

Reinhard Schumacher, Rita Brzezinska, H. Allmendinger

Strahlenschutz in der pädiatrischen Bildgebung

Der Strahlenschutz ist in der Kinderradiologie oberstes Ziel. Dieses Prinzip der Dosisenkung, Minimierung wird durch den ALARA-Begriff zusammengefaßt. Es handelt sich dabei um ein Akronym, das besagt, dass die eingesetzte Dosis „As Low As Reasonably Achievable“ sein solle.

Dosiseinsparung hat viel mit Nachdenken zu tun: Bevor überhaupt eine Untersuchung, ob Röntgen, Ultraschall oder auch eine Laboruntersuchung angefordert wird, sollte unbedingt vom Anfordernden eine Frage formuliert werden, die durch die angeforderte Untersuchung klar und eindeutig beantwortet werden soll. Wird dieser für viele Anfordernde anscheinend zu mühsame Prozeß unterlassen, kann die Untersuchung eine Frage nicht beantworten, da sie nicht gestellt wurde. Aber: Die Untersuchung gibt dennoch eine Antwort („Verschattung“, „abweichende Echogenität“, „Laborwert“...) und jetzt hat der Anfordernde zwei Probleme:

1. das weiterhin ungelöste klinische eines Patienten und
2. den nicht einordenbaren Befund aus der Untersuchung.

Durch ein bißchen Nachdenken hätte er entweder entschieden, ob die erwogene Untersuchung überhaupt zielführend sei oder er eventuell sogar auf sie verzichten kann oder er hätte seine klar formulierte

Frage (meistens) eindeutig beantwortet bekommen und könnte jetzt sicherer in der Diagnostik oder Therapie fortschreiten. (Für diesen Prozeß der Antwortfindung sind die Chirurgen vorbildlich: Mit jeder Entscheidungsfrage, die sie dem Patienten oder an die veranlaßten Untersuchungen stellen, wollen sie nur eines geklärt haben: „Schnitt“ oder „kein Schnitt“. Im zweiten Fall wird der Patient zu den konservativen Fächern verlegt.) Einfach nur tun (Tabellen und Schemata abarbeiten...) ist nicht Ausdruck von zielgerichtetem Arbeiten oder gar von Qualität!

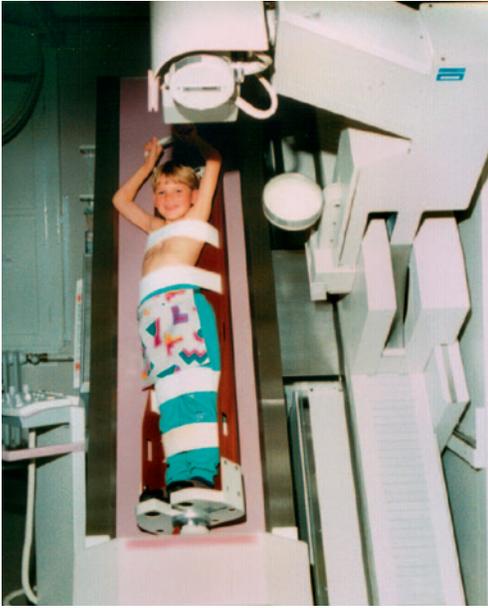
Das Gehirn ist also das wichtigste Hilfsmittel beim Strahlenschutz des Patienten; wichtiger als das Einblenden, die Fixierungshilfen, der Gonadenschutz ... Denn allein durch Nachdenken kann man 100% (!) der Dosis einsparen.

Neben einer Zahl von Richt- und Leitlinien zum Strahlenschutz und der Bildqualität der Strahlenschutzkommission und der Bundesärztekammer (sämtlich im Internet

zu finden), die wertvolle Hinweise bei der radiologischen Bildgebung bei Kindern geben, von denen nur die Hinweise zu Verstärkerfolien, zur Vorfilterung und zum Raster genannt werden sollen, sowie den Leitlinien der Gesellschaft für Pädiatrische Radiologie zur Bildgebenden Diagnostik bei verschiedenen klinischen Symptome gibt es auch immer wieder Geräteentwicklungen, die zur Dosisreduktion beitragen. Dabei darf niemals die erzeugte Bildqualität aus den Augen verloren werden.

Die eingesetzte Dosis geht bei gleicher Versuchsanordnung parallel mit der Bildqualität. Aber insgesamt ist die Strahlenphysik etwas komplexer.

Die Dosis hängt von den Parametern Spannung und Röhrenstrom ab. Dabei erhöht sich die Dosis linear mit dem Röhrenstrom (Ampère), wobei eine Erhöhung der Röhrenspannung (Volt) exponentiell eine Auswirkung auf die Dosis mit einem Faktor zwischen 2 und 3 hat. Der Nachteil bei Erhöhung der



■ Abb. 1: Fernsteuerbares Durchleuchtungsobertischgerät mit motorisch drehbarer Patientenlagerungsmulde.

Spannung ist, dass der Bildkontrast abnimmt und Strukturen eventuell unter die physiologische Erkennbarkeitsgrenze ($>4\%$ Leuchtdichteunterschied an Kanten) sinkt.

Röntgenstrahlung erzeugt bei der Wechselwirkung mit Materie, wie andere Wellen auch, Streustrahlung; so wie im Nebel sich das Bild verschlechtert, verschlechtert sich die Röntgenbildqualität durch Streustrahlung. Die Ausbeute an Streustrahlung hängt nahezu ausschließlich vom durchstrahlten Volumen ab. Zur Verbesserung der Bildqualität wird ein Streustrahlenraster verwendet. Das funktioniert wie ein Gullydeckel. Die bildgebende Strahlung wird durch die Schlitze durchgelassen und die Streustrahlung wird durch die Metallstreifen zurückgehalten. Der Nachteil dieses

Verfahrens ist, dass man bei Verwendung eines Streustrahlenrasters die Strahlendosis für den Patienten ungefähr verdoppeln muß um ein entsprechendes gut belichtetes Bild, wie ohne Streustrahlenraster, zu erzeugen.

In einer weiteren Zusammenarbeit mit der Industrie haben wir uns der

Durchleuchtungstechnik zugewandt. In einer Langzeitoptimierungsstudie von Juli 1992 bis zum Juni 2004 dokumentieren wir am Beispiel des Miktionszystourethrogramm (MCU) die Möglichkeiten der Strahlenreduktion unter Beachtung der Bildqualität. Mit verschiedenen geräteseitigen Techniken und Einstellungen haben wir unter Beachtung der Patientendosen 841 Patienten aller Altersklassen untersucht.

Der Ablauf eines MCU mit suprapubischer Punktion ist standardisiert, und somit ist von einer gleichbleibenden Untersuchungsführung über den Studienzeitraum auszugehen: Grundsätzlich werden eine Leeraufnahme, eine Füllungsaufnahme, eine Miktionsaufnahme und eine Postmiktionsaufnahme (also

minimal 4 Bilder) beim nichtpathologischen Befund dokumentiert. Während aller Untersuchungsphasen erfolgt eine Beobachtung unter intermittierender Durchleuchtung.

Bis 1993 nutzten wir ein konventionelles Untertisch-Durchleuchtungsgerät. Die Dokumentation erfolgte damals auf 100mm Blattfilm (indirekte Bildverstärkeraufnahme als sog. „Schuss“). 1993 fand ein Gerätewechsel von einem Untertischgerät zu einem digitalen Obertischgerät statt (Philips Diagnost 96®) (Abb.1).

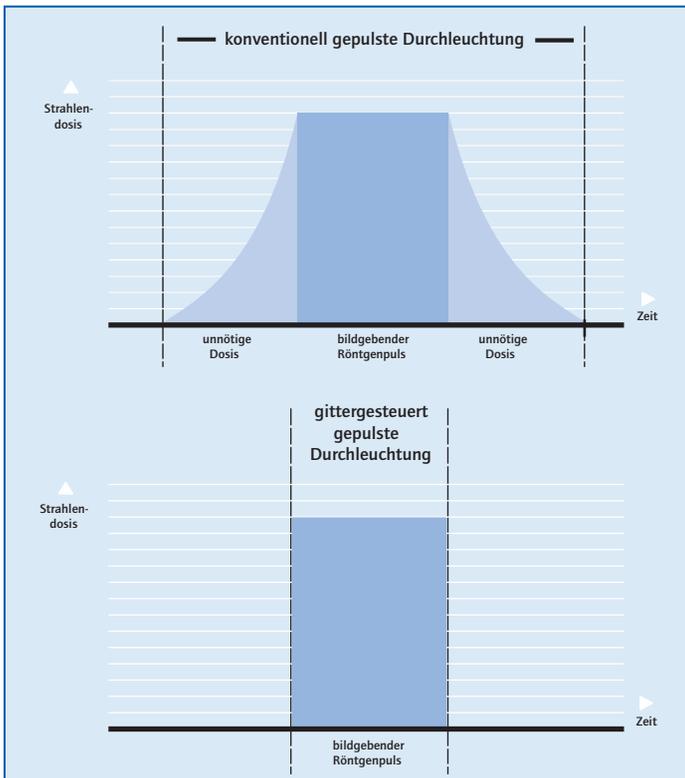
Es zeigte sich, dass die Bildqualität der DL mit der Möglichkeit der Standbilddokumentation (last-image-hold) für eine ausschließliche und verlässliche Dokumentation allein noch nicht ausreichte, so dass wir mit dem digitalen System weiter zur Dokumentation Aufnahmen („Schüsse“) angefertigt haben, jetzt DSI, digitale Sofortbildinformation, genannt. Erst seit einer weiteren Optimierung der gepulsten DL im Jahr 2002 kann fast vollständig auf Aufnahmen („Schüsse“) verzichtet werden. Die Dokumentation erfolgt jetzt durch Speicherung (frame-grabbing) des DL-Standbildes (Last-image-hold).

Leitschnur unserer Aktivitäten zur Dosisreduktion bei der DL war die Befolgung des ALARA-Prinzips. Das ist den Kinderradiologen ja vollständig ins Blut übergegangen. Beim

Tabelle 1: Dosisreduktion

■ Dosisbedarf bei Filmdirektbelichtung:	100 %
■ Ergriffene Dosisrelevante Maßnahmen:	
• Raster herausgenommen:	– 70 %
• Zusatzfilter mit Al + Cu:	– 50 %
• digitalen Bildverstärkeraufnahmen(DSI):	– 50 %
• DSI mit halber Dosis:	– 50 %
• Fokus-Patientenabstand erhöht:	– 10 %
■ Effekt der Optimierungs-Maßnahmen:	
Dosisbedarf für Dokumentation:	ca. 4 %

■ Tab. 1: Maßnahmen zur Dosisreduktion der Bilddokumentation



■ Abb. 2: Dosisleistungskurven bei generator- und bei gittergesteuertem Röntgenpuls. Bei letzterer entfallen die Rampen mit entsprechender Dosisersparung um ca. 50%. (Reproduktion mit Erlaubnis des Autors in K. Herrmann et al.)

Austausch des alten DL-Untertischgerätes gegen ein neues Gerät sollte deshalb die Dosisreduktion ein führendes Auswahlkriterium sein.

Da Dosis auch immer eine enge Beziehung zur Bildqualität hat, beachten wir diesen Zusammenhang. Einen Einfluß auf die Dosis haben neben den Generatoreinstellungen (kV, mA, ms), bekanntlich auch folgende Stellgrößen: Raster, Zusatzfilterung, Fokus-Patienten-Abstand, Patienten-Detektor-Abstand sowie Empfindlichkeit des Detektors, BV-Eingangsdosisleistung. Mit anderen Worten: Dosisreduktion ist ein komplexes Unterfangen: Ein Aspekt bei der Entscheidung für ein Obertischgerät (1993) war eine bezüglich der Patientendosis günstigere Geometrie (größerer Fokus-Patienten-Abstand) als beim Untertischgerät. Die Vergrößerung des Abstandes Fokus-Patient schlägt mit ca. 10% Ersparnis zu Buche. Weiterhin wurde jetzt ein 38 cm großer Bildverstärker gegenüber dem früher verwendeten 23 cm messenden verwendet. Es war uns bewusst, dass der Verstärkungsfaktor der neuen BV-Röhre deutlich geringer als der der alten war. Wir versprachen uns jedoch eine Dosisersparnis aus kürzerer DL-Zeit wegen einer besseren Übersicht bei größerem Untersuchungsfeld. Als wesentliche Neuerung erwies sich jedoch, dass das Signal am Ausgang des Bildverstärkers digitalisiert wurde. Dadurch wurden die Bilder hinsichtlich Hel-

ligkeit und Kontrast manipulierbar. Das ist zwar schön, hat aber keine Auswirkung auf die Dosis. Dennoch gelang es uns durch sonstige Maßnahmen, das Flächendosisprodukt über alle Altersklassen um 70% zu reduzieren. An dem digitalen Gerät mit kontinuierlicher DL haben wir jedoch ohne Eingriff in das System selbst einige Veränderungen im Sinne des ALARA-Prinzips vorgenommen: Diese betrafen vorwiegend die Technik der Bilddokumentation vom Film zur digitalen Dokumentation: (Tabelle 1)

Durch diese einfachen Maßnahmen konnten wir die zur Bild-Dokumentation nötige Dosis auf ca. 4% des Ausgangswertes senken. Aber eine DL-Untersuchung besteht eben nicht nur aus Aufnahmen sondern auch aus der Durchleuchtungsphase. Ab Frühjahr 2002 wurde die DL auf eine gittergesteuerte gepulste Durchleuchtung umgestellt. Bei dieser werden verzögerungsfrei Rechteckpulse schaltbar. Die bei Generatorsteuerung bis zu 50% der Gesamtdosisleistung ausmachenden Rampen (Anstieg und Abfall der Dosisleistung) entfallen. (Abb. 2)

Es können verschiedene Pulsfrequenzen gewählt werden: Kontinuierlich (25 Vollbilder/s), 6,3, 3,2 und 1,6 Bilder/s. Mit der Einführung der gepulsten DL wurden herstellerseitig auch andere Geräteparameter verändert. (Tabelle 2)

Tabelle 2: Dosisrelevante Veränderungen

- Gittergesteuerte Pulse (keine Flanken), Rechteckpulse mit einer Breite von 5 ms
- Spezielle Pädiatrie-Regelkennlinie (kV > mA!)
- Stabiles Bild spätestens nach den 2. Puls
- Rasche Steuerung der Dosisleistung im Puls (0,5 ms)
- Berücksichtigung des Augenintegrationsfaktors
- Adaptive Bildverstärker-Ausgangsleistungssteuerung (Vermeiden des Blooming-Effekts durch dynamische Dosisleistungskorrektur ausschließlich nach unten)
- Raster wieder in den Strahlengang eingefügt

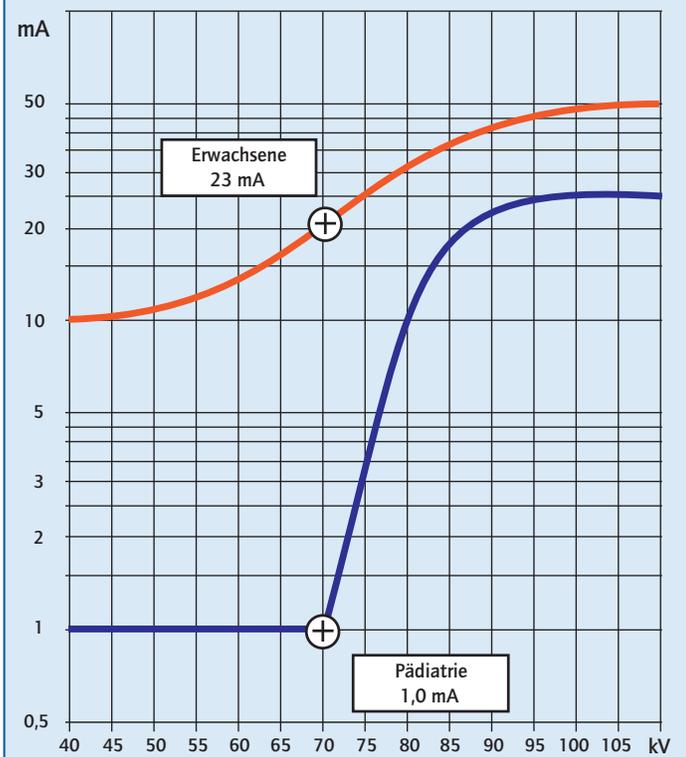
■ Tab.2: Bild- und dosisrelevante Veränderungen bei der optimierten gepulsten DL

Insbesondere wurde jetzt eine spezielle Pädiatrie-kV-mA-Regelkurve benutzt, deren Besonderheit es ist, bei höherem Bedarf an Dosisleistung zunächst nur die Spannung (kV) und nicht den Röhrenstrom zu erhöhen. (Abb.3)

Theoretisch ist durch die Pulsung der Strahlung eine Reduktion des durchleuchtungsbedingten Flächendosisproduktes um 96% möglich (die Fernsehnorm PAL produziert 25 Vollbilder/s. Somit kann man sich eine kontinuierliche DL aus 25 aneinandergrenzenden Pulsen/s vorstellen. Wird nur noch 1 Puls/s ausgelöst, dann sparen wir also $24/25\text{stel} = 96\%$). Der Nachteil dieses Vorgehens besteht darin, dass jetzt die sehphysiologischen, aus der Flickerforschung lange bekannten Probleme in den Vorder-

grund treten: Das Auge führt ab einer Bildfrequenz von ca. 5 Bildern/s von selbst eine Bildglättung durch (eine Integration der Bilder). Bei der DL „sehen“ (empfinden) wir ein recht hübsches, rauscharmes bewegtes DL-Bild (subjektive Bildqualität); wenn wir die Strahlung aber ausschalten und das Standbild ansehen, ist es enttäuschend rauschig. Dieses Standbild kann vom Sehapparat nicht mehr mit anderen Bildern zwecks Glättung integriert werden. Dadurch wird beim Standbild die ursprünglich schlechtere Bildqualität wieder erkennbar. Wir wissen, dass die Bildqualität von der Dosis abhängig ist: bei höherer Dosis verbessert sich das Signal-Rauschverhältnis und damit das Bild. Wenn wir die Dosisleistung des Einzelpulses um einen sogenannten Augenintegrationsfaktor

kV/mA-Regelkennlinie für gepulste Durchleuchtung



■ Abb. 3: Graphische Darstellung der „Adult-“ und „Pädiatrie“-Regelung bei der Durchleuchtung. Bei höherem Dosisleistungsbedarf steigt bei der Pädiatrieregulation zunächst ausschließlich die Röhrenspannung mit entsprechender Reduktion der Patientendosis. (Reproduktion mit Erlaubnis des Autors in Hahn et al.) Da die Spannung mindestens quadratisch, eher kubisch in die Dosisleistung eingeht, sinkt bei gleichbleibender Empfindlichkeit des Detektors die Patienteneintrittsdosisleistung. In der Adult-Regelkurve hingegen steigen Spannung und kV gemeinsam, wie wir es üblicherweise kennen.

erhöhen, z. B. um den 4-6-fachen Wert, dann wird die Bildqualität des Einzelpulses besser. Das Standbild hat jetzt denselben visuellen Eindruck wie die kontinuierliche DL. Die objektive Bildqualität (weniger Rauschen, höherer Kontrast) ist aber deutlich verbessert und sie ist jetzt diagnostisch so gut, dass wir auf die Dokumentation mittels Auf-

nahmen („Schuss“) nahezu immer verzichten können. Bezogen auf die kontinuierliche DL ist der Dosispareffekt bei der Bilddokumentation dadurch etwas geringer und erreicht nicht mehr den theoretisch möglichen Effekt von 96% sondern immerhin noch mindestens 75%. Durch die Dosisleistungserhöhung des Einzelpulses kann auf „Schüsse“

verzichtet werden, wodurch sich im Endeffekt der Gesamtdosisbedarf bei jeder Untersuchung sogar vermindert und zu einer Senkung der Gesamtpatientendosis führt (Tabelle 3).

Ein letztes Wort zur elektronischen Bildverarbeitung: Bei der kontinuierlichen DL findet automatisch eine sog. rekursive Filterung statt. Hier wird durch Interpolation der sequentiellen Einzelbilder das Monitorbild geglättet und im Kontrast verstärkt, dies wird durch die dabei eintretende Bewegungsunschärfe (Nachzieheffekt) erkaufte. Bei der Pulsung erfolgt keine Bildintegration (und damit keine Glättung mit dem Effekt fehlender Bewegungsunschärfe) oder Bildnachverarbeitung sondern zur Kontrastverbesserung wird die Restladung der Photodiode im Intervall gelöscht. Der Effekt dieser Maßnahme ist das Ausbleiben des Nachleuchtens und damit ein verbesserter Kontrast. Das illustrieren diese Bilder einer mit röntgendichten Streifen versehenen rotierenden Scheibe (Abb. 4a, b).

Die Streifen treten wegen der Bildintegration auf: Die Restladung auf der Photodiode erzeugt ein „Nachleuchten“ mit eben diesem Effekt. Der Kontrast ist im Puls-Bild besser und das Bild ist eben sehr scharf, bewegungsarm. Wenn wir die Röhrenspannung erhöhen, dann nehmen der Röntgenabsorptionskoeffizient der Organe (Objektkontrast) und

damit auch der Bildkontrast ab. Der Anteil der den Kontrast vermindern- den Streustrahlung bleibt gleich. Da wir mit den Kindern aber schon sehr röntgenkontrastarme Objekte haben, ist es ratsam, auch den letzten Rest an Bildkontrast zu „retten“. Deshalb ist es sinnvoll bei der gepulsten DL mit spezieller Pädiatrie-Regelkurve, das Streustrahlenraster, entgegen unserer bisherigen Lehrmeinung, wieder einzusetzen. Und damit Sie jetzt auch ein klinisch relevantes Bild sehen diese aus der gepulsten Durchleuchtung durch Speicherung des Standbildes (LIH) gewonnene Aufnahme eines MCUs bei einem Neugeborenen mit posterio- rer Urethalklappe (Abb.5).

Trotz des großen KM-Flecks (gefüllte Harnblase) in der Bildmitte verhindert die dynamische Dosiskorrektur, die nur zu niedrigeren Dosisleistungen regeln kann, das Blooming und Überstrahlen des übrigen Bildes. Dies ermöglicht in diesem Fall die diagnostische Abbildung sowohl des rechtsseitigen intrarenalen Refluxes wie des perirenaln Urinoms.

Eine extra Aufnahme („Schuss“) zur Dokumentation dieser wichtigen Befunde ist nicht mehr nötig. Und die Patientendosis hat sich gegenüber der Ausgangssituation über alle Altersklassen um über 90 % senken lassen bei gleichzeitiger Verbesserung der Bildqualität! Zuletzt noch ein Wort zum Strahlenschutz des Untersuchers (Personal).

Tabelle 3: Flächendosisprodukte beim MCU

Technik/Anzahl n	< 1 J	1 – 5 J	> 5 J
■ 100 mm, Untertischgerät n = 101, bis 1993	44	93	132
■ Digital, kontinuierliche DL, Obertisch n = 156, ab 1993	14	24	50
■ Digital, gepulst n = 206, ab 1998	4,5	12,6	11,7
■ Digital, gepulst, optimiert n= 378 ab 2002	3	4,8	11,4
■ Dosisreduktion gegenüber 1993	93%	95%	91%
■ Diagnostischer Dosisreferenz- wert (2003)	90	120	240

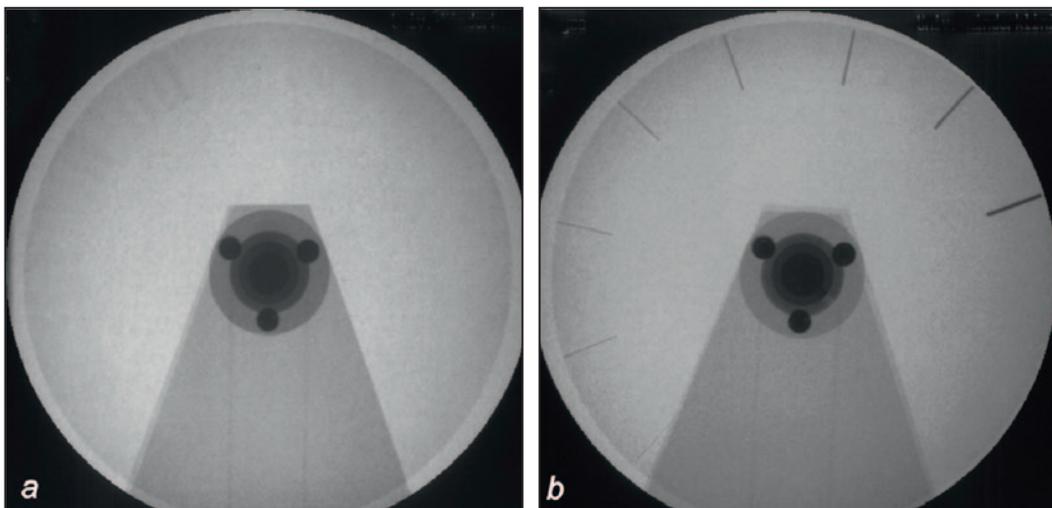
■ Tab.3: Flächendosisprodukte beim MCU mit verschiedenen DL-Techniken nach Altersklassen im Vergleich zu den gültigen Diagnostischen Referenzwerten [cGy \cdot cm 2].

Nur wenn das Personal in den Strahlengang hineingreift, erhält es Dosis aus der Primärstrahlung. Die Hauptstrahlenquelle für das Personal ist die vom Patienten ausgehende Streustrahlung. Der Großteil der Streustrahlung entsteht auf der Strahleneintrittsseite des Patienten („heiße Zone“). (Nur ca. 1% der in den Patienten eintretenden Strahlung tritt wieder auf der Rückseite aus und steht zur Bildgenerierung zur Verfügung = Patientenschwächungsfaktor.)

Somit ist verständlich, dass es einen gravierenden Unterschied bei der Streustrahlenausbeute gibt – je nachdem ob man ein Obertisch- oder Untertischgerät verwendet.

Die Streustrahlenbelastung für das Personal ist bei einem Obertischgerät deutlich höher.

Hinzu kommt, dass bei einem Untertischgerät meist ein Bleigummi- schutz zwischen dem Patienten und dem Untersucher angebracht ist, der aus bautechnischen Gründen beim Obertischgerät fehlt. Die aus dem Patienten austretende Streustrahlung hat Vorzugsrichtungen: in die Ebene der Primärstrahlung und zur Seite. Die Streustrahlendosis, die seitlich aus dem Patienten austritt, hat in 16 cm Abstand vom Patienten noch einen Anteil von 1% der Zentralstrahleneintrittsdosis. Die vom Personal zum Strahlenschutz anzulegende Gummischürze mit



■ *Abb. 4a/4b: Rotierende Plexiglasscheibe (Winkelgeschwindigkeit 100°/s.) a) kontinuierliche DL mit rekursiver Filterung: Verwischte Kontraststreifen mit Stroboskopeffekt bei 11 Uhr. Das Target wird bei kontinuierlicher DL 25 mal in der Sekunde ausgelesen. Die neue Bildinformation addiert sich zu der auf dem Target noch vorhandenen Restbildinformation. Da die Scheibe sich im Uhrzeigersinn dreht, entsprechen die links vom ersten Strich gelegenen, langsam verdämmenden Streifenbilder der abnehmenden Restinformation auf dem Target. Die etwas größere Grundhelligkeit als in b. beruht ebenfalls auf der Restinformation des Targets. b) gepulste DL (Pulsbreite 5 ms) mit Targetlöschung im Pulsintervall. Es sind 8 (-9) scharfe, gut abgrenzbare Kontraststreifen erkennbar.*

einem Bleigleichwert von 0,35 mm Pb hat eine Schwächung für Streustrahlung bei 80 kV von 99%.

Erinnern wir uns daran, dass die Streustrahlenausbeute direkt vom durchstrahlten Volumen ist. Je größer das Volumen, desto höher der Streustrahlenanteil.

Bei zusätzlich guter Einblendung des Feldes werden nur kleine Volumina durchstrahlt und somit wird nur wenig Streustrahlung erzeugt (20–30% der Gesamtstrahlung hinter dem Patienten). (Das macht bei der Untersuchung von Kindern häufig die Verwendung eines Streustrahlenrasters unnötig.) Aus diesen Gründen und bei angemessener

Untersuchungstechnik ist die Strahlenbelastung des Personals bei der DL von Kindern, bei der es keine interventionelle Untersuchungen gibt, wie z. B. in der Kardiologie, so gering, dass auf eine Verwendung eines Schilddrüsen- und Linsenschutzes verzichtet werden kann.

Schlussfolgerungen

Durch nutzereigene Änderungen am Gerät kann eine massive Dosisreduktion erfolgen. Durch Nutzung der Möglichkeiten einer gittergesteuerten Durchleuchtung kann die Dosis darüber hinaus deutlich gesenkt werden. Bei der Untersuchung von Kindern sollten die technischen Möglichkeiten der gepulsten Durchleuchtung und ihre Auswirkungen

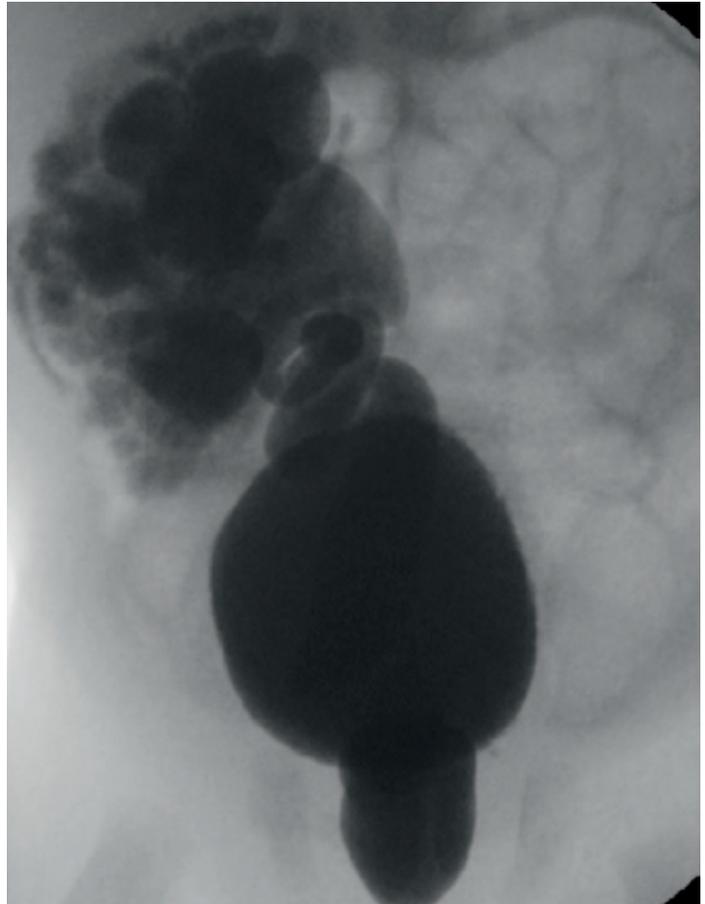
auf Bildqualität und Dosis erkannt und genutzt werden.

Diese Möglichkeiten müssen durch den Radiologen von den Herstellern eingefordert werden! Das Arbeiten mit der gepulsten Durchleuchtung kann einen Paradigmenwechsel in der Bilderzeugung nötig machen (Verwendung eines Rasters).

Wenn das Gesamtkonzept des ALARA-Prinzips nicht aus den Augen verloren werden soll, dann ist das Einsparen von Dosis ein komplexes Gesamtkonzept mit vielen Parametern.

Literatur

- Aufrichtig R, Xue P. Perceptual comparison of pulsed and continuous fluoroscopy. *Med Phys* 1994; 21:245-256
- Bundesamt für Strahlenschutz
Diagnostische Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen. *Bundesanzeiger* 2003; Nr 143:17503
- Hahn H, Färber D, Allmendinger H et al. Pädiatrie-Pulsaris, eine neue Technologie zur Dosisreduktion in der Kinderradiologie. *Kontraste* 1996;09: 25-30
- Herrmann K, Helmberger T, Braunschweig T et al. Erste Erfahrung mit gittergesteuerte gepulster Durchleuchtung. *Kontraste* 1996;08:2-7
- Johnson GA, Daniely N, Ravin CE. Processing alternatives for chest imaging. In: Hillman BJ, Newell JD (eds) *Symposium on digital radiography*. *Radiol Clin N Am* 1985; 23:335-34
- Pasche O. Über eine neue Blendenvorrichtung in der Röntgentechnik. *Dtsch med Wschr* 1903;29:266
- Reinhardt D (Hrsg): *Leitlinien in der Pädiatrie*. Urban und Fischer, München 2003
- Schumacher R. Erfahrungen mit einem digitalen Durchleuchtungssystem bei kinderradiologischen Untersuchungen. *Kontraste* 1994; 6/94:8-12



■ *Abb. 5: F Neugeborenes. MCU mit Nachweis einer posterioren Urethralklappe. Dokumentation aus DL-Standbild (LH). Der intrarenale Reflux und das perirenale Urinom sind gut erkennbar. Die adaptive Meßfeldregelung erlaubt eine Regelung nur zu geringeren Dosisleistung hin. Dadurch wird das Überstrahlen des Bildes (Blooming) durch die mit Kontrastmittel gefüllte Harnblase in Bildmitte vermieden.*

- Seibert JA Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatr Radiol* 2004; 34(Suppl 3):S183-S195

- ▶ Prof. Dr. med. Reinhard Schumacher
In der Krimm 15
D-55124 MAINZ
- ▶ Dr. med. Rita Brzezinska
Kinderradiologie
Kinderklinik der Universität Mainz
Langenbeckstr. 1
D - 55131 MAINZ
- ▶ Dipl.-Ing. Horst Allmendinger
Heinrichstraße 7 - 9
D- 25336 ELSHORN