
Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin

AWMF-Leitlinien-Register

Nr. 031/030

Entwicklungsstufe:

1

Nuklearmedizinische Bildgebung

I. Zielsetzung

Zielrichtung dieses Dokuments ist es, dem praktizierenden Nuklearmediziner allgemeine Leitlinien zur Bildgebung in der nuklearmedizinischen Praxis zu geben. Die Leitlinie enthält generelle Empfehlungen, die für die meisten nuklearmedizinischen Untersuchungen zutreffen. Empfehlungen, die spezifisch für bestimmte Untersuchungen sind, werden in den entsprechenden speziellen Leitlinien angegeben.

II. Hintergrundinformationen und Definitionen

Die Stärke der Nuklearmedizin liegt in ihrer Fähigkeit, regionale physiologische und biochemische Prozesse abzubilden und zu quantifizieren. Diese Information kann die von anderen bildgebenden Verfahren stammende anatomische Information ergänzen.

1. Einzelphotonen-Gammakameras liefern statische, dynamische oder getriggerte Aufnahmen der Verteilung von Radiopharmaka im Körper. Tomographische Bilder mittels der Einzelphotonen-Emissionstomographie (SPECT, auch bekannt als SPET) können gewonnen werden durch die Rekonstruktion einer Anzahl von planaren Aufnahmen, die unter unterschiedlichen Winkeln aufgenommen wurden.
2. Positronenkameras liefern statische, dynamische oder getriggerte Aufnahmen der Verteilung von positronenemittierenden Radionukliden im Körper durch den Koinzidenznachweis von Photonenpaaren, die als Vernichtungsstrahlung bei der Rekombination eines Positrons und eines Elektrons entsteht. Tomographische Bilder mittels der Positronen-Emissionstomographie (PET) werden durch die Rekonstruktion der koinzidenten Daten erzeugt.
3. Nuklearmedizinische Rechnersysteme dienen zur Sammlung, Bearbeitung und Analyse der Bildinformation und deren Darstellung.

III. Untersuchungen

A. Patientenvorbereitung

1. Für viele Untersuchungen ist keine Patientenvorbereitung erforderlich; ist eine Patientenvorbereitung für bestimmte Untersuchungen notwendig, wird dies in den dafür relevanten Leitlinien beschrieben.
2. Frauen im gebärfähigen Alter sollten nach Schwangerschaft und Stillen gefragt werden. Grundsätzlich gilt, dass nuklearmedizinische Untersuchungen bei Schwangeren nur bei vitaler Indikation durchgeführt werden dürfen.
3. Vor Beginn der Untersuchung sollte dem Patienten die Methodik erklärt und entsprechende Fragen beantwortet werden.
4. Wenn eine Sedierung erforderlich ist, sollten geeignete Verfahren angewendet werden.
5. Eine schriftliche Einverständniserklärung ist für normale diagnostische Bildgebungsverfahren nicht erforderlich.

B. Einschlägige Informationen zur Durchführung der Untersuchung

Der Nuklearmediziner kann die besten Ergebnisse erreichen, wenn er vollständig in das klinische Management integriert ist. Einschlägige Informationen beinhalten:

1. Indikationsstellung
2. Angaben zur Anamnese, klinischer Befund sowie Informationen über kürzlich durchgeführte Untersuchungen
3. Informationen über frühere Applikationen von Radiopharmaka
4. Informationen über frühere Therapien einschließlich chirurgischer Eingriffe, welche die Verteilung des Radiopharmakons beeinflussen könnten
5. Ergebnisse einschlägiger bildgebender Untersuchungen und Laborwerte
6. Für große/schwere oder kleine/leichte Patienten sollte die zu applizierende Aktivität entsprechend angepasst werden.

C. Vorsichtsmaßnahmen

1. Das medizinische Personal muss über die adäquate Versorgung der Patienten nach der Applikation von Radioisotopen sowie die korrekte Entsorgung radioaktiver biologischer Abfälle eingewiesen sein.
2. Unerwünschte Reaktionen, die mit dem Verabreichen von Radiopharmaka in Verbindung stehen, müssen der Bundesärztekammer gemeldet werden.
3. Generell sind übliche hygienische Maßnahmen zur Vermeidung biologischer Risiken durch die Ausscheidungen der Patienten mehr als ausreichend, um das viel kleinere Risiko durch die Strahlung zu vermeiden.
4. Die Familie und, falls erforderlich, die Allgemeinheit soll über Methoden zur Reduktion der Strahlenexposition unterrichtet werden.
5. Die zulässigen Bereiche der Geräte bezüglich Größe und Gewicht (z. B. maximal zulässiges Patientengewicht für die Kameraliege) muss bei der Untersuchung großer und schwerer Patienten beachtet werden.
6. Allgemein sprechen weder wissenschaftliche noch gesetzliche Gründe dagegen, dass eine schwangere Krankenschwester einen Patienten nach einer bildgebenden Diagnostik routinemäßig versorgt. Das Risiko der Versorgung eines Therapiepatienten ist klein; jedoch fordert es das deutsche Strahlenschutzrecht, dass schwangere Krankenschwestern nicht im Kontrollbereich zur Versorgung dieser Patienten eingesetzt werden. (Siehe diesbezüglich auch die Empfehlungen der Strahlenschutzkommission "Strahlenexposition von Personen durch nuklearmedizinisch untersuchte Patienten" vom 23./24. April 1998.)

D. Qualitätskontrolle

1. Es sollte ein Untersuchungshandbuch angelegt werden, welches die folgenden Informationen enthält:
 - a) Eine Schritt-für-Schritt-Anleitung für jede Untersuchungsart, beinhaltend: Radiopharmakon und Dosis, weitere Radiopharmaka und Dosen, Patientenvorbereitung, Untersuchungsansichten, Kollimator, Zeitablauf, Instrumenteneinstellungen, Akquisitionsparameter und Datenverarbeitung
 - b) Eine detaillierte Beschreibung der Maßnahmen zur Qualitätskontrolle für alle Geräte. Diese muss die Testhäufigkeit, Bild- oder Datenformat, Datenanalyse und Eingreifschwelle beinhalten
 - c) Detaillierte Informationen über alle Aspekte von Strahlenschutz und Notfallmaßnahmen

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

2. Aufzeichnungen zur Qualitätskontrolle (entsprechend Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin)
 - a) Über alle Maßnahmen zur Qualitätskontrolle müssen die Aufzeichnungen am Ort des Gerätes mindestens 3 Jahre aufbewahrt werden. Diese müssen alle maßgeblichen Informationen zur Akquisition der Daten beinhalten sowie den Namen der Person, die die Datenakquisition durchgeführt hat.
 - b) Über alle Probleme mit dem entsprechenden Gerät müssen Aufzeichnungen geführt und aufbewahrt werden, alle Probleme müssen dem zuständigen Physiker, der Leitenden MTA bzw. dem zuständigen Oberarzt berichtet werden. Diese Information dient dazu, Trends in den Leistungsparametern des Gerätes festzustellen und das klinische Personal auf Umstände aufmerksam zu machen, welche die Interpretation der Patientendaten beeinflussen könnten.
 - c) Für jedes Gerät müssen alle Wartungs- und Reparaturberichte in angemessener Form aufbewahrt werden.

IV. Gammakameras zur Einzelphotonen-Szintigraphie

A. Planare Bildgebung

1. Datenakquisition

- a. Einstellung des Energiefensters: Das Energiefenster der Gammakamera muss mindestens täglich für die benutzten Energien korrekt eingestellt werden (peaking). Üblicherweise wird ein Energiefenster von 15 bzw. 20% verwendet, welches symmetrisch auf den Photopeak zentriert ist. Sind angemessene Verfahren zur Energiekorrektur eingebaut, können auch asymmetrische Fenster verwendet werden. Ein Physiker kann behilflich sein, in Abhängigkeit von der Energie die Grenzen der zulässigen Asymmetrie festzulegen.
- b. Mehrfache Energiefenster: Für Radionuklide mit mehr als einer Energielinie ist die Verwendung mehrerer Energiefenster vorteilhaft. Dazu ist es nötig, die Ortung der Kamera für die Kombination dieser Fenster zu prüfen. Ein Physiker kann bei der Feststellung helfen, ob die Überlagerung all dieser Fenster die bestmögliche örtliche Auflösung beibehält. Es ist ein Kollimator zu verwenden, der für die höchstenergetischen Photonen des betreffenden Radionuklids ausgelegt ist.
- c. Doppelnuklidstudien: Wenn in einer Untersuchung zwei Radionuklide nacheinander verwendet werden, sollte die Bildgebung zuerst für das niederenergetische Radionuklid durchgeführt werden. Prinzipiell ist es möglich, durch Verwendung mehrerer Energiefenster die Bildgebung für zwei Radionuklide gleichzeitig durchzuführen. Eine solche Technik beinhaltet jedoch viele Fehlermöglichkeiten, die Ergebnisse sind abhängig vom benutzten Gerät und von speziellen Maßnahmen zur Qualitätskontrolle. Bei unterschiedlichen Energien treten unterschiedliche örtliche Auflösungen auf; der Nachweis von Streustrahlung der höherenergetischen Photonen im niederenergetischen Fenster muss berücksichtigt werden. Ein solches Verfahren sollte daher sehr sorgfältig von einer Person mit dem notwendigen Fachwissen geplant werden.
- d. Statische Bildgebung: Die speziellen Einstellparameter für eine gegebene Untersuchung variieren in Abhängigkeit von der gewünschten klinischen Information. Für mit dem Rechner akquirierte Bilder betrifft dies unter anderem die Matrixgröße. Ganzkörperscans erfordern große Bildmatrizen. Werden große Bildmatrizen für kleinere Areale verwendet, können höher auflösende Bilder erzeugt werden (durch bessere Anpassung der Pixelgröße an die Systemauflösung der Kamera), die aber pro Pixel mehr statistische Schwankungen (Rauschen) enthalten. Das erkennbare digitale Raster kleiner Bildmatrizen kann für das Display durch Interpolation auf größere Matrixgrößen reduziert werden, die statistischen Schwankungen großer Bildmatrizen können durch Glättung (smoothing) verringert werden, allerdings auf Kosten der örtlichen Auflösung.
- e. Ganzkörperscans: Die Scanzeit hängt von der Zählrate und der erforderlichen Flächenimpulsdichte ab. Die Größe der Bildmatrix variiert in Abhängigkeit vom Radionuklid (seine Energie beeinflusst über die Wahl des Kollimators die Systemauflösung), von der Anzahl registrierter Impulse und von der erforderlichen Auflösung. Da ein Ganzkörperscan sich etwa über 2 m in axialer Richtung des Patienten erstreckt, sollte die Matrixgröße in dieser Richtung mindestens 1024 Pixel betragen. Für nicht sedierte, schwerkranke Patienten sind Akquisitionszeiten von mehr als etwa 30 Minuten im Routineeinsatz wenig bzw. nicht praktikabel.
- f. Dynamische Studien: Die Messzeit per Frame (Framerate) ist entsprechend der für den untersuchten Vorgang benötigten zeitlichen Auflösung zu wählen. Für quantitative funktionale Studien werden kürzere Zeiten bevorzugt, auch optimiert bezüglich einer ausreichenden Zählstatistik, um physiologische Veränderungen messen zu können. Für alleinige Bildgebung werden allgemein etwas längere Zeiten verwendet, um pro Frame eine ausreichende Bildstatistik zu erzielen. Matrixgrößen von 64 x 64 oder 128 x 128 können angemessen sein, abhängig vom Typ der

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

Studie. Zu erwähnen ist die Wahlmöglichkeit zwischen "word"- und "byte"-Modus. Im Zweifel sollte stets der "word"-Modus gewählt werden, um die möglicherweise im "byte"-Modus auftretende Sättigung der Pixelinhalte (overflow) zu vermeiden. Bei den heute zur Verfügung stehenden preisgünstigen schnellen Massenspeichern besteht keine Notwendigkeit mehr, den "byte"-Modus wegen des geringeren Speicherbedarfs zu verwenden. Für Studien mit hohen Zählraten können Totzeitverluste eine Rolle spielen. In diesem Fall sollten durch Messung der Impulsratencharakteristik die Zählverluste bestimmt werden (unter geeigneten Messbedingungen, siehe DIN EN 60789).

g. Getriggerte Studien:

- Um die Datenakquisition mit der Herzfrequenz des Patienten zu synchronisieren, wird eine Triggerung mit dem EKG verwendet.
- Die Anzahl der Frames pro R-R-Intervall sollte für Messungen der Auswurfraction (EF) nicht weniger als 16 betragen, für zeitbasierte Analysen (Füllgeschwindigkeit etc.) nicht weniger als 32.
- Für getriggerte Studien des kardialen Blutpools sollte generell ein elektronischer Zoom benutzt werden, welcher das Sichtfeld der Kamera auf etwa 25 cm begrenzt. Eine Matrixgröße von 64 x 64 ist ausreichend. Typischerweise wird im Zoom-Modus eine Gesamtimpulszahl von wenigstens 5 Millionen Impulsen für die ganze Studie eine ausreichende statistische Bildqualität für quantitative und funktionale Bildverarbeitung gewährleisten.

h. Bildgebung mit dem Pinhole-Kollimator:

- Mit dem Pinhole-Kollimator kann eine örtliche Auflösung erreicht werden, die weitestgehend der inhärenten Auflösung der Kamera entspricht, allerdings auf Kosten der Ausbeute. Der Abstand zwischen Kollimator und Patient bestimmt sowohl den Vergrößerungsfaktor als auch die Ausbeute (oder Zählrate). Kleine Pinhole-Öffnungen (2-3 mm) ergeben eine bessere Auflösung, aber auch eine geringere Ausbeute. Die größte im klinischen Routineeinsatz verwendete Pinhole-Öffnung ist 5 mm.
- Für typische Kollimatoren mit einem Sichtfeld von 25 cm ist eine Matrixgröße von 256 x 256 oder 128 x 128 ausreichend.

2. Bilddarstellung

- a. Fensterung: Für die optimale Befundung klinischer Studien ist häufig die passende Einstellung der unteren und der oberen Darstellungsschwelle am Display des Rechners erforderlich, um den visuellen Kontrast im verbleibenden Teil des Bildes zu verstärken. So kann z. B. eine sehr intensive Läsion die visuelle Erkennbarkeit weiterer Läsionen sehr erschweren. In ähnlicher Weise können kleine Aktivitätsveränderungen in großen Organen durch Kontrastverstärkung deutlicher sichtbar gemacht werden.
- b. Filmdarstellung (cine, movie): Eine bewegte Darstellung der Bilder dynamischer oder getriggelter Studien kann die Erkennbarkeit von Abnormalitäten verbessern. Auch für SPECT Studien ist eine solche Darstellung nützlich, um räumliche Zusammenhänge sichtbar zu machen, und um die Projektionsdaten auf Patientenbewegungen zu überprüfen.

3. Qualitätsprüfung (entsprechend der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin und der DIN Norm DIN 6855-2). Die relevanten gesetzlichen Bestimmungen zur Durchführung der Konstanzprüfung finden sich in der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin in Verbindung mit der einschlägigen DIN-Norm DIN 6855-2 für die planare Gammakamera und für SPECT-Systeme. Hinsichtlich der zu verwendenden Radionuklide und Einstellbedingungen sind die Bedingungen nach DIN EN 60789 zu beachten. Alle bei der Konstanzprüfung erhobenen Daten sind mit den entsprechenden Referenzdaten, welche den Ausgangszustand der Kamera nach Abnahmetest unter identischen Messbedingungen beschreiben, zu vergleichen. Bei allen Messungen darf die Impulsrate im eingestellten Energiefenster 20 000 s⁻¹ nicht übersteigen.

- a. Der Impulshöhenanalysator ist entsprechend dem benutzten Radionuklid einzustellen. Verfügt die Kamera über einen eingebauten Vielkanalanalysator (dies ist bei allen moderneren Kameras der Fall), erfolgt diese Einstellung visuell anhand des dargestellten Energiespektrums. Die Messung wird mit einer unkollimierten Punktquelle durchgeführt.
- b. Arbeitstäglich ist die Untergrundzählrate (Nulleffekt) für das am meisten benutzte niederenergetische Energiefenster in einer reproduzierbaren Messgeometrie zu prüfen. Größere Abweichungen signalisieren einen erhöhten Nulleffekt im Messraum (Kontamination oder externe Quelle), eine Kontamination der Kamera oder auch ein Fehlverhalten der Elektronik.
- c. Wöchentlich (Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin) ist die Konstanz der Ausbeute zu überprüfen (DIN 6855-2: monatlich). Dazu ist ein geeigneter Referenzstrahler mit einer Energie kleiner 200 keV und bekannter Aktivität in reproduzierbarer Geometrie (gleiche Position zur Kamera, gleicher Kollimator, gleiche Form und Größe der Quelle) zu verwenden. Nach Einstellung des entsprechenden Energiefensters wird die Zählrate bestimmt und die Ausbeute als Verhältnis von Zählrate und Aktivität berechnet. Vorteilhaft ist die Verwendung eines

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

langlebigen Radionuklids, z. B. Cobalt-57. Dabei ist dann zur Bestimmung der aktuellen Aktivität das Zerfallsgesetz zu berücksichtigen. Werden Punktquellen verwendet, dürfen diese nicht direkt auf die Kollimatoroberfläche aufgesetzt werden (Ausbeuteschwankungen aufgrund variierender Quellenposition relativ zu Kollimatorbohrungen bzw. -septen). Weicht die so unter konstanten Messbedingungen bestimmte Ausbeute vom Referenzwert ab, ist dies ein Hinweis auf Fehlfunktion der Kamera.

- d. Ebenfalls wöchentlich ist die Inhomogenität zu prüfen. Für die planare Kamera kann entweder die inhärente Inhomogenität oder aber die System-Inhomogenität bestimmt werden. In jedem Fall ist aber für die Konstanzprüfung beim einmal gewählten Aufnahmemodus zu verbleiben, da die Ergebnisse beider Prüfverfahren im allgemeinen nicht vergleichbar sind. Das Energiefenster für Technetium-99m muss $\pm 7,5\%$ betragen.
- Die inhärente Inhomogenität wird ohne Kollimator durch Abbildung einer unkollimierten Punktquelle bestimmt, wobei die Punktquelle zentriert über der Mittelachse der Kamera (eine imaginäre Linie, welche senkrecht vom Zentrum des Detektors ausgeht) in großem Abstand zum Detektor angeordnet wird (5-facher Durchmesser bzw. Detektordiagonale). Bei modernen Großfelddetektoren kann diese Abstandsforderung zu Problemen führen. (Bemerkung: In der Neufassung von DIN 6855-2 werden auch kürzere Abstände bei entsprechendem geometrischem Ausgleich zugelassen).
- Die System-Inhomogenität wird mit Kollimator und einer in geringem Abstand positionierten Flächenquelle bestimmt. Diese Quelle muss allseitig mindestens 20 mm größer als das Sichtfeld sein. Die Gesamtdicke der Quelle (aktive Flüssigkeit, Boden und Deckel) muss größer als 8 cm sein, um ein patientenähnliches Energiespektrum zu erzeugen, die Dicke der aktiven Flüssigkeitsschicht muss über die gesamte Fläche auf $\pm 1\%$ konstant sein, um eine ausreichend homogene Einstrahlung zu gewährleisten.
- Die Flächenimpulsdichte der Homogenitätsaufnahme soll größer als 5000 cm⁻² sein, das entspricht etwa 6 000 000 Impulsen für ein rundes Sichtfeld von 39 cm Durchmesser und etwa 10 000 000 Impulsen für einen großen rechteckigen Kamerakopf.
- Der Vergleich der Homogenitätsaufnahmen mit den Referenzaufnahmen muss sehr sorgfältig durchgeführt werden, da gerade die Homogenität einer der wichtigsten Leistungsparameter einer Gammakamera ist. Beim Verdacht auf Abweichungen können zusätzliche inhärente Inhomogenitätsaufnahmen mit asymmetrischen Energiefenstern eine weitere Entscheidungshilfe geben.
- Für Kameras mit nachgeschaltetem Datenverarbeitungssystem muss die integrale Inhomogenität nach DIN EN 60789 quantitativ bestimmt werden.
- e. In halbjährlichem Abstand sollen örtliche Auflösung und Linearität der Kamera qualitativ geprüft werden. Zur Messung wird ein geeignetes Transmissionsphantom (Bleistreifen- oder orthogonales Lochphantom, welches den gesamten Detektor abdeckt) auf den Kamerakopf ohne Kollimator aufgelegt und mit einer unkollimierten Punktquelle durchstrahlt, welche sich zentriert über dem Detektor in großem Abstand befindet (5-facher Durchmesser bzw. Detektordiagonale), siehe auch Messung der inhärenten Inhomogenität. Nach der Neufassung der DIN 6855-2 ist auch anstelle der Punktquelle die Verwendung eines Flächenphantoms zulässig, die Messung kann dann mit oder ohne Kollimator erfolgen. (Bemerkung: In diesem Fall sollte den Empfehlungen der Society of Nuclear Medicine gefolgt werden: Wenn ein Kollimator verwendet wird, sollte dies ein niederenergetischer Kollimator sein, da Mittel- und Hochenergiekollimatoren wegen der Interferenz zwischen den Lochmustern von Kollimator und Phantom in Verbindung mit der inhärenten Auflösung Moiré-Muster erzeugen.)
- Bei digitaler Datenakquisition und -darstellung ist die größtmögliche Matrixgröße zu verwenden, da eine zu grobe Bildmatrix Auflösungsverluste und Moiré-Muster erzeugen kann.
- f. Ebenfalls in halbjährlichem Abstand soll der Abbildungsmaßstab geprüft werden, d. h. das Verhältnis des Abstandes zweier Punkte im Szintigramm zum tatsächlichen Abstand dieser Punkte im Objekt. Die Messung kann durchgeführt werden durch Aufnahme von zwei Punkt- oder Linienquellen, deren Mindestabstand 10 cm beträgt, oder durch Aufnahme eines Transmissionsphantoms (Bleistreifen- oder orthogonales Lochphantom). Die Größe der Bildmatrix soll mindestens 256 x 256 sein. Die Prüfung ist in X- und in Y-Richtung für jeden verwendeten Aufnahmezoom und für jedes verwendete Energiefenster durchzuführen.
- g. Ein wesentlicher, leider oft vernachlässigter Punkt der Konstanzprüfung ist die Kontrolle der Dokumentationseinrichtungen auf Verzeichnungsfreiheit sowie auf korrekte Einstellung und Wiedergabe der Farb- bzw. Graustufenskalen (halbjährlich). Der Begriff Dokumentationseinrichtungen umfasst dabei den Monitor (Rechner oder analog), und das Hardcopy-Gerät, z. B. Filmbelichter, Entwicklungsmaschine und Drucker. Im Zeitalter digitaler Kameras und/oder angeschlossener Rechnersysteme lässt sich dieser Test am effektivsten durch geeignete rechnergenerierte Testbilder durchführen, z. B. eine Anordnung von 16 Feldern mit linear abgestuften Inhalten in Form von 4 x 4 Einzelquadraten. Bei einem Analogmonitor wird empfohlen, den Bildpunkt bezüglich Größe (Schärfe) und Astigmatismus zu justieren. Im

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

Fall rein analoger Systeme kann die übrige Dokumentationskette nur mit Hilfe von radioaktiv gefüllten Stufen- oder Keilphantomen bzw. geeigneten Transmissionsphantomen überprüft werden.

h) Kameras mit Ganzkörperzusatz: Bei Kameras mit Ganzkörperzusatz soll halbjährlich die Konstanz des Abbildungsmaßstabs in Bewegungsrichtung über den größtmöglichen Abtastbereich durch die Abbildung einzelner, in bekannten Abständen positionierter Punktquellen überprüft werden (z. B. sechs Punktquellen in 30 cm Abstand und Überprüfung der Äquidistanz im Szintigramm), und zwar für beide Bewegungsrichtungen (Hin- und Rücklauf). Zusätzlich soll die Ortsauflösung in Bewegungsrichtung und senkrecht dazu sowie die korrekte Bilderzeugung mit einem geeigneten Phantom überprüft werden (z. B. ein von einer Flächenquelle durchstrahltes Bleistreifen- oder orthogonales Lochphantom). Diese Prüfung ist besonders wichtig bei Geräten, die zur Bilderzeugung zwei Abtastvorgänge erfordern (Kameras mit kleineren Messköpfen).

h. Zusätzlich zu den in der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin und in DIN 6855-2 getroffenen Regelungen muss das System in regelmäßigen Abständen bezüglich seiner mechanischen und elektrischen Sicherheit überprüft werden. Kleinere Probleme sollten sobald wie möglich, gefährliche Situationen müssen sofort bereinigt werden. Endschalter sollten regelmäßig überprüft werden, wie im Gerätehandbuch spezifiziert.

i. Ebenso sollten alle Kollimatoren (mit Ausnahme des Pinhole) auf Beschädigungen untersucht werden, z. B. durch Homogenitätsaufnahmen mit Kollimator.

B. SPECT

1. Datenakquisition

a. Die verwendeten Einstellparameter hängen stark von der Anzahl der Messköpfe der Kamera und deren Sichtfeld ab. Für Einkopfkameras wird normalerweise eine 64 x 64 Matrix verwendet bzw. 128 x 128 bei großflächigen rechteckigen Detektoren. Für Mehrkopfsysteme ist die Matrixgröße 64 x 64 oder 128 x 128 für höherauflösende Studien. Die vom Hersteller mitgelieferten Akquisitionsprotokolle sollten für das beabsichtigte Aufnahmeprotokoll zu Rate gezogen werden.

b. Da die statistische Güte der Aufnahme für den Rekonstruktionsprozess sehr wichtig ist, sind lange Aufnahmezeiten eher typisch. Die gesamte Aufnahmezeit sollte jedoch 30-45 Minuten nicht übersteigen, um durch Patientenbewegung verursachte Probleme zu minimieren.

c. Die Datenakquisition bei SPECT kann im "step and shoot"-Modus, durch kontinuierliche Bewegung des Kamerakopfes (continuous motion) oder in einer hybriden Technik durchgeführt werden, abhängig vom Kameradesign und von der Art der durchzuführenden Studie. Die kontinuierliche Bewegung des Kamerakopfes ergibt die effizienteste Datensammlung und ist besonders dann vorzuziehen, wenn die Bewegungs- und Wartezeit pro Kamerastopp größer als 10% der Akquisitionszeit pro Aufnahmewinkel (Kamerastopp) ist.

d. Für Einkopfkameras sollte die Anzahl der Kamerastopps oder Projektionswinkel größer oder gleich 60 (64) für eine 360°-Akquisition sein. Für eine 180°-Akquisition sollten mindestens 30 (32) Winkelprojektionen gemessen werden. Für hochauflösende Aufnahmen werden 120 (128) Winkel für einen 360°-Bogen und entsprechend 60 (64) Winkel für eine 180°-Akquisition empfohlen.

2. Datenverarbeitung: Im allgemeinen werden die Projektionsdaten geglättet (prefilter) und anschließend mit einem Rampenfilter rekonstruiert, welches durch eine geeignete Fensterfunktion ("window function") modifiziert ist.

a. Datenvorverarbeitung

- Eine Vorfilterung (prefiltering) der Projektionsdaten ist bei vielen SPECT Studien angebracht, da dadurch auch in axialer Richtung geglättet werden kann. Mit diesem "Prefilter" ist ein rein glättendes Filter gemeint ohne Ansätze zur Auflösungsverbesserung. Bei Verwendung eines solchen glättenden Prefilters wird für die anschließende Rekonstruktion ein reines Rampenfilter (ohne Fensterfunktion) empfohlen. Falls erforderlich sollte der Rat eines Fachmanns zur Auswahl des Filtertyps und seiner Parameter (Filterabbruchfrequenz, Filterordnung) eingeholt werden. Vorsicht: Bei Verwendung einer solchen Vorverarbeitung kann es durch die Verschlechterung der axialen Auflösung zu einem "Übersprechen" hoher Aktivitäten von außerhalb des zu rekonstruierenden Volumens kommen, z. B. intestinale Aktivität (Gallenblase) bei der Myokardszintigraphie.

- Etwaige Patientenbewegungen können zu Rekonstruktionsartefakten führen. Die qualitativ beste Untersuchung wird durch Minimierung von Patientenbewegungen erreicht.

b. Rekonstruktion

- Gefilterte Rückprojektion: Bei der gefilterten Rückprojektion ist neben einer etwaigen

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

- Fensterfunktion stets das Rampenfilter im Rekonstruktionsfilter enthalten. Dieses Rampenfilter korrigiert die Bildverwischung, die durch den ungefilterten Rückprojektionsschritt verursacht würde, während die Fensterfunktion eine Datenglättung, aber auch eine Auflösungsverschlechterung bewirkt. Es gibt Filter, welche die Kameraauflösung zum Teil "restaurieren". Sie sind abhängig vom abbildenden System (z. B. Kollimator), vom Rotationsradius und von der Tiefenlage des Zielorgans. Diese Bildverbesserung ("Restaurierung") sollte mit großer Vorsicht angewendet werden, da möglicherweise Artefakte erzeugt werden (siehe oben). (Vgl. auch die ablehnende Haltung der Empfehlung der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin zur Filterwahl bei der Myokardszintigraphie.)
- Iterative Rekonstruktion: Mit dem Anstieg von Rechenleistung und Speicherkapazität moderner Computerhardware hat sich der Einsatz iterativer Verfahren zur Rekonstruktion von SPECT-Studien aus dem Forschungslabor in die klinische Umgebung verlagert. Diese Methodik erlaubt die Korrektur vieler physikalischer Effekte innerhalb des Rekonstruktionsprozesses, wie z. B. die Absorptionskorrektur bei inhomogener Verteilung der Absorptionskoeffizienten, die Reduktion oder die Entfernung von Streustrahlung sowie die Kompensation der mit dem Abstand variierenden örtlichen Auflösung.
 - Absorptionskorrektur: Zahlreiche Photonen, die im Körper emittiert werden, werden innerhalb des Körpers absorbiert, bevor sie den Detektor erreichen, so dass keine reine Emissionsverteilung gemessen wird. Dieser Effekt wird durch die Absorptionskorrektur korrigiert. Die meisten Hersteller liefern eine solche Korrektursoftware, aber die Algorithmen sind eher simpel und arbeiten nur mit befriedigender Genauigkeit, wenn der abgebildete Teil des Körpers homogen ist. Vor der Anwendung des Verfahrens muss der Bediener die Außenkontur des Körpers definieren. Einige Hersteller bieten nun Software für die Absorptionskorrektur bei inhomogener Verteilung der Absorptionskoeffizienten an, basierend auf der Akquisition einer Transmissionsmessung mit einer externen Strahlenquelle. Aus dieser wird ein Bild der Absorptionskoeffizienten des Patienten (transmission map) rekonstruiert, welches dann in die Rekonstruktion der Emissionsdaten eingeht. Am effektivsten lässt sich die Absorptionskorrektur bei Hybridgeräten durchführen, welche einen Röntgen-Computertomographen beinhalten (PET/CT, SPECT/CT). Da Emissions- und Transmissionsmessung im selben Gerät erfolgen, tritt kein ‚mismatch‘ auf. Nach entsprechender Energieskalierung der mit dem CT bestimmten Absorptionskoeffizienten lässt sich so bei minimalem Zeitaufwand eine statistisch sehr präzise Absorptionskorrektur durchführen. (Achtung: Probleme durch unterschiedliche Atemlage, Kontrastmittel oder ähnliches sollten durch geeignete Aufnahmeprotokolle minimiert werden).
- c. Reorientierung: Um Schnittbilder zu erzeugen, welche zu den Hauptachsen spezifischer Organe orientiert sind, meistens handelt es sich dabei um Hirn und Herz, werden die transversalen Schichten reorientiert. Der Bediener wird durch die mitgelieferte Software bei der Festlegung dieser Achsen geführt, z. B. Lang- und Kurzachse des Herzens. Diese Technik wird auch verwendet, um Hirnschnitte parallel zur Orbitomeatal-Linie zu generieren.
3. Qualitätsprüfung (entsprechend der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin und der DIN Norm DIN 6855-2). Die relevanten gesetzlichen Bestimmungen zur Durchführung der Konstanzprüfung finden sich in der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin in Verbindung mit der einschlägigen DIN-Norm DIN 6855-2 sowohl für die planare Gammakamera als auch für SPECT Systeme. Alle bei der Konstanzprüfung erhobenen Daten sind mit den entsprechenden Referenzdaten, welche den Ausgangszustand der Kamera nach Abnahmetest unter identischen Messbedingungen beschreiben, zu vergleichen. Bei allen Messungen darf die Impulsrate im eingestellten Energiefenster $20\,000\text{ s}^{-1}$ nicht übersteigen.
- a. Alle Messungen zur Konstanzprüfung der planaren Kamera müssen auch für SPECT Systeme durchgeführt werden. Hinsichtlich der zu verwendenden Radionuklide und Einstelldaten sind die Bedingungen nach DIN EN 60789 zu beachten.
 - b. Inhomogenität: Wegen der Empfindlichkeit tomographischer Systeme mit rotierenden Detektoren bezüglich der Ausbildung von auf Inhomogenitäten beruhenden Artefakten ist an die wöchentliche Überprüfung der Inhomogenität ein strenger Maßstab anzulegen. Für SPECT-Systeme wird daher die Inhomogenität ausschließlich als System-Inhomogenität mit Kollimator und einer in geringem Abstand positionierten Flächenquelle bestimmt. Diese Quelle muss allseitig mindestens 20 mm größer als das Sichtfeld sein. Die Gesamtdicke der Quelle (aktive Flüssigkeit, Boden und Deckel) muss größer als 8 cm sein, um ein patientenähnliches Energiespektrum zu erzeugen, die Dicke der aktiven Flüssigkeitsschicht muss über die gesamte Fläche auf $\pm 1\%$ konstant sein, um eine ausreichend homogene Einstrahlung zu

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

gewährleisten. Um eine ausreichende statistische Qualität zu gewährleisten, muss die Homogenitätsaufnahme mindestens 10 000 Impulse pro Pixel enthalten, wobei die Impulsrate, wie bereits erwähnt, 20 000 s⁻¹ nicht übersteigen darf. Das Energiefenster für Technetium-99m muss $\pm 7,5\%$ betragen.

Ausgewertet wird die Homogenitätsmessung nach DIN EN 60789. Der Hersteller sollte die entsprechende Auswertesoftware bereitstellen.

In besonderem Maße gilt auch hier die bereits für die planare Kamera getroffene Feststellung, dass die Homogenitätsaufnahme sehr genau mit der Referenzaufnahme verglichen werden muss, um Veränderungen frühzeitig festzustellen.

- c. Rotationszentrum: Überprüft wird die Abweichung der Projektion des Rotationszentrums von der im Rekonstruktionsalgorithmus vorausgesetzten Lage, also ein Offset. Ist dieser Offset verschieden von Null und wird diese Abweichung nicht mathematisch korrigiert, resultiert bei der Rekonstruktion im besten Fall eine Auflösungsver schlechterung (bei kleinen Abweichungen), ansonsten resultieren schwerwiegende Artefakte. Daher darf die Bestimmung des Offsets nur eine maximale Messunsicherheit von $\pm 1,5$ mm aufweisen. Da eine Offsetkorrektur das nutzbare Sichtfeld verkleinert, sollte bei einem Offset von mehr als 6 mm das System nachjustiert werden. Zur Bestimmung des Offsets werden radioaktive Punkt- oder Linienquellen, wobei letztere parallel zur Systemachse (Rotationsachse) anzuordnen sind, mit mindestens 32 äquidistanten Projektionswinkeln über 360° aufgenommen, die Ergebnisse werden als Sinogramm dargestellt. Die Quellen sollen etwa 5 cm von der Rotationsachse entfernt angeordnet werden, damit das Sinogramm die Form einer Sinusfunktion ausreichender Amplitude annimmt. Die Auswertung dieser Messung durch Anpassung einer Sinusfunktion ist in DIN 6855-2 beschrieben und sollte durch eine vom Hersteller zur Verfügung gestellte Software erfolgen. Der so ermittelte Offset gilt nur für den verwendeten Kollimator.

Die Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin fordert (in Abhängigkeit von der Stabilität des Systems) eine mindestens halbjährliche Durchführung dieser Prüfung (DIN 6855-2: monatlich). Für Mehrkopfsysteme fordert DIN 6855-2 die Charakterisierung jedes einzelnen Messkopfes durch einen vollständigen Datensatz (360°).

- d. Kippwinkel des Messkopfes: Auch die Kollimatorachse muss mit der vom Rekonstruktionsverfahren vorausgesetzten Richtung exakt übereinstimmen. Bei Parallellochkollimatoren ist dies die Richtung senkrecht zur Systemachse. Treten Abweichungen auf (Kippwinkel), resultieren schwere Artefakte. Anders als beim Offset können diese Fehler mathematisch nicht korrigiert werden. Daher ist eine exakte Ausrichtung des Kamerakopfes essenziell. Der Kippwinkel darf nicht größer als 2° sein. Im einfachsten Fall erfolgt diese Ausrichtung mit einer am Kollimator angesetzten Wasserwaage. Dabei ist zu gewährleisten, dass die Systemachse ebenfalls waagrecht verläuft (Feststellung bei Montage und Abnahmeprüfung). Falls der Kippwinkel des Kamerakopfes nicht unverrückbar fixiert ist, muss die korrekte Ausrichtung des Kopfes vor jeder Datenakquisition geprüft werden (Winkelanzeige, Raststellung etc.).
- e. Rastermaßstab: Der Rastermaßstab ist der Kehrwert der Pixelgröße und kann leicht zusammen mit der Konstanzprüfung des Abbildungsmaßstabes in halbjährlichem Zeitabstand ermittelt werden. Bei der SPECT beeinflusst der Rastermaßstab die Absorptionskorrektur, falsche Werte können das Ergebnis verfälschen und auch zu Artefakten führen.
- f. Tomographische Inhomogenität: Die qualitative Überprüfung der Homogenität der rekonstruierten Schichten ist in Verbindung mit der im folgenden Punkt beschriebenen Kontrastprüfung ein empfehlenswerter "Über Alles"-Test des Systems. Dieser halbjährliche Test erfolgt durch eine SPECT Akquisition eines homogen mit radioaktiver Flüssigkeit gefüllten Volumenphantoms. Üblicherweise wird ein Zylinderphantom von etwa 20 cm Durchmesser und etwa 20 cm Länge verwendet. Die rekonstruierten Schichten werden visuell mit den unter identischen Akquisitions- und Rekonstruktionsbedingungen erzeugten Referenzbildern verglichen. Konstant zu haltende Bedingungen sind: Flächenimpulsdichte bzw. Impulsanzahl, Position des Phantoms, Rotationsradius, Kollimator, Rekonstruktionsmethode (FBP oder iterativ), Rekonstruktionsfilter (Typ und Parameter, am besten hochauflösendes Rampenfilter ohne Glättung), ggf. Anzahl der Iterationen, Matrixgröße, Anzahl der Projektionswinkel, Schwächungskorrektur (Absorption, Streustrahlung). Wegen der mit der tomographischen Rekonstruktion verbundenen Rauschverstärkung können keine quantitativen Werte bestimmt werden, die Prüfung erfolgt vielmehr visuell, speziell im Hinblick auf mögliche Artefakte. Im Hinblick auf die Erkennbarkeit soll die Akquisition mit sehr guter statistischer Datenqualität erfolgen.
- g. Kontrast: Eine Erweiterung der oben beschriebenen Prüfung stellt die halbjährliche Konstanzprüfung des Kontrastes dar. Diese Messung kann gleichzeitig mit der Prüfung der tomographischen Inhomogenität erfolgen, indem in das Zylinderphantom ein Satz inaktiver

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungs begründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

Kugeln (Durchmesserbereich etwa 10-40 mm, typischerweise sechs Stück) eingesetzt wird. Die Erkennbarkeit der Läsionen wird mit der unter identischen Bedingungen (s. o.) erstellten Referenzaufnahme verglichen.

- h. Mehrkopfkameras: Die zusätzlich erforderlichen Prüfungen für Mehrkopfsysteme sind in der derzeit gültigen Form der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin nicht geregelt. In DIN 6855-2 wird bezüglich des Rotationszentrums für jeden Messkopf ein vollständiger Datensatz über 360° verlangt.

Werden die Daten mehrerer Kameraköpfe in einem tomographischen Datensatz kombiniert, müssen diese Kameraköpfe geometrisch und elektronisch aufeinander abgestimmt sein (z. B. Pixelgröße, Sichtfeld, laterale Position und Drehwinkel der Projektionsbilder - alles jeweils in zwei Achsen - sowie Rotationszentrum). Der vom Hersteller empfohlenen Methode ist zu folgen.

V. Nuklearmedizinisches Rechnersystem

A. Komponenten

1. Kamerakopf: Ein wesentlicher (und zunehmender) Anteil der Datenverarbeitung findet normalerweise nicht im nuklearmedizinischen Rechnersystem statt, sondern bereits im Messkopf der Kamera. Solche Funktionen können manchmal aber auch im angeschlossenen Bildverarbeitungssystem bereitgestellt werden. Die genannte Funktionalität beinhaltet: (a) Bildgröße, -position und -zoom, (b) Energiekorrektur, (c) Linearitätskorrektur, (d) digitale Ortung, (e) möglicherweise weitere Korrekturen wie Streustrahlungskorrektur, Zählverlustkorrektur, Parallaxenkorrektur (depth of interaction), Korrektur lokaler Empfindlichkeitsvariationen.
2. Interface (verbindende Elektronik zwischen Kamera und Rechner): In modernen Systemen wird häufig das Interface als dedizierter Rechner mit entsprechenden Hardwarekomponenten ausgeführt.
 - a. Ganz allgemein gibt es zwei Arten von Interfaces:
 - Analoge: Die von der Kamera kommenden Signale sind Analogimpulse, welche durch Analog/Digitalwandler im Interface digitalisiert werden.
 - Digitale: Vom Kamerakopf kommen bereits digitalisierte Signale, das Interface verarbeitet nur noch diese digitalen Signale (bei modernen Kameras die Regel).
 - b. Das Interface verarbeitet die Daten in zwei grundlegenden Modi:
 - Frame-Modus: An den angeschlossenen Rechner werden vollständige Bilder bzw. Bildmatrizen übergeben, z. B. für jeden 'frame' einer dynamischen Studie ein Bild.
 - List-Modus: Die Daten werden an den angeschlossenen Rechner weitergeleitet in Form einer Liste, die für jedes nachgewiesene Ereignis dessen x-y-Koordinaten enthält (pro Impuls also dessen Ortskoordinaten), denen auch noch die zugehörige Zeitinformation und Energieinformation hinzugefügt werden kann.
 - c. Das Interface führt auch noch einige spezielle Funktionen aus: Dynamische Studien bestehen üblicherweise aus einer Sequenz von Einzelbildern, die zu unterschiedlichen Startzeiten und in unterschiedlichen Intervallen aufgenommen werden. Die Zeitsteuerung einer solchen dynamischen Sequenz muss durch das Akquisitionssystem und das Interface kontrolliert werden. Speziell für getriggerte Herzstudien muss jedes Teilbild, das zu einem bestimmten Zeitintervall (gating interval) innerhalb des Herzzyklus aufgenommen wurde, phasenrichtig zu den bereits im gleichen Intervall aufgenommen Teilbildern addiert werden. Dieser Vorgang wird vom Akquisitionssystem und vom Interface gesteuert, die auch die bei Extrasystolen notwendigen Korrekturen ausführen müssen.
 - d. Eine unabdingbare Forderung an das Interface und die Akquisitionsoftware ist, dass auch bei vorzeitigem Abbruch einer Akquisition die bis dahin akquirierten Daten gespeichert und, wenn auch evtl. mit Einschränkungen, auswertbar sind.
3. Datenverarbeitungssystem: Hierbei handelt sich um einen Computer im landläufigen Sinne, welcher aus folgenden Hauptkomponenten besteht: (a) einem oder mehreren Prozessoren (central processing unit, CPU), (b) Arbeitsspeicher (random access memory, RAM), (c) permanentem Speicher wie Festplatten, (d) peripheren Speichermedien wie z. B. Diskette, transportable Festplatte, DVD/CD-ROM und magnetooptische Platten.
4. Bildwiedergabe: Die Bildwiedergabegeräte sind ein wichtiger Bestandteil eines medizinischen Bildverarbeitungssystems und damit möglicherweise speziell für diesen Zweck ausgelegt.
 - a. Monitore sind typischerweise als Farbmonitore ausgeführt und sind groß genug, um mehrere Bilder gleichzeitig darzustellen. Wichtige Parameter sind: die maximale Größe der Bildschirmmatrix (legt die Anzahl der darstellbaren Bildschirmpixel fest), die

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

- Speichertiefe pro Bildschirmpixel (legt fest, wie viele unterschiedliche Farben oder Graustufen dargestellt werden können), die Anzahl der gleichzeitig und unabhängig möglichen Darstellungsebenen und Farbtabelle.
- b. Hardcopy-Geräte dienen üblicherweise der Bildausgabe auf Papier oder Film. Diese Bildausgabe kann entweder analog (Videosignal) oder rein digital erfolgen. Wichtige Parameter sind: Druck- bzw. Filmgröße, Druckauflösung (Anzahl druckbarer Punkte pro Flächeneinheit, Angabe z. B. in 'dots per inch', dpi), Anzahl der pro Punkt darstellbaren Farben oder Graustufen, Druckzeit, Kosten für Verbrauchsmaterial.
5. Archivierung: Normalerweise ist ein Gerät zur Archivierung angeschlossen, z. B. magneto-optische Platte oder DVD/CD-Brenner.
 6. Netzwerk: Heute ist es üblich, dass die zur Verarbeitung nuklearmedizinischer Daten eingesetzten Computer in Form eines Netzwerks verbunden sind. Ein solches lokales Netzwerk wird LAN genannt (local area network) und kann seinerseits wieder mit anderen Netzwerken verbunden sein, z. B. mit Weitverkehrsnetzwerken (wide area network, WAN), zu denen auch das Internet gehört. Mögliche Datenformate zum Versand nuklearmedizinischer Daten über solche Netzwerke sind: (a) herstellerspezifische Formate, (b) Interfile, (c) DICOM, und (d) allgemein übliche Formate für Pixelgraphik wie GIF, TIFF und JPG. Gerade die herstellerunabhängigen Datenformate, z. B. DICOM, gewinnen immer mehr an Bedeutung, da sie die Voraussetzung für den Datenexport bzw. -import in digitale Archivierungssysteme (PACS) bilden.

B. Datenakquisition

1. Die unterschiedlichen Typen der Datenakquisition sind in Teil IV beschrieben.
2. Matrixgrößen und Speichertiefe
 - a. Potenz von 2. Typische Größen sind 64×64 , 128×128 , 256×256 , 512×512 . Es gibt auch nichtquadratische Matrizen, z. B. für Ganzkörperscans.
 - b. Jedes Matrixelement (Pixel) besteht entweder aus einem Byte (8 bit, erlaubt die Speicherung von 0-255 Ereignissen pro Pixel) oder aus einem 16-bit-Wort (erlaubt die Speicherung maximal 32k- oder 64k-Ereignissen pro Pixel).
 - c. Wenn die Anzahl registrierter Ereignisse an einer Position (in dem zugehörigen Pixel) die Speicherkapazität des Systems übersteigt, entsteht ein Überlauf (overflow). Dies ist sehr viel wahrscheinlicher bei Verwendung einer Byte-Matrix.
3. Patientendaten
 - a. Wenn eine Untersuchung durchgeführt wird, müssen die Daten des Patienten mit den Akquisitionsdaten verknüpft werden. Die minimale zu verknüpfende Information besteht aus einem Zeiger im datentechnischen Sinne (pointer), der auf eine andere Datenbank mit den vollständigen Informationen über den Patienten verweist.
 - b. Normalerweise wird mit den Daten der Untersuchung der Patientennamen und ein eindeutiger Identifikationscode gespeichert, plus zusätzliche Informationen wie Geburtsdatum, Geschlecht, überweisender Arzt, Art der Untersuchung, vorläufige Diagnose etc.

C. Datenanalyse

Regions of interest (ROI): Die Zuverlässigkeit der für ROIs erhobenen Daten sollte durch Betrachtung eines Cine-Displays mit überlagerten ROIs verifiziert werden, um sicherzugehen, dass sich der Patient nicht bewegt hat. In periodischen Abständen sollten Studien erneut analysiert werden, um die Intraobserver-Varianz zu messen.

Wenn unterschiedliche Personen quantitative Bildanalysen durchführen, sollte durch periodische Wiederholungsanalysen die Interobserver-Varianz bestimmt werden.

D. Qualitätskontrolle

1. Trendanalyse der gerätetechnischen Konstanzprüfung: Ein nuklearmedizinisches Rechnersystem sollte in der Lage sein, die Ergebnisse der Konstanzprüfung der Gammakamera zu speichern und zu analysieren, so dass eine Trendanalyse (die Veränderung der bestimmten Parameter als Funktion der Zeit) durchgeführt und Störungen vorausgesagt werden können, ehe sie geschehen. Wenn Störungen auftreten, kann eine Analyse dieser Daten bei der Ermittlung der Fehlerursache helfen. Einige Systeme haben die Möglichkeit einer Fernverbindung zum Hersteller. Über diese Fernverbindung können Fehlerquellen festgestellt und evtl. Störungen beseitigt werden.
2. Qualitätskontrolle der Software
 - a. Analyse des Programmcodes, Zeile für Zeile: Der Programmcode, mehr allgemein der Vorgang der Erstellung des Codes, wird durch irgendein Verfahren kontrolliert, wie z. B. in der ISO-9000-Normenreihe definiert. Für komplexe Programme kann eine Analyse des Programmcodes allein kein korrektes Verhalten garantieren.

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

- b. Phantomuntersuchungen: Die Analyse der Messergebnisse von Phantomen mit genau bekannten Eigenschaften erlaubt den Vergleich der berechneten Ergebnisse mit genau bekannten Aktivitätsverteilungen. Abhängig von der Güte, mit der das Phantom die wesentlichen Eigenschaften des zu analysierenden Studientyps reflektiert, können die Ergebnisse hilfreich sein oder nicht (ein simples Zylinderphantom ist z. B. nicht zur Untersuchung der Absorptionsproblematik bei der Myokardszintigraphie geeignet, während ein Thoraxphantom mit Herzeinsatz hierfür sehr viel besser geeignet ist).
 - c. Simulierte Daten: Es besteht die Möglichkeit, simulierte Daten mit gewissen Eigenschaften zu generieren und durch die zu prüfende Software zu analysieren. Die Ergebnisse können so gegen eine Art Wahrheit, nämlich die in der Simulation eingebrachten Eigenschaften, getestet werden. Das setzt voraus, dass auch die Simulationssoftware korrekt arbeitet. In bestimmten Fällen ist diese Art der Analyse sehr hilfreich, z. B. zur Berechnung der Auswurffraktion (EF); sie spiegelt aber immer noch nicht die wahre klinische Realität wider.
 - d. Verwendung von Referenz-Patientendaten: Von einer Reihe von Zentren werden klinische Studien unter sorgfältiger Kontrolle durchgeführt. Diese Studien werden mit unterschiedlichen Softwarepaketen analysiert und die resultierenden klinischen Parameter verglichen. Es gibt keinen unabhängigen Referenzstandard, und normalerweise gibt es nur begrenzte klinische Gruppen (normal, abnormal). Nichtsdestoweniger ist die Analyse eines Standard-Datensatzes ein wichtiger Test zur Ermittlung der Zuverlässigkeit von Analysesoftware.
 - e. Klinische Bilanz: Die endgültige Beurteilung jeder Methodik ist eine klinisch gezogene Bilanz: die Richtigkeit und der Einfluss der Entscheidungen, die aufgrund der betreffenden Methodik und Verfahrensweise getroffen werden. Solche Beurteilungsmethoden arbeiten sehr langsam, erfordern viele Jahre zur Begründung von Schlussfolgerungen und sind nicht sehr geeignet zur Qualitätssicherung von Software, welche normalerweise eine viel schnellere Rückmeldung erfordert.
- Jedes brauchbare Qualitätssicherungssystem muss sowohl die Einzelkomponenten als auch die ‚Über Alles‘-Leistung betrachten. Dies ist üblich bei der Qualitätssicherung von Detektoren, aber weniger üblich in Bezug auf Software. So ist eine Kette von nacheinander ausgeführten und beurteilten Tests angebracht (am Beispiel getriggert Studien): (a) korrekte Zeitsteuerung der getriggerten Akquisition, (b) korrekte Behandlung nicht nutzbarer Herzzyklen, (c) die Genauigkeit der Definition von ROIs, (d) Bestimmung der korrekter Werte einer Zeit-Aktivitäts-Kurve, (e) korrekte Berechnung der Auswurffraktion (EF) aus der Zeit-Aktivitäts-Kurve, (f) korrektes Funktionieren des gesamten klinischen Protokolls.
- Jedes Glied dieser Kette mit Ausnahme des letzten ist ein einzelner Test mit wohldefiniertem Input und Output, beim dem die Richtigkeit des Einzelschritts anhand bekannter Daten mit bekannten Werten getestet werden kann. Der endgültige Test muss mit vielen Studien durchgeführt werden; normal, abnormal und, wenn möglich, mit Zwischenstadien, um die Leistungsgrenzen des gesamten Verfahrens festzulegen.

Literatur

- DIN 6855-2. Qualitätsprüfung nuklearmedizinischer Messsysteme; Konstanzprüfung von Einkristall-Gamma-Kameras zur planaren Szintigraphie und zur Einzel-Photonen-Emissions-Tomographie mit Hilfe rotierender Messköpfe. Berlin: Beuth-Verlag 2005
 - DIN EN 60789. Medizinische Elektrische Geräte - Merkmale und Prüfbedingungen für bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin - Einkristall-Gamma-Kameras (IEC 60789:2005). Berlin: Beuth Verlag 2007
 - Geworski L, Reiners Ch. Qualitätsprüfung nuklearmedizinischer Messsysteme - Konstanzprüfung. In tuttgart: Schattauer 2007.
 - International Standard IEC 60789: 2005. Medical Electrical Equipment - Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices - Anger type gamma cameras. Bureau Central de la Commission Electrotechnique Internationale, 3 rue de Varembe, Geneve, Suisse.
 - International Standard IEC 61675-2: 1998. Radionuclide imaging devices - Characteristics and test conditions - Part 2: Single photon emission computed tomographs. Bureau Central de la Commission Electrotechnique Internationale, 3 rue de Varembe, Geneve, Suisse.
 - Jordan K, Knoop B, Harke H. Qualitätssicherung nuklearmedizinischer Messsysteme: Was sagen die neuen Vorschriften? Nuklearmedizin 1994; 33: 49-60.
 - Luig H, Schober O, Eilles Ch, Eschner W, Graf G, Knoop B, Kretschko J, Lottes G, Maul FD, Meyer M. Filterwahl bei der Myokardtomographie mit einer rotierenden Gammakamera ("Myokard-SPECT"). Nuklearmedizin 1992; 31: 263-4.
 - Richtlinie nach der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung-StrlSchV) vom 22.04.2002 (Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin). Rundschreiben des BMU vom 24.6.2002 - RS II 4 - 11432/1
-

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.

Verfahren zur Konsensbildung:

Federführung:

Prof. Dr. med. B. Knoop
Klinik für Nuklearmedizin
Medizinische Hochschule Hannover

Erstellungsdatum:

12/1999 (publiziert in Zeitschrift Nuklearmedizin 1999; 38: 273-8)

Letzte Überarbeitung:

11/2007

Nächste Überprüfung geplant:

k.A.

Zurück zum [Index Leitlinien der Dt. Ges. f. Nuklearmedizin](#)

Zurück zur [Liste der Leitlinien](#)

Zurück zur [AWMF-Leitseite](#)

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollen aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - **insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung** übernehmen.

Stand der letzten Aktualisierung: 11/2007

© Dt. Ges. f. Nuklearmedizin

Autorisiert für elektronische Publikation: [AWMF online](#)

HTML-Code aktualisiert: 10.12.2007; 13:42:19

Die "Leitlinien" der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften sind systematisch entwickelte Hilfen für Ärzte zur Entscheidungsfindung in spezifischen Situationen. Sie beruhen auf aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen und in der Praxis bewährten Verfahren und sorgen für mehr Sicherheit in der Medizin, sollten aber auch ökonomische Aspekte berücksichtigen. Die "Leitlinien" sind für Ärzte rechtlich nicht bindend und haben daher weder haftungsbegründende noch haftungsbefreiende Wirkung.

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit - insbesondere von Dosierungsangaben - keine Verantwortung übernehmen.