gesamtkollimation.

Dosis-Längen-Produkt (DLP): Das Dosis-Längen-Produkt ist das Produkt aus dem CTDI_{vol} und der Scanlänge. Es ist proportional zur effektiven Dosis der CT-Untersuchung und ist damit der wichtigste Parameter für die Abschätzung der Strahlenbelastung des untersuchten Patienten. Aus der Literatur können Faktoren entnommen werden, mit denen die effektive Dosis aus dem DLP abgeschätzt werden kann, z.B. [15]. Zur Fusion und Schwächungskorrektur des SPECTs sind stark eingegrenzte und bei einer niedrigen mAs-Zahl akquirierte CT-Aufnahmen zumeist ausreichend („low-dose CT“). Die Strahlenbelastung für den Patienten durch den zusätzlichen CT-Scan liegt hier im Bereich weniger mSv effektiver Dosis [13]. Im Vergleich liegen viele nuklearmedizinischen Untersuchungen in derselben Größenordnung von 1–10 mSv effektiver Dosis.

Rekonstruktionskern/Faltungskern: Bei der Rekonstruktion werden die Projektionsdaten mit einer bestimmten mathematischen Methode (Faltung mit einem Kern) bearbeitet. Dadurch kann der inhärente „Verschmiereffekt“ der Rückprojektion zum Teil ausgeglichen werden. Es gibt Kerne, die eher weichzeichnend („soft“) sind, sich

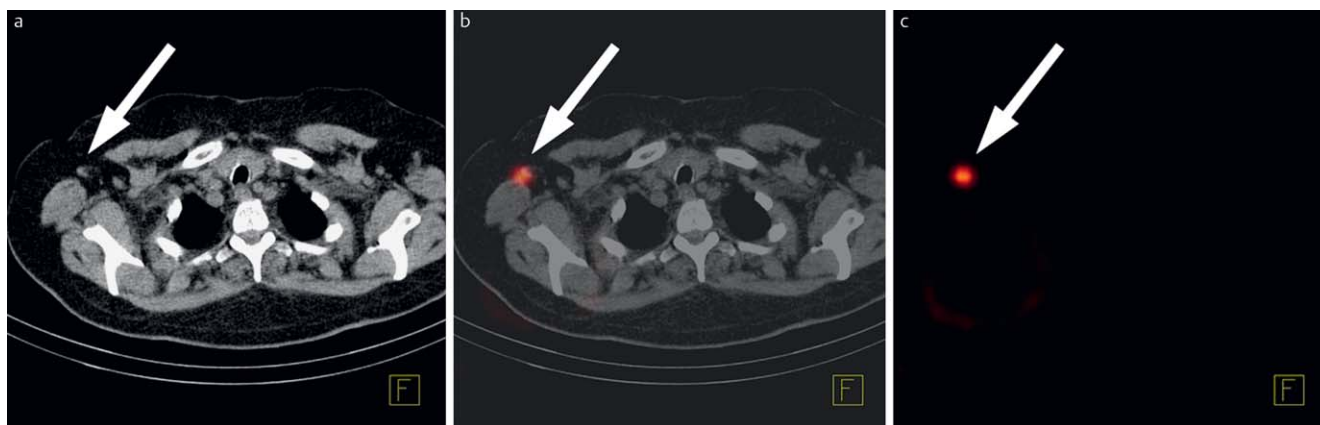


Abb. 1 76-jährige Patientin Tc-99m Nanocolloid SLN SPECT/CT bei bekanntem Mammakarzinom: **a** CT; **b** Fusion SPECT/CT; **c** SPECT.

Tab. 1 Center- und Width-Angaben in Hounsfield units für einige Standardfenster der Computertomografie.

	Knochen- fenster	Weichteil- fenster	Lungen- fenster
C/W in HU	450/1500	-50/400	-600/1700

neutral verhalten oder kantenbetonend („bone“) sind (s. [Abb. 4](#)). Je nach Anwendungsgebiet und zu beurteilender Struktur werden entsprechende Rekonstruktionen mit passendem Faltnukern erstellt.

Hounsfield Unit (HU): Die Computertomografie erstellt Schichtbilder der räumlichen Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten für die verwendete Röntgenstrahlung. Um ein von Strahlqualität und anderen Geräteparametern unabhängige Beurteilung dieser Schwächungskarten zu erreichen, wurden von Hounsfield die linearen Schwächungskoeffizienten von Wasser und Luft als Basis einer neuen Skala gewählt. Jeder in der Medizin eingesetzte Computertomograf ist auf den CT-Wert von Luft (-1000 HU) und Wasser (0 HU) zu kalibrieren.

Fenster: Da die menschliche Wahrnehmung nur 80–100 Graustufen unterscheiden kann, der Dynamikumfang eines CT meist jedoch bei mindestens 4000 unterschiedlichen Stufen liegt, wird zur besseren Beurteilung die Fenstertechnik angewandt. Die Fenster werden typischerweise mit dem Zentrum (C) und der Weite (W) in HU angegeben. Dadurch entspricht der C-Wert in HU einem mittleren Grau auf dem Bildbetrachtungsgerät. Die Weite gibt an, welcher HU-Wert auf dem Bildbetrachtungsgerät mit Schwarz ($C - 0,5 \cdot W$ HU) bzw. Weiß ($C + 0,5 \cdot W$ HU) dargestellt wird. Einige typische Fenster sind in [Tab. 1](#) aufgeführt. Im Detail können die Literaturempfehlungen und Herstellerangaben der Fensterung zur hier aufgeführten Tabelle leicht variieren. [Abb. 3](#) zeigt axiale Schnitte einer CT-Untersuchung eines 68-jährigen Patienten in verschiedenen Fensterungen.

SPECT/CT



Motivation SPECT/CT

Eine Limitierung der nuklearmedizinischen Bildgebung ist die begrenzte anatomische Information, die viele Untersuchungen bieten. Je spezifischer der verwendete Tracer, umso problematischer und schwieriger wird häufig die klare Zuordnung des Uptakes zu einer bestimmten Struktur. Dies ist jedoch beispielsweise in der Onkologie essenziell, möchte man doch den genauen Ort und das Ausmaß eines möglichen Tumors/einer Metastase bestimmen.

Um diese Limitierung zu umgehen, wurde die hervorragende Spezifität und Sensitivität der nuklearmedizinischen SPECT-Bildgebung mit der anatomischen Genauigkeit der Röntgen-Computertomografie in Form der Kombination SPECT + CT zusammengeführt. Zudem bietet die Vereinigung aus beiden Geräten die Möglichkeit, ein Hauptproblem der SPECT-Bildgebung, die Schwächungskorrektur, elegant zu lösen.

Geschichte SPECT/CT

Ein SPECT/CT ist eine Kombination von den beiden zuvor beschriebenen Geräten in einer Gantry. Hierbei sind z. B. die Gammakameras in Reihe mit dem CT installiert. Das erste kommerziell erhältliche System war 1999 das GE Hawkeye (GE Healthcare, Haifa, Israel) [4], in dem eine Röntgenröhre mit niedriger Ausgangsleistung mit einer gewöhnlichen SPECT-Kamera kombiniert wurde. Hierbei wurden sowohl die Emission als auch die Transmissionsmessungen mit demselben Detektor nachgewiesen. Erste Prototypen existierten jedoch schon einige Jahre zuvor: In den frühen 90er-Jahren wurde von Hasegawa et al. ein SPECT-System in Reihe mit einem klinischen CT montiert [3]. In den darauf folgenden Jahren wurden in zunehmendem Maße CTs mit Mehrzeilendetektoren in SPECT/CTs verbaut, so dass heutzutage häufig die volle diagnostische Leistungsfähigkeit zur Verfügung steht [12].



Erhältliche SPECT/CT

Mittlerweile sind SPECT/CT-Systeme bei einer Vielzahl von Herstellern erhältlich. Fast alle Geräte können mit Mehrzeilen-CT erworben werden, wobei einige auf einer „low-power“-Röntgenröhre basieren, die im Vergleich zu den Mitbewerbern längere Aufnahmezeiten und geringeres Auflösungsvermögen der Transmissionsbilder aufweisen. Ein großer Vorteil ist jedoch die reduzierte Strahlendosis für den Patienten, neben der der radionuklidbasierten Transmissionsmessungen weiterhin überlegenen Bildqualität.

Bildregistrierung/Bildfusion

Bei verbreiteten Systemen werden die Aufnahmen sequenziell ausgeführt: Es wird zuerst die CT- bzw. SPECT-Aufnahme durchgeführt. Im Anschluss folgt die Akquisition mit der noch fehlenden Modalität. Die Patienten werden hierbei durch eine Tischbewegung von der einen Modalität zur anderen überführt. Ein Vorteil dieser Herangehensweise ist, dass ein Repositionieren des Patienten entfällt. SPECT und CT sind also in guter Näherung in gleicher Körperhaltung aufgenommen. Zusammen mit der Information über die Tischbewegung zwischen den beiden Modalitäten kann dies zu einer exakten Registrierung (sog. Hardwareregistrierung) und damit einer

hochwertigen Zuordnung von Funktions- (SPECT) auf anatomisches (CT) Bild genutzt werden. Diese ist in der Regel der retrospektiven Fusion/Registrierung überlegen. Für die Hardwareregistrierung werden Genauigkeiten von ca. 1–2 mm für nicht respiratorische Organe berichtet [11]. Die Registrierengenauigkeit für Organe, die von respiratorischer Bewegung betroffen sind, liegt mit etwa 5–7 mm deutlich darüber [9]. Dies wird teilweise durch die unterschiedlichen Aufnahmezeiten für die Modalitäten verursacht. Während ein SPECT meist über 10–30 min akquiriert wird und damit ein über viele respiratorische Zyklen gemitteltes Bild darstellt, ist eine CT-Aufnahme häufig so kurz, dass sie in nur einer Atemphase durchgeführt werden kann. Um trotzdem eine bestmögliche Fusion zu erreichen, sollte das CT in Atemmittellage oder in endexpiratorischer Phase akquiriert werden [8]. Diese genaue Zuordnung kann die diagnostische Qualität erhöhen [5]. In **Abb. 1** ist neben den axialen Schnitten von SPECT und CT einer 76-jährigen Patientin mit bekanntem Karzinom der Mamma mit der Fragestellung nach Wächterlymphknoten ein fusionierter Schnitt des SPECT/CT dargestellt. Die Fusionsdarstellung mit der adäquaten Registrierung ermöglicht die korrekte räumliche Lagebestimmung des Wächterlymphknotens.

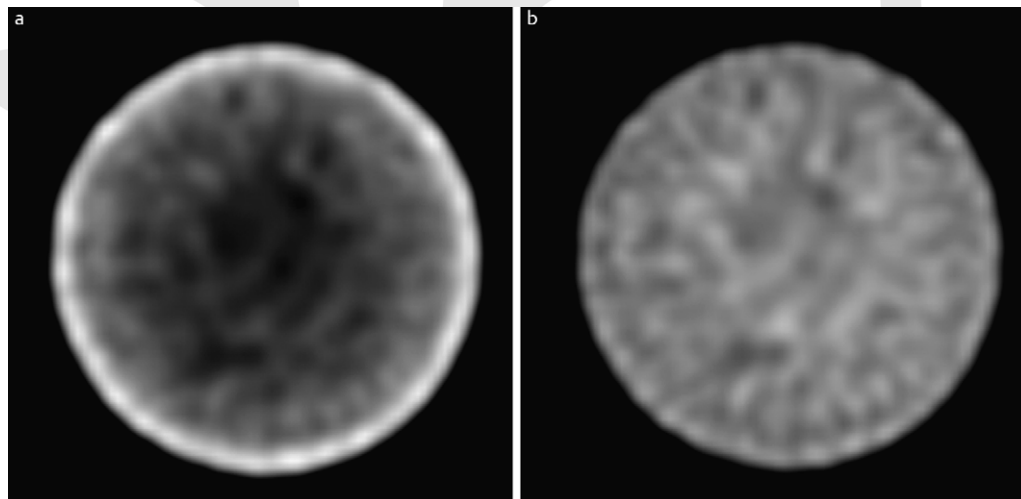


Abb. 2 SPECT eines homogen mit Tc-99m gefüllten Phantoms. **a** Unkorrigierte Schnitte; **b** Schwächungskorrigierte Schnitte.

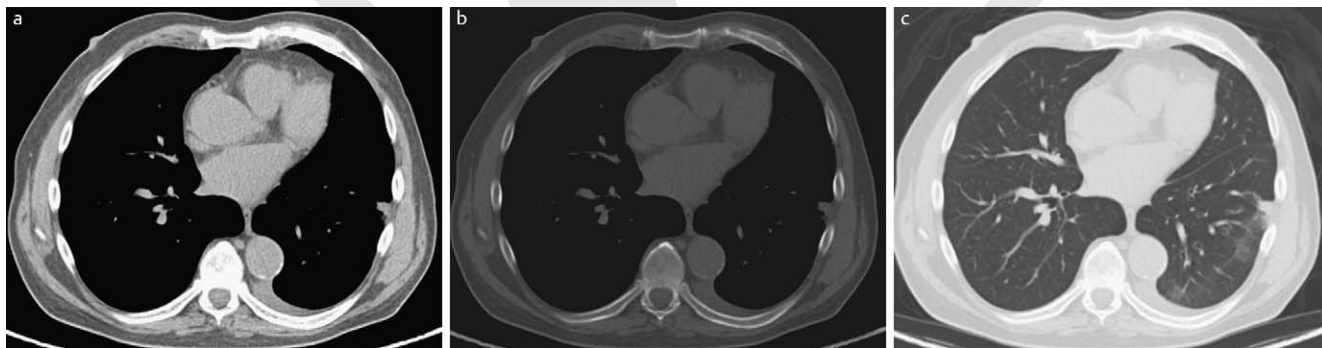


Abb. 3 Transaxiale CT-Schnitte eines 68-jährigen Patienten. **a** Weichteilfenster; **b** Knochenfenster; **c** Lungenfenster.

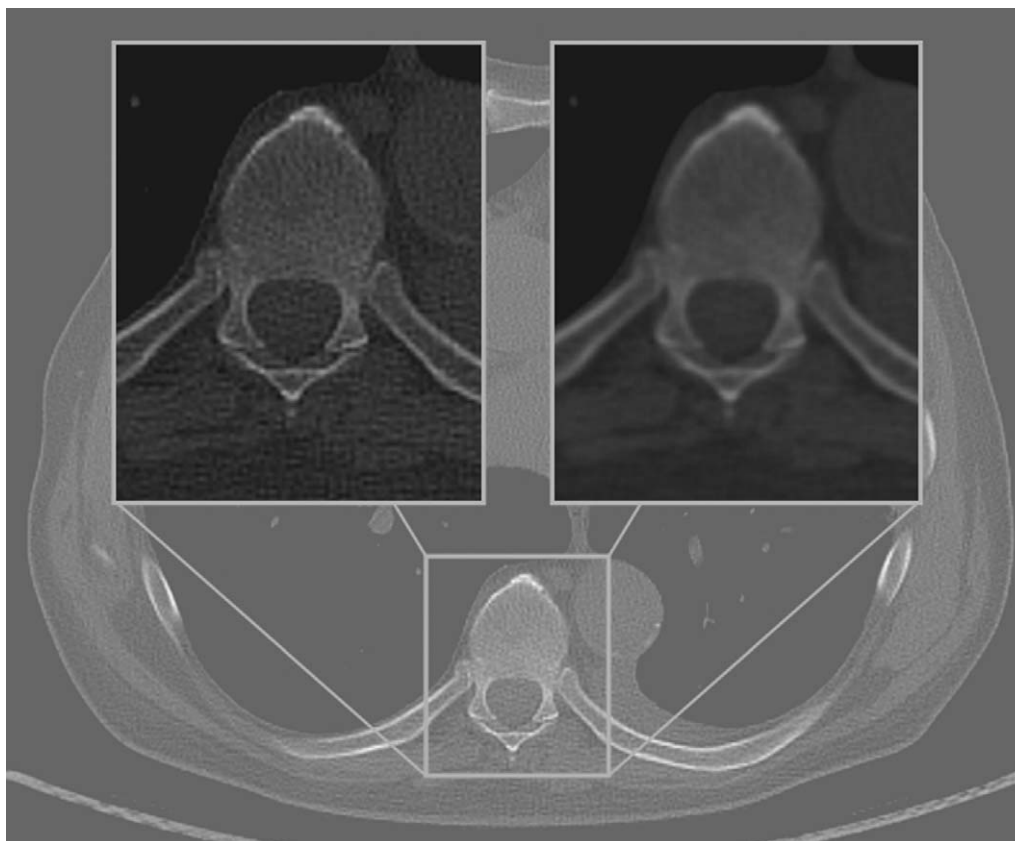


Abb. 4 Transaxiale CT-Schnitte eines 68-jährigen Patienten. Linker Ausschnitt: Kantenbetonender Faltungskern; Rechter Ausschnitt: Glättender Faltungskern.

Weitere Vorteile entstehen für Patienten und Mediziner durch die zeitlich nahtlose Akquisition von anatomischen und funktionellen Bilddaten. So erhöht das SPECT/CT den Patientenkomfort, indem logistische Zeitverluste minimiert werden. Für den Mediziner ist die sofortige Verfügbarkeit von komplementären Bildinformationen von Nutzen für die Qualität der Diagnose.

Schwächungskorrektur

Über den logistischen Vorteil hinausgehend ergeben sich jedoch noch weitere positive Aspekte des SPECT/CT.

Gammastrahlung wird beim Durchtritt durch Materie geschwächt. Ein homogen mit Radioaktivität gefülltes Phantom erscheint daher auf SPECT-Aufnahmen in seinem Zentrum weniger aktiv als in der Peripherie. Dies wird durch die größere Schwächung der Strahlung aus dem Zentrum (längerer Weg in Materie, vom Zerfallsort zum Detektor) gegenüber der Strahlung aus der Peripherie verursacht. Für eine Korrektur wird üblicherweise zuerst versucht, eine Schwächungskarte (lineare Schwächungskoeffizienten) des untersuchten Objektes für die Gammastrahlung des verwendeten Tracers zu erstellen. Die Schwächungskarten fließen bei der iterativen Bildrekonstruktion direkt in die Rekonstruktion ein. Dies ermöglicht es, die Abschwächung der Gammastrahlung durch den Patientenkörper zu

korrigieren. Die Schwächungskarten können auf verschiedene Art und Weise gewonnen werden: Sie können abgeschätzt werden, wenn die Konturen des Objekts (Segmentierung des SPECT) und der Schwächungskoeffizient der Materie (z.B. näherungsweise Wasser) bekannt sind. Das Objekt kann als homogen in Bezug auf Schwächungskoeffizienten angenommen werden (sog. Chang-Korrektur). Ebenso können zusätzlich Transmissionsscans des Objekts unternommen werden: Hierfür steht neben der Nuklidtransmission (z.B. Gd-153, Tc-99m oder Ba-133) beim SPECT/CT ein leistungsfähiges Gerät in Form des Computertomografen zur Verfügung. Mithilfe der aus dem CT gewonnenen Transmissionsdaten kann nach einer Umrechnung auf die Energie der Gammastrahlung des verwendeten Radionuklids eine Schwächungskarte, die anschließend zur Bildkorrektur genutzt wird, errechnet werden. Die Schwächungskorrektur wirkt sich nicht nur auf den subjektiven Bildeindruck, sondern insbesondere auch auf Messgrößen wie beispielsweise Uptake-Verhältnisse verschiedener Regionen aus [14].

Es ist zu betonen, dass bei der CT-basierten Schwächungskorrektur auf eine korrekte Registrierung von SPECT- und CT-Bildern geachtet werden muss. Bei Hybridgeräten ist dies in der Regel gegeben: Sollten jedoch zwischen den Akquisitionen Patientenbewegungen aufgetreten



sein, kann die Schwächungskorrektur eine Fehlerquelle darstellen und zur falschen Interpretation der SPECT-Bilder beitragen. Hier muss ggf. manuell nachregistriert werden [6].

• **Abb. 2** illustriert die Effekte von Schwächung und Schwächungskorrektur anhand eines axialen Schnittes durch ein homogen mit Wasser und Tc-99m gefülltes Phantom. Im Bild links sind deutlich die Überbetonung des Randes sowie eine Unterbetonung des Zentrums aufgrund von Schwächungsartefakten zu beobachten. Das rechte Bild zeigt den mithilfe des CT schwächungskorrigierten Schnitt: Das Phantom wird nun homogen dargestellt.

Streukorrektur

Neben der Schwächungskorrektur wird häufig eine Streukorrektur angewandt. Streustrahlung entsteht, wenn ein emittiertes Gammaquant an Atomen in der umgebenden Materie gestreut wird. Dabei ändert es in der Regel seine Richtung: Nach einem Streuvorgang kann nicht mehr davon ausgegangen werden, dass der ursprüngliche Zerfall in gerader Linie zum detektierten Gammaquant liegt. Zur Bildrekonstruktion sind jedoch gewisse Annahmen über den Zusammenhang zwischen Detektions- und Entstehungsort der Strahlung notwendig. Bei Parallellochkollimation wird beispielsweise angenommen, dass der Zerfall genau in senkrechter Richtung, ausgehend vom Nachweisort auf dem Kollimator, stattgefunden hat. Streustrahlung kann daher als anisotropes (räumlich ungleich verteiltes) Rauschen verstanden werden und verschlechtert aufgrund dieser Eigenschaft das Signal-zu-Rausch-Verhältnis und damit die Bildqualität. Die Größe des Streuteils hängt dabei von einer Vielzahl von Parametern ab. Darunter sind insbesondere das verwendete Nuklid und die Zusammensetzung des Streukörpers (Patient). Streustrahlung sollte nach Möglichkeit nicht bei der Bildrekonstruktion berücksichtigt werden bzw. bei Kenntnis der Menge der gestreuten Photonen korrigiert werden: Beim Streuvorgang verlieren die Gammaquanten meist Energie, sie werden also bei niedrigeren Energien, im Vergleich zum Photopeak, aus dem sie stammen, detektiert. In der Praxis kann also beispielsweise neben dem Energiefenster um den Photopeak zusätzlich in einem Streufenster unterhalb dieses Energiefensters gemessen werden. Mit der Zählrate in diesem Fenster kann für jeden Pixel geschätzt werden, wie groß der Streuteil im Energiefenster des Photopeaks ist. Dieser Streuteil kann nun in der Bildrekonstruktion berücksichtigt werden. Neben diesem Ansatz existiert eine Vielzahl anderer Methoden zum Abschätzen und zur Korrektur der Streustrahlung [18].

Die Streukorrektur ist neben der Schwächungskorrektur eine wichtige Methode, um die Bildqualität und Quantifizierungsgenauigkeit der SPECT zu erhöhen.

Quantifizierungsgenauigkeit

Neben der relativen Quantifizierung (Vergleich von mehreren Regionen im rekonstruierten Bild zueinander) kann analog zum PET/CT auch beim SPECT/CT ein akkurater Wert für die Zerfälle in einem bestimmten Volumen ermittelt werden (absolute Quantifizierung) [16, 17]. Neben dem Einsatz von Streu- und Schwächungskorrektur sind hierzu jedoch weitere Kenntnisse insbesondere über das SPECT-System notwendig. Als weitere Voraussetzung muss die Volumensensitivität (der Zusammenhang Zählrate-Aktivität) für die verwendete Kombination aus Kollimator und Radionuklid bekannt sein. Daneben können Korrekturfaktoren für die Rekonstruktionsparameter und die Geometrie der zu quantifizierenden Region (gewonnen aus Transmissionsdaten) verwendet werden, um die Genauigkeit weiter zu erhöhen [19]. Quantifizierungsgenauigkeiten von 10% sind für einige klinische Anwendungsgebiete möglich, jedoch ist die Praxistauglichkeit aufgrund fehlender Automationsmechanismen noch limitiert.

Qualitätssicherung

Durch die Vereinigung mehrerer Modalitäten in einem Gerät ist im Vergleich zu den einzelnen Modalitäten ein erhöhter Aufwand zur Sicherstellung der Bildqualität nötig.

Neben den Konstanzprüfungen für planare Gammakameras (pro Detektorkopf) und denen für SPECT auf Basis der Strahlenschutzverordnung [27] und nach Richtlinie [26] (zu beachten sind auch die DIN-Normen [20, 22]), müssen nun auch die Kontrollen für das CT durchgeführt werden. Der Umfang und der Zeitpunkt der Konstanzprüfung wird hier in der Röntgenverordnung [25], im Detail nach der Richtlinie [24] und DIN-Norm [21] definiert.

Schlussfolgerung



Seit seiner Markteinführung vor ca. 10 Jahren hat SPECT/CT gezeigt, dass es gegenüber SPECT die diagnostische Genauigkeit durch Bildfusion und Schwächungskorrektur erhöhen kann. Daneben wird durch SPECT/CT eine akkurate absolute Quantifizierung der Emissionsdaten gerade erst ermöglicht. Als Beispiele für potenzielle Anwendungsgebiete des SPECT/CT sind neben effizienterer Herzbildgebung mit Kalziumscoring und dem verbesserten Tumorstaging auch die Dosimetrie für die nuklearmedizinische Therapieplanung vorstellbar.

Insbesondere nicht unterschätzt werden dürfen die logistischen Vorteile und der gesteigerte Patientenkomfort der hybriden Bildgebung. Es ist zu erwarten, dass der Einsatz von SPECT/CT im klinischen Alltag weiterhin an Bedeutung gewinnen wird.

Literatur

- 1 Anger HO. Scintillation Camera. *Rev Sci Instrum* 1958; 29: 27–33
- 2 Anger HO. Scintillation Camera with Multichannel Collimators. *J Nucl Med* 1964; 5: 515–531
- 3 Blankespoor SC, Xu X, Kaiki K et al. Attenuation correction of SPECT using X-ray CT on an emission-transmission CT system: myocardial perfusion assessment. *Nuclear Science, IEEE Transactions on* 1996; 43: 2263–2274
- 4 Bocher M, Balan A, Krausz Y et al. Gamma camera-mounted anatomical X-ray tomography: technology, system characteristics and first images. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* 2000; 27: 619–627
- 5 Bockisch A, Freudenberg LS, Schmidt D et al. Hybrid Imaging by SPECT/CT and PET/CT: Proven Outcomes in Cancer Imaging. *Semin Nucl Med* 2009; 39: 276–289
- 6 Chen J, Caputlu-Wilson S, Shi H et al. Automated quality control of emission-transmission misalignment for attenuation correction in myocardial perfusion imaging with SPECT-CT systems. *J Nucl Cardiol* 2006; 13: 43–49
- 7 Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in Nuclear Medicine* 3. Aufl. Philadelphia: Elsevier; 2003
- 8 Gilman MD, Fischman AJ, Krishnasetty V et al. Optimal CT Breathing Protocol for Combined Thoracic PET/CT. *Am J Roentgenol* 2006; 187: 1357–1360
- 9 Han J, Köstler H, Bennewitz C et al. Computer-aided evaluation of anatomical accuracy of image fusion between X-ray CT and SPECT. *Comput Med Imaging Graph* 2008; 32: 388–395
- 10 Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 1994; 13: 601–609
- 11 Nömayr A, Römer W, Strobel D et al. Anatomical accuracy of hybrid SPECT/spiral CT in the lower spine. *Nucl Med Commun* 2006; 27: 521–528
- 12 O'Connor MK, Kemp BJ. Single-Photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography: Basic Instrumentation and Innovations. *Semin Nucl Med* 2006; 36: 258–266
- 13 Römer W, Nömayr A, Uder M et al. SPECT-Guided CT for Evaluating Foci of Increased Bone Metabolism Classified as Indeterminate on SPECT in Cancer Patients. *J Nucl Med* 2006; 47: 1102–1106
- 14 Schulz V, Nickel I, Nömayr A et al. Effect of CT-based attenuation correction on uptake ratios in skeletal SPECT. *J Nucl Med Meeting Abstracts* 2007; 48, 121
- 15 Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA et al. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 2006; 79: 968–980
- 16 Tsui BM, Frey EC, Zhao X et al. The importance and implementation of accurate 3D compensation methods for quantitative SPECT. *Phys Med Biol* 1994; 39: 509–530
- 17 Willowson K, Bailey D, Baldock C et al. Quantitative SPECT reconstruction using CT-derived corrections. *Phys Med Biol* 2008; 53: 3099
- 18 Zaidi H, Hrsg. *Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging*. Berlin: Springer; 2006; 583
- 19 Zeintl J, Vija AH, Yahil A et al. Quantitative Accuracy of Clinical 99mTc SPECT/CT Using Ordered-Subset Expectation Maximization with 3-Dimensional Resolution Recovery, Attenuation, and Scatter Correction. *J Nucl Med* 2010; 51: 921–928
- 20 DIN EN 60789: Medizinische Elektrische Geräte – Merkmale und Prüfbedingungen für bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin – Einkristall-Gamma-Kameras. Berlin: Beuth Verlag; 2007
- 21 DIN EN 61223-2-6: Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung – Teil 2-6: Konstanzprüfungen – Leistungsmerkmale zur Bildgebung von Röntgeneinrichtungen für die Computertomografie Berlin: Beuth Verlag; 2006
- 22 DIN 6855-2: Qualitätsprüfung nuklearmedizinischer Messsysteme; Konstanzprüfung von Einkristall-Gamma-Kameras zur planaren Szintigrafie und zur Einzel-Photonen-Emissions-Tomografie mithilfe rotierender Messköpfe. Berlin: Beuth Verlag; 2005
- 23 Leitlinie für nuklearmedizinische Bildgebung: Deutsche Gesellschaft für Nuklearmedizin e.V.
- 24 Richtlinie zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen nach den §§ 16 und 17 der Röntgenverordnung; 2003
- 25 Röntgenverordnung in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I S. 604); 2003
- 26 Strahlenschutz in der Medizin – Richtlinie nach der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen; 2002
- 27 Strahlenschutzverordnung vom 20. Juli 2001 (BGBl. I S. 1714; 2002 I S. 1459), die zuletzt durch Artikel 2 des Gesetzes vom 29. August 2008 (BGBl. I S. 1793) geändert worden ist; 2008

CME-Fortbildung mit dem Nuklearmediziner

Zertifizierte Fortbildung Hinter der Abkürzung CME verbirgt sich „continuing medical education“, also kontinuierliche medizinische Fort- und Weiterbildung. Zur Dokumentation der kontinuierlichen Fortbildung der Ärzte wurde das Fortbildungszertifikat der Ärztekammer etabliert. Hauptzielgruppe für das Fortbildungszertifikat sind Ärzte mit abgeschlossener Facharztausbildung, die im 5-jährigen Turnus einen Fortbildungsnachweis erbringen müssen. Es ist jedoch auch für Ärzte in der Facharztweiterbildung gedacht.

Die Fortbildungseinheit In den einheitlichen Bewertungskriterien der Bundesärztekammer ist festgelegt: „Die Grundeinheit der Fortbildungsaktivitäten ist der Fortbildungspunkt. Dieser entspricht in der Regel einer abgeschlossenen Fortbildungsstunde (45 Minuten).“

Für die erworbenen Fortbildungspunkte muss ein Nachweis erbracht werden. Hat man die erforderliche Anzahl von 250 Punkten gesammelt, kann man das Fortbildungszertifikat bei seiner Ärztekammer beantragen, welches man wiederum bei der KV (niedergelassene Ärzte) oder bei seinem Klinikträger (Klinikärzte) vorlegen muss.

Anerkennung der CME-Beiträge Die Fortbildung in dem *Nuklearmediziner* wurde von der Nordrheinischen Akademie für Ärztliche Fort- und Weiterbildung für das Fortbildungszertifikat anerkannt, das heißt, die Vergabe der Punkte kann direkt durch die Thieme Verlagsgruppe erfolgen. Die Fortbildung im *Nuklearmediziner* gehört zur Kategorie „strukturierte interaktive Fortbildung“. Entsprechend einer Absprache der Ärztekammern werden die von der Nordrheinischen Akademie für Ärztliche Fort- und Weiterbildung anerkannten Fortbildungsveranstaltungen auch von den anderen zertifizierenden Ärztekammern anerkannt.

Datenschutz Ihre Daten werden ausschließlich für die Bearbeitung dieser Fortbildungseinheit verwendet. Es erfolgt keine Speicherung der Ergebnisse über die für die Bearbeitung der Fortbildungseinheit notwendige Zeit hinaus. Die Daten werden nach Versand der Testate anonymisiert. Namens- und Adressangaben dienen nur dem Versand der Testate. Die Angaben zur Person dienen nur statistischen Zwecken und werden von den Adressangaben getrennt und anonymisiert verarbeitet.

Teilnahme Jede Ärztin und jeder Arzt soll das Fortbildungszertifikat erlangen können. Deshalb ist die **Teilnahme am CME-Programm des Nuklearmediziners nicht an ein Abonnement geknüpft!** Die Teilnahme ist im Internet <http://cme.thieme.de> möglich.

Im Internet muss man sich registrieren, wobei die Teilnahme an Fortbildungen abonniert Zeitschriften ohne Zusatzkosten möglich ist.

Teilnahmebedingungen Für eine Fortbildungseinheit erhalten Sie 3 Fortbildungspunkte im Rahmen des Fortbildungszertifikates. Hierfür müssen 70% der Fragen richtig beantwortet sein.

CME-Frage- und -Antwortbogen finden Sie auf den folgenden Seiten.

CME-Fortbildung für Nichtabonnenten Teilnehmer, die nicht Abonnenten des *Nuklearmediziners* sind, können für die Internet-Teilnahme dort direkt ein Guthaben einrichten, von dem pro Teilnahme ein Unkostenbeitrag abgebucht wird.

Teilnahme online möglich unter <http://cme.thieme.de>



CME-Fragen Technik und physikalische Aspekte der SPECT/CT

- 1** Wie muss der Patient unter Verwendung eines Parallellochkollimators vor einer Gammakamera positioniert werden, um eine optimale Bildauflösung zu erzielen?
- A In möglichst großem Abstand vom Detektor.
 - B In möglichst kleinem Abstand vom Detektor.
 - C Der Abstand ist egal.
 - D Der Patient sollte immer liegen.
 - E Der Patient sollte für die Aufnahme stehen.
- 2** Wie erscheint ein homogen mit Aktivität gefülltes Objekt in schwächungskorrigierten und rekonstruierten SPECT-Aufnahmen?
- A Es erscheint homogen.
 - B Es erscheint aktiver auf der dem Detektor zugewandten Seite.
 - C Es erscheint wegen der Schwerkraft aktiver auf der dem Boden zugewandten Seite.
 - D Es erscheint innen weniger aktiv als außen.
 - E Es erscheint außen weniger aktiv als innen.
- 3** Welche Antwort ist richtig?
1. Das Dosis-Längen-Produkt (DLP) in der Röntgen-Computertomografie ist ein Maß für die durch die CT-Untersuchung verursachte Strahlenbelastung für den Patienten, weil
 2. es die Länge der Patientenliege akkurat beschreibt.
- A Aussage 1 und 2 sowie die Verknüpfung sind richtig.
 - B Aussage 1 und 2 sind richtig, die Verknüpfung ist falsch.
 - C Nur Aussage 1 ist richtig.
 - D Nur Aussage 2 ist richtig.
 - E Keine der beiden Aussagen ist richtig.
- 4** Welchen Zahlenwert beträgt der Pitch-Faktor einer CT-Untersuchung bei einer Gesamtkollimation von 20 mm und einem Tischvorschub von 30 mm pro Rotation der Röntgenröhre?
- A 1,5
 - B 1
 - C 2
 - D 0,66
 - E 0,2
- 5** Wieso ist eine Kombination aus SPECT und CT als Hybridgerät SPECT/CT insbesondere sinnvoll?
- A Wegen der genaueren Fusion aus SPECT- und CT-Bildern aufgrund der Hardwareregistrierung.
 - B Weil der Röntgenstrahler des CT gleich zur Therapie eingesetzt werden kann.
 - C Weil durch das CT bei den SPECT-Aufnahmen Zeit gespart werden kann.
 - D Weil durch das SPECT bei den CT-Aufnahmen Zeit gespart werden kann.
 - E Weil eine SPECT/CT-Aufnahme kostengünstiger ist als eine SPECT-Aufnahme.
- 6** Wie lautet der Name der beschleunigten Variante der iterativen ML-EM Rekonstruktion?
- A Filtered-Back-Projection (FBP)
 - B OS-TERN-Rekonstruktion
 - C Ordered-Subset-Expectation-Maximization-(OS-EM-) Rekonstruktion
 - D Maximum-A-Posteriori-(MAP-)Rekonstruktion
 - E Feldkamp-Algorithmus
- 7** Wie wird der Streuanteil im Energiefenster des Photopeaks bei einer häufig angewandten Methode der SPECT-Streukorrektur abgeschätzt?
- A Über das Gewicht des Patienten.
 - B Über die verabreichte Aktivität.
 - C Über die Zählrate in einem oder mehreren zusätzlichen Energiefenstern.
 - D Über den verwendeten Kollimator.
 - E Über die Dicke des Detektorkristalls.
- 8** Welche Aussage(n) zur Definition der Hounsfield-Unit-(HU-)Skala ist/sind korrekt?
1. Der Schwächungskoeffizient von Wasser ist in der Definition enthalten.
 2. Der Schwächungskoeffizient von Lunge ist in der Definition enthalten.
 3. Der Schwächungskoeffizient von Gehirn ist in der Definition enthalten.
 4. Der Schwächungskoeffizient von Luft ist in der Definition enthalten.
 5. Der Schwächungskoeffizient von Schädelknochen ist in der Definition enthalten.
- A Keine Aussage ist richtig.
 - B Nur Aussage 1 ist richtig.
 - C Nur Aussagen 2 und 3 sind richtig.
 - D Nur Aussagen 1 und 4 sind richtig.
 - E Alle Aussagen sind richtig.

9 Welche Antwort ist richtig?

1. Mehrzeilendetektoren im CT können benutzt werden, um die Aufnahmezeit zu verkürzen, weil
2. für jede Zeile eine eigene Röntgenröhre eingesetzt wird.

- A** Aussage 1 und 2 sowie die Verknüpfung sind richtig.
B Aussage 1 und 2 sind richtig, die Verknüpfung ist falsch.
C Nur Aussage 1 ist richtig.
D Nur Aussage 2 ist richtig.
E Keine der beiden Aussagen ist richtig.

10 Wieso ist die Fenstertechnik bei der Beurteilung von CT-Aufnahmen notwendig?

- A** Weil die Aufnahmezeit dadurch verkürzt werden kann.
B Weil die Fähigkeit des Menschen, Graustufen zu unterscheiden, geringer ist als der Dynamikumfang eines CT und dadurch wichtige Befunde übersehen werden könnten.
C Weil die Patientendosis dadurch signifikant reduziert wird.
D Weil eine CT-Aufnahme normalerweise nicht mehr als 16 Graustufen aufweist.
E Weil eine SPECT-Aufnahme damit obsolet wird.



CME.thieme.de

CME-Teilnahme

- ▶ Viel Erfolg bei Ihrer CME-Teilnahme unter <http://cme.thieme.de>
- ▶ Diese Fortbildungseinheit ist 12 Monate online für eine CME-Teilnahme verfügbar.
- ▶ Sollten Sie Fragen zur Online-Teilnahme haben, unter <http://cme.thieme.de/hilfe> finden Sie eine ausführliche Anleitung.