

dungserscheinungen im Gelenk kommen. Diese Reaktion kann durch die

Anwendung von Schmerzmitteln sowie lokale Maßnahmen wie Kühlung konservativ behandelt werden. Bei ausgeprägten Beschwerden empfiehlt sich die kurzfristige Wiedervorstellung bei dem behan-

delnden Nuklearmediziner. Hier gilt es im Zweifel auch, diese (normale) Reaktion von einer sehr seltenen (iatrogenen) bakteriellen Infektion durch die Injektion abzugrenzen, die jedoch in aller Regel noch am Tag der Therapie auftritt und sich schnell verstärkt. Diese tritt vergleichbar mit den bei anderen intraartikulären Injektionen in ca. 1:20.000 Fällen auf [14] und bedarf dann einer entsprechenden Behandlung. Als weitere unerwünschte

Wirkungen der RSO sind Haut- und Weichteilnekrosen, wenn Radioaktivi-

tät in den Injektionskanal verschleppt oder para-artikulär injiziert wird (selten, ≥ 1/10.000) [15], sowie allergische Reaktionen (sehr selten, < 1/10.000) beschrieben worden. Die Rate relevanter Komplika-

tion nach RSO wurde nach Auswertung der Pharmakovigilanz-Daten mit einer Häufigkeit von 4,5:100.000 Therapien beschrieben [2].

Fazit

Haut- und

Weichteil-

nekrosen

Die RSO ist somit ein etabliertes, effektives, nebenwirkungsarmes, in der Regel ambulant durchgeführtes Therapieverfahren, das bei Synovialitis eingesetzt werden kann. Die Erfolgsrate ist umso größer, je weniger degenera-

tive Veränderungen vorliegen. Bei den primär entzündlichen Gelenkerkrankungen können jedoch trotz vorhandener Knochendestruktion häufig gute Ergebnisse erzielt werden mit rückläufiger Schmerzsymptomatik und verbesserter Beweglichkeit und besserer Alltagstauglichkeit der Gelenke.

Die Strahlenexposition für den Patienten ist überwiegend auf das Gelenk begrenzt und insgesamt bezogen auf den zu erwartenden Therapieerfolg vertretbar. Diese Einschätzung führte letztlich auch dazu, dass die RSO bei der Therapie der Hämophilie-Arthropathie als "First-Line"-Behandlung auch bei den zumeist noch sehr jungen Patienten in den nationalen und internationalen Leitlinien empfohlen wird.

Manfred Fischer, Lutz S. Freudenberg, Willm Uwe Kampen, Rigobert Klett

Photonencounting-CT Ein Quantensprung in der Detektortechnologie

Die radiologische Bildgebung mittels computertomografischer Untersuchungen erreicht immer größere Bedeutung und Anwendung. Zum einen steigt die Verfügbarkeit der CT-Geräte seit Jahren, zum anderen ist mit neuartigen Bildrekonstruktionsmöglichkeiten eine sichere, komfortablere und umfassendere radiologische Diagnostik möglich.

CT-Diagnostik

Jede Errungenschaft hat allerdings auch ihre Kehrseite. Bei der CT-Diagnostik ist es die teilweise hohe Strahlenbelastung des Patienten während der Untersuchung. Je nach Untersuchungsbereich liegt diese bei einer effektiven Dosis von 10 bis 15 mSv, teilweise sogar darüber. Diese Dosis wird innerhalb weniger Sekunden während des CT-Scans erreicht und entspricht einer mehrjährigen natürlichen Strahlenbelastung.

Deshalb ist vor jeder Untersuchung der diagnostische Erkenntnisgewinn mit dem Strahlenrisiko abzuwägen und eine objektive Nutzen-Risiko-Bewertung wird im Vorfeld durch den fachkundigen Arzt vorgenommen.

Technischer Ablauf einer CT-Untersuchung:

Entgegen der konventionellen Röntgendiagnostik, bei der der Patient zwischen Strahler und Detektor gebracht und dabei eine Überlagerungsaufnahme angefertigt wird, rotieren bei einer CT-Aufnahme die Röntgenröhre und der Detektor um den Patienten in der Gantry des Gerätes.

Moderne CT-Scannersysteme erreichen Rotationszeiten von 0,25 s⁻¹, die mechanischen Belastungen auf die Gerätekomponenten sind dabei enorm.

Der Patient liegt während der Untersuchung auf einer Liege und wird kontinuierlich durch die Gantry geschoben. Anhand eines im Vorfeld aufgenomme-

nen Topogramms wird ein Schwächungsprofil des Patienten erstellt, an dem zum einen der anatomische Bereich eingegrenzt werden kann, zum anderen aber auch

Dosisbelastung reduzieren

eine Modulation des Röntgenröhrenstroms durchgeführt werden kann, um die Dosisbelastung zu reduzieren. Bei den bislang verwendeten CT-Syste-

men wird die Röntgenstrahlung in einem Szintillationsdetektor in ein elek-



trisches Signal umgewandelt, so wie man es auch aus der kerntechnischen Messtechnik kennt.

Beim Photonencounting-CT

wurde der Szintillationsdetektor nun durch einen Halbleiterdetektor (Cadmium-Tellurit) ausgetauscht. Dies ermöglicht nicht nur die Detektion eines Photons, sondern darüber hinaus eine Aussage über die noch vorhandene Energie des Photons.

Ein großes Augenmerk bei CT-Untersuchungen wird auf die Detektion von Blutungen oder Läsionen gelegt, die allerdings aufgrund der ähnlichen Absorptionseigenschaften schwierig vom umgebenden Gewebe zu unterscheiden sind. Daher kann zur besseren Unterscheidbarkeit jodhaltiges Kontrastmittel injiziert werden. Durch die K-Kante von Jod bei ca. 33 keV findet in diesem Energiebereich starke Absorption statt und Photonen mit dieser Energie werden absorbiert, was wiederum detektiert wird.

Der Wunsch nach verbesserter Weichteilkontrastierung durch Kontrastmittel führte zur Implementierung von sogenannten "Dual-Energy-CTs", bei denen 2 Untersuchungen mit verschiedenen Endenergien der Röntgenphotonen durchgeführt werden. Dies sind ein diagnostischer Scan mit 100 bis 140 keV Endenergie und ein niederenergetischer Scan mit 70 bis 80 keV, um eine verstärkte Absorption des Kontrastmittels zu erreichen.

Für die Durchführung dieser Dual Energy Scans gibt es verschiedene Methoden. Manche Systeme führen Rapid-kV-Switching durch, bei dem

Energiespektrum eines Photons die Beschleunigungsspannung zur Anode im Millisekundenbereich zwischen 2 Werten wechselt. Andere Hersteller verbauen gleich 2 Röhren im Scanner, die gleichzeitig strahlen,

andere wiederum versuchen über Filterung die Spektren entsprechend anzupassen.

All diese Entwicklungen gehen in die Richtung der spektralen Bildgebung, also der Auflösung des gesamten Energiespektrums eines Photons nach seinem Durchtritt durch absorbierendes Material, sind aber noch nicht vollständig dazu geeignet.

Mit dem ersten kommerziellen Photonencounting-CT wurde diese Lücke nun geschlossen. In wenigen klinischen Einrichtungen sind bereits Photonencounting-CT-Systeme installiert, weshalb nun über die ersten Ergebnisse berichtet werden kann.

Erste klinische Ergebnisse von Photonencounting-CT-Anwendungen

Auf physikalischer Ebene kann eine deutlich höhere Auflösung beobachtet werden. Dies liegt zum einen am pixelierten Aufbau der Halbleiterdetektoren und damit einer grundsätzlich kleineren Pixelgröße, aber auch an der geringeren Halbwertsbreite des Signals im Vergleich zum Szintillator.

Für die notwendige Rekonstruktion werden die Signale in elektrischen Bins gesammelt, um die Datenmenge zu reduzieren. Bereits jetzt ist die zu verarbeitende Datenmenge im Vergleich zum klassischen CT um den Faktor 4 größer, was schnell zu mehreren Gigabytes pro Aufnahme führt.

Eine schematische Darstellung der Zuordnung der Signale in Bins ist im
Bild 1 sichtbar. Hier wird der Signalverlauf in zeitlicher Abhängigkeit dargestellt und das Auftreffen von Photonen unterschiedlicher Energie sichtbar.
Im klassischen CT wäre diese Unterscheidung nicht möglich, hier wäre
lediglich die Information vorhanden,
ob ein Photon an einer bestimmten
Stelle detektiert wurde oder nicht.

Durch den fehlenden Umwandlungsschritt des Photons in Licht und dann über PMT in ein elektrisches Signal ist die Ausbeute grundsätzlich höher, was zu einer Reduktion der Dosis führt. Ebenso sind die klinischen Bilder deutlich rauschärmer, da das elektronische Rauschen in einem niederenergetischen Bin effizient herausgefiltert werden kann.

Mit Kenntnis des von der Röhre ausgesandten Energiespektrums und der im Körper vorhandenen (absorbierenden) Substanzen kann nun mit der Information der Energie des Photons zurückgerechnet werden. Dadurch kann theoretisch die Materialzusammenset-

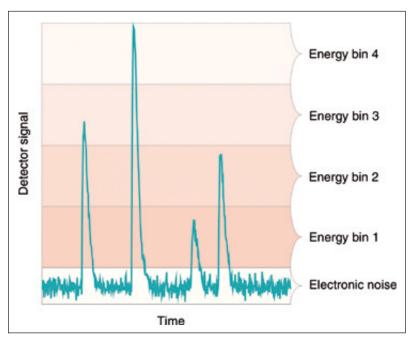


Abb. 1: Zuordnung der Energy Bins



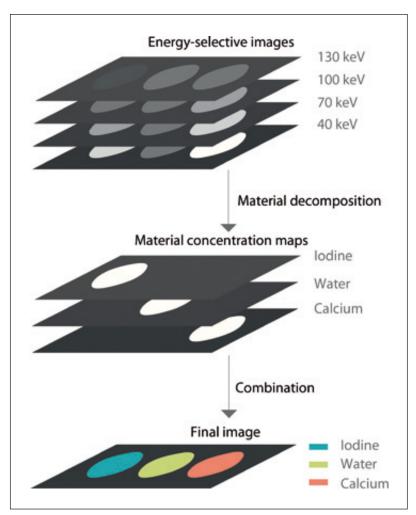


Abb. 2: Darstellung Materialkarten

zung von jedem Voxel bestimmt werden. Nimmt man nun an, der Patient besteht aus Wasser (Blut, Gewebe), Kalzium (Knochen, Kalk) und Jod (Kontrastmittel im Blut) kann die Materialzusammensetzung bestimmt und herausgerechnet werden (Abb. 2). Dies ermöglicht die Veranschaulichung der

Blutgefäße, indem die Jod-Karte verstärkt wird, oder das Herausrechnen von Verkalkungen in Blutgefäßen.

Fazit

Nicht nur, um die vergleichsweise hohe Dosisbelastung zu reduzieren, gibt es Forschungsbemühungen, um die Anzahl an CT-Scans pro Untersuchung zu reduzieren: Mit der Kenntnis der Materialien kann das Kontrastmittel ebenfalls herausgerechnet werden, sodass dem Patienten die native Aufnahme (also ohne Kontrastmittel) erspart wird. Darüber hinaus kann mit der Zulassung von weiteren Kontrastmitteln (Gadolinium, Gold, Bismuth) in naher Zukunft sogar eine native, arterielle und venöse Phase in einem Scan gefahren werden, wenn die unterschiedlichen Kontrastmittel zeitlich versetzt appliziert werden.

Das Photonencounting-CT eröffnet eine neue Generation der radiologischen Diagnostik mit dem Versprechen, noch mehr Informationen über den Patienten zu erhalten. Dies wird sicherlich dazu führen, dass sich die CT-Untersuchungen immer weiter etablieren und damit zu einer größeren kollektiven Dosis beitragen, auch wenn die Einzeldosis bei den Untersuchungen weiter reduziert wird.

Joel Piechotka

QUELLEN

Abbildung 1 & Abbildung 2:

Willemink, M. J.; Persson, M.; Pourmorteza, A.; Pelc, N. J.; Fleischmann, D.: Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects.

In: Radiology, 289:2, 2018, S. 293-312.

Tagungsankündigung

53. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik und

24. Jahrestagung der Deutschen Sektion der International Society for Magnetic Resonance in Medicine e.V. (ISMRM)

Datum: 21. bis 24.September 2022
Ort: Eurogress Aachen (DE)
Internet: www.dgmp-kongress.de