

# Polytrauma-Ganzkörper-CT: Klinisch adaptierter Einsatz unterschiedlich gewichteter CT-Untersuchungsprotokolle

## Whole-Body CT in Multiple Trauma Patients: Clinically Adapted Usage of Differently Weighted CT Protocols

### Autoren

Stefan Ulrich Reske<sup>1,2</sup>, Rainer Braunschweig<sup>1,5\*</sup>, Andreas Wolfgang Reske<sup>3</sup>, Reinhard Loose<sup>4</sup>, Michael Wucherer<sup>4</sup>

### Institute

- 1 Department of Diagnostic Imaging and Interventional Radiology, BG-Klinikum Bergmannstrost Halle, Halle (Saale), Germany
- 2 Department of Diagnostic and Interventional Radiology and Neuroradiology, Heinrich-Braun-Klinikum, Zwickau, Germany
- 3 Department of Anaesthesiology, Intensive Care, Emergency Medicine and Pain Therapy, Heinrich-Braun-Klinikum, Zwickau, Germany
- 4 Institute of Medical Physics, Nuremberg General Hospital, Paracelsus Medical University, Nuremberg, Germany
- 5 Steinhorst, Germany

### Key words

multiple trauma, whole-body CT, protocol optimization, arm positioning, dose reduction, clinically adapted approach

eingereicht 24.12.2017

akzeptiert 07.05.2018

### Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-0643-4553>

Online-Publikation: 12.11.2018

Fortschr Röntgenstr 2018; 190: 1141–1151

© Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart · New York

ISSN 1438-9029

### Korrespondenzadresse

Stefan Ulrich Reske

Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie und Neuroradiologie, Heinrich-Braun-Klinikum gemeinnützige GmbH, Karl-Keil-Straße 35, 08060 Zwickau, Germany

Tel.: ++49/375/51 55 48 38

stefanreske@gmail.com

### ZUSAMMENFASSUNG

**Ziel** Die Ganzkörper-CT (GKCT) ist als Primärdiagnostik in der Versorgung von schwerverletzten Patienten (Pat.) weltweit etabliert. Bis 2011 wurden alle Pat. in unserer Klinik mit dem ALT-Protokoll (AP) untersucht. Seit 2011 werden 2 different gewichtete Protokolle vorgehalten und adaptiert an den klini-

schen Zustand des Pat. eingesetzt. Bei instabilen Pat. wird das ZEIT-Protokoll (ZP) und bei kreislaufstabilen Pat. das DOSIS-Protokoll (DP) verwendet. Ziel dieser Studie war der Vergleich des alten „One-fits-all-Konzepts“ mit dem neuen, klinisch adaptierten Konzept.

**Material und Methoden** Diese retrospektive Studie evaluiert 3 in Einzelaspekten differente GKCT-Protokolle: Different Einstellung der Dosismodulation (DM, AP/ZP) und Armlagerung am Körper/über Kopf (ZP/DP). Evaluiert werden Bauchumfang (BU, cm), Injury-Severity-Score (ISS), Untersuchungszeit (UZ, min), Bildrauschen (BR) und effektive Dosis (E, mSv). Test auf Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnov-Test. Angabe der Ergebnisse als Median und Spannweite. Signifikanzprüfung mittels Kruskal-Wallis- oder Mann-Whitney-U-Test. Signifikanzniveau: 0,05.

**Ergebnisse** 308 Pat. erfüllten die Einschlusskriterien (77 % m; Alter: 46 a (18–90 a); BU: 93 cm (66–145 cm)). Der ISS lag bei 14 (AP; n = 104; 0–75), 18 (ZP; n = 102; 0–75) bzw. 9 Punkten (DP; n = 102; 0–50). Die UZ betrug 3,9 min (AP; 3,3–5,6 min), 4,1 min (ZP; 2,8–7,2 min) bzw. 7,7 min (DP; 6–10 min). Das BR zeigte im Vergleich AP/ZP keine signifikanten Unterschiede, lag beim DP jedoch signifikant niedriger. Für eine GKCT von Scheitel bis Sitzbein konnte im Vergleich AP/ZP durch Optimierung der DM E von 49,7 auf 35,4 mSv reduziert werden. Im Vergleich ZP/DP konnte durch die Armumlagerung über Kopf E auf 28,2 mSv weiter reduziert werden.

**Schlussfolgerung** DM und Armlagerung haben entscheidenden Einfluss auf Dosis und Bildqualität. Das vorgestellte, klinisch adaptierte Konzept ist dem ursprünglichen „One-fits-all-Konzept“ überlegen.

### Kernaussagen:

- Durch Vorhaltung zweier unterschiedlich gewichteter Ganzkörper-CT-Protokolle kann flexibler auf die klinische Situation der Patienten reagiert werden.
- Das vorgestellte, klinisch adaptierte Konzept bietet Traumazentren eine Option, um die kollektive Strahlenexposition zu reduzieren.
- Ganzkörper-CTs führen zu relevanten Strahlenexpositionen – weiterführende Multizenterstudien zur genaueren Differenzierung sind notwendig.

\* Board Member, Working Group Imaging Procedures of the Musculoskeletal System of the German Röntgen Society, Berlin, Germany.

**Zitierweise**

- Reske SU, Braunschweig R, Reske AW et al. Whole-Body CT in Multiple Trauma Patients: Clinically Adapted Usage of Differently Weighted CT Protocols. *Fortschr Röntgenstr* 2018; 190: 1141–1151

**ABSTRACT**

**Purpose** Whole-body CT (wbCT) has been established as an internationally accepted diagnostic modality in multiple trauma. Until 2011, a uniform CT scanning protocol was used for all multiple trauma patients (pat.) at our hospital (OLD protocol = OP). In 2011, 2 new differently weighted protocols were introduced: TIME protocol (TP) for hemodynamically unstable pat. and DOSE protocol (DP) for pat. with stable vital parameters. The aim of this study was to compare the original “One-fits-all-concept” with the new, clinically oriented approach to wbCT.

**Materials and Methods** This study retrospectively evaluated 3 distinct wbCT protocols, looking at automatic exposure control variation (AEC; OP/TP) and arm positioning close to the

body/overhead (TP/DP). The analysis included waist circumference (WC, cm), injury severity score (ISS), examination time (ET, min), image noise (IN), and effective dose (E, mSv). Normality of distribution was assessed with the Kolmogorov-Smirnov test. Data are given as median and range. Test of significance with Kruskal-Wallis test or Mann-Whitney-U-test. Level of significance: 0.05.

**Results** 308 pat. were included in the study (77 % m; age: 46 a, 18–90 a; WC: 93 cm, 66–145 cm). ISS was 14 (OP; n = 104; 0–75), 18 (TP; n = 102; 0–75) and 9 (DP; n = 102; 0–50). ET was 3.9 min (OP; 3.3–5.6 min), 4.1 min (TP; 2.8–7.2 min) and 7.7 min (DP; 6–10 min). IN showed no significant differences when comparing OP/TP but was significantly reduced in DP. For a wbCT (vertex to ischium), E could be reduced from 49.7 mSv to 35.4 mSv by optimizing AEC (OP/TP). Through the overhead repositioning of the arms in DP, a further reduction to 28.2 mSv was achieved.

**Conclusion** AEC and arm repositioning have a crucial influence on image quality and dose. The presented clinical approach is superior to the original concept.

**Einleitung**

Unfälle und Verletzungen sind die häufigste Ursache für Tod oder bleibende Behinderungen bei unter 45-jährigen Deutschen [1]. Damit spielt die optimale Versorgung von Trauma-Patienten eine große sozioökonomische Rolle. In der Akutphase hat eine zeiteffiziente Schockraumversorgung mehrfachverletzter Patienten entscheidenden Einfluss auf deren Überleben und langfristige Prognose. Um zielgerichtet und mit richtiger Prioritätensetzung therapieren zu können, ist die genaue Kenntnis des Verletzungsmusters essenziell. Die Computertomografie (CT) besitzt durch eine kurze Untersuchungszeit (UZ) und eine hohe Sensitivität und Spezifität sowohl für Verletzungen als auch Trauma-unabhängige, therapierelevante Nebenbefunde optimale Eigenschaften für die Trauma-Diagnostik. Die Ganzkörper-CT (GKCT) wird auch als eigener Prädiktor für das Überleben von Trauma-Patienten angesehen, weshalb sie inzwischen international als Diagnostikum der Wahl etabliert ist [2–4]. Folgerichtig war im letzten Jahrzehnt eine rasante Zunahme der Untersuchungszahlen von GKCTs bei Trauma-Patienten zu beobachten (im Jahr 2016 erhielten 79 % der 33 374 in das TraumaRegister DGU® eingegebenen Patienten eine GKCT) [5, 6].

Führender Kritikpunkt an der GKCT ist die relevante Strahlenexposition [7–9]. Insbesondere bei jungen Patienten besteht ein erhöhtes stochastisches Risiko des Erlebens eines strahleninduzierten Malignoms [10]. Dies ist gegenzurechnen mit dem Risiko, durch das stattgehabte Trauma zu versterben bzw. bleibende Schäden zu erleiden [11]. Daher spielt die Indikationsstellung bei der Auswahl des Diagnostikkonzepts (GKCT vs. Stufendiagnostik aus Sonografie, Röntgen und gezielter CT) eine wichtige Rolle. Das Hauptproblem bei der Indikationsstellung ist die hohe Heterogenität des Patientenkollektivs in Bezug auf Trauma-Mechanismus, Verletzungsmuster und klinischem Erscheinungsbild. Insbe-

sondere junge Patienten können trotz schwerer Verletzungen ihre Kreislaufsituation temporär kompensieren und dadurch die tatsächliche Verletzungsschwere maskieren, bevor es zu einer foudroyanten Zustandsverschlechterung kommt. Um einer drohenden Untertriage (Unterschätzung der Verletzungsschwere) mit ggf. fatalen Folgen für das Leben des Patienten oder aus einer Fehlbehandlung resultierenden medikolegalen Folgen vorzubeugen, wird in vielen Kliniken bei entsprechendem Trauma-Mechanismus oft zügig die Indikation zur GKCT gestellt. Die Erfahrungen des radiologischen Alltags zeigen jedoch, dass nur ein Teil der mit einer GKCT untersuchten Patienten die Definition eines Polytraumas nach Tscherne erfüllt („Gleichzeitig erlittene Verletzungen mehrerer Körperregionen, wobei mindestens eine oder die Kombination der Einzelverletzungen lebensbedrohlich ist.“). Berücksichtigt man die Einschlusskriterien des TraumaRegisters DGU® (Aufnahme eines Trauma-Patienten über den Schockraum und Weiterbehandlung auf einer Intensiv- oder Intermediate-Care-Station; Schockraumaufnahme mit Exitus letalis vor Aufnahme auf Intensivstation; Sekundärverlegung eines Trauma-Patienten, wobei im primärversorgenden Haus eine TraumaRegister DGU®-Dokumentation begonnen wurde), so lässt sich schlussfolgern, dass die Zahl der mit einer GKCT untersuchten und nicht ins Trauma Register DGU® eingegebenen Patienten deutlich über der oben genannten Zahl liegt [12].

In der Literatur existieren verschiedene Ansätze zur Indikationsstellung: Einige Autoren verwenden die Weißbuch- bzw. S3-Leitlinien-Kriterien zur Einweisung eines Patienten in den Schockraum (► **Tab. 1**), andere entwickelten spezielle Score-Systeme [13–15]. Bisher existiert dazu kein abschließender interdisziplinärer Konsens. Dies zeigt insbesondere auch die ausführliche Diskussion in der Arbeit von Gupta, die sowohl die unfallchirurgische als auch die Sicht der Notaufnahmeärzte kontrovers erörtert [16]. Bei pauschalisiertem Einsatz der GKCT allein anhand des

► **Tab. 1** Kriterien zur Aktivierung des Schockraumteams.

Empfehlungsgrad A		Empfehlungsgrad B
Störung der Vitalparameter	Offensichtliche Verletzungen	Unfallmechanismus
<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ systol. Blutdruck unter 90 mmHg (altersadaptiert bei Kindern)</li> <li>▪ GCS unter 9</li> <li>▪ Atemstörungen/Intubationspflicht</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ penetrierende Verletzungen/Schusswunden der Rumpf-Hals-Region</li> <li>▪ Frakturen von &gt; 2 proximalen Röhrenknochen</li> <li>▪ instabiler Thorax</li> <li>▪ Beckenfrakturen</li> <li>▪ Amputationsverletzung proximal der Hände/Füße</li> <li>▪ Querschnittsverletzung</li> <li>▪ offene Schädelverletzung</li> <li>▪ Verbrennung von &gt; 20 % KOF und Grad <math>\geq</math> 2b</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Sturz aus über 3 m Höhe</li> <li>▪ Verkehrsunfall mit:               <ul style="list-style-type: none"> <li>– Frontalaufprall mit Intrusion von &gt; 50 – 75 cm</li> <li>– Geschwindigkeitsänderung von delta &gt; 30 km/h</li> <li>– Fußgänger-/Zweiradkollision</li> <li>– Tod eines Insassen</li> <li>– Ejektion eines Insassen</li> </ul> </li> </ul>

Zusammenfassung aus der S3-Leitlinie „Polytrauma/Schwererletzten-Behandlung“: Ist mindestens eines der Kriterien erfüllt, sollte der Trauma-Patient im voralarmierten Schockraum eines Trauma-Zentrums behandelt werden. Die Empfehlungsgrade A, B und 0 werden in Abhängigkeit von der vorhandenen Evidenz im Rahmen der Leitlinienentwicklung festgelegt und mit den Formulierungen „soll“, „sollte“ und „kann“ synonym verwendet [13]. Viele Kliniken verwenden diese Kriterien auch zur Stellung der rechtfertigenden Indikation der GKCT-Diagnostik.

Trauma-Mechanismus droht eine erhöhte Rate von GKCT ohne Nachweis von Verletzungen. So war bei Gupta bei fast 51 % der Patienten mittels CT keine Verletzung nachweisbar und nur bei 20 % lag der Injury-Severity-Score (ISS) über 15 Punkten [16]. Nach der Übertriage-Definition von Wurmb (ISS  $\geq$  16 = Polytrauma; ISS < 16 = übertrigiert für GKCT) lag damit eine Übertriage-Rate von 80 % vor [17].

In vielen Kliniken wird ein GKCT-Protokoll für alle Trauma-Patienten verwendet. Dieses „One-fits-all-Konzept“ wurde in unserer Klinik 2011 verlassen. Stattdessen werden seitdem 2 unterschiedlich gewichtete Protokolle vorgehalten und adaptiert an den klinischen Zustand des Patienten eingesetzt. Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Evaluation von 3 unterschiedlichen GKCT-Protokollen in Bezug auf UZ, Bildqualität (BQ) und Dosis. Dabei wird das ursprüngliche „One-fits-all-Konzept“ mit dem neuen, klinisch adaptierten Konzept verglichen.

## Material und Methoden

Die vorliegende retrospektive, monozentrische und anonymisierte Studie wurde durch die zuständige Ethikkommission genehmigt.

Alle präsentierten Daten wurden im Zeitraum zwischen 01.06.2010 und 01.06.2013 im Routinebetrieb eines Schwerpunktkrankenhauses der Trauma-Versorgung mit Status eines überregionalen Trauma-Zentrums erhoben. Für die Versorgung von Schwerkranken/-verletzten existieren 2 Schockräume, wobei eines der beiden in unserer Klinik vorhandenen CT-Geräte direkt im unfallchirurgischen Schockraum installiert ist. Die Patientenversorgung erfolgt dort direkt auf dem CT-Tisch, wobei aufgrund räumlich-logistischer Gründe der Patient in Feet-first-Lage gelagert wird. Die Umlagerung des Patienten erfolgt durch das Schockraumteam vom Lagerungsmittel des Rettungsdienstes auf ein CT-fähiges Spineboard. Die im Anschluss an die Primary-Sur-

vey frühzeitig durchgeführte GKCT ist die in unserer Klinik seit 2003 etablierte Primärdiagnostik. Die Schockraumaufnahme von Trauma-Patienten – und daran orientiert sich auch die Indikationsstellung zur GKCT – erfolgt gemäß den Kriterien der S3-Leitlinie (► **Tab. 1**) [13].

Die Ein- und Ausschlusskriterien und die darauf im Studienzeitraum geprüften GKCTs sind in ► **Abb. 1** dargestellt. Es wurden 308 evaluierbare Datensätze in die Studie eingeschlossen. Alle evaluierten GKCTs wurden am im Schockraum installierten CT-Gerät Toshiba Aquilion 32<sup>®</sup> (Softwareversion V3.20GR011, Toshiba Medical Systems Europe, Zoetermeer, Niederlande) durchgeführt. Gemäß § 16 RöV erfolgten Abnahme- und regelmäßige Konstanz-Prüfungen. Iterative Rekonstruktionen standen im Studienzeitraum nicht zur Verfügung.

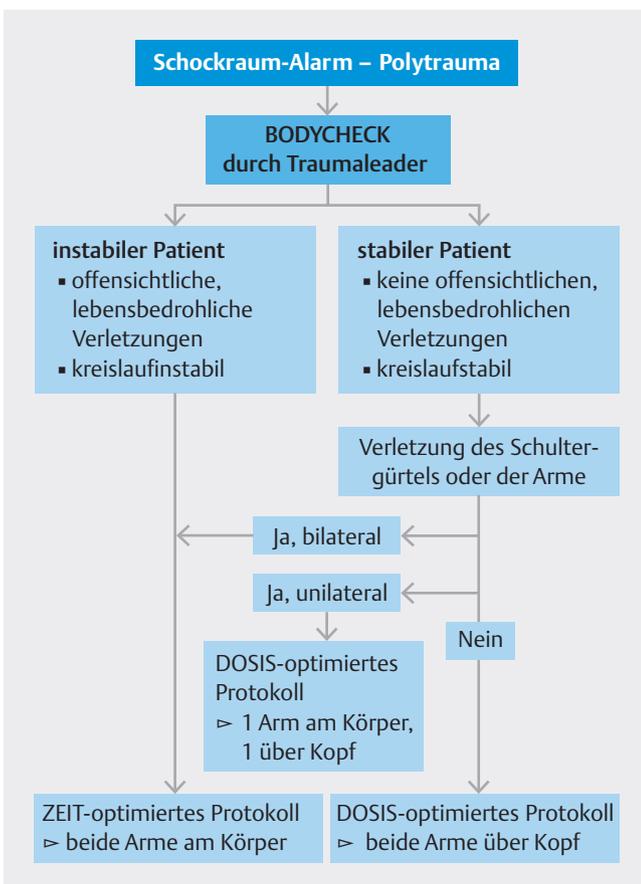
Im Studienzeitraum wurden 3 verschiedene GKCT-Protokolle evaluiert. Das im Weiteren als „ALT-Protokoll“ bezeichnete Protokoll wurde bis 2011 für alle Trauma-Patienten verwendet (Gruppe A). Mit dem Ziel der Dosisoptimierung wurden 2011 verschiedene Veränderungen vorgenommen und 2 neue, different gewichtete Protokolle entworfen („ZEIT-Protokoll“ – Gruppe Z und „DOSIS-Protokoll“ – Gruppe D). Diese wurden in der klinikeigenen Trauma-Kommission vorgestellt und seit dem 01.08.2011 eingesetzt. Die Entscheidung, welches der beiden neuen Protokolle eingesetzt wird, wurde abhängig vom klinischen Zustand des Patienten anhand des in ► **Abb. 2** dargestellten Entscheidungsalgorithmus getroffen.

Bei allen 3 Protokollen wurden die gleichen Scanabschnitte verwendet: Ein nativer Kopf-/Hals-Scan und ein KM-gestützter Körperscan. Bei etwa 1/3 aller Patienten wurde zusätzlich ein Bein-Scan durchgeführt, wobei dieser nicht Teil der vorliegenden Publikation ist. Während bei Gruppe A die Scans von Körper und Beinen überlappend geplant wurden, wurde bei den neuen Protokollen (Z+D) diese Überlappung gezielt vermieden (► **Abb. 3**).

Alle Kopf-/Hals-Scans wurden ohne Dosismodulation (= automatic exposure control = AEC) und ohne Gantrykipfung unter-

<b>Gesamtanzahl geprüfter GKCT-Untersuchungen</b>	<b>645</b>
<b>Ausgeschlossene Datensätze</b>	<b>337</b>
Minderjährige (unter 18 a)	21
GKCT bei sekundär zuverlegten Patienten	34
GKCT am zweiten, nicht im Schockraum installierten CT-Gerät	13
fehlender Dosisbericht im PACS (aufgrund einer mehrmonatigen Datenbank-Migration fehlende Dosisberichte)	162
Verwendung anderer GKCT-Protokolle (22 wurden mit dem DOSIS-Protokoll mit 1 Arm über Kopf und 1 am Körper gelagert untersucht)	47
Unterbrechung im Untersuchungsablauf bei Emesis	2
technische Probleme bei der Untersuchungsdurchführung (bei mehr als 75 % dieser GKCT wurde einer der Scouts nur in 1 und nicht wie vorgesehen in 2 Ebenen akquiriert)	18
relevante Abweichungen von den vorab definierten Scanabschnitten (insbesondere Verkürzung des Körperscans unter Einsparung des Halses bzw. Verlängerung des Körperscans bis über die Beine)	40
<b>Eingeschlossene Datensätze</b>	<b>308</b>
<b>ALT-Protokoll (A)</b>	<b>104</b>
<b>ZEIT-Protokoll (Z)</b>	<b>102</b>
<b>DOSIS-Protokoll (D)</b>	<b>102</b>

► **Abb. 1** Die Abb. zeigt die Anzahl der im Studienzeitraum durchgeführten, auf die Ein- und Ausschlusskriterien geprüften und letztlich ein- bzw. ausgeschlossenen GKCTs. Eingeschlossen wurden alle Patienten, die im Rahmen der Primärversorgung nach Trauma eine GKCT mit einem zum jeweiligen Zeitpunkt etablierten GKCT-Protokoll am Schockraum-CT erhielten. Ausgeschlossen wurden Patienten unter 18 Jahren, bei fehlendem Dosisbericht im PACS, bei Abweichungen vom etablierten Protokoll, bei technischen Problemen während des Scans und wenn die vorab definierten Scanabschnitte über- oder unterschritten wurden (► **Abb. 3**).



► **Abb. 2** Anhand dieses Algorithmus erfolgte während der Schockraumversorgung von Trauma-Patienten nach Stellung der rechtfertigenden Indikation zur GKCT die Entscheidung über das anzuwendende CT-Untersuchungsprotokoll.

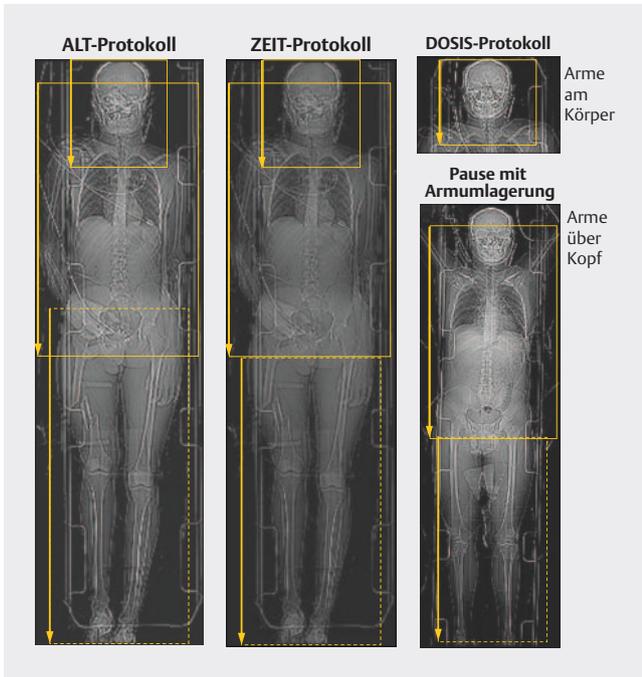
sucht. Alle 3 Protokolle nutzten im Körperscan die vorhandene AEC (SUREExposure3D™, Toshiba Medical Systems Europe, Zoetermeer, Niederlande). Die genauen technischen Spezifikationen der 3 Protokolle siehe ► **Abb. 4**.

Bei Gruppe A wurden die Arme am Körper gelagert und an einem langen Ganzkörper-Scout die komplette GKCT geplant. Nach gleichzeitigem Start von Scanner und Kontrastmittel (KM) via Injektor lief die GKCT automatisch ab: Nach Akquisition des nativen Kopf-/Hals-Scans folgten ein Interscan-Delay und ein venös kontrastierter Körperscan.

Gruppe Z nutzte den gleichen, automatisierten Untersuchungsablauf mit Armen am Körper. Auf Basis eines neuen Referenzfaltungskerns (FC17) wurde der Körperscan jedoch mit überarbeiteter AEC-Einstellung akquiriert (► **Abb. 4**).

Bei Gruppe D wurde mit einem geteilten Protokoll design untersucht: Nach Akquisition eines kurzen Scouts wurde der native Kopf-/Hals-Scan geplant und akquiriert. Danach folgte eine Pause mit Armumlagerung über den Kopf. Im Anschluss wurde an einem neuen, langen Scout der Körperscan geplant und akquiriert. Diese additive Scout-Akquisition nach Armumlagerung ist herstellerunabhängig an fast allen Geräten zwingend notwendig, damit das Gerät beim Körperscan unter Berücksichtigung der Arme die korrekte Patientengeometrie erkennt und so eine suffiziente AEC sicherstellen kann.

Von den Patienten wurden Geschlecht und Alter am Untersuchungstag (Differenz aus Geburts- und Untersuchungsdatum) erfasst. Der Bauchumfang (BU) wurde als Umfang einer Region of interest (ROI) im Hautniveau in Höhe des Nabels ermittelt (► **Abb. 5a**). Die Verletzungsschwere wurde über den ISS quantifiziert, der anhand der radiologischen GKCT-Befunde und der Entlassungsbriefe ermittelt wurde [18]. Die UZ wurde als Differenz aus den Parametern „study-time“ (DICOM-Eintrag 0008|0030 – Anwahl des Protokolls am CT-Gerät) und der „acquisition-time“



► **Abb. 3** Alle 3 evaluierten Protokolle hatten die gleichen Scanabschnitte. Der native Kopf-/Hals-Scan wurde von Scheitel bis BWK 3 geplant. Im Anschluss folgte ein KM-gestützter Scan des Körpers, der vom Orbita-Dach bis unter die Sitzbeine reichte. Bestand klinisch der Verdacht auf relevante Verletzungen der Beine, wurde fakultativ direkt im Anschluss ein venös kontrastierter Bein-Scan durchgeführt. Hierbei bestand beim ALT-Protokoll eine Überlappung zwischen Körper- und Bein-Scan, die jedoch bei den beiden neuen Protokollen explizit vermieden wurde. Die Bein-Scans werden in der vorliegenden Arbeit nicht präsentiert. Während ALT- und ZEIT-Protokoll das gleiche Protokolldesign mit Armlagerung am Körper und automatisch nacheinander ablaufenden Scans hatten, wurde der Ablauf beim DOSIS-Protokoll modifiziert und in einer Pause zwischen den Scans die Arme über den Kopf gelagert. Für die Funktionstüchtigkeit der AEC ist dabei die Akquisition eines neuen Scouts nach Umlagerung der Arme zwingend erforderlich.

des letzten Bildes der axialen Primärakquisition berechnet (DICOM-Eintrag 0008|0032). Damit sind Scout-Akquisition, Untersuchungsplanung, KM-Delay, die eigentliche Scan-Zeit und die Umlagerung der Arme berücksichtigt. Die objektive BQ wurde als Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten in einer ROI ermittelt (= „Bildrauschen“). Dazu wurden in einer Oberbauchschicht eine ROI im Lebersegment VII und eine ROI in der Aorta platziert (► **Abb. 5b**) [19, 20]. Größe und Form der ROI wurden individuell angepasst, um möglichst viele Voxel ein- und Gefäßkalk, Lebergefäße und Parenchym-Läsionen auszuschließen (ROI-Umfang: Aorta  $5,4 \pm 1$  cm; Leber  $9 \pm 1,6$  cm). Aus den Dosisberichten im PACS wurden separat für die Scans von Kopf/Hals und Körper die Scanlänge (Differenz aus Start- und Endposition) und das Dosislängenprodukt (DLP) dokumentiert. Der damals in den PACS-Dosisberichten dokumentierte maximale CT-Dosisindex ( $CTDI_{max}$ ) ist für Literaturvergleiche ungeeignet. Daher wurde der  $CTDI_{vol}$  als Quotient aus DLP und Scanlänge berechnet. Die effektive Dosis (E) der Einzelscans wurde als Produkt aus dem jeweiligen DLP und dem zugehörigen Konversionsfaktor (k-Faktor) berechnet. Dazu wur-

den die von Huda publizierte k-Faktoren für den Kopf/Hals-Scan ( $k_{Head/Neck} = 0,0045 \text{ mSv/mGy} \cdot \text{cm}$ , Bezug auf 16cm-Kopfphantom) und den Körperscan ( $k_{Whole-Body} = 0,0154 \text{ mSv/mGy} \cdot \text{cm}$ , Bezug auf 32cm-Körperphantom) nach ICRP103 verwendet [21, 22]. E für einen vollständigen GKCT-Scan von Scheitel bis Sitzbein wurde als Summe der Einzelwerte berechnet.

Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS (Version 16.0, SPSS Inc., Chicago, IL, US). Die gefundenen Extremwerte (Werte außerhalb des 3. Interquartil-Abstands (IQA)) wurden aus der jeweiligen Analyse ausgeschlossen. Prüfung auf Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnov-Test. Da in keiner Vergleichskonstellation in allen 3 Gruppen eine Normalverteilung bestand, wurden ausschließlich nichtparametrische Tests verwendet. Die Angabe der Ergebnisse erfolgt daher als Median und Spannweite (Min-Max). Zur besseren Vergleichbarkeit mit der Literatur werden additiv auch Mittelwert und Standardabweichung ( $MW \pm SD$ ) präsentiert. Die Prüfung auf Signifikanzen erfolgte mittels Kruskal-Wallis- oder Mann-Whitney-U-Test. Das Signifikanzniveau lag bei 0,05.

## Ergebnisse

Im Studienzeitraum erfüllten 308 Patienten die Ein- und Ausschlusskriterien (Alter: 46 a, 18 – 90 a;  $46 \pm 19$  a). Weder Geschlechtsverteilung (männlich:  $n = 238$ ; = 77 %;  $P = 0,64$ ) noch BU (93 cm, 66 – 145 cm;  $94 \pm 15$  cm;  $P = 0,59$ ) zeigten signifikante Unterschiede zwischen den 3 Gruppen.

Die Ergebnisse von ISS und UZ und die ISS-Verteilung innerhalb der Gruppen sind in ► **Abb. 6, 7** dargestellt. Während die UZ zwischen Gruppe A und Z nur gering variierte, resultierte aus dem Verlassen des automatisierten Untersuchungsablaufs bei Gruppe D eine um 3,6 min längere UZ.

Die Ergebnisse der objektiven BQ sind in ► **Abb. 8** aufgeführt. Die Gruppen A und Z zeigten keinen Unterschied, wogegen Gruppe D eine signifikant bessere BQ aufwies.

► **Abb. 9** zeigt die ermittelten Dosiswerte der Kopf-/Hals- und Körperscans. Zwischen den 3 Gruppen konnten bei den Kopf-/Hals-Scans keine signifikanten bzw. klinisch relevanten Unterschiede der Dosisparameter festgestellt werden. Demgegenüber konnten im Körperscan deutliche Dosisreduktionen erreicht werden. Im Vergleich zwischen Gruppe A und Z zeigt sich, dass unter optimierter Konfiguration der AEC bei gleicher BQ das DLP um 37 % ( $927 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$ ) niedriger lag. Im Vergleich zwischen Gruppe Z und D wurde durch die Armlagerung das DLP um weitere 29 % ( $466 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$ ) gesenkt.

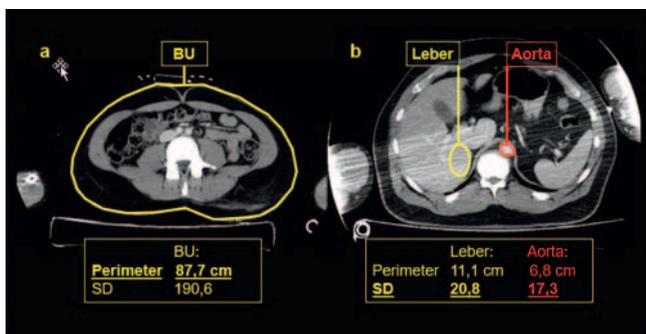
Die mittlere effektive Dosis einer GKCT von Scheitel bis Sitzbein ist in ► **Abb. 10** den Dosisreferenzwerten (DRW) des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) gegenübergestellt [23].

## Schlussfolgerungen

1. Durch eine optimierte Einstellung der Dosismodulation kann die Strahlenexposition auch an älteren Geräten deutlich reduziert werden.

	ALT (A)	ZEIT (Z)	DOSIS (D)
<b>Scouts</b>	Akquisition aller Scouts in 2 Ebenen		
	Manuelle Anpassung der Scoutlänge gemäß Landmarken der angeforderten Scans (siehe Abb. 3)		
<b>Untersuchungsablauf</b>	1. langer Ganzkörper-Scout	1. langer Ganzkörper-Scout	1. kurzer Kopf-/Hals-Scout 2. Kopf-/Hals-Scan
	2. gleichzeitiger Start von KM-Injektor und CT-Gerät	2. gleichzeitiger Start von KM-Injektor und CT-Gerät	3. Pause mit Arumlagerung 4. langer Ganzkörper-Scout
	3. automatisiert nacheinander ablaufende Scans	3. automatisiert nacheinander ablaufende Scans	5. automatisiert nacheinander ablaufende Scans
<b>Kontrastmittel</b> (100 ml KM + 20 ml NaCl mit je 3 ml/s Flow)			
Kopf-/Hals-Scan	nativ	nativ	nativ
Körper-Scan	60 s Delay	60 s Delay	60 s Delay
Bein-Scan	ca. 80 s Delay	ca. 80 s Delay	ca. 80 s Delay
<b>Für alle Scans identische Einstellungen</b>			
Röhrenspannung	120 kV	120 kV	120 kV
Rotationszeit	0,5 s	0,5 s	0,5 s
MPR-Erstellung	automatisch	automatisch	automatisch
MPR-Versand ins PACS	automatisch	automatisch	automatisch
<b>Kopf-/Hals-Scans</b> (Es wurden keine Veränderungen der Kopf-/Hals-Scans zwischen den Protokollen vorgenommen.)			
Arme	am Körper	am Körper	am Körper
Röhrenstrom	400 mA (AEC inaktiv)	400 mA (AEC inaktiv)	400 mA (AEC inaktiv)
Faltungskern	FC64	FC64	FC64
Scan-FOV	320 mm	320 mm	320 mm
Kollimation	32 x 0,5 mm	32 x 0,5 mm	32 x 0,5 mm
Pitch-Faktor	0,656	0,656	0,656
<b>Körper-Scan</b>			
Arme	am Körper	am Körper	über Kopf eleviert
Röhrenstrom	AEC aktiv	AEC aktiv	AEC aktiv
Rauschfaktor/SD-Wert	12 HU	14 HU	14 HU
Grenzen AEC	40 - 440 mA	140 - 440 mA	140 - 440 mA
Faltungskern	FC15	FC17	FC17
Scan-FOV	500 mm	500 mm	500 mm
Kollimation	32 x 1 mm	32 x 1 mm	32 x 1 mm
Pitch-Faktor	0,844	0,844	0,844

► **Abb. 4** Ausführliche Auflistung der technischen Spezifikationen der 3 evaluierten GKCT-Protokolle. Kollimation: Angabe in Detektorzeilen × Schichtdicke; MPR: Multiplanare Reformationen; AEC: Dosismodulation; FOV: Field-of-view.



► **Abb. 5** **a** Der Bauchumfang (BU) der Patienten wurde als Freihand-ROI im Hautniveau in Höhe des Nabels ermittelt. **b** Die objektive Bildqualität wurde als „Bildrauschen“ (= Standardabweichung der HU in einer Mess-ROI) ermittelt. Die ROIs wurden im Lebersegment VII und in der Aorta platziert.

2. Aufgrund steter Weiterentwicklung der CT durch die Hersteller sollten bestehende Protokolle regelmäßig reevaluiert und optimiert werden.
3. Eine Untersuchung des Körpers mit Armen über dem Kopf ist – bei längerer UZ – bezüglich BQ und Dosis der Armlagerung am Körper überlegen.
4. Das klinisch adaptierte, duale Konzept mit 2 unterschiedlich gewichteten GKCT-Protokollen ist der Verwendung eines einzelnen Protokolls für alle Patienten („One-fits-all-Konzept“) überlegen.
5. GKCTs führen zu relevanten Strahlenexpositionen. Weiterführende Multizenterstudien zur Quantifizierung der durchschnittlichen Strahlenexposition durch eine GKCT sind erforderlich.

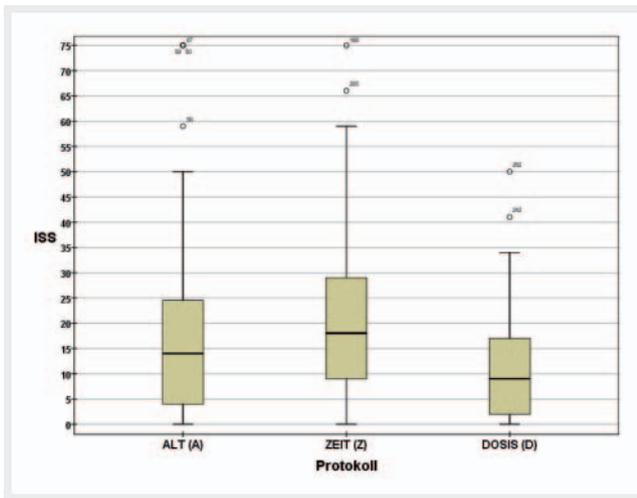
## Diskussion

Im Vergleich zwischen Gruppe A und Z kommt es bei ähnlicher UZ durch die Optimierung der AEC unter stabiler BQ zu einer Reduk-

	ALT (A)		ZEIT (Z)		DOSIS (D)		P-Werte		
	Median	Range	Median	Range	Median	Range	A - Z	A - D	Z - D
	MW	± SD	MW	± SD	MW	± SD			
UZ in min	3,93 <sup>(*)</sup>	3,3 - 5,63	4,1 <sup>(*)</sup>	2,8 - 7,17	7,72 <sup>(*)</sup>	6 - 10	s	s	s
	3,98 <sup>(*)</sup>	± 0,45	4,27 <sup>(*)</sup>	± 0,83	7,73 <sup>(*)</sup>	± 0,82			
ISS	14 <sup>(*)</sup>	0 - 75	18 <sup>(*)</sup>	0 - 75	9 <sup>(*)</sup>	0 - 50	s	s	s
	17,2 <sup>(*)</sup>	± 16,5	21,3 <sup>(*)</sup>	± 16,1	10,7 <sup>(*)</sup>	± 10,5			

► **Abb. 6** In der Abbildung sind die Ergebnisse der UZ und des ISS als Median und Range dargestellt. Für den Literaturvergleich werden zusätzlich Mittelwert und Standardabweichung angegeben. s = signifikant; ns = nicht signifikant.

\* Bei der UZ wurden mehrere Extremwerte (Werte außerhalb des 3. IQR) identifiziert und aus der statistischen Analyse der UZ ausgeschlossen (Gruppe A: 3, Gruppe Z: 3, Gruppe D: 2).



► **Abb. 7** Die ISS wurden in der vorliegenden Arbeit anhand der GKCT-Befunde und Entlassungsbriefe ermittelt [18]. Das ALT-Protokoll wurde im Sinne eines „One-fits-all-Konzepts“ für alle Patienten verwendet. Seit 2011 wurden 2 unterschiedlich gewichtete Protokolle vorgehalten und anhand des in ► **Abb. 2** dargestellten Algorithmus eingesetzt. In den Boxplots ist zu erkennen, dass in der ZEIT-Gruppe häufiger schwerverletzte und in der DOSIS-Gruppe häufiger leichtverletzte Patienten untersucht wurden. Dies spiegelt die im Schockraum durchgeführte Triage wider. Die Box markiert den Interquartil-Abstand (IQA) der ISS-Werte je Gruppe, d. h. die mittleren 50%. Die dicke Linie in der Box entspricht dem Median. Die Whisker (an der Ober- bzw. Unterkante der Box ansetzende Linien) stehen für Werte, die um den 1,5fachen IQA über- bzw. unterhalb des IQA liegen. Ausreißer (Werte außerhalb der Whisker (zwischen 1,5 und 3fachem IQA)) sind als Kreise dargestellt.

tion der Strahlenexposition. Bei gegenüber Gruppe Z gleicher Einstellung der AEC resultiert in Gruppe D allein aus der Arumlagerung und dem dadurch veränderten Protokolldesign eine längere UZ bei reduzierter Strahlenexposition und verbesserter BQ.

Das betrachtete Patientenkollektiv der vorliegenden Arbeit ist im Vergleich mit dem TraumaRegister als repräsentativ zu bewerten (Jahresbericht 2016: MW<sub>Alter</sub> 51,4 a; 70 % männlich) [6].

Da das CT bei Verwendung der AEC über die Scouts den Habitus des Patienten berücksichtigt, hat dieser direkten Einfluss auf die Dosis. Da zwischen den 3 Gruppen beim BU keine signifikan-

ten Unterschiede bestanden, sind verfälschte Dosiswerte durch eine asymmetrische Verteilung von Patienten mit unterschiedlichem Habitus auf die Gruppen ausgeschlossen.

Bei der Verletzungsschwere zeigt sich im Vergleich der 3 Gruppen eine deutliche Dynamik (► **Abb. 7**). Beim früher für alle Patienten genutzten ALT-Protokoll zeigt sich eine Streuung des ISS über die komplette Breite von 0 – 75 Punkten. Demgegenüber kommt es seit Einsatz des klinisch adaptierten Procedere zu einer Umverteilung bei Gruppe Z hin zu höheren und in Gruppe D hin zu niedrigeren ISS. Dies spiegelt die durchgeführte klinische Triage wider. In Summe lag bei 139 Patienten der ISS über 15 Punkten, womit nach Wurmb theoretisch 54,9% der Patienten übertriagiert waren [17]. Die Literatur zeigt eine breite Streuung der publizierten ISS-Werte: Huber-Wagner: MW 28,8 ± 12,1 [2], Yaniv: MW 13 ± 11,2 [24] oder Gupta: Median 5 (IQR 1 – 13) [16]. Unterschiede sind vor allem durch ein differentes Studiendesign erklärbar. Viele Arbeiten zur Polytrauma-GKCT vernachlässigen dieses wichtige Charakteristikum von Trauma-Patienten. Aufgrund methodischer Unschärfen sollten zukünftige Studien zusätzlich den genaueren NISS (New ISS) ermitteln.

Bei gleichem Protokolldesign zeigt sich bei den Gruppen A und Z eine ähnliche UZ (ca. 4 min). Durch das veränderte Protokolldesign verlängert sich die UZ bei Gruppe D auf 7,7 min. Ein Literaturvergleich ist nur eingeschränkt möglich, da unterschiedliche Definitionen der UZ kursieren. Die Scan-Zeit (= Zeit, in der Röntgenstrahlung emittiert wird) ist als Vergleichsgröße ungeeignet (z. B. 35 – 65 s [25]). Die verwendete Definition der UZ als Differenz aus Protokollanwahl am CT und Akquisitionszeit des letzten Axialbildes der Primärakquisition berücksichtigt Scout-Akquisition, Planung, Scan-Zeit, KM-Delay und ggf. durchgeführte Arumlagerungen und ist damit als realistische Größe zu werten. Die einzelnen gefundenen Extremwerte (lebensrettende Sofortmaßnahmen, Reanimation) wurden aus der statistischen Analyse ausgeschlossen. Die optimale und von zukünftigen Autoren zu bevorzugende Definition der UZ wurde von Yaniv bzw. Bayer verwendet (Differenz aus Akquisitionszeit des ersten Scout-Bildes und des letzten Axialbildes) [24, 26]. Die UZ von 14,1 ± 4,1 bis 14,3 ± 9,5 min bzw. von 7:30 ± 2:52 min:sec sind mit der vorliegenden Arbeit vergleichbar. Bei instabilen Patienten mit Priorität auf kurzer UZ der GKCT entspräche das Protokolldesign von Gruppe A bzw. Z mit 4 min UZ tatsächlich einem zeitoptimierten Protokoll.

Das Auftreten typischer Artefakte bei Armen am Körper ist allgemein bekannt und insbesondere bei adipösen Patienten

	ALT (A)		ZEIT (Z)		DOSIS (D)		P-Werte		
	Median	Range	Median	Range	Median	Range	A - Z	A - D	Z - D
	MW	± SD	MW	± SD	MW	± SD			
BR Aorta (in HU)	17	11,1 - 39,5	16 <sup>(*)</sup>	10,5 - 35,3	14	9,7 - 19,9	ns	s	s
	18,6	± 5,3	17,3 <sup>(*)</sup>	± 4,8	14,1	± 2,2			
BR Leber (in HU)	19,4	7,5 - 56,3	18,3 <sup>(*)</sup>	11,3 - 30,4	14,7	10,9 - 18,9	ns	s	s
	21	± 6,9	19,2 <sup>(*)</sup>	± 4,1	14,6	± 1,8			

► **Abb. 8** In der Abbildung sind die Ergebnisse der objektiven BQ (Bildrauschen = BR) als Median und Range dargestellt. Diese wurde als Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten in einer ROI in einer Oberbauchschicht im Lebersegment VII und in der Aorta ermittelt. Für den Literaturvergleich werden zusätzlich Mittelwert und Standardabweichung angegeben. s = signifikant; ns = nicht signifikant.

\* Bei der BQ wurden mehrere Extremwerte (Werte außerhalb 3. IQR) identifiziert und aus der statistischen Analyse ausgeschlossen (Gruppe Z: Aorta 2, Leber 4).

	Kopf/Halsscan		Körperscan						P - Werte		
			ALT (A)		ZEIT (Z)		DOSIS (D)				
	Median	Range	Median	Range	Median	Range	Median	Range	A-Z	A-D	Z-D
Scanlänge (cm)	34,7	29,2 - 42,1	93,9	80,9 - 107,9	91,9	78,9 - 108,4	91,9	81,9 - 106,4	s	s	ns
	35	± 1,7	94,2	± 5,3	91,8	± 5,3	91,6	± 5,4			
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	70,4	70,3 - 70,6	26,9	17,2 - 30,2	17	10,4 - 28,2	12,1	10,4 - 29,6	s	s	s
	70,4	± 0,1	26,3	± 2,3	17,8	± 5,4	14,8	± 5,3			
DLP (mGy*cm)	2437	2054 - 2965	2512	1388 - 2969	1585	892 - 2679	1119	859 - 3030	s	s	s
	2464	± 123	2481	± 268	1633	± 520	1360	± 513			
E (mSv)	11	9,2 - 13,3	38,7	21,4 - 45,7	24,4	13,7 - 41,3	17,2	13,2 - 46,7	s	s	s
	11,1	± 0,6	38,2	± 4,1	25,2	± 8	21	± 7,9			

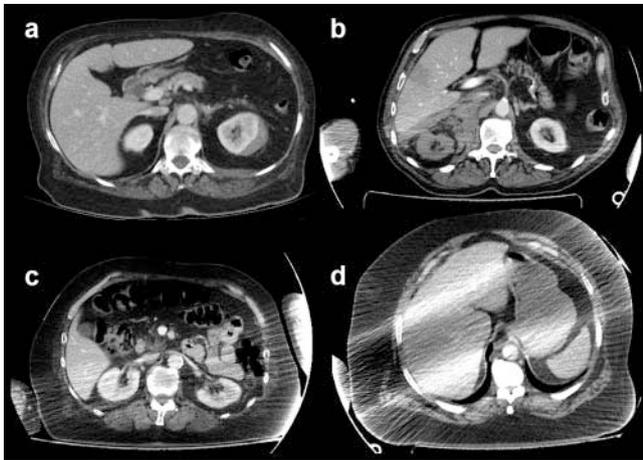
► **Abb. 9** In der Abbildung sind die Dosisbewertungen der Einzelscans dargestellt. Zusätzlich zu Median/Range werden für den besseren Literaturvergleich Mittelwert und Standardabweichung angegeben. Scanlänge und Dosislängenprodukt (DLP) inkl. Overranging. Die effektive Dosis E wurde mittels k-Faktoren nach ICRP103 berechnet [21, 22]. Bei gleichen Einstellungen des Geräts im Kopf-/Hals-Scan bestanden keine Unterschiede zwischen den 3 Gruppen (Bezug auf 16 cm-Kopfphantom). Im Gegensatz dazu wurden durch Optimierung der Dosismodulation (A – Z) und die Armumlagerung (Z – D) im Körperscan jeweils signifikante Dosisreduktionen erreicht (Bezug auf 32 cm-Körperphantom). s = signifikant; ns = nicht signifikant.

Teil 1	ALT (A)	ZEIT (Z)	DOSIS (D)	Teil 2	DLP-DRW <sub>alt</sub> (in mGy * cm)	DRW <sub>alt</sub> - E <sub>Huda</sub> (in mSv)	DLP-DRW <sub>neu</sub> (in mGy * cm)	DRW <sub>neu</sub> - E <sub>Huda</sub> (in mSv)
CCT-/Hals-CT	11 mSv	11 mSv	11 mSv	CCT	950	2,28	850	2,04
				Carotis-Angio	(600)	(6,42)	600	6,42
Hals- und Körperstamm-CT	38,7 mSv	24,4 mSv	17,2 mSv	Thorax	400	8,16	350	7,14
				Oberbauch	450	7,34	360	5,87
				Becken (Weichteil)	450	6,44	400	5,72
Summe	49,7 mSv	35,4 mSv	28,2 mSv			(30,64 mSv)	27,19 mSv	

► **Abb. 10** Für eine GKCT (Scheitel bis Sitzbein) wurden die gefundenen Dosiswerte der Einzelscans (► **Abb. 9**) addiert und in Teil 1 der Abbildung gegenübergestellt. In Teil 2 wurden die alten Dosisreferenzwerte (DRW) und die aktuellen, seit 2016 gültigen DRW des Bundesamtes für Strahlenschutz mit k-Faktoren nach ICRP103 [21, 22] multipliziert und damit „effektive Referenzdosen“ für die Einzelscans berechnet. Da die alten DRW keinen Wert für die Hals-CT lieferten wurde hier stellvertretend der neue DRW verwendet, um vergleichen zu können. Ziel war die Ermittlung eines maximalen DRW-Rahmens für eine entsprechende elektive GKCT. Im Vergleich lagen alle Dosiswerte über den aktuellen DRW. Da es sich bei der GKCT um Notfalldiagnostik handelt, sind Überschreitungen der DRW jedoch legitim.

gehäuft (► **Abb. 11**). Die verwendete Definition der objektiven BQ liefert Werte für ein organspezifisches Bildrauschen und dient dem Vergleich der hier evaluierten Protokolle. Bei Unterschieden von CT-Gerät, AEC-Funktionsweise und Lage der ROI ist ein Vergleich der Einzelwerte mit anderen Arbeiten nicht sinnvoll. Andere Studien mit ähnlicher Methodik kommen zum gleichen Ergebnis: GKCT mit Armen am Körper haben eine schlechtere BQ und höhere Dosis als mit Armen über dem Kopf [19, 20].

Da die Kopf-/Hals-Scans mit gleicher Einstellung untersucht wurden, konnten erwartungsgemäß keine Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden. Hier ist anzumerken, dass bei Untersuchung dieser Region mit konstantem Röhrenstrom mit einer Dosis für intrakranielle BQ der Hals in Relation überexponiert wird. Dies spiegelt sich in den gefundenen, über den DRW des BfS liegenden Dosiswerten wider (► **Abb. 9, 10**) [23]. Dieser Aspekt wurde als Gegenstand zukünftiger Protokolloptimierungen identifiziert.



► **Abb. 11** In der Abbildung sind verschiedene Beispiele von Einzelschichten von Körperscans mit Armen über dem Kopf (Gruppe DOSIS – Bsp. a) und mit Armen am Körper (Gruppe ALT/ZEIT – Bsp. b–d) dargestellt. Deutlich zu erkennen sind die typischerweise auftretenden, streifenförmigen Aufhärtungsartefakte durch die Arme. Dadurch kann insbesondere bei adipösen Patienten die Beurteilbarkeit der Untersuchung massiv eingeschränkt sein.

Im Vergleich der Körperscans zeigen sich zwischen Gruppe Z und D ähnliche Scanlängen, die jedoch kürzer waren als in Gruppe A. Dies ist wahrscheinlich das Resultat einer erhöhten Planungsdisziplin der MTRA bei den neuen Protokollen, da die Überlappung von Körper- und Bein-Scan explizit vermieden werden sollte.

Im Gruppenvergleich der Dosiswerte resultierten sowohl aus der Optimierung der AEC mittels aktueller Software (A-Z) als auch der Armumlagerung (Z-D) signifikante Dosisreduktionen (► **Abb. 9**). Beide Aspekte sind als relevante Einflussgrößen auf Dosis und BQ bekannt [19, 20, 27, 28]. Bei identischer Einstellung der AEC ist zwischen Gruppe Z und D die unterschiedliche Armlagerung die einzig mögliche Ursache für Unterschiede von BQ und Dosis (► **Abb. 4**). Die Dosisreduktion durch die Armumlagerung betrug bei Brink 7 mSv, was mit der vorliegenden Arbeit vergleichbar ist (7,2 mSv) [20]. Solche Werte sind jedoch nicht pauschalisierbar, da am gleichen Fabrikat eines Herstellers beim gleichen Patienten allein aus einer differenten Einstellung der AEC bereits deutliche Unterschiede resultieren können. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass, bei stetiger Weiterentwicklungen der CT durch die Hersteller, bestehende Protokolle regelmäßig reevaluiert und optimiert werden müssen.

Das BfS liefert mit den 2016 aktualisierten DRW einen Rahmen, der bei typischen Untersuchungen von Standardpatienten ( $70 \pm 3$  kg Körpergewicht) eingehalten werden soll [23]. Je nach Indikation, Habitus, speziellen Aspekten (Metallimplantate) und insbesondere bei Notfalldiagnostik sind Überschreitungen der DRW legitim. In ► **Abb. 10** ist gezeigt, dass die gefundenen Dosen, insbesondere bei den Gruppen A und Z, über den aktuellen DRW liegen, wobei die hier publizierten Dosen im Gültigkeitszeitraum der alten DRW zwischen 2011 und 2013 akquiriert wurden. Zwischenzeitlich wurden weitere Protokolloptimierungen durchgeführt und sind Gegenstand einer geplanten Folgearbeit.

Allgemeine Literaturmeinung ist, dass eine GKCT von Scheitel bis Sitzbein ca. 10–20 mSv entspricht [13]. Dem widersprechen

nicht nur die vorliegenden Werte, sondern bereits die Vermutung von Ruchholtz (30,05 mSv) [9]. Harrieder beschreibt eine breite Streuung der Dosiswerte für eine GKCT in der Literatur [29]. Dies hat aus unserer Sicht mehrere Gründe:

1. Es existieren verschiedene GKCT-Protokolle mit zum Teil mehrphasigen und mehrfach überlappenden Scans.
2. Viele Studien publizieren unter Vernachlässigung der Kopf-/Hals-Scans nur Dosiswerte für Körperscans.
3. Einige Arbeiten liefern Daten stattgehabter Strahlenexpositionen [19, 20, 24, 27, 29], andere rechnen mit Phantomstudien und wieder andere liefern Pauschalwerte, deren Herkunft nicht nachvollziehbar ist.
4. Dosiswerte werden auf sehr unterschiedliche, teils unvollständige Art und Weise publiziert. Zudem kursieren verschiedene k-Faktoren, die entweder auf Gewebe-Wichtungs-Faktoren nach ICRP 60 oder nach der aktuellen ICRP 103 basieren [21, 22, 30]. Je nach publizierten, dosisrelevanten Parametern kann eine Umrechnung und damit eine Vergleichbarkeit mit anderen Studien eingeschränkt bis unmöglich sein. Rechnet man die publizierten Werte mit den k-Faktoren von Huda in mit dieser Studie vergleichbare Werte um, so wurden bisher Dosiswerte von 41,1–49,5 mSv [25], 26,2–28 mSv [29], 15,7–20,2 mSv [27], 11,4–28,2 mSv [20] oder 12,4–18,2 mSv [24] publiziert. Hierbei ist explizit anzumerken, dass die letzten 3 Arbeiten nur Werte für die Körperscans liefern, nicht aber für die Kopf-/Hals-Scans. Bisher existiert zu diesem Thema keine anonymisierte, retrospektive Multizenterevaluation.

Vergleicht man auf aktuellstem Stand von Hard- und Software ein „One-fits-all-Konzept“ mit dem klinisch adaptierten Konzept ergeben sich aus den gefundenen Daten folgende Gesichtspunkte:

Bei bisher alleiniger Verwendung eines Protokolls mit Armen am Körper für alle Patienten (ZEIT-Protokoll) bietet die additive Vorhaltung eines DOSIS-Protokolls die Möglichkeit bei stabilen Patienten gemäß ALARA-Prinzip mit adäquater Dosis und besserer BQ zu untersuchen. Daraus resultiert eine reduzierte kollektive Strahlenexposition, wovon insbesondere im Schockraum übertriagierte, jedoch nur leicht verletzte Patienten profitieren.

Bei bisher alleiniger Verwendung eines DOSIS-Protokolls mit Armumlagerung über Kopf für alle Patienten profitieren bei additiver Vorhaltung eines ZEIT-Protokolls durch die reduzierte UZ und die damit zeiteffizientere Versorgung insbesondere kreislaufinstabile Schwerstverletzte. Eine höhere Strahlenexposition ist für diese Patienten im Rahmen der Notfalldiagnostik akzeptabel.

Bei Vorhaltung unterschiedlich gewichteter GKCT-Protokolle kann somit flexibler und individueller auf den Patienten und seine klinische Situation eingegangen werden.

Bei Patienten mit relevantem Trauma-Mechanismus besteht ein alternatives Diagnostikkonzept aus der Kombination von Sonografie, Röntgenaufnahmen des Körperstammskeletts und falls nötig im Anschluss CT einzelner Körperregionen. Unter Summierung von Literaturwerten ergibt sich für die Röntgendarstellung von HWS, BWS, LWS, Thorax und Becken eine effektive Dosis von 3,32 mSv [31]. Dies entspricht reichlich 1/10 der Dosis einer GKCT (► **Abb. 10**). Die Darstellung des Thorax p. a. entspricht 0,02 mSv, eine GKCT mit 30 mSv entspräche damit 1500 Röntgenaufnahmen des Thorax.

Die durchschnittliche jährliche Strahlenexposition eines Deutschen beträgt laut BfS 4 mSv, bestehend aus natürlichen und zivilisatorischen Quellen. Trauma-Patienten sind häufig sehr jung und in ihrer Anamnese meist nur mit der natürlichen Strahlenexposition konfrontiert gewesen (2,1 mSv). Eine GKCT mit 30 mSv entspricht damit einer natürlichen Strahlenexposition von 14,3 a.

## Limitationen

Grundlegende Limitationen dieser Studie liegen in ihrem retrospektiven, monozentrischen, unverblindeten und nicht randomisierten Design.

Besonders bei adipösen Patienten besteht eine hohe Lagevarianz des Nabels. Daher sollten zukünftige Studien den BU entlang der z-Achse nicht wie in dieser Studie anhand des Nabels, sondern anhand knöcherner Landmarken festlegen (z. B. LWK3).

Bei Untersuchungen mit Armen am Körper wird durch den BU das tatsächlich strahlenexponierte Körpervolumen unvollständig wiedergegeben. Daher wurden in dieser Arbeit keine Korrelationen von BU und Dosis präsentiert.

Die verwendete Definition der UZ ist anfällig für Ausreißer, z. B. durch eine prolongierte Schockraumversorgung. Die von Yaniv bzw. Bayer verwendete Definition ist für zukünftige Studien zu bevorzugen [24, 26].

In der Analyse der UZ wurde nicht zwischen GKCT mit oder ohne Bein-Scan unterschieden. Daraus resultieren Ungenauigkeiten der UZ bei Patienten mit durchgeführtem Bein-Scan (Häufigkeit:  $Z > A > D$ ) von ca. 20 s (5 s Interscan-Delay zum Körperscan und ca. 15 s Scan-Zeit der Bein-Scans). Damit lässt sich insbesondere der UZ-Unterschied zwischen Gruppe A und Z erklären.

Als weitere Limitation ist die Untersuchung aller Patienten auf einem CT-fähigen Spineboard zu nennen. Diese können einen signifikanten Einfluss auf Dosis und BQ haben [32]. Dieser Aspekt wurde in dieser Studie nicht evaluiert. Da alle Patienten so untersucht wurden, stellt dies einen systemischen Fehler dar und ist innerhalb der Arbeit zu vernachlässigen.

## Zusammenfassung

Die Akutversorgung von Polytraumata ist eine interdisziplinäre Herausforderung für die behandelnden Trauma-Zentren. Meist existiert für die Abläufe eine interdisziplinär definierte Richtlinie, die zwischen verschiedenen Krankenhäusern teils erhebliche Unterschiede aufweisen kann. Die Diagnostik mittels GKCT fügt sich hier als ein wichtiger Baustein in ein Gesamtkonzept ein und ist dabei komplexen Einflüssen und Wechselwirkungen unterworfen. Neben technischen Faktoren des CT-Geräts (Hersteller, Fabrikat, Softwareoptionen, maximale Scanlänge, iterative Rekonstruktionen) und den eigentlichen Geräteeinstellungen (Röhrenspannung, Rotationszeit, AEC) haben auch räumliche, logistische und interdisziplinäre Aspekte (CT im Schockraum oder getrennte Räume, Ablauf der Schockraumversorgung, Head-/ Feet-first-Lagerung, Armlagerung, KM-Regime) Einfluss auf das Protokolldesign. Aufgrund dieser hohen Komplexität müssen je nach gesetztem Fokus gegenüber elektiven Standardprotokollen einzelner Körper-

regionen immer Kompromisse eingegangen werden. Es existieren viele Publikationen, die sich mit dem Thema der Protokolloptimierung bei der GKCT teils hersteller- bzw. gerätebezogen befassen, teils bezogen auf Einzelaspekte des Protokolldesigns oder verschiedene Designs miteinander vergleichen. Eine Multizenterstudie, die die durchschnittliche Strahlenexposition durch GKCTs genauer quantifiziert, existiert bisher nicht.

Auch zum Thema Indikationsstellung selber sind weitere Forschungen notwendig, um ein praktikables Konzept zu entwickeln, das eine Untertriage möglichst ausschließt und die Übertriagerate relativ gering hält. Die vorliegende Arbeit präsentiert ein klinisch adaptiertes Konzept, das sich zwischen Indikationsstellung und Durchführung einer GKCT einfügt. Es ermöglicht ein flexibleres Eingehen auf individuelle Einzelaspekte von Trauma-Patienten im Schockraum und bietet eine Option, die kollektive Strahlenexposition trotz durchgeführter GKCT zu senken.

### KLINISCHE RELEVANZ DER STUDIE

- Die vorliegende Arbeit präsentiert ein Konzept für die GKCT mehrfachverletzter Patienten: Durch die Vorhaltung zweier unterschiedlich gewichteter Protokolle kann im Schockraum individueller auf die klinische Situation des Trauma-Patienten eingegangen werden.
- Das zeitoptimierte GKCT-Protokoll zielt auf schwerstverletzte Patienten ab – der Fokus liegt auf möglichst kurzer Untersuchungszeit, wobei Kompromisse bei Bildqualität und Strahlenexposition eingegangen werden.
- Das dosisoptimierte GKCT-Protokoll zielt auf leichter verletzte, gegebenenfalls übertriagierte Patienten ab – der Fokus liegt auf einer möglichst niedrigen Strahlenexposition unter Nutzung möglichst vieler Optionen zur Dosisreduktion.
- Das hier vorgestellte, klinisch adaptierte Konzept ist möglicherweise ein weiterer Schritt zur Verbesserung der Akutversorgung von Trauma-Patienten in Deutschland mit dem Ziel der Reduktion der kollektiven Dosis.

### Interessenkonflikt

Die Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

### Danksagung

Die vorliegende Publikation wurde zwischen 2010 und 2015 (Datenerfassung 2010 – 2013) am BG-Klinikum Bergmannstrost in Halle (Saale) durchgeführt. Es handelt sich um die exzerpierte Publikation der Promotionsarbeit des Erstautors. Wir danken dem Department of Diagnostic Imaging and Interventional Radiology (BG-Klinikum Bergmannstrost, Halle (Saale), Germany) für die Überlassung der Daten.

## Literatur

- [1] Statistisches Bundesamt. Gesundheit – Todesursachen in Deutschland 2013. 2014 <https://www.destatis.de/DE/Publikationen/Thematisch/Gesundheit/Todesursachen/Todesursachen.html> Abgerufen am: 03.12.2014
- [2] Huber-Wagner S, Lefering R, Qvick LM, Working Group on Polytrauma of the German Trauma Society et al. Effect of whole-body CT during trauma resuscitation on survival: a retrospective, multicentre study. *Lancet* 2009; 373: 1455–1461
- [3] Salim A, Sangthong B, Martin M et al. Whole body imaging in blunt multisystem trauma patients without obvious signs of injury: Results of a prospective study. *Arch Surg* 2006; 141: 468–475
- [4] Hoffstetter P, Herold T, Daneschnejad M et al. Non-trauma-associated additional findings in whole-body CT examinations in patients with multiple trauma. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 120–126
- [5] TraumaRegister DGU® Jahresbericht 2009. 2009 <http://www.traumaregister-dgu.de/de/service/downloads.html> Abgerufen am: 15.11.2017
- [6] TraumaRegister DGU® Jahresbericht 2017. 2017 <http://www.traumaregister-dgu.de/de/service/downloads.html> Abgerufen am: 15.11.2017
- [7] Snyder GE. Whole-body imaging in blunt multisystem trauma patients who were never examined. *Ann Emerg Med* 2008; 52: 101–103
- [8] Fabian TC. Whole-body CT in multiple trauma. *Lancet* 2009; 373: 1408–1409
- [9] Ruchholtz S, Waydhas C, Schroeder T et al. The value of computed tomography in the early treatment of seriously injured patients. *Chirurg* 2002; 73: 1005–1012
- [10] Brenner DJ, Hall EJ. Cancer Risks from CT Scans: Now We Have Data, What Next? *Radiology* 2012; 265: 330–331
- [11] Laack TA, Thompson KM, Kofler JM et al. Comparison of trauma mortality and estimated cancer mortality from computed tomography during initial evaluation of intermediate-risk trauma patients. *J Trauma* 2011; 70: 1362–1365
- [12] AUC TraumaRegister DGU®. <http://www.traumaregister-dgu.de/de/registerstruktur.html> Abgerufen am 15.11.2017
- [13] Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie. S3-Leitlinie Polytrauma/Schwererletzten-Behandlung. 2016 <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/ll/012-019/ll-ansicht/autor.html> Abgerufen am: 15.11.2017
- [14] Kloth JK, Kauczor HU, Hosch W. Imaging in the emergency room. *Med Klin Intensivmed Notfmed* 2011; 106: 82–88
- [15] Huber-Wagner S et al. Whole-body CT Score – Kriterien zur Durchführung einer Ganzkörper-Computertomografie bei potentiell schwererletzten Patienten. Berlin: Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2015). 2015
- [16] Gupta M, Schriger DL, Hiatt JR et al. Selective use of computed tomography compared with routine whole body imaging in patients with blunt trauma. *Ann Emerg Med* 2011; 58: 407–416.e15
- [17] Wurmb TE, Kenn W. The role of early multislice computed tomography in major trauma. *Trauma* 2012; 14: 301–312
- [18] Baker SP, O'Neill B. The injury severity score: an update. *J Trauma* 1976; 16: 882–885
- [19] Karlo C, Gnannt R, Frauenfelder T et al. Whole-body CT in polytrauma patients: effect of arm positioning on thoracic and abdominal image quality. *Emerg Radiol* 2011; 18: 285–293
- [20] Brink M, de Lange F, Oostveen LJ et al. Arm Raising at Exposure-controlled Multidetector Trauma CT of Thoracoabdominal Region: Higher Image Quality, Lower Radiation Dose. *Radiology* 2008; 249: 661–670
- [21] Huda W, Magill D, He W. CT effective dose per dose length product using ICRP 103 weighting factors. *Med Phys* 2011; 38: 1261–1265
- [22] International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 103. *Ann ICRP*. 2007; 37: (2–4).
- [23] Bundesamt für Strahlenschutz Deutschland. Diagnostische Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. 2016 [http://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/referenzwerte/referenzwerte\\_node.html](http://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/referenzwerte/referenzwerte_node.html) Abgerufen am: 15.11.2017
- [24] Yaniv G, Portnoy O, Simon D et al. Revised protocol for whole-body CT for multi-trauma patients applying triphasic injection followed by a single-pass scan on a 64-MDCT. *Clin Radiol* 2013; 68: 668–675
- [25] Fanucci E, Fiaschetti V, Rotili A et al. Whole body 16-row multislice CT in emergency room: effects of different protocols on scanning time, image quality and radiation exposure. *Emerg Radiol* 2007; 13: 251–257
- [26] Bayer J, Pache G, Strohm PC et al. Influence of arm positioning on radiation dose for whole body computed tomography in trauma patients. *J Trauma* 2011; 70: 900–905
- [27] Loewenhardt B, Buhl M, Gries A et al. Radiation exposure in whole-body computed tomography of multiple trauma patients: bearing devices and patient positioning. *Injury* 2012; 43: 67–72
- [28] Kalender WA, Buchenau S, Deak P et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Med* 2008; 24: 71–79
- [29] Harrieder A, Geyer LL, Körner M et al. Evaluation of radiation dose in 64-row whole-body CT of multiple injured patients compared to 4-row CT. *Fortschr Röntgenstr* 2012; 184: 443–449
- [30] International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 60. *Ann ICRP*. 1991; 21: (1–3)
- [31] Mettler FA, Huda W, Yoshizumi TT et al. Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog. *Radiology* 2008; 248: 254–263
- [32] Loewenhardt B, Huettinger R, Reinert M et al. Dose effects and image quality: Is there any influence by bearing devices in whole-body computed tomography in trauma patients? *Injury* 2014; 45: 170–175