



DGN-Handlungsempfehlung (S1-Leitlinie)

Nuklearmedizinische Bildgebung

Stand: 1/2015 – AWMF-Registernummer: 031-030

Autoren

L. Geworski¹, W. Burchert², B. Knoop¹

¹Medizinische Hochschule Hannover, Stabsstelle Strahlenschutz und Abteilung Medizinische Physik;

²Herz- und Diabeteszentrum NRW, Institut für Radiologie, Nuklearmedizin und Molekulare Bildgebung, Bad Oeynhausen

Herausgeber

Deutsche Gesellschaft für Nuklearmedizin

Nikolaistraße 29

37073 Göttingen

Tel.: +49 (0)551 48857-401

Fax: +49 (0)551 48857-401

E-Mail: office@nuklearmedizin.de

I. Präambel

Die allgemeine Leitlinie soll grundlegende Dinge, die bei jeder nuklearmedizinischen Bildgebung auftreten, festlegen. Generell sind nationale Leitlinien in der klinischen Praxis zu verwenden. Bei Nichtvorliegen einer nationalen Empfehlung ist auf europäische oder internationale Leitlinien Bezug zu nehmen. Hierbei sind die gültigen Gesetze, Verordnungen, DIN-Normen und Fachempfehlungen zu beachten.

Die Herstellung und die Anwendung einer institutionellen SOP (standardized operational procedure) für die jeweilige Untersuchung werden im Sozialgesetzbuch und der Strahlenschutzgesetzgebung gefordert und sind gute klinische Praxis.

Diese Leitlinie bezieht sich auf die technische Durchführung in der nuklearmedizinischen Bildgebung. Die gesetzlichen und praktischen Rahmenbedingungen für die Durchführung der nuklearmedizinischen Diagnostik finden sich in der „Allgemeinen Leitlinie für die Durchführung von nuklearmedizinischen Untersuchungen“.

II. Zielsetzung

Das Ziel dieses Dokuments ist es, allgemeine Anleitungen zur nuklearmedizinischen Bildgebung im klinischen Einsatz zu geben. Diese Leitlinie enthält dazu generelle Empfehlungen; spezifische Empfehlungen für bestimmte Untersuchungen werden in den entsprechenden untersuchungsbezogenen Leitlinien angegeben.

III. Bildgebende Geräte

Die Stärke der nuklearmedizinischen Bildgebung liegt in ihrer Fähigkeit, regionale physiologische und biochemische / molekularbiologische Prozesse abzubilden und gegebenenfalls zu quantifizieren. Diese Information kann durch die von anderen bildgebenden Verfahren stammende morphologische Information ergänzt werden. Für die klinische Bildgebung finden folgende Geräteklassen überwiegend Anwendung:

- Einzelphotonen-Gammakameras erzeugen planare Aufnahmen der örtlichen und ggf. zeitlichen Verteilung von Radiopharmaka im Körper. Aus einer Anzahl von planaren Aufnahmen, die unter unterschiedlichen Winkeln aufgenommen wurden, entstehen durch mathematische Rekonstruktion tomographische Bilder (Einzelphotonen-Emissionstomographie, SPECT).
- Positronen-Emissions-Tomographen liefern Aufnahmen der Verteilung von positronenemittierenden Radionukliden im Körper. Dies geschieht durch den Koinzidenznachweis von Photonensepaaren in einer ringförmigen Detektoranordnung. Diese gerichteten Photonensepaare entstehen als Vernichtungsstrahlung bei der Rekombination eines Positrons und eines Elektrons. Tomographische Bilder werden durch die mathematische Rekonstruktion der gemessenen Koinzidenzereignisse erzeugt (Positronen-Emissions-Tomographie, PET).
- Dedizierte Systeme sind für bestimmte Fragestellungen optimiert, aber auch auf diese beschränkt. Bedingt durch die besonderen Aufnahmegeometrien (z. B. Multi-Pinhole, Ringanordnung von Einzelphotonendetektoren, scannende Säulendetektoren) werden nicht alle Aspekte des Geräteinsatzes in dieser Leitlinie abgedeckt.
- Bei multimodalen Bildgebungsgeräten wird die emissionstomographische Information mit einem weiteren bildgebenden Verfahren in einem Gerät kombiniert (z. B. PET/CT, SPECT/CT, PET/MR).

A. Gammakamera zum Nachweis von Einzelphotonen

Gammakameras bestehen aus einem oder mehreren Messköpfen mit jeweils einem Einzelkristall (üblicherweise ein NaI-Szintillator). Damit ist die Anzahl der Photonen, die pro Zeiteinheit registriert werden können, begrenzt. Am weitesten verbreitet sind Doppelkopfsysteme wegen ihrer flexiblen Einsatzmöglichkeit für die Tomographie und für alle planaren Aufnahmetechniken, insbesondere auch für die Ganzkörperszintigraphie. Die Richtungsinformation der emittierten Strahlung wird mit Hilfe eines absorbierenden Kollimators gewonnen, der nur Photonen passieren lässt, deren Richtung mit den Vorzugsrichtungen des Kollimators übereinstimmt. Die verwendeten Radionuklide haben unterschiedliche, charakteristische Energiespektren.

1. Allgemein

a. Kollimator

Die Wahl des Kollimators wird von der Energie des verwendeten Radionuklids und der Art der Untersuchung bestimmt und beeinflusst die Abbildungsleistung des Gesamtsystems stark. Besonders kritisch ist hierfür die Abwägung von Empfindlichkeit (Ausbeute) und Auflösung. Bei Radionukliden mit mehreren Energielinien ist ein Kollimator zu verwenden, der auch die höchstenergetischen Photonen des betreffenden Radionuklids und ihre Emissionswahrscheinlichkeit berücksichtigt.

Der überwiegend verwendete Kollimatortyp ist der Parallellochkollimator, daneben existieren für spezielle Anwendungen ausgelegte Kollimatorgeometrien mit entsprechenden Vor- und Nachteilen (Sichtfeld, Ausbeute, Auflösung, abstandsabhängige Geometrie). Beispiele sind konvergierende, divergierende und konische Kollimatorgeometrien.

Eine spezielle Geometrie für kleine Objekte ist der Pinhole-Kollimator. Mit diesem kann eine örtliche Auflösung erreicht werden, die weitestgehend der inhärenten Auflösung der Kamera entspricht, allerdings auf Kosten der Ausbeute. Der Abstand zwischen Kollimator und Objekt bestimmt sowohl den Vergrößerungsfaktor als auch die Ausbeute.

b. Abstand Kollimator-Patient

Wegen der Abstandsabhängigkeit der räumlichen Auflösung sollte der Abstand zwischen Parallellochkollimator und Patient so klein wie möglich gewählt werden.

c. Einstellung des Energiefensters

Die korrekte Einstellung des Energiefensters (Lage und Fensterbreite) beeinflusst maßgeblich die Qualität des akquirierten Bildes (Ausbeute, Bildkontrast durch Streustrahlungsausblendung). Daher muss die korrekte Einstellung dieses Fensters gewährleistet sein. Üblicherweise wird ein Energiefenster von 15 % bzw. 20 % verwendet, welches symmetrisch auf den Photopeak zentriert ist.

Für Radionuklide mit mehr als einer Energielinie ist die Verwendung mehrerer Energiefenster, zentriert auf die jeweiligen Peaks, vorteilhaft. Im Vergleich zu einem breiten Energiefenster ergibt sich so der beste Kompromiss zwischen Empfindlichkeitssteigerung und Streustrahlungsminimierung.

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. Der Nachweis von Streustrahlung der höherenergetischen Photonen im niederenergetischen Fenster muss berücksichtigt werden. Wenn in einer Untersuchung zwei Radionuklide nacheinander verwendet werden ist es daher vorteilhaft, die Bildgebung zuerst für das niederenergetische Radionuklid durchzuführen.

2. Planar (nicht-tomographisch)

Die speziellen Einstellparameter für eine gegebene Untersuchung variieren in Abhängigkeit von der gewünschten klinischen Information.

a. Statische Bildgebung

Bei dieser Untersuchungsart steht die Darstellung der Aktivitätsverteilung des Organs nach Lage, Form und Größe in Vordergrund. Dabei wird diese dreidimensionale Verteilung unter einer definierten Sicht gemessen. Man erhält so eine zweidimensionale Projektion der Aktivitätsverteilung in Sichtrichtung. Durch diese Summation der Information in Sichtrichtung geht allerdings die Tiefeninformation verloren.

Zeitliche Änderungen der örtlichen Aktivitätsverteilung während der Akquisitionszeit können dabei nicht differenziert werden. Der Zeitpunkt der Akquisition ist entsprechend der Tracerkinetik zu wählen.

Die Größe der Akquisitionsmatrix ist eher größer zu wählen, um durch die Digitalisierung die Systemauflösung nicht zu verschlechtern. Wesentlich für diese Anpassung ist nicht die Anzahl, sondern die Größe der Pixel. Obwohl durch eine große (feine) Bildmatrix pro Pixel weniger Impulse registriert werden und somit das Rauschen pro Pixel ansteigt, ist letztlich für die statistische Güte eines Bildes die Flächenimpulsdichte maßgeblich, d. h. die Anzahl registrierter Impulse pro cm^2 und nicht pro Pixel. Wird hingegen die Matrixgröße zu klein (grob) gewählt, ist die Pixelgröße nicht an die Systemauflösung angepasst, das Raster wird störend sichtbar und die Auflösung wird verschlechtert. Eine nachträgliche Interpolation auf eine große Matrix kann zwar den visuellen Eindruck verbessern, aber die einmal verlorenen Information nicht mehr zurückgewinnen.

Üblicherweise wird die Pixelgröße so gewählt, dass sie 30–50 % der Systemauflösung im Messabstand entspricht. Damit ergeben sich, je nach Detektorgröße und Kollimator, Matrixgrößen von 128×128 bis 512×512 .

b. Ganzkörper-scans

Eine Ganzkörper-szintigraphie ist die Aufnahme des ganzen Körpers bzw. eines wesentlichen Teils desselben in einem zusammenhängenden Messvorgang. In jedem Fall ist das Aufnahme-feld größer als das Sichtfeld der Kamera, die Aufnahme erfordert daher eine Relativbewegung (Scan) zwischen Kamerakopf und Patient.

Die Scangeschwindigkeit und damit die Messzeit hängen von der Zählrate und der erforderlichen Flächenimpulsdichte ab. Wegen der axialen Größe des Aufnahme-feldes sollte die Matrixgröße in dieser Richtung mindestens 1024 Pixel betragen. Üblich ist der Einsatz von Doppelkopfkameras mit großem Sichtfeld. Dies erlaubt die Erfassung der gesamten Breite des Patienten in einem Durchgang und die parallele Erfassung von dorsaler und ventraler Ansicht.

c. Dynamische Studien

Bei dynamischen Untersuchungen ist die zeitliche Änderung der Aktivitätsverteilung im gewählten Zielorgan von Interesse. Daher wird eine Folge von planaren Szintigrammen (Frames) unter gleicher Sicht des Objekts durchgeführt.

Die Messzeit per Frame (möglicherweise im Verlauf der Messung variierend) ist vor Beginn der Datenakquisition entsprechend der für den untersuchten Vorgang benötigten zeitlichen Auflösung zu wählen, d. h. entsprechend der erwarteten Kinetik des Tracers. Gleiches gilt für die Gesamtdauer der Akquisition. Die Matrixgröße sollte an die Systemauflösung angepasst sein, Abstriche sind möglich bei sehr hohen Framerraten und entsprechen niedrigen Impulszahlen per Frame.

Bei einer List-Mode-Akquisition wird jedes einzelne Ereignis mit Zeitmarke und Ortskoordinaten gespeichert. In diesem Fall ist lediglich die Gesamtmesszeit vorzuwählen, die erhobenen Daten können nach erfolgter Akquisition beliebig zu Frames gruppiert werden. Dieser Flexibilität stehen erhöhte Anforderungen an die Datenverarbeitung gegenüber.

Für Studien mit hohen Zählraten können Totzeitverluste eine Rolle spielen. In diesem Fall sollte durch Heranziehen der Impulsratencharakteristik die applizierte Aktivität entsprechend angepasst werden. Diese Impulsratencharakteristik sollte unter patientennahen Messbedingungen (Quelle mit Streukörper [8]) gemessen sein. Eine Messung ohne Streumedium (Punktquelle in Luft) führt zu künstlich erhöhten Leistungsdaten.

d. Getriggerte Studien

Bei der getriggerten Szintigraphie werden die Messdaten sich periodisch ändernder physiologischer Größen jeweils für bestimmte Intervalle der Periode integriert. Hierzu wird zusätzlich ein Messsignal benötigt, abgeleitet z. B. vom EKG bei der Herzaktion oder von einem Dehnungsdetektor bei der Atmung.

Um die Datenakquisition mit der Herzfrequenz des Patienten zu synchronisieren, wird eine Triggerung abgeleitet von der R-Zacke des 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. Das Ergebnis ist die szintigraphische Darstellung eines repräsentativen Herzzyklus.

Die Atemtriggerung wird eingesetzt, um die durch die Respiration verursachten Bewegungsunschärfen betroffener Organe zu reduzieren.

3. Tomographisch (SPECT)

a. Datenakquisition

Ausgehend von einer Pixelgröße von 6 mm oder besser sollte die Matrixgröße bei den heute gebräuchlichen Kameraköpfen mit großem Sichtfeld mindestens 128 x 128 sein, besser 256 x 256.

Da die statistische Güte der Aufnahme für die aus dem Rekonstruktionsprozess resultierende Bildqualität entscheidend ist, sind lange Aufnahmezeiten eher typisch. Entscheidend ist immer die Gesamtzahl registrierter Impulse pro Schicht. Die Aufnahmezeit sollte jedoch 30 – 45 Minuten nicht übersteigen, um durch Patientenbewegung verursachte Artefakte zu minimieren.

Wegen der Abstandsabhängigkeit der räumlichen Auflösung sollte der Rotationsradius bei Verwendung von Parallellochkollimatoren so klein wie möglich gewählt werden.

Die Datenakquisition bei SPECT kann im 'step and shoot'-Modus oder durch kontinuierliche Bewegung des Kamerakopfes (continuous motion) durchgeführt werden, abhängig vom Design der Kameragantry 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. Bei der Leistungsfähigkeit moderner Rechner werden 120 (128) Winkel für einen 360°-Bogen und entsprechend 60 (64) Winkel für eine 180°-Akquisition empfohlen.

b. Datenvorverarbeitung

Eine Vorfilterung (prefilter) der Daten kann, abhängig vom gewählten Rekonstruktionsverfahren, zur Reduktion des Rauschens sinnvoll sein. Da hierbei die Glättung nicht nur innerhalb der transversalen Richtung, sondern auch in axialer Richtung erfolgt, verteilt sich die Rauschreduktion und Auflösungsver schlechterung gleichmäßig auf alle drei Raumkoordinaten. Dies gilt nur für ein rein glättendes Prefilter ohne Ansätze zur Auflösungsverbesserung. In der folgenden Rekonstruktion sollten dann keine weiteren glättenden Filter (weder implizit noch explizit) zur Anwendung kommen, um eine isotrope Auflösung zu erhalten.

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.

c. Rekonstruktion

Die Rohdaten werden generell in einem Koordinatensystem erhoben, welches zum Kamerakopf orientiert ist und um den Patienten rotiert (Zylinderkoordinaten). Durch die Rekonstruktion werden Schnittbilder erzeugt, die auf einem

zum Patienten orientierten kartesischen Koordinatensystem basieren. Die vom Rekonstruktionsverfahren vorausgesetzten Verknüpfungen zwischen beiden Koordinatensystemen müssen gewährleistet sein (z. B. Lage des Rotationszentrums, Abbildungsmaßstab (Pixelgröße), Winkelorientierung). Bei Verwendung von mehr als einem Kamerakopf gilt dies auch für die Relation dieser Kenngrößen aller beteiligten Kameraköpfe zueinander.

Gefilterte Rückprojektion

Bei der gefilterten Rückprojektion ist neben einer etwaigen 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 Auflösungsver schlechterung bewirkt. Auswahl und Parametrisierung einer geeigneten Fensterfunktion ist von der Art der Untersuchung abhängig, z. B. Myokardszintigraphie (Homogenität des Myokards, rel. großflächige Ausfälle -> Hanning-Fenster) vs. Skelettszintigraphie (Erkennbarkeit kleiner Strukturen -> Butterworth-Fenster). Generell verstärkt die Rekonstruktion das Rauschen und erfordert daher einen Kompromiss zwischen Datenglättung und rekonstruierter Auflösung, der durch die Wahl der Filtergrenzfrequenz und ggf. weitere Parameter des Filters realisiert wird.

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 'Image Restoration' sollte mit großer Vorsicht angewendet werden, da möglicherweise Artefakte erzeugt werden (siehe Datenvorverarbeitung).

Iterative Rekonstruktion

Im Gegensatz zur gefilterten Rückprojektion erlauben iterative Rekonstruktionsverfahren innerhalb des Rekonstruktionsprozesses die Korrektur vieler physikalischer Effekte der Bildgebung, 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. Ebenso existieren Verfahren, die nicht nur die zur jeweiligen transversalen Schicht gehörigen Daten verarbeiten, sondern auch die Informationen benachbarter Schichten einbeziehen. Die Auswahl des Verfahrens (wenn möglich) und die Parametrisierung (z. B. Zahl der Iterationen, der Subsets, der Parameter der Regularisierung) ist nicht trivial und sollte nur mit Vorsicht verändert werden. Generell gilt bei gegebenem Verfahren, dass eine Erhöhung der Zahl der Iterationen eine Verbesserung von Kontrast und Auflösung, aber auch eine Verstärkung des Rauschens ergibt, wobei die erzielte Auflösung von der abgebildeten Bildstruktur abhängt (objektabhängige Konvergenz).

d. Daten-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, z. B. zur Lang- und Kurzachse des Herzens. Diese Technik wird auch verwendet, um Hirnschnitte parallel zur Orbitomeatal-Linie zu generieren.

4. Korrekturen

a. Homogenität

Durch die tomographische Rekonstruktion werden Fehler der Akquisitionsdaten verstärkt. Dies gilt besonders für Inhomogenitäten des Detektorkopfes, die unkorrigiert zu schweren Artefakten führen können, speziell wenn sie in der Nähe des Detektorzentrums liegen. Aus diesem Grunde ist eine Homogenitätskorrektur der Akquisitionsdaten durch Korrekturaufnahmen sehr hoher statistischer Güte erforderlich. Diese werden im Rahmen der Qualitätskontrolle erstellt. Hierbei ist zu beachten, dass diese zur gewählten Radionuklid-

Kollimatorkombination passen und auch den beim Patienten vorliegenden Streustrahlungsanteil berücksichtigen.

b. Streustrahlung

Emittierte Photonen werden gestreut, verlieren Energie und verfälschen dabei ihre Richtungsinformation. Vor der Absorptionskorrektur (speziell bei der CT-basierten) sollte daher eine Streustrahlungskorrektur durchgeführt werden, wobei alle bisher bekannten Verfahren Näherungen unterschiedlicher Genauigkeit darstellen. Die häufig bei den simplen Algorithmen verwendete Methode eines 'effektiven Absorptionskoeffizienten' ist keine Streustrahlungskorrektur, sondern belässt die Streustrahlung im Bild und unterkorrigiert die Absorption.

Besser ist die 'Zwei-Fenster' bzw. 'Drei-Fenster'-Methode, bei denen Daten in einem zusätzlichen Fenster unterhalb des Photopeaks bzw. ergänzt durch ein drittes Fenster knapp oberhalb des Photopeaks akquiriert werden. Aus diesen Daten wird dann der Streustrahlungsanteil innerhalb des Photopeaks abgeschätzt und mit einem empirisch ermittelten Faktor bewichtet subtrahiert. Lage und Breite der zusätzlichen Fenster beeinflussen den Bewichtungsfaktor, ein Abweichen von den empfohlenen Einstellwerten ist daher kritisch und erfordert experimentelle Überprüfung.

c. Absorption

Zahlreiche im Körper emittierte Photonen werden schon innerhalb des Körpers absorbiert und erreichen daher den Detektor nicht. Es wird also keine reine Emissionsverteilung gemessen, sondern eine nichtlineare Kombination aus Emission und Absorption. Dieser Effekt wird durch die Absorptionskorrektur korrigiert.

Die meisten Algorithmen (z. B. Chang, Sinus Hyperbolicus) sind eher simpel und arbeiten nur mit ausreichender Genauigkeit, wenn der abgebildete Teil des Körpers homogene Absorptionskoeffizienten aufweist. 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 nach entsprechender Umskalierung von der Energie des Transmissionsnuklids auf die Energie des Emissionsnuklids in die iterative Rekonstruktion der Emissionsdaten eingeht. Emittiert der Patient zum Zeitpunkt der Transmissionsmessung bereits die Photonenstrahlung des Emissionsnuklids (wenn auch mit anderer Energie), ist durch entsprechende Korrekturen dafür zu sorgen, dass die Transmissionsdaten nicht verfälscht werden.

Am effektivsten lässt sich die Absorptionskorrektur bei Hybridgeräten durchführen, welche einen Röntgen-Computertomographen beinhalten (SPECT/CT). Da Emissions- und Transmissionsmessung im selben Gerät erfolgen, tritt idealerweise kein Mismatch auf. Nach entsprechender Energieskalierung der mit dem CT bestimmten Absorptionskoeffizienten und der Anpassung der unterschiedlichen örtlichen Auflösungen lässt sich so bei minimalem Zeitaufwand eine statistisch präzise Absorptionskorrektur durchführen. Wegen des um Größenordnungen höheren Photonenflusses der Röntgenröhre werden die Transmissionsdaten durch das Emissionsnuklid praktisch nicht verfälscht. Probleme durch unterschiedliche Atemlage, Kontrastmittel oder ähnliches sollten durch geeignete Aufnahmeprotokolle minimiert werden. Für die Absorptionskorrektur und die morphologische Bildfusion ist ein Low Dose CT ausreichend (Dosisminimierung).

d. Zählverluste

Bei einem Szintillationsdetektor wird die absorbierte Gammaenergie proportional in Lichtimpulse umgewandelt. Jeder Lichtimpuls fällt exponentiell mit einer für das verwendete Detektormaterial typischen Zeitkonstante ab. Kommt während dieses Abfalls ein weiterer Lichtimpuls, stockt dieser auf das bereits vorhandene Licht auf (Pile Up). Durch diese Summation werden zwei Ereignisse zu einem verbunden, das zudem eine verfälschte Kurvenform und eine verfälschte Amplitude aufweist. In der Regel werden daher beide Ereignisse verworfen. Dieses Verhalten führt dann dazu, dass nach Überschreiten eines Maximums die registrierte Zählrate mit ansteigender Aktivität wieder abfällt, weil immer mehr Lichtimpulse aufeinander aufstocken, bis im Extremfall der ganze Detektor quasi im Dauerlicht leuchtet.

Neben diesen Zählverlusten im Detektor kann auch die Elektronik nur eine begrenzte Ereignisrate verarbeiten. Dieses Verhalten tritt bei den heute üblichen schnellen Komponenten jedoch gegen die Verluste im Detektor selbst in den Hintergrund.

Aufschluss über die zu erwartenden Zählverluste ergibt die Messung einer Impulsratencharakteristik, bei der die gemessene Impulsrate als Funktion der Aktivität (bzw. der wahren Impulsrate ohne Verluste) dargestellt wird. Eine solche Messung kann nur realistische Anhaltswerte liefern, wenn die Messbedingungen möglichst patientenähnlich sind. Die Messung einer Punktquelle in Luft ist nicht auf den klinischen Betrieb übertragbar. Aufgrund der komplexen und nichtlinearen Abhängigkeiten von Energiespektrum und Patientengeometrie ist eine realistische Korrektur nicht möglich, es bleibt daher nur die Möglichkeit, aus einer wie oben skizzierten Impulsratencharakteristik den Aktivitätsbereich abzuschätzen, bei dem die Zählverluste noch tolerabel sind.

B. Positronen-Emissions-Tomograph

Bei der Annihilation eines Positrons mit einem freien Elektron erfolgt die Emission der resultierenden zwei Gammaquanten der Vernichtungsstrahlung (je 511 keV) gleichzeitig unter einem Winkel von nahezu 180° . Diese im Vergleich zur ungerichteten Emission von Einzelphotonen vorliegende Zusatzinformation der Vernichtungsstrahlung begründet die physikalisch bedingte Überlegenheit der Positronen-Emissions-Tomographie.

Grundsätzlich werden beide Gammaquanten der Vernichtungsstrahlung durch eine Prüfung auf Gleichzeitigkeit (Koinzidenzabfrage) zu einem Ereignis verknüpft.

Werden also zwei opponierende Detektoren quasi gleichzeitig getroffen, muss der Ort der Annihilation auf der Verbindungslinie (Koinzidenzlinie) gelegen haben. Diese Richtungsinformation (elektronische Kollimierung) macht eine absorbierende mechanische Kollimierung mit ihrer Empfindlichkeitsreduktion überflüssig. Die elektronische Kollimierung bewirkt weiterhin eine weitgehend abstandsunabhängige Auflösung des Tomographen, die im Wesentlichen von den Abmessungen der Detektorstirnfläche determiniert ist.

Dies führt zu einer – im Vergleich zur Gammakamera – hohen Empfindlichkeit bei hoher räumlicher Auflösung.

Der Koinzidenznachweis hat zudem die Eigenschaft, dass Absorptionseffekte unabhängig von Quellenposition auf der Koinzidenzlinie sind. Dies macht eine genaue Absorptionskorrektur auf der Basis gemessener Transmissionsdaten (Transmissionsquelle, CT) möglich.

Diese Eigenschaften sind die Basis für die Berechnung einer quantitativer Aktivitätskonzentration in vivo.

Ein PET-Scanner besteht typischerweise aus der ringförmigen Anordnung von mehreren tausend Detektorkristallen in der Transversalebene sowie aus zahlreichen solcher Detektorringe in der axialen Richtung. Obwohl aus praktischen Gründen die Detektorkristalle in Gruppen zusammengefasst werden, ist die Anzahl unabhängiger Zählkanäle dennoch sehr viel größer als bei einer Gammakamera. Hieraus folgt eine hohe Zählratenkapazität des Positronen-Emissions-Tomographen.

1. Allgemein

a. Kollimierung, Koinzidenzfenster, TOF

Die elektronische Kollimierung basiert auf der Koinzidenzabfrage der Signale von opponierenden Detektoren. Das Zeitfenster, innerhalb dessen zwei Signale als koinzident angesehen werden, heißt Koinzidenzauflösungszeit. Abhängig vom Detektormaterial, dem Durchmesser des Detektorrings und der Elektronik liegt diese Zeit heute zwischen 4 und 12 ns. Wird die echte Laufzeitdifferenz zwischen dem Eintreffen der beiden Photonen gemessen, ist eine Bestimmung des Ortes auf der Koinzidenzlinie und damit eine dreidimensionale Ortung möglich (Flugzeitmessung, 'Time-of-Flight (TOF)'). Da derzeit diese Flugzeitauflösung aufgrund physikalischer Randbedingungen im Bereich von 10 cm liegt, ist dennoch eine tomographische Rekonstruktion erforderlich, allerdings wegen der verbesserten Ortungsinformation mit geringerer Rauschverstärkung. Vorteile ergeben sich bei größeren Objekten, speziell bei korpulenten Patienten.

b. Randoms, trues und singles

Vor der Energiediskriminierung und vor der Koinzidenzabfrage ist die primäre Messgröße die Einzeldetektorrate (singles). Erst durch die Koinzidenzabfrage entsteht die Richtungsinformation, die resultierende wahre Koinzidenzrate (trues, true coincident rate) ist das für die Bildgebung nutzbare Messsignal. Dessen Anteil (theoretisch 50 %) liegt tatsächlich im Bereich weniger Prozent bis unter ein Prozent, da zum Nachweis einer Koinzidenz beide zugehörigen Singles nachgewiesen werden müssen. So sinkt z. B. bei korpulenten Patienten mit höherer Absorption der Anteil der Trues deutlich ab.

Daneben entstehen zufällige Koinzidenzen (randoms), wenn zwei Einzelphotonen von unterschiedlichen Positronenzerfällen zufällig innerhalb der Koinzidenzauflösungszeit nachgewiesen werden. Diese Signale beinhalten keine echte Richtungsinformation und müssen deshalb durch geeignete Korrekturen von der Bildgebung ausgeschlossen werden. Die Rate zufälliger Koinzidenzen ist bei sonst konstanten Messbedingungen proportional zur Koinzidenzauflösungszeit und steigt quadratisch mit der Aktivität im Sichtfeld an. Bei vielen Anwendungen kann die Rate der zufälligen Koinzidenzen die der wahren Koinzidenzen erreichen oder übersteigen.

c. Energiefenster

Für alle Positronenstrahler ist die Energie der auf Positronenzerfall beruhenden Photonen 511 keV. Das vom Hersteller voreingestellte Energiefenster darf vom Anwender nicht verändert werden. Ausnahmen bedürfen der Rücksprache mit dem Hersteller.

d. Matrix

Die Akquisitionsmatrix der Rohdaten ist bei dem diskreten Ringdetektor durch das Design des Tomographen festgelegt. Dies gilt auch für die zugehörige Pixelgröße, die Winkelorientierung und das Rotationszentrum. Die tomographische Bildmatrix hingegen kann bei der Rekonstruktion durch Zoom und Winkeldrehungen verändert werden.

2. Datenakquisition

a. 2D-/3D-Akquisitionsmodus

Ursprünglich erfolgte die Datenakquisition im sogenannten 2D-Modus, d. h. der axiale Öffnungswinkel des Tomographen war dergestalt eingeschränkt, dass die Koinzidenzlinien innerhalb der entsprechenden transversalen Schicht verliefen und somit eine klassische transversale Tomographie vorlag. In Konsequenz wurden zwischen den Detektorringen entsprechend dimensionierte absorbierende Septen angeordnet. Diese Septen waren nicht für die Ortung erforderlich, sondern dienten der Reduktion von Streustrahlung und zufälligen Koinzidenzen.

Im heute überwiegend eingesetzten 3D-Modus sind diese Septen nicht vorhanden, der axiale Öffnungswinkel wird bis über die volle axiale Länge vergrößert. Nachteilig ist eine Erhöhung von Streustrahlungs- und Randoms-Anteil, deren notwendige Korrektur die statistische Güte des Bildes verschlechtert. Vorteilhaft ist eine deutliche Erhöhung der Empfindlichkeit. Je nach Zählratencharakteristik und Detektormaterial des Tomographen kann diese Erhöhung in kürzeren Aufnahmezeiten, besserer Bildgüte oder Reduktion der applizierten Aktivität umgesetzt werden.

b. Tomographische Information

Auch bei der Positronen-Emissions-Tomographie sind, wie vorstehend beschrieben, statische, dynamische, getriggerte Akquisitionen sowie Ganzkörperaufnahmen üblich, wobei wegen der höheren Empfindlichkeit und des besseren Zählratenverhaltens sowie der ringförmigen Detektoranordnung alle diese Akquisitionsarten tomographisch durchgeführt werden. Aktuell werden in zunehmendem Maße die Daten primär im Listmode aufgenommen (Vorteil: geringeres Datenvolumen bei großen Akquisitionsmatrizen, Flexibilität der Protokolle, Double Gating).

Besondere Bedeutung kommt dabei der Ganzkörperakquisition zu, die den weitaus überwiegenden Anteil der PET-Untersuchungen ausmacht. Durch Bewegung der Patientenliege werden Teilaufnahmen akquiriert, die sich wegen des axialen Abfalls der Empfindlichkeit in geeigneter Weise überlappen müssen, und die dann anschließend zerfallskorrigiert zusammengesetzt werden.

Besondere Sorgfalt ist auf die Abwägung von zu applizierender Aktivität, Aufnahmezeit und erforderlicher statistischer Bildqualität zu legen. Beispielhaft sei hier genannt die gewichtsabhängige Aktivitätsgabe bei korpulenten Patienten, um den vergrößerten Verteilungsraum und die höhere Absorption und damit die schlechtere Bildqualität auszugleichen. Gleichzeitig ist bei diesem Patienten der Streustrahlungsanteil höher und steigt der ohnehin schon erhöhte Anteil zufälliger Koinzidenzen nochmals durch die Erhöhung der Aktivität quadratisch an. Durch die verstärkten Korrektoreffekte sind der Erhöhung der applizierten Aktivität enge Grenzen gesetzt, empfohlen wird stattdessen eine Verlängerung der Messzeit.

3. Rekonstruktion

Auch bei der Positronen-Emissions-Tomographie gibt es grundsätzlich die Möglichkeit der Rekonstruktion mit analytischen (gefilterte Rückprojektion) und algebraischen (iterativen) Verfahren, wobei letztere die Methode der Wahl darstellen. Bei iterativen Verfahren ist anzumerken, dass eine Modifikation der vom Hersteller empfohlenen Parametrisierung stets mit Sorgfalt und mit ausreichender Validierung vorgenommen werden sollte. Als Beispiel sei der weitverbreitete Ordered Subset Expectation Maximalization (OSEM) Algorithmus genannt, bei dem eine Veränderung der Iterationszahl die Abwägung zwischen Auflösung und Rauschverstärkung beeinflusst, während eine Veränderung der Zahl der Subsets die Charakteristik des Verfahrens (vom vollgültigen 'expectation maximalization – maximum likelihood (EM-ML)' bis zum projektionsweise korrigieren 'algebraic reconstruction technique (ART)' Algorithmus) verändert [6].

4. Korrekturen

a. Normalisierung

Nach Neuabgleich eines Positronen-Emissions-Tomographen werden spezielle Korrektur- und Kalibrierenaufnahmen angefertigt, die unter dem Begriff Normalisierung zusammengefasst werden. Diese beinhalten unter anderem Homogenitätskorrekturen zum Ausgleich lokaler Empfindlichkeitsunterschiede (sowohl transversal als auch von Schicht zu Schicht), Messungen zur Überprüfung der Güte des Abgleichs sowie eine Kalibrierung des Tomographen in Bezug auf die Bestimmung von Aktivitätskonzentrationen aus dem rekonstruierten Bild. Diese Normalisierung wird auf jede Patientenaufnahme angewendet.

b. Streustrahlung

Während bei der 2D-PET der Streustrahlungsanteil deutlich niedriger als bei einer Gammakamera mit Parallellochkollimator ist, bewirkt die Entfernung der axialen Septen bei der 3D-Akquisition einen Anstieg des Streustrahlungsanteils in die gleiche Größenordnung. Wegen der deutlich besseren Datenlage bei der PET (Auflösung, Empfindlichkeit, Rauschen) und da ein moderner PET-Scanner immer eine CT-Komponente beinhaltet (mit Ausnahme von PET/MR), wird bei der PET heute die Streustrahlungsverteilung patientenindividuell anhand der Transmissions- und der Emissionsdaten modelliert (Stichwort: SSS, single scatter simulation [14]).

c. Absorption

Im Gegensatz zur Gammakamera ist bei der PET die Absorption längs eines Messstrahls nur von der Gesamtabsorption längs dieses Strahls abhängig, insbesondere ist sie unabhängig von der Position der Quelle auf diesem Strahl, die sich daher auch außerhalb des Objekts befinden kann. Dies eröffnet die Möglichkeit einer Absorptionskorrektur durch eine externe Transmissionsquelle auf der Basis der gemessenen Projektionen (CT, Transmissionsquellen), die im Gegensatz zur SPECT nicht zwingend eine iterative Rekonstruktion erfordert. Der Absorptionseffekt ist trotz der höheren Energie von 511 keV deutlich höher als z. B. bei Tc-99m, da bei einer Koinzidenzmessung der Verlust eines der beiden Einzelphotonen durch Absorption zum Totalverlust der zugehörigen wahren Koinzidenz führt.

Typische Korrekturfaktoren im Abdomen liegen global etwa beim Faktor 10, lokal etwa beim Faktor 20. Weiterhin ergeben sich unkorrigiert ausgeprägte Artefakte speziell in Arealen mit stark unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten.

Für verlässliche quantitative aber auch qualitative Auswertungen ist daher eine präzise Korrektur essentiell.

d. Zählverluste

Bei der Positronen-Emissions-Tomographie in Koinzidenzmessung treten Zählverluste sowohl bei der Einzeldetektorrate als auch bei der Rate zufälliger Koinzidenzen und bei der Rate wahrer Koinzidenzen auf. Da für eine Koinzidenzmessung der Verlust eines der beiden beteiligten Einzelereignisse bereits den Verlust des koinzidenten Ereignisses bedeutet, liegt das Zählratenmaximum der wahren Koinzidenzrate etwa bei der Hälfte der zum Zählratenmaximum der Einzelrate gehörenden Aktivität. Dies bedeutet, dass bei gleicher Aktivität die Zählverluste der Einzelrate bedeutend niedriger sind als die Verluste der zur Bildgebung benutzten wahren Koinzidenzrate. Die letzteren wiederum sind prozentual gleich den Verlusten der zufälligen Koinzidenzen, die durch den quadratischen Anstieg mit der Aktivität einen anderen Kurvenverlauf zeigen. Alle diese unterschiedlichen Größen werden bei der PET unabhängig erfasst. Die so gewonnene Zusatzinformation erlaubt im Gegensatz zur einfachen Gammakamera eine Korrektur der Zählverluste, die auch für unterschiedliche Objektgeometrien gültig ist.

Besonders hervorzuheben ist auch die Wahl eines geeigneten schnellen Detektormaterials hoher Absorptionswahrscheinlichkeit. So ist die Abklingzeitkonstante des Szintillationslichtes der modernen Lutetiumdetektoren (z. B. LSO, LYSO) etwa um den Faktor 7 schneller als beim Wismutgermanat (BGO) – in Konsequenz ergibt sich eine deutlich verbesserte Zählratencharakteristik.

C. Bildnachbearbeitung

Häufige Verfahren sind bei tomographischen Bildern Reorientierungen, Reformatierungen, Volume Rendering-Verfahren und Fusionen verschiedener Datensätze/Modalitäten.

Ein weiteres Verfahren zur Bildnachverarbeitung ist die Glättung von Bilddaten bei gleichzeitiger Auflösungsver schlechterung. Sollte aufgrund der allgemeinen Datenqualität generell eine Glättung erforderlich sein, sollte diese bei tomographischen Aufnahmen im

Rekonstruktionsprozess erfolgen. Ausnahmen sind Glättungen über die Zeitachse, z. B. bei getriggerten Aufnahmen.

Diese Bildnachverarbeitungen führen nicht zu einer Verbesserung der Messinformation, sondern dienen einer Unterstützung des Befundungs-/Demonstrationsprozesses.

Die Erstellung eines klinischen Befundes erfolgt in der Regel auf nachverarbeiteten Bildern, die für die einzelnen Organuntersuchungen spezifisch sind. Daher ist hierbei im Detail auf die untersuchungsspezifischen Leitlinien zu verweisen.

D. Bilddarstellung

Generell ist bei der Bilddarstellung zu unterscheiden zwischen der Erkennbarkeit bestimmter Strukturen und einer möglichst unverzerrten Wiedergabe der Aktivitätsverteilung. Während die Erkennbarkeit durch geeignete kontrastverstärkende Maßnahmen verbessert werden kann, erfordert das zweite Ziel eine möglichst lineare Darstellung.

1. Farbskala

In der Bilddarstellung werden die in der Bildmatrix gespeicherten Inhalte in Grau- oder Farbwerte umgewandelt. Dabei ist diese Zuordnung in linearer, logarithmischer oder exponentieller Stufung möglich – mit entsprechenden Konsequenzen für die Interpretation des dargestellten Bildes. Generell ist es problematisch, wenn die verwendete Skala Sprünge im physiologischen Farbempfinden des Betrachters aufweist. Gut geeignet sind daher lineare Grauskalen und sogenannte Feuerfarben, d. h. ohne Grün- und Blauanteile. Skalen mit willkürlich festgesetzten Farbübergängen oder gar Farbwiederholungen sind dagegen mit großer Vorsicht zu verwenden, ebenso Skalen mit absichtlich zu grober Stufung, die nichtexistente Konturen erzeugen können, es sei denn, die Auswertung basiert auf einer entsprechenden Klassifizierung.

2. Fensterung

Für die Befundung klinischer Daten ist häufig die passende Einstellung der unteren und der oberen Darstellungsschwelle im Display des Rechners erforderlich, um den visuellen Kontrast im verbleibenden Teil des Bildes zu verstärken. So kann eine sehr intensive Läsion (z. B. Blase) die visuelle Erkennbarkeit weiterer Läsionen sehr erschweren. In ähnlicher Weise können kleine Aktivitätsveränderungen in großen Organen durch Kontrastverstärkung deutlicher sichtbar gemacht werden. Diese Probleme können durch geeignete Fensterung reduziert werden. Allerdings verfälscht die Fensterung visuelle Intensitätsvergleiche innerhalb eines Bildes.

3. Normierung

Der Bezug auf die maximal im Bild dargestellte Intensität wird Normierung genannt. Während einzelne Bilder auf ihr individuelles Maximum normiert werden können, kann eine vergleichende Beurteilung einer Serie von Bildern (z. B. unterschiedliche planare Ansichten, Frames einer dynamischen Studie, unterschiedliche tomographische Schichten) nur erfolgen, wenn alle Bilder auf das gemeinsame Maximum aller Bilder der Serie normiert werden.

4. Zoom-Faktor

Bei Verwendung eines Zoom-Faktors wird die Pixelgröße nachträglich durch Interpolation verändert (z. B. bei Zoom 2 und einer 64 x 64-Matrix entspricht die Pixelgröße der 128 x 128-Matrix). Die Verwendung einer gezoomten Bilddarstellung ergibt in der Regel ein Bild von gefälligerem Aussehen, erhöht aber nicht den Informationsgehalt der Akquisitionsdaten (d. h. die durch ein zu grobes Akquisitionspixel verursachten Fehler können nicht nachträglich eliminiert werden).

5. Filmdarstellung (cine mode)

Eine bewegte Darstellung der Bilder dynamischer oder getriggertter Aufnahmen kann die Erkennbarkeit von Abnormalitäten verbessern. Auch für tomographische Studien ist eine solche Darstellung nützlich, um räumliche Zusammenhänge besser sichtbar zu machen oder um die Projektionsdaten auf Patientenbewegungen oder Sichtfeldbegrenzungen zu überprüfen.

6. MIPS

Speziell in der onkologischen PET-Anwendung werden einige Hundert tomographische transversale Schichten erzeugt, die eine dreidimensionale Volumendarstellung der Tracerverteilung im Patienten ergeben. Da sich Tumore in der Darstellung durch erhöhte Intensitätswerte auszeichnen, hat sich die sogenannte Maximum-Intensitäts-Projektion (maximum intensity projections, MIPS) als hilfreiches Werkzeug zur diagnostischen Bildanalyse etabliert.

Dazu werden aus dem dreidimensionalen tomographischen Volumen durch das mathematische Verfahren der Vorwärtsprojektion zweidimensionale planare Projektionen unter allen Aufnahmewinkeln erzeugt. Während bei der normalen Vorwärtsprojektion der Projektionswert längs einer Projektionslinie die Summe der entsprechenden Werte der Aktivität pro Volumenelement ist (z. B. bei der iterativen Rekonstruktion), ist bei der MIPS der Projektionswert im Prinzip gegeben durch die maximal pro Volumenelement auftretende Aktivität längs dieses Projektionsstrahls. Es resultiert eine kontrastverstärkte Darstellung intensiver Läsionen, die allerdings nicht mehr quantitativ ist.

Zur besseren Visualisierung werden diese Winkelprojektionen dann im cine mode dargestellt und ergeben so einen schnellen Überblick über die erhobenen Daten. Diese Darstellung ist im Rechner mit dem tomographischen Volumen verknüpft. Typischerweise führt das Auswählen einer in der MIPS identifizierten Läsion direkt zu den zu diesem Punkt gehörigen transversalen, sagittalen und koronalen Schichten. Die Befundung selbst findet immer in den entsprechenden tomographischen Schnitten statt, die MIPS dienen lediglich als Selektionswerkzeug.

Anzumerken bleibt, dass die Erzeugung von MIPS nur bei absorptionskorrigierten Daten sinnvoll ist. Bei unkorrigierten Daten mit ihrer ausgeprägten Randüberhöhung ergäbe die MIPS ein Abbild der Körperoberfläche.

E. Datenauswertung

Nuklearmedizinische Verfahren erlauben eine qualitative, eine semi-quantitative oder eine quantitative Datenauswertung.

Unter qualitativer Datenauswertung versteht man eine rein visuelle Interpretation des Szintigramms bzw. eines rekonstruierten Bildes. Dabei geht es um den Nachweis von Läsionen und deren Lokalisation bzw. um die Ermittlung der örtlichen Aktivitätsverteilung im Körper oder in einzelnen Organen. Hilfreich ist dabei eine strukturierte Befundung, welche die intra- und inter-Observer-Variabilität vermindert und die digitale Dokumentation unterstützt.

Die semi-quantitative Auswertung basiert auf einem Vergleich, z. B. zu Standards, Kontrollgruppen, Normwerten oder intraindividuellen Vergleichen, d. h. Vergleich von Daten aus einer oder mehreren Untersuchungen desselben Patienten bei gleichbleibenden Abbildungsbedingungen (z. B. links/rechts-Vergleich bei symmetrischen Objektgeometrien, Ruhe- und Belastungsuntersuchungen bei der Myokardszintigraphie, Verlaufskontrollen oder Vergleich funktionaler Bilder).

Bei der quantitativen Auswertung geht es um die Bestimmung von Größe und Aktivitätskonzentration der Läsion. Eine Erweiterung der quantitativen Auswertung ist die Erstellung parametrischer Bilder, wie z. B. Glukosestoffwechsel, skaliert in physiologischen Einheiten. Dazu ist die Hinterlegung der Daten mit einem geeigneten physiologischen Modell erforderlich.

Die quantitative Auswertung erfordert die Ermittlung des Zusammenhangs zwischen registrierter Zählrate pro Volumeneinheit und der tatsächlichen Aktivitätskonzentration in einem Objekt. Dieser Umrechnungsfaktor sollte unabhängig von den jeweiligen Akquisitions- und Rekonstruktionsparametern und insbesondere unabhängig vom untersuchten Objekt sein. Seine Bestimmung beinhaltet die adäquate Durchführung der erforderlichen Korrekturen und ist sorgfältig durchzuführen, da er die Basis jeder quantitativ auszuwertenden Patientenuntersuchung bildet.

Im Folgenden sind einige Werkzeuge zur Datenauswertung zusammengestellt.

1. Region of Interest (ROI)

Eine ROI stellt einen wählbaren Teil der Bildmatrix dar, der für den Anwender wichtige szintigraphische Informationen enthält. So können Impulsinhalte von ROIs innerhalb eines Szintigramms oder auch aus einer Serie von Szintigrammen verglichen werden. Eine Erweiterung des Begriffs ROI bei dreidimensionalen Datensätzen ist eine VOI (Volume of Interest).

Eine ROI/VOI kann frei Hand oder durch Isokonturfindung festgelegt werden. Durch geeignete Algorithmen kann auch eine rechnergestützte (halb)automatische Festlegung erfolgen.

2. Aktivitätsprofile

Aktivitätsprofile geben den Aktivitätsverlauf entlang einer im Bild positionierbaren Kurve wieder. Häufig ist diese Kurve eine Gerade. Der Aktivitätsverlauf kann graphisch dargestellt oder numerisch ausgegeben werden.

3. Zeit-Aktivitätskurven

Unter einer Zeit-Aktivitätskurve versteht man eine Darstellung der zeitlichen Änderung der Aktivitätsverteilung in ROIs von Szintigrammen oder Tomogrammen einer dynamischen oder getriggerten Studie.

4. Uptake-Wert

Ein Uptake-Wert stellt die prozentuale Anreicherung eines Radiopharmakons im Zielorgan im Vergleich zur verabreichten Aktivität dar. Werden beide Größen (Anreicherung im Zielorgan und applizierte Aktivität) mit dem gleichen Messsystem und in vergleichbarer Messgeometrie ermittelt, kann der Quotient direkt bestimmt werden. Andernfalls, z. B. Aktivimeter und Gammakamera, muss ein entsprechender Korrekturfaktor bestimmt werden.

5. Statistische Maßzahlen einer ROI

Aus den Pixelwerten innerhalb einer ROI lassen sich verschiedene statistische Maßzahlen wie Mittelwert, Standardabweichung, Minimum, Maximum usw. ermitteln, die zur Beschreibung der Datenqualität oder zur Festlegung von Fehlergrenzen der ermittelten Größen verwendet werden können.

6. Kennzeichnung und Dokumentation

Die Szintigramme und Tomogramme müssen gekennzeichnet werden und die Aufnahme- und ggf. die Rekonstruktionsparameter, der Auswerteprozess sowie die Messergebnisse müssen genau dokumentiert werden. Die Identität des Patienten der Untersuchungszeitpunkt und -art müssen eindeutig zuzuordnen sein.

F. Bilddatenarchivierung

Die Archivierung der Bilddaten erfolgt überwiegend digital entweder lokal oder in PACS-Systemen. Das allgemein anerkannte Bilddatenformat DICOM in einer aktuellen Version ist hierbei als Standard anzusehen.

Bei digitaler Archivierung ist zu beachten, dass die gesetzlichen Vorgaben eine Mindestaufbewahrungszeit von 10 Jahren in der Diagnostik oder 30 Jahren in der Therapie in Befundungsqualität vorschreiben.

G. Gerätesicherheit und Qualitätskontrolle

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.

1. Konstanzprüfung der Geräte

Die Durchführung einer Patientenuntersuchung beinhaltet vorab die Sicherstellung der korrekten Funktion des Untersuchungsgerätes. Dies erfolgt in festgelegten zeitlichen Intervallen durch die Konstanzprüfung. Wichtig dabei ist, dass die Kontrolle der einzelnen Parameter stets unter reproduzierbaren Messbedingungen erfolgt. Die

durchzuführenden Messungen und deren Häufigkeit regelt die 'Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin' in Verbindung mit den Serien DIN 6855 und DIN 6858 [2, 3, 4].

Alle bei der Konstanzprüfung erhobenen Daten sind mit den entsprechenden Referenzdaten, welche den Ausgangszustand der Kamera nach Abnahmetest unter identischen Messbedingungen beschreiben, zu vergleichen [5, 7, 8]. Bei der Auswertung der Messergebnisse ist eine graphische Dokumentation mit Angaben des Toleranzbereiches [1, 10] zu empfehlen, so dass eine Trendanalyse (die Veränderung der bestimmten Parameter als Funktion der Zeit) durchgeführt und Abweichungen geräteindividuell analysiert werden können. Beim Auftreten von Störungen kann eine Analyse dieser Daten auch bei der Ermittlung der Fehlerursache helfen.

Nach der Richtlinie 'Strahlenschutz in der Medizin' sind die Ergebnisse der geforderten Konstanzprüfungen aufzuzeichnen und 10 Jahre aufzubewahren.

Werden vergleichende Untersuchungen an unterschiedlichen Geräten durchgeführt (z. B. mehrere Geräte in einem Behandlungsvorgang oder bei Multizentrischen Studien) sind darüber hinaus geeignete Maßnahmen durchzuführen, die eine Vergleichbarkeit der Untersuchungsergebnisse gewährleisten (z. B. geeignete Vergleichsmessungen [9]).

2. Gerätebuch

Nach § 34 Absatz 4 StrlSchV [13] und Kapitel 5.5. der Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin [11] muss für jedes bildgebende Gerät, welches ionisierende Strahlung verwendet, ein Gerätebuch angelegt werden, in dem sämtliche im laufenden Betrieb auftretenden technischen Probleme, die diesbezüglich eingeleiteten Reparaturmaßnahmen sowie detaillierte Regelungen zur Durchführung der Qualitätskontrolle festgelegt bzw. protokolliert werden. Bei Anwendung des Medizinproduktegesetzes können die Aufzeichnungen mit dem Gerätebuch kombiniert werden. Ferner enthält das Gerätebuch Dokumentation über die Geräteeinweisung, den eingewiesenen Personenkreis, den verantwortlichen Anwender, die Protokolle der Abnahmeprüfungen sowie sämtliche Wartungsberichte. Im Zusammenhang mit der Qualitätskontrolle sind insbesondere die Art der erforderlichen Prüfungen sowie die zugehörige Prüffrequenz, die zugrundeliegenden Referenzwerte bzw. -aufnahmen sowie die jeweiligen Interventionsschwellen [10] zu dokumentieren. Diese Informationen dienen dazu, Trends in den Leistungsparametern des jeweiligen Gerätes festzustellen und das klinische Personal auf Umstände aufmerksam zu machen, welche die Interpretation der Patientendaten beeinflussen könnten.

Ebenfalls sind eventuelle Beschränkungen, wie beispielsweise die zulässigen Einsatzbereiche der Geräte bezüglich Größe und Gewicht (z. B. maximal zulässiges Patientengewicht für die Kameraliege) im Gerätebuch zu dokumentieren. Weiterhin sind Herstellervorgaben hinsichtlich elektrischer und mechanischer Sicherheit zu beachten.

Neben der schriftlichen Dokumentation im Gerätebuch ist der Informationsfluss im Falle technischer Probleme innerhalb einer Einrichtung schriftlich festzulegen.

IV. Strahlenschutzaspekte

Grundsätzlich bedarf die Anwendung radioaktiver Stoffe am Menschen im Rahmen der nuklearmedizinischen Diagnostik und Therapie ebenso wie jede andere Form des Umganges mit radioaktiven Stoffen einer Genehmigung nach § 7 StrlSchV [13].

Im Rahmen eines solchen Genehmigungsverfahrens ist unter anderem eine Strahlenschutzanweisung zu erstellen, welche das medizinische Personal über die Besonderheiten des jeweiligen Umganges mit radioaktiven Stoffen, die adäquate Versorgung der Patienten vor und nach der Applikation von Radiopharmaka sowie die korrekte Entsorgung radioaktiv kontaminierter Abfälle instruiert. Im Rahmen regelmäßig durchzuführender Strahlenschutzunterweisungen werden diese Inhalte permanent aktualisiert.

Es ist zwingend zu beachten, dass nach § 80 StrlSchV bzw. § 23 RöV [12, 13] für die Anwendung von ionisierender Strahlung am Patienten eine rechtfertigende Indikation durch einen fachkundigen Arzt gestellt und dokumentiert werden muss.

V. Vorbehaltserklärung

Die Deutsche Gesellschaft für Nuklearmedizin gibt Leitlinien heraus, um die Anwendung von Untersuchungsverfahren und Behandlungsmethoden in der Nuklearmedizin zu fördern. Diese Art von Empfehlungen gilt nicht für alle Gegebenheiten in der Praxis. Die Leitlinien sollen nicht den Anspruch erheben, dass sie alle in Frage kommenden Verfahren enthielten oder dass sie Methoden, die zum gleichen Ergebnis führen, ausschließen würden. Ob ein Untersuchungsverfahren angemessen ist, hängt zum Teil von der Prävalenz der Erkrankung in der Patientenpopulation ab. Außerdem können sich die zur Verfügung stehenden Möglichkeiten in verschiedenen medizinischen Einrichtungen unterscheiden. Aus diesen Gründen dürfen Leitlinien nicht starr angewendet werden.

Fortschritte in der Medizin vollziehen sich schnell. Deshalb muss bei der Benutzung einer Leitlinie auf ihr Entstehungsdatum geachtet werden.



VI. Literaturhinweise

1. Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. EUROPEAN COMMISSION CONTRACT NO. ENER/10/NUCL/SI2.581655. Directorate-General for Energy Directorate D — Nuclear Safety & Fuel Cycle Unit D4 — Radiation Protection 2012. ISBN 978-92-79-27747-4 doi: 10.2768/22561.
http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/publication/162.pdf Zugriff 20.07.2014.
2. DIN 6855-2. Qualitätsprüfung nuklearmedizinischer Messsysteme – Teil 2; Konstanzprüfung von Einkristall-Gamma-Kameras zur planaren Szintigraphie und zur Einzel-Photonen-Emissions-Tomographie mit Hilfe rotierender Messköpfe. Berlin: Beuth-Verlag 2011.
3. DIN 6855-4. Qualitätsprüfung nuklearmedizinischer Messsysteme – Teil 4; Positronen-Emissions-Tomographen(PET). Berlin: Beuth-Verlag 2014.
4. DIN 6858-1. Qualitätsprüfung multimodaler Bildgebung – Teil 1; Konstanzprüfung PET/CT. Berlin: Beuth-Verlag 2014.
5. 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.
6. Geworski L, Knoop B, Munz DL. Bildgebende Messtechnik in der Nuklearmedizin. München, Wien, New York: Zuckschwerdt, 2004.
7. Geworski L, Reiners Chr. Qualitätsprüfung nuklearmedizinischer Messsysteme: Konstanzprüfung. In: Eckardt J, Geworski L, Lerch H, Schober O. (Hrsg) Empfehlungen zur Qualitätskontrolle in der Nuklearmedizin – Klinik und Messtechnik. Stuttgart, New York: Schattauer, 2009; 314 - 383.
8. 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.
9. PET/CT Zertifizierung für Multi-Center-Studien. European Association of Nuclear Medicine 2006. <http://earl.eanm.org> Zugriff 20.07.2014.
10. Qualitätskontrolle von nuklearmedizinischen Geräten - Festlegung von Reaktionsschwellen und Toleranzgrenzen. Empfehlung der Strahlenschutzkommission. Verabschiedet in der 243. Sitzung der Strahlenschutzkommission am 16./17. September 2010. Veröffentlicht im BAnz Nr. 64 vom 27.04.2011, S. 1564. <http://www.ssk.de>.
11. 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.
12. Röntgenverordnung in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I S. 604), die durch Artikel 2 der Verordnung vom 4. Oktober 2011 (BGBl. I S. 2000) geändert worden ist.
13. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV). Strahlenschutzverordnung vom 20. Juli 2001 (BGBl. I S.1714; 2002 I S. 1459) die zuletzt durch Artikel 5 Absatz 7 des Gesetzes vom 24. Februar 2012 (BGBl I S. 212) geändert worden ist.
14. Watson C, Newport D, Casey ME (1995) A single scatter simulation technique for scatter correction in 3D PET. Proceedings of the 1995 International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine. Aix-les-Bains.