

R. Schumacher, R. Brzezinska, H. Allmendinger

Optimierung einer gepulsten DL in der Kinderradiologie am Beispiel des Miktionszystourethrogramms

Wir berichten über das Ergebnis einer Langzeitoptimierungsstudie von Juli 1992 bis zum Juni 2004 zum Miktionszystourethrogramm (MCU) mit verschiedenen geräteseitigen Techniken und Einstellungen unter Beachtung der Patientendosen bei 841 Patienten aller Altersklassen. 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 dem Untertischgerät zu einem digitalen Obertischgerät statt (Philips Diagnost 96). Es zeigte sich, daß die Bildqualität der DL mit der Möglichkeit der Standardbilddokumentation (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 Nutzung der optimierten gepulsten DL seit 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 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, beachteten 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.

Dosisreduktion	
Raster herausgenommen:	- 70%
Zusatzfilter mit Al + Cu :	- 50%
Digitalen Bildverstärkeraufnahmen(DSI):	- 50%
DSI mit halber Dosis:	- 50%
Fokus-Patientenabstand erhöht:	- 10%
Dosisbedarf für Dokumentation:	4%

■ Tab. 1: Maßnahmen zur Dosisreduktion der Bilddatendokumentation

Ein Aspekt bei der Entscheidung für ein Obertischgerät (1993) war eine bezüglich der Patientendosis günstigere Geometrie (größerer Fokus-Patienten-Abstand) als beim

Veränderungen bei gepulster DL

Gittergesteuerte Pulse (keine Flanken), Rechteckpulse mit einer Breite von 5 ms

Spezielle Pädiatrie-Regelkennlinie (kV > mA)

Stabiles Bild spätestens nach dem 2. Puls

Rasche Steuerung der Dosisleistung im Puls (0,5 ms)

Berücksichtigung des Augenintegrationsfaktors

Adaptive Bildverstärker-Ausgangssteuerung (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

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 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 Helligkeit und Kontrast manipulierbar. Das ist zwar schön, hat aber keine Auswirkung auf die Dosis. Dennoch gelang es uns durch sonstige Maßnahmen, das Flächen-dosisprodukt über alle Altersklas-

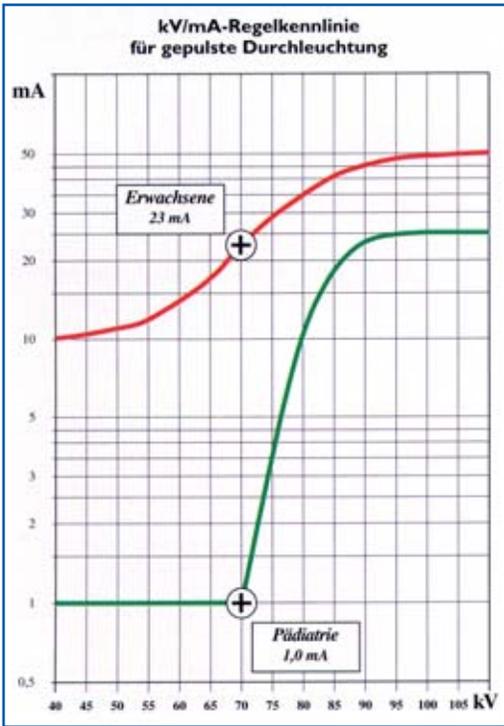
sen um 70% zu reduzieren (vgl. Tabelle 3). An dem digitalen Gerät mit kontinuierlicher DL haben wir ohne Eingriff in das System selbst einige Veränderungen im Sinne des ALARA-Prinzips vorgenommen. Diese betrafen vorwiegend die Technik der Bilddokumentation vom Film zur digitalen Dokumentation. Durch 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 (Gitterpuls). Bei dieser werden verzögerungsfrei Rechteckpulse schaltbar. Die bei Generatorsteuerung bis zu 50% der Gesamtdosisleistung ausmachenden Rampen (Anstieg

und Abfall der Dosisleistung) entfallen. 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 aber herstellereitig auch andere Geräteparameter verändert. (Vgl. Tabelle 2)

Insbesondere wurde jetzt eine spezielle Pädiatrie-kV-mA Regelkurve benutzt, deren Spezifikum es ist, bei höherem Bedarf an Dosisleistung nur die kV und nicht den Röhrenstrom zu erhöhen (vgl. Abb.1). 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 wie wir es üblicherweise kennen.

Theoretisch ist durch die Pulsung der Strahlung eine Reduktion des durchleuchtungsbedingten Flächen-dosisproduktes 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 $24/25$ stel = 96%). Der Nachteil dieses Vorgehens besteht darin, daß jetzt die sehphysiologischen, aus der Flickerforschung lange bekannten Probleme in den Vordergrund treten: Das Auge führt ab ei-



■ Abb. 1: Graphische Darstellung der „Adult-“ und „Pädiatrie“-Regelung bei der Durchleuchtung. Bei höherem Dosisleistungsbedarf steigt bei der Pädiatrieregung zunächst ausschließlich die Röhrenspannung mit entsprechender Reduktion der Patientendosis. (Reproduktion mit Erlaubnis des Autors in Hahn et al.)

ner Bildfrequenz von ca. 5 Bildern/s von selbst eine Bildglättung durch (eine Integration der Bilder). Bei der DL sehen wir ein recht hübsches, rauscharmes bewegtes DL-Bild; 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

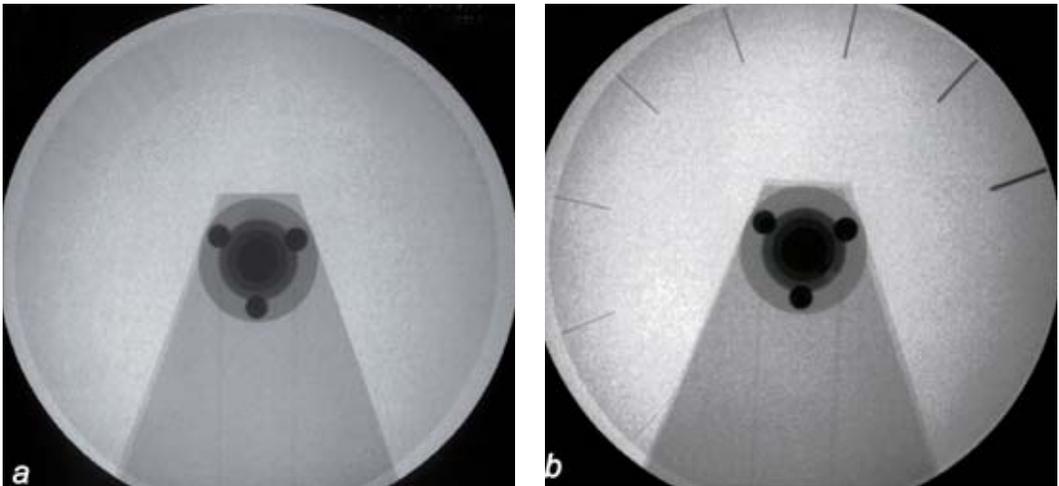
Dosis verbessert sich das Signal-Rauschverhältnis und damit das Bild. Wenn wir die Dosisleistung des Einzelpulses um einen sogenannten Augenintegrationsfaktor erhöhen, z. B. um den 4-6-fachen Wert, dann wird die Bildqualität des Einzelpulses besser. Das Standbild hat jetzt denselben visuellen Eindruck wie die kontinuierliche DL. Die objektive Bildqualität (weniger Rauschen,

höherer Kontrast) ist aber deutlich verbessert und ist jetzt diagnostisch so gut, daß wir auf die Dokumentation mittels Aufnahmen („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 (vgl. Tabelle 3).

Ein letztes Wort zur elektronischen Bildverarbeitung. Bei der kontinuierlichen DL findet automatisch eine sog. rekursive Filterung statt. Hier wird durch Interpolation der

■ Tabelle 3: Flächendosisprodukte beim MCU mit verschiedenen DL-Techniken nach Altersklassen im Vergleich zu den gültigen Diagnostischen Referenzwerten.

Flächendosisprodukte beim MCU			
Technik/Anzahl n	< 1 J	1 – 5 J	> 5 J
100 mm, Untertischgerät n=101, bis 1993	44,0	93,0	132,0
Digital, kontinuierliche DL, Obertisch n=156, ab 1993	14,0	24,0	50,0
Digital, gepulst n=206, ab 1998	4,5	12,6	11,7
Digital, gepulst, optimiert ab 2002	3,0	4,8	11,4
Dosisreduktion in %	93,0	95,0	91,0
Diagnostischer Dosisreferentwert (2003)	90,0	120,0	240,0



■ Abb. 2a/b: 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 verdämmernenden Streifenbilder der abnehmenden Restinformation auf dem Target, Die etwas größere Grundhelligkeit als in b. beruht ebenfalls auf der Restinformation des Target. b) gepulste DL (Pulsbreite 5 ms) mit Targetlöschung im Pulsintervall. 8 (-9) scharfe, gut abgrenzbare Kontraststreifen; erkennbar Grundhelligkeit etwas geringer als in a.

sequentiellen Einzelbilder das Monitorbild geglättet und im Kontrast verstärkt, dies wird durch die dabei eintretende Bewegungsunschärfe (Nachzieheffekt) erkaufte. Bei der Pulsung erfolgt keine Bildintegration (damit keine Glättung und keine Bewegungsunschärfe) oder Bildnachverarbeitung sondern zur Kontrastverbesserung wird die Restladung der Photodiode im Intervall gelöscht. Der Effekt dieser Maßnahme ist das Ausbleiben des Nachleuchtens und ein verbesserter Kontrast.

Das illustrieren die Bilder einer mit röntgendichten Streifen versehenen rotierenden Scheibe (Abb. 2a, 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 (Objektcontrast) und damit auch der Bildkontrast ab. Der Anteil der den Kontrast vermindernenden 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, zeigen diese aus der Durchleuchtung durch Speicherung des Standbildes gewonnene Aufnahme eines Neugeborenen mit posteriorer Urethralklappe (vgl. Abb. 3). Schauen Sie auf das gleichmäßige Bild.

Trotz des großen KM-Flecks in der Bildmitte verhindert die dynamische Dosiskorrektur, die nur nach unten regeln kann, das Blooming und Überstrahlen der Weichteile. Dies ermöglicht die erkennbare Abbildung sowohl des intrarenalen Refluxes wie des perirenalen

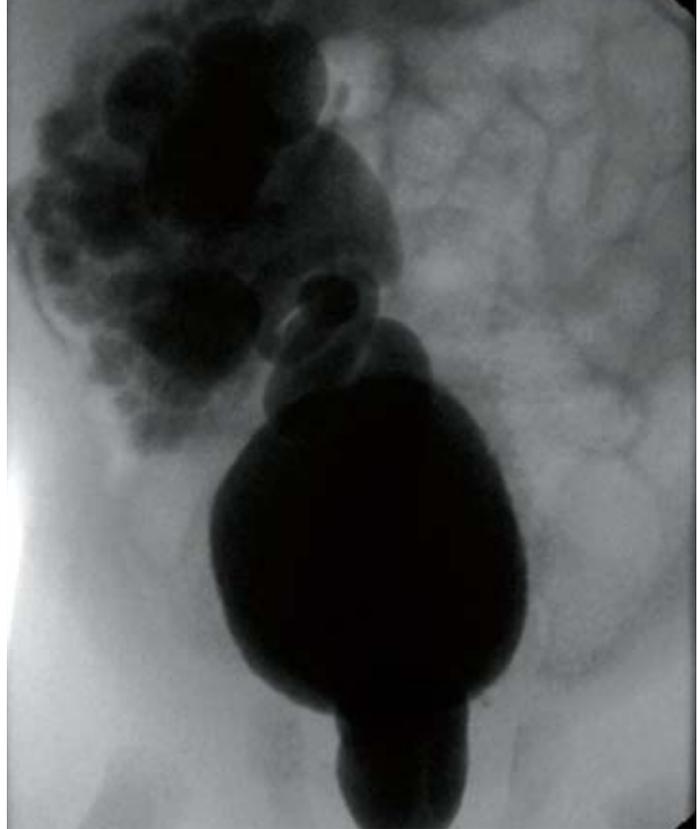
Urinoms. Eine Extraaufnahme (Schuß) zur Dokumentation dieser wichtigen Befunde ist nicht mehr nötig. Und dennoch hat sich die Patientendosis gegenüber der Ausgangssituation über alle Altersklassen um über 90 % senken lassen bei gleichzeitiger Verbesserung der Bildqualität!

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. Die Radiologen müssen diese Möglichkeiten von den Herstellern einfordern! 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



■ *Abb. 3: Neugeborenes - MCU bei posteriorer Urethralklappe. Dokumentation aus DL-Standbild. Der intrarenale Reflux und das perirenale Urinom sind gut erkennbar. Die adaptive Meßfeldregelung nur zu geringeren Dosisleistung hin ermöglicht das Vermeiden der Bildüberstrahlung durch die kontrastgefüllte Harnblase.*

- 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
- 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

- Schumacher R. Erfahrungen mit einem digitalen Durchleuchtungssystem bei kinderradiologischen Untersuchungen. *Kontraste* 1994; 6/94:8-12-
- Seibert JA Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatr Radiol* 2004; 34(Suppl 3):S-83-S195.

▶ Prof. Dr. med. Reinhard Schumacher
Univ.-Kinderklinik, Abt. Röntgen
Langenbeckstraße 1
D-55124 MAINZ