

Optimierung von Ganzkörper-CT-Untersuchungen an Polytraumatisierten anhand des Vergleichs mit den aktuellen diagnostischen Referenzwerten

Optimization of Whole-Body CT Examinations of Polytrauma Patients in Comparison with the Current Diagnostic Reference Levels

Autoren

Stefan B. Schäfer¹, Claudia Rudolph², Martin Kolodziej³, Frank Mauermann⁴, Fritz Christian Roller¹, Gabriele Anja Krombach¹

Institute

- 1 Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University-Hospital Giessen, Justus-Liebig-University Giessen, Germany
- 2 Department of Pediatric Radiology, University-Hospital Giessen, Justus-Liebig-University Giessen, Germany
- 3 Product Management, Infinit Europe GmbH, Frankfurt, Germany
- 4 Clinical Application Specialist, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany

Key words

reference levels, dose optimization, whole-body CT, reference mAs

eingereicht 13.11.2017

akzeptiert 22.02.2019

Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-0881-3113>

Online-Publikation: 18.4.2019

Fortschr Röntgenstr 2019; 191: 1015–1025

© Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart · New York

ISSN 1438-9029

Korrespondenzadresse

Stefan B. Schäfer

Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University-Hospital Giessen, Justus-Liebig-University Giessen, Klinikstraße 33, 35592 Giessen, Germany

Tel.: ++49/641/98 55 95 31

Fax: ++49/641/98 54 18 09

stefan.b.schaefer@radiol.med.uni-giessen.de

ZUSAMMENFASSUNG

Ziel Die Überprüfung der Dosiswerte an einem in der klinischen Routine betriebenen Polytrauma-Ganzkörper-CT hinsichtlich der 2016 aktualisierten diagnostischen Referenzwerte (DRW) und Reduktion der mittleren Expositionswerte durch einfache Optimierungsschritte.

Material und Methoden Jeweils 100 Expositionswerte vor und nach der Dosisoptimierung wurden mit den alten und

den neuen DRW verglichen. Die Graustufenwerte und das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) wurden für die Lunge, den Aortenbogen und die Leber bestimmt. Durch 2 Radiologen erfolgte eine visuelle Beurteilung der Bildqualität anhand einer Likert-Skala (0 – nicht diagnostisch, 1 – schlecht sichtbar, 2 – moderat sichtbar, 3 – gut sichtbar, 4 – exzellent sichtbar) sowohl für die CT-Untersuchungen vor als auch nach der Optimierung.

Ergebnisse Die ermittelten Expositionswerte nach der Dosisoptimierung lagen unterhalb der alten und neuen DRW ($1319,98 \pm 463,16 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$), während der Mittelwert der Expositionswerte vor der Optimierung ($1774,96 \pm 608,78 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$) die aktuellen DRW überschritt. Die gemessenen Graustufenwerte (HE) betragen (vor gg. nach der Optimierung) Lunge -833 HE gg. -827 HE ($p = 0,43$), Aortenbogen 341 HE gg. 343 HE ($p = 0,70$) und Leber 68 HE gg. 67 HE ($p = 0,35$) (gg = gegenüber). Das SNR war nach der Dosisoptimierung in der Lunge minimal höher, in den beiden anderen Regionen minimal geringer als vor der Optimierung. Die visuelle Beurteilung der Bildqualität wies mit 3,85 Bewertungspunkten vor und 3,82 Bewertungspunkten nach der Dosisoptimierung ($p = 0,57$) relativ identische Werte auf.

Schlussfolgerung Anlässlich der Aktualisierung der DRW ist eine Analyse der eigenen Expositionswerte unumgänglich, um Überschreitungen zeitnah erkennen und geeignete Maßnahmen zur Dosisreduktion einleiten zu können. Bereits durch geeignete Anpassung der Untersuchungsparameter unter Berücksichtigung der erforderlichen Bildqualität ist in den meisten Fällen eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition, auch bei CT-Geräten der älteren Generationen, möglich.

Kernaussagen:

- Eine Reduktion der Strahlenexposition unter die DRW ist in vielen Fällen bereits durch Optimierung der Untersuchungstechnik möglich.
- Die Kontrolle der Bildqualität zur Gewährleistung einer diagnostischen Bildqualität trotz Dosisreduktion ist unumgänglich.

- Die Einhaltung der DRW ist auch bei CT-Geräten der älteren Generation auch ohne iterative Bildrekonstruktion durch geeignete Anpassungen möglich.
- Weiteres Optimierungspotenzial zur aktiven Dosisreduktion ist vorhanden.

Zitierweise

- Schäfer SB, Rudolph C, Kolodziej M et al. Optimization of Whole-Body CT Examinations of Polytrauma Patients in Comparison with the Current Diagnostic Reference Levels. *Fortschr Röntgenstr* 2019; 191: 1015–1025

ABSTRACT

Purpose Evaluation of the dose values of a polytrauma whole-body CT examination used in clinical practice with regard to the 2016 updated diagnostic reference levels and reduction of the mean exposure levels using simple optimization steps.

Materials and Methods In each case, 100 exposure values before and after dose optimization were compared with the old and new diagnostic reference levels. The grayscale values and the signal-to-noise ratio (SNR) were determined for the lung, the aortic arch and the liver. A visual assessment of the image quality was performed by two radiologists on the basis of a Likert scale (0 – non-diagnostic, 1 – poor visualization, 2 – moderate visualization, 3 – good visualization, 4 – excel-

lent visualization) for CT examinations both before and after optimization.

Results The acquired exposure values after dose optimization were below the old and new diagnostic reference levels (1319.98 ± 463.16 mGy·cm) while the mean value of the exposure values before optimization (1774.96 ± 608.78 mGy·cm) exceeded the current diagnostic reference levels. The measured grayscale values (HU) were (before versus after optimization): lung -833 HU vs. -827 HU ($p = 0.43$), aortic arch 341 HU vs. 343 HU ($p = 0.70$) and liver 68 HU vs. 67 HU ($p = 0.35$). After dose optimization the SNR in the lung was minimally higher, while it was minimally lower in the two other regions than before the optimization. Visual assessment of the image quality showed almost identical values with 3.85 evaluation points before and 3.82 evaluation points after dose optimization ($p = 0.57$).

Conclusion Due to the updating of the diagnostic reference levels, an analysis of the own exposure values is necessary in order to be able to detect high values promptly and to initiate appropriate measures for dose reduction. Appropriate adaptation of the examination parameters with consideration of the necessary image quality allows a significant reduction of the radiation exposure in most cases, also on CT devices of older generations.

Einleitung

Aufgrund der stetig voranschreitenden Technik und der Weiterentwicklung bereits etablierter Methoden im Bereich der Radiologie existiert ein enormes Potenzial für die kontinuierliche Reduktion der Strahlenexposition bei Röntgenaufnahmen.

Seit dem Inkrafttreten der Röntgenverordnung (RöV) zum 01.09.1973 als Bundesrechtsverordnung wird der Strahlenschutz von Patienten und Untersuchern durch diese Verordnung mit Gesetzescharakter geregelt. Die Exposition für diagnostische Belange wurde lange Zeit lediglich nach dem ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable) betrieben und konkrete Begrenzungen der Exposition existierten für radiologische Untersuchungen nicht. Die Einführung und Anwendung von Dosisrichtwerten wurde erstmals 1996 von der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) empfohlen [1]. Die Europäische Atomgemeinschaft (EURATOM) hat die Vorgabe der diagnostischen Referenzwerte (DRW) als Maßnahme der Optimierung im Strahlenschutz 1 Jahr später in einer „Patientenschutzrichtlinie“ [Richtlinie 97/43/EURATOM] verankert und in der neuen Richtlinie 2013/59/EURATOM bestätigt [2]. Mit dem Beginn der Gültigkeit der Richtlinie 97/43/EURATOM sind sämtliche Mitgliedsstaaten der EU verpflichtet, DRW in das jeweilige nationale Strahlenschutzrecht zu übernehmen und sicherzustellen, dass diese regelmäßig überprüft werden. In der Röntgendiagnostik und interventionellen Radiologie sind DRW definiert als Dosiswerte bei diagnostischen oder interventionellen Anwendungen für typische Untersuchungen bei Patienten mit Standardmaßen oder bei

Standardphantomen mit allgemein definierter Ausrüstung. Im Jahr 1999 wurde schließlich von der Europäischen Kommission eine Leitlinie mit präzisen Empfehlungen zur Einführung von DRW herausgegeben, die das Gewicht des „Standardpatienten“ mit 70 ± 3 kg definiert. Weiterhin empfiehlt die Europäische Kommission in dieser Leitlinie den Dosismittelwert von mindestens 10 unselektierten Patienten separat für jedes Röntgengerät als Ersatz für die Dosis eines Standardpatienten heranzuziehen und, falls diese existieren, mit den jeweiligen DRW zu vergleichen [3].

Mit der Berücksichtigung in der Novellierung der RöV vom 18.06.2002 wurden die DRW erstmalig im deutschen (nationalen) Recht verankert und konstituiert, dass diese bei diagnostischen Untersuchungen am Menschen zugrunde gelegt werden müssen (§ 16 Abs. 1 Satz 3 RöV) [4]. Für die Erstellung und die Veröffentlichung der Referenzwerte ist nach § 16 Abs. 1 Satz 3 der Röntgenverordnung das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) zuständig. Dies erfolgte erstmals am 05.08.2003 im Bundesanzeiger Nr. 143 [4]. Die Überprüfung der Einhaltung der DRW bei der Strahlenexposition von Patienten untersteht den Ärztlichen Stellen [5]. Gemäß § 17a Abs. 1 Satz 3 Nr. 2 RöV ist diesen die Pflicht auferlegt, „beständige, ungerechtfertigte Überschreitungen“ der zuständigen Landesbehörde zu melden, sodass diese nach der Überprüfung beim Betreiber in Zusammenarbeit mit der ärztlichen Stelle Empfehlungen zur Verringerung der Strahlenexposition aussprechen kann. Das BfS ist verpflichtet, anhand der jährlich von den ärztlichen Stellen übermittelten Expositionswerte der Betreiber, die DRW in regelmäßigen Abständen zu aktualisieren. Am 22.06.2016 erschien die neueste Veröffentlichung der aktualisier-

ten DRW für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen, die mit Jahresbeginn 2017 von der Ärztlichen Stelle überprüft werden [6]. Die davor letzte Aktualisierung der DRW wurde am 22.06.2010 vom BfS veröffentlicht [7]. Die DRW basieren auf der 75. Perzentile der Verteilung der Mittelwerte der gemeldeten Patientenexpositionen und repräsentieren keine Grenzwerte für individuelle Strahlenanwendungen oder für Patienten. Ausschlaggebend ist, dass der entsprechende DRW vom Mittelwert der Patientenexposition mindestens 10 unselektierter Patienten der jeweiligen Untersuchungsart an einem Gerät nicht überschritten wird. Die DRW werden für die Computertomografie als Werte des Volumen-CT-Dosisindex ($CTDI_{Vol}$) und des Dosislängenprodukts (DLP) sowie für die Radiografie und interventionelle Radiologie als Dosisflächenprodukt (DFP)-Werte angegeben. Bereits die erstmals am 22.06.2010 vom BfS veröffentlichten DRW lagen für die meisten Untersuchungen deutlich unter den davor gültigen Referenzwerten [7, 8]. Die aktuell veröffentlichten DRW unterschreiten diese wiederum deutlich und sind zusätzlich wesentlich differenzierter.

Nun liegt es in der Verantwortung der Betreiber, zu kontrollieren, ob die eigenen DFP-, $CTDI_{Vol}$ - und DLP-Werte die neuen Anforderungen erfüllen und nötigenfalls geeignete Maßnahmen zu initiieren, um bei Bedarf korrektiv zu intervenieren, um die neuen DRW einzuhalten. Des Weiteren besteht die Anforderung, die geringstmögliche Strahlenexposition in Abhängigkeit vom technischen Stand und unter Berücksichtigung aller Umstände des Einzelfalls zu gewährleisten. Zudem ist anzunehmen, dass die Strahlenbelastung der bundesdeutschen Bevölkerung, bedingt durch radiologische Untersuchung, weiter reduziert werden kann, da auf längere Sicht und unter Berücksichtigung der technischen Entwicklung sowohl die Patientendosis und damit auch DRW bei zukünftigen Aktualisierungen sinken werden.

Ziel dieser Studie war die Überprüfung der aktuellen Dosiswerte an einem in der klinischen Routine betriebenen Polytrauma-Ganzkörper-CT im Schockraum eines universitären radiologischen Instituts (Diagnostische und Interventionelle Radiologie) angesichts der neuen DRW, die Identifizierung von Optimierungsmöglichkeiten und die zusätzliche Reduktion der mittleren Expositionswerte durch einfache Optimierungsschritte. Für diese Studie wurden speziell Polytrauma-Ganzkörper-CT-Untersuchungen herangezogen, da im Rahmen der Patientenversorgung eine schnelle und exakte klinische sowie bildgebende Diagnostik unerlässlich ist. Vergleichbare „Ganzkörper“-Screenings werden sonst oft eher bei Malignomen bei Patienten mit fortgeschrittenem Lebensalter oder möglicherweise schlechten Prognosen durchgeführt. Oft handelt es sich bei polytraumatisierten Patienten jedoch um junge Patienten, beispielsweise verunfallte Fahrrad- oder Motorradfahrer, Personen mit „Sportunfällen“ oder Arbeitsunfällen (z. B. Sturz aus großer Höhe ≥ 3 Meter). Daher sollte aufgrund von möglichen biologischen Schädigungen des Gewebes (z. B. maligne Erkrankungen), induziert durch ionisierende Strahlung, die meist erst einige Jahre nach der Strahlenexposition auftreten, eine diagnostische Bildqualität bei möglichst niedriger Strahlenexposition erreicht werden.

Material und Methoden

Für die Studie wurden die Expositionswerte der Untersuchungen an einem Polytrauma-Ganzkörper-CT (SOMATOM Sensation Open (Baujahr 2011), Siemens, Erlangen, Deutschland, mit der Software Somaris/5 syngo CT 2014A) der letzten Monate vor Veröffentlichung der neuen DRW anonymisiert aus dem Picture Archiving and Communication System (PACS) und dem Radiologischen Informationssystem (RIS) entnommen. Anhand dieser Expositionswerte wurden die Mittelwerte für das DLP und für den $CTDI_{Vol}$ berechnet und mit den alten und neuen DRW verglichen.

Bei dem CT-Gerät handelt es sich um einen 24-Zeiler, die nominale Einzel-Kollimation beträgt 1,2 mm und die nominale Total-Kollimation beträgt 28,8 mm. Es wird konstant eine Spannung von 120 kV sowie ein Pitch von 0,65 angewendet. Für die Polytrauma-Ganzkörper-CT-Untersuchung wird ein Body-Protokoll verwendet. Dieses bezieht sich auf den 32cm-Prüfkörper („Körperphantoms“) und verwendet den Formfilter für den Körperstamm. Die Röhrenstrommodulation erfolgt während des CT-Scans winkelabhängig durch eine biplanare Modulationstechnik. Bei den Polytrauma-Ganzkörper-CT-Untersuchungen handelt es sich mit ca. 400 durchgeführten Untersuchungen im Jahr um routinemäßige Untersuchungen. Das angewendete Protokoll wurde in Zusammenarbeit mit einem Applikationsspezialisten des Herstellers angefertigt.

Die Aufnahmen wurden standardisiert in Spiraltechnik von der Schädelbasis bis zur Symphyse durchgeführt. Die intravenöse Injektion eines Kontrastmittels (Ultravist® 370, Bayer Vital, Leverkusen, Deutschland) erfolgte nach einem biphasischen Injektionsprotokoll [9]. Nach der ersten Kontrastmittelgabe von 50 ml bei einer Injektionsrate von 3,5 ml/s folgt nach einer Verzögerung von 30 s der zweite Bolus von 80 ml Kontrastmittel mit einer Injektionsrate von 4,5 ml/s, gefolgt von 50 ml NaCl mit einer Injektionsrate von ebenfalls 4,5 ml/s. 60 Sekunden nach der erster Kontrastmittelapplikation beginnt der Spiralenstart. Die axiale Rekonstruktion wird in Weichteilfenstertechnik mit 5 mm und in Knochenfenstertechnik mit 3 mm Schichtdicke vorgenommen. Für den Thorax erfolgt eine zusätzliche Rekonstruktion in Lungenfenstertechnik mit einer Schichtdicke von 5 mm. Multiplanare Rekonstruktionen werden in Weichteilfenstertechnik in sagittaler und koronaler Orientierung mit 5 mm sowie in Knochenfenstertechnik in sagittaler Orientierung mit 3 mm Schichtdicke erstellt.

Bei dem eingesetzten CT-Gerät besteht keine Möglichkeit zur iterativen Bildrekonstruktion, mit der durch rechenintensive Bildrekonstruktionsalgorithmen die nötige Strahlenexposition bei gleichbleibender Bildqualität gesenkt werden kann. Mit iterativer Bildrekonstruktion kann eine Dosisreduktion von bis zu ca. 75 % erzielt werden [10]. Allerdings besteht bei zu starker Dosisreduktion (>40 %) das Risiko, dass niedrig kontrastierte Läsionen nicht mehr erkennbar sind [11]. Daher musste infolge der Feststellung, dass die ermittelten Dosismittelwerte die alten Referenzwerte zwar einhielten, die neuen DRW allerdings überschritten, nach anderen geeigneten Optimierungsmöglichkeiten gesucht werden. In Zusammenarbeit zwischen Ärzten und Physikern wurden Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlenexposition unter Erhaltung einer diagnostischen Bildqualität bereits durch einfache Veränderung der Aufnahme-Parameter am CT erarbeitet und umgesetzt.

Hierzu wurde der schichtabhängige mAs-Referenzwert (folgend „mAs-Referenzwert“ genannt) von 165 mAs auf 130 mAs abgesenkt. Dieser Referenzwert bestimmt die Bildqualität und ist für den Anwender zugänglich, sodass dieser die Änderung durchführen kann und nicht auf den Hersteller angewiesen ist. Der „mAs-Referenzwert“ wird pro Rotation angegeben und ist an diesem CT-Gerät auf einen 75–80 kg Patienten (Standardpatient nach Definition der Herstellerfirma) abgestimmt. Anhand dieses „mAs-Referenzwerts“ erfolgt die Röhrenstrommodulation in Abhängigkeit von der Patientenschwächung (Patientendurchmesser). Bei dem hier eingesetzten Gerät wird dies durch eine bipolare (2-fache) Röhrenstrommodulation, zum einen in z-Richtung anhand des Topogramms durch das patientenspezifische Schwächungsprofil und zum anderen in x- und y-Richtung (lateral und posterior), während des Scans winkelabhängig erzielt. Das bedeutet, es wird die Dosis, die am Detektor ankommt, detektiert und anhand des „mAs-Referenzwerts“ wird der effektive mAs-Wert, der im Patientenprotokoll aufgelistet ist, hoch oder herunter geregelt. Die Reduzierung des „mAs-Referenzwerts“ bewirkt eine Senkung der Dosis, führt aber gleichzeitig zu einer Erhöhung des Bildrauschens.

Für die Auswertung wurden jeweils Mittelwerte bestehend aus 100 Untersuchungen vor und nach der Optimierung der Anlage hinzugezogen. Die berechneten Werte wurden sowohl mit den alten wie auch den neuen DRW verglichen und analysiert. Hierbei wurde für die Untersuchung am Polytrauma-Ganzkörper-CT von der Schädelbasis bis zur Symphyse von einem DLP von 1798 mGy·cm nach den alten DRW und nach den neuen DRW von einem DLP von 1330 mGy·cm ausgegangen. Hierzu wurden nach den alten DRW die angegebenen Referenz-DLP-Werte der Untersuchungsregionen Gesichtsschädel (Sinusitis), Thorax, Abdomen und Becken addiert. Da sich der angegebene DRW für den Gesichtsschädel auf den 16 cm-Prüfkörper („Kopfphantom“) bezieht, war dieser Wert nicht einfach mit den restlichen DRW, die sich auf den 32 cm-Prüfkörper beziehen, addierbar. Dieser wurde über die Phantomfaktoren des Geräts umgerechnet, sodass dieser sich von 100 mGy·cm auf 48 mGy·cm reduzierte. Nach den neuen DRW fand eine Addition vom Referenzwert des DLP, für die Untersuchungsregion Rumpf (Thorax + Abdomen + Becken) mit dem Referenzwert des DLP für die Untersuchungsregion Hals, statt. Da sich die angegebenen Referenzwerte der beiden addierten Untersuchungsregionen auf das „Körperphantom“ beziehen, ist eine Addition der DLP ohne weiteres möglich. Jedoch kommt es bei der Addierung der einzelnen Referenzwerte der verschiedenen Untersuchungsregionen, sowohl nach den alten, als auch nach den neuen DRW, zu Überlappungen der Referenzwerte, entsprechend der Vorgaben der Leitlinien der Bundesärztekammer [12].

Aus dem Krankenhausinformationssystem (KIS) wurden die Größe und das Gewicht der Patienten entnommen und anhand dieser Daten der Körpermassenindex (BMI) der Patienten bestimmt. Anschließend wurden die Patienten in die einzelnen Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition kategorisiert [13], sodass dies zur Beurteilung herangezogen werden konnten, falls Patienten aufgrund des hohen BMI die Mittelwerte für DLP und $CTDI_{vol}$ weit überschritten und negativ beeinflussten.

Bei Patienten ohne entsprechende Angabe im KIS wurden anhand der CT-Bilder, basierend auf optischen Eindrücken und Betrachtung des subkutanen Fettgewebes, Rückschlüsse auf den BMI der Patienten gezogen. Da dies ohne technische Hilfsmittel anhand der CT-Aufnahmen erfolgte, ist eine Unsicherheit bei der Abschätzung des BMI nicht völlig auszuschließen.

Die verschiedenen Untergruppen der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition, die sowohl vor als auch nach der Optimierung eine Patientenzahl > 10 aufwiesen, wurden separat eingehender untersucht. Weiterhin wurde insbesondere auf das Vorliegen metallischer Implantate geachtet.

Zur objektiven Ermittlung der Bildqualität wurden für sämtliche ausgewertete Untersuchungen die Graustufenwerte, welche die Abschwächung der Röntgenstrahlen im Gewebe darstellen (Hounsfield-Einheiten, HE), in der Lunge, der Leber und dem Aortenbogen bestimmt. Zwar sind CT-Geräte HE-kalibriert, jedoch sollte hier in der Studie durch die Überprüfung der HE-Mittelwerte die Möglichkeit von starkem Rauschen, bedingt durch eine Änderung, ausgeschlossen werden. Zusätzlich wurde anhand der mittleren Signalintensität und dem mittleren Rauschsignal in einem Areal von 10×10 Pixel das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) bestimmt [14]. Dafür wurden für jede Untersuchung 3 Messfelder (Region of interest) platziert: ROI1 in der Lunge, ROI2 im Aortenbogen und ROI3 in der Leber.

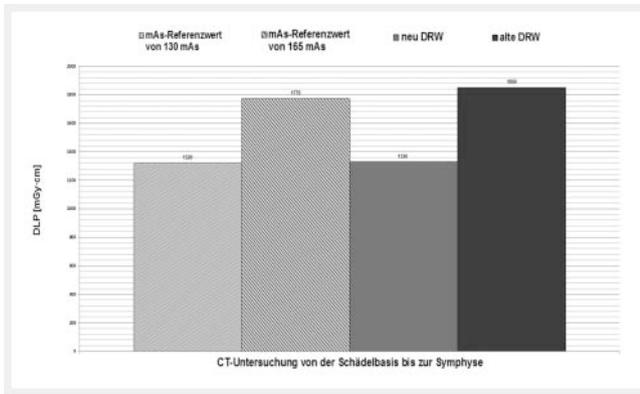
Anschließend erfolgte die visuelle Bildanalyse der Untersuchungen anhand einer Likert-Skala (0 – „nicht diagnostisch“, 1 – „schlecht sichtbar“, 2 – „moderat sichtbar“, 3 – „gut sichtbar“, 4 – „exzellent sichtbar“) [15–17]. Die visuelle Bewertung der Bildqualität wurde von 2 radiologischen Fachärzten mit einer Berufserfahrung von 21 Jahren und 7 Jahren durchgeführt. Die Reihenfolge der zu bewertenden Untersuchungen erfolgte randomisiert und anonymisiert, sodass nicht zu erkennen war, ob die Untersuchung vor oder nach der Parameterumstellung durchgeführt wurde. Für alle Einzelbewertungen der 2 Betrachter wurde der Mittelwert, getrennt für die CT-Untersuchungen, vor und nach der Parameteränderung berechnet, um eine bessere Vergleichsmöglichkeit zu erreichen. Zum Abschluss wurde sowohl für die objektive Ermittlung als auch für die visuelle Bewertung der Bildqualität ein 2-seitiger t-Test durchgeführt, um die Daten auf signifikante Unterschiede zu prüfen.

Ergebnisse

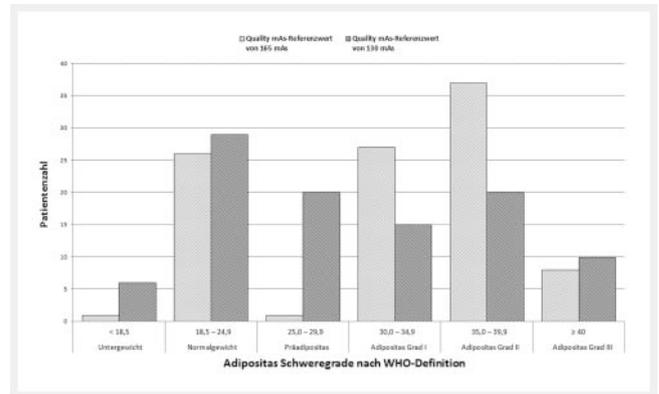
Bei der Analyse der Dosismittelung ist zu erkennen, dass bei den CT-Untersuchungen nach der Absenkung des „mAs-Referenzwerts“ von 165 mAs auf 130 mAs sowohl die alten, als auch die neuen DRW eingehalten werden, während vor der Parameterumstellung die alten DRW zwar eingehalten, aber die neuen DRW überschritten wurden.

Eine Übersicht der eruierten Mittelwerte für die CT-Untersuchungen an dem Polytrauma-Ganzkörper-CT im Schockraum, im Vergleich zu den alten und neuen DRW, ist in **Abb. 1** grafisch dargestellt.

In dieser Grafik wird ersichtlich, dass sich die Werte für die CT-Untersuchungen nach der Umstellung des Parameters „mAs-Referenzwert“ deutlich unterhalb der alten und minimal unter-



► **Abb. 1** Mittelwerte des DLP für CT-Untersuchungen von der Schädelbasis bis zur Symphyse am Polytrauma-Ganzkörper-CT vor und nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“.



► **Abb. 2** Häufigkeitsverteilung der Patienten nach Adipositas-Schweregrade gemäß WHO-Definition für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“.

halb der neuen DRW befinden. So liegen die Werte für das DLP nach der Parameterumstellung mit einem Mittelwert von $1319,98 \pm 463,16$ mGy·cm bei ca. 71,4% der alten DRW und bei ca. 99,2% der neuen DRW. Der Mittelwert für die CT-Untersuchungen vor der Umsetzung der Optimierungsschritte befindet sich mit $1774,96 \pm 608,78$ mGy·cm bei ca. 95,9% des alten DRW, würde den neuen DRW aber um ca. 33,5% überschreiten. Die Werte für den $CTDI_{vol}$ liegen bei $14,32 \pm 4,48$ mGy für die Untersuchungen nach der Optimierung, während der $CTDI_{vol}$ davor einen Mittelwert von $18,01 \pm 4,54$ mGy aufweist. Die Verteilung der Werte für das DLP (A) und den $CTDI_{vol}$ (B) ist bezogen auf die CT-Untersuchungen vor sowie nach der Absenkung des „mAs-Referenzwerts“ grafisch in ► **Abb. 2** dargestellt. Die durchschnittliche Scanlänge war bei CT-Untersuchungen nach Parameterumstellung $92,76 \pm 13,06$ cm (Minimum: 62,94 cm; Maximum 142,94 cm) und vor Parameterumstellung $94,83 \pm 15,44$ cm (Minimum: 76,34 cm; Maximum 147,44 cm).

Anhand des t-Tests für die Dosiswerte für die Untersuchungen vor und nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“ wird erkennbar, dass durch die Parameterumstellung die Strahlenexposition signifikant ($p < 0,0000001$) reduziert werden konnte.

Sowohl bei den CT-Untersuchungen vor als auch nach der Dosisoptimierung ist die enorme Differenz zwischen dem niedrigsten und dem höchsten Wert des Datensatzes auffällig. Die Ursache für Ausreißer, die den DRW weit überschreiten, wird teils durch das Vorhandensein metallischer Implantate bei den Patienten hervorgerufen. In den meisten Fällen werden diese Extremwerte jedoch durch besonders übergewichtige Patienten verursacht, die das Gewicht eines Standardpatienten nach EURATOM-„Patientenschutzrichtlinie“ von 70 ± 3 kg weit überschreiten.

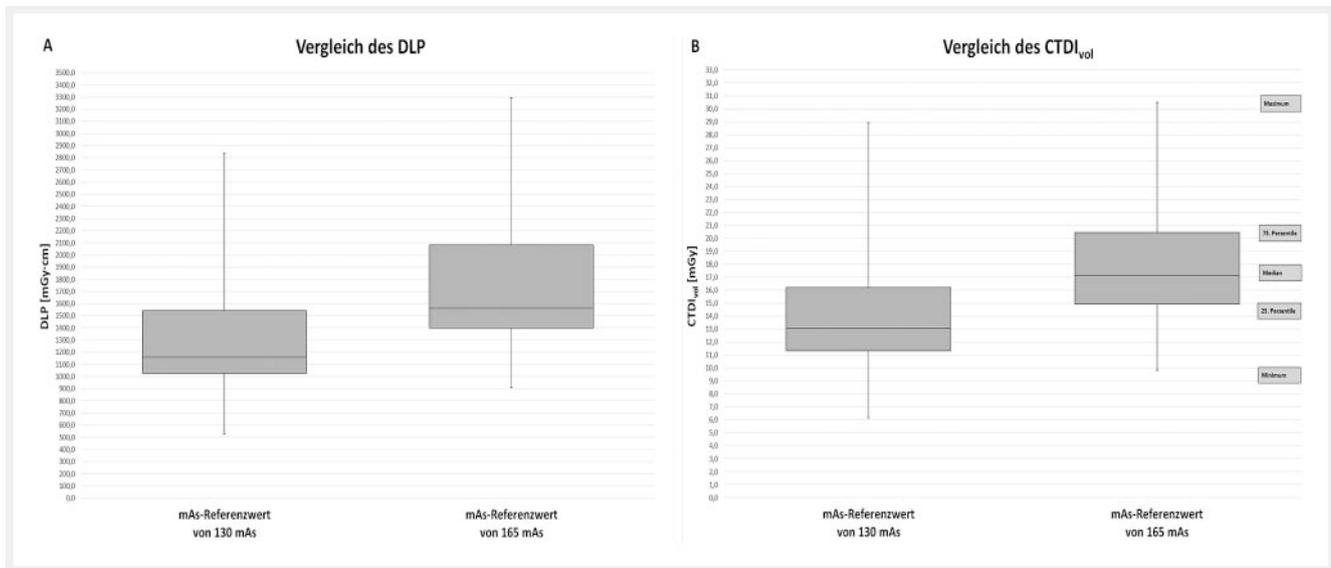
In ► **Abb. 3** ist die Übersicht der Einteilung der Patienten in die einzelnen Kategorien der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition für die CT-Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 130 und mit 165 mAs anhand eines Boxplot grafisch dargestellt. Hierbei wird deutlich, dass sowohl bei den CT-Untersuchungen vor als auch nach der Parameterumstellung die Mehrheit der Patienten übergewichtig war, über dem Gewicht des von der Europäischen Kommission als „Standardpatienten“ definierten Körpergewicht von 70 ± 3 kg lagen und dadurch den Dosismit-

telwert negativ beeinflussten. Bei den Untersuchungen vor der Dosisoptimierung waren ca. 73% der Patienten übergewichtig, während bei den CT-Untersuchungen nach Senkung des „mAs-Referenzwerts“ ca. 65% der Patienten ein Übergewicht aufwiesen.

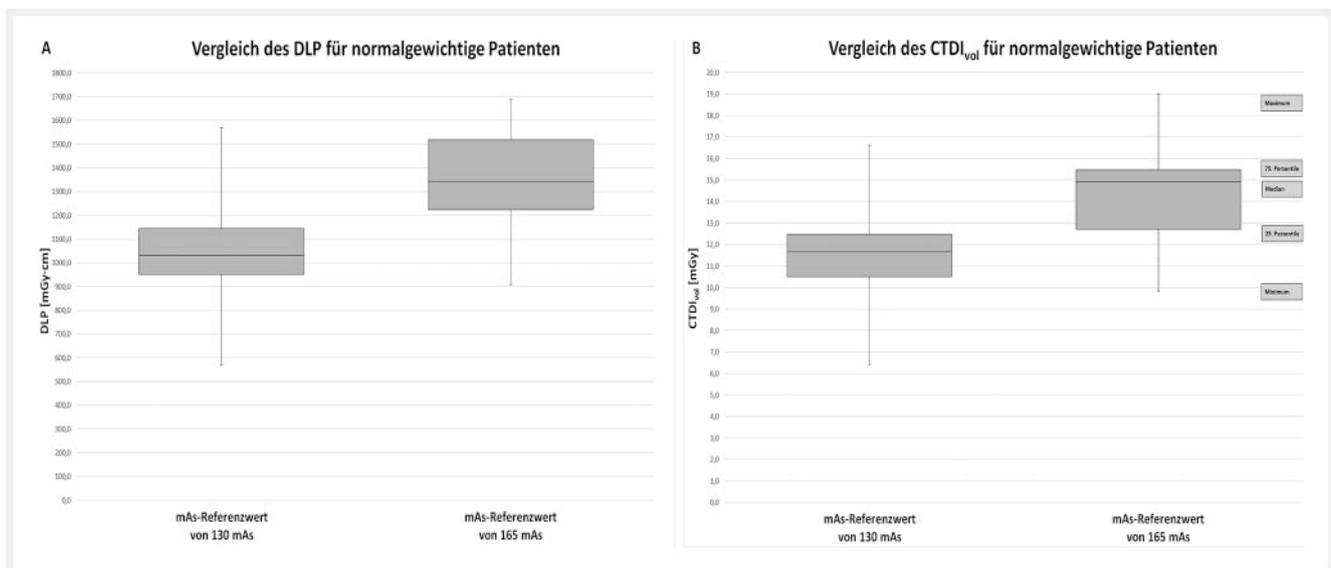
Aufgrund der unterschiedlichen Verteilung der BMIs der Patienten in den beiden Kollektiven wurden die Patienten in Untergruppen entsprechend der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition eingeteilt und die Untergruppen, die jeweils vor und nach der Absenkung des „mAs-Referenzwerts“ mehr als 10 Patienten aufwiesen, genauer betrachtet. Dazu gehörten die Adipositas-Schweregrade „Normalgewicht“, „Adipositas Grad I“ und „Adipositas Grad II“.

Anhand dieser Auswertung innerhalb der einzelnen Schweregrade zeigt sich, dass die Mittelwerte für DLP und $CTDI_{vol}$ der CT-Untersuchung vor und nach den Optimierungsschritten die zum jeweiligen Zeitpunkt gültigen DRW deutlich unterschreiten. Auch liegen die Werte für die Untersuchung nach der Parameterumstellung deutlich unterhalb der Werte vor der Parameterumstellung. So berechnen sich die Mittelwerte bei Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 130 für das DLP auf $1030,97 \pm 207,00$ mGy·cm und für den $CTDI_{vol}$ auf $11,44 \pm 2,11$ mGy bei einer Scanlänge von $89,92 \pm 2,79$ cm (Minimum: 81,28 cm; Maximum 94,36 cm). Bei Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 165 mAs liegen die Werte bei $1345,97 \pm 217,98$ mGy·cm für das DLP sowie $14,36 \pm 2,46$ mGy für den $CTDI_{vol}$ bei einer Scanlänge von $93,62 \pm 2,67$ cm (Minimum: 88,79 cm; Maximum 98,31 cm). Eine grafische Darstellung der Verteilung der Werte für das DLP (A) und den $CTDI_{vol}$ (B) bei normalgewichtigen Patienten erfolgt in ► **Abb. 4**.

Auch die errechneten Werte für das DLP und den $CTDI_{vol}$ für Patienten mit einem Adipositas Grad I befinden sich für beide CT-Untersuchungen vor und nach Parameterumstellung unterhalb der jeweiligen DRW. Bei einer Scanlänge von $91,53 \pm 14,14$ cm (Minimum: 61,48 cm; Maximum 106,42 cm) liegen die Werte für das DLP ($1275,07 \pm 267,73$ mGy·cm) und für den $CTDI_{vol}$ ($14,04 \pm 2,58$ mGy) für Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 130 deutlich unter den Werten für Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 165 (DLP: $1644,28 \pm 398,46$ mGy·cm, $CTDI_{vol}$: $16,78 \pm 3,01$ mGy, Scanlänge: $93,68 \pm$



► **Abb. 3** Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und CTDI_{vol} für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“.

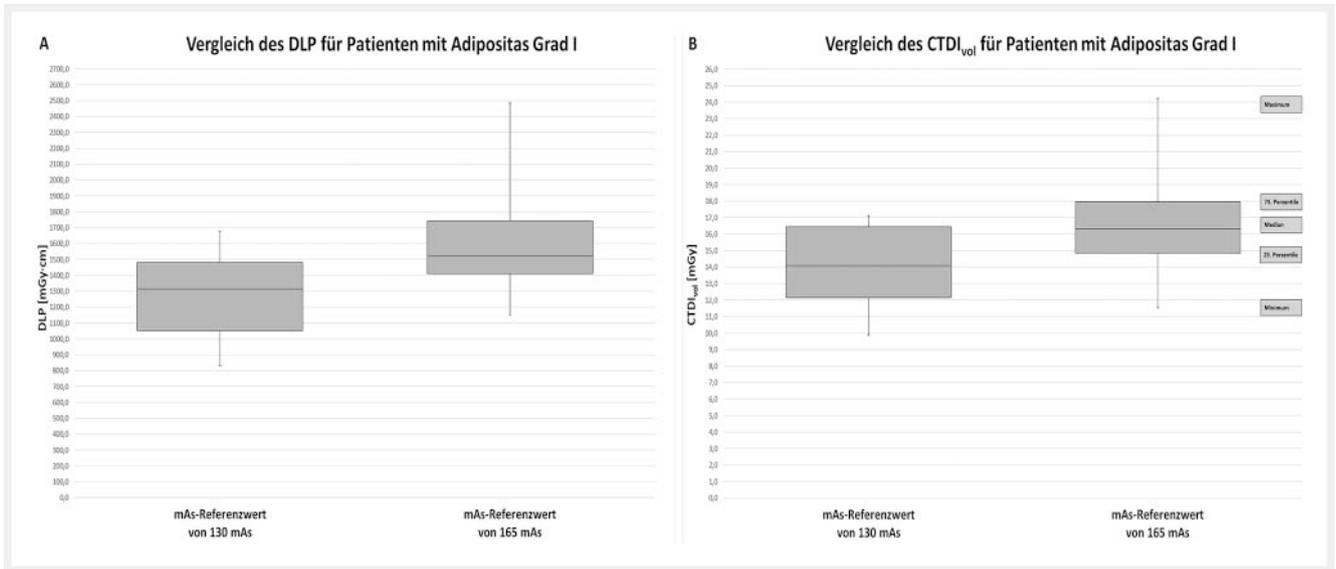


► **Abb. 4** Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und CTDI_{vol} für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“ bei Patienten mit „Normalgewicht“.

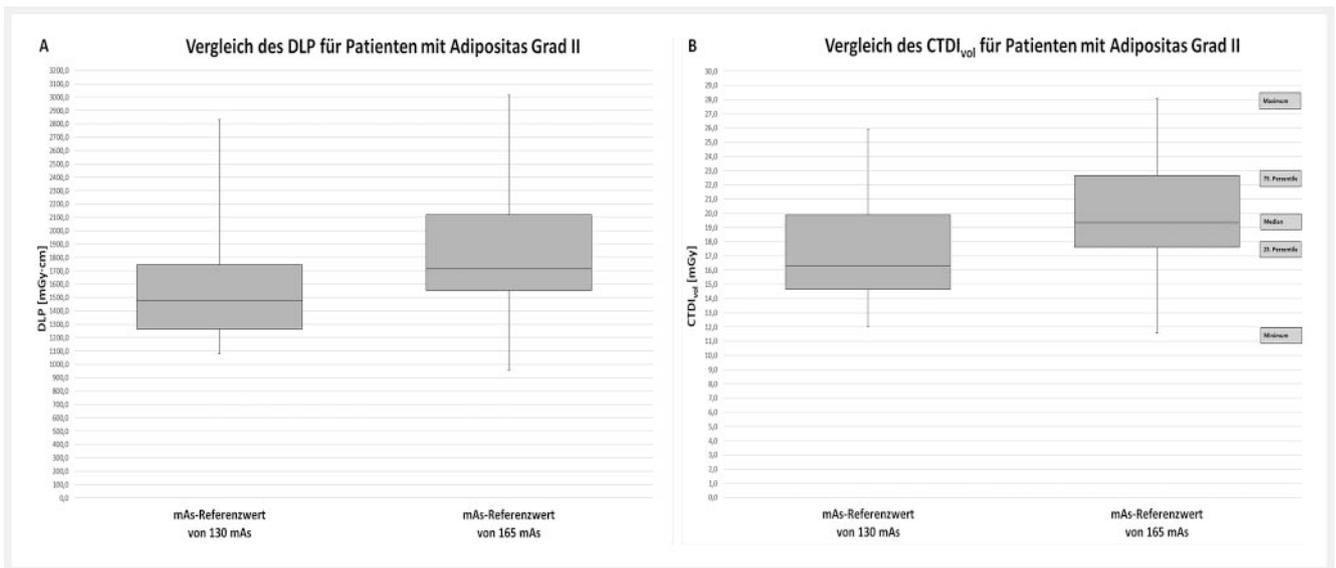
12,29 cm (Minimum: 81,62 cm; Maximum 132,48 cm)). Detaillierte Darstellung der Verteilung der Werte für Patienten mit Adipositas Grad I in ► **Abb. 5**. Die Betrachtung der Untergruppe von Patienten mit Adipositas Grad II ergab, dass die Werte nach den Optimierungsschritten für DLP ($1573,27 \pm 442,29$ mGy·cm) und CTDI_{vol} ($17,63 \pm 3,98$ mGy) bei einer Scanlänge von $89,52 \pm 16,57$ cm (Minimum: 62,94cm; Maximum 142,94 cm) deutlich unterhalb der Werte für DLP ($1385,84 \pm 447,38$ mGy·cm) und CTDI_{vol} ($19,75 \pm 3,77$ mGy) vor der Optimierung mit einer durchschnittlichen Scanlänge von $92,98 \pm 14,91$ cm (Minimum: 80,32 cm; Maximum 131,00 cm) lagen. ► **Abb. 6** zeigt die grafische Darstellung der Verteilung von DLP und CTDI_{vol} für Patienten mit Adipositas Grad II.

Anhand der ermittelten Werte zur objektiven Beurteilung der Bildqualität zeigten sich für die Graustufenwerte und das Signal-Rausch-Verhältnis keine signifikanten Unterschiede zwischen den Untersuchungen vor und nach der Parameterumstellung (► **Tab. 1**).

In der Lunge betragen die gemessenen Graustufenmittelwerte für die CT-Untersuchungen vor der Dosisoptimierung –833 HE und danach –827 HE ($p = 0,43$). Die Mittelwerte für die Graustufenwerte im Aortenbogen berechneten sich auf 341 HE bei einem „mAs-Referenzwert“ von 165 mAs und auf 343 HE ($p = 0,70$) bei einem „mAs-Referenzwert“ von 130 mAs. Auch für die Leber ergaben sich nur minimale Unterschiede für die Mittelwerte vor und nach der Parameteränderung (68 HE vor und 67 HE ($p = 0,35$)).



► **Abb. 5** Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und $CTDI_{vol}$ für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“ bei Patienten mit Adipositas Grad I.



► **Abb. 6** Boxplot-Darstellung des Vergleichs von DLP und $CTDI_{vol}$ für CT-Untersuchungen vor und nach der Umstellung des „mAs-Referenzwerts“ bei Patienten mit Adipositas Grad II.

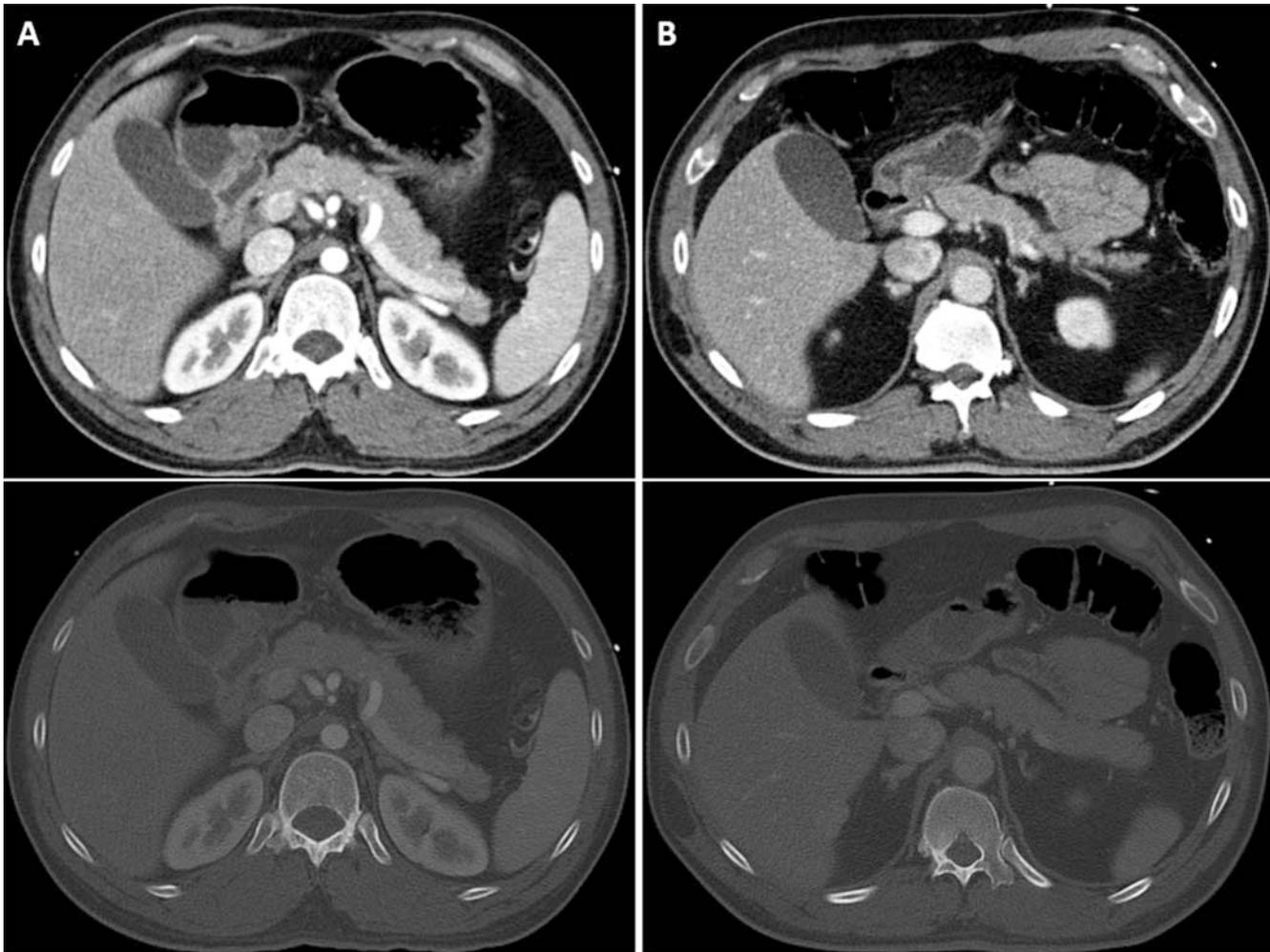
nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“). Ebenso trat bei den Werten für das Signal-Rausch-Verhältnis kein signifikanter Unterschied zwischen den CT-Untersuchungen vor und nach der Dosisoptimierung auf. In der Lunge war das SNR nach der Parameterumstellung mit einem Mittelwert von 112,08 minimal besser als bei den Untersuchungen vor der Parameterumstellung mit einem Mittelwert von 108,24 ($p = 0,72$). Im Aortenbogen und in der Leber war das SNR bei den Untersuchungen vor der Parameterumstellung minimal höher, als es bei den darauffolgenden Untersuchungen mit einem „mAs-Referenzwert“ von 130 mAs der Fall war. Der Wert für das SNR im Aortenbogen betrug vor der Senkung 59,27 und nach der Umstellung 56,13 ($p = 0,22$). Für die

Leber ergaben sich die Werte von 12,35 vor und von 11,07 ($p = 0,21$) nach der Parameterumstellung für das Signal-Rausch-Verhältnis.

Die visuelle Beurteilung der Bildqualität durch die 2 Radiologen anhand der Likert-Skala zeigte vor und nach der Dosisoptimierung relativ identische Bewertungen der Bildqualität und ergab somit, dass die diagnostische Bildqualität durch die Anpassung des „mAs-Referenzwerts“ nicht beeinträchtigt wurde (► **Abb. 7a, b**). So wiesen die CT-Aufnahmen mit 3,85 Bewertungspunkten bei einem „mAs-Referenzwert“ von 165 mAs und mit 3,82 Bewertungspunkten ($p = 0,57$) bei einem „mAs-Referenzwert“ von

► **Tab. 1** Mittelwerte der Graustufenwerte (HU) und des SNR für die beurteilten anatomischen Strukturen für CT-Untersuchungen vor und nach der Senkung des „mAs-Referenzwerts“, sowie die p-Werte des t-Tests auf Signifikanz.

anatomische Struktur	mAs-Referenzwert von 165 mAs		mAs-Referenzwert von 130 mAs		2-seitiger t-Test	
	Ø Graustufenwerte (HU)	Ø SNR	Ø Graustufenwerte (HU)	Ø SNR	Graustufenwerte	SNR
Lunge	-833	108,24	-827	112,08	0,43	0,72
Aortenbogen	341	59,27	343	56,13	0,70	0,22
Leber	68	12,35	67	11,07	0,35	0,21



► **Abb. 7** CT-Bilder vor **a** und nach **b** der Dosisoptimierung von 2 unterschiedlichen Patienten in Weichteil- und Knochenfenstertechnik.

130 ebenfalls keine signifikanten Unterschiede in der Beurteilbarkeit der Bildqualität auf.

Diskussion

Die neuen DRW werden mittels der 75. Perzentile der von den Betreibern an die Ärztliche Stelle gemeldeten durchschnittlichen Dosiswerte vom BfS festgelegt und in regelmäßigen Abständen, wie zuletzt zum 22.06.2016, aktualisiert. Dieses Konzept führt

langfristig zu einer Reduktion der Strahlenexposition der Patienten, soweit die technische Entwicklung eine weitere Dosisreduktion ermöglicht. Auf diese Weise übersteigen nach der Aktualisierung der DRW vom 22.06.2016 ca. 25 % der von den Betreibern gemeldeten Dosiswerte die neuen Referenzwerte, sodass für jede Untersuchungsart eine Senkung der Strahlenexposition bei den Betreibern erfolgen muss, bei der es zu einer Überschreitung der neuen DRW durch die Dosismittelwerte kommt. Oft ist bereits eine Optimierung der Untersuchungstechnik durch Umstellung der Aufnahmeparameter ausreichend, um die Strahlenexposition

so weit zu senken, dass die DRW eingehalten werden. Neben der Optimierung der Aufnahmeparameter ist auch der Einsatz von different gewichteten Protokollen, adaptiert an den klinischen Zustand des Patienten, eine interessante Möglichkeit der Dosisreduktion [18]. Allerdings ist immer eine strenge Kontrolle der Bildqualität erforderlich, um trotz der Dosisreduktion eine diagnostische Bildqualität zu gewährleisten. Sollte eine Reduktion der mittleren Strahlenexposition unterhalb der DRW hingegen nicht möglich sein, ist dies ein Indiz für die Notwendigkeit der Einbeziehung der Service-Techniker des Geräteherstellers und/oder der Ärztlichen Stelle und im Extremfall die Notwendigkeit einer Geräteaufrüstung oder gar ein Austausch des Gerätes.

Anhand der Auswertung dieser Arbeit zeigt sich, dass auch bei CT-Geräten der älteren Generation ohne iterative Bildrekonstruktion durch geeignete Anpassung der Untersuchungsparameter unter Berücksichtigung der erforderlichen Bildqualität eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition möglich ist. Obgleich der Tatsache, dass bei den hier ausgewerteten CT-Untersuchungen die Mehrheit der Patienten (65 – 70 %) übergewichtig war und weit über dem Körpergewicht von 70 ± 3 kg lag, welches als Gewicht eines „Standardpatienten“ von der Europäischen Kommission definiert wurde, konnte durch die Senkung des „mAs-Referenzwerts“ die Strahlenexposition um ca. 25,5 % gesenkt und somit unter die neuen DRW reduziert werden.

Da es bei der Addierung der einzelnen Referenzwerte der verschiedenen Untersuchungsregionen jedoch zu Überlappungen der Referenzwerte entsprechend der Vorgaben der Leitlinien der Bundesärztekammer kommt, ist die tatsächliche Reduktion der Strahlenexposition jedoch vermutlich minimal geringer.

So ergibt sich für die Untersuchungsregionen Hals (Gesichtsschädel bis Aortenbogen) und Rumpf (Thorax + Abdomen + Becken) nach den neuen DRW ein Überlappungsbereich von wenigen Zentimetern zwischen dem zerviko-thorakalen Übergang und dem Aortenbogen, sodass davon auszugehen ist, dass der DRW minimal niedriger ist als der errechnete Wert für das DLP von $1330 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$.

Nach den alten DRW ergibt sich für die Untersuchungsregionen Gesichtsschädel (Oberrand der Stirnhöhle bis Kinn) und Thorax zwischen Kinn und zerviko-thorakalem Übergang zwar ein Bereich, der von den DRW nicht berücksichtigt wird, jedoch bei der Ganzkörperuntersuchung gescannt wird. Allerdings resultieren aus den Untersuchungsregionen Thorax und Abdomen (Überlappungsbereich zwischen der Zwerchfellkuppel und dem dorsalen Zwerchfellrecessus) sowie Abdomen und Becken (Überlappungsbereich zwischen Aortenbifurkation und Beckenboden) kleine ($\leq 10 \text{ cm}$) bis mittlere ($\leq 20 \text{ cm}$) Überlappungen der Referenzwerte entsprechend der Vorgaben der Leitlinien der Bundesärztekammer [12]. Infolge dieser Überlappungen der Referenzwerte ist der errechnete DLP-Wert von $1798 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$ für den DRW etwas zu hoch angesetzt.

Beim Vergleich mit anderen aktuellen Studien an CT-Geräten mit der Möglichkeit zur iterativen Bildrekonstruktion zeigten sich ähnliche Werte für DLP und CTDI_{vol} [19]. Bei der angegebenen Studie werden jedoch keine Angaben zum Gewicht oder BMI der inkludierten Patienten gemacht, sodass schwer nachzuvollziehen ist, ob nur Patienten mit dem Gewicht eines „Standardpatienten“ oder auch übergewichtige Patienten in der Studie berücksichtigt

wurden. Da die DRW auf einen „Standardpatienten“ bezogen sind, ergeben sich meistens bei der Auswertung sämtlicher Werte durch die Addition der Dosiswerte von normalgewichtigen und übergewichtigen Patienten zur Berechnung eines Durchschnittswertes deutlich erhöhte Expositionswerte. Dies zeigt sich auch bei der Betrachtung der Ergebnisse für DLP und CTDI_{vol} bei den Untergruppen entsprechend der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition. Aufgrund der unterschiedlichen Verteilung der BMI der Patienten in den beiden Kollektiven wurden die Patienten in Untergruppen, entsprechend der Adipositas-Schweregrade nach WHO-Definition, eingeteilt und die Untergruppen, die jeweils vor und nach der Absenkung des „mAs-Referenzwerts“ mehr als 10 Patienten aufwiesen, genauer betrachtet. Dazu gehörten die Adipositas-Schweregrade „Normalgewicht“, „Adipositas Grad I“ und „Adipositas Grad II“.

Anhand dieser Auswertung innerhalb der einzelnen Schweregrade zeigt sich, dass die Mittelwerte für DLP und CTDI_{vol} der CT-Untersuchung vor und nach den Optimierungsschritten die zum jeweiligen Zeitpunkt gültigen DRW deutlich unterschreiten. Die durchschnittlichen Dosiswerte von Patienten mit „Normalgewicht“ liegen deutlich unterhalb der DRW, die Dosiswerte von Patienten mit „Adipositas Grad I“ unterschreiten die DRW hingegen kaum noch. Bei Patienten ab einem Adipositas-Schweregrad von „Adipositas Grad II“ werden die DRW bereits sehr deutlich überschritten. Auch liegen die Werte für die Untersuchung nach der Parameterumstellung deutlich unterhalb der Werte vor der Parameterumstellung. Hierdurch wird, infolge der Vielzahl von schwergewichtigen Patienten in dieser Studie mit einem Adipositas Grad I oder höher, der neue DRW, auch nach der Parameterumstellung, nur knapp unterschritten. Angesichts der Tatsache, dass bei Patienten ohne Gewichts- und Größenangabe im KIS der BMI anhand der CT-Aufnahmen durch optische Eindrücke und der Betrachtung des subkutanen Fettgewebes ermittelt wurde, sind minimale Unsicherheiten bei der Bestimmung des BMI nicht völlig auszuschließen. Aufgrund des relativ großen Gültigkeitsbereichs der einzelnen Adipositas-Schweregrade ist diese Unsicherheit jedoch nur bei Patienten mit einem BMI nahe der Grenze zweier benachbarter Schweregrade relevant, was bei Patienten dieser Studie nicht zutraf. Andererseits müssen ebenso beim errechneten BMI in der klinischen Praxis Einschränkungen berücksichtigt werden. Da die Berechnung des BMI unabhängig von Geschlecht sowie Alter erfolgt und auch nicht zwischen Mager-, Muskel- und Fettmasse unterschieden wird, kann es hier ebenfalls zu Einschränkungen bei der Exaktheit des BMI kommen [20]. Folglich ist die Unsicherheit bei der Ermittlung des BMI anhand optischer Eindrücke und der Bewertung des subkutanen Fettgewebes verglichen mit einem arithmetisch ermittelten BMI so minimal, dass die Exaktheit bei der Einteilung in die einzelnen Adipositas-Schweregrade dadurch nicht beeinträchtigt wird.

Für die Auswertung dieser Arbeit wurden die Expositionswerte der Patienten, die das Gewicht des „Standardpatienten“ weit überschritten, in die Berechnung des Dosismittelwerts inkludiert, während diese bei der Überwachung und Auswertung durch die Ärztliche Stelle und das BfS bei übersteigen der DRW als gerechtfertigte Überschreitungen erfasst werden. Das eingesetzte Polytrauma-CT zeichnet sich durch einen besonders hohen Durchmesser der Gantry von 82 cm aus. Diese Bauweise soll die

Lagerung schwerstverletzter Patienten vereinfachen und den Zugang zu ihnen erleichtern. Dies führt jedoch auch dazu, dass aufgrund der höheren Distanz der Röntgenröhre zum Detektor die Dosis im Vergleich zu Geräten mit geringerem Durchmesser erhöht werden muss, um Bilder gleicher Qualität zu erzeugen. Anhand der visuellen Beurteilung der Bildqualität zeigte sich eine vergleichbare Bildqualität ohne signifikante Unterschiede zwischen der Bildqualität der CT-Aufnahmen vor und nach der Parameterumstellung. Ebenso beim Signal-Rausch-Verhältnis als Parameter für die objektive Bestimmung der Bildqualität, welches sich bereits bei vorherigen Studien in verschiedenen Bereichen der Beurteilung von CT-Aufnahmen etabliert hat [21, 22]. Auf Basis der Ergebnisse für die visuelle und objektive Beurteilung der Bildqualität und hinsichtlich der geringen Unterschreitung der neuen DRW ist eine weitere Dosisreduktion durch geeignete Parameterumstellungen durchaus möglich, solange eine diagnostische Bildqualität gemäß dem ALARA-Prinzip gewährleistet wird.

Neben der Möglichkeit zur Reduktion der Strahlenexposition unter Erhaltung einer diagnostischen Bildqualität bereits durch einfache Optimierungsschritte wie der Anpassung der Untersuchungsparameter, zeigt sich auch die Möglichkeit eines eigenständigen Dosismanagements, das über die gesetzlich geforderten Vorgaben hinausgeht.

Solange die Dosismittelwerte bei der Überprüfung durch die Ärztliche Stelle unter den aktuellen DRW liegen, wird von der Ärztlichen Stelle keine Warnung ausgesprochen, selbst wenn ein andauernder Anstieg der Expositionswerte über einen längeren Zeitraum aufgetreten sein sollte. Auf diese Weise können Änderungen der Strahlenexposition, die sich bereits durch geringe Änderungen der Parameter, die im Laufe des Betriebs vorgenommen wurden, unbemerkt bleiben. Durch Analyse der eigenen archivierten Expositionswerte sowie stetige Überprüfung und Vergleich mit der bis dato applizierten Dosis ist es möglich, Dosisabweichungen rechtzeitig zu erkennen, die Ursachen zu identifizieren und durch geeignete Maßnahmen zu reagieren. Somit erfolgt die Überprüfung der Strahlenexposition nicht mehr nur retrospektiv durch die Ärztliche Stelle, sondern kann kontinuierlich kontrolliert werden, wie es von der Röntgenverordnung gefordert ist. Hierbei ist jedoch die Dokumentation der Untersuchungsart, der applizierten Dosis, das verwendete Röntgengerät und auch das Gewicht des untersuchten Patienten von besonderer Relevanz. Die Auswertung dieser Arbeit verdeutlicht das Potenzial für die Betreiber von Röntgeneinrichtungen, das in der Überprüfung der eigenen archivierten Expositionswerte liegt, um eine Optimierung der applizierten Dosis vorzunehmen und für die eigene Qualitätssicherung und aktive Dosisreduktion zu nutzen.

KLINISCHE RELEVANZ

- Eine Optimierung der Untersuchungstechnik, beispielsweise durch Umstellung der Aufnahmeparameter, ist oftmals ausreichend, um die Strahlenexposition so weit zu senken, dass die DRW eingehalten werden und trotzdem eine diagnostische Bildqualität gewährleistet wird.
- Durch geeignete Optimierungsschritte ist auch bei CT-Geräten der älteren Generation ohne iterative Bildrekon-

struktion eine Einhaltung der DRW unter Berücksichtigung einer diagnostischen Bildgebung möglich.

- Durch Analyse, Überprüfung und Vergleich der eigenen archivierten Expositionswerte ergibt sich das Potenzial, eine Optimierung der applizierten Dosis vorzunehmen und diese für die eigene Qualitätssicherung und ein aktives Dosismanagement zu nutzen.

Interessenkonflikt

Die Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] Internationale Strahlenschutzkommission. Strahlenschutz und Sicherheit in der Medizin; ICRP-Veröffentlichung 73; BFS-SCHR-1999; Wirtschaftsverlag/Verlag für neue Wissenschaft. Bremerhaven, 1999
- [2] Europäische Atomgemeinschaft. Richtlinie 97/43/EURATOM des Rates vom 30. Juni 1997 über den Gesundheitsschutz von Personen gegen die Gefahren ionisierender Strahlung bei medizinischer Exposition und zur Aufhebung der Richtlinie 84/466/EURATOM, ABl. L Nr. 180 S. 22.
- [3] European Commission. Radiation Protection 109, Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities. 1999
- [4] Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung -RöV) vom 8. Januar 1987 (BGBl. I S. 114) in der Fassung der Bekanntmachung vom 30. April 2003 (BGBl. I S 604).
- [5] Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit. Referat Bundesaufsicht im Strahlenschutz, Qualitätssicherung durch ärztliche und zahnärztliche Stellen, Richtlinie zur Röntgenverordnung und zur Strahlenschutzverordnung, Az. RS II 4 – 11432/6 vom 23. Juni 2015.
- [6] Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen, 22. Juni 2016 (BAnz AT 15.07.2016 B8).
- [7] Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen, 22. Juni 2010, (BAnz. S. 2594).
- [8] Veit R, Guggenberger R, Nosske D et al. Diagnostische Referenzwerte für Röntgenuntersuchungen, Aktualisierung 2010. Radiologe 2010; 50: 907–912
- [9] Roller F, Litzlbauer HD, Krombach GA et al. Split-Bolus-Technik in der Computertomografie polytraumatisierter Patienten: Kontrastierung und diagnostische Sicherheit. Fortschr Röntgenstr 2013; 185: VO315_3. doi:10.1055/s-0033-1346440
- [10] Kalra MK, Woiesetschlager M, Dahlstrom N et al. Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. Journal of computer assisted tomography 2012; 36: 339–346
- [11] Schindera ST, Odedra D, Raza SA et al. Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while lowcontrast detectability is preserved? Radiology 2013; 269: 511–518
- [12] Bundesärztekammer. Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in Röntgendiagnostik bzw. Computertomografie. Dtsch Arztebl 2008; 105: A-536/B-480/C-468
- [13] WHO. Obesity. Preventing and managing a global epidemic. Report of a WHO Consultation. WHO Technical Report Series. Geneva: WHO. 2000; 894

- [14] Bushberg JT. The essential physics of medical imaging. 3rd ed Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2012: 1030
- [15] Mohrs OK, Pettersen SE, Schulze T. High-resolution 3D unenhanced ECG-gated respiratory-navigated MR angiography of renal arteries: comparison with contrast-enhanced MR angiography. *Am J Roentgenol* 2010; 195.6: 1423 – 1428
- [16] Körner M. Initial clinical results with a new needle screen storage phosphor system in chest radiograms. *Fortschr Röntgenstr* Stuttgart-New York: © Georg Thieme Verlag KG. 2005. Vol. 177. No. 11
- [17] Bulla S, Pache G, Blanke P et al. Strahlendosisreduktion in der Niedrigdosis-CT der Nasennebenhöhlen unter Anwendung der iterativen Bildrekonstruktion: Durchführbarkeit und Bildqualität. *Fortschr Röntgenstr* 2011; 183 – VO409_1
- [18] Reske SU, Braunschweig R, Reske AW et al. Polytrauma-Ganzkörper-CT: Klinisch adaptierter Einsatz unterschiedlich gewichteter CT-Untersuchungsprotokolle. *Fortschr Röntgenstr* 2018; 190: 1141 – 1151
- [19] Geyer LL, Körner M, Harrieder A et al. Dose reduction in 64-row whole-body CT in multiple trauma: an optimized CT protocol with iterative image reconstruction on a gemstone-based scintillator. *Br J Radiol* 2016; 89: 20160003
- [20] Cornier MA, Després JP, Davis N, American Heart Association Obesity Committee of the Council on Nutrition; Physical Activity and Metabolism; Council on Arteriosclerosis; Thrombosis and Vascular Biology; Council on Cardiovascular Disease in the Young; Council on Cardiovascular Radiology and Intervention; Council on Cardiovascular Nursing, Council on Epidemiology and Prevention; Council on the Kidney in Cardiovascular Disease, and Stroke Council. Assessing adiposity et al. A scientific statement from the American Heart Association. *Circulation* 2011; 124: 1996 – 2019
- [21] Wu Q, Wang Y, Kai H et al. Application of 80-kVp tube voltage, low-concentration contrast agent and iterative reconstruction in coronary CT angiography: evaluation of image quality and radiation dose. *Int J Clin Pract* 2016; 70 (Suppl. 9): B50 – B55. doi: 10.1111/ijcp.12852
- [22] Zhang J, He B, Wang YL et al. Application of 270 mgI/mL Iodinated Contrast Media in Dual-Source Computed Tomography Coronary Artery Imaging. *Acta Cardiol Sin* 2014; 30: 538 – 545